

# 基于 ActiGraph GT3X 监测网球运动 能量消耗的研究

袁 川, 陈庆果

(四川师范大学 体育学院, 成都 610101)

**摘要:**目的:应用 ActiGraph GT3X 对网球运动等非周期性运动能量消耗进行测评,建立适合网球运动能耗预测的回归方程,从而丰富 ActiGraph 测量体系。方法:以 K4b<sup>2</sup> 测量值作为校标,分别在拍柄、持拍手手腕外侧、腰部髂肌外侧、大腿中央前侧和脚踝外侧(持拍手同一侧肢体)各佩戴一个加速度计(ActiGraph GT3X),同步对网球运动中不同球速下(30 km/h、60 km/h)的原地正、反手击球,侧向移动正、反手击球,向前移动正、反手击球,侧向移动正反手交替击球和模拟自由单打的运动过程进行监测。结果:腰部、大腿和踝关节部位 GT3X 的 EE 和 MET 预测值存在明显低估,与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性较低;手腕和拍柄部位 GT3X 的 EE 和 MET 预测值存在明显高估,与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性较低;研究建立了 2 个网球运动能耗预测回归方程,经检验其预测值与实测值没有显著性差异。结论:运用 ActiGraph GT3X 对网球等隔网对抗运动项目进行监测存在显著误差,EE 和 MET 的预测存在明显高估或低估的现象;基于 ActiGraph GT3X 所建立的能耗预测方程能对网球运动进行有效的运动监测。

**关键词:** ActiGraph GT3X; 网球; 能量消耗; K4b<sup>2</sup>; 回归方程

**中图分类号:** G845

**文献标志码:** A

**文章编号:** 1008-3596 (2017) 04-0083-09

随着近年来我国慢性疾病患病率急剧增长,越来越多的人认识到了体力活动对预防和治疗诸多慢性疾病(如冠心病、肥胖等)的重要性<sup>[1-2]</sup>。网球运动具有健身功能、娱乐功能、教育功能和商业功能等,且作为世界第二大球类运动深受广大体力活动参与者的喜爱<sup>[3-5]</sup>。因而准确简便地对网球运动进行监测和干预对体力活动的开展和运动健身具有重要意义。目前国内对体力活动测量的方法主要有:双标水法(doubly labeled water)、运动传感器(motion sensors)、间接热量测定法(indirect calorimetry)、心率表(heart rate monitors)、体力活动问卷(physical activity question-

naires)等。这些方法各有其优点与不足,其中间接测热法被视为精确且常用的测量方法<sup>[6]</sup>,并且作为各种测量的金标准<sup>[7-9]</sup>,但其操作较为复杂,仪器设备昂贵,不适合大样本量研究;加速度传感器由于使用方便、轻巧、价格相对廉价、对体力活动监测性效率较高而被广泛用于体力活动能量消耗的监测<sup>[10-11]</sup>。但是不同型号加速度计的评估结果具有差异性<sup>[12]</sup>,而且其测量结果也会因不同的佩戴位置和佩戴方法而存在差异<sup>[13]</sup>,基于不同活动方式建立的能耗评估方程对其他类型的体力活动的评估会出现高估或低估的现象<sup>[14-16]</sup>。网球运动是一种运动轨迹无规律,多急停急起、转身、侧向移

收稿日期: 2017-04-15

基金项目: 四川省科技厅项目“城市青少年体力活动建成环境测量关键技术研究”(2015ZR0214)

作者简介: 袁 川 (1993-), 男, 湖南株洲人, 硕士, 研究方向为体力活动测量与评价。

通讯作者: 陈庆果 (1981-), 男, 四川泸州人, 副教授, 博士, 研究方向为体力活动与建成环境。

动、前后移动,以大幅度挥臂动作完成击球为主的运动。国内对加速度计评估周期性运动,如慢走、慢跑等运动能量消耗研究较多<sup>[17-18]</sup>,但使用加速度计对诸如网球类非周期性运动的研究较少。

为了提高对网球运动能量消耗评估的准确性,本研究以间接测热法为校标,验证 ActiGraph GT3X 对网球运动能量消耗评估的效度,并利用加速度计数值建立适合网球运动能耗预测的回归方程。为评估网球运动能量消耗、从事网球运动健身和运动训练以及合理使用加速度传感器提供理论支撑。

表1 受试者基本信息一览表

组别	性别	人数	年龄	体重/kg	身高/cm	BMI
实验组	男	13	21.5±1.5	68.5±6.8	175.5±4.9	20.9±5.3
	女	8	21.6±1.9	57.2±5.5	165.6±4.8	22.8±1.0
验证组	男	5	22.1±1.0	71.5±4.8	173.5±2.8	19.7±4.3
	女	3	21.3±1.2	53.2±6.5	166.4±5.4	21.1±1.2

## 1.2 研究方法

### 1.2.1 实验仪器与设备

本研究在正式测试之前采用身高体重仪(HK-6000)对受试者身高、体重进行测量。正式测试时让每个受试者分别在拍柄、持拍手手腕外侧、腰部髂肌外侧、大腿中央前侧和脚踝外侧(持拍手同一侧肢体)各佩戴一个加速度计(ActiGraph GT3X),同时佩戴便携式气体代谢分析仪(cosmed K4b<sup>2</sup>,以下简称K4b<sup>2</sup>),对其能量消耗进行监测。在实验测试前严格按照使用说明对K4b<sup>2</sup>进行预热和校检,对加速度计基本信息(受试者身高、体重、年龄和测试时间等,其采样频率为30 Hz)进行设定,并与K4b<sup>2</sup>时间进行同步处理;被试和测试员严格按照使用说明进行佩戴和运动过程监测。测试过程中网球落点、运行轨迹、球速采用斯波尔斯 ss-8000 网球发球机进行控制。测试所用网球均为 Teloon Rising 球。

### 1.2.2 测试方案与内容

如图1所示,A1、B1为原地正手、反手击球;A2、A3为向前、侧向移动正手击球,B2、B3为向前、侧向移动反手击球,受试者根据预定的来球落点向前或向侧移动2—3 m完成击球;C1为侧向移动正反手交替击球,受试者在

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

本研究选取年龄在18—26岁且有网球运动基础(专业网球训练或学习一年及以上)的健康运动者作为受试者,其中,实验组女性8名,男性13名;验证组女性3名,男性5名(表1)。研究方案经受试者同意在知情同意书上签字,在测试正式开始前对受试者进行培训,使其了解整个测试的注意事项和流程,对其身体状况进行评估,要求无运动禁忌,生理、心理无异常。

不同来球方向之间(跑动距离为4—6 m)来回移动完成击球,所有反手击球都采用双手反手技术。每个方案分别在低球速(30 m/h)和高球速(60 km/h)各进行2 min测试(A2、B2只在低球速进行一次测试),每个测试间隔1 min,所有测试完毕后模拟自由单打比赛2 min。能耗预测回归方程的检验:验证组采用8位受试者单打比赛10 min,用来模拟网球运动,与实验组一样同步佩戴 ActiGraph GT3X 和 K4b<sup>2</sup>。具体击球方式、击球位置、球落点,以及发球机摆放位置如图1所示,发球机调频12 s,其中底线O点作为受试者准备位置。

在进行测试前对受试者身高、体重进行测试并输入到电脑上K4b<sup>2</sup>和 ActiGraph GT3X 执行软件中,同时要求受试者在2 h前没有大量进食,身体和心理上无异常。本研究的全部运动过程均在室内标准硬地网球场进行。

### 1.2.3 数据分析

ActiGraph GT3X 在测量完毕后通过电脑的 Actilife6.1.4 软件以 10 s 为单位下载,并通过自带的计算公式计算出能量消耗值(下文统一用 EE 表示, Freedson VM3 Combination 2011)和梅脱值(下文统一用 METs 表示, Crouter Adult 2010),同时导出 counts 值至 Excel2007。

K4b<sup>2</sup> 的测量数据通过无线遥控装置传输到电脑上 cosmed K4b<sup>2</sup> 软件中, 以 10 s 为单位导出至 Excel2007 当中, 并对每个运动阶段数据进行筛选, 选取第 30 s 到 90 s 的数据作为统计数据; 所得 GT3X 和 K4b<sup>2</sup> 数据通过 SPSS22.0 统计软件进行统计分析, 包括对 K4b<sup>2</sup> 和 GT3X 的 EE、MET 值均数统计, 对 K4b<sup>2</sup> 测量值和 GT3X 预测值进行配对 T 检验, 并用 Bland-Altman Plot 统计方法验证其差异性 or 一致性, 对 GT3X 的 count 值和 K4b<sup>2</sup> 的 EE、MET 测量值进行 Pearson 相关分析。回归模型建立采用经典逐步线性回归, 同时采用配对 T 检验、Pearson 相关分析和 Bland-Altman Plot 分析对所建回归方程有效性进行验证。

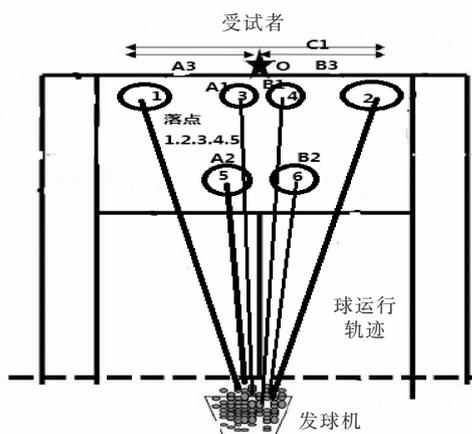


图 1 运动方案图<sup>[19]</sup>

## 2 研究结果

### 2.1 不同佩戴部位 ActiGraph GT3X 的 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值的比较

本研究分别在低球速 (30 km/h)、高球速

(60 km/h) 及模拟自由单打情况下对不同击球方式进行测试。研究表明, 各阶段综合和自由单打的 K4b<sup>2</sup> 实测 MET 值平均为 9.3 和 9.6, 两者并没有明显差异; 而不同部位 GT3X 的 MET 预测值之间存在明显差异 (表 2), 其中腰部、大腿和踝关节三个部位在两个模式下的预测值均明显低于手腕和拍柄部位的预测值, 小于实测值; 而手腕和拍柄的预测值则明显大于实测值。配对 T 检验结果表明 (表 3), 不同部位 GT3X 在各阶段和自由单打模式下 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值之间均存在非常显著性差异 ( $P < 0.01$ )。

表 2 GT3X 的 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 的 MET 测量值一览表 ( $\bar{x} \pm s$ )

GT3X 佩戴部位	自由单打		各阶段综合	
	GT3X	K4b <sup>2</sup>	GT3X	K4b <sup>2</sup>
腰部	6.5 ± 1.2		6.2 ± 1.4	
大腿	6.8 ± 1.3		6.3 ± 1.4	
踝关节	8.4 ± 1.1	9.6 ± 1.3	8.5 ± 1.4	9.3 ± 1.4
手腕	13.7 ± 3.2		14.7 ± 5.8	
拍柄	27.6 ± 11.7		28.9 ± 16.1	

表 3 GT3X 的 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 的 MET 测量值配对 T 检验分析结果一览表

GT3X 佩戴部位	各阶段综合		自由单打	
	T	P	T	P
腰部	16.1	0.00	55.5	0.00
大腿	13.6	0.00	53.2	0.00
踝关节	11.8	0.00	47.8	0.00
手腕	-6.2	0.00	-21.5	0.00
拍柄	-2.9	0.00	-22.5	0.00

注:  $P < 0.05$  表示具有显著性差异,  $P < 0.01$  表示非常显著性差异。下表同。

其中踝关节 MET 预测的误差程度明显低于其他部位, 同时拍柄和手腕 (高估) 误差程度明显大于腰部、大腿和踝关节 (低估); 腰部、大腿和踝关节预测值之间差异性较小, 而手腕和拍柄预测值之间差异性较大, 拍柄预测值明显比手腕预测值高估程度更大 (表 2)。

### 2.2 不同佩戴部位 ActiGraph GT3X 的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值的比较

统计分析表明, 自由单打和各阶段综合的 K4b<sup>2</sup> 实测 EE 值平均为 10.8 kcal/min 和 10.6

kcal/min, 两者并没有明显差异; 而不同部位 GT3X 的 EE 预测值之间存在明显差异 (表 4)。其中腰部、大腿和踝关节在两个模式下的预测值明显低于手腕和拍柄部位的预测值, 且小于实测值; 而手腕和拍柄两个部位预测值则明显大于实测值。配对 T 检验结果表明 (表 5), 不同佩戴部位 GT3X 在各阶段和自由单打模式下的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值之间均存在非常显著性差异 ( $P < 0.01$ )。

其中踝关节在 EE 预测上误差程度明显低于其他部位, 同时拍柄和手腕 (高估) 误差程度明显大于腰部、大腿和踝关节 (低估); 腰部、大腿和踝关节预测值之间差异性较小, 而手腕和拍柄预测值之间差异性较大, 拍柄预测值明显比手腕预测值高估程度更大 (表 4)。

表 4 GT3X 的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 的 EE 实测值一览表 ( $\bar{x} \pm s$ ) kcal/min

GT3X 佩戴部位	自由单打		各阶段综合	
	GT3X	K4b <sup>2</sup>	GT3X	K4b <sup>2</sup>
腰部	7.1 ± 2.0		6.9 ± 1.7	
大腿	7.3 ± 1.5		7.8 ± 1.6	
踝关节	8.2 ± 1.4	10.8 ± 1.8	8.6 ± 1.3	10.6 ± 1.7
手腕	23.8 ± 7.6		21.4 ± 6.8	
拍柄	32.9 ± 8.8		28.5 ± 7.9	

表 5 GT3X 的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 的测量值配对 T 检验分析结果一览表

GT3X 佩戴部位	各阶段综合		自由单打	
	T	P	T	P
腰部	16.5	0.00	60.3	0.00
大腿	10.3	0.00	44.1	0.00
踝关节	3.7	0.00	-5.9	0.00
手腕	-21.1	0.00	-69.3	0.00
拍柄	-29.1	0.00	-99.2	0.00

### 2.3 不同佩戴部位 ActiGraph GT3X 的 EE、MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性分析

通过 Bland-Altman Plot 统计方法对不同佩戴部位 GT3X 的 EE、MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值的一致性作进一步比较, 以 K4b<sup>2</sup> 与 GT3X 和平均值为横坐标, K4b<sup>2</sup> 与 GT3X 差值为纵坐标, 其中散点落在置信区间内越接近 0 差值均数线的, 其一致性越好。

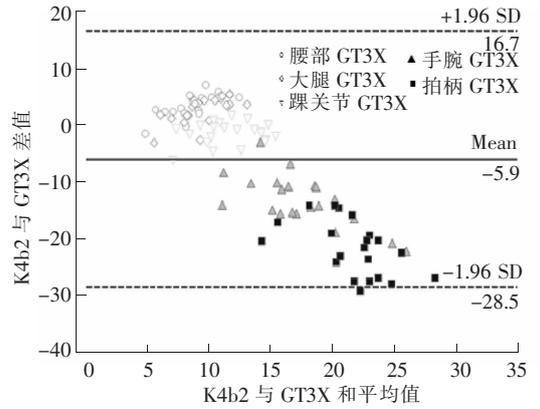


图 2 自由单打各部位 GT3X 的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性散点图

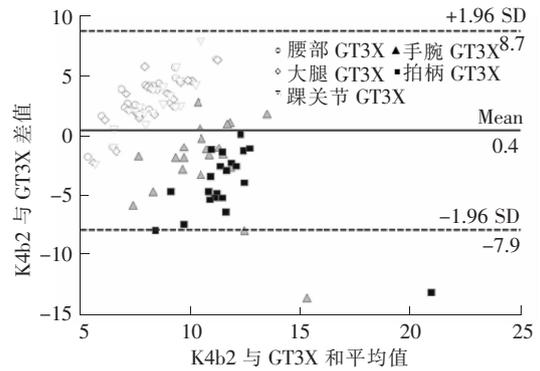


图 3 自由单打各部位 GT3X 的 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性散点图

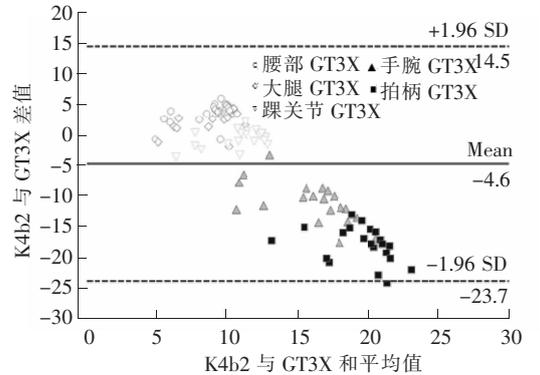


图 4 各阶段各部位 GT3X 的 EE 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性散点图

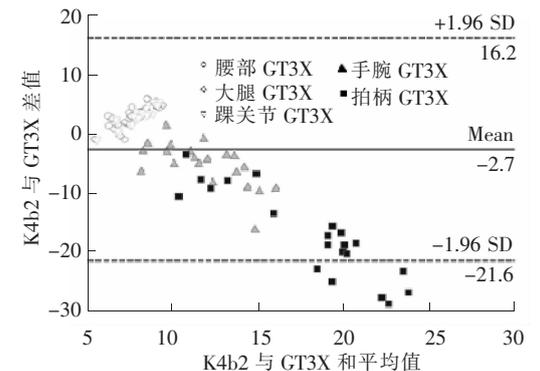


图 5 各阶段各部位 GT3X 的 MET 预测值与 K4b<sup>2</sup> 测量值一致性散点图

研究结果表明, 无论是在自由单打还是综合运动模式下, 腰部、踝关节和大腿部位 GT3X 的 EE、MET 预测值散点在 95% 的置信区间内明显落在 0 值的上方区域, 说明其与 K4b<sup>2</sup> 一致性较低, 三者都存在明显的低估; 拍柄、手腕部位 GT3X 的 EE、MET 预测值散点在 95% 的置信区间内明显落在 0 值的下方区域, 而且明显比上方区域更远, 说明其与 K4b<sup>2</sup> 一致性较低, 二者都存在明显的高估, 且拍柄预测值高估程度更高; 同时拍柄和手腕预测值误差程度明显大于腰部、踝关节和大腿部位预测值的误差程度 (图 2—图 5, 其中图 2、图 3 是自由单打 EE、MET 分析结果, 图 4、图 5 是综合运动 EE、MET 分析结果)。

### 2.4 ActiGraph GT3X count 值与 K4b<sup>2</sup> 测量值的相关性

有研究表明, 适合佩戴加速度计的部位是腰部<sup>[20-21]</sup>, 但是本研究结果 (表 6) 表明, 腰部、大腿和踝关节 GT3X VM 项量轴 counts 值与 K4b<sup>2</sup> 测量值 Pearson 相关系数明显高于手腕和拍柄部位, 相关系数在 0.4 到 0.7 左右, 其中以踝关节相关系数最高, 呈中度相关, 而手腕 GT3X 和拍柄 GT3X 相关系数不到 0.3。

表 6 不同部位 GT3X VM 轴 count 值与 K4b<sup>2</sup> 测量值 Pearson 相关分析一览表

GT3X 佩戴部位	相关	自由单打		各阶段综合	
		EE	MET	EE	MET
腰部	R	0.56**	0.51**	0.51**	0.47**
	P	0.00	0.00	0.00	0.00
大腿	R	0.41**	0.49**	0.46**	0.39**
	P	0.00	0.00	0.00	0.00
踝关节	R	0.71**	0.69**	0.73**	0.71**
	P	0.00	0.00	0.00	0.00
手腕	R	0.22*	0.27**	0.27**	0.34*
	P	0.01	0.00	0.00	0.01
拍柄	R	0.27**	0.28**	0.29**	0.24**
	P	0.00	0.00	0.00	0.00

注: \*\*/\* 表示 Pearson 相关分析在 0.01/0.05 上具有非常显著性/显著性。

## 2.5 ActiGraph GT3X 能耗方程回归模型

### 2.5.1 回归模型变量的选择及模型建立

研究试图通过加速度计 count 值、BMI 指数和年龄等变量建立适用于评估网球运动的能耗预

测方程。

通过因子分析对相关变量进行筛选, 结果从元件矩阵中选取了踝关节和腰部 GT3X VM 轴 counts 值、BMI、年龄、性别作为变量主要成分, 同时结合本研究 2.4 的研究结果, 采用分层回归的方法建立能耗预测回归模型。研究依次选取踝关节 GT3X VM 轴 counts 值、腰部 GT3X VM 轴 counts 值、性别、BMI、年龄进入方程, 分别建立了 EE 预测能耗回归方程 1, 调整后 R<sup>2</sup> 为 0.719; MET 预测回归方程 2, 调整后 R<sup>2</sup> 为 0.690 (表 7), 所建方程 1、方程 2 均为有效方程。

表 8 显示了构建方程模型过程中分层纳入变量时 R<sup>2</sup> 变化情况, 方程 1 中所选变量在纳入过程中其 R<sup>2</sup> 变化均具有显著性差异, 故全部作为变量进入最终回归方程; 而方程 2 中在年龄变量纳入时其 R<sup>2</sup> 没有显著性差异, 故不纳入最终回归方程。研究结果表明, 采用多个加速度计建立的联合回归模型能有效提高利用单个加速度计所建模型的 R<sup>2</sup>。

表 7 EE 能耗、MET 预测回归模型

方程	方程模型	调整后 R <sup>2</sup>	SEE
1	EE = 0.002 * VM 踝 + 0.001 * VM 腰 - 4.027 * 性别 - 0.108 * BMI - 0.1 * 年龄 + 16.016	0.719	0.681
	MET = 0.001 * VM 踝 + 0.001 * VM 腰 - 3.286 * 性别 - 0.656 * BMI + 23.955		
2	MET = 0.001 * VM 踝 + 0.001 * VM 腰 - 3.286 * 性别 - 0.656 * BMI + 23.955	0.690	0.793

注: VM (counts/min), 性别 (1 = 男, 2 = 女), EE (kcal/min)。

表 8 回归模型构建过程 R<sup>2</sup> 变化值一览表

变量	方程 1			方程 2		
	R <sup>2</sup>	变化 R <sup>2</sup>	显著性	R <sup>2</sup>	变化 R <sup>2</sup>	显著性
踝关节 VM	0.532	0.532	0.00	0.476	0.467	0.00
腰部 VM	0.618	0.086	0.00	0.549	0.073	0.00
性别	0.685	0.067	0.00	0.645	0.096	0.00
BMI	0.711	0.026	0.00	0.697	0.052	0.00
年龄	0.735	0.024	0.00	0.697	0.00	0.116

### 2.5.2 回归模型的检验

研究通过 10 min 的模拟网球自由单打比赛对所建立的能耗预测回归模型的有效性进行验证。该阶段测试结果表明, 所建立方程 1 和方程 2 预测值与实测值之间没有显著性差异, 且与实

测值相关性较高(表9),因此能有效地对网球运动能量消耗进行预测。同时对方程1、方程2预测值和实测值的 *Bland-Altman Plot* 分析显示(图6),各散点均落在  $\pm SD$  之间,进一步证明其具有良好的预测能力。

表9 本研究能耗预测方程验证结果一览表

方程	相关性 R	配对 T 检验(P)
1	0.82	0.13
2	0.79	0.09

注:  $P > 0.05$  表示不具备显著性差异。

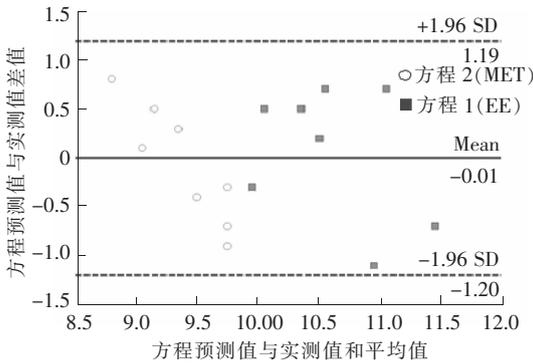


图6 研究所建方程预测值与实测值  
Bland-Altman Plot 散点图

### 3 讨论与分析

IC 法被广泛应用于安静和运动过程中的能量代谢测定,并被众多研究证明是可靠的<sup>[7-9]</sup>,因此被选为本研究的校标。比较了 GT3X 在不同佩戴部位测量网球运动的效度,同时确定适合预测网球运动能量消耗的回归方程。目前国内外利用加速度计对走、跑、日常生活的相关研究日渐成熟<sup>[18,22-23]</sup>,但对诸如网球等隔网对抗的非周期性运动的研究较少。为了充分反映网球的运动特点,本研究设置了13个运动阶段(低球速/高球速原地正手、反手击球,低球速/高球速侧向移动正手、反手击球,低球速向前移动正手、反手击球,低球速/高球速侧向移动正反手交替击球,自由单打)。同时,有研究发现在不同佩戴部位、加速度计佩戴个数也是影响测量准确性的重要因素<sup>[24-25]</sup>,因此由于网球运动的特殊性,本研究分别在同侧肢体的拍柄、持拍手手腕外侧、腰部髂肌外侧、大腿中央前侧和脚踝外侧各佩戴一个加速度计,并采用了目前国内外常用且比较准确的配对 T 检验和 Bland-Altman Plot 统

计方法对变量进行分析<sup>[26-28]</sup>。

#### 3.1 加速度计对能耗的预测

尽管众多研究证明加速度计在评估体力活动中具有较好的信效度<sup>[29-30]</sup>,但国内在运用加速度计监测体力活动时发现存在明显误差<sup>[10,16]</sup>。本研究结果也显示,五个加速度计对测量网球运动 EE 能量消耗和 MET 值时存在明显高估或低估现象,其中腰部、大腿和踝关节 GT3X 的 EE、MET 预测值明显低估,而手腕和拍柄部位明显高估,且高估程度远远大于低估程度。本研究采用加速度计自带的计算方程计算出 EE (Freedson VM3 Combination 2011) 和 METs 值 (Crouter Adult 2010),其能耗方程建立的人口的人体生理学基础与我国人口情况具有显著性差异<sup>[31]</sup>,而且 ActiGraph 公司推荐的能耗方程建立的基础大多都是跑台上走、跑等周期性较强的运动形式,然而现实运动种类多样,规律性难以把握,从而在体力活动监测过程中存在一系列误差现象。同时,网球运动既有脚步的大范围无规律移动,又有大幅度的上臂运动,本研究结果也表明了该方程在能耗预测上存在的局限性;因此简单运用加速度计来监测网球运动是行不通的,需要作进一步的研究,如一些研究根据不同的运动特点和适应条件建立能耗方程<sup>[32-33]</sup>。

有研究表明,无规律的生活活动,其运动信号在多个方向上的无规律震动使得加速度计对信号的识别变异性大,不易准确捕捉其原始真实信号<sup>[34]</sup>,网球运动与之类似,其运动方式复杂多样,导致加速度计对于其震动信号的捕捉存在较大的变异性。在使用 GT3X 对腰部、大腿、踝关节进行监测时忽略了上臂的活动,测量结果失真,同时网球运动在击球瞬间以肩的扭转带动上臂的挥动,这是其能量消耗的主要来源,也是本研究中腰部、大腿、踝关节 GT3X 低估能耗的重要原因。然而在上肢佩戴的 GT3X,其测量结果仍然存在较大误差,可能与运动过程中震动频率过大有关,但具体原因还有待深入研究。与此同时,研究在算法的选择上沿用的是 ActiGraph 公司推荐的能耗方程 EE (Freedson VM3 Combination 2011) 和 METs 值 (Crouter Adult 2010),而其他方程在同样条件下的测量结果也待后续研究。

#### 3.2 加速度计能耗预测方程

本研究结果表明,在不同强度或不同活动类

型情况下,加速度计 counts 值计数与实测 EE 和 MET 值相关性存在明显差异,对较大强度敏感度更高,而对较低强度敏感度较低,说明 GT3X 效率受运动强度影响,这与一些研究结果类似:小强度和剧烈强度下加速度计测量效率度较低<sup>[35]</sup>。由于挥拍过程较快,手腕和拍柄部位震动剧烈,加速度计本身承受了快速挥拍和击球瞬间所带来的高频率震动,因而影响了加速度计对信号的记录,这应该是研究结果中手腕和拍柄部位 GT3X 运动监测过程中出现较大误差的原因之一。根据网球运动的特点,多急停急起,在运动停滞的短暂阶段,加速度计的信号捕捉是空白的,即 counts 值没有记录,该阶段能量消耗值缺失,实际运动过程中尽管在停滞阶段没有身体活动,但由于运动后一段时间内机体仍然处于较高代谢水平而出现过量氧耗<sup>[36]</sup>,此时 K4b<sup>2</sup> 仍然持续对机体能量消耗进行测量,这应该是 ActiGraph GT3X 对网球运动能量消耗评估效率度较低的原因之一。

研究以 VM 轴 counts 值、性别、年龄、BMI 等为变量进行逐步回归分析,建立了两个能耗预测回归方程,通过检验表明两个方程均能对网球运动进行有效的能耗预测,方程 R<sup>2</sup> 能到达 0.7 左右,且配对 T 检验以及 Bland-Altman Plot 分析结果均表明该方程具有较好的预测能力。网球为非周期性运动,一般能耗方程在使用时存在明显误差,本研究在原有方程建立的基础上通过增加加速度计的佩戴个数来建立联合方程,以弥补非周期性运动监测的不足。同时该方程是通过加速度活动计数等个人生理指标来进行能耗预测,VM 轴 counts 值作为 X、Y、Z 三轴合成轴,相比单轴或两轴能更好地反映网球运动的特点,真实记录其活动计数,这也是最终建立的能耗方程能有效预测网球运动能量消耗的原因之一。然而本研究所建立的方程是否对其他非周期性运动,如羽毛球、篮球等同样具备有效性还有待进一步验证。

利用加速度计对体力活动进行运动监测,其准确性不仅与运动类型和仪器本身性能有关,还与其能耗预测方程有关。加速度计的原理是利用其内置传感器所收集的某方向的加速度计数(counts 值),通过一定的预测方程计算出其能量消耗或 MET 值,而且现有关于加速度计评估

体力活动的研究结果基本不能对所有运动都进行有效的评估<sup>[37-38]</sup>。因此,在未来运用更先进的研究方法或数学模型来完善加速度计有关的运动过程监测是非常有必要的。

#### 4 研究结论

运用 ActiGraph GT3X 对网球等隔网对抗非周期性运动进行监测存在显著误差,能量消耗(EE)和 MET 的预测存在明显高估或低估现象,其中腰部、大腿和踝关节 GT3X 的 EE 和 MET 预测值明显低估,手腕和拍柄两部位则明显高估。基于 ActiGraph GT3X 所建立的能耗预测方程 1、方程 2 能对网球运动进行有效的运动监测。

#### 参考文献:

- [1] JAKICIC J M, OTTO A D. Physical activity considerations for the treatment and prevention of obesity[J]. The American journal of clinical nutrition, 2005, 82(1): 226S-229S.
- [2] 中华人民共和国卫生部. 2010 中国卫生统计年鉴[M]. 北京:中国协和医科大学出版社,2010.
- [3] 陶志翔. 网球运动教程[M]. 北京:北京体育大学出版社,2007:1-21.
- [4] 薛岚,董大肆. 论球类运动的文化属性[J]. 体育科学,2006,26(12):20-25.
- [5] 余文娟. 从文化的角度探讨中外网球运动[D]. 北京:北京体育大学,2012.
- [6] MANLEY A F. Physical activity and health: a report of the Surgeon General[M]. Darby: DIANE Publishing, 1996.
- [7] 戴剑松,孙颀. 体力活动测量方法综述[J]. 体育科学,2006,25(9):69-75.
- [8] DUFFIELD R, DAWSON B, PINNINGTON H C, et al. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b 2 portable gas analysis system[J]. Journal of Science and Medicine in Sport, 2004, 7(1):11-22.
- [9] 汤强,王香生,盛蕾. 体力活动测量方法研究进展[J]. 体育与科学,2008,29(6):79-86.
- [10] 王军利,张冰,贾丽雅,等. Actigraph(GT3X)加速度计测量我国 19—29 岁人群身体活动能耗的效率研究[J]. 体育科学,2012,32(12):71-77.
- [11] 汤强,盛蕾,朱卫红. 体力活动研究中加速度计的应用[J]. 体育科学,2009,29(1):77-84.
- [12] WELK G J, MCCLAIN J J, EISENMANN J C, et al. Field validation of the MTI Actigraph and BodyMedia armband monitor using the IDEEA

- monitor[J]. *Obesity*, 2007, 15(4): 918-928.
- [13] 陆姣姣, 邱俊. 加速度计在能量消耗预测中的应用研究综述[J]. *南京体育学院学报:自然科学版*, 2014, 13(4): 24-29.
- [14] LE-MASURIER G C, TUDOR-LOCKE C. Comparison of pedometer and accelerometer accuracy under controlled conditions[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2003, 35(5): 867-871.
- [15] JIMMY G, SEILER R, MAEDER U. Development and validation of energy expenditure prediction models based on GT3X accelerometer data in 5-to 9-year-old children[J]. *J Phys Act Health*, 2013, 10(7): 1057-1067.
- [16] 王欢, 王馨塘, 佟海青, 等. 三种加速度计测量多种身体活动的效度比较[J]. *体育科学*, 2014, 34(5): 45-50.
- [17] 王欢. 步行能量消耗特征的研究与应用[D]上海: 上海体育学院, 2013.
- [18] 向剑锋, 李之俊. 应用 Actigraph 三轴加速度传感器矢量计数监测日常体力活动的研究[J]. *体育科学*, 2013, 33(11): 75-83.
- [19] 袁川, 陈恩格, 范江江. 网球运动不同击球技术摄氧量和心率反应研究[J]. *河北体育学院学报*, 2016, 30(4): 83-88.
- [20] 赵壮壮, 陈培友, 邱悦雯. LivePod LP2 检测人体运动中能量消耗水平的信、效度检验[J]. *体育科学*, 2012, 32(1): 48-53.
- [21] TROST S G, MCLVER K L, PATE R R. Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research[J]. *Medicine and science in sports and exercise*, 2005, 37(11): S531-S543.
- [22] FREEDSON P, BOWELS H R, TROIANO R, et al. Assessment of physical activity using wearable monitors: recommendations for monitor calibration and use in the field[J]. *Medicine and science in sports and exercise*, 2012, 44(1 Suppl 1): S1-S4.
- [23] 张旭东, 周洋. 手机运动软件测量健身走、跑能量消耗准确性的研究[J]. *河北体育学院学报*, 2016, 30(5): 59-66.
- [24] 贺刚, 黄雅君, 王香生. 加速度计在儿童体力活动测量中的应用[J]. *体育科学*, 2011, 31(8): 72-75.
- [25] BOUTEN C V, SAUREN A A, VERDUIN M, et al. Effects of placement and orientation of body-fixed accelerometers on the assessment of energy expenditure during walking[J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1997, 35(1): 50-56.
- [26] 萨建, 刘桂芬. 定量测量结果的一致性评价及 Bland-Altman 法的应用[J]. *中国卫生统计*, 2011, 28(4): 409-411.
- [27] BLAND J M, ALTMAN D G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement[J]. *The lancet*, 1986, 327(8476): 307-310.
- [28] LUDBROOK J. Confidence in Altman-Bland plots: a critical review of the method of differences[J]. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 2010, 37(2): 143-149.
- [29] MCMAHON G C, BRYCHTA R J, CHEN K Y. Validation Of The Actigraph (GT3X) Inclinometer Function; 2045; Board # 174 June 3 8: 00 AM-9: 30 AM[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2010, 42(5): 489.
- [30] ROTHNEY M P, SCHAEHER E V, NEUMANN M M, et al. Validity of physical activity intensity predictions by ActiGraph, Actical, and RT3 accelerometers[J]. *Obesity*, 2008, 16(8): 1946-1952.
- [31] SASAKI J E, JOHN D, FREEDSON P S. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors [J]. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2011, 14(5): 411-416.
- [32] 向剑锋, 李之俊. 加速度传感器能耗预测模型的建立与验证[J]. *中国运动医学杂志*, 2013, 32(11): 961-965.
- [33] 孙泊, 刘宇, 庄涛, 等. 基于腰部加速度计的行走能耗建模实验研究[J]. *体育科学*, 2013, 33(4): 36-41.
- [34] SLOOTMAKER S M, PAW C A, SCHUIT A J, et al. Concurrent validity of the PAM accelerometer relative to the MTI Actigraph using oxygen consumption as a reference[J]. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 2009, 19(1): 36-43.
- [35] CROUTERS E, CLOEWS K G, BASSETT D R. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure[J]. *Journal of applied physiology*, 2006, 100(4): 1324-1331.
- [36] 王步标. *运动生理学*[M]. 北京: 高等教育出版社, 2012: 227-229.
- [37] HOWE C A, STAUDENMAYER J W, FREEDSON P S. Accelerometer prediction of energy expenditure: vector magnitude versus vertical axis [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(12): 2199-2206.
- [38] WELK G J, BLAIR S N, WOOD K, et al. A

comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors[J]. *Medicine and*

*science in sports and exercise*, 2000, 32(9 SUP-PI): S489-S497.

## Research on Monitoring Energy Consumption of Tennis Based on ActiGraph GT3X

YUAN Chuan, CHEN Qing-guo

(School of Physical Education, Sichuan Normal University, Chengdu 610101, China)

**Abstract:** *Objective:* To evaluate the energy consumption of tennis in non-periodic motion by ActiGraph GT3X, and to establish a regression equation suitable for predicting the energy consumption of tennis, which enriches the ActiGraph measurement system. *Methods:* Take K4b<sup>2</sup> measured value as a calibration, wear an accelerometer (ActiGraph GT3X) respectively on the racket handle, outside edge of the racket-holding wrist, iliac muscle lateral of waist, central front of thigh and ankle lateral (the same side of the racket-holding limbs). In synchronization, measurement of the forehand stroke and backhand stroke without movement, the forehand stroke and backhand stroke with side movement, the forehand stroke and backhand stroke with forward movements, the stroke alternate from forehand to backhand with side movement, and simulation play of free singles are all made. Each activity respectively is at low velocity (30 km/h) and high velocity (60 km/h) separately. *Results:* The predicted value of EE and MET from GT3X of waist, GT3X of thighs and GT3X of ankles have been obviously underestimated, and have low consistency with K4b<sup>2</sup>; The predicted value of EE and MET from GT3X of wrist and racket handle have respectively overestimated, and have low consistency with K4b<sup>2</sup>. The two regression equations for predicting the energy consumption of tennis established in this study show that there is no significant difference between the predicted value and the measured value. *Conclusion:* ActiGraph GT3X has a significant error in the monitoring of energy consumption for the net-separation antagonistic sports like tennis, and the prediction of EE and MET is obviously overestimated or underestimated. The established prediction equation for energy consumption based on ActiGraph GT3X can conduct effective sport monitoring for tennis.

**Key words:** ActiGraph GT3X; tennis; energy consumption; K4b<sup>2</sup>; regression equation