UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA

MÁRIO HEBLING CAMPOS

SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTO PARA AVALIAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL DURANTE A CORRIDA NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL

Campinas 2010

MÁRIO HEBLING CAMPOS

SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTO PARA AVALIAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL DURANTE A CORRIDA NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL

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.

Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Campinas 2010

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA FEF - UNICAMP

C157s	Campos, Mário Hebling. Sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental / Mário Hebling Campos. – Campinas, SP: [s.n], 2010.
	Orientador: René Brenzikofer. Tese (Doutorado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas.
	1. Coluna vertebral. 2. Corrida. 3. Postura. 4. Teste de esforço. 5. Sistema de análise de movimento. I. Brenzikofer, René. II. Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física. III. Título.
	(asm/fef)

Título em inglês: Movement analysis system for evaluation of the spinal posture during running in the incremental maximum effort test.

Palavras-chave em inglês (Keywords): Spine. Running. Posture. Maximal Effort Test. Movement Analysis System.

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano.

Titulação: Doutorado em Educação Física

Banca Examinadora: René Brenzikofer. Marcos Duarte. Pascual Jovino Figueroa. Ricardo de Oliveira Anido. Luiz Eduardo Barreto Martins.

Data da defesa: 14/06/2010.

MÁRIO HEBLING CAMPOS

SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTO PARA AVALIAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL DURANTE A CORRIDA NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL

Este exemplar corresponde à redação final da Tese de Doutorado defendida por Mário Hebling Campos e aprovada pela Comissão julgadora em: 14/06/2010.

Prof. Dr. René Brenzikofer Orientador

Campinas 2010

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. René Brenzikofer Orientador

Prof. Dr. Marcos Duarte

Prof. Dr. Pascual Jovino Figueroa

2.8

voa

Prof. Dr. Ricardo de Oliveira Ahido

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins

Aos meus pais Cristina e Cícero, minha irmã Cecília e ao Vô Pedro.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. René Brenzikofer pela orientação dedicada e segura. Por compartilhar sua vasta experiência. Por incentivar e prestigiar a criatividade. Pela amizade criada ao longo do caminho.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Dr. Marcos Duarte, Prof. Dr. Pascual Jovino Figueroa, Prof. Dr. Ricardo de Oliveira Anido, Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins, pela leitura cuidadosa e sugestões pertinentes que contribuiram para o estudo e enriqueceram esta tese de doutorado.

Ao Prof. Dr. Claudio Alexandre Gobatto pela participação efetiva na banca de qualificação, pela sugestão de analisar a postura vertebral no teste de esforço e pelo incentivo na busca de resultados.

Aos professores do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha e Prof. Dr. Ricardo Machado Leite de Barros, pelo emprestimo de equipamentos, críticas construtivas e participação em minha formação científica.

À todos os amigos do Laboratório de Bioquímica do Exercício, coordenado pela Profa. Dra. Denise Vaz de Macedo, por abrir as portas e disponibilizar a infra-estrutura e recursos humanos do laboratório. Destaco a ajuda dos doutorandos Thiago Fernando Lourenço e Lucas Samuel Tessutti que conduziram os testes com maestria e estavam sempre disponíveis para auxiliar no que fosse necessário.

Aos amigos do grupo de estudos da postura dinâmica da coluna vertebral, os "Colunáveis" (segundo prof. Euclydes), Pedro, Alexandre, Cíntia, Daniela e Fernanda, pelo convívio e ajuda mútua, em especial ao Marcelo parceiro na coleta de dados, sugeriu formas de analise e testou o sistema de rastreamento.

A todos os amigos que, de alguma forma, contribuiram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, com os quais tive o prazer de conviver na FEF, no LIB, na FCA, nos Congressos, nas Festas... Miltão, Luciano, Preto, Tiago, António, Ruffino, Felipe, Jú (Exel), Mariana, Rafael, Clodoaldo, Lorena, Angélica, Karine, Amanda, Marcião, Jerusa, Jú (Paris), Aline, Fernanda Lattes, Ana Francisca, Dú Fontes, Mel, Cíntia, Brunão, Augusto, Telles, Patrícia Blau, João Paulo, Lívia, dentre muitos outros que participaram deste meu trajeto acadêmico. Aos professores e funcionários da Escola Superior de Cruzeiro, Maurício, Henrique, Marcos, Ivan, Koruja, Luana, Lilian, Lili, Renato, Dani, Paulo Henrique, Tati, Renata, Rita, em especial ao Paulo Cezar da Silva Marinho. Me ajudaram em tudo que precisei.

Ao meu segundo pai, Francisco, pelos conselhos e incentivos.

Ao pessoal da casa de minha tia Branca, Júlia, Marina, Carol, Lívia, Guto e Luiz. Às familias Rossini, Campos e Fragoso Modesto. Todo esse carinho incondicional muito me fortalece.

Aos amigos da Biblioteca, da secretaria da Pós, do audio-visual e do setor de informática da FEF sempre dispostos e atenciosos.

A todos os alunos de graduação e especialização que tive o prazer de ensinar e principalmente aprender. Certamente, foi com vocês que mais cresci e me desenvolvi tanto no campo profissional quanto no pessoal.

Não poderia deixar de agradecer meus amigos de infânca, os Simpres, que sempre incentivaram, ajudaram, se empolgaram e valorizaram minhas conquistas profissionais. Valeu Dú, Kelem, Thomas, Luara, Panda, Fer, Gnomo, Flora, Playba, Ulysses e Fá. Ahh, tem também o povo que chegou no meio do caminho e se divertiu junto comigo. Clovão, Helô, Gunther, Michele, Nati e Vanius.

Ao CNPq, pelo apoio financeiro.

CAMPOS, Mário Hebling. 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.

RESUMO

Introdução: Apesar de ser reconhecida a importância da postura vertebral durante a corrida, pouco se sabe sobre este assunto. Não encontramos um método automático de baixo custo para avaliação detalhada da curvatura vertebral durante a locomoção. O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema automático de análise de movimento para a avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental. Materiais e Métodos: Foi desenvolvido um sistema de rastreamento automático de marcadores retro-refletivos colocados na coluna vertebral, com três câmeras de luz visível de baixo custo. Iluminadores foram construídos com Led de alto brilho para serem acoplados às câmeras. Em Matlab, foi desenvolvido um software para processamento de imagem digital e análise. Foi implementado um algoritmo de rastreamento automático que utiliza pontos de controle para previsão da trajetória dos pontos da coluna vertebral. O DLT foi implementado para a reconstrução 3D. Quinze atletas amadores foram avaliados $(10.4 \pm 68.6 \text{ kg}, 1.73 \pm 0.09 \text{ m}, 41.8 \pm 12.2 \text{ anos})$. Quatro destes voluntários realizaram um pré-teste, três semanas antes. Foi quantificada a curvatura geométrica 2D da coluna projetada nos planos sagital e frontal de um sistema local instantâneo de coordenadas no tronco, com origem na Junção Tóraco-Lombar Geométrica (GJTL), um ponto de inflexão da coluna exibido no plano sagital, na região de T12. A postura vertebral foi descrita pela Curva Neutra, a postura média apresentada no ciclo da passada. Foi avaliada a variabilidade intra e inter-individual da Curva Neutra no teste de esforço. A reprodutibilidade entre dias desta variável foi estimada e comparada com variáveis angulares. Resultados e Discussão: O rastreamento dos marcadores com os pontos de controle permitiu o rastreamento automático de todo o teste de esforço máximo, mesmo com o ruído presente nas imagens das câmeras de luz visível, oclusão, impacto e a proximidade de $2,3 \pm 0,3$ cm entre os marcadores posicionados ao longo da coluna vertebral. A acurácia do sistema foi avaliada em 0,55mm e 0,81°. A Curva Neutra é estável e apresentou características individuais no teste de esforço. Por outro lado, no plano sagital, houve um aumento progressivo e linear (p <0,05) do pico de curvatura da Curva de Neutra, especialmente na região lombar que apresentou a maior variação. No plano frontal, na fase final do teste de esforço, houve um aumento significativo (p <0,05) do pico de curvatura na parte superior da coluna torácica, sugerindo que a eminência de fadiga provoca um aumento dos desvios laterais nessa região. Os picos de curvatura da Curva Neutra apresentaram maior reprodutibilidade entre dias do que as variáveis angulares e, ao contrário destas, não dependem da identificação exata do processo espinhoso de T12 com palpação. Conclusão: O sistema proposto mostrou-se eficiente e acurado. A Curva Neutra é uma boa descritora da postura vertebral durante a corrida.

Palavras-Chave: Coluna Vertebral; Corrida; Postura; Teste de Esforço; Sistema de Análise de Movimento.

CAMPOS, Mário Hebling. Movement analysis system for evaluation of the spinal posture during running in the incremental maximun effort test. 2010. 178p. Thesis (Ph. D. in Physical Education)-Faculdade de Educação Física. Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2007.

ABSTRACT

Introduction: Although it recognized the importance of spinal posture during running, little is known about this subject. We did not find a low cost and automatic method for detailed evaluation of spinal curvature during gait. The purpose of this study was to develop an automatic motion analysis system for evaluation of the spinal posture during running in the incremental maximum effort test. Materials and Methods: We developed a system for automatic tracking of retro-reflective markers placed on the spine, with three low cost cameras of visible light. Were built illuminators with high brightness Led to be attached to the cameras. In Matlab, was developed a software for digital image processing and analysis. Was implemented an algorithm for automatic tracking that uses control points for prediction of the trajectory of the points in the spine. The DLT was implemented for 3D reconstruction. Fifteen amateur athletes were avaluated $(10.4 \pm 68.6 \text{ kg}, 1.73 \pm 0.09 \text{ m}, 41.8 \pm 12.2 \text{ years})$. Four of these volunteers performed a pretest, three weeks before. Was quantified the 2D geometric curvature of the spine projected in the sagittal and frontal planes of an instantaneous local coordinate system at the trunk with origin at the Geometric Junction Thoraco-Lumbar (GJTL), a inflection point of the column displayed in the sagittal plane, close to T12. The Neutral Curve, the average posture presented in the gait cycle, was adopted as a descriptor of the spinal posture. It was measured the intra and intersubject variability of the Neutral Curve in the effort test. The inter-day repeatability of this variable was estimated and compared with angular variables. **Results and Discussion:** Tracking markers with control points enabled the automatic tracking throughout the maximum effort test, even with the image noise of the visible light cameras, occlusion, impact and the proximity of 2,3 ± 0.3 cm between the markers positioned along the spine. The accuracy of the system was 0.55 mm and 0,81°. The Neutral Curve is stable and presented individual caracteristics in the effort test. On the other hand, in the sagittal plane, there was a progressive and linear increase (p < 0.05) of the curvature peak of the Neutral Curve, especially in the lumbar region that showed the greatest variation. In the frontal plane, in the final stages of the effort test, there was a significant increase (p < 0.05) of the curvature peak in the upper thoracic spine, suggesting that the eminence of fatigue causes an increase in lateral deviations in that region. The curvature peaks of the Neutral Curve showed higher inter-day reproducibility than angular variables and, unlike these, do not depend on the exact identification of the spinous process of T12 with palpation. **Conclusion:** The proposed system proved to be efficient and accurate. The Neutral Curve is a good descriptor of the spinal posture during running.

Keywords: Spine; Running; Posture; Maximal Effort Test; Movement Analysis System.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. A- Ilustração do método de análise da geometria vertebral na corrida utilizado em Schache et al. (2002b). B- Ilustração de uma coluna vertebral projetada no plano sagital (Adaptado de http://www.corpohumano.hpg.ig.com.br. Acesso em 17/07/2003)
 Figura 2. A- Ilustração do método de Cobb (COBB, 1948). Uma reta é traçada passando tangente ao platô superior do corpo da vértebra cefálica (superior) da região analisada. Outra reta é traçada passando tangente ao platô inferior do corpo da vértebra caudal (inferior) da região analisada. O ângulo φ entre as retas perpendiculares às duas primeiras é quantificado para descrever a postura vertebral dessa região da coluna. B- Ilustração do método proposto por Goh et al. (2000). Para cada vértebra na projeção radiográfica. Dois arcos são definidos à partir dos vértices anteriores e posteriores (linhas tracejadas) e um arco médio (linha contínua) é calculado à partir dos primeiros. O raio de curvatura (r) desse arco médio é utilizado para descrever a postura vertebral da região analisada da coluna. Ilustrações adaptadas de Vrtovec et al. (2009).
Figura 3. Curvatura Geométrica tridimensional (GC) ao longo da coluna torácica e lombar de um voluntário avaliado com o método proposto em Vrtovec et al. (2008). Para maiores detalhes sobre esse gráfico, recorrer ao artigo indicado41
 Figura 4. A- Marcação da coluna vertebral adotada no método proposto por Brenzikofer et al. (2000). B- Registro dos marcadores durante a locomoção na esteira com câmeras de vídeo. C- Quantificação da postura vertebral pela curvatura geométrica bidimensional no plano sagital. Ilustrações retiradas de Campos (2005)
Figura 5. Ilustração do método proposto por Lam et al. (2009) baseado em vídeo-fluoroscopia para identificação automática de corpos vertebrais
Figura 6. Ilustração do método invasivo com inserção de agulhas diretamente nas estruturas ósseas, utilizado por Rozumalski et al. (2008)
Figura 7. Método proposto por Cerveri et al. (2004) para estimar a posição dos centros articulares dos segmentos móveis medindo, por vídeogrametria, a posição de marcadores retro-refletivos posicionados na pele dorsal
 Figura 8. A. Representação esquemática dos pontos anatômicos demarcados com marcadores refletivos na pele (adaptado de CROSBIE et al., 1997a). B. Representação dos segmentos rígidos definidos a partir dos pontos demarcados na pele (adaptado de CROSBIE et al., 1997a). C. Representação esquemática das hastes fixadas no dorso humano (adaptado de WHITTLE e LEVINE, 1997).

Figura 9. Esquerda: Representação esquemática dos pontos anatômicos demarcados com marcadores refletivos na pele. Direita: Representação dos segmentos rígidos definidos a partir dos pontos demarcados na pele e ângulos medidos entre eles (adaptado de FRIGO et al., 2003)
Figura 10. Comparação entre o método de Cobb, que mede o ângulo entre as superfícies dos corpos das vértebras que estão nas extremidades da região analisada, e a mensuração do raio de curvatura local, no ápice das curvas de duas colunas escolióticas hipotéticas A e B (adaptado de WHITE e PANJABI, 1990)
Figura 11. Ilustração dos métodos utilizados em A- Schache et al. (2001, 2002) e B- Levine et al. (2007)
Figura 12. Comparação simulada entre a descrição de uma curva com segmentos rígidos e raio de curvatura
Figura 13. Comparação simulada entre a descrição de uma curva com segmentos rígidos e raio de curvatura
Figura 14. Etapas do processo de rastreamento de marcadores em um sistema de captura de movimento baseado em videogrametria
Figura 15. Marcação dorsal obtida com o método proposto em Brenzikofer et al. (2000)70
Figura 16. Ilustração do ambiente experimental mostrando o posicionamento das câmeras e do sistema de referência global em relação ao voluntário e à esteira
Figura 17. A- Iluminadores. B- Projeto de construção dos iluminadores
Figura 18. Sistema de coordenadas global da imagem, com origem no vértice superior esquerdo da imagem, eixo "Z" horizontal com sentido para direita e eixo "I" vertical com sentido para baixo. Está também ilustrada a representação da posição do centróide de um marcador nesse sistema
Figura 19. Representação das retas definidas pelos feixes de luz que vão dos marcadores para as câmeras
Figura 20. Imagem do calibrador, da esteira e de um espelho posicionado à esquerda do calibrador e ao fundo na imagem. Esse espelho é registrado por uma das câmeras que enquadram o dorso e permite verificar a passagem de marcadores retro-refletivos colados no tapete da esteira, para medição de sua velocidade e sincronização com o analisador de gazes
Figura 21. Exemplo de uma imagem típica gerada pelas câmeras do sistema e a região de busca de um marcador
Figura 22. Figura mostrando a intensidade típica de brilho dos pixels do marcador, das bordas e do fundo adjacente. B- O brilho dos pixels de uma região de busca foram colocados em ordem crescente e o limiar de brilho foi calculado

Figura 23. Região de busca típica
Figura 24. Análise do brilho da região de busca. O brilho dos pixels foi colocado em ordem crescente. A- Concentração de brilho esperada para o marcador e para o fundo. B- Definição do limiar de brilho no local onde a primeira derivada foi máxima
Figura 25. Histograma do brilho dos pixels da região de busca. A- Espera-se que o brilho dos pixels do fundo tenham menos intensidade e que ocorram em maior freqüência e o brilho do marcador seja maior. B- Definição de um limiar de brilho percentual entre o brilho mais freqüente e o maior brilho da região de busca90
Figura 26. A- Região de busca em escala de cinza. B- Região de busca binarizada91
Figura 27. A- Representação da relação de vizinhança. O pixel preto possui quatro vizinhos cinza que compartilham arestas. Esse é o conceito de vizinhança 4. B- Exemplo de uma região de busca binarizada
Figura 28. A-Representação numérica da imagem binarizada. B- Resultado da segmentação da imagem binarizada, em que todos os pixels brancos são rotulados. Dois componentes conexos, A e B, são encontrados92
Figura 29. Identificação dos pixels que foram considerados representantes do marcador e posição do baricentro encontrada com dois limiares diferentes (A e B)
Figura 30. Etapas do rastreamento automático de marcadores96
Figura 31. Processo de rastreamento automático de marcadores
Figura 32. Registro do dorso, marcadores da coluna e pontos de controle (CAMPOS e BRENZIKOFER, 2009)
Figura 33. Interface gráfica com o usuário do software Dynamic Posture102
Figura 34. A- Objeto utilizado para avaliar a acurácia do sistema. B- Modelo geométrico do objeto rígido utilizado para avaliação da acurácia106
Figura 35. Registro do dorso, marcadores da coluna e pontos de controle (CAMPOS e BRENZIKOFER, 2009). Repetimos esta figura para facilitar a leitura
Figura 36. Ilustração do ambiente experimental mostrando o posicionamento das câmeras e do sistema de referência global em relação ao voluntário e à esteira
Figura 37. Ilustração da demarcação dorsal118
Figura 38. Projeção dos marcadores da coluna (pontos) e curvas ajustadas (linhas) nos planos sagital (A) e frontal (B), locais do tronco. Dados relativos a um instante de um ciclo da passada da corrida a 9,3 km/h. Essa figura foi apresentada neste ponto para facilitar a leitura e reproduzida nos resultados

Figura 39. Curvas Neutras da coluna vertebral de um voluntário, em todas as velocidades do teste de esforço máximo, no plano sagital (A) e no frontal (B). Essa figura foi apresentada neste ponto para facilitar a leitura e reproduzida nos resultados
Figura 40. Projeção dos marcadores da coluna (pontos) e curvas ajustadas (linhas) nos planos sagital (A) e frontal (B), locais do tronco. Dados relativos a um instante de um ciclo da passada da corrida a 9,3 km/h
Figura 41. Curvatura geométrica (cinza) das posturas apresentadas em todos os instantes percentuais do ciclo de uma passada e as respectivas Curvas Neutras (preto) no plano sagital (A) e no frontal (B)
Figura 42. Curvas Neutras da coluna vertebral de um voluntário, em todas as velocidades do teste de esforço máximo, no plano sagital (A) e no frontal (B)131
Figura 43. Curvas Neutras médias de todas as velocidades (preto) de um voluntário e o conjunto de Curvas Neutras médias dos testes dos voluntários da pesquisa (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B)
Figura 44. Comparação entre a amplitude de variação média da Curva Neutra dos voluntários (preto) e a amplitude do grupo de voluntários (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B).132
Figura 45. Proporção entre a amplitude média dos voluntários e a amplitude do grupo em função da coordenada longitudinal da coluna, no plano sagital (A) e no frontal (B)133
Figura 46. A- Curva Neutra (linha) média (de todas as velocidades) de um voluntário e identificação dos picos de curvatura (círculos) no plano sagital. B- Variação dos picos de curvatura, na região torácica superior de um voluntário, em função da velocidade de corrida no plano sagital
Figura 47. A- Curva Neutra (linha) média (de todas as velocidades) de um voluntário e identificação dos picos de curvatura (círculos) no plano frontal. B- Variação dos picos de curvatura, na região torácica superior de um voluntário, em função da velocidade de corrida no plano frontal
Figura 48. A- Diagrama de caixa (<i>Box Plot</i>) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região lombar, no plano sagital, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida. B- Comparações múltiplas entre as medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras dos estágios de intensidade de corrida, na região lombar, plano sagital.135
Figura 49. A- Diagrama de caixa (<i>Box Plot</i>) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região torácica inferior, no plano sagital, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida. B- Comparações múltiplas entre as medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras dos estágios de intensidade de corrida. 136

Figura 57. Projeção sagital dos marcadores. Definição do ângulo lombar (AngL) e do torácico (AngT)
Figura 58. Curvas Neutras de V1 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação
Figura 59. Curvas Neutras de V2 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação
Figura 60. Curvas Neutras de V3 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação
Figura 61. Curvas Neutras de V4 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Medidas nominais e esperadas (paquímetro) das distâncias entre os marcadores posicionados sobre a prancheta e do ângulo α106
Tabela 2. Avaliação da acurácia do sistema ao medir uma distância de 12cm e um ângulo de90°. Comparação entre métodos de limiarização107
Tabela 3. Dados antropométricos do grupo de voluntários avaliados115
Tabela 4. Média do pico absoluto, amplitude de variação e variabilidade relativa do pico dosvoluntários, em cada plano de projeção e região da coluna140
Tabela 5. Pico de curvatura lombar (KL), torácico (KT) e ângulo lombar (AngL) e torácico (AngT) calculados com a origem em T12 da palpação original e as respectivas variáveis calculadas com a origem do sistema local no tronco (T12) deslocada para o marcador adjacente (KLd, KTd, AngLd e AngTd). Essas variáveis estão apresentadas para cada voluntário (V) no pré-teste(*) e no teste
Tabela 6. Variabilidade das variáveis descritivas da postura vertebral

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	37
2. OBJETIVOS	45
2.1. Geral	45
2.2. Objetivos Específicos	45
3. ESCOLHENDO UMA VARIÁVEL PARA DESCREVER A POSTURA VERTEBRAL NA CORRIDA	47
3.1. Introdução	47
3.2. Análise de métodos voltados à descrição da postura vertebral	49
4. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE RASTREAMENTO AUTOMÁ DE MARCADORES POSICIONADOS NA COLUNA VERTEBRAL DURAN CORRIDA EM ESTEIRA	ТІСО ГЕ А 65
4.1. Introdução	65
4.1.1. Definições de termos técnicos utilizados no texto	70
4.2. Componentes do Sistema	71
4.3. Aquisição de dados	71
4.3.1. Preparação do ambiente experimental e planejamento da aquisição	71
4.3.2. Registro do movimento dos marcadores	73
4.3.3. Iluminadores	76
4.3.4. Características das imagens geradas pelas câmeras	77
4.3.4.1. Sistemas de coordenadas 2D das imagens	79
4.4. Processamento de dados	81
4.4.1. Sincronização das filmagens	81
4.4.2. Pré-processamento	81
4.4.2.1. Desentrelaçamento e rotação das imagens	81
4.4.2.2. Conversão para níveis de cinza	83
4.4.3. Reconstrução Tridimensional	83
4.4.4. Segmentação e identificação de blobs	85
4.4.4.1. Binarização automática	
4.4.4.2. Rotulação automática	91

4.4.5. Pós-processamento	93
4.4.6. Fatores de segurança para verificação do rastreamento	94
4.5. Rastreamento automático de marcadores	95
4.5.1. Rastreamento de marcadores com pontos de controle	98
4.6. Características do Sistema	100
4.6.1. Interface gráfica com o usuário	100
4.6.2. Estrutura e armazenamento de dados	102
4.6.3. Organização do programa	103
4.6.4. Ambiente de desenvolvimento (Matlab®)	104
4.7. Avaliação do sistema	105
4.7.1. Avaliação da acurácia do sistema	105
4.7.2. Avaliação da predição com pontos de controle	107
4.7.3. Aplicabilidade do sistema 109	
5. COMPORTAMENTO DA CURVA NEUTRA DA COLUNA VERTEBRAL NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL EM ESTEIRA	111
5.1. Introdução	111
5.2. Material e Métodos	115
5.2.1. Amostra e Protocolo Experimental	115
5.2.2. Registro Experimental e Localização 3D dos Pontos de Interesse	116
5.2.3. Modelo Antropométrico da Coluna	117
5.2.4. Mudança de Base para um Sistema Local no Tronco	119
5.2.5. Identificação dos Ciclos de Passada	120
5.2.6. Quantificação da Forma Geométrica da Coluna Vertebral e Cálculo da Curva Neutra	120
5.2.7. Formas de Análise dos Resultados	122
5.2.8. Ouantificação da Variabilidade da Curva Neutra	123
5.2.9. Ouantificação e Forma de Análise dos Picos de Curvatura da Curva Neutra	125
5.2.10. Ferramentas Estatísticas e Recurso Computacional Adotados	128
5.3. Resultados	129
5.3.1. Variabilidade da Curva Neutra	131
5.3.2. Picos de Curvatura da Curva Neutra	133
5.4. Discussão	141

6. PROPOSTA DE UM SISTEMA LOCAL NO TRONCO, COM ORIGEM NA JTLG, PARA QUANTIFICAR A CURVATURA GEOMÉTRICA DA COLUNA	
VERTEBRAL NA LOCOMOÇÃO	
6.1. Introdução	
6.2. Materiais e Métodos	
6.3. Resultados e discussão	147
7. CONCLUSÃO E DIREÇÕES FUTURAS	
REFERÊNCIAS	
APÊNDICES	169

1. INTRODUÇÃO

Estudos indicam que a coluna vertebral desempenha um papel importante na mecânica corporal durante a corrida (SMOLIGA, 2007; HASS et al., 1982; DEPRÁ, 2004; PAULA et al., 2009; ABBATT, 2000; SAUNDERS et al., 2005; SCHACHE et al., 1999, 2001, 2002a, 2002b), mas, ainda é escasso o conhecimento científico a respeito desse tema (SCHACHE, et al., 1999).

Evidências sugerem que há um padrão postural ótimo da coluna vertebral para que a corrida ocorra com eficiência (SMOLIGA, 2007). A postura adotada naturalmente por corredores favorece a respiração (HASS et al., 1982). A inclinação média do tronco parece estar associada ao consumo de oxigênio (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987). Um aumento da amplitude de variação articular lombar e torácica (DEPRÁ, 2004; PAULA et al., 2009; ABBATT, 2000) e da atividade muscular do tronco (SAUNDERS et al., 2005) está associado ao aumento da velocidade de corrida e à amplitude da passada (PAULA et al., 2009). Um movimento acoplado entre pelve, coluna lombar e torácica (ABBATT, 2000; DEPRÁ, 2004; SAUNDERS, 2005; SCHACHE et al., 2001) estabiliza o tronco e a trajetória do centro de massa.

Uma questão que ainda é obscura é a relação entre a coordenação motora da coluna e a situação de eminência de fadiga (SMOLIGA, 2007). Se a musculatura do tronco tender a entrar em fadiga antes da musculatura dos membros inferiores, este pode ser um fator limitante na corrida (SMOLIGA, 2007). Entretanto, até o presente momento, não encontramos na literatura um método objetivo que permita, por exemplo, avaliar a postura vertebral em situação de corrida, de forma rotineira e que permita indicar estratégias para o seu aprimoramento.

O teste de esforço máximo de corrida na esteira ergométrica é uma ferramenta para estimativa de potência aeróbica e é utilizada para orientar a prescrição de intensidades específicas e individualizadas de treino (Lourenço et al., 2007). Consiste em submeter o sistema locomotor a uma carga crescente até a exaustão voluntária. Respostas cardiopulmonares e metabólicas foram exaustivamente investigadas (LOURENÇO et al., 2007; DAY et al., 2003; HILL et al., 1924) visando à elaboração de protocolos que permitam indução da fadiga de forma controlada e padronizada, embora ainda não seja muito clara qual a relação que o desempenho de corrida tem com os parâmetros metabólicos e cardiopulmonares obtidos no teste (LOURENÇO et al., 2007). Realizar uma avaliação da postura vertebral durante esse teste pode trazer informações complementares, mas, não encontramos estudos com essa finalidade.

A maior parte das pesquisas encontradas sobre a postura vertebral na locomoção contempla a situação de marcha e utiliza variáveis angulares (SYCZEWSKA et al. 1999; STOKES et al., 1989; LAFIANDRA et al., 2003; VOGT e BANZER, 1999; CROSBIE et al., 1997a; CALLAGHAN et al., 1999; SAUNDERS et al., 2005; WHITTLE et al., 2000). E, nos poucos trabalhos disponíveis a respeito da geometria da coluna na situação de corrida, a mesma estratégia é utilizada para avaliar a postura vertebral, adotando variáveis angulares obtidas a partir de adesivos com marcadores retro-refletivos posicionados na pele dorsal ou em hastes fixadas ao tronco com cintas elásticas (SCHACHE, 1999, 2001, 2002a, b; SMOLIGA, 2007; SAUNDERS et al., 2005; ABBAT, 2000), como ilustrado na Figura 1A.



Figura 1. A- Ilustração do método de análise da geometria vertebral na corrida utilizado em Schache et al. (2002b). B- Ilustração de uma coluna vertebral projetada no plano sagital (Adaptado de http://www.corpohumano.hpg.ig.com.br. Acesso em 17/07/2003).

Nos modelos adotados por esses estudos sobre as adaptações geométricas da coluna vertebral na locomoção, as informações são obtidas a partir de regiões isoladas ou segmentadas da coluna, o que não parece ser fiel à realidade, já que a coluna é composta por um enfileiramento de vertebras e, de forma global, se assemelha mais a uma curva (Figura 1B). Além disso, as regiões a serem analisadas são determinadas antes da coleta dos dados. Através destes

modelos não é possível obter uma visão geral e detalhada da geometria vertebral como um todo, para então, escolher regiões específicas a serem analisadas.

Outra limitação dos métodos utilizados para avaliação da postura vertebral na corrida diz respeito à reprodutibilidade dos dados. As variáveis angulares mostram boa reprodutibilidade em testes realizados no mesmo dia, mas, não se reproduzem satisfatoriamente em dias diferentes e entre indivíduos distintos, como demonstrado em Schache et al. (2002a). Nesse estudo, os autores verificaram que os movimentos angulares na região lombar não se reproduziram em dias diferentes devido aos erros derivados do procedimento de identificação dos níveis vertebrais com palpação. Como colocou Grakovetsky (2010), mesmo fisioterapeutas experientes, especialistas nos procedimentos de palpação identificam incorretamente o nível de L4 em 30% das vezes, sem o uso de fluoroscopia.

Alguns pesquisadores têm percebido que, para aprofundar o conhecimento nessa área, um caminho promissor é utilizar métodos que possibilitem um maior detalhamento da forma da coluna vertebral (SYCZEWSKA et al., 1999; BRENZIKOFER et.al., 2000; FRIGO et al., 2003). E essa estratégia já vem sendo aplicada com êxito na área médica (VRTOVEC et al., 2009).

De fato, o anseio por descrever a postura vertebral se deu inicialmente na área clínica com imagens médicas radiográficas. Inúmeros modelos foram propostos e suas aplicabilidades e capacidades descritivas foram comparadas exaustivamente na literatura (VRTOVEC et al., 2009). Entendemos que é importante aprender com a experiência adquirida nesta área já mais amadurecida.

Um dos trabalhos pioneiros para modelar e quantificar a postura vertebral apareceu em 1919. Foi proposto o conceito de *George's line* aplicado na verificação do alinhamento das faces posteriores dos corpos vertebrais (MUGGLETON e ALLEN, 1998). Em 1930, o Dr. Albert B. Fergunson (FERGUNSON, 1930) propôs um método para análise quantitativa da escoliose medindo o que o autor denominou de "o ângulo da curva" (*the angle of the curve*).

Em 1948, surgiu o método de Cobb (COBB, 1948), sem dúvida o mais famoso método utilizado na área médica para medir a postura vertebral. Inicialmente tinha a finalidade de quantificar a escoliose, também no plano frontal da coluna, e mais tarde passou a ser utilizado para análises no plano sagital. Foi adotado como medida padrão pela Sociedade Internacional de Pesquisa em Escoliose (VRTOVEC et al., 2009). Propõe descrever a curva da coluna pela orientação relativa entre vértebras de extremidades opostas da região analisada (Figura 2A).



Figura 2. A- Ilustração do método de Cobb (COBB, 1948). Uma reta é traçada passando tangente ao platô superior do corpo da vértebra cefálica (superior) da região analisada. Outra reta é traçada passando tangente ao platô inferior do corpo da vértebra caudal (inferior) da região analisada. O ângulo φ entre as retas perpendiculares às duas primeiras é quantificado para descrever a postura vertebral dessa região da coluna. B- Ilustração do método proposto por Goh et al. (2000). Para cada vértebra da região analisada, são demarcados os quatro vértices (pontos) do corpo da vértebra na projeção radiográfica. Dois arcos são definidos à partir dos vértices anteriores e posteriores (linhas tracejadas) e um arco médio (linha contínua) é calculado à partir dos primeiros. O raio de curvatura (r) desse arco médio é utilizado para descrever a postura vertebral da região analisada da coluna. Ilustrações adaptadas de Vrtovec et al. (2009).

Em uma revisão sobre as variáveis utilizadas para mensurar a postura da coluna, Vrtovec et al. (2009) foram categóricos em afirmar que as variáveis angulares têm se mostrado pouco eficientes para descrever a curvatura vertebral. Mesmo com o uso de imagens médicas que permitem visualizar as estruturas ósseas da coluna, as variáveis angulares apresentam baixa reprodutibilidade por dois motivos.

O primeiro motivo é relativo ao modelo geométrico não compatível com a coluna, de tal forma que duas colunas com concavidades diferentes podem apresentar o mesmo ângulo (WHITE e PANJABI, 1990; VRTOVEC et al., 2009).

O segundo motivo é que as variáveis angulares são sensíveis aos erros derivados do processo de medição. Nesse sentido, analisar a coluna projetada no plano dos aparelhos de medida pode gerar erros de perspectivas. A resolução espacial permitida por cada tecnologia também está fortemente relacionada com o grau de reprodutibilidade e capacidade descritiva dos métodos (VRTOVEC et al., 2009). Outro tipo de erro advém da limitada capacidade humana em identificar precisamente as estruturas anatômicas da coluna que definem

o modelo. Interessante observar que esse fator está presente mesmo nos métodos com radiografias.

Como pode ser notado no trabalho de Vrtovec et al. (2009), uma série de variáveis foram propostas para medir a postura da coluna a partir de projeções radiográficas estáticas no plano sagital e obtiveram maior replicabilidade que o ângulo de Cobb. Como exemplo, o raio de curvatura médio (Figura 2B) foi utilizado para avaliação da região lombar no plano sagital e se mostrou mais robusto que o ângulo de Cobb frente aos ruídos das imagens médicas (GOH, 2000). Mas, o número de marcações manuais necessário para aplicação desse método é relativamente grande o que desencoraja o seu uso (VRTOVEC et al., 2009).

Recentemente, em imagens médicas tridimensionais (3D) de tomografia computadorizada, Vrtovec et al. (2008) utilizaram a curvatura geométrica tridimensional para medir e descrever a postura da coluna vertebral de trinta voluntários e os resultados foram promissores, permitindo avaliar que o pico de curvatura torácico e o lombar ocorreram em média nas regiões de T3/T4 e L4/L5. Também foi possível identificar uma curvatura geométrica 3D mínima na região de T12/L1, a junção tóraco-lombar. Na Figura 3, apresentamos os resultados de um dos voluntários avaliados neste estudo.



Figura 3. Curvatura Geométrica tridimensional (GC) ao longo da coluna torácica e lombar de um voluntário avaliado com o método proposto em Vrtovec et al. (2008). Para maiores detalhes sobre esse gráfico, recorrer ao artigo indicado.

O que se pôde aprender com a experiência acumulada na área médica é que, para descrever a postura vertebral, é prudente adotar variáveis que não dependam da extensão da região analisada da coluna dos voluntários e da posição desses voluntários em relação ao sistema de coordenadas gerado pelo sistema de medição (VRTOVEC et al., 2009). Para viabilizar a prática, é também aconselhável que as variáveis sejam mensuradas de forma automática e que tenham significado anatômico. Talvez esse último fator seja o motivo pelo qual, ainda hoje, o ângulo de Cobb é o principal método usado, além do fato de esse método apresentar um grande banco de dados de onde se podem aproveitar parâmetros de comparação nas análises.

Voltando para a análise da postura vertebral em situação de locomoção, Brenzikofer et al. (2000) apresentaram um método para descrever a postura vertebral em que são colocados adesivos retro-refletivos planos na pele para identificação da linha formada pelos processos espinhosos das vértebras no dorso (Figura 4A). Adotou-se um sistema baseado em câmeras de luz visível (FIGUEIROA et al., 2003) para medir a posição tridimensional desses marcadores (Figura 4B). A linha formada pela seqüência desses pontos ao longo da coluna é obtida com ajuste polinomial e a forma geométrica desse polinômio é quantificada pelo cálculo da curvatura geométrica bidimensional (Figura 4C). Dessa forma, em cada instante registrado pelas câmeras, a postura vertebral é descrita pela curvatura geométrica bidimensional das projeções da coluna nos planos frontal e sagital (Figura 4C).



Figura 4. A- Marcação da coluna vertebral adotada no método proposto por Brenzikofer et al. (2000). B- Registro dos marcadores durante a locomoção na esteira com câmeras de vídeo. C- Quantificação da postura vertebral pela curvatura geométrica bidimensional no plano sagital. Ilustrações retiradas de Campos (2005).

A partir do método de Brenzikofer et al. (2000), Deprá (2004), Campos et al. (2009) e Paula (2009) verificaram que é possível identificar um componente individual e estável em relação ao aumento da velocidade de corrida denominado Curva Neutra (CAMPOS et al., 2005; DEPRÁ, 2004), definida como a curvatura geométrica bidimensional média apresentada no ciclo da passada em Campos et al. (2005). Subtraindo a Curva Neutra das curvaturas

apresentadas na passada é possível identificar outro elemento descritivo do formato da coluna, relativo às adaptações da postura vertebral apresentadas no ciclo, denominado Componente Oscilatório (CAMPOS et al., 2005; DEPRÁ, 2004) cuja amplitude de variação aumenta em função da velocidade de marcha (CAMPOS et al., 2005) e corrida (DEPRÁ, 2004; PAULA et al., 2009).

Em Pegoretti et al. (2005) a utilização de curvatura geométrica bidimensional possibilitou verificar que o aumento da altura dos saltos dos calçados provoca uma diminuição significativa da lordose lombar durante a marcha. Já Wittig et al. (2005) demonstraram o potencial da metodologia para subsidiar fisioterapeutas e profissionais de Educação Física, respectivamente, no diagnóstico e na indicação de atividades físicas em academias.

Outra questão que pode ser explorada na avaliação postural vertebral com curvatura geométrica diz respeito aos erros de identificação dos níveis vertebrais. Acreditamos que é possível utilizar as caraterísticas geométricas da região estudada para recuperar informações perdidas no momento da palpação. Por exemplo, sabe-se que uma característica típica da projeção da coluna no plano sagital é um ponto de inflexão na região da junção toraco-lombar, local em que a curvatura geométrica bidimensional é nula (CAMPOS et al., 2005). Como já foi apontado, uma curvatura geométrica tridimensional mínima foi verificada por Vrtovec et al. (2008) nessa região, corroborando com essa análise. Esse ponto de inflexão denominamos de Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG). Essa informação pode ser utilizada para a minimizar imprecisões derivadas do processo de palpação.

Baseando-se nos argumentos apresentados até este ponto, percebemos que, assim como já foi descrito para os métodos adotados na área clínica (VRTOVEC et al., 2009), no estudo do movimento com métodos não invasivos, a descrição da postura da coluna com curvatura geométrica tem se mostrado mais adequada e já propiciou identificação de importantes aspectos da postura humana (DEPRÁ, 2004; CAMPOS et al., 2005; PEGORETTI et al., 2005; WITTIG et al., 2005; CAMPOS et al., 2009; PAULA et al., 2009). No entanto, o grande número de marcadores necessários para quantificar a curvatura geométrica limita a aplicação do método. Não é possível a obtenção dessa variável de forma automatizada com o sistema de captura de movimento adotado inicialmente (FIGUEROA et al., 2003).

O objetivo desse estudo foi apresentar um sistema automático de análise de movimento para avaliação da postura vertebral na locomoção em esteira. Foi realizada uma análise teórica sobre as vantagens de se utilizar curvatura geométrica de forma não invasiva para descrever a postura da coluna vertebral na locomoção.

Desenvolvemos um sistema automático para medir a curvatura geométrica da coluna com câmeras de luz visível denominado *Dynamic Posture*. Para testar a eficiência do processamento automático e analisar a aplicabilidade do método em situação de corrida, aplicamos o mesmo no teste de esforço máximo incremental em esteira. Esse teste pode durar mais de 20 minutos o que implica em medir mais de 70 mil posturas em uma câmera comum com freqüência de aquisição de 60Hz.

Revisamos os procedimentos de quantificação da curvatura geométrica e propusemos um sistema local instantâneo no tronco com origem na Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG) visando minimizar a variabilidade decorrente dos erros de perspectiva e procedimentos de palpação.

2. OBJETIVOS

2.1. Geral

Esse trabalho teve como objetivo desenvolver um sistema de análise de movimento para avaliação da postura vertebral durante a corrida no teste de esforço máximo incremental.

2.2. Objetivos Específicos

- Realizar uma análise teórica dos métodos para quantificação da postura vertebral e justificar a escolha da curvatura geométrica bidimensional como descritora da postura vertebral na locomoção.
- Desenvolver um sistema modular de rastreamento automático de marcadores em *Matlab* para quantificação da curvatura geométrica bidimensional da coluna vertebral.
 - Revisar os procedimentos de preparação da aquisição.
 - Desenvolver um programa de rastreamento automático de marcadores.
 - Avaliar a aplicabilidade e a acurácia do sistema.
- Analisar do comportamento da Curva Neutra no teste de esforço máximo incremental.
 - Análise da variabilidade intra e inter-individual.
 - Análise do comportamento dos picos de curvatura.
- Propor um sistema de coordenadas local instantâneo no tronco com origem na Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG) para quantificar a curvatura geométrica da coluna vertebral na locomoção.

- Análise da variabilidade intra-individual da Curva Neutra no plano sagital em dias diferentes.
- Estimar o efeito da re-marcação nos picos de curvatura da Curva Neutra e nos ângulos lombares e torácicos no plano sagital.

3. ESCOLHENDO UMA VARIÁVEL PARA DESCREVER A POSTURA VERTEBRAL NA CORRIDA

3.1. Introdução

Recorrendo ao segmento voltado ao treinamento da corrida, observamos que é comum a recomendação de que se deve adotar uma boa postura de tronco e da coluna vertebral para otimizar o desempenho e evitar lesões (RUNEFUN, 2010; CORREREBOM, 2010; CORPOREBRASIL, 2010; MIDIASPORT, 2010). Estas recomendações, no entanto, são baseadas em poucas evidências científicas, geralmente pautadas na experiência pessoal ou em deduções a partir de dados científicos que estão apenas indiretamente relacionados à postura da coluna, como nas análises de membros inferiores (NOVACHECK, 1998). Os profissionais não dispõem de métodos objetivos para avaliar a postura durante o movimento e indicar estratégias para o seu aprimoramento. Não desejamos aqui desmerecer a qualidade do serviço oferecido nesse setor, pois a atuação técnica depende da intuição, experiência e limita-se às informações e recursos disponíveis. O que se pretende elucidar é que o meio científico pode contribuir com a sociedade se investir em estudos visando municiar a atuação profissional. E o anseio por isso é evidente.

Para realização dessa tarefa, será necessário selecionar uma variável que bem descreva a postura vertebral, apresentar uma forma eficiente de medi-la corriqueiramente, avaliar a sua reprodutibilidade, criar critérios para reconhecer padrões e finalmente, no ultimo passo, criar um método para indicar estratégias de treinamento pautadas nos padrões reconhecidos. Nosso trabalho visa contribuir neste desenvolvimento.

Para atender essa necessidade será necessário responder a duas questões. A primeira questão diz respeito aos métodos de medida. Quais variáveis são representativas e bem descrevem a postura vertebral? Como é possível medir essas variáveis na situação de corrida corriqueiramente? Uma vez que essas variáveis estejam identificadas e acessíveis, a segunda questão diz respeito a como interpretá-las para tomar decisões. Qual é a relação que essas

variáveis têm com o rendimento e com os fatores de risco? Quais estratégias de treino devem ser recomendadas para otimizar a postura?

Nesse ponto, é oportuno avisar o leitor que o presente trabalho, não teve a pretensão de atender completamente essa necessidade humana. Para responder a segunda questão, sobre como usar essas informações, há um longo caminho a ser percorrido e muitos estudos serão necessários. A contribuição desse estudo é relativa à primeira questão, sobre como medir a postura vertebral na corrida.

A corrida de resistência (*jogging*) é uma das atividades mais praticadas no mundo com fins esportivos, recreacionais ou por indicação médica (NOVACHECK, 1998; SCHACHE et al, 1999; NOAKES, 2003). É uma atividade atrativa devido aos benefícios, biomecânicos (NOVACHECK, 1998), fisiológicos (POWERS e HOWLEY, 2009), psicológicos (NOAKES, 2003) e por demandar baixo dispêndio financeiro. Mas, a ampla adesão também é problemática devido ao aparecimento de um grande número de pessoas atingidas por lesões no aparelho locomotor decorrentes da prática (PALUSKA, 2005). Por todos esses fatores, a corrida foi exaustivamente estudada na literatura científica (NOAKES, 2003; POWERS e HOWLEY, 2009; NOVACHEK, 1998; THORDARSON, 1997).

Nos estudos sobre aspectos biomecânicos da corrida, percebe-se que foi dada prioridade à análise dos membros inferiores (SCHACHE, 1999; NOVACHECK, 1998). Encontramos poucos estudos sobre a postura da coluna vertebral, embora as evidências citadas mostrem que é também um aspecto importante para a eficiência do movimento.

Com o intuito de testar o sistema e padronizar as condições de teste, associamos essa avaliação postural ao teste de esforço máximo incremental em esteira, que permite avaliar todas as velocidades de corrida de longa duração e as adaptações posturais associadas à eminência de fadiga.

O teste de esforço máximo de corrida na esteira ergométrica consiste em submeter o sistema locomotor a uma carga crescente até a exaustão voluntária. Respostas cardiopulmonares e metabólicas foram exaustivamente investigadas (LOURENÇO et al., 2007; DAY et al., 2003; HILL et al., 1924) visando à elaboração de protocolos que permitam indução da fadiga de forma controlada e padronizada. Essa avaliação física tornou-se uma ferramenta para estimativa de potência aeróbica e é utilizada para orientar a prescrição de intensidades específicas e individualizadas de treino, embora ainda não seja muito clara qual a relação que o desempenho

de corrida tem com os parâmetros metabólicos e cardiopulmonares obtidos no teste (Lourenço et al., 2007).

O desempenho na corrida de longa distância é dependente da integração entre complexos mecanismos de controle neuromuscular, do desempenho cardiovascular central e periférico, assim como da resistência à fadiga (SMOLIGA, 2007). O resultado das interações entre esses sistemas é o movimento apresentado pelo corpo. É teorizado que corredores experientes naturalmente otimizam seus padrões cinemáticos para minimizar o custo metabólico e que desvios desses padrões cinemáticos individuais podem diminuir a eficiência da corrida (SMOLIGA, 2007). Embora entendamos que a quantificação dos padrões de movimento do tronco possa trazer informações complementares para a interpretação e análise do teste de esforço, não encontramos estudos com essa finalidade.

Neste capítulo, realizamos uma análise teórica de métodos voltados à descrição da postura vertebral, identificamos uma variável e uma forma adequada para avaliação da postura vertebral de forma não invasiva na locomoção.

3.2. Análise de métodos voltados à descrição da postura vertebral

Quantificar a postura da coluna vertebral implica em medir a posição de acidentes anatômicos da estrutura e descrever a relação geométrica entre essas partes, através de um modelo geométrico. Essas duas tarefas podem ser realizadas por diferentes métodos. Vamos aqui discorrer brevemente sobre essas técnicas.

A coluna vertebral é uma estrutura multiarticulada, composta por uma sucessão de vértebras. Com o intuito de diminuir o número de incógnitas, nas análises da coluna, os pesquisadores têm proposto modelos simplificados para definir e quantificar as variáveis associadas à sua movimentação. Mas selecionar estruturas anatômicas para representar a coluna e acessá-las adequadamente, é uma tarefa complexa.

Em uma revisão de literatura sobre os métodos para avaliação da postura da coluna vertebral com imagens médicas, Vrtovec et al. (2009) elucidaram que a curvatura¹ é um importante parâmetro postural da coluna vertebral. Contudo, a sua avaliação quantitativa é

¹ Vrtovec et al. (2009) utilizam o termo "curvatura" para se referir à curva da coluna. Por outro lado, adotam o termo "curvatura geométrica" para se referir à variável utilizada para medir a forma geométrica da coluna.

limitada, devido a fatores biológicos e metodológicos. De um lado, há uma variabilidade biológica natural da anatomia humana associada a uma aparente similaridade entre condições patológicas e normais. Por outro lado, há uma falta de sistematização dos métodos de medição, limitações técnicas como a presença de ruído nas imagens, diferenças nas técnicas de imagem e falta de padronização no posicionamento dos pacientes no momento da avaliação. Esses fatores representam uma importante fonte de variabilidade que pode ocultar a verdadeira relação geométrica entre as estruturas anatômicas.

No estudo de Vrtovec et al. (2009) percebe-se que, mesmo com métodos que permitem identificação de estruturas ósseas, é comum a falta de repetibilidade e baixa representatividade das medidas posturais da coluna vertebral.

Existem diversas estratégias para fazer a estimativa da postura vertebral que podemos separar inicialmente em dois blocos. Um bloco composto por métodos invasivos e outro composto por métodos não invasivos. Os métodos invasivos possibilitam medir diretamente a posição dos ossos e os não invasivos medem posições na pele adjacente aos ossos das vértebras.

Dentre os métodos invasivos, destacamos sistemas com imagens radiográficas simples para posturas estáticas (VRTOVEC et al., 2009) e múltiplas para análise de movimento, a vídeo-fluoroscopia (LAM et al., 2009). No estudo de Lam et al.(2009) foi proposto um método para rastreamento automático da coluna com vídeos radiográficos de vídeo-fluoroscopia (Figura 5). Nesse método, os autores propõem um algoritmo de tratamento de imagem visando identificação automática dos corpos das vértebras.



Figura 5. Ilustração do método proposto por Lam et al. (2009) baseado em vídeo-fluoroscopia para identificação automática de corpos vertebrais.

Dentre as imagens radiográficas simples temos: as radiografias comuns que permitem a análise bidimensional da coluna no plano de medição dos aparelhos de raios-X e as técnicas para análise tridimensional da coluna como a tomografia computadorizada (VRTOVEC et al., 2009).

Chiou et al. (1996) argumentaram que técnicas radiográficas não são adequadas para a análise de movimentos como a locomoção, uma vez que permitem um número limitado de medidas, em vista dos riscos da exposição dos voluntários à radiação. O uso continuado e repetitivo de exames radiográficos pode levar à maior incidência de câncer, sendo que os sintomas podem aparecer após muitos anos (LEVY et al., 1996).

Temos também a fixação de agulhas diretamente nas estruturas ósseas (ROZUMALSKI ET AL., 2008), como apresentado na Figura 6. Nesse método foram inseridas agulhas, com marcadores retro-refletivos, diretamente nas estruturas ósseas da coluna e a posição relativa entre as vértebras pode ser mensurada com vídeogrametria.



Figura 6. Ilustração do método invasivo com inserção de agulhas diretamente nas estruturas ósseas, utilizado por Rozumalski et al. (2008).

As técnicas de medição direta, com procedimentos que provocam incisão na pele, inserção de instrumentos no corpo (como a fixação de agulhas nos ossos) ou o uso de radiografias, são inapropriadas para o uso corriqueiro nos estudos biomecânicos (GRACOVETSKY, 2010), podendo, inclusive, implicar em polêmicas questões éticas.

Segundo Fuller et al. (1997), a inserção de agulhas no corpo pode provocar efeitos colaterais indesejados em função do aparecimento ou expectativa de dor, e conseqüente alteração dos padrões de movimento. Além disso, os autores enfatizam que podem ocorrer infecções e há o risco dos implementos se afrouxarem durante os experimentos, prejudicando a qualidade dos dados.

Atualmente, os estudos biomecânicos acessam a movimentação da estrutura óssea durante o movimento, de forma indireta, identificando e medindo posições específicas, demarcadas na pele. Geralmente é utilizada a vídeogrametria, uma técnica não invasiva, que possibilita estimar a posição óssea indiretamente através de marcadores aderidos diretamente na pele, ou em suportes, em posições estrategicamente escolhidas. A reconstrução tridimensional (3D), através da vídeogrametria, é vantajosa por permitir medir o movimento à distância, interferindo minimamente no fenômeno a ser estudado.
Cabe lembrar que o vínculo entre a movimentação da pele e os segmentos ósseos adjacentes, pode variar dependendo da região a ser estudada, do tipo de movimento e do biótipo² das pessoas.

Movimentos e alterações da superfície da pele, adjacente aos processos vertebrais, parecem refletir o comportamento dos segmentos móveis da coluna. É isso que os pesquisadores têm quantificado para estimar e estudar as adaptações da forma da coluna durante o movimento. Um bom indicativo da validade deste procedimento pode ser encontrado em Cerveri et al. (2004). Nesse estudo (Figura 7), foi apresentado um método para estimar a posição dos centros articulares dos segmentos móveis medindo, por vídeogrametria, a posição de marcadores retro-refletivos posicionados na pele dorsal.



Figura 7. Método proposto por Cerveri et al. (2004) para estimar a posição dos centros articulares dos segmentos móveis medindo, por vídeogrametria, a posição de marcadores retro-refletivos posicionados na pele dorsal.

Algumas evidências indicam que a curva sugerida pelos processos vertebrais é bem representada pelo conjunto de marcadores devido às características anatômicas das estruturas presentes. No caso de medir a coluna vertebral, o movimento da pele tende a seguir o movimento dos ossos mais fielmente do que em outras regiões do corpo. A pele do dorso, na linha mediana, está fixada por feixes de tecido conjuntivo denso, implicando em baixa amplitude de movimentos da pele em relação aos processos vertebrais adjacentes (LUNDBERG, 1996). Wu

² Biótipo refere-se ao tipo físico constitucional: "...é a resultante da soma dos caracteres herdados e dos caracteres adquiridos por influência do meio e da sua inter-relação" (DANGELO e FATINI, 2003, pg 3).

et al. (2006) e Wu et al. (2007) mostraram a aplicabilidade de métodos com marcadores de superfície para medir ângulos da coluna cervical, comparando com fluoroscopia. Gal et al. (1997) sugeriram a utilização de marcadores de superfície para medir translações das estruturas vertebrais de forma não invasiva. Além disso, Schache et al. (2002), a partir de posições na pele, observaram boa repetibilidade intra-sujeitos, no mesmo dia, para a variação angular da coluna lombar durante a corrida.

Gracovetsky (2010) fez experimentos comparando radiografia com cinemetria e verificou o deslocamento dos marcadores da pele em relação às vértebras em movimentos de flexão e extensão da coluna, no plano sagital. O autor discute que há deslizamento da pele em relação às vértebras, embora tenhamos observado em seus dados que nos primeiros graus da flexão, é pequeno. O estudo mostra que é possível estimar de forma razoável até os movimentos inter-segmentares com marcadores de superfície. Analisando os resultados desse estudo, verificamos nos gráficos que para 20º de flexão lombar, a partir da posição ereta, o deslizamento dos marcadores em relação aos ossos está em torno de 2,5mm. Interessante notar que a movimentação articular nos movimentos de flexão-extensão na região lombar na corrida é de 13,3±3,8 segundo Schache et al. (2002).

O trabalho de Gracovetsky (2010) é voltado para o diagnóstico quantitativo, não invasivo, de patologias da coluna que resultam em afastamento temporário dos postos de trabalho. Nele o autor discute as implicações de ordem econômica, social e clínica decorrentes dos resultados obtidos em suas pesquisas. A despeito de diferenças existentes entre seu método não invasivo e as tradicionais radiografias, o mais importante do ponto de vista médico, não é medir o movimento verdadeiro da coluna. O objetivo é medir algo que esteja relacionado com a condição clínica dos pacientes. E isso é obtido com marcadores da pele. Apesar dos deslizamentos de pele, as medidas com cinemetria parecem refletir bem o movimento dos ossos. O padrão de movimento deles está sim relacionado com as enfermidades da coluna e permite diagnosticar as patologias de forma quantitativa e não invasiva.

No caso de medir a postura em situação de locomoção, o objetivo maior é detectar um padrão que esteja ligado com performance, patologias, coordenação motora ou algum outro aspecto que também seja útil.

Para analisar as características de movimento da coluna na região torácica, lombar e pélvica, Crosbie et al. (1997a e b) utilizaram marcas refletivas colocadas no dorso, de modo a quantificar um modelo, formado por quatro segmentos virtuais considerados rígidos, representando a coluna (Figura 8, A e B).



Figura 8. A. Representação esquemática dos pontos anatômicos demarcados com marcadores refletivos na pele (adaptado de CROSBIE et al., 1997a). B. Representação dos segmentos rígidos definidos a partir dos pontos demarcados na pele (adaptado de CROSBIE et al., 1997a). C. Representação esquemática das hastes fixadas no dorso humano (adaptado de WHITTLE e LEVINE, 1997).

Em outro estudo com método similar, Vogt e Banzer (1999) analisaram o movimento de três placas triangulares fixadas por cintas elásticas nas regiões pélvica e torácica. Já Whittle e Levine (1997) propuseram um método para registrar variações na região lombar, no qual analisaram o movimento de duas hastes, com marcadores retro-refletivos, fixadas no dorso em L1 e S2 (Figura 8, C).

Syczewska et al. (1999) modelaram a coluna através de sete segmentos considerados rígidos, entre C7 e S2. Seus resultados mostraram que o comportamento da coluna pode ser descrito como o movimento de um componente rígido, com pequenos movimentos intersegmentares sobrepostos.



Figura 9. Esquerda: Representação esquemática dos pontos anatômicos demarcados com marcadores refletivos na pele. Direita: Representação dos segmentos rígidos definidos a partir dos pontos demarcados na pele e ângulos medidos entre eles (adaptado de FRIGO et al., 2003).

Frigo et al. (2003) apresentaram um modelo (Figura 9) para medir os movimentos da coluna, da pelve e dos ombros e estabelecer uma base de dados sobre a cinemática da coluna de mulheres jovens, saudáveis, durante a marcha. Utilizaram marcadores retro-refletivos aderidos na pele dorsal para definir segmentos rígidos e articulados, representando a coluna vertebral. Os resultados desse estudo corroboraram com Syczewska et al. (1999), mostrando que a cinemática da coluna vertebral, durante a marcha, pode ser descrita como o movimento de um componente rígido, com pequenos movimentos intersegmentares sobrepostos.

Na maioria dos estudos cinemáticos da coluna na locomoção, a flexibilidade da coluna vertebral, assim como a importância dessa característica para uma locomoção eficiente é destacada. Entretanto, nos modelos adotados pela maioria, as informações são obtidas a partir de regiões isoladas ou segmentadas da coluna, o que não parece ser fiel à realidade. As regiões a serem analisadas são determinadas antes da coleta dos dados. Através destes modelos não é possível obter uma visão geral das adaptações geométricas da coluna como um todo, para então, escolher regiões específicas a serem analisadas. Por outro lado, não se tem como especificar localmente os fenômenos. De um lado, conjuntos de vértebras são estudados em blocos, desprezando-se as alterações geométricas que possam ocorrer dentro de cada segmento rígido. De

outro lado, regiões são estudadas a partir das extremidades do intervalo, impossibilitando quantificações minuciosas (CAMPOS, 2005).

Os pesquisadores têm percebido que, para aprofundar o conhecimento nessa área, um caminho promissor é utilizar métodos que possibilitem um maior detalhamento da forma da coluna vertebral (SYCZEWSKA ET AL., 1999; BRENZIKOFER et.al., 2000; FRIGO et al., 2003). Nesse sentido Brenzikofer et. al. (2000, 2001a, b), propuseram uma outra estratégia metodológica aplicada no estudo da forma geométrica da coluna vertebral. Em contraste com os outros métodos, ao invés de simplificar a coluna, modelando-a com segmentos considerados rígidos, este a representa como uma linha contínua no espaço, desde a região sacra até a cervical. Para cada instante registrado, duas funções polinomiais, parametrizadas no eixo vertical (uma para o plano frontal e outra para o sagital), são associadas ao alinhamento dos processos vertebrais no dorso, representando a coluna.

Uma outra questão metodológica pertinente nesta discussão é que, durante a marcha e a corrida estabilizada, a coluna, no plano frontal, realiza uma movimentação cíclica e simétrica, com um ciclo completo por passada. Apesar dessa movimentação apresentar simetria no plano frontal, isto não ocorre necessariamente em torno de uma posição retificada, como mostraram Frigo et al. (2003), Brenzikofer et al. (2000), Campos et al. (2003), Campos et al. (2005, 2009), Deprá (2004) e Paula (2009) o que poderia ser esperado hipoteticamente em uma pessoa assintomática.

Geralmente, as investigações sobre a cinemática da coluna vertebral em situação de locomoção observam a movimentação da coluna vertebral e as adaptações de sua forma, em relação a uma forma geométrica de referência. É uma tentativa de extrair o componente individual referente à postura inerente a cada voluntário, e analisar apenas as informações relativas à locomoção. Comumente, a forma da coluna em posição ortostática é utilizada para representar esta forma de referência (SYCZEWSKA et al., 1999; CROSBIE et al., 1997a; VOGT e BANZER, 1999; CALLAGHAN et al., 1999; SAUNDERS et al., 2005).

Mas a posição ortostática e a locomoção são tarefas diferentes que envolvem, por exemplo, diferentes estratégias de controle do equilíbrio. O equilíbrio estático exige que o centro de massa permaneça acima da base de sustentação (WINTER, 1995). Para realizar essa tarefa satisfatoriamente, o corpo, e particularmente a coluna vertebral, dispõe de uma determinada gama de possibilidades configuracionais. Na locomoção, o critério para o controle do equilíbrio é alterado drasticamente. O tipo de controle do equilíbrio presente na locomoção é descrito como um equilíbrio dinâmico, em que o membro inferior em fase de balanço tem uma trajetória que garanta as condições de equilíbrio durante a fase de suporte (WINTER, 1995). Em decorrência desses fatores, não parece razoável utilizar a postura ortostática como referência para a situação de locomoção. Nesse tipo de situação é provável que as configurações geométricas da coluna oscilem ao redor de uma curva de referência, que não seja, necessariamente, igual a uma configuração geométrica da coluna, realizada em posição estática.

Schache et al. (2002b) utilizaram uma aste com três marcadores, fixada na região de T12 com uma cinta elástica, dois marcadores nas espinhas ilíacas antero superiores e um em S2 para definir dois corpos rígidos, um representando a pelve e outro a junção tóracolombar. Analizaram a movimentação articular da coluna lombar na corrida através do movimento relativo entre esses dois corpos rígidos. Nesse estudo a postura neutra da coluna lombar foi considerada a posição em que esses dois corpos rígidos estavam alinhados. Nesse caso, a posição neutra foi definida sem levar em consideração as características dos avaliados.

Brenzikofer (2001a, b), Campos et al. (2005, 2009) e Deprá (2004) buscaram uma outra forma de quantificar está curva de referência. A média de um conjunto de dados representa o ponto de equilíbrio da distribuição de seus valores. Trata-se de uma medida de posição, ou tendência central, rodeada pelos dados do conjunto. Esses estudos mostraram que as configurações geométricas da coluna oscilam ao redor de uma curva média das posturas dinâmicas apresentadas durante a passada. Esta forma geométrica de referência foi denominada "Curva Neutra" em Campos et al. (2005) e Deprá (2004). Em Campos et al. (2009), Depra (2004) e Paula (2009) a Curva Neutra foi quantificada pela média do conjunto de dados e se mostrou uma boa estimativa dessa curva de referência da coluna vertebral em torno da qual as oscilações da coluna acontecem na corrida. A oscilação da forma geométrica da coluna, em torno da Curva Neutra, foi nomeada "Componente Oscilatório" (CAMPOS et al., 2005, 2009; DEPRÁ, 2004).

Métodos que descrevem a postura vertebral a partir de informações das extremidades da região analisada podem levar a erros de interpretação nos resultados. Como bem apontaram White e Panjabi (1990), o ângulo de Cobb para medir colunas escolióticas pode não ser um método muito acurado. O método de Cobb visa medir a orientação relativa entre os corpos de duas vértebras que estejam nas extremidades opostas da região analisada da coluna. O

avaliador define quais são essas vértebras para cada avaliação, dependendo da região que deseja analisar. Na Figura 10 foi adaptada uma ilustração apresentada pelos autores citados, para demonstrar a limitação da utilização de variáveis angulares para descrever o formato geométrico de uma região escoliótica hipotética da coluna.



Figura 10. Comparação entre o método de Cobb, que mede o ângulo entre as superfícies dos corpos das vértebras que estão nas extremidades da região analisada, e a mensuração do raio de curvatura local, no ápice das curvas de duas colunas escolióticas hipotéticas A e B (adaptado de WHITE e PANJABI, 1990).

Nessa Figura 10, temos duas colunas hipotéticas notoriamente com formatos diferentes, embora ambas com concavidade para a esquerda. Na coluna A temos um pico de curvatura central, no ápice da curva (ponto "a"), e as extremidades mais retificadas, já na coluna B temos um formato mais homogêneo. Com esse tipo de método, o formato geométrico da região analisada dessas colunas pode ser descrito pelo ângulo reto formado pelas retas paralelas aos platôs das vértebras posicionadas nas extremidades da região analisada. Isso indica resultados equivalentes, para a medida das duas colunas, não detectando a diferença entre elas. Os autores (WHITE e PANJABI, 1990) mostram que uma quantificação mais precisa e descritiva dessas colunas pode ser obtida medindo-se os raios de curvatura nos ápices de cada curva, onde está o pico de curvatura da coluna A.

O raio de curvatura refere-se ao raio do círculo que se ajusta localmente à curva. Com o raio de curvatura, o formato das colunas pode ser descrito pelos raios "r" (coluna

A) e "R" (coluna B). Como se pode observar nos desenhos, "R" é maior que "r", o que mostra que a coluna A possui um pico de curvatura maior, o que corresponde a um grau mais elevado de escoliose. Isso indica que essa estratégia descreve melhor a situação vertebral. Os autores (WHITE e PANJABI, 1990) recomendaram o uso de modelos para medir o raio de curvatura em situações clínicas, se adequadamente adaptados para tal finalidade.

Na Figura 11A e B, temos respectivamente, ilustrações dos procedimentos adotados nos estudos de Schache et al. (2001, 2002a, b) e Levine et al. (2007) para medir o ângulo lombar no plano sagital, que foi definido pelo ângulo entre as retas tangentes à pele nos níveis de T12 e S2. Percebe-se pelas ilustrações que os resultados podem falhar como foi discutido nos últimos parágrafos.



Figura 11. Ilustração dos métodos utilizados em A- Schache et al. (2001, 2002) e B- Levine et al. (2007).

Há necessidade de buscar e adaptar métodos que permitam quantificar localmente o formato da coluna, visando uma boa descrição quantitativa de sua situação anatômica. Salientamos aqui que essa adaptação deve ser criteriosa. Recorrendo ao exemplo das colunas apresentadas na Figura 10, percebe-se que se for escolhido um local inadequado para medir a curvatura local da coluna A, um erro pode ser dramático. Por exemplo, acima ou abaixo do pico de curvatura temos regiões retificadas. Se a situação anatômica da coluna for descrita pelo raio de curvatura dessas regiões retificadas, teríamos uma interpretação equivocada dos dados. Dessa forma, um método que se baseie na curvatura local, deve ter a capacidade de localizar onde está a região de pico de curvatura. Se essa identificação for automatizada, maior o potencial do método.

Por outro lado, utilizar segmentos rígidos para medir o formato de uma região da coluna pode acarretar outro tipo de problema. Ilustramos uma curva hipotética circular na Figura 12, cujo formato geométrico pode ser descrito pelo raio de curvatura "R" desse círculo, ou pelo ângulo " α " entre dois segmentos de reta formados pela interligação entre três marcas colocadas sobre essa curva (a, b, c). Dependendo da posição que essas marcas são posicionadas sobre a curva, temos um valor diferente para " α ". Se as marcas forem posicionadas mais distantes (A), o ângulo aumenta e se ficarem muito próximas umas das outras (C), o ângulo tende a 0°. Já o raio de curvatura "R" não se altera.



Figura 12. Comparação simulada entre a descrição de uma curva com segmentos rígidos e raio de curvatura.

Em outra simulação, apresentada na Figura 13, elucidamos o que foi descrito no parágrafo anterior. Nessa simulação ilustramos que não é possível comparar medidas entre diferentes regiões de uma coluna com variáveis angulares se elas forem obtidas a partir de marcações não regularmente espaçadas.



Figura 13. Comparação simulada entre a descrição de uma curva com segmentos rígidos e raio de curvatura.

Nesse capítulo, foi realizada uma revisão de literatura e uma análise teórica dos métodos utilizados para medir a postura vertebral na área clínica com imagens médicas e na locomoção com videogrametria. A experiência acumulada na área médica indica a utilização de variáveis que permitam uma descrição local e detalhada do formato da coluna. Nesse sentido, o uso da curvatura geométrica nos parece uma boa estratégia para analise da forma geométrica da coluna e suas adaptações na situação de corrida.

Cabe aqui salientar que, devido à grande variabilidade da anatomia apresentada pelas pessoas, nos parece prudente inferir que, qualquer que seja a variável adotada, é necessária cautela ao analisar valores absolutos das variáveis medidas, principalmente ao comparar diferentes indivíduos. E mesmo ao comparar a mesma pessoa em diferentes situações, deve-se garantir que as medidas sejam realizadas em condições equivalentes, o que é dificultado quando se pretende utilizar variáveis angulares, devido às limitações dos métodos de anatomia palpatória utilizados para identificação dos processos espinhosos das vértebras (SCHACHE et al., 2002a). Além disso, não se pode comparar os valores obtidos para regiões diferentes da coluna com ângulos, principalmente se as regiões tiverem comprimentos diferentes e o espaçamento das marcas for desigual.

Essas limitações podem ser minimizadas com o uso da curvatura geométrica bidimensional, através do método proposto em Brenzikofer et al. (2000). Nesse método o alinhamento dos processos espinhos pode ser quantificado sem dependência da identificação exata das vértebras marcadas. Informações geométricas da curva definida por esses processos espinhosos podem ser utilizadas para definir uma origem comum do sistema de coordenadas e

permitir analises comparativas da pessoa em dias diferentes. Em especial, propomos adotar como origem a Junção Tóraco-Lombar Geométrica, local em que se pode esperar um ponto de inflexão da curva da coluna no plano sagital. Essa proposta está detalhada e testada no capítulo seis desta tese.

4. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE RASTREAMENTO AUTOMÁTICO DE MARCADORES POSICIONADOS NA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A CORRIDA EM ESTEIRA

4.1. Introdução

Baseando-se nos argumentos apresentados na introdução desta tese, percebemos que, assim como já foi descrito para os métodos adotados na área clínica (VRTOVEC et al., 2009), no estudo do movimento com métodos não invasivos, a descrição da postura da coluna com curvatura geométrica tem se mostrado mais adequada e já propiciou identificação de importantes aspectos da postura humana (DEPRÁ, 2004; CAMPOS et al., 2005; PEGORETTI et al., 2005; WITTIG et al., 2005; CAMPOS et al., 2009; PAULA et al., 2009). No entanto, o grande número de marcadores necessários para quantificar a curvatura geométrica limita a aplicação do método de quantificação desta variável (BRENZIKOFER, et al., 2000). Não é possível a obtenção dessa variável de forma automatizada com o sistema de captura de movimento adotado inicialmente (FIGUEROA et al., 2003). Assim, neste capítulo, propusemos um sistema de baixo custo para rastreamento automático de marcadores na coluna vertebral durante a locomoção em esteira ergométrica. Para testar a eficiência do sistema, realizamos uma aplicação no teste de esforço máximo incremental em esteira.

Nas últimas décadas, com o avanço tecnológico observamos o aparecimento de diversos sistemas ópticos para análise de movimento, voltados para diversas aplicações como a indústria cinematográfica, realidade virtual, esporte, análise de marcha, neurociência e até análise de movimentos de animais e insetos (VICON, 2002; RIBO et al., 2001; FIGUEROA et al., 2003; CASTRO et al., 2006; KOLAHI et al., 2007; PEIKON et al., 2009; SWAMIDAS, 1996; RICHARDS, 1999; SUCKOW e YOUNG, 2008; PERALES, 2001; GRUEN, 1997; HERDA et al., 2000; JOSEFSSON et al., 1996).

Sistemas ópticos de captura de movimento apresentam uma atrativa solução para criação de humanos digitais, provendo a replicação do movimento real (HERDA et al., 2000). Dentre os sistemas ópticos, o mais acessível é baseado na utilização de câmeras de vídeo de luz visível com sensores CCD (*Charge Coupled Device*), para registro de marcadores retrorefletivos que são colocados na pele para identificação das partes de interesse no corpo. O movimento desses marcadores é rastreado e analisado, representando o movimento corporal. Esse tipo de sistema pode ser classificado como um sistema de captura de movimento com marcadores passivos, pois esses apenas retro-refletem a luz de iluminadores posicionados junto às câmeras, formando imagens em que os marcadores ficam destacados, com alto brilho. Essa informação pode ser utilizada para identificação da posição desses marcadores nas imagens, facilitando seu rastreamento.

Os dados de entrada de um o sistema de captura de movimento são as imagens geradas pelas câmeras e os dados de saída são as coordenadas espaciais dos marcadores (2D ou 3D). Esse processamento é realizado quadro a quadro. Assim, pode-se dizer que essa técnica permite medir posições no espaço ao longo do tempo. Conhecendo a posição de tela de um ponto, em mais de uma câmera, em um determinado instante, pode-se obter a posição espacial desse ponto com técnicas de reconstrução tridimensional (GRUEN, 1997).

Os marcadores podem ser rastreados de forma automatizada nas diferentes câmeras ao longo do movimento com técnicas de processamento de imagem digital. Em geral pode-se resumir o processo de rastreamento nas seguintes etapas: aquisição, pré-processamento, segmentação, pós-processamento, obtenção de trajetória e análise. Ao conjunto dessas etapas pode-se denominar videogrametria (Figura 14).



Figura 14. Etapas do processo de rastreamento de marcadores em um sistema de captura de movimento baseado em videogrametria.

A etapa de aquisição visa o registro dos marcadores em ao menos duas câmeras. No pré-processamento, é realizado um pré-tratamento das imagens em que elas são simplificadas e pode-se selecionar uma região de busca onde se espera encontrar cada marcador. A posição dessa região de busca é determinada por técnicas de predição que levam em consideração as características da trajetória dos marcadores. Na segmentação a tarefa é identificar o grupo de pixels que representa cada marcador nas imagens, os blobs. No pós-processamento, visa-se calcular e processar atributos dos blobs como a área ocupada e a posição do centro do marcador na imagem. Obter a trajetória dos marcadores implica em verificar a correspondência temporal entre as diferentes posições de tela ao longo do movimento. A fase de análise depende da finalidade de cada aplicação.

O rastreamento de marcadores não é trivial (HERDA et al., 2000; SUCKOW e YOUNG, 2008). Temos hoje sistemas de rastreamento automático e análise de movimento humano disponíveis no mercado como VICON, APAS, Optotrak e Elite-Plus (RICHARDS, 1999). Os sistemas ópticos são bastante acurados como indica o estudo de Richards (1999). As dificuldades existentes para a utilização desses sistemas comerciais é que são "pacotes fechados" (não é possível acessar e alterar o código fonte) e dispendiosos.

Quando o processo de rastreamento automático falha, em sistemas de análise de movimento baseados em vídeo de luz visível, é possível a identificação manual dos marcadores na tela. Mas, em movimentos de média e longa duração, como no teste de esforço máximo, a medição manual é inviável tendo em vista que este tipo de teste pode durar mais de vinte minutos. Utilizando câmeras com freqüência de aquisição de 60Hz temos mais de 70 mil posturas registradas em cada câmera do sistema.

Identificamos quatro fatores que dificultam o rastreamento de marcadores posicionados no dorso para quantificação da curvatura geométrica 2D com o método proposto por Brenzikofer et al. (2000). A seguir, apontamos esses fatores e discutimos as possíveis soluções para rastrear os marcadores automaticamente.

Ruídos nas imagens: Definimos esse tipo de ruído como pontos no fundo da imagem que tenham contraste e se assemelhem a marcadores. Câmeras de luz visível, por registrar outros objetos além dos marcadores, são mais susceptíveis a esses artefatos (FIGUEROA, et al., 2003).

Neste trabalho, procuramos diminuir a ocorrência de ruídos nas imagens com a construção de iluminadores com Leds em forma de anel para serem acoplados ao redor das lentes das câmeras para maximizar o efeito retro-refletivo dos marcadores e aumentar o contraste entre os marcadores e o fundo. Cabe salientar aqui que câmeras de luz visível, apesar de aumentar a chance de ocorrerem ruídos, permitem visualizar o movimento do dorso, conferir o resultado do rastreamento e, se necessário, realizar correções e medidas manuais.

Oclusão dos marcadores: Outro fator que pode dificultar o processo de rastreamento é a ocorrência de oclusões ao longo do movimento (SWAMIDAS, 1996).

Para que a posição 3D de um marcador seja computada, é necessário que esse seja medido em ao menos duas câmeras. Uma solução para lidar com oclusões é utilizar mais de duas câmeras para registrar os marcadores de forma que se algum marcador for ocluído em alguma, haja sempre duas registrando o mesmo. Para permitir a previsão da região de busca de um marcador que tenha sido ocluído em alguma câmera, pode-se realizar a reconstrução 3D com as câmeras que o visualizaram e projetar essa posição na câmera em que ele foi ocluído.

Impacto: Movimentos com impacto, como a corrida, também podem dificultar o rastreamento automático por tornar a previsão da posição dos marcadores menos precisa em vista de aceleração repentina dos marcadores.

As dificuldades no rastreamento podem ser minimizadas com câmeras, com maiores freqüências de aquisição, de modo que os marcadores se movam muito pouco nas imagens de um quadro para outro, facilitando identificar as correspondências. Mas, câmeras com altas freqüências são dispendiosas. Outra solução para esse problema é aumentar a região de busca dos marcadores de tal forma que se garanta que eles estejam presentes.

Proximidade dos marcadores: O processo de rastreamento automático também pode falhar ao medir muitos marcadores, simultaneamente, em situações em que eles estejam próximos uns dos outros (FIGUEROA et al., 2003; YU et al., 2007). Nesse caso, pode-se confundir um marcador com o outro. Inclusive, o manual do sistema Vicon (VICON, 2002) recomenda uma distância mínima de 3cm entre os marcadores posicionados no corpo, para que o sistema funcione automaticamente. No modelo antropométrico proposto por Brenzikofer et al. (2000), é aconselhado posicionar marcadores de 2 em 2cm, o que evidencia a dificuldade que se enfrenta ao rastrear os marcadores da coluna.

Foram criados diversos métodos de rastreamento com algoritmos que levam em consideração as restrições cinemáticas impostas tanto pelo tipo de movimento quanto pelo modelo anatômico definido na marcação (SWAMIDAS, 1996). Esses métodos são os mais usados na área de rastreamento de movimento humano com marcadores e os sistemas comerciais parecem ser baseados nesse tipo de estratégia, como podemos ver na lista de métodos disponibilizada por Swamidas (1996).

No caso de medir a coluna vertebral com o modelo de Brenzikofer et al (2000) é esperado que os marcadores que estejam próximos no dorso apresentam trajetórias parecidas. Pode-se fazer uma boa estimativa da posição de um marcador se for conhecida a posição de outro marcador que esteja próximo. Como se pode verificar na Figura 15, os marcadores que ficam posicionados ao longo da coluna ficam bem próximos uns dos outros, mas, observamos também que os marcadores bilaterais à coluna são mais isolados na imagem. Espera-se que o movimento dos pontos na coluna seja parecido com o movimento dos bilaterais. Ampliando a região de busca desses marcadores bilaterais pode-se garantir que estejam na mesma. Após medir a posição desses pode-se utilizar essa informação para corrigir a previsão da posição de tela dos pontos que estejam na coluna. Denominamos essa estratégia de rastreamento como rastreamento de marcadores com pontos de controle, que no caso, são os pontos bilaterais.



Figura 15. Marcação dorsal obtida com o método proposto em Brenzikofer et al. (2000).

Neste trabalho, apresentamos uma solução para rastreamento automático de marcadores posicionados na coluna vertebral durante a locomoção em esteira. Desenvolvemos um sistema de captura de movimento com câmeras de vídeo de luz visível e marcadores retro-refletivos. As técnicas que foram adotadas na implementação desse sistema estão descritas neste capítulo.

4.1.1. Definições de termos técnicos utilizados no texto

Cabe aqui definir alguns termos técnicos que foram utilizados constantemente nesse texto.

Objeto de interesse: Em cada imagem, os "objetos de interesse" são os marcadores retro-refletivos. Dessa forma, "objeto de interesse", ou apenas "objeto" refere-se à região da imagem que representa os marcadores.

Fundo: Todos os objetos e partes corporais que tenham sido registrados na cena e que não se pretenda medir estão referidos como "**plano de fundo**" das imagens, ou somente, "fundo".

Blob: Na área de processamento de imagem **blob** ou aglomerado refere-se a um conjunto de pontos adjacentes que possuem alguma característica em comum. No caso desse estudo, os pixels dos marcadores têm uma característica em comum que é o alto brilho e são interconectados por critério de vizinhança. Os pixels que compõem o fundo da imagem também têm uma característica em comum que é o baixo brilho e são interconectados. Pela definição

apresentada acima, tanto o fundo quanto o marcador são representados por blobs nas imagens. Mas, para facilitar as explicações, o termo blob, nesse texto, será utilizado para se referir ao conjunto de pixels que representa um marcador.

Quadro atual: é um termo adotado para se referir ao quadro que está sendo medido.

4.2. Componentes do Sistema

O sistema de rastreamento da postura humana é composto por marcadores anatômicos, itens de *hardware, software* e um objeto de calibração. Faremos aqui uma breve descrição destes itens.

Dentre os itens de *hardware* estão os sensores para registro do movimento (nesse sistema, filmadoras digitais), dois laptops, iluminadores, placas e cabos para transferência das imagens em tempo real para o computador.

Foram utilizados *softwares* para gerenciamento da aquisição das filmagens em tempo real e armazenamento no disco rígido do computador. Para processar as imagens e analisar os dados desenvolvemos o programa *Dynamic Posture*, no Matlab[®] (MATHWORKS, 2010). O *Dynamic Posture* se baseia em técnicas de vídeogrametria e processamento digital de imagem para obtenção da posição espacial dos pontos de interesse da coluna. Detalhamos esses itens nas próximas seções desse capítulo.

4.3. Aquisição de dados

4.3.1. Preparação do ambiente experimental e planejamento da aquisição

Para medir o formato geométrico da coluna, adotamos o método proposto em Brenzikofer et al. (2000). Esse método, não invasivo, mede posições na pele dorsal cujo formato representa a curva da coluna. Uma vez que a superfície dorsal é relativamente plana, raramente mostra o formato dos acidentes ósseos das vértebras, mesmo os processos vertebrais que ficam bem próximos da superfície corporal. Para auxílio na identificação de pontos anatômicos da coluna e do tronco, adotou-se a utilização de marcadores adesivos retro-refletivos.

Utilizou-se iluminação ambiente com lâmpadas alógenas para evitar flutuações na intensidade das imagens ao longo da seqüência de vídeo, fenômeno que é geralmente observado quando utiliza-se lâmpadas fluorescentes (comuns nos laboratórios) como iluminação ambiente.

Neste estudo, adotamos marcadores quadrados com 8mm de aresta, maiores dos que foram utilizados nos trabalhos anteriores (circulares com 5mm de diâmetro) de Brenzikofer et al. (2000). Visamos obter medidas mais precisas da posição central dos marcadores nas imagens com esse aumento da área.

Acreditamos que a utilização de marcadores planos é vantajosa pelos motivos que seguem. Apresenta menor chance de um marcador entrar na frente do outro em relação à câmera, diminuindo o número de oclusões. São mais leves que objetos volumosos diminuindo a chance de se desprenderem durante as filmagens e minimizando deslizamentos da pele em relação aos ossos. São de fácil confecção em comparação aos marcadores esféricos. Também é significativa sua vantagem devido ao fato de serem descartáveis facilitando a higiene na coleta e garantindo que a superfície retro-refletiva esteja sempre nova. Finalmente, o fato de termos adotado marcadores maiores e quadrados, facilitou o manuseio e o processo de marcação em relação aos procedimentos iniciais (BRENZIKOFER et al., 2000; CAMPOS, 2005).

Quanto ao processo de rastreamento, marcadores com área maior possibilitam maior precisão no processo de identificação do centro do marcador na imagem. Se compararmos dois marcadores, um quadrado e outro redondo com a mesma área, o redondo terá um diâmetro maior que a aresta do marcador quadrado. Isso significa que se utilizássemos marcadores circulares com a mesma área dos marcadores quadrados que estamos utilizando, eles ficariam mais próximos uns dos outros que os quadrados. Isso poderia dificultar mais o rastreamento.

Os adesivos retro-refletivos foram confeccionados da seguinte maneira. Como base para fixação dos marcadores na pele, utilizou-se uma fita adesiva dupla-face hipoalergênica, comercializada para a fixação de peruca (3M[®]). Sobre a face frontal dessa fita, foi colada uma fita de material retro-refletivo. Sobre o revestimento removível da outra face da fita adesiva, foi colada uma fita branca com um gabarito quadriculado impresso (cada quadrado com 8mm de aresta). Seguindo o gabarito, recortou-se o feixe de fitas, gerando os marcadores. Dessa forma,

foram confeccionados marcadores leves, planos e quadrados. Para utilizar esses marcadores bastou retirar o revestimento removível, liberando o material aderente da face oposta à face retro-refletiva.

Com os voluntários em posição ereta, através de técnicas de anatomia palpatória (TIXA, 2000), os marcadores foram aderidos na pele dorsal em pontos específicos como proposto por Brenzikofer et al. (2000) de modo a identificar a curva da coluna. Seguindo esse protocolo, inicialmente foram demarcadas as espinhas ilíacas póstero-superiores e o ponto mediano entre elas, o processo espinhoso de S2. Após, foram identificados os processos espinhos de L4, T12, T6 e T1. Na altura de cada um desses processos foram colocadas três referências, um marcador central sobre o processo espinhoso e outros dois laterais, seguindo o alinhamento vertical das espinhas ilíacas póstero-superiores. Para obtenção da curva da coluna, completamos sua demarcação colocando marcadores aproximadamente de 2 em 2 cm ao longo da linha definida pelos processos espinhosos de todas as outras vértebras, desde S2 até a região cervical. Para obtenção de mais uma referência de cada lado da coluna, foram demarcados os pontos de intersecção entre as bordas mediais e as espinhas das escápulas.

Após a medição dos marcadores dos voluntários do estudo verificamos que, para os marcadores na coluna, a distância média entre os centros de marcadores adjacentes foi em média de 2,3 \pm 0,3cm.

O objetivo da marcação foi definir dois conjuntos de marcadores. Um conjunto foi associado à posição da coluna e teve o número de marcadores variável dependendo do comprimento da mesma, que variou entre os voluntários. O outro conjunto ficou composto por seis pares de marcadores bilaterais (EIPS, L4, T12, T6, SC e T1). O primeiro permite a quantificação do modelo antropométrico proposto em Brenzikofer et al. (2000) que descreve a forma geométrica da coluna nos planos sagital e frontal. Os bilaterais possibilitam quantificar e descrever as torções axiais do tronco no plano transversal e serviram como pontos de controle, utilizados no rastreamento.

4.3.2. Registro do movimento dos marcadores

Para registrar o movimento, adotamos filmadoras digitais no sistema NTSC (*National Television System(s) Committee*), no padrão MiniDV. É um tipo de câmera comercial

popular, de fácil acesso e baixo custo. Utilizamos três câmeras comerciais JVC modelo GR - DVL 9500. As imagens geradas pelas câmeras foram amostradas a 60 Hz. Os dados foram transferidos em tempo real para dois notebooks através de placas e cabos de 5 metros do tipo *firewire* (IEEE 1394).

Utilizamos o software gratuito *VirtualDub* (VIRTUALDUB, 2010) para fazer a transferência em tempo real das filmagens das câmeras para o computador.

Para utilização desse sistema, uma recomendação pertinente é que as câmeras disponham de uma freqüência de aquisição compatível com o fenômeno que se deseja medir. O movimento humano é em geral de baixa freqüência (CUNHA, 1998; WINTER, 1990) e câmeras comuns com 50Hz (PAL) ou 60Hz (NTSC) já são adequadas para registrar as partes do corpo e investigar a maioria dos fenômenos associados, como as adaptações posturais da coluna vertebral na corrida.

Câmeras mais rápidas são necessárias para análise de fenômenos de curta duração como impactos. Como exemplos no último Simpósio Internacional de Biomecânica, Zunzer et al., (2009) utilizaram câmeras com freqüência de 500Hz para análise do impacto da tacada de golfe e Shinkai et al. (2009) utilizaram câmeras com 2000Hz para analisar a fase de impacto do chute de jogadores de futebol. Outro exemplo interessante é o trabalho de Maiwald et al. (2009) em que foram utilizadas câmeras de 250Hz para medir o tempo de contato com o solo na corrida.

A freqüência de aquisição também está relacionada com a precisão da sincronização entre as câmeras e poderá afetar a qualidade da reconstrução tridimensional. Câmeras com freqüências de aquisição baixas podem acarretar em sincronização pouco acurada, com uma defasagem temporal grande entre os quadros correspondentes das câmeras, mesmo com métodos de sincronização intra-frames (BARROS, 1993; YEADON e KING, 1999; BARROS et al., 2006), pois esses utilizam técnicas de interpolação para estimar a melhor sincronização. Poucos pontos medidos por unidade temporal podem levar a imprecisões nessas interpolações.

Outro fator que deve ser levado em consideração na coleta de dados é que para realizar a reconstrução 3D de cada marcador é necessário que ele seja observado em ao menos duas perspectivas diferentes, ou seja, que ele seja registrado por duas câmeras, gerando duas imagens em planos não paralelos. Como os membros corporais podem ocluír os marcadores é conveniente fazer uma estimativa antecipada do movimento corporal. A partir desse estudo, determinar a quantidade de câmeras e verificar o posicionamento ideal das mesmas, que garanta o registro simultâneo de todos os marcadores em ao menos duas.

Nesse trabalho, foram realizados cinco experimentos pilotos para determinação do número mínimo de câmeras e o posicionamento necessário para enquadrar e registrar ininterruptamente todos os marcadores com ao menos duas câmeras. Nos primeiros testes, utilizamos quatro câmeras. A configuração final ficou com três câmeras, uma central e duas afastadas lateralmente, como ilustrado na Figura 16.



Figura 16. Ilustração do ambiente experimental mostrando o posicionamento das câmeras e do sistema de referência global em relação ao voluntário e à esteira.

Com relação à qualidade da precisão das medidas de um sistema de análise de movimento com câmeras de vídeo, destacamos dois fatores que devem ser levados em consideração, a posição relativa entre as câmeras e a resolução espacial proporcionada por cada uma.

A princípio, a situação em que ocorre a melhor reconstrução 3D é com 90° entre os eixos ópticos das câmeras (RAUTER et al., 2009). Thornthon et al. (1998) verificaram que com ângulos acima de 30°, o erro na reconstrução 3D fica abaixo de 2mm em uma configuração voltada para área clínica. Essa configuração refere-se ao posicionamento, resolução de tela e enquadramento das câmeras.

Como se pode observar na Figura 16, as câmeras foram posicionadas posteriormente aos voluntários, a aproximadamente 2,5m de altura, 3m de distancia do centro da esteira e alinhadas horizontalmente, com as câmeras laterais apresentando uma distância de 1.2m da câmera central. Dessa forma, o ângulo apresentado entre os eixos ópticos das câmeras laterais foi de aproximadamente 42°.

No ajuste das câmeras, para facilitar o processo de rastreamento, visamos grande contraste entre os marcadores e o restante da imagem. Dessa forma as imagens deveriam apresentar alto brilho para os marcadores e pouco brilho para o fundo, formado pelo restante dos objetos filmados e a pele do dorso. Mas, apesar de objetivar esse contraste, foi conveniente não escurecer totalmente o fundo, permitindo observar e registrar o corpo dos voluntários nas filmagens. O *shutter* foi regulado a 1/500, tempo de exposição que se mostrou adequado para registrar nitidamente os marcadores sem gerar borrões nas imagens. O foco foi ajustado e travado em modo manual, assim como todos os outros parâmetros das câmeras, antes da calibração.

4.3.3. Iluminadores

Para explorar a retro-refletividade dos marcadores anatômicos, construímos iluminadores (Figura 17A) em forma de anel com 20 Leds (*Ligth Emiting Diode*) de luz branca, de alto brilho (3000 mcd). O projeto de construção de cada anel de Led está apresentado na Figura 17B.Os marcadores utilizados têm a propriedade retro-refletiva, o feixe de luz que incide sobre os marcadores reflete da forma que a maior parte dos raios volta na mesma direção de incidência. Os outros objetos da cena, principalmente a pele do dorso, absorvem mais luz e a reflete para direções difusas. Devido a essa característica, pode-se obter grande contraste entre a imagem dos marcadores e o fundo, posicionando a fonte de luz o mais próximo possível do eixo focal da câmera, para que a câmera fique exposta a grande quantidade de luz vinda dos marcadores e pouca quantidade vinda da pele. Por esse motivo, o iluminador foi construído em forma de um anel para ser colocado ao redor da lente.



Figura 17. A- Iluminadores. B- Projeto de construção dos iluminadores.

O Led foi adotado como fonte de luz, pois produz pouco calor, podendo ficar bem próximo da câmera sem danificá-la. Além disso, o consumo de energia é baixo e a durabilidade é alta.

4.3.4. Características das imagens geradas pelas câmeras

O ajuste das câmeras digitais é um dos principais fatores para obter imagens nítidas, bem enquadradas e com bastante contraste entre os marcadores e o fundo nas imagens. Nesse sentido, cabe aqui discorrer brevemente sobre o processo de formação das imagens nas câmeras. Não se pretende aprofundar nesse assunto, apenas comentar alguns aspectos que auxiliem no bom ajuste de câmeras.

A experiência adquirida durante a realização dos cursos de pós-graduação do autor desta tese mostra que a etapa de preparação da aquisição é a principal etapa do processo de medidas. Se as câmeras forem bem reguladas e posicionadas, muitas semanas ou meses de trabalho poderão ser poupados. É importante frisar que isso não é exagero! Assim, seja qual for a aplicação que se faça, é recomendado que a preparação do ambiente de coleta dos dados seja realizada com muito cuidado, preferencialmente realizando um experimento piloto, para testar aquilo que foi planejado, re-planejar e fazer o experimento principal com maior segurança. Uma coleta de dados sem a realização prévia de um experimento piloto é garantia de trabalho manual para rastreamento dos marcadores e baixa precisão das medidas.

O experimentador deve treinar a regulagem das câmeras. Cada modelo disponibiliza uma forma de regulagem das funções básicas. Na escolha de uma câmera é necessário verificar se ela disponibiliza a possibilidade de ajustar as funções de regulagem no modo manual. Em especial, o foco tem que ficar travado em modo manual para que a R3D seja realizada. O shutter também deve ser travado em modo manual, assim como o enquadramento. Muitas câmeras comerciais apresentam funções especiais para fazer animação da filmagem para serem utilizadas com fins recreativos ou para dar comodidade ao operador. Uma função que comumente não é percebida na regulagem é a minimização de impactos. Com essa função a imagem é deslocada se algo se move rapidamente na cena. Isso é desastroso para a R3D.

Embora pareça óbvio, uma das tarefas mais complexas na regulagem de uma câmera é definir o melhor enquadramento. No enquadramento, deve-se levar em consideração que os marcadores devem ser observados durante todo o movimento, assim como os marcadores do objeto de calibração. Por outro lado, se o enquadramento for muito amplo, a resolução espacial possível do sistema fica subaproveitada. O enquadramento deve ser realizado antes do ajuste do foco.

O processo de formação das imagens resulta em uma representação bidimensional dos objetos e partes do copo que estejam no campo de visão da câmera. Os raios de luz que refletem ou são produzidos por esses objetos atravessam a lente da câmera e incidem em uma matriz foto sensível, que fica dentro da mesma. Ao longo dessa superfície, existe inúmeros foto sensores que detectam a energia luminosa e suas características, como a cor e a intensidade. O resultado em cada foto sensor é a codificação da luz incidente em números.

A luz que incide sobre a placa de foto sensores forma sobre ela uma imagem contínua no espaço. Nesse processo de codificação, essa imagem é medida de forma discreta. A imagem digital final fica formada por uma composição de regiões homogêneas retangulares, cada uma chamada de pixel (*Picture Element*). A resolução da imagem é definida pelo número de pixels que a compõem. As câmeras utilizadas nesse estudo geram imagens retangulares com 720 colunas e 480 linhas de pixels, sendo compostas, por tanto, por 345 mil e 600 pixels (720x480).

Já a resolução espacial da imagem é dada pela relação entre a resolução da imagem e a área real que ela registrou.

Esse processo de quantificação e digitalização da imagem dura uma fração de segundo. O tempo de acumulo de informação luminosa para formar cada quadro é controlado por uma função geralmente denominada *Shutter*. Quanto maior o tempo de registro da cena, mais informação luminosa será coletada e acumulada pelos sensores. Por outro lado, se o tempo de formação das imagens for muito alto e os objetos se moverem de forma relevante durante esse tempo, a imagem ficará "borrada". Assim, é preciso regular o *shutter* para gerar imagens com informação luminosa suficiente para o registro da posição dos marcadores e ao mesmo tempo, sem borrões. Geralmente, a unidade de medida do *shutter* é dada em segundos representada por uma fração, como 1/60s. Nesse caso, é coletada informação luminosa para formar a imagem de um quadro até imediatamente antes do inicio do quadro subseqüente, se a freqüência de aquisição da câmera for 60Hz. Para registro do movimento do dorso na corrida em esteira recomendamos uma velocidade mínima de *shutter* de 1/250s. Além do *shutter*, a quantidade de luz coletada pelos foto sensores também depende da íris eletrônica.

As imagens das câmeras adotadas neste estudo são representadas no espaço de cor RGB (FALCÃO e LEITE, 1998). Para caracterizar cada pixel são utilizadas três informações numéricas relativas às três cores primárias desse sistema, vermelho, verde e azul, no inglês *red*, *green* e *blue* (RGB). Para cada uma dessas três componentes do pixel, é atribuída uma intensidade utilizando-se uma escala padronizada de 0 a 255, apenas com números inteiros, possibilitando 256 níveis de intensidade para cada cor primária.

4.3.4.1.Sistemas de coordenadas 2D das imagens

Para identificar a posição de cada pixel na imagem digital bidimensional adotamos um sistema de coordenadas cartesianas com dois eixos. Esse sistema foi denominado sistema global de coordenadas da imagem. Lançamos mão das bordas superior e a borda esquerda da imagem para definir respectivamente as direções do eixo horizontal "Z", com sentido para direita, e o do eixo vertical "I", com sentido para baixo (Figura 18). A origem do sistema foi posicionada a 0,5 pixels acima da borda superior da imagem e a 0,5 pixels à esquerda da borda

esquerda da imagem. Nesse sistema, a posição de um pixel "p" no plano da imagem é determinada pela dupla ordenada (z,i) como exemplificado na Figura 18.



Figura 18. Sistema de coordenadas global da imagem, com origem no vértice superior esquerdo da imagem, eixo "Z" horizontal com sentido para direita e eixo "T" vertical com sentido para baixo. Está também ilustrada a representação da posição do centróide de um marcador nesse sistema.

Elucidamos aqui que a origem e os eixos do sistema de coordenadas global da imagem ficaram posicionados fora da área da mesma. Esse deslocamento foi adotado para que a posição do centro de cada pixel fosse determinada por números inteiros. Esse fato foi levado em consideração nas operações em que a imagem é re-amostrada, por exemplo, na marcação manual com *zoom*.

4.4. Processamento de dados

4.4.1. Sincronização das filmagens

A sincronização inter-frames das filmagens foi realizada através de um evento abrupto registrado simultaneamente por todas as câmeras. Por exemplo, uma pessoa bateu uma palma na frente de todas as câmeras e o momento em que as mãos entraram em contato foi utilizado para identificar um quadro em que todas estavam registrando um mesmo evento. A sincronização intra-frame dos registros foi obtida por meio do método proposto por Yeadon & King (1999), interpolando-se as coordenadas de tela e encontrando o instante que minimiza os resíduos da reconstrução 3D.

4.4.2. Pré-processamento

4.4.2.1.Desentrelaçamento e rotação das imagens

Filmadoras digitais, em geral, possibilitam um processo de filmagem progressiva ou entrelaçada. Esses termos descrevem como as imagens são armazenadas e disponibilizadas. No sistema progressivo, cada imagem gerada é guardada em um quadro da filmagem. Já no sistema entrelaçado, cada quadro contém duas imagens subseqüentes da filmagem.

As câmeras adotadas nesse estudo permitem filmagem entrelaçada. Nesse formato, as linhas pares e ímpares da matriz de foto sensores da filmadora são usadas de maneira alternada para formar as imagens subseqüentes da filmagem. Há um revezamento na utilização das linhas de foto sensores. Normalmente as imagens pares da seqüência de vídeo estão armazenadas nas linhas ímpares do quadro e vice-versa para as imagens ímpares. Comumente, diz-se que nesse formato cada quadro (*frame*) contém dois campos (*field*) ou duas imagens.

Ao realizar a separação das imagens de um quadro em duas, há uma distorção espacial da imagem. Isso, pois a imagem fica com metade das linhas. Dessa forma, foi necessário implementar ferramentas para tratar e separar as imagens entrelaçadas da filmagem.

Na implementação dessa ferramenta, adotou-se o seguinte procedimento. Cada quadro gerado pela câmera é carregado e depois é desentrelaçado para formar dois campos, um relativo às linhas pares e outro às linhas ímpares do quadro. Isso é feito selecionando-se apenas as linhas pares para formar um campo ímpar, ou as ímpares para formar um campo par. Cada campo fica inicialmente com um aspecto "achatado" horizontalmente, pois fica com apenas metade das linhas. A imagem fica sub-amostrada verticalmente, por tanto, é realizada uma re-amostragem da imagem com interpolação na vertical. No caso de nossas câmeras, cada quadro tem 480 linhas e os campos 240. No tratamento, as imagens são redimensionadas para ter 480 linhas. Todos os passos subseqüentes do processamento de imagem são aplicados na imagem já desentrelaçada.

Cabe salientar que para efeito de reconstrução 3D (descrita à frente), não haveria necessidade de redimensionamento das imagens, mas para visualização e medição das coordenadas de tela dos marcadores, as imagens são redimensionadas para voltar a ter um aspecto sem distorção.

Criamos diferentes opções para fazer o redimensionamento das imagens. A mais simples delas é a duplicação das linhas. Quando o campo é formado pelas linhas pares, essas são reutilizadas para preencher os espaços vazios nas linhas ímpares adjacentes e vice versa. Outra opção é preencher as linhas vazias com a média das linhas adjacentes e a mais complexa é a interpolação cúbica.

Logo após o desentrelaçamento há possibilidade de rotacionar a imagem das câmeras em 90°, 180° e 270° (sentido horário). Para cada câmera, o usuário decide se quer utilizar esse recurso. É um recurso que visa apenas dar mais possibilidades de visualização das imagens e não muda o resultado da reconstrução 3D.

É necessário que a calibração de cada câmera seja realizada nas mesmas condições de medida das imagens do movimento registrado. Ou seja, as imagens da calibração têm que passar pelos mesmos procedimentos de desentrelaçamento e rotação. Assim, ao ajustar os filtros de desentrelaçamento e rotação das imagens de uma câmera, o sistema já fica ajustado para utilizar as mesmas configurações na imagem de calibração correspondente.

4.4.2.2.Conversão para níveis de cinza

A estratégia utilizada para identificar os marcadores nas imagens foi a diferença de contraste com o fundo, assim, a informação original da câmera, com três componentes de cor para cada pixel foi convertida para escalas de cinza. Nesse novo formato, a intensidade de brilho de cada pixel é representada apenas por um número inteiro entre 0 e 255. Essa conversão é realizada calculando-se para cada pixel, a média entre a intensidade das três componentes básicas do espaço de cor RGB. A imagem passa a ter um aspecto em níveis de cinza, que vão desde o preto (0) até o branco (255). Nesse passo, perde-se informação sobre as cores da imagem, mas, é preservada a informação sobre as diferenças de contraste. Essa informação de contraste será utilizada para identificação dos pixels que representam o marcador e os pixels que representam o fundo.

4.4.3. Reconstrução Tridimensional

O método básico para obtenção da posição espacial de um objeto vem da área de fotogrametria. A imagem desse objeto de interesse deve ser projetada em ao menos dois planos não paralelos e sua posição pode ser obtida por triangulação. Esses planos referem-se aos planos internos das câmeras onde as imagens são formadas. Feixes de luz são refletidos por um ponto do objeto, atravessam as lentes das câmeras e atingem esses planos. Cada feixe de luz que sai do objeto e vai para uma câmera define uma reta (Figura 19). Conhecendo essas retas, pode-se recuperar a posição do ponto no local onde elas deveriam se cruzar.

A relação geométrica entre a posição e orientação das câmeras e as retas definidas pela projeção do ponto nas câmeras é obtida com um procedimento de calibração do sistema. A todo esse processo de medição da posição espacial de um objeto nomeia-se Reconstrução Tridimensional (R3D). O método mais utilizado em biomecânica para fazer a R3D é a Transformação Linear Direta, em inglês: *Direct Linear Transformation*, DLT (ABDEL-AZIZ e KARARA, 1971). Adotamos esse método de R3D.



Figura 19. Representação das retas definidas pelos feixes de luz que vão dos marcadores para as câmeras.

Após regular as câmeras, visando à calibração das mesmas, houve o registro de um conjunto de marcadores retro-refletivos com posições conhecidas (Figura 20). Antes do teste de esforço, com as câmeras já reguladas, filmamos um calibrador formado por cinco fios de prumo fixos em locais conhecidos de uma placa metálica, suspensa e fixa a aproximadamente 2.5m de altura em relação ao tapete da esteira. Através de um nível e um sistema regulável no calibrador, foi possível ajustar a inclinação da placa metálica aproximadamente na horizontal. O calibrador foi construído com um conjunto de 35 marcadores retro-refletivos, soldados em locais conhecidos dos fios de prumo. Dessa forma, definiu um corpo imóvel identificável nas imagens, com dimensões compatíveis com o movimento executado pelo dorso durante a corrida, permitindo a calibração do sistema.

Através dessa calibração, o sistema de coordenadas do laboratório foi definido com o eixo **u** vertical para cima, **w** horizontal para frente e **v** ortogonal aos primeiros com sentido para a esquerda dos voluntários (Figura 19).



Figura 20. Imagem do calibrador, da esteira e de um espelho posicionado à esquerda do calibrador e ao fundo na imagem. Esse espelho é registrado por uma das câmeras que enquadram o dorso e permite verificar a passagem de marcadores retro-refletivos colados no tapete da esteira, para medição de sua velocidade e sincronização com o analisador de gazes.

Para realização da reconstrução tridimensional é necessário determinar a posição dos pontos de interesse nas imagens das câmeras. Essa posição na imagem pode ser representada por coordenadas de tela de uma imagem digital. A videogrametria incorporou uma série de técnicas de processamento de imagem digital para realização dessa tarefa de forma automatizada. A seguir, apresentamos as técnicas adotadas neste sistema.

4.4.4. Segmentação e identificação de blobs

A segmentação visa dividir a imagem em regiões de interesse. São identificados os pixels que representam os marcadores nas imagens, os blobs. É realizada em dois passos. No primeiro, a imagem é binarizada e depois ela é rotulada.

Uma opção para detecção de blob (a região do marcador na imagem) é a busca de diferenças entre pixels vizinhos. Podemos citar como exemplos os detectores de contorno e a segmentação morfológica cuja principal ferramenta é a transformação que define a linha divisória de águas, *watershed* (FALCÃO e LEITE, 1998). Essa opção de explorar diferenças entre os pixels foi adotada, por exemplo, em um sistema com câmeras de vídeo com luz visível

(FIGUEROA et al., 2003). Outra opção é procurar similaridades entre pixels da imagem como a limiarização (*tresholding*), amplamente utilizada principalmente em sistemas com câmeras baseadas em infravermelho. Escolhe-se uma intensidade limiar de brilho acima da qual se espera identificar os pixels que representam os marcadores na imagem e abaixo desse os do fundo. Adotados a limiarização nesse estudo. Todas as opções são susceptíveis a falhas devido a ruídos na imagem especialmente em sistemas com luz visível, em que os objetos do fundo da imagem não são totalmente apagados e a ocorrência de ruídos tente a ser maior, podendo gerar mais "falsos positivos".

O critério para realizar identificação dos marcadores nas imagens se deu em função das características esperadas das imagens devido ao tipo de aquisição de dados adotada neste sistema. Na Figura 21 mostramos um exemplo de uma imagem típica gerada pelas câmeras do sistema e a região de busca de um marcador. Como se pode perceber por este exemplo, a utilização de marcadores retro-refletivos e iluminadores acoplados às câmeras gera imagens em que os marcadores ficam com brilho maior que o fundo. Para cada marcador é definida uma região de busca onde se espera encontrá-lo e a segmentação é aplicada sobre essa região de busca.



Figura 21. Exemplo de uma imagem típica gerada pelas câmeras do sistema e a região de busca de um marcador.

Na Figura 22 mostramos a intensidade típica de brilho dos pixels do marcador, das bordas e do fundo adjacente. A condição ideal para identificação dos pixels do marcador seria que esses ficassem com brilho de 255 e o fundo com brilho igual a zero. No entanto, as imagens da câmera de luz visível não geram essa situação ideal. O fundo não fica totalmente apagado (brilho = 0) e os pixels do marcador não ficam todos com brilho máximo (255). Como se pode perceber neste exemplo, o centro dos marcadores apresentou brilho próximo de 255, as bordas ficaram com brilho numa faixa aproximada de 50 a 180 e o fundo numa faixa aproximada de 0 a 60 de brilho. Isso significa que há uma dificuldade em distinguir os pixels das bordas dos pixels do fundo.

Cabe aqui salientar que regulando as câmeras para coletar menos luz é possível gerar imagens com maior contraste, inclusive apagando quase totalmente o fundo. Mas, dessa forma, seria mais difícil conferir a identificação dos marcadores e as informações qualitativas do movimento corporal seriam perdidas. Outro problema de diminuir exageradamente o registro de luz é que quando a superfície do dorso se inclina muito em relação às câmeras o marcador fica menos brilhante e se poderia perder marcadores nessas situações. Por esses motivos, optamos por regular as câmeras para ter contraste entre marcadores e o fundo sem apagar o corpo dos voluntários e conviver com as dificuldades ocasionadas por essa escolha.

32	33	31	40	52	51	58	53	
2	0	1	23	53	63	45	47	
92	128	129	1 40	154	1 59	107	25	
182	255	255	255	255	255	168	1	
134	255	255	255	255	243	1.56	27	
85	255	255	255	255	231	144	52	
50	132	137	129	130	121	82	53	
15	50	19	1	4	11	19	54	
33	50	31	29	29	34	37	57	

Figura 22. Figura mostrando a intensidade típica de brilho dos pixels do marcador, das bordas e do fundo adjacente. B- O brilho dos pixels de uma região de busca foram colocados em ordem crescente e o limiar de brilho foi calculado.

Voltando ao exemplo da Figura 22, para identificar os pixels do marcador, poderíamos escolher um limiar de brilho de 49, por exemplo. Nesse caso alguns pixels do fundo seriam confundidos com pixels de marcadores gerando falsos positivos. Por outro lado, escolhendo um limiar maior, como 100, não teríamos a identificação de falsos positivos no fundo, mas, alguns pixels da borda seriam confundidos com pixels do fundo, gerando falsos negativos.

A situação mais delicada é a identificação de falsos positivos, ou seja, identificar os pixels do fundo como marcadores. Assim, é preferível utilizar um limiar maior e perder alguns pixels da borda evitando esses falsos positivos. Mas é interessante que esse limiar preserve o máximo de pixels da borda.

Como o contraste entre pixels pode variar ao longo da imagem e da filmagem, desenvolvemos ferramentas para identificar automaticamente o limiar de brilho para a região da imagem em torno do marcador. Essa região (região de busca) também é identificada de maneira automática por ferramentas de predição de trajetória do marcador.

Em sistemas que utilizam câmeras especiais com luz infravermelha (VICON, 2002) o contraste obtido nas imagens é alto. Nesses sistemas, os pixels que representam os marcadores ficam com cor branca caracterizados pelo forte brilho. Já os pixels que representam o fundo ficam com baixo brilho, próximo da cor negra. Isso possibilita utilizar um limiar de brilho fixo para a imagem toda, durante todo o experimento. Esse procedimento é eficiente em sistemas que utilizam câmeras com luz infravermelha, pois o contraste entre os marcadores e o fundo é alto. Em sistemas que utilizam câmeras com luz visível, podem ocorrer diferenças regionais nesses contrastes ao longo da superfície da imagem e o limiar ótimo para fazer a separação entre os pixels pode variar. Assim, nesse sistema, optou-se por utilizar um limiar de brilho regional. Para cada marcador, é estabelecida uma região de busca com dimensão pré-determinada pelo usuário e o limiar é definido a partir das características dessa região de busca.

4.4.4.1.Binarização automática

A análise das características regionais de distribuição do brilho na região de busca foi abordada de algumas maneiras, resultando em métodos automáticos de cálculo do limiar de brilho. Tomamos como exemplo a região de busca apresentada na Figura 23.



Figura 23. Região de busca típica.

O método mais simples é a pré-definição do limiar pelo usuário.

Em outra abordagem verificou-se o brilho de todos os pixels da região de busca, ordenando-os do menos brilhante para o mais brilhante (Figura 24A). Espera-se que os pixels do fundo tenham brilho menor e em maior quantidade e que o brilho seja relativamente homogêneo. Já os pixels do marcador deveriam ter maior brilho. Por isso, há uma região na curva em que o brilho aumento rapidamente. No local onde a derivada foi maior, escolheu-se como limiar de brilho (Figura 24B). Esse método mostrou-se suscetível a ruídos, mesmo com uso de filtro passa baixa (janela de 5 pontos). Calculando a derivada a partir do terceiro quartil dos dados, ficou robusto frente aos ruídos. No entanto parece identificar um limiar alto que seleciona apenas os pixels mais brilhantes no centro dos marcadores.



Figura 24. Análise do brilho da região de busca. O brilho dos pixels foi colocado em ordem crescente. A-Concentração de brilho esperada para o marcador e para o fundo. B- Definição do limiar de brilho no local onde a primeira derivada foi máxima.
Outra forma de análise do brilho na região de busca é o usuário determinar um percentual fixo do brilho para ser utilizado como limiar. Esse percentual é aplicado em relação ao maior e menor valor de brilho encontrado na região de busca. Essa abordagem permite adaptar o limiar de brilho segundo as características regionais. Mostrou-se robusta frente aos ruídos.

Consideramos que a distribuição do brilho dos pixels de uma região de busca deveria se concentrar em torno do brilho mais freqüente do fundo. Isso, pois espera-se que o fundo ocupe a maior área da imagem da região de busca. Assim, uma outra forma de identificar um limiar de brilho para a binarização foi encontrar o brilho mais freqüente, a coluna mais alta de um histograma (Figura 25A). Definir um limiar de brilho percentual fixo (BRper) em relação à distância entre o brilho mais freqüente e o maior brilho encontrado (Figura 25B).



Figura 25. Histograma do brilho dos pixels da região de busca. A- Espera-se que o brilho dos pixels do fundo tenham menos intensidade e que ocorram em maior freqüência e o brilho do marcador seja maior. B- Definição de um limiar de brilho percentual entre o brilho mais freqüente e o maior brilho da região de busca.

A última abordagem para cálculo do limiar de brilho foi utilizar o método proposto por Otsu (1979). Esse método parte do princípio de que há dois grupos nos dados e procura esses grupos de forma a minimizar a variância da distribuição de brilho de cada grupo. É um método que também pode ser considerado automático. Se mostrou eficiente para encontrar limiares que realizassem uma boa separação dos pixels dos marcadores e o fundo. Inclusive as bordas são preservadas com esse método. Apesar disso, deve-se ter cuidado ao utilizar esse método em fundos não muito homogêneos. Se o fundo apresentar regiões com intensidades de brilho distintas, o método pode falhar por encontrar um limiar para separar essas duas regiões do fundo e não o fundo do marcador. Isso se dá pois, em geral, os marcadores possuem uma área muito pequena perto do fundo. Se o fundo for dividido em dois, essas duas regiões terão mais pixels que o marcador. No rastreamento automático da coluna, acredita-se que isso seja improvável pois a pele é bastante homogênea. Já, percebemos que o método falhou ao medir marcadores do calibrador em locais em que o fundo da imagem não era homogêneo.



Figura 26. A- Região de busca em escala de cinza. B- Região de busca binarizada.

O resultado da binarização é a conversão da imagem em escala de cinza (Figura 26A) em uma imagem preto e branco (Figura 26B) onde os pixels brancos foram identificados como representantes de algum marcador e os pixels pretos como pixels do fundo.

4.4.4.2. Rotulação automática

Nessa etapa a tarefa é rotular (etiquetar) cada pixel de acordo com a região à qual ele pertence. Os blobs são detectados e identificados na imagem. Para realizar essa tarefa, se utiliza os conceitos de vizinhança e conexidade entre os pixels (MEDINA-CARNICER et al., 2008). São utilizados critérios de conexidade.

Na imagem bidimensional, é possível definir o conceito de vizinhança de diferentes maneiras. Nesta aplicação, foi definido que dois pixels são considerados vizinhos quando compartilham uma mesma aresta. Assim cada pixel tem no máximo quatro vizinhos, um de cada lado, um acima e outro abaixo, como mostra a Figura 27A. Nesse exemplo, o pixel preto tem quatro vizinhos, destacados em cinza. Essa relação é dita como vizinhança 4.



Figura 27. A- Representação da relação de vizinhança. O pixel preto possui quatro vizinhos cinza que compartilham arestas. Esse é o conceito de vizinhança 4. B- Exemplo de uma região de busca binarizada.

É utilizada a relação de vizinhança 4 para agrupar os pixels de cada marcador na imagem binária vinda da limiarização (HARALICK et al., 1992). Nessa imagem, espera-se que os pixels dos marcadores sejam brancos (brilho=1) e os do fundo sejam pretos (brilho=0). Um exemplo de uma imagem binária com resolução de 8x8 pixels é apresentado na Figura 27B. Nesse exemplo, há 11 pixels brancos para serem analisados e relacionados a um objeto. A princípio não se sabe quantos objetos estão presentes na imagem. O número de objetos será definido durante a rotulação.

0																	,
0	0	0	0	0	0	0	0	٥	0	0	0	0	0	0	0	0	_ <u></u> ⊳
0	0	0	0	0	1	0	0	-	0	0	0	0	0	B	0	0	
0	0	1	1	1	0	0	0	-	0	0	A	A	A	0	0	0	
0	1	1	1	1	0	0	0		0	Α	Α	A	Α	0	0	0	
0	0	1	1	1	0	0	0	-	0	0	Α	Α	Α	0	0	0	
0	0	0	0	0	0	0	0		0	0	0	0	0	0	0	0	
0	0	0	0	0	0	0	0		0	0	0	0	0	0	0	0	
i					1	1		j									
"↓						V											
											D						
			A	1									В				

Figura 28. A-Representação numérica da imagem binarizada. B- Resultado da segmentação da imagem binarizada, em que todos os pixels brancos são rotulados. Dois componentes conexos, A e B, são encontrados.

Na Figura 28A temos uma representação numérica da imagem binária apresentada na Figura 27B. Consideramos que os pixels que compõem um blob definem um componente conexo. Em cada componente conexo, todo pixel tem que compartilhar ao menos uma aresta com ao menos um outro pixel deste componente conexo. Dessa forma, temos dois componentes conexos (com critério de vizinhança 4) A e B presentes no exemplo dado (Figura 28B).

4.4.5. Pós-processamento

Depois de identificados os pixels que representam os marcadores nas imagens, calculamos e analisamos três atributos desses blobs para verificar o resultado da segmentação, excluir medidas incorretas, realizar a reconstrução 3D e retro-alimentar o rastreamento.

Área do blob: número de pixels que compõem o blob.

Brilho máximo: o brilho do pixel do blob que apresenta o maior brilho.

Equação 1

$$x_c = rac{\sum g_i x_i}{\sum g_i}$$
 $y_c = rac{\sum g_i y_i}{\sum g_i}$

Baricentro do marcador: a posição de tela do centro do marcador nas diferentes câmeras deve ser estimada para permitir a reconstrução 3D e verificar o resultado da segmentação. Como colocou Gruen (1997), o "centro de massa" é um algoritmo simples e rápido em termos computacionais para medir blobs. Utilizamos esse algoritmo nesse trabalho. A obtenção do baricentro do blob é computada através da Equação 1 abaixo, onde x_c e y_c são as coordenadas de tela do centro do blob, x_i e y_i são as coordenadas de tela dos pixels que compõem o blob e g_i os valores de intensidade da escala de cinza associados aos pixels. É a média das coordenadas do blob ponderada pela intensidade do brilho.



Figura 29. Identificação dos pixels que foram considerados representantes do marcador e posição do baricentro encontrada com dois limitares diferentes (A e B).

Mostramos dois exemplos do cálculo do baricentro do marcador de uma região de busca, nas Figura 29A e B. No exemplo B o limiar escolhido foi mais alto e muitos pixels da borda do marcador não foram considerados no cálculo do baricentro dos marcadores, mas, o posicionamento final do centro do marcador não parece ser muito influenciado pelas bordas, uma vez que a posição é muito próxima da posição obtida com limiar mais baixo, mostrado no exemplo A.

4.4.6. Fatores de segurança para verificação do rastreamento

São utilizados fatores de segurança para verificar o resultado da segmentação e do rastreamento automático. Essas operações são realizadas sobre os três atributos dos blobs identificados na seção anterior. O brilho máximo, a área e o baricentro do blob. Todos os parâmetros dos fatores de segurança são pré-definidos pelo operador do sistema. Alguns desses fatores de segurança são mais rigorosos para os pontos de controle e indicamos esses casos abaixo.

Brilho mínimo: Para que um blob seja considerado representante de um marcador, a maior intensidade de brilho deste blob deve estar acima de um fator de segurança

pré-determinado pelo operador do sistema (*default*=120). No caso do ponto de controle, esse brilho é maior (*default*=200).

Área máxima: A área do blob deve ser menor que um valor pré-determinado pelo operador (*default*=100).

Proximidade da posição prevista: Ao procurar o blob de cada marcador, se, mesmo com a verificação dos primeiros dois fatores de segurança, for encontrado mais que um blob dentro da região de busca na imagem, deve-se escolher aquele que esteja mais próximo da predição realizada, ou seja, mais próximo do centro da região de busca. Para que um blob seja adotado como ponto de controle, somente um blob pode ser encontrado na região de busca.

Rigidez do conjunto de pontos: Após todos os blobs dos marcadores serem procurados na imagem, deve-se verificar a rigidez do conjunto de blobs encontrados. Espera-se que a distância entre as imagens dos pontos no dorso não se altere muito entre um quadro e outro. Assim utiliza-se o último quadro medido como referência e verifica-se a variação na distância entre cada dois pontos. Esse fator de segurança teve que comportar certa tolerância.

4.5. Rastreamento automático de marcadores

Mostramos a seguir os passos necessários para o rastreamento automático de marcadores (Figura 30) desenvolvido neste trabalho.



Figura 30. Etapas do rastreamento automático de marcadores.

- Preparação: Uma fase de preparação e planejamento antecede a etapa de aquisição onde há uma preparação do ambiente experimental. Os sensores de movimento (filmadoras digitais) com iluminadores acoplados são posicionados e ajustados. São colocados marcadores, adesivos retro-refletivos, sobre os pontos de interesse no corpo para facilitar a identificação desses acidentes ósseos nas imagens das câmeras. Um objeto de calibração é registrado e determina um sistema global de referência fixo e vinculado ao ambiente de medida.
- Aquisição: Registro do movimento com mais de uma câmera com eixos ópticos não paralelos. O movimento dos marcadores é registrado pelas câmeras e as filmagens são armazenadas para serem processadas posteriormente (processamento *off line*).
- Inicialização: As coordenadas de tela dos marcadores nos dois primeiros quadros da seqüência de filmagem são medidas de maneira manual. As coordenadas de tela dos marcadores do objeto de calibração também são medidas de forma manual e os parâmetros da calibração são calculados para serem utilizados durante o rastreamento. Um quadro para cada câmera é identificado para sincronização inter-quadros dos registros. Todos os parâmetros de rastreamento do sistema são testados pelo operador antes do rastreamento.

- Predição de trajetória: As coordenadas de tela dos últimos dois quadros rastreados são utilizadas para prever a posição de cada marcador no quadro atual e estabelecer uma região de busca.
- Pré-processamento: Tratamento inicial e simplificação das imagens. Nesta etapa, as imagens originais das câmeras são desentrelaçadas e convertidas para níveis de cinza. Para cada marcador, com as informações da etapa anterior, uma região de busca é selecionada na imagem para ser segmentada na próxima etapa do processamento.
- Segmentação: identificação das regiões que representam os marcadores nas imagens. Isso
 é feito em dois passos. No primeiro é realizada uma binarização da imagem. Os pixels dos
 marcadores e os do fundo são separados em dois grupos. No segundo passo, é atribuído
 um rótulo a cada pixel da imagem binarizada indicando a qual blob ele pertence.
- Pós-processamento: Identificação do blob que representa cada marcador em cada câmera e reconstrução 3D. Através de uma análise dos atributos dos blobs (baricentro, área e o maior brilho), procura-se excluir falsos positivos e identificar apenas um blob como representante de cada marcador, em cada câmera. Os baricentros dos blobs encontrados nas diferentes câmeras são utilizados para obtenção da posição 3D do marcador correspondente.
- Retroalimentação: As coordenadas de tela medidas são re-utilizadas no bloco de predição de trajetória e o rastreamento continua até o último quadro da filmagem. Caso algum marcador não seja encontrado no quadro atual, a posição relativa entre esse marcador e o que estava mais próximo no ultimo quadro medido é utilizada para estimar a posição atual que é projetada em todas as câmeras para permitir a continuidade do rastreamento, sem interrupção.
- Obtenção de trajetória: após o final do rastreamento, o operador verifica se todos os pontos foram medidos em ao menos duas câmeras, realiza-se uma sincronização intraquadros, a reconstrução tridimensional é recalculada e os dados são filtrados para serem disponibilizados nas análises.
- Analise dos dados: As coordenadas 3D dos marcadores são tratadas para quantificação da curvatura geométrica da coluna vertebral apresentada em cada quadro da filmagem. Este último passo está descrito no próximo capítulo.

4.5.1. Rastreamento de marcadores com pontos de controle

Após o início do rastreamento automático, o ciclo de rastreamento automático (Figura 31) é aplicado duas vezes para medir cada quadro. No primeiro ciclo, são identificados pontos de controle do rastreamento. Esses pontos são utilizados no segundo ciclo para melhorar a previsão da posição de todos os outros pontos. A idéia é que, os pontos posicionados sobre a coluna estão muito próximos entre si. Já, os pontos posicionados bilateralmente, estão mais isolados no dorso.



Figura 31. Processo de rastreamento automático de marcadores.

É esperado que os pontos da coluna apresentem um movimento parecido com os pontos bilaterais, principalmente aqueles que estiverem mais próximos. Desta maneira podemos medir os pontos isolados de forma mais segura, adotando critérios rigorosos de verificação. Como é esperado que eles apresentem um movimento parecido com os pontos da coluna, utilizamos essa informação para prever onde os pontos da coluna estão no quadro atual. Assim, esses pontos que ficaram mais isolados no dorso, foram denominados pontos de controle de trajetória.



Figura 32. Registro do dorso, marcadores da coluna e pontos de controle (CAMPOS e BRENZIKOFER, 2009).

A identificação de quais pontos são os de controle não é realizada pelo operador, ou pelo modelo anatômico adotado nesta aplicação. Isto é realizado durante a medição de cada quadro, no primeiro ciclo de medição, para cada câmera. Inicialmente é feita uma previsão da posição atual de todos os marcadores na imagem de cada câmera utilizando a informação dos dois últimos quadros medidos, através da velocidade em pixels apresentada. Aqueles pontos, cuja previsão indique que estarão isolados na imagem (quando a distância entre a posição predita para qualquer outro ponto seja maior que um fator de segurança pré-determinado pelo operador) são selecionados como candidatos a pontos de controle. Nas fases seguintes do rastreamento dos pontos de controle, são utilizados critérios rigorosos de verificação em cada etapa para medir os marcadores que demonstrem maior chance de terem sido medidos corretamente.

Depois de realizada a identificação e a medição dos pontos de controle, uma nova previsão de trajetória é realizada para todos os outros pontos, utilizando informações da trajetória dos pontos de controle. Para cada ponto remanescente, é verificado qual ponto de controle está mais próximo na imagem. Esse ponto de controle é utilizado para criar uma base local com origem na posição do ponto de controle e eixos com sentidos iguais aos dos eixos do sistema de coordenadas global da imagem. A posição de tela do ponto remanescente no quadro anterior é escrita nesta base local. No quadro atual, adotando a nova posição dessa base local (a posição atual do ponto de controle) em relação ao sistema global, a posição do ponto remanescente é re-escrita no quadro atual, com uma nova mudança de base. Essa posição é utilizada como previsão da posição do ponto remanescente no quadro atual. Então um novo ciclo de processamento é realizado para medir todos os pontos remanescentes com critérios menos rigorosos já que a previsão da trajetória é corrigida.

O método de rastreamento com pontos de controle consistiu nas seguintes etapas:

- 1- Marcação manual de todos os pontos nos primeiros dois quadros da filmagem.
- 2- Para cada ponto, cálculo da velocidade (pixels/quadro) apresentada nos quadros iniciais e previsão da localização no quadro atual (que está sendo medido).
- 3- Através da informação da predição, identificação dos pontos que devem estar mais isolados na imagem do quadro atual. Estes são pré-candidatos a pontos de controle.
- 4- Medição da posição dos pontos de controle no quadro atual e cálculo da diferença entre a posição prevista e a posição medida para cada ponto de controle, o erro de predição.
- 5- Dentre os pontos que não foram considerados como pontos de controle (pontos remanecentes), identificação do ponto de controle que estava mais próximo no ultimo quadro medido. Utilização do erro de predição do ponto de controle mais próximo para corrigir a sua previsão.
- 6- Medição da posição dos pontos remanescentes no quadro atual.

4.6. Características do Sistema

4.6.1. Interface gráfica com o usuário

A janela principal do software, uma interface gráfica com o usuário (Figura 33), foi projetada para conter os acionadores (botões) da maioria das funções do *software* e ajustar a maioria dos parâmetros do rastreamento. Isso visou facilitar a utilização do software, sem necessidade de abertura de grande número de sub-janelas. Abaixo, listamos essas funções e os parâmetros de rastreamento com acesso diretamente da janela principal.

- Carregar o nome dos arquivos das filmagens do movimento e da calibração nas diferentes câmeras.
- 2. Alterar a câmera que está sendo exibida na tela.
- 3. Acesso aos filtros para desentrelaçamento dos quadros e rotação das imagens.

- 4. Salvar e carregar dados com extensões ".dat", que podem ser utilizados em outros programas como o Dvideo (FIGUEROA et al., 2003), e ".mat", estrutura de dados do Matlab[®].
- 5. Salvar projetos.
- 6. Gerenciamento dos quadros da filmagem. Carregar o próximo/anterior quadro, dez quadros para frente/ para traz, carregar um quadro específico.
- 7. Gerenciamento da exibição dos pontos marcados.
- Apagar e marcar as coordenadas de tela de um ponto de forma manual ou semiautomática.
- Medição automática do quadro. Definir uma área da imagem e medir de forma automática um número de pontos determinado pelo usuário.
- Ativar o rastreamento automático de pontos. Algoritmos com predição através da velocidade apresentada nos últimos dois quadros ou uso dos pontos de controle de trajetória (CAMPOS e BRENZIKOFER 2009).
- 11. Definir o método de predição. Extrapolação linear ou ajuste de curva.
- 12. Zoom.
- 13. Leitor de vídeo. Pode-se carregar vídeos com extensão ".avi" com ou sem compressão *indeo* 5.1.
- 14. Calibração 3D e 2D da câmera atual (que está sendo mostrada na tela).
- 15. Reconstrução 3D e 2D pelo método DLT (ABDEL-AZIS e KARARA, 1971).
- 16. Método de determinação do limiar de brilho. Opções: Brilho Fixo escolhido pelo usuário; Percentual da faixa de brilho presente na região de busca; Limiar de brilho automático por derivação numérica; Otsú; Histograma.
- 17. Parâmetros de rastreamento: Tamanho da janela da região de busca; Brilho mínimo dos pontos de controle; Brilho mínimo dos pontos; Distância mínima entre centros de marcadores; Área mínima dos blobs dos marcadores; Área máxima dos blobs dos marcadores; Percentual para cálculo do limiar de brilho; Limiar de brilho; Variação máxima tolerada, entre quadros consecutivos, da distância entre os centros de dois marcadores próximos.
- 18. Sincronização inter e intra-frame.
- 19. Indicação dos pontos bilaterais que estão marcados no teste.

20. Classificação e numeração automática dos marcadores no quadro atual.

A lista de funções descritas anteriormente, praticamente resume todas as funções do software.

A DYNAMIC POSTURE						
Cam 1 - Tracking	Load Video Filt	er Load dat	Save dat	Load mat Save	cam track	Zoom
Project Load Save						avi reader
Frame						Calibration
						Analysis
Man Aut						reshold Percentual d
del + Clear Frame All frs						dmin_B 15 bpar 50 arsanax 90 datmin 5 bmin_P 80
waterfall nºpts 40 Start						jan seg 11 Synchronization
Track 3D first fr last fr						Sync Fr cl
Start Stop						
all points org	anizer	informations	х сс	у		inter in sync
extrapolation	seriei liame		-			Sync mo

Figura 33. Interface gráfica com o usuário do software Dynamic Posture.

4.6.2. Estrutura e armazenamento de dados

O sistema foi projetado inicialmente para fazer o rastreamento e reconstrução tridimensional com até dez câmeras. Quando o usuário carrega o nome do arquivo de vídeo, o sistema identifica o número total de quadros da câmera e cria um arquivo de dados para armazenar as coordenadas horizontais de tela e outro para as coordenadas verticais, cada um com três dimensões. A primeira dimensão é relativa ao número de pontos que serão medidos, fixo em 100 pontos; a segunda dimensão é relativa ao número de quadros das câmeras carregadas, considerando a câmera com maior número de quadros; e a terceira dimensão é relativa ao número de câmeras carregadas. Esses dois arquivos ficam armazenados na memória de acesso aleatório (RAM) do computador e são atualizados a cada quadro medido. A alocação do espaço total necessário na memória é realizada já no momento de carregamento das câmeras.

Nesse sistema, para cada valor de coordenada de tela armazenado, é utilizado um formato numérico digital binário que ocupa 8 bytes, o *Double* ou dupla-precisão no formato de ponto flutuante. Quanto maior número de câmeras e quadros registrados em cada câmera, maior será o espaço necessário na memória RAM para armazenar os arquivos com as coordenadas de tela dos marcadores. Assim, uma das limitações do sistema é dada pela relação entre o número de bytes disponíveis na memória RAM e o número de câmeras utilizadas no experimento, assim como o número de quadros que a filmagem de cada câmera tem. Como fixamos o número que pode ser medido em 100, para cada quadro registrado em uma câmera, são utilizados 1600 bytes da memória RAM. Nossos experimentos foram realizados com três câmeras e duraram cerca de 70 mil quadros. Nesse caso são necessários 336 mega-bytes disponíveis na memória RAM para armazenar os arquivos com as coordenadas de tela.

Outro tipo de dado a ser armazenado na memória RAM é a imagem que está sendo exibida na janela principal do software. Para mostrar cada quadro, o software lê, no disco rígido, a imagem entrelaçada que contém o determinado quadro e esse *frame* fica armazenado na memória RAM. A cada quadro, o *frame* anterior é descarregado da memória e um novo *frame* é carregado em seu lugar, necessitando haver espaço apenas para os *frames* atuais de cada câmera. Para um quadro com resolução de 720x480 pixels, é necessário ter 345,6kB na memória. Utilizamos o código de disponibilizado por Thangali (2006) para carregar os quadros entrelaçados.

4.6.3. Organização do programa

Todas as funções e sub-rotinas do programa foram implementadas em apenas um arquivo, visando facilitar seu manuseio, manutenção e distribuição. A função principal do programa recebe o nome do mesmo, *Dynamic Posture*. Quando essa função é invocada, a primeira tarefa que ela realiza é observar se o programa já foi inicializado. Se o programa não foi inicializado, ela executa duas sub-funções. Uma que inicializa todas as variáveis globais do sistema com valores e formatos padrão. A outra constrói a principal interface gráfica com usuário (Figura 1) e mostra essa interface na tela do computador. Uma variável "H" guarda o código que identifica o endereço de cada componente desta interface, como os botões e caixas de texto. Implementamos também, atalhos de teclado, que funcionam como alternativas à diversos botões da janela principal. Por exemplo, ao acionar a seta para direita do teclado o próximo quadro do vídeo é carregado e sua imagem é mostrada na tela do computador. Todos os componentes do sistema, que podem ser acionados pelo usuário, quando são acionados invocam a função principal, *Dynamic Posture*. Além desses comandos da janela principal, temos outros botões em sub-janelas que invocam a função principal.

Se o programa já estiver aberto quando a função principal *Dynamic Posture* for invocada, essa aciona outra sub-função de gerenciamento das ações denominada *manager*. Por sua vez, o *manager* identifica na variável "H" qual foi o último componente do sistema que foi acionado e executa a tarefa correspondente.

No anexo 1, mostramos o código de um programa com a mesma estrutura de programação. Esse exemplo é um programa para visualização de um vídeo em formato "avi", com compressão *indeo5.1*.

4.6.4. Ambiente de desenvolvimento (Matlab®)

O Software *Dynamic Posture* foi desenvolvido em linguagem Matlab[®] (MATHWORKS, 2010). Um dos motivos pelos quais foi escolhido esse ambiente de programação é o fato de ele apresentar uma extensa biblioteca de funções predefinidas e ferramentas eficientes para identificação de erros de programação. Além disso, é uma linguagem interpretada. A programação é bastante intuitiva, pois os comandos têm uma sintaxe muito próxima da forma com que os problemas são expressos e escritos matematicamente. Essas características facilitam o processo de programação, possibilitando uma rápida implementação de funções se comparado com outras linguagens como C++, JAVA e Fortran. O Matlab[®] tem pacotes de funções e extensões que suprem as necessidades desse projeto como ferramentas para aquisição de vídeo, processamento de imagem, cálculo numérico, interface gráfica com usuário, análise estatística e construção de gráficos. Além disso, facilitará futuras atualizações, pois é constantemente atualizado e aperfeiçoado, uma vez que é utilizado em inúmeros setores que vão desde o meio acadêmico até a indústria aeroespacial (MATHWORKS, 2010). O Matlab possui funções para gerenciamento de diferentes portas do computador. Assim, no futuro pretende-se criar outros módulos para análise integrada de outras variáveis como a cinética e eletromiografia.

Daí a justificativa para o nome do programa, *Dynamic Posture*, que sugere a análise não só de aspectos cinemáticos da postura.

O programa *Dynamic Posture* foi construído em Matlab[®] instalado no sistema operacional Windows XP. O provável surgimento e popularização de novos sistemas operacionais pode ser um problema para softwares. No caso dos programas desenvolvidos em Matlab[®], temos notado constante atualização e acompanhamento das tendências, sempre migrando para as novas versões do Windows, facilitando a migração de nosso sistema, a princípio, bastando compilar o programa no novo sistema operacional. Durante a realização desse curso de doutorado, verificamos o surgimento do Windows Vista e do Windows 7, por exemplo.

A desvantagem do Matlab[®] é que não é gratuito. Mas, no ambiente acadêmico, é muito comum o seu uso e está disponível na maioria dos grandes centros de pesquisa. Além disso, é necessário ter o Matlab[®] apenas para desenvolver e implementar novos *softwares* pois tem recursos para criar programas independentes (*stand alone*), para serem distribuídos livremente, podendo funcionar em computadores desprovidos do Matlab[®].

Outra desvantagem é que o Matlab[®] não é muito rápido para executar operações com comandos repetitivos (*loopings*) do tipo "*for*" e "*while*". Assim, quando foi possível, realizamos os cálculos numéricos com operações sobre matrizes ao invés de *loopings*, visando maior velocidade de processamento.

4.7. Avaliação do sistema

4.7.1. Avaliação da acurácia do sistema

Para avaliar a acurácia do sistema, foram colocados três marcadores em uma prancheta (Figura 34A) para formar um triângulo aproximadamente retângulo definindo três distâncias fixas (12, 16 e 20cm) e um ângulo reto (α), como mostra a Figura 34B.



Figura 34. A- Objeto utilizado para avaliar a acurácia do sistema. B- Modelo geométrico do objeto rígido utilizado para avaliação da acurácia.

Após a colocação dos adesivos na prancheta, as distâncias (a,b,c) foram medidas com um paquímetro e o ângulo α re-calculado através da relação trigonométrica apresentada na Equação 2. Essas medidas estão apresentadas na Tabela 1.

Equação 2

$$\alpha = \arccos\left(\frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}\right)$$

A prancheta foi movimentada sobre a esteira no espaço em que os voluntários realizaram os testes e as distâncias (a, b, c) entre os marcadores, assim como o ângulo α , foram medidas pelo sistema de análise de movimento.

Tabela 1. Medidas nominais e esperadas (paquímetro) das distâncias entre os marcadores posicionados sobre a prancheta e do ângulo α .

	a (cm)	b (cm)	c (cm)	α (°)
Medidas nominais	20	16	12	90
Medidas esperadas	20,06	16,04	11,97	90,27

A medida de acurácia do sistema foi realizada para a distância "c" e o ângulo " α " através da Equação 3, onde σ é o desvio padrão das medidas e *b*, o *Bias* calculado pela diferença entre a medida esperada e a média das medidas realizadas.

Equação 3

Acurácia =
$$\sqrt{(\sigma^2 + b^2)}$$

Os resultados indicam que o método proposto por Otsu (1979) e o Histograma com 50% (BRper) apresentaram os melhores resultados para a acurácia do sistema. Uma vez que o método Otsu se mostrou suscetível a falhas quando o fundo não é muito homogêneo, indicamos a utilização do método com percentual de brilho fixo a partir do brilho mais freqüente, com 50%.

Método de Limiarização	Parâmetro pré-determinado pelo usuário	Distância (mm)	Ângulo (°)
Histograma	30%	0,58	0,82
Histograma	50%	0,55	0,81
Histograma	70%	0,59	0,82
Histograma	90%	0,80	0,89
Derivação		0,61	0,82
Otsu		0,55	0,81

Tabela 2. Avaliação da acurácia do sistema ao medir uma distância de 12cm e um ângulo de 90°. Comparação entre métodos de limiarização.

Acreditamos que esses métodos podem apresentar diferentes resultados dependendo das condições do experimento. Assim, o programa permite testar cada método e escolher o melhor para cada aplicação. De toda forma, todos os métodos de limiarização demonstraram acurácia satisfatória para as necessidades do sistema.

4.7.2. Avaliação da predição com pontos de controle

Nesta seção, descrevemos um teste que realizamos para avaliar a eficiência do algoritmo para rastreamento de marcadores baseado em pontos de controle para predição da trajetória (CAMPOS e BRENZIKOFER, 2009).

Fizemos um teste com um voluntário fisicamente ativo (46 anos; 67,3 kg; 1,73 m). O experimento consistiu em uma avaliação cinemática da coluna vertebral durante três minutos de corrida em esteira ergométrica a 9,3 km/h.

Para avaliação cinemática da coluna a pele adjacente aos processos espinhosos das vértebras foi demarcada com 26 marcadores planos, quadrados (8mm de aresta), retro-

refletivos. Como pontos de controle da trajetória, utilizamos seis pares de marcadores que foram colocados no dorso, bilateralmente à coluna.



Figura 35. Registro do dorso, marcadores da coluna e pontos de controle (CAMPOS e BRENZIKOFER, 2009). Repetimos esta figura para facilitar a leitura.

Utilizamos uma câmera de vídeo digital (JVC - GR - DVL 9500) para registrar a movimentação dos marcadores a 60 quadros/s.

Após o processamento, o rastreamento de todos os pontos foi verificado pelo operador, quadro a quadro. A posição dos pontos da coluna medida no rastreamento (verificada pelo operador) foi considerada como a previsão que seria ideal. Nas análises dos resultados esta previsão ideal foi comparada às previsões realizadas com cálculo da velocidade entre os últimos quadros medidos e com os pontos de controle.

Através do método proposto, foram rastreados 26 pontos em 10800 quadros, todos de forma automática. A diferença média por quadro entre a previsão realizada através do cálculo da velocidade e o centro dos marcadores foi de $2,3\pm 0,4$ pixels e a diferença máxima por quadro chegou a $3,4\pm 0,8$ pixels. Já a previsão média por quadro realizada com a correção por pontos de controle foi de $0,6\pm 0,2$ pixels e a máxima por quadro foi de $1,3\pm 0,5$ pixels.

Os resultados mostraram uma melhora em relação à predição por simples extrapolação, proporcionando um rastreamento totalmente automático para marcadores na coluna durante a corrida a 9,3 km.

4.7.3. Aplicabilidade do sistema

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema que propiciasse o rastreamento automático de marcadores posicionados no dorso, durante a corrida em esteira, para quantificar a curvatura geométrica da coluna vertebral. Esse objetivo foi alcançado. Nesta tese, visamos descrever como o software está estruturado. Em alguns passos pode-se testar a funcionalidade de outras ferramentas. A continuação desta pesquisa será realizada para otimizar o seu funcionamento, verificar outras possibilidades de aplicação do programa e desenvolver novos módulos, com protocolos específicos de análise de outros movimentos.

O sistema de análise de movimento desenvolvido nesse doutoramento é baseado em filmadoras digitais e possibilita medir de forma acurada e não invasiva a postura vertebral de adultos na locomoção em esteira de forma automática. O automatismo é garantido para medir a coluna lombar e a torácica em todas as intensidades de locomoção na esteira, desde velocidades baixas de marcha até a corrida de resistência (*jogging*) em alta intensidade. Na marcha, a região cervical também é medida de forma automática, mas, na corrida, o rastreamento automático pode falhar devido à oclusão dos marcadores. A expectativa da ocorrência de oclusão depende de padrões individuais de movimento, principalmente nas maiores velocidades de corrida.

Também foram realizados testes com crianças correndo e andando na esteira, mas, não se obteve sucesso no rastreamento automático devido à necessidade de adaptar o tipo de marcador utilizado assim como o tipo de enquadramento das câmeras. A expectativa é de que com essas adaptações, o rastreamento também seja automático.

O sistema foi testado para medir o movimento de um marcador posicionado no dorso em saltos verticais e o rastreamento automático funcionou.

O sistema é flexível e também pode ser utilizado para medir outros tipos de movimento com o uso de marcadores, em ambientes controlados. Como o grau de automatismo não foi testado para outras situações, é garantido que, na pior das hipóteses, há possibilidade de medir a posição dos marcadores de forma manual, desde que, com o sistema calibrado, esses sejam registrados por ao menos duas câmeras, não co-planares. Uma série de ferramentas de medição automática e predição de trajetória podem ser testadas para cada situação e poderão auxiliar na medição. O *software* apresenta uma configuração padrão, mas, disponibiliza recursos

para que usuários com conhecimento avançado em cinemetria possam testar, por tentativa e erro, a eficiência que cada ferramenta tem na sua aplicação.

5. COMPORTAMENTO DA CURVA NEUTRA DA COLUNA VERTEBRAL NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL EM ESTEIRA

5.1. Introdução

A literatura especializada enfatiza que a coluna vertebral desempenha um papel importante na biomecânica corporal durante a locomoção (GRACOVETSKY, 1988; 2008). Hass et al. (1982) verificaram que a postura adotada naturalmente por corredores favorece a respiração. A inclinação média do tronco parece estar associada ao consumo de oxigênio em corredores (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987). Durante a prova de 5km, os membros superiores e o tronco, estabilizam a parte inferior do corpo durante cada passada e contribuem para o deslocamento vertical do corpo (SMOLIGA, 2007). Um aumento da amplitude de variação angular lombar está associada ao aumento da velocidade de corrida e da atividade muscular (SAUNDERS et al., 2005).

A despeito dessas valiosas informações, é escasso o conhecimento sobre o comportamento e o papel da postura da coluna vertebral na corrida (SMOLIGA, 2007).

As curvas da coluna são características de grande interesse em análises posturais (GRACOVETSKY, 2010, 2008; LEROUX et al., 2000; KALIARNTAS et al., 2009). No plano frontal, é comum a presença de curvaturas laterais da coluna, assimetrias, mesmo em pessoas assintomáticas (CONNOLLY e MICHAEL, 1984). Já no plano sagital, a coluna apresenta curvas fisiológicas fundamentais para a dinâmica postural do corpo (ADAMS et al., 1994; BRIGGS et al., 2007; KIEFER et al., 1998). Não se tem conhecimento sobre o comportamento dessas curvas na situação de corrida.

Briggs et al. (2007) mostram que o aumento da cifose torácica está associado com um aumento significativo das cargas intersegmentares na coluna e nas forças musculares do tronco de idosos na posição ereta. Os dados do estudo de Adams et al. (1994), congratulado com o *International Society of Biomechanics Award Paper*, revelaram que a retificação da região

lombar, assim como curvas excessivamente lordóticas, acarretam em maiores sobrecargas da região lombar. Os autores sugerem que curvas lordóticas moderadas da coluna lombar são preferíveis em situações em que a coluna lombar é submetida a altas forças compressivas.

Parece haver um ponto ótimo no qual as cargas na coluna são mínimas. Esse ponto ótimo deve estar relacionado com a posição central da Zona Neutra das articulações intervertebrais descrita por Panjabi (2003). Segundo os autores, há uma faixa central na variação angular em que as articulações da coluna são pouco rígidas. No ponto central dessa região, encontra-se a postura neutra da articulação. Fora da Zona Neutra a articulação oferece grande resistência e por tanto, aumentam as cargas sobre a estrutura vertebral.

Estudos da locomoção geralmente consideram a postura ortostática como posição neutra e analisam o comportamento angular da coluna em relação a essa suposta posição neutra da articulação (SYCZEWSKA et al., 1999; CROSBIE et al., 1997a; VOGT e BANZER, 1999; CALLAGHAN et al., 1999; SAUNDERS et al., 2005). Este procedimento visa identificar um componente intrínseco, inerente à postura de cada voluntário, discriminado das informações relativas à locomoção. No entanto, a posição ortostática e a locomoção são tarefas distintas que envolvem, por exemplo, diferentes estratégias de controle do equilíbrio (WINTER, 1995). Portanto, é provável que a curva de referência, em torno da qual a forma da coluna oscila durante a locomoção, seja distinta da curva apresentada na posição ortostática.

Syczewska et al. (1999) descreveram o comportamento da coluna vertebral na marcha e o apresentam como o movimento de um componente rígido, com pequenos movimentos intersegmentares sobrepostos. Schache et al. (2002) observaram alta reprodutibilidade da postura intra-individual na corrida medida num mesmo dia. Esses autores mediram o ângulo da coluna lombar através de um método não invasivo, com marcadores e hastes fixadas na pele. Smoliga (2007) sugere que a parte superior do corpo funciona como um sistema estável em equilíbrio dinâmico que pode produzir oscilações ao redor de uma postura média para manter esse estado estável durante a corrida. Em trabalhos recentes (CAMPOS et al., 2005; DEPRÁ, 2004; CAMPOS et al., 2009), demonstraram que o formato da coluna oscila ao redor de uma curva média das posturas dinâmicas apresentadas durante a passada, na locomoção. Esta forma geométrica de referência foi denominada "Curva Neutra".

Scanell e McGill (2003) estimaram a faixa angular onde se encontra a zona neutra na região lombar, no plano sagital, em vivos e verificaram a posição angular para cada tipo de atividade comum na vida diária das pessoas, na marcha, na posição ortostática e a postura das pessoas sentadas. Os resultados permitem inferir que, mais que a postura ortostática, a marcha é a atividade na qual a posição angular da coluna fica mais próxima do centro da zona neutra sugerida por Panjabi et al. (2003).

Provavelmente, isso se dá pelo fato de haver uma movimentação cíclica com uma sucessão de flexões laterais e ântero-posteriores durante a marcha (SAUNDERS et al., 2005). Pode ser que o corpo naturalmente otimize essa variação angular para que ocorra em torno da posição neutra da articulação, evitando cargas elevadas nos componentes passivos de cooptação articular (SCANELL e McGILL, 2003) e minimizando o gasto energético (GRACOVETSKY, 2008).

É provável que isso também ocorra para a corrida, uma vez que a coluna apresenta o mesmo número de ciclos de movimentação vertebral por passada em ambas as formas de locomoção (SAUNDERS et al., 2005). Nesse estudo, analisamos o comportamento da postura média da coluna em situação de corrida, denominada Curva Neutra (CAMPOS et al., 2009; DEPRÁ, 2004). Para avaliar esta variável, buscamos alterar parâmetros da corrida de forma controlada e medir as respostas posturais que a coluna apresentou.

Garbutt et al. (1990) verificaram uma diminuição do comprimento da coluna vertebral durante trinta minutos de corrida. Segundo os autores, essa diminuição está relacionada com a carga mecânica imposta sobre a coluna vertebral durante a atividade. Mostraram também que e a taxa de diminuição da estatura da coluna é tanto maior quanto mais elevada for a velocidade de corrida. A magnitude da força de reação do solo aumenta com o aumento da velocidade de corrida (NILSSON e THORSTENSSON, 1989). Percebe-se que a carga imposta à coluna aumenta com a velocidade de corrida. Visamos investigar se a Curva Neutra se altera com o aumento da velocidade de corrida.

Por outro lado, a situação de eminência de fadiga também parece influenciar o comportamento do tronco na corrida. Como frisou SMOLIGA (2007), a despeito da visível mudança de comportamento mecânico da parte superior do corpo na corrida próximo da eminência de fadiga, temos poucas informações científicas a respeito do comportamento cinemático da coluna sob essas condições fisiológicas (ELLIOT e ACKLAND, 1981).

O teste de esforço máximo de corrida na esteira ergométrica consiste em submeter o sistema locomotor a uma carga crescente até a exaustão voluntária. Respostas

cardiopulmonares e metabólicas foram exaustivamente investigadas (LOURENÇO et al., 2007; DAY et al., 2003; HILL et al., 1924) para estimativas de capacidades físicas e muito se aprendeu sobre a elaboração de protocolos que permitam indução da fadiga de forma controlada e padronizada.

É teorizado que corredores experientes naturalmente otimizam seus padrões cinemáticos individuais para minimizar o custo metabólico (SMOLIGA, 2007). Os resultados do estudo de Nakayama et al. (2010) indicaram que atletas experientes apresentam menor variabilidade da freqüência das passadas que não atletas. Se os corredores apresentam um comportamento cinemático individualizado, esse comportamento poderia se refletir no padrão postural da coluna vertebral que é o elo mecânico entre os membros. Essa postura pode ser bem representada pela Curva Neutra, a postura média apresentada pela coluna na corrida. A quantificação da Curva Neutra da coluna vertebral no teste de esforço máximo pode trazer informações complementares na avaliação de corredores.

Pouco se sabe sobre o comportamento da postura vertebral com o aumento da velocidade de corrida e da eminência da fadiga. Qual a resposta da Curva Neutra como um todo no teste de esforço máximo? Por outro lado, qual a resposta dos picos de curvatura da Curva Neutra frente ao aumento da velocidade de corrida e à eminência de fadiga, quando o corredor já está desgastado? Existe diferença entre o comportamento dos picos apresentados no plano sagital, naturais da coluna, e aqueles apresentados no plano frontal, os desvios laterais?

Esperamos que a Curva Neutra como um todo, apresente características individuais e se mantenha estável durante o teste. Mas, pode apresentar respostas sutis frente ao aumento da velocidade e à situação de eminência da fadiga. Não encontramos outros trabalhos que tenham quantificado e investigado essas questões.

Este estudo objetivou investigar o comportamento da Curva Neutra, a postura média da coluna vertebral, e apresentar uma metodologia para sua quantificação durante o teste de esforço máximo incremental em esteira.

5.2. Material e Métodos

5.2.1. Amostra e Protocolo Experimental

Participaram do estudo 15 atletas amadores, 14 homens e uma mulher, com no mínimo um ano de experiência em provas de corrida de fundo de 10km ou mais. Os voluntários estavam habituados a realizar periodicamente o teste de esforço no mesmo local em que foram realizados os experimentos e com o protocolo adotado nesse estudo (detalhamento à frente). Quatro voluntários realizaram um pré-teste, com o mesmo protocolo e procedimentos do experimento principal, três semanas antes do mesmo. Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes de iniciar a participação nos experimentos, cujo protocolo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas da Universidade. Também é interessante observar que todos fizeram uma avaliação postural com um fisioterapeuta do Centro de Tratamento de Lombalgia da Unicamp.

Antes do teste de esforço, os voluntários realizaram uma avaliação antropométrica. O grupo apresentou massa corporal de $68,6 \pm 10,4$ kg, estatura de $1,73 \pm 0,09$ m e idade de $41,8 \pm 12,2$ anos. Os dados antropométricos de cada voluntário estão dispostos na Tabela 3. Durante os experimentos, os voluntários foram orientados para trajar calção e calçado esportivo de sua preferência pessoal, ficando com o dorso desnudo. A voluntária utilizou uma mini blusa com faixa estreita no dorso.

Voluntário	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (kg)	Voluntário	Idade (anos)	Estatura (m)	Massa (kg)
V1*	52	1,68	66,0	V7	46	1,70	68,6
V1	52	1,67	65,3	V8	31	1,82	67,5
V2*	61	1,63	61,0	V9	24	1,81	72,0
V2	61	1,63	62,0	V10	57	1,74	63,0
V3*	36	1,77	63,0	V11	22	1,77	60,2
V3	36	1,77	64,5	V12	35	1,74	69,0
V4*	53	1,70	75,0	V13	39	1,74	90,0
V4	53	1,71	74,0	V14	28	1,95	91,0
V5	45	1,60	65,0	V15	52	1,59	50,3
V6	46	1,73	67,3	Média**	$68,6 \pm 10,4$	$1,73 \pm 0,09$	$68,6 \pm 10,4$

Tabela 3. Dados antropométricos do grupo de voluntários avaliados.

* Pré-teste

** O pré-teste não foi incluído no cálculo das médias

O protocolo do teste consistiu em um teste incremental de esforço máximo com 1% de inclinação fixa na esteira. Após três minutos de aquecimento a 9,3km/h, incrementos de 0.3km/h a cada 25s foram adotados até exaustão voluntária indicada por um gesto previamente combinado entre o voluntário e o avaliador. Este protocolo foi aceito para publicação recentemente no trabalho de Lourenço et al. (2010).

5.2.2. Registro Experimental e Localização 3D dos Pontos de Interesse

Para demarcar e identificar os pontos de interesse no dorso dos voluntários foram confeccionados marcadores adesivos, retro-refletivos, planos, quadrados (8mm de aresta).

Com a finalidade de rastrear e medir a posição desses marcadores ao longo do teste de esforço, o dorso foi filmado com três câmeras comerciais JVC (modelo GR - DVL 9500). As imagens geradas pelas câmeras foram amostradas a 60 Hz. Com o software gratuito Virtualdub[®], os dados foram adquiridos em tempo real e gravados no disco rígido de dois notebooks através de cabos (5m) e placas do tipo *FireWire (IEEE)*.

As três câmeras foram posicionadas posteriormente aos voluntários, como ilustrado na Figura 36. Iluminadores em forma de anel com 20 *Leds (Light Emitting Diode –* Diodos Emissores de Luz) foram construídos e colocados ao redor das lentes de cada câmera para explorar a retro-refletividade dos marcadores.

O uso de material retro-refletivo para confecção dos marcadores possibilitou regular as câmeras para destacá-los nas imagens. Utilizamos uma velocidade de *shutter* de 1/500 e o contraste foi ajustado para aumentar o destaque dos marcadores nas imagens, sem apagar totalmente o fundo, os outros objetos filmados e o dorso. O foco, assim como todos os outros parâmetros das câmeras, foi regulado e travado em modo manual antes da calibração, descrita à frente.



Figura 36. Ilustração do ambiente experimental mostrando o posicionamento das câmeras e do sistema de referência global em relação ao voluntário e à esteira.

Os testes geraram cerca de 50 mil quadros para serem rastreados em cada câmera, para cada voluntário.

A utilização de três câmeras para registrar os marcadores no dorso permitiu que ao menos duas câmeras registrassem cada marcador durante todos os quadros dos testes, possibilitando a reconstrução tridimensional através do método DLT (ABDEL-AZIZ e KARARA, 1971). Na reconstrução, a sincronização intra-frame das câmeras foi obtida pelo método apresentado em Yeadon & King (1999).

Os dados brutos reconstruídos foram filtrados com um filtro digital, passa baixa, do tipo *Butterworth*, de quarta ordem e freqüência de corte de 6 Hz (WINTER, 1990).

5.2.3. Modelo Antropométrico da Coluna

A curva contínua, adjacente aos processos espinhosos das vértebras na pele do dorso, foi demarcada para obtenção do modelo proposto em Brenzikofer et al. (2000) e Brenzikofer et al. (2001). Através de técnicas de anatomia palpatória, identificou-se essa curva demarcando-a com os marcadores retro-refletivos. Na Figura 37, temos uma imagem do dorso de um dos voluntários.

Inicialmente, foram marcadas as Espinhas Ilíacas Póstero Superiores (EIPS) e o ponto mediano, correspondente a S2. Após, marcou-se os processos espinhosos das vértebras L4, T12, T6 e T1, e na altura de cada um desses processos foi colocado um par de marcadores bilaterais. Demarcou-se também o ponto de intersecção entre a borda medial e a espinha da escápula (SC). Por último, para fazer o levantamento da curva da coluna nas regiões lombar e da torácica, a linha da coluna foi preenchida com marcadores regularmente espaçados, aproximadamente de 2 em 2 cm.

Salientamos que, nesse estudo, os pontos bilaterais foram utilizados para identificação das regiões lombar e torácica, assim como para gerar a base de um sistema de coordenadas local, no tronco, descrito a frente.



Figura 37. Ilustração da demarcação dorsal.

Consideramos que a curva sugerida pelos processos vertebrais é bem representada pelo conjunto de marcadores, em especial devido às características anatômicas das estruturas presentes. A pele do dorso, na linha mediana, está fixada por feixes de tecido conjuntivo denso, implicando em baixa amplitude de movimentos da pele em relação aos processos vertebrais adjacentes (TESTUT e JACOB, 1956; LUNDBERG, 1996). Wu et al. (2006) e Wu et al. (2007) mostraram a aplicabilidade de métodos com marcadores de superfície para medir ângulos da coluna cervical, comparando com fluoroscopia. Gal et al. (1997) sugeriram a utilização de marcadores de superfície para medir translações das estruturas vertebrais de forma não invasiva. Além disso, Schache et al. (2002), com metodologia similar à do presente estudo, observaram boa repetibilidade intra-sujeitos para a variação angular da coluna lombar durante a corrida.

5.2.4. Mudança de Base para um Sistema Local no Tronco

Em cada instante em que a coluna foi medida, mudamos a base do sistema de coordenadas para um sistema local associado ao tronco, definido como segue.

Com componentes principais, foi ajustado um plano entre os seis pontos bilaterais de L4, T12 e T6 (Figura 37) para definir o plano frontal local instantâneo do tronco. A orientação do eixo sagital local do tronco "x" foi definida pelo vetor normal a esse plano frontal local, com sentido para frente do voluntário. O vetor com sentido do processo espinhoso de L4 ao de T6 foi projetado no plano frontal local, definindo a orientação do eixo longitudinal local do tronco, "z" (sentido caudo-cefálico). Através do produto vetorial entre "z" e "x", encontramos a direção e o sentido do eixo transversal local do tronco, "y" (sentido para esquerda do voluntário). O plano frontal local do tronco foi definido pelos eixos "y" e "z", o plano sagital por "z" e "x" assim como o plano transversal por "x" e "y". Este sistema local de coordenadas foi definido em cada quadro medido.

O marcador posicionado em T12 foi escolhido como a origem do sistema de coordenadas local do tronco, uma vez que fica numa posição central. Essa escolha foi conveniente para uma fácil identificação das regiões lombar e torácica (a região cervical não foi analisada nesse estudo). Como exemplifica a Figura 40, valores negativos no eixo "z" local indicam a região lombar e valores positivos, a torácica. Nas análises, em cada instante, as coordenadas de todos os marcadores foram reescritas nesse novo sistema local associado ao tronco.

5.2.5. Identificação dos Ciclos de Passada

Trabalhos recentes, mostraram que no eixo vertical, o deslocamento (HALVORSEN et al., 2009) e a velocidade (GULLSTRAND et al., 2009) do centro de massa do corpo na corrida são bem estimados a partir de um marcador posicionado no sacro. Por isso, para selecionar automaticamente os trechos relativos a cada passada analisamos a movimentação vertical do marcador posicionado em S2.

Durante a corrida a coordenada vertical da pelve apresentou um comportamento oscilatório regular, com um ciclo por passo, atingindo um pico máximo durante cada fase de vôo e um pico mínimo durante as fases de apoio dos membros inferiores. Assim, o início e o final de cada passo foram definidos nos instantes em que ocorreram os picos mínimos. Dessa forma, a cada dois picos mínimos temos a realização de uma passada completa. Através de uma função baseada em diferenças finitas, todos os picos mínimos da oscilação vertical da pelve foram identificados e conseqüentemente as passadas.

Salientamos que não tivemos a pretensão de identificar os eventos e fases de cada passada com esse procedimento. Apenas foi identificada a passada como um todo e seu tempo de duração. Ademais, os dados foram verificados pelos experimentadores.

Cada ciclo de passada foi então normalizado no tempo para 101 pontos representando posições de 0 a 100% do ciclo. Para tanto, os dados de cada ciclo foram interpolados com *spline* cúbica. Na interpolação, foram utilizados cinco pontos a mais em cada extremidade do intervalo dos dados que continham a passada, visando um ajuste mais robusto.

Para evitar os efeitos da transição entre as velocidades de corrida, foram descartadas as passadas realizadas nos 5s iniciais e 5s finais de cada estágio do teste de esforço máximo. Assim, analisamos 15s de corrida em cada estágio. A última velocidade somente foi incluída nas análises quando o voluntário conseguiu realizar ao menos 10 passadas completas após os 5s iniciais da mesma.

5.2.6. Quantificação da Forma Geométrica da Coluna Vertebral e Cálculo da Curva Neutra

A forma da coluna vertebral foi analisada nos planos frontal e sagital do tronco. Para isso, a posição dos marcadores foi projetada em cada plano. Em cada uma dessas projeções, a curva da coluna vertebral foi obtida através de um ajuste polinomial e o formato geométrico da coluna foi quantificado pelo cálculo da curvatura geométrica bidimensional como segue.

Em cada instante "t" do ciclo da passada, uma função polinomial foi parametrizada em "z" (coordenada longitudinal do tronco) e ajustada aos dados através do método dos mínimos quadrados, como exemplifica a Figura 38. Como salientou Brenzikofer et al. (2000), o uso de polinômios P(z) para quantificar essas curvas da coluna garante a forma, a continuidade e a derivabilidade das funções representativas.



Figura 38. Projeção dos marcadores da coluna (pontos) e curvas ajustadas (linhas) nos planos sagital (A) e frontal (B), locais do tronco. Dados relativos a um instante de um ciclo da passada da corrida a 9,3 km/h. Essa figura foi apresentada neste ponto para facilitar a leitura e reproduzida nos resultados.

O grau dos polinômios (igual a 8 nestas aplicações) foi definido através do teste χ^2 red, quiquadrado-reduzido (FISHER, 1970; BEVINGTON, 1969; VUOLO, 1992).

Optamos por analisar a curva representativa da coluna vertebral da região de L4 até T1. As regiões da coluna situadas fora desse intervalo não foram analisadas, pelo fato do ajuste de curva não ser muito robusto nas extremidades, podendo gerar instabilidades no cálculo das derivadas.

Para quantificar as curvas da coluna vertebral, utilizou-se o conceito de curvatura geométrica bidimensional, visando uma descrição que evidenciasse e quantificasse localmente as concavidades e convexidades das curvas projetadas. Para uma curva dada por uma função parametrizada, o cálculo da curvatura geométrica bidimensional, K(z), deu-se a partir da primeira, P'(z), e da segunda derivada, P"(z), da função polinomial P(z), através da Equação 4 (CARMO, 1971).

Equação 4

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

Quantitativamente, a curvatura geométrica é dada como o inverso do raio do círculo que tangencia e ajusta-se localmente à curva. Uma curva acentuada tem um valor absoluto de curvatura geométrica elevado e este é nulo para um trecho retificado. No caso bidimensional, a curvatura pode assumir valores positivos ou negativos, dependendo do sinal de P''(z), o que pode ser interpretado em termos da convexidade ou concavidade da curva no local descrito (CARMO, 1971). Em função do sistema de referência local adotado neste estudo, no plano frontal do tronco, valores positivos de curvatura geométrica corresponderam a concavidades da coluna para a esquerda do voluntário. Já no plano sagital do tronco, as curvaturas geométricas positivas indicaram concavidades anteriores.

Desta maneira foi quantificada a forma geométrica das curvas representativas da coluna vertebral apresentadas durante a corrida. Em cada plano de projeção, obteve-se uma função K(z,t) expressando a curvatura geométrica ao longo da coluna em cada instante percentual "t" dos ciclos de passada medidos. Observe as curvas cinza do exemplo da Figura 41.

Para cada passada realizada pelos voluntários, calculamos a postura média no plano sagital e no frontal. Essa postura média, a média das curvaturas do ciclo de locomoção, foi considerada a Curva Neutra (CAMPOS et al, 2005) da coluna da referida passada (curvas pretas da Figura 41).

5.2.7. Formas de Análise dos Resultados

As análises visaram investigar o efeito da velocidade da corrida e da eminência de fadiga no comportamento da Curva Neutra da coluna dos voluntários. Para isso, estudamos a magnitude das alterações da Curva Neutra de cada voluntário ao longo do teste de esforço. Para verificar a relevância dessas alterações, comparamos essa variabilidade intra-voluntário com a magnitude das alterações da Curva Neutra do grupo de corredores do estudo, a variabilidade inter-voluntários.

Como este estudo partiu da hipótese de que a Curva Neutra é uma característica individual, se a variabilidade intra-voluntário fosse claramente menor que a variabilidade intervoluntários teríamos uma evidência de que a Curva Neutra é individual e estável, inclusive frente à variação da velocidade de corrida e à eminência de fadiga. Essa análise permitiu obter uma visão geral sobre o comportamento da Curva Neutra no teste.

Também foram realizadas análises sobre regiões específicas de interesse na Curva Neutra, os picos de curvatura. A presente metodologia permitiu identificar esses picos de curvatura da região lombar, torácica inferior e torácica superior, tanto no plano sagital, quanto no frontal. Dessa forma, foi analisado o comportamento desses picos da Curva Neutra ao longo do teste de esforço e verificado se houve alguma tendência em função da velocidade e da eminência de fadiga.

Nas próximas seções apresentamos as formas de análise dessas variáveis. Acreditamos que, através destas análises, pudemos contribuir com o entendimento do comportamento da Curva Neutra no teste de esforço máximo incremental.

5.2.8. Quantificação da Variabilidade da Curva Neutra

Para cada voluntário, foi calculada a Curva Neutra média em cada velocidade do teste de esforço. A Figura 39 mostra as Curvas Neutras de um voluntário em todas as velocidades sobrepostas, no plano sagital (A) e no frontal (B).

Para obter uma visão geral das Curvas Neutras do grupo de voluntários, para cada um, foi calculada a Curva Neutra média do teste. Para possibilitar a comparação entre as Curvas Neutras dos diferentes voluntários, a coordenada longitudinal do tronco foi apresentada em valores percentuais, uma vez que os voluntários apresentaram diferentes estaturas. A coordenada longitudinal "z" foi normalizada pela distância de L4 a T1 de cada voluntário, apresentando os valores de curvatura da Curva Neutra em função do percentual (de 0 a 100%) do comprimento da região analisada da coluna. Cada coluna foi então normalizada no eixo longitudinal "z" para 100 pontos representando posições de 0 a 100% da região medida. Na Figura 43 temos essas Curvas Neutras de todos os voluntários (cinza) sobrepostas com as Curvas Neutras de todas as velocidades de um voluntário (preto), no plano sagital (A) e no frontal (B).



Figura 39. Curvas Neutras da coluna vertebral de um voluntário, em todas as velocidades do teste de esforço máximo, no plano sagital (A) e no frontal (B). Essa figura foi apresentada neste ponto para facilitar a leitura e reproduzida nos resultados.

Para quantificar a variabilidade intra-individual da Curva Neutra com o aumento da velocidade, foi calculada a amplitude de variação da curvatura geométrica da Curva Neutra em função do eixo longitudinal local da coluna "z". Em cada ponto "z" normalizado (%) foi calculada a diferença entre o maior e o menor valor de curvatura apresentado. Em função da altura normalizada calculou-se a média da variabilidade intra-individual dos voluntários, obtendo um valor de variabilidade intra-individual da amostra em função de "z".

Da mesma forma, para obter a variabilidade inter-individual dos voluntários, foi calculada a amplitude do conjunto de Curvas Neutras do grupo em função de "z". Na Figura 44, mostra-se a comparação entre a amplitude de variação média da Curva Neutra dos voluntários (preto) e a amplitude do grupo de voluntários (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B).

Para quantificar a proporção entre a amplitude de variação individual e a amplitude do grupo foi calculada a razão entre as variabilidades intra e inter-individuais da amostra em função de "z", no plano sagital (Figura 45A) e no frontal (Figura 45B).

Posteriormente, foi calculada a média ± um desvio padrão (dp) da variabilidade intra e da inter-individual da Curva Neutra da amostra, em cada plano de projeção. Obteve-se também a média (±dp) das proporções entre as variabilidades intra e inter-indivíduos da amostra, para cada plano de projeção. Desta forma foi possível comparar as magnitudes das variabilidades intra e inter-individual da amostra.

5.2.9. Quantificação e Forma de Análise dos Picos de Curvatura da Curva Neutra

Além da análise de variabilidade das Curvas Neutras analisamos também o comportamento dos picos de curvatura em três regiões da coluna, lombar, torácica inferior e torácica superior. A região lombar foi identificada por valores negativos de "z" (eixo expresso em cm em que T12=0 cm) e a torácica por valores positivos. A região torácica foi dividida em dois intervalos iguais ao longo de "z", definindo assim a região torácica inferior e a superior. Salientamos aqui que a região torácica de todos os voluntários apresentou um pico de curvatura na região superior. Na região torácica inferior, alguns voluntários não apresentaram picos e nesses casos foi selecionada a maior curvatura presente.

Para cada voluntário, foi identificado automaticamente o pico de curvatura da Curva Neutra do teste, em cada plano de projeção, em cada região da coluna. Veja o exemplo da Figura 46A. Nesse gráfico, apresenta-se a Curva Neutra (linha) média do teste de um voluntário e identificação dos picos de curvatura (círculos), no plano sagital. O círculo inferior identifica o pico lombar, o círculo intermediário identifica o pico de curvatura da região torácica inferior e o círculo superior, o pico torácico superior. Na Figura 47A temos um exemplo para o plano frontal. Cabe aqui ressaltar que a coordenada "z" onde ocorreu cada pico de curvatura, mudou de um plano de projeção para outro, assim como houve diferenças entre os voluntários.

Depois de identificada a coordenada "z" de cada pico de curvatura da Curva Neutra média do experimento, para cada uma dessas alturas, foi analisada a curvatura apresentada em todas as passadas do teste de esforço. Na Figura 46B está apresentado um exemplo da evolução da curvatura geométrica na região do pico torácico superior sagital ao longo do teste. Nesse gráfico, temos a média (±dp) da curvatura em função da velocidade de corrida. No gráfico da Figura 47B temos um exemplo para o plano frontal.

Neste experimento, em função do sistema de coordenadas local adotado, regiões côncavas posteriormente ou à direita dos voluntários tiveram valores negativos de curvatura geométrica. Uma vez que o objetivo era saber se houve aumento ou diminuição das concavidades, analisamos o valor absoluto da curvatura apresentada nas regiões de pico. Isso foi possível porque não houve inversão do sinal da curvatura geométrica ao longo do teste, para todos os picos de curvatura analisados.
Como cada voluntário apresentou características individuais em relação aos valores absolutos de curvatura e ao desempenho no teste, foi necessário normalizar os dados e minimizar os efeitos dessas características individuais para analisar o comportamento do grupo.

É interessante notar que a variabilidade da curvatura geométrica da Curva Neutra ao longo do teste de esforço foi muito pequena frente à variabilidade da curvatura dos diferentes voluntários (mostrado nos resultados). Assim, foi conveniente normalizar os valores de curvatura das diferentes velocidades pela curvatura média de todas as velocidades. Essa normalização foi feita, para cada região da coluna, subtraindo-se o valor médio do pico de curvatura apresentado no teste dos valores de curvatura de cada velocidade, de cada voluntário.

No experimento, como era esperado, os voluntários apresentaram diferentes performances no teste, ou seja, cada um atingiu uma velocidade máxima diferente. Isto gerou um número variável de velocidades por voluntário. Assim, para possibilitar analisar o comportamento do grupo como um todo, normalizamos os picos de curvatura pela intensidade do exercício, como segue.

Os picos de curvatura de cada voluntário foram agrupados em oito faixas de intensidade de corrida. Essas faixas foram dadas em percentagens da velocidade máxima alcançada no teste. A velocidade máxima atingida no teste de esforço foi diferente para cada voluntário, dependendo de seu desempenho no mesmo. Assim, o número total de velocidades de cada voluntário (Nv) pôde ser determinado pela Equação 5 abaixo em que *vmax* é a velocidade máxima atingida no teste de esforço.

Equação 5

$$Nv = \frac{vmax - 9,3}{0,3} + 1$$

As velocidades foram distribuídas nas faixas de intensidade de maneira que após a primeira faixa, todas fossem compostas pelo mesmo número de informações. Por exemplo, para um voluntário que tenha corrido em 33 velocidades, foi calculado o pico de curvatura médio nas cinco primeiras velocidades para representar a primeira faixa de intensidade desse voluntário. O pico médio apresentado da sexta até a nona velocidade representou a segunda faixa e assim por diante até a última faixa de intensidade.

Para cada faixa de intensidade de exercício, em cada região da coluna, em cada plano de projeção, foram obtidos quinze dados de picos de curvatura normalizados referentes aos quinze voluntários do teste. Inicialmente, foram construídos, em função da intensidade da corrida, diagramas de caixa (*Box plots*) dos picos normalizados. Os diagramas relativos ao plano sagital foram apresentados nas Figura 48A (lombar), Figura 49A (torácica inferior) e Figura 50 (torácica superior). Os diagramas relativos ao plano frontal estão apresentados na Figura 53A (lombar), na Figura 53B (torácica inferior) e na Figura 54A (torácica superior).

Em cada caso foi verificado se houve diferença significativa entre as medianas dos picos de curvatura normalizados das faixas de intensidade. Utilizamos o teste não paramétrico de Kruskal Wallis (p<0,05). Em cada plano, nas regiões da coluna em que foi constatada diferença significativa entre as medianas dos picos normalizados, foram realizadas comparações múltiplas de Tukey entre as medianas. Essas comparações para o plano sagital estão apresentadas nas Figura 48B (lombar) e Figura 49B (torácica inferior) e para o plano frontal na Figura 54B (torácica superior).

Além de verificar se houve diferença entre as medianas dos picos normalizados, verificamos também a relevância da variação dessas medianas calculando-se a proporção entre a amplitude de variação das medianas dos picos e o pico médio de curvatura absoluto do grupo. Denominamos essa razão de "variabilidade relativa dos picos" (V), apresentada em valores percentuais.

Em cada plano de projeção e para cada região da coluna, foi observado o comportamento dos picos em função da intensidade do exercício. Para tanto, em cada caso, foram construídos diagramas de dispersão das medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, em função da intensidade da corrida. A inspeção visual desses gráficos sugeriu uma relação linear entre as variáveis. Assim, para investigar quantitativamente a existência dessa relação linear, em cada plano de projeção e para cada região da coluna, calculamos o coeficiente de correlação linear de Pearson (r) e o nível de significância (p) desses coeficientes. A relação entre as variáveis foi considerada linear quando p<0,05. Nos casos em que foi constatada uma relação linear entre as variáveis, ajustamos uma reta entre os pontos através do método dos quadrados mínimos.

Os diagramas de dispersão, descritos no parágrafo anterior estão apresentados na Figura 51A (lombar), na Figura 51B (torácica inferior) e Figura 52 (torácica superior) para o

plano sagital e na Figura 55A (lombar), Figura 55B (torácica inferior) e Figura 56 (torácica superior) para o plano frontal. Para organizar os dados e facilitar as análises, no título de cada gráfico foram fornecidos o coeficiente de correlação linear de Pearson (r), o nível de significância (p) e a variabilidade relativa dos picos (V). No plano sagital, foi constatada uma relação linear entre as variáveis e, por tanto, nos gráficos correspondentes, apresentamos retas ajustadas aos dados.

5.2.10. Ferramentas Estatísticas e Recurso Computacional Adotados

Nesse estudo, todo o tratamento de dados, desde os vídeos até os resultados finais, foi realizado no software Matlab[®] (R14). Segue a descrição das principais ferramentas estatísticas utilizadas nas análises.

Medidas de tendência central: Utilizou-se a média como medida de tendência central para a maioria dos tratamentos. Uma vez que foi muito comum o aparecimento de dados discrepantes (*outliers*) nos picos de curvatura geométrica dos voluntários, adotou-se a mediana como medida de tendência central dos picos de curvatura do grupo em cada faixa de intensidade de corrida.

Medidas de dispersão e variabilidade: Adotou-se a amplitude de variação para verificar a variabilidade das Curvas Neutras individuais, das Curvas Neutras apresentadas no grupo de voluntários e dos picos de curvatura das Curvas Neutras ao longo das faixas de intensidade.

Para os picos de curvatura ao longo das faixas de intensidade, foi realizada uma análise complementar da variabilidade. Calculou-se a amplitude da variação, apresentada no teste de esforço, das medianas dos picos. Essa amplitude foi relativizada ao pico absoluto de curvatura médio do grupo de voluntários em cada região analisada da coluna. Assim, calculou-se a razão entre a amplitude e o pico absoluto. Essa variável foi denominada variabilidade relativa dos picos (V). Trata-se de uma adaptação do tradicional coeficiente de variação (VIEIRA, 2008) em que utilizamos a amplitude de variação no lugar no desvio padrão. Fizemos essa adaptação, pois o desvio padrão não seria adequado para representar a dispersão dos dados, uma vez que temos apenas oito valores de pico, um para cada estágio do teste. **Apresentação dos dados em gráficos:** Foram criados gráficos com diagramas de caixa (*Box plots*) dos picos médios dos voluntários de cada faixa de intensidade para visualização da evolução desses picos em função da intensidade de corrida. Também foram construídos diagramas de dispersão para análise da evolução dos picos medianos da amostra em função da intensidade do exercício.

Testes de hipóteses: Para verificar quantitativamente se houve diferença entre as medianas dos picos das diferentes faixas de intensidade de corrida, utilizou-se o teste não paramétrico Kruskal Wallis. O nível de significância considerado foi p<0,05. O teste Kruskal Wallis foi escolhido por haver poucos dados em cada faixa de intensidade (15 voluntários) e por não ter sido constatada distribuição normal dos dados através do lillietest (Conover (1980) citado em Matlab HELP - R14). Nos casos em que a hipótese nula foi rejeitada, utilizou-se o teste de comparações múltiplas de Tukey para constatar entre quais situações ocorreram estas distinções.

Teste de correlação: Para verificar se houve uma relação linear entre os picos de curvatura e a intensidade do exercício, ajustou-se uma reta pelo método dos quadrados mínimos e foi feito o cálculo do coeficiente de correlação linear de Pearson (r). O nível de significância assumido para que a relação fosse considerada linear foi p<0,05.

Suavização dos dados: Foi utilizado um filtro digital, passa baixa, do tipo *Butterworth*, de quarta ordem e freqüência de corte de 6 Hz (Winter, 1990), para suavizar as coordenadas 3D dos marcadores em função do tempo.

5.3. Resultados

Para cada instante analisado, após mudar a base do sistema de coordenadas para o sistema do tronco, projetamos os marcadores no plano sagital e no frontal, como exemplifica a Figura 40. Nesta figura, apresentamos um gráfico com a posição dos marcadores da coluna (pontos) projetada no plano sagital local do tronco (A) e outro no frontal (B), assim como as respectivas curvas ajustadas (linhas pretas). As ordenadas desses gráficos representam a coordenada longitudinal "z", já as abscissas representam o eixo sagital "x" (A) e o eixo transversal "y" (B). Nesses gráficos, valores positivos no eixo "z" são relativos à região torácica e negativos à região lombar. Note a diferença nas escalas dos eixos horizontais dos gráficos para acomodar pequenos desvios laterais (aproximadamente ± 2 mm) no plano frontal (B) e as curvas fisiológicas no plano sagital (A).



Figura 40. Projeção dos marcadores da coluna (pontos) e curvas ajustadas (linhas) nos planos sagital (A) e frontal (B), locais do tronco. Dados relativos a um instante de um ciclo da passada da corrida a 9,3 km/h.

O formato geométrico da coluna vertebral oscilou, realizando um ciclo completo por passada no plano frontal e um ciclo por passo no plano sagital. Na Figura 41, para cada plano de projeção (Sagital – A; Frontal – B), apresentamos a curvatura geométrica nos instantes percentuais do ciclo de uma passada de um dos voluntários, na velocidade de 9.3 km/h. Cada curva cinza é relativa a um desses instantes, de 0 a 100%, e a curva preta é a média de todas essas posturas, a Curva Neutra. Nesses gráficos, os eixos das ordenadas representam a coordenada longitudinal "z" do sistema local do tronco e as abscissas representam a curvatura geométrica da coluna em cada plano.



Figura 41. Curvatura geométrica (cinza) das posturas apresentadas em todos os instantes percentuais do ciclo de uma passada e as respectivas Curvas Neutras (preto) no plano sagital (A) e no frontal (B).

Um fato interessante a ser observado no plano sagital (Figura 41A) é que a região lombar (z<0) apresenta curvatura negativa e a torácica (z>0), positiva. A inversão do sinal da curvatura ocorre aproximadamente na junção tóraco-lombar, indicada pela coordenada "z" igual a zero, local em que está o processo espinhoso de T12.

5.3.1. Variabilidade da Curva Neutra

Na Figura 42, apresentamos as Curvas Neutras médias em cada velocidade de um voluntário, como exemplo no plano sagital (A) e no frontal (B). Qualitativamente, por inspeção visual dos gráficos, observamos uma baixa variabilidade das Curvas Neutras com o aumento da velocidade.



Figura 42. Curvas Neutras da coluna vertebral de um voluntário, em todas as velocidades do teste de esforço máximo, no plano sagital (A) e no frontal (B).

Na Figura 43, estão dispostas as Curvas Neutras médias de todas as velocidades (preto) de um voluntário e o conjunto de Curvas Neutras médias dos testes dos voluntários do teste (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B). Nestes gráficos, pode-se observar que a dispersão das Curvas Neutras do voluntário é menor que a dispersão das Curvas Neutras do conjunto de voluntários do estudo. Para quantificar essa discrepância, criamos a Figura 44.



Figura 43. Curvas Neutras médias de todas as velocidades (preto) de um voluntário e o conjunto de Curvas Neutras médias dos testes dos voluntários da pesquisa (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B).

Na Figura 44, encontra-se a amplitude de variação intra-individual média das Curvas Neutras dos voluntários (preto) frente à amplitude de variação das Curvas Neutras médias do teste do conjunto de voluntários (cinza). Nesta figura, temos, no plano sagital (A) e no frontal (B), a amplitude de variação da Curva Neutra em função do eixo longitudinal (expresso em % do comprimento da coluna). Acreditamos que os gráficos apresentados nessa figura são uma boa ferramenta para análise da estabilidade postural da coluna, permitindo observar os locais mais estáveis e aqueles que apresentam maior variabilidade postural dinâmica em cada plano de projeção. Comparando estes gráficos, nota-se que a variabilidade inter-individual é maior que a variabilidade intra-individual, o que elucida a característica individual da Curva Neutra, tanto no plano sagital (A), quanto no frontal (B).



Figura 44. Comparação entre a amplitude de variação média da Curva Neutra dos voluntários (preto) e a amplitude do grupo de voluntários (cinza), no plano sagital (A) e no frontal (B).

A variabilidade intra-individual da amostra foi em média de $0.4 \pm 0.2 \text{m}^{-1}$ e $0.2 \pm 0.1 \text{m}^{-1}$ respectivamente nos planos sagital e frontal. Já a amplitude de variação da Curva Neutra do conjunto de voluntários foi em média de $4.2 \pm 1.4 \text{m}^{-1}$ no plano sagital e de $4.1 \pm 1.8 \text{m}^{-1}$ no plano frontal.



Figura 45. Proporção entre a amplitude média dos voluntários e a amplitude do grupo em função da coordenada longitudinal da coluna, no plano sagital (A) e no frontal (B).

A Figura 45 apresenta a razão entre a variabilidade intra e a inter-individual da amostra em função do eixo longitudinal do tronco, no plano sagital (A) e no frontal (B). Em média, a variabilidade inter-individual foi 10,6 $\pm 2,3$ vezes maior que a variabilidade intra-individual no plano sagital e 21,1 $\pm 4,6$ vezes maior no plano frontal.

5.3.2. Picos de Curvatura da Curva Neutra

Nesta subseção, mostramos os resultados relativos aos picos de curvatura das Curvas Neutras dos voluntários. Na Figura 46A, está um exemplo da Curva Neutra média de um voluntário (linha) no plano sagital. Nesse gráfico os picos de curvatura estão identificados com círculos, ordenados de baixo para cima ao longo do eixo longitudinal (eixo das ordenadas) para as três regiões da coluna, lombar, torácica inferior e torácica superior. Interessante observar que os picos torácicos são positivos (concavidade anterior) e os lombares negativos (concavidade posterior). Importante também ressaltar que para todos os voluntários, na região torácica o maior pico apareceu na região superior. Na região inferior, nem sempre houve um pico e nesses casos foi considerada a maior curvatura da região. Esse mesmo procedimento foi feito para o plano frontal na Figura 47A.



Figura 46. A- Curva Neutra (linha) média (de todas as velocidades) de um voluntário e identificação dos picos de curvatura (círculos) no plano sagital. B- Variação dos picos de curvatura, na região torácica superior de um voluntário, em função da velocidade de corrida no plano sagital.

Voltando à Figura 46, agora no gráfico B, como exemplo, observamos a evolução da curvatura geométrica do pico torácico superior de um voluntário ao longo do teste de esforço. No gráfico, vemos que a curvatura aumenta no decorrer do teste.



Figura 47. A- Curva Neutra (linha) média (de todas as velocidades) de um voluntário e identificação dos picos de curvatura (círculos) no plano frontal. B- Variação dos picos de curvatura, na região torácica superior de um voluntário, em função da velocidade de corrida no plano frontal.

Apresentamos também um exemplo para o plano frontal, na Figura 47B. Nesse caso, observa-se que o pico de curvatura tende a ficar mais negativo nos últimos estágios do teste, aumentando seu valor absoluto. Tomando como referência a magnitude das barras de desvio padrão dos gráficos, percebe-se uma amplitude de variação do pico no plano sagital (Figura 46B) maior que a variação no plano frontal (Figura 47B).

Para observar o comportamento dos picos absolutos de curvatura do grupo de voluntários da pesquisa durante o teste de esforço, lembramos que estes foram normalizados em relação à intensidade de corrida e ao pico médio individual. A intensidade do teste de esforço foi normalizada em intervalos de intensidade do teste de forma a obter 8 faixas de intensidade para cada voluntário. A organização dos dados resultou em 15 picos normalizados (um para cada voluntário) em cada faixa de intensidade, em cada região da coluna e plano de projeção.



Figura 48. A- Diagrama de caixa (*Box Plot*) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região lombar, no plano sagital, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida. B- Comparações múltiplas entre as medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras dos estágios de intensidade de corrida, na região lombar, plano sagital.

Na Figura 48A (lombar), Figura 49A (torácica inferior) e na Figura 50 (torácica superior), foram construídos gráficos com oito diagramas de caixa, cada um representando os picos médios dos 15 voluntários, em cada faixa de intensidade de corrida, no plano sagital. Com esses diagramas, pudemos analisar a evolução da mediana dos picos de curvatura da amostra ao logo do teste. Por esses gráficos, percebemos, subjetivamente, um aumento dos picos absolutos durante o teste.



Figura 49. A- Diagrama de caixa (*Box Plot*) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região torácica inferior, no plano sagital, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida. B- Comparações múltiplas entre as medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras dos estágios de intensidade de corrida, na região torácica inferior, plano sagital.

Como verificamos diferença significativa entre os picos normalizados das faixas na região lombar e torácica inferior (p<0,01), nessas regiões, em que foi significativa a diferença, realizamos comparações múltiplas entre as medianas dos estágios. Essas comparações estão ilustradas nos gráficos da Figura 48B (lombar) e da Figura 49B (torácica inferior). Esses gráficos estão ajustados para mostrar a comparação da última faixa com as demais.



Figura 50. Diagrama de caixa (*Box Plot*) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região torácica superior, no plano sagital, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida.

Observando os resultados, verifica-se que o pico mediano da amostra na maior intensidade de corrida é maior que os picos apresentados nas quatro primeiras faixas, na região lombar (Figura 48B). Percebemos também que o pico da última faixa é maior que o pico da primeira, na região torácica inferior (Figura 49B).

Na Figura 50, notamos que os picos de curvatura da região torácica superior dos voluntários, no plano sagital, tende a aumentar com a intensidade da corrida, mas, não foi verificada diferença estatística entre os picos medianos das faixas.



Figura 51. Diagrama de dispersão das medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários (pontos), nas regiões lombar (A) e torácica inferior (B), em função da intensidade da corrida; e respectivas retas ajustadas aos dados (linhas), no plano sagital. No título de cada gráfico é fornecido o coeficiente de correlação linear de Pearson (r); o nível de significância (p); e a variabilidade (V) dos picos em relação ao pico médio de curvatura absoluto do grupo, nas regiões lombar (A) e torácica inferior (B), no plano sagital.

Nas Figura 51A, B e na Figura 52, respectivamente para as regiões lombar, torácica inferior e torácica superior, apresentamos diagramas de dispersão sobre a evolução dos picos de curvatura medianos do grupo nessas regiões em função da intensidade do exercício. Nesses gráficos, as abscissas representam a intensidade de corrida e o eixo das ordenadas representa os picos de curvatura. Através da observação desses diagramas de dispersão e do coeficiente de correlação linear de Pearson (disponibilizado nos títulos desses gráficos), nota-se que os picos de curvatura, em todas as regiões analisadas da coluna, aumentam linearmente (p<0,01) com a intensidade da corrida, no plano sagital.



Figura 52. Diagrama de dispersão das medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários (pontos), na região torácica superior, em função da intensidade da corrida e respectiva reta ajustada aos dados (linha), no plano sagital. No título do gráfico é fornecido o coeficiente de correlação linear de Pearson (r); o nível de significância (p); e a variabilidade (V) dos picos em relação ao pico médio de curvatura absoluto do grupo, na região torácica superior, no plano sagital.

Assim como foi feito para o plano sagital, também para o plano frontal foram construídos gráficos com oito diagramas de caixa, cada um representando os picos médios dos 15 voluntários, em cada faixa de intensidade de corrida nas regiões lombar (Figura 53A), torácica inferior (Figura 53B) e torácica superior (Figura 54).



Figura 53. Diagramas de caixa (*Box Plots*) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região lombar (A) e na torácica inferior (B), no plano frontal, em função da intensidade da corrida. No título de cada gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida.

Nos gráficos A e B da Figura 53, observa-se que, no plano frontal, houve pouca variabilidade dos picos de curvatura nas regiões lombar e torácica inferior, respectivamente. Confirmando essa avaliação dos diagramas de caixa, não foi constatada diferença significativa entre os picos medianos das diferentes faixas de intensidade de corrida.



Figura 54. A- Diagrama de caixa (*Box Plot*) dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários, na região torácica superior, no plano frontal, em função da intensidade da corrida. No título do gráfico é fornecido o nível de significância (p) do teste não paramétrico (Kruskal Wallis) de comparação entre as medianas dos picos dos estágios de intensidade de corrida. B- Comparações múltiplas entre as medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras dos estágios de intensidade de corrida, na região torácica superior, plano frontal.

Na Figura 54A, notamos um sutil aumento da curvatura absoluta do pico torácico superior, no plano frontal, nas maiores intensidades de corrida. Esse aumento foi considerado significativo. No gráfico B dessa figura, está o resultado de múltiplas comparações entre as faixas. Nesse gráfico foi destacada a diferença entre a faixa mais intensa de corrida, a segunda e a quinta.



Figura 55. Diagrama de dispersão das medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários (pontos), nas regiões lombar (A) e torácica inferior (B), em função da intensidade da corrida; e respectivas retas ajustadas aos dados (linhas), no plano frontal. No título de cada gráfico é fornecido o coeficiente de correlação linear de Pearson (r); o nível de significância (p); e a variabilidade (V) dos picos em relação ao pico médio de curvatura absoluto do grupo, nas regiões lombar (A) e torácica inferior (B), no plano frontal.

Nos gráficos A e B da Figura 55 e na Figura 56 observamos que não houve uma relação linear entre os picos de curvatura e a intensidade de corrida em todas as regiões da coluna, no plano frontal. Percebemos que houve uma variação dos picos, mas também notamos que a variação não foi sistemática em relação à intensidade de corrida



Figura 56. Diagrama de dispersão das medianas dos picos de curvatura das Curvas Neutras normalizados dos voluntários (pontos), na região torácica superior, em função da intensidade da corrida e respectiva reta ajustada aos dados (linha), no plano frontal. No título do gráfico é fornecido o coeficiente de correlação linear de Pearson (r); o nível de significância (p); e a variabilidade (V) dos picos em relação ao pico médio de curvatura absoluto do grupo, na região torácica superior, no plano frontal.

No plano frontal, temos uma variação absoluta da ordem de 0,04m⁻¹ na região lombar e na torácica inferior. Na região torácica superior essa variação é da ordem de 0,15 m⁻¹. Já, no plano sagital temos um aumento da ordem de 0,12m⁻¹ nas regiões torácicas e de 0,4 m⁻¹ na região lombar. A variabilidade relativa V dos picos frontais foi de 1,9; 3,3 e 4,8% para as regiões lombar, torácica inferior e torácica superior, respectivamente. Esses dados e os respectivos picos de curvatura do grupo de voluntários estão dispostos na Tabela 4.

do pico dos voluntários, em cada plano de projeção e região da coluna.							
Região da coluna	io da coluna Plano de projeção		Amplitude (m ⁻¹)	Variabilidade relativa (%)			
Lombar	Sagital	4,8	0,33	6,9			
Torácica Inferior Sagital		3,3	0,09	2,9			
Torácica Superior	Sagital	4,3	0,12	2,8			
Lombar	Frontal	1,7	0,03	1,9			
Torácica Inferior	Frontal	1,2	0,04	3,3			
Torácica Superior	Frontal	2,7	0,13	4,8			

Tabela 4. Média do pico absoluto, amplitude de variação e variabilidade relativa do pico dos voluntários, em cada plano de projeção e região da coluna.

5.4. Discussão

Este estudo objetivou investigar o comportamento das curvas da coluna vertebral no teste de esforço máximo incremental na esteira. Analisamos o comportamento da postura dinâmica média da coluna vertebral, a qual foi denominada Curva Neutra.

Observamos estabilidade das Curvas Neutras dos voluntários dessa pesquisa. A variabilidade intra-individual da amostra foi em média de $0.4 \pm 0.2 \text{ m}^{-1}$ e $0.2 \pm 0.1 \text{ m}^{-1}$ respectivamente nos planos sagital e frontal. Já a amplitude de variação da Curva Neutra do conjunto de voluntários foi em média de $4.7 \pm 1.6 \text{ m}^{-1}$ no plano sagital e de $4.3 \pm 1.9 \text{ m}^{-1}$ no plano frontal. Os dados mostraram que a variabilidade inter-individual da amostra foi cerca de dez vezes maior que a variabilidade intra-individual no plano sagital e cerca de vinte vezes maior no plano frontal.

Os resultados desse estudo apontaram que a Curva Neutra é estável e individual. Interessante notar que Smoliga (2007) já havia discutido a respeito dessa possibilidade, embora não tenha quantificado como foi feito neste estudo. A tarefa de correr parece impor restrições mecânicas fazendo com que a coluna adote um padrão postural dinâmico individualizado e estável, tornando esse protocolo efetivo na diminuição da variabilidade intra-individual da postura. Mesmo nas últimas velocidades, em que se poderia esperar algum efeito da eminência de fadiga, as Curvas Neutras mostraram baixa variabilidade intra-individual.

Os resultados indicam que a Curva Neutra da coluna tem pouca variabilidade dentro das velocidades de corrida analisadas nesse estudo. A variabilidade relativa V dos picos frontais foi de 1,9; 3,3 e 4,8% (Tabela 4) para as regiões lombar, torácica inferior e torácica superior, respectivamente. Embora esses valores relativos sejam comparáveis com os valores obtidos para o plano sagital, no caso do plano frontal, deve-se ter cuidado com a interpretação. Os picos absolutos no plano frontal são menores que os picos do plano sagital. Pequenas variações relativas dos picos no plano sagital sugerem uma relevância maior do ponto de vista anatômico.

Neste trabalho a velocidade da corrida aumentou ao longo do teste. Esperava-se também que os voluntários chegassem próximo de ficar sem capacidade de manter a atividade, ou seja, muito próximo da fadiga, no final do teste. Consideramos razoável supor que as respostas apresentadas pela coluna vertebral fossem relativas ao aumento da velocidade na maior parte do teste e que no final, apresentasse uma resposta relativa à fadiga. Uma limitação dessa análise é

que no final do teste, alem do voluntário chegar muito próximo da fadiga, a velocidade da esteira também aumentou o que pode dificultar discriminar quais aspectos foram relativos à eminência de fadiga e quais foram relativos ao aumento da velocidade. Para realizar essa distinção, observamos o padrão apresentado pelas variáveis investigadas ao longo do teste e, caso não houvesse alteração desse padrão poderíamos considerar que a postura não apresentou efeitos associados à fadiga. Por outro lado, se esse comportamento fosse alterado no final do teste, provavelmente essa alteração deveria ser atribuída à eminência de fadiga.

Seguindo a linha de raciocínio estabelecida no último parágrafo, percebemos que no plano sagital (Figura 48, Figura 49, Figura 50), houve um aumento progressivo, desde o início e ao longo do teste, dos picos de curvatura, e não foi verificada uma mudança desse comportamento no final do teste. Além disso, em todas as regiões da coluna houve uma relação linear entre as variáveis (Figura 51, Figura 52) e isso nos leva a sugerir que a Curva Neutra no plano sagital é afetada pelo aumento da velocidade, especialmente na região lombar que apresentou o maior aumento. Mas, por outro lado, não há indícios de que a Curva Neutra seja afetada pela eminência de fadiga no plano sagital.

Já, no plano frontal (Figura 53, Figura 54), as variações dos picos de curvatura da Curva Neutra não foram significativas na região lombar e torácica inferior. Nessas regiões, a Curva Neutra se manteve estável durante todo o teste, não sendo afetada pelo aumento da velocidade e nem pela eminência de fadiga. Um fato intrigante ocorreu na região torácica superior. A curvatura dos picos nessa região se manteve razoavelmente estável durante todo o teste, contudo sofreu uma alteração significativa justamente na ultima faixa de intensidade de corrida. Como havíamos previsto, se esse tipo de comportamento fosse observado, poderíamos sugerir que foi uma alteração ocasionada pela eminência de fadiga.

Devemos tomar cuidado com essa última constatação, pois, como já dissemos, a alteração absoluta da curvatura geométrica na região torácica superior no plano frontal é bastante discreta. Entretanto, é interessante notar que nossa amostra foi bastante heterogênea, e mesmo assim, houve diferença significativa na ultima faixa de intensidade do teste. Isso significa que o grupo de voluntários apresentou esse comportamento como um todo. Acreditamos que a realização de mais testes, com amostras menos heterogêneas poderá trazer mais informações para confirmar essa suposição. Mas, aparentemente, a eminência de fadiga ocasiona um aumento dos desvios laterais da coluna na região torácica superior.

6. PROPOSTA DE UM SISTEMA LOCAL NO TRONCO, COM ORIGEM NA JTLG, PARA QUANTIFICAR A CURVATURA GEOMÉTRICA DA COLUNA VERTEBRAL NA LOCOMOÇÃO

6.1. Introdução

Medidas cinemáticas da postura da coluna vertebral a partir de marcadores de superfície são susceptíveis à variabilidade entre remarcações. Schache et al. (2002), encontraram baixa reprodutibilidade do valor absoluto nos movimentos de flexão e extensão lombar. Os autores indicaram que, utilizando seu método, essa medida é influenciada fortemente por erros no processo de identificação dos níveis vertebrais com palpação. Por este motivo, aconselham ter precaução ao analisar os valores absolutos de flexão e extensão lombar.

Grakovetsky (2010) recomenda o uso de fluoroscopia para guiar a identificação dos processos vertebrais. O autor aponta, por exemplo, que mesmo um terapeuta bem treinado perde o nível de L4 em 30% das vezes, sem a fluoroscopia.

Como discutido brevemente no trabalho de dissertação (CAMPOS, 2005) que antecedeu esta tese, a experiência de nosso grupo mostra que, uma pessoa com treinamento básico nas técnicas de palpação é capaz de identificar de maneira aproximada os processos espinhosos das vértebras adotadas no modelo antropométrico proposto em Brenzikofer et al. (2000). Estes pontos são: T1, T6, T12, L4 e S2.

Não se pode garantir um erro menor que uma vértebra para cima ou para baixo, principalmente nos níveis de L4, T12 e T6. A identificação de T1 é facilitada por ficar logo abaixo da vértebra proeminente (C7), cujo processo espinhoso é um acidente ósseo de identificação mais fácil. No caso de S2, apresenta a vantagem de se localizar entre as espinhas ilíacas póstero superiores, geralmente identificáveis até mesmo pela simples observação de depressões (popularmente chamadas de "covinhas").

Como já foi colocado, nossa experiência mostra que um Educador Físico ou profissional do Esporte é capaz de identificar o processo espinhoso de uma vertebra de maneira aproximada (CAMPOS, 2005). No entanto, a curva da coluna como um todo é mais facil de identificar. A anatomia auxilia nesse fato, principalmente no plano sagital, pois é menos provavel errar no posicionamento ao longo do eixo sagital do tronco, uma vez que a silhueta da coluna é bem definida pela superfície do dorso adjacente à coluna.

Isso implica que a maior fonte de erro está na coordenada longitudinal do tronco, o que parece causar um deslocamento da curva como um todo para cima ou para baixo, sem afetar a curvatura geométrica (CAMPOS, 2005). Nossa hipótese é de que utilizando as caraterísticas geométricas da região estudada, pode-se recuperar informações perdidas. Por exemplo, sabe-se que uma característica típica da coluna é um ponto de inflexão na a junção toraco-lombar, local em que a curvatura geométrica bidimensional é nula (CAMPOS, 2005). Uma curvatura geométrica tridimensional mínima foi verificada por Vrtovec et al. (2009) nessa região, corroborando com essa análise. Esse ponto de inflexão denominamos de Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG). Essa informação poderá ser utilizada para auxiliar a corrigir imprecisões derivadas do processo de palpação. Esse procedimento seria mais dificil com metodologias que descrevem a coluna a partir de variáveis angulares, obtidas a partir de um número limitado de informações da coluna. Dessa forma, propusemos um sistema de coordenadas instantâneo, local no tronco, com origem na JTLG.

O método proposto neste estudo visa instrumentar um profissional que tenha treinamento básico em técnicas de anatomia palpatória, para avaliação corriqueira, em larga escala, da cinemática vertebral na corrida, sem a necessidade do uso de métodos complementares para identificação dos processos vertebrais, como a fluoroscopia (GRAKOVETSKY, 2010) e o ultra-som (LOCKS, et al., 2010).

Pelos motivos apresentados nesta introdução, o objetivo deste capítulo foi propor um sistema local no tronco, com origem na Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG), para avaliar a curvatura geométrica da coluna vertebral na locomoção. Estimamos a reprodutibilidade das medidas obtidas com o método proposto em dias diferentes e comparamos com variáveis angulares.

6.2. Materiais e Métodos

Neste capítulo, escolhemos analisar os picos de curvatura do plano sagital da região torácica (KT) e da lombar (KL). Comparamos esses picos com um ângulo entre dois segmentos definidos na região lombar e outro ângulo entre dois segmentos na região torácica.

Definimos o ângulo lombar (AngL) e o torácico (AngT) no plano sagital pelo ângulo formado entre dois segmentos orientados (projetados no plano sagital, com coordenadas "y" = 0), um inferior e outro superior, definidos nos itens apresentados a seguir (Figura 57), em cada região.

- Seguimento Lombar inferior: a posição da origem fica no marcador posicionado em S2 e a posição da extremidade dois marcadores acima.
- Seguimento Lombar superior: a posição da origem fica no marcador posicionado em T12 e a posição da extremidade dois marcadores abaixo.
- Seguimento Torácico inferior: a posição da origem fica no marcador posicionado em T12 e a posição da extremidade dois marcadores acima.
- Seguimento Torácico superior: a posição da origem fica no marcador posicionado em T1 e a posição da extremidade dois marcadores abaixo.



Figura 57. Projeção sagital dos marcadores. Definição do ângulo lombar (AngL) e do torácico (AngT).

O sinal de cada ângulo foi definido pelo produto vetorial entre o segmento inferior e o segmento superior. Quando esse produto vetorial teve o mesmo sentido positivo do eixo "y" o sinal do ângulo foi positivo e quando o produto vetorial entre o segmento inferior e o superior gerou um vetor com sentido contrário ao eixo "y" do sistema local, foi atribuído um sinal negativo ao ângulo. Dessa forma, como pode ser visto nos resultados da Tabela 5, todos os ângulos lombares ficaram com sinal negativo e os ângulos torácicos com sinal positivo.

Para verificar a reprodutibilidade das medidas obtidas com curvatura geométrica e com as variáveis angulares, observamos os voluntários V1, V2, V3 e V4 (Tabela 3) correndo na velocidade de 9,3km/h, em dois dias diferentes. Calculamos a posição média dos marcadores obtida em todas as passadas realizadas nessa velocidade. Dessa, forma, verificamos a reprodutibilidade dos picos de curvatura lombar e torácico da Curva Neutra e o ângulo lombar e o torácico da mesma.

Para elucidar o efeito de possíveis erros no procedimento de palpação, para o cálculo das variáveis referentes à região lombar, fizemos os cálculos das variáveis com a marcação original e re-fizemos os cálculos de todas as variáveis re-posicionando o marcador de T12 no marcador que estava abaixo desse. Dessa forma houve um deslocamento da origem do sistema e mudança dos marcadores utilizados para definir o segmento lombar superior. Para a região torácica adotamos o mesmo procedimento, no entanto o deslocamento de T12 foi para o marcador que estava posicionado acima desse.

Salientamos que, no cálculo das curvaturas geométricas, em todas as condições (T12 original e deslocado para cima ou para baixo), após os deslocamentos de T12, quando houve, a origem do sistema foi deslocada ao longo do eixo longitudinal local do tronco para a junção tóraco-lombar geométrica (JTLG).

Dessa forma obtivemos para cada variável duas medidas referentes ao dia do pré-teste e mais duas referentes ao dia do teste. Uma medida foi realizada com a marcação de T12 original e outra deslocando a origem do sistema local do tronco para o marcador que estava acima (Torácica) ou para o que estava abaixo (Lombar) de T12 identificado pelo pesquisador na palpação.

Nos resultados, para cada variável, identificamos as medidas obtidas com deslocamento de T12 pela letra "d" colocada no final da sigla da variável. Dessa forma, as

análises foram realizadas a partir da seguinte lista de variáveis, em cada dia e para cada voluntário:

- Pico de curvatura lombar com a origem em T12 da palpação original: KL
- Pico de curvatura lombar com origem deslocada para baixo: KLd
- Pico de curvatura torácico com a origem em T12 da palpação original: KT
- Pico de curvatura torácico com origem deslocada para cima: KTd
- Ângulo lombar com a origem em T12 da palpação original: AngL
- Ângulo lombar com origem deslocada para baixo: AngLd
- Ângulo torácico com a origem em T12 da palpação original: AngT
- Ângulo torácico com origem deslocada para cima: AngTd

6.3. Resultados e discussão

Os resultados apresentados na Tabela 5 mostram que para todos os picos de curvatura calculados, não houve alteração entre as situações com posicionamento de T12 no marcador original ou com deslocamento desse marcador. Por outro lado, todas as variáveis angulares se alteraram, mostrando que são influenciadas pela escolha da vértebra T12 no momento da palpação.

Tabela 5. Pico de curvatura lombar (KL), torácico (KT) e ângulo lombar (AngL) e torácico (AngT) calculados com a origem em T12 da palpação original e as respectivas variáveis calculadas com a origem do sistema local no tronco (T12) deslocada para o marcador adjacente (KLd, KTd, AngLd e AngTd). Essas variáveis estão apresentadas para cada voluntário (V) no pré-teste(*) e no teste.

		1 (/						
	$KL(m^{-1})$	$KLd(m^{-1})$	$KT(m^{-1})$	$KTd(m^{-1})$	AngL(°)	AngLd(°)	AngT(°)	AngTd(°)
V1*	-6,46	-6,46	4,39	4,39	-23,77	-17,66	44,14	41,22
V1	-6,72	-6,72	4,36	4,36	-26,31	-20,29	45,54	41,86
V2*	-6,07	-6,07	5,15	5,15	-24,69	-19,50	31,70	28,22
V2	-4,70	-4,70	5,88	5,88	-21,35	-17,93	31,26	26,06
V3*	-5,62	-5,62	3,61	3,61	-24,55	-21,11	27,93	25,72
V3	-6,12	-6,12	3,66	3,66	-24,61	-23,25	27,57	26,78
V4*	-6,45	-6,45	4,46	4,46	-27,24	-20,87	50,32	48,73
V4	-6,36	-6,36	4,63	4,63	-32,04	-28,73	44,05	40,17

Para verificar o efeito da remarcação (dias diferentes) nas variáveis calculadas, para todas as variáveis calculamos a diferença entre as medidas obtidas em cada dia. Considerando que houveram duas medidas para cada dia, essa diferença foi calculada para cada casamento possível. Por exemplo, o ângulo torácico foi calculado com a marcação de T12 original da palpação (AngT) e também com deslocamento de T12 para o marcador logo acima (AngTd). Verificou-se a diferença entre AngT do primeiro dia com AngT do segundo dia e AngTd do segundo dia. O mesmo foi feito para AngTd do primeiro dia. Isso gerou quatro medidas de variabilidade para o ângulo torácico entre o primeiro e o segundo dia de experimento.

A maior variação do ângulo torácico foi considerada nas análises e apresentada na Tabela 6. O mesmo procedimento foi feito para todas as variáveis. Essas variabilidades estão identificadas com a letra "v" à frente da sigla que representa cada variável. Para estimar a variabilidade relativa das variáveis, calculamos o percentual que representou em relação à medida obtida no pré-teste com T12 original da palpação, ou seja, KL, LT, AngL e AngT. Esses dados também estão apresentados na Tabela 6.

Tabela 6. Variabilidade das variáveis descritivas da postura vertebral.

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

Analisando os resultados apresentados na Tabela 6, verifica-se que todas as variáveis angulares apresentaram maior variabilidade que os picos de curvatura correspondentes, entre os dias, para todos os voluntários. Tanto na região lombar quanto na região torácica, a variabilidade relativa das variáveis angulares (29,76% para a lombar e 13,59% para a torácica) foi cerca de três vezes maior que a variabilidade relativa das curvaturas geométricas (9,22% para a lombar e 4,99% para a torácica). Esses dados sugerem o uso de curvatura geométrica para medir a postura vertebral na situação de corrida na esteira.

Nas figuras a seguir apresentamos as Curvas Neutras de cada voluntário calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (Gráficos A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (Gráficos B), nos dois dias de avaliação.



Figura 58. Curvas Neutras de V1 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação.



Figura 59. Curvas Neutras de V2 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação.



Figura 60. Curvas Neutras de V3 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação.



Figura 61. Curvas Neutras de V4 calculadas com a origem do sistema posicionada em T12 da palpação, com deslocamento para o marcador inferior ao de T12 (A) e re-calculadas com a origem transladada para a Junção Tóraco-Lombar Geométrica (B), nos dois dias de avaliação.

Como se pode observar nos gráficos das quatro últimas figuras (Figura 58, Figura 59, Figura 60 e Figura 61), o uso da Junção Tóraco-Lombar Geométrica como origem do sistema de coordenadas local no tronco possibilita minimizar a variabilidade das medidas da curvatura geométrica bidimensional entre dias diferentes. Isso ocorre mesmo se a origem identificada na palpação for alterada entre um dia e outro, como o que parece ter ocorrido para o voluntário 4 (Figura 61).

7. CONCLUSÃO E DIREÇÕES FUTURAS

Este estudo apresentou uma metodologia para quantificação da postura vertebral durante o teste de esforço máximo em esteira. Essa postura pode ser bem representada pela Curva Neutra da coluna vertebral.

Foi realizada uma análise bibliográfica, teórica, das variáveis utilizadas para quantificar e descrever a postura vertebral. Verificamos que a postura vertebral é melhor descrita por métodos que propiciam um maior detalhamento da estrutura. Variáveis angulares têm se mostrado pouco adequadas para realização dessa tarefa e uma boa alternativa é a utilização de curvatura geométrica bidimensional.

Revisamos os procedimentos de quantificação da Curvatura Geométrica 2D e desenvolvemos de um sistema não invasivo para medir essa variável descritiva da postura da coluna vertebral na locomoção em esteira. Esse sistema é baseado em vídeogrametria e faz o rastreamento automático da posição espacial de marcadores retro-refletivos, colocados na pele do dorso. Construímos iluminadores com LED para serem acoplados à câmeras de vídeo convencionais que registram o movimento desses marcadores.

Propusemos um algoritmo de rastreamento de marcadores com pontos de controle. Através dessa abordagem, conseguimos um rastreamento automático mesmo para um grande número de marcadores posicionados próximos uns dos outros, em situações de aceleração, oclusão e na presença dos ruídos das imagens das câmeras de luz visível. A acurácia do sistema se mostrou compatível com as necessidades para quantificação da Curvatura Geométrica da coluna vertebral.

Foi construído um programa em Matlab® para processar os dados. O Matlab é uma linguagem que permite programação ágil, o que possibilitou testar soluções específicas para resolver a questão de quantificação do movimento dos marcadores no dorso durante a locomoção. O programa escrito é completo, possibilitando desde o rastreamento automático dos marcadores, até a fase de análise. Por ter código aberto, e por ser no ambiente de programação Matlab, facilitará a implementação de outros módulos de rastreamento, para outras situações. Também possibilitará implementar funções para integrar a análise cinemática com outras tecnologias que meçam a força e a atividade eletromiográfica muscular. Por esse motivo, esse programa foi denominado *Dynamic Posture*.

Os algorítmos implementados poderão ser utilizados com finalidade didática, pois são escritos em código aberto, e não existem intenções comerciais no desenvolvimento desse programa. O objetivo foi responder à demanda existente no meio científico e na sociedade como um todo por um método que permita avaliação postural quantitativa da coluna vertebral.

Investigamos o comportamento da Curva Neutra, a postura média da coluna vertebral, durante o teste de esforço máximo. Observamos que a postura média da coluna tem características individuais e é estável durante todo o teste. Entretanto, adaptações sutis foram observadas com o aumento da velocidade no plano sagital da coluna. Nesse plano, os picos de curvatura aumentaram linearmente em função da velocidade. Esse aumento foi mais expressivo na região lombar. Já no plano frontal, não observamos alteração significativa dos picos com o aumento da velocidade, exceto na região torácica superior, nas maiores intensidades de corrida. Nessa região, uma variação repentina no final do teste sugeriu que o os desvios laterais representados pelos picos de curvatura aumentaram com a eminência de fadiga.

A população estudada neste trabalho foi composta por atletas amadores com experiência mínima de um ano em corridas de rua de ao menos 10km. Pretendemos utilizar essa metodologia para estudar a resposta da Curva Neutra em outras populações como atletas de elite. O teste de esforço máximo, acoplado ao analisador de gases, permitirá estudar, em uma situação padronizada, a cinemática vertebral tanto em função de variáveis que representam a carga externa do exercício, como a duração e a intensidade de corrida, quanto em função de variáveis que refletem a carga interna gerada por esses estímulos, como a solicitação metabólica.

Além disso, com adaptações adequadas no protocolo de velocidades, as estratégias de análise postural mostradas nesse trabalho podem também ser utilizadas para quantificação e acompanhamento periódico da postura dinâmica em outras populações como sedentários. Esperamos também que seja possível medir a coluna de crianças alterando-se o enquadramento das câmeras e utilizando marcadores menores.

Propusemos um sistema de coordenadas instantâneo, local no tronco, com origem na Junção Tóraco-Lombar Geométrica (JTLG). Mostrou-se um meio para minimizar o efeito do reposicionamento de marcadores no cálculo da curvatura geométrica bidimensional no plano sagital. Essa variável apresentou maior repetibilidade em dias diferentes do que variáveis

angulares. Os Picos de Curvatura não dependem da identificação exata do processo espinhoso de T12.

A tecnologia utilizada é de baixo custo e de fácil acesso para centros esportivos, escolas, clubes e academias de ginástica. Isso poderá permitir a análise postural dinâmica, quantitativa em larga escala. Para concretizar e viabilizar o uso corriqueiro desse sistema, entendemos que os próximos passos dessa linha de pesquisa devem enfocar a elaboração de manuais padronizados para orientação da construção de calibradores, iluminadores, marcadores retro-refletivos, em fim, dos materiais necessários para aplicar a avaliação postural.

Será necessário a elaborar manuais detalhados para utilização do software. O ideal seria que esses manuais fossem suficientes para o treinamento dos futuros usuários do sistema. Mas, ainda não é possível estimar se esta tarefa será possível. É necessário conhecimento de biomecânica e cinemetria para a aplicação do método o que implica em realizar cursos presenciais para esse treinamento.

Também será necessário estabelecer parâmetros normalizados de qualificação dos dados quantitativos. Entendemos que esse objetivo poderá ser alcançado através da aplicação do método em diferentes populações.

REFERÊNCIAS

ABBATT, J. Spine and Pelvis Coupled Movements in Frontal Plane During Inclined Walking and Running. Dissertação – Montreal: McGill University, 2000.

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

ADAMS, M. A., MCNALLY, D. S., CHINN, H., DOLAN, P. Posture and the compressive strength of the lumbar spine. The clinical biomechanics award paper 1993. **Clinical Biomechanics**. v. 9, Issue 1, p. 5-14, January 1994.

BARROS, R. M. L. Metodologia para descrição tridimensional do movimento humano a partir de câmeras de vídeo não sincronizadas. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Educação Física. UNICAMP, Campinas-SP, 1993.

BARROS R. M. L.; RUSSOMANO T. G.; BRENZIKOFER R.; FIGUEROA P. J. A Method to Synchronise video Cameras Using the Audio Band. **Journal of Biomechanics**. v. 39, n. 4, p. 776-780, 2006.

BEVINGTON, P. R. Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences. New York: McGraw-Hill, 1969.

BRENZIKOFER, 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. 21-26, 2000.

BRENZIKOFER, R.; CAMPOS, M. H.; DEPRÁ, P. P. Contribuições Relativas da Freqüência e Comprimento da Passada na Locomoção Humana. In: **XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA**, 11, João Pessoa, 2005. **Anais...** Disponível em: CD – ROM, 2005.

BRENZIKOFER, R.; DEPRA, P. P.; LIMA FILHO, E. C.; BARROS, R. M. L. Quantificação das Curvas da Coluna Vertebral Durante a Marcha. In: **IX CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA**, 9, **Anais...** Gramado: Editora, v. 2, p. 230-35, 2001a.

BRENZIKOFER, R.; DEPRÁ, P. P.; LIMA FILHO, E. C.; BARROS, R. M. L. de; FIGUEROA, P. J. Spinal kinematics in Normal Walking Using Geometric Curvature. In: **Proceedings of XVIII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**, Book of abstract, Zürich - Switzerland. Int. Soc. of Biomechanics, v. 1, p. 16-17, 2001b.

BRIGGS, A.; VAN DIEE, J. H.; WRIGLEY, T. V.; GREIG A. M.; PHILLIPS B.; LO S. K.; BENNELL K. L. Thoracic Kyphosis Affects Spinal Loads and Trunk Muscle Force. In: **Physical Therapy**. v. 87, n. 5, 2007.

CALLAGHAN, J. P.; PATLA, A. E.; MCGILL, S. M. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. In: **Clinical Biomechanics**. v. 14, p. 203-216, 1999.

CAMPOS, M. H. Adaptações geométricas da coluna vertebral durante a marcha. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2005.

CAMPOS, M. H.; BRENZIKOFER, R. Rastreamento de Marcadores Baseado em Pontos de Controle. In: Proceedings of **XIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNIA**. USP, São Paulo, 2009.

CAMPOS, M. H.; BRENZIKOFER, R.; DEPRÁ, P. P.; PEGORETTI, C.; WITTIG, D. S.; BENETTI, F.A. Metodologia para Quantificação da Curva Neutra da Coluna Vertebral Durante a Marcha: Estudo Piloto. In: **XI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA**. **Anais eletrônicos.** Disponível em: CD – ROM. 2005.

CAMPOS, M. H.; DEPRÁ, P. P.; BRENZIKOFER, R. Alterações da Curva da Coluna Vertebral na Região Lombar em Função da Velocidade da Marcha. In: **X CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA**. **Anais...** Ouro Preto: Imprensa Universitária UFMG, v. 1, p. 115-118, 2003.

CAMPOS, M. H.; DEPRÁ, P. P.; BRENZIKOFER, R. The Neutral Curve of the Spine During Running. In: Proceedings of **XXII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**. Cape Town, 2009. CARMO, M. P. Elementos de Geometria Diferencial. Rio de Janeiro: Ao Livro Técnico S. A., 1971.

CASTRO, J. L. G.; MEDINA-CARNICER, R.; GALISTEO, A. M. Design and evaluation of a new three-dimensional motion capture system based on video. **Gait and Posture**. v.24 (1), 2006.

CERVERI, P.; PEDOTTI, A. FERRIGNO, G. Non-invasive approach towards the in vivo estimation of 3D inter-vertebral movements: methods and preliminary results. **Medical Engineering and Physics**. v. 26, p. 841-853, 2004.

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, n. 8, p. 474-480, 1996.

COBB J. R. The American Academy of Orthopedic Surgeons Instructional Course Lectures. V. 5, Ann Arbor, MI: Edwards, 1948. Citado em: 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.

CONNOLLY B. H.; MICHAEL B. T. Early Detection of Scoliosis: A Neurological Approach Using the Asymmetrical Tonic Neck Reflex. **Physical Therapy**. v. 64, p. 304-307, 1984.

CONOVER, W. J. **Practical Nonparametric Statistics**. New York: Wiley, 1980. citado em MATLAB HELP versão 7.0.0.19920 (R14).

CORPOREBRASIL. A importância dos exercícios técnicos para a melhoria da postura e performance. Corpore Brasil. Disponível em: http://www.corpore.org.br/cws_exibeconteudogeral_1858.asp Acesso em: 31/05/ 2010.

CORREREBOM. Dicas de postura. Disponível em: http://correrebom.blogspot.com/2008/08/dicas-de-postura-na-corrida.html Acesso em: 31/05/ 2010.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R. & SMITH, R. Patterns of Spinal Motion During Walking. Gait and Posture. v. 5, p. 6-12, 1997a.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Age Gender and Speed Effects on Spinal Kinematics During Walking. **Gait and Posture**. v.5, p.13-20, 1997.

CUNHA, S.A. Metodologia para Suavização de Dados Biomecânicos por Função não Paramétrica Ponderada Local Robusta. Tese (Doutorado) - Faculdade de Educação Física, UNICAMP, Campinas-SP, 1998.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar. 2. ed., São Paulo: Atheneu, 2003.

DAY J. R; ROSSITER H. B.; COATS, E. M.; SKASICK, A.; WHIPP, B. J. The Maximally Attainable VO2 During Exercise in Humans: the Peak vs. Maximum Issue. Journal of Applyed **Physiology**. v. 95, p. 1901-1907, 2003.

DEPRÁ, P. P. Adaptações da Geometria da Coluna Vertebral e do Dorso Durante a Corrida. Tese (Doutorado em Educação Física) - Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2004.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical Effects of Fatigue on 10,000 Meter Running Technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**. v. 52, p. 160-166, 1981.

FALCÃO, A. X.; LEITE, N. J. **Fundamentos de Processamento de Imagem Digital**. Material didático do Curso de Introdução ao Processamento de Imagem Digital, Instituto de Computação, UNICAMP, 1998.

FERGUSON, A. The study and treatment of scoliosis. **Southern Medical Journal**. v.23, i. 2, p. 116-20. 1930.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A Flexible Software for Tracking of Markers Used in Human Motion Analysis. **Comput. Methods Programs Biomed**. v. 72, p. 155-165, 2003.

FISHER, R.A. **Statistical Methods for Research Workers.** 14.ed., Edinburg: Oliver & Boyd, Tweeddalel Court, 1970.

FRIGO, C.; CARABALONA, R.; MURA, M. D.; NEGRINI, S. The upper body segmental movements during walking by young females. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 419-425, 2003.

FULLER, J.; LIU, L. J.; MURPHY, M.C.; MANN, R.W. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin and pin-mounted markers. **Human Movement Science**. v. 16, n. 2-3, p. 219-242, 1997.

GAL, J.; HERZOG, W.; KAWCHUK, G.; CONWAY, P. Measurements of Vertebral Translations Using Bone Pins, Surface Markers and Accelerometers. **Clinical Biomechanics**. v. 12, n. 5, p. 337-340, 1997.

GARBUTT, G.; BOOCOCK, M. G.; REILLY, T.; TROUP, J. D. G. Running Speed and Spinal Shrinkage in Runners with and without Low Back Pain. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. v. 22, n. 6, 1990.

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.

GRACOVETSKY S. The Spinal Engine. New York: Springer, 1988.

GRACOVETSKY, S. The Spinal Engine. 2.ed., Montreal: Springer, 2008.

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

GRUEN, A. Fundamentals of Videogrammetry. A review Human Movement Science. v.16, p. 155-187, 1997.

GULLSTRAND L, HALVORSEN K, TINMARK F, ERIKSSON M, NILSSON J. Measurements of vertical displacement in running, a methodological comparison. Gait and Posture. v.30, p.71-5, 2009.

HAAS, F.; SIMNOWITZ, M.; AXEN, K.; GAUDINO, D.; HAAS, A. Effect of upper body posture on forced inspiration and expiration. **Journal of Applyed Physiology**. v. 52, p. 879-886, 1982.

HALVORSEN, K.; ERIKSSON, M.; GULLSTRAND, L.; TINMARK, F.; NILSSON, J. Minimal marker set for center of mass estimation in running. Gait and Posture. v.30, p. 552-5. 2009.

HARALICK, R. M.; SHAPIRO, L. G. **Computer and Robot Vision**. v. 1, Addison-Wesley, p. 28-48, 1992. Citado no Matlab Help.

HERDA, L.; FUA, P.; PLANKERS, R.; BOULIC, R.; THALMANN, D. Skeleton-based motion capture for robust reconstruction of human motion. **Computer Animation**, Philadelphia. 2000.

HILL, A.V.; LUPTON, H.; LONG, C.N.H. Muscular exercise, lactic acid, and supply and utilization of oxygen: The oxygen debt at the end of exercise. **Proc R Soc Lond B Biol Sci.** v. 97, p. 127-137, 1924. Citado em: LOURENÇO, T.F.; TESSUTTI, L.S.; MARTINS, L.E.B.; BRENZIKOFER, R.; MACEDO, D.V. Interpretação metabólica dos parâmetros ventilatórios obtidos durante um teste de esforço máximo e sua aplicabilidade no esporte. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano.** v. 9, n. 3, set. 2007.

JOSEFSSON, T.; NORDH, E.; ERIKSSON, E. O. A flexible high-precision video system for digital recording of motor acts through lightweight reflex markers. **Computer Methods and Programs in Biomedicine.** v. 49, p. 119-129, 1996.

KALIARNTAS, K. T.; UGBOLUE, U. C.; RICHES, P. E.; ROWE, P. J. Concurrent validity and test-retest reliability of the polhemus liberty for the measurement of spinal range of motion. In: **Proceedings of XXII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**. Cape Town, 2009.

KIEFER, A.; SHIRAZI-ADL, A.; PARNIANPOUR, M. Synergy of the Human Spine in Neutral Postures. **European Spine Journal**. v. 7, n. 6, 1998.

KOLAHI, A.; HOVIATTALAB, M.; REZAEIAN, T.; ALIZADEH, M.; BOSTAN, M.; MOKHTARZADEH, H. Design of a marker-based human motion tracking system. **Biomedical Signal Processing and Control.** v. 2 (1). 2007.

LaFIANDRA, M.; WAGENAAR, R.C.; HOLT, K.G.; OBUSEK J.P. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters. **Journal of Biomechanics.** v. 36, p. 87-95, 2003.

LAM, S.C.B.; McCANE, B.; ALLEN, R. Automated tracking in digitized videofluoroscopy sequences for spine kinematics analysis. **Image and Vision Computing**. v. 27, p. 1555-1571, 2009.

LEROUX, M.A.; ZABJEK, K.; SIMARD, G.; BADEAUX, J.; COILLARD, C.; RIVARD, C.; A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. **Spine**. v. 25, n. 13, p.1689-1694, 2000.

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

LEVY, A. R.; GOLDBERG, M. S.; MAYO, N. E.; HANLEY, J. A.; POITRAS, B. Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**. v.2, i.13, p.1540-8, 1996.

LOCKS, G. F.; ALMEIDA, M. C. S.; PEREIRA, A. A. Uso do ultrassom para determinação do nível de punção lombar em gestantes. **Revista Brasileira de Anestesiologia**. v. 60, n. 1, p.13-19, 2010.

LOURENÇO, T.F.; TESSUTTI, L.S.; MARTINS, L.E.B.; BRENZIKOFER, R.; MACEDO, D.V. Interpretação metabólica dos parâmetros ventilatórios obtidos durante um teste de esforço máximo e sua aplicabilidade no esporte. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano.** v. 9, n. 3, set. 2007.

LOURENÇO, T. F.; TESSUTTI, L. S.; MARTINS, L. E. B.; BRENZIKOFER, R; MACEDO, D. V. Reproducibility of an incremental treadmill VO2max test with gas exchange analysis for runners. Journal of Strength and Conditioning Research, 2010.

LUNDBERG, A. On the use of bone and skin markers in kinematics research. **Human** Movement Science. v.15, p. 411-422, 1996.

MAIWALD, C.; STERZING, T.; MAYER, T. A.; MILANI, T. L. Detecting foot-to-ground contact from kinematics data in running. **Footware Science**. v.1, n.2, p. 111-18. 2009.

MATHWORKS. **Matlab**. Disponível em: http://www.mathworks.com/ Acessado em: 31/05/2010.

MEDINA-CARNICER, R.; GARRIDO-CASTRO, J. L.; COLLANTES-ESTEVEZ, E.; MARTINEZ-GALISTEO, A. Fast detection of marker pixels in video-based motion capture systems. **Pattern Recognition Letters**. 2008. Disponível em: http://dx.doi.org/10.1016/j.patrec.2008.10.016. Acesso em: 19/05/2010.

MIDIASPORT. Postura na corrida. Disponível em: http://www.midiasport.com.br/artigosDetalhes.php?cd=79 Acesso em: 31/05/ 2010.

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.

NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running gait cycle of trained runners and non-runner. **Gait and Posture**. v. 31, n. 3, p. 331-335, 2010.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. Acta Physiol. Scand. v. 136, p. 217-227, 1989.

NOAKES, T. The Lore of Running. 4.ed., Cape Town: Oxford University Press, 2003.

NOVACHECK, T.F. The biomechanics of running. Gait and Posture, v. 7, p. 77-95, 1998.

OTSU, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, v.9, n.1, p. 62-66, 1979. Citado no Manual do Matlab 2007.

PALUSKA, S. A. An overview of hip injuries in running. Sports Medicine. v. 35, n. 11, 2005.

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. 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, freqüência e comprimento da passada durante a marcha e a corrida. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v. 10, p. 1-8, 2009.

PEGORETTI, C.; BRENZIKOFER, R.; WITTIG, D. S.; BENETTI, F. A.; DEPRÁ, P. P.; CAMPOS, M. H. A influência do aumento da altura dos saltos dos calçados na lordose lombar. **Revista de ciências médicas** (PUCCAMP). v.14, p.425 - 432, 2005.

PEIKON, I. D.; FITZSIMMONS, N. A.; LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. Threedimensional, automated, real-time video system for tracking limb motion in brain-machine interface studies. **Journal of Neuroscience Methods.** v.180 (2). 2009.

PERALES, D. F. J. Human Motion Analysis & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques: State of Art and Applications. Proceedings of **THE WORLD MULTICONFERENCE ON SYSTEMIC**. 2001. http://herakles.zcu.cz/workshops/presentations/Pereales02.pdf. Acesso em: 29/06/ 2010.

POWERS, S. K; HOWLEY, E. T. Fisiologia do Exercício: Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho. 6.ed., Barueri: Manole, 2009.

RAUTER, G.; SIKIC, M.; RIENER, R.; WOLF, P. Optimised camera setup to minimize measurement error a priori. Proceedings of **XXII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**. Cape Town, 2009.

RIBO, M.; PINZ, A.; FUHRMANN, A. L. A new optical tracking system for virtual and augmented reality applications. **IEEE instrumentation and measurement technology conference**. Budapest, Hungary, 2001.

RICHARDS, J. G. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. **Human Movement Science**. v.18. 1999

ROZUMALSKI, A.; Schwartz, M. H.; Wervey, R.; Swanson, A.; Daryll C. Dykes, D. C; Novacheck, T. The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. **Gait and Posture**. v.8 (3). 2008.

RUNEFUN. **Corrida de longa distância**. Disponível em: http://www.runefun.com.br/Servicos_Fisio.asp . Acesso em: 31/05/2010.

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 of locomotion. **Clinical Biomechanics**. v. 20, p. 784-793, 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, October 2003.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY, T. V.; STARR, R.; BENNELL, K. L. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo–pelvic–hip complex during running. **Gait and Posture**. v. 15, n. 2, p. 136-45, 2002a.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY, T. V.; BENNELL, K. L. Threedimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. **Human Movement Science**. v. 21, p. 173-93, 2002b.

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.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; RATH, D. A.; WRIGLEY T. V.; STARR, R.; BENNELL, K. L. A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. **Clinical Biomechanics**, v.16 (8), p. 667-680, 2001.

SHINKAI, H.; NUNOME, H.; SUZUKI, H.; SUITO, H.; IKEGAMI, Y. Ball impact characteristics of knuckle ball kicking in soccer. Proceedings of **XXII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**. Cape Town, 2009.

SMOLIGA, J. M. Kinematic And Electromyographic Analysis Of The Legs, Torso, And Arms During An Exhaustive Run. Tese (Doutorado) - University of Pittsburgh, Pittsburgh, 2007.

STOKES, V. P.; ANDERSSON, C.; FORSSBERG, H. Rotational and Translational Movements Features of the Pelvis and Thorax During Adult Human Locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 43-50, 1989.

SUCKOW, T.; YOUNG, L. S. Passive Marker Motion Capture. Technical Report Writing, 2008.

SWAMIDAS, J. Summary - Missing Markers. **BIOMCH-L Archives.** 1996. Disponível em: https://listserv.surfnet.nl/scripts/wa.cgi?A2=ind9609&L=BIOMCH-L&P=R1504&D=0&H=0&O=T&T=0&X=191B1D73E93B3EB62A

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.

TESTUT, L.; JACOB, O. Tratado de Anatomia Topográfica. Barcelona: Salvat Editores, p.623, 1956.

THANGALI, A. **Directshow based AVI interface for Matlab**. Acesso em: www.mathworks.com. 2006.

THORDARSON, D. B. Running biomechanics. Clinics in Spots Medicine. v.16, n.2, p. 239-47. 1997.

THORNTON, M. J.; MORRISSEY, M. C.; COUTTS, F. J. Some effects of camera placement on the accuracy of the Kinemetrix three-dimensional motion analysis system. **Clinical Biomechanics**. v. 13, Issue 6, p. 452-454, September 1998.

TIXA, S. Atlas de anatomia palpatória do membro superior: investigação manual de superfície. São Paulo: Manole, 2000.

VICON. V. 460 Hardware User Manual. 2002. Disponível em: www.vicon.com Acessado em: 31/05/2010.

VIRTUALDUB. Software de analise de imagens. Disponível em: www.virtualdub.org/. Acessado em: 31/05/2010.

VOGT, L.; BANZER, W. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. Gait and Posture. v. 9, p. 101-107, 1999.

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.

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

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. Clinical biomechanics of the spine. Lippincott, p. 674, 1990.

WHITTLE, M.W.; LEVINE, D. Measurement of lumbar lordosis as a componet of clinical gait analysis. Gait and Posture. v. 5, p. 101-107, 1997.

WHITTLE, M. W.; LEVINE, D.; PHARO, E. C. Sagittal plane motion of the pelvis and lumbar spine during level, uphill and downhill walking and running. **Gait and Posture**. v. 11, 2000.

WILLIAMS, K. R.; CAVANAGH, P. R. Journal of Applyied Physiology. v. 63, p. 1236-1245, 1987.

WINTER, D. Human balance and posture control during standing and walking (review article), Gait and Posture. v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** 2.ed. New York: Published by John Wiley & Sons, 1990.

WITTIG, D. S.; DEPRÁ, P. P.; PEGORETTI, C.; BENETTI, F. A.; CAMPOS, M. H.; BRENZIKOFER, R. Cinemática da coluna vertebral na prática do jump fit e do pular corda. **Revista Brasileira de Biomecânica**. v.6, p.11 - 17, 2005.

WU, S. K.; LAN, H. H. C.; KUO, L. C.; TSAI, S. W.; CHEN, C. L.; SU, F. C. The feasibility of a video-based motion analysis system in measuring the segmental movements between upper and lower cervical spine. **Gait and Posture**. v. 26, n. 1, p. 161-166, 2007.

WU, S.K.; KUO, L.C.; LAN, H. H. C.; WANG, L.H.; CHEN, C.L.; SU, F. C. The validity assessment of surface markers on measuring the vertebral angles in cervical spine. Journal of Biomechanics: Abstracts of the 5TH WORLD CONGRESS OF BIOMECHANICS. v. 39, n. 1, p. 105, 2006.

YEADON, M. R.; KING, M. A. A Method for synchronising digitised video data. Journal of Biomechanics. v.32, n. 9, p. 983-6. 1999.

YU, Q.; LI, Q.; DENG, Z. Online motion capture marker labeling for multiple interacting articulated targets. **Eurographics**. v.26, n.3, 2007.

ZUNZER, S.; CAGRAN, C.; HUBER, P.; MÜLLER, W. Impact analysis of golf strokes by means of 3D motion capturing. **Proceedings of XXII CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS**. Cape Town, 2009.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Manual de instruções básicas para rastreamento de um ponto.

Dynamic Posture

Obs: termos entre [] indicam atalhos de teclados correspondentes aos botões na tela.

Como rastrear um ponto e obter suas coordenadas 3D?



1- Abrir o programa.

2- Carregar uma câmera:





3- Escolher um filtro para realizar o desentrelaçamento (usar – mean of neighbor lines)

- 4- Medir o ponto no primeiro quadro da seqüência de vídeo:
 - a. Escolher o primeiro quadro. [setas direita / esquerda]
 - b. Escolher o número que será atribuído ao ponto que será medido. [setas para cima e para baixo]



- c. Escolher o método que será usado na medição do ponto: Man [m] (coordenada de tela selecionada pelo operador) ou Aut [s] (segmentção e cálculo do baricentro do brilho do marcador) o programa ficará habilitado a marcar o ponto.
- d. Clicar sobre o ponto com o botão direito do mouse (zoom).
- e. Clicar no centro do ponto na janela de zoom.



5- Ir para o próximo quadro e medir o mesmo ponto novamente. Ele deve ser medido nos três primeiros quadros de maneira manual.

Obs: Ao terminar de medir um ponto em um quadro, automaticamente o computador habilita o próximo ponto para ser marcado. Para medir o mesmo ponto no próximo quadro, deve-se adiantar um quadro e recuar um ponto.

- 6- Ajuste dos parâmetros do rastreamento:
 - á- Área máxima: Há um fator de segurança para o rastreamento que limita a área do marcador que pode ser encontrado. Se a área do marcador encontrado na segmentação for maior que "area max", o marcador encontrado é desconsiderado. O valor default é 90 pixels, mas, se o marcador usado no experimento for muito grande, poderá haver a necessidade de aumentar esse valor. Por exemplo, para 150 pixels.
 - b- Brilho mínimo: há um fator de segurança no rastreamento que verifica o brilho mínimo do marcador encontrado na segmentação. Se o menor brilho apresentado pelo marcador for menor que "brmin_P" o marcador é desconsiderado. O Valor default é 80. Se o marcador não apresentar muito brilho, pode ser necessário diminuir esse valor. Por outro lado, se o fundo estiver muito claro, poderá ser necessário aumentar

esse valor. Esse valor da intensidade de brilho mínimo pode variar de 0 (preto) a 255 (branco).

c- Janela de busca: O tamanho da janela de busca (quadrada) é definida com lado igual ao dobro do valor apresentado em "jan seg" (default = 11 pixels). Se o marcador for muito grande e o movimento tiver impacto, pode ser necessário aumentar esse valor. Por exemplo, para 21 pixels.



7- Ir para o quadro n° 4 da seqüência de vídeo e clicar em "cam track", para iniciar o rastreamento automático.



8- Ao iniciar o rastreamento a seguinte janela irá aparecer e pode-se parar o rastreamento com o botão "stop tracking"



- 9- Ao terminar o rastreamento do ponto na primeira câmera, carregar a segunda câmera e repetir os mesmos procedimentos para rastrear o ponto nessa câmera.
 - a. Clicar em "Cam 1 Tracking"
 - b. Selecionar "Cam 2 Tracking"



c. Carregar o vídeo da câmera 2 em "Load Vídeo"

- 10- Para fazer a calibração da câmera 1, carregue o vídeo das imagens da calibração dessa câmera em "Câmera 1 Calibration", (coluna da direita na figura acima).
 Obs: se o vídeo com a imagem da calibração for o mesmo da medição do ponto. Deve-se recarregar esse vídeo em "Câmera 1 Calibration".
- 11- Marcar todos os pontos do calibrador em cada câmera.

Obs: sempre deve-se tomar cuidado para marcar cada ponto do calibrador com a numeração correta.

- 12-Carregar o arquivo que tem as coordenadas 3D dos pontos do calibrador.
 - a. Calibration (lado direito alto na tela) / Load coord 3D of the control points.
- 13-Calcular os Parâmetros do DLT de cada câmera.
 - a. Calibration / Comput 3D DLT parameters
- 14-Fazer a reconstrução 3D do ponto rastreado.
 - a. Ir para Camera 1 Tracking
 - b. Reconstruct (em baixo de Reconstruct) / R3d
- 15-Salvar o projeto e salvar a reconstrução 3D.
 - a. Na caixa Project (Lado esquerdo alto na tela) Save
 - b. Reconstruct Save R3d

APÊNDICE B: Exemplo de um código em Matlab, para gerar um programa para visualização de um vídeo quadro a quadro.

```
function video
global h
clc
h=gco;
if isempty(h)==1
  close all
  clear all
  start menu
else
  manager
end
end
function start_menu
global H filename
filename=[];
pos=get(0,'ScreenSize');
pos(1)=50; pos(2)=50; pos(3)=pos(3)-100; pos(4)=pos(4)-100;
H(1,1)=figure('position',pos,'Name','Video','NumberTitle','off','MenuBar','none');
H(1,2)=uicontrol('Style', 'text', 'String', 'Video', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.2 0.95 0.6
.04],'parent',H(1,1));
H(1,3)=uicontrol('Style', 'pushbutton', 'String', 'Load video', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.01 0.95 0.15
.04], 'parent', H(1,1), 'Callback', 'video');
H(1,4)=uicontrol('Style', 'pushbutton', 'String', '<', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.9 0.95 0.04
.04], 'parent', H(1,1), 'Callback', 'video');
H(1,5)=uicontrol('Style', 'pushbutton', 'String', '>', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.95 0.95 0.04
.04], 'parent', H(1,1), 'Callback', 'video');
H(1,6)=uicontrol('Style', 'text', 'String', 'Frame', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.9 0.9 0.09
.04], 'parent', H(1,1), 'Callback', 'video');
H(1,7)=uicontrol('Style', 'edit', 'String', '-', 'fontsize', 16, 'units', 'normalized', 'Position', [0.9 0.85 0.09
.04], 'parent', H(1,1), 'Callback', 'video');
end
function manager
global h H nfr
switch h
```

case H(1,3)
 load_video
case H(1,4)
 quad=str2num(get(H(1,7),'String'));
 quad=max([1,quad-1]);
 quad=min([quad,nfr]);
 set(H(1,7),'String',num2str(quad))
 load_field
case H(1,5)
 quad=str2num(get(H(1,7),'String'));

```
quad=max([1,quad+1]);
     quad=min([quad,nfr]);
     set(H(1,7),'String',num2str(quad))
     load_field
  case H(1,7)
     quad=str2num(get(H(1,7),'String'));
     quad=max([1,quad]);
     quad=min([quad,nfr]);
     set(H(1,7),'String',num2str(quad))
     load_field
end
end
function load_video
global H filename nfr
[filename, pathname, but] = uigetfile({'*.avi','AVI file'; '*.*','Any file'},'Load AVI');
if but==1 && ~isempty(filename)
  info=aviinfo(filename);
  nfr=info.NumFrames;
  set(H(1,2),'String',filename)
  set(H(1,7),'String','1')
  load_field
end
end
function load_field
global H filename
if ~isempty(filename)
  quad=str2num(get(H(1,7),'String'));
  frame=quad;
  mov=aviread(filename,frame);
  mov=rgb2gray(mov.cdata);
  evenodd=(ceil(quad)-floor(quad));
  li=1+evenodd;
  im=mov(li:2:end,:);
  im=imresize(im,size(mov),'bicubic');
  figure(H(1,1))
  imshow(im)
end
end
```

APÊNDICE C: Termo de consentimento livre e esclarecido da pesquisa

SISTEMA DE ANÁLISE DE MOVIMENTO PARA AVALIAÇÃO DA POSTURA VERTEBRAL DURANTE A CORRIDA NO TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO INCREMENTAL

Pesquisador Responsável Doutorando: Mário Hebling Campos Orientador: Prof. Dr. René Brenzikofer

Local da Avaliação: Laboratório de Bioquímica do Exercício / IB / UNICAMP

Eu,_____, ____anos, RG______, residente à ______, voluntariamente concordo

em participar do projeto acima mencionado como será detalhado a seguir.

É de meu inteiro conhecimento que este projeto será desenvolvido em caráter de pesquisa científica. Os procedimentos serão de caráter não invasivo (sem a utilização de drogas medicamentosas e procedimentos que provocam incisão da pele ou inserção de instrumentos no corpo). Devo trajar calção e calçado para corrida e constará das seguintes etapas: 1) Questionário de identificação; 2) Avaliação antropométrica; 3) Fixação de adesivos antialérgicos sobre minha pele, no dorso e membros inferiores; 4) Teste de esforço em que serei filmado e utilizarei uma máscara para coleta dos gazes que eu expirar.

Estou ciente de que no caso de desconforto, poderei interromper o teste em qualquer momento. As informações obtidas durante as avaliações laboratoriais serão mantidas em sigilo e, não poderão ser consultadas por pessoas leigas, sem a minha devida autorização. As informações, assim obtidas, no entanto, poderão ser usadas para fins de pesquisa científica, desde que minha privacidade seja sempre resguardada, contribuindo assim para o alcance dos objetivos deste trabalho de Tese de Doutorado. Estou ciente de que eventuais despesas decorrentes da participação na pesquisa serão ressarcidas integralmente. Estou ciente de que receberei uma cópia deste documento (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido).

Li e entendi as informações precedentes, bem como, já discuti sobre os riscos e benefícios deste teste com os responsáveis. Estou ciente também que as dúvidas sobre metodologia, poderão ser esclarecidas, antes, durante e após o curso da pesquisa.

Voluntário

Mário Hebling Campos (Doutorando)

Prof. Dr. René Brenzikofer (Orientador)

Os responsáveis pelo projeto podem ser encontrados no Laboratório de Instrumentação para Biomecânica / Faculdade de Educação Física / UNICAMP, Avenida Érico Veríssimo, 701 - Cidade Universitária Zeferino Vaz - Barão Geraldo - CEP:13.083-851 - Campinas - São Paulo - Brasil - Caixa Postal 6134. 19 – 3521-6626 (Laboratório) / 19 - 3521-6603 (FEF)

Para o esclarecimento de qualquer dúvida ou apresentar alguma reclamação procurar o Comitê de Ética à rua: Tessália Vieira de Camargo, 126 - Caixa Postal 6111 13083-887 Campinas – SP Fone (019) 3521-8936 Fax (019) 3521-7187 e-mail: cep@fcm.unicamp.br