

# ANÁLISE DA CURVATURA GEOMÉTRICA DA COLUNA VERTEBRAL NA CORRIDA EM PESSOAS COM LOMBALGIA: ESTUDO PILOTO

M.C. Paula\*, M.H. Campos\*\* e R. Brenzikofer\*\*\*

\*Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás, Goiânia, Brasil

\*\* Universidade Federal de Goiás / FEF, Goiânia, Brasil

\*\*\*Universidade Estadual de Campinas / FEF, Campinas, Brasil

e-mail: marcelo.costa.paula@gmail.com

**Resumo:** O objetivo deste estudo foi analisar e comparar a curva neutra da região de maior lordose, durante a corrida em esteira, em indivíduos com e sem lombalgia. A amostra foi composta por quinze homens, sendo dois com lombalgia e treze saudáveis. Marcadores refletivos foram fixados no dorso do avaliado para o registro da postura durante a corrida em esteira (2,6 m/s). Após a reconstrução 3D dos marcadores, funções polinomiais foram ajustadas para quantificar as curvaturas geométricas bidimensionais, no plano sagital, conforme proposto por Brenzikofer et al. (2000). A curva neutra da coluna foi mensurada e a região de maior lordose identificada para representar a curvatura lombar. A anova one way e o teste de comparação múltipla de Tukey foram utilizados para verificar as diferenças na postura média da curva lombar entre os voluntários da pesquisa. O tratamento e a análise dos dados foi feita no Matlab e a significância estatística adotada foi menor do que 5%. Os resultados mostraram que os pacientes com lombalgia tiveram a maior e a menor curvatura lombar. Há evidências de que tanto a hiperlordose como a hipolordose podem estar associadas com a sobrecarga na coluna lombar. No entanto, estes achados não podem ser generalizados devido ao pequeno número de pacientes avaliados. Em contrapartida, os resultados são intrigantes e encorajam a continuação desta pesquisa para uma população maior de pacientes.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Cinemática, Corrida, Lordose Lombar.

**Abstract:** The goal of this research was to analyze and compare the neutral curvature of the lordosis, during the treadmill running, in individuals with and without lower back pain (LBP). The sample was composed by fifteen men, being that two of them had LBP and other thirteen were healthy. Reflective markers were fixed to the back of the valuated individual for posture records during the running (2,6 m/s). After the 3D reconstruction of the markers, polynomial functions were adjusted to measure the geometric curvatures, as proposed by Brenzikofer et al. (2000). The neutral

curvature of the spine was measured and the peak of lordosis was identified to represent the lumbar curvature. The one-way analysis of variation (ANOVA) and the multiple comparison test of Tukey were used to check the differences of lumbar curvature among the valuated volunteers. The analysis and treatment of the data were done at Matlab, and the statistical significance was smaller than 5%. The results showed that the patients with low back pain had the highest and the lowest lumbar curvature. There is evidence that both hyper as hipolordose may be associated with increased overload on the lumbar spine. Despite these findings, we can not generalize the results due to the small number of people assessed. However these findings motivate continued research on a large scale.

**Keywords:** Biomechanics, Kinematic, Run, Lumbar Lordosis.

## Introdução

A corrida é uma das práticas corporais com mais adeptos no mundo e, por este motivo, é fácil verificar um grande número de pessoas que sofrem por lesões no aparelho locomotor, seja indivíduos iniciantes ou atletas de rendimento. Acredita-se que a propagação de ondas de choque dos membros inferiores à cabeça, durante as fases de apoio do ciclo de locomoção, seja um importante causador de lesões na coluna vertebral [1].

Dentre as diversas disfunções que acometem a estrutura vertebral pode-se destacar a lombalgia, pois cerca de 70 a 85% da população mundial teve ou terá, em algum momento da vida, um episódio de dor lombar [2]. Alguns autores sugerem que valores referenciais para o alinhamento vertebral, na postura ortostática, possibilitam discriminar a população sintomática e assintomática [3]. No entanto, outros pesquisadores afirmam que não há evidências na literatura científica que comprovem a relação entre a curvatura lombar e a lombalgia [4].

Por outro lado, acredita-se que sujeitos saudáveis

apresentam uma coordenação vertebral específica para manter a estabilidade e, conseqüentemente, proteger a coluna durante a realização de uma determinada tarefa motora. Por isto, já se tem indícios de que padrões coordenativos inapropriados de algumas estruturas corporais podem estar associados à dor lombar [5,6]. Portanto, o objetivo do presente estudo foi analisar e comparar a curva neutra na região de maior lordose, durante a corrida em esteira, em indivíduos com e sem lombalgia.

## Materiais e métodos

**Sujeitos** – A amostra foi composta por quinze voluntários, do sexo masculino, que foram divididos em em dois grupos: com e sem dor lombar. O primeiro grupo foi composto por dois sujeitos com dor lombar crônica inespecífica e o segundo por treze indivíduos saudáveis que não tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica. A Tabela 1 mostra a média e o desvio padrão (DP) das variáveis demográficas e antropométricas da amostra investigada.

Tabela 1: Caracterização da amostra (média  $\pm$  DP).

Grupo	Amostra	Idade(anos)	Estatura (m)	Massa (kg)
Lombalgia	2	33,5 $\pm$ 6,4	1,83 $\pm$ 0,04	85 $\pm$ 1
Controle	13	29,8 $\pm$ 7,2	1,79 $\pm$ 0,05	80 $\pm$ 9

Todos os participantes foram submetidos a uma avaliação físico-funcional que foi realizada por um fisioterapeuta, do Centro de Saúde da Comunidade da Universidade Estadual de Campinas (CECOM/UNICAMP), especialista na avaliação e no tratamento de dores lombares. Antes de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, os voluntários foram orientados acerca de todos os procedimentos do estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP.

**Cinemática da coluna vertebral** – Após a avaliação físico-funcional, feita pelo fisioterapeuta, foram fixados marcadores refletivos, planos e quadrangulares (7 mm de aresta) sobre o dorso do voluntário, enquanto o mesmo permanecia na postura ereta em pé. Primeiramente foram localizadas e marcadas as projeções cutâneas dos processos espinhosos de cinco vértebras tidas como referência: T<sub>1</sub>, T<sub>6</sub>, T<sub>12</sub>, L<sub>4</sub> e S<sub>2</sub>. Posteriormente, foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura das respectivas vértebras. E, por último, foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 2,0 a 2,5 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos da região sacra até a cervical.

O teste iniciou com o registro de um objeto de calibração e, em seguida, um aquecimento na esteira a uma velocidade de 1,2 m/s durante 4 minutos para permitir uma adaptação à atividade [7]. Na seqüência foi feito o registro videográfico da movimentação do dorso do participante durante a corrida (2,6 m/s). Após 1 minuto de corrida foi reduzida a velocidade da esteira para a finalização do protocolo experimental.

As seqüências de imagens oriundas das três câmeras utilizadas no estudo foram sincronizadas através de um sinal visual. Duas câmeras foram posicionadas posteriormente ao sujeito para registrar a movimentação da coluna e possibilitar a reconstrução 3D dos marcadores. Uma terceira câmera foi posicionada lateralmente, com o intuito de permitir a identificação dos eventos das passadas. A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz.

Todas as etapas do processamento dos dados cinemáticos (calibração, rastreamento automático e reconstrução 3D dos marcadores refletivos) foram realizadas no sistema Dynamic Posture [8]. As coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, em função do tempo (ao longo de uma passada completa do ciclo de locomoção), por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e frequência de corte de 6 Hz.

O modelo biomecânico utilizado para analisar a postura vertebral consistiu em ajustar, aos marcadores fixados ao longo da coluna e em cada instante do ciclo da passada, uma função polinomial  $P(z)$  através do método dos mínimos quadrados. O grau do polinômio (8<sup>o</sup>) foi definido por meio do teste qui-quadrado reduzido [9]. Mediante este polinômio e de suas duas primeiras derivadas foi possível quantificar as curvaturas geométricas bidimensionais (2D) no plano sagital, em função da coordenada vertical [10]. A curvatura geométrica 2D (K) foi calculada através da equação:

$$K = P''(z) / [1+P'(z)^2]^{3/2} \quad (1)$$

Após a obtenção da curvatura geométrica 2D foi quantificada a curva neutra da coluna que é a curva média de todas as curvas medidas ao longo do ciclo da passada. A neutra representa a postura inerente ao sujeito e se assemelha àquela medida na postura ortostática [8]. A partir da curva neutra foi identificado e selecionado, para cada voluntário, a região de maior curvatura lombar. Portanto, para analisar a lordose foram utilizadas somente as informações da região do pico de curvatura geométrica lombar, ao longo de um ciclo completo da passada de locomoção.

**Análise estatística** – Neste estudo foi analisada a postura média (neutra) na região do pico de curvatura geométrica da coluna lombar. A análise da postura média foi feita individualmente, através da anova one way, e o teste de comparação múltipla de Tukey foi aplicado para identificar os participantes que apresentaram distinções na curvatura lombar. O

tratamento e as análises dos dados foram feitas em ambiente Matlab e a significância estatística adotada foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

## Resultados

O teste de variância indicou que havia ao menos uma pessoa com pico de curvatura lombar média diferente das outras ( $p < 0,05$ ). A Figura 1 mostra o resultado do teste de comparação múltipla de Tukey para essas medidas.

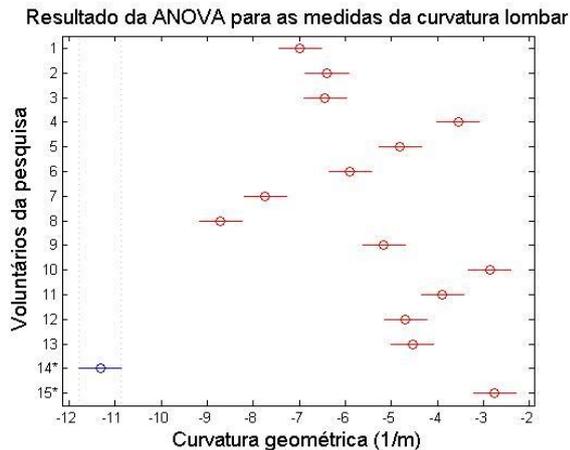


Figura 1: Teste de Tukey para as medidas da lordose. \* Sujeitos com dor lombar (v14 e v15).

Com base na Figura 1 é possível observar que a postura vertebral apresenta uma alta variabilidade inter-sujeitos, pois, mesmo entre indivíduos assintomáticos, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na curvatura vertebral. Nota-se também que um dos sujeitos lombálgicos (v14) apresentou a maior lordose e o outro (v15) a menor, contudo, neste último caso, sem diferença significativa para dois voluntários assintomáticos (v10 e v04).

## Discussão e conclusão

A proposta da presente pesquisa foi comparar o pico de curvatura médio, apresentado durante um ciclo completo da passada da corrida, em indivíduos com e sem lombalgia crônica inespecífica. Os resultados do estudo revelam que a curva neutra, na região de maior lordose, apresenta alta variabilidade inter-sujeitos para a curvatura lombar. Aliás, na área médica é bem aceita a ideia de que existe uma variabilidade biológica natural para o alinhamento da coluna [3], indicando a existência de uma curvatura vertebral ideal, específica para cada indivíduo.

Há evidências na literatura de que tanto as curvaturas mais acentuadas como as colunas mais retificadas estão associadas ao aumento de sobrecargas na região lombar, durante a realização de atividades

físicas em que a coluna é submetida às cargas compressivas [11]. Essa pode ser uma explicação para os resultados preliminares levantados neste estudo piloto já que um dos indivíduos lombálgicos apresentou a maior curvatura e o outro apresentou uma das menores. Embora não se possa ainda fazer qualquer tipo de generalização de resultados devido ao pequeno número de pessoas estudadas, esses dados parecem intrigantes e motivam a continuidade da pesquisa em larga escala.

## Agradecimentos

Agradeço ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás pela concessão de auxílio financeiro para participação neste evento.

## Referências

- [1] Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*. 1996; 29(12): 1531-7.
- [2] Andersson GBJ. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*. 1999; 354(9178): 581-5.
- [3] Vrtovec T, Pernus F, Likar B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*. 2009; 18(5): 593-607.
- [4] Been E, Kalichman L. Lumbar Lordosis. *The Spine Journal*. 2014; 14(1): 87-97.
- [5] Lamoth CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk–pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait & Posture*. 2006; 23(2): 230-9.
- [6] Panjabi M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003; 13(4): 371-9.
- [7] Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical Biomechanics*. 1996; 11(8): 484-6.
- [8] Campos MH. Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2010.

- [9] Bevington PR, Robinson DK. Data reduction and error analysis for the physical sciences. 3<sup>a</sup> ed. New York: McGraw-Hill; 1969.
- [10] Brenzikofer R, Barros RML, Lima Filho EC, Toma E, Bordini LS. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. *Revista Brasileira de Biomecânica*. 2000; 1(1): 21-6.
- [11] Srbinska H, Dreischarf M, Consmüller T, Bergmann G, Rohlmann A. Correlation between back shape and spinal loads. *Journal of Biomechanics*. 2013; 46(11): 1972-5.