

三轴加速度计佩戴身体不同位置不同运动条件下能量消耗的变异性

解浩东¹, 尚尧², 欧阳一毅³, 罗炯^{1,4}<https://doi.org/10.12307/2023.512>

投稿日期: 2022-05-14

采用日期: 2022-07-09

修回日期: 2022-10-13

在线日期: 2022-11-05

中图分类号:

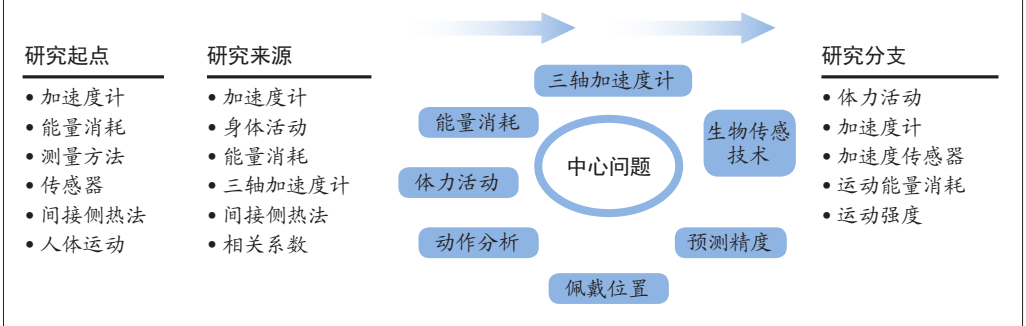
R459.9; R496; R318

文章编号:

2095-4344(2023)23-03707-07

文献标识码: B

文章快速阅读: 三轴加速度计佩戴身体不同位置不同运动条件下能量消耗的变异性



文题释义:

三轴加速计: 是一种用来捕捉人体动作的运动传感器, 通过固定在相应位置实现对人体冠状轴、矢状轴、垂直轴3个方向加速度的测量, 配套相应的软件程序及内建方程, 可实现数据可视化并推算身体活动量。

间接测热法: 测量身体活动量最准确的方法之一, 间接测热法以定比定律为基础, 通过测量机体气体交换参数, 即耗氧量和二氧化碳排出量, 然后根据呼吸商及氧热价计算机体一定时间内三大物质的氧化分解量, 进而计算机体产热量。此次研究中所使用的气体分析仪为间接测热法常用的工具之一。

摘要

背景: 三轴加速计是评估身体活动量常用的客观测量工具之一, 佩戴位置是影响其效度的关键因素, 探讨佩戴位置对于身体活动量评估的影响, 对实践应用具有重要意义。

目的: 探讨三轴加速度计ActiGraph wGT3X-BT佩戴于身体不同位置(手腕、腰、大腿、踝)且在不同运动条件下(4, 6, 8 km/h)测得能量消耗的变异性, 从而为正确配戴及科学使用wGT3X提供实践及理论参考。

方法: 15名健康男性大学生, 年龄(24.8±1.7)岁, 身高(174.1±4.8) cm, 体质量(69.5±8.6) kg, 体脂率(18.1±5.8)%, 自愿参与此项试验。受试者同时佩戴三轴加速度计wGT3X(手腕、腰、大腿、踝)及METALYZER-II肺功仪面罩, 在运动跑台上完成不同运动强度的走(4 km/h正常走、6 km/h快速走)、跑(8 km/h中速跑)运动, 以获取加速度计数、预估能耗、实测运动能耗等相关参数, 利用SPSS 19.0版本分析软件对获取的相关数据进行统计分析。

结果与结论: ①同一佩戴位置的加速度计在3种运动强度下所测得预估能耗及加速度计数均存在显著差异。当速度为4 km/h时, 手腕、腰部三轴加速度计略微低估运动能耗, 6 km/h和8 km/h时, 手腕处加速度计出现较为明显的低估现象, 腰部加速度计出现略微高估的现象; 而大腿处加速度计仅在4 km/h出现较小误差, 随后便出现明显高估的趋势; 踝关节位置加速度计在3种运动强度均明显高估运动能耗, 所测得能耗及加速度计数最高。②同一运动水平下, 仅腰部加速度计预估能耗与实测运动能耗达显著相关(中高度相关), 为4个佩戴位置中最高, 且Y轴(矢状轴)、Z轴(垂直轴)及综合向量与实测运动能耗之相关性均大于X轴(冠状轴), 相关性从大至小依次为综合向量 > Z轴 > Y轴 > X轴; 同时腰部加速度计对于实测运动能耗的解释能力最高, 且相对稳定, 平均误差最小。③结论: wGT3X三轴加速度计预估能耗的准确性受佩戴位置及运动强度的影响, 误差水平随运动强度而增加, 在低速(4 km/h)时, 腕、踝、大腿三处误差水平最小、最为接近, 此时从佩戴舒适度及受试者依从性出发, 可以考虑3种佩戴位置的相互替代; 所有测试中, 佩戴于腰部位置加速度计预估能耗误差最小、最稳定, 因此腰部是走、跑运动中wGT3X加速度计最佳佩戴位置。

关键词: 三轴加速度计; 佩戴位置; wGT3X; 身体活动量; 跑台

Tri-axial accelerometer placed at different locations of the body to assess the variation of energy expenditure under different exercise conditions

Xie Haodong¹, Shang Yao², Ouyang Yiyi³, Luo Jiong^{1,4}

¹ 西南大学体育学院运动戒毒研究中心, 重庆市 400715; ² 西安交通大学体育中心, 陕西省西安市 710049; ³ 重庆邮电大学体育学院, 重庆市 400065; ⁴ 西南大学国家体育总局体质评价与运动机能监控重点实验室, 重庆市 400715

第一作者: 解浩东, 男, 1990年生, 山西省运城人, 汉族, 2019年西南大学毕业, 硕士, 主要从事运动技术诊断与全民健身的研究。

通讯作者: 罗炯, 博士, 教授, 博士生导师, 西南大学体育学院运动戒毒研究中心, 重庆市 400715; 西南大学国家体育总局体质评价与运动机能监控重点实验室, 重庆市 400715

<https://orcid.org/0000-0003-3966-9409> (解浩东)

基金资助: 教育部人文社会科学研究项目(20YJJA890018), 项目负责人: 罗炯; 中央高校基本科研业务费专项资金(SWU1709433),

项目负责人: 解浩东

引用本文: 解浩东, 尚尧, 欧阳一毅, 罗炯. 三轴加速度计佩戴身体不同位置不同运动条件下能量消耗的变异性[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(23):3707-3713.



¹Research Centre For Exercise Detoxification, College of Physical Education, Southwest University, Chongqing 400715, China; ²Department of Physical Education, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, Shaanxi Province, China; ³College of Physical Education, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China; ⁴State Key Laboratory of Physical Fitness Evaluation and Sports Function Monitoring, College of Physical Education, Southwest University, Chongqing 400715, China

Xie Haodong, Master, Research Centre For Exercise Detoxification, College of Physical Education, Southwest University, Chongqing 400715, China

Corresponding author: Luo Jiong, PhD, Professor, Doctoral supervisor, Research Centre For Exercise Detoxification, College of Physical Education, Southwest University, Chongqing 400715, China; State Key Laboratory of Physical Fitness Evaluation and Sports Function Monitoring, College of Physical Education, Southwest University, Chongqing 400715, China

Abstract

BACKGROUND: The tri-axial accelerometer is one of the most commonly used objective measurement tools for assessing physical activity volume, and its placing location is a key factor affecting its validity. Therefore, it is important to explore the impact of placing location on physical activity volume assessment for practical application.

OBJECTIVE: To investigate the variation of energy expenditure measured by tri-axial accelerometer ActiGraph wGT3X-BT in different positions of the body (wrist, waist, thigh, and ankle) and under different exercise conditions (4, 6, 8 km/h), thereby providing practical and theoretical reference for proper wearing and scientific use of wGT3X.

METHODS: Fifteen healthy male college students [age (24.8±1.7) years old, height (174.1±4.8) cm, body mass (69.5±8.6) kg, body fat percentage (18.1±5.8)%] volunteered to participate in the study. During the experiment, the subjects wore tri-axial accelerometers wGT3X (wrist, waist, thigh, and squat) and METALYZER-II lung function mask at the same time, and completed different exercise intensity on the sports treadmill (4 km/h normal walk, 6 km/h fast walk, 8 km/h medium speed running), to obtain acceleration count, estimated energy expenditure, and measured sports energy expenditure. The data were statistically analyzed using SPSS 19.0 version analysis software.

RESULTS AND CONCLUSION: There was a significant difference in the estimated energy expenditure and the acceleration count measured by the accelerometer in the same placing position under three exercise intensities. When the running speed was 4 km/h, the tri-axial accelerometer at the wrist and waist slightly underestimated the energy expenditure of the exercise. At the speed of 6 and 8 km/h, the accelerometer at the wrist obviously underestimated the energy expenditure, while the accelerometer at the lumbar slightly overestimated the energy expenditure. The accelerometer at the thigh only showed a small error at 4 km/h, and then there was a marked overestimation trend. The accelerometer at the ankle joint dramatically overestimated the energy expenditure of the exercise under the three exercise intensities, and the measured energy expenditure and the acceleration count were the highest. Under the same exercise level, only the accelerometer at the lumbar had the estimated energy expenditure significantly correlated with the measured energy expenditure (moderately highly correlated), which was the highest among the four placing positions. Moreover, the correlation between the acceleration counts of Y axis (sagittal axis) and Z axis (vertical axis) and vector magnitude and the measured energy expenditure was higher than that of the X axis (coronal axis). The correlation was in descending order: vector magnitude value > Z axis > Y axis > X axis. At the same time, the accelerometer at the waist showed the highest interpretation ability for the measured exercise energy expenditure, which was relatively stable with the smallest average error. To conclude, the accuracy of the estimated energy expenditure of the wGT3X is influenced by placing position and exercise intensity, the level of error increases with the increasing of exercise intensity. At low speeds (4 km/h), the error levels at the wrist, ankle and thigh are the smallest. Given wearing comfort and subject compliance, the three placing positions can be considered as alternatives to each other. The wGT3X accelerometer is best placed at the waist during walking and running as the accelerometer has the lowest error of the estimated energy expenditure and is the most stable in all tests.

Key words: tri-axial accelerometer; placing position; wGT3X; physical activity volume; treadmill

Funding: the Ministry of Education of Humanities and Social Science Project, No. 20YJA890018 (to LJ); the Fundamental Research Funds for the Central Universities, No. SWU1709433 (to XHD)

How to cite this article: XIE HD, SHANG Y, OUYANG YY, LUO J. Tri-axial accelerometer placed at different locations of the body to assess the variation of energy expenditure under different exercise conditions. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2023;27(23):3707-3713.

0 引言 Introduction

随着经济的发展, 人们的生活方式随之发生改变, 静态行为显著增加, 体力活动大幅减少, 其中男性、年轻人、受教育水平较低人群降幅最为明显^[1]。加之不良的饮食模式, 极易引起一些文明病的发生, 如肥胖、糖尿病、高血压、高血脂、高血糖等, 且患病率逐年提升, 成为继心脏病之后死亡率第二高的疾病^[2]。研究表明, 增加体力活动可以减少此类疾病的患病风险^[3]。然而增加体力活动不是盲目进行的, 只有科学的体力活动才可以达到强身健体、陶冶情操的作用, 如何实现对体力活动的量化是科学从事体力活动的关键环节, 也是亟待解决的议题^[4]。

能量消耗的测量方法包括: 双标水法、间接测热法、直接测热法、体力活动问卷等, 然而这些方法均在一定程度上存在缺陷, 如间接测热法虽具有非常高的精度, 但是需要专业的操作人员, 难以实现大规模研究, 常用于实验室或专业运动员研究, 在能量消耗相关研究中, 常作为“校标”工具^[5]。随着微电子技术的发展, 运动传感器逐渐进入人们的视野, 其中尤以计步器、加速度计为代表, 因其体积小、携带方便

受到广泛欢迎, 其中加速度计更是以较高的精度广泛应用于体力活动监测^[6], 相较于单轴加速计, 以 ActiGraph wGT3X-BT 为代表的三轴加速计可测量冠状轴、矢状轴、垂直轴的运动, 继而通过身体在各轴产生的加速度推测身体活动量及能量消耗的程度^[7]。在过去的几十年, 加速计广泛应用于各种类型身体活动量的评估, 其有效性和可靠性已得到证实^[8-9]。加速计佩戴位置是影响身体活动评估的一个关键因素^[10], 现有研究大多将其佩戴于腰部^[11], 然而考虑到舒适度与依从性, 其他佩戴位置也被尝试, 如: 腿部^[12]、髌部^[13]、腕部等^[14], 但是结果不尽相同, 因此关于加速计的佩戴位置未能达成一致。然而加速度计尤其三轴加速度计在国内的研究并不多^[15-16], 而关于加速度计佩戴于身体不同位置评估身体活动量的研究非常缺乏。因此该研究的意义如下: ①从佩戴位置出发探讨不同佩戴位置下所测得身体活动量的差异, 期待未来在智能穿戴设备、智能传感器研发、智能手机等运动装备的开发中给予一点建议; ②从佩戴方面提出建议, 更好地服务于锻炼等体力活动行为; ③探究加速计精度的动态变化过程, 以期反映加速计对于运动强度的辨识度。

1 对象和方法 Subjects and methods

1.1 设计 观察性研究。相关性分析采用皮尔森相关分析,多组数据比较采用单因素方差 (one-way ANOVA) 分析,预估能耗与间接测热法实测值进行配对样本 *t* 检验。

1.2 时间及地点 试验于 2019 年 1-2 月在西南大学生物化学实验室完成。

1.3 对象

1.3.1 受试者选取 通过宣传的方式,采取自愿原则,招募西南大学在校大学生 15 名,均为男性,要求受试者有从事体育运动的习惯,拥有一定有氧运动能力,见表 1。

表 1 | 受试者基本情况

Table 1 | The basic characteristics of the subjects

(*n*=15)

项目	受试者
性别	男
年龄 ($\bar{x}\pm s$, 岁)	24.8 \pm 1.7
身高 ($\bar{x}\pm s$, cm)	174.1 \pm 4.8
体质量 ($\bar{x}\pm s$, kg)	69.5 \pm 8.6
体质量指数 ($\bar{x}\pm s$, kg/m ²)	23.1 \pm 2.3
体脂率 ($\bar{x}\pm s$, %)	18.1 \pm 5.8

1.3.2 入选标准

纳入标准: ①自愿参与的受试者; ②拥有一定的运动能力,适宜从事中高强度的体力活动; ③拥有较好的协调能力,可以很好地适应跑台运动。

排除标准: ①近 1 个月出现运动损伤者; ②患有心血管疾病,不宜从事中高强度体力活动者; ③无法适应仪器佩戴所带来的不适感。

该研究方案的实施符合《赫尔辛基宣言》,符合西南大学医院对研究的相关伦理要求,医院伦理批件号: 201905, 审批时间: 2019-07-09。

1.3.3 实验仪器 ActiGraph wGT3X-BT 三轴加速计 (ActiGraph LLC, Pensacola, FL, USA, 以下简称 AG) 是 ActiGraph 的旗舰活动监测器,提供客观准确的身体活动,包括各轴加速度计数 (counts)、综合加速度计数 (vector magnitude, VM)、能量消耗 (energy expenditure) 等; 采用“金标准”之一间接测热法为校标,间接测热工具为 Metalyzer II 肺功仪 (德国 CORTEX 公司生产),属半固定式气体分析仪,由气体采样线、呼吸面罩、主机、流量传感器以及可视化的 PC 客户端组成; 运动设施为意大利 RUNNER 公司生产的 7410 型号测试跑台,拥有恒定功率、递增负荷等多种测试方法,可以对速度、坡度进行控制。

1.4 方法

1.4.1 试验方案 实验场地为实验室,方案为:受试者同时佩戴 4 块加速度传感器 (分别为手腕、腰、大腿处、踝关节),以 3 种不同速度 (4 km/h 慢走、6 km/h 快走、8 km/h 中速跑) 在跑台上运动,同时以间接测热法为校标,监测不同运动条件下的体力活动消耗。受试者穿着统一采购超轻运动跑鞋,单只鞋的质量为 (180 \pm 2) g。实验开始前按照标准进行校准,时间校准统一参考北京时间,以保证三轴加速计与肺功

仪的同步,然后对每个 wGT3X 进行设置 (输入编号、年龄、身高、种族、位置信息等),实验开始后每个运动强度持续 10 min。有研究表明,在所测试的 68 个项目中,所有项目均在两三分分钟后达到稳定状态^[17],因此采集每个实验阶段 2-9 min 数据。在试验的全部过程中,为受试者提供多重保护,受试者可在出现任何不适的情况下按下紧急按钮,见图 1。

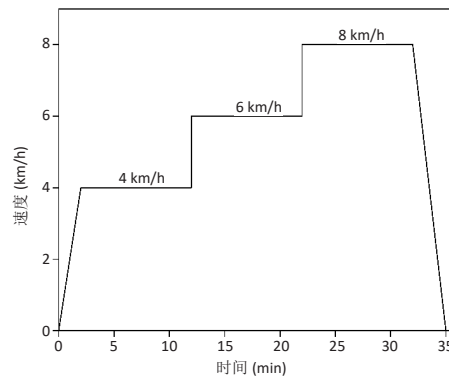


图 1 | 受试者运动负荷方案
Figure 1 | Exercise load program

1.4.2 指标测量

(1) 肺功仪: 肺功仪 (气体分析仪) 是间接测热法常用的工具之一,测量指标主要包括摄氧量、实测能量消耗等,肺功仪的数据下载间隔为 10 s,肺功仪数据的采集与处理采用与之配套的软件 MetaSoft 3.0 版本,内置能耗方程为 $\text{kJ}/\text{min} = (3.9 \times \text{VO}_2 + 1.1 \times \text{VCO}_2) \times 4.1858$ 。

(2) 三轴加速度计: 测量指标主要包括各轴加速度计数 (其中横向为 X 轴,前后为 Y 轴,纵向为 Z 轴)、综合加速度计数 ($\text{VM} = \sqrt{\text{AC}_x^2 + \text{AC}_y^2 + \text{AC}_z^2}$)、预估能耗,三轴加速度计的采样频率为 30 Hz,数据提取的时间间隔 (Epochs) 为 10 s,加速度计配套软件 ActiLife 6.13.3 版本,能量消耗预测方程采用内建方程 FreedsonVM3 Combination (2011),其优点在于采用分段方程的计算方法,结果更加准确, FreedsonVM3 Combination 方程如下^[18]:

$$\text{kJ}/\text{min} = (0.001064 \times \text{VM} + 0.087512 \times \text{BM} - 5.50029) \times 4.1858 \quad (\text{VM} > 2453) \quad (1)$$

$$\text{kJ}/\text{min} = 0.0000191 \times \text{AC}_x \times \text{BM} \times 4.1858 \quad (\text{VM} \leq 2453) \quad (2)$$

BM 代表身体质量, AC 代表加速度计数, VM 代表综合加速度计数。

1.5 主要观察指标 ①加速度传感器测试结果及差异性分析; ②佩戴位置、速度对于加速度计预估能耗的影响; ③加速计预估能耗误差分析。

1.6 统计学分析 研究使用 Microsoft Office Excel 2016 整理数据,利用统计学软件 SPSS 19.0 进行描述性统计、推论统计。计量统计资料用 $\bar{x}\pm s$ 表示,相关性分析采用皮尔森相关系数 (Pearson correlation coefficient),多组数据比较采用单因素方差 (one-way ANOVA) 分析,预估能耗与间接测热法实测值进行配对样本 *t* 检验 (Paired Samples T test)。数据绘图软件使用 Origin 8.0,以 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。文章的统计学方法已经西南大学生物统计学专家审核。

2 结果 Results

2.1 参与者数量分析 纳入 15 名受试者，测试全过程均无脱落，进入结果分析 15 人。

2.2 加速度传感器测试结果及差异性分析 见表 2。

表 2 | 不同佩戴位置加速计测量指标及差异性分析 (x̄±s)
Table 2 | Measurement indexes and variability analysis of accelerometers at different positions

位置	测量指标	4 km/h	6 km/h	8 km/h	F 检验
腕	EE(kJ/min)	17.54±4.60	20.43±3.68	22.44±3.39	34.3 ^a
	AC _x (次/min)	3 263.80±1 230.76	4 238.41±1 529.81	17 151.76±5 276.98	99.42 ^a
	AC _y (次/min)	2 686.91±2 139.67	4 801.78±2 506.03	15 353.65±2 187.03	247.59 ^a
	AC _z (次/min)	2 883.45±1 075.24	4 283.92±1 775.02	4 879.17±944.60	12.43 ^a
	VM(次/min)	5 341.41±2 170.09	8 033.56±2 485.74	24 514.92±3 102.82	495.15 ^a
腰	EE(kJ/min)	16.91±5.61	29.43±6.61	45.37±10.67	165.13 ^a
	AC _x (次/min)	2 398.27±915.40	5 112.19±937.35	8 872.43±1 537.38	202.11 ^a
	AC _y (次/min)	1 670.74±583.14	2 511.72±452.95	2 225.96±731.53	9.34 ^a
	AC _z (次/min)	973.22±1 070.06	1 180.54±1 533.83	1 862.42±2 455.66	4.10 ^a
	VM(次/min)	3 263.04±1 033.88	5 958.80±1 281.19	9 547.30±2 141.70	170.16 ^a
腿	EE(kJ/min)	31.31±4.77	43.99±4.40	64.42±7.37	247.42 ^a
	AC _x (次/min)	4 103.24±644.06	6 535.01±441.82	9 944.15±759.96	501.23 ^a
	AC _y (次/min)	1 153.86±556.82	2 175.69±747.18	2 209.02±1 112.35	10.38 ^a
	AC _z (次/min)	4 692.58±811.77	6 102.55±515.66	9 278.60±911.02	131.93 ^a
	VM(次/min)	6 387.27±850.78	9 232.68±641.44	13 815.64±1 243.55	248.16 ^a
踝	EE(kJ/min)	53.70±5.19	85.26±4.73	122.06±7.45	1 145.70 ^a
	AC _x (次/min)	7 195.88±867.58	8 217.88±954.46	5 786.10±1 768.65	24.13 ^a
	AC _y (次/min)	8 696.55±1 146.43	16 384.32±859.76	25 907.87±1 244.22	908.56 ^a
	AC _z (次/min)	1 140.53±483.17	2 078.27±807.47	2 584.35±1 349.73	13.50 ^a
	VM(次/min)	11 411.01±796.11	18 490.18±886.53	26 755.65±1 279.03	1 152.29 ^a
肺功 仪	EE(kJ/min)	19.25±2.47	26.58±2.26	43.45±3.47	
	VO ₂ (mL/min)	1.20±0.16	1.64±0.17	2.64±0.22	

表注：^aP < 0.01。EE：能量消耗；AC_x：冠状轴加速度计数；AC_y：矢状轴加速度计数；AC_z：垂直轴加速度计数；VM：综合加速度计数；VO₂：摄氧量

由表 2 看出，随着速度的增加，三轴加速计所测得能量消耗逐渐递增。经单因素(速度)方差分析发现，各佩戴位置加速计所测得 EE、各轴计数及综合加速度计数在不同速度水平下，差异有显著性意义(均 P < 0.01)，由此可知，加速度传感器测量值会随速度的增加而增加，说明各部位加速度传感器均可以辨别速度的变化。

2.3 佩戴位置、速度对于加速度计预估能耗的影响

2.3.1 不同位置加速度传感器间的一致性分析 为进一步了解同一速度下，不同位置加速度传感器是否具有-致性，研究进行了组内相关系数分析(Intraclass Correlation Coefficients, ICC)与单因素方差分析(one-way ANOVA)，见表 3。

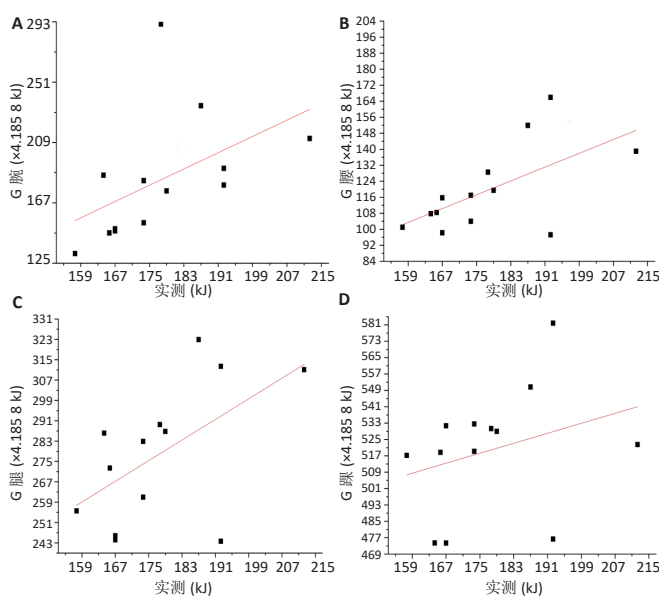
表 3 | 同一速度水平下，不同位置加速度计预估能耗方差分析
Table 3 | Analysis of variance of estimated energy expenditure of accelerometers at different positions at the same speed level

速度	ANOVA		组内相关系数	
	F 值	Sig	ICC 值	Sig
4 km/h	292.67	0.00	0.48	0.00
6 km/h	728.34	0.00	0.45	0.00
8 km/h	646.96	0.00	0.38	0.00

从表 3 可知相同速度下，不同位置加速度传感器所预估能耗组内相关系数分别为 0.48, 0.45, 0.38，然而单因素方差分析结果显示，在 3 个速度水平下均 P < 0.01，由此可知，

无论哪种速度水平，4 个佩戴位置加速度传感器预估能耗之间存在显著差异，此时组内相关系数 ICC 值无任何意义，也没有比较的价值，揭示，佩戴位置可能会影响加速度计预估能耗的准确性。

2.3.2 不同佩戴位置加速度计预估能耗与实测运动能耗的分布 图 2 为加速计预估总能耗与实测总能耗分布图，其中线条为两者拟合回归线，图 2A 中 r=0.48, R²=0.24；图 2B 中 r=0.61, R²=0.42；图 2C 中 r=0.56, R²=0.32；图 2D 中 r=0.30, R²=0.09。由此可得，腰部加速度计与实测总能耗相关性最高，且两者拟合效果最好，通过直观观察也发现，腰部预估能耗数据点均匀地分布于拟合方程两侧，而其他 3 个位置加速度计预估能耗数据点相对分散，踝关节处加速度计预估能耗与实测能耗拟合效果最差。



图注：图 A-D 加速度计佩戴位置分别为腕、腰、腿、踝
图 2 | 不同位置加速计预估能耗与实测能耗分布图

Figure 2 | Distribution of estimated and measured energy expenditure of accelerometers at each position

2.3.3 加速度计数值与实测能耗的相关分析 见表 4。

表 4 | 加速度计综合加速度计数、各轴加速度计数与实测能量消耗相关分析 (r 值)
Table 4 | Correlation analysis of accelerometer vector magnitude value, acceleration counts of each axis and measured energy expenditure

速度	位置	VM	X 轴	Y 轴	Z 轴
4 km/h	腕	0.01	-0.01	0.22	-0.14
	腰	0.73 ^b	0.25	0.55 ^a	0.68 ^a
	腿	0.07	0.04	0.03	-0.09
	踝	-0.40	-0.02	0.37	0.04
6 km/h	腕	0.06	0.10	0.22	-0.09
	腰	0.69 ^b	0.16	0.45 ^a	0.58 ^a
	腿	0.01	-0.02	-0.14	0.12
	踝	-0.19	-0.20	-0.06	-0.44
8 km/h	腕	0.53	0.09	0.18	0.38
	腰	0.71 ^b	0.55 ^a	0.53 ^a	0.69 ^a
	腿	0.49	0.36	0.42	0.06
	踝	-0.15	-0.36	0.03	-0.33

表注：^aP < 0.05；^bP < 0.01。VM：综合加速度计数

由表 4 可知各速度水平下, 佩戴于腰部的加速度传感器所测得各轴计数及综合加速度计数与实测运动能耗的相关性皆大于其他 3 个位置, X 轴相关系数介于 0.16–0.55, 在 8 km/h 时, X 轴计数与运动能耗显著相关 ($P < 0.05$), Y 轴相关系数介于 0.45–0.55 ($P < 0.05$), Z 轴相关性介于 0.58–0.69 ($P < 0.05$), 皆达显著中高度相关, 而综合加速度计数与实测运动能耗的相关性介于 0.689–0.731 ($P < 0.01$), 达非常显著高度相关, 在各个速度水平下佩戴于腰部加速度传感器综合加速度计数与实测运动能耗的相关性均大于 X 轴、Y 轴、Z 轴, 说明在走、跑运动中综合加速度计数和 Z 轴计数对于运动能耗预测起着较为重要的作用。而其他 3 个佩戴位置处的计数与实测运动能耗的相关性较低, 大多在 0.39 以下, 为低相关或者微相关, 其中踝关节处三轴加速度计数在各速度水平下, 与实测运动能耗频频出现负相关, 说明佩戴于踝关节处的加速度传感器在走、跑类活动能耗的预估效果可能较差, 这可能是由于踝关节处远离人体质心, 而腕关节处加速度传感器计数的相关性也不是很理想, 此次研究认为可能是在走跑运动中, 由于跑姿、手臂摆动及运动中可能由于其他多余的动作而导致腕部所测得计数变异度较大, 从而影响了其与实测运动能耗的相关性。

2.4 加速计预估能耗误差分析

2.4.1 不同位置加速计预估能耗与实测能耗配对 t 检验结果见表 5。

表 5 | 加速计预估能耗与实测能耗配对 t 检验结果
Table 5 | Results of paired t-test of accelerometer estimated energy expenditure and measured energy expenditure

速度	估计值	腕	腰	腿	踝
4 km/h	t 值	1.64	1.52	-9.40	-28.19
	Sig	0.126	0.155	0.000 ^a	0.000 ^a
6 km/h	t 值	7.23	-1.66	-15.37	-37.78
	Sig	0.000 ^a	0.123	0.000 ^a	0.000 ^a
8 km/h	t 值	26.94	-0.79	-13.15	-36.74
	Sig	0.000 ^a	0.444	0.000 ^a	0.000 ^a

表注: ^a $P < 0.01$

将各佩戴位置在不同速度水平下的预估能耗与间接测热法实测值进行配对样本 t 检验, 由表 5 可知: 在腕关节位置加速计在各种速度下的 t 值范围为 1.64–26.94, 且在 6 km/h 和 8 km/h 时, 腕关节预估能耗与实测能耗差异性非常显著, 而在 4 km/h 时不存在显著差异 ($P > 0.05$); 腰部加速度传感器在各种速度下的 t 值范围是 -1.66–1.52, P 值均 > 0.05 , 差异不显著; 大腿位置加速度传感器的 t 值取值范围在 -15.37 至 -9.40, 且 P 值均 < 0.01 , 因此与实测值相比差异性非常显著; 踝关节位置加速度传感器的 t 值范围为 -28.188 至 -37.784, 且 P 值均 < 0.01 , 表示与实测值相比, 差异性非常显著。总言之, 各运动强度下, 仅腰部加速度传感器之运动能耗与实测运动能耗不存在显著差异, 这一结果进一步证明了佩戴于腰部的加速度传感器之预估能耗与实测运动能耗的一致性。

2.4.2 加速度计预估能耗占实测能耗的百分比 见表 6。

表 6 | 加速计预估能耗占实测能耗的百分比 (n=15, %)
Table 6 | The percentage of the estimated energy expenditure of accelerometers in the measured energy expenditure

速度	腕	腰	腿	踝
4 km/h	80.14	87.70	162.50	278.81
6 km/h	76.97	110.77	165.58	280.81
8 km/h	51.65	104.42	148.20	459.51

从表 6 可知, 各佩戴位置加速度传感器之预估能耗解释实测运动能耗的百分比分别为手腕 51.65%–80.14%、腰 87.70%–110.77%、大腿 148.20%–165.58%、踝关节 278.81%–459.51%, 相较于其他 3 个位置, 腰部加速度传感器有较佳的预估能力与稳定性, 而大腿处加速度传感器高估运动能耗 48%–65%, 踝关节处加速度传感器高于运动能耗 178%–359%, 而腕关节处加速度传感器仅在 4 km/h 表现出较高的解释能力, 随着速度的增加, 其解释能力逐步下降。

2.4.3 不同佩戴位置加速度传感器预估能耗误差分析 图 3 为不同位置加速度传感器预估能耗平均误差分布图, 其中横坐标为速度 (单位: km/h), 纵坐标为平均误差 (单位: kJ), 各佩戴位置加速度传感器平均误差等于预估能耗减去实测能耗, 从图 3 可以看出, 传感器佩戴于踝关节处的加速度传感器平均误差远大于其他 3 个佩戴位置的平均误差, 并且随着速度的增加, 其平均误差也急剧增加, 总体趋势为高估, 而其他 3 个佩戴位置之平均误差在 4 km/h 平均误差最小, 随着速度的增加开始出现不同程度的分化, 总体呈“喇叭状”分布, 仅腰部加速度传感器表现出较稳定之误差, 但是随着速度的增加开始出现略微高估的趋势, 但是总体而言, 误差可在实际接受范围之内。

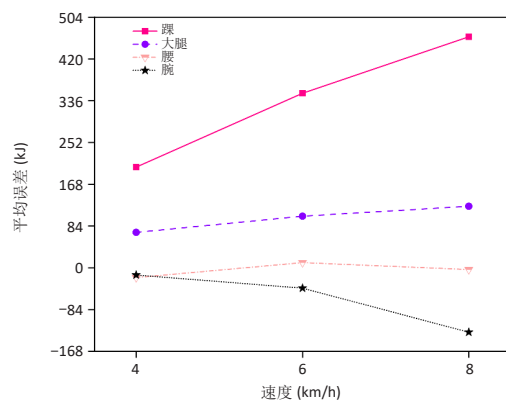


图 3 | 加速计预估能耗误差分布图
Figure 3 | The error distribution diagram of accelerometer estimated energy expenditure

2.5 不良反应 试验的全部过程中, 所有受试者均未发生运动损伤等不良事件。

3 讨论 Discussion

3.1 ActiGraph (AG) 佩戴于不同位置的比较 在以往大多数研

究中,关于加速度计的佩戴位置,多选择髌或者腰后部来监测体力活动之能耗,原因在于这两个佩戴位置更接近人体质心,最能反映人体质心的加速度情况,可能会更加准确地预估运动能耗^[19],有关研究也证明腰与髌佩戴加速度传感器预估能耗的差异并不大^[20]。然而在实际研究中发现,腰部位置佩戴加速度传感器在一定程度上会影响体力活动进行,同时,加速度传感器弹性绷带之压力会给受试者带来一定程度的不适感^[21-22]。KELLY等^[23]认为佩戴于腰部的加速度传感器可能缺少对于上肢活动的监测,因此更多的学者开始尝试其他位置,如腕、膝关节、踝关节等。此次研究发现在各运动强度下,踝关节处加速度计误差远大于其他3个位置,这个结果与DE VRIES等^[24]的研究一致,这可能是由于踝关节位于肢体末端,远离人体质心易产生较大位移,从而可能高估运动能耗。然而HIBBING等^[25]在一项针对成年人的研究表明,踝关节处佩戴加速计所测的能力消耗似乎比腰部或者腕部更缺,这提示除佩戴位置外,受试对象可能为影响其效度的另一关键因素^[26]。经单因素方差分析发现,不同速度水平下,各佩戴位置加速度计所测得加速度计数存在显著差异,揭示各位置加速计可以感应速度的变化。同时还发现,腰部加速度计综合加速度计数值与实测能量代谢当量的相关性最高,为此初步判断,在此次研究范围内,腰部为加速度传感器预测运动能耗的最佳位置,这也与以往的研究结果相一致^[27-28]。

3.2 不同佩戴位置加速度计预估能耗准确性分析 此次研究配对t检验发现,4个佩戴位置加速度计之预估能耗在不同速度水平下都存在一定的误差,要么高估要么低估,而腰部加速度计在3种速度水平下的均差范围介于-4.1-3.4之间;相较于其他三位置最稳定,且t检验结果发现,腰部位置佩戴加速度计所预估能耗与实测能耗相比不存在显著差异;大腿和踝关节处加速度计预估能耗与实测能耗在各速度水平下均存在非常显著差异;而腕关节处加速度计仅在4 km/h与实测运动能耗不存在显著差异,6,8 km/h则与实测运动能耗存在非常显著差异;揭示在此研究所选速度范围内,佩戴于腰部加速计可测得与实测能耗相对一致的结果。进一步误差分析发现,腰部位置加速计对实测能耗的误差最小且相对稳定,踝关节位置加速计预估能耗的误差最大,随着速度的增加,开始出现不同程度的分化,这一结果表明,各佩戴位置加速计对运动强度的变化具有非常高的敏感性。

3.3 提高加速度计预估运动能耗准确性的分析 加速度计预估运动能耗的基本原理为通过捕捉身体运动时产生的加速度信号,然后将这些信号经过处理、转换等,代入内置方程,进而算出预估能耗^[29],然而目前市场上的加速度传感器(有的也叫能耗监测仪)种类越来越多,由于各厂商的加速度计制造工艺可能存在差异,因此在实际运动能耗监测中,可能存在不同程度的误差^[30]。王军利等^[31]研究发现相较于Livepod iMate、AM-120、HJ-302,GT3X与间接测热法实测值相关系数最高。赵壮壮等^[32]通过比较ActiGraph GT3X、LivepodLP2、Armband三种加速度传感器发现,在同一运动

水平下,LivepodLP2具有最高的效度水平。因此在应用时可根据需要选择合适的运动传感器,此次研究也进一步验证了ActiGraph在走、跑活动中的效度。

除此,加速度计的佩戴位置为另一重要影响因素^[33],在实际应用,加速度计的佩戴位置应依体力活动类型而定,腰部位置产生之加速度不能反映所有体力活动运动能耗,如着重于下肢运动的身体活动,下肢位置的加速度可能更能反映实际运动能耗,如在原地蹬阶运动中,佩戴于膝关节处的加速度传感器更能反映运动能耗;而着重于上肢运动的身体活动,上肢位置的加速度可能更反映实际能耗,如在乒乓球运动中,佩戴于肘关节处的加速度计则是最佳位置,此次研究中走、跑为全身性运动,加速计佩戴于靠近人体质心的腰部具有较高稳定性。

总而言之,要想加速度计真正应用于身体活动量评估,并达到较高效度,一方面应该准确理解不同体力活动的类型,根据体力活动的类型、特点,选择适合的佩戴位置;另一方面被试对象的特点也是需要着重考虑的因素。

3.4 研究不足 由于试验条件所限,此次研究所招募的被试相对较少,且全部为男性;所选体力活动类型仅为走、跑类运动,较单一;研究中跑台坡度为0%,没有验证坡度对于研究的影响;试验环境选择在实验室,如果将试验环境变为室外,可能更接近真实的运动状态;对于体力活动的监测时间较短。因此在后续的研究中,建议:①增加被试数量及女性被试人群;②选择更加丰富的体力活动类型;③加入坡度因素;④增加对体力活动的监测时间;⑤可以考虑更多的佩戴位置。

结论:①加速度计配置于人体不同部位皆可感应速度变化,但在不同运动强度下,腰部三轴加速度计预估能耗与实测能耗的相关性最高,且具有比较稳定和低误差水平,故腰部为走、跑运动中,加速度计wGT3X预估能耗的最佳佩戴位置,而踝关节位置加速计则存在明显高估的趋势;②加速度计预估能耗的准确性受佩戴位置和速度的影响,当运动强度较低(4 km/h)时,腕、腰、大腿3个关节处的加速度计预估能耗误差最小、一致性最接近,从受试者的依从性出发,此时可以考虑3个佩戴位置的相互替代。

致谢:感谢西南大学提供的相关设备,感谢每位被试为该研究所做出的贡献,感谢罗炯教授的悉心指导,感谢欧阳一毅老师、尚尧博士为该研究所做出的努力,感谢审稿专家为该研究提出宝贵意见。

作者贡献:罗炯教授提出研究议题并设计、指导试验,试验实施了解浩东、欧阳一毅,资料收集与整理为尚尧,尚尧博士提供统计指导,解浩东撰写论文,罗炯审核。

利益冲突:文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明:这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让:文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 该研究遵守《观察性临床研究报告指南》(STROBE 指南)。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] EKBLOM-BAK E, EKBLOM Ö, ANDERSSON G, et al. Decline in cardiorespiratory fitness in the Swedish working force between 1995 and 2017. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29(2):232-239.
- [2] VAN SLUIJS EMF, EKELUND U, CROCHEMORE-SILVA I, et al. Physical activity behaviours in adolescence: current evidence and opportunities for intervention. *The Lancet*. 2021;398(10298):429-442.
- [3] JAKICIC JM, KRAUS WE, POWELL KE, et al. Association between bout duration of physical activity and health: systematic review. *Med Sci Sport Exer*. 2019;51(6):1213-1219.
- [4] 马勇, 马佳仪, 孙志远, 等. 体力活动测量方法与工具的新趋势 [J]. *山东体育学院学报*, 2021,37(4):112-118.
- [5] ZUSMAN O, KAGAN I, BENDAVID I, et al. Predictive equations versus measured energy expenditure by indirect calorimetry: a retrospective validation. *Clin Nutr*. 2019;38(3):1206-1210.
- [6] BROOKE SM, AN HS, KANG SK, et al. Concurrent validity of wearable activity trackers under free-living conditions. *J Strength Cond Res*. 2017;31(4):1097-1106.
- [7] BUNN JA, NAVALTA JW, FOUNTAINE CJ, et al. Current state of commercial wearable technology in physical activity monitoring 2015–2017. *In J Exer Sci*. 2018;11(7):503-515.
- [8] CAIN KL, SALLIS JF, CONWAY TL, et al. Using accelerometers in youth physical activity studies: a review of methods. *J Phys Act Health*. 2013; 10(3):437-450.
- [9] RAMAKRISHNAN R, DOHERTY A, SMITH-BYRNE K, et al. Accelerometer measured physical activity and the incidence of cardiovascular disease: Evidence from the UK Biobank cohort study. *PLoS Med*. 2021;18(1): e1003487.
- [10] 解浩东, 罗炯, 张庭然. 三轴加速度计用于体力活动的评估: 现状与未来 [J]. *中国组织工程研究*, 2018,22(35):5706-5714.
- [11] FARRAHI V, NIEMELÄ M, KANGAS M, et al. Calibration and validation of accelerometer-based activity monitors: A systematic review of machine-learning approaches. *Gait Posture*. 2019;68:285-299.
- [12] MONTOYE AH, DONG B, BISWAS S, et al. Validation of a wireless accelerometer network for energy expenditure measurement. *J Sport Sci*. 2016;34(21):2130-2139.
- [13] KÜHNHAUSEN J, DIRK J, SCHMIEDEK F. Individual classification of elementary school children's physical activity: a time-efficient, group-based approach to reference measurements. *Behav Res Methods*. 2017;49(2):685-697.
- [14] MONTOYE AHK, CLEVENGER KA, PFEIFFER KA, et al. Development of cut-points for determining activity intensity from a wrist-worn ActiGraph accelerometer in free-living adults. *J Sport Sci*. 2020;38(22): 2569-2578.
- [15] 徐则超, 宫照龙, 张宇, 等. 大学生身体活动、久坐时间与腰围、体脂率的关系 — 等时替换模型 [J]. *卫生研究*, 2022,51(2):189-194.
- [16] 刘阳. 基于加速度计的身体活动测量研究前沿 [J]. *北京体育大学学报*, 2016,39(8):66-73.
- [17] WU PT, WU WL, CHU IH. Energy expenditure and intensity in healthy young adults during exergaming. *Am J Health Behav*. 2015;39(4): 556-561.
- [18] SASAKI JE, JOHN D, FREEDSON PS. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *J Sci Med Sport*. 2011;14(5):411-416.
- [19] ARVIDSSON D, FRIDOLFSSON J, BÖRJEJESSON M. Measurement of physical activity in clinical practice using accelerometers. *J Intern Med*. 2019;286(2):137-153.
- [20] SHEI RJ, HOLDER IG, OUMSANG AS, et al. Wearable activity trackers—advanced technology or advanced marketing?. *Eur J Appl Physiol*. 2022;122(9):1975-1990.
- [21] AUDREY S, BELL S, HUGHES R, et al. Adolescent perspectives on wearing accelerometers to measure physical activity in population-based trials. *Eur J Public Health*. 2013;23(3):475-480.
- [22] ROBERTSON W, STEWART-BROWN SL, WILCOCK E, et al. Utility of accelerometers to measure physical activity in children attending an obesity treatment intervention. *Int J Obesity*. 2011;2011:398918.
- [23] KELLY LA, MCMILLAN DGE, ANDERSON A, et al. Validity of actigraphs uniaxial and triaxial accelerometers for assessment of physical activity in adults in laboratory conditions. *BMC Med Phys*. 2013;13(1):5.
- [24] DE VRIES SI, ENGELS M, GARRE FG. Identification of children's activity type with accelerometer-based neural networks. *Med Sci Sport Exer*. 2011;43(10):1994-1999.
- [25] HIBBING PR, LAMUNION SR, KAPLAN AS, et al. Estimating Energy Expenditure with ActiGraph GT9X Inertial Measurement Unit. *Med Sci Sport Exer*. 2018;50(5):1093-1102.
- [26] HICKS H, LAFFER A, MEYER K, et al. Estimates of physical activity in older adults using the ActiGraph low-frequency extension filter. *J Meas Phys Behav*. 2021;4(2):118-125.
- [27] ATRSAEI A, DADASHI F, HANSEN C, et al. Postural transitions detection and characterization in healthy and patient populations using a single waist sensor. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):70.
- [28] JOHNSON MJ, TUREK J, DORNFELD C, et al. Energy Expenditure And Step Count Accuracy Of The Actigraph wGT3X-BT During Walking And Running: 1265 Board# 4 June 2, 8: 00 AM-10: 00 AM. *Med Sci Sport Exer*. 2016;48(5S):328.
- [29] ARVIDSSON D, FRIDOLFSSON J, BÖRJEJESSON M. Measurement of physical activity in clinical practice using accelerometers. *J Intern Med*. 2019;286(2):137-153.
- [30] WANG J, CHEN Y, HAO S, et al. Deep learning for sensor-based activity recognition: A survey. *Pattern Recogn Lett*. 2019;119:3-11.
- [31] 王军利, 张冰, 贾丽雅, 等. 4 种运动传感器测量身体活动能耗的有效性研究 [J]. *天津体育学院学报*, 2012,27(5):427-431.
- [32] 赵壮壮, 陈培友. 不同加速度传感器测量人体走跑运动能量消耗对比研究 [J]. *北京体育大学学报*, 2013,36(4):77-81.
- [33] O'DRISCOLL R, TURICCHI J, BEAULIEU K, et al. How well do activity monitors estimate energy expenditure? A systematic review and meta-analysis of the validity of current technologies. *Brit J Sport Med*. 2020; 54(6):332-340.

(责任编辑: WZH, ZN, ZJP)