

文章编号:1004-7220(2010)05-0357-06

· 论 著 ·

慢跑的速度对青年女性下肢关节及肌肉的影响

唐 刚, 周 海, 张希安, 钱理为, 季文婷, 王成焘

(上海交通大学机械与动力工程学院 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240)

摘要: 目的 探讨合理的慢跑速度对体形和步姿的影响,使人在慢跑健身的同时兼得柔美的体态。**方法** 根据相关测量选择5种慢跑速度。利用运动捕捉系统采集研究对象(15位青年女性志愿者)在慢跑速度下的运动学数据,同时对下肢8块主要肌肉的肌电信号进行采集。计算获得在不同慢跑速度下髋、膝及踝关节矢状面的关节角度变化的均值。选择数据最接近均值的对象作为研究对象并进行运动学分析。**结果** 计算获得了该研究对象在不同慢跑速度下髋、膝及踝关节矢状面的关节角度以及下肢8块主要肌肉的激活度曲线。运用打分的方法,本文给出了研究对象慢跑速度、慢跑阶段、肌肉激活度与关节角度之间的关系。**结论** 各关节角的变化范围和各肌肉最大激活度并不随慢跑速度的变化而单调变化。本文为青年女性健身时选择适合自己的慢跑速度提供了参考。

关键词: 慢跑; 速度; 肌电信号; 运动学; 步态分析; 下肢关节

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Influence of jogging speed on lower limb joints and muscles of young women

TANG Gang, ZHOU Hai, ZHANG Xi-an, QIAN Li-wei, JI Wen-ting, WANG Cheng-tao
(Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, Department of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: Objective To study the effect of reasonable jogging speed on body shape and walking gait to make people acquire graceful posture through jogging. **Method** Five jogging speeds were selected according to related measurements. Kinematical data of subjects (15 young women volunteers) in jogging were measured by the motion capture system, while the EMG signals of 8 major muscles in lower limb were collected simultaneously. The mean angles of hip, knee and ankle joints in sagittal plane at different speeds were calculated. The subject whose data was closest to the mean value was chosen as the research subject and analyze the kinematical data. **Results** The angles of the subjects hip, knee and ankle joints in sagittal plane at different speeds in a gait cycle were presented, and activation curves of her 8 major muscles were obtained during lower limb movements. Relationships between the jogging speed, jogging stage, muscle activation and joint angle were described by the scoring method. **Conclusions** The range of joint angle and maximum of muscle activation dont change with jogging speed monotonously. The study provides a reference for young women to choose their own jogging speed.

Key words : Jogging; Speed; Electromyography(EMG); Kinematics; Gait analysis; Lower limb joints

人体在运动过程中,不同的慢跑速度对下肢关节及肌肉将产生不同的影响^[1-2]。这些影响对评价

人体慢跑具有重要意义。慢跑不但能加快人体新陈代谢,提高心肺功能,增强体质,而且对体形、步姿的

收稿日期:2010-06-11; 修回日期:2010-07-25

基金项目:国家自然科学基金资助项目(30810103908,30530230)。

作者简介:唐刚(1984-),男,博士研究生,研究方向:人体骨肌生物力学。

通讯作者:王成焘,教授,博士研究生导师,Tel:(021)34206128;E-mail:trib@sjtu.edu.cn。

训练使人体外形及运动更加完善^[3]。但是男性和女性对于慢跑速度的需求是不一样的。例如,男性希望慢跑能加强肌肉锻炼,使自身体形更加完美;而女性希望慢跑能减少脂肪,同时增强体质。

本文首先依据相关运动测量将慢跑过程按速度由慢到快选择了1.8、1.9、2.0、2.1和2.2 m/s共5种慢跑速度;然后利用运动捕捉系统对青年女性样本在跑步机上的慢跑进行测量,同时对影响下肢运动的主要肌肉的肌电信号(electromyography, EMG)进行采集。通过计算分析获得她们在不同慢跑速度下髌、膝及踝关节矢状面的关节角度变化的均值,然后从测量数据中寻找出一个最接近这个均值曲线的研究对象。最后,计算出该研究对象不同慢跑速度下踝关节、膝关节及髌关节在一个步态周期内的矢状面关节角,并通过对肌电信号及肌肉最大自主收缩(MVC)的分析,获得下肢运动过程中主要肌肉的激活度变化曲线。利用打分分析方法,得出慢跑速度、慢跑阶段与关节角度及主要肌肉激活度之间的关系。

1 方法

在进行运动学参数测量中,本文假设人体是由很多刚体构成的多自由度的结构,这样可以方便地建立针对不同研究对象的统一的测量方法。依据国内学者推荐使用的标准的人体各部位局部坐标系定义方法^[4],对研究对象下肢运动坐标系进行定义。定义关节局部坐标系首先需要定义在人体表面容易提取的解剖学特征点。这些解剖学特征点将作为测量时的虚拟标记点。由于运动过程中,在人体表面解剖学特征点上直接标记坐标受皮肤运动的影响比较大,为避免测量误差一般采用虚拟标记点的测量方法^[5],即通过测量足、小腿、大腿及腰上实际标记点所标记的刚体(每个刚体由4个实际标记点构成,其中任意3个实际标记点就可以确定刚体坐标系)坐标来获得人体表面解剖学特征点的运动坐标。

慢跑过程按速度由慢到快选择了5种慢跑速度;然后利用运动捕捉系统对15例青年女性样本(平均年龄23.7岁,平均身高161.9 cm,平均体重

50.6 kg,见表1)的慢跑过程进行测量。采用Optotrak Certus (NDI, 加拿大)运动捕捉系统,采样频率为50 Hz。为控制跑步速度,从而获得更加准确和有效的测量数据,实验中研究对象在跑步机上(见图1a)完成慢跑,同时还通过运动捕捉系统采集多周期的步姿,以便从中选择比较稳定的、完整的步态周期。运动测量完成后,将运动捕捉系统采集的数据及研究对象的个性参数(身高和体重)导入V3D软件(C-Motion, 美国)中,构建三维实体模型(见图1b),从而进行运动学分析。

表1 15例青年女性样本参数

Tab. 1 Sample parameters of 15 young women

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
年龄/ yr	22	22	22	22	23	23	23	23	24	24	24	25	26	26	26
身高/ cm	160	160	165	166	163	164	164	167	152	157	158	168	160	160	165
体重/ kg	41	45	54	61	55	53	58	57	44	46	44	61	40	50	50

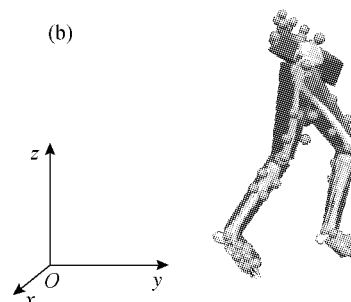


图1 跑步机上慢跑测量及三维实体模型

Fig. 1 Running measurement on a treadmill and three-dimensional model

注:由于此实验是在跑步机上进行,对15个青年女性在运动速度从0.5 m/s到2.8 m/s范围进行测量,发现速度 ≥ 1.8 m/s时,受试者的姿态完全转换为跑步姿态,而当速度 > 2.2 m/s时,有些受试者的姿态已非正常状态,故选择1.8~2.2 m/s。速度差别仅为0.1 m/s是因为健身运动过程中,女性在慢跑的时候,所感知的速度调节梯度为0.1 m/s,即0.1 m/s的速度差开始对运动产生影响

考虑到运动测量时绷带等物品会对某些肌肉的变形等产生影响, 所将运动参数测量与肌电信号测量分开进行。但为与运动测量参数匹配, 划分统一运动周期, 进行肌电信号测量时, 同时测量足的运动参数, 这样既可以减少肌电信号的测量误差, 还可以很好地划分运动周期。实验中采用 AMT-8 肌电仪 (Bortec, 加拿大), 对影响研究对象下肢运动的 8 块主要肌肉 (包括腓肠肌外侧头、股内侧肌、股直肌、股外侧肌、股二头肌、半膜半腱肌、腓肠肌内侧头和胫骨前肌) 的肌电信号进行采集^[6] (见图 2), 采样频率为 1 kHz。从中选择一组比较稳定的、完整的步态数据。

测量完成后, 将肌电测量所采集的表面肌电信号处理并线性化, 即先进行 10 Hz 的高通滤波, 再进行全波整流, 然后以 3 Hz 的频率低通滤波, 最后用最大等容收缩下的肌电信号峰值作线性化处理, 计算得到的线性化值即近似等于肌肉激活度 $a(t)$, 范围为 0 ~ 1^[7]。所有滤波器选用二阶巴特沃斯双向滤波以避免信号的时移。

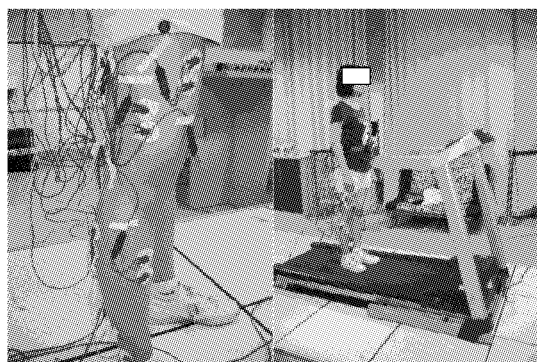


图 2 肌肉电极位置示意
Fig. 2 Sketch map of muscle electrodes location

2 分析

通过计算分析获得研究对象在不同慢跑速度下髋、膝及踝关节矢状面的关节角度变化的均值, 然后从测量数据中寻找出一个最接近这个均值曲线的研究对象 (年龄 24 岁, 身高 160 cm, 体重 48 kg)。该研究对象在慢跑速度分别为 1.8、1.9、2.0、2.1 和 2.2 m/s 状态下, 根据运动捕捉系统所采集的数据, 计算所获得的髋、膝及踝关节在一个步态周期 (以右脚跟着地为起止点) 内矢状面上关节角度的变化曲线如图 3 所示 (其中每根曲线均取各速度下 6

个完整的步态周期, 经归一化然后求解均值和方差处理获得)。由图 3 可见, 人体在不同慢跑速度下, 髋、膝及踝关节在一个步态周期内矢状面上关节角度的变化趋势基本一致, 而且在运动周期 25% ~ 50%, 均达到最小值, 然后单调递增。

依据图 3 各曲线取最大最小值所获得的 5 种不同慢跑速度下, 髋、膝及踝关节在一个步态周期内矢状面上关节角度的变化范围如图 4 所示, 其中负值部分分别表示髋关节的伸展、膝关节的伸展和踝关节的背屈。从图 4 可以看出, 髋、膝及踝关节在一个步态周期内矢状面上关节角度的变化范围并不是随人体慢跑速度的增大而单调增加。其中: 髋关节伸展角在速度 2.2 m/s 达到最大值 13.6°, 在 1.9 m/s 达到最小值 7.7°; 髋关节屈曲角在速度 2.2 m/s 达到最大值 52.3°, 在 1.8 m/s 达到最小值 43.7°。髋关节关节角总的变化值在速度 2.2 m/s 达到最大值 66.0°, 在 1.8 m/s 达到最小值 51.6°; 膝关节屈曲角在速度 2.2 m/s 达到最大值 105.1°, 在 1.8 m/s 达到最小值 84.5°; 膝关节关节角总的变化值在速度 2.2 m/s 达到最大值 91.0°, 在 1.8 m/s 和 1.9 m/s 达到最小值 70.9°; 踝关节背屈角在速度 2.0 m/s 和 2.2 m/s 达到最大值 20.2°, 在 1.8 m/s 达到最小值 17.3°, 踝关节跖屈角在速度 2.0 m/s 达到最大值 39.7°, 在 2.1 m/s 达到最小值 32.0°, 踝关节关节角总的变化值在速度 2.0 m/s 达到最大值 60.0°, 在 2.1 m/s 达到最小值 51.8°。

图 5 所示为所测量和计算的下肢慢跑过程中, 起主要作用的 8 块肌肉的激活度在 5 种不同速度下每个步态周期内的变化曲线 (其中, 肌电信号值取各速度下 3 个完整步态周期运动下的平均值进行计算, 每块肌肉的最大自主性收缩值单独测量, 并取 3 次实验平均值)。从图 5 可以看出, 这些肌肉的激活度在 5 种不同速度下每个步态周期内的变化趋势基本一致。其中在一个运动周期内, 腓肠肌外侧头、股内侧肌、股直肌、股外侧肌和半膜半腱肌激活次数为 1 次, 股二头肌和腓肠肌内侧头两块肌肉激活次数为 2 次, 胫骨前肌频繁处于激活状态。

图 6 所示为依据图 5 各曲线取最大值所获得的 8 块肌肉的在 5 种不同慢跑速度下激活度的最值曲线。从图中可以看出, 8 块肌肉的最大激活度并不是都随慢跑速度的增加而增大。其中, 腓肠肌外侧

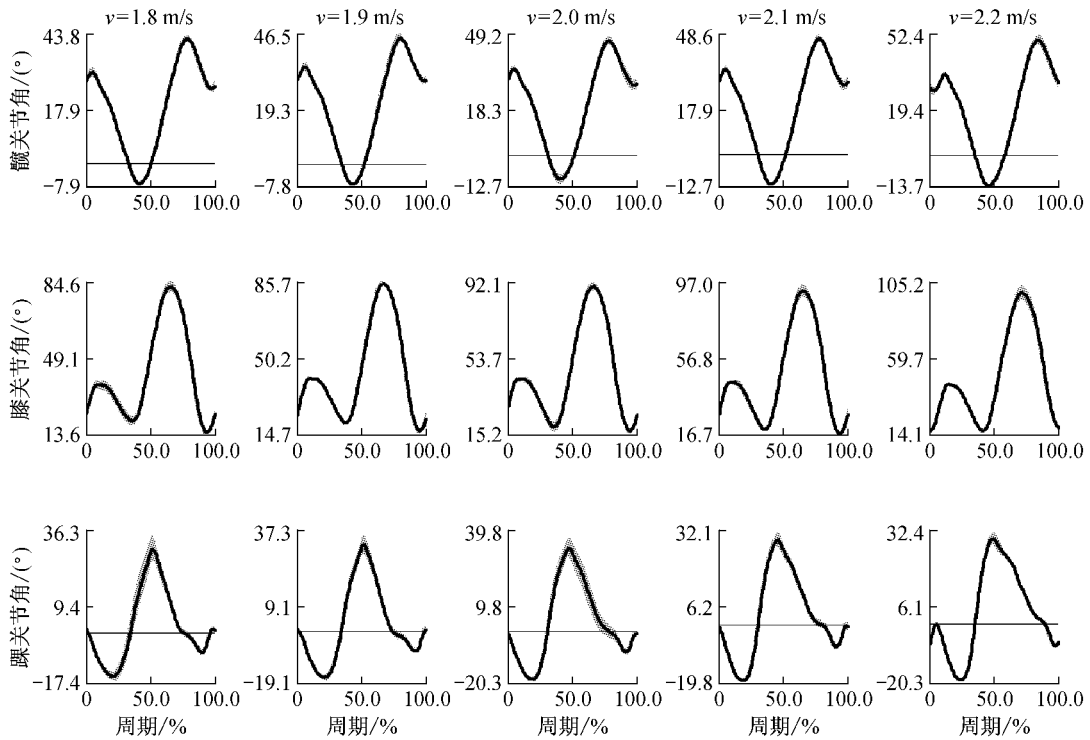


图3 不同速度下矢状面上髋、膝和踝关节角变化曲线
Fig.3 Curve of hip, knee and ankle joint angle in the sagittal plane at different speeds

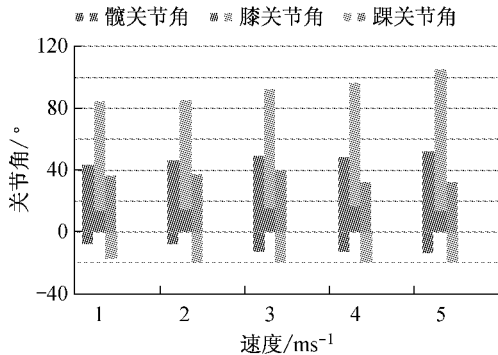


图4 不同速度下矢状面上髋、膝和踝关节角变化范围
Fig.4 The range of hip, knee and ankle joint angle in the sagittal plane at different speeds

头激活度在速度为 2.1 m/s 达到最大值 0.75, 在 1.8 m/s 达到最小值 0.22; 股内侧肌激活度在速度为 2.2 m/s 达到最大值 0.51, 在 1.8 m/s 达到最小值 0.37; 股直肌激活度在速度为 2.0 m/s 达到最大值 0.21, 在 2.2 m/s 达到最小值 0.12; 股外侧肌激活度在速度为 2.2 m/s 达到最大值 0.78, 在 2.1 m/s 达到最小值 0.51; 股二头肌激活度在速度为 2.1 m/s

达到最大值 0.78, 在 2.0 m/s 达到最大值 0.62; 半膜半腱肌激活度在速度为 1.8 m/s 达到最大值 0.80, 在 1.9 m/s 达到最小值 0.70; 腓肠肌内侧头激活度在速度为 2.1 m/s 达到最大值 0.89, 在 1.8 m/s 达到最小值 0.48; 胫骨前肌激活度在速度为 1.8 m/s 达到最大值 0.62, 在 2.1 m/s 达到最小值 0.51。

采用打分方法, 用 0、1、2、3、4 共 5 个数字分别从小到大、从弱到强表示关节角度大小和肌肉激活度大小, 从而可获得 5 种不同速度下, 髋、膝及踝矢状面最大关节角和 8 块主要肌肉的最大激活度之间的关系(见表 2)。

依据图 3 和图 5 获得的一个步态周期内, 5 个阶段下, 髋、膝及踝矢状面关节角和 8 根主要肌肉的激活度之间的关系如表 3 所示。

3 结语

本文通过对 15 例研究对象不同慢跑速度下运动信号及肌电信号的测量及计算分析, 获得了在不同慢跑速度下髋、膝及踝关节矢状面的关节角度变化的均值。然后从测量数据中寻找出一个最接近这

个均值曲线的研究对象,从而对其进行更深入的分析。分析表明,髌、膝及踝关节在一个步态周期内矢

状面上关节角度的变化范围并不是随人体慢跑速度的变化而单调变化;8块肌肉的最大激活度并不是

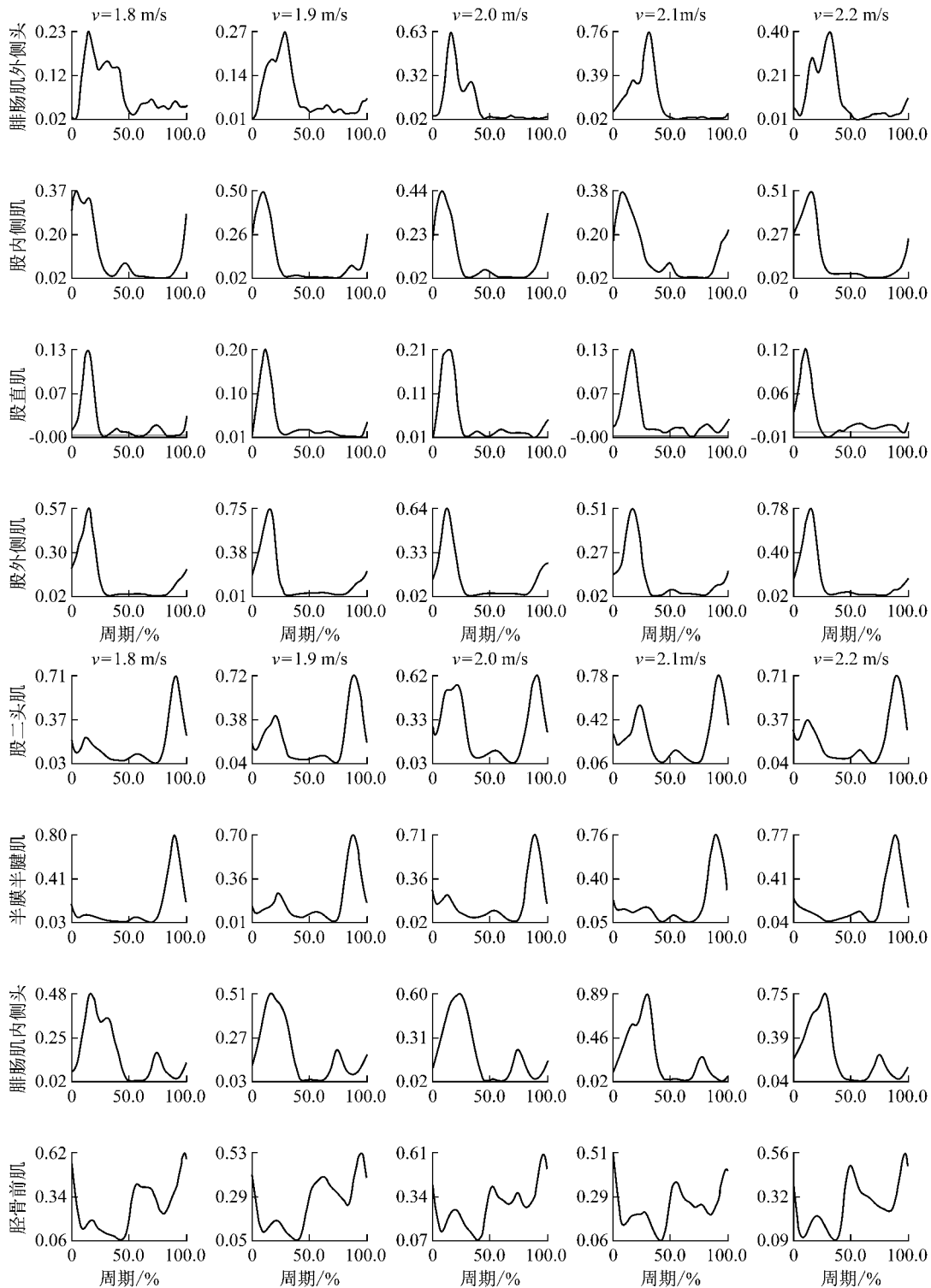


图5 不同速度下8块肌肉激活度变化曲线
 Fig.5 Curve of 8 muscle activation values at different speeds

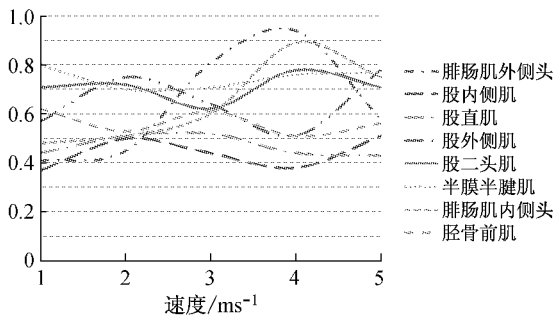


图6 不同速度下8块肌肉激活度最大值曲线
Fig.6 Curve of 8 maximum muscle activation values at different speeds

表2 速度、关节角和肌肉激活度之间的关系
Tab.2 The relationships between speed, joint angles and muscle activation value

		速度				
		1	2	3	4	5
关节角	髋关节	0	1	3	2	4
	膝关节	0	0	1	2	3
	踝关节	2	3	4	0	1
肌肉	腓肠肌外侧头	0	1	3	4	2
	股内侧肌	0	3	2	1	4
	股直肌	1	2	3	1	0
	股外侧肌	1	3	2	0	4
	股二头肌	1	2	0	3	1
	半膜半腱肌	4	0	1	2	3
	腓肠肌内侧头	0	1	2	4	3
	胫骨前肌	4	1	3	0	2

表3 慢跑周期、关节角和肌肉激活度之间的关系
Tab.3 The relationships between gait cycle, joint angles and muscle activation value

		周期/%				
		0	25	50	75	100
关节角	髋关节	3	2	0	4	3
	膝关节	0	1	0	4	0
	踝关节	2	0	4	2	2
肌肉	腓肠肌外侧头	0	4	0	0	0
	股内侧肌	4	0	0	0	4
	股直肌	4	0	0	0	4
	股外侧肌	4	0	0	0	4
	股二头肌	4	2	0	0	4
	半膜半腱肌	4	0	0	0	4
	腓肠肌内侧头	0	4	0	2	0
	胫骨前肌	4	1	0	3	4

都随慢跑速度的增加而增大。在速度为2.0和2.2 m/s时,下肢总的关节变化角度值最大;在速度为2.2 m/s时,肌肉的总激活度最大;一个步态周期内,周期为75%时,下肢总的关节变化角度值最大;周期为0%和100%时,肌肉的总激活度最大。髋、膝及踝关节在一个步态周期内矢状面上关节角度的变化会引起相关肌肉激活度的变化,具体变化规律可根据表1和表2获得。

这些数据将为女性的健身健美运动提供帮助,而且还可以通过对关节角的分析,来调整步姿,从而使慢跑姿态更加完美。这些数据也将为康复医疗提供参考,如关节置换后的患者在进行康复训练的时候,应避免大屈曲运动,这就需要控制运动的速度。另外,长跑运动员在运动过程中(如马拉松比赛),可以通过调节关节角和运动速度减少某个关节的过度磨损,并转移不同肌肉发力,从而减少肌肉损伤。

参考文献:

- [1] Arampatzis A, Brüggemann G, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running [J]. Journal of Biomechanics, 1999, 32 (12), 1349-1353.
- [2] Young W, James R, Montgomery I. Is muscle power related to running speed with changes of direction? [J]. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2002, 42 (3), 282.
- [3] Arenose R, Noakes T, Azevedo L, et al. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method [J]. Medicine & Science in Sports & Exercise, 2004, 36 (2), 272.
- [4] 唐刚, 魏高峰, 聂文忠, 等. 人体下肢关节坐标系的一种简单定义方法[J]. 北京生物医学工程, 2009, 28(6), 606-609.
- [5] Schmidt R, Disselhorst-Klug C, Silny J, et al. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions [J]. Journal of Biomechanics, 1999, 32(6), 615-621.
- [6] Heintz S, Gutierrez-Farewik E. Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach [J]. Gait & posture, 2007, 26(2), 279-288.
- [7] Pennestri E, Stefanelli R, Valentini P, et al. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb [J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40 (6), 1350-1361.