



NATÁLIA DE ALMEIDA RODRIGUES

**ANÁLISE CINEMÁTICA 3D DA CORRIDA DE 100m POR
VIDEOGRAMETRIA**

**Campinas
2014**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS APLICADAS**


NATÁLIA DE ALMEIDA RODRIGUES

**ANÁLISE CINEMÁTICA 3D DA CORRIDA DE 100m POR
VIDEOGRAMETRIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências Aplicadas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Ciências da Nutrição e do Esporte e Metabolismo, na Área de Concentração em Biodinâmica do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL
DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA NATÁLIA
DE ALMEIDA RODRIGUES, E ORIENTADA PELO PROF.
DR. MILTON SHOITI MISUTA



Assinatura

**CAMPINAS
2014**

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Ciências Aplicadas
Sueli Ferreira Júlio de Oliveira - CRB 8/2380

R618a Rodrigues, Natália de Almeida, 1986-
Análise cinemática 3D da corrida de 100m por videogrametria / Natália de Almeida Rodrigues. – Campinas, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Milton Shoiti Misuta.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Aplicadas.

1. Atletismo. 2. Corrida. 3. Cinemática. 4. Atletismo - biomecânica. I. Misuta, Milton Shoiti. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Aplicadas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: 3D kinematic analysis of the 100m sprint using a video-based system.

Palavras-chave em inglês:

Athletics

Running

Kinematics

Athletics - biomechanic

Área de concentração: Biodinâmica do Movimento Humano e Esporte

Titulação: Mestra em Ciências da Nutrição e do Esporte e Metabolismo

Banca examinadora:

Milton Shoiti Misuta [Orientador]

Ricardo Machado de Leite Barros

Enrico Fuini Puggina

Data de defesa: 30-01-2014

Programa de Pós-Graduação: Ciências da Nutrição e do Esporte e Metabolismo

Autora: Natália de Almeida Rodrigues

Título: Análise cinemática 3D da corrida de 100m por videogrametria


Natureza: Dissertação de mestrado

Instituição: Faculdade de Ciências Aplicadas da Unicamp

Data da Defesa: Limeira, 30 de janeiro de 2014

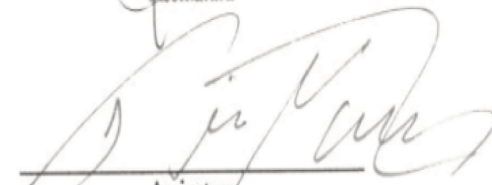
BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta (Orientador)



Assinatura

Prof. Dr. Ricardo Machado de Leite Barros



Assinatura

Prof. Dr. Enrico Fuini Puggina



Assinatura

RESUMO

A análise cinemática da corrida visa descrever o movimento de atletas por meio da quantificação de variáveis permitindo identificar padrões de movimento e assimetrias entre os membros com a finalidade de melhorar o desempenho ou prevenir e tratar lesões. Entretanto, a prova dos 100m rasos tem sido estudada freqüentemente com volumes reduzidos de aquisição e com a avaliação de poucos passos dentro de fases específicas da corrida, sendo então necessário propor métodos mais específicos. Assim, o objetivo deste trabalho foi propor a análise cinemática tridimensional da corrida de 100m por videogrametria. O objetivo específico da análise consistiu em: a) descrever a trajetória do centro de massa (CM) e obter as variáveis cinemáticas (comprimento de passo, largura de passo, ângulo de ataque e componente vertical do CM) dos atletas em todas as fases da corrida (aceleração, manutenção e desaceleração), e b) avaliar o método. Foi avaliada uma corrida de cada um dos cinco corredores velocistas, do sexo masculino e de nível nacional. Doze câmeras (60 Hz) foram distribuídas ao longo da pista formando três regiões e duas áreas de intersecção: a região 1 (30m x 1.37m x 2.32m), a região 2 (30m x 1.37m x 2.32m) e a região 3 (50m x 1.37m x 2,32m) foram enquadradas, cada uma, por um conjunto de quatro câmeras, as áreas de intersecção A (entre região 1 e 2) e B (entre região 2 e 3) possuíam um volume de 5m x 1.37m x 2.32m. O volume total de aquisição foi de 110m (comprimento) x 1.37m (largura) x 2.32m (altura). O método de calibração foi o DLT e os dados foram obtidos pelo software *Dvideo*. Vinte e um marcadores anatômicos foram afixados na pele e informações inerciais antropométricas foram usadas para o cálculo do centro de massa. As variáveis cinemáticas determinadas foram comprimento de passo, largura de passo, ângulo de ataque e componente vertical do CM. As variáveis foram comparadas conforme lateralidade (direito e esquerdo) e entre as fases (aceleração, manutenção e desaceleração). A avaliação da exatidão foi realizada com um teste de barra rígida em que a distância entre os marcadores foi de 1.19m. Um erro médio absoluto (exatidão) variou entre as regiões e combinações de câmeras de 0.01 m a 0.03 m. O filtro *Butterworth*, 4ª ordem, 10 Hz de frequência de corte foi usado para a suavização dos dados. O ajuste biexponencial da curva da velocidade-tempo foi utilizado para identificar as três fases da corrida. As variáveis cinemáticas foram descritas para cada atleta e os resultados apontam diferenças entre lateralidade (comprimento de passo, ângulo de ataque e componente vertical do CM) durante a corrida, e entre às fases (comprimento de passo e ângulo de ataque), principalmente, na fase de aceleração. Assimetrias e mudanças de padrão de movimento puderam ser identificadas, acompanhadas da mudança de velocidade e postura. A configuração proposta permitiu obter informações importantes sobre a modalidade e contribui como método de avaliação biomecânico, atendendo a especificidade da corrida de 100m.

Palavras-Chaves: *Atletismo, corrida, cinemática, atletismo-biomecânica.*

ABSTRACT

The kinematic analysis of the race possible to describe the motion of athletes by quantifying variable allowing to identify patterns movement and asymmetries between members in order to improve performance and to treat or prevent injury. However, evidence of 100m sprint running has been frequently studied with reduced volumes of acquisition and the evaluation of a few steps within phases specific, being then necessary to propose more specific methods. Thus, the aim of this study was propose a method for three-dimensional kinematic analysis of the 100m sprint by videogrammetry. The specific aim consisted: a) to describe the center of mass trajectory (COM) of athletes during the phases (acceleration, deceleration and maintenance) and kinematic variables (step length, step width, angle of attack and vertical component COM), b) to evaluate the method. One sprint of each of the five sprinters, male and national level was assessed. Twelve cameras were distributed along the track forming three regions and two areas of intersection: region 1 (30m x 1.37m x 2.32m), region 2 (30m x 1.37mx 2.32m) and region 3 (50m x 1.37m x 2,32 m) were each framed by a set of four, the areas of intersection A (between region 1 and 2) and B (between the region 2 and 3) each had a volume of 5m x 1.37m x 2.32 m. The total acquisition volume was 110m (length) x 1.37m (width) x 2.32m (height). The calibration method was the DLT and data obtained by Dvideo software. Twenty-one anatomical markers were attached to the skin and antropometric inertial information was used to calculate the center of mass. The kinematic variables were step length, step width, angle of attack and vertical component of the COM. Variables were compared according to laterality (right and left) and between phases (acceleration, deceleration and maintenance). The accuracy test was performed with a rigid bar in which the distance between markers was 1.19m. A mean absolute error (accuracy) varied among regions and combinations of cameras 0.01m to 0.03m. The Butterworth filter, 4th order, 10Hz frequency cutoff, was used for smoothing the data. The biexponential curve fit of the velocity-time identified the three phases of the sprint. Kinematic variables were described for each athlete and the main results point to differences between laterality (step length , angle of attack and vertical component of the COM) during the sprint, and between the phases (step length and angle of attack) , mainly in the acceleration phase. Asymmetries and changes movement pattern could be identified follow of change of speed and posture. The proposed configuration yielded important information about the sport and contributes as a method of biomechanical assessment, given the specificity of the 100m sprint.

Keywords: *Athletics, running, kinematics, athletics-biomechanic*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
2	OBJETIVO	5
2.1	OBJETIVO ESPECÍFICO	5
3	REVISÃO DE LITERATURA	6
3.1	MÉTODOS DE ANÁLISE DA CORRIDA DE 100 M.....	6
3.2	EXATIDÃO DOS MÉTODOS DE ANÁLISE CINEMÁTICA	10
4	SUJEITOS DA PESQUISA, MODELO DE REPRESENTAÇÃO DO CORPO HUMANO E SISTEMA DE AQUISIÇÃO	12
4.1	CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS E DO AMBIENTE.....	12
4.2	CONFIGURAÇÃO PARA AQUISIÇÃO DAS IMAGENS	13
4.2.1	<i>Enquadramento e posicionamento das câmeras</i>	13
4.2.2	<i>Calibração e sincronização das câmeras</i>	17
4.2.3	<i>Sistema de análise cinemática e medição das coordenadas</i>	20
4.3	PROTOCOLO.....	21
4.3.1	<i>Definição dos marcadores anatômicos e modelo de corpo humano</i>	21
4.3.2	<i>Procedimento experimental</i>	23
	EXATIDÃO DAS MEDIDAS 3D POR VIDEOGRAMETRIA PARA A CORRIDA DE 100M: MÚLTIPLAS CÂMERAS E ENQUADRAMENTO DE TODA A PISTA DE CORRIDA	24
	3D KINEMATICAL ANALYSIS OF THE 100M SPRINT USING A VIDEO-BASED SYSTEM WITH MULTIPLE CAMERAS	35
5	CONCLUSÃO	54
	REFERÊNCIAS	56
	ANEXO A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	60
	ANEXO B: TERMO DE AUTORIZAÇÃO	61
	ANEXO C: POSICIONAMENTO DOS MARCADORES ANATÔMICOS	62

Dedicatória

*À minha mãe, Marilena, e
minha irmã, Camila, pelo
apoio e amor incondicional.*

Agradecimentos

Agradeço, primeiramente, a Deus por me dar força para concluir mais uma etapa da minha formação.

Ao meu orientador Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta pela oportunidade de ingressar no mestrado e pela contribuição de maneira ímpar para a conclusão deste trabalho e para meu crescimento pessoal e profissional.

À FAEPEX (Fundação de Apoio a Pesquisa e Extensão - Unicamp) pelo apoio financeiro.

A todos os amigos do Laboratório de Biomecânica e Instrumentação (LABIN) da Faculdade de Ciências Aplicadas que de alguma maneira contribuíram para a conclusão deste trabalho e em especial ao Prof. Dr. Luciano Mercadante pela parceria ao longo desses dois anos.

Aos atletas da equipe Orcampi/Unimed e ao treinador Evandro pela confiança, que possibilitou na realização deste trabalho.

À minha família que sempre me incentivou e me apoiou durante esta caminhada, pelo carinho e paciência e por terem acreditado no meu sucesso.

Ao Filipe que esteve ao meu lado durante todos os momentos, pela parceria, incentivo e compreensão essenciais para que eu concluísse esta etapa da minha vida.

A todos aqueles que estiveram ao meu lado e contribuíram com amizade e que acreditaram que seria possível, minha sincera gratidão.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Imagens dos enquadramentos correspondentes as câmeras C1, C2, C3, C4, C5, C6.16
- Figura 2.** Imagens dos enquadramentos correspondentes as câmeras C7, C8, C9, C10, C11, C12.
..... 17
- Figura 3.** (a) Imagem do bastão de calibração com os cinco pontos de referência; (b) Valores de referência utilizados para a calibração..... 19
- Figura 4.** Construção dos marcadores anatômicos. (a) Exemplo de um marcador com LED (teste piloto); (b) marcador plano de 37 mm (acima) e marcador esférico de 40mm (abaixo); (c) marcador feito a partir de uma esfera de 40 mm. 21
- Figura 5.** (a) Bastão de calibração com cinco pontos de controle; (b) Barra rígida com distância de 1.19 m entre os marcadores; (c) Trajetória (X-direção horizontal, Y-direção lateral) do marcador da barra rígida, pontos de controle ‘•’, ao longo da região 1; (d) Esquema do enquadramento e posicionamento das doze câmeras ao longo da pista, regiões formadas pelos conjuntos de câmeras (C1/C2/C5/C6: Região 1, C3/C4/C9/C10: Região 2, C7/C8/C11/C12: Região 3), áreas de intersecção entre os conjuntos de câmeras A e B. 28
- Figure 1.** (a) Setup method with cameras positioned (C1)-(C12) to cover each region (1, 2 and 3). Intersection zone (A and B) and calibration sticks placed alongside the running track; (b) Vertical CoM trajectory (athlete 1) and regions (1, 2 and 3), intersection zone (A and B), CoM (Z-vertical direction), when the foot touched the running track (right step ‘•’ / left step ‘*’); (c) CoM (Z-vertical direction) overlapped in the intersection zone B; (d) CoM (Z-Vertical direction) cut considering the local minimum point. 41
- Figure 2.** (a) Horizontal velocity and fitted curve along the entire 100 m running track of athlete A1; (b) velocity–time fitted curve of five athletes (A1)-(A5) and division of the three phases (A: acceleration; M: maintenance, D: deceleration). 45
- Figure 3.** (a)–(e) CoM (Y-lateral direction) of the athletes (A1)-(A5) along the entire 100 m; Position of fifth metatarsal (X-horizontal and Y-lateral direction), when the foot touched the running track (right step ‘•’ / left step ‘*’); (f)–(j) Step length and number of steps during the 100 m *sprint* for five athletes, (right step ‘•’ / left step ‘*’). 46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos segmentos corporais utilizados para modelar o atleta. 22

Tabela 2. Valores dos resíduos (desvio padrão) dos eixos (X-direção horizontal; Y-direção lateral; Z-direção vertical) para as três regiões (1, 2 e 3) utilizando os conjuntos de quatro câmeras. 30

Tabela 3. Avaliação da exatidão utilizando barra rígida (ref: 1.19 m) do enquadramento e posicionamento dos conjuntos de câmeras (2 e 4 câmeras) para as regiões (1, 2 e 3), com valores de média e desvio padrão, erro médio absoluto (EMAbs), erro relativo (Erel), erro máximo (Emax) e erro mínimo (Emin). 30

Table I. Kinematics variables of the five athletes ((A1)- (A5)), (SL) step length (m); (SW) step width (m); (CoM_v) vertical component of the CoM (m); (CoM_{at}) angle of attack of the CoM (°); phase (A: acceleration; M: maintenance; D: deceleration) and laterality (R: right; L: left). ... 49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D - Tridimensional

CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoas de Nível Superior

DLT – Direct Linear Transformation (Transformação Linear Direta)

EMabs – Erro médio absoluto

Erel – Erro relativo

E_{max} – Erro máximo

E_{min} – Erro mínimo

CM – Centro de massa

CoM – Center of mass (centro de massa)

SL – Step length (comprimento de passo)

SW – Step width (largura de passo)

CoM_v – Vertical component of center of mass (componente vertical do centro de massa)

CoM_{at} – Angle of attack of the center of mass (ângulo de ataque do centro de massa)

A – Acceleration phase (fase de aceleração)

M – Maintenance phase (fase de manutenção)

D – Deceleration phase (fase de desaceleração)

A1, ..., A5 – Athletes 1, ..., Athlete 5 (Atleta 1, ..., Atleta 5)

R – Right (direito)

L – Left (esquerdo)

s – standard deviation (desvio-padrão)

1 INTRODUÇÃO

As corridas de velocidade exigem que o atleta apresente um desempenho coordenativo, técnico e eficiente dos movimentos de seus segmentos corporais, afim de, percorrer uma determinada distância no menor tempo possível. Dentre as provas de velocidade, a corrida de 100m apresentou, ao longo dos anos, uma grande evolução principalmente no que diz respeito aos tempos executados de prova (recorde mundial: 2007-9.74 s; 2009-9,58 s) (BENEKE; TAYLOR, 2010), demonstrando, sobretudo uma melhora nos aspectos de treinamento dos atletas. Esta evolução da modalidade exige métodos de análise do movimento adequados para descrever e entender os mecanismos relacionados ao desempenho e que possam contribuir para a compreensão das técnicas individuais.

Desta maneira, sistemas para análise tridimensional do movimento têm sido usados para avaliação quantitativa do padrão de corrida do atleta, com o objetivo de identificar variáveis biomecânicas associadas ao tempo de reação e velocidade de saída do bloco, velocidade e aceleração do centro de massa, ângulos articulares, velocidades angulares, técnica de corrida, atividade eletromiográfica, fatores neurais, estrutura muscular recrutada dentre outras. Assim, a ótima correlação e sincronização entre estas variáveis durante a corrida permitem que o atleta apresente um bom desempenho e uma boa economia de energia (MERO; KOMI; GREGOR, 1992; NOVACHECK, 1998).

Dentro da literatura os principais métodos apresentados para análise do movimento são: as plataformas de força (HUNTER; MARSHALL; MCNAIR, 2004a,2004b), os sistemas opto-eletrônicos (CIACCI; DI MICHELE; MERNI, 2010; SLAWINSKI; BONNEFOY; ONTANON; et al., 2010), os acelerômetros tridimensionais (KAVANAGH; MENZ, 2008) e as câmeras de

vídeo (COH, 2006; ITO et al., 2006; KRELL; STEFANYSHYN, 2006). No entanto, estes estudos focam em pequenos volumes de aquisição do movimento que compreendem aproximadamente de 3 a 5m (comprimento) x 1 m (largura) x 2 m (altura), analisando-se apenas um ou dois passos do atleta em fases específicas (*sprint* start, aceleração, manutenção e desaceleração), geralmente em ambientes internos ou esteiras, simulando as situações reais de prova.

Todavia, ao se pensar em avaliações de movimento esportivo que atendam critérios de especificidade com relação à modalidade, se torna necessário o desenvolvimento de metodologias capazes de fornecer informações mais verossímeis com a realidade. As dificuldades inerentes a esta proposta podem ser em consequência, principalmente, da forma de registro como número de câmeras disponíveis, condições externas da pista e volume ampliado, e posteriormente a interpretação dos dados obtidos. Porém, a quantificação de variáveis relacionadas ao desempenho e a caracterização da modalidade são importantes, pois permitem estudar as especificidades e as inter-relações das mudanças de fases, de velocidade e de técnica.

Para tanto, algumas questões devem ser pensadas para o desenvolvimento metodológico que viabilize a obtenção de dados tridimensionais da trajetória do atleta durante toda a corrida de 100m. Dentre as metodologias citadas para o estudo da corrida de velocidade a videogrametria, análise feita por imagens de vídeo, possui ampla aplicabilidade e adaptabilidade sendo desta maneira um método interessante para a aplicação em diversos problemas (CASTRO; MEDINA-CARNICER; GALISTEO, 2006; MIANA; PRUDENCIO; BARROS, 2009; SARRO et al., 2009; SILVATTI et al., 2013).

Entretanto, esta metodologia de aquisição de imagens necessita de adequações que atendam as condições experimentais exploradas. Dentre estas adequações, pode-se citar: a) as

possibilidades de configuração (posicionamento e enquadramento das câmeras); b) os equipamentos para a construção de coordenadas de referência do local do experimento; c) a instrumentação para calibração das câmeras, d) o enquadramento e o posicionamento das câmeras ao longo da pista de atletismo e e) a escolha do modelo de representação do corpo humano e dos respectivos marcadores a serem fixados no sujeito.

O modelo de representação do corpo humano para a análise cinemática tridimensional compõe de um conjunto de segmentos rígidos, formados por marcadores anatômicos fixados sob a pele, conhecendo-se assim a posição em função do tempo de cada segmento corporal durante a corrida. As adaptações dos marcadores para o problema proposto consistem em facilitar a sua visualização para o rastreamento que pode ser feito de maneira automática, semi-automática ou manual.

Para a calibração, que consiste em obter os parâmetros intrínsecos (distorção da lente, escala de pixel, distância focal) e extrínsecos (localização e orientação) das câmeras, um conjunto de instrumentos foram pensados e adaptados para a análise tridimensional da corrida. Geralmente, estes instrumentos consistem de fios de prumo ou estruturas fixas que permitam obter as coordenadas do volume (MIANA; PRUDENCIO; BARROS, 2009). A adaptação dos instrumentos de calibração foi necessário dado ao amplo volume a ser calibrado, o que interfere diretamente na exatidão das medidas, sendo importante também uma avaliação deste sistema para a confiabilidade dos dados obtidos.

Assim, as principais justificativas para o desenvolvimento deste trabalho são: a) Avaliar o atleta em pista de atletismo, em situação de treinamento, contribuindo para a especificidade da avaliação; b) A individualização do treinamento esportivo, identificando características individuais do movimento e de variáveis descritivas; c) Propor um amplo volume de aquisição,

podendo posteriormente ser utilizado em outras modalidades contribuindo, assim, como método de avaliação biomecânico.

Os resultados deste trabalho serão apresentados no formato de dois artigos sendo que o primeiro corresponde à avaliação da exatidão das medidas tridimensionais (3D) apresentando um estudo do enquadramento e posicionamento das câmeras.

O segundo artigo consiste da aplicação da configuração proposta, avaliando cinco atletas, em situação de treinamento, obtendo a curva da velocidade-tempo e identificando para cada atleta três fases da corrida (aceleração, manutenção e desaceleração) e variáveis descritivas como a trajetória do centro de massa nos eixos X (direção horizontal), Y (direção lateral) e Z (direção vertical), comprimento de passo, largura de passo, ângulo de ataque e componente vertical do centro de massa.

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi propor um método para análise cinemática tridimensional de atletas velocistas em toda a extensão da pista de 100m por videogrametria.

2.1 Objetivo Específico

Os objetivos específicos da análise consistiram: (1) Descrever a trajetória do centro de massa dos atletas durante as fases da corrida (aceleração, manutenção e desaceleração) e variáveis cinemáticas de comprimento de passo, largura de passo, ângulo de ataque e componente vertical do centro de massa; (2) Avaliar a exatidão do método proposto.

3 Revisão de Literatura

Para a revisão de literatura, as bases de dados consultadas foram o PubMed e Science Direct e buscou-se artigos com as principais palavras-chaves: *sprint running*, *velocity-time*, *sprinters performance*, *step length*, *step width*, *kinematical analysis*, *accuracy*, *video-cameras*. A revisão será dividida em duas, sendo o tópico 3.1 a descrição de alguns métodos utilizados na literatura para a descrição e análise da corrida de 100 m, bem como, o ajuste da curva velocidade-tempo e a análise fragmentada da corrida. O tópico 3.2 será apresentado às avaliações de exatidão para os sistemas utilizados na literatura.

3.1 Métodos de análise da corrida de 100 m

A corrida de 100 m é uma das modalidades mais importantes dentro do cenário esportivo, pois possui grande visibilidade principalmente pelas quebras de recorde no tempo de prova (BENEKE; TAYLOR, 2010). Considerada como uma prova de múltiplas fases (JOHNSON; BUCKLEY, 2001), a corrida de 100m convencionalmente é dividida em quatro principais fases: a fase de bloco em que ocorre o tempo de reação e o *sprint start*, fase de aceleração, fase de manutenção e fase de desaceleração.

Hill (1927, apud MERO; KOMI; GREGOR, 1992) realizou um dos primeiros estudos sobre corrida de velocidade analisando a representação matemática da curva da velocidade-tempo. Seguindo o mesmo princípio, outros estudos como VOLKOV; LAPIN (1979) realizaram um ajuste biexponencial da curva da velocidade horizontal, obtida de corridas em all-out de

atletas de velocidade. Este ajuste matemático determina três principais fases (aceleração, manutenção e desaceleração), além de obter parâmetros relacionados ao desempenho dos atletas. O estudo preconiza um ajuste baseado em aspectos fisiológicos da corrida em que o critério de exaustão é o principal responsável pela queda da velocidade, e desta maneira, podemos considerar mudanças também nos padrões de movimento e biomecânicos.

Mais recentemente, MORIN; SEVE (2011), utiliza um ajuste biexponencial da curva de velocidade-tempo obtida por um radar que afere a velocidade horizontal do atleta. O principal objetivo do estudo era comparar as condições de corrida em esteira não motorizada e em condições de campo, comparando assim os principais parâmetros da função. Desta maneira, o ajuste biexponencial da curva de velocidade-tempo seria uma opção para caracterizar a corrida em suas fases e em relação ao desempenho individual dos atletas durante a corrida.

Mediante a identificação das fases, diferentes metodologias são abordadas para a avaliação da corrida de 100 m. O método mais comum e amplamente utilizado para a obtenção da velocidade do atleta durante a corrida de 100 m são as fotocélulas. As fotocélulas são sensores que são posicionadas ao longo da pista de atletismo, geralmente a uma distância de 10-20 m uma da outra. Os dados fornecem informações à medida que um segmento cruza o sensor, obtendo-se assim o tempo percorrido entre as fotocélulas.

Como exemplo desta utilização são os relatórios técnicos das principais competições mundiais de atletismo. O relatório técnico de análise biomecânica da Associação Internacional de Atletismo (Scientific Research Project Biomechanical Analysis, 2009) apresenta os dados de tempo de execução da prova em intervalos de 20 m fornecendo informações parciais do desempenho dos atletas.

Associado a outros métodos de análise, COH (2006) faz uma análise bidimensional da corrida e avalia a fase de saída do bloco, o tempo de reação e os dois primeiros passos da fase de aceleração. O estudo utilizou câmeras e fotocélulas posicionadas a 4 m uma da outra, entretanto este método obtém apenas informações parciais da corrida, e apenas da direção horizontal, sendo limitado para a descrição e caracterização da modalidade.

O uso de análises bidimensionais para determinar variáveis cinemáticas de fases específicas da corrida é freqüente na literatura. ITO et al. (2006) avaliou o comprimento, largura e freqüência de passo na fase de aceleração e na fase de manutenção de 18 atletas com duas câmeras. A primeira câmera enquadrava o início da fase de aceleração (0–30 m) e a segunda na fase de manutenção (40 m-80 m). Os principais resultados encontrados foi um aumento gradual do comprimento de passo e velocidade principalmente no início da fase de aceleração enquanto que a largura de passo apresentou um maior valor no primeiro passo da aceleração de 0.4 m e diminuiu na fase de manutenção para 0.17 m. Esses resultados são importantes para a aplicabilidade do treinamento, principalmente no que tange as estratégias para aumentar a velocidade horizontal durante a corrida. No entanto, desconsideram outras informações importantes como as assimetrias entre os lados e a variação da trajetória do centro de massa que pode ser influenciada por essas variáveis.

A evolução para métodos tridimensionais (3D) com modelos de corpo inteiro, avaliando a trajetória do centro de massa em outros eixos (horizontal, vertical e lateral), o deslocamento de segmentos corporais, os ângulos articulares e outras variáveis possibilitaram um maior detalhamento e identificação de padrões de movimento da corrida. Sistemas para obtenção de dados cinemáticos são comumente utilizados e devem atender a uma série de adequações para a

avaliação, como: a) o modelo de representação do corpo; b) os marcadores anatômicos e c) o enquadramento do volume de aquisição.

Usualmente, os marcadores são esféricos e retrorrefletíveis e podem variar de tamanho entre 5 mm e 25 mm, dependendo do movimento estudado e do volume de aquisição utilizado (VIEL, 2001). A quantidade de segmentos corporais para a análise tridimensional também podem variar de acordo com o problema abordado.

Dentro da literatura, alguns estudos objetivam realizar uma análise tridimensional de pequenos trechos da corrida de 100 m, obtendo variáveis de desempenho. HUNTER; MARSHALL; MCNAIR (2004b) com o objetivo de estudar a interação entre o comprimento e a frequência de passo durante a corrida, utilizou oito câmeras *Falcon High Resolution Cameras* com uma frequência de aquisição de 240 Hz e uma plataforma de força posicionada a 16 m da linha de largada, avaliando-se apenas esta região. O volume enquadrado foi de 6 m (comprimento) x 2 m (largura) x 2.4 m (altura) e avaliaram-se dois passos de cada atleta em cinco tentativas válidas. Para o modelo de representação do corpo humano, doze segmentos rígidos foram usados e utilizaram-se marcadores retrorrefletíveis. Embora, os resultados deste estudo atestem uma interação negativa entre o comprimento e a frequência de passo, ou seja, à medida que uma variável aumenta a outra diminui, o autor discute que este comportamento pode ser característica apenas deste momento da corrida. A falta de outros passos e de outros momentos sugere futuros estudos que explorem as outras fases da corrida.

Desta maneira, como este, outros estudos avaliaram apenas algumas características da corrida de velocidade. CIACCI; DI MICHELE; MERNI (2010) realizou uma análise cinemática obtendo o tempo de fase de suporte e a dividindo entre a duração da fase *braking*, momento de contato do pé com o chão em que ocorre diminuição da velocidade horizontal, e duração da fase

de propulsão, momento de contato do pé com o chão em que ocorre o aumento da velocidade horizontal.

A análise consistiu apenas da fase de aceleração e utilizou como critérios os valores do ângulo de flexão do joelho, do componente vertical do centro de massa e da aceleração horizontal do centro de massa. Para isso, seis câmeras *Vicon* foram utilizadas com uma frequência de amostragem de 100 Hz e enquadrava um volume de 5 m (comprimento) x 1.2 m (largura) x 1.95 (altura) de uma pista de atletismo *outdoor*, em que dois passos foram avaliados. Um modelo de 13 segmentos rígidos foi utilizado para análise 3D. Os resultados apresentados mostram a proporção entre as fases de suporte para a aceleração, no entanto, como nos estudos citados anteriormente, esta proporção se altera conforme as mudanças de velocidade ao longo da corrida, sendo este dado apenas característica deste momento.

Assim, os estudos apresentam poucos passos da corrida e fases específicas, as quais geralmente são correspondentes a primeira fase (saída de bloco e aceleração). Poucos estudos avaliam as outras fases da corrida (JOHNSON; BUCKLEY, 2001), o que geralmente são propostas de análises bidimensionais. Desta maneira, há uma importância em propor uma análise tridimensional da corrida de 100 m em volumes de aquisição maiores, em que a sequência de passos e de informações seja feita, para o melhor entendimento da modalidade.

3.2 Exatidão dos métodos de análise cinemática

A tecnologia dos sistemas de aquisição de imagem apresenta uma grande evolução ao longo dos últimos anos estando mais precisos para a obtenção de dados quantitativos. Entre os aspectos relacionados à exatidão das medidas tridimensionais podem-se citar o processo de

calibração, que consiste na determinação de parâmetros intrínsecos e extrínsecos das câmeras, a quantidade dos pontos de controle e o tamanho do volume de aquisição.

Testes dinâmicos são comumente realizados, utilizando uma barra rígida com marcadores de distância conhecida, que é movimentado dentro do volume de aquisição (CHIARI et al., 2005). O estudo de EHARA et al. (1997) comparou os valores de exatidão, calculado como o erro médio absoluto, média da diferença entre o valor esperado e o valor observado, de onze sistemas comerciais. Os sistemas utilizaram entre duas e quatro câmeras para a reconstrução de marcadores tridimensionais de acordo com as especificações do sistema. Nos sistemas avaliados, o erro relativo variou entre 0,06% (quatro câmeras) a 2,09% (duas câmeras), a avaliação foi realizada em ambiente laboratorial controlada, carecendo de uma investigação em situações externas.

O estudo de CASTRO; MEDINA-CARNICER; GALISTEO (2006) propõe o desenvolvimento e a avaliação de uma nova aquisição de dados tridimensionais baseados em sistema de câmeras. Foi proposto um novo dispositivo de calibração com marcadores de 30 mm e avaliaram as medidas em um volume de 3 m (comprimento) x 2 m (largura) x 2 m (altura). Encontrou como resultado, um erro absoluto de 2.21 mm, o equivalente 0.21%. A importância deste estudo está na ampliação dos usos do sistema realizados em ambiente externo apresentando como principal justificativa a aplicação em esportes e em marcha, devido à maior especificidade da avaliação.

Os erros associados à obtenção das medidas tridimensionais envolvem também a quantidade e a distribuição dos pontos de controle ao longo do volume analisado. O estudo de CHEN; ARMSTRONG; RAFTOPOULOS (1994) avaliou a interferência da quantidade de pontos de controle na reconstrução tridimensional. O resultado encontrado foi uma maior

exatidão das medidas quando há o aumento dos pontos de controle de oito para vinte quatro. O estudo também sugere que para uma boa exatidão do processo de calibração necessita-se de dezesseis a vinte pontos de controle distribuídos em todo o volume de aquisição.

O estudo de KLEIN; DEHAVEN (1995) avaliou a quantidade de pontos de calibração em um volume de 2 m (comprimento) x 0.7 m (largura) x 1.35 m (altura) e encontrou que vinte dois pontos de controle dentro do volume aumentaram a exatidão e a consistência das medidas observadas.

Assim, há a necessidade em propor métodos de análise cinemática do movimento em amplos volumes de aquisição, para que possam avaliar com mais especificidade modalidades esportivas, como a corrida de 100 m, e para isso avaliações de exatidão devem ser realizadas.

4 Sujeitos da pesquisa, Modelo de representação do corpo humano e Sistema de aquisição

4.1 Características dos sujeitos e do ambiente

Participaram deste estudo cinco atletas velocistas (idade: 20 ± 2.5 anos, massa corporal: 72.06 ± 6.9 Kg, estatura: 1.76 ± 0.05 m, sendo apenas o atleta 5 canhoto), de nível nacional, do sexo masculino, participantes da equipe Orcampi/Unimed – Campinas. Os atletas foram devidamente informados sobre os objetivos e procedimentos realizados através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (CEP no. 034434/2012), Anexo A, e o critério de inclusão foi à ausência de lesões músculos-esqueléticas agudas que poderiam interferir na dinâmica da corrida.

A pesquisa foi realizada na pista de atletismo do Centro de Treinamento de Alto Rendimento–Swiss Park, localizada na cidade de Campinas–São Paulo, sob autorização do

treinador responsável (Anexo B). A pista possui 400 m de comprimento na raia interna, 8 raias de 1.22 m de largura cada e piso sintético e o local de avaliação foi na raia de número 4.

4.2 Configuração para aquisição das imagens

Para a aquisição das imagens utilizaram-se doze câmeras digitais, sendo quatro pares da marca JVC modelo GZ-HD620BU e dois pares da marca Casio modelo EXFH25. Onze destas câmeras pertencem ao Laboratório de Biomecânica e Instrumentação da Faculdade de Ciências Aplicadas – Universidade Estadual de Campinas, Limeira-São Paulo, adquiridas pelo projeto CAPES (processo 478484/2010-0) e uma das câmeras foi cedida pela Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto – São Paulo. Todas as câmeras utilizaram o carregador diretamente ligado à energia, por meio de extensões, durante toda a coleta. A frequência de amostragem dos dados foi de 60 Hz e a configuração do *shutter* foi de 1/2000.

4.2.1 Enquadramento e posicionamento das câmeras

Um teste piloto foi realizado primeiramente considerando: a) os ajustes no zoom óptico das câmeras; b) a mudança na altura e o posicionamento dos tripés; c) o tamanho da imagem fornecida; d) a visualização dos marcadores por mais de uma câmera e o posicionamento não colinear.

Desta maneira, as câmeras foram fixadas em tripés e posicionadas ao longo da pista de atletismo, sendo seis delas do lado externo da raia 1 e as outras seis no espaço interno das raias. Determinou-se um recuo em relação à linha de largada e à linha de chegada de aproximadamente 1m. As câmeras foram, de par em par, posicionadas de acordo com a semelhança das configurações, sendo que, cada quatro câmeras digitais visualizavam a mesma região da pista, formando três regiões (1, 2 e 3) de reconstrução.

A região 1 foi formada pelo conjunto de câmeras C1/C2/C5/C6, a região 2 pelo C3/C4/C9/C10 e a região 3 pelo C7/C8/C11/C12. Com este posicionamento, formaram-se entre as regiões duas áreas de intersecção (A e B). Estas áreas eram formadas pelos conjuntos de câmeras A: C3/C4/C5/C6 e B: C7/C8/C9/C10. Cada câmera posicionada ao longo da pista apresentava um enquadramento (Figura 1 e Figura 2) com a finalidade de obter uma maior área visualizada e assim toda a extensão dos 100m.





Figura 1. Imagens dos enquadramentos correspondentes as câmeras C1, C2, C3, C4, C5, C6.





Figura 2. Imagens dos enquadramentos correspondentes as câmeras C7, C8, C9, C10, C11, C12.

4.2.2 Calibração e sincronização das câmeras

A calibração é a relação entre imagem-objeto que permite determinar parâmetros intrínsecos e extrínsecos das câmeras. O método usado para a calibração foi o de Transformação Linear Direta (DLT) proposto por ABDEL-AZIZ; KARARA (1971).

O método DLT resolve, por meio de interações (equação 1a e 1b), a relação entre o sistema de referência e a imagem, considerando a orientação da câmera em relação ao local de referência e desconsiderando os parâmetros não-lineares, como distorção da lente.

$$x + \frac{l_1X + l_2Y + l_3Z + l_4}{l_9X + l_{10}Y + l_{11}Z + 1} \quad 1a$$

$$y + \frac{l_5X + l_6Y + l_7Z + l_8}{l_9X + l_{10}Y + l_{11}Z + 1} \quad 1b$$

onde, x e y são as coordenadas de imagem na tela, X, Y e Z são as coordenadas do sistema de referência e $l_1 \dots l_{11}$ são as incógnitas da equação, sendo os coeficientes da calibração. Estas equações são aplicadas duas vezes, a primeira para quantificar os parâmetros da calibração das câmeras e a segunda para efetuar a reconstrução tridimensional. De acordo com o método DLT, para determinar os onze coeficientes da calibração necessitam-se de pelo menos seis pontos de controle conhecidos no sistema de referência.

Desta maneira, um sistema de referência foi construído na pista utilizando um laser de cinco pontos (modelo GPL5C-Bosh) de feixes perpendiculares, garantindo a ortogonalidade do sistema, e uma trena à laser (DistoTM5 – Leica com alcance de 70m erro), ambos pertencentes ao Laboratório de Biomecânica e Instrumentação da Faculdade de Ciências Aplicadas da Universidade Estadual de Campinas. Os pontos de controle foram marcados ao longo da pista em aproximadamente 10 m (região 1 e 2) e 15 m (região 3) um do outro. Entre os trechos das câmeras, nas áreas de intersecção A e B, os pontos de controle estavam marcados a uma distância de aproximadamente 2 m um do outro. Isso ocorreu devido à preocupação em manter os dados contínuos durante a passagem do atleta entre os conjuntos de câmeras. Os eixos de orientação

foram definidos como: X (eixo horizontal), sendo a direção ântero-posterior, Y (eixo lateral), sendo a direção látero-lateral e Z (eixo vertical) sendo a direção crânio- caudal.

Para a construção do volume de calibração, um bastão com cinco pontos de referência foi construído. Em cada ponto de controle marcado na pista, o bastão era fixado com a ajuda de um bipé e apurado com um nível de cantoneira (Figura 3). Após, este procedimento todas as imagens do bastão foram unidas em software Matlab. Assim, o volume de aquisição construído foi de 110 m (comprimento) x 1.37 m (largura) x 2.32 m (altura). Este procedimento foi realizado antes de cada sessão de coleta e após este procedimento não houve mudança no posicionamento das câmeras. A sincronização foi realizada por um evento comum as câmeras.

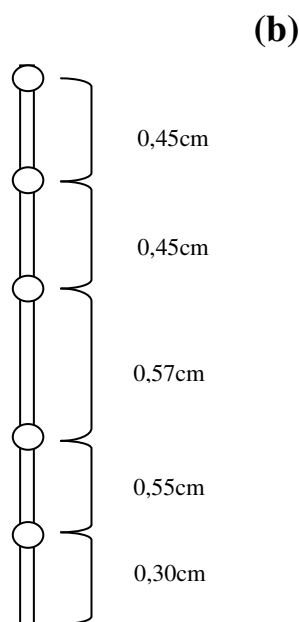


Figura 3. (a) Imagem do bastão de calibração com os cinco pontos de referência; (b) Valores de referência utilizados para a calibração.

4.2.3 Sistema de análise cinemática e medição das coordenadas

A obtenção das coordenadas de tela relativas às posições dos marcadores foi realizada no software Dvideo (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003) desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação e Biomecânica da Faculdade de Educação Física e pelo Instituto de Computação, ambos da Unicamp, por medição manual e medição automática.

A medição manual, feita quadro a quadro pelo operador, foi utilizada na maioria dos marcadores, devido: a) ao tamanho da imagem do atleta, principalmente quando este estava distante da câmera analisada, b) pela oclusão de marcadores provocada ou pelo posicionamento dos membros, ou por sombras devido às condições externas do ambiente e c) pela proximidade de marcadores como, por exemplo, o calcâneo e o quinto metatarso. Nestes casos, analisaram-se as imagens para encontrar onde os marcadores pudessem ser melhores identificados.

A medição automática que é um procedimento digital de pré-processamento que utiliza morfologia matemática foi pouco utilizada. Nestes poucos casos foram usados os algoritmos: inversão, erosão e *get markers* (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). Os algoritmos de inversão e erosão são utilizados para aumentar o contraste do marcador na imagem e o *get markers* calcula o contorno do marcador.

O tempo estimado de rastreamento foi de 1,5 horas por câmera. A reconstrução tridimensional dos pontos rastreados foi realizada também no software Dvideo, pelo método de Transformação Linear Direta (DLT).

4.3 Protocolo

4.3.1 Definição dos marcadores anatômicos e modelo de corpo humano

Durante o piloto foram testados diversos marcadores com materiais e tamanhos diferentes (Figura 4). Devido à dificuldade em se visualizar o marcador em ambiente externo e sob o enquadramento desejado, optou-se por utilizar esferas de plástico da cor branca fosca, com 40 mm de diâmetro, massa de 2,74 g em base emborrachada (Figura 4b-4c).

No entanto, no trocânter maior do fêmur, nas cristas ilíacas ântero superiores e no ponto médio entre as espinhas ilíacas póstero superiores, um marcador plano de 37 mm em base emborrachada foi utilizado, pois durante o piloto notou-se um comprometimento na posição do marcador e da técnica do atleta.

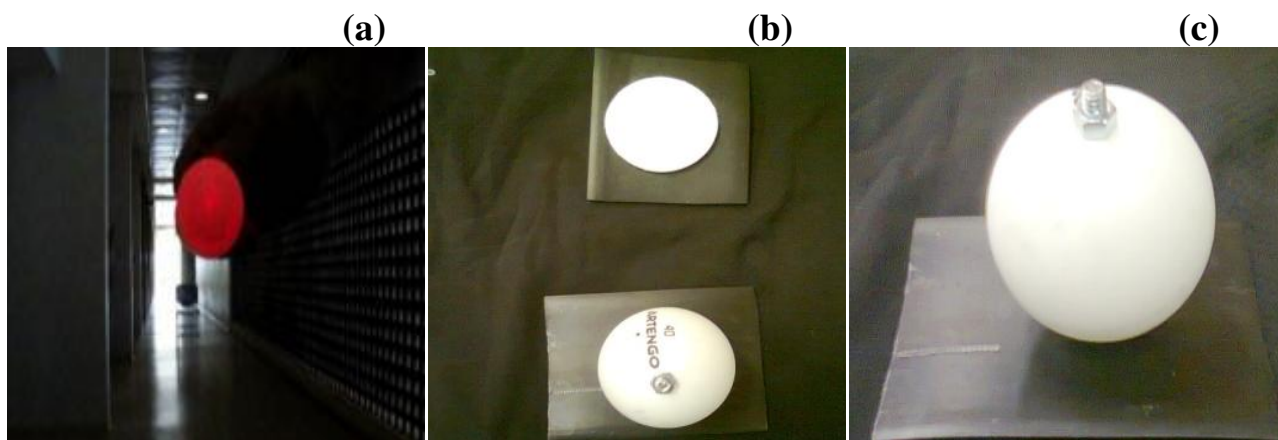


Figura 4. Construção dos marcadores anatômicos. (a) Exemplo de um marcador com LED (teste piloto); (b) marcador plano de 37 mm (acima) e marcador esférico de 40mm (abaixo); (c) marcador feito a partir de uma esfera de 40 mm.

O corpo humano foi representado por um conjunto de treze segmentos rígidos articulados (Tabela 1) definindo: cabeça, tronco, pelve, braço direito/ braço esquerdo, antebraço direito/ antebraço esquerdo; perna direita/ perna esquerda, coxa direita/ coxa esquerda, pé direito/ pé

esquerdo. Os segmentos apresentados foram adaptados de outros protocolos com a finalidade de se obter as informações referentes ao movimento estudado. O protocolo de marcadores anatômicos deste trabalho utilizou marcadores fixados sobre a pele sob o protocolo de ZATSIORSKY; SELUYANOV; CHUGUNOVA (1990) e DE LEVA (1996)

Tabela 1. Descrição dos segmentos corporais utilizados para modelar o atleta.

Segmentos Corporais:	Descrição:
Cabeça	Vértex parietal – Processo espinhoso da 7° cervical
Tronco	Ponto médio entre as espinhas ilíacas pósterosuperiores – Espinha ilíaca ântero-superior
Braço direito/ Braço esquerdo	Inserção do músculo deltóide – Epicôndilo lateral úmero
Antebraço direito/ Antebraço esquerdo	Epicôndilo lateral úmero – Processo estilóide do osso ulnar
Coxa direita/ Coxa esquerda	Trocânter maior do fêmur – Côndilo lateral do fêmur
Perna direita/ Perna esquerda	Côndilo lateral do fêmur – Maléolo lateral da tíbia
Pé direito/ Pé esquerdo	Calcâneo – 5° metatarso

4.3.2 Procedimento experimental

Os atletas receberam um traje (camiseta e bermuda) do tipo *colant* e meias, ambos da cor preta e quando necessário o atleta também recebeu um toca de banho preta. Cada atleta utilizou a própria sapatilha para a corrida, que na maioria foi revestida de fita preta fosca para facilitar o rastreamento. Após este procedimento, os vinte e um marcadores anatômicos foram fixados sobre a pele do atleta com fita hidropore (antialérgica) e dupla-face. As medidas antropométricas como massa corporal, estatura, comprimento e diâmetro dos segmentos corporais foram também aferidas. O protocolo para o teste foi de uma máxima corrida de 100m de cada atleta. Todos os atletas saíram do bloco, quando estes se sentiam preparados, ou seja, não houve estímulo sonoro para a largada.

Exatidão das medidas 3D por videogrametria para a corrida de 100m: múltiplas câmeras e enquadramento de toda a pista de corrida

INTRODUÇÃO

A análise cinemática possibilita uma série de estudos que envolvem o esporte de alto rendimento. Dentre as possibilidades, pode-se citar a descrição do movimento de atletas e a quantificação de variáveis associadas ao desempenho, ao padrão de movimento, as assimetrias entre os membros, dentre outras. No entanto, o desenvolvimento metodológico é fundamental para viabilizar a obtenção dos dados, a análise em cada um dos contextos que envolvem o esporte de alto rendimento e as inferências com base em dados com boa exatidão. Sistemas baseados em captura de sequência de movimento são comumente utilizados na literatura e aplicados na corrida de 100 m, tendo como finalidade obter variáveis relacionadas ao desempenho (CIACCI; DI MICHELE; MERNI, 2010; HUNTER; MARSHALL; MCNAIR, 2004a,2004b; ITO et al., 2006; MERO; KOMI; GREGOR, 1992).

Entretanto, em função destes sistemas possuírem limitações decorrentes, principalmente, da viabilidade de aplicação em ambientes externos, opta-se, pela avaliação em esteiras ou ambientes laboratoriais (MORIN; SEVE, 2011). E pela dificuldade em enquadrar com as câmeras o volume correspondente a toda a extensão da corrida de 100 m, opta-se por espaços reduzidos ou análises bidimensionais do movimento (JOHNSON; BUCKLEY, 2001).

Diante deste contexto, um dos principais desafios consiste no desenvolvimento metodológico para a análise de toda a extensão da corrida de 100 m. Diversos estudos trazem

avaliações que vão desde os métodos de calibração e números de ponto de controle distribuídos no volume (CHEN; ARMSTRONG; RAFTOPOULOS, 1994; KLEIN; DEHAVEN, 1995) até as diferentes configurações de câmeras e volumes de aquisição (CASTRO; MEDINA-CARNICER; GALISTEO, 2006; CHIARI et al., 2005; EHARA et al., 1997; RICHARDS, 1999)

Para a análise da corrida de 100 m é necessário o desenvolvimento metodológico considerando: a) um volume em que toda a corrida seja contemplada; b) múltiplas câmeras; c) adequação do posicionamento e enquadramento de câmeras; d) marcador apropriado; e e) adequação dos pontos de controle e instrumentos de calibração.

Desta maneira, este estudo tem como objetivo avaliar a exatidão das medidas 3D por videogrametria para a corrida de 100m com enquadramento de toda a pista de corrida.

MÉTODOS

Aquisição

Para a obtenção das imagens, um conjunto de 6 pares de câmeras, foram fixadas em tripés de aproximadamente 1.70 m de altura, ao longo da pista de atletismo outdoor, sendo oito câmeras da marca JVC (modelo GZ-HD620BU) e quatro câmeras da marca Casio (modelo EXFH25). As câmeras foram posicionadas nas raias 1 e 8 (raia: 1.22 m), a 1 m de recuo em relação à linha de largada e 1 m após a linha de chegada, e o atleta correu na raia central (raia 4). A frequência de amostragem dos dados foi de 60 Hz.

Cada conjunto de câmeras (região 1: enquadramento do início até aproximadamente 30 m: C1/C2/C5/C6; região 2: enquadramento dos 25 m até aproximadamente 55m: C3/C4/C9/C10; região 3: enquadramento dos 50 m até os 100m: C7/C8/C11/C12) enquadraram uma região da pista de atletismo, formando três regiões permitindo que toda a extensão da

pista fosse enquadrada (Figura 5d). Entre os conjuntos de câmeras, duas áreas de intersecção entre as regiões foram formadas (A: área de intersecção entre a região 1 e 2; B: área de intersecção entre a região 2 e 3).

O sistema de referência (X – direção horizontal; Y- direção lateral e Z- direção vertical) foi definido de forma a estar associada à pista de atletismo (raia 4). O posicionamento das câmeras possibilitou o enquadramento de um volume total de 110 m (comprimento) x 1.37 m (largura) x 2.32 m (altura) e nas regiões de intersecção, possibilitou o enquadramento de um volume de 5 m (comprimento) x 1.37 m (largura) x 2.32 m (altura). Os pontos de controle (140 pontos) com as posições (X – direção horizontal; Y- direção lateral) conhecidas foram distribuídos nas regiões (1, 2 e 3). Na área de intersecção seis pontos foram colocados a uma distância de aproximadamente 2m (X – direção horizontal) um do outro e de forma que sejam enquadrados pelas câmeras posicionadas para enquadrar a região 1 e 2 (intersecção A) e da mesma forma para o enquadramento da região 2 e 3 (intersecção B). Um bastão de 2.32 m de comprimento (Figura 5a) foi utilizado para determinar o eixo vertical (Z) durante o processo de calibração do sistema, sendo posicionado e alinhado em cada ponto de controle. O método de calibração das câmeras foi o DLT (*Direct Linear Transformation*) proposto por ABDEL-AZIZ; KARARA (1971). A sincronização das câmeras foi realizada por um evento comum.

Para determinar o parâmetro do filtro *Butterworth*, para suavização dos dados, os critérios de verificação utilizados foram: a) verificar na curva suavizada se o marcador da extremidade, que estava em contato com a pista, passou pelos pontos de controle estabelecidos; b) verificar na curva suavizada se a componente vertical (Z – eixo vertical) da posição do marcador da extremidade, que estava em contato com a pista, estava com o valor do raio do marcador ($r = 3.5$ cm).

A medida do resíduo (desvio padrão) considerando os dados suavizados e os dados brutos foram determinados para cada um dos eixos (X-direção horizontal, Y-direção lateral, Z-direção vertical) e para as três regiões (1, 2 e 3).

Avaliação da exatidão das medidas 3D utilizando barra rígida

Para a avaliação da exatidão das medidas 3D o teste foi realizado com uma barra rígida de 1.19 m de comprimento, com dois marcadores brancos de 7 cm de diâmetro, fixos em suas extremidades (Figura 5b). A barra foi conduzida ao longo de todo o volume de aquisição de forma a representar uma trajetória curvilínea. Neste procedimento, o marcador de uma das extremidades esteve sempre em contato com chão (Figura 5c) e este marcador passou sobre alguns dos pontos de controle. A medição dos dois marcadores foi semi-automática devido à necessidade de intervenção do operador em algumas situações durante o rastreamento automático. A calibração e a reconstrução 3D foram realizadas no software Dvideow (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003).

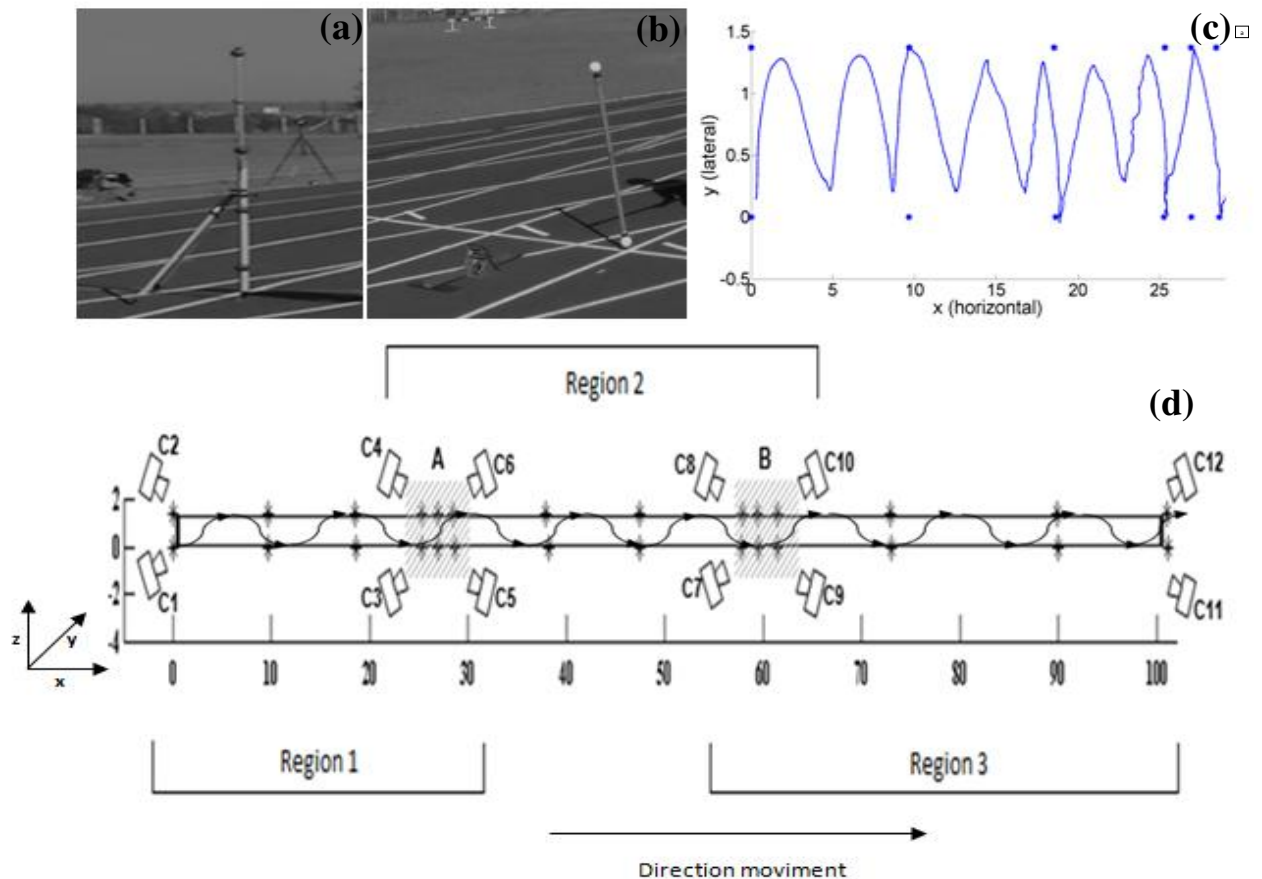


Figura 5. (a) Bastão de calibração com cinco pontos de controle; (b) Barra rígida com distância de 1.19 m entre os marcadores; (c) Trajetória (X-direção horizontal, Y-direção lateral) do marcador da barra rígida, pontos de controle, ao longo da região 1; (d) Esquema do enquadramento e posicionamento das doze câmeras ao longo da pista, regiões formadas pelos conjuntos de câmeras (C1/C2/C5/C6: Região 1, C3/C4/C9/C10: Região 2, C7/C8/C11/C12: Região 3), áreas de intersecção entre os conjuntos de câmeras A e B.

O comprimento da barra rígida (valor de referência: 1.19 m) foi calculada considerando um conjunto de combinações de câmeras para reconstrução 3D da região 1 (câmeras C1/C2, C5/C6, C1/C5, C2/C6, C1/C2/C5/C6), região 2 (câmeras C3/C4, C9/C10, C3/C9, C4/C10, C3/C4/C9/C10) e região 3 (câmeras C7/C8, C11/C12, C7/C11, C8/C12, C7/C8/C11/C12). A mesma combinação foi realizada com as câmeras para as áreas de intersecção (C3/C4/C5/C6, C7/C8/C9/C10).

A avaliação da exatidão foi realizada a partir de: a) erro médio absoluto (EMabs: medida de exatidão): diferença entre a medida do comprimento calculado da barra em cada quadro da sequência de imagens e o valor de referência, em valores absolutos, para cada combinação de câmera; b) erro relativo (Erel): percentual do erro médio absoluto em relação ao valor de referência. c) erro máximo (Emax): o valor máximo da diferença entre a medida do comprimento calculado em cada quadro da sequência de imagens e o valor de referência; d) erro mínimo (Emin): o valor mínimo da diferença entre o comprimento calculado em cada quadro da sequência de imagens e o valor de referência. O comprimento calculado entre os marcadores da barra rígida, para cada combinação de câmeras, foi expresso em termos de média e desvio-padrão.

RESULTADOS

Uma configuração específica com o posicionamento de 12 câmeras possibilitou o enquadramento de um volume de 110 m (comprimento) x 1.37 m (largura) x 2.32 m (altura) que englobou toda a pista de corrida de 100 m para a obtenção de dados 3D e em ambiente de pista externo. Os parâmetros do filtro *Butterworth* foram determinados a partir dos critérios adotados como sendo passa baixa, 4^o ordem e frequência de corte de 10 Hz.

Os valores dos resíduos que correspondem ao desvio padrão em cada um dos eixos (X– direção horizontal, Y–direção lateral e Z–direção vertical) apresentaram variações para as regiões analisadas. Nas três regiões, os valores dos resíduos foram maiores no eixo X, sendo $R1 < R2 < R3$. Os menores valores dos resíduos ocorreram no eixo vertical ($R1, R2 < R3$), Tabela 2.

Tabela 2. Valores dos resíduos (desvio padrão) dos eixos (X-direção horizontal; Y-direção lateral; Z-direção vertical) para as três regiões (1, 2 e 3) utilizando os conjuntos de quatro câmeras.

Região	Câmeras	X(m)	Y(m)	Z(m)
1	C1/C2/C5/C6	0.03	0.01	0.002
2	C3/C4/C9/C10	0.07	0.07	0.002
3	C7/C8/C11/C12	0.10	0.005	0.004

A avaliação da exatidão das medidas 3D utilizando barra rígida foi realizada para cada uma das regiões (1, 2 e 3) e o comprimento médio da barra rígida variou conforme a combinação de câmeras usadas para a reconstrução dos marcadores (Tabela 3).

Tabela 3. Avaliação da exatidão utilizando barra rígida (ref: 1.19 m) do enquadramento e posicionamento dos conjuntos de câmeras (2 e 4 câmeras) para as regiões (1, 2 e 3), com valores de média e desvio padrão, erro médio absoluto (EMAbs), erro relativo (Erel), erro máximo (E_{max}) e erro mínimo (E_{min}).

Região	Câmeras	Media ± desvio padrão	EMAbs(m)	Erel (%)	E _{max} (+)	E _{min} (-)
1	C1/C2	1.214 ± 0.01	0.02	1.68	0.01	0.07
	C5/C6	1.199 ± 0.01	0.01	0.84	0.04	0.05
	C1/C5	1.210 ± 0.01	0.02	1.68	0.03	0.06
	C2/C6	1.214 ± 0.01	0.02	1.68	0.003	0.06
	C1/C2/C5/C6	1.208 ± 0.01	0.02	1.68	0.03	0.07
2	C3/C4	1.207 ± 0.01	0.02	1.68	0.03	0.06
	C9/C10	1.212 ± 0.01	0.02	1.68	0.06	0.07
	C3/C9	1.219 ± 0.02	0.03	2.52	0.01	0.12
	C4/C10	1.208 ± 0.01	0.02	1.68	0.02	0.05
	C3/C4/C9/C10	1.207 ± 0.01	0.02	1.68	0.03	0.05
3	C7/C8	1.190 ± 0.03	0.02	1.68	0.10	0.14
	C11/C12	1.210 ± 0.02	0.02	1.68	0.03	0.07
	C7/C11	1.203 ± 0.03	0.03	2.52	0.10	0.10
	C8/C12	1.192 ± 0.04	0.02	1.68	0.06	0.19
	C7/C8/C11/C12	1.209 ± 0.01	0.02	1.68	0.03	0.06
A	C3/C4/C5/C6	1.197 ± 0.01	0.01	0.84	0.006	0.01
B	C7/C8/C9/C10	1.194 ± 0.01	0.01	0.84	0.01	0.01

Nas combinações com quatro câmeras, a média do comprimento da barra foi de 1.208 m (região 1: C1/C2/C5/C6), 1.207 m (região 2: C3/C4/C9/C10), 1.209 m (região 3: C7/C8/C11/C12). O valor de exatidão (EMAbs) de 0.02 m foi a mesma para as três regiões.

Os valores de EMAbs foram menores nas áreas de intersecção (A: 0.01 m e B: 0.01 m) em que o volume (comprimento: 5 m x largura: 1.37 m x altura: 2.32 m) foi menor e considerando o conjunto de quatro câmeras.

Na combinação de duas câmeras para a reconstrução, diferentes variações ocorreram em relação à exatidão e ao erro relativo. Na região 1, a maior exatidão ocorreu para a reconstrução de câmeras C5/C6 (EMAbs: 0.01 m, Erel: 0.84%). Na região 2 a maior exatidão ocorreu na reconstrução de câmeras C3/C4, C9/C10, C4/C10 (EMAbs: 0.02 m, Erel: 1.68%). Na região 3 a maior exatidão ocorreu na reconstrução de câmeras C7/C8, C11/C12, C8/C12 (EMAbs: 0.02 m, Erel: 1.68%). Na combinação com quatro câmeras o erro relativo variou entre 0.84% (áreas menores) a 1.68% (áreas maiores), sendo que o maior erro relativo encontrado foi 2.52%.

Os erros máximos (E_{max}) variaram de acordo com a região enquadrada e com a quantidade de câmeras usadas para a reconstrução. Com a utilização de quatro câmeras para a reconstrução, a região 3 apresentou maior E_{max} (C7/C8/C11/C12: 0.16 m), as outras regiões apresentaram E_{max} (C3/C4/C5/C6: 0.03 m, C3/C4/C9/C10: 0.03 m) menores. As áreas de transição (aproximadamente 5 m) apresentaram E_{max} menores (A: 0,006 m, B: 0,01 m).

Os erros mínimos (E_{min}) apresentaram uma pequena variação entre as regiões (1, 2 e 3) enquadradas (C3/C4/C5/C6: 0.07 m, C3/C4/C9/C10: 0.05 m, C7/C8/C11/C12: 0.07 m). Nas áreas de intersecção (A e B) os erros mínimos foram menores (A: 0.01 m, B: 0.01 m).

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi: a) a obtenção da frequência de corte utilizada no filtro *Butterworth* para a análise dos dados e a b) a avaliação da exatidão das medidas 3D considerando o posicionamento de doze câmeras e o enquadramento de toda a pista de atletismo. A característica dos ruídos presentes nos dados deste trabalho é em geral de alta frequência. Assim, a suavização com o filtro digital *Butterworth* visa atenuar os efeitos destes ruídos e de forma a manter a característica dos dados que representa o movimento de um atleta na corrida de 100 m. Os critérios adotados para determinar os parâmetros do filtro mostraram-se adequados, e chegou-se à frequência de corte de 10 Hz. Esta frequência de corte determinada para a suavização está dentro da margem (filtro *Butterworth*, 7Hz e 12Hz) apresentada em outros estudos na literatura (HUNTER; MARSHALL; MCNAIR, 2004a).

Os valores de resíduo (desvio-padrão) no eixo X (direção horizontal), foram maiores para cada região (1, 2 e 3) cujo enquadramento considerando a distância no eixo X foi maior. Os valores de resíduo (0.002; 0.002; 0.004) foram menores nas três regiões considerando o eixo Z (vertical).

Os resultados de exatidão variaram conforme as combinações de câmeras (duas ou quatro câmeras), o posicionamento destas em relação à pista (Tabela 3), e considerando cada uma das regiões (1, 2 e 3). EHARA et al. (1997) comparou os valores de exatidão de onze sistemas comerciais no rastreamento de marcadores reflexíveis. Os sistemas utilizaram entre duas e quatro câmeras para a reconstrução de marcadores em um volume de aquisição de 10 m x 6 m. Nos sistemas avaliados o erro relativo variou entre 0,06% (quatro câmeras) a 2,09% (duas câmeras).

O estudo de CASTRO; MEDINA-CARNICER; GALISTEO (2006) avaliou um volume de 3 m (comprimento) x 2 m (largura) x 2 m (altura), em ambiente externo, e encontrou um erro

relativo de 0,21%. Desta maneira, os erros relativos encontrados no presente estudo tanto para as reconstruções das regiões considerando as quatro câmeras (1.68%) quanto para as áreas de intersecção (0.84%) foram menores que 2.5%, e encontram-se dentro da margem de erros apresentados na literatura.

Os erros associados à obtenção das medidas cinemáticas envolvem também o processo de calibração, juntamente com a quantidade e a distribuição dos pontos de controle ao longo do volume enquadrado pelas câmeras. O estudo de CHEN; ARMSTRONG; RAFTOPOULOS (1994) avaliou a interferência da quantidade de pontos de controle na reconstrução 3D utilizando o método DLT e encontrou uma melhora na exatidão quando há o aumento dos pontos de controle de 8 para 24, além disso, o estudo sugere que para uma boa exatidão do processo de calibração necessita-se de 16 a 20 pontos de controle distribuídos no volume de aquisição. No estudo de KLEIN; DEHAVEN (1995) foi avaliada a quantidade de pontos de calibração em um volume de 2 m (comprimento) x 0.7 m (largura) x 1.35 m (altura) e optou-se pelo aumento do número de pontos (22 pontos de controle) justificando o aumento da exatidão e da consistência das medidas observadas.

No presente estudo, que utiliza o método DLT, os vinte e oito pontos de controle foram distribuídos ao longo da pista, sendo que na região 1 e 2, os pontos de controle foram marcados com uma distância (eixo X-horizontal) de aproximadamente 10 m um do outro e na região 3 de aproximadamente 15 m. Nas áreas menores (A e B) estes pontos foram marcados mais próximos um dos outros (~2 m). O posicionamento e a quantidade destes pontos ao longo da pista visaram a obtenção de uma exatidão com valores próximos nas três regiões e a área de intersecção (A e B) foi colocada como uma região de transição e de controle (Tabela 3).

Assim, a configuração proposta com o posicionamento e enquadramento das doze câmeras específico para obter informações de toda a extensão da corrida de 100 m possibilitam a

obtenção de variáveis cinemáticas considerando a exatidão e os erros apontados a partir da avaliação da exatidão feita por meio de um teste dinâmico.

CONCLUSÃO

O desenvolvimento metodológico envolvido na análise da corrida de 100m considerando todo o seu percurso implica em considerar um conjunto de processos. A avaliação da exatidão das medidas confere ao sistema parâmetros para aplicação, obtendo informações mais específicas sobre a modalidade. Considerando a viabilidade do método proposto em termos da quantidade de câmeras e visando melhorar a exatidão dos dados verificamos a necessidade de mais quatro câmeras posicionadas adequadamente de forma a ter o total de quatro regiões ao longo da pista de atletismo mais equidistantes e acompanhadas da adição de alguns pontos de controle.

**3D KINEMATICS ANALYSIS OF THE 100M
SPRINT USING A VIDEO-BASED SYSTEM
WITH MULTIPLE CAMERAS**

Abstract

The aim of this study was to perform a 3D kinematical analysis of the running of an entire 100 m sprint, using multiple cameras. The analysis comprised: a) location the division of the individual phases (acceleration, maintenance, deceleration) based on a fitted biexponential curve; b) describing the center of mass trajectory (CoM) during the phases and its relationship to other kinematic variables (step length, step width, angle of attack and component vertical of the CoM). Twelve video cameras were positioned along the running track. The volume acquisition was 110 m x 1.37 m x 2.32 m, was made possible by using a specific set-up and placement of the cameras. The biexponential fit enabled the division into three phases, and it offered parameters associated to particular performance running. The kinematic variables were used to compare laterality (right and left steps) and phases. In general, the variation of the step length was greater than variations of the step width. The angle of attack decreased as the speed increases. Thus, the kinematic variables allowed for an analysis of the performance of each athlete, taking into consideration the dynamics of change in body posture, which is dependent on the specific characteristics of each phase.

Keywords: *Biomechanics, methodological procedure, center of mass, velocity-time curve, individual performance*

INTRODUCTION

The importance of studying methods to evaluate the running of the 100 m *sprint* running is its applicability to various sports involving sprinting, and in order to better understand the feature that can improve an athlete's performance. In recent years, 100 m *sprint* performances have demonstrated a great evolution in running technique, mainly reflected in increased runtime speed (with the world record: 2007-9.74 s; 2009-9,58 s) (BENEKE; TAYLOR, 2010) , evidencing an improvement in the characteristics of the athlete's training and level.

In the literature, the main methods used to analyze *sprint* running are force platform (HUNTER; MARSHALL; MCNAIR, 2004a,2004b), opto-eletronic motion analysis systems (CIACCI; DI MICHELE; MERNI, 2010; SLAWINSKI; BONNEFOY; ONTANON; et al., 2010) , accelerometry (KAVANAGH; MENZ, 2008) , photocell timing systems (COH, 2006), radar to measure velocity (MORIN; SEVE, 2011), laser displacement measurement devices (BEZODIS; SALO; TREWARTHA, 2012) and videogrammetry (ITO et al., 2006; KRELL; STEFANYSHYN, 2006) . However, studies only assess single steps within a specific phase (*sprint* start, acceleration, maintenance or deceleration), small volume capture (3~5 m length x 1 m width x 2 m height), indoor track and treadmill running or 2D data of the 100 m *sprinting*.

Although, these studies provide important information about *sprint* running, sprinting is influenced by a number of factors that result from changes in phase s and velocities, athletic technique, body posture, among other aspects, which are observable along the entire 100 m track.

Among the kinematical parameters related to an athlete's performance, the center of mass trajectory (CoM) (BERGAMINI et al., 2012; BEZODIS; SALO; TREWARTHA, 2012;

JOHNSON; BUCKLEY, 2001) and horizontal velocity-time curves (MORIN; SEVE, 2011; VOLKOV; LAPIN, 1979), provide indicators of the athlete's position, intensity and physical capacity. When kinematic data are considered to describe *sprint* running, recent studies address features of step length and step width as required for high performance during sprinting (ITO et al., 2006) and as indicator of changes in technique caused mainly by body position during running that modify the forward propulsion of the body (BRINDLE et al., 2013; HAMNER; SETH; DELP, 2010; HUNTER; MARSHALL; MCNAIR, 2005; KUGLER; JANSSEN, 2010) .

The relationship between the CoM trajectories during *sprint* running and other kinematical variables are underexplored in the literature, primarily when the analysis involves an entire 100 m running track. Probably, this is due to the methodological difficulties in obtaining and analyzing the entirety of the 100 m *sprint* running data, as well as analyzing multiple steps, external conditions and other related factors. However, the evolution of the technical aspects of the sport requires advanced methods to quantify, to analyze and to understand the individual features of each athlete.

Among known methods, analysis using videogrammetry presents a number of advantages, including applicability and adaptability, mainly in external environments such as outdoor tracks (CASTRO; MEDINA-CARNICER; GALISTEO, 2006) , as providing the conditions to obtain data along the entire running track. Considering the dynamics of 100 m *sprint* running, the hypothesis of this study is if during running (step length, step width, angle of attack and vertical component of the CoM) there are significant differences in laterality, with swings occurring during the three phases of the *sprint* running, and if these swings can be detected. The main reasons for this study are to evaluate the athlete on outdoor tracks in conditions that simulate outdoor competitions while maintaining the specific characteristics of

the sport, to assess the individual performance of the athlete and to propose the acquisition of data for analyzing the 100 m sprint running in its entirety.

Thus, the aim of this study is to perform 3D kinematical analysis of the entire 100 m *sprint* running using multiple video-cameras in the context of training. The analysis comprises: a) locating the division of the phases (acceleration, maintenance and deceleration) based on a fitted biexponential curve; and b) describing the center of mass trajectory (CoM) during the phases and its relationship to other kinematic variables (step length, step width angle of attack of the CoM and vertical component of the CoM).

METHODS

Participants

Five national level male 100m sprinters (age: mean 20, $s = 2.5$ years; body mass: mean 72.06, $s = 6.9$ Kg; height: mean 1.76, $s = 0.05$ m; only athlete 5 was left-handed) were analyzed. This study was performed in the context of training and was authorized by the Research Ethics Committee. Each athlete signed a consent form prior to participating and all the athletes were uninjured at the time of the research.

Experimental Procedure

The analysis consisted of 100 m sprint running on a synthetic athletic outdoor track using starting blocks. The body was modelled with 13 rigid segments: forearms, upper arms, head, trunk, pelvis, thighs, shanks and feet. Twenty one white markers (three flat and eighteen spherical 20 mm markers), were used. The markers were placed on: the parietal eminence, C7 vertebra, acromion, lateral humeral condyles, radial styloid process, between the posterior superior iliac spines, anterior superior iliac spines, greater trochanter of the femur, lateral

femoral condyles, malleolus, calcaneus and the fifth metatarsal. The flat markers were used only on anatomical points where the spherical marker might interfere with the act of running. Each athlete performed the usual warming-up before running. The body CoM was calculated based on the anthropometric model proposed by ZATSIORSKY; SELUYANOV; CHUGUNOVA (1990) and DE LEVA (1996).

Acquisition setup

Twelve video cameras (eight JVC GZ-HD620BU cameras and four Casio-EXFH25 cameras) were used to obtain the images. The cameras were fixed on tripods and positioned along the running track. The Dvideo kinematic analysis system (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003) was used to obtain the 3D data. Each of the sets of cameras (Region 1: C1, C2, C5, C6; Region 2: C3, C4, C9, C10; Region 3: C7, C8, C11, C12 – ‘Figure 1a’) covered one region of the running track.

The system reference (axis: X–horizontal direction Y-lateral direction and Z-vertical direction) consisted of a volume of 110 m (length) x 1.37 m (width) x 2.32 m (height). Camera calibration was performed using DLT (Direct Linear Transformation) (ABDEL-AZIZ; KARARA, 1971) . Twenty eight control points were placed on the track, with intersection zones (A: area between the region 1 and 2; B: area between the region 2 and 3) and six coincident calibration points used for the set of cameras. One calibration stick with five control points was placed at each of 28 control points ‘Figure 1a’. The data (sampled at 60Hz) were smoothed with a fourth-order low-pass Butterworth digital filter 10 Hz cut-off frequency.

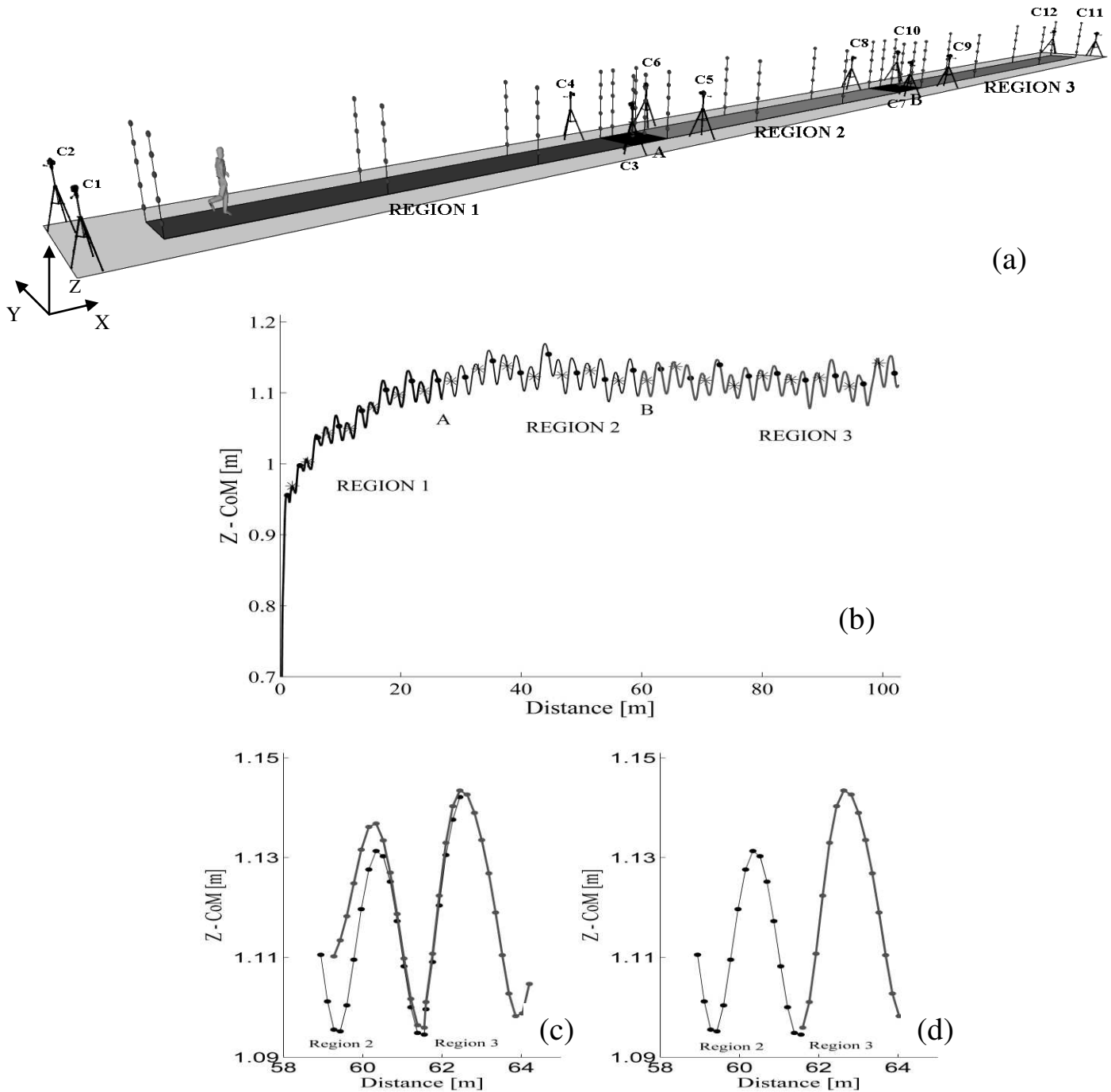


Figure 1. (a) Setup method with cameras positioned (C1)-(C12) to cover each region (1, 2 and 3). Intersection zone (A and B) and calibration sticks placed alongside the running track; (b) Vertical CoM trajectory (athlete 1) and regions (1, 2 and 3), intersection zone (A and B), CoM (Z-vertical direction), when the foot touched the running track (right step ‘.’ / left step ‘*’); (c) CoM (Z-Vertical direction) overlapped in the intersection zone B; (d) CoM (Z-Vertical direction) cut considering the local minimum point.

Data collection

The local minimum of the CoM curves (vertical direction) was set as a criterion for joining the trajectories. The CoM curve ‘Figure 1b’ of the athlete 1 during *sprint* running was presented indicating the position (X-horizontal and Y-lateral direction) of each foot (right step ‘.’ / left step ‘*’) when the foot touched the running track. In the intersection zones (A and B) between the set of cameras ‘Figure 1b’, the overlapped curves of the trajectories of CoM were cut and joined ‘Figure 1c’.

The variables associated with each athlete were: step length (SL), determined by the distance (position X-the axis of the foot’s fifth metatarsal marker) between two consecutive footprints; step width (SW), determined by the distance (position Y-axis of foot’s fifth metatarsal marker) between the outermost borders of two consecutive footprints; the vertical component of the CoM (CoM_{vy}), determined by the maximum position (Z-axis of the CoM trajectory) during the aerial phase; angle of attack of the CoM (CoM_{at}), determined by the angle between the vertical axis and the vector CoM at end point of contact (TO: take-off) of the fifth metatarsal.

The velocity-time curve (X-horizontal velocity) was derived from the time-position curve (CoM horizontal direction) obtained for each athlete. The three phases (A: acceleration, M: maintenance and D: deceleration) were defined according to the parameters of the biexponential “equation 1” from the velocity-time curve:

$$V(t) = V_o \cdot (\exp^{-k_2 t} - \exp^{-k_1 t}) \quad (1)$$

where t is the time of the running, k_1 is the constant of the acceleration, k_2 is the constant of the deceleration and V_o is the maximal velocity without exhaustion (VOLKOV; LAPIN, 1979)

.The average velocity (V_m) and maximal velocity (V_{max}) of each athlete were obtained from the biexponential fitted curves.

Statistical Analysis

The data, from the CoM trajectory, were presented with mean and standard deviation in relation to step length (SL), step width (SW), the vertical component of the CoM (CoM_{VY}) and the angle of attack (CoM_{at}). The Lilliefors test ($P < 0.05$) was used to test the normality of the distributions. The Wilcoxon test was used to compare laterality (right and left) and the Kruskal-Wallis test was used to compare the phases (A: acceleration, M: maintenance and D: deceleration). When a significant effect was detected, post hoc Tukey ($P < 0.05$) was used. The same procedure was performed for step length (SL), step width (SW), the vertical component of the CoM (CoM_{VY}) and the angle of attack of the CoM (CoM_{at}). The data were analyzed using Matlab[®].

RESULTS

The experimental procedure and acquisition setup, including the positioning of twelve video cameras, the large volume of acquisition (length: 110 m x width: 1.37 m x height: 2.32 m), and an outdoor track, made it possible to obtain the kinematic variables and the CoM trajectory (X–horizontal direction; Y–lateral direction; Z–vertical direction). The split phases were based on a biexponential fitted curve of the velocity-time data from the horizontal velocity curve of each athlete ‘Figure 2’. The three phases were: acceleration phase (A) from block start until maximal velocity, the maintenance phase (M) from maximal velocity until the initial decreasing of the velocity and the deceleration phase (D) from initial decreasing of the velocity until the athlete crosses the finish line. The parameters obtained from fitted curve were: a) k_1 –

acceleration (mean 0.75, $s = 0.03$), b) k_2 – deceleration (mean 0.01, $s = 0.004$) and c) V_o (mean 10.54, $s = 0.57 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), where the athletes had different levels of performance.

The acceleration phase (A), which was performed the maximum velocity, occurred around 40 m to each athlete, the maintenance phase (M), was performed at around 60m, with athlete 3 decelerating at around 45 m 'Figure 2b'. The athlete 1 performed the highest maximal velocity (V_{\max} : $10.29 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$) and the best *sprint* performance (V_m : $9.15 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$). The performance of the other athletes were lower than $9 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ (A2: $8.71 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, A3: $8.23 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, A4: $8.58 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, A5: $8.65 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$).

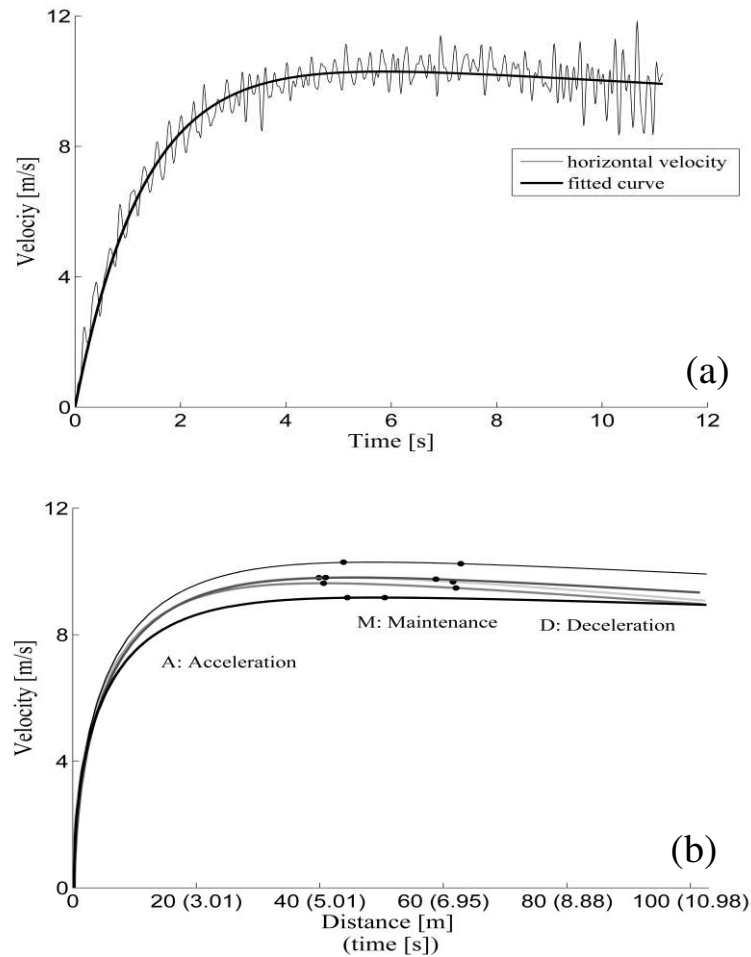


Figure 2. (a) Horizontal velocity and fitted curve along the entire 100 m running track of athlete A1; (b) velocity–time fitted curve of five athletes (A1)-(A5) and division of the three phases (A: acceleration; M: maintenance, D: deceleration).

The CoM trajectories (Y-lateral direction) demonstrated individual characteristics of each athlete during the entire 100 m, ‘Figure (3a)-(3e)’, with specific oscillations of each athlete during the distinct phase. The CoM trajectories (Y-lateral direction) of each athlete during *sprint* running was presented indicating the position (X-horizontal and Y-lateral direction) of each foot (right step ‘·’ / left step ‘*’) taking into consideration the position of the fifth metatarsal marker when the foot touched the running track.

The number of steps for each athlete along the entire 100 m track, considering the phases (A, M and D) was respectively: A1: A(24 steps), M(9 steps), D(13 steps); A2: A(23 steps), M(9 steps), D(20 steps); A3: A(22 steps), M(8 steps), D(20 steps); A4: A(16 steps), M(12 steps), D(16 steps); A5: A(20 steps), M(12 steps), D(16 steps).

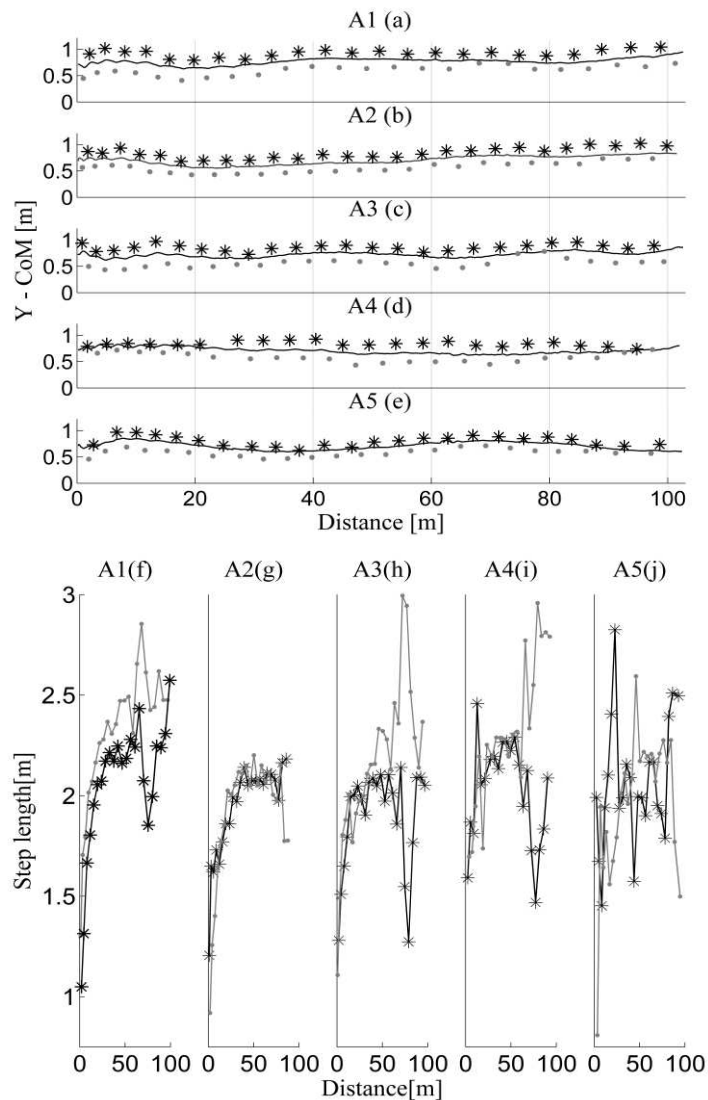


Figure 3. (a)–(e) CoM (Y-lateral direction) of the athletes (A1)–(A5) along the entire 100 m; Position of fifth metatarsal (X-horizontal and Y-lateral direction), when the foot touched the running track (right step ‘.’ / left step ‘*’); (f)–(j) Step length and number of steps during the 100 m *sprint* for five athletes, (right step ‘.’ / left step ‘*’).

Step length (SL). The SL was one of the principal characteristics related to performance, and it varied differently in each phase ‘Figure (3f)-(3j)’. A gradual increase of the SL occurred during phase A ‘Figure (3f)-(3j)’. In the phase M and D, the athletes performed a larger SL that tended to remain until the end of the running. The SL presented statistical differences ($P < 0.05$) between phases. Considering the step length in each phase (A, M, D), the results were: a) A1 (A<M, D); b) A2 (A<M, D); c) A3 (A<M, D), ‘Table I’. The laterality (R/L: right and left foot step length) varied differently during 100 m running and, in some cases, it presented statistical differences ($P < 0.05$). Considering the laterality (R/L: right and left foot step length), the results were: a) A1 (L<R); b) A3 (L>R); c) A4 (L>R) ‘Table I’.

Step width (SW). The SW presented small oscillations (Y–lateral direction) during running ‘Figure (3a)-(3e)’. Considering the step width in each phase (A, M, D), the results were: a) A1 (A > M, D); b) A4 (A > M, D), ‘Table I’. The laterality did not present statistical differences ($P < 0.05$) during running ‘Table I’. The athlete's narrow step width ‘Figure 3a’: close to 70 m; 3b: close to 90m; 3c: close to 80 m; 3d: close to 90 m; 3e: close to 40 m, 60 m, and 90 m caused greater amplitude of step length ‘Figure (3f)-(3j)’ during the CoM trajectory.

The CoM trajectory (Z-vertical direction) was normalized by stride and was presented as split into three phases. The curve illustrates the CoM trajectory (Z– vertical direction) and vertical component (CoM_{vy}) of the athlete 1, ‘Figure (4a)-(4c)’. The take off angle of the CoM (CoM_{at}) at end contact (TO: take-off) was presented during all phases of the running ‘Table I’. The trajectory illustrates the angle of attack of the athlete 1, ‘Figure (4d)’, while running at end contact (TO: Take-off).

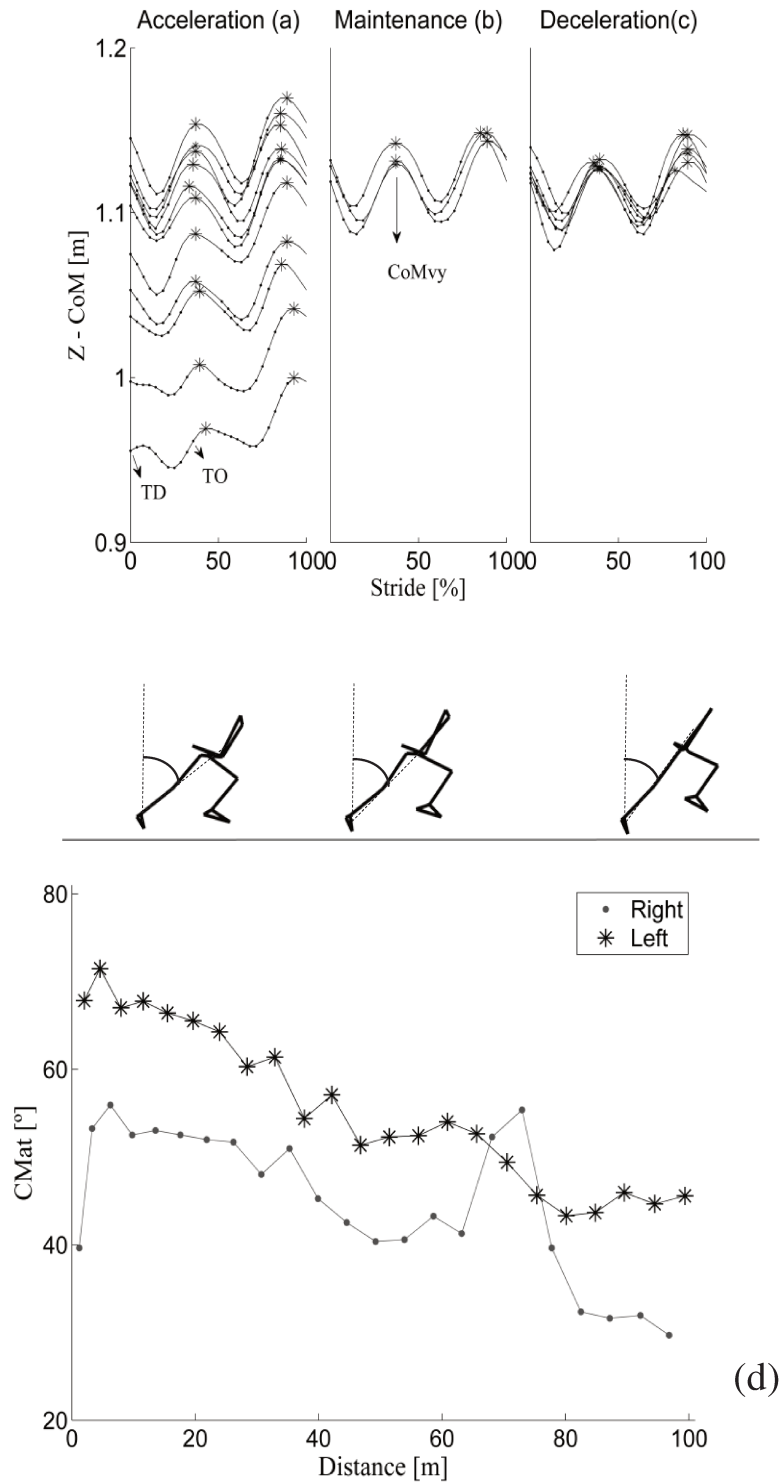


Figure 4.(a)–(c) CoM (Z-vertical direction) of the athlete 1 normalized by stride in each phase (A, M and D), (*) Vertical component of the CoM (CoM_{vy}) and TD: touch down and TO: take-off during stance (.); (d) Angle of attack of the CoM (CoM_{at}) during entire 100 m *sprint* running, TO: take-off laterality right step ‘.’/ left step ‘*’.

Table I. Kinematics variables of the five athletes ((A1)- (A5)), (SL) step length (m); (SW) step width (m); (CoM_{vy}) vertical component of the CoM (m); (CoM_{at}) angle of attack of the CoM (°); phase (A: acceleration; M: maintenance; D: deceleration) and laterality (R: right; L: left).

		A1		A2		A3		A4		A5		
		R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	
SL (m)	A	mean s	2.09 0.3	1.90 ^{a,b} 0.4	1.79 0.2	1.77 ^b 0.4	1.82 0.3	1.8 ^b 0.3	2.03 0.3	2.00 0.3	2.05 0.4	1.73 0.4
	M	mean s	2.48 0.1	2.28 0.1	2.07 0.01	2.11 0.1	2.05 0.05	2.24 0.1	2.22 0.1	2.24 0.1	1.95 0.2	2.24 0.2
	D	mean s	2.55 0.1	2.18 ^a 0.2	2.09 0.1	2.01 0.1	1.89 0.3	2.44 ^a 0.30	1.80 0.2	2.70 ^a 0.2	2.24 0.5	2.13 0.19
SW (m)	A	mean s	0.36 0.05	0.36 ^b 0.1	0.28 0.03	0.28 0.1	0.23 0.03	0.24 0.1	0.41 0.12	0.42 ^b 0.14	0.25 0.1	0.26 0.1
	M	mean s	0.28 0.04	0.29 0.05	0.25 0.01	0.25 0.02	0.23 0.03	0.26 0.04	0.28 0.04	0.28 0.05	0.21 0.03	0.21 0.1
	D	mean s	0.28 0.1	0.22 0.1	0.28 0.03	0.29 0.1	0.24 0.1	0.27 0.1	0.29 0.03	0.30 0.03	0.24 0.04	0.24 0.1
CoM _{vy} (m)	A	mean s	1.10 0.1	1.10 ^b 0.1	1.02 0.04	1.03 ^b 0.04	1.03 0.1	1.04 ^{a,b} 0.1	1.02 0.1	1.04 ^{a,b} 0.1	1.04 0.1	1.04 ^b 0.1
	M	mean s	1.15 0.01	1.14 ^b 0.01	1.05 0.01	1.05 0.01	1.11 0.01	1.11 0.01	1.10 0.1	1.10 0.01	1.11 0.01	1.12 ^a 0.01
	D	mean s	1.14 0.01	1.13 0.01	1.06 0.01	1.06 ^b 0.01	1.11 0.01	1.11 0.01	1.11 0.02	1.13 ^a 0.02	1.11 0.01	1.13 ^a 0.01
CoM _{at} (°)	A	mean s	49.8 4.9	62.9 ^{a,b} 6.1	50.5 6.2	60.8 ^{a,b} 3.4	48.8 8.8	63.1 ^{a,b} 8.3	45.0 6.9	47.7 9.0	44.3 11.6	58.5 10.0
	M	mean s	41.4 1.3	52.8 0.8	37.3 3.3	50.1 2.2	32.4 1.5	45.6 2.1	46.2 1.6	53.5 1.2	47.2 3.9	57.8 9.1
	D	mean s	38.9 10.6	45.5 ^b 2.0	32.8 2.4	44.9 ^a 2.2	33.8 11.5	42.4 1.7	49.5 2.2	44.9 ^b 2.3	32.7 3.2	40.9 ^b 2.0

a: statistical differences considering laterality ($P < 0.05$)

b: statistical differences considering phases ($P < 0.05$)

Vertical component of the CoM (CoM_{vy}). Each athlete presented swings in the CoM_{vy} along the entire 100 m running track (athlete 1), 'Figure 1'. Considering the CoM_{vy} in each phase (A, M, D), the results were: a) A1 (A < M); b) A2 (A < D); A3 (A < M, D); A4 (A < M, D); A5 (A < M, D), 'Table I'. In some cases, the CoM_{vy} varied differently to laterality. Considering the laterality (R/L: right and left foot CoM_{vy}), the results were: a) A3 (L > R); b) A4 (L > R); c) A5 (L > R), 'Table I'.

Angle of attack of the CoM (CoM_{at}). The CoM_{at} varied differently during stance phase for each athlete. Considering the CoM_{at} (TO: take-off) in each phase (A, M, D), the results were: a) A1 (A > D); A2 (A > M, D); A3 (A > M, D); A4 (D > A, M); A5 (D > A, M), 'Table I'. Considering the laterality (R/L: right and left foot CoM_{at}), the results were: a) A1 (L > R); b) A2 (L > R); c) A3 (L > R), 'Table I'.

DISCUSSION

The kinematic variables (step length, step width, CoM_{at} , CoM_{vy}) were obtained considering: a) the large volume of acquisition (length: 110 m x width: 1.37 m x height: 2.32 m), b) an outdoor track and c) the acquisition setup consisted in getting 3D data from the positioning of a set of cameras to cover the entire 100 m track.

Previous studies performed analyses with single steps within a specific phase considering the initial 10 m running (SLAWINSKI; BONNEFOY; ONTANON; et al., 2010), with small volume acquisition (length 5 m x width: 1.2 m x height: 1.95 m) (CIACCI; DI MICHELE; MERNI, 2010) and with 2D data that evaluated a 35 m indoor track (JOHNSON; BUCKLEY, 2001).

The biexponential fit from the velocity-time curve made it possible to define 100 m *sprint* running in three distinct phases (A: acceleration, M: maintenance, D: deceleration),

using parameters (acceleration: k_1 , deceleration: k_2 , and maximal velocity without exhaustion: V_o , (VOLKOV; LAPIN, 1979) that can be related to the performance of each athlete. These parameters were compared to literature data, showing higher values of k_1 and lower values of k_2 and V_o , thus demonstrating that the athletes performed a greater acceleration during phase A, while not being able to maintain this acceleration during the other phases.

The characteristics of the CoM trajectory (Y-lateral direction) may be related to change in body posture, synchronization between upper and lower limbs and lateral balance (ARELLANO; KRAM, 2011; SLAWINSKI; BONNEFOY; LEVEQUE; et al., 2010) . The characteristics of step length and step width are related to the dynamics of sprint running in each of the phases. In this context, changes in the biomechanics of the lower limb (foot, knee and hip) throughout the sprint running occur in order to optimize the development of the driving force used to increase the horizontal velocity (BRINDLE et al., 2013; POHL; MESSENGER; BUCKLEY, 2006) .

The step length 'Table I' of each athlete varied throughout the *sprint* running and these results are similar to some studies (DEBAERE; JONKERS; DELECLUSE, 2013; SALO et al., 2011) . In other studies, variations in step length are associated to changes in the horizontal velocity during the various phases, as well as to individual technique.

The relationship between step width and step length was presented primarily in studies on human gait and stability (MCANDREW YOUNG; DINGWELL, 2012a,2012b) . However, the evaluation of the multiple steps in *sprint* running and its relationship with the CoM trajectory (Y-lateral direction) is underexplored in the literature. The variation of CoM (Y-lateral direction) and of the step length was observed in all athletes during sprint running. In general, the variation of the step length was greater than the variation of the step width.

The dynamics of change in body posture is specific to each phase of the 100 m sprint running. In our study, the angle of attack was one of the variables that exhibited variations regarding the laterality (right / left) and was specific to each phase. The study by KUGLER; JANSSEN (2010) revealed that the angle of attack (using a 25 m running track) decreased as the speed increases with the increase of the initial speed (acceleration phase). We observed this same tendency, which occurred with specific characteristics particular to each of the three phases of the sprint running 'Figure 4', and with respect to laterality, 'Table I', the values of angle of attack and vertical component of the CoM associated to the left leg were greater than those of the right leg for most of the athletes.

The data of the entire 100 m sprint running involves a methodological complexity for obtaining and analyzing the kinematic variables. Only in this manner, is the analysis of the dynamics of the 100 m sprint running along the three phases possible. Thus, to analyze the performance of each athlete, it is necessary to analyze the relationship of the center of mass trajectory, throughout the phases, to the other significant variables (step length, step width, angle of attack, vertical component of the CoM).

Twelve cameras were used to cover the running track (110 m length x 1,37 m width x 2,32 m height), with each set of four cameras covering a specific region. In this setup, the use of four adequately placed cameras proved to be viable to cover a region (Region 1, 2, and 3). Even so, the volume for calibration can be considered quite large and there is difficulty measuring the markers in each frame of the image sequence. Thus, it may be more suitable to use four additional cameras to cover the entire running track.

CONCLUSIONS

The biomechanics of 100 m sprint running is a challenging problem, presenting a methodological complexity for obtaining and analyzing the kinematic variables. The acquisition of 3D kinematic variables of the entire 100 m running track was made possible by videogrammetry and a specific set-up and placement of 12 video cameras in the context of training. The biexponential fit from the velocity-time curve enabled the division of the phases (acceleration, maintenance and deceleration), while also yielding objective variables associated with the 100 m sprint running characteristics of each athlete along the track. The kinematic variables (step length, step width, CoM_{at} and CoM_{vy}) made it possible to analyze the performance of each athlete, considering the dynamics of change in body posture that are characteristic of each phase of the 100 m sprint running. Aiming to improve the positioning of the cameras, it may be more suitable to include four additional cameras to cover the entire running track. Considering the application, future studies may focus on recording more sprint running races of each athlete to improve the analysis of the variability of performance, technique and strategies.

5 Conclusão

O desenvolvimento metodológico envolvido na análise da corrida de 100 m considerando todo o sua extensão é um desafio e implica na consideração de um conjunto de processos para a obtenção de variáveis cinemáticas.

O método utilizado para aquisição de variáveis tridimensionais de toda a extensão da corrida de 100 m foi à videogrametria e foi aplicada com uma configuração específica considerando o posicionamento de doze câmeras ao longo da pista de atletismo e o enquadramento de um volume de comprimento: 110 m x largura: 1.37 m x altura: 2.32 m. O posicionamento das câmeras também formou duas áreas menores com o volume de comprimento: 5 m x largura: 1.37 m x altura: 2.32 m que serviram como controle.

O teste dinâmico, em que uma barra rígida (1.19 m) foi conduzida ao longo de todo o volume de aquisição em movimento curvilíneo, foi adequado para encontrar os erros e ruídos associados à configuração proposta. Considerando a determinação da frequência de corte do filtro *Butterworth* e a exatidão das medidas tridimensionais, os critérios adotados para determinar os parâmetros mostraram-se adequados para o filtro passa-baixa *Butterworth*, 4ª ordem que encontrou uma frequência de corte de 10 Hz, que está dentro da margem utilizada na literatura.

O erro médio absoluto variou de 0.01 m a 0.03 m e o erro relativo foi respectivamente de 0.84% a 2.5% para as diversas combinações de câmeras. Deste modo, a aplicabilidade da análise cinemática tridimensional da corrida de 100 m dos atletas em situação de treino com a configuração proposta deve apresentar esta margem de erro.

A aquisição de variáveis cinemáticas tridimensionais de toda a extensão da corrida dos 100 m, utilizando as doze câmeras, permitiu obter as trajetórias do centro de massa dos eixos X (direção horizontal), Y (direção lateral) e Z (direção vertical). O ajuste biexponencial da curva da

velocidade horizontal foi capaz de dividir a corrida em três fases (aceleração, manutenção e desaceleração) obtendo informações individuais de cada atleta. As variáveis cinemáticas (comprimento de passo, largura de passo, ângulo de ataque e componente vertical do centro de massa) determinaram características de desempenho, considerando mudanças inerentes a dinâmica da corrida, mudança de fase e lateralidade.

Os resultados obtidos são importantes para caracterizar a modalidade sendo possível obter dados de assimetrias entre os lados e de desempenho de atletas, com a possibilidade de se estender, futuramente, estas análises para outras variáveis.

Considerando a viabilidade da aplicação da videogrametria com doze câmeras para a análise tridimensional toda a extensão dos 100 m em termos da quantidade de câmeras e visando melhorar a exatidão dos dados verificamos a necessidade de a) uma maior quantidade de câmeras posicionadas adequadamente e a b) a adição de alguns pontos de controle.

6 REFERÊNCIAS

- ABDEL-AZIZ, Y.; KARARA, H. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. **ASP Symp. on Close Range Photogrammetry, American Society of Photogrammetry, Falls Church 1971**. ISSN 0021-9290 (Linking).
- ARELLANO, C. J.; KRAM, R. The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 7, p. 1291-5, Apr 29 2011. ISSN1873-2380 (Electronic) 0021-9290 (Linking).
- BENEKE, R.; TAYLOR, M. J. What gives Bolt the edge-A.V. Hill knew it already! **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 11, p. 2241-3, Aug 10 2010. ISSN1873-2380 (Electronic) 0021-9290 (Linking).
- BERGAMINI, E.; PICERNO, P.; PILLET, H. et al. Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 6, p. 1123-1126, Apr 5 2012. ISSN0021-9290.
- BEZODIS, N. E.; SALO, A. I.; TREWARTHA, G. Measurement error in estimates of sprint velocity from a laser displacement measurement device. **Int J Sports Med**, v. 33, n. 6, p. 439-44, Jun 2012. ISSN1439-3964 (Electronic) 0172-4622 (Linking).
- BRINDLE, R. A.; MILNER, C. E.; ZHANG, S. et al. Changing step width alters lower extremity biomechanics during running. **Gait & Posture**, Jul 4 2013. ISSN1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking).
- 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 & Posture**, v. 24, n. 1, p. 126-129, Aug 2006. ISSN0966-6362.
- CHEN, L.; ARMSTRONG, C. W.; RAFTOPOULOS, D. D. An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 4, p. 493-500, Apr 1994. ISSN0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking).
- CHIARI, L.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors. **Gait & Posture**, v. 21, n. 2, p. 197-211, Feb 2005. ISSN0966-6362.
- CIACCI, S.; DI MICHELE, R.; MERNI, F. Kinematic analysis of the braking and propulsion phases during the support time in sprint running. **Gait & Posture**, v. 31, n. 2, p. 209-12, Feb 2010. ISSN1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking).

COH, M. T., K.; STUHEC, S. The biomechanical model of sprint start and block acceleration. **Physical Education and Sport** v. 4, n. 2, p. 103-114, 2006. ISSN

DE LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1223-30, Sep 1996. ISSN0021-9290 (Print)
0021-9290 (Linking).

DEBAERE, S.; JONKERS, I.; DELECLUSE, C. The contribution of step characteristics to sprint running performance in high-level male and female athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 1, p. 116-24, Jan 2013. ISSN1533-4287 (Electronic)
1064-8011 (Linking).

EHARA, Y.; FUJIMOTO, H.; MIYAZAKI, S. et al. Comparison of the performance of 3D camera systems .2. **Gait & Posture**, v. 5, n. 3, p. 251-255, Jun 1997. ISSN0966-6362.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Comput Methods Programs Biomed**, v. 72, n. 2, p. 155-65, Oct 2003. ISSN0169-2607 (Print)
0169-2607 (Linking).

HAMNER, S. R.; SETH, A.; DELP, S. L. Muscle contributions to propulsion and support during running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 14, p. 2709-16, Oct 19 2010. ISSN1873-2380 (Electronic)
0021-9290 (Linking).

HUNTER, J. P.; MARSHALL, R. N.; MCNAIR, P. Relationships between ground reaction force impulse and kinematics of sprint-running acceleration. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 21, n. 1, p. 31-43, Feb 2005. ISSN1065-8483.

HUNTER, J. P.; MARSHALL, R. N.; MCNAIR, P. J. Interaction of step length and step rate during sprint running. **Med Sci Sports Exerc**, v. 36, n. 2, p. 261-71, Feb 2004a. ISSN0195-9131 (Print)
0195-9131 (Linking).

HUNTER, J. P.; MARSHALL, R. N.; MCNAIR, P. J. Segment-interaction analysis of the stance limb in sprint running. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1439-46, Sep 2004b. ISSN0021-9290 (Print)
0021-9290 (Linking).

ITO, A.; ISHIKAWA, M.; ISOLEHTO, J. et al. Changes in the step width, step length, and step frequency of the world's top sprinters during a 100m race. **New Stud. Athletics**, v. 21, n. 3, p. 35-39, 2006. ISSN

JOHNSON, M. D.; BUCKLEY, J. G. Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. **Journal of Sports Sciences**, v. 19, n. 4, p. 263-272, Apr 2001. ISSN0264-0414.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. **Gait & Posture**, v. 28, n. 1, p. 1-15, Jul 2008. ISSN0966-6362 (Print) 0966-6362 (Linking).

KLEIN, P. J.; DEHAVEN, J. J. Accuracy of three-dimensional linear and angular estimates obtained with the Ariel Performance Analysis System. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 76, n. 2, p. 183-9, Feb 1995. ISSN0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking).

KRELL, J. B.; STEFANYSHYN, D. J. The relationship between extension of the metatarsophalangeal joint and sprint time for 100 m Olympic athletes. **J Sports Sci**, v. 24, n. 2, p. 175-80, Feb 2006. ISSN0264-0414 (Print) 0264-0414 (Linking).

KUGLER, F.; JANSSEN, L. Body position determines propulsive forces in accelerated running. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 2, p. 343-8, Jan 19 2010. ISSN1873-2380 (Electronic) 0021-9290 (Linking).

MCANDREW YOUNG, P. M.; DINGWELL, J. B. Voluntarily changing step length or step width affects dynamic stability of human walking. **Gait & Posture**, v. 35, n. 3, p. 472-7, Mar 2012a. ISSN1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking).

MCANDREW YOUNG, P. M.; DINGWELL, J. B. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability. **Gait & Posture**, v. 36, n. 2, p. 219-24, Jun 2012b. ISSN1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking).

MERO, A.; KOMI, P. V.; GREGOR, R. J. Biomechanics of sprint running. A review. **Sports Medicine**, v. 13, n. 6, p. 376-92, Jun 1992. ISSN0112-1642 (Print) 0112-1642 (Linking).

MIANA, A. N.; PRUDENCIO, M. V.; BARROS, R. M. Comparison of protocols for walking and running kinematics based on skin surface markers and rigid clusters of markers. **Int J Sports Med**, v. 30, n. 11, p. 827-33, Nov 2009. ISSN1439-3964 (Electronic) 0172-4622 (Linking).

MORIN, J. B.; SEVE, P. Sprint running performance: comparison between treadmill and field conditions. **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 8, p. 1695-703, Aug 2011. ISSN1439-6327 (Electronic) 1439-6319 (Linking).

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, n. 1, p. 77-95, Jan 1 1998. ISSN1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking).

- POHL, M. B.; MESSENGER, N.; BUCKLEY, J. G. Changes in foot and lower limb coupling due to systematic variations in step width. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 21, n. 2, p. 175-83, Feb 2006. ISSN0268-0033 (Print)
0268-0033 (Linking).
- RICHARDS, J. G. The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems. **Human Movement Science**, v. 18, n. 5, p. 589-602, Oct 1999. ISSN0167-9457.
- SALO, A. I.; BEZODIS, I. N.; BATTERHAM, A. M. et al. Elite sprinting: are athletes individually step-frequency or step-length reliant? **Med Sci Sports Exerc**, v. 43, n. 6, p. 1055-62, Jun 2011. ISSN1530-0315 (Electronic)
0195-9131 (Linking).
- SARRO, K. J.; SILVATTI, A. P.; ALIVERTI, A. et al. Proposition and evaluation of a novel method based on videogrammetry to measure three-dimensional rib motion during breathing. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 25, n. 3, p. 247-52, Aug 2009. ISSN1065-8483 (Print)
1065-8483 (Linking).
- Scientific Research Project Biomechanical Analysis. <http://www.iaaf.org/home>, 2009. Acesso em: 14 fev. 2012.
- SILVATTI, A. P.; CERVERI, P.; TELLES, T. et al. Quantitative underwater 3D motion analysis using submerged video cameras: accuracy analysis and trajectory reconstruction. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, v. 16, n. 11, p. 1240-8, 2013. ISSN1476-8259 (Electronic)
1025-5842 (Linking).
- SLAWINSKI, J.; BONNEFOY, A.; LEVEQUE, J. M. et al. Kinematic and kinetic comparisons of elite and well-trained sprinters during sprint start. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 4, p. 896-905, Apr 2010. ISSN1533-4287 (Electronic)
1064-8011 (Linking).
- SLAWINSKI, J.; BONNEFOY, A.; ONTANON, G. et al. Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 8, p. 1494-502, May 28 2010. ISSN1873-2380 (Electronic)
0021-9290 (Linking).
- VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções**. Barueri: Manole, 2001.
- VOLKOV, N. I.; LAPIN, V. I. Analysis of the velocity curve in sprint running. **Med Sci Sports**, v. 11, n. 4, p. 332-7, Winter 1979. ISSN0025-7990 (Print)
0025-7990 (Linking).
- ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V.; CHUGUNOVA, L. In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. **Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics, Bertec, Ohio**, p. 186-202, 1990. ISSN

ANEXOS

ANEXO A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____, portador do RG nº _____, residente à _____ nº. _____, bairro _____, cidade de _____, estado _____, telefone nº _____ declaro que aceitei participar da pesquisa intitulada “**Análise cinemática tridimensional da corrida de 100m por videogrametria**” desenvolvida pela educadora física Natália de Almeida Rodrigues sob orientação do Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta do Laboratório de Instrumentação e Biomecânica, da Faculdade de Ciências Aplicadas – FCA, UNICAMP, endereço: Rua Pedro Zaccaria, 1300 - Jd. Sta Luiza - CEP 13484-350 - Limeira, SP. Telefones: (19) 9139-9297 (Prof. Milton Misuta) / (19) 9129-8606 (Natália de Almeida Rodrigues). A coleta de dados desse estudo será realizado na dependência do Centro Esportivo de Alto Rendimento, Swiss Park, Rodovia Anhanguera, km 89,5.

O objetivo deste projeto consiste em realizar a análise cinemática tridimensional da corrida de 100m por videogrametria, com o intuito de adquirir um maior conhecimento dos movimentos dos velocistas durante a corrida. Será feita a antropometria, sendo aferido o comprimento e o diâmetro de segmentos corporais.

Nesta unidade, fui devidamente informado sobre o seguinte:

1. estou ciente que a minha participação é de caráter voluntário. Não obrigatória a minha participação nesta pesquisa, caso me sinta constrangido(a) antes e durante a realização da mesma, posso me retirar sem nenhum problema;
2. os marcadores utilizados para a coleta dos dados não são invasivos, afixados externamente na pele e desse modo, não têm efeitos colaterais e não trazem qualquer risco previsível para minha integridade física;
3. contribuirei para a coleta adequada dos meus dados, estando ciente dos trajes a serem utilizados durante a pesquisa, mesmo que segmentos corporais apresentem-se expostos;
4. estou ciente que não serei pago pela minha participação;
5. as imagens obtidas durante a coleta serão exclusivamente utilizadas para análise e tratamento dos dados, pela própria pesquisadora, com finalidade científica. Poderei ter acesso caso queira os resultados dessa pesquisa;
6. receberei uma cópia deste termo de consentimento.

Li e entendi as informações precedentes, sendo que os riscos e benefícios já foram discutidos e que as dúvidas futuras que poderão ocorrer serão prontamente esclarecidos, bem como o acompanhamento dos resultados obtidos durante a coleta.

Campinas, SP, _____, de _____ de _____

Assinatura do voluntário

Natália de Almeida Rodrigues
Pesquisadora Responsável

Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta
Orientador da Pesquisa

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP)
Faculdade de Ciências Médicas (FCM), Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Distrito de Barão Geraldo, Campinas – SP, CEP: 13083-887
Fone/Fax: (19) 3521-8936 / 3521-7187 email: cep@fcm.unicamp.br

ANEXO B: Termo de autorização

Termo de Autorização

Eu, _____ (nome do responsável), _____ (cargo ocupado no local onde a pesquisa será realizada), portador do RG nº _____, tenho ciência e autorizo a realização da pesquisa intitulada “Análise cinemática 3D da corrida de 100m por videogrametria”, desenvolvida pela educadora física Natália de Almeida Rodrigues sob orientação do Prof. Dr. Milton Shoiti Misuta, no Centro Esportivo de Alto Rendimento, Swiss Park, Rodovia Anhanguera, km 89,5, com os atletas da equipe ORCAMPI UNIMED. Para isto, serão disponibilizados ao pesquisador o uso da pista de atletismo, o bloco de saída e o direito de imagem do local e dos atletas que serão exclusivamente utilizados para fins de pesquisa.

Campinas, 10 de outubro de 2012

Assinatura

ANEXO C: Posicionamento dos marcadores anatômicos

CABEÇA

- 1- VÉRTEX DO OSSO PARIETAL
- 2- PROCESSO ESPINHOSO DA 7ª CERVICAL

BRAÇO

- 3- INSERÇÃO DO MÚSCULO DELTÓIDE DIREITO
- 4- EPICÔNDILO LATERAL DO ÚMERO DIREITO
- 5- PROCESSO ESTILÓIDE DA ULNA DIREITO
- 6- INSERÇÃO DO MÚSCULO DELTÓIDE ESQUERDO
- 7- EPICÔNDILO LATERAL DO ÚMERO ESQUERDO
- 8- PROCESSO ESTILÓIDE DA ULNA ESQUERDO

TRONCO

- 9- PONTO MÉDIO ENTRE AS ESPINHAS ILÍACAS PÓSTERO SUPERIOR DIREITA E ESQUERDA
- 10- ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR DIREITA
- 11- ESPINHA ILÍACA ÂNTERO-SUPERIOR ESQUERDA

COXA DIREITA

- 12- TROCÂNTER MAIOR DO FÊMUR DIREITO
- 13- CÔNDILO LATERAL DO FÊMUR DIREITO

PERNA DIREITA

- 14- MALÉOLO LATERAL DIREITO

PÉ DIREITO

- 15- CALCÂNEO DIREITO
- 16- CABEÇA DO 5º METATARSO

COXA ESQUERDA

- 17- TROCÂNTER MAIOR DO FÊMUR ESQUERDO
- 18- CÔNDILO LATERAL DO FÊMUR DIREITO

PERNA ESQUERDA

- 19- MALÉOLO LATERAL ESQUERDO

PÉ ESQUERDO

- 20- CALCÂNEO ESQUERDO
- 21- CABEÇA DO 5º METATARSO

