

# INFLUÊNCIA DO AUMENTO DE VELOCIDADE DE CORRIDA NA CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES DE SUJEITOS HÍGIDOS

G. G. Zeitoune\*, G. Leporace\*, L. A. Batista\*\*, L. Metsavaht\*\*\*, J. Nadal\*

\* Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

\*\*Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor, UERJ, Rio de Janeiro, Brasil

\*\*\*Instituto Brasil de Tecnologia da Saúde, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: gzeitoune089@gmail.com

**Resumo:** O objetivo do estudo foi comparar a cinemática dos membros inferiores de sujeitos hígidos durante a corrida em diferentes velocidades. Cinco homens correram em uma esteira a 8 km/h, 10,5 km/h e 14 km/h durante 5 min em cada velocidade. A análise de componentes principais (CP) foi aplicada aos dados cinemáticos do quadril, joelho e tornozelo, no plano sagital. Os escores de cada um dos CPs foram comparados com um teste ANOVA One-way para cada articulação, aplicando-se o teste *post-hoc* de Tukey. Encontrou-se diferenças significativas ( $p < 0,01$ ) entre as três velocidades para os CPs retidos do quadril, joelho e tornozelo. Com o aumento da velocidade, houve aumentos de inclinação das curvas de extensão de quadril, joelho e tornozelo, para gerar maior potência na propulsão. Além disso, o joelho realiza maior flexão na resposta à carga, induzindo um aumento no mecanismo de absorção de carga.

**Palavras-chave:** Corrida, Análise de Componentes Principais, Velocidade, Cinemática, Biomecânica.

**Abstract:** *This study aims at comparing lower limbs kinematics of healthy subjects during running in different velocities. Five men ran on a treadmill at 8 km/h, 10,5 km/h and 14 km/h, for 5 min each. Principal component (PC) analysis was applied to hip, knee and ankle kinematics in the sagittal plane. The scores of PCs were compared by an ANOVA One-way for each joint, followed by the Tukey post-hoc test. There were significant differences ( $p < 0,01$ ) between the three speeds for each PC retained of the hip, knee and ankle. Increases in the speed caused increases in slopes of extension curves of hip, knee and ankle, generating more power in the propulsion. Additionally the knee performs more flexion in loading response inducing an increase in loading absorption.*

**Keywords:** *Running, Principal Components Analysis, Speed, Kinematics, Biomechanics.*

## Introdução

A corrida é uma das condutas motoras mais praticadas pelo ser humano para condicionamento físico e melhoria da saúde. Com melhor condicionamento físico, os praticantes tendem a correr mais rápido e a se lesionar com maior frequência. Por conseguinte, pesquisas têm sido desenvolvidas com o intuito de compreender o efeito da velocidade na modulação das cargas mecânicas aplicadas ao corpo humano e seus potenciais efeitos lesivos [1]. Isso tem possibilitado uma compreensão biomecânica mais vasta da dinâmica da corrida, permitindo o desenvolvimento de estratégias de treinamento com o intuito de preparar os tecidos corporais para a sobrecarga mecânica, atenuando a prevalência de lesões esportivas.

O aumento da velocidade é obtido pelo aumento do comprimento do passo e da cadência, gerando maior magnitude de aceleração vertical. Com isso, há maior quantidade de força aplicada ao corpo, gerando maior momento de força nas articulações dos membros inferiores [2]. Logo há a necessidade de mudança no comportamento angular das articulações de forma a tentar posicionar os músculos em condições nas quais eles sejam mais aptos para gerar maior potência para o aumento de velocidade e, ao mesmo tempo, absorver essas cargas para reduzir a sobrecarga tecidual.

No entanto, [1, 2] utilizaram parâmetros subjetivos do ciclo da corrida para a análise estatística, o que tem sido apontado como uma limitação da análise do sinal cinemático [3]. A análise de componentes Principais (ACP) possui a vantagem de permitir a análise do ciclo da corrida como um todo sem utilizar variáveis paramétricas, escolhidas de forma subjetiva.

O acervo literário disponível acerca da angulação de cada articulação em diferentes velocidades da corrida é escasso. Logo, o objetivo do estudo foi comparar a cinemática do membro inferior durante a corrida em diferentes velocidades utilizando a ACP.

## Materiais e métodos

Cinco homens ( $26,2 \pm 3,4$  anos;  $173,3 \pm 5,8$  cm;  $76,8 \pm 13,4$  kg) foram voluntários para participar deste

estudo piloto. Todos os sujeitos eram corredores recreacionais, com pelo menos um ano de experiência, não possuíam histórico recente de dor lombar e lesões no aparelho locomotor. Todos realizavam o contato inicial com o retro-pé. As coletas foram feitas em uma esteira motorizada e os sujeitos realizaram um aquecimento de 5 min em velocidade progressiva até alcançar 8 km/h. Consecutivamente, correram a 8 km/h, 10,5 km/h e 14 km/h durante 5 min em cada velocidade. A velocidade de 8 km/h foi escolhida por estar acima da faixa de transição entre a marcha e a corrida [4] e a de 14 km/h por ser uma velocidade em que o padrão de contato inicial é preservado [5].

Foram capturados 30 s a partir do quarto minuto para cada velocidade, sendo que somente os 10 ciclos centrais da corrida do membro inferior (MI) dominante foram utilizados na análise. O membro dominante foi determinado como o membro usualmente utilizado para chutar uma bola o mais longe possível. Utilizou-se o método de Altman & Davis [6] para ratificar que o padrão de contato inicial dos sujeitos não se alterou com o aumento da velocidade.

Os dados cinemáticos foram capturados utilizando um sistema de análise de imagem tridimensional (VICON, Oxford Metrics, UK), com 29 marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro) posicionados na pele dos sujeitos em proeminências ósseas específicas do tronco, pelve e membros inferiores. A trajetória dos marcadores foi capturada por oito câmeras infravermelhas (BONITA 10, VICON, Oxford Metrics, UK) com uma frequência de amostragem de 250 Hz.

As coordenadas de cada marcador foram filtradas por um filtro passa baixas de 2ª ordem Butterworth aplicado nas direções direta e reversa para evitar distorções de fase, com frequência de corte de 12 Hz. Em seguida, os comportamentos angulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital (equivalente aos movimentos de flexão/extensão das articulações) foram calculados de acordo com Vaughan et al. [7]. A posição ortostática de cada sujeito foi capturada inicialmente para fins de calibração e definição dos centros articulares, parâmetros antropométricos e inerciais. Para determinar os *frames* correspondentes ao início e final de cada ciclo utilizou-se o Algoritmo de Velocidade do Pé [8] e os dados de cada ciclo foram interpolados para 51 valores, representando 0% a 100%, com incrementos de 2%, utilizando um algoritmo de spline cúbico.

Para a realização da ACP, as angulações do quadril, joelho e tornozelo de 10 ciclos da corrida de cada sujeito em cada velocidade (150 ciclos) foram inseridas em três matrizes  $\mathbf{E}$  [150 x 51], onde as linhas correspondiam aos ciclos da corrida e as colunas ao sinal interpolado. Desse modo, procurou-se preservar a variabilidade da corrida de cada indivíduo. Aplicou-se a ACP separadamente em cada matriz  $\mathbf{E}$ . Inicialmente as médias das matrizes  $\mathbf{E}$  foram subtraídas e então calculadas as matrizes de covariância  $\mathbf{S}$  [51 x 51]. Os

autovetores e autovalores foram obtidos a partir das matrizes  $\mathbf{S}$ , utilizando o algoritmo de decomposição em valores singulares [9]:

$$\mathbf{E} = \mathbf{ULX}^T \quad (1)$$

onde  $\mathbf{E}$  é a matriz com os dados originais, e as matrizes  $\mathbf{X}$ ,  $\mathbf{L}$  e  $\mathbf{U}$  contêm respectivamente os autovetores, a raiz quadrada dos autovalores de  $\mathbf{E}^T\mathbf{E}$  e os escores dos componentes principais (CP) da matriz  $\mathbf{S}$ .

O número de CPs retidos para cada uma das três análises foi aquele cuja soma cumulativa alcançou no mínimo 80% da variância dos dados originais [3].

Os escores dos CPs obtidos para cada articulação foram utilizados para a análise comparativa das três velocidades de corrida, por meio de análise de variância (ANOVA One-way), com nível de significância 0,05. Em seguida utilizou-se o teste *post-hoc* de Tukey para identificar as diferenças entre os grupos dois a dois. Os autovetores correspondentes aos CPs analisados foram utilizados para identificar a localização onde a maior variância entre eles pode ser explicada [3]. Os locais onde os autovetores se afastam do zero, indicam altos fatores de carga, representando as possíveis diferenças entre os grupos.

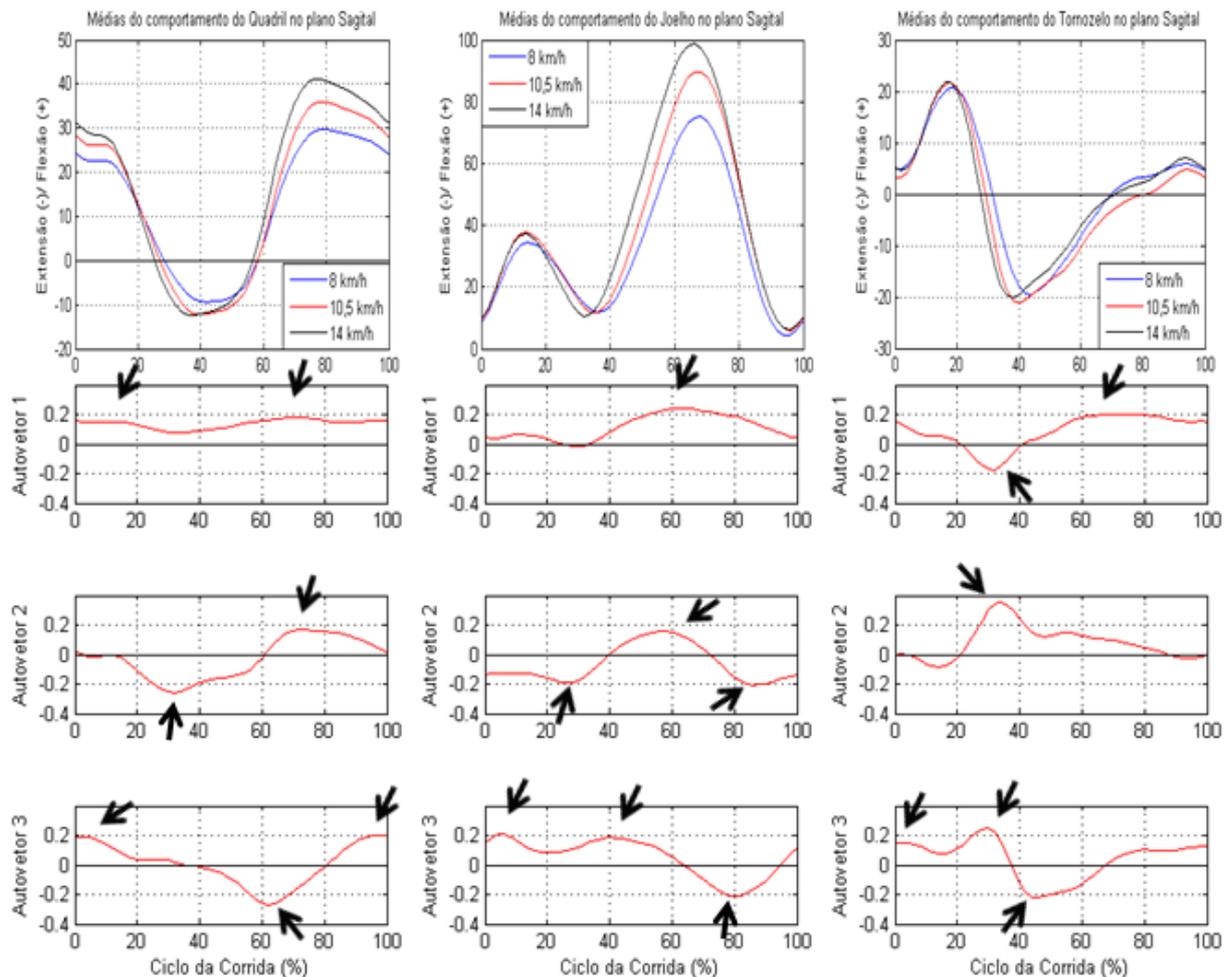
## Resultados

Três CPs foram retidos em cada análise, explicando 96,3%, 94,8% e 88,0% do total da variância para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, respectivamente. Houve diferenças significativas entre as três velocidades em todos os CPs retidos para as articulações do quadril, joelho e tornozelo entre todas as velocidades ( $p < 0,01$  para todas as comparações).

O segundo autovetor da articulação do quadril (Figura 1) indica que a maior variabilidade é explicada por um aumento na extensão na fase de propulsão (de 30% a 50% do ciclo da corrida), em função do aumento na velocidade da corrida. Enquanto que, juntos, os três autovetores explicam um aumento da flexão nas fases de balanço (65% – 85% do ciclo) e de resposta à carga (0% – 15% do ciclo) em função do aumento na velocidade da corrida.

Os três autovetores correspondentes à articulação do joelho (Figura 1) indicam que a maior variabilidade dos dados é explicada por um aumento da flexão do joelho na fase de balanço e pelo aumento da flexão na resposta à carga, em função do aumento na velocidade da corrida.

Os três autovetores correspondentes à articulação do tornozelo (Figura 1) indicam que a maior variabilidade dos dados é explicada por um aumento da inclinação da curva de flexão plantar do tornozelo na fase de propulsão (de 30% a 50% do ciclo da corrida) em função do aumento na velocidade da corrida.



**Figura 1:** Cinemática do quadril, joelho, tornozelo e os três autovetores de cada articulação. Curva azul: 8 km/h; Curva vermelha: 10,5 km/h; Curva preta: 14 km/h. As setas indicam as regiões de maior variância dos dados.

## Discussão

O objetivo do estudo foi comparar a cinemática do membro inferior de sujeitos hígidos durante a corrida em diferentes velocidades. Nilsson & Thorstensson [10] comentam que com o acréscimo da velocidade na corrida, ocorre um aumento das forças verticais do solo e a diminuição do tempo em que essas forças são aplicadas. Além das alterações dinâmicas, sabe-se que com o aumento da velocidade, ocorrem alterações nos parâmetros espaço-temporais do ciclo da corrida como o aumento da cadência, do comprimento do passo, e do tempo de fase aérea do ciclo da corrida, assim como a diminuição do tempo da fase de apoio da corrida [11]. Essas alterações espaço-temporais e dinâmicas da corrida alteram a magnitude das cargas mecânicas que são absorvidas na fase de resposta à carga e a potência gerada na fase de propulsão por cada articulação [12].

As estratégias para absorção de carga durante a fase de apoio da corrida começam no tornozelo, por meio do movimento de eversão. O joelho realiza 35° de flexão, controlado excêntrica pelo quadríceps. Na pelve, ocorre uma “queda” contralateral, controlada excêntrica pelo glúteo médio. A partir da análise dos CPs correspondentes ao joelho, observou-se

diferenças na variabilidade da cinemática desta articulação na fase de resposta à carga em função do aumento da velocidade. Este resultado corrobora os achados de Simpson & Bates [13] que observaram um aumento no momento externo flexor do joelho nesta mesma fase, realizada de forma excêntrica pelo quadríceps. Estes mecanismos de absorção também foram encontrados por Ali et. al. [14] que observaram os comportamentos cinemáticos e cinéticos do quadril, joelho e tornozelo durante a aterrissagem a partir diferentes alturas.

Os três CPs correspondentes à articulação do quadril apontam que a maior variabilidade decorre do aumento na flexão do quadril no balanço, enquanto que o 1° e 3° CPs identificam uma maior flexão na fase de resposta à carga que pode ser proveniente do balanço terminal, uma vez que as curvas das diferentes velocidades estão paralelas. Os três CPs correspondentes ao joelho também indicam um aumento da flexão na fase de balanço, gerando uma maior velocidade angular com o membro em balanço, pois quanto mais próximo o centro de massa do membro inferior estiver do eixo de rotação da articulação do quadril, menor o momento de inércia do segmento. Segundo o princípio de conservação do *momentum* angular, maior será a velocidade angular e

consequentemente mais rápido ocorrerá o avanço do membro à frente, necessário para o posicionamento do mesmo para o contato inicial seguinte.

O terceiro CP do tornozelo indicou que há uma maior dorsiflexão para as velocidades de 8 km/h e 14 km/h em relação a 10.5 km/h, a qual pode estar relacionada a um maior rolamento do calcanhar e tornozelo como estratégia de progressão à frente, gerando maior conservação de *momentum*.

Na fase de propulsão da corrida a maior variabilidade dos dados em função do aumento da velocidade foi descrita pelos três CPs correspondentes ao tornozelo e pelo 2º CP do quadril e do joelho. No tornozelo, a maior variabilidade corresponde a um aumento na inclinação da curva de flexão plantar, indicando um aumento na velocidade angular, implicando em maior potência produzida pelo tríceps sural. A maior variabilidade no quadril relaciona-se a aumentos tanto na inclinação da curva de extensão, quanto na amplitude de extensão do quadril na fase de propulsão, produzindo um mecanismo análogo ao descrito para o tornozelo, porém gerando maior potência com o glúteo máximo e posteriores de coxa. Há também um aumento na variação angular do joelho, gerando maior produção de potência. Simpson & Bates [13] encontraram um aumento no momento externo extensor para as três articulações na fase de propulsão da corrida, corroborando os presentes achados.

O presente estudo utilizou poucos sujeitos (N = 5) e somente do sexo masculino, impossibilitando a inferência dos resultados para as demais populações, e não mensurou as variáveis cinéticas para comprovar que as alterações cinemáticas descritas explicam as mudanças na dinâmica da corrida. Como propostas para estudos futuros, sugere-se que sejam analisados também os planos frontal e transversal das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Os resultados do presente estudo permitem a compreensão das estratégias cinemáticas utilizadas para a maior absorção de carga e maior propulsão, necessárias devido ao aumento da velocidade da corrida. Na resposta à carga o joelho realiza maior flexão com o objetivo de absorver melhor as cargas mecânicas. Na fase de propulsão, há maiores inclinações das curvas de extensão nas três articulações com o objetivo de gerar maior potência. Na fase de balanço, ocorre maior flexão nas articulações de quadril e joelho, com o objetivo de gerar maior velocidade angular com o membro em balanço.

### Agradecimentos

O presente estudo contou com apoio das agências FAPERJ, CNPq e CAPES. Os autores agradecem à Biocinética, por fornecer o local e equipamentos, e aos funcionários Tainá Oliveira, Thiago Marinho e Gabriel Freire pelo apoio nas coletas de dados.

### Referências

- [1] Queen RM, Gross MT, Liu H-Y. Repeatability of lower extremity kinetics and kinematics for standardized and self-selected running speeds. *Gait & Posture*. 2006; 23(3):282–7.
- [2] Mercer J, Vance J, Hreljac A, Hamill J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*. 2002; 87(4-5):403–8.
- [3] Leporace G. Escore de funcionalidade da marcha humana aplicação em sujeitos com lesão no ligamento cruzado anterior. [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ; 2012.
- [4] Sartorato R. Análise Mecânica e Metabólica da Transição entre a Caminhada e a Corrida. [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: Programa de Engenharia Biomédica, UFRJ; 2008.
- [5] Breine B, Malcolm P, Frederick EC, De Clercq D. Relationship between Running Speed and Initial Foot Contact Patterns. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;
- [6] Altman AR, Davis IS. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait & Posture*. 2012; (35):298-300.
- [7] Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999
- [8] O'Connor CM, Thorpe SK, O'Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait Posture*. 2007; 25(3):469–74.
- [9] Jolliffe IT. Principal Component Analysis. New York: Springer Verlag, 2002.
- [10] Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1989;136(2):217-27.
- [11] Dorn TW, Schache AG, Pandy MG. Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*. 2012; 215(13):2347–2347.
- [12] Brughelli M, Cronin J, Chaouachi A. Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011; 25(4):933–9.
- [13] Simpson KJ, Bates BT. The Effects of Running Speed on Lower Extremity Joint Moments Generated During the Support Phase. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1990; 6(3): 309-24.
- [14] Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*. 2014; 21(1):38–46.