ISSN: 2178-7514

Vol. 15 | Nº. 3 | Ano 2023

ARTIGO DE REVISÃO

BIOMECÂNICA DA CORRIDA DE LONGA DISTÂNCIA

Biomechanics of long-distance running

Guanis de Barros Vilela Junior[1,2]; Adriano de Almeida Pereira[1,2,6]; Jailton Bernardes Faria Dias[1,2,5]; Carlos Henrique Prevital Fileni[1,2]; Heleise Faria dos Reis de Oliveira[1,2,8]; Carolina Nazif Rasul[1,2,10]; José Ricardo Lourenço de Oliveira[1,2,9]; Marcelo Francisco Rodrigues[1,2]; Gustavo Celestino Martins[1,2,3,4]; Marcelo Francisco Rodrigues [1,2,7];Bráulio Nascimento Lima[1,2]; Luís Felipe Silio[1,2,10]; Ricardo Pablo Passos[1,2]

RESUMO

A corrida em bipedia é uma adaptação evolutiva que ancestrais muito remotos do Homo sapiens conquistaram. A maioria das alavancas de nosso sistema locomotor são interpotentes e apropriadas para a velocidade e, portanto, para uma corrida eficiente. O objetivo deste artigo foi refletir sobre as pesquisas relativas à corrida, especialmente as de longas distâncias, seus achados e seus desafios. Para isso foram selecionados 26 artigos, em língua inglesa, que comtemplaram os unitermos "biomechanical analysis", "kinematic analysis", "kinetic analysis", "long distance race", que consolidaram um possível arco de conhecimento sobre a temática composto por variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas, até questões sobre a variabilidade ambiental e tribológicas. Apesar dos avanços significativos sobre a corrida de longa distância, ficou patente, a necessidade de mais pesquisas sobre esse tema, para a elucidação de questões ainda não respondidas.

Palavras-chave: corrida de longa distância, biomecânica, análise cinemática

ABSTRACT

Bipedal running is an evolutionary adaptation achieved by very remote ancestors of Homo sapiens. The majority of the levers in our locomotor system are interpotent and suitable for speed, indicating that we have evolved to run efficiently. The objective of this article was to critically examine research on running, particularly long-distance running, including its findings and challenges. For this purpose, 26 English-language articles were selected, encompassing the keywords "biomechanical analysis," "kinematic analysis," "kinetic analysis," and "long distance race." These articles contributed to the consolidation of a potential body of knowledge on the subject, comprising kinematic, kinetic, and electromyographic variables, as well as addressing issues related to environmental variability and tribology. Despite significant advancements in the study of long-distance running, it is evident that further research is needed to elucidate unanswered questions in this field.

Keywords: long-distance running, biomechanics, kinematic analysis.

1- Núcleo de Pesquisas em Biomecânica Ocupacional e Qualidade de Vida – NPBOQV
2- Centro de Pesquisas Avançadas em Qualidade de Vida - CPAQV
3- Centro Universitário da Fundação de Ensino Octávio Bastos - UNIFEOB
4- Universidade Brasil - UB
5- ESEFM - Escola Superior de Educação Física de Muzambinho
6- Programa de Pós Graduação em Medicina Translacional, Universidade Federal de São Paulo.
7- Centro Universitário de Espírito Santo do Pinhal - UniPinhal
8- UEPG - Universidade Estadual de Ponta Grossa
9- UNIORG - Instituto de Ensino, Pesquisa e Inovação
10-Centro Universitário São Lucas PVH

Autor de correspondência

Guanis de Barros Vilela Junior - Guanis@gmail.com

DOI: 10.36692/V15n3-01R

INTRODUÇÃO

A corrida de longa distância, que no escopo desse artigo, se refere àquelas com distâncias iguais ou superiores a 5,0 Km, demandam além das capacidades biomecânicas e fisiológicas inerentes às diferentes quilometragens, um adequado controle neuro muscular para que a corrida seja eficiente, ou seja, que o corredor gaste suas reservas energéticas percorrendo a maior distância possível para cada unidade de energia disponível, portanto, minimizando a acentuação da fadiga e de eventos potencialmente lesivos, agudos ou crônicos, tanto no sistema osteo muscular, quanto no tendíneo ligamentar.

Esse tipo de corrida acontece, na maioria da vezes, em ambientes abertos, como ruas, estradas, parques, pistas de atletismo etc., ou seja, locais que normalmente apresentam uma ampla variabilidade de pisos, aclives, declives, obstáculos, tipos diferentes das pistas de atletismo etc., sendo que, muitas vezes, numa mesma prova estão presentes várias dessas características extrínsecas ao sujeito durante o percurso. Essa variabilidade ambiental dificulta as pesquisas sobre corridas de longa distância, que por praticidade, escolhas metodológicas ou ausência de instrumentação adequada, são realizadas em laboratórios, em uma esteira instrumentalizada. Nesse sentido, essas pesquisas, apesar de muito importantes, apresentam essa limitação de não coletarem dados em tempo real no ambiente onde as provas acontecem; mas com a advento de tecnologias wearables associadas à inteligência artificial, certamente muitos esclarecimentos científicos sobre a corrida de longa distância estão sendo construídos.

Nesse contexto, o objetivo do presente artigo foi promover uma reflexão sobre o conhecimento científico sobre a corrida de longa distância na atualidade.

Li et al. [1] pesquisaram 28 corredores de longa distância bem treinados, distribuídos nas modalidades 5000m, 10000m e maratona(42195m); o objetivo foi identificar eventuais correlações entre a força máxima de uma repetição (1RM), força excêntrica, força de reação, rigidez das pernas e a economia da corrida (EC) nas velocidades de 12, 14 e 16 km/h. Na primeira fase da pesquisa, avaliaram a força máxima de agachamento (1RM), salto em contramovimento(CMJ) e o salto após queda(DJ). Na segunda fase, a força excêntrica e concêntrica máxima no leg press (LP) e a rigidez das pernas (Kleg). No terceiro dia foi calculada a EC em velocidades de 12, 14 e 16 km/h, concentração de lactato sanguíneo e consumo máximo de oxigênio. Como principais resultados os autores reportam que a força de agachamento 1RM, o CMJ, o DJ, a força de pico excêntrica e concêntrica no leg press(LP), e a rigidez da perna (Kleg) estavam todos significativamente correlacionados com a EC. Entretanto, sendo a EC um parâmetro fisiológico que permite inferir sobre o consumo de oxigênio em steady-state sob velocidade constante, é bem provável, que numa situação, como por exemplo, uma maratona, esse parâmetro não seja adequado, dado que, a velocidade varia durante a prova, atletas alternam posições dando sprints, e somese a isso, que nesse exemplo, a temperatura não controlada (como é no laboratório) influencia na capacidade cardiorrespiratória dos atletas.

Também existe uma variabilidade de natureza tribológica (curvas stress x strain diferentes para todos os biomateriais presentes nos MMII e tipos de solado dos calçados diferentes etc.) nas competições que a pesquisa experimental em ambiente controlado (temperatura; esteira sob velocidade constante), por um motivo óbvio (ambientes muito diferentes) não consegue mensurar. Claro, que isso não invalida a importância das pesquisas experimentais, elas nos fornecem resultados importantes com os quais surgem novas dúvidas e perspectivas futuras de novos métodos de investigação.

A utilização das reservas energéticas disponíveis de maneira eficiente é crucial para o sucesso em uma corrida de longa distância, para isso a associação de aspectos biomecânicos e fisiológicos são importantes, inclusive para a minimização do risco de lesões.

Pizzuto e al. [2] pesquisaram a economia de corrida (EC) e variáveis cinemáticas nos três planos anatômicos clássicos (sagital, frontal e transversal) em 20 corredores recreacionais de longa distância, com (37,45; ±4,85) anos de idade, todos correndo regularmente (há mais de uma ano) mais de 50 Km/semana e tempos médios nos 10 Km, meia-maratona e maratona de 38,41; 86,47 e 186,27 minutos, respectivamente. As avaliações biomecânicas e fisiológicas foram realizadas em esteira instrumentalizada (marca AMTI); utilizaram para determinação do VO2máx protocolo incremental para corrida em esteira proposto por Noakes [3] com espirometria; em três estágios de 65%, 75% e 85% da velocidade máxima de consumo de oxigênio. A análise cinemática tridimensional da corrida foi realizada por sistema de oito câmeras com taxa de aquisição de dados de 100Hz (marca Qualisys). Os resultados evidenciaram correlações positivas moderadas e elevadas da EC com a Amplitude de Movimento (ADM) no joelho (flexão/extensão e abdução/adução) e na ADM (abdução/adução) do quadril, durante a fase de apoio na corrida, sendo que 44% da EC são explicados pelas ADMs (abdução/adução) do joelho e quadril, ou seja, esses parâmetros cinemáticos nos planos sagital e frontal interferem na eficiência da corrida. Nesse sentido cabe aos profissionais das ciências do movimento humano (Educação Física. Fisioterapia e Ortopedia) e corredores, especial atenção na técnica dos movimentos e posicionamento dos segmentos corporais (MMII, tronco, MMSS, cabeça) durante a corrida.

Bohm et al. [4] pesquisaram a associação entre o custo energético (via relações força-comprimento-velocidade) na fase de apoio em corrida com velocidade de 2,5m/s, para isso, utilizaram dados cinemáticos, eletromiográficos e da ultrassonografia (para medir o comprimento do fascículo, ângulo de penação e a espessura no músculo sóleo). Os autores concluíram que o custo energético da corrida está associado ao potencial de força-comprimento-velocidade do músculo sóleo, onde um braço de alavanca do tendão de Aquiles mais curto e uma menor velocidade angular do tornozelo, foram os principais fatores responsáveis pela redução da velocidade de encurtamento do fascículo durante a fase de apoio.

Um dos temas mais polêmicos quando o assunto é corrida se refere ao tipo de pisada do corredor ideal; a pisada com o retropé (calcanhar)

ou a pisada com ânteropé? Hoje, é claro que existem corredores fundistas que utilizam o primeiro deles e outros que preferem o segundo, além disso, existem corredores que combinam ambos os tipos de pisada durante uma prova. Gonzales et al. [5] pesquisaram os tipos de pisada na corrida de 31 jogadores de futebol, todos corredores de longa distância e compararam a função muscular dos membros inferiores entre aqueles que inicialmente, em cada passo, apoiam o antepé (n=16) e os que apoiam o retropé (n=15). Utilizaram ultrassonografia, análise cinemática (vídeos) e cinética (plataforma de força) para aquisição dos dados: ângulo de contato do calcanhar (AC), momento da flexão plantar (MFP); área da secção transversal muscular (AST); ângulo de penação (AP); comprimento do fascículo muscular (CF); espessura da gordura subcutânea (EG) e a eco intensidade (EI). A musculatura analisada foi: gastrocnêmio medial (GM), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA). Os resultados mostraram que diferenças significativas ($p<0,05$) e robustas ($\eta^2>0,14$) foram encontradas em 5 dos 17 parâmetros comparados, foram eles: AC, MFP, AP do GL e do TA e EI do TA, nas outras 12 comparações não foram encontradas diferenças significantes. Os autores reportam a necessidade de mais estudos, afinal, mesmo sendo corredores fundistas, eles são jogadores de futebol, um esporte com ações locomotoras com curtos sprints, corridas para trás, corridas laterais, saltos, que podem determinar explicar a obviedade dos principais achados, ou seja, corredores de ânteropé apresentam maior torque na flexão plantar e menor ângulo de contato do calcanhar com o solo.

Um dos aspectos da biomecânica da corrida mais relevantes se refere a subidas e descidas em diferentes velocidades, na tentativa de elucidar sobre eles, Vernillo et al.[6] avaliaram as forças de reação do solo e potenciais de ativação miográfica (EMG) nos músculos da perna direita: glúteo máximo, bíceps femoral, reto femoral, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral e sóleo (não foi reportado se essa era a perna dominante de todos os sujeitos); a amostra de 18 adultos corredores de fundo experientes em dezenove adultos (10 homens e 9 mulheres) que correram em esteiras instrumentadas a 2,50, 3,33 e 4,17 m/s e com inclinações de 0, ±5° e ±10°. Os resultados reportaram que a frequência de passos aumentou significativamente ($P < 0,001$) (+3%) na maior inclinação (+10°) e com a maior velocidade (4,17 m/s) quando comparada com a corrida na mesma velocidade com 0o de inclinação. As forças verticais de reação do solo aumentaram de maneira significativa apenas na corrida na descida (-10º) na maior velocidade (4,17m/s). O impulso na direção vertical diminuiu de maneira significante nas maiores velocidades e inclinações (negativas e positivas), destacando-se que na subida (10º e 4,17m/s) a diminuição do impulso foi de 17%. No maior declive (-10º) e maior velocidade (4,17m/s) o impulso negativo na direção horizontal aumentou 166%; e no maior aclive (10º) e maior velocidade (4,17m/s) esse impulso negativo horizontal sofre uma diminuição de 90%, quando comparados com a corrida sem inclinação. O inverso disso aconteceu com o impulso horizontal positivo, ou seja, ele diminuiu (-75%) na descida mais inclinada e aumentou (+111%) na subida mais inclinada.

Em relação a EMG apenas o vasto lateral e tibial anterior apresentaram alterações importantes nas inclinações e velocidades maiores. Mais uma vez, um exemplo de uma pesquisa experimental cujos achados permitem inferências sobre o que pode acontecer em corridas de rua ou em trilhas, com aclives e declives em diferentes velocidades.

Também pesquisando sobre a influência da inclinação na corrida em aclives realizada por corredores bem treinados e corredores amadores, García-Pinillos et al. [7], recorreram a 22 atletas fundistas (10 de alto nível e 12 amadores). A aquisição de dados foi realizada esteira instrumentalizada com diferentes inclinações (0, 3, 5, 7, 9 e 11 graus) e velocidade constante de 12Km/h em todas essas inclinações. Não foram encontradas diferenças significativas nos parâmetros espaço-temporais (tempo de voo e de contato; frequência e comprimento da passada) entre os fundistas de alto nível e os amadores em nenhuma das inclinações. Entretanto, foram observadas diferenças significativas entre os dois grupos na rigidez vertical (kvert) e da perna (kleg) com o aumento das inclinações; sendo que kleg esteve fortemente associada ao tempo de contato (R^2=0,797; P<0,001) enquanto kvert esteve robustamente associada às adaptações espaço temporais (R^2=0,547; P=0,002). Ou seja, a rigidez da perna parece influenciar nas variáveis espaço-temporais na corrida em terreno plano; e a rigidez vertical parece interferir de maneira importante nessas variáveis quando a corrida é em subidas.

De fato, pesquisas sobre corridas, especialmente as de longas distâncias realizadas em esteiras são metodologicamente questionáveis; com o intuito de esclarecer isso, Van Hooren et al. [8] compararam a corrida em esteiras instrumentalizadas e a corrida no solo. Para isso, realizaram uma revisão sistemática na qual 33 artigos foram considerados elegíveis, totalizando 494 corredores (349 homens) com idades entre 18 e 65 anos. Constataram que na esteira são diminuídas em relação aos outros pisos: o deslocamento vertical do centro de massa; a ADM da flexão do joelho no apoio; o ângulo do pé com a superfície no instante do contato; o pico da força propulsora; a flexão do quadril no instante de contato e da pressão total sobre o pé. Por outro lado, na corrida na esteira, foram aumentadas, em relação aos outros pisos: a flexão do joelho no contato; o tempo de contato; o ângulo do tornozelo no plano sagital e do ângulo do quadril no instante da perda de contato com o solo. Essas variações são influenciadas pelas características tribológicas entre o tipo de tênis utilizado e os diferentes pisos.

Além do mais, a corrida na esteira a resistência do ar é menor quando comparada a corrida em outros pisos; é sobre isso que vamos reportar a pesquisa realizada por Beaumont et al.[9]. Eles utilizaram o modelamento da dinâmica dos fluidos computacional e testes fisiológicos experimentais, para averiguar a influência da aerodinâmica no VO2máx e no dispêndio energético em corridas com e sem *pace makers* com velocidades de 5,88 m/s em uma pista de atletismo indoor (para minimizar efeitos de ventos). Portanto, 3 corredores, um sendo o corredor principal e os outros dois *pace makers* (coelhos, na gíria utilizada no Brasil), em duas situações: 1) corrida solo; 2) corrida com os dois "coelhos" que estavam à frente do atleta principal a

uma distância de 1m entre eles na direção da corrida. Os atletas correram 1000 m durante a aquisição dos dados. Foi constatada, para o corredor solo, uma diminuição no arrasto aerodinâmico de 33%, que provavelmente, explica a diminuição do consumo de oxigênio em 6%; da frequência cardíaca em 1% e do custo energético em 33%. Os resultados indicam que, em comparação com a situação inicial (correndo sozinho), a posição de vácuo mostra uma redução significativa na área de arrasto aerodinâmico (-33%), o que deve ser responsável pela diminuição observada nos seguintes parâmetros fisiológicos: consumo de oxigênio (-6%), frequência cardíaca (-1%) e custo energético (-33%). Os resultados deste estudo sugerem que correr atrás de dois "pace makers" influencia significativamente a biomecânica e fisiologia do corredor, minimizando a resistência ao ar. É importante destacar que nessa pesquisa a velocidade considerada foi semelhante às velocidades médias de corredores de meia-maratonas e maratonas da elite mundial.

Abbasi et al; [10] pesquisaram as diferenças no controle neuromotor de membros inferiores em corridas em diferentes velocidades, na esteira e no solo. Vinte jovens corredores realizaram teste para determinação da velocidade preferencial do grupo que foi 8,47 m/s. Depois correram, no solo e na esteira, em velocidades 20% maiores e menores que a velocidade preferencial. A chamada fase relativa contínua (CRP) e sua variabilidade (VCRP) foram utilizadas para avaliar a coordenação e sua variação, respectivamente, para os segmentos pé, perna e coxa, durante cinco ciclos de corrida. Foram encontradas diferenças significantes nas CRP para todas as velocidades na fase de apoio (tardia) e no balanço, tanto na corrida na esteira quanto no solo. Mas, as VCRPs, não apresentaram diferenças significantes em nenhuma das condições. Os autores concluíram que as alterações nos padrões de acoplamento dos membros inferiores parece indicar que a coordenação dos segmentos não é estável nas velocidades analisadas e a estabilidade das VCRPs podem ser evidências de que o controle neuromuscular dinâmico e os graus de liberdade na corrida são semelhantes, tanto na esteira quanto no solo.

Buscando compreender como as alterações na rigidez do tendão de Aquiles são influenciadas pela corrida regular, Werkhausen et al. [11], submeteram 11 corredores amadores (grupo experimental) a um treinamento de 10 semanas (3x/semana) para os flexores plantares da perna direita. O grupo controle (10 corredores) não participou desse treinamento. As velocidades preferidas foram de (2,8 ± 0.4 m/s e 2,3 ± 0.2 m/s) para o grupo experimental e controle, respectivamente. Foram utilizados dados cinemáticos, cinéticos e antropométricos (obtidos por ultrassonografia). Quando comparados os dois grupos, após o treinamento, observaram que a rigidez do tendão de Aquiles aumentou 18% ($P<0,01$) no grupo experimental, mas a redução da tensão durante os testes de contrações isométricas não foram significativas.

Partindo do dado de que as lesões por estiramento nos músculos isquiotibiais apresentam maior prevalência, sob altas velocidades, na porção proximal da cabeça longa do bíceps femoral (BFCL) Hegyi et al. [12] pesquisaram a atividade eletromiográfica (EMG) da BFCL e do semitendinoso (ST) em diferentes velocidades

na corrida em uma esteira instrumentalizada. Os 13 sujeitos eram jogadores de futebol e as velocidades de corrida foram: 4,1 (lenta), 5,4 (moderada) e 6,8 m/s (rápida). Os potenciais elétricos da EMG foram normalizados pela atividade da EMG obtida em 1 CVM e os comprimentos das unidades músculo-tendão (UMT) foram calculados a partir de registros cinemáticos. Os resultados destacaram um aumento significativo da atividade mioelétrica no BFCL e ST na fase de balanço tardio à medida que a velocidade da corrida aumenta, sendo, os valores médios de 115% na região proximal; 106% na região medial e 124% na região distal em relação à atividade isométrica voluntária máxima do BFCL. Os comprimentos das UMTs não foram significativos; os autores sugerem a adoção da corrida em velocidade submáxima logo após uma lesão nos isquiotibiais para restaurar a função neuromuscular normal.

A etiologia das lesões em corredores, mostram que quanto maior a distância percorrida, nos treinamentos e nas provas, maior é a incidência de lesões. Especialmente nas corridas de longa distância, um pequeno erro na técnica do movimento habilidoso para a corrida, pode acarretar, aguda ou cronicamente, uma lesão, especialmente nos membros inferiores [13,14,15]. Um tipo de lesão crônica recorrente em fundistas é a fratura por estresse da tíbia [13,15], para compreender as acelerações que atuam na tíbia e no sacro em corridas longas Reenalda et al. [16] pesquisaram 10 corredores fundistas homens, com 31,5 (±1,0) anos de idade; 183,0 (±3,0) cm de estatura e 76,0 (±9,0) kg de massa corporal; com melhor tempo nos 10 Km de 36,48 (±3.81) minutos. Todos correram pelo menos 40 Km/ semana. Na aquisição dos dados oito IMUs (Inertial Magnetic Measurement Units) foram fixados nos pontos anatômicos: manúbrio (1), sacro (1), trato iliotibial lateral (2), na porção anteromedial da tíbia (2) e no pé (2) (sobre os amarres do tênis). Os picos das acelerações sacral (PSA) e tibial (PTA) foram utilizados para calcular a atenuação do choque pela equação: (1-(PSA/PTA)*100). Os resultados mais relevantes mostraram um aumento do PTA enquanto o PSA e a atenuação do choque não apresentaram alterações após a corrida prolongada. As flexões do quadris e joelhos diminuíram na fase de apoio média. Os autores inferiram que o corpo é capaz de trocar os mecanismos ativos de atenuação do choque para mecanismos mais passivos, com as modificações cinemáticas nos quadris e joelhos na fase de apoio em corridas de longas distâncias.

É evidente que empiricamente todos os corredores vivenciam diferenças entre correr na grama, areia, pista de atletismo e esteira. Worsey et al. [17] pesquisaram as diferenças cinemáticas da corrida na areia dura, areia fofa e na pista de tartan oficial. Para aquisição de dados utilizaram IMUs (com 9 graus de liberdade, 3 para acelerômetro, 3 para o giroscópio e 3 para o magnetômetro) que fornecem nos eixos X, Y e Z, a aceleração, a velocidade angular e o sentido do movimento, respectivamente. Esses IMUs foram fixados na tíbia medial anterior, joelho, coluna lombar e coluna torácica dos sete sujeitos da amostra, que foram solicitados a correr 400m nas três superfícies. Com os dados instantâneos das acelerações (a 250 Hz) utilizaram a Player Load (PL), validado pelo Australian Institute of

Sport[18] para medir a carga de trabalho nos 400m em cada tipo de piso. Não encontraram diferenças significativas entre essas PLs, o que indica que o gasto energético foi similar nas três situações. Mas a corrida na areia fofa teve o menor tempo de balanço; a corrida na areia dura teve tempo de balanço maior e a corrida na pista de corrida teve um tempo de balanço intermediário. Não foi encontrado nenhum padrão de dominância para perna direita ou esquerda, para nenhum dos sujeitos nas três superfícies. Isso permite concluir que cada atleta modifica e se adapta de maneira singular ao correr em superfícies com rigidez diferentes. A utilização da Player Load é recente, sendo necessários mais estudos de campo para constatar sua validade em outras situações de movimento locomotor.

Para compreender as lesões em corredores fundistas lesionados, comparando o volume de treinamento semanal pré-competição com a incidência de lesões relacionadas à corrida (LRC), Besomi et al. [19] aplicaram questionário em 4380 corredores que participaram da maratona de Santiago no Chile em 6 de abril de 2014, prova que permite inscrições para correr 10 Km, meia maratona e a maratona. A distribuição dos sujeitos que responderam ao questionário em relação a distância corrida foi: nos 10 km, n=1316; na meia maratona km, n=2168 e na maratona, n=896 corredores. Esse questionário incluiu 21 questões relativas à LRC nos últimos 12 meses, sobre o treinamento, experiência em corridas e condições socioeconômicas. Com análises binomiais uni e multivariada, foram destacados os seguintes resultados: mediana da idade de 36 anos; 51,8% relataram alguma lesão anterior a maratona. O volume de treinamento no mês que antecedeu a prova foi de 15 Km/ semana para os que correram a prova de 10 Km; 30 Km/ semana para os que correram a meia maratona e 45 Km/ semana para os que correram a maratona, ou seja, proporcionalmente à distância competida, os maratonistas foram os que mais correram no mês anterior à prova. Durante a corrida, 14,1% reportaram uma LRC sendo que 43,1% delas ocorreram no joelho. Os autores concluíram, depois de realizarem análise multivariada, que a existência de lesão prévia e distância são fatores associados à LRC, mas que o volume semanal, idade e participação prévia foram fatores protetores.

Outro aspecto importante se refere às características tribológicas do calçado (tênis) utilizado por corredores de longa distância. A tribologia, nas corridas, estuda a relação entre o tênis e o tipo de piso; entre o tênis e o pé do corredor e por fim, caso ele use meias, as características e influências dos diferentes tipos de meias, tipos de pés, tipos de tênis e de corridas com diferentes distâncias; e isso não é simples. Por exemplo, meias ficam úmidas com o suor dos pés durante as provas, ou mesmo por água (da chuva ou qualquer outra origem), isso altera de maneira complexa os atritos entre essas superfícies em contato (pé, meia, tênis, piso).

Day e Hahn [20] pesquisaram a rigidez de flexão longitudinal de três tipos de tênis em três velocidades de corrida. Para isso, consideraram as forças horizontais de reação do solo, conforto subjetivo e custo metabólico nas velocidades de 14, 17 e 20 Km/h diante a diferentes rigidezes longitudinais de flexão que foram: normal (5,9 Nm/rad); rígido

(10,5 Nm/rad)e muito rígido (17,0 Nm/rad). Foram encontradas diferenças significativas no tempo de contato, na frequência e comprimento da passada entre os diferentes tipos de tênis, nas três velocidades testadas. Com o aumento da rigidez de flexão dos tênis, houve diminuição da força propulsiva máxima. A força propulsiva máxima diminuiu com o aumento da rigidez de flexão em todas as três velocidades, mas não houve alteração no impulso de frenagem ou propulsivo. Na menor velocidade (14 km/h), a maioria dos participantes apresentou taxa metabólica mínima com o calçado normal; mas com velocidade de 17 km/h, um número maior de participantes teve maior economia com o calçado rígido, apesar de ter massa 50 gramas maior que o calçado normal. Em relação ao conforto os corredores tenderam a escolher o tênis normal quando a velocidade era menor (14 Km/h) e o calçado rígido quando a velocidade era intermediária (17 Km/h). Ou seja, para velocidades mais baixas tênis de menor rigidez são mais eficientes, para velocidades maiores tênis mais rígidos tendem a ser mais eficientes. Esses resultados sugerem que uma rigidez de flexão ótima para reduzir o custo metabólico e melhorar o conforto, pode depender da velocidade de corrida.

Trama et al. [21] também pesquisaram sobre os tipos de solas (curva e plana) dos tênis de corrida em diferentes velocidades. Vinte corredores (padrão retropé de contato inicial) utilizaram os dois tipos de sola em quatro diferentes velocidades (8,0; 10,5; 13,0 e 15,5 km/h). Os dados foram coletados em um pista indoor com plataforma de força; EMG do gastrocnêmio medial (GM) e vasto lateral (VL) e acelerômetro triaxial com taxa de aquisição de 1000Hz. Os resultados evidenciaram que o solado curvo não alterou as ativações dos músculos GM e VL, o mesmo acontecendo com a potência das vibrações dos tecidos moles. Mas, nas maiores velocidades ocorreu um aumento de todos os parâmetros medidos, acarretando incremento de 242% nas vibrações dos tecidos moles para altas frequências (25-50 Hz), independe do tipo de solado.

O perfil dos corredores e dos calçados que eles utilizavam alterou bastante nos últimos 50 anos; entre as fabricantes pioneiras em calçados para corrida, a New Balance® fundada em 1906, pelo fato de ter sido também fabricante de palmilhas ortopédicas talvez tenha culturalizado a importância em evitar a pronação (eversão + abdução + dorsiflexão) excessiva durante a corrida. Ela foi seguida pela adidas® com as três fitas de couro nas laterais de seus sapatos de corrida que garantiriam maior estabilidade. Mas a questão sobre a eficiência de todas as tecnologias propostas para os tênis de corrida foi questionada por Nigg et al [22], afinal, o número de lesões não diminuiu significativamente com essas tecnologias, diante disso os autores propuseram dois paradigmas, são eles: 1) o paradigma do caminho preferido e 2) o paradigma do conforto.

O paradigma do caminho preferido, se refere, por exemplo, à trajetória do COP (center of Pressure) na fase de contato com o solo, do calcanhar até o hálux. Isso, segundo os autores, não muda de maneira significativa, pois trata-se de uma resposta do controle neuromotor que cada indivíduo possui; mas existem mudanças na amplitude do movimento (ADM) no complexo

articular tornozelo-pé. Essas mudanças na ADM está presente no posicionamento dos ossos, especialmente dos MMII, durante a corrida e da modulação da ativação muscular necessária.

Sob o paradigma do conforto, segundo os autores, corredor seleciona intuitivamente um tênis que julgue confortável para executar a tarefa (corrida) e essa escolha implica que o calçado escolhido permita a manutenção do caminho preferido (paradigma 1). Tal escolha é potencialmente capaz de reduzir o risco de lesão e pode explicar por que ocorreu uma tendência secular da incidência de lesões na corrida.

Continua sendo desafiador compreender como o sistema neuromuscular se adapta diante das condições da corrida, da variabilidade ambiental e da velocidade da corrida. Para elucidar problemas dessa natureza Hoitz et al. [23] pesquisaram a influência de diferentes tipos de tênis na atividade muscular durante a corrida. Com amostra de 33 corredores (com apoio de retropé), sendo 17 homens (31,6; ±9,9) e 16 mulheres (28,0; ±9,9) anos de idade. Os atletas utilizaram três tipos de tênis da marca Mizuno® com diferentes massas e rigidez nas entressolas e solas. Para a aquisição de dados, foram utilizadas análise cinemática (filmagens a 250 Hz), cinética (com plataforma de força, 2400 Hz) e EMG (2400 Hz) nos músculos tibial anterior (TA), fibular longo (FL), gastrocnêmio medial (GM), sóleo (SO), vasto lateral (VL) e bíceps femoral (BF) da perna dominante. Os corredores com mudanças nos ângulos articulares mínimas (≤ 3°), apresentaram mudanças significativas na atividade muscular entre a corrida descalça e corrida calçada (TA: 35%; FL: 11%; GM: 17%; SO: 10%; VL: 27%; BF: 16%), enquanto corredores com mudanças substanciais nos ângulos articulares (>3o) a mesma comparação (descalço x calçado) as alterações na atividade muscular também foram significativas (TA: 39%; FL: 14%; GM: 16%; SO: 16%; VL: 25%; BF: 24%). Nas comparações entre corridas calçadas as diferenças foram mínimas (TA: 10%; FL: 9%; GM: 13%; SO: 8%; VL: 8%; BF: 12%). Portanto, o paradigma do caminho escolhido é válido nas circunstâncias onde as condições das corridas são semelhantes, mas quando não, as adaptações neuromusculares são significativas. Além disso, essa pesquisa evidenciou que os três tipos de tênis de corrida, com propriedades mecânicas distintas, quando comparados entre si, não apresentaram diferenças significativas na ativação dos músculos analisados.

Durante uma corrida os biomateriais que compõem o sistema locomotor humano sofrem deformações durante cada passada, decorrentes das forças que atuam em suas estruturas. Um conceito chave para tentar compreender como essas deformações podem influenciar na eficiência da corrida é o *strain* (tradução possível: "deformabilidade"), mas aqui será usado o termo em inglês. O *strain* é a razão entre a deformação sofrida (no comprimento, área ou volume) de um biomaterial e o seu tamanho inicial (antes da atuação da solicitação mecânica que agiu sobre ele), sendo portanto, uma grandeza adimensional. Khassetarash et al. [24] pesquisaram possíveis alterações no *strain* da tíbia durante uma corrida de 30 minutos em esteira instrumentalizada com declive (-11,3 graus) e velocidade de 2,8m/s. Os sujeitos da pesquisa foram 12 homens, corredores experientes em provas de

longa distância. Utilizaram análise cinemática e dinâmica inversa para estimar o contato articular e as forças musculares nos estágios inicial, intermediário e final da corrida nessas condições. A tomografia computadorizada foi utilizada para gerar modelos de elementos finitos do complexo tíbia-fíbula, que gerou dados para estimar o strain máximo (90º percentil) e o strain volumétrico (volume dos elementos acima de 3000 με). Durante a fadiga, as forças de contato no tornozelo diminuíram significativamente, em média 8,1% na direção axial, mas aumentaram, também significativamente, em média 7,7% na direção anterior-posterior; consequentemente, as estimativas por elementos finitos do strain máximo e do strain volumétrico não foram afetadas. Os autores concluíram que é provável que a fadiga interfira na modulação das forças de contato no tornozelo, mas não necessariamente, as deformações tibiais; em função da relação complexa e não intuitiva entre a carga aplicada e a deformação óssea resultante durante a corrida.

É claro que a indústria de calçados esportivos, em tese, tenta inovar, oferecendo soluções com funções específicas para os diferentes esportes e perfil dos usuários. Um dos modismos recentes é oferecer tênis com o máximo de amortecimento (TMA) a cada passada, mas será que eles tênis influenciam na biomecânica da corrida? Hannigan et al. [25] tentaram responder a essa questão, comparando a força de reação vertical do solo e a cinemática do tornozelo entre o TMA e o tênis tradicional (TT), antes e depois de um período de aclimatação de 6 semanas para a novidade mercadológica. Vinte corredores de longa distância, experientes, utilizaram os dois tipos de tênis, durante treinamento de seis semanas. A cada semana a quilometragem semanal com o TMA aumentou 20%, sendo que na 5ª e 6ª semanas, toda a quilometragem foi realizada exclusivamente com esse tênis. Os pesquisadores recorreram a análise cinemática (sistema Vicon, 250 Hz) e cinética (plataforma de força, 100Hz). Dentre os dados coletados a taxa média de carregamento vertical (TMCV) e o pico de impacto vertical (PIV), além da cinemática da eversão e dorsiflexão no complexo articular tornozelo-pé. Nos resultados, as variáveis biomecânicas não apesentaram diferenças significativas ao longo da transição entre os dois tipos de tênis; a TMCV foi de (67,6; ±14,7 e 84,5; ±18,7) Massa Corporal/segundo, para o TT e o TMA, respectivamente. O PIV foi maior no TMA, fato que pode implicar em maior risco de lesões. A mecânica de eversão observada no TMA também pode aumentar o risco de lesões, dado o aumento da instabilidade. Os pesquisadores não recomendam o uso de TMA, mas ressaltam que os efeitos desses na percepção de dor e nas taxas de lesões ainda são desconhecidos.

A miniaturização de instrumentos na biomecânica como as unidades de medição inercial (IMUs) tem possibilitado cada vez mais que a biomecânica dos esportes possa fazer a aquisição de dados em campo, durante os treinamentos. Ueberschär et al. [26] utilizaram cinco IMUs (um para cada extremidade tibial anterior, um para cada escápula e um para o região sacral) para avaliar as acelerações de impacto na tíbia e no tronco superior durante o treinamento para corrida de longa distância em atletas; 25 corredores de longa distância juniores

de elite e 8 que eram corredores e triatletas, em velocidades de corrida submáximas (12, 14, 16 e 18 km/h) correndo na grama, na pista de tartan, asfalto e esteira. Os pesquisadores encontraram picos médios da aceleração da tíbia para os corredores de longa distância entre (14g;±3) e (16g;±3), sob velocidades de corrida entre 14 e 16 km/h. No sacro os picos médios oscilaram entre (4g;±1 e 5g;±1); na escápula ficaram entre (4g;±1). Concluíram a velocidade de corrida tem quase o dobro de efeito sobre a aceleração tibial do que o tipo de piso e apenas a grama induziu uma carga significativamente menor na tíbia em corredores bem treinados.

Foram discutidos até aqui estudos que consideraram diversas condições de corrida, na esteira ou diferentes tipos de solo, diferentes tipos de tênis, diferentes padrões de pisada (retropé ou ânteropé) e diferentes velocidades e inclinações da direção da corrida. Entretanto, os chamados calçados minimalistas (exemplos: Vibram Five Fingers®, Vivobarefoot®, New Balance Minimus®, Merrell Barefoot®, ZEMgear®) têm um apelo de natureza ancestral, afinal, na maior parte de nossa história evolutiva, nossos remotos antepassados estavam descalços ou usando calçados minimalistas feitos de peles de animais ou fibras de plantas e madeira. Basta lembrar que a borracha (muito utilizada em solas) só foi descoberta e começou a ser utilizada há pouco mais de 150 anos. Yang et al. [27] pesquisaram as alterações biomecânicas na corrida ao longo de um treinamento com calçados minimalistas. Para isso distribuiu randomicamente 30 corredores fundistas, todos com padrão de corrida de retropé, em dois grupos; o GR (n=15) onde os sujeitos passaram por 12 semanas de reeducação da marcha e utilizando o tênis minimalista (n = 15, GR) e o grupo que só usou o tênis minimalista (n = 15, MIN), passou pelo mesmo treinamento de corrida, mas não passou pelo treinamento de reeducação. Todos os participantes, durante os treinamentos utilizaram o calçado minimalista INOV-8 Bare-XF 210®. O GR treinou 12 semanas, 3 vezes por semana, com incrementos de 5 minutos por semana de exercícios orientados para correr com o ânteropé, ou seja, mudando o padrão de pisada deles; para garantir isso, esse grupo teve acesso a um aplicativo para celular que emitia um sinal sonoro disparado quando uma palmilha com sensores de pressão (Podoom®) detectava alguma pisada com o retropé, fornecendo-lhes um feedback de resultado durante os treinamentos e com uso do calçado minimalista. O grupo MIN não teve nenhuma orientação ou treinamento específico sobre o padrão da pisada; esses foram orientados a correr em velocidades que julgassem confortáveis. Os pesquisadores realizaram aquisição de dados com análise cinemática (10 câmeras Vicon®, 100 Hz, para analisar articulações do quadril, joelho e tornozelo) e cinética (plataforma de força Kistler®, 1000 Hz, para coletar o primeiro pico de força no contato (FP), o tempo de contato (CT) e a taxa de carregamento (LR). Os resultados após o treinamento, mostraram que a taxa de carregamento de ambos os grupos diminuiu significativamente, e a taxa de carregamento do GR foi menor do que a do MIN. Em relação às variáveis cinemáticas, o ângulo de contato do pé no GR diminuiu significativamente, enquanto o ângulo de flexão plantar e a velocidade de extensão angular da articulação do quadril aumentaram em ambos os grupos. O torque no tornozelo aumentou no GR, e a rigidez dos MMII melhorou significativamente em ambos

os grupos. Os autores concluíram que é possível converter corredores de retropé em corredores de ânteropé, estratégia que pode ser profilática para alguns corredores.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esse artigo mostrou que a corrida é uma atividade motora complexa, onde, se considerados apenas o sistema esquelético e muscular, dezenas de graus de liberdade devem ser controlados. Portanto, compreender e sistematizar alguns aspectos de sua biomecânica, ajuda quem detém esse conhecimento, a estabelecer e fazer escolhas para uma corrida mais eficiente, segura e com menor risco de lesões.

Estudos científicos sobre a corrida, majoritariamente, buscam por padrões, regularidades, proporcionalidades, correlações, associações, similaridades etc., na tentativa de explicar como o sistema neuromotor se adapta à enorme variabilidade presente numa corrida. Essa variabilidade está no corpo do sujeito que corre e no ambiente onde ele corre, nesse sentido, outras abordagens metodológicas em pesquisas sobre o movimento humano (corrida de longa distância inclusa) são realizadas cada vez mais frequentemente, utilizando as teorias dos sistemas dinâmicos, teoria do caos, teoria dos atratores, teoria dos fractais, dentre outras abordagens, mas isso será objeto de outro estudo.

REFERÊNCIAS

1-LI, Fei et al. Correlation of eccentric strength, reactive strength, and leg stiffness with running economy in well-trained distance runners. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 35, n. 6, p. 1491-1499, 2021.
2- PIZZUTO, Federico et al. Relationship between running economy and kinematic parameters in long-distance runners. The Journal of Strength & Conditioning Research, v. 33, n. 7, p. 1921-1928, 2019.
3- NOAKES, Timothy D.; MYBURGH, Kathryn H.; SCHALL, Robert. Peak treadmill running velocity during the V O2 max test predicts running performance. Journal of sports sciences, v. 8, n. 1, p. 35-45, 1990.
4- BOHM, Sebastian et al. The force–length–velocity potential of the human soleus muscle is related to the energetic cost of running. Proceedings of the Royal Society B, v. 286, n. 1917, p. 20192560, 2019.
5- GONZALES, Joseph M. et al. Comparison of lower limb muscle architecture and geometry in distance runners with rearfoot and forefoot strike pattern. Journal of Sports Sciences, v. 37, n. 19, p. 2184-2190, 2019.
6- VERNILLO, Gianluca et al. Biomechanics of graded running: Part I Stride parameters, external forces, muscle activations. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, v. 30, n. 9, p. 1632-1641, 2020.
7- GARCÍA-PINILLOS, Felipe et al. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. Gait & posture, v. 68, p. 72-77, 2019.
8- VAN HOOREN, Bas et al. Is motorized treadmill running biomechanically comparable to overground running? A systematic review and meta-analysis of cross-over studies. Sports medicine, v. 50, p. 785-813, 2020.
9- BEAUMONT, Fabien et al. How does aerodynamics influence physiological responses in middle-distance running drafting? Mathematical Modelling of Engineering Problems, v. 6, n. 1, 2019.
10- ABBASI, Ali et al. A comparison of coordination and its variability in lower extremity segments during treadmill and overground running at different speeds. Gait & posture, v. 79, p. 139-144, 2020.
11- WERKHAUSEN, Amelie et al. Training-induced increase in Achilles tendon stiffness affects tendon strain pattern during running. PeerJ, v. 7, p. e6764, 2019.
12- HEGYI, András et al. Individual region-and muscle-specific hamstring activity at different running speeds. Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 51, n. 11, 2019.
13- VAN GENT, R. N. et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. British journal of sports medicine, v. 41, n. 8, p. 469-480, 2007.
14- VOLOSHIN, Arkady S. et al. Dynamic loading on the human musculoskeletal system—effect of fatigue. Clinical Biomechanics, v. 13, n. 7, p. 515-520, 1998.
15- KOBLBAUER, Ian F. et al. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. Journal of science and medicine in sport, v. 17, n. 4, p. 419-424, 2014.
16- REENALDA, Jasper et al. Kinematics and shock attenuation during a prolonged run on the athletic track as measured with inertial magnetic measurement units. Gait & posture, v. 68, p. 155-160, 2019.
17- WORSEY, Matthew TO et al. Features observed using multiple inertial sensors for running track and hard-soft

sand running: A comparison study. In: Proceedings. MDPI, 2020. p. 12.
18-AUSTRALIAN INSTITUTE OF SPORT / Catapult. Measuring Athlete Workload. (2018). Disponível em: https://www.catapult.com/blog/fundamentals-playerload-athlete-work
19- BESOMI, Manuela et al. Training volume and previous injury as associated factors for running-related injuries by race distance: a cross-sectional study. 2019.
20- DAY, Evan; HAHN, Michael. Optimal footwear longitudinal bending stiffness to improve running economy is speed dependent. Footwear Science, v. 12, n. 1, p. 3-13, 2020.
21- TRAMA, R.; BLACHE, Y.; HAUTIER, C. Effect of rocker shoes and running speed on lower limb mechanics and soft tissue vibrations. Journal of Biomechanics, v. 82, p. 171-177, 2019.
22- NIGG, B. M. et al. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter'. British journal of sports medicine, v. 49, n. 20, p. 1290-1294, 2015.
23- HOITZ, Fabian; VIENNEAU, Jordyn; NIGG, Benno M. Influence of running shoes on muscle activity. PloS one, v. 15, n. 10, p. e0239852, 2020.
24- KHASSETARASH, Arash et al. Tibial Strains During Prolonged Downhill Running: A Finite Element Analysis. Journal of Biomechanical Engineering, v. 145, n. 4, p. 041007, 2023.
25- HANNIGAN, J. J.; POLLARD, Christine D. A 6-week transition to maximal running shoes does not change running biomechanics. The American Journal of Sports Medicine, v. 47, n. 4, p. 968-973, 2019.
26- UEBERSCHÄR, Olaf et al. Measuring biomechanical loads and asymmetries in junior elite long-distance runners through triaxial inertial sensors. Sports Orthopaedics and Traumatology, v. 35, n. 3, p. 296-308, 2019.
27- YANG, Yang et al. Alterations in running biomechanics after 12-week gait retraining with minimalist shoes. International Journal of Environmental Research and Public Health, v. 17, n. 3, p. 818, 2020.

Obs.: os autores declaram não existir conflitos de interesses de qualquer natureza.