
Análise cinemática comparativa da fase de apoio da corrida em adultos e idosos

Comparative kinematic analysis during the stance phase of running in adults and elderly

Reginaldo Kisho Fukuchi¹, Marcos Duarte²

¹ Fisioterapeuta; Prof. Ms. do Curso de Fisioterapia do Uninove (Centro Universitário Nove de Julho, São Paulo, SP)

² Físico; Prof. Associado, Coordenador do Laboratório de Biofísica da EEFE/USP (Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP)

ENDEREÇO PARA

CORRESPONDÊNCIA

Reginaldo K. Fukuchi
Laboratório de Biofísica
EEFEUSP
Av. Prof. Mello Moraes 65
Cidade Universitária
05508-030 São Paulo-SP
e-mail: regifukuchi@gmail.com

RESUMO: A preocupação com a qualidade de vida tem levado ao aumento do interesse por atividades físicas pelos idosos. A corrida de rua é uma das atividades que obteve maior número de adeptos dessa faixa etária. Os movimentos excessivos da região do tornozelo têm sido associados às lesões musculoesqueléticas em corredores. Os achados da literatura sugerem que idosos são mais susceptíveis às lesões relacionadas à corrida do que adultos. Contudo, ainda é desconhecido se as alterações teciduais trazidas pelo envelhecimento realmente contribuem para esses resultados. O objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática da fase de apoio da corrida em adultos e idosos. Foram analisados 17 adultos (31±5 anos) e 17 idosos (69±2 anos) recrutados voluntariamente. Os sujeitos correram em uma esteira ergométrica a 11 km/h, enquanto eram filmados por quatro câmeras de vídeo com frequência de 120 Hz. Os ângulos do retro pé e do joelho durante a fase de apoio da corrida foram mensurados. Os idosos apresentaram menor excursão de movimentos de flexão do joelho e de rotação medial da tíbia. Aparentemente os idosos apresentaram maior assincronia entre os movimentos do retro pé e do joelho em relação aos adultos. Esses resultados sugerem que os idosos adotam padrões de movimentos diferentes dos adultos durante a fase de apoio da corrida. A prescrição de exercícios e as estratégias de prevenção de lesões em idosos corredores devem considerar essas diferenças.

DESCRITORES: Biomecânica; Corrida; Envelhecimento

ABSTRACT: In elderly people, concern with quality of life has led to increased interest on physical activities, among which running or jogging in the streets is the favourite. In runners, excessive ankle movements have been linked to musculoskeletal injuries. Literature has suggested elderly runners are more susceptible to running-related injuries than adults, but it is still unknown whether aging-related tissue degeneration might be associated to this. This study aimed at comparing the stance phase kinematics of running in adults and elderly runners. Seventeen adults (31±5 years old) and 17 elderly runners (69±2 years old) ran on a treadmill at 11 km/h while they were filmed by four digital cameras at 120 Hz. Rearfoot and knee joint movements were measured during the stance phase of running. The elderly runners showed lower knee flexion and lower tibial internal rotation excursion. Elderly runners apparently presented greater asynchrony between rearfoot and knee joint movement than adults. These findings suggest that during running stance elderly runners adopt different movement patterns when compared to adults. Prescription of physical activities for the elderly and prevention strategies in elderly runners should consider these findings.

KEY WORDS: Aging; Biomechanics; Running

APRESENTAÇÃO

jan. 2007

ACEITO PARA PUBLICAÇÃO

dez. 2007

INTRODUÇÃO

A prática regular de atividade física ajuda a prevenir ou postergar o aparecimento de disfunções importantes que acometem os idosos como a osteoporose, diabetes melito, hipertensão arterial e outras doenças cardiovasculares¹. A corrida de rua é uma das atividades que mais despertou adeptos dessa faixa etária. Dados da maior associação de corredores do Estado de São Paulo, a Corpore, registraram um aumento de 52% do número de atletas com mais de 65 anos que participaram das provas organizadas pela entidade nos últimos três anos.

Apesar dos benefícios da prática de atividade física em geral, e da corrida em particular, o aumento da prática desta última tem levado ao conseqüente aumento no número de lesões. Anualmente, cerca de 50% dos corredores americanos são acometidos por alguma lesão que é suficiente para causar alteração do desempenho². Ambos os indivíduos, jovens e mais velhos, são freqüentemente expostos a lesões, com incidência anual entre 37% e 56%, respectivamente³. O maior acometimento dos idosos por lesões pode ser devido às modificações teciduais resultantes do processo de envelhecimento biológico⁴ e por eventuais mudanças nos padrões de movimento utilizados na corrida.

Movimentos excessivos da região do tornozelo (articulações subtalar e talocrural) têm sido atribuídos como causa de lesões musculoesqueléticas, tanto na região pé e tornozelo quanto no joelho^{5,6}. Infelizmente existe uma grande confusão no uso dos termos utilizados para reportar os movimentos da região do tornozelo⁷. Por esse motivo, descreveremos as definições mais aceitáveis para reportar os movimentos dessas articulações e utilizaremos essas definições no presente estudo.

A região do tornozelo apresenta os seguintes pares de movimentos: 1. Inversão/Eversão: movimento da articulação subtalar sobre um eixo quasi-ântero-posterior (orientado aproximadamente

16° medialmente ao eixo longo do pé); 2. Adução/Abdução: movimento da articulação subtalar sobre um eixo quasi-vertical (orientado aproximadamente 42° acima do eixo longo do pé); 3. Flexão plantar/Dorsiflexão: movimento da articulação talocrural sobre um eixo quasi-médio-lateral (orientado aproximadamente a 84° medialmente ao eixo longo do pé). Uma descrição mais completa dos movimentos do pé e tornozelo pode ser encontrada em Greiner⁷ e Czerniecki⁸.

O movimento da articulação subtalar não pode ser medido por métodos não-invasivos, devido à impossibilidade de descrever o movimento do tálus^{9,10}. Baseado em métodos indiretos, pode-se mensurar os movimentos entre o calcâneo e a tibia. A articulação entre esses dois ossos é definida como articulação do retropé¹¹. A articulação do retropé apresenta um movimento combinado chamado de supinação/pronação, que é o resultado da inversão/eversão, flexão plantar/dorsiflexão e adução/abdução, como acima mencionado.

Muitas vezes, somente a inversão/eversão é analisada em muitos estudos sobre mecânica da corrida. Por essa razão, esses pares de termos supinação/pronação e inversão/eversão são freqüentemente confundidos na prática clínica. Essa simplificação é mais generalizada por análises bidimensionais do movimento do retropé, onde somente o plano frontal (do sistema de referência do laboratório) é analisado¹². Em comparação com análises tridimensionais, os erros associados a análises bidimensionais do movimento de supinação/pronação não podem ser negligenciados. Portanto, deve-se dar preferência a análises tridimensionais^{2,12}.

No contato inicial com o solo, o pé geralmente encontra-se em inversão e, à medida que vai se apoiando no chão, começa a realizar a eversão para amortecer a carga e acomodar-se à superfície. Como o pé está apoiado no chão, o calcâneo não pode abduzir em relação ao tálus, pois está fixo no solo. Portanto, para se obter o componente da pronação no plano transversal da

articulação subtalar, o tálus aduz ou roda medialmente. Devido à configuração da articulação talocrural, quando ocorre a adução do tálus, a tibia roda medialmente. Portanto, existe um movimento acoplado entre a perna e o pé^{2,13}.

Embora a cinemática dos membros inferiores durante a fase de apoio da corrida tenha sido investigada em adultos jovens^{2,14,15}, o padrão de movimento em idosos corredores é desconhecido¹⁶⁻¹⁸. Bus¹⁶ não encontrou diferenças significativas nos padrões cinemáticos da corrida entre adultos e corredores mais velhos (entre 55 e 65 anos). Porém esse estudo investigou apenas os movimentos do joelho no plano sagital e os movimentos do retropé no plano frontal e sagital.

A carência de estudos que analisem a cinemática dos movimentos dos membros inferiores durante a corrida em idosos aponta para a necessidade de novos trabalhos que investiguem essa população. O presente estudo realizou, em adultos e idosos, a análise cinemática da fase de apoio da corrida em esteira à velocidade de 11 km/h. O comportamento cinemático tridimensional do joelho e do retropé foi analisado, bem como os movimentos acoplados entre as duas articulações.

METODOLOGIA

Participaram deste estudo 34 indivíduos (17 adultos e 17 idosos) do sexo masculino, todos praticantes assíduos de corrida de rua. Todos os sujeitos corriam entre 10 e 20 km por semana há um tempo médio de 5 anos. A estatura média dos adultos era 173±8 cm, massa média de 71±10 kg e idade média de 31±5 anos; a estatura média dos idosos era 168±5 cm, massa média de 65±9 kg e idade média de 69±2 anos.

Os idosos foram recrutados de uma lista cedida pela Corpore, que trazia os melhores atletas classificados na faixa acima de 65 anos. Só participaram do estudo os idosos que apresentaram boas condições para tal, devida-

mente atestadas por um exame ergoespirométrico realizado pelo Laboratório de Hemodinâmica e Atividade Motora da Escola de Educação Física e Esporte da USP (EEFE-USP). Para os adultos, o principal critério de seleção foi o tempo gasto para percorrer uma distância de 10 km. O tempo mínimo exigido para participar do estudo foi de 50 minutos. Os critérios de exclusão foram qualquer queixa de comprometimento musculoesquelético que pudesse prejudicar o desempenho na corrida. Todos os sujeitos só realizaram o experimento após assinarem um termo de consentimento; o estudo foi aprovado pelo comitê de ética local.

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Biofísica da EEFE-USP.

Instrumentos e tarefa

Foi utilizada uma esteira ergométrica modelo Super ATL (Inbrasport®), onde os sujeitos realizaram a corrida. Para melhorar a visualização das marcas refletivas pelas câmeras de vídeo, a barra lateral da esteira foi retirada. Os sujeitos correram na velocidade de 11 km/h, que não causaria grandes esforços na amostra estudada. A mesma velocidade foi escolhida para ambos os grupos para permitir uma comparação direta.

Foram utilizadas quatro câmeras digitais (JVC® GRDVL9800U) com frequência de aquisição de 120 Hz. Marcadores retro-refletivos foram colocados em proeminências anatômicas nas seguintes localizações do corpo, como ilustrado na Figura 1: espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral e medial do fêmur, ápice da cabeça da fíbula, tuberosidade anterior da tíbia, ápice distal do maléolo lateral e medial, cabeça do quinto metatarso, cabeça do segundo metatarso, cabeça do primeiro metatarso e tuberosidade do calcâneo do membro inferior direito¹⁹. Para minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos, utilizou-se a técnica de calibração do sistema anatômico Cast –

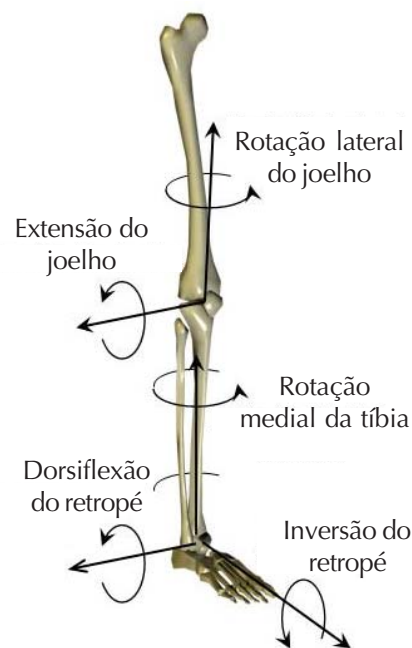
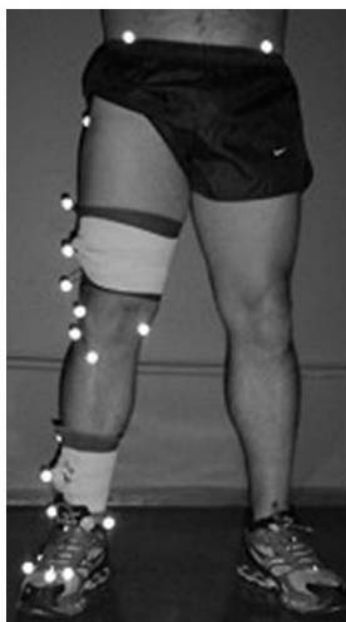


Figura 1 Posicionamento dos clusters, das marcas anatômicas (esquerda) e convenção adotada para medir os ângulos articulares (direita)

Calibration of Anatomical System Technique proposta por Cappozzo *et al.*¹⁹. Para tanto, utilizaram-se três clusters (conjuntos de até 4 marcadores refletivos de um segmento corporal, para descrever suas posições)²⁰, um na coxa, um na perna e um no pé. Na utilização do protocolo Cast, a primeira etapa da coleta consiste na calibração estática, onde o sujeito permanece parado na posição anatômica, filmando-se todas as marcas descritas acima e os três *clusters* (Figura 1).

Assumindo que os segmentos coxa, perna e pé são corpos rígidos e que os clusters não se mexem em relação às marcas dos respectivos segmentos, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster* não muda em função do movimento do segmento. Assim, com a calibração estática, todos os vetores-posição das marcas da coxa, da perna e do pé são determinados e descritos pelo sistema de coordenada local (*cluster*), possibilitando a retirada das marcas anatômicas durante a tentativa dinâmica (quando o indivíduo corre sem as marcas anatômicas), permanecendo apenas com os três *clusters*. A partir dos clusters, as posições das marcas retiradas foram reconstruídas virtual-

mente por meio de rotinas computacionais em ambiente Matlab® (versão 6.5, Mathworks Inc.) utilizando os vetores-posição obtidos na calibração estática.

Dado que a simetria entre os membros inferiores é assumida em vários estudos, no presente estudo somente o membro inferior direito foi analisado^{16,21}.

A digitalização das marcas foi realizada no *software* Apas® (Ariel Inc.) e a reconstrução tridimensional foi feita utilizando o algoritmo transformação linear direta (DLT)²², implementado em uma rotina computacional no ambiente Matlab. Para alisamento dos dados cinemáticos, splines quínticas foram ajustadas aos dados²³ utilizando a função *spaps* da caixa de ferramentas Spline do Matlab.

Foi determinada a posição dos eixos e planos articulares (base anatômica) como descrito por Cappozzo *et al.*¹⁹. Para definição dos eixos articulares, foi necessário determinar os centros das articulações do quadril²⁴, joelho e tornozelo. A Figura 1 mostra a convenção dos ângulos articulares que foram mensurados. Todos os ângulos foram calculados em relação à posi-

ção estática, ou seja, as variáveis analisadas durante a corrida foram referenciadas à calibração anatômica.

Variáveis

As excursões e os valores máximos dos movimentos de dorsiflexão do retopé, eversão do retopé, rotação medial da tibia, flexão do joelho e rotação medial do joelho foram obtidas. A excursão foi representada pela diferença entre o valor máximo e o valor mínimo de cada variável analisada durante todo o período de apoio.

Uma análise exploratória dos dados foi feita antes de ser aplicado o teste estatístico para verificar sua distribuição, utilizando os testes de Shapiro-Wilk e de Levene, respectivamente, para testar a normalidade e a homogeneidade dos dados. Foi utilizado o teste t pareado para identificar diferenças entre as velocidades dentro do mesmo grupo e o teste t não-pareado para identificar diferenças entre os grupos. Foi considerado o nível de significância de 0,01, para diminuir a chance de erro tipo I. O *software* utilizado foi o SPSS®.

Tabela 1 Variáveis analisadas (média±desvio padrão) dos adultos e idosos durante a fase de apoio da corrida na velocidade de 11 km/h; e valores de P da comparação entre os grupos (N=34)

Variáveis analisadas	Adulto (n=17) Média±dp	Idoso (n=17) Média±dp	P-valor*
Ângulo máximo (°)			
Dorsiflexão do tornozelo	20±3	19±5	0,13
Eversão do retopé	10±5	12±6	0,47
Rotação medial da tibia	9±3	9±3	0,95
Flexão de joelho	37±5	35±7	0,30
Rotação medial do joelho	7±7	4±3	0,07
Excursão(°)			
Dorsiflexão do tornozelo	23±4	22±2	0,41
Eversão do retopé	13±3	11±3	0,15
Rotação medial da tibia	12±2	9±2	p<0,01
Flexão de joelho	33±5	27±3	p<0,01
Rotação medial de joelho	13±8	12±4	0,63
Parâmetro de acoplamento			
EV / RMT **	1,1±0,3	1,2±0,4	0,26

* Comparação inter-grupo (fator idade) na velocidade de 11 km/h

** EV/RMT: Razão entre os movimentos de eversão do retopé e rotação medial da tibia

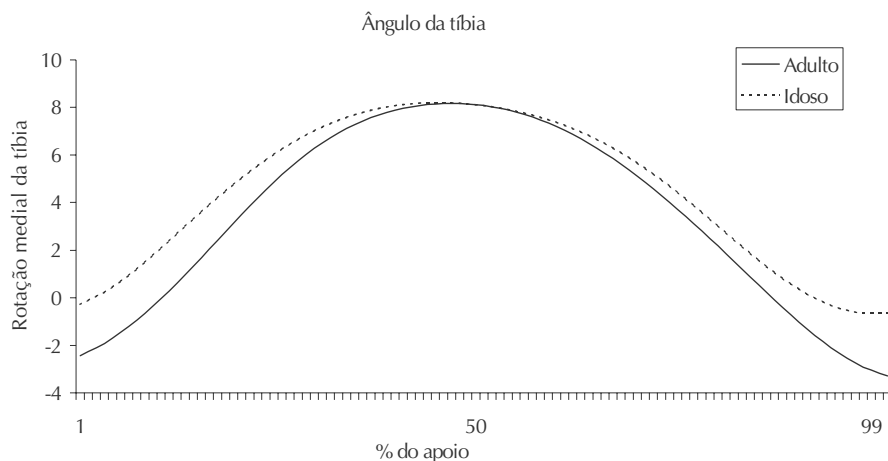


Figura 2 Série temporal (média) da rotação da tibia em adultos e idosos durante a fase de apoio da corrida a 11 km/h (N=34)

RESULTADOS

Todos os sujeitos foram capazes de executar a tarefa sem intercorrências. A Tabela 1 mostra a média, o desvio padrão e a estatística das variáveis analisadas para as comparações entre os grupos.

Descrivem-se a seguir as diferenças mais notáveis encontradas no presente estudo para os adultos e idosos durante a corrida a 11 km/h.

No plano transversal, os adultos jovens aterrissaram em rotação lateral da tibia; na seqüência iniciaram a rotação medial, atingindo seu máximo por volta de metade do período de apoio e retornaram a realizar a rotação lateral até perderem o contato com o solo (*toe off*). Os idosos apresentaram um padrão similar, embora tenham aterrissado já em rotação medial (Figura 2). Essa diferença resultou em uma significativa redução da excursão desse movimento nos idosos (Tabela 1).

Ambos os grupos adotaram uma leve flexão do joelho ao aterrissarem, sendo que o máximo de flexão foi atingida por volta de 50% do período de apoio. Apesar da máxima flexão não ter sido diferente, os idosos apresentaram menor excursão desse movimento, pois iniciaram o apoio com o joelho mais flexionado do que os adultos (Figura 3).

O ciclograma mostrado na Figura 4 representa a média do ângulo de eversão do retopé versus a média do ângulo de flexão do joelho durante o período de apoio. Nota-se que a curva dos idosos, no momento do contato do calcanhar com o solo (*heel strike*)²⁵, apresenta-se em posição inferior e à direita em relação à curva dos adultos, demonstrando que os idosos iniciaram o apoio com o retopé em maior grau de eversão e o joelho mais flexionado do que os adultos. Observa-se também que tanto os idosos quanto os adultos apresentam um deslocamento inferior

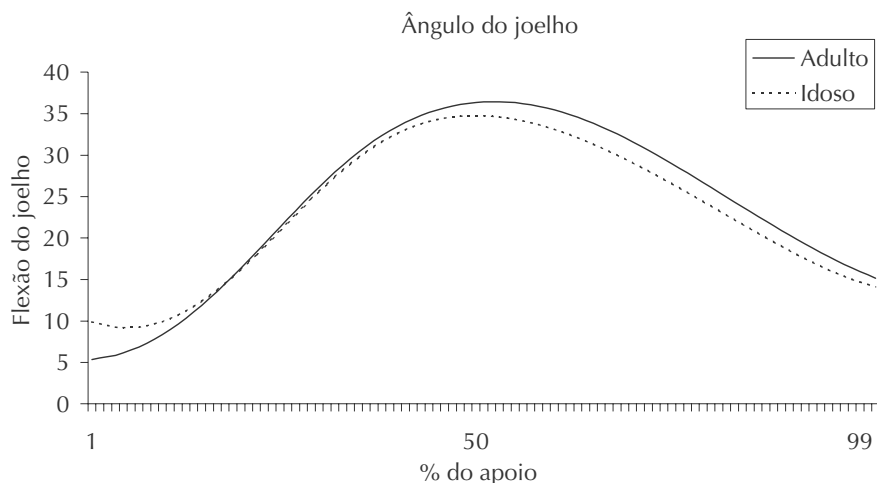


Figura 3 Série temporal (média) da flexão do joelho durante a fase de apoio da corrida em adultos e idosos a 11 km/h (N=34)

e à direita da curva, sendo que, após atingirem o máximo de eversão do retropé e de flexão de joelho, a curva se desloca superiormente e à esquerda. Embora o padrão das curvas seja similar, os idosos apresentam uma curva mais aberta, demonstrando que a máxima eversão do retropé foi atingida mais precocemente do que a máxima flexão de joelho. Esse achado sugere maior assincronia entre os movimentos de eversão do retropé e de flexão do joelho nos idosos.

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática dos movimentos dos membros inferiores entre os

adultos jovens e idosos durante o período de apoio da corrida. Algumas diferenças entre os grupos puderam ser observadas.

Os idosos exibiram maior flexão do joelho no contato inicial com o solo, porém a máxima flexão foi similar à dos adultos, resultando em diminuição significativa da excursão do joelho nos idosos. No estudo conduzido por Bus¹⁶, foram encontrados comportamentos similares nos indivíduos estudados, mas esse autor não investigou especificamente a população idosa, apenas sujeitos com menos de 60 anos. A diminuição da excursão nos idosos pode ser explicada pelo aumento da rigidez articular com o processo de envelhecimento biológico, que já foi relatado

em outros estudos^{26,27}. Bus¹⁶ argumentou que o maior grau de flexão do joelho durante o contato inicial em corredores mais velhos se deve a que a rigidez articular do joelho limita a extensão do joelho prévia ao contato inicial. A diminuição da excursão do movimento de flexão poderia ser explicada pelo padrão de marcha precavida adotada pelos idosos para fornecer maior estabilidade e menor risco de quedas durante a corrida¹⁶.

Na articulação do retropé não houve diferenças significativas entre os grupos para os padrões de movimento analisados. Okada *et al.*¹⁸ também não encontraram correlações significativas entre a idade e a diminuição da amplitude de movimento do tornozelo em corredores competitivos. A ausência de diferenças na cinemática do retropé em relação ao joelho pode ser explicada por o aumento da rigidez articular devido ao envelhecimento ser maior no joelho do que no tornozelo, conforme sugerido por Bus¹⁶, embora isso não seja evidente na literatura. Além disso, as estratégias adaptativas do joelho nos idosos podem ter sido mais importantes do que as do tornozelo, em resposta ao impacto a que é submetido durante o período de apoio na corrida¹⁶, já que alguns estudos têm demonstrado que, ao se adotar maior magnitude de flexão do joelho durante o contato inicial, o impacto inicial fica reduzido²⁸⁻³⁰. Os idosos podem alterar o padrão da corrida no joelho e não no tornozelo, instintivamente, com essa finalidade. No entanto, os efeitos causados pela mudança do comportamento angular do tornozelo durante essa fase da marcha e da corrida ainda não são bem compreendidos.

As principais metas no desenvolvimento de calçados para corrida são proporcionar controle de movimento do retropé e amortecimento durante o período de apoio. Essa tendência deve-se a que a pronação excessiva é apontada como uma das causas de lesões musculoesqueléticas^{5,6}. Os resultados apresentados pelo presente estudo e pelas investigações anteriores

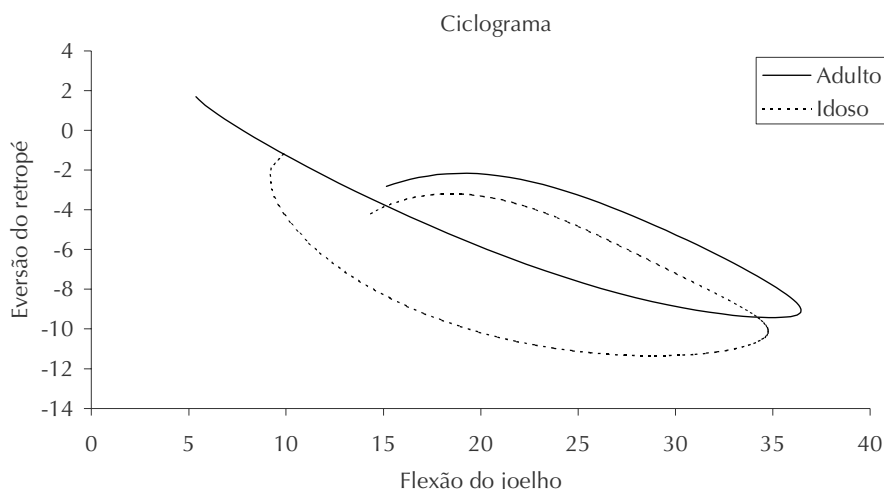


Figura 4 Ciclograma representando a média da flexão do joelho *versus* eversão do retropé durante a fase de apoio da corrida em adultos e idosos a 11 km/h (N= 34)

demonstram que essa preocupação não é tão importante, visto que nenhuma diferença significativa na máxima eversão e na excursão desse movimento foi encontrada.

No presente estudo foram investigados também os movimentos do retropé no plano transversal. Apesar do valor de máxima rotação medial da tibia apresentar-se similar nos dois grupos, os idosos apresentaram menor excursão desse movimento em relação aos adultos. Provavelmente, essa diferença ocorreu devido ao padrão de contato inicial adotado pelos idosos. Enquanto os adultos aterrissaram em rotação lateral da tibia, os idosos já iniciaram esse contato em posição neutra. Alguns estudos mostraram o acoplamento entre os movimentos da perna e do pé^{13,31}, sugerindo que os movimentos da perna são influenciados pelo movimento do pé. Bellchamber e Van den Bogert³² reportaram que, durante a marcha, o torque que resulta na maior parte da rotação axial da tibia é proveniente da região proximal, portanto uma diminuição de movimento do joelho poderia alterar o movimento da tibia. Devido à escassez de estudos que investigaram a cinemática dos movimentos dos membros inferiores em idosos corredores, houve dificuldade para maiores comparações.

Alguns estudos reportam sincronia entre a máxima eversão do retropé e

a máxima flexão do joelho (veja-se a revisão de DeLeo *et al.*¹³). No presente estudo, aparentemente, os idosos atingiram a máxima eversão mais precocemente do que a máxima flexão do joelho, como descrito nos resultados. Devido ao acoplamento mecânico entre o pé e a perna, à medida que a eversão progride, uma rotação medial da tibia ocorre. Por outro lado, à medida que o joelho começa a realizar extensão após atingir sua máxima flexão, a tibia realiza uma rotação lateral, devido à rotação automática entre a tibia e o fêmur nos primeiros graus de flexão do joelho partindo da extensão (*screw home*)⁹. Sendo assim, caso o retropé comece a inverter (após atingir a máxima eversão) e o joelho ainda estiver flexionando, a tibia enfrentará um dilema mecânico, pois o movimento do retropé forçará a rotação lateral da tibia, enquanto o joelho forçará sua rotação medial. Essa assincronia de movimentos poderá resultar em lesões em ambas as articulações e na perna também.

A literatura utiliza a razão entre os movimentos de eversão e de rotação medial da tibia para observar esse acoplamento^{13,33,34}. Os achados demonstram maior frequência de movimento de eversão do que de rotação medial da tibia. No presente estudo, tanto os idosos quanto os adultos demonstraram resultados similares aos da literatura para essa variável.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo é possível concluir que os idosos obtiveram comportamento cinemático diferente dos adultos, pois apresentaram menor excursão de flexão de joelho e de rotação medial da tibia. Vale ressaltar que o achado da rotação da tibia é inédito, uma vez que não havia relatos na literatura sobre esses movimentos em idosos corredores.

O presente estudo sugere que talvez seja desnecessária a preocupação em fornecer maior estabilidade ao calçado do idoso atleta, uma vez que, entre os atletas idosos investigados, não foram observadas diferenças de mobilidade na região do retropé em relação aos adultos. No entanto, mais estudos devem ser conduzidos com idosos sedentários para que esses achados possam ser generalizados.

Os resultados do presente estudo sugerem que estratégias para prevenção de lesões em idosos corredores devam concentrar-se na melhora da mobilidade articular, principalmente da articulação do joelho. O treinamento de força muscular poderia ser outro aspecto a ser prescrito, especialmente para o aparelho extensor do joelho.

Estudos futuros que investiguem as características cinéticas como os impactos e momentos articulares em idosos durante a corrida são necessários para a melhor compreensão de como as alterações degenerativas modificam a mecânica da corrida nessa população.

REFERÊNCIAS

- 1 Young A, Dinan S. Activity in later life. *BMJ*. 2005;330(7484):189-91.
- 2 Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7(1):77-95.
- 3 Marti B, Vader JP, Minder CE, Abelin T. On the epidemiology of running injuries: the 1984 Bern Grand-Prix study. *Am J Sports Med*. 1988;16(3):285-94.
- 4 Vandervoort AA, McComas AJ. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *J Appl Physiol*. 1986;61(1):361-7.
- 5 Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners: Implications for injuries. *Sports Med*. 1998;26(3):169-76.
- 6 Stovitz S, Coetzee J. Hyperpronation and foot pain. *Phys Sports Med*. 2004;32(8):19-26.
- 7 Greiner TM. The jargon of pedal movements. *Foot Ankle Int*. 2007;28(1):109-25.
- 8 Czerniecki JM. Foot and ankle biomechanics in walking and running: a review. *Am J Phys Med Rehabil*. 1988;67(6):246-52.

Referências (cont.)

- 9 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.
- 10 Reinschmidt C, van Den Bogert AJ, Murphy N, Lundberg A, Nigg BM. Tibiocalcaneal motion during running, measured with external and bone markers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1997;12(1):8-16.
- 11 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.
- 12 McClay I, Manal K. The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion. *Foot Ankle Int*. 1998;19(1):26-31.
- 13 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.
- 14 Areblad M, Nigg BM, Ekstrand J, Olsson KO, Ekstrom H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J Biomech*. 1990;23(9):933-40.
- 15 Engsberg JR, Andrews JG. Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support. *Med Sci Sports Exerc*. 1987;19(3):275-84.
- 16 Bus SA. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(7):1167-75.
- 17 Hamilton N. Changes in sprint stride kinematics with age in master's athletes. *J Appl Biomech*. 1993;9:15-26.
- 18 Okada H, Ae M, Kotoh T, Asano K. Biomechanical study on changes in running kinematics with aging in master's distance runners. In: XIVth Congress of the International Society of Biomechanics, Paris, 1993. Proceedings. Paris: ISB; 1993. p.982-3.
- 19 Cappozzo A, Catani F, Croce UD, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1995;10(4):171-8.
- 20 Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1997;44(12):1165-74.
- 21 Karamanidis K, Arampatzis A, Bruggemann GP. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(6):1009-16.
- 22 Abdel-Aziz YI, Karara HM. Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates. In: ASP/UI Symposium on Close-range Photogrammetry, 1971. Proceedings. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry; 1971. p.1-18.
- 23 Wood GA. Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. *Exerc Sport Sci Rev*. 1982;10:308-62.
- 24 Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech*. 1990;23(6):617-21.
- 25 Hsu TC, Wang CL, Tsai WC, Kuo JK, Tang FT. Comparison of the mechanical properties of the heel pad between young and elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(9):1101-4.
- 26 Karamanidis K, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. *J Exp Biol*. 2005;208(Pt 20):3907-23.
- 27 Vandervoort AA, Chesworth BM, Cunningham DA, Paterson DH, Rechnitzer PA, Koval JJ. Age and sex effects on mobility of the human ankle. *J Gerontol*. 1992;47(1):M17-21.
- 28 Gerritsen KG, van den Bogert AJ, Nigg BM. Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *J Biomech*. 1995;28(6):661-8.
- 29 McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol*. 1987;62(6):2326-37.
- 30 Nigg BM. Biomechanics of running shoes. Champaign, Ill: Human Kinetics; 1986.
- 31 Pohl MB, Messenger N, Buckley JG. Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture*. 2007;25(2):295-302.
- 32 Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech*. 2000;33(11):1397-403.
- 33 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.
- 34 Stacoff A, Nigg BM, Reinschmidt C, van den Bogert AJ, Lundberg A, Stüssi E, et al. Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int*. 2000;21(3):232-9.