

**MARCELO COSTA DE PAULA**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA POSTURA  
DURANTE A ORTOSTASE E A LOCOMOÇÃO**

Campinas  
2013



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

**MARCELO COSTA DE PAULA**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA POSTURA DURANTE A  
ORTOSTASE E A LOCOMOÇÃO**

**Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer**

Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Educação Física da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutor em Educação Física, na área de concentração de Biodinâmica do Movimento e Esporte.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A VERSÃO FINAL DA TESE DEFENDIDA PELO ALUNO MARCELO COSTA DE PAULA E ORIENTADA PELO PROF. DR. RENÉ BRENZIKOFER



Prof. Dr. René Brenzikofer

Campinas  
2013

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Educação Física  
Dulce Inês Leocádio dos Santos Augusto - CRB 8/4991

P281b Paula, Marcelo Costa, 1978-  
Análise biomecânica da postura durante a ortostase e a locomoção / Marcelo Costa de Paula. – Campinas, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: René Brenzikofer.  
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física.

1. Biomecânica. 2. Cinemática. 3. Postura. 4. Coluna vertebral. I. Brenzikofer, René. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Educação Física. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em outro idioma:** Biomechanical analysis of posture during standing and locomotion

**Palavras-chave em inglês:**

Biomechanics

Kinematics

Posture

Spine

**Área de concentração:** Biodinâmica do Movimento e Esporte

**Titulação:** Doutor em Educação Física

**Banca examinadora:**

René Brenzikofer [Orientador]

Luiz Eduardo Barreto Martins

Marcos Duarte

Alberto Cliquet Junior

Marcelo Riberto

**Data de defesa:** 26-08-2013

**Programa de Pós-Graduação:** Educação Física

COMISSÃO EXAMINADORA



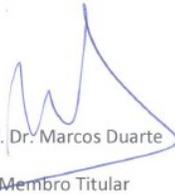
Prof. Dr. René Brenzikofer

Orientador



Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins

Membro Titular



Prof. Dr. Marcos Duarte

Membro Titular



Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membro Titular



Prof. Dr. Marcelo Riberto

Membro Titular

# **Dedicatória**

---

*Dedico este trabalho a toda minha família pelo apoio, carinho e compreensão ao longo da minha vida. Amo todos vocês e obrigado por tudo!*

## **Agradecimentos**

*Agradeço...*

*...ao meu orientador e amigo, Prof. Dr. René Brenzikofer, grande exemplo de ser humano e profissional, por ter aceitado “encarar” uma orientação de doutorado à distância, por confiar no meu trabalho e pelo esforço e boa vontade em contribuir com a minha formação acadêmica.*

*...ao meu amigo Mário Hebling Campos por ceder o Laboratório de Avaliação do Movimento Humano da Faculdade de Educação Física da UFG para as minhas coletas de dados e por estar sempre disposto a colaborar com a minha pesquisa.*

*...aos ex-alunos de graduação em Educação Física da UFG, Marcelo Galdino e Danyell Oliveira, pela grande ajuda na seleção dos voluntários e nas coletas de dados.*

*...ao meu irmão, Leonardo Costa de Paula, pelas contribuições com a estatística.*

*...a todos os colegas que contribuíram de forma direta ou indireta para a realização deste trabalho.*

*...aos membros da banca examinadora pelo aceite para estarem contribuindo com a minha pesquisa e formação profissional.*

*...ao Instituto Federal de Goiás pelo auxílio financeiro concedido através do Programa Institucional de Apoio à Produtividade em Pesquisa que contribuiu com a compra de diversos materiais utilizados para as coletas de dados.*

PAULA, Marcelo Costa. **Análise biomecânica da postura durante a ortostase e a locomoção**. 2013. 96f. Tese (Doutorado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013.

## **RESUMO**

O objetivo da presente pesquisa é analisar a postura durante a ortostase e em diferentes situações de locomoção. Foram avaliados indivíduos saudáveis com idades entre 16 e 45 anos. No primeiro capítulo foi analisada a postura durante a marcha e a coluna foi modelada de duas formas distintas. A primeira foi adaptada de Frigo et al. (2003) e a segunda forma de modelagem foi proposta por Brenzikofer et al. (2000). No segundo capítulo foi analisado o alinhamento vertebral na postura ortostática e a curva neutra da coluna durante a marcha. Nestes dois primeiros capítulos foi empregada a anova com medidas repetidas e o coeficiente de correlação intraclasse para análise estatística. No terceiro capítulo foi analisado, durante a marcha, a postura do tronco e a curvatura vertebral em diferentes períodos do dia. No quarto capítulo foi investigado o comportamento do tronco e das curvas fisiológicas da coluna, durante a marcha e a corrida em esteira, em três inclinações de locomoção ( $-6^{\circ}/0^{\circ}/+6^{\circ}$ ). Nestes dois últimos capítulos foi empregada a anova *one way* e, quando necessário, o teste de comparação múltipla de Tukey. Todas as análises foram realizadas em ambiente Matlab e a significância estatística adotada foi menor que 5%. Os resultados mostraram que os picos de curvatura geométrica são mais consistentes para representar cifose/lordose do que as variáveis angulares. Além disto, o método proposto por Brenzikofer et al. (2000) parece ser menos suscetível a erros oriundos da marcação do dorso. No segundo e terceiro capítulo foi verificado que o protocolo dinâmico proporciona maior reprodutibilidade das medidas posturais do que a situação ortostática e que o tronco e a coluna apresentam adaptações consideráveis devido ao horário da avaliação, respectivamente. No último capítulo foi observado que o aumento da inclinação da superfície de locomoção ocasiona uma maior projeção do tronco para frente e retificação da curvatura vertebral. Sugere-se a utilização dos picos de curvatura geométrica para representação da coluna. Recomenda-se o uso do protocolo de avaliação dinâmico (marcha) e que se tenha cautela ao monitorar a progressão/regressão dos desvios na coluna já que o horário da avaliação pode proporcionar adaptações nas variáveis posturais que são inerentes ao ritmo circadiano. Sugere-se que indivíduos acometidos por disfunções na coluna vertebral sejam cuidadosos ao realizar atividades locomotoras no aclave e declive.

**Palavras-Chaves:** Biomecânica; Cinemática; Postura; Coluna vertebral.

PAULA, Marcelo Costa. **Biomechanical analysis of posture during standing and locomotion**. 2013. 96f. Thesis (Doctorate in Physical Education)-School of Physical Education. State University of Campinas, Campinas, 2013.

## **ABSTRACT**

The purpose of this research is to analyze the posture during upright posture and locomotion and is going to be presented in four chapters. The sample consisted of healthy individuals aged between 16 and 45 years old. In the first chapter we analyzed the posture during walking in treadmill using two different models to define the spine. The first spine model was adapted from Frigo et al. (2003) and the second model was proposed by Brenzikofer et al. (2000). In the second chapter we analyzed the vertebral alignment in upright posture and neutral curve of the spine during gait. It was employed the repeated measures ANOVA and intraclass correlation coefficient for statistical analysis in these first two chapters. In the third chapter it was analyzed the trunk tilt forward and the spinal curvature during gait in different periods of the day. In the fourth chapter it was investigated the trunk tilt forward and the spinal curvature during walking and running on a treadmill at three inclinations ( $-6^{\circ}/0^{\circ}/6^{\circ}$ ). In the third and fourth chapters we used one-way ANOVA and, when necessary, the multiple comparison test of Tukey. All statistical analyzes were performed in Matlab and the significance level adopted was  $p < 0.05$ . The results showed that the peaks of geometric curvature are more consistent than the angular variables to represent the kyphosis and the lordosis. Moreover, the method proposed by Brenzikofer et al. (2000) seems to be less susceptible to errors compared to the segmented model. In the second chapter we verified that the dynamic protocol provides greater reproducibility than the static protocol. In the third chapter, we found that the trunk and spine showed some adaptations due to the period of the day. In the last chapter it was observed that the increase in the locomotion surface inclination causes a greater trunk tilt forward and rectification of the spine. We suggest the use of the peak of geometric curvature to represent the spinal posture. We recommend the use of dynamic assessment protocol to clinical assessment of the spine deviations. Besides, raters should take into consideration the circadian rhythm in the assessment once it can influence measures related to the postural adjustments. Finally, it is suggested that individuals suffering from spinal disorders need to be careful with sloped surfaces during locomotion because it may increase its symptoms.

**Keywords:** Biomechanics, Kinematics; Posture; Spine.

## **LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS**

<b>UNICAMP</b>	Universidade Estadual de Campinas
<b>T1</b>	Primeira Vértebra Torácica
<b>T6</b>	Sexta Vértebra Torácica
<b>T12</b>	Décima Segunda Vértebra Torácica
<b>L4</b>	Quarta Vértebra Lombar
<b>S2</b>	Segunda Vértebra Sacra
<b>ICC</b>	Coefficiente de Correlação Intraclasse
<b>SEM</b>	Erro padrão da medida
<b>A1_1º dia</b>	Medida feita pelo avaliador 1 no primeiro dia de coleta
<b>A2_1º dia</b>	Medida feita pelo avaliador 2 no primeiro dia de coleta
<b>A1_2º dia</b>	Medida feita pelo avaliador 1 no segundo dia de coleta
<b>A2_2º dia</b>	Medida feita pelo avaliador 2 no segundo dia de coleta
<b>KS</b>	Curvatura geométrica da coluna vertebral no plano sagital
<b>KF</b>	Curvatura geométrica da coluna vertebral no plano frontal
<b>MD</b>	Marcha no declive
<b>MP</b>	Marcha no plano
<b>MS</b>	Marcha no aclave
<b>CD</b>	Corrida no declive
<b>CP</b>	Corrida no plano
<b>CS</b>	Corrida na subida
<b>c_pass</b>	Comprimento da passada
<b>f_pass</b>	Frequência da passada
<b>i_tronco</b>	Inclinação do tronco
<b>ADM_it</b>	Amplitude de movimento do tronco
<b>lord</b>	Lordose lombar
<b>ADM_l</b>	Amplitude de movimento da curvatura lombar
<b>cif</b>	Cifose torácica
<b>ADM_c</b>	Amplitude de movimento da curvatura torácica

# SUMÁRIO

---

INTRODUÇÃO.....	1
OBJETIVOS.....	13
Geral.....	13
Específicos.....	13
CAPÍTULO 1 – COMPARAÇÃO ENTRE DOIS MODELOS PARA REPRESENTAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL.....	14
1.1 Introdução.....	14
1.2 Metodologia.....	16
1.3 Resultados.....	20
1.4 Discussão.....	25
1.5 Conclusões.....	30
CAPÍTULO 2 – ANÁLISE COMPARATIVA DA CONFIABILIDADE DAS MEDIDAS POSTURAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS.....	32
2.1 Introdução.....	32
2.2 Metodologia.....	34
2.3 Resultados.....	38
2.4 Discussão.....	40
2.5 Conclusões.....	44
CAPÍTULO 3 – ALTERAÇÕES NA POSTURA DO TRONCO E NA CURVATURA VERTEBRAL AO LONGO DO DIA.....	45
3.1 Introdução.....	45
3.2 Metodologia.....	47
3.3 Resultados.....	50
3.4 Discussão.....	54
3.5 Conclusões.....	55
CAPÍTULO 4 – ADAPTAÇÕES POSTURAS DECORRENTES DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA DURANTE A MARCHA E A CORRIDA.....	57
4.1 Introdução.....	57
4.2 Metodologia.....	59
4.3 Resultados.....	62
4.4 Discussão.....	66
4.5 Conclusões.....	69
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	71
REFERÊNCIAS.....	73
ANEXOS .....	83
ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa.....	84

## INTRODUÇÃO

A coluna vertebral é uma estrutura anatômica complexa, responsável pela interligação mecânica entre os segmentos corporais e apresenta alta plasticidade no que se refere à capacidade de se rearranjar devido às compensações estruturais ocasionadas pelos desvios posturais. O diagnóstico precoce destes desvios são de suma importância para promoção da saúde e da qualidade de vida do paciente já que problemas posturais podem acarretar em alterações funcionais e estruturais no organismo humano (BIENFAIT, 1993; CAMPGNION, 2001; SOUCHARD; OLLIER, 2003).

Há evidências na literatura de que as enfermidades relacionadas à coluna vertebral possam estar envolvidas com os maus hábitos posturais (BRINK et al., 2009; BEACH et al., 2005; DE CARVALHO; CALLAGHAN, 2011), com a degeneração das estruturas vertebrais (ADAMS; DOLAN, 2005) e com a adoção da postura bípede (SCHILLING et al., 2005; WAGNER et al., 2012). Além disto, MacFarlane, Jones e Hannaford (2006) relatam que o gênero, a idade e o nível socioeconômico associados a um estilo de vida pouco saudável (sedentarismo, obesidade e tabagismo) podem favorecer o aparecimento das disfunções.

Alguns distúrbios que envolvem a coluna são complexos e difíceis de serem mapeados já que as etiologias podem ter origem física, psíquica, social e/ou pela associação destas diferentes naturezas (SIMMONDS, 2004). No entanto, é indiscutível que os desvios na postura vertebral estejam entre os principais indicadores na avaliação das disfunções da coluna, pois, normalmente, estão associados ao surgimento de dores e/ou deformidades na estrutura vertebral e, em alguns casos, podem provocar até mudanças no comportamento e nas relações sociais dos indivíduos acometidos (ROUSSOULY; NNADI, 2010).

Portanto, o alinhamento vertebral é um fator importante na análise da funcionalidade da coluna e, por isto, pode ser considerado um dos principais parâmetros para a avaliação da postura humana. A análise objetiva da postura vertebral tem recebido grande destaque por parte de pesquisadores e profissionais da área da saúde, pois o

alinhamento da coluna é fundamental para o planejamento adequado de procedimentos cirúrgicos, para o monitoramento da progressão e do tratamento das disfunções e para determinar valores de referência em condições normais e anormais (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

Dentro deste contexto, os avanços tecnológicos e a confecção de novas ferramentas para a análise do movimento humano propiciou o surgimento de diferentes metodologias para quantificação das curvas fisiológicas da coluna. Atualmente, os exames de imagem como, por exemplo, a radiografia, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética têm grande aplicação na área médica e são considerados os principais recursos para avaliação do alinhamento da coluna porque possibilitam a localização direta das estruturas vertebrais. Por este motivo, vários estudos biomecânicos utilizam a radiografia na validação de diferentes metodologias indiretas de análise da cifose e lordose fisiológica (BABAI et al., 2012; LEROUX et al., 2000; SOUZA et al., 2009; TEIXEIRA; CARVALHO, 2007).

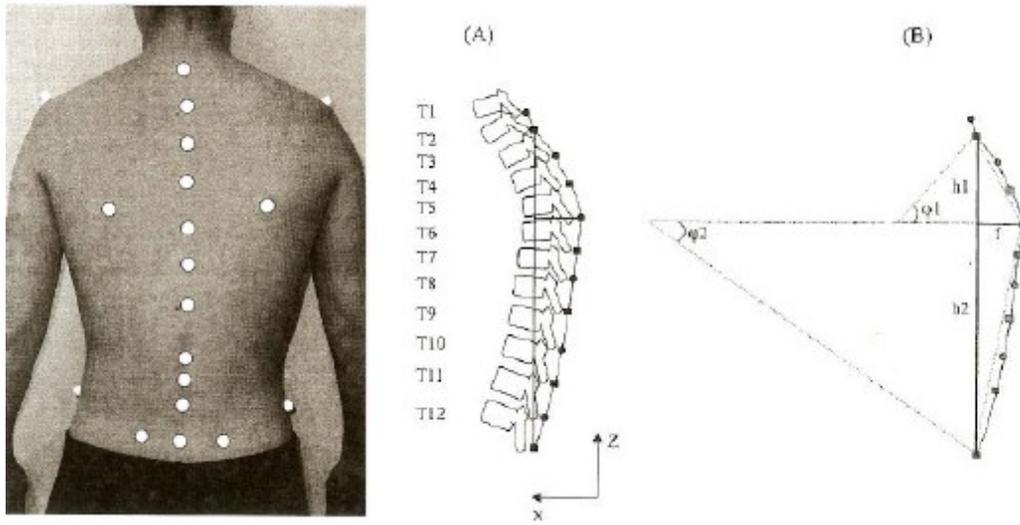
O método de Cobb é a ferramenta mais utilizada na área médica para medir a postura vertebral. À priori o método tinha a finalidade de quantificar os desvios na coluna no plano frontal e foi adotado como medida padrão pela Sociedade Internacional de Pesquisa em Escoliose (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009). No entanto, com o passar dos anos passou a ser empregado nas análises no plano sagital. O método de Cobb descreve a curva da coluna pela orientação relativa entre vértebras de extremidades opostas da região investigada.

No entanto, a utilização de exames de imagem apresenta algumas limitações que devem ser consideradas como, por exemplo, o alto custo dos equipamentos e a necessidade de recursos humanos qualificados para o manuseio dos mesmos. Além disto, o uso destas técnicas nem sempre é viável, principalmente quando o objetivo é analisar a postura vertebral em movimento, pois estes recursos são inapropriados para utilização corriqueira em estudos biomecânicos devido à difícil aplicabilidade. No caso da radiografia a situação é ainda mais complicada por causa da exposição do indivíduo à radiação – o que permite um número limitado de medidas (CHIOU et al., 1996; O'SULLIVAN et al., 2012).

Pelos motivos expostos, é cada vez mais frequente o uso de metodologias indiretas para a análise da curvatura vertebral. Portanto, métodos que se utilizam de instrumentos de uso clínico como a régua flexível e o cifolordômetro (SOUZA et al., 2009; TEIXEIRA; CARVALHO, 2007), de fotografias digitais (CANALES et al., 2010; FERREIRA et al., 2010), de sensores eletromagnéticos (BURNETT et al., 2004), de goniômetros (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005) e/ou de registros videográficos de marcadores fixados no dorso (FRIGO et al., 2003; LEROUX et al., 2000) tem grande aceitação na área da biomecânica.

O registro de marcadores de superfície é o método mais comum para analisar a postura vertebral, pois apesar de não medir o movimento exato da coluna, quantifica algo que está relacionado com a condição clínica dos pacientes (GRACOVETSKY, 2010). Aliás, há evidências da alta concordância entre as medidas de cifose/lordose da radiografia com àquelas obtidas através do registro videográfico (LEROUX et al., 2000). No entanto, sabe-se que a escolha adequada do modelo biomecânico para representação da postura vertebral é um requisito fundamental para a qualidade das informações (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005).

Há uma grande variedade de modelos para descrever o alinhamento vertebral e a grande maioria deles representam a coluna por meio de segmentos considerados rígidos e analisam-se as variações angulares entre estes segmentos (FERREIRA et al., 2011; FRIGO et al., 2003; SAUNDERS et al., 2005; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999). A Figura 1 mostra os marcadores retro refletivos fixados nas estruturas anatômicas representativas da coluna vertebral e o modelo adotado por Leroux et al. (2000) para a mensuração da cifose e da lordose.



**Figura 1.** Ilustração do método adotado por Leroux et al. (2000) para quantificação da cifose. A Figura 1a e 1b mostram o modelo anatômico e geométrico, respectivamente.

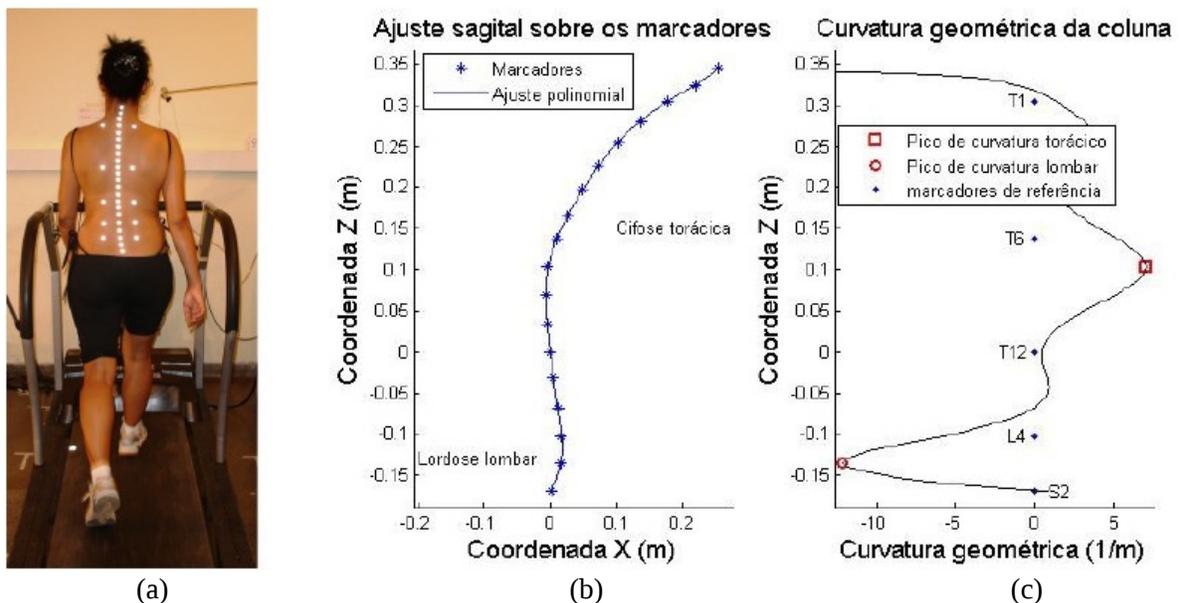
O modelo empregado na Figura 1 permite quantificar tanto a cifose como a lordose fisiológica. Este método representa a curva torácica ou lombar, no plano sagital, por dois arcos assimétricos e a medida da curvatura vertebral é dada pela soma dos valores angulares ( $\varphi_1 + \varphi_2$ ). Interessante notar que os modelos angulares, em geral, utilizam as informações de apenas três marcadores para descrever o ângulo lombar ou torácico (FRIGO et al., 2003; LEROUX et al., 2000).

O número reduzido de marcadores retro refletivos necessários para o cálculo das curvas fisiológicas da coluna é uma das grandes vantagens dos modelos segmentados, pois reduz o tempo despendido no processo de identificação e marcação do dorso do avaliado. Este fato associado à fácil interpretação dos dados angulares contribui para que o modelo segmentado tenha aplicabilidade para avaliações corriqueiras no âmbito clínico (FERREIRA et al., 2011; TEIXEIRA; CARVALHO, 2007).

Por outro lado, uma das desvantagens das variáveis angulares é a grande variedade de modelos segmentados descritos na literatura científica que dificultam tanto a comparação dos resultados entre os diversos estudos como o estabelecimento de critérios de referência. Além disto, alguns autores consideram o modelo angular limitado para representação da postura vertebral já que os dados são obtidos de regiões isoladas ou

segmentadas da coluna, o que não parece ser fiel à geometria vertebral que se assemelha mais a uma curva (RANAVOLO et al., 2013).

A ideia de representar o alinhamento vertebral através de uma curva está alicerçada ao conceito da *George's line* que foi proposta em 1919 e utilizada em análises radiográficas. A curva é confeccionada pelo contorno que se ajusta aos processos espinhosos das vértebras e simulam o alinhamento vertebral posterior, no plano sagital (MUGGLETON; ALLEN, 1998). Com base neste pressuposto, Brenzikofer et al. (2000) desenvolveram no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP outro método para análise da coluna (Figura 2).



**Figura 2.** Ilustração do método proposto por Brenzikofer et al. (2000) para quantificação da curvatura geométrica da coluna vertebral.

A Figura 2a, 2b e 2c mostram, respectivamente, a forma de marcação do dorso, a projeção no plano sagital dos marcadores reconstruídos tridimensionalmente com o ajuste polinomial e o modelo geométrico que possibilita a quantificação da postura mediante o conceito de curvatura geométrica bidimensional. Quantitativamente, a curvatura geométrica é definida como o inverso do raio da circunferência que tangencia e se ajusta localmente ao traçado de uma curva. Portanto, uma curva acentuada tem uma curvatura geométrica elevada e é nula para um trecho retificado. Para uma curva dada por uma função

parametrizada, o cálculo da curvatura geométrica bidimensional  $K(z)$  é realizado a partir da primeira  $P(z)'$  e segunda  $P(z)''$  derivada da função polinomial em relação ao parâmetro  $z$ .

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

O modelo adotado por Brenzikofer et al. (2000) permite discriminar com propriedade as curvas fisiológicas da coluna já que, por convenção, as cifoses e as lordoses apresentam valores positivos e negativos da curvatura geométrica bidimensional, respectivamente. Outra vantagem desta forma de representação da postura vertebral é o fato de se obter informações detalhadas ao longo de toda coluna (Figura 2c), o que possibilita saber com precisão o que acontece em cada estrutura vertebral de forma individualizada.

Portanto, é possível identificar em que trecho da coluna a cifose e/ou a lordose é mais acentuada (região dos picos de curvatura) e/ou se encontra retificada (curvatura nula). Este método permite verificar ainda a região da coluna que está sendo mais solicitada durante a realização de uma tarefa motora. Paula et al. (2009) analisaram o efeito da velocidade de locomoção no comportamento da cifose e da lordose. Estes autores verificaram que o incremento da intensidade proporciona pequenas adaptações ao longo da coluna vertebral, porém, constataram que a região dos picos de curvatura geométrica da região torácica e, principalmente, lombar apresentaram adaptações significativas devido ao aumento da velocidade.

De uma forma geral, os estudos realizados pelo nosso grupo de pesquisa têm mostrado que a inserção de alguns fatores – como por exemplo, a altura do salto do calçado, a mudança na velocidade e/ou na inclinação da esteira, durante a locomoção – têm proporcionado suaves adaptações na geometria vertebral quando se observa toda a extensão da coluna. Por este motivo, é comum em nossas pesquisas a utilização dos picos de curvatura geométrica da coluna torácica e lombar, pois, além de serem as regiões da coluna mais suscetíveis às adaptações, estas representam com propriedade o comportamento da cifose e da lordose fisiológica (Capítulo 1). Aliás, a escolha da região de maior curvatura vertebral é feita somente após uma análise qualitativa das adaptações ocorridas em toda a extensão da coluna.

Por outro lado, este mapeamento não é feito quando se utiliza os modelos segmentados, pois a predeterminação das vértebras de interesse permitem analisar apenas o movimento global da curva torácica e/ou lombar, desprezando as adaptações que ocorrem nas estruturas inter segmentares (FRIGO et al., 2003; SAUNDERS et al., 2005). Há relatos na literatura de que os pequenos movimentos inter segmentares possam contribuir com a diminuição do consumo de energia e a manutenção do equilíbrio durante a locomoção (SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999), o que favorece a utilização de métodos que ofereçam um maior detalhamento da postura vertebral.

Além disto, o modelo adotado por Brenzikofer et al. (2000) é menos suscetível às variações decorrentes dos erros de marcação dos processos espinhosos das vértebras, pois acredita-se que, localmente, a curvatura não se altera em função da altura do marcador. Portanto, o fato do examinador se equivocar em relação à localização exata de uma determinada vértebra (por exemplo, marcar T2 como se fosse T1 e assim por diante) não deve alterar a medida da cifose e da lordose obtida através da curvatura geométrica já que o delineamento do contorno vertebral será preservado. Por outro lado, sabe-se que a identificação equivocada da vértebra de interesse pode ser uma das principais fontes de erro na medida angular (MORRISY et al., 1990).

Como já foi dito anteriormente, os modelos angulares necessitam de um número reduzido de marcadores (em geral utilizam entre oito a onze) fixados sobre os processos espinhosos das vértebras para representação da curva torácica e lombar (FERREIRA et al., 2011; FRIGO et al., 2003; LEROUX et al., 2000; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999). Por outro lado, o modelo utilizado por Brenzikofer et al. (2000) exige aproximadamente vinte marcadores adesivos fixados ao longo da coluna. Apesar da necessidade de um maior número de adesivos, é importante ressaltar que o modelo propõe a identificação de apenas cinco vértebras já que os demais marcadores são fixados de forma equidistante, ao longo de toda a extensão da coluna – o que minimiza o tempo despendido com o processo de marcação do dorso.

Portanto, o modelo adotado por Brenzikofer et al. preconiza a marcação dos seguintes processos espinhosos vertebrais: primeira torácica (T1); sexta torácica (T6);

décima segunda torácica (T12); quarta lombar (L4); e segunda sacral (S2). A localização destas vértebras é feita mediante técnicas de anatomia palpatória (TIXA, 2000). O processo espinhoso de T1 se situa logo abaixo da sétima vértebra cervical que é a mais proeminente da região e é facilmente detectada quando o avaliado realiza uma flexão de pescoço. O ângulo inferior da escápula, normalmente, se encontra na mesma altura de T6/T7. De forma análoga, as cristas ilíacas estão niveladas entre o processo espinhoso de L4/L5. Já T12 pode ser identificada através da contagem manual das vértebras a partir de T6 e/ou L4. E S2 se encontra na mesma altura das espinhas ilíacas pósterio superiores.

Após a identificação destas vértebras o avaliador deve fixar pares de marcadores bilaterais (Figura 2a) que irão servir como referência no momento da análise dos dados. E, finalmente, serão fixados marcadores de forma equidistante (2 a 2,5 cm), sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos das vértebras. Acredita-se que este protocolo de marcação do dorso seja viável para o uso clínico, pois a nossa experiência em laboratório tem mostrado que um avaliador despende em média menos de cinco minutos para realização deste processo.

Aliás, Campos (2010) desenvolveu um sistema de análise de movimento de baixo custo e que utiliza câmeras de vídeo comerciais para o registro das imagens. O software, denominado de *dynamic posture*, possibilita a realização de todas as etapas do processamento dos dados cinemáticos (calibração, medição das coordenadas de tela e reconstrução 3D dos marcadores). Nas versões mais recentes há a possibilidade de obter os dados relativos à postura vertebral (ajuste polinomial e as curvaturas geométricas bidimensionais, no plano sagital e frontal). O *dynamic posture* pode ser uma alternativa aos sistemas complexos de análise de movimento que apresentam alto custo financeiro e que são, portanto, inviáveis para o uso rotineiro na prática clínica (CONSMÜLLER et al., 2012; O'SULLIVAN et al., 2012).

No entanto, para que a avaliação postural tenha aplicabilidade no âmbito clínico é necessário também a adoção de protocolos de avaliação com tarefas simples e corriqueiras que possam ser desempenhadas tanto em populações saudáveis como em grupos especiais. Há uma grande variedade de estudos voltados para a análise do

alinhamento vertebral em diferentes situações (BRENZIKOFER et al., 2000; BRINK et al., 2009; BURNETT et al., 2004; CHIOU et al., 1996; LEROUX et al., 2000). Porém, é notório que a maioria das pesquisas procuram avaliar a curvatura vertebral na postura ortostática e durante a locomoção (CANALES et al., 2010; CHANPLAKORN et al., 2011; FRIGO et al., 2003; GREENDALE et al., 2011; LEVINE et al., 2007; PAULA et al., 2009; SAUNDERS et al., 2005).

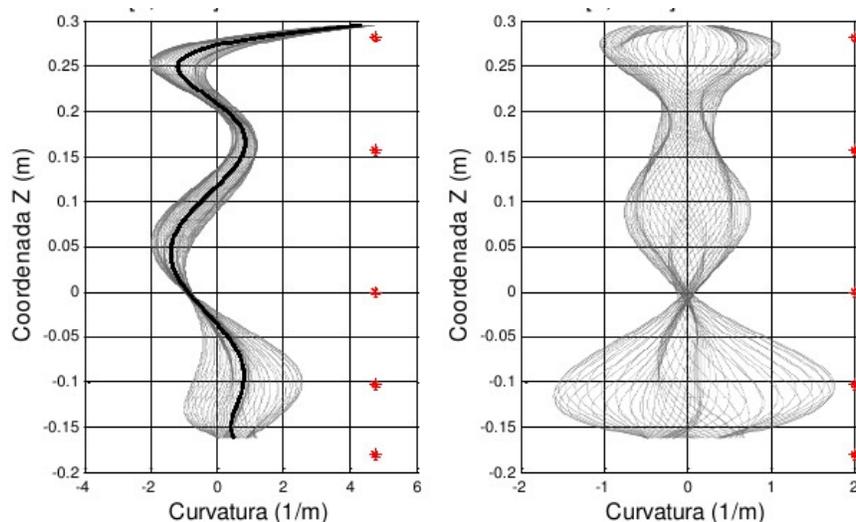
Acredita-se que o interesse em analisar a coluna nestas duas situações possa estar relacionado ao fato de que a postura ortostática e a locomoção sejam tarefas motoras básicas e inerentes ao cotidiano das pessoas. Sabe-se que diversas atividades laborais exigem a permanência do indivíduo na postura ereta em pé (GALLAGHER; WONG; CALLAGHAN, 2013) e que a caminhada e a corrida são consideradas as principais formas de locomoção do homem (ANDERS et al., 2007).

Apesar das particularidades distintas das atividades alguns autores têm mostrado que é possível comparar o alinhamento vertebral da postura ortostática com àquele obtido durante a marcha e/ou a corrida (CAMPOS, 2005; DEPRÁ, 2004; PAULA, 2009). A simetria bilateral das oscilações e a periodicidade do movimento são características básicas da locomoção humana normal (PAULA et al., 2012). A movimentação da coluna vertebral também tende a seguir estas características já que na presença de um leve desvio lateral o corpo procura manter a simetria do movimento, em torno da curva da coluna atual (PAULA, 2009).

O movimento observado na coluna de um indivíduo, durante a locomoção, pode ser considerado como a sobreposição de dois componentes: 1) uma curva fixa, neutra em relação ao movimento e que se assemelha à postura ortostática; 2) um movimento oscilatório, periódico e simétrico em relação aos dois passos da passada. Para discriminação destes dois componentes é necessária as informações da curvatura geométrica da coluna, em cada instante do ciclo de locomoção (Figura 3). A postura inerente ao sujeito é obtida através da curva neutra da coluna que é a média das curvas oriundas do ciclo da passada. A subtração da curva neutra por cada uma das curvas obtidas durante o ciclo de locomoção é

denominada de componente oscilatório da coluna porque destaca o efeito do movimento na postura do sujeito (CAMPOS, 2005).

Para melhor compreender este conceito optou-se na Figura 3 por mostrar as adaptações geométricas da coluna vertebral no plano frontal. Acredita-se que nesta perspectiva é mais fácil visualizar a ideia abordada no parágrafo anterior já que o alinhamento vertebral, em tese, deveria apresentar um valor nulo ou próximo de zero para a curva neutra da coluna devido à característica linear do contorno vertebral vista neste plano de projeção.



**Figura 3.** No gráfico à esquerda nota-se a curvatura geométrica, em cada instante do ciclo da passada, e a curva neutra da coluna (negrito), no plano frontal. No gráfico à direita observa-se o componente oscilatório da coluna no respectivo plano de projeção.

A Figura 3 mostra, no plano frontal, as medidas posturais ao longo de toda a extensão da coluna vertebral, durante a marcha. O gráfico à esquerda ilustra a curvatura geométrica da coluna e a média de todas as curvas (neutra), o que revela suaves desvios laterais na postura do indivíduo. Por outro lado, o gráfico à direita evidencia o componente oscilatório da coluna, permitindo visualizar o efeito da caminhada na postura do avaliado. Através do componente oscilatório é possível observar a natureza simétrica da oscilação da coluna em decorrência do movimento locomotor, pois há uma clara divisão das curvas em torno do valor zero, ou seja, ao redor da curva neutra.

Dentro deste contexto, esta tese procurou investigar principalmente as adaptações nas curvas fisiológicas da coluna de indivíduos assintomáticos e ativos fisicamente, tanto na postura ortostática como em diferentes situações de locomoção. No capítulo 1 foi feita uma comparação da confiabilidade de dois modelos biomecânicos utilizados para representação da curvatura vertebral. O primeiro foi adaptado de Frigo et al. (2003) e modela a coluna através de segmentos considerados rígidos e analisa-se a variação angular entre estes segmentos. Já o segundo descreve a postura vertebral através de uma curva contínua e a representação da cifose/lordose é feita através da identificação dos picos de curvatura geométrica da coluna.

Após a definição do modelo a ser empregado, o capítulo 2 teve como objetivo comparar a reprodutibilidade das medidas de cifose/lordose da postura ortostática com as medidas obtidas através da curva neutra da coluna durante a caminhada. Sabe-se que a maioria dos estudos que investigam as curvas fisiológicas da coluna optam pela análise estática devido, provavelmente, à maior praticidade na obtenção dos dados.

Alguns pesquisadores analisaram a postura durante a posição ortostática e a locomoção e verificaram diferenças no alinhamento vertebral nestas duas atividades (CAMPOS, 2005; FRIGO et al., 2003; LEVINE et al., 2007; PAULA, 2009). No entanto, estes autores não realizaram um experimento que tivesse como objetivo e/ou possibilitasse a inferência de qual protocolo proporciona medidas mais consistentes, o que revela a importância desta investigação.

Após a escolha do modelo e do protocolo de avaliação postural mais fidedigno, procurou-se utilizar estas informações como referência para as análises dos dados dos capítulos seguintes. No capítulo 3 procurou-se analisar e comparar as medidas da inclinação do tronco e do alinhamento vertebral, no plano sagital, durante a marcha, em diferentes períodos do dia. Vet et al. (2006) afirmam que medidas repetidas de uma determinada variável biológica pode apresentar pequenas variações devido ao ciclo circadiano.

O disco intervertebral, por exemplo, é uma estrutura anatômica que sofre, ao longo do dia, importantes adaptações bioquímicas devido à realização das atividades diárias

desempenhadas pelo homem (McMILLAN; GARBUTT; ADAMS, 1996). Este metabolismo proporciona alterações nas dimensões do disco intervertebral. Há evidências de que o aumento da carga na coluna proporciona uma diminuição na altura do disco (ADAMS et al., 1990; LEATT; REILLY; TROUP, 1986) que está intimamente relacionada à diminuição da estatura corporal (HEALEY et al., 2011; LEWIS; FOWLER, 2009). Apesar das alterações nas dimensões do disco intervertebral serem amplamente discutidas na literatura, pouco se sabe a respeito das adaptações na geometria vertebral.

E, finalmente, o capítulo 4 procurou investigar o efeito da inclinação da esteira na curvatura vertebral e na postura do tronco, no plano sagital, durante a caminhada e a corrida. Sabe-se que é comum as pessoas se depararem com superfícies inclinadas durante as atividades cotidianas laborais e/ou de lazer (ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008). Por isto, vários pesquisadores têm procurado investigar as adaptações que ocorrem no aparelho locomotor durante a locomoção em superfícies inclinadas e declinadas.

No entanto, é importante ressaltar que a maioria dos estudos se restringem a analisar as variáveis relativas aos membros inferiores (FRANZ; KRAM, 2012; GOTTSCHALL; KRAM, 2005; LAY et al., 2007). Apesar de ser explícita a interdependência entre os diversos segmentos corporais durante a marcha/corrida, são escassas as pesquisas que investigam as adaptações na postura do tronco e/ou nas curvas fisiológicas da coluna durante a locomoção com diferentes inclinações (LEROUX et al., 2002; VOGT; BANZER, 1999; LEVINE et al., 2007).

## **OBJETIVOS**

### **Geral**

- Avaliar a postura do tronco e da coluna vertebral de sujeitos assintomáticos, durante a situação ortostática e a locomoção em diferentes situações.

### **Específicos**

- Comparar a confiabilidade das medidas da cifose torácica e da lordose lombar, durante a marcha, através de dois modelos biomecânicos de representação da postura vertebral;
- Comparar a reprodutibilidade das medidas da cifose torácica e da lordose lombar da postura estática (ortostática) com a dinâmica (marcha) e verificar qual protocolo de avaliação postural produz medidas mais fidedignas;
- Comparar as medidas da inclinação do tronco para frente, da cifose torácica e da lordose lombar, durante a marcha, em diferentes períodos do dia para verificar se as variáveis posturais sofrem variações em decorrência do horário da avaliação;
- Comparar se a inclinação da esteira modifica as variáveis espaço temporais, a postura do tronco, a cifose torácica e a lordose lombar, durante a caminhada e a corrida.

# **CAPÍTULO 1 – COMPARAÇÃO ENTRE DOIS MODELOS PARA REPRESENTAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL**

## **1.1 Introdução**

A análise quantitativa da postura vertebral é amplamente empregada por pesquisadores e profissionais da área da saúde, pois o alinhamento da coluna, no plano sagital, é considerado um dos principais parâmetros para a avaliação da postura humana. A análise objetiva da postura vertebral é fundamental para o diagnóstico e o tratamento das disfunções vertebrais (LEHMAN, 2004; ROUSSOULY; NNADI, 2010; SHEERAN et al., 2010) e possibilita determinar valores de referência para a população sintomática e assintomática (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

Vários métodos possibilitam quantificar o alinhamento vertebral e a qualidade das informações está intimamente relacionada à acurácia das medidas. Além de serem amplamente empregados no âmbito clínico, os exames de imagem (radiografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética) têm grande aceitação na comunidade científica já que possibilita a visualização das estruturas vertebrais representativas e, conseqüentemente, minimiza os erros de medida nas variáveis posturais. Entretanto, estes recursos não são recomendados para uso corriqueiro e análises em movimento (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005).

Por isto, técnicas alternativas que mensuram a curvatura vertebral de forma indireta têm sido cada vez mais utilizadas em estudos biomecânicos. A maioria destes recursos são direcionados ao ambiente clínico e, apesar do baixo custo dos equipamentos e da fácil aplicabilidade, apresentam como limitação a obtenção dos dados posturais num único plano de projeção e/ou somente em situações estáticas (FERREIRA et al., 2010; GREENDALE et al., 2011; MANNION et al., 2004; SOUZA et al., 2009). Por este motivo, o registro de marcadores retro refletivos pode ser considerado um dos principais métodos indiretos para análise 3D da coluna, pois possibilita analisar a postura em movimento e em

mais de um plano de projeção (FRIGO et al., 2003; SAUNDERS et al., 2005; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

Para se obter conclusões válidas acerca da postura vertebral, é necessária a utilização de um modelo biomecânico representativo capaz de definir e quantificar as variáveis descritivas que serão investigadas (CAMPBELL-KYUREGHYAN et al., 2005). Atualmente, duas formas de modelagem têm se destacado na quantificação das curvas fisiológicas da coluna vertebral. A primeira representa a coluna por meio de segmentos considerados rígidos e analisam-se as variações angulares entre estes segmentos (FRIGO et al., 2003; LEROUX et al., 2000; SAUNDERS et al., 2005; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

Já a segunda forma de modelagem consiste em descrever a coluna mediante uma curva contínua e quantificar a postura vertebral através do conceito de curvatura geométrica (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS, 2010; HAY; HERSHKOVITZ; RIVLIN, 2009; PAULA et al., 2009; VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008). Sabe-se que a grande maioria dos estudos em biomecânica da coluna utilizam o modelo angular devido à maior facilidade na interpretação dos dados posturais. Porém, há uma grande variedade de modelos segmentados descritos na literatura científica, o que dificulta tanto a comparação dos resultados entre os diversos estudos como o estabelecimento de critérios de referência.

Modelar a coluna por meio de variáveis angulares não parece ser o método mais apropriado para representar a estrutura vertebral, pois o modelo geométrico não é compatível com a forma da coluna e, por este motivo, duas colunas com curvaturas fisiológicas distintas podem apresentar a mesma angulação (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009). Acredita-se que esta limitação do modelo segmentado faz com que as medidas das variáveis angulares sejam menos reprodutíveis do que a curvatura geométrica.

Portanto, a proposta deste estudo é representar a cifose torácica e a lordose lombar, por meio de segmentos considerados rígidos (modelo angular) e através dos picos de curvatura geométrica (modelo da curva contínua). Após a modelagem tem-se como objetivo analisar e comparar a reprodutibilidade das medidas posturais, obtidas durante a marcha, através destes dois modelos biomecânicos propostos. Além disto, pretende-se

verificar se a experiência do examinador em anatomia palpatória influencia nas medidas das curvas fisiológicas da coluna vertebral, obtidas nos dois modelos investigados.

## **1.2 Metodologia**

### *1.2.1 Sujeitos*

A amostra foi composta por dezessete homens que não tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica. Além disto, os participantes eram ativos fisicamente e apresentaram as seguintes características:  $27,8 \pm 7,2$  anos de idade;  $1,75 \pm 0,05$  m de estatura; e  $78 \pm 10$  kg de massa corporal. Antes de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, os voluntários foram orientados acerca de todos os procedimentos, riscos e benefícios associados à participação no estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP (Parecer nº 699/2011).

### *1.2.2 Instrumentação e equipamentos*

Para a avaliação postural foram utilizadas três câmeras de vídeo digital JVC (modelo GR-DVL 9500) fixadas no teto do laboratório e ajustadas para visualizar o dorso do participante durante a locomoção sobre a esteira ergométrica (marca Movement e modelo LX 160). A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz e suas respectivas sequências de imagens foram sincronizadas através de um sinal visual. Cada câmera foi conectada a um computador através de um cabo firewire e para a captação das imagens utilizou-se o software VirtualDub.

Quatro fios de prumo definiram o volume calibrado (0,4 m de largura, 0,8 m de comprimento e 2,4 m de altura). Cada fio continha sete marcadores equidistantes, cujas posições eram conhecidas em relação a um sistema de referência ortogonal predefinido. O sistema de coordenadas foi orientado pelos seguintes eixos: “x” (paralelo à cinta da esteira e apontando para frente); “z” (vertical com sentido de baixo para cima) e “y” (ortogonal aos outros dois, cujo sentido é da direita para a esquerda do voluntário).

Todas as etapas do processamento dos dados posturais como a calibração, medição das coordenadas de tela e a reconstrução tridimensional dos marcadores adesivos

foram feitas no software Dynamic Posture (CAMPOS, 2010) e a acurácia do sistema foi de aproximadamente 0,9 mm. Já o tratamento e a análise das variáveis de interesse foram feitas em ambiente Matlab (versão 7.0, Mathworks Inc., USA).

### *1.2.3 Procedimentos e protocolo experimental*

Para a análise postural os voluntários utilizaram calçado esportivo, bermuda ou short e, quando necessário, uma touca de natação para contenção dos cabelos. Todos os participantes realizaram o teste sem camisa para possibilitar a visualização do dorso desnudo. Foram fixados marcadores não alergênicos, retro refletivos, planos e retangulares (10 x 12 mm) sobre o dorso do participante enquanto o mesmo permanecia na postura ortostática. Primeiramente foram localizadas e marcadas as regiões anatômicas representativas dos processos espinhosos das seguintes vértebras: primeira (T1), sexta (T6) e décima segunda torácica (T12); quarta lombar (L4) e segunda sacral (S2).

Em seguida foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura destas vértebras, com a finalidade de possibilitar a identificação das respectivas regiões anatômicas no momento da análise dos dados. Após a colocação dos bilaterais foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 2,0 a 2,5 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais da região sacra até a cervical.

O teste teve início com o registro do calibrador o aquecimento, sobre a esteira, a uma velocidade de 5,5 km/h durante 4 minutos para permitir uma adaptação à atividade (TAYLOR; EVANS; GOLDIE, 1996). Após o aquecimento o voluntário caminhou a 5,5 km/h, durante um minuto, para aquisição dos dados posturais. Em seguida, a velocidade foi reduzida até a parada total do tapete da esteira e os marcadores adesivos foram removidos para higienização do dorso do participante.

Estes procedimentos foram realizados num mesmo dia por dois avaliadores distintos (confiabilidade inter avaliador no 1º dia). Após sete dias desta primeira avaliação os voluntários foram submetidos aos mesmos procedimentos da semana anterior (confiabilidade inter avaliador no 2º dia) – o que possibilitou também comparar as medidas feitos pelo avaliador 1 e 2 em dias distintos (confiabilidade intra avaliador 1 e 2). Vale ressaltar que os avaliadores utilizaram as mesmas técnicas de anatomia palpatória, mas não

observaram a marcação do dorso feita pelo seu par e, em ambos os dias, o avaliador 1 iniciou as avaliações dos participantes.

Os dois avaliadores do estudo tinham conhecimento de anatomia humana, mas o avaliador 1 era inexperiente e o outro (avaliador 2) tinha mais de cinco anos de experiência em anatomia palpatória. Por isto, para participar da pesquisa, o avaliador inexperiente foi treinado pelo avaliador principal do estudo. Este treinamento consistiu numa revisão de anatomia da coluna vertebral, em orientações sobre as estratégias para identificação das estruturas anatômicas representativas, em demonstrações e na conferência de marcações feitas pelo avaliador inexperiente em voluntários, antes do início da pesquisa.

#### *1.2.4 Análise dos dados*

Para minimizar os efeitos dos ruídos as coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, ao longo do tempo, por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e frequência de corte de 6 Hz. A origem do sistema de coordenadas foi transladada, em todos os instantes das onze passadas investigadas, para o marcador em T12 na coluna, com o intuito de neutralizar os deslocamentos do corpo do voluntário durante a locomoção.

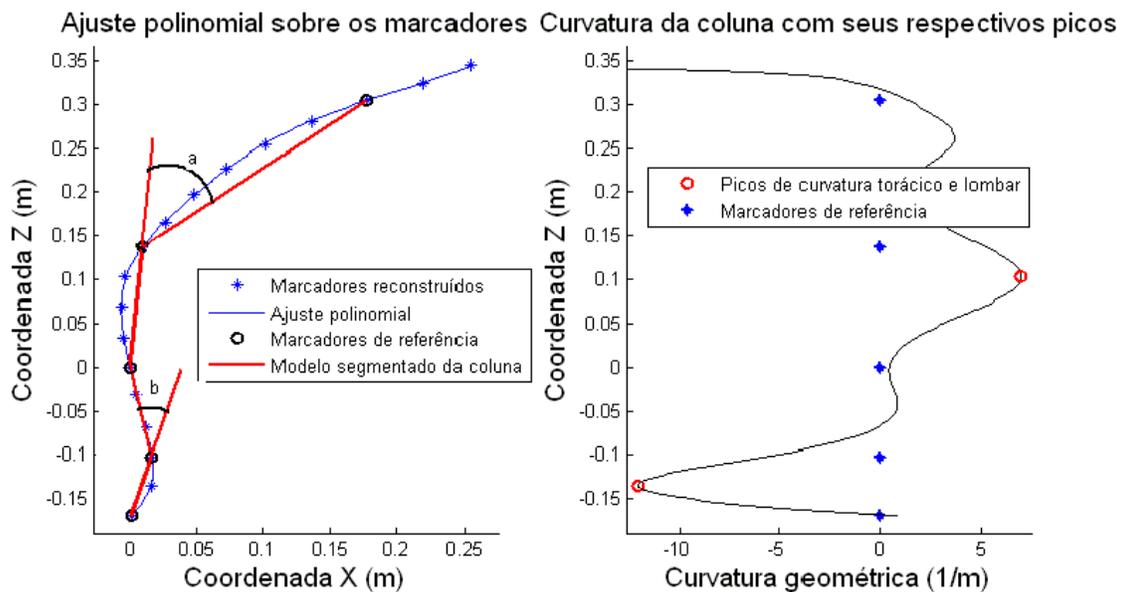
Em cada uma das quatro avaliações realizadas foram selecionadas onze passadas completas da marcha. Para cada passada, foi calculada uma postura média adotada por cada indivíduo durante o ciclo de locomoção. Portanto, para cada voluntário, obteve-se um total de quarenta e quatro registros posturais dinâmicos. O ciclo da passada foi definido através da identificação dos picos mínimos da curva delineada pela trajetória vertical do marcador fixado em S2, em função do tempo.

A análise da cifose torácica e da lordose lombar foi feita através de dois modelos biomecânicos distintos. A primeira forma de modelagem utilizada na pesquisa foi adaptada de Frigo et al. (2003). O ângulo entre os segmentos de reta formados pelos marcadores em T1/T6 e T6/T12 representou a cifose e o ângulo entre os segmentos de reta delimitados pelos marcadores em T12/L4 e L4/S2 indicou a lordose. O outro modelo utilizado consistiu em ajustar uma função polinomial de grau nove sobre os marcadores reconstruídos tridimensionalmente e a coluna vertebral foi representada por meio do

conceito de curvatura geométrica 2D sagital, em função da coordenada vertical (BRENZIKOFER et al., 2000; HAY; HERSHKOVITZ; RIVLIN, 2009; VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008). A equação 1 ilustra o cálculo da curvatura (K).

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

Para quantificação das variáveis de interesse foram selecionados os picos de curvatura geométrica da região torácica e lombar para representar, respectivamente, a cifose e a lordose fisiológica. A Figura 1 mostra os dois modelos biomecânicos utilizados na pesquisa. Note que para discriminação da cifose/lordose fisiológica foi atribuído valores positivos/negativos de curvatura geométrica, respectivamente.



**Figura 1.** O gráfico da esquerda mostra os marcadores no plano sagital e o ajuste polinomial, os marcadores de referência e o modelo segmentado da curva torácica e lombar (a: ângulo da cifose; b: ângulo da lordose). O gráfico da direita mostra a curvatura geométrica correspondente.

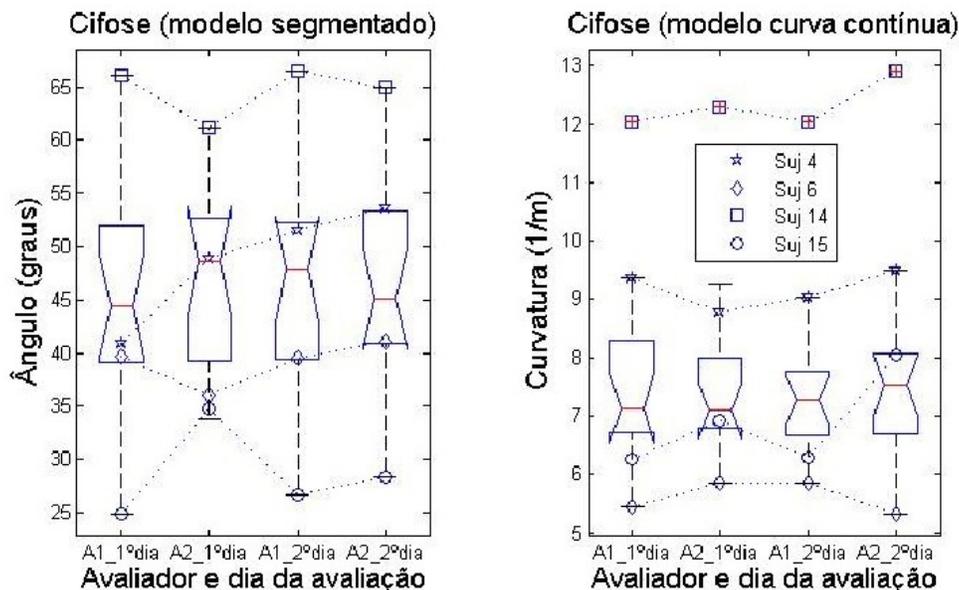
### 1.2.5 Análise estatística

A normalidade dos dados posturais foram verificadas através do Teste de Lilliefors. Para verificar se houve alterações significativas nas medidas das variáveis posturais feitas pelos dois avaliadores ou pelo mesmo avaliador em dias distintos, independentemente do modelo biomecânico empregado, utilizou-se a anova *one way* para testar a hipótese nula de que as médias das variáveis em questão não diferem entre si.

Para comparar a confiabilidade das variáveis posturais, dos dois modelos biomecânicos, utilizou-se o coeficiente de correlação intraclass (ICC 3,k) – pois os avaliadores foram selecionados por conveniência e empregou-se a média de onze registros posturais de cada avaliado – e o erro padrão da medida (SEM), conforme proposto por Weir (2005). A significância estatística adotada foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

### 1.3 Resultados

A Figura 2 mostra o boxplot da cifose, do grupo de participantes, medida por dois avaliadores e em dois dias distintos. O gráfico da esquerda ilustra os valores da cifose mensurados através do modelo angular, enquanto que o gráfico da direita apresenta os valores quantificados através dos picos de curvatura geométrica da região torácica.

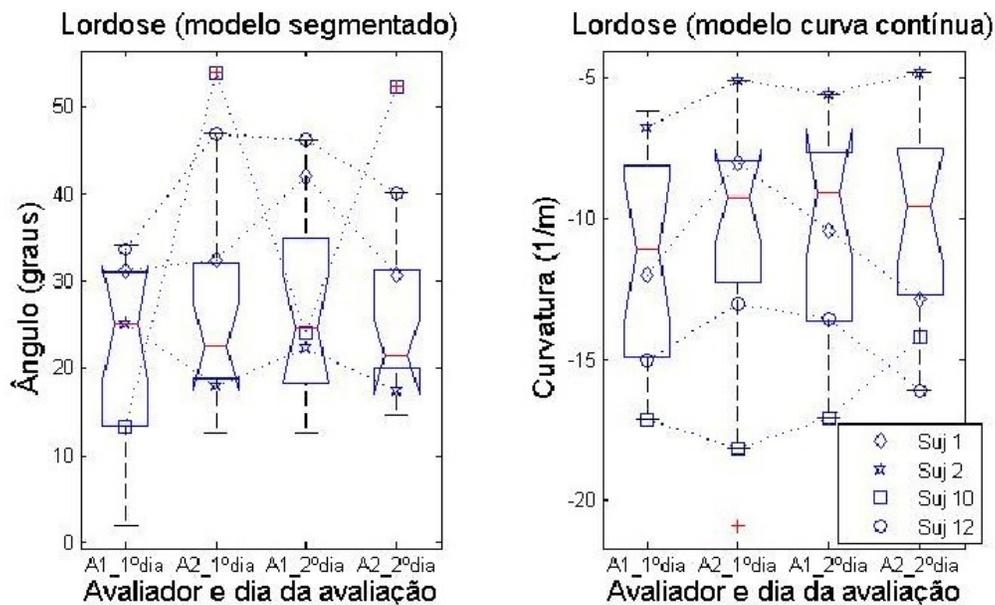


**Figura 2.** O gráfico da esquerda e da direita mostra a cifose quantificada através de ângulos e curvatura geométrica, respectivamente, pelos diferentes avaliadores e nos dias distintos. A1\_1º dia: medida feita pelo avaliador 1 no 1º dia de coleta; A2\_1º dia: medida feita pelo avaliador 2 no 1º dia; A1\_2º dia: medida feita pelo avaliador 1 no 2º dia; A2\_2º dia: medida feita pelo avaliador 2 no 2º dia de coleta.

A Figura 2 mostra que a cifose torácica dos participantes não apresentou alterações estatisticamente significativas, independentemente do dia e do avaliador, tanto para as variáveis angulares  $F(3,64)=0,09$ ;  $p > 0,05$  como para os picos de curvatura

geométrica  $F(3,64)=0,03$ ;  $p>0,05$ . Para ilustrar as variações nas medidas feitas pelos avaliadores nos dois dias distintos foram selecionados os dados posturais de quatro indivíduos. O voluntário catorze, por exemplo, foi o que apresentou medidas mais elevadas na curva torácica, independentemente do modelo biomecânico utilizado.

No entanto, este comportamento não foi verificado para a maioria dos participantes já que o modelo adotado definiu a posição ou até mesmo o quartil para as medidas obtidas na variável angular e na curvatura geométrica dos voluntários da pesquisa. Portanto, o mais comum foi verificar que enquanto o modelo segmentado apresentava valores mais altos ou baixos para cifose de um determinado sujeito, observava-se um valor intermediário para o pico de curvatura geométrica da região torácica ou vice-versa (veja os indivíduos 4, 6 e 15). A Figura 3 ilustra o boxplot da lordose lombar, do grupo de participantes, medida pelos dois avaliadores nos dois dias distintos. No gráfico à esquerda observa-se a lordose mensurada através do modelo angular e à direita verifica-se os valores dos picos de curvatura geométrica da região lombar.



**Figura 3.** O gráfico da esquerda e da direita mostra a lordose quantificada através de ângulos e curvatura geométrica, respectivamente, pelos diferentes avaliadores e nos dias distintos. A1\_1º dia: medida feita pelo avaliador 1 no 1º dia de coleta; A2\_1º dia: medida feita pelo avaliador 2 no 1º dia; A1\_2º dia: medida feita pelo avaliador 1 no 2º dia; A2\_2º dia: medida feita pelo avaliador 2 no 2º dia de coleta.

A Figura 3 mostra que a lordose lombar dos participantes não apresentou alterações estatisticamente significativas, independentemente do dia e do avaliador, tanto para as variáveis angulares  $F(3,64)=0,66$ ;  $p>0,05$  como para os picos de curvatura geométrica  $F(3,64)=0,32$ ;  $p>0,05$ . Assim como foi observado para a cifose, nota-se uma discrepância na classificação da lordose lombar entre os dois modelos. Neste sentido, dentro do grupo avaliado, um determinado indivíduo poderia, por exemplo, ser caracterizado com uma hiperlordose ou uma hipolordose lombar quando se utiliza as variáveis angulares e ser considerado normal quando se emprega a curvatura geométrica.

Interessante notar que, independentemente do modelo adotado, os participantes apresentaram uma alta variabilidade nas medidas de cifose e lordose. Na tabela 1 observa-se o coeficiente de correlação intraclassa (ICC) e o erro padrão da medida (SEM) das variáveis posturais, nos dois modelos biomecânicos utilizados no estudo. Teoricamente, o ICC pode variar entre 0 e 1, sendo que o ICC próximo de zero indica nenhuma confiabilidade e o ICC igual a um revela uma confiabilidade perfeita nos dados (WEIR, 2005).

**Tabela 1** – Coeficiente de correlação intraclassa (ICC) e erro padrão da medida (SEM) de cifose torácica e lordose lombar intra e inter avaliadores, dos dois modelos biomecânicos investigados.

<i>Situações</i>	<b>Modelo segmentado</b>				<b>Modelo Curva Contínua</b>			
	<i>Cifose</i>		<i>Lordose</i>		<i>Cifose</i>		<i>Lordose</i>	
	ICC	SEM (graus)	ICC	SEM (graus)	ICC	SEM (1/m)	ICC	SEM (1/m)
<b>Inter avaliadores no 1º dia</b>	0,9491	2,0513	0,3385	8,6048	0,9650	0,2804	0,8724	1,3517
<b>Inter avaliadores no 2º dia</b>	0,9894	0,9355	0,6192	6,0930	0,9240	0,4197	0,8998	1,0489
<b>Intra avaliador 1</b>	0,9486	2,1525	0,6345	6,1285	0,9850	0,1773	0,9662	0,6518
<b>Intra avaliador 2</b>	0,9560	1,8135	0,9621	2,0251	0,9413	0,3807	0,7741	1,7036

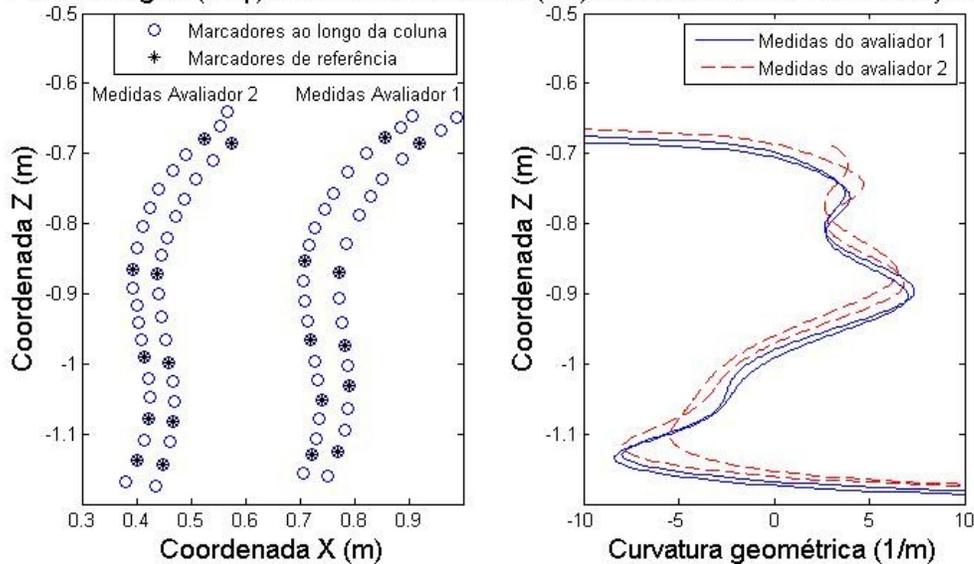
Note que, independentemente do modelo adotado, a cifose torácica apresentou uma alta reprodutibilidade já que  $ICC > 0,90$  denota uma excelente consistência das medidas (WAHLUND; LIST; DWORKIN, 1998). Com o modelo segmentado constata-se que as medidas da cifose feitas no segundo dia (inter avaliador) foram as que tiveram o

menor erro (SEM=0,9355 graus), enquanto que os dados do avaliador inexperiente nos dias distintos (intra 1) foram os que apresentaram maior margem de erro (SEM=2,1525 graus). Por outro lado, ao se utilizar os picos de curvatura geométrica, nota-se que o erro das medidas foi maior para a análise entre avaliadores no segundo dia (SEM=0,4197 m<sup>-1</sup>) e menor nas avaliações feitas pelo examinador inexperiente em dias distintos (SEM=0,1773 m<sup>-1</sup>).

Na lordose, através do modelo angular, observa-se uma confiabilidade não aceitável (ICC < 0,70) em todas as comparações que envolvem o avaliador inexperiente (SEM > 6 graus). Observe que o modelo angular apresentou uma confiabilidade excelente (ICC > 0,90) somente entre as avaliações feitas pelo avaliador experiente (SEM=2,0251 graus). Com os picos de curvatura geométrica verifica-se uma confiabilidade aceitável (0,71 < ICC < 0,79) para a lordose na avaliação intra 2 (SEM=1,7036 m<sup>-1</sup>), muito boa (0,80 < ICC < 0,89) para as avaliações inter 1 e inter 2 (SEM=1,3517 m<sup>-1</sup> e SEM=1,0489 m<sup>-1</sup>, respectivamente) e excelente (ICC > 0,90) para a intra 1 (SEM=0,6518 m<sup>-1</sup>), conforme valores referenciais do coeficiente de correlação intraclass sugeridos por Wahlund, List e Dworkin (1998).

A Figura 4 ilustra os marcadores reconstruídos tridimensionalmente (gráfico à esquerda) e a curvatura geométrica da coluna vertebral (gráfico à direita) de um voluntário, durante a postura média adotada durante o ciclo da passada da marcha, em cada uma das quatro avaliações realizadas (medidas feitas por dois avaliadores em dois dias distintos). Note que para estes gráficos foi utilizado o sistema de coordenadas do laboratório, ou seja, não foi transladada a origem do sistema de coordenadas para o marcador em T12 para poder destacar as diferenças na coordenada vertical dos marcadores de referência (bilaterais), em cada avaliação.

Postura sagital (esq.) e curvatura da coluna (dir.) de um voluntário nas 4 situações



**Figura 4.** O gráfico da esquerda/direita mostra, respectivamente, a reconstrução 3D dos marcadores e a curvatura geométrica da coluna vertebral de um voluntário nas quatro situações de avaliação.

Na Figura 4 nota-se que a localização vertical dos marcadores de referência são mais consistentes nas medidas feitas pelo avaliador experiente (gráfico à esquerda), pois é visível verificar uma maior concordância na altura destes marcadores quando se observa as medidas feitas pelo avaliador 2. Como era de se esperar, observa-se que a experiência proporciona maior precisão na identificação e marcação das estruturas anatômicas da coluna. Portanto, para comparar quantitativamente estas variações no grupo de avaliados, foi confeccionada a tabela 2 que mostra a média e o desvio padrão da variação total (valor máximo menos o mínimo) da coordenada vertical dos marcadores de referência nas diferentes situações de avaliação.

**Tabela 2** – Valores de média (desvio padrão) da variação total da coordenada vertical dos marcadores de referência entre as avaliações de interesse.

<i>Situações</i>	<b>Variação total da coordenada vertical dos marcadores de referência (cm)</b>				
	<i>T1</i>	<i>T6</i>	<i>T12</i>	<i>L4</i>	<i>S2</i>
<b>Inter avaliadores no 1º dia</b>	1,2 (0,8)	2,0 (1,6)	3,3 (2,3)	3,9 (2,2)	2,1 (1,4)
<b>Inter avaliadores no 2º dia</b>	1,2 (0,6)	1,2 (0,9)	2,5 (1,3)	3,5 (1,6)	1,6 (1,1)
<b>Intra avaliador 1 (inexperiente)</b>	1,0 (0,8)	2,3 (1,3)	2,7 (2,4)	2,5 (1,6)	1,3 (1,1)
<b>Intra avaliador 2 (experiente)</b>	0,6 (0,4)	1,1 (0,8)	1,0 (1,0)	0,8 (0,7)	0,8 (0,7)

A tabela 2 mostra que na análise inter avaliador a variação da coordenada vertical, em ambos os dias, foi maior para o marcador em L4 e menor em T1. Tal fato possibilita inferir que a quarta vértebra lombar foi a que os avaliadores tiveram menor precisão na identificação e marcação do processo espinhoso e a primeira torácica foi a que eles apresentaram maior convergência. De forma análoga, na avaliação intra avaliador nota-se que a vértebra de T1 foi novamente a que apresentou menor variação na coordenada vertical. Por outro lado, o avaliador 1 parece ter apresentado maiores dificuldades em identificar o processo espinhoso de T12 (variação média de 2,7 cm), enquanto que o avaliador 2 mostrou uma menor consistência na identificação de T6 e T12 (uma variação de aproximadamente 1 cm).

É evidente que as menores variações na coordenada vertical dos marcadores de referência ocorreram nas medidas feitas pelo avaliador experiente (intra 2). Apesar desta constatação, ao analisar os dados posturais de alguns voluntários (exemplo da Figura 4) nota-se que a variação das medidas angulares, entre um dia e outro, do avaliador inexperiente (4,7/0,5 graus para a lordose/cifose, respectivamente) foi relativamente semelhante àquela realizada pelo segundo avaliador (3,7/2,9 graus para a lordose/cifose, respectivamente).

No entanto, pode-se perceber no gráfico da direita da Figura 4 uma alta concordância na geometria vertebral entre as avaliações do avaliador 1, ao contrário do que se observa nos dados posturais do avaliador experiente (pode-se supor que o voluntário adotou uma postura distinta já que retificou nitidamente a coluna lombar no segundo dia). Estes achados revelam uma divergência nos dados posturais dos dois modelos biomecânicos investigados.

#### **1.4 Discussão**

A presente pesquisa tem a finalidade de analisar e comparar a confiabilidade de dois modelos biomecânicos comumente utilizados para representação da postura vertebral. Os resultados mostraram que, independentemente do modelo adotado, a cifose torácica e a

lordose lombar não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes avaliações (Figura 2 e 3). É importante destacar que o agrupamento dos dados posturais de diferentes indivíduos, apesar de sintetizar as informações, dificulta as generalizações e/ou comparações acerca do fenômeno investigado, pois o alinhamento vertebral apresenta uma variabilidade biológica natural inerente à anatomia humana (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

Outro fato que merece destaque é que o modelo biomecânico utilizado pode influenciar na classificação da postura do indivíduo já que o avaliado pode, por exemplo, apresentar uma hipercifose e/ou hiperlordose a partir dos dados das variáveis angulares e, em contrapartida, ser caracterizado como normal quando se utiliza os picos de curvatura geométrica. É de se esperar que um indivíduo com uma lordose ou cifose fisiológica mais acentuada do que outro apresente valores mais elevados na curvatura vertebral, independentemente do método de avaliação empregado. Porém, em geral, esta condição não foi confirmada nas nossas análises.

Isto ocorre porque o ângulo está numa escala linear e a curvatura geométrica não, pois esta última é dada pelo inverso do raio da circunferência que tangencia a curva numa determinada região da coluna (VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008). Nota-se que as escalas destas duas grandezas são de naturezas distintas, o que pode explicar o fato de um indivíduo apresentar maior pico de curvatura geométrica e, ao mesmo tempo, um valor mediano no ângulo da lordose/cifose.

Por outro lado, acredita-se que a explicação mais plausível seja a limitação do modelo angular em representar a postura vertebral já que os dados são obtidos de regiões isoladas ou segmentadas da coluna, o que não parece ser fiel à geometria vertebral que se assemelha mais a uma curva (RANAVOLO et al., 2013). Esta ideia está relacionada ao conceito da George's line que foi proposta em 1919 e utilizada em análises radiográficas. A curva é confeccionada pelo contorno que se ajusta aos processos espinhosos das vértebras e simulam o alinhamento vertebral posterior, no plano sagital (MUGGLETON; ALLEN, 1998).

É interessante notar que até mesmo alguns métodos angulares modelam a coluna por meio de uma curva (RANAVOLO et al., 2013), enquanto outros procuram representar a geometria vertebral através de um arco, elipse ou círculo (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009). O surgimento destas novas metodologias está relacionado às limitações do método de Cobb e de outras técnicas semelhantes que ignoram o formato geométrico da coluna. Goh et al. (2000) comparou a confiabilidade das medidas angulares da cifose através do método de Cobb e do raio médio da curvatura e verificou maior confiabilidade dos dados quando a coluna foi representada por uma circunferência.

Vrtovec, Likar e Pernus (2008) utilizaram o ângulo da curvatura e a curvatura geométrica para avaliar a coluna. Apesar destes pesquisadores não terem analisado a confiabilidade das medidas obtidas entre estes dois métodos, os autores constataram que a curvatura geométrica é um parâmetro que possibilita avaliar o alinhamento vertebral, ao longo de toda a extensão da coluna – ao contrário do ângulo de curvatura que analisa a postura somente em algumas regiões. Aliás, alguns autores têm defendido a utilização de modelos que possibilitam uma análise mais detalhada da coluna já que a mobilidade inter segmentar pode oferecer informações complementares acerca da funcionalidade da coluna (BRENZIKOFER et al., 2000; ROZUMALSKI et al., 2008; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

A hipótese deste estudo era de que as medidas das variáveis angulares fossem menos consistentes do àquelas obtidas através dos picos de curvatura geométrica. No entanto, este comportamento não foi confirmado para os dados da cifose torácica tanto intra como inter avaliadores. Estes achados podem ser explicados, parcialmente, pelo fato de que a coluna torácica é uma região que tem como uma das principais características a rigidez articular, o que proporcionaria uma menor oscilação da postura vertebral durante a marcha e, conseqüentemente, uma menor variabilidade em suas medidas (FRIGO et al., 2003). Além disto, especula-se que, devido ao comprimento e ao formato da curva torácica, os erros na identificação e fixação dos marcadores de referência podem não afetar significativamente os valores angulares da cifose.

Em contrapartida, nossa hipótese foi confirmada ao analisar a lordose através do modelo angular, exceto para a situação intra 2 (examinador experiente) que apresentou uma alta confiabilidade. Apesar destes achados, é importante destacar que este tipo de modelagem para a coluna lombar apresenta erros de medidas significativos devido à proximidade dos marcadores (WHITTLE; LEVINE, 1997). No entanto, sabe-se que os marcadores esféricos e com diâmetros de 20 a 25 mm utilizados por Whittle e Levine (1997) podem aumentar os ruídos devido às oscilações destes marcadores durante a locomoção (SCHACHE et al., 2002).

Portanto, o fato do presente estudo ter utilizado marcadores planos e retangulares (10 x 12 mm) parece ter minimizado os erros de medida do ângulo lombar – o que pode ter contribuído com a alta reprodutibilidade das medidas realizadas pelo avaliador experiente. Além disto, sabe-se que a menor extensão da curva lombar, em relação à cifose torácica, pode afetar consideravelmente as medidas angulares da lordose (LEROUX et al., 2000).

Vale ressaltar que a alta confiabilidade obtida para a lordose (intra 2) e cifose, através do modelo angular, deve ser analisada com cautela. Primeiro porque as variáveis angulares são sensíveis aos erros de perspectivas quando se analisa a coluna no plano. Outro motivo é que o modelo segmentado não é compatível com o formato geométrico da coluna e, por isto, podemos nos deparar com duas colunas com concavidades diferentes, mas que apresentam o mesmo valor angular (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

Um exemplo disto pode ser visto quando o avaliado retificou a curva lombar numa das avaliações e, mesmo assim, apresentou semelhanças na medida angular (Figura 4). Schache et al. (2002) afirmam que a variabilidade nos parâmetros posturais, durante a análise da locomoção em dias diferentes, pode estar relacionada a qualquer adaptação aleatória do sujeito no ambiente de avaliação. Portanto, uma simples mudança na relação comprimento/frequência da passada ou uma alteração na postura do tronco, durante a caminhada na esteira, pode modificar consideravelmente a curvatura vertebral entre uma avaliação e outra.

Outra limitação relevante do modelo segmentado está relacionado à reprodutibilidade da marcação/remarcação das estruturas anatômicas representativas quando se realiza análises em momentos e/ou dias distintos. Schache et al. (2002) analisou o movimento angular da lordose lombar, durante a corrida, e verificou uma baixa reprodutibilidade das medidas em dias distintos. Estes pesquisadores atribuíram a alta variabilidade dos dados, principalmente, aos erros nos procedimentos de palpação durante a identificação dos níveis vertebrais. Aliás, a identificação equivocada da vértebra de interesse pode ser uma das principais fontes de erro na medida angular (MORRISY et al., 1990).

Por outro lado, acredita-se que a curvatura geométrica não seja tão sensível aos erros de marcação já que constata-se que os marcadores de referência fixados pelo avaliador inexperiente apresentou uma alta variabilidade nas coordenadas verticais e, mesmo assim, observa-se uma boa confiabilidade nas medidas de cifose e lordose. Já o avaliador experiente, que mostrou uma consistência relativamente alta na identificação dos marcadores de referência (erro de aproximadamente 1 cm), apresentou uma reprodutibilidade semelhante àquela vista pelo avaliador inexperiente. Estes achados mostram que a precisão na identificação dos processos espinhos das vértebras de referência não influencia o contorno vertebral (função polinomial).

É importante destacar ainda que a maneira como foi avaliada a precisão das marcações/remarcações não é o método mais apropriado, pois a coordenada vertical dos marcadores é suscetível às variações devido, por exemplo, à inclinação do tronco e ao comprimento/largura da passada. No entanto, estudos afirmam que a marcha proporciona alta repetibilidade das variáveis espaço temporais (DANION et al., 2003; JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007; SCHACHE et al., 2002). Por outro lado, Schache et al. (2002) verificaram uma baixa reprodutibilidade na cinemática do tronco em dias distintos, mas estes autores analisaram a postura durante a corrida e não na caminhada.

Através dos picos de curvatura geométrica constata-se que a experiência do examinador não é um fator determinante na precisão das medidas posturais. Em contrapartida, o modelo angular, mostra-se altamente dependente da capacidade do

examinador em reproduzir as marcações para a região lombar. Aliás, há relatos na literatura de que fisioterapeutas experientes e especialistas em técnicas de anatomia palpatória possam apresentar erros consideráveis na identificação manual dos processos vertebrais (GRAKOVETSKY, 2010). Neste sentido, acredita-se que o pico de curvatura geométrica pode ser um parâmetro valioso para representação das curvas fisiológicas da coluna vertebral no plano sagital.

Porém, vale ressaltar que a curvatura geométrica da coluna tem uma relação íntima com a função polinomial ajustada sobre os marcadores reconstruídos e, por isto, a postura vertebral pode ser influenciada tanto pelo número de marcadores aderidos ao dorso como pelo grau do polinômio (RANAVOLO et al., 2013). Para o nosso estudo foram ajustadas funções polinomiais de grau 9 para todos os sujeitos e situações, pois há relatos de que estas são mais condizentes com a geometria vertebral (DEPRA, 2004). Em contrapartida, no nosso estudo não houve a preocupação em controlar a quantidade de marcadores fixados no dorso, em cada avaliação, mas procurou-se respeitar o espaçamento entre os mesmos (aproximadamente 2 cm) – o que diminui a probabilidade de obter diferenças consideráveis na quantidade de marcadores entre uma avaliação e outra de um mesmo sujeito.

## **1.5 Conclusões**

Os resultados do estudo sugerem que a experiência do examinador em anatomia palpatória parece não ser um fator determinante na confiabilidade dos dados posturais quando se utiliza os picos de curvatura geométrica para representação da postura vertebral – ao contrário do que se observa com o uso do modelo angular. Portanto, acredita-se que as variações angulares nas medidas de cifose/lordose estão diretamente relacionadas à limitação do modelo biomecânico segmentado.

A curvatura geométrica mostrou-se extremamente sensível às adaptações da coluna, o que pode explicar a menor reprodutibilidade das medidas da lordose na situação intra 2 (avaliações do examinador experiente) já que suaves mudanças na postura vertebral

podem gerar diferenças nos valores da curvatura geométrica. Portanto, o pico de curvatura geométrica pode até não ser um excelente indicador para representação da postura vertebral, mas especula-se que isto aconteça pelo fato da coluna alterar o padrão de movimento e não pela falta de acurácia nas medidas (como acontece no modelo angular).

## **CAPÍTULO 2 – ANÁLISE COMPARATIVA DA CONFIABILIDADE DAS MEDIDAS POSTURAS ESTÁTICAS E DINÂMICAS**

### **2.1 Introdução**

A avaliação postural é uma valiosa ferramenta para identificação dos desequilíbrios musculares e, conseqüentemente, dos desvios posturais. No entanto, na prática clínica, é comum as avaliações serem feitas de forma qualitativa mediante a observação visual das assimetrias corporais que proporcionam um diagnóstico subjetivo dos parâmetros posturais (PENHA et al., 2005). Por este motivo, a avaliação qualitativa da postura apresenta baixa reprodutibilidade intra e inter avaliadores e, para se obter dados mais precisos acerca da condição postural, vários pesquisadores têm procurado analisar a confiabilidade de diferentes métodos quantitativos de análise da postura (FERREIRA et al., 2010; LEROUX et al., 2000; O'SULLIVAN et al., 2012; SOUZA et al., 2009; SHEERAN et al., 2010).

Sabe-se que a avaliação objetiva da coluna vertebral é de grande importância para o ambiente clínico já que possibilita diagnosticar as disfunções vertebrais (FUNAO et al., 2012), verificar a eficácia do programa de reeducação postural (SHEERAN et al., 2010) e estabelecer critérios de referência para discriminação da população sintomática e assintomática (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009). Portanto, a análise quantitativa do alinhamento vertebral pode ser considerada um dos principais parâmetros na avaliação da postura humana, pois os desvios na coluna normalmente estão associados ao surgimento de dores e/ou deformidades e, em alguns casos, podem provocar até mudanças no comportamento e nas relações sociais dos indivíduos acometidos (ROUSSOULY; NNADI, 2010).

Tal fato ilustra a importância de se realizar um diagnóstico precoce e fidedigno acerca da condição postural do paciente e, por isto, a escolha adequada do protocolo de avaliação pode ser um fator determinante na qualidade das informações. Há vários

protocolos descritos na literatura para a análise da coluna, dentre eles podemos destacar os que investigam a geometria vertebral durante a flexão/extensão máxima da coluna (CHIOU et al., 1996; CONSMÜLLER et al., 2012), a postura sentada e ereta em pé (O'SULLIVAN et al., 2012; SHEERAN et al., 2010) e durante a locomoção (FRIGO et al., 2003; PAULA et al., 2009; SAUNDERS et al., 2005). Os resultados obtidos através destes protocolos de avaliação têm ampliado o entendimento acerca das adaptações e da funcionalidade da coluna vertebral.

É indiscutível que a análise da coluna na situação ortostática é a mais empregada em pesquisas científicas e no âmbito clínico devido à praticidade na obtenção dos dados. Outro fator determinante é que o alinhamento vertebral na postura ereta em pé está relacionado à postura imanente ao sujeito, ou seja, os dados posturais nesta condição são utilizados para a formação de banco de dados e/ou estabelecimento de critérios de referência. No entanto, é importante destacar que a análise estática fornece só informações acerca da característica individual da postura vertebral do avaliado.

Por outro lado, a avaliação postural durante a locomoção (dinâmica) é mais rica, pois, além de fornecer dados inerentes ao sujeito, proporciona também informações acerca da mobilidade vertebral imposta pela atividade desempenhada, o que possibilita a obtenção de um diagnóstico funcional da coluna. Por isto, vários pesquisadores têm optado pela análise dinâmica (CAMPOS, 2010; FRIGO et al., 2003; ROZUMALSKI et al., 2008; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

Além disto, especula-se que a postura ortostática seja sensível ao estado de humor, à motivação e ao nível de estresse físico/mental já que há evidências de que episódios depressivos alteram significativamente os parâmetros posturais medidos na situação estática (CANALES et al., 2010). Acredita-se que a postura dinâmica não seja tão vulnerável aos fatores citados acima já que a caminhada exige um maior recrutamento dos músculos do tronco devido à necessidade de garantir a estabilidade corporal durante o movimento locomotor (ANDERS et al., 2007).

Dentro deste contexto, espera-se que o indivíduo adote uma postura mais apropriada e com medidas mais fidedignas durante o protocolo de avaliação dinâmico.

Portanto, o presente estudo tem como objetivo: a) analisar o alinhamento vertebral, no plano sagital e frontal, durante a postura ortostática e a caminhada; b) comparar a confiabilidade das medidas da cifose torácica e da lordose lombar nestes dois protocolos de avaliação postural.

## **2.2 Metodologia**

### *2.2.1 Sujeitos*

A amostra foi composta por dezesseis voluntários que não tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica (4 mulheres/12 homens com  $21,6 \pm 6,1$  anos de idade,  $1,73 \pm 0,11$  m de estatura e  $68 \pm 14$  kg de massa corporal). Antes de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, o voluntário ou o responsável (no caso dos jovens menores de 18 anos) foi orientado acerca de todos os procedimentos, riscos e benefícios associados à participação no estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP (Parecer nº 699/2011).

### *2.2.2 Instrumentação e equipamentos*

Para a avaliação postural foram utilizadas três câmeras de vídeo digital JVC (modelo GR-DVL 9500) fixadas no teto do laboratório e devidamente ajustadas para visualizar o dorso do participante, dentro do volume de calibração, durante o protocolo experimental. A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz e suas respectivas sequências de imagens foram sincronizadas através de um sinal visual. Cada câmera foi conectada a um computador através de um cabo firewire e para a captação das imagens utilizou-se o software VirtualDub.

Quatro fios de prumo delimitaram o volume calibrado (0,6 m de largura, 2 m ao longo da direção da marcha e 2,4 de altura). Cada fio continha sete marcadores equidistantes, posicionados em locais conhecidos em relação a um sistema de referência ortogonal predefinido. Este sistema de coordenadas foi orientado pelos seguintes eixos: “x” (paralelo à cinta da esteira e apontando para frente); “z” (vertical com sentido de baixo para

cima) e “y” (ortogonal aos outros dois, cujo sentido é da direita para a esquerda do voluntário).

Todas as etapas do processamento dos dados posturais como a calibração, medição das coordenadas de tela e a reconstrução tridimensional dos marcadores adesivos foram feitas no software Dynamic Posture (CAMPOS, 2010) e a acurácia do sistema foi de aproximadamente 1,2 mm. Já o tratamento e a análise das variáveis de interesse foram feitas em ambiente Matlab (versão 7.0, Mathworks Inc., USA).

### *2.2.3 Procedimentos e protocolo experimental*

Para a análise postural os voluntários utilizaram calçado esportivo, bermuda ou short e, quando necessário, uma touca de natação para contenção dos cabelos. Os homens realizaram o teste sem camisa e as mulheres vestiram um top adaptado que permitiu a visualização do dorso desnudo. Foram fixados marcadores não alergênicos, retro refletivos, planos e retangulares (10 x 12 mm) sobre o dorso do participante enquanto o mesmo permanecia na postura ortostática. Primeiramente foram localizadas e marcadas as regiões anatômicas representativas dos processos espinhosos das seguintes vértebras: primeira (T1), sexta (T6) e décima segunda torácica (T12); quarta lombar (L4) e segunda sacral (S2).

Em seguida foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura destas vértebras, com a finalidade de possibilitar a identificação das respectivas regiões anatômicas no momento da análise dos dados. Após a colocação dos bilaterais foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 1,5 a 2 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais da região sacra até a cervical.

Primeiramente realizou-se o registro do calibrador e, na sequência, iniciou-se a filmagem do dorso dos voluntários durante a postura dinâmica, ou seja, o avaliado caminhou no solo numa direção predefinida, por um espaço de 10 metros, em velocidade auto selecionada. Os participantes percorreram, aproximadamente, 2/3 do percurso até o início do volume de calibração. Esta passagem pelo volume de calibração possibilitou a obtenção de uma passada completa do ciclo de locomoção. Após o registro dinâmico, o participante retornou ao ambiente calibrado para a filmagem do dorso na postura

ortostática. Para cada avaliado, ambos os procedimentos foram realizados vinte e quatro vezes e, sempre, de forma pareada.

#### 2.2.4 Análise dos dados

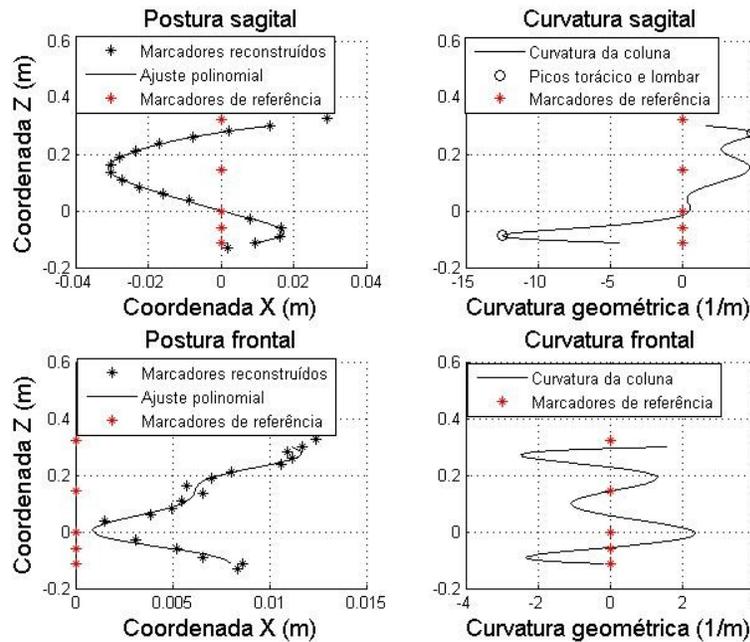
Para minimizar os efeitos dos ruídos, na situação de marcha, as coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, ao longo do tempo, por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e frequência de corte de 6 Hz. A origem do sistema de coordenadas foi trasladada para o marcador em T12 na coluna, com o intuito de neutralizar os deslocamentos do corpo do voluntário. Além disto, para melhor visualização e comparação dos dados posturais, este procedimento também foi adotado para a condição estática.

Como já foi dito anteriormente, cada participante realizou vinte e quatro registros posturais estáticos e dinâmicos. Os dados em ortostase foram obtidos a partir de um único instante (frame) da filmagem, enquanto que os dados dinâmicos originaram da postura média adotada pelo sujeito durante uma passada completa da marcha. A redução dos dados dinâmicos é essencial para possibilitar a comparação entre o registro estático com àquele em movimento, pois a postura média adotada durante a locomoção é equivalente ao registro postural estático, ou seja, a curva média da coluna durante o ciclo da passada elimina o componente oscilatório do movimento locomotor – evidenciando somente o componente inerente à postura do sujeito (CAMPOS, 2010; PAULA et al., 2009).

O ciclo da passada foi definido através da identificação dos picos mínimos da curva delineada pela trajetória vertical do marcador fixado em S2, em função do tempo. Em ambos os protocolos foram ajustadas, no plano sagital e frontal, funções polinomiais de grau 9 sobre os marcadores e a coluna foi representada por meio do conceito de curvatura geométrica 2D sagital, em função da coordenada vertical (BRENZIKOFER et al., 2000; VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008). A equação 1 ilustra o cálculo da curvatura (K).

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

Para quantificação das variáveis de interesse foram selecionados os picos de curvatura geométrica da região torácica e lombar para representar, respectivamente, a cifose e a lordose fisiológica. A Figura 1 mostra o modelo biomecânico citado acima.



**Figura 1.** Os gráficos à esquerda mostram a posição dos marcadores e o ajuste polinomial, no plano sagital e frontal. Os gráficos à direita apresentam as curvaturas correspondentes.

### 2.2.5 Análise estatística

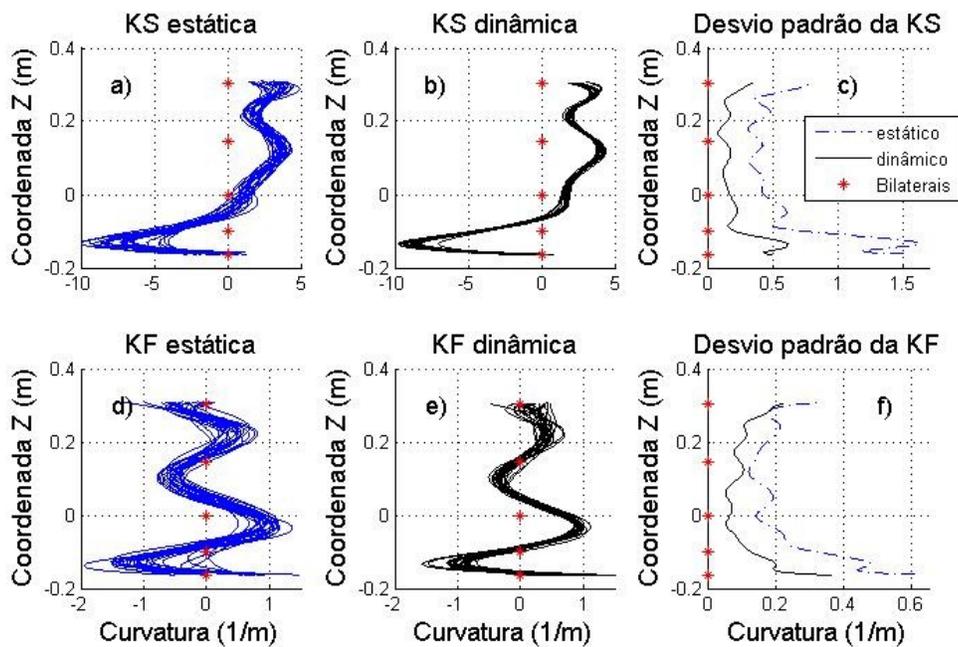
A normalidade dos dados foram verificadas através do Teste de Lilliefors. Posteriormente, realizou-se uma análise qualitativa da variabilidade dos dados posturais, ao longo de toda a extensão da coluna vertebral, tanto no plano sagital como no frontal, e em cada protocolo de avaliação. Para esta análise foi calculado o desvio padrão, em cada trecho da coordenada Z da coluna, das vinte e quatro medidas obtidas em cada situação. Portanto, este procedimento possibilitou a obtenção de uma curva que foi confeccionada através do desvio padrão das vinte e quatro curvas oriundas da curvatura geométrica 2D sagital e frontal. A Figura 2c e 2f mostra a variabilidade das medidas posturais no plano sagital e frontal, respectivamente, e compara a dispersão dos dados nos dois protocolos de avaliação.

Para verificar se houve diferenças estatisticamente significativas nos valores da cifose e da lordose durante a postura estática e dinâmica utilizou-se a anova para medidas

repetidas. Para analisar a reprodutibilidade das medidas posturais, em cada protocolo de avaliação, empregou-se o coeficiente de correlação intraclassa (ICC 3,k) – pois o avaliador foi selecionado por conveniência e empregamos a média de vinte e quatro medidas posturais de cada avaliado – e o erro padrão da medida (SEM), conforme proposto por Weir (2005). A significância estatística adotada foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

### 2.3 Resultados

Na Figura 2 observa-se, em cada protocolo de avaliação, os vinte e quatro registros posturais, no plano sagital (KS) e frontal (KF), de um dos voluntários da pesquisa. Além disto, é possível visualizar as curvas de desvio padrão das medidas feitas em cada situação (estática e dinâmica) e nos dois planos de projeção.



**Figura 2.** As Figuras 2a e 2b mostram as curvaturas geométricas sagitais (KS) durante o registro estático e dinâmico, respectivamente. De forma análoga, as Figuras 2d e 2e ilustram a postura no plano frontal (KF). Já as Figuras 2c e 2f mostram, respectivamente, o desvio padrão das KS e KF do voluntário.

Com base na Figura 2 nota-se que, independentemente do plano de projeção, o protocolo de avaliação dinâmico proporcionou, ao longo de toda a coluna vertebral, uma melhor sobreposição dos registros posturais do que a análise estática (Figura 2a, 2b, 2d e

2e). Em outras palavras, a variabilidade das medidas estáticas é maior do àquelas vistas no protocolo dinâmico (Figura 2c e 2f). É interessante destacar também que a lombar é a região que apresentou maiores variações nas medidas. Comportamento semelhante foi constatado para todos os avaliados. A Tabela 1 mostra os valores de média e desvio padrão das medidas de cifose e lordose, de cada participante e em cada protocolo de avaliação.

**Tabela 1.** Média e desvio padrão da cifose e da lordose de todos os participantes. A estatística F mostra as comparações que apresentaram diferenças significativas entres os protocolos.

Sujeito	CIFOSE TORÁCICA (1/m)			LORDOSE LOMBAR (1/m)		
	Protocolo Estático	Protocolo dinâmico	Teste F	Protocolo Estático	Protocolo dinâmico	Teste F
<b>1</b>	5,29 (1,21)	4,46 (0,35)	10,37 (p<0,01)*	- 16,38 (4,49)	- 14,39 (2,28)	3,75 (p>0,05)
<b>2</b>	4,49 (0,32)	4,15 (0,16)	22,26 (p<0,01)*	- 13,48 (2,28)	- 8,90 (0,62)	90,27 (p<0,01)*
<b>3</b>	3,49 (0,25)	3,15 (0,15)	33,64 (p<0,01)*	- 5,10 (1,09)	- 4,46 (0,30)	7,52 (p<0,01)*
<b>4</b>	7,69 (0,90)	7,61 (0,43)	0,16 (p>0,05)	- 13,25 (1,70)	- 12,33 (1,26)	4,54 (p<0,05)*
<b>5</b>	4,43 (0,37)	3,86 (0,25)	39,84 (p<0,01)*	- 4,39 (0,97)	- 3,88 (0,77)	4,14 (p<0,05)*
<b>6</b>	3,97 (0,50)	4,29 (0,32)	6,93 (p<0,05)*	- 6,57 (0,93)	- 6,82 (0,37)	1,56 (p>0,05)
<b>7</b>	4,71 (0,92)	4,14 (0,14)	8,96 (p<0,01)*	- 7,83 (1,43)	- 7,52 (0,98)	0,75 (p>0,05)
<b>8</b>	6,02 (1,08)	6,22 (0,52)	0,68 (p>0,05)	- 5,00 (0,97)	- 4,55 (0,55)	4,04 (p>0,05)
<b>9</b>	6,01 (0,65)	5,56 (0,11)	11,12 (p<0,01)*	- 10,59 (2,10)	- 9,33 (0,60)	8,01 (p<0,01)*
<b>10</b>	6,66 (1,08)	5,94 (0,49)	8,93 (p<0,01)*	- 15,27 (1,86)	- 13,66 (0,58)	16,48 (p<0,01)*
<b>11</b>	4,00 (0,36)	3,87 (0,12)	2,74 (p>0,05)	- 3,26 (0,57)	- 2,79 (0,29)	13,33 (p<0,01)*
<b>12</b>	4,05 (0,23)	3,74 (0,11)	36,88 (p<0,01)*	- 4,50 (0,81)	- 2,91 (0,15)	88,33 (p<0,01)*
<b>13</b>	5,25 (0,46)	5,26 (0,13)	0,01 (p>0,05)	- 8,42 (1,25)	- 6,42 (0,58)	51,05 (p<0,01)*
<b>14</b>	3,63 (0,27)	3,70 (0,15)	0,99 (p>0,05)	- 4,26 (0,35)	- 4,49 (0,42)	4,26 (p<0,05)*
<b>15</b>	3,64 (0,54)	3,27 (0,11)	10,81 (p<0,01)*	- 6,12 (0,67)	- 5,41 (0,19)	24,96 (p<0,01)*
<b>16</b>	4,07 (0,39)	3,60 (0,27)	23,23 (p<0,01)*	- 3,56 (0,99)	- 2,71 (0,48)	14,54 (p<0,01)*

Na Tabela 1 observa-se que as medidas obtidas através do protocolo estático apresentaram maior variabilidade do que àquelas vistas na condição dinâmica. Onze voluntários tiveram diferenças estatisticamente significativas entre as medidas de cifose (sujeitos: 1,2,3,5,6,7,9,10,12,14,15) e doze para a lordose (sujeitos: 2,3,4,5,9,10,11,12,13,14,15,16) devido ao protocolo de avaliação. A cifose mostrou-se mais

acentuada na postura ortostática do que durante a locomoção para doze dos dezesseis voluntários. De forma análoga, catorze participantes apresentaram uma postura mais lordótica na situação estática. A Tabela 2 ilustra os valores do coeficiente de correlação intraclasse e o erro padrão da medida da curvatura lombar e torácica, no plano sagital, obtida em cada protocolo de avaliação.

**Tabela 2.** Coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e erro padrão da medida (SEM) de cifose torácica e lordose lombar no protocolo de avaliação estático e dinâmico.

Parâmetro Postural	Protocolo Estático		Protocolo Dinâmico	
	ICC	SEM (1/m)	ICC	SEM (1/m)
<i>Cifose</i>	0,6959	0,8058	0,9508	0,2720
<i>Lordose</i>	0,8478	1,6981	0,9554	0,8040

Na Tabela 2 constata-se que a cifose torácica apresentou menor ICC no protocolo estático e, por isto, o erro foi quase três vezes maior ( $SEM=0,8058\text{ m}^{-1}$ ) do que àquele observado na situação dinâmica ( $SEM=0,2720\text{ m}^{-1}$ ). De forma análoga, a lordose lombar também apresentou menor ICC na análise estática, mas o erro na medida foi de mais do que o dobro ( $SEM=1,6981\text{ m}^{-1}$ ) daquela vista durante a marcha ( $SEM=0,8040\text{ m}^{-1}$ ). É interessante notar que os erros de medida (SEM) na região lombar são consideravelmente maiores do que os da torácica, independentemente do protocolo de avaliação.

## 2.4 Discussão

A proposta da presente pesquisa é analisar e comparar a reprodutibilidade das medidas das curvas fisiológicas da coluna vertebral obtidas em ortostase (postura estática) com àquelas mensuradas durante a locomoção (postura dinâmica). Sabe-se que ambas as tarefas motoras apresentam características bem distintas entre si no que se refere às adaptações posturais. (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002). Na posição ereta em pé o corpo oscila suavemente, mas permanece alinhado com o eixo vertical, com o intuito de garantir uma postura estática e, conseqüentemente, a manutenção do equilíbrio ao longo de uma base de suporte relativamente pequena, que é definida pelo posicionamento dos pés (DUARTE; STERNARD, 2008).

Ao contrário da postura ortostática, a marcha se caracteriza pelo deslocamento suave do centro de massa do corpo pelo espaço com um gasto mínimo de energia mecânica e fisiológica (KURO; DONELAN, 2010; WATERS; MULROY, 1999). Portanto, na locomoção ocorrem mudanças no alinhamento do tronco e da pélvis que servem para auxiliar os músculos extensores do quadril na produção de energia durante a geração das forças propulsivas (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999).

Além das diferenças na especificidade motora destas duas atividades, é importante destacarmos que os estudos que investigam as variáveis posturais na condição estática, por meio do registro videográfico e/ou fotográfico, fazem a captura e a análise postural através de um único instante (CANALES et al., 2010; LEROUX et al., 2000; PENHA et al., 2005). Em contrapartida, as pesquisas que analisam a geometria vertebral durante a locomoção possibilitam a obtenção de vários registros posturais ao longo do ciclo da passada (FRIGO et al., 2003; LEVINE et al., 2007; PAULA et al., 2009).

Portanto, para possibilitar a comparação entre as variáveis posturais obtidas na condição estática com a dinâmica é necessário fazer a redução dos dados obtidos durante a marcha. Como já foi mencionado na metodologia, na presente pesquisa utilizou-se a postura média adotada pelo participante durante o ciclo da passada de locomoção já que esta é equivalente à postura ortostática. Este procedimento elimina o componente oscilatório da coluna ocasionado pela atividade locomotora e ressalta a postura inerente ao sujeito (CAMPOS et al., 2005; CAMPOS, 2010; PAULA et al., 2009) – o que viabiliza a confrontação entre os dois protocolos de avaliação.

O modelo biomecânico utilizado para representação da postura vertebral possibilitou verificar as pequenas adaptações geométricas que ocorrem ao longo da coluna durante os registros posturais dinâmicos e, principalmente, na situação estática (Figura 2). Estes achados fortalecem e corroboram com os argumentos de vários pesquisadores que têm sugerido a utilização de métodos que proporcionem um maior detalhamento da postura vertebral (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS, 2010; FRIGO et al., 2003;

ROZUMALSKI et al., 2008; SYCZEWSKA; ÖBERG; KARLSSON, 1999; VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

Após uma análise qualitativa e quantitativa da sobreposição e da variabilidade das curvaturas geométricas da coluna vertebral, no plano sagital e nos dois protocolos de avaliação postural, constatou-se que a lombar (na altura do pico de curvatura geométrica) é a região da coluna mais suscetíveis às variações nas medidas. Por outro lado, a região torácica apresenta uma variação mais constante nas medidas ao longo de sua extensão. Por isto, por conveniência e para estabelecer um único critério, foram selecionadas as regiões dos picos de curvatura geométrica da coluna torácica e lombar para representar, respectivamente, a cifose e a lordose fisiológica.

A maioria dos voluntários apresentaram diferenças estatisticamente significativas nas variáveis posturais devido ao protocolo de avaliação. No entanto, é importante destacar que, em alguns destes casos, estas diferenças podem não apresentar significância e/ou relevância clínica. Especula-se que este fenômeno possa ocorrer devido à capacidade da metodologia empregada em descrever o alinhamento vertebral e distinguir as suaves adaptações na geometria da coluna.

Nota-se ainda que a curvatura torácica e lombar foi mais acentuada na situação estática. Frigo et al. (2003) verificaram que o aumento nas curvas fisiológicas da coluna durante a postura ortostática ocorre em decorrência da maior anteversão pélvica nesta condição. Aliás, as relações entre a geometria da pélvis e da coluna vertebral é amplamente discutida na literatura (CHANPLAKORN et al., 2011; FUNAO et al., 2012; JACKSON et al., 2000; MAC-THIONG et al., 2007; ROUSSOULY; NNADI, 2010).

Além de Frigo et al. outros autores constataram que a postura ortostática proporciona maior acentuação da postura vertebral do que a situação dinâmica (CAMPOS et al., 2005; LEVINE et al., 2007). No entanto, é importante destacar que estes pesquisadores não realizaram um experimento que possibilitasse inferir qual protocolo é mais robusto. Frigo et al. (2003) e Levine et al. (2007) realizaram um único registro estático, com o intuito de obter um panorama da geometria vertebral em ortostase (medida de referência) que facilitasse a descrição da coluna durante a locomoção. De forma análoga,

Campos et al. (2005) propuseram uma metodologia para quantificação da curva neutra da coluna vertebral durante a marcha e utilizaram a medida estática para comparar com a curva obtida no protocolo em movimento.

Portanto, através da Tabela 2 é possível verificar que a reprodutibilidade das medidas obtidas no protocolo dinâmico é maior do que àquelas observadas na situação estática. A cifose torácica apresentou uma confiabilidade não aceitável ( $ICC < 0,70$ ) e excelente ( $ICC > 0,90$ ) para a análise estática e dinâmica, respectivamente. Já a lordose lombar mostrou uma confiabilidade muito boa ( $0,80 < ICC < 0,89$ ) e excelente ( $ICC > 0,90$ ) para as medidas em ortostase e durante a locomoção, respectivamente (WAHLUND; LIST; DWORKIN, 1998).

A maior reprodutibilidade nas medidas das curvas fisiológicas da coluna vertebral no protocolo em movimento fortalece a ideia de que as estratégias de controle motor utilizadas durante a marcha e a postura ereta em pé são diferentes já que as adaptações posturais são específicas para cada tarefa motora (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002). Frigo et al. (2003) verificaram que, durante a locomoção, os voluntários da pesquisa mantiveram a coluna vertebral mais alongada do que na postura ortostática. Este argumento aliado ao fato de que a caminhada exige um recrutamento mais efetivo da musculatura do tronco (ANDERS et al., 2007) pode justificar a maior consistência dos dados dinâmicos já que a locomoção não permite que o indivíduo adote uma postura mais “relaxada”, como acontece na condição estática.

Esta teoria pode estar relacionada com os achados dos estudos de Scannell e McGill (2003), que estimaram *in vivo* a faixa angular onde se encontra a zona neutra da coluna lombar, no plano sagital, durante a postura ortostática e a marcha. Os resultados permitiram inferir que, ao contrário da condição estática, a marcha proporciona uma postura vertebral mais próxima do centro da zona neutra sugerida por Panjabi et al. (2003). Portanto, parece que, durante a locomoção, a coluna vertebral adota uma postura mais apropriada, com o intuito de amenizar as cargas nos componentes passivos de coaptação articular (SCANNELL; MCGILL, 2003).

## 2.5 Conclusões

Os achados do presente estudo reforçam a teoria de que o controle postural na situação ortostática é diferente daquele necessário para manter a estabilidade corporal durante a marcha, pois a maioria dos indivíduos avaliados apresentaram diferenças significativas na geometria vertebral entre estas duas atividades motoras. Além disto, acredita-se que os modelos biomecânicos que analisam o movimento global da região lombar e/ou torácica podem não fornecer um diagnóstico apropriado acerca da funcionalidade da coluna já que é notória as pequenas adaptações na geometria espinhal, em ambos os protocolos de avaliação.

Devido à maior reprodutibilidade das medidas especula-se que, durante a marcha, o indivíduo mantenha uma postura mais natural do que na situação ortostática, pois a postura dinâmica parece não ser tão sensível aos efeitos dos fatores intrínsecos que podem afetar o alinhamento vertebral como, por exemplo, a fadiga física e/ou mental. Dentro deste contexto, sugere-se que clínicos tenham cautela com a utilização dos protocolos de avaliação em ortostase, principalmente quando o objetivo for avaliar a eficácia ou o efeito de um programa de reeducação postural já que o diagnóstico pode ser comprometido devido à menor consistência nas medidas.

## **CAPÍTULO 3 – ALTERAÇÕES NA POSTURA DO TRONCO E NA CURVATURA VERTEBRAL AO LONGO DO DIA**

### **3.1 Introdução**

A análise quantitativa do alinhamento vertebral é um importante recurso na prática clínica, pois permite uma avaliação detalhada dos desvios na coluna como, por exemplo, as escolioses e as hipercifoses/hiperlordoses (STOKES; BIGALOW; MORELAND, 1987). O diagnóstico precoce e o tratamento destes distúrbios são de suma importância para promoção da saúde e da qualidade de vida do paciente já que problemas posturais estão associados às alterações funcionais e estruturais no organismo humano (IMAGAMA et al., 2012).

Constatou-se nos capítulos anteriores que tanto o modelo de representação da postura vertebral como o protocolo de avaliação podem influenciar na qualidade das informações e, conseqüentemente, na condição postural do paciente. Além disto, neste capítulo, tem-se como hipótese que o período do dia pode ser outro fator a contribuir com a variabilidade das medidas já que há evidências na literatura de que medidas repetidas de uma determinada variável biológica podem apresentar pequenas variações devido ao ciclo circadiano (VET et al., 2006).

Dentro deste contexto, vários autores têm procurado investigar as variações de diferentes atributos biológicos em decorrência do período do dia. Bougard, Lepelley e Davenne (2011) analisaram se a hora do dia influenciava o controle postural de indivíduos adultos do sexo masculino. Os resultados mostraram que o horário da avaliação ocasiona pequenas flutuações no controle postural já que estes autores verificaram uma menor área de deslocamento do centro de pressão (COP) no final da tarde e, em contrapartida, constataram um menor comprimento na trajetória do COP (índice para avaliar o gasto de energia) no início da manhã.

Gifford (1987) avaliou os efeitos do ciclo circadiano na flexibilidade articular do ombro, quadril e coluna lombar de vinte e cinco indivíduos adultos, de ambos os sexos. Os resultados mostraram que o período do dia proporciona variações consideráveis na flexibilidade, pois todas as articulações apresentaram maior rigidez no início da manhã e durante a madrugada.

Healey et al. (2011) analisaram as mudanças na estatura corporal em indivíduos com e sem lombalgia durante um período de 24 horas. Os resultados revelaram que, independentemente da disfunção na coluna, os participantes apresentaram uma leve diminuição na estatura durante o dia. No entanto, no final da tarde/início da noite a estatura retorna ao seu tamanho original e tende a aumentar após à meia noite até o início da manhã, quando volta a apresentar uma redução. Os autores relacionam estas mudanças na estatura com a plasticidade do disco intervertebral. À noite, durante o sono, as forças compressivas na coluna são reduzidas e o disco intervertebral absorve fluidos e, conseqüentemente, aumenta de volume. O fluido absorvido é expelido durante o dia quando o indivíduo realiza as atividades laborais e/ou de lazer devido ao aumento na pressão intradiscal (McMILLAN; GARBUTT; ADAMS, 1996).

A intensidade destas modificações bioquímicas no disco está intimamente atrelada às tarefas desenvolvidas pelo indivíduo, ou seja, a magnitude deste metabolismo depende das cargas impostas na coluna durante a execução das atividades cotidianas. Wilke et al. (1999) analisou a pressão intradiscal *in vivo* durante a realização de diferentes tarefas. Foi implantado um transdutor de pressão com 1,5 mm de diâmetro no núcleo pulposo do disco L4-5 (não degenerado) de um homem de 45 anos de idade. A pressão intradiscal foi registrada por um período de 24 horas e os pesquisadores verificaram que a carga na coluna é menor durante o sono, mediana ao realizar atividades corriqueiras (postura sentada, em pé e durante a locomoção) e mais acentuada quando o sujeito levanta ou segura algum objeto (20 kg de massa).

Adams et al. (1990) salientam a importância de se investigar o efeito do período do dia nas propriedades mecânicas da coluna já que a plasticidade do disco têm grande relevância clínica e pode auxiliar na compreensão da fisiopatologia de várias disfunções.

As adaptações que ocorrem nas dimensões do disco podem alterar a geometria vertebral, pois em estudos com cadáveres verificou-se um aumento na lordose lombar de aproximadamente 3° (ADAMS et al., 1990).

Dentro deste contexto, acredita-se que no final do dia o sujeito apresente uma maior inclinação do tronco para frente e uma postura mais lordótica e cifótica do que no início da manhã, devido à fadiga ocasionada pelo estresse físico/mental do cotidiano. Portanto, o presente estudo tem como objetivo analisar a postura do tronco e a curvatura vertebral de indivíduos assintomáticos, no plano sagital, durante a caminhada, em diferentes períodos do dia.

## **3.2 Metodologia**

### *3.2.1 Sujeitos*

A amostra foi composta por dezesseis voluntários que não tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica (4 mulheres/12 homens com  $21,6 \pm 6,1$  anos de idade,  $1,73 \pm 0,11$  m de estatura e  $68 \pm 14$  kg de massa corporal). Antes de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, o voluntário ou o responsável (no caso dos jovens menores de 18 anos) foi orientado acerca de todos os procedimentos, riscos e benefícios associados à participação no estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP (Parecer nº 699/2011).

### *3.2.2 Instrumentação e equipamentos*

Para a avaliação postural foram utilizadas três câmeras de vídeo digital JVC (modelo GR-DVL 9500) fixadas no teto do laboratório e devidamente ajustadas para visualizar o dorso do participante, dentro do volume de calibração, durante a marcha. A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz e suas respectivas sequências de imagens foram sincronizadas através de um sinal visual. Cada câmera foi conectada a um computador através de um cabo firewire e para a captação das imagens utilizamos o software VirtualDub.

Quatro fios de prumo delimitaram o volume calibrado (0,6 m de largura, 2 m ao longo da direção da marcha e 2,4 de altura). Cada fio continha sete marcadores equidistantes, posicionados em locais conhecidos em relação a um sistema de referência ortogonal predefinido. Este sistema de coordenadas foi orientado pelos seguintes eixos: “x” (paralelo à cinta da esteira e apontando para frente); “z” (vertical com sentido de baixo para cima) e “y” (ortogonal aos outros dois, cujo sentido é da direita para a esquerda do voluntário).

Todas as etapas do processamento dos dados posturais como a calibração, medição das coordenadas de tela e a reconstrução tridimensional dos marcadores adesivos foram feitas no software Dynamic Posture (CAMPOS, 2010) e a acurácia do sistema foi de aproximadamente 1,2 mm. Já o tratamento e a análise das variáveis de interesse foram feitas em ambiente Matlab (versão 7.0, Mathworks Inc., USA).

### *3.2.3 Procedimentos e protocolo experimental*

Para a análise postural os voluntários utilizaram calçado esportivo, bermuda ou short e, quando necessário, uma touca de natação para contenção dos cabelos. Os homens realizaram o teste sem camisa e as mulheres vestiram um top adaptado que permitiu a visualização do dorso desnudo. Foram fixados marcadores não alergênicos, retro refletivos, planos e retangulares (10 x 12 mm) sobre o dorso do participante enquanto o mesmo permanecia na postura ortostática. Primeiramente foram localizadas e marcadas as regiões anatômicas representativas dos processos espinhosos das seguintes vértebras: primeira (T1), sexta (T6) e décima segunda torácica (T12); quarta lombar (L4) e segunda sacral (S2).

Em seguida foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura destas vértebras, com a finalidade de possibilitar a identificação das respectivas regiões anatômicas no momento da análise dos dados. Após a colocação dos bilaterais foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 1,5 a 2 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais da região sacra até a cervical.

Primeiramente realizou-se o registro do calibrador e, na sequência, iniciou-se a filmagem do dorso dos voluntários durante a caminhada, numa direção predefinida, por um espaço de 10 metros em velocidade auto selecionada. Os participantes percorreram,

aproximadamente, 2/3 do percurso até o início do volume de calibração, numa tentativa de eliminar a fase de aceleração da marcha. Os avaliados repetiram este procedimento por seis vezes consecutivas, em quatro períodos do dia: início da manhã (8 horas); final da manhã (11:30 horas); início da tarde (14 horas); e final da tarde (17:30 horas). Cada passagem do voluntário pelo volume de calibração possibilitou a obtenção de uma passada completa.

Vale ressaltar que os marcadores adesivos não foram removidos entre os intervalos de avaliação, ou seja, a marcação feita no início da manhã foi a mesma daquela analisada ao longo do dia. Além disto, durante uma avaliação e outra, o voluntário era liberado para realizar suas atividades laborais e/ou de lazer normalmente, pois todos estavam cientes da importância do cumprimento dos horários programados.

#### *3.2.4 Análise dos dados*

Para minimizar os efeitos dos ruídos as coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, ao longo do tempo, por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e frequência de corte de 6 Hz. A origem do sistema de coordenadas foi transladada para o marcador em T12 na coluna, com o intuito de neutralizar os deslocamentos do corpo do voluntário durante a locomoção.

Cada voluntário foi submetido a seis avaliações dinâmicas, para cada período do dia, totalizando vinte e quatro registros posturais. Os dados dinâmicos originaram da postura média adotada pelo sujeito durante uma passada completa da marcha. Esta redução dos dados dinâmicos teve como finalidade permitir analisar as alterações do componente inerente à postura do sujeito (CAMPOS, 2010), nos diferentes períodos do dia, já que a postura ortostática se mostrou como um indicador menos confiável (ver capítulo 2). O ciclo da passada foi definido através da identificação dos picos mínimos da curva delineada pela trajetória vertical do marcador fixado em S2, em função do tempo.

Para os vinte e quatro registros posturais de cada avaliado o tronco foi modelado por meio de um segmento de reta formado entre os marcadores fixados em T1 e S2 e sua inclinação para frente foi calculada por meio do ângulo mensurado entre o respectivo segmento e a vertical. No plano sagital, foram ajustadas funções polinomiais de grau nove sobre os marcadores reconstruídos tridimensionalmente e a coluna vertebral foi

representada por meio do conceito de curvatura geométrica 2D sagital, em função da coordenada vertical (BRENZIKOFER et al., 2000; VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008).

A equação 1 ilustra o cálculo da curvatura geométrica (K). Para quantificação das variáveis de interesse foram selecionados os picos de curvatura geométrica da região torácica e lombar para representar, respectivamente, a cifose e a lordose fisiológica.

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

### 3.2.5 Análise estatística

A normalidade dos dados foram verificadas através do Teste de Lilliefors. Para verificar se houve diferenças estatisticamente significativas nas variáveis posturais devido ao horário da avaliação postural, utilizou-se a anova *one way* e, quando necessário, empregou-se o teste de comparação múltipla de Tukey para constatar entre quais períodos as variáveis foram distintas. A significância estatística adotada foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

## 3.3 Resultados

A Figura 1 mostra, em cada período do dia, a postura média sagital adotada por um determinado voluntário. O gráfico da esquerda ilustra a localização dos marcadores reconstruídos tridimensionalmente nos quatro horários de avaliação e o gráfico da direita mostra a quantificação da postura nos respectivos períodos do dia.

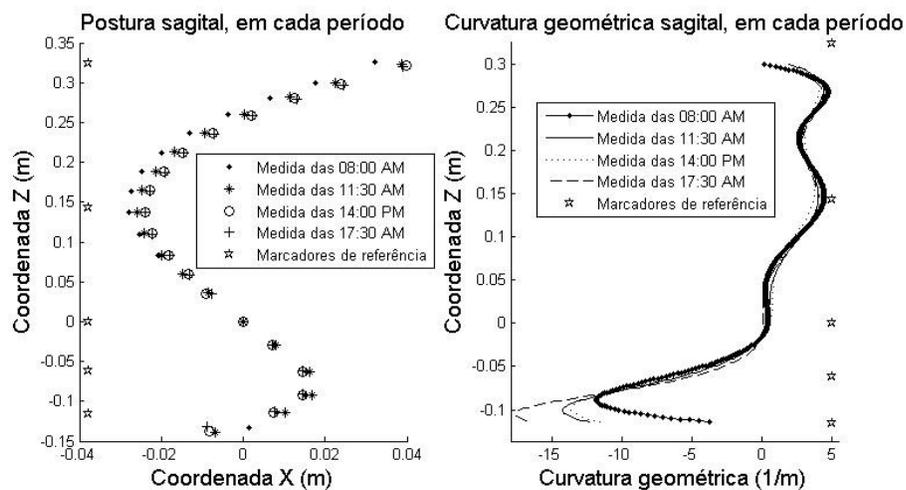


Figura 1. Postura média sagital nos diferentes horários de avaliação de um dos participantes da pesquisa.

Na Figura 1 nota-se que no início da manhã o tronco se encontra numa postura mais ereta. Além disto, observa-se que ao longo de toda a extensão da coluna, ocorreram suaves adaptações na geometria vertebral, exceto para a região de maior lordose. Este comportamento foi verificado para a maioria dos participantes, mas alguns voluntários também apresentaram mudanças expressivas na região de maior cifose.

Para uma análise mais detalhada sobre as adaptações nas variáveis posturais, durante os diferentes períodos do dia, foi confeccionada a Tabela 1. Os valores de média e desvio padrão da inclinação do tronco para frente, dos picos de curvatura geométrica da região torácica e lombar estão expressos individualmente, em cada horário da avaliação postural.

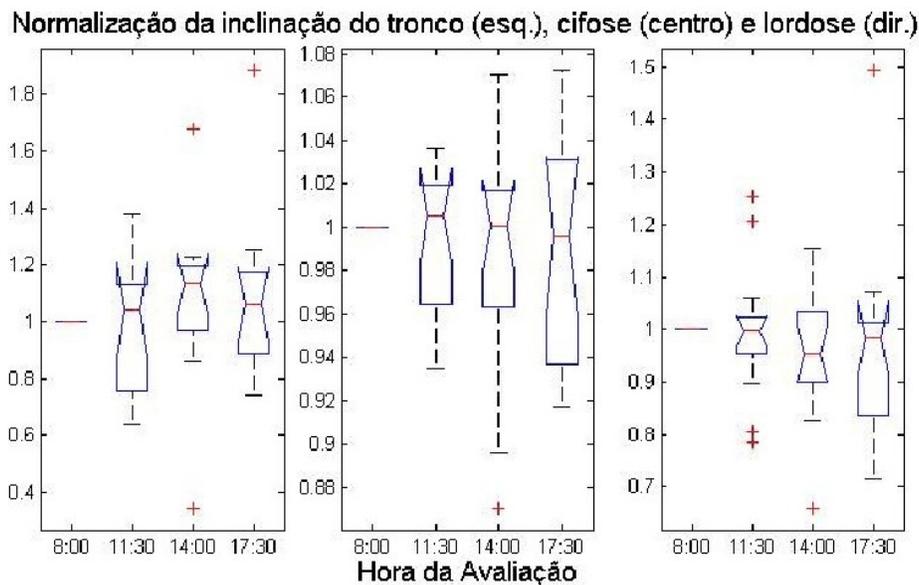
**Tabela 1.** Média e desvio padrão da cifose, lordose e inclinação do tronco para frente dos doze voluntários, em cada período do dia.

Suj.	CIFOSE (1/m)				LORDOSE (1/m)				TRONCO (graus)			
	8:00 horas	11:30 horas	14:00 horas	17:30 horas	8:00 horas	11:30 horas	14:00 horas	17:30 horas	8:00 horas	11:30 horas	14:00 horas	17:30 horas
<b>1</b>	4,8 ±0,2 <sup>c</sup>	4,5 ±0,4	4,2 ±0,3 <sup>a</sup>	4,4 ±0,3	-11,9 ±0,5 <sup>b,c,d</sup>	-14,3 ±0,4 <sup>d</sup>	-13,7 ±0,6 <sup>a,d</sup>	-17,7 ±1,3 <sup>a,b,c</sup>	0,7 ±0,4	0,5 ±0,4	0,8 ±0,7	0,8 ±0,4
<b>2</b>	4,2 ±0,1 <sup>d</sup>	4,2 ±0,1 <sup>d</sup>	4,3 ±0,1 <sup>d</sup>	3,9 ±0,1 <sup>a,b,c</sup>	-9,2 ±0,4 <sup>d</sup>	-9,4 ±0,5	-8,7 ±0,4	-8,4 ±0,7 <sup>a</sup>	3,5 ±0,7 <sup>c,d</sup>	4,1 ±0,3	4,3 ±0,2 <sup>a</sup>	4,4 ±0,3 <sup>a</sup>
<b>3</b>	3,2 ±0,1	3,2 ±0,1	3,2 ±0,1	3,0 ±0,2	-4,5 ±0,3	-4,6 ±0,3	-4,2 ±0,3	-4,5 ±0,3	2,6 ±0,9	1,9 ±1,0	2,2 ±0,6	2,6 ±1,0
<b>4</b>	7,4 ±0,4	7,6 ±0,4	7,9 ±0,5	7,6 ±0,4	-12,5 ±2,3	-12,2 ±0,7	-12,3 ±1,1	-12,4 ±0,7	4,6 ±0,9	4,3 ±0,3	4,5 ±0,6	4,2 ±0,5
<b>5</b>	4,0 ±0,3	4,0 ±0,3 <sup>d</sup>	3,8 ±0,1	3,7 ±0,1 <sup>b</sup>	-4,9 ±0,6 <sup>b,c,d</sup>	-3,9 ±0,3 <sup>a</sup>	-3,2 ±0,4 <sup>a</sup>	-3,5 ±0,4 <sup>a</sup>	3,6 ±0,5	4,1 ±0,7	4,2 ±0,5	4,2 ±1,1
<b>6</b>	4,4 ±0,3	4,5 ±0,3	4,2 ±0,3	4,0 ±0,3	-6,6 ±0,4	-7,0 ±0,2	-6,7 ±0,3	-7,0 ±0,4	5,9 ±1,5	4,5 ±0,7 <sup>c</sup>	6,8 ±0,7 <sup>b,d</sup>	5,0 ±1,4 <sup>c</sup>
<b>7</b>	4,2 ±0,1 <sup>d</sup>	4,2 ±0,1 <sup>d</sup>	4,2 ±0,1 <sup>d</sup>	4,0 ±0,1 <sup>a,b,c</sup>	-8,8 ±1,2	-7,1 ±0,2 <sup>a</sup>	-7,3 ±0,3 <sup>a</sup>	-6,9 ±0,5 <sup>a</sup>	0,9 ±0,6	0,6 ±0,6	0,3 ±0,2	0,7 ±0,5
<b>8</b>	6,2 ±0,6 <sup>d</sup>	5,8 ±0,5	6,2 ±0,4	6,6 ±0,4 <sup>b</sup>	-4,2 ±0,4 <sup>b</sup>	-5,2 ±0,4 <sup>a,c,d</sup>	-4,6 ±0,3 <sup>b</sup>	-4,2 ±0,2 <sup>b</sup>	2,3 ±0,5 <sup>c,d</sup>	3,2 ±1,1	3,8 ±0,4 <sup>a</sup>	4,3 ±0,9 <sup>a</sup>
<b>9</b>	5,5 ±0,1	5,5 ±0,1	5,5 ±0,1	5,6 ±0,1	-9,9 ±0,5 <sup>b,c</sup>	-8,9 ±0,2 <sup>a,d</sup>	-8,9 ±0,3 <sup>a,d</sup>	-9,6 ±0,6 <sup>b,c</sup>	5,9 ±1,0	6,5 ±0,4	6,6 ±0,6	6,0 ±0,7
<b>10</b>	6,2 ±0,3	5,9 ±0,1	5,6 ±0,3	6,2 ±0,8	-13,8 ±0,4	-13,9 ±0,3	-13,1 ±0,5 <sup>d</sup>	-13,9 ±0,7 <sup>c</sup>	4,5 ±0,5	4,7 ±0,2	4,3 ±1,0	3,8 ±0,7
<b>11</b>	3,9 ±0,1	3,8 ±0,1	3,9 ±0,2	3,8 ±0,1	-2,7 ±0,1	-2,8 ±0,4	-3,0 ±0,4	-2,7 ±0,1	4,6 ±0,3 <sup>c</sup>	4,9 ±0,4	5,5 ±0,7 <sup>a</sup>	5,1 ±0,3
<b>12</b>	3,7 ±0,1 <sup>d</sup>	3,8 ±0,1	3,7 ±0,1 <sup>d</sup>	3,8 ±0,1 <sup>a,c</sup>	-2,9 ±0,1	-2,8 ±0,1	-3,0 ±0,1	-3,0 ±0,2	5,5 ±0,3 <sup>d</sup>	5,7 ±0,5	6,3 ±0,4	6,5 ±0,9 <sup>a</sup>
<b>13</b>	5,2 ±0,1 <sup>d</sup>	5,2 ±0,1	5,3 ±0,1	5,4 ±0,1 <sup>a</sup>	-7,0 ±0,1 <sup>c,d</sup>	-6,5 ±0,1	-6,3 ±0,1 <sup>a</sup>	-5,9 ±0,1 <sup>a</sup>	3,1 ±0,5 <sup>c,d</sup>	3,7 ±0,4	4,1 ±0,6 <sup>a</sup>	4,0 ±0,4 <sup>a</sup>
<b>14</b>	3,7 ±0,1	3,8 ±0,2 <sup>c</sup>	3,6 ±0,1 <sup>b</sup>	3,7 ±0,1	-4,8 ±0,1 <sup>c,d</sup>	-4,8 ±0,2 <sup>c,d</sup>	-4,4 ±0,1 <sup>a,b</sup>	-4,0 ±0,1 <sup>a,b</sup>	1,7 ±0,4 <sup>c,d</sup>	1,3 ±0,6 <sup>c</sup>	0,4 ±0,4 <sup>a,b</sup>	0,6 ±0,4 <sup>a</sup>
<b>15</b>	3,2 ±0,1 <sup>c</sup>	3,3 ±0,1	3,4 ±0,1 <sup>a</sup>	3,3 ±0,1	-5,5 ±0,1	-5,5 ±0,1	-5,3 ±0,1	-5,3 ±0,1	3,7 ±0,6	3,8 ±0,6	4,1 ±0,3	4,0 ±0,8
<b>16</b>	3,6 ±0,2	3,5 ±0,3	3,6 ±0,2	3,7 ±0,3	-2,8 ±0,2	-2,9 ±0,3	-2,8 ±0,2	-2,3 ±0,3	4,4 ±0,6	3,8 ±0,5 <sup>d</sup>	4,2 ±0,3	4,8 ±0,5 <sup>b</sup>

<sup>a</sup> Diferença significativa da medida das 8 horas; <sup>b</sup> Diferença significativa da medida das 11:30 horas; <sup>c</sup> Diferença significativa da medida das 14 horas; <sup>d</sup> Diferença significativa da medida das 17:30 horas. Em todos os casos p<0,05.

Com base na tabela 1 observa-se que a curvatura vertebral de onze participantes tiveram adaptações significativas em decorrência do horário da avaliação (sujeito 1,2,5,7,8,9,10,12,13,14,15). Cinco voluntários tiveram uma retificação (sujeitos 1,2,5,7,14) e outros quatro (sujeitos 8,12,13,15) apresentaram um aumento na cifose torácica ao longo do dia, respectivamente. Sete participantes (sujeitos 2,5,7,8,9,13,14) retificaram e outros três (sujeitos 1,8,10) tiveram um aumento da lordose lombar, respectivamente.

Em relação à inclinação do tronco, observa-se que alguns participantes apresentaram diferenças estatisticamente significativas em alguns períodos do dia (sujeito 2: 8hs < 14 e 17:30hs; sujeito 6: 14hs > 11:30 e 17:30hs; sujeito 8: 8hs < 14 e 17:30hs; sujeito 11: 8hs < 14hs; sujeito 12: 8hs < 17:30hs; sujeito 13: 8hs < 14 e 17:30hs; sujeito 14: 8hs > 14 e 17:30hs; sujeito 16: 11:30hs < 17:30hs). A Figura 2 possibilita a visualização dos efeitos do período do dia nas variáveis posturais do grupo avaliado.



**Figura 2.** Normalização da postura do tronco e da curvatura vertebral pela medida das 8:00 horas (dados dos dezesseis participantes).

A Figura 2 mostra os dados posturais normalizados pelo primeiro horário da avaliação postural (8:00 horas). Para confecção destes gráficos utilizou-se os valores médios de cada voluntário em cada período do dia. Interessante notar que a mediana da inclinação do tronco apresentou um suave aumento ao longo do dia, enquanto a cifose

permaneceu relativamente constante e a lordose teve uma suave retificação. Esta figura ilustra que as adaptações na postura do tronco e na geometria vertebral varia consideravelmente de indivíduo para indivíduo.

### **3.4 Discussão**

A proposta da presente pesquisa é avaliar a postura do tronco e das curvas fisiológicas da coluna vertebral, em diferentes períodos do dia. Os resultados revelaram que cinco dos doze voluntários apresentaram diferenças estatisticamente significativas na inclinação do tronco para frente entre, pelo menos, dois horários distintos da avaliação postural. Para a curvatura vertebral este comportamento foi mais evidente já que seis e oito participantes apresentaram diferenças significativas na cifose e lordose, respectivamente.

Estes achados apresentam grande relevância clínica por dois motivos. O primeiro mostra que é preciso se atentar em relação ao horário da avaliação, pois é comum o uso da análise quantitativa da coluna para avaliar o efeito e/ou a eficácia de um programa de reeducação postural (CARPES; REINEHR; MOTA, 2008; PAULA et al., 2011; SHEERAN et al. 2010). Portanto, alterações na geometria vertebral podem não refletir, necessariamente, as adaptações inerentes ao programa de reabilitação. O segundo motivo é que estas alterações no alinhamento da coluna podem estar intimamente atreladas às variações nas propriedades mecânicas do disco intervertebral que, por sua vez, ocasionam um aumento da carga compressiva nas articulações apofisárias e redução do espaço disponível para a raiz do nervo espinhal (ADAMS et al., 1990).

Os resultados mostram que o tronco tende a se inclinar ainda mais para frente, ao longo do dia. Especula-se que isto ocorra porque no final do dia é comum a musculatura do tronco se encontrar num estado de maior desgaste físico (fadiga). Aliás, há evidências de que o estresse físico/psíquico acarreta numa postura menos ereta (CANALES et al., 2010). Além disto, a projeção do tronco para frente pode estar associada às adaptações bioquímicas que ocorrem no disco intervertebral durante o dia e que, conseqüentemente, ocasionam uma diminuição na estatura corporal (HEALEY et al., 2011).

Assim como foi relatado por Adams et al. (1990), foi constatado que alguns indivíduos tiveram um aumento da curvatura vertebral, ao longo do dia. No entanto, pode-se afirmar que, dentre os participantes que apresentaram alterações significativas nas variáveis posturais, a maioria mostrou uma retificação da cifose/lordose. A divergência entre os achados da presente pesquisa e os de Adams et al. pode estar relacionada ao fato destes autores terem avaliado a postura vertebral numa condição estática (em cadáveres), diferente da nossa análise que foi em movimento (locomoção).

Verificou-se ainda que as adaptações na postura do tronco e na geometria vertebral teve uma alta variabilidade inter sujeito. O fato de, entre uma avaliação e outra, liberar os participantes para realizar suas atividades cotidianas não permitiu controlar as tarefas que foram desenvolvidas pelos voluntários ao longo do dia. Este procedimento pode explicar parcialmente a alta variabilidade dos dados entre indivíduos, pois sabe-se que as adaptações mecânicas do disco intervertebral estão diretamente relacionadas às tarefas desempenhadas pelo indivíduo e, conseqüentemente, à magnitude das cargas impostas na coluna vertebral (WILKE et al., 1999). Outro fator que pode justificar a heterogeneidade nas variáveis posturais é a teoria de que o alinhamento vertebral apresenta uma variabilidade biológica natural inerente à anatomia humana (VRTOVEC; PERNUŠ; LIKAR, 2009).

### **3.5 Conclusões**

Os resultados do presente estudo mostraram que a postura do tronco e a geometria vertebral podem apresentar diferenças consideráveis em suas medidas devido ao horário da avaliação postural. Estes achados revelam que pesquisadores e clínicos devem ser cautelosos em relação ao monitoramento da evolução e/ou do tratamento dos desvios na coluna já que as variações observadas nos parâmetros posturais podem estar associadas ao ritmo circadiano e, não necessariamente, representar a progressão e/ou a regressão dos desvios na coluna vertebral.

Além disto, especula-se que as mudanças no alinhamento vertebral, em diferentes períodos do dia, podem estar atreladas às adaptações metabólicas que ocorrem no disco intervertebral. Portanto, além de conhecer os mecanismos de resposta do disco, é de grande relevância clínica compreender como a curvatura vertebral se comporta ao longo do dia, pois este tipo de estudo pode auxiliar no entendimento acerca da fisiopatologia das disfunções na coluna. E, por fim, sugere-se a realização de outro estudo semelhante ao nosso, mas que controle as atividades desempenhadas pelos participantes durante os intervalos de avaliação, com o intuito de verificar se há um padrão nas adaptações posturais que ocorrem durante o dia.

## **CAPÍTULO 4 – ADAPTAÇÕES POSTURAIIS DECORRENTES DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA DURANTE A MARCHA E A CORRIDA**

### **4.1 Introdução**

É comum profissionais da área da saúde recomendarem atividades de caminhada e corrida para pessoas saudáveis e pacientes debilitados. Isto ocorre porque a locomoção é uma atividade motora básica, de alta eficiência energética e sua prática regular proporciona melhoras na função cardiovascular (WATERS; MULROY, 1999). Outra vantagem é que podem ser realizadas nos mais variados ambientes, fazendo com que as pessoas frequentemente se deparem com superfícies inclinadas em suas atividades ocupacionais e de lazer (ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008).

No entanto, há evidências de que a caminhada e/ou a corrida em declive apresenta maior probabilidade de queda devido ao risco de deslizamento e perda do equilíbrio. Sabe-se que esta ameaça aumenta em superfícies mais íngremes (REDFERN; DiPASQUALE, 1997). Além disto, alguns autores sugerem que a possibilidade de ocorrência de lesões músculo esqueléticas aumenta durante a locomoção em declive e diminui durante o aplane (DeVITA et al., 2008; GOTTSCHALL; KRAM, 2005).

Por este e outros motivos, vários pesquisadores têm investigado os efeitos da inclinação da superfície de locomoção nos parâmetros fisiológicos e/ou biomecânicos (ABE; MURAKI; YASUKOUCHI, 2008; FRANZ; LYDDON; KRAM, 2012; HUNTER; HENDRIX; DEAN, 2010; LIN et al., 2009). No entanto, a maioria dos estudos biomecânicos se restringem a analisar variáveis que envolvem as estruturas do membro inferior (CHUMANOV; WALL-SCHEFFLER; HEIDERSCHEIT, 2008; FRANZ; KRAM, 2012; GOTTSCHALL; KRAM, 2005; LAY; HASS; GREGOR, 2006; LAY et al., 2007).

Embora os músculos da perna, coxa e quadril sejam os principais responsáveis pelo movimento, é indiscutível a participação de todas as estruturas corporais durante a locomoção (ANDERS et al., 2007). Alguns pesquisadores verificaram que a locomoção em

superfícies inclinadas altera as forças de reação do solo (GOTTSCHALL; KRAM, 2005) que ocasionam adaptações no recrutamento dos músculos (LAY et al., 2007) e, conseqüentemente, no padrão de movimento das articulações do membro inferior (LAY; HASS; GREGOR, 2006).

Leroux, Fung e Barbeau (2002) verificaram que a inclinação da esteira ocasionou alterações no comprimento da passada e nas variáveis angulares das articulações do tornozelo, joelho e quadril – fato que deve ter contribuído com as adaptações posturais verificadas na pélvis e no tronco. Portanto, conclui-se que a interação entre estas estruturas seja essencial para a manutenção do equilíbrio do corpo e eficiência do movimento, pois, mudanças nas variáveis cinemáticas do tronco e membros inferiores podem estar relacionadas com o mecanismo de produção e absorção de energia durante a locomoção em superfícies inclinadas.

Vários pesquisadores investigaram o padrão de movimento do tronco e/ou da coluna vertebral durante a locomoção na horizontal (BRENZIKOFER et al., 2000; CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997; FRIGO et al., 2003; PAULA et al., 2009; SAUNDERS et al., 2005; SCHACHE et al., 1999; WITTLE; LEVINE, 1999). No entanto, poucos são os estudos que analisaram estas variáveis durante a locomoção em superfícies inclinadas (LEROUX et al., 2002; LEVINE et al., 2007; VOGT; BANZER, 1999).

Aliás, dentre estes pesquisadores somente Levine et al. fizeram uma análise mais detalhada da postura vertebral, pois, investigaram a lordose lombar de mulheres adultas saudáveis tanto na caminhada como na corrida nas inclinações de  $0^\circ$  e  $\pm 5^\circ$ . Estes autores verificaram que a lombar é mais acentuada no declive e mais retificada no auge, sugerindo que o aumento da lordose na descida é uma estratégia preventiva já que parece estar relacionada à absorção de impacto.

Dentro deste contexto, acredita-se que a elevação da inclinação da esteira proporciona a retificação tanto da curvatura lombar como da torácica já que há evidências na literatura que a região baixa da coluna determina o alinhamento das estruturas superiores. Além disto, espera-se que o incremento da inclinação faça com que o tronco seja projetado para frente. Portanto, o objetivo do presente estudo é analisar e comparar as

adaptações produzidas no comprimento/frequência da passada, na inclinação do tronco, na cifose torácica e na lordose lombar devido às mudanças na inclinação da esteira.

## **4.2 Metodologia**

### *4.2.1 Sujeitos*

A amostra foi composta por vinte e cinco homens que não tinham histórico de disfunção neurológica, cardiovascular e/ou ortopédica. Além disto, os participantes eram ativos fisicamente e apresentaram as seguintes características:  $26,6 \pm 6,4$  anos de idade;  $1,78 \pm 0,05$  m de estatura; e  $79 \pm 10$  kg de massa corporal. Antes de assinar o termo de consentimento livre e esclarecido, os voluntários foram orientados acerca de todos os procedimentos, riscos e benefícios associados à participação no estudo. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP (Parecer nº 699/2011).

### *4.2.2 Instrumentação e equipamentos*

Para a avaliação postural foram utilizadas quatro câmeras de vídeo digital JVC (modelo GR-DVL 9500), uma posicionada lateralmente à esteira/sujeito sobre um tripé e três fixadas no teto do laboratório para visualizar, respectivamente, a movimentação dos membros inferiores e o dorso do participante. A frequência de amostragem das câmeras foi de 60 Hz e suas respectivas sequências de imagens foram sincronizadas através de um sinal visual. Cada câmera foi conectada a um computador através de um cabo firewire e para a captação das imagens utilizamos o software VirtualDub.

A locomoção foi realizada sobre uma esteira ergométrica da marca Movement (modelo LX 160) e confeccionou-se um calço de madeira, com medidas específicas, para ser acoplado embaixo da base anterior e posterior da esteira para obtenção dos gradientes de inclinação desejados para o estudo ( $\pm 6^\circ$ ) já que a esteira não tinha a função de ajuste da inclinação.

Quatro fios de prumo delimitaram o volume calibrado (0,4 m de largura, 0,8 m ao longo da direção do tapete da esteira e 2,4 de altura). Cada fio continha sete marcadores

equidistantes, posicionados em locais conhecidos em relação a um sistema de referência ortogonal predefinido. Este sistema de coordenadas foi orientado pelos seguintes eixos: “x” (paralelo à cinta da esteira e apontando para frente); “z” (vertical com sentido de baixo para cima) e “y” (ortogonal aos outros dois, cujo sentido é da direita para a esquerda do voluntário).

Todas as etapas do processamento dos dados posturais como a calibração, medição das coordenadas de tela e a reconstrução tridimensional dos marcadores adesivos foram feitas no software Dynamic Posture (CAMPOS, 2010) e a acurácia do sistema foi de aproximadamente 0,9 mm. Já o tratamento e a análise das variáveis de interesse foram feitas em ambiente Matlab (versão 7.0, Mathworks Inc., USA).

#### *4.2.3 Procedimentos e protocolo experimental*

Para a análise postural os voluntários utilizaram calçado esportivo, bermuda ou short e, quando necessário, uma touca de natação para contenção dos cabelos. Todos os participantes realizaram o teste sem camisa para possibilitar a visualização do dorso desnudo. Foram fixados marcadores não alergênicos, retro refletivos, planos e retangulares (10 x 12 mm) sobre o dorso do participante enquanto o mesmo permanecia na postura ortostática. Primeiramente foram localizadas e marcadas as regiões anatômicas representativas dos processos espinhosos das seguintes vértebras: primeira (T1), sexta (T6) e décima segunda torácica (T12); quarta lombar (L4) e segunda sacral (S2).

Em seguida foram fixados cinco pares de marcadores bilaterais na altura destas vértebras, com a finalidade de possibilitar a identificação das respectivas regiões anatômicas no momento da análise dos dados. Após a colocação dos bilaterais foram fixados marcadores adesivos, regularmente espaçados em 1,5 a 2 cm, sobre a pele, ao longo da linha definida pelos processos espinhosos vertebrais da região sacra até a cervical.

O teste teve início com o registro do calibrador e o aquecimento do voluntário, sobre a esteira, a uma velocidade de 1,5 m/s durante 4 minutos para permitir uma adaptação à atividade (TAYLOR; EVANS; GOLDIE, 1996). Posteriormente, iniciou-se a avaliação postural do participante que teve seis situações distintas: caminhada (1,5 m/s) e corrida (2,2

m/s) nas inclinações de 0° e ± 6°. A ordem de cada estágio foi selecionada de forma aleatória para cada indivíduo e teve a duração de um minuto.

#### 4.2.4 Análise dos dados

O ciclo da passada foi definido através de dois toques consecutivos do pé esquerdo do avaliado com o tapete da esteira. A frequência foi calculada como o inverso do período e o comprimento pela razão entre a velocidade e a frequência. Para redução dos dados, em cada um dos seis estágios de locomoção, foram utilizadas as informações de um ciclo completo da passada média de doze passadas consecutivas.

Para minimizar os efeitos dos ruídos nas variáveis posturais, as coordenadas 3D dos marcadores foram suavizadas, ao longo do tempo, por meio de um filtro digital passa baixa do tipo Butterworth de quinta ordem e frequência de corte de 6 Hz. A origem do sistema de coordenadas foi trasladada para o marcador em T12, com o intuito de neutralizar os deslocamentos do corpo do voluntário durante a locomoção.

O tronco foi representado pelo segmento de reta formado entre os marcadores fixados em T1 e S2 e sua inclinação para frente foi calculada por meio do ângulo mensurado entre o respectivo segmento e a vertical. Para a análise da postura vertebral foi ajustada, no plano sagital, funções polinomiais de grau nove sobre as coordenadas 3D dos marcadores. Assim, a coluna foi representada por meio do conceito de curvatura geométrica 2D sagital, em função da coordenada vertical (BRENZIKOFER et al., 2000; VRTOVEC; LIKAR; PERNUŠ, 2008). A equação 1 ilustra o cálculo da curvatura geométrica (K).

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

Para representar a cifose e a lordose fisiológica foram selecionados, respectivamente, os picos de curvatura geométrica da região torácica e lombar da curva neutra da coluna que é a média de todas as curvas medidas ao longo do ciclo da passada e representa a postura inerente ao sujeito, pois elimina o componente oscilatório do movimento e por isto se assemelha àquela postura medida em ortostase (CAMPOS, 2010).

Assim como foi feito com a cifose/lordose utilizou-se também o valor médio, obtido durante o ciclo de locomoção, para indicar a inclinação do tronco para frente. Além da média, foram identificados os valores mínimos e máximos destas variáveis posturais

para obtenção da amplitude de movimento do tronco e da coluna lombar/torácica nas regiões de maior lordose/cifose, respectivamente – durante o ciclo da passada – e em cada estágio de locomoção.

#### 4.2.5 Análise estatística

A normalidade dos dados foram verificadas através do Teste de Lilliefors. Para verificar se houve diferenças estatisticamente significativas nas variáveis posturais foi empregada a anova *one way* para testar a hipótese nula de que as médias da variável em questão não diferem entre si devido à mudança na inclinação da esteira. Nos casos em que a hipótese nula foi rejeitada utilizou-se o teste de comparação múltipla de Tukey para constatar entre quais situações ocorreram estas distinções. O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para verificar a interação entre as variáveis e a significância estatística adotada foi menor que 5% ( $p < 0,05$ ).

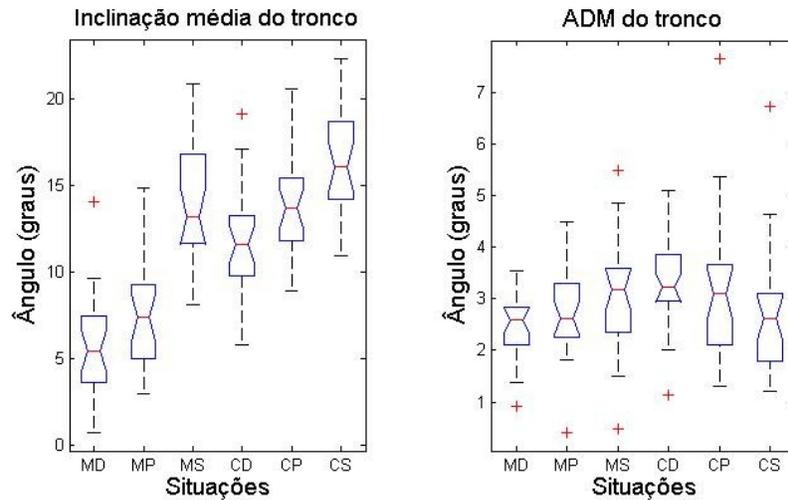
### 4.3 Resultados

A tabela 1 mostra os valores de média e desvio padrão do comprimento e da frequência da passada, do grupo avaliado, durante a caminhada e a corrida em esteira com diferentes inclinações. Nota-se que, durante a marcha, a amplitude da passada é menor durante a situação em declive. Já na corrida observa-se que o comprimento da passada é maior na descida e menor na subida. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas somente entre a corrida em declive e aactive  $F(2,72)=3,14$ ;  $p < 0,05$ .

**Tabela 1.** Média e desvio padrão do comprimento e da frequência da passada do grupo avaliado, durante a marcha e a corrida em cada situação. \* diferença significativa ( $p < 0,05$ ) para a situação em aactive.

Situação	Marcha		Corrida	
	Comprimento da passada (m)	Frequência da passada (Hz)	Comprimento da passada (m)	Frequência da passada (Hz)
Declive	1,46 (0,07)	1,03 (0,05)	1,69 (0,09)*	1,31 (0,07)*
Plano	1,50 (0,07)	1,00 (0,04)	1,66 (0,08)	1,33 (0,07)
Aactive	1,50 (0,07)	1,00 (0,05)	1,63 (0,09)	1,36 (0,07)

A figura 1 mostra o boxplot das variáveis relativas à inclinação do tronco do grupo avaliado. No lado esquerdo e direito observa-se, respectivamente, o comportamento da inclinação média e a amplitude de movimento (ADM) do tronco, no plano sagital, durante o ciclo da passada, em cada uma das situações de locomoção.

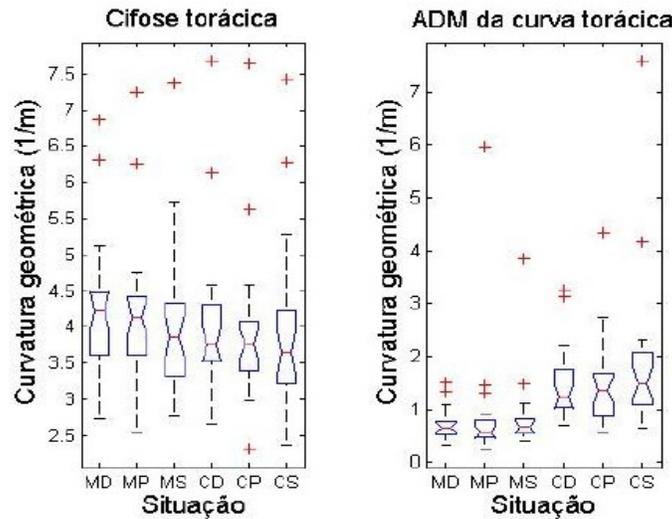


**Figura 1.** Boxplot da inclinação média do tronco e sua respectiva oscilação, durante o ciclo da passada, em cada estágio de locomoção, do grupo avaliado: marcha na descida (MD); marcha no plano (MP); marcha na subida (MS); corrida na descida (CD); corrida no plano (CP); e corrida na subida (CS).

Na Figura 1 nota-se que inclinação da esteira proporciona uma maior projeção do tronco para frente, independentemente da forma de locomoção. No entanto, durante a marcha, diferenças significativas foram detectadas somente entre o aclave e as demais situações  $F(2,72)=48,77$ ;  $p<0,05$ . Já na corrida observa-se diferenças significativas na inclinação do tronco para frente entre todas as situações analisadas  $F(2,72)=15,23$ ;  $p<0,05$ . Por outro lado, a ADM do tronco apresentou um aumento somente na situação de marcha já que na corrida nota-se uma diminuição da oscilação com o aumento da inclinação da esteira. A ADM do tronco apresentou diferenças significativas somente entre a marcha na subida e na descida  $F(2,72)=3,06$ ;  $p<0,05$ .

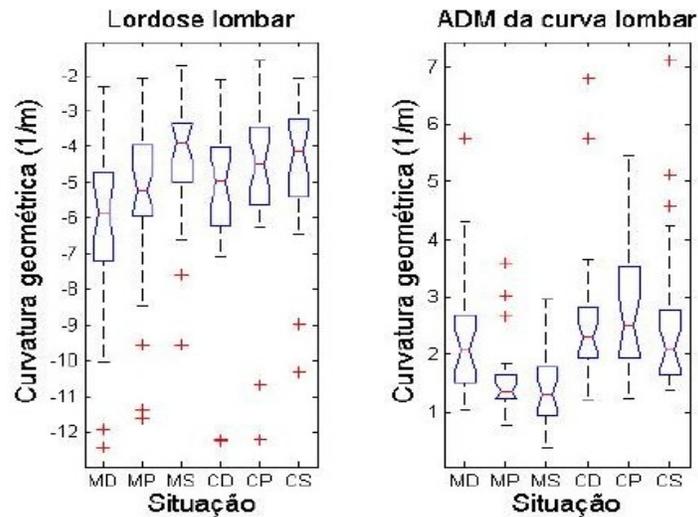
A figura 2 apresenta o boxplot das variáveis relativas à curva torácica da coluna vertebral, no plano sagital, do grupo avaliado. No lado esquerdo e direito observa-se, respectivamente, o comportamento da cifose torácica e da amplitude de movimento da curva torácica, em cada uma das situações de locomoção. É importante destacar que os

dados de cifose/lordose foram extraídos da região dos picos de curvatura geométrica, o que garantiu a manutenção do sinal positivo/negativo da curvatura torácica/lombar para o cálculo da ADM.



**Figura 2.** Boxplot da cifose torácica e sua respectiva oscilação, ao longo do ciclo da passada e em cada estágio de locomoção: marcha na descida (MD); marcha no plano (MP); marcha na subida (MS); corrida na descida (CD); corrida no plano (CP); e corrida na subida (CS).

Com base na figura 2 nota-se que, independentemente da forma de locomoção, a cifose torácica tende a se retificar com o aumento da inclinação da esteira. Por outro lado, a ADM da coluna torácica, durante o ciclo de locomoção, tende a aumentar com a elevação da inclinação. A figura 3 mostra o boxplot das variáveis relativas à lordose lombar do grupo avaliado. No lado esquerdo e direito observa-se, respectivamente, o comportamento da lordose lombar e sua amplitude de movimento, ao longo do ciclo da passada e em cada estágio de locomoção.



**Figura 3.** Boxplot da lordose lombar e sua respectiva oscilação, ao longo do ciclo da passada e em cada estágio de locomoção: marcha na descida (MD); marcha no plano (MP); marcha na subida (MS); corrida na descida (CD); corrida no plano (CP); e corrida na subida (CS).

Com base na figura 3 nota-se que, independentemente da forma de locomoção, a lordose lombar tende a se retificar com a elevação da inclinação. Por outro lado, a amplitude de movimento da região lombar diminui e aumenta com o incremento da inclinação da esteira na situação de marcha e corrida, respectivamente. No entanto, diferenças estatisticamente significativas foram observadas somente na curva lombar e em sua amplitude de movimento durante a caminhada em declive e aclive  $F(2,72)=4,86$ ;  $p<0,05$ . Além disto, a oscilação da região lombar também apresentou diferenças significativas entre a marcha no plano e na descida  $F(2,72)=7,76$ ;  $p<0,05$ .

É possível observar nas figuras 2 e 3 que há uma quantidade relativamente grande de outliers para a postura lombar e torácica da população estudada – o que evidencia um padrão específico inter sujeitos para a geometria vertebral. A tabela 2 ilustra a interação linear entre as médias de todas as variáveis investigadas, obtidas durante o ciclo da passada, do grupo de participantes, independentemente do tipo de locomoção e da inclinação da esteira. Nota-se que a oscilação do tronco para frente, durante a locomoção, foi a única variável que não apresentou correlação significativa com nenhum outro atributo investigado.

**Tabela 2.** Coeficiente de correlação de Pearson entre todas as variáveis investigadas, independentemente da forma de locomoção e da inclinação da esteira. Nível de significância: \* $p < 0,05$

VARIÁVEIS INVESTIGADAS								
	<i>c_pass</i>	<i>f_pass</i>	<i>i_tronco</i>	<i>ADM_it</i>	<i>lord</i>	<i>ADM_l</i>	<i>cif</i>	<i>ADM_t</i>
<i>c_pass</i>	1	-	-	-	-	-	-	-
<i>f_pass</i>	0,93*	1	-	-	-	-	-	-
<i>i_tronco</i>	0,61	0,63	1	-	-	-	-	-
<i>ADM_it</i>	0,65	0,35	0,43	1	-	-	-	-
<i>lordose</i>	-0,30	-0,25	-0,91*	-0,40	1	-	-	-
<i>ADM_l</i>	0,83*	0,90*	0,33	0,26	0,06	1	-	-
<i>cifose</i>	-0,60	-0,64	-0,98*	-0,38	0,89*	-0,39	1	-
<i>ADM_t</i>	0,86*	0,95*	0,75	0,27	-0,42	0,73	-0,74	1

*c\_pass*: comprimento da passada; *f\_pass*: frequência da passada; *i\_tronco*: inclinação do tronco para frente; *ADM\_it*: amplitude de movimento da oscilação do tronco; *lord*: lordose; *ADM\_l*: amplitude de movimento da curva lombar; *cif*: cifose; *ADM\_t*: amplitude de movimento da curva torácica.

Com base na tabela 2 constata-se que o comprimento da passada apresentou interação estatisticamente significativa com a frequência da passada ( $r=0,93$ ;  $p < 0,01$ ), ADM lombar ( $r=0,83$ ;  $p < 0,05$ ) e torácica ( $r=0,86$ ;  $p < 0,05$ ). Como era esperado, a frequência da passada também apresentou correlação significativa com a ADM lombar ( $r=0,90$ ;  $p < 0,05$ ) e torácica ( $r=0,95$ ;  $p < 0,01$ ). A inclinação do tronco para frente apresentou interação significativa com a lordose ( $r=-0,91$ ;  $p < 0,05$ ) e a cifose ( $r=-0,98$ ;  $p < 0,01$ ). Outra associação estatisticamente significativa foi entre a lordose e a cifose ( $r=0,89$ ;  $p < 0,05$ ).

#### 4.4 Discussão

A hipótese do presente estudo é de que as variáveis espaço temporais, a inclinação do tronco para frente e a curvatura vertebral seja suscetível às adaptações decorrentes da inclinação da esteira. Em relação às variáveis espaço temporais, os resultados corroboram com estudos prévios já que durante a marcha a frequência da passada foi ligeiramente maior na situação em declive (FRANZ; LYDDON; KRAM, 2012; LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002) e na corrida verificou-se que a frequência da

passada apresentou uma relação diretamente proporcional com a inclinação da esteira (GOTTSCHALL; KRAM, 2005).

Há evidências na literatura de que um maior recrutamento dos músculos dos membros inferiores, com o intuito de aumentar a estabilidade e amenizar os riscos de quedas, seja um dos principais responsáveis pela diminuição do comprimento da passada durante a marcha em declive (HUNTER; HENDRIX; DEAN, 2010). Leroux, Fung e Barbeau (2002) afirmam que a caminhada em superfícies inclinadas proporcionam maior flexão na articulação do quadril, o que contribui para o aumento na amplitude da passada. Por outro lado, durante a corrida, o comprimento da passada é maior no declive e menor no aclave devido, provavelmente, à maior duração temporal da fase de voo na primeira situação (GOTTSCHALL; KRAM, 2005).

É interessante comentar que tanto a frequência como a amplitude da passada apresentaram uma interação próxima à linearidade com a ADM da coluna lombar e torácica. Este comportamento fortalece a ideia de que a movimentação dos membros inferiores determina o padrão de movimento das estruturas vertebrais (CROSBIE; VACHALATHITI; SMITH, 1997; PAULA et al., 2009; SAUNDERS et al., 2005; SCHACHE et al., 1999).

Independentemente da forma de locomoção, a inclinação do tronco para frente foi menor no declive e maior no aclave. Há evidências de que estas adaptações são necessárias para mover o centro de massa do corpo para frente e para trás durante a locomoção em superfície inclinada e declinada, respectivamente, para contrapor o efeito da força gravitacional (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002).

Já a oscilação do tronco apresentou uma relação direta e inversa com a inclinação nas situações de marcha e corrida, respectivamente. Franz e Kram (2012) verificaram que os músculos extensores do quadril são significativamente mais solicitados durante a marcha em aclave devido à necessidade de elevar o centro de massa e de projetar o corpo à frente – o que pode contribuir com a maior oscilação do tronco. Por outro lado, a maior ADM da inclinação do tronco durante a corrida em declive pode estar relacionada às

adaptações corporais necessárias para absorção das forças de impacto que são significativamente maiores nesta condição (GOTTSCHALL; KRAM, 2005).

As curvas fisiológicas da coluna vertebral se retificaram com o aumento da inclinação da esteira em ambas as formas de locomoção. Levine et al. (2007) verificaram comportamento idêntico para a lordose durante a locomoção com diferentes angulações ( $0^\circ$  e  $\pm 5^\circ$ ). No entanto, ao contrário do presente estudo, estes autores encontraram diferenças estatisticamente significativas na curva lombar entre todas as inclinações. Tal fato pode ser explicado pelas diferenças metodológicas empregadas entre ambos os estudos, pois Levine et al. utilizaram outra forma para modelar a coluna vertebral, método estatístico pareado e avaliaram voluntários do sexo feminino.

Há evidências da influência do gênero no padrão de movimento dos membros inferiores e do tronco durante a locomoção (CHUMANOV; WALL-SCHEFFLER; HEIDERSCHEIT, 2008; CHUNG et al., 2010). Vale ressaltar que as mudanças verificadas, no presente estudo, na curvatura lombar e torácica parecem estar intimamente relacionadas à postura do tronco, pois quanto mais inclinado à frente esteve o tronco menor foi a lordose e a cifose. Frigo et al. (2003) já haviam relatado este comportamento durante a marcha no plano. Aliás, este mecanismo de adaptação postural pode ser utilizado para facilitar a produção ou absorção de energia durante a locomoção em superfícies inclinadas (LEROUX; FUNG; BARBEAU, 2002).

Já a oscilação da coluna torácica e lombar parecem desempenhar outras funções. Especula-se que a oscilação da cifose aumente com a inclinação da esteira devido à necessidade de projetar o centro de massa para cima e para frente durante a locomoção em aclive, atribuindo à mobilidade torácica uma função sinergista na mecânica do movimento. O aumento da oscilação da lordose, na locomoção em declive, parece ser uma estratégia do sistema neuromuscular para proteger a integridade física das estruturas intervertebrais durante a absorção do impacto, pois o aumento na magnitude das forças causa maiores acelerações nas diversas estruturas corporais que geram uma resposta para a dissipação de energia (DeVITA et al., 2008).

Outro aspecto relevante é a alta variabilidade inter sujeitos nas variáveis relativas à postura vertebral. Ao analisar os dados individualmente nota-se que cada sujeito apresenta uma característica particular como resposta ao movimento imposto pela locomoção, ou seja, ao contrário do que foi constatado pelo conjunto dos dados, alguns voluntários apresentaram, por exemplo, maior acentuação nas curvas fisiológicas da coluna durante a locomoção em aclave. Portanto, o agrupamento das informações posturais parece ter contribuído para não termos encontrado diferenças estatisticamente significativas na curvatura vertebral. Aliás, Wittle e Levine (1999) já havia comentada a dificuldade de se fazer generalizações acerca do padrão de movimento da coluna lombar durante a caminhada.

No entanto, os resultados do grupo investigado sugerem que sujeitos acometidos por disfunções na coluna vertebral que sejam agravadas pelo aumento da lordose como, por exemplo, a estenose (OGUZ et al., 2007) e a espondilolistese (FUNAO et al., 2012; SHULLER; CHARLES; STEIB, 2011; VIALLE et al., 2007) devem ser cautelosos em relação à locomoção em declive e serem encorajados a praticar atividades de caminhada/corrida em superfícies inclinadas.

De forma análoga, indivíduos com hérnia de disco lombar devem evitar a locomoção em aclave já que as mudanças na geometria vertebral podem acentuar os sintomas relacionados a esta disfunção (ENDO et al., 2010). Por outro lado, sujeitos acometidos por disfunções na coluna que sejam agravadas pelo aumento da cifose torácica como, por exemplo, a osteoporose (KATZMAN et al., 2010; RODRIGUES; ROMEIRO; PATRIZZI, 2009) devem procurar evitar a caminhada/corrida em declive e realizar atividades locomotoras em superfícies inclinadas.

#### **4.5 Conclusões**

Os achados da presente pesquisa fortalecem a ideia de que, durante a locomoção, as diversas estruturas corporais agem de forma interdependente, ou seja, a inclinação da esteira proporciona adaptações no padrão de movimento das estruturas do

membro inferior que, por sua vez, alteram a movimentação do tronco e da coluna vertebral. Dentro deste contexto, especula-se que a curvatura lombar e torácica seja dependente da posição do tronco para estabilizar o corpo durante o movimento de caminhada e corrida. Por outro lado, a ADM das curvas fisiológicas da coluna vertebral parecem estar relacionadas com o mecanismo de produção e absorção de energia oriundas do impacto gerado pelas forças de reação do solo.

Outro ponto importante é que os profissionais de educação física e do esporte devem ser cautelosos quanto a prescrição/orientação de atividades locomotoras em superfícies inclinadas/declinadas para indivíduos com disfunções na coluna vertebral. Portanto, além de levar em consideração a aptidão física, o profissional do movimento deve se atentar às características morfofuncionais do sujeito. Além disto, sugere-se que as análises das variáveis relativas à postura vertebral sejam feitas de forma individualizada, pois a alta variabilidade inter sujeitos dificulta fazer generalizações sobre os parâmetros obtidos.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

A análise quantitativa do alinhamento vertebral é uma ferramenta valiosa para o diagnóstico e tratamento de disfunções da coluna vertebral. Portanto, é fundamental que se utilize métodos que possam discriminar com propriedade os parâmetros posturais de interesse. Atualmente, a filmagem de marcadores de superfície fixados no dorso dos pacientes têm tido grande aceitação por parte de pesquisadores e profissionais da área da saúde, pois é um recurso que possibilita avaliar a postura vertebral de forma indireta tanto em condições estáticas como em movimento.

Apesar da maioria dos estudos que realizam o registro fotográfico e/ou videográfico de marcadores de superfície utilizarem variáveis angulares para representação da coluna, vários autores têm sugerido a utilização de modelos biomecânicos que sejam compatíveis com a geometria vertebral. Dentro deste contexto, merece destaque os modelos que simulam o alinhamento da coluna mediante uma função polinomial já que possibilitam o cálculo da curvatura geométrica.

O capítulo 1 desta tese teve como a finalidade de comparar a confiabilidade da cifose torácica e da lordose lombar, através de variáveis angulares e dos picos de curvatura geométrica. Foi constatado que para a cifose os dois modelos apresentam boa reprodutibilidade dos dados. Em contrapartida, a lordose é intimamente dependente da experiência do examinador em técnicas de anatomia palpatória – o que nos leva a sugerir a utilização dos picos de curvatura geométrica torácico e lombar para representação da cifose e lordose, respectivamente, já que esta forma de modelagem parece ser menos suscetível a erros derivados do processo de identificação e marcação das vértebras.

Já o capítulo 2 teve como objetivo comparar a confiabilidade das medidas de cifose/lordose em dois protocolos de avaliação comumente utilizados em estudos biomecânicos e no âmbito clínico: a análise em ortostase e durante a marcha. Os resultados permitiram constatar que a avaliação da postura na situação estática (ortostase) está sujeita à maiores variações do que as medidas da coluna em movimento, o que denota a maior reprodutibilidade dos dados dinâmicos. Portanto, clínicos devem ter cautela ao utilizar

protocolos de análise da postura vertebral durante a situação ortostática, pois as limitações inerentes ao protocolo pode comprometer a qualidade das informações e, conseqüentemente, proporcionar conclusões equivocadas acerca da condição do paciente.

Por proporcionar maior robustez nos dados posturais, nos capítulos 3 e 4, foram utilizados os picos de curvatura geométrica e o protocolo de avaliação dinâmica (locomoção) para avaliar a postura vertebral. Assim, o capítulo 3 procurou verificar se o horário da avaliação postural proporcionaria alterações na inclinação do tronco e na geometria vertebral já que há evidências na literatura de que diversos atributos biológicos sofrem alterações em função do ciclo circadiano. Os resultados mostraram que a maioria dos participantes da pesquisa apresentaram entre, pelo menos, dois horários diferenças significativas nos parâmetros posturais. Tal fato mostra que pesquisadores e clínicos devem ter cautela ao monitorar a evolução e/ou o tratamento dos desvios da coluna vertebral já que o horário do dia pode proporcionar alterações consideráveis nas variáveis posturais.

E, finalmente, no capítulo 4 teve-se como objetivo analisar o efeito da inclinação da esteira na postura do tronco e nas curvas fisiológicas da coluna, durante a marcha e a corrida. Verificou-se que o aumento da inclinação da superfície de locomoção retifica a cifose/lordose e projeta o tronco para frente tanto na marcha como na corrida. Estas adaptações posturais parecem estar atreladas ao mecanismo de produção e absorção de energia durante o movimento locomotor. Além disto, antes de prescrever a caminhada e a corrida em superfícies inclinadas/declinadas recomenda-se que o professor de educação física, além de se atentar à aptidão física, considere as características morfofuncionais dos indivíduos já que os sintomas de algumas disfunções da coluna podem ser estimulados durante a atividade locomotora.

## REFERÊNCIAS

- ABE, D.; MURAKI, S.; YASUKOUCHI, A. Ergonomics effects of load carriage on energy cost of gradient walking. *Applied Ergonomics*, v. 39, p.144-9, 2008.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v. 38, p.1972-83, 2005.
- ADAMS, M. A.; DOLAN, P.; HUTTON, W.C.; PORTER, R.W. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 72-B, p.266-70, 1990.
- ANDERS, C.; WAGNER, H.; PUTA, C.; GRASSME, R.; PETROVITCH, A.; SCHOLLE, H.C. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.17, p.245-52, 2007.
- BABAI, E.; KHODAMORADI, A.; MOSAVI, Z.; BAHARI, S. An Innovative Software Method for Measuring Lumbar Lordosis. *Annals of Biological Research*, v.3, n.1, 204-13, 2012.
- BEACH, T.A.C.; PARKINSON, R.J.; STOTHART, J.P.; CALLAGHAN, J.P. Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *The Spine Journal*, v.5, 145-54, 2005.
- BIENFAIT, M. *Os desequilíbrios estáticos: fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico*. São Paulo: Summus, 1993.
- BOUGARD, C.; LEPELLEY, M.C.; DAVENNE, D. The influences of time-of-day and sleep deprivation on postural control. *Experimental Brain Research*, v.209, p.109-15, 2011.
- BRENIKOFER, R.; BARROS, R. M. L.; LIMA FILHO, E. C.; TOMA, E.; BORDINI, L. S. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v.1, n.1, p.21-6, 2000.
- BRINK, Y.; CROUS, L.C.; LOUW, Q.A.; GRIMMER-SOMERS, K.; SCHREVE, K. The association between postural alignment and psychosocial factors to upper quadrant pain in high school students: A prospective study. *Manual Therapy*, v.14, p.647-53, 2009.
- BURNETT, A.F.; CORNELIUS, M.W.; DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN, P.B. Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non specific chronic low back pain subjects – a pilot investigation. *Manual Therapy*, v.9, p.211-9, 2004.

- CAMPBELL-KYUREGHYAN, N.; JORGENSEN, M.; BURR, D.; MARRAS, W. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clinical Biomechanics*, v.20, p.455-64, 2005.
- CAMPIGNION, P. *Aspectos biomecânicos: cadeias musculares e articulares – Método G.D.S (Noções Básicas)*. São Paulo: Summus, 2001.
- CAMPOS, M.H. *Adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha*. 2005. 135f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.
- CAMPOS, M.H. *Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental*. 2010. 178f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2010.
- CAMPOS, M.H. et al. Metodologia para quantificação da curva neutra da coluna vertebral durante a marcha: Estudo piloto. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 2005, João Pessoa. *Anais...* João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2005.
- CANALES, J.Z.; CORDÁS, T.A.; FIQUER, J.T.; CAVALCANTE, A.F.; MORENO, R.A. Posture and body image in individuals with major depressive disorder: a controlled study. *Revista Brasileira de Psiquiatria*, v.32, n.4, p.375-80, 2010.
- CARPES, F.P.; REINEHR, F.B.; MOTA, C.B. Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics, and body balance: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v.12, p.22-30, 2008.
- CHANPLAKORN, P.; WONGSAK, S.; WORATANARAT, P.; WAJANAVISIT, W. LAOHACHAROENSOMBAT, W. Lumbopelvic alignment on standing lateral radiograph of adult volunteers and the classification in the sagittal alignment of lumbar spine. *European Spine Journal*, v. 20, p. 706-12, 2011.
- CHIOU, W.K.; LEE, Y.H.; CHEN, W.J.; LEE, M.Y.; LIN, Y.H. A non invasive protocol for the determination of lumbar spine mobility. *Clinical Biomechanics*, v.11, p.474-80, 1996.
- CONSMÜLLER, T.; ROHLMANN, A.; WEINLAND, D.; DRUSCHEL, C.; DUDA, G.N.; TAYLOR, W.R. Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *European Spine Journal*, v.21, p.2170-80, 2012.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Patterns of spinal motion during walking. *Gait & Posture*, v.5, p.6-12, 1997.

CHUMANOV, E.S.; WALL-SCHEFFLER, C.; HEIDERSCHEIT, B.C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, v.23, p.1260-8, 2008.

CHUNG, C.Y.; PARK, M.S.; LEE, S.H.; KONG, S.J.; LEE, K.M. Kinematic aspects of trunk motion and gender effects in normal adults. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v.7, p.1-7, 2010.

DANION, F.; VARRAINE, E.; BONNARD, M.; PAILHOUS, J. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait and Posture*, v.18, p.69-77, 2003.

DE CARVALHO, D.E.; CALLAGHAN, J.P. Passive stiffness changes in the lumbar spine and effect of gender during prolonged simulated driving. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v.41, p.617-24, 2011.

DEPRÁ, P.P. *Adaptações da geometria da coluna vertebral e do dorso durante a corrida*. 2004. 154f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

DEVITA, P.; JANSSEN, L.; RIDER, P.; SOLNIK, S.; HORTOBÁGYI, T. Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in no-level running. *Journal of Biomechanics*, v.41, p.3354-3359, 2008.

DUARTE, M.; STERNAD, D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental Brain Research*, v.191, p.265-76, 2008.

ENDO, K.; SUZUKI, H.; TANAKA, H.; KANG, Y.; YAMAMOTO, K. Sagittal spinal alignment in patients with lumbar disc herniation. *European Spine Journal*, v.19, p.435-8, 2010.

FERREIRA, E.A.G.; DUARTE, M.; MALDONADO, E.P.; BURKE, T.N.; MARQUES, A.P. Postural assessment software (PAS/SAPO): validation and reliability. *Clinics*, v.65, n.7, p.675-81, 2010.

FERREIRA, E.A.G.; DUARTE, M.; MALDONADO, E.P.; BERSANETTI, A.A.; MARQUES, A.P. Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior, and lateral views. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v.34, n.6, p.371-80, 2011.

- FRANZ, J.R.; KRAM, R. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, v.35, p.143-7, 2012.
- FRANZ, J.R.; LYDDON, N. E.; KRAM, R. Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *Journal of Biomechanics*, v. 45 p. 257-262, 2012.
- FRIGO, C.; CARABALONA, R.; MURA, M.D.; NEGRINI, S. The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*, v.18, p.419-25, 2003.
- FUNAO, H.; TSUJI, T; HOSOGANE, N.; WATANABE, K.; ISHII, K.; NAKAMURA, M.; CHIBA, K.; TOYAMA, Y.; MATSUMOTO, M. Comparative study of spinopelvic sagittal alignment between patients with and without degenerative spondylolisthesis. *European Spine Journal*, v.21, p.2181-2187, 2012.
- GALLAGHER, K.M.; WONG, A.; CALLAGHAN, J.P. Possible mechanisms for the reduction of low back pain associated standing on a sloped surface. *Gait & Posture*, v.37, n.3, p.313-8, 2013.
- GIFFORD, L.S. The influences of time-of-day and sleep deprivation on postural control. *The Australian Journal of Physiotherapy*, v.33, n.1, p.3-9, 1987.
- GOH, S.; PRICE, R.; LEEDMAN, P. ; SINGER, K. A Comparison of Three Methods for Measuring Thoracic Kyphosis: Implications for Clinical Studies. *Rheumatology*. v. 39, p. 310- 315, 2000.
- GOTTSCHALL, J.S.; KRAM, R. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of Biomechanics*, v.38, p.445-52, 2013.
- GRACOVETSKY, S. *Non-Invasive Assessment of Spinal Function: Automatizing the Physical Examination*. Montreal: Springer, 2010.
- GREENDALE, G.A.; NILI, N.S.; HUANG, M.H.; SEEGER, L.; KARLAMANGLA, A.S. The reliability and validity of three non-radiological measures of thoracic kyphosis and their relations to the standing radiological Cobb angle. *Osteoporosis International*, v.22, p.1897-1905, 2011.
- HAY; O.; HERSHKOVITZ, I.; RIVLIN, E. Spine curve modeling for quantitative analysis of spinal curvature. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 31., 2009, Minneapolis. *Proceedings...* Minneapolis: Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE), 2009.

HEALEY, E.L.; BURDEN, A.M.; McEWAN, I.M.; FOWLER, N.E. Diurnal variation in stature: Do those with chronic low-back pain differ from asymptomatic controls? *Clinical Biomechanics*, v.26, p.331-6, 2011.

HUNTER L.C.; HENDRIX E.C; JEAN J.C. The cost of walking downhill: Is the preferred gait energetically optimal. *Journal of Biomechanics*. v.43, p.1910–1915, 2010.

JACKSON, R.P.; KANEMURA, T.; KAWAKAMI, N.; HALES, C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine*, v.25, n.5, p.575-86, 2000.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*, v.26, p. 128-34, 2007.

KATZMAN, W.B.; WANEK, L.; SHEPHERD, J.A.; SELLMAYER, D.E. Age-Related Hyperkyphosis: Its Causes, Consequences, and Management. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v.40, n.6, p.352-60, 2010.

KUO, A.D.; DONELAN, J.M. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, v.90, p.157-74, 2010.

LAY, A.N.; HASS, C.J.; GREGOR, R.J. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics*, v.39, p.1621-8, 2006.

LAY, A.N.; HASS, C.J.; NICHOLS, T.R.; GREGOR, R.J. The effects of sloped surfaces on locomotion: An electromyographic analysis. *Journal of Biomechanics*, v.40, p.1276-85, 2007.

LEATT, P.; REILLY, T.; TROUP, J.G.D. Spinal loading during circuit weight-training and running. *British Journal of Sports Medicine*, v.20, n.3, p.119-124, 1986.

LEHMAN, G.J. Biomechanical assessments of lumbar spinal function. How low back pain sufferers differ from normals. Implications for outcome measures research. Part I: Kinematic assessments of lumbar function. Review of Literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v.27, n.1, p. 57-62, 2004.

LEROUX, M.A.; ZABJEK, K.; SIMARD, G.; BADEAUX, J.; COILLARD, C.; RIVARD, C.H. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine*, v.25, n.13, p.1689-94, 2000.

LEROUX, A.; FUNG, J.; BARBEAU, H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture*, v.15, p.64-74, 2002.

LEVINE, D.; COLSTON, M.A.; WHITTLE, M.W.; PHARO, E.C; MARCELLIN-LITTLE, D.J. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. *Journal of Athletic Training*, v.42, n.1, p. 29-34. 2007.

LEWIS, S.E.; FOWLER, N.E. Changes in intervertebral disk dimensions after a loading task and the relationship with stature change measurements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.90, n.10, p.1795-9. 2009.

LIN, M.J.; CHENT, T.C.; CHEN, H.L.; WU, C.J.; TSENG, W.C. Effects of gradient variations on physiological to a 30 minute run. *Journal of Exercise Science & Fitness*, v. 7, p. 85–90, 2009.

MACFARLANE, G.J.; JONES, G.T.; HANNAFORD, P.C. Managing low back pain presenting to primary care: Where do we go from here? Topical Review. *Pain*, v.122, p. 219-22, 2006.

MAC-THIONG, J.M.; LABELLE, H.; BERTHONNAUD, E.; BETZ, R.R.; ROUSSOULY, P. Sagittal spinopelvic balance in normal children and adolescents. *European Spine Journal*, v.16, p. 227-34, 2007.

MANION, A.; KNECHT, K.; BALABAN, G.; DVORAK, J.; GROB, D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *European Spine Journal*, v.13, p.122-36, 2004.

McMILLAN, D.W.; GARBUTT, G.; ADAMS, M.A. Effect of sustained loading on the water content of intervertebral discs: implications for disc metabolism. *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.55, p.880-7, 1996.

MORRISSY, R.T.; GOLDSMITH, G.S; HALL, E.C.; KEHL, D.; COWIE, G.H. Measurement of the Cobb angle radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.72, p.320-7, 1990.

MUGGLETON, J.M.; ALLEN, R. Insights into the measurement of vertebral translation in the sagittal plane. *Medical Engineering & Physics*, v.20, p.21-32, 1998.

OGUZ, H.; LEVENDOGLU, F.; OGUN, T.C.; TANTUG, Loading is more effective than posture in lumbar spinal stenosis: a study with a treadmill equipment. *European Spine Journal*, v.16, p.913-8, 2007

O'SULLIVAN, K.; VERSCHUEREN, S.; PANS, S.; SMETS, D.; DEKELVER, K.; DANKAERTS, W. Validation of a novel spinal posture monitor: comparison with digital videofluoroscopy. *European Spine Journal*, v.21, n.12, p.2633-9, 2012.

PANJABI, M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. v. 13, p. 371-379, 2003.

PAULA, M.C. *Análise comparativa das características cinemáticas da coluna durante a marcha e a corrida*. 2009. 147f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

PAULA, M.C.; CAMPOS, M.H.; MEIRELLES, A.A.; MORAES, M.A.A.; BRENZIKOFER, R. Análise da amplitude de movimentação da coluna vertebral, frequência e comprimento da passada durante a marcha e a corrida. *Revista Brasileira de Biomecânica*. v. 10, p. 1-8, 2009.

PAULA, M.C.; CAMPOS, M.H.; MEIRELLES, A.A.; MORAES, M.A.A.; BRENZIKOFER, R. Efeito de um programa de exercícios na postura vertebral de indivíduos com lombalgia. *Pensar a Prática*. v.14, n.2, p.1-13, 2011.

PAULA, M.C.; FREIRE, T.N.; SOUZA JÚNIOR, P.P.; MEIRELES, D.E.; DE PAULA, L.C. A inclinação da superfície de locomoção altera as variáveis cinemáticas durante a marcha e a corrida? *Corpo e Movimento – Educação Física*. v.5, n.1, p.31-5, 2012.

PENHA, P.J.; JOÃO, S.M.A.; CASAROTTO, R.A.; AMINO, C.J.; PENTEADO, D.C. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics*. v.60, n.1, p.9-16, 2005.

RANAVOLO, A.; DON, R.; DRAICCHIO, F.; BARTOLO, M.; SERRAO, M.; PADUA, L.; CIPOLLA, G.; PIERELLI, F.; IAVICOLLI, S.; SANDRINI, G. Modelling the spine as a deformable body: Feasibility of reconstruction using an optoelectronic system. *Applied Ergonomics*, v.44, p.192-9, 2013.

REDFERN, M.S.; DIPASQUALE, J. Biomechanics of descending ramps. *Gait and posture*, v.6, p.119-125, 1997.

RODRIGUES, A.C.C.; ROMEIRO, C.A.P, PATRIZZI, L.J. Avaliação da cifose torácica em mulheres idosas portadoras de osteoporose por meio da biofotogrametria computadorizada. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.13, n.3, p.205-9, 2009.

ROUSSOULY, P.; NNADI, C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European Spine Journal*, v.19, p.1824-36, 2010.

ROZUMALSKI, A.; SCHWARTZ, M.H.; WERVEY, R.; SWANSON, A.; DYKES, D.C.; NOVACHECK, T. The *in vivo* three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait & Posture*, v.28, p. 378-84, 2008.

SAUNDERS, S.W.; SCHACHE, A.; RATH, D.; HODGES, P.W. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode locomotion. *Clinical Biomechanics*, v.20, p. 784-93, 2005.

SCANNELL, J. P.; MCGILL, S. M. Lumbar Posture - Should It, and Can It, Be Modified? A Study of Passive Tissue Stiffness and Lumbar Position During Activities of Daily Living. *Physical Therapy*. v. 83, n.10, p.907-17, 2003.

SCHACHE, A. G.; BENNELL, K. L.; BLANCH, P. D.; WRIGLEY, T. V. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait and Posture*. v.10, p. 30-47, 1999.

SCHASHE, A.G.; BLANCH, P.D.; RATH, D.A.; WRIGLEY, T.V.; STERR, R.; BENNEL, K.L. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait and Posture*, v.15, p.136-45, 2002.

SCHILLING, N. et al. Evolutionary aspects and muscular properties of the trunk – Implications for human low back pain. *Pathophysiology*, v.12, p.233-42, 2005.

SHEERAN, L.; SPARKES, V.; BUSSE, M.; VAN DEURSEN, R. Preliminary study: reliability of the spinal wheel. A novel device to measure spinal postures applied to sitting and standing. *European Spine Journal*, v.19, p.995-1003, 2010.

SCHULLER, S.; CHARLES, Y.P.; STEIB, J.P. Sagittal spinopelvic alignment and body mass index in patients with degenerative spondylolisthesis. *European Spine Journal*, v.20, p.713-9, 2011.

SIMMONDS, M. J. Exercício e atividade para os indivíduos com lombalgia inespecífica. In: AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. *Pesquisas do ACSM para a fisiologia do exercício clínico*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.

SOUCHARD, P.; OLLIER, M. *As escolioses: seu tratamento fisioterapêutico e ortopédico*. São Paulo: Realizações Ltda, 2003.

SOUZA, F.R.; FERREIRA, F.; NARCISO, F.V.; MAKHOUL, C.M.B.; CANTO, R.S.T.; BARAÚNA, M.A. Evaluation of lumbar concavity using a radiographic method and kypholordometry. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.13, n.2, p.103-9, 2009.

- STOKES, I.A.F.; BIGALOW, L.C.; MORELAND, M.S. Three-dimensional spinal curvature in idiopathic scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*. v.5, p.102-13, 1987.
- SYCZEWSKA, M.; ÖBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clinical Biomechanics*. v.14, p. 384-388, 1999.
- TAYLOR, N.F.; EVANS, O.M.; GOLDIE, P.A. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, v.11, p. 484-86, 1996.
- TEIXEIRA, F.A.; CARVALHO, G.A. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.11, n.3, p.199-204, 2007.
- TIXA, S. Atlas de anatomia palpatória do membro superior: investigação manual de superfície. São Paulo: Manole, 2000.
- VET, H.C.W.; TERWEE, C.B.; KNOL, D.L.; BOUTER, L.M. When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, v.59, p.1033-9, 2006.
- VIALLE, R.; ILHARREBORDE, B.; DAUZAC, C.; LENOIR, T.; RILLARDON, L.; GUIGUI, P. Is there a sagittal imbalance of the spine in isthmic spondylolisthesis? A correlation study. *European Spine Journal*, v.16, p.1641-1649, 2007.
- VOGT, L.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clinical Biomechanics*, v 17. p. 162-65. 2002.
- VRTOVEC, T.; LIKAR, B.; PERNUŠ, F. Quantitative analysis of spinal curvature in 3D: application to CT images of normal spine. *Physics in Medicine and Biology*. v. 53, p. 1895-1908, 2008.
- VRTOVEC, T.; PERNUŠ, F.; LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*. v. 18, p. 593-607, 2009.
- WAGNER, H.; LIEBETRAU, A.; SCHINOWSKI, D.; WULF, T.; LUSSANET, M.H.E. Spinal lordosis optimizes the requirements for a stable erect posture. *Theoretical Biology and Medical Modelling*. v.9, p.1-12, 2012.

WAHLUND, K.; LIST, T.; DWORKIN, S.F. Temporomandibular disorders in children and adolescents: reliability of a questionnaire, clinical examination, and diagnosis. *Journal of Orofacial Pain*. v.12, n.1, p.42-51, 1998.

WATERS, R.L., MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Review. *Gait & Posture*, v 9. p. 207-31. 1999.

WEIR, J.P. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*. v.19, n.1, p.231-40, 2005.

WHITTLE, M. W; LEVINE, D. Measurement of lumbar lordosis as a component of clinical gait analysis. *Gait & Posture*, v.5. p. 101-07. 1997.

WHITTLE, M. W; LEVINE, D. Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Human Movement Science*, v.18. p. 681-92. 1999.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L.E. New *in vivo* measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, v.24, n.8, p.755-62. 1999.

## **ANEXOS**

---

## ANEXO A – Parecer do comitê de ética em pesquisa



FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

[www.fcm.unicamp.br/fcm/pesquisa](http://www.fcm.unicamp.br/fcm/pesquisa)

CEP, 26/07/11  
(Grupo III)

**PARECER CEP:** Nº 699/2011 (Este nº deve ser citado nas correspondências referente a este projeto).  
**CAAE:** 0627.0.146.000-11

### I - IDENTIFICAÇÃO:

**PROJETO:** “ANÁLISE BIOMECÂNICA DA POSTURA DURANTE A ORTOSTASE E A LOCOMOÇÃO”.

**PESQUISADOR RESPONSÁVEL:** Marcelo Costa de Paula

**INSTITUIÇÃO:** Faculdade de Educação Física/UNICAMP

**APRESENTAÇÃO AO CEP:** 11/07/2011

**APRESENTAR RELATÓRIO EM:** 26/07/12 (O formulário encontra-se no *site* acima).

### II – OBJETIVOS.

Analisar a postura de indivíduos saudáveis na posição ortostática e durante a marcha e a corrida, em esteira, com diferentes gradientes.

### III – SUMÁRIO.

Obter um panorama do comportamento da coluna vertebral durante a locomoção na descida, no plano e subida, com intuito de melhor subsidiar a intervenção do profissional de educação física.

### IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES.

O presente projeto encontra-se nos termos da Resolução CNS 196/96 e suas complementares e é importante para investigar a evolução biomecânica da postura de sujeitos saudáveis.

### V - PARECER DO CEP.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, bem como todos os anexos incluídos na pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

---

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP  
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126  
Caixa Postal 6111  
13083-887 Campinas – SP

FONE (019) 3521-8936  
FAX (019) 3521-7187  
cep@fcm.unicamp.br



#### VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES.

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

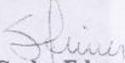
O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e).

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

#### VII – DATA DA REUNIÃO.

Homologado na VII Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 26 de julho de 2011.

  
**Prof. Dr. Carlos Eduardo Steiner**  
PRESIDENTE do COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
FCM / UNICAMP