

基于矢量编码技术对 优秀竞走运动员技术动作的量化研究

贾 谊, 郭 宇

(中北大学 体育学院, 太原 030051)

摘要: 目的: 探讨利用矢量编码技术来分析竞走项目运动员动作协调模式的可行性, 并在此基础上对竞走运动员的动作技术和协调模式进行分析。方法: 以参加2010年北京竞走挑战赛、2010年广州亚运会竞走比赛以及2012年太仓国际竞走挑战赛男子、女子20 km项目前10名和后10名运动员技术资料作为数据来源。使用CASIO FH25高速摄像机, 采用立体定机定焦拍摄方法进行拍摄。使用SIMI Motion运动技术分析系统对运动员的视频资料进行数字化处理, 并得到髌关节和膝关节角度参数。在得到髌-膝关节角相图基础上, 计算髌膝耦合角, 并利用矢量编码技术对运动员下肢协调模式进行频次统计。结果: ①高水平组运动员步频(3.61 ± 0.18 步/秒)显著高于普通组(3.43 ± 0.12 步/秒); ②在支撑期, 两组运动员在HP+和H+K+协调模式的出现频次上存在显著性差异; ③在摆动期, 高水平组运动员的耦合角变异度($15.2 \pm 6.7^\circ$)值显著低于普通组($22.5 \pm 9.1^\circ$)。结论: 矢量编码技术可以实现对竞走运动员下肢环节间协调模式的量化分析。在支撑期, 普通组运动员以固定膝关节并伸髌的动作协调模式为主, 而高水平组运动员的协调模式则更为多样。在摆动期, 两组运动员的动作协调模式无显著性差异, 但普通组运动员的动作协调变异度显著高于高水平组, 动作稳定性有待提高。

关键词: 矢量编码; 耦合角; 竞走; 协调

中图分类号: G821

文献标志码: A

文章编号: 1008-3596 (2019) 02-0070-07

1 问题的提出

对运动员的动作技术与诊断一直以来都是科研人员和教练员关注的问题。利用通过运动影像测量方法得到的运动学参数, 如关节角度、质心速度和加速度等, 来分析运动员的动作技术特征是目前较为常用的手段。传统运动学参数大多是二维时间序列信息, 其优点是较为直观, 方便理解, 但却无法反映人体环节间的协调模式。有研究发现, 仅凭借关节角度参数, 甚至无法辨

别人是正走还是倒走^[1]。因此, 不可避免地会错过一些非常有用的信息。

上世纪60年代末, 有学者^[2]提出了一种利用角相图(relative motion plots 或 angle-angle plots)工具来研究人体动作协调模式的方法, 被证明可以有效评估人体动作的环节间协调性, 但此方法并不适合量化分析。于是, Freeman等人^[3]在此基础上, 将角相图按照走势和方向进行8位编码(图1), 后有学者称之为矢量编码技术(Vector Coding Technique), 使得对人体各环节

收稿日期: 2018-10-25

基金项目: 山西省软科学研究项目“山西省竞技体育产学研协同创新的动力机制研究”(2016041037-3)

作者简介: 贾谊(1980—), 男, 山西孟县人, 副教授, 博士, 研究方向为动作技术诊断与分析。

文本信息: 贾谊, 郭宇. 基于矢量编码技术对优秀竞走运动员技术动作的量化研究[J]. 河北体育学院学报, 2019, 33(2): 70-76.

间的相对运动特征进行量化分析成为可能。随后, Sparrow 等人^[4]在此基础上提出了耦合角 (Coupling Angle, 缩写为 CA) 的概念, 即角相图相邻两采样点的连线与横坐标轴的夹角, 并对其计算公式进行了改进, 从而克服了此项技术由于数据间隔不等而造成计算误差的缺点。

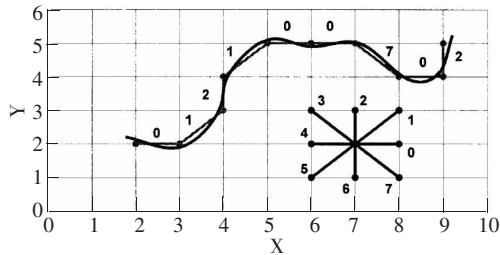


图1 Freeman 等人提出的八位编码技术

目前, 矢量编码技术已被广泛用来研究特定人体运动的环节协调模式识别^[5-7]、运动性损伤的预防与评估^[8-9], 甚至运用于足球战术分析中^[10]。Tepavac 等人在最近的研究中还指出, 矢量编码技术在评估周期性运动动作的协调模式方面非常有效^[11]。

竞走项目属于周期性动作项目, 又是我国田径运动的优势项目之一, 因此, 是否可以利用矢量编码技术来评估竞走运动员的动作协调性成为本研究的出发点。目前, 国内在田径、体操、游泳等项目的科技攻关与服务方面, 对运动员动作技术的研究手段还是以传统的运动学分析为主, 其方法相对成熟和简便易行, 但对于运动员各环节间的动作协调模式缺乏量化的数据参考。本研究的主要目的在于: ①找出利用矢量编码技术对竞走运动员动作技术结构进行分析的途径; ②运用矢量编码技术对优秀竞走运动员的技术动作协调模式进行分析研究。

2 研究方法

2.1 研究对象

以参加 2010 年北京竞走挑战赛、2010 年广州亚运会竞走比赛以及 2012 年太仓国际竞走挑战赛比赛中, 男子、女子 20 km 项目成绩在前 10 名和后 10 名的运动员为研究对象。将前 10 名的运动员定义为高水平组, 后 10 名的运动员定义为普通组。

2.2 拍摄方法

使用三台 CASIO FH25 高速摄像机, 分别

在每次比赛中架设于赛道两侧。利用立体定机定焦拍摄的方法^[12]对运动员的一个幅步 (即左脚跟着地—右脚跟着地—左脚跟着地) 进行拍摄。摄像机距离运动平面 10—21 m, 机高约 1.2 m, 取景范围约为 6 m, 三台摄像机夹角约为 120°, 拍摄频率 120 Hz。比赛前后分别对标定框架进行拍摄, 标定框架为辐射式立体标定框架, 标定范围为 3 m³。

2.3 数据处理

使用运动图像分析软件 (SIMI Motion, 德国) 对拍摄视频进行数字化处理。每幅图像的关节点个数为 19 个, 分别为头顶点、双侧肩关节点、肘关节点、腕关节点、髌关节点、膝关节点、踝关节点、足跟点、第一跖骨头、两肩中点和两髌中点。选取 Dempster 人体惯性参数模型计算人体重心位置参数, 采用数字滤波法对所得原始数据进行滤波平滑处理, 滤波截断频率为 8 Hz。为防止人工解析带来的误差影响, 所有解析工作都由一名工作人员完成。

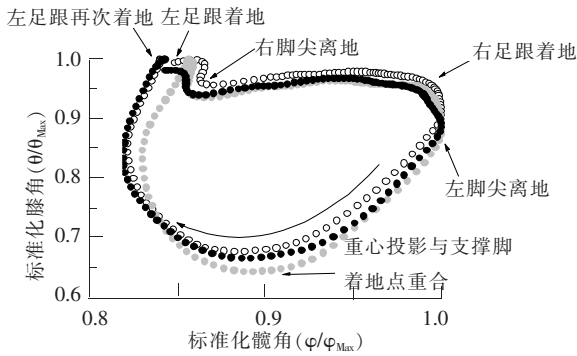
2.4 耦合角度的计算

关于耦合角的计算有多种方法, 常见的包括角—角耦合和角—角速度耦合。考虑到影像测量方法的精度有限, 对计算得到的角速度参数可能会有较大误差, 因此, 本研究选择便于识别的髌膝角进行计算。根据 Sparrow 等人^[4]提出的矢量编码计算的方法 (公式 1, 2), 求出运动员髌、膝关节相位图的耦合角 (CA) 值 (图 2)。

$$CA_{i,j} = \tan^{-1} \left(\frac{\Phi_{i,j+1} - \Phi_{i,j}}{\Theta_{i,j+1} - \Theta_{i,j}} \right) \times \frac{180}{\pi} \quad (1)$$

$$CA_{i,j} = \begin{cases} CA_{i,j} + 180 & CA_{i,j} < 0 \\ CA_{i,j} & CA_{i,j} \geq 0 \end{cases} \quad (2)$$

其中, $\Phi_{i,j}$ 和 $\Theta_{i,j}$ 分别为标准化后, 相位图中第 i 个幅步周期的第 j 帧的髌关节角度和膝关节角度, $CA_{i,j}$ 为相对应的耦合角。图 2 是某运动员三个幅步周期的髌—膝耦合角相位图。由于每个幅步周期所采集的视频帧数不同, 因此首先需要将不同幅步周期的关节角度原始数据进行标准化处理, 以某运动员第 i 个幅步周期的第 j 帧的髌关节角度 $\varphi_{i,j}$ 为例, 则 $\Phi_{i,j} = \frac{\varphi_{i,j}}{\varphi_{iMax}}$, 同理, 标准化后的膝关节角度 $\Theta_{i,j} = \frac{\theta_{i,j}}{\theta_{iMax}}$ 。标准化处理后的关节角度值在 0—1 之间。



注：图2将运动员幅步周期的关键时相进行了标示。其中，为方便比较，对关节角度进行了标准化处理。若以时间序列排列，按顺时针方向，分别为左足跟着地时刻、右脚尖离地时刻、右足跟着地时刻、左脚尖离地时刻、重心地面投影点与支撑脚着地点重合时刻和左足跟再次着地时刻

图2 耦合角计算方法示意图

表1 运动员技术参数情况统计表

运动员	重心平均速度/ (m/s)	重心起伏距离/m	平均步长/m	平均步频/ (步/s)	腾空时间/s	双支撑大腿夹角/ (°)
高水平组	4.10±0.11**	0.07±0.01	1.11±0.04	3.61±0.18**	0.05±0.01	58.9±3.09
普通组	4.00±0.12	0.07±0.01	.13±0.02	3.43±0.12	0.05±0.01	68.3±2.98**
T	3.138	-0.922	-2.027	4.609	-0.325	-9.273
P	0.000	0.369	0.059	0.000	0.749	0.000

注：**表示具有非常显著性差异 (P<0.01)

3.2 不同水平运动员下肢关节角度相位图

关于利用CA对环节间协调模式进行定义，Needham等人^[7]曾提出过6分法，即将CA的区间范围分为6等分，再根据每等分相对应的CA来确定协调模式。而Ryan Chang^[13]和Needham等人^[5]则提出了比6分法更为细化的8分法，并证明8分法可以更为精确地描述人体两环节间的协调运动模式。本研究选择8分法对竞走动作进行协调模式的定义和识别。

根据公式1和公式2的定义，将运动员髋膝关节CA值在[-180°, 180°]区间内进行8等分，等分后的区间范围为45°。当-22.5°<CA≤22.5°时，人体下肢表现为膝关节角度基本不变，髋关节角度显著增加，此区间即定义为髋关节主导项HP+ (Hip Phase +)；当22.5°<CA≤67.5°时，人体下肢表现为髋关节角度增加时膝关节角度增加，此区间即定义为髋关节角度增加膝关节角度增加项H+K+ (Hip+ Knee+)；当67.5°<CA≤112.5°时，人体下肢表现为髋关节角度基本不变，膝关节角度显著减小，此区间即定义为膝关节主导项KP- (Knee Phase -)。同理，我们可将人体下肢环节的协调模式定义为

2.5 统计学方法

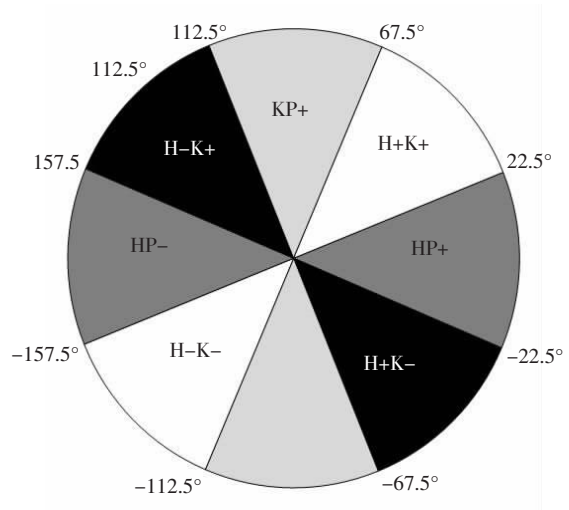
采用配对样本T检验的方法，对高水平组和普通组的数据进行对比分析，显著性水平α=0.05。统计学软件为SPSS 17.0。

3 研究结果

3.1 运动员常规技术参数情况统计

从总体技术统计情况来看(表1)，本次比赛运动员均属于正常发挥。各项技术指标与以往比赛相比无显著差异。各组别运动员之间的技术参数中，重心平均速度、平均步频和双支撑大腿夹角三项指标存在非常显著性差异。与普通组运动员相比，高水平组运动员表现出小步长、高步频的技术特征。

8种类型，具体识别方法见图3。



注：HP+定义为髋关节主导项，且髋关节随时间增加而增加；H+K+定义为膝关节角度随髋关节角度增加而增加；KP+定义为膝关节主导项，且膝关节随时间增加而增加；H+K-定义为膝关节角度随髋关节角度增加而减小，依此类推

图3 环节协调模式定义图

图4是运动员关节角度、CA随步态周

期变化趋势图。通过图 4 我们可以看出, 随着髌膝关节角度的变化, CA 值出现周期性变化规

律。高水平组与普通组运动员 CA 值变化趋势大致相同, 但在支撑阶段表现出一定的差异性。

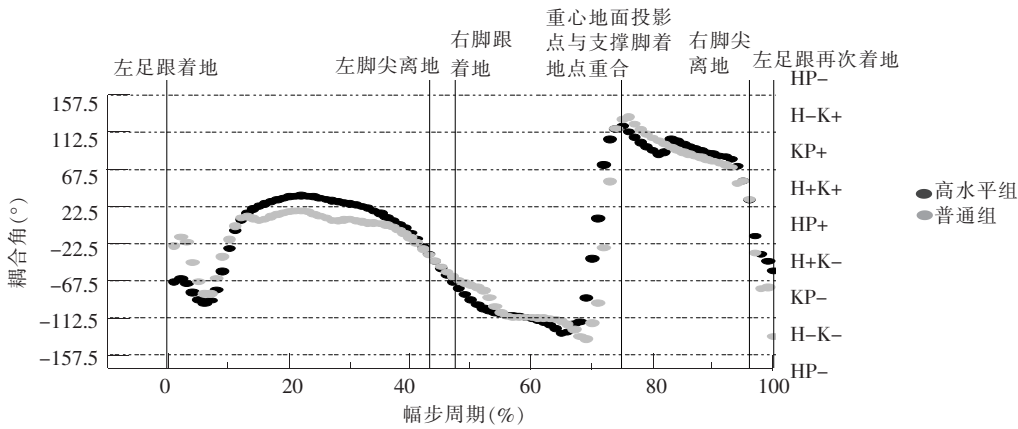


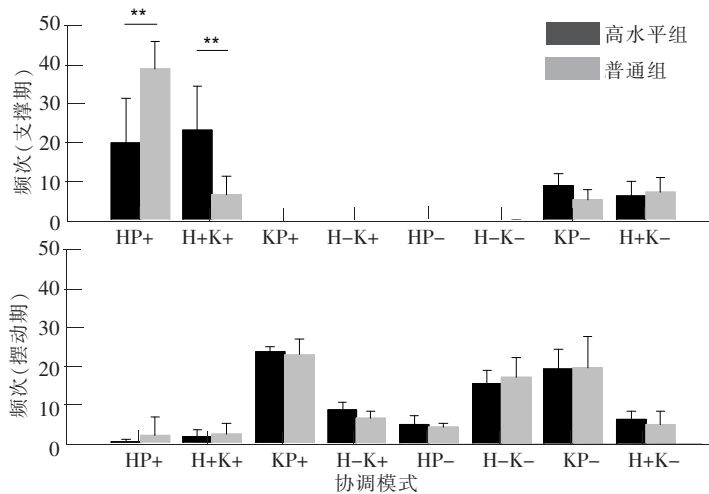
图 4 耦合角随步态周期变化图

3.3 协调模式频次统计

根据不同协调模式出现的频次, 对运动员不同动作阶段进行计数统计, 可以得到运动员不同动作阶段的动作协调特征。本研究中, 将高水平组和普通组运动员一个幅步周期中各阶段的协调模式出现的频次数进行了统计, 结果如图 5 所示。不同动作阶段, 各组运动员表现出不同的动作协调模式。

在支撑期, 普通组运动员以 HP+ 协调模式为主, 其出现频次为 39 ± 6.91 , 而高水平组则表现为 HP+ 和 H+K+ 两种协调模式, 出现频

次分别为 20 ± 11.4 和 23 ± 11.2 。统计结果显示, 在支撑期, 两组运动员 HP+ 的出现频次有显著性差异 ($t = -3.725, P = 0.005$), H+K+ 出现频次也有显著性差异 ($t = 3.818, P = 0.004$)。除上述两种协调模式外, 两组运动员在支撑期还表现出 KP- 和 H+K- 两种协调模式, 但其出现频次均无显著性差异。此外, 两组运动员在支撑期均未表现出 KP+、H-K+、HP- 和 H-K- 四种协调模式。而在摆动期, 两组运动员的协调模式以 KP+、H-K- 和 KP- 三种形式为主, 但均无显著性差异。



注: 支撑期指支撑脚足跟点着地时刻至支撑脚脚尖离地时刻; 摆动期指摆动腿脚尖离地时刻至摆动腿足跟点着地时刻

图 5 不同组别运动员各幅步周期协调模式频次统计图

3.4 耦合角变异度

耦合角变异度 (Coupling angle variability, 缩写 CAV) 是反映耦合角变异程度的指标, 可

以用同一运动员不同幅步周期之间耦合角的标准差来评价^[14]。假设在一次比赛当中, 采集得到某运动员动作视频为 n 个, 通过标准化处理后将每个视频图像统一为 m 个 (本研究中 $m = 100$)

采样数据, 则第 i 个动作视频第 j 个采样点的 CAV 值 CAV_{ij} 计算公式如下:

$$CAV_{ij} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (CA_{ij} - \overline{CA_j})^2} \quad (3)$$

公式 (3) 中 CA_{ij} 表示某运动员第 i 个视频图像中第 j 个采样点的耦合角度; $\overline{CA_j}$ 为此运动员所有视频中第 j 个采样点的耦合角平均值。

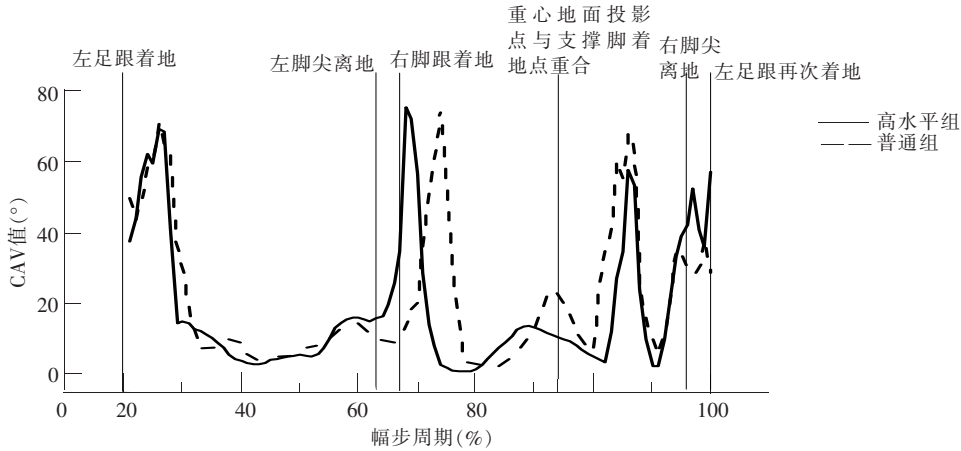


图6 不同组别运动员耦合角变异度随幅步周期变换趋势

从图6可以看出, 两组运动员的CAV值总体变化趋势一致, 在左足跟着地时刻之后、右足跟着地时刻之后以及左腿摆动末期CAV值明显增大。其中, CAV最大值均出现在右足跟着地时刻之后, 高水平组和普通组CAV值分别为 $75.3 \pm 27.6^\circ$ 和 $74.8 \pm 29.6^\circ$ 。两组运动员支撑期CAV值无显著性差异 ($t = -1.5, P > 0.05$), 而在摆动期差异显著 ($t = -2.3, P < 0.05$)。

表2 各动作阶段运动员CAV值($^\circ$)

时段	高水平组	普通组	t	P
支撑期	17.6 ± 8.9	19.0 ± 9.5	-1.5	0.154
摆动期	15.2 ± 6.7	22.5 ± 9.1	-2.3	0.024

4 分析与讨论

与传统运动学研究中的时域分析方法相比较, 矢量编码技术可以为研究人员提供人体各环节之间相互协调运动的信息, 从而对阐释人体协调时序性和同步性问题^[15]提供借鉴。传统的步态分析中, 对耦合角的区间范围通常定义为 $0^\circ - 360^\circ$ ^[4], 而有些研究则认为 $0^\circ - 90^\circ$ 更为适宜^[16-17]。从本次对竞走运动员一个幅步周期的研究情况来看, CA值选择 $0^\circ - 360^\circ$ 区间, 既可以最大程度地保留必要的矢量信息, 又可以保持数据的连续性, 便于研究人员观察计算。

与以往研究结果类似^[18], 本研究中高水平组运动员步频显著高于普通组, 说明在步长相对

固定的前提下, 提高步频是竞走运动员提高竞赛成绩的主要途径。另外, 根据 Li Li 等人^[19]的研究结果, 常人步行与跑步时, 支撑脚离地时刻分别出现在整个步态周期的 54% 和 38%。本研究中, 竞走运动员的这一数据约为 42%, 介于步行与跑步之间, 说明竞走运动员的步态特征不同于普通的行走和跑步。

与以往研究不同, 本研究中关于髌膝关节耦合角(CA)的分析结果显示, 两组运动员的变化趋势相同(图4), 但在支撑腿着地阶段的中期, 两组运动员的协调模式出现了显著性差异(图5)。其中, 普通组运动员在此阶段, 主要表现为膝关节角度固定, 以伸髌为主的下肢协调模式, 而高水平组运动员则表现为髌膝关节同时伸展。虽然其机制尚待进一步分析, 但与本研究类似, Michael 等人^[20]在对髌白软骨缺损病人与正常人的步态进行分析后发现, 两组受试者的髌膝关节耦合角在支撑阶段中期也表现出显著的差异性。其原因是在此阶段, 人体下肢需要承受较大的地面反作用力, 从而造成患者髌关节疼痛, 继而导致其下肢动作协调性的变化。因此, 竞走运动员所表现出的下肢动作协调性差异也可能与此阶段承受的地面反作用力增大有关。

根据已有研究结果^[21-22], 耦合角变异度(CAV)是反映人体动作结构稳定性的一项指标, 其大小与肢体的僵硬程度呈正相关。本次研究结果表明, 高水平组与普通组运动员在整个幅

步周期中, CAV 值总体趋势相同, 都具有波动幅度较大的特点, 特别是在左、右足跟着地时刻前后。说明在此阶段, 无论高水平组还是普通组运动员, 都表现出动作结构不稳定的特点。另外, 本次研究还观察到, 普通组运动员在摆动期的 CAV 值显著高于高水平组, 说明在此阶段, 其动作协调变异性较高, 动作的稳定性有待进一步提高。

5 结论

矢量编码技术可以实现对竞走运动员下肢环节间协调模式的量化分析。在支撑期, 普通组运动员以 HP+ 的动作协调模式为主, 而高水平组运动员则表现出 HP+ 和 H+K+ 两种协调模式。在摆动期, 两组运动员的动作协调模式无显著性差异, 但普通组运动员的动作协调变异度显著高于高水平组, 动作稳定性有待提高。

参考文献:

- [1] Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor Patterns for Human Gait: Backward Versus Forward Locomotion[J]. *Journal of neurophysiology*, 1998, 80(4): 1868.
- [2] Grieve D W. Gait patterns and the speed of walking [J]. *Biomedical Engineering*, 1968(3):119.
- [3] Freeman H. Computer Processing of Line-Drawing Images [J]. *Acm Computing Surveys*, 1974, 6(1):57.
- [4] Sparrow W A, Donovan E, Vanemmerik R, et al. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination[J]. *Journal of Motor Behavior*, 1987, 19(1): 115.
- [5] Needham R A, Naemi R, Chockalingam N. A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified vector coding technique[J]. *Journal of Biomechanics*, 2015, 48(12): 3506.
- [6] Hamill J. Issues in Quantifying Variability From a Dynamical Systems Perspective[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2000, 16(4): 407.
- [7] Needham R. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique [J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(5): 1020.
- [8] Hamill J, Palmer C, Van Emmerik R E. Coordinative variability and overuse injury[J]. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 2012, 4(1):1.
- [9] Reeve H K, Hopper L S, Elliott B C, et al. Lower limb kinematic variability in dancers performing drop landings onto floor surfaces with varied mechanical properties[J]. *Human Movement Science*, 2013, 32(4): 866.
- [10] Moura F A, Van Emmerik R E A, Santana J E, et al. Coordination analysis of players' distribution in football using cross-correlation and vector coding techniques[J]. *Journal of Sports Sciences*, 2016, 34(24): 2224.
- [11] Tepavac D, Field-Fote E C. Vector coding: A technique for quantification of intersegmental coupling in multicyclic behaviors[J]. *Journal of Applied Biomechanics*, 2001, 17(3): 259.
- [12] 卢德明,王云德,严波涛,等. 运动生物力学测量方法[M]. 北京:北京体育大学出版社,2001:33.
- [13] Chang R, Van Emmerik R, Hamill J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking[J]. *Journal of biomechanics*, 2008, 41(14): 3101.
- [14] Hafer J F, Boyer K A. Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running [J]. *Gait & Posture*, 2017(51):222.
- [15] 许崇高,严波涛. 动作协调能力属性及其相关定义的理论思考[J]. *西安体育学院学报*, 1999, 16(3):31.
- [16] Ferber R, Davis I M, Williams D S. Effect of foot orthotics on rearfoot and tibia joint coupling patterns and variability[J]. *Journal of biomechanics*, 2005, 38(3): 477.
- [17] Pollard C D, Heiderscheit B C, Van Emmerik R E, et al. Gender differences in lower extremity coupling variability during an unanticipated cutting maneuver[J]. *Journal of applied biomechanics*, 2005, 21(2): 143.
- [18] 宗华敬. 对世界冠军、亚军刘宏宇、王妍竞走技术的研究[J]. *体育科学*, 2000, 20(6):38.
- [19] Li L, Elizabeth C H, Van den Bogert, et al. Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency[J]. *Human Movement Science*, 1999, 18(1): 67.
- [20] Samaan M A, Teng H L, Kumar D, et al. Acetabular cartilage defects cause altered hip and knee joint coordination variability during gait[J]. *Clinical Biomechanics*, 2015, 30(10): 1202.
- [21] Kiss R M. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability[J]. *J Electro-*

myogr Kinesiol, 2010, 20 (6): 1044.
 [22] Newell K M, Corcos D M. Issues in variability and
 motor control[M]//Newell K M, Corcos D M. Is-

sues in variability and motor control. Champaign, IL; Human Kinetics, 1993.

Quantitative Analysis of Motion Technique of Race Walkers by Vector Coding Technique

JIA Yi, GUO Yu

(School of Sport and Physical Education, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: *Objective:* To explore the feasibility of using vector coding technology to analyze the motion coordination mode of race walkers, and on this basis, to analyze the motion technology and coordination mode of race walkers. *Method:* Data is collected from the top 10 and the last 10 athletes who participated in the 20KM race walking of 2010 Beijing Walking Challenge, the 2010 Guangzhou Asian Games Walking Competition and the 2012 Taicang International Walking Challenge. By a CASIO FH25 high speed camera's stereo fixed-focus and SIMI Motion analysis system, SIMI Motion analysis system is used to digitalize the video data of athletes, and the angle parameters of hip and knee joint are obtained. On the basis of the hip-knee angle phase diagram, the hip-knee coupling angle is calculated, and the frequency statistics of the lower limb coordination mode of athletes are carried out by using vector coding technology. *Result:* ① The stride frequency of high-level athletes (3.61 ± 0.18 paces/second) is significantly higher than that of normal athletes (3.43 ± 0.12 paces/second); ② There is a significant difference in the frequency of HP + and H + K + coordination modes between the two groups during the support period; ③ During the swing period, the variation of coupling angle of high-level athletes ($15.2 \pm 6.7^\circ$) is significantly lower than that of normal athletes ($22.5 \pm 9.1^\circ$). *Conclusion:* Vector coding technology can quantitatively analyze the coordination mode of lower limb links of race walkers. During the support period, the coordination mode of fixing knee joint and extending hip is the main mode in the general group, while the coordination mode of the high-level group is more diverse. During the swing period, there is no significant difference between the two groups in the mode of motion coordination, but the variation degree of motion coordination of the general group is significantly higher than that of the high-level group, and the motion stability needs to be improved.

Key words: vector coding; coupling angle; race walking; coordination