

# 15 Biomecânica da corrida

Reginaldo K. Fukuchi  
Marcos Duarte

## INTRODUÇÃO

Com a preocupação por melhor qualidade de vida, a prática de atividade física tem aumentado em todas as faixas etárias, incluindo idosos<sup>24</sup>. Em especial, a corrida de rua tem sido um dos esportes mais praticados de forma recreativa. Na última década, houve um aumento de 70% do número de praticantes de corrida de rua nos Estados Unidos, população estimada em 42 milhões de praticantes segundo o National Sporting Goods Association (NSGA) (<http://www.runningusa.org/2014-state-of-the-sport-part-ii-running-industry-report>). No Brasil, o cenário não é diferente, pois estima-se que haja cerca de 4,5 milhões de praticantes de corrida no país entre amadores e profissionais.

Se, por um lado, a prática de corrida tem propiciado melhor qualidade de vida, uma vez que está associada à prevenção e melhora de diversas doenças<sup>48</sup>, por outro lado, a prática de corrida também está associada a um risco elevado de lesões. Embora a taxa de lesões reportada em diferentes estudos varie de

15 a 85%<sup>22</sup>, ela parece se manter por volta de 50%, pelo menos nos últimos 40 anos, a despeito da evolução tecnológica significativa no desenvolvimento do calçado de corrida<sup>35</sup>. Isso significa que, a cada ano, cerca de 2,25 milhões de corredores no Brasil podem apresentar pelo menos um episódio de lesão musculoesquelética. A presença de lesões incapacita temporária ou permanentemente a habilidade de correr e, portanto, os indivíduos lesionados tendem a diminuir o interesse pela prática ou até mesmo desistir dela. Em idosos, esse fato pode ter consequências catastróficas visto que, nesta faixa etária, o tempo de recuperação de lesões é tipicamente maior<sup>14</sup>.

O custo para tratamento dessas lesões ou com o afastamento de atividades ocupacionais representa um significativo obstáculo para a economia do país. Por exemplo, é estimado que o custo direto relacionado ao tratamento médico por corredor lesionado na Europa é de 1.300 euros<sup>44</sup>. Entre os diversos fatores envolvidos na etiologia das lesões da corrida, a biomecânica atípica da corrida tem sido amplamente atribuída como fator de risco em estudos anteriores<sup>1</sup>. Além do contexto com lesões, o entendimento da biomecânica da corrida também tem sido considerada determinante no custo energético da corrida<sup>40</sup>.

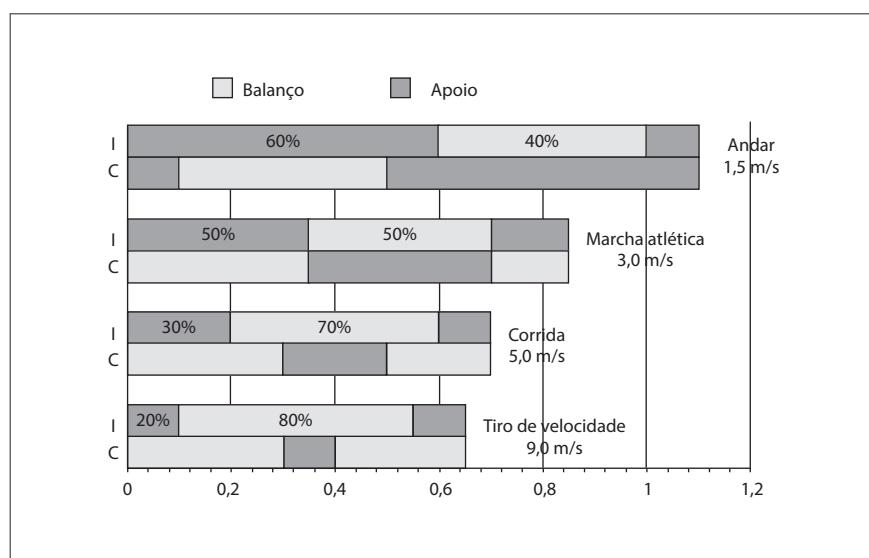
Portanto, é importante que profissionais envolvidos com o treinamento e reabilitação de corredores entendam sobre biomecânica de corrida para que o equilíbrio entre melhora do desempenho e minimização do risco de lesões seja atingido. Nesse contexto, este capítulo tem por objetivo apresentar conceitos da biomecânica da corrida de atletas saudáveis e também aspectos da biomecânica associados a lesões musculoesqueléticas e melhora do desempenho.

## BIOMECÂNICA DA CORRIDA

Whittle<sup>46</sup> definiu andar e correr como “um método de locomoção que envolve o uso de ambas as pernas, alternadamente, para propiciar suporte e propulsão”. Novacheck<sup>36</sup> diferencia andar de correr pelo período de duplo apoio: no andar, ambos os pés estão apoiados no solo no período de duplo apoio e, no correr, inexiste esse período, passando a existir um período de duplo voo, em que ambos os pés estão no ar. Em geral, a biomecânica da corrida é estudada definindo-se primeiramente o ciclo da marcha, que é a unidade básica de medida de eventos em uma análise da locomoção humana, uma vez que o andar ou o correr representam movimentos que ocorrem de forma cíclica e repetitiva. O ciclo da marcha pode ser identificado com o início do contato do pé

com o solo ( contato inicial) e terminando no toque seguinte do mesmo pé. Esse ciclo também pode ser referido como uma passada e, por sua vez, uma passada é constituída por dois passos, cada um iniciado por uma das pernas. Na marcha, esse ciclo pode ser dividido em duas fases: apoio e balanço. A fase de apoio inicia-se no contato inicial e termina quando o mesmo pé decola do chão, o que é conhecido como *toe off* (retirada dos dedos, em uma tradução direta do inglês).

O *toe off* denota o início da fase aérea (balanço) que, por sua vez, termina quando este mesmo pé retorna a realizar um novo contato. O período das fases de apoio e balanço durante o ciclo da marcha é afetado pela velocidade da marcha, conforme mostrado na Figura 15.1. Note que a fase de apoio nos diferentes tipos de marcha pode representar cerca de 60, 50, 30 ou 20% do ciclo à medida que a velocidade aumenta, ou seja, para o andar, marcha atlética, corrida e tiro de velocidade, respectivamente<sup>45</sup>. É importante salientar também que, para o mesmo tipo de marcha, a duração da passada diminui à medida que aumenta a velocidade da marcha, e esta redução ocorre, principalmente, por causa da redução do tempo de apoio ( contato com o solo).

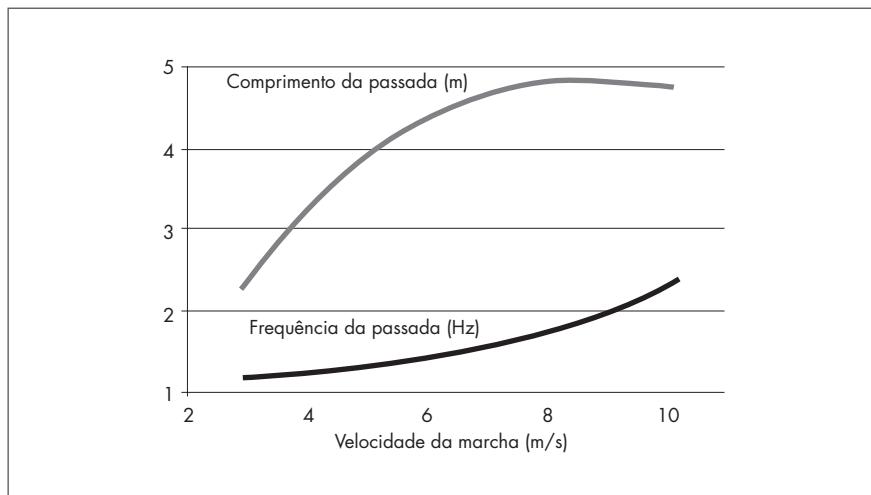


**Figura 15.1** Tempo de apoio e balanço expressado em porcentagem do ciclo da marcha em diferentes velocidades para o membro inferior ipsilateral (I) e contralateral (C). Fonte: adaptada de Vaughan<sup>45</sup>.

### PARÂMETROS ESPACIAIS E TEMPORAIS

O comprimento e a frequência da passada (e do passo) têm sido amplamente utilizados para descrever o comportamento da corrida e comparar padrões. Comprimento da passada (CP) é definido como a distância percorrida durante dois toques sucessivos do mesmo pé, enquanto o comprimento do passo é medido pela distância entre toques de pés distintos. Frequência da passada (FP) é o número de passadas por unidade de tempo, sendo que a velocidade da corrida (VC) é resultante do produto entre comprimento e frequência da passada:  $VC = CP \times FP$ . O período (duração) do ciclo da passada da corrida é dado pelo inverso da frequência da passada. A Figura 15.2 mostra o comportamento de ambas variáveis em função da velocidade da corrida. Note que tanto o comprimento quanto a frequência aumentam, quase que linearmente, com o incremento da velocidade. Em velocidades mais altas, o comprimento da passada se mantém praticamente constante e até mesmo diminui, enquanto a sua frequência torna-se então responsável pelo aumento da velocidade da corrida<sup>50</sup>.

Existe uma visão muito difundida no meio da corrida de rua de que o comprimento dos membros inferiores tem relação com o comprimento da



**Figura 2** Relação entre comprimento e frequência da passada em função da velocidade de corrida.

Fonte: adaptada de Zatsiorsky<sup>50</sup>.

passada, sendo que corredores mais altos tenderiam a ter passadas mais longas e vice-versa. Alguns estudos, entretanto, fracassaram em confirmar essa hipótese e reportaram correlação não significativa entre essas duas variáveis<sup>6</sup>. Esses parâmetros espaciais e temporais têm sido tipicamente usados para analisar o padrão de movimento geral da corrida. Por exemplo, o envelhecimento biológico tem sido consistentemente associado com a redução do comprimento e aumento da cadência da passada<sup>4</sup>. A estatura dos corredores mais velhos, que eram mais baixos que os jovens nestes estudos, não apresentou correlação significativa com o comprimento da passada. Dessa forma, a diferença de estatura não explica as diferenças entre jovens e idosos e, mais provavelmente, o encurtamento da passada em virtude do envelhecimento esteja associado a outros fatores, como fraqueza muscular<sup>33</sup>. Uma estratégia típica para aumentar o comprimento da passada é gerar maior força de reação do solo por meio da contração de músculos específicos durante a corrida<sup>11</sup>. Portanto, faz sentido especular que a fraqueza muscular possa resultar em encurtamento da passada.

Recentemente, alguns achados têm indicado que a manipulação da frequência da passada ou do comprimento da passada está relacionada com alterações positivas em algumas variáveis biomecânicas da corrida. Por exemplo, Lenhart et al.<sup>26</sup> observaram que um aumento da frequência da passada em cerca de 10%, comparado a frequência confortável, alterou as cargas musculares durante a corrida em corredores saudáveis<sup>26</sup>. De forma similar, outros estudos indicaram que existe uma correlação negativa significativa entre frequência da passada e forças de impacto e do deslocamento vertical do centro de gravidade do corpo durante a corrida<sup>41</sup>.

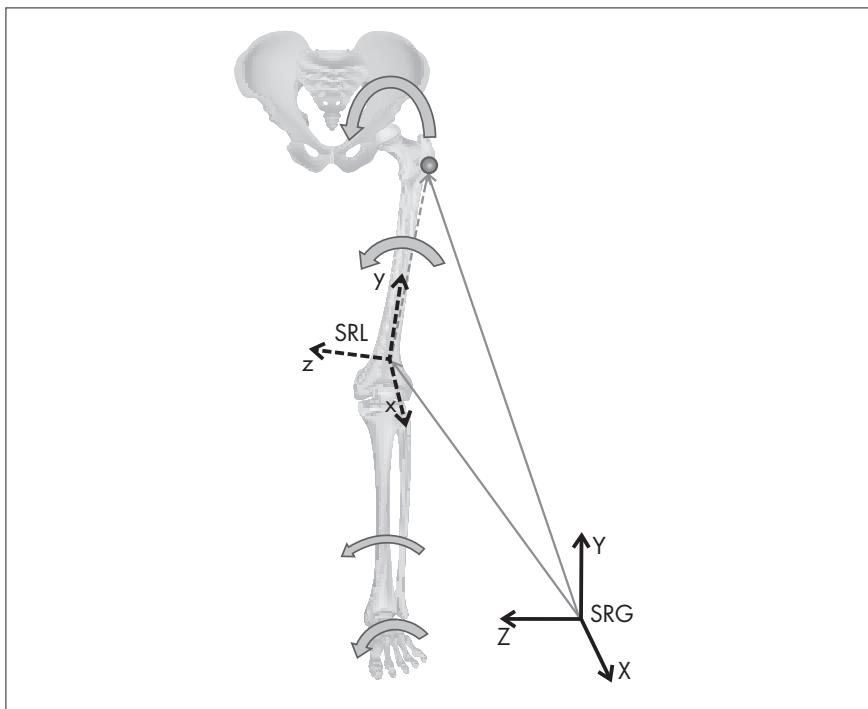
### CINEMÁTICA DA CORRIDA

Cinemática é definida como a descrição dos parâmetros cinemáticos do movimento, como posição, deslocamento, velocidade e aceleração sem se preocupar com as forças que causaram (ou resultaram de) esses movimentos. A cinemática pode ser descrita de duas formas: linear e angular. Os parâmetros cinemáticos também podem ser quantificados em duas ou três dimensões<sup>39,49</sup>. Análises bidimensionais (2D) têm sido conduzidas mais rotineiramente, enquanto análises tridimensionais (3D) se limitam, predominantemente, a laboratórios e centros de pesquisa por envolver custos mais elevados (tanto de tempo quanto dos equipamentos envolvidos).

A trajetória de um ponto no corpo de um corredor em função do tempo é um exemplo de parâmetro cinemático. Por exemplo, em uma análise 2D no plano sagital, ao descrevermos a trajetória do centro de gravidade (CG) do corpo de um corredor, podemos observar que este ponto se deslocará tanto anteriormente, à medida que avançamos na corrida, quanto verticalmente (para cima e para baixo). No caso, de uma análise 3D poderemos observar que o CG se desloca médio-lateralmente. O deslocamento vertical do CG do corredor é um parâmetro muito utilizado no treinamento para inferir sobre o desempenho na corrida, sendo que o menor deslocamento vertical do CG tem sido associado com uma melhor economia de corrida<sup>40</sup>.

Não apenas a descrição de um ponto (p.ex.: CG) mas também os ângulos dos segmentos durante a corrida são tipicamente utilizados para uma descrição mais ampla da cinemática da corrida. Em específico, os ângulos articulares (entre dois segmentos) além dos segmentares (entre um segmento anatômico com um sistema de referência do laboratório, por exemplo) podem ser calculados. Portanto, a partir da variação da posição (tanto linear quanto angular) em função do tempo, pode-se obter a velocidade e a aceleração instantânea por meio de diferenciação numérica. Nesse caso, a velocidade corresponde à primeira derivada da posição, e a aceleração, à segunda. Em alguns casos, a aceleração linear é obtida diretamente por meio de acelerômetros<sup>30</sup>. Em uma operação inversa, velocidade e posição podem ser obtidas a partir da aceleração por meio de integração numérica.

Nas últimas décadas, tem havido um grande avanço tecnológico nos equipamentos e softwares comerciais disponíveis para captura e processamento de movimento em 3D, o que tem popularizado e barateado o acesso a esse tipo de análise. Em geral, para realizar a análise cinemática 3D durante a corrida, os segmentos do corpo são modelados como corpos rígidos com seis graus de liberdade de movimento (três deslocamentos lineares, ou translações, e três deslocamentos angulares, ou rotações, no espaço 3D). Tipicamente, a posição e a orientação de cada segmento são, então, quantificadas a partir da mensuração da posição de marcas superficiais colocadas sobre locais específicos dos segmentos que, por sua vez, irão definir os sistemas de referência de cada segmento (eixos e planos anatômicos), de acordo com convenções para descrição do movimento humano amplamente descritas na literatura<sup>5,49</sup>. Para tanto, são definidos um sistema de referência global (ou do laboratório) e um sistema de referência local (ou anatômico) para cada segmento estudado como mostrado na Figura 15.3.



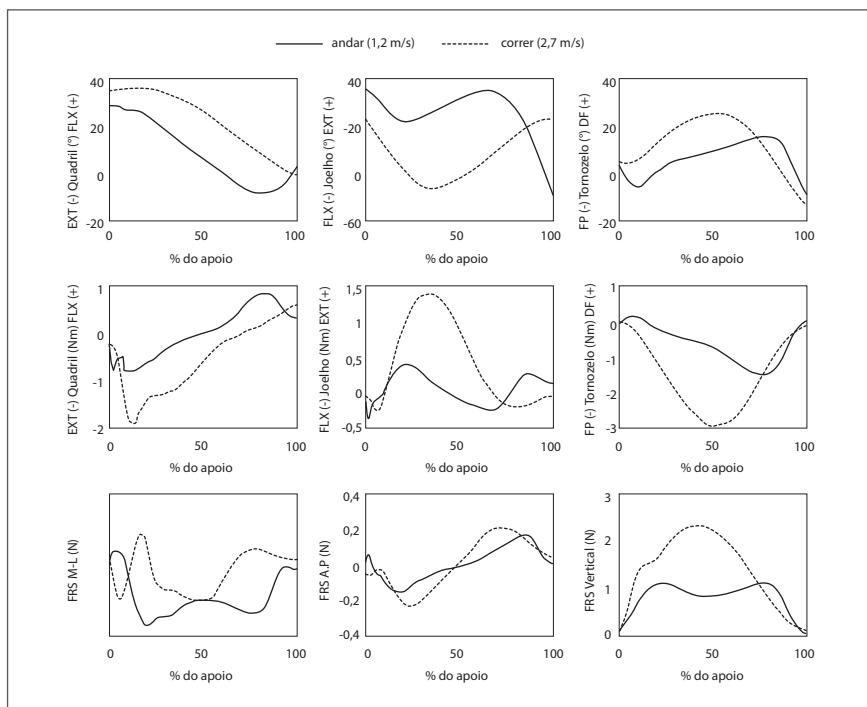
**Figura 15.3** Sistemas de referência global (SRG) fixo no laboratório e sistema de referência local (SRL) fixo no fêmur. A seta maior, em cinza, indica o vetor posição do trocânter maior do fêmur expressado no SRL (tracejado), fixo no fêmur, e no SRG (contínuo). A seta adicional corresponde ao vetor posição da origem do SRL expresso no SRG. As setas curvas no pé, perna, coxa e articulação do quadril indicam o acoplamento de movimentos das articulações durante a fase de apoio da corrida.

Como a corrida envolve forças de impacto com o solo, a presença de artefatos de tecido moles é constante, o que introduz erros nas medidas cinemáticas, uma vez que marcadores superficiais fixados diretamente na pele dos corredores são tipicamente utilizados. Assim, para minimizar os erros experimentais relacionados a esses artefatos de movimento, alguns procedimentos têm sido adotados, como a “técnica de calibração do sistema anatômico” proposto por Cappozzo, et al.<sup>5</sup>. A partir da definição dos sistemas de referência para os segmentos e articulações de interesse, as rotações nos três planos de movimento das articulações são calculadas utilizando-se a representação de ângulos de Cardan (ou Euler) adotando-se a seguinte convenção: a primeira

rotação será descrita ao redor do eixo médio-lateral (eixo Y, perpendicular ao plano sagital) que define movimentos de flexão/extensão; a terceira rotação será descrita ao redor do eixo longitudinal (eixo Z, perpendicular ao plano transverso) que define movimentos de rotação medial/lateral; e a segunda rotação será descrita ao redor de um eixo perpendicular aos dois eixos anteriores, que, na posição neutra (anatômica), corresponderia ao eixo anteroposterior (eixo X, perpendicular ao plano frontal) que define movimentos de adução/abdução. Essa convenção é denominada simplesmente como Y-X-Z e é a mais utilizada para descrever as rotações dos membros inferiores<sup>5,49</sup>. Uma convenção para descrever as rotações possíveis no espaço 3D é necessária porque ângulos tridimensionais não comutam, isto é, a definição dos eixos e a ordem de descrição dos ângulos interferem nos valores desses ângulos<sup>49</sup>. Esse tipo de convenção é atraente por definir rotações com maior interpretação anatômica/clínica.

Existem algumas formas possíveis para se apresentar dados cinemáticos como trajetórias e ângulos, porém, a forma mais utilizada para uso clínico e prático é expressando estes dados cinemáticos como função da porcentagem do ciclo da marcha, uma vez que essa apresentação viabiliza a comparação em diversas condições de análise. Por exemplo, a Figura 15.4A mostra os ângulos do quadril, joelho e tornozelo durante um ciclo da marcha em corredores saudáveis em diferentes velocidades de corrida. É importante que informações acerca das medidas obtidas (p. ex.: a direção das rotações, nomes das articulações, etc.) sejam claramente descritas nos gráficos para que o leitor possa interpretá-los da melhor maneira. O diagrama ao lado do gráfico informa a convenção de ângulos adotada para as curvas apresentadas.

A cinemática no plano sagital tem sido comumente explorada, pois os movimentos durante a corrida ocorrem predominantemente nesse plano sendo, por vezes, possível ser analisado em 2D com uma câmera de vídeo simples. A Figura 15.4A apresenta o padrão típico dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital em diferentes velocidades de corrida. No início da fase de apoio, o quadril, joelho e tornozelo encontram-se flexionados e aumentam a flexão durante a fase de absorção por causa das forças de impacto. Por outro lado, as articulações realizam a extensão durante a fase de propulsão para acelerar o CG do corpo superior e anteriormente. Em geral, a máxima extensão do quadril ocorre no *toe-off* (retirada dos dedos, em uma tradução direta do inglês) e começa a flexionar atingindo a sua máxima flexão na segunda meta-



**Figura 15.4** Média da série temporal para os ângulos (linha superior) e torques (linha intermediária) no quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. Média da série temporal das forças de reação do solo (linha inferior). Os dados representam a média de 35 corredores recreacionais saudáveis.



de da fase de balanço para então voltar a estender ligeiramente para ajustar o contato do pé com o solo. Esse mecanismo de extensão é importante para que o contato do pé não ocorra muito à frente do centro de gravidade e, portanto, causar uma desaceleração indesejada. O movimento de flexão e extensão do quadril é importante para controlar o comprimento da passada durante a corrida. Durante o andar, o menor comprimento de passada de idosos tem sido postulado como sendo causado pelo encurtamento e enrijecimento articular do quadril por causa do envelhecimento<sup>33</sup>. Em contraste, na corrida, a amplitude de movimento do quadril foi descrita como similar quando corredores jovens e mais velhos foram comparados<sup>16</sup>.

O joelho tipicamente encontra-se flexionado no contato inicial e flexiona ainda um pouco mais durante a primeira parte do apoio (fase de absorção), o

que é seguido por uma extensão dele, com menor magnitude do que a flexão, durante a fase de propulsão. O envelhecimento tipicamente resulta em maior flexão do joelho no contato inicial e menor amplitude do movimento durante a fase de apoio que, presumivelmente, pode estar associado com uma maior rigidez articular<sup>4,15</sup>. Durante a fase de balanço, o joelho atinge o seu pico de flexão para reduzir o momento de inércia da perna durante a fase de balanço na corrida. De fato, a maior flexão de joelho no balanço tem sido associado com maior economia de corrida<sup>40</sup>.

O movimento do tornozelo no plano sagital é afetado pela estratégia de aterrissagem. Tem havido rumores anedóticos de que o padrão de aterrissagem pode estar mudando em função da popularização da corrida descalça e do uso de calçados minimalistas<sup>9</sup>. Em corredores que aterrissam com o retropé, ocorre uma leve extensão do tornozelo após o contato com o solo enquanto aqueles que aterrissam com o antepé realizam uma ligeira flexão. Na fase de absorção, no apoio, ocorre uma dorsiflexão do tornozelo em decorrência da orientação da perna, independentemente do tipo de pisada, mas com maior magnitude nos corredores com padrão retropé, e então uma flexão plantar durante a fase de propulsão da corrida. No início da fase de balanço, o tornozelo realiza a dorsiflexão até a posição neutra para propiciar a liberação do pé, embora, em velocidades mais altas, isso não seja necessário por causa da maior flexão do joelho e quadril.

Além da condição do tipo ou presença de calçado, outro fator que influencia o padrão de aterrissagem do pé é a velocidade da corrida, sendo que os corredores tipicamente exibem anteriorização do contato do pé com o solo em velocidades mais altas. De fato, alguns estudos observaram que a velocidade da corrida altera o padrão não apenas do tornozelo no plano sagital bem como do quadril e do joelho sendo que a magnitude dos ângulos eleva-se com o aumento da velocidade<sup>45</sup>. Mais recentemente, estudos utilizando simulação computacional mostraram capacidade de simular o padrão cinemático durante a corrida e apresentaram resultados comparáveis aos estudos experimentais como mostrado na Figura 15.4<sup>20</sup>. A pelve e o tronco flexionam anteriormente para que as forças de reação do solo (no plano sagital) atuem diretamente sobre o CG para acelerar o corpo à frente, em particular, após a metade do apoio.

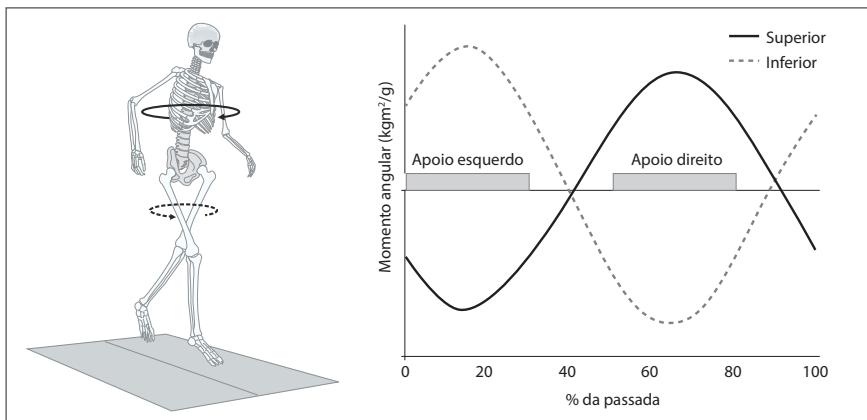
Os movimentos nos chamados planos secundários (frontal e transverso) durante a corrida possuem menor amplitude comparado ao plano sagital por causa

da estrutura das articulações (geometria óssea e as restrições ligamentares) e têm sido relativamente menos estudados<sup>38</sup>. A popularização dos equipamentos, softwares e a melhora dos procedimentos e análises 3D do movimento têm permitido investigar os movimentos nesses planos secundários durante a corrida, embora os erros de medida para estimativas de movimentos ainda sejam consideráveis<sup>25</sup>. Por outro lado, independentemente desses problemas, estudos sugerem que os movimentos nesses planos tenham importância tanto do ponto de vista de lesões quanto de desempenho na corrida. Por exemplo, alguns estudos observaram presença excessiva de rotação medial do joelho e adução do quadril associada à síndrome do trato iliotibial em corredores<sup>29</sup>.

Em relação ao padrão típico de movimento, Novacheck<sup>36</sup> postula que os movimentos do quadril e pelve, combinado com movimentos sutis da região lombo-pélvica, são necessários para minimizar os movimentos da cabeça e tronco, permitindo assim a manutenção do equilíbrio durante a corrida apesar do intenso movimento dos membros inferiores. De fato, o quadril realiza a adução durante o apoio, presumivelmente, como um mecanismo de absorção de carga da mesma forma que a flexão do quadril, joelho e tornozelo o fazem quase de maneira sincrônica. A pelve, quase que de maneira simultânea a do quadril, realiza um desabamento para o lado contralateral durante a fase de apoio. Na fase de balanço, ocorre o movimento oposto, com o quadril abduzindo e a pelve se elevando para liberar o pé para o balanço. No plano transverso, os movimentos de rotação da pelve durante o balanço médio permitem alongar a passada<sup>36</sup>.

Outra importância da pelve no plano transverso é intermediar as ações entre as pernas e tronco durante a corrida permanecendo na posição neutra no plano transverso enquanto os membros inferiores e os superiores rodam em direções opostas para contrabalançar o momento angular entre eles, como mostrado na Figura 15.5. Embora o movimento dos braços tenha sido considerado importante para a propulsão na corrida<sup>23</sup>, um estudo recente indicou que a sua contribuição é desprezível (<1%) e sugeriu que a importância desse movimento seja maior para contrabalançar o momento angular das pernas. Isso está de acordo com o que foi observado por Arellano e Kram<sup>2</sup> de que o movimento dos braços é essencial para minimizar a rotação do tronco e, portanto, não aumentar o gasto metabólico durante a corrida.

Historicamente, a hiperpronação do pé tem sido constantemente identificada como fator de risco de lesões na corrida ainda que esta suposição não te-



**Figura 15.5** Momento angular no eixo vertical durante o ciclo da marcha na corrida.

Fonte: adaptada de Hinrichs<sup>23</sup>.

nha evidência científica alguma<sup>35</sup>. É interessante notar que este conceito tem norteado a concepção de calçados e palmilhas com a finalidade de diminuir a hiperpronação até os dias atuais, apesar da ausência de evidências. Por causa das limitações metodológicas para descrever os movimentos da região do tornozelo, existe uma confusão terminológica na literatura e na prática para expressar estes movimentos<sup>17</sup>. Por exemplo, eversão e inversão do pé têm sido, frequentemente, usadas para expressar os movimentos de pronação e supinação do pé e vice-versa. Embora essa simplificação seja comum, é importante lembrar que a pronação/supinação é um movimento triplanar que envolve a participação de várias articulações do pé como a talocrural e a subtalar<sup>10</sup>. Essa terminologia inadequada deve-se, em parte, à limitação dos métodos de medição dos movimentos baseados em métodos não invasivos em que se modela o pé como um segmento rígido com uma articulação simples com a perna e esta articulação que tem sido chamada de articulação do retropé (*rearfoot joint*)<sup>31</sup>.

Independentemente deste problema de terminologia, o entendimento da pronação e supinação (ou eversão e inversão) tem sido explorado na fase de apoio da corrida e ocorrem tipicamente nas fases de absorção e propulsão da corrida, respectivamente. No início do apoio, tipicamente, o pé se encontra em ligeira supinação. A medida que o pé é submetido à carga na fase de absorção, ocorre a pronação do pé. Como este se encontra fixo no solo e por causa da

conformação estrutural dos ossos, a pronação do pé resulta em uma rotação interna da tibia em virtude da transmissão de torque do eixo longitudinal do pé para o eixo longitudinal da tibia, conhecido como *mitered hinge effect*<sup>8</sup>, como mostrado na Figura 15.3. Esse acoplamento entre as articulações e segmentos na corrida tem sido explorado em diversos estudos para melhorar o entendimento sobre a coordenação de movimentos<sup>10</sup>. Por exemplo, estudos sugerem que a eversão do pé (o componente da pronação no plano quasi-frontal), rotação interna da tibia e a flexão do joelho são acopladas e ocorrem relativamente sincronizados durante a fase de absorção no apoio da corrida e, portanto, consistem de um importante mecanismo de absorção de carga (Figura 15.3). Por outro lado, esses movimentos são revertidos na fase de propulsão. Alguns achados sugerem que a presença de assincronia entre esses movimentos poderia resultar em lesão durante a corrida<sup>10</sup>.

Este entendimento passou a motivar estudos que investigassem o acoplamento entre as articulações e segmentos usando métodos simples e sofisticados de análise de dados<sup>10,19</sup>. Por causa dessa dependência entre movimentos do pé e da perna, uma proposta de mecanismo para justificar que a assincronia de movimentos estaria relacionada com lesões foi feita: uma pronação prolongada do pé resultaria em um prolongamento da rotação interna da tibia. Entretanto, o joelho precisa iniciar a sua extensão e, consequente, a rotação externa da tibia ao redor do apoio médio para preservar a congruência articular em virtude do mecanismo conhecido como *screw home* do joelho<sup>38</sup>. Portanto, a presença de uma pronação prolongada resultaria em um dilema mecânico que produziria uma rotação interna do fêmur para que a desejada rotação do joelho (posição relativa entre o fêmur e a tibia) fosse atingida. Essa rotação interna do fêmur alteraria então o movimento da patela e, presumivelmente, causaria pressão demasiada em algumas áreas de sua superfície articular, particularmente, na faceta lateral.

Embora esse modelo seja utilizado para explicar os possíveis efeitos deletérios da assincronia, ele não tem sido validado experimentalmente. Adicionalmente, há evidências de que essa assincronia pode ser manipulada via órteses e calçados<sup>10</sup>. Finalmente, foi observado maior assincronia entre a eversão do retropé e a flexão do joelho em idosos comparado aos jovens corredores, o que, associado a outros achados, poderia explicar a maior incidência de lesões em virtude do envelhecimento, embora mais estudos sejam necessários para confirmar tal hipótese<sup>15</sup>.

Por causa da sua localização anatômica, o músculo tibial posterior é, teoricamente, muito importante para o controle da pronação do pé, pois ele participa da fase de absorção do apoio contraindo excentricamente (embora os dados da simulação de Hamner et al.<sup>21</sup> mostrem que o tibial posterior contribui muito pouco para a absorção) e concentricamente na fase de propulsão em sincronia com a eversão e inversão do pé. De fato, a síndrome do tendão do músculo tibial posterior (STTP) é listada como uma das mais frequentes, acometendo corredores<sup>43</sup>. Rabbito et al.<sup>37</sup> observaram presença de pronação prolongada em corredores com história de STTP e sugeriram que esses corredores poderiam demandar maiores cargas de tensão neste tendão e, portanto, predispor a STTP.

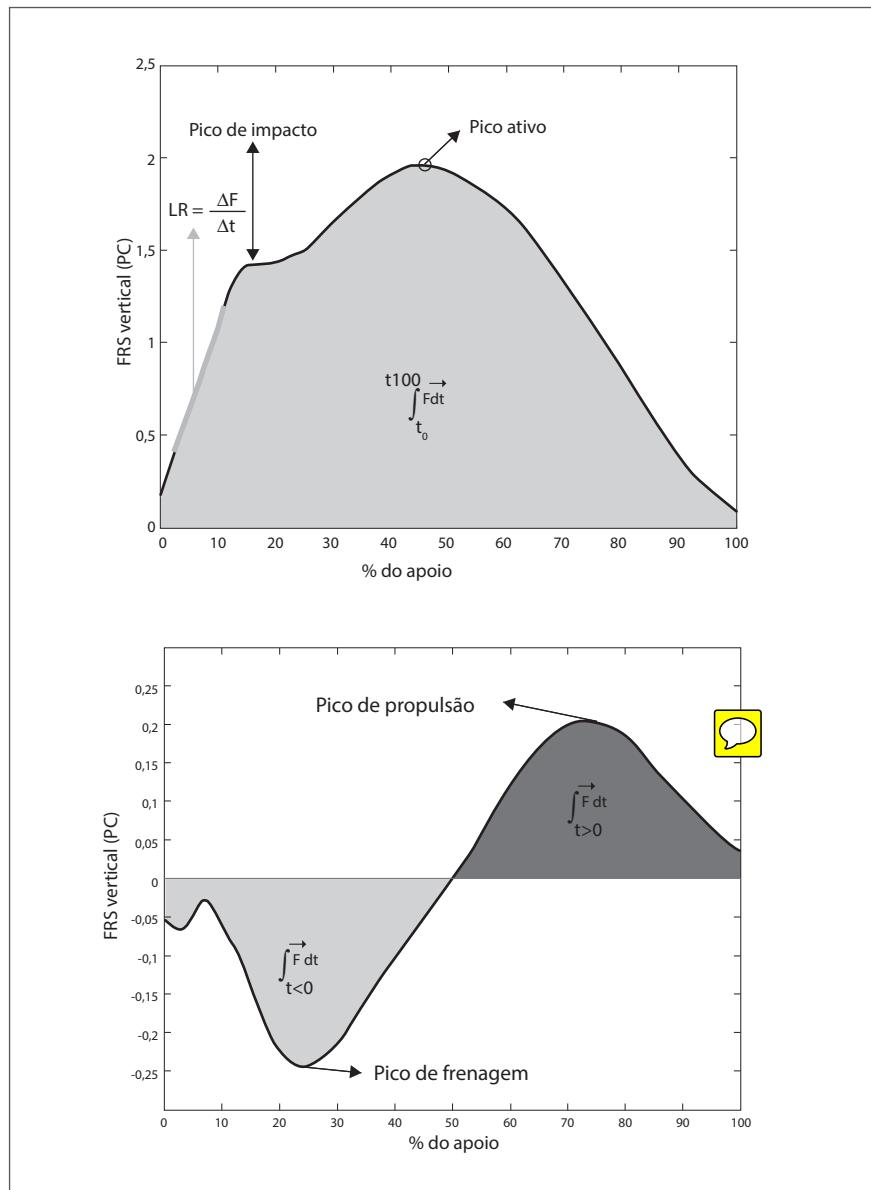
### CINÉTICA DA CORRIDA

Cinética é o estudo das forças e como elas afetam os movimentos. Tipicamente, transdutores de força têm sido utilizados para medir tais forças. As forças no contexto do movimento humano podem ser classificadas em internas e externas. Forças internas são aquelas que agem dentro do corpo ou sistema de interesse que está sendo estudado. Por exemplo, as forças que os músculos, ligamentos e outros tecidos internos fazem na articulação. Em contraste, forças externas são aquelas que agem no corpo como resultado de sua interação com o ambiente externo. Exemplos de forças externas são as forças de contato com o solo e as forças gravitacionais. O estudo das forças no e sobre o corpo humano pode responder perguntas sobre como e por que ocorrem os movimentos que observamos.

### FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO

A força de reação do solo (FRS) consiste da resposta da superfície de apoio para as ações do corpo sobre ele. O instrumento básico para medir essas forças é a plataforma de força<sup>39</sup>. É durante a fase de apoio da corrida que acontecem os maiores estresses sobre o sistema musculoesquelético, e o entendimento da FRS pode ajudar a compreender os fatores envolvidos em lesões, ainda que exista carência de evidências na literatura sobre a relação entre forças de impacto e lesões na corrida<sup>35</sup>.

A Figura 15.6 destaca os principais parâmetros da FRS que são comumente estudados no contexto da performance e lesões<sup>18</sup>. Durante a corrida, a série temporal da FRS vertical apresenta tipicamente dois picos em corredores de



retropé (aqueles que aterrissam com o calcanhar), como mostra a Figura 15.6. O primeiro pico é chamado de pico de impacto, com características mais passivas quanto à contribuição do sistema neuromuscular, enquanto o segundo pico é um pico ativo, com uma contribuição maior das ações do sistema neuromuscular. Outros parâmetros de importância são a taxa de desenvolvimento da carga que pode ser medida como a inclinação da curva entre 20 e 80% do contato inicial até o primeiro pico e o impulso da FRS, que corresponde a área sob a curva FRS *versus* tempo.

Todos esses parâmetros podem ser afetados por fatores como a velocidade da corrida, tipo de calçado, estilo de corrida, massa corpórea, dentre outros. O tipo de aterrissagem do pé (p.ex., retropé, mediopé ou antepé) e tipo de calçado (p.ex., amortecimento, minimalista ou até mesmo descalço) tem sido constantemente associado com alterações nos padrões da FRS vertical, tais como a redução do pico de impacto (ou ausência) e da taxa de desenvolvimento da carga à medida que se aterrissa com a parte mais anterior do pé e com calçado com pouco amortecimento ou descalço. Por exemplo, o estudo de Lieberman et al.<sup>28</sup> teve grande repercussão ao sugerir que correr descalço poderia ser protetor contra lesões resultantes das forças de impacto na corrida, uma vez que foram observadas forças de colisão reduzidas em indivíduos habituados a correr descalços e com aterrissagem no antepé comparado àqueles calçados que tipicamente aterrissam com o retropé. Entretanto, ainda não há evidência conclusiva relacionando forças de impacto com lesões na corrida<sup>35</sup> e, surpreendentemente, apenas evidências limitadas a moderadas indicam que os parâmetros da FRS vertical são, de fato, alterados pelo tipo de pisada segundo uma revisão sistemática recente<sup>18</sup>.

A FRS na direção anteroposterior (FRS a-p) apresenta dois períodos distintos: frenagem e propulsão que, por sua vez, representam a desaceleração e aceleração do centro de gravidade do corredor no apoio da corrida (Figura 15.6). Portanto, a velocidade da corrida diminui na primeira parte e aumenta na segunda e, em teoria, o impulso resultante da FRS a-p seria zero, pois a velocidade permaneceria constante. Parâmetros similares ao da FRS vertical podem ser também obtidos da curva da FRS a-p como os picos de frenagem e propulsão.

À medida que a velocidade da corrida aumenta, ocorre também um aumento da amplitude da FRS e da taxa de desenvolvimento da força vertical e a aterrissagem passa a ser realizada com a parte mais anterior do pé<sup>34</sup>. De forma similar, as amplitudes da FRS a-p (e o impulso) tanto de frenagem quanto

de propulsão também aumentam com a velocidade da corrida, pois refletem a maior perda e ganho de velocidade durante a fase de apoio da corrida<sup>34</sup>. A dependência da FRS com a velocidade pode ser conferida nas séries temporais das curvas da FRS (Figura 15.4). Note que a magnitude da força aumenta com a velocidade da corrida. Outros fatores, independentes da velocidade da corrida, afetam alguns parâmetros da FRS vertical e a-p. Fukuchi et al.<sup>16</sup> observaram redução de ambos os picos da FRS vertical e a-p em corredores mais velhos, comparados aos jovens, durante a corrida em velocidade controlada. Em contrapartida, os corredores mais velhos apresentaram maior taxa de desenvolvimento de carga da FRS vertical. Portanto, esses achados sugerem que o envelhecimento reduz a capacidade tanto de geração de força propulsiva durante a corrida (supostamente pela degradação da potência muscular) quanto de absorção da carga.

### FORÇAS E TORQUES ARTICULARES

A estimativa das cargas mecânicas (forças e momentos de força ou torques) sobre o sistema musculoesquelético é, tipicamente, realizada por dinâmica inversa<sup>51</sup>. De forma simplificada, a abordagem de dinâmica inversa estima as forças e torques por meio de um modelo físico-matemático do corpo humano e medidas experimentais das forças externas (neste caso, a força de reação do solo via plataforma de força e o peso gravitacional de cada segmento estimado a partir de um modelo antropométrico), posição, velocidade e aceleração do corpo (via câmeras de vídeo) e propriedades iniciais dos segmentos do corpo humano sob investigação.

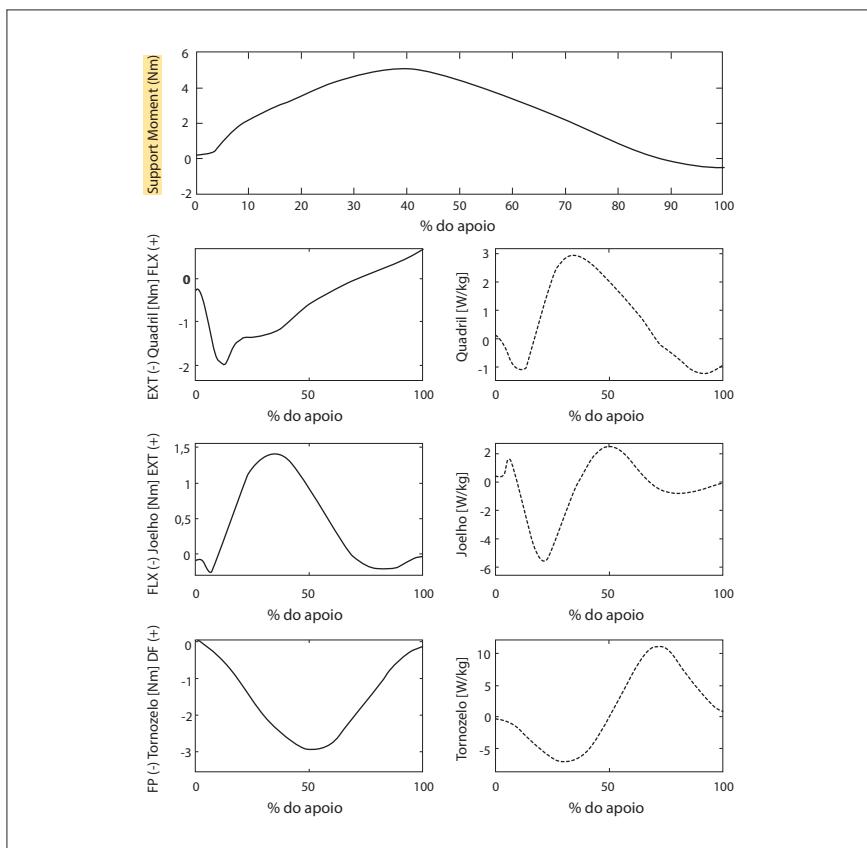
Diagramas de corpo livre descrevendo as forças e torques agindo em cada segmento são representados e as equações de Newton/Euler (segunda lei de Newton para movimentos lineares e angulares) correspondentes são estabelecidas. Variáveis tais como propriedades iniciais e cinemáticas (posição em função do tempo) dos segmentos, e forças externas (tais como a gravitacional e as forças de reação do solo) agindo nos segmentos são mensuradas ou estimadas e as equações de Newton/Euler são resolvidas para as variáveis desconhecidas (forças e torques internos). Uma condição necessária nessa abordagem é que o número de variáveis desconhecidas seja igual ou menor ao número de equações.

Essa condição é satisfeita de duas maneiras: primeiro, forças e torques articulares (forças e torques de cada tendão, ligamento e osso, por exemplo) são

agrupados como forças e torques resultantes (ou líquidos), isto é, uma única força e um único torque para cada articulação. Esse procedimento reduz grandemente o número de incógnitas às custas de não podermos descrever mais detalhadamente a origem da força ou torque articular (só saberemos a resultante, a soma total). Segundo, começa-se o cálculo por um segmento no qual as forças e torques que atuam em uma extremidade (articulação) são conhecidos. Dessa forma, para este segmento, há apenas uma articulação (a outra extremidade) em que não sabemos a força e torque resultantes, isto é, há apenas duas incógnitas. Como pela segunda lei de Newton temos duas equações de Newton/Euler para esse segmento, essas equações podem ser resolvidas como um sistema determinado. A partir do cálculo dos torques articulares, é possível obter as potências articulares por meio do produto do torque articular e da velocidade angular<sup>39</sup>.

Estudos anteriores quantificaram, por meio da dinâmica inversa, as forças e torques internos articulares durante a corrida em populações diversas<sup>16,47</sup>. A Figura 15.7 apresenta o padrão típico dos torques e potências articulares, reportado pioneiramente por Winter<sup>47</sup>, para um sujeito correndo a 2,7 m/s. Tanto o joelho quanto o tornozelo exibem torque extensor quase que durante toda a fase de apoio, enquanto o quadril exibe, tipicamente, um torque extensor na primeira metade do apoio que pode ser seguido por um torque flexor no restante, em virtude da necessidade de propelir a perna de apoio à frente em preparação para a fase de balanço. Note também que as potências articulares do joelho e tornozelo indicam que existe absorção de potência na primeira metade do apoio, mostrando que os músculos agem excentricamente para absorção de choque. Já o quadril contribui muito pouco, tanto para absorção quanto para propulsão, se comparado ao tornozelo e ao joelho. A potência de propulsão no tornozelo é a maior entre as articulações dos membros inferiores indicando, portanto, que é a responsável pela maior geração de energia para propelir o corpo à frente na corrida.

Os torques e potências articulares podem ser afetadas por fatores como velocidade da marcha, estilo de corrida e o envelhecimento. De fato, os torques articulares são diretamente relacionados com a velocidade da corrida como mostrado previamente na Figura 15.4. Em corredores de retropé, um torque dorsiflexor pode ser observado no início do apoio, mas esse torque, tipicamente, não está presente em corredores de mediopé e antepé<sup>50</sup>. Por outro lado, uma recente revisão sistemática revelou que correr descalço reduz a amplitude



**Figura 15.7** – Média dos torques (esquerda) e potências (direita) do quadril, joelho e tornozelo e torque do apoio (gráfico superior) de 35 corredores jovens saudáveis durante a corrida a 2,7 m/s.

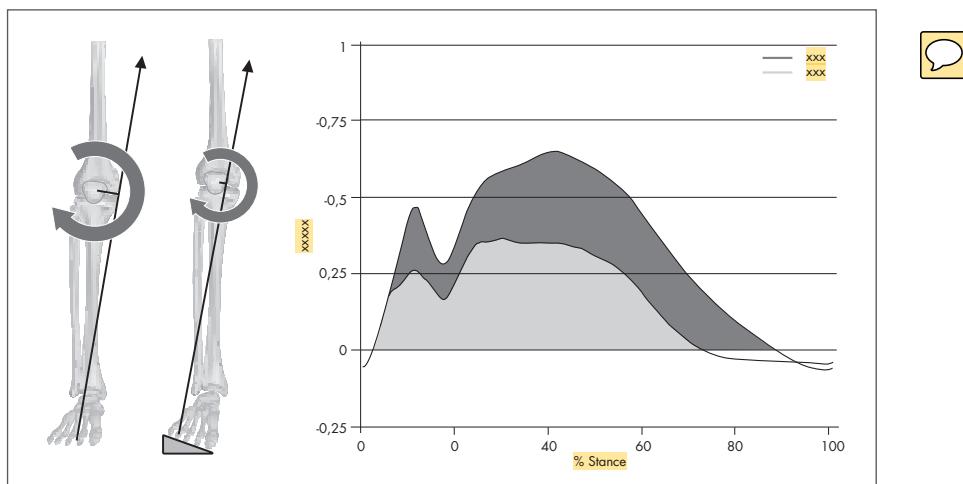
do torque flexor do joelho mas aumenta a amplitude do torque extensor no tornozelo<sup>18</sup>. Em contrapartida, a amplitude do torque flexor do tornozelo foi similar entre as condições calçado e descalço. Hall et al.<sup>18</sup> também sugeriram que o tornozelo absorve mais potência e o joelho absorve menos potência na condição descalça do que calçada. Embora achados de revisão sistemática sejam considerados de boa evidência, os autores encontraram apenas evidências limitadas ou muito limitadas quando relacionaram corrida descalça/calçada e torques ou potências articulares e, portanto, esses resultados devem ser interpretados com cuidado<sup>18</sup>. O envelhecimento resulta em redução do

torque flexor plantar do tornozelo e da potência de absorção<sup>12</sup> e de propulsão do tornozelo<sup>16</sup> durante a corrida.

Os torques articulares nos planos secundários (frontal e transverso) são tipicamente menores do que no plano sagital e esses torques são criados primariamente pelos ligamentos, músculos e alguns tecidos não contráteis<sup>32,36</sup>. Em adição, por causa da pequena amplitude de movimentos nestes planos (ver seção sobre cinemática), a absorção e geração de potência articular é limitada<sup>36</sup>. Por causa desse fatores, o estudo dos torques e potências nestes planos no contexto da biomecânica da corrida foi negligenciado até a década de 1990 por McClay e Maal<sup>32</sup>. Mais recentemente tem havido um maior interesse da literatura pela cinética articular durante a corrida nesses planos secundários motivados principalmente por estudos que investigaram esses padrões no andar<sup>13</sup> e pelo fato de que na corrida existe uma demanda mecânica maior. Realmente, muitos estudos que sugerem a presença de biomecânica atípica da corrida como fator de risco para lesões indicam alterações das cargas articulares nos planos frontal e transverso<sup>32,42</sup>.

Durante a fase de apoio da corrida, o quadril aduz por causa do torque externo criado pela localização da FRS e, portanto, existe predominantemente um torque abdutor interno durante a fase de apoio da corrida (este mecanismo é ilustrado na Figura 15.8). No joelho, existe a predominância de um torque abdutor interno necessário para contrabalançar o torque adutor externo em virtude da orientação da FRS no plano frontal<sup>32</sup>. Os ligamentos laterais, o trato iliotibial, o bíceps femoral e as forças de contato ósseo contribuem para a geração do torque abdutor interno<sup>32</sup>. A síndrome patelofemoral (SPF) do joelho é uma das lesões mais comuns que acometem corredores<sup>43</sup>. O impulso angular do joelho tem sido investigado durante a corrida e o aumento desse impulso tem sido considerado como preditor da SPF, como mostra a Figura 15.8<sup>42</sup>. Esse mesmo padrão foi também recentemente observado em corredores envelhecidos e poderia explicar a maior incidência de lesões nestes corredores<sup>16</sup>. O impulso angular representa a área sob a curva do torque articular *versus* tempo e indica a carga rotacional cumulativa experimentada pela articulação durante a fase de apoio da corrida<sup>42</sup>.

No tornozelo, existe a predominância de um torque inversor interno durante toda a fase de apoio pois, tipicamente, o tornozelo inicia o apoio em inversão, o que cria um torque externo evensor por causa da localização lateral do ponto de aplicação da FRS (centro de pressão) e a orientação da FRS no



**Figura 15.8** A figura da esquerda ilustra a diferença no torque abdutor do joelho em função do aumento do braço de alavancas da FRS. Os gráficos nas figuras da direita destacam o aumento do impulso abdutor do joelho (área sob a curva do torque abdutor) em corredores mais velhos, comparados a corredores saudáveis e jovens, respectivamente.

plano frontal. O tendão do músculo tibial posterior parece ter um papel muito importante de controle tanto na fase de absorção quanto na de propulsão da corrida, pois possui o maior braço de alavanca entre os inversores do tornozelo<sup>31</sup>. De fato, um aumento do torque inversor do tornozelo foi associado com corredores com história de síndrome do trato iliotibial<sup>29</sup>. De qualquer forma, há uma escassez de estudos que investigaram torques do tornozelo no plano frontal associados com lesões na corrida, ainda que existem evidências de que tais torques podem ser afetados pelo uso de órteses de encunhamento medial e lateral<sup>27</sup>.

Estudos sobre os torques e potências no plano transverso são ainda mais escassos, presumivelmente em virtude das dificuldades metodológicas para obter medidas com boa exatidão e precisão nesse plano (assim como no plano frontal)<sup>30</sup>. Em adição, as magnitudes dos torques e potências no plano transverso são baixas e de grande variabilidade se comparadas a outros planos<sup>32</sup>. Portanto, a inferência sobre padrões atípicos nos torques e potências no plano transverso associados com lesões na corrida é ainda mais especulativa. Por causa da presença do *mitered joint effect* distalmente, como resultado da pronação do pé durante a fase de absorção, há um torque medial sobre a

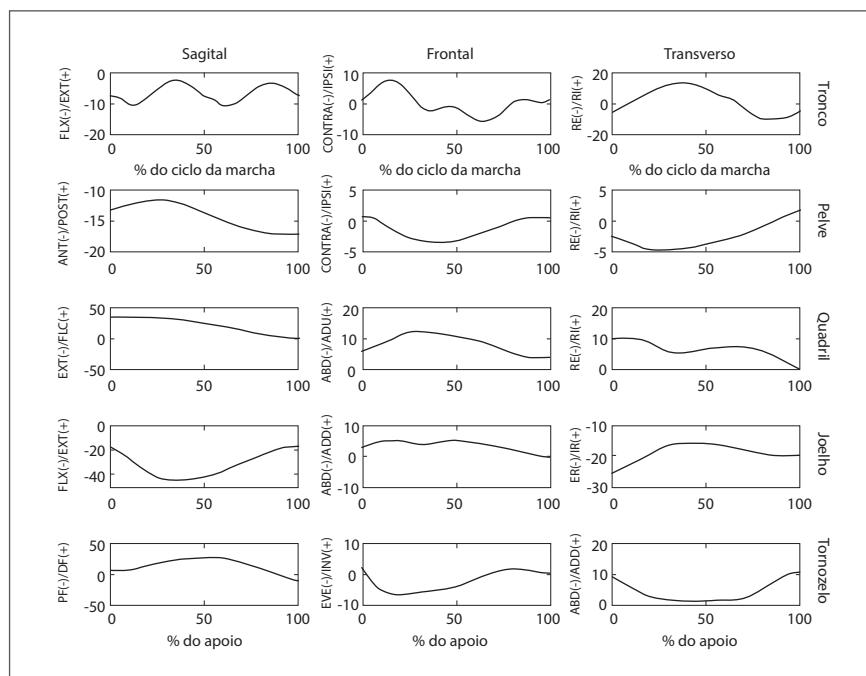
perna (pois o pé está fixo ao chão). À medida que a perna roda medialmente (em virtude do acoplamento com o pé), os tecidos não contráteis do joelho (p. ex.: ligamentos) resistem passivamente a esta rotação realizando um torque lateral<sup>10</sup>. O resultado final desse processo é a presença de um torque lateral no joelho durante a fase de apoio da corrida. Portanto, o torque de rotação lateral do joelho excessivo pode submeter os tecidos da articulação a maior sobrecarga na corrida e predispor esses tecidos à lesão. De fato, o aumento do torque de rotação lateral do joelho tem sido observado em indivíduos com osteoartrose moderada do joelho comparado com indivíduos saudáveis durante o andar<sup>3</sup>; e também em corredores mais velhos comparados com jovens<sup>16</sup>.

### MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA CORRIDA

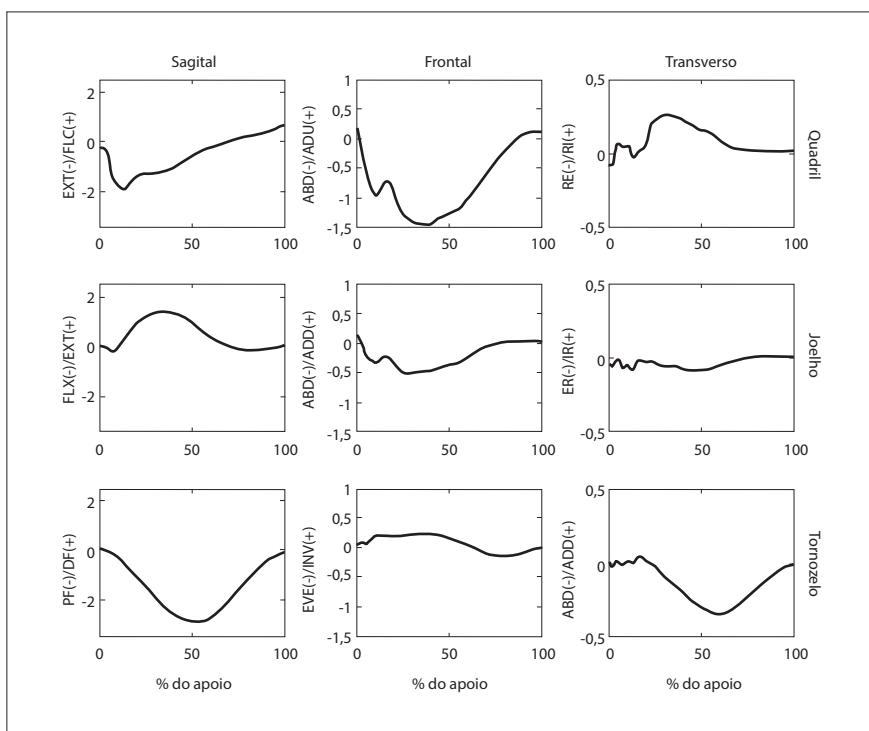
Embora os estudos anteriores tenham apresentado dados experimentais sobre os padrões cinemáticos (ângulos e trajetórias), forças de reação, estimativas das cargas mecânicas e acelerações do centro de gravidade do corpo, as contribuições individuais dos músculos para mover as articulações e acelerar o CG do corpo durante a corrida é pouco entendido. Mais recentemente, estudos utilizando modelagem muscular e simulação computacional da corrida têm emergido e contribuído para este entendimento<sup>20,21</sup>. Estudos mais antigos usaram modelo mais simples (p. ex.: massa-mola) para analisar a dinâmica da corrida. Embora esses estudos tenham sido importantes para o entendimento inicial da contribuição dos músculos para propulsão e suporte na corrida, a simplicidade do modelo e limitações como a não inclusão dos braços, consideração apenas de velocidades baixas e natureza 2D restringiram a sua qualidade. O estudo conduzido por Hamner et al.<sup>21</sup> foi o primeiro a investigar a contribuição dos músculos para o suporte e propulsão na corrida considerando uma velocidade típica e incluindo a participação dos braços e torso no modelo. Embora os autores tenham estudado apenas um sujeito, eles apresentaram resultados bastante promissores com o uso de simulação. As Figuras 15.9 e 15.10 mostram os ângulos e torques articulares, respectivamente, obtidos experimentalmente. Padrões similares a estes ângulos e torques foram observados por meio de estudos usando modelagem e simulação computacional<sup>20,21</sup>. Os resultados desses estudos sugerem que este tipo de abordagem seja adequada para entender a dinâmica da corrida. Um exemplo que demonstra claramente essa adequação foi que os músculos estudados para acelerar o CG do corpo durante a corrida correspondeu à aceleração do CG obtida por meio

da FRS medida experimentalmente, indicando, portanto, que a simulação produziu resultados acurados<sup>21</sup>.

Hamner et al.<sup>21</sup> observaram que, durante a fase de absorção, o músculo quadríceps foi o maior responsável pela frenagem e suporte, sendo que a magnitude da contribuição foi cerca de duas vezes maior que o pico de desaceleração horizontal e cerca de 50% do pico de desaceleração vertical, respectivamente. Por outro lado, o maior contribuinte para as acelerações horizontal e vertical foram os músculos sóleo e gastrocnêmios (tríceps sural) sendo que, em conjunto, esses músculos realizaram mais do que duas vezes o pico de aceleração horizontal e cerca de metade da vertical. Ao contrário de estudos que investigaram o andar, as simulações de Hamner et al.<sup>21</sup> para a corrida sugerem pouca contribuição das forças transmitidas no esqueleto para o suporte de peso durante o apoio, supostamente, pelo fato de a orientação das articulações dos membros inferiores serem mais flexionadas, fazendo com que os músculos participem mais.



**Figura 15.9** Média dos ângulos do tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo medido experimentalmente em 35 corredores jovens saudáveis durante a corrida em esteira a 2,7 m/s.



**Figura 15.10** Média dos torques do quadril, joelho e tornozelo medido experimentalmente em 35 corredores jovens saudáveis durante a corrida em esteira a 2,7 m/s.

### CONSIDERAÇÕES FINIS

Como pode ser observado, a temática biomecânica da corrida é bastante complexa, em sua maior parte em virtude da complexidade do movimento do ser humano, mesmo quando analisado “somente” do ponto de vista da mecânica. A quantidade de informações, apenas no domínio da biomecânica, que hoje conseguimos extrair de uma simples passada de um corredor é enorme e, paradoxalmente, esse fato tem sido um problema para podermos estabelecer relações de causa e efeito para as grandes questões sobre a biomecânica da corrida, como melhora do desempenho e etiologia da lesão. Se, por um lado, esta incompreensão aponta para a limitação do conhecimento atual da biomecânica, por outro, sugere que o campo da biomecânica aplicado ao movimento, em particular a corrida, ainda esteja aberto para descobertas e inovações.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Agresta C, Brown A. Gait retraining for injured and healthy runners using augmented feedback: a systematic literature review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(8):576-84.
2. Arellano CJ, Kram R. The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? *J Exp Biol.* 2014;217(Pt 14):2456-61.
3. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ, Hubley-Kozey CL. Gait and neuromuscular pattern changes are associated with differences in knee osteoarthritis severity levels. *J Biomech.* 2008;41(4):868-76.
4. Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(7):1167-75.
5. Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics.* 1995;10(4):171-8.
6. Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21(4):467-79.
7. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
8. Czerniecki JM. Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *Am J Phys Med Rehabil.* 1988;67(6):246-52.
9. Davis IS. The re-emergence of the minimal running shoe. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):775-84.
10. Deleo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS. Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(10):983-91.
11. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(1): 128-35.
12. Devita P, Fellin RE, Seay JF, Ip E, Stavro N, Messier SP. The relationships between age and running biomechanics. *Med Sci Sports Exerc.* 2015 Aug.
13. Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech.* 1995;28(6):753-8.
14. Fields KB. Running injuries – changing trends and demographics. *Curr Sports Med Rep.* 2011;10(5):299-303.
15. Fukuchi RK, Duarte M. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *J Sports Sci.* 2008;26(13):1447-54.

16. Fukuchi RK, Stefanyshyn DJ, Stirling L, Duarte M, Ferber R. Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014;29(3):304-10.
17. Greiner TM. The jargon of pedal movements. *Foot Ankle Int*. 2007;28(1):109-25.
18. Hall JP, Barton C, Jones PR, Morrissey D. The biomechanical differences between barefoot and shod distance running: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Sports Med*. 2013;43(12):1335-53.
19. Hamill J, Van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(5):297-308.
20. Hamner SR, Delp SL. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *J Biomech*. 2013;46(4): 780-7.
21. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech*. 2010;43(14):2709-16.
22. Heiderscheit B. Always on the run. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(10):724-6.
23. Hinrichs RN. Upper extremity function in running .2. angular-momentum considerations. *Int J Sport Biomech*. 1987;3(3):242-63.
24. Jokl P, Sethi PM, Cooper AJ. Master's performance in the New York City Marathon 1983-1999. *Br J Sports Med*. 2004;38(4):408-12.
25. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*. 2005;21(2):212-25.
26. Lenhart R, Thelen D, Heiderscheit B. Hip muscle loads during running at various step rates. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(10):766-74, A761-764.
27. Lewinson RT, Fukuchi CA, Worobets JT, Stefanyshyn DJ. The effects of wedged footwear on lower limb frontal plane biomechanics during running. *Clin J Sport Med*. 2013;23(3):208-15.
28. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531-5.
29. Louw M, Deary C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – a systematic review of the literature. *Phys Ther Sport*. 2014;15(1):64-75.

30. Mayagoitia RE, Nene AV, Veltink PH. Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *J Biomech.* 2002;35(4):537-42.
31. Mcclay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1998;13(3):195-203.
32. Mcclay I, Manal K. Three-dimensional kinetic analysis of running: significance of secondary planes of motion. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(11):1629-37.
33. McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablility: neuromuscular adaptation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31(2):102-8.
34. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech.* 1987;20(2):147-55.
35. Nigg BM, Baltich J, Hoerzer S, Enders H. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: “preferred movement path” and “comfort filter”. *Br J Sports Med.* 2015.
36. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998;7(1):77-95.
37. Rabbito M, Pohl MB, Humble N, Ferber R. Biomechanical and clinical factors related to stage I posterior tibial tendon dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(10):776-84.
38. Ramsey DK, Wretenberg PF. Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(9):595-611.
39. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. Research methods in biomechanics. Champaign: Human Kinetics; 2014.
40. Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med.* 2004;34(7):465-85.
41. Schubert AG, Kempf J, Heiderscheit BC. Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports Health.* 2014;6(3):210-7.
42. Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VM, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med.* 2006;34(11):1844-51.
43. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med.* 2002;36(2):95-101.

44. Van Der Worp MP, Ten Haaf DS, Van Cingel R, De Wijer A, Nijhuis-Van Der Sanden MW, Staal JB. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PLoS One.* 2015;10(2):e0114937.
45. Vaughan CL. Biomechanics of running gait. *Crit Rev Biomed Eng.* 1984;12(1):1-48.
46. Whittle M. Gait analysis: an introduction. Edinburgh/New York: Butterworth-Heinemann; 2003.
47. Winter DA. Moments of force and mechanical power in jogging. *J Biomech.* 1983;16(1):91-7.
48. Young A, Dinan S. Activity in later life. *Bmj.* 2005;330(7484):189-91.
49. Zatsiorsky VM. Kinematics of human motion. Champaign: Human Kinetics; 1998.
50. Zatsiorsky VM, IOC Medical Commission, International Federation of Sports Medicine. Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention. Oxford/Malden: Blackwell Science; 2000.
51. Zatsiorsky VM. Kinetics of human motion. Champaign: Human Kinetics, 2002.