

## VARIAÇÃO DA CURVATURA GEOMÉTRICA DA COLUNA VERTEBRAL OCASIONADA POR RECOLOCAÇÕES DE MARCADORES EM AVALIAÇÕES POSTURAS COM CINEMETRIA

### THE VARIATION OF THE GEOMETRIC CURVATURE OF THE SPINE DUE TO MARKER REAPPLICATION IN POSTURAL ASSESSMENTS WITH CINEMETRY

Mário Hebling Campos<sup>1</sup>; João Paulo Armani<sup>2</sup>;  
Marcelo Costa de Paula<sup>2,3</sup>; René Brenzikofer<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidade Federal de Goiás;

<sup>2</sup>Universidade Estadual de Campinas;

<sup>3</sup>Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Goiás

**Contato:** mariohcampos@gmail.com

**RESUMO:** Atualmente, a quantificação da lordose lombar e da cifose torácica, em avaliações posturais com cinemetria, utilizando métodos baseados em variáveis angulares, é altamente suscetível a erros de recolocação de marcadores. Este estudo teve o objetivo de analisar a variação, entre recolocações de marcadores, do ângulo e da curvatura geométrica, no plano sagital, em avaliações posturais com cinemetria, durante a corrida. Quatro homens (36-61 anos; 1,63-1,77 cm; 61,0-75,0 kg) participaram de duas sessões de avaliação postural, correndo em uma esteira, 9.3km/h, em dias diferentes. Os picos de curvatura geométrica e os ângulos, nas regiões torácica e lombar, no plano sagital tronco, foram computados para a quantificação da lordose lombar e cifose torácica. Os ângulos se mostraram mais sensíveis a erros de palpação simulados no tratamento dos dados. Tanto na região torácica quanto na região lombar o pico de curvatura se mostrou mais reprodutível do que o ângulo. Embora superior ao respectivo ângulo, o pico de curvatura lombar apresentou resultados inconclusivos quanto à sua reprodutibilidade entre testes. Serão necessários, novos estudos, com amostras mais representativas, para obtenção de resultados conclusivos, maiores generalizações e aprofundamento nesta temática.

**Palavras-chave:** Cinemetria. Coluna vertebral. Postura. Biomecânica.

**ABSTRACT:** Currently, the quantification of the lumbar lordosis and thoracic kyphosis, in postural assessments with cinemetry, using angular variables based methods, is highly susceptible to marker reapplication errors. This study aimed to analyse the variation, between maker reapplications, of the angle and the geometric curvature, in saggital plane, in postural assessments with cinemetry during running. Four men (36-61 years; 1.63-1.77 cm; 61.0-75.0 kg) participated in two postural evaluation sessions, running on a treadmill, 9.3 km/h, on different days. The geometric curvature peaks and the angles, in the thoracic and lumbar regions, were computed, in the trunk sagittal plane, for quantification of lumbar lordosis and thoracic kyphosis. The angles were more sensitive to palpation simulated errors. In both the thoracic region and lumbar region the peak of curvature was more reproducible than the angle. Although these results, the lumbar peak of curvature presented inconclusive results regarding the reproducibility between tests. It will be needed, further studies with more representative samples, to obtain conclusive results and generalizations.

**Key words:** Cinemetry. Spine. Posture. Biomechanics.

## 1. Introdução

De acordo com Andersson (1999) cerca de 70 a 85% da população mundial apresenta um episódio de dor lombar, em algum momento da vida. Sabe-se que o alinhamento vertebral é uma variável importante para se avaliar a disfunção e o tratamento de patologias na coluna (ROUSSOULY; NNADI, 2010). Existe uma relação entre o formato da curva da coluna vertebral e o padrão de cargas intervertebrais (ARJMAND; SHIRAZI-ADL, 2005; ADAMS; HUTTON, 1885; ADAMS et al., 1993; KELLER et al., 2005; MEAKIN et al., 2008; SRBINOSKA et al., 2013). Neste contexto se faz relevante o monitoramento quantitativo da lordose lombar e da cifose torácica, já que, a coluna vertebral, especialmente sob a influência de posturas inadequadas, pode sofrer alterações não patológicas de forma progressiva, e só manifestar uma determinada deformidade permanente, após anos de inadequação postural (SCHLENK et al., 2003).

A análise cinemática tridimensional com cinemetria é um importante método de avaliação da

coluna vertebral humana (BRINK et al., 2009; SCHLENK et al., 2003). Esta técnica não é invasiva, e geralmente utiliza a colocação de adesivos sobre a pele com o intuito de representar a coluna e estudar sua geometria. Foi verificada alta correlação entre medidas radiográficas da cifose e da lordose vertebral com aquelas obtidas através do registro por vídeo (LEROUX et al., 2000).

Atualmente, um fator limitante no emprego da videogrametria para avaliação da postura vertebral na locomoção é a reprodutibilidade das medidas entre remarcações. Grakovetsky (2010) recomenda o uso de fluoroscopia para guiar a identificação dos processos vertebrais no dorso, apontando que mesmo um terapeuta bem treinado perde o nível de L4 em 30% das vezes. De fato, métodos baseados em variáveis angulares se mostraram susceptíveis a erros de remarcação (SCHACHE et al., 2002; TAYLOR et al., 2001). O uso corriqueiro de fluoroscopia em avaliações posturais é inviável em diversos contextos em que a avaliação postural se faz pertinente como clínicas ortopédicas, academias de ginástica, clubes

esportivos e escolas. Contudo, os efeitos desses erros de palpação nas medições posturais parecem depender do tipo de variável que se adota para quantificação da postura vertebral (CAMPOS et al., 2015), o que, se confirmado, possibilitaria o uso da cinemetria em larga escala.

Brenzikofer et al. (2000) desenvolveram um método para análise da coluna, no qual a postura vertebral é quantificada com curvatura geométrica bidimensional, no plano frontal ou no sagital, a partir de curvas polinomiais que são definidas por ajuste à posição de marcadores posicionados sobre o alinhamento dos processos espinhosos no dorso. Campos et al. (2015) e Campos et al. (2005) utilizaram o referido método para analisar as adaptações geométricas da coluna respectivamente na corrida e na marcha em diferentes velocidades, sem a realização de marcações dorsais. Os autores mostraram que a curva média das posturas dinâmicas apresentadas durante a locomoção, denominada curva neutra, não se alterou com o aumento da velocidade de locomoção, se comportando como uma “assinatura” postural. Este fato mostrou que a curva neutra é

reprodutível durante a locomoção, em uma mesma sessão de avaliação. Dados preliminares de Campos et al. (2015) sugerem que a curvatura geométrica, no plano sagital, é reprodutível mesmo com marcações. Contudo, não foram encontrados estudos que tenham comparado a curvatura geométrica com variáveis angulares em avaliações da postura vertebral com cinemetria.

Este estudo teve o objetivo de analisar a variação, entre recolocações de marcadores, do ângulo e da curvatura geométrica, no plano sagital, em avaliações posturais com cinemetria, durante a corrida.

## **2. Materiais e métodos**

### **2.1. Participantes e protocolo de avaliação postural**

Quatro homens (Tabela 1), acostumados a participar de competições de 10 km de corrida de rua, participaram de duas sessões (teste e reteste) de avaliação postural, com duas semanas de intervalo entre elas, em situação de corrida em esteira ergométrica.

Cada um, após ser convidado a participar da pesquisa, foi orientado e esclarecido sobre todos os procedimentos aos quais seria submetido e assinou um termo no qual consentiu em participar

voluntariamente das atividades experimentais deste projeto de pesquisa, cujo protocolo de avaliação foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade.

**Tabela 1.** Características dos voluntários da pesquisa.

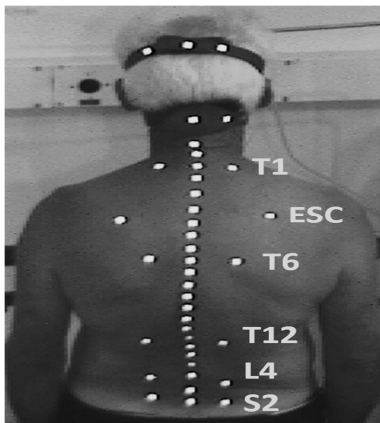
	V1		V2		V3		V4	
	T	RT	T	RT	T	RT	T	RT
<b>Idade (anos)</b>	52	52	61	61	36	36	53	53
<b>Estatura (cm)</b>	1,68	1,67	1,63	1,63	1,77	1,77	1,70	1,71
<b>Massa Corporal (kg)</b>	66,0	65,3	61,0	62,0	63,0	64,5	75,0	74,0

V1 a V4 - código de identificação dos voluntários; T - teste; RT - Reteste.

Durante os experimentos, os voluntários foram orientados a trajar calção e calçado esportivo de sua preferência, ficando com o dorso desnudo. Em cada seção de avaliação, foram submetidos a um teste incremental de esforço máximo com 1% de inclinação fixa na esteira. Neste trabalho, foram analisadas somente as passadas realizadas em três minutos de aquecimento deste teste de esforço, a 9,3km/h. Durante a corrida os

voluntários utilizaram uma máscara de um analisador de gases, cujos dados não foram analisados neste trabalho.

Marcadores adesivos, retrorrefletivos, planos, quadrados (8mm de aresta) foram fixados sobre a pele dorsal, por meio de técnicas de anatomia palpatória (Figura 1) para identificação de acidentes anatômicos. O mesmo avaliador realizou a marcação dos quatro voluntários nas duas sessões experimentais.



**Figura 1.** Ilustração do posicionamento dos adesivos retrorrefletivos no dorso, com a indicação de pontos de referência posicionados lateralmente à coluna: processos espinhosos da primeira (T1), sexta (T6) e décima segunda (T12) vértebras torácicas, quarta vértebra lombar (L4), segunda vértebra sacral (S2) e o ponto de intersecção entre a espinha da escápula e a borda medial da escápula (ESC).

Para a marcação da quarta vértebra lombar (L4), o avaliador iniciou a palpação da articulação entre a quinta vértebra lombar (L5) e a primeira sacral (S1). A segunda vértebra do sacro (S2) foi identificada entre as espinhas ilíacas pósterio superiores, também demarcadas. Após realizar a marcação destas vértebras de referência, o avaliador realizou a marcação de pontos localizados lateralmente à coluna na altura correspondente a estas vértebras, como pontos de referência. Adicionalmente identificou-se o ponto de intersecção entre a espinha da escápula e a borda medial da escápula (ESC). Após, o

Para a palpação e marcação, os voluntários permaneceram na posição ereta e foi solicitado a eles que realizassem movimentos de flexão, extensão e rotações da cabeça para identificação e marcação da primeira vértebra torácica (T1), abaixo da sétima vértebra cervical. Posteriormente, palpando-se cada vértebra da região torácica, identificou-se a sexta (T6) e a décima segunda vértebra torácica (T12). O avaliador identificou a altura das cristas ilíacas e conferiu a posição de L4, logo acima. Ao final, foram fixados marcadores equidistantes, com aproximadamente 2,5 cm entre eles, ao longo do alinhamento dos processos espinhosos da coluna cervical até o sacro (Figura 1).

## 2.2. Obtenção da posição espacial dos marcadores da coluna

Para registrar o dorso dos voluntários, foram utilizadas três câmeras de vídeo comerciais da marca JVC, modelo GR-DVL 9500. À cada câmera foi associado um iluminador para a exploração da retro-refletividade dos marcadores. As câmeras foram reguladas a 60 Hz, com shutter 1/500, foco e

enquadramento travados no modo manual. Após serem reguladas e antes do registro postural, as filmadoras registraram um conjunto de 5 fios de prumos, cada qual com sete marcadores com posições 3D conhecidas, para calibração pelo método *Direct Linear Transformation* proposto por Abdel-Aziz e Karara (1971). A sincronização intraquadros foi realizada com o método proposto por Yeadon e King (1999).

O processamento de imagens deste trabalho foi realizado em Matlab® (The MathWorks, Natick, Massachusetts, USA). Uma função foi implementada (CAMPOS; BREZIKOFER, 2009) para rastreamento automático de cada marcador cujo centroide foi localizado no baricentro (GRUEN, 1997). O erro sistemático das medidas foi de 0.51 mm e o erro aleatório 0.61 mm, estimados pelo registro de uma barra rígida dois marcadores que definiram uma distância conhecida.

Os ciclos de passada foram identificados como em Campos et al. (2015), por análise da coordenada vertical da pelve, representada por S2. Cada ciclo de locomoção foi mensurado e

normalizado no tempo para 101 pontos, representando posições de 0 a 100% de um ciclo completo. Dessa forma, foi possível construir um ciclo padrão da passada para cada voluntário, em cada teste, pela média de todas as passadas realizadas durante três minutos, descartadas aquelas que ocorreram nos primeiros cinco segundos, após o acionamento da esteira. Para as análises, foi calculada a postura média obtida no ciclo padrão da passada, a curva neutra. Ou seja, para cada marcador, calculou-se a posição média apresentada no ciclo padrão da passada obtido em cada sessão experimental.

As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram escritas em um sistema local associado ao tronco (CAMPOS et al., 2015), com origem em T12. O vetor com origem em L4 e extremidade em T6 definiu a orientação do eixo longitudinal  $\mathbf{z}$  (para cima). Um vetor auxiliar  $\mathbf{y}'$  foi definido com origem no ponto médio dos pontos de referência à direita de L4 e T6 e com extremidade no ponto médio dos pontos de referência à esquerda de L4 e T6. O produto vetorial entre  $\mathbf{y}'$  e  $\mathbf{z}$  definiu o eixo sagital local do tronco  $\mathbf{x}$  (para

frente) e o produto vetorial entre  $\mathbf{z}$  e  $\mathbf{x}$  definiu o eixo transversal local do tronco  $\mathbf{y}$  (para esquerda). Neste trabalho, a posição dos marcadores da coluna foi projetada no plano sagital local do tronco, normal a  $\mathbf{y}$ .

Considerando que não seria possível ter certeza de que houve erro de palpação nos dados deste experimento, foram adotados procedimentos para garantir que houvesse algum tipo de erro de identificação de vértebras embutido nos cálculos das variáveis, para todos os quatro participantes. Assim, para o cálculo das variáveis representativas da postura vertebral, descritas nas próximas seções, o marcador que identificava T12 foi trocado virtualmente para um marcador adjacente.

### 2.3. Curvatura Geométrica da Coluna Vertebral

Por meio do método dos quadrados mínimos foi realizado um ajuste polinomial sobre a posição dos marcadores projetados no plano sagital, local do tronco. As extremidades, inferior e superior, da curva polinomial foram descartadas na análises pois poderiam apresentar ajustes pouco robustos. Foram utilizados polinômios de

oitavo grau definido pelo teste  $\chi^2_{\text{red}}$ , quiquadrado-reduzido (VUOLO, 1992). A curvatura geométrica da coluna vertebral,  $K(z)$ , foi calculada (Figura 2 - esquerda; Figura 3) com a primeira e segunda derivadas,  $P'(z)$  and  $P''(z)$ , por meio da equação (1):  $K(z) = P''(z) / [1 + P'(z)^2]^{3/2}$

A curvatura geométrica pode ser interpretada como sendo o inverso do raio da circunferência que se ajusta e tangencia a curva em cada altura do eixo longitudinal da coluna. A unidade de medida da curvatura geométrica é "m<sup>-1</sup>". Valores positivos de curvatura indicaram concavidades anteriores (cifose) e negativos, posteriores (lordose).

Neste trabalho, identificou-se o pico de curvatura absoluta na região lombar ( $z < 0$  cm) como variável representativa da lordose lombar e o pico de curvatura absoluta na região torácica ( $z > 0$  cm), como variável representativa da cifose torácica

Em cada sessão de avaliação, de cada voluntário, o pico de curvatura representativo da lordose lombar foi calculado com a marcação original e recalculado após reposicionamento do marcador

supostamente posicionado em T12 para o marcador que estava abaixo desse. Para a região torácica, foi adotado o mesmo procedimento, no entanto o deslocamento de T12 foi para o marcador que estava posicionado acima deste.

#### 2.4. Variáveis angulares

Foram adotados o ângulo lombar (AngL) e o ângulo torácico (AngT), da postura média no ciclo padrão, como outras variáveis representativas da lordose lombar e cifose torácica respectivamente (Figura 2 - direita). Estes ângulos foram calculados, em cada região, pela inclinação entre duas retas cujas orientações foram definidas pelos seguintes vetores:

- Lombar inferior: origem em S2 e extremidade dois marcadores acima de S2
- Lombar superior: origem em T12 e extremidade dois marcadores abaixo de T12
- Torácico inferior: origem em T12 e extremidade dois marcadores acima de T12
- Torácico superior: origem em T1 e extremidade dois marcadores abaixo de T1

Conforme ilustrado na figura 2 (direita), o ângulo lombar (AngL)

foi definido como o ângulo entre as retas com mesma orientação dos vetores lombares. O ângulo torácico (AngT) foi definido como o ângulo entre as retas com mesma orientação dos vetores torácicos. O sinal de cada ângulo foi definido pelo sentido do produto vetorial entre o vetor inferior e o superior da região. Quando esse produto vetorial teve o mesmo sentido do eixo transversal  $y$ , o sinal do ângulo foi positivo. Ou seja, concavidades anteriores da coluna (cifoses) tiveram o ângulos positivos e concavidades posteriores (lordoses) negativos.

Assim como feito para o cálculo dos picos de curvatura, em cada sessão de avaliação, de cada voluntário, o ângulo lombar foi calculado com a marcação original e recalculado após reposicionamento do marcador supostamente posicionado em T12 para o marcador que estava abaixo desse. Para a região torácica, foi adotado o mesmo procedimento, no entanto o deslocamento de T12 foi para o marcador que estava posicionado acima deste. Dessa forma, ocasionou-se uma mudança dos marcadores utilizados para definir



os vetores lombar superior e torácico inferior.

## 2.5. Formas de análise dos resultados

Para verificar a variação das medidas obtidas, com curvatura geométrica e com as variáveis angulares, observamos os voluntários correndo na velocidade de 9,3km/h, em dois dias diferentes, com duas semanas de intervalo entre eles. Calculamos a posição média de cada marcador para obtenção da postura média, a curva neutra, apresentada durante a corrida. Foi simulada uma troca do marcador identificado como T12 na palpação. Nas análises, verificamos a variação dos picos de curvatura lombar e torácico e dos ângulos lombar e torácico, em função da remarcação e da simulação dos erros de identificação da vértebra T12 com palpação. Dessa forma, obtivemos para cada variável duas medidas referentes ao dia do teste e mais duas referentes ao dia do reteste. Uma medida foi realizada com a marcação de T12 identificado pelo pesquisador na palpação e outra com deslocamento deste para o marcador que estava acima

(Torácica) ou para o que estava abaixo (Lombar).

A análise inicial dos dados foi realizada com inspeção gráfica das curvas neutras dos participantes.

Para todas as variáveis e voluntários, calculou-se a diferença tanto do teste para o reteste, quanto do teste para o reteste deslocado. O mesmo foi realizado para o teste deslocado. Assim, obtiveram-se quatro variações, para cada variável, de cada voluntário. A maior destas quatro variações foi selecionada para análise. Calculou-se também a variação relativa, dada pelo percentual que a maior variação representava no valor absoluto de cada variável obtido no teste, com T12 identificado na palpação. A média do valor percentual de variação relativa dos voluntários, assim como os valores individuais, possibilitou comparar a variação entre remarcações dos picos de curvatura com a variação dos ângulos.

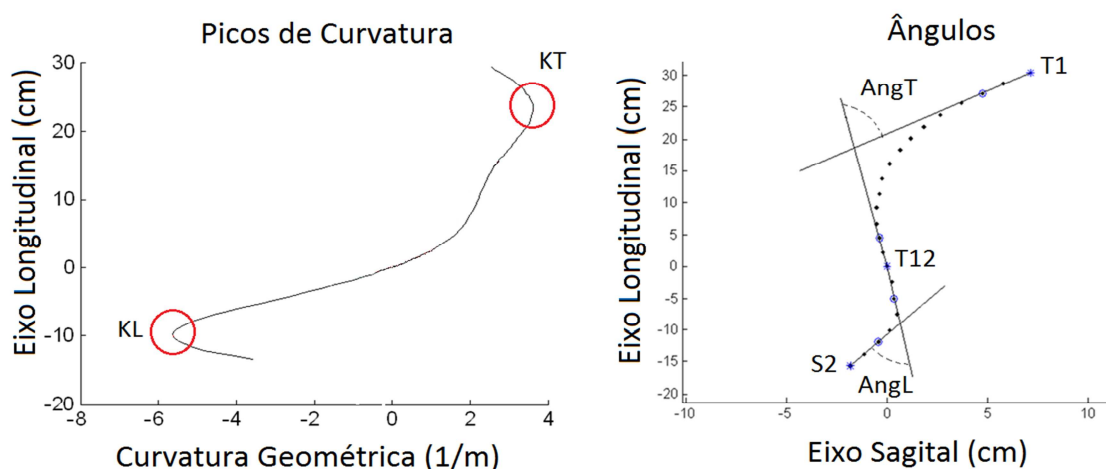
Para avaliar se não houve diferença entre os valores médios de teste e reteste, de cada variável postural, foi realizado um teste *t* de Student pareado. Foi também calculado o coeficiente de correlação linear de Pearson para

avaliar se houve uma relação linear entre as medidas do teste e do reteste, para cada variável postural. Como recomendado em Callegari-Jacques (2003), foi verificado que cada conjunto de dados apresentou distribuição normal, com o teste Shapiro-Wilk, e que as variâncias dos conjuntos de dados eram homogêneas, por meio do teste F. Adotou-se o nível de significância de 5% nos testes. Quando o teste  $t$  apresentou diferença significativa, foi calculada a medida do efeito (Cohen)  $d$ , conforme descrito em Cardoso; Mello; Freitas (2013). Os resultados do teste  $t$  foram apresentados no seguinte formato: [valor de  $t$ (graus de liberdade); valor de  $P$ ; valor de  $d$ ]. A análise de dados foi realizada em Matlab® (The MathWorks, Natick,

Massachusetts, USA), exceto o teste Shapiro-Wilk que foi realizado *online* (SCISTATCALC, 2016).

### 3. Resultados

Na Figura 2 (esquerda) está apresentada a curvatura geométrica da curva neutra referente ao teste do voluntário 3. Como já poderia ser esperado, observa-se que este exemplo apresenta cifose ( $K > 0 \text{ m}^{-1}$ ) na região torácica, identificada acima da junção toracolombar (coordenada longitudinal igual a zero), e lordose ( $K < 0 \text{ m}^{-1}$ ) na região lombar. Os picos de curvatura de cada região (identificados com círculos vermelhos), no teste e no reteste, deste e dos outros voluntários foram selecionados para análise e estão apresentados na Tabela 2.

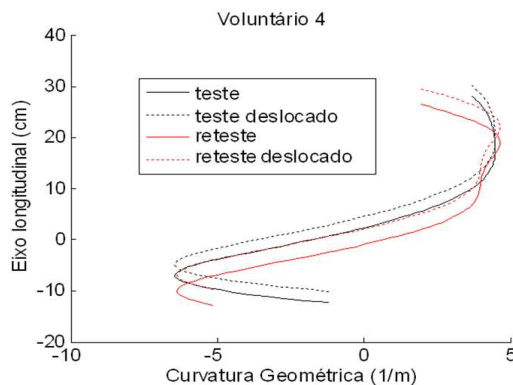
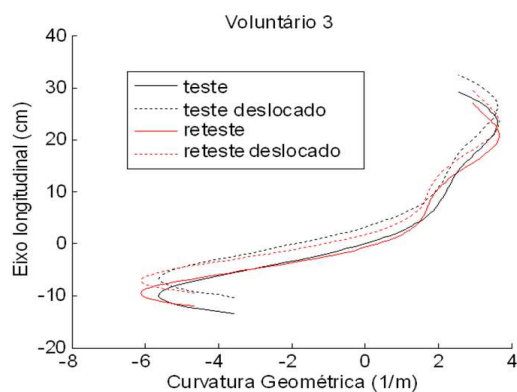
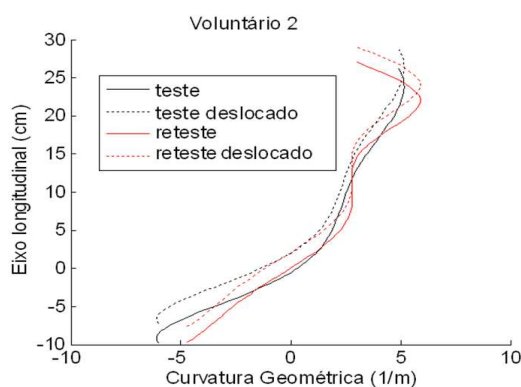
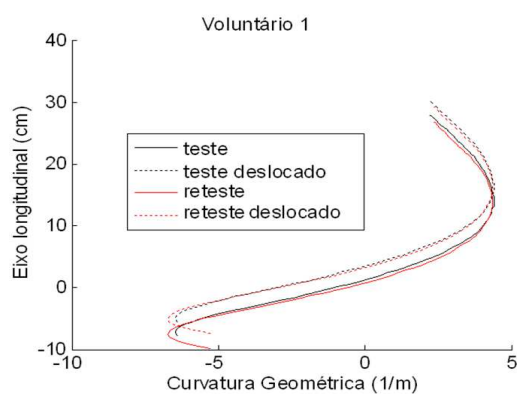


**Figura 2.** À esquerda, curva neutra da coluna vertebral e os picos de curvatura representativos da lordose lombar (KL) e cifose torácica (KT) destacados com círculos vermelhos. À direita, definição das variáveis angulares representativas da lordose lombar (AngL) e cifose torácica

(AngT). Asteriscos azuis identificam vértebras de referência e círculos azuis indicam marcadores adjacentes utilizados para definição dos vetores utilizados para definir os ângulos lombar e torácico.

Na figura 3 estão apresentadas as Curvas Neutras de cada voluntário calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 identificado da palpação (teste; reteste) e com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (teste deslocado; reteste deslocado), nos dois dias de avaliação. Por meio de inspeção gráfica, pode-se notar grande similaridade entre as curvas neutras relativas ao teste e reteste, tanto para o voluntário 1, quanto para o voluntário 3. O mesmo nível

de similaridade foi notado para as situações com deslocamento de T12, para estes voluntários. Para o voluntário 4, observa-se grande similaridade entre as curvas neutras nas situações de teste e reteste deslocado. Nota-se qualitativamente que o voluntário 2 foi aquele que apresentou a menor similaridade entre curvas neutras, tendo curvaturas mais semelhantes na região da junção tóracolombar (coordenada longitudinal próxima de zero).



**Figura 3.** Curvatura geométrica da Curva Neutra de cada voluntário, calculada com a origem do sistema local posicionada supostamente em T12 (identificada pela palpção) e recalculada com a origem deslocada para o marcador inferior ao de T12, nos dois dias de avaliação.

As Tabelas 2 e 3 apresentam respectivamente os picos de curvatura e os ângulos calculados nos dois dias de avaliação, com e sem modificação do marcador de T12. Interessante notar que, de

forma similar aos picos de curvatura, todos os ângulos lombares apresentaram sinal negativo e os ângulos torácicos positivo.

**Tabela 2.** Pico de curvatura lombar (KL) e torácico (KT), calculados com a origem em T12 da palpção original e as respectivas variáveis recalculadas com o marcador de T12 deslocado para o marcador adjacente (KLd, KTd), no teste e no reteste.

	Teste		Reteste		Teste		Reteste	
	KL(m <sup>-1</sup> )	KLd(m <sup>-1</sup> )	KL(m <sup>-1</sup> )	KLd(m <sup>-1</sup> )	KT(m <sup>-1</sup> )	KTd(m <sup>-1</sup> )	KT(m <sup>-1</sup> )	KTd(m <sup>-1</sup> )
<b>V1</b>	-6,46	-6,46	-6,72	-6,72	4,39	4,39	4,36	4,36
<b>V2</b>	-6,07	-6,07	-4,70	-4,70	5,15	5,15	5,88	5,88
<b>V3</b>	-5,62	-5,62	-6,12	-6,12	3,61	3,61	3,66	3,66
<b>V4</b>	-6,45	-6,45	-6,36	-6,36	4,46	4,46	4,63	4,63
<b>Média</b>	-6,15	-6,15	-5,98	-5,98	4,40	4,40	4,63	4,63
<b>DP</b>	0,40	0,40	0,89	0,89	0,63	0,63	0,93	0,93

V1 a V4 - código de identificação dos voluntários; DP - desvio padrão.

Com relação aos erros simulados de palpção em cada sessão, pode-se observar na Tabela 2 que os picos de curvatura não foram afetados pelo reposicionamento de T12. Por outro

lado, todas as variáveis angulares (Tabela 3) se alteraram, mostrando que são influenciadas pela escolha da vértebra T12 no momento da palpção.

**Tabela 3.** Ângulo lombar (AngL) e ângulo torácico (AngT) calculados com a origem em T12 da palpção original e as respectivas variáveis recalculadas com o marcador de T12 deslocado para o marcador adjacente (AngLd e AngTd), no teste e no reteste.

	Teste		Reteste		Teste		Reteste	
	AngL(°)	AngLd(°)	AngL(°)	AngLd(°)	AngT(°)	AngTd(°)	AngT(°)	AngTd(°)
<b>V1</b>	-23,77	-17,66	-26,31	-20,29	44,14	41,22	45,54	41,86
<b>V2</b>	-24,69	-19,50	-21,35	-17,93	31,70	28,22	31,26	26,06
<b>V3</b>	-24,55	-21,11	-24,61	-23,25	27,93	25,72	27,57	26,78
<b>V4</b>	-27,24	-20,87	-32,04	-28,73	50,32	48,73	44,05	40,17
<b>Média</b>	-25,06*	-26,08	-19,79*	-22,55	38,52	37,11	35,97	33,72
<b>DP</b>	1,51	4,48	1,58	4,66	10,48	9,03	10,89	8,46

\*diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre a média do teste e reteste; V1 a V4 - código de identificação dos voluntários; DP - desvio padrão.

O teste  $t$  de Student, foi aplicado sobre os dados das tabelas 2 e 3 e indicou não haver diferença significativa entre os valores médios do grupo de voluntários do teste e reteste para a curvatura lombar [ $t(3) = -0,42$ ;  $P = 0,7025$ ], curvatura torácica [ $t(3) = -1,34$ ;  $P = 0,2727$ ] e para o ângulo torácico [ $t(3) = 0,21$ ;  $P = 0,8506$ ]. Contudo, foi constatada diferença significativa entre teste e reteste para o ângulo lombar [ $t(3) = -$

$4,65$ ;  $P = 0,0187$ ;  $d = -2,68$ ]. O coeficiente de correlação linear indicou uma relação linear entre teste e reteste para a curvatura torácica ( $R = 0,9745$ ;  $P = 0,0255$ ) e para o ângulo torácico ( $R = 0,9569$ ;  $P = 0,0431$ ) e, por outro lado, não indicou haver relação linear entre teste e reteste para a curvatura lombar ( $R = 0,3523$ ;  $P = 0,6477$ ) e para o ângulo lombar ( $R = 0,4066$ ;  $P = 0,5934$ ).

**Tabela 4.** Variação absoluta e relativa das variáveis descritivas da postura vertebral entre teste e reteste.

	vKL(m <sup>-1</sup> )	vKL(%)	vKT(m <sup>-1</sup> )	vKT(%)	vAngL(°)	vAngL(%)	vAngT(°)	vAngT(%)
<b>V1</b>	0,26	4,02	0,03	0,66	8,64	36,35	4,32	9,79
<b>V2</b>	1,37	22,60	0,73	14,09	6,77	27,40	5,64	17,79
<b>V3</b>	0,50	8,91	0,05	1,44	3,50	14,28	1,84	6,60
<b>V4</b>	0,09	1,34	0,17	3,76	11,17	41,02	10,16	20,18
<b>Média</b>	0,56	9,22	0,25	4,99	7,52	29,76	5,49	13,59

V1 a V4 - código de identificação dos voluntários; vKL - variação pico de curvatura lombar; vKT - variação do pico de curvatura torácica; vAngL - variação do ângulo lombar; vAngT - variação do ângulo torácico.

A Tabela 4 apresenta, para cada voluntário, em valores absolutos e relativos, as maiores variações apresentadas entre os valores obtidos de cada variável postural. Todas as variáveis angulares apresentaram maior variação do que os picos de curvatura correspondentes, entre teste e reteste, para todos os voluntários. Tanto na região lombar,

quanto na região torácica, a variação relativa das variáveis angulares (30% para a lombar e 14% para a torácica) foi cerca de três vezes maior que a variação relativa dos picos de curvatura geométrica (9% para a lombar e 5% para a torácica).

#### 4. Discussão

Este trabalho teve o

objetivo de avaliar a variação, ocasionada por marcações em avaliações posturais com cinemática, das medidas da lordose lombar e da cifose torácica, obtidas com uma variável angular e com curvatura geométrica. Para verificar a reprodutibilidade das medidas obtidas, com curvatura geométrica e com as variáveis angulares, os voluntários foram observados correndo na velocidade de 9,3km/h, em dois dias diferentes. Para cada sessão de avaliação, foi simulado um erro adicional de palpação em T12.

Os gráficos (Figura 3) sugerem que dois voluntários (V1 e V3) apresentaram curvatura geométrica bastante reprodutível entre sessões experimentais. Nestes casos, a curva neutra do teste e a do reteste estão próximas ao longo de toda a região lombar e torácica. O voluntário 4, por sua vez, teve característica similar entre teste e reteste quando o marcador de T12 foi alterado, o que indica que, neste caso, mesmo um possível erro de palpação poderia ser corrigido com um deslocamento da origem do sistema de coordenadas. Possivelmente, a identificação da altura do ponto de

inflexão (curvatura geométrica igual a zero) observado na transição entre a região lombar e a torácica, a junção toracolombar, poderia servir como critério para corrigir o erro na identificação de T12. O voluntário 2 foi aquele que apresentou maior diferença entre a curva neutra do teste e do reteste. Esta diferença não foi solucionada com deslocamento da origem do sistema de coordenadas, o que aponta para uma possível mudança de postura entre os dias, para este voluntário, e/ou aparição de uma variação mais importante, derivada do reposicionamento dos marcadores. Percebe-se que, exceto para o voluntário 2, os resultados deste estudo estão em acordo com os dados de Campos et al. (2015) que sugerem que a curvatura geométrica da coluna vertebral, no plano sagital, é reprodutível, mesmo com marcações dorsais.

Para todos os picos de curvatura calculados, não houve alteração entre as situações com erro simulado no posicionamento de T12 (Tabela 2). Por outro lado, todas as variáveis angulares (Tabela 3) se alteraram, mostrando que são influenciadas pela escolha

da vértebra T12 no momento da palpação.

Na região torácica, observou-se que os valores médios de teste e reteste foram similares e as medidas posturais apresentaram relação linear, tanto para o pico de curvatura quanto para o ângulo. Contudo, para todos os voluntários, o valor percentual da variação observada entre teste e reteste foi maior para a variável angular indicando o uso do pico de curvatura para medição da cifose torácica na situação de corrida.

No caso da região lombar, observou-se que tanto para o pico de curvatura quanto para o ângulo, não houve linearidade ( $p > 0,05$ ) entre as medidas posturais de teste e reteste. Por outro lado, o valor médio do pico de curvatura do grupo de voluntários não apresentou diferença significativa entre teste e reteste ao passo que o ângulo lombar médio apresentou-se diferente entre os testes. Assim como ocorreu para a região torácica, para as medidas de lordose lombar de todos os voluntários, a variação percentual observada entre teste e reteste foi maior para a variável angular do que para o pico de curvatura

geométrica. Percebe-se que a curvatura, exceto para o índice de correlação linear, se mostrou superior do que a respectiva variável angular em todos os outros aspectos avaliados neste trabalho. Esses dados sugerem o uso preferencial de curvatura geométrica para medir a lordose lombar na situação de corrida.

Campos et al. (2015) encontraram alta confiabilidade da curvatura média na região torácica e na região lombar, no plano sagital, entre teste e reteste na corrida. Neste trabalho, foi analisado o pico de curvatura que apresentou resultado similar para região torácica, contudo não apresentou resultado positivo para um dos aspectos avaliados, o coeficiente de correlação linear. Considerando o tamanho limitado da amostra, estes resultados se mostram inconclusivos para avaliação da reprodutibilidade do pico de curvatura sagital lombar, embora, como já comentado, o pico de curvatura lombar tenha se mostrado preferível ao ângulo lombar.

Os dados encontrados neste trabalho corroboram com aqueles relatados na literatura, em que se observaram resultados negativos

para reprodutibilidade de métodos baseados em variáveis angulares, para quantificação da lordose lombar, em avaliações posturais com cinemetria (TAYLOR; EVANS; GOLDIE, 2001; SCHACHE et al., 2002). Alguns autores indicam ser inadequada e pouco realista a representação de partes da coluna com segmentos rígidos (RANAVOLO et al., 2013; VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009), procedimento necessário para definição das variáveis angulares, uma vez que a geometria da coluna vertebral é mais próxima de uma curva. Neste sentido, resultados angulares precisam ser interpretados e utilizados com extrema cautela (LEARDINI et al., 2009) uma vez que colunas com concavidades diferentes podem apresentar o mesmo ângulo (WHITE; PANJABI, 1990). O modelo polinomial parece ser um método mais avançado para quantificação da postura vertebral com cinemetria (RANAVOLO et al., 2013).

Embora a amostra deste trabalho seja limitada, composta por apenas quatro pessoas, se faz pertinente lembrar que não foram encontrados outros estudos

publicados em periódicos que tenham comparado a curvatura geométrica com variáveis angulares em avaliações da postura vertebral em situação de corrida, o que salienta o ineditismo do presente estudo. Contudo, se faz necessário indicar a necessidade de outros estudos, com amostras mais representativas para maiores generalizações e aprofundamento nesta temática.

## 5. Conclusão

Neste trabalho, a variação entre teste e reteste dos picos de curvatura geométrica no plano sagital da região lombar e da região torácica foi comparada com variações de variáveis angulares nestas regiões. Os ângulos se mostraram mais sensíveis a erros de palpção simulados no tratamento dos dados. Tanto na região torácica quanto na região lombar o pico de curvatura se mostrou mais reprodutível do que o ângulo. Embora superior ao respectivo ângulo, o pico de curvatura lombar apresentou resultados inconclusivos quanto à sua reprodutibilidade entre testes. Serão necessários, novos estudos, com amostras mais representativas,



para obtenção de resultados conclusivos, maiores generalizações e aprofundamento nesta temática.

A despeito da limitada amostra deste trabalho, não foram encontrados outros estudos publicados em periódicos que tenham comparado a curvatura geométrica com variáveis angulares em avaliações da postura vertebral em situação de corrida, o que salienta o ineditismo do presente estudo. Além disto, os resultados deste estudo possibilitam indicar o uso preferencial da curvatura geométrica para avaliação da

lordose lombar e da cifose torácica em avaliações posturais com cinemetria, em situação de corrida na esteira. O método avaliado é voltado para avaliação quantitativa da curva da coluna vertebral de forma não invasiva e com equipamento de baixo custo financeiro e fácil acesso. Métodos com esta natureza podem ajudar no acompanhamento postural da população em geral sendo adotados em academias de ginástica, clubes esportivos, clínicas, escolas e outros espaços públicos sem grande dispêndio financeiro.

## Referências

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M., Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In: Proc of the Symposium on Close-Range Photogrammetry. Am S of Photogrammetry, Falls Church, p. 1-18. 1971.

ADAMS, M. A.; HUTTON, W. C. The effect of posture on the lumbar spine. *Journal of Bone Joint Surg Br*, v. 67(4), p. 625-629, 1985.

ADAMS, M. A. et al. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. The clinical biomechanics award paper 1993. *Clinical Biomechanics*, v. 9(1), p. 5-14, 1994.

ANDERSSON, G.B.J. Epidemiological of features of chronic low back pain. *The Lancet*, v.

354, p.581-88, 1999.

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Biomechanics of Changes in Lumbar Posture in Static Lifting. *Spine*. 2005.

BRENZIKOFER, R. et al. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 1(1), p. 21-26, 2000.

BRINK, Y. et al. The association between postural alignment and psychosocial factors to upper quadrant pain in high school students: A prospective study. *Manual Therapy*, v. 14, p. 647-653, 2009.

CAMPOS, M. H. et al. Método para quantificação da curva neutra e do componente oscilatório da coluna vertebral durante a marcha. *Revista Brasileira de Biomecânica*. v. 6.

p. 61-70. 2005.

CAMPOS, M. H. et al. The geometric curvature of the spine of runners during maximal incremental effort test. *Journal of Biomechanics*, v. 48, p. 969-975, 2015.

CAMPOS, M., BRENIKOFER, R. Rastreamento de marcadores baseado em pontos de controle. In *Proceedings of XIII Brazilian Congress of Biomechanics*. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2009.

CALLEGARI-JACQUES, S. M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Porto Alegre: Artmed, 2003.

CARDOSO, T. S. G., MELLO, C. B., FREITAS, P. M. Uso de Medidas Quantitativas de Eficácia em Reabilitação Neuropsicológica. *Psicologia em Pesquisa*. v. 7(1), p. 121-131, 2013.

GRACOVETSKY, S. *Non-Invasive Assessment of Spinal Function: Automatizing the Physical Examination*. Montreal: Springer, 2010.

GRUEN, A. Fundamentals of Videogrammetry: a review. *Human Movement Science*. v. 16(2), p. 155-187. 1997.

KELLER T.S. et al. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *The Spine Journal*. v. 5, p. 297-309, 2005.

LEARDINI, A. et al. Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clinical Biomechanics*. v. 24(7), p. 542-550, 2009.

LEROUX, M.A. et al. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine*, v. 25(13), p. 1689-94,

2000.

MEAKIN, J. R. et al. The effect of axial load on the sagittal plane curvature of the upright human spine in vivo. *Journal of Biomechanics*, v. 41, p. 2850-2854, 2008.

RANAVOLO, A. et al. Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system. *Applied Ergonomics*. v. 44(2), p. 192-199, 2013.

ROUSSOULY, P., NNADI, C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European Spine Journal*, v.19, p.1824-1836, 2010.

SCHLENK R. P., KOWALSKI R. J., BENZEL E. C. Biomechanics of spinal deformity. *Neurosurg Focus*, v.14, p.1-15, 2003.

SCHACHE, A. G. et al. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo–pelvic–hip complex during running. *Gait and Posture*, v. 15(2), p. 136-45, 2002.

SCISTATCALC. Disponível em: <<http://scistatcalc.blogspot.com.br/2013/10/shapiro-wilk-test-calculator.html>>. Acesso em: 13 de janeiro de 2016.

SRBINOSKA, H. et al. Correlation between back shape and spinal loads. *Journal of Biomechanics*, v. 46(11), p. 1972-1975, 2013.

TAYLOR, N., EVANS, O., GOLDIE, P. Reliability of measurement of angular movements of the pelvis and lumbar spine during treadmill walking. *Physiother Research International*, v. 6(4), p. 205-223, 2001.

VUOLO, J. H. *Fundamentos da Teoria de Erros*. São Paulo: Edgard Blücher, 1992.

VRTOVEC, T., PERNUŠ, F., LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*. v. 18(5), p. 593-607, 2009.

WHITE, A. A., PANJABI, M. M. *Clinical biomechanics of the spine*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, p. 674, 1990.

YEADON, M. R., KING, M. A. A. Method for synchronising digitised video data. *Journal of Biomechanics*. v. 32(9), p. 983-986. 1999.