

The Research of Energy Expenditure Detection Algorithm Based on Tri-Axial Acceleration Transducer *

ZHU Guozhong, WEI Caihong, PAN Min *

(Biosensor National Special Laboratory, Key Laboratory of Biomedical Engineering of National Education Ministry,
Department of Biomedical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: Aiming at the importance of the detection of physical activity energy expenditure (PAEE), a new system of detecting PAEE based on tri-axial acceleration transducer was presented. With collecting and analyzing data, a method for calculating the acceleration and a new algorithm of detecting PAEE was developed. Having done the comparative experiments between waist, knee and lip, the best position to wear the device is determined to be in the waist. The experiment with three different running speeds (1 km/h, 5 km/h and 10 km/h) was also done. The experimental results showed that the accuracy of the system was above 93%. The system and interrelated algorithms was workable.

Key words: energy expenditure; tri-axial acceleration transducer; detection algorithm; wearable position

EEACC: 7230; 7310F

doi: 10.3969/j.issn.1004-1699.2011.08.027

基于三维加速度传感器的人体运动能耗检测算法的研究 *

朱国忠, 韦彩虹, 潘敏 *

(浙江大学生物传感器国家专业实验室, 生物医学工程教育部重点实验室, 生物医学工程系, 杭州 310027)

摘要: 鉴于目前运动能耗检测对人体健康的重要性, 研发了一套基于三维加速度传感器的人体运动能耗检测系统。通过人体运动数据的采集和分析, 提出了加速度计算公式和运动能耗检测的相关算法。根据现有的仪器佩戴位置, 分别进行了腰部、膝盖和臀部的实验对比, 最终确定腰部为本系统的最佳方案。并进行了 1 km/h, 5 km/h, 10 km/h 三种不同速度的实验, 实验结果表明, 与现有的能耗检测仪相比, 本系统的相对精度可达 93% 以上, 本系统及相关算法具有一定的可行性。

关键词: 运动能耗; 三维加速度传感器; 检测算法; 佩戴位置

中图分类号: TP212

文献标识码: A

文章编号: 1004-1699(2011)08-1217-06

随着人民生活水平的提高, 饮食结构和饮食质量的不断改变, 慢性病如高血压、冠心病等呈现一个发展浪头, 令许多人闻之色变。引起慢性病的因子纷繁复杂, 有物理性、化学性、生物性因子的作用, 也有组织坏死缺血、缺氧的因素, 更甚者, 当人体免疫反应状态异常时也有可能引起慢性病^[1]。研究证实, 缺乏体力活动是导致慢性病发生的重要危险因素^[2]。而缺乏体力活动的一个重要评价指标就是能量消耗的减少。有大量证据表明经常参加体育运动对保持健康和预防慢性病有重要作用^[3]。因此, 体力活动、能量消耗与人类健康(慢性病)之间存在密不可分的联系。

人体运动能耗的检测在很多领域都具有重要的意义。在临床医学中, 对有些疾病的治疗如甲亢就需要辅以科学的运动, 这就需要一个针对性的运动方式和强度的指导方案, 监测病人的运动能耗也变得必不可少; 而在体育训练中, 运动员也需要指导适合自己的最佳锻炼强度和锻炼时间, 这样才能达到更好的训练效果。所以说, 无论是健康饮食, 还是科学运动都需要以能量消耗的检测为基础, 没有这个基础, 一切无从谈起^[4]。

但是, 由于人体的运动是一个包括频率, 强度, 运动类型、运动时间和个体差异性的多维变量, 所以运动能耗是一个随运动类型和运动时间变化的不稳

定的数值,其大小与人的体重和运动能力有关^[5],进而也为能耗的检测添加了很多困难。

1985年,FAO/WHO/UNO^[6]三大组织的能量代谢专家委员会认为,能量需求应该以能量消耗大小为标准,而不是能量摄入多少。但由于总能量消耗中的人体运动能量消耗量很容易变化,所以能量消耗的评定一直以来都显得非常的困难^[7]。

在单独使用心率、计步器和三维加速度计测量人体运动能耗时,三维加速度计法是最理想的一种方式。Meijer^[8]等在对自由生活条件下的成人进行一周的能耗监测后发现,三维加速度计法测量身体活动能耗的精度高于心率检测法,且其与能量摄取密切相关。但是,心率监测和三维加速度计所检测的自由活动状态下的能耗值要比所摄取的能量高出30%。

三维加速度计测量运动能耗方法的研究由于可以获得身体活动的频率和强度,并可以进行持续的测量,进而受到大家的关注。但是,大部分的研究还是以间接测量能耗的方法为测量标准的,如心率测量^[9],或是严格限制在跑步机上进行有规律的走路、跑步^[10]。

本系统通过三维加速度传感器和微处理器采集分析身体运动加速度,并利用相关算法进行运动能耗的计算,进而形成一套精度较高的人体运动能耗检测系统。

1 硬件系统的设计与测试

该系统主要是监测和分析人体的运动加速度,系统由监测身体运动的三维加速度传感器、存储数据的静态存储器、处理数据的微处理器以及滤波、分压电路等组成,系统框架和信号流向如图1所示。

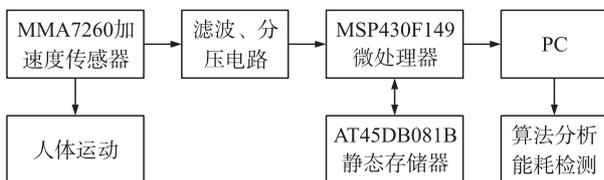


图1 系统框架和信号流向

由图1可知,系统通过三维加速度传感器MMA7260检测出身体运动信号,该信号经滤波调理电路后进入微处理器MSP430F149,通过MSP430F149自带的A/D转换器,将模拟信号转换成数字信号,进一步处理后,送入静态存储器AT45DB081储存。通过RS232将数据送入PC机进行数据分析和算法分析,进而得到人体运动能量消耗值。为方便数据采集,系统采用了纽扣电池和直

流电源两种供电方式,采集数据时可采用纽扣电池,以便脱机使用。

传感器MMA7260的工作性能作为本系统研究的重要基础,其稳定性和可靠性需要进行实验检测。实验时,系统的采样频率为50 Hz,每轴的采样点数为2 000,加速度传感器的量程为 $\pm 6 g_n$ ($200 \text{ mV}/g_n$),系统采用10位的AD,参考电压为电源电压3.3 V。实验的具体过程是:首先将系统电路板平稳放置,以确保加速度传感器MMA7260的XY平面和重力场方向垂直,并按芯片具有引脚焊盘的一面向下,此时,只有+Z方向受重力影响,记录下此时的X、Y、Z轴输出,并转化为最低有效位(LSB)的输出;然后保持传感器的XY平面和重力场方向垂直,且按芯片具有引脚焊盘的一面向上,此时,只有-Z方向受重力影响,记录下此时的X、Y、Z轴输出,并转化为最低有效位(LSB)的输出。以此类推,可得到当重力场方向与其他两个方向垂直时,对应的三轴输出及其最低有效位的值,检测的结果如表1所示,第一行指重力加速度沿+X方向时X、Y、Z三轴输出的LSB平均值,其它列依此类推。根据式(1),当某轴加速度为零时,其电压应为1.65 V,此时最低有效位的值为512。因此实验的检测结果和理论值存在微小误差,可以忽略,进而可以作为运动检测实验的标定参数。

$$\text{LSB} = \frac{1024 \times U_{\text{out}}}{U_{\text{source}}} \quad (1)$$

式中 U_{source} 为电源电压3.3 V。

表1 加速度传感系统三轴检测结果

	X轴	Y轴	Z轴
+X	582	508	510
-X	443	515	508
+Y	516	579	510
-Y	514	445	509
+Z	512	513	578
-Z	517	511	441

随着使用时间的加长,传感器由于机械转向漂移,以上检测结果也会出现漂移。Mathie^[11]的研究得出,在传感器使用几周后,其三轴检测值的偏差接近0.2 g_n (大约小于10%),但在随后的半年内可以稳定至一常数,此时的漂移量可以忽略不计。虽然器件本身对测量结果有部分冗余度,但直流漂移的主要来源还是设备安装环境的不一致,所以在实验时一定要确保安装的正确。

本系统中,根据采样器件的电压输出和LSB,可

以得到加速度和 LSB 的关系, 其公式如下:

$$A = \frac{k \times [U_{out} - (U_{source}/2)]}{R_{sample}} = \frac{k \times U_{source} [(LSB/1024) - 1/2]}{R_{sample}} \quad (2)$$

式中 A 表示加速度, 单位为 g_n , k 为方程系数, 通过上述传感器的检测实验, 可确定 k 在本系统的中的取值为 220。 U_{source} 为电源电压 3.3 V, R_{sample} 为模拟信号采样率 50 Hz。

2 实验方案

能耗的检测需要数据对比, 而作为金标准的“双标水检测法”由于其费用高、使用复杂等缺点无法实现其作为实验参照的价值。根据现有的能耗检测方法, 跑步机由于其使用方便、精确度较高、费用较低等优点, 已作为目前很多能耗检测系统开发的标准。鉴于此, 本系统的实验发生在市内知名的健身房, 采用的跑步机型号为: Treadmill Life 95TI, 可以实现跑步速度 0.8 km/h ~ 20 km/h、坡度 0% ~ 15% 的调整, 能耗检测精度在 95% 以上。

实验的具体方法是: 实验对象进入市内知名健身房, 进行跑步机跑步以测量能耗。有文献表明仪器佩戴位置对数据的分析和能耗检测具有很大的影响^[12], 本系统采用了目前采用较多的三个部位(腰部、膝盖和臀部)进行实验, 以确定最佳佩戴位置。为确定速度对系统的影响, 我们对每个部位进行三组不同速度的能耗测试实验。根据佩戴位置和三种不同的速度, 将实验分成九组进行, 具体分组方式见表 2。为提高数据采集的准确度, 每组实验分别进行三次, 共 27 次实验。

表 2 能耗检测实验分组

组别	1	2	3	4	5	6	7	8	9
佩戴位置	腰部	腰部	腰部	膝盖	膝盖	膝盖	臀部	臀部	臀部
跑步速度 (km·h ⁻¹)	1	5	10	1	5	10	1	5	10

本次实验中需要注意以下几点:

(1) 实验对象的选择

为确定性别对系统是否产生影响, 本次实验选择了男女两位志愿者分别进行实验。其中男性身高 170 cm, 体重 60 kg, 年龄 25 周岁, 身体健康; 女性身高 157 cm, 体重 45 kg, 年龄 24 周岁, 身体健康。

(2) 实验装置的佩戴

实验过程中, 分别将开发的系统置于人体的腰部、膝盖和臀部处, 如图 2 所示, 依次进行实验, 并将

所采集到的加速度数据传入计算机等做后续处理, 其中箭头所指为加速度传感器的三轴方向, +Z 上方的标识表示垂直纸面向里为 +Z 方向。



图 2 实验中仪器的佩戴位置
从左至右依次为: 腰部、膝盖和臀部

(3) 采样频率的选择

鉴于系统需要检测的人体运动的频率低于 20 Hz^[13], 系统的加速度信号采样频率无需太高, 而目前的能耗检测系统的采样频率主要在 50 Hz 左右^[14-16], 因此本系统同样采用 50 Hz 的频率采集加速度信号。

3 数据分析和精度对比

由于系统采集的加速度信号由多种信号线性叠加而成, 因此本系统对其进行了中值滤波以滤除噪声, 并进行低通滤波以分离信号。

目前用于能耗检测的方法很多, 而像神经网络等复杂的算法虽然效果比较理想, 但由于其算法复杂度较高, 不适合在便携性设备上使用, 而本系统的目标是实现便携化操作。基于这点, 本文提出了基于几何均值 GM (Geometric Mean) 的算法, 以三轴加速度数据的几何均值作为特征量, 见式 (3), 实现能耗检测。

$$GM = \sqrt{(A_x^2 + A_y^2 + A_z^2)}/3 \quad (3)$$

其中 A_x 、 A_y 、 A_z 分别为经处理后的各轴加速度, 单位为 g_n 。

通过以上公式我们可以得到两位志愿者将设备佩戴在不同部位, 并以不同速度跑步时所产生的 GM 波形。图 3 为女性志愿者将设备佩戴在腰部, 并以 10 km/h 的速度跑步时产生的 XYZ 三轴信号和 GM 波形。

接下来, 我们将对通过式 (3) 所获得的 GM 数据进行分析, 根据物理学中能量计算方法, 能量的消耗和力以及力在这个方向上的位移之间有着密切的关系, 基于这个基础, 推导出式 (4), 以计算出相应的运动能耗。

$$E = \left(\frac{1}{2} umg \int_{a_1}^{a_2} da \int_{t_1}^{t_2} t dt \right) / 4.18 \quad (4)$$

式中 E 的单位为 cal, u 为参数, 将在实验中通过一

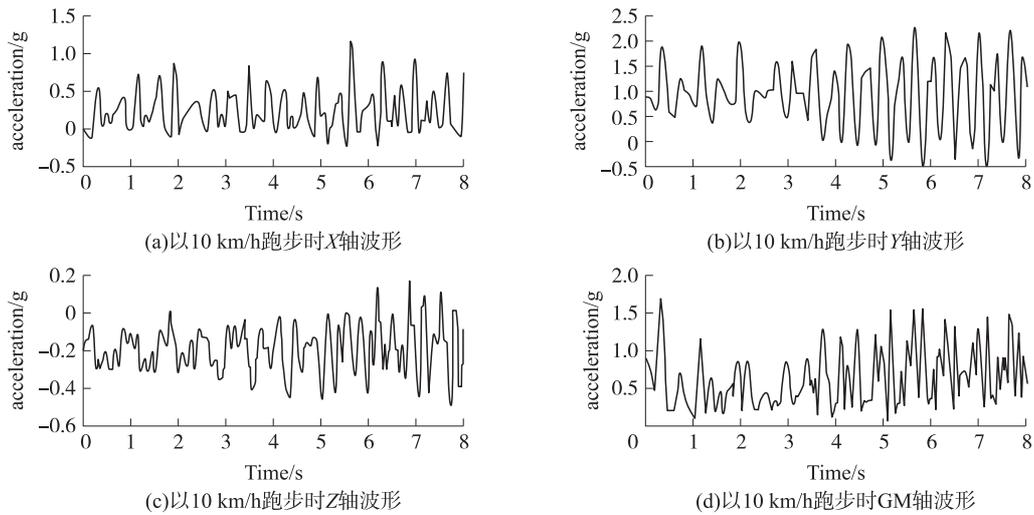


图3 女性志愿者以 10 km/h 速度跑步时产生的 XYZ 三轴信号和 GM 波形(腰部)

段时间内加速度 GM 的变化算出具体的能耗值,并以跑步机出现的能耗值为标准,算出 u 值大小,最后通过其他速度跑步时产生的能耗值进行 u 值大小的测试。 a 为 GM 数据。

实验中,通过女性志愿者以 10 km/h 的速度跑步时所产生的 GM 为基础,将得到的 GM 数据中最小值和最大值分别代入式(4),为提高计算的精确性,我们将实验的时间单位定为 1 s,也就是通过计算 1 s 内的能耗,获得参数 u 的值,并在其他两个不同速度的能耗检测中进行验证。跑步机以 10 km/h 运行时,其在 1 min 内的能耗为 10 kcal,也就是说平均 1 s 内,其能耗为 0.167 kcal,我们以此为标准得到式(4)中 u 的值为 0.014。利用该值代入式(4),得到 1 s 内,该女性志愿者以 1 km/h 和 5 km/h 速度跑步时的能量消耗分别为 0.016 kcal 和 0.047 kcal,而跑步机上该女性志愿者以 1 km/h 和 5 km/h 速度跑步时的能耗分别为 0.017 kcal 和 0.05 kcal,精度基本上在 93% 以上。图 4 为仪器佩戴在该女性志愿者腰部,分别以 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的 GM 波形,其中 a,b,c 三段分别为 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的情况。

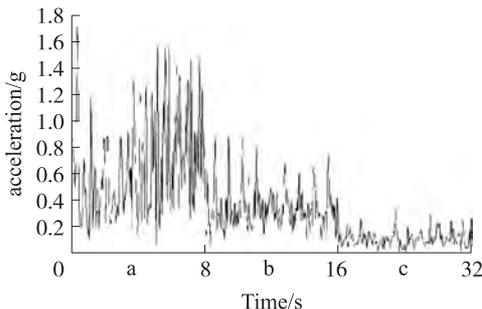


图4 女性志愿者以 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的 GM 波形(腰部)

而当仪器佩戴在膝盖和臀部时,以上述同样方式进行能耗检测时,得到的检测精度均在 91% 以下,其检测精度略低于仪器佩戴在腰部时的能耗检测,故我们将采用腰部作为本系统进行运动能耗检测的最佳佩戴位置。图 5 和 6 分别为仪器佩戴在膝盖和臀部时,以 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的 GM 波形,其中 a,b,c 三段的跑步速度分别为 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h。

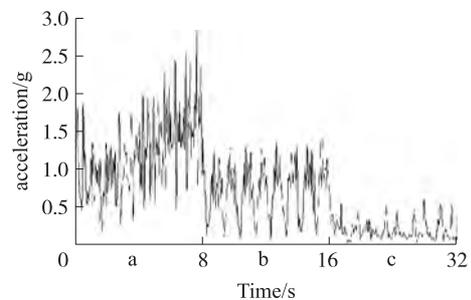


图5 女性志愿者以 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的 GM 波形(膝盖)

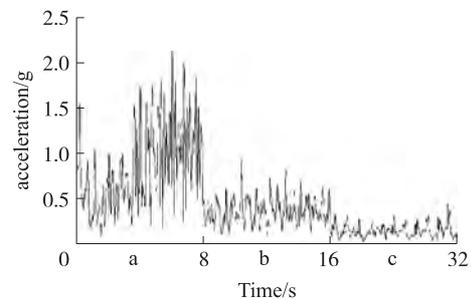


图6 女性志愿者以 10 km/h,5 km/h 和 1 km/h 跑步时所得的 GM 波形(臀部)

为了确定本系统的可靠性,在实验中,我们将系统与目前市场上精度较高的能耗检测仪进行对比实验。通过国家体育总局在对目前市场上的几种常用能耗检测仪进行了精度对比实验后,发现 LivePod

能耗检测仪精度相对最高,表 3 所示,可以作为本系统的精度对比仪器。

表 3 目前常用的几种运动能耗检测仪器的相对精度的对比

序号	知己	欧姆龙 1	欧姆龙 2	LivePod
1	67.55%	51.62%	52.82%	97.64%
2	91.64%	66.22%	68.23%	96.82%
3	92.00%	70.33%	71.00%	96.77%
4	84.75%	84.36%	80.40%	96.28%
5	95.73%	69.40%	65.12%	99.57%
6	89.08%	71.33%	76.11%	98.43%
7	89.24%	67.79%	65.88%	97.28%
8	97.86%	61.06%	54.99%	97.13%
9	94.02%	61.30%	60.55%	96.28%
10	89.55%	67.79%	84.89%	99.78%
11	89.86%	75.31%	74.45%	97.26%

实验中,通过两名志愿者分别将本系统和 LivePod 佩戴在腰部,并在跑步机 Treadmill Life95TI 上进行速度分别为 1 km/h,5 km/h 和 10 km/h 跑步,每种速度分别进行三次实验,每次实验检测能耗 1 min,最终的对比结果如表 4 所示。

表 4 系统与 LivePod 的相对精度对比

跑步速度	试验次数	本系统		LivePod	
		男性志愿者	女性志愿者	男性志愿者	女性志愿者
1 km/h	1	95.02%	95.06%	98.81%	98.84%
	2	94.15%	94.11%	98.75%	98.79%
	3	96.33%	96.37%	99.11%	99.07%
5 km/h	1	94.95%	94.91%	97.32%	97.35%
	2	93.86%	93.83%	97.11%	97.07%
	3	93.31%	93.35%	98.34%	98.31%
10 km/h	1	92.12%	92.17%	96.12%	96.15%
	2	92.87%	92.82%	97.01%	97.08%
	3	93.22%	93.19%	97.07%	97.01%

通过该表,我们发现虽然本系统的相对精度总体来说,要比 LivePod 低 2~4 个百分点,但精度总体较高,说明本系统以及文中提出的算法在人体运动能耗检测上具有很大的可实施性。而且通过该表发现男女之间的精度差别不是很明显,这说明本系统对性别没有十分严格的要求,另外,从表中我们发现,随着速度的增加,相对精度有所下降,关于这个原因,有待进一步研究。

4 总结与展望

人体的运动能耗检测对人的健康具有不可估量的重要作用,特别是对某些慢性病如高血压、糖尿病

和甲亢等的治疗方案的确定,其意义重大。在体育训练、营养学、劳动生理学等领域中,运动量及能耗的研究也都受到了很大的重视。而目前很多运动能耗检测的方法不是精度低,就是其操作和实现比较困难。目前出现了两种比较实用的便携式的能耗检测方法的研究:心率和加速度,相比之下,加速度的精度更高于心率,所以以加速度方法检测人体能耗成了一种趋势。

本系统基于这点考虑,设计了一种用于检测人体运动能耗的系统,文中对系统所用的硬件系统和适合便携式的能耗检测算法进行了系统分析和验证,并在实验中对男女性别对系统的差异。此外,利用本系统对目前常用的几种仪器佩戴位置(腰部、臀部和膝盖)分别进行了实验,并指出了腰部为本系统的最佳佩戴位置。在算法创新方面,本系统基于前人的经验,提出了基于 GM 适合于便携式设备的能耗检测算法,在实践中具有一定的可行性结果。

最后,虽然本系统具有较高的检测精度,但精度较高的 LivePod 相比,本系统还是存在着很多需要改进的地方,最主要是精度的提高,可以考虑算法的进一步改进,或者考虑将心率加入到本系统中,弥补三维加速度传感器在检测能耗时产生的不足。

参考文献:

- [1] 余珍. 断食疗法治疗慢性病[J]. 中国医药卫生,2007,8(6):27-28.
- [2] Carolien J van Andel, Nienke Wolterbeek, Caroline A M Doorenbosch, et al. Complete 3D Kinematics of Upper Extremity Functional Tasks [J]. Gait&Posture,2008,27:120-127.
- [3] Russell R Pate, Michael Pratt, Steven N Blair, et al. Physical Activity and Public Health[J]. JAMA,1995,273(5):402-407.
- [4] <http://hi.baidu.com/xgzkgj/blog/item/0ch2a31152bead0721f2eae.html>[EB/OL].
- [5] 李展. 体力活动能量消耗测量方法及其进展[J]. 贵州体育科技,2005(3):53-55.
- [6] FAO/WHO/UNO(1985). Energy and Protein Requirements Report of a Joint FAO/WHO Ad HOC Expert Committee [R]. FAO/WHO/UNO. Geneva(Tech Report Ser No 724).
- [7] Wolfe R R. Radioactive and Stable Isotope Tracers in Biomedicine: Principles and Practice of Kinetic Analysis [M]. New York: Wiley-Liss,1992. 207.
- [8] Meijer G A, Westertep K R, Koper H, et al. Assessment of Energy Expenditure by Recording Heart Rate and Body Acceleration [J]. Med. Sci. Sports Exerc,1989,221:343-347.
- [9] Matthews C E, Freedson P S. Field Trial of a Three Dimensional Activity Monitor: Comparison with Self-Report [J]. Med. Sci. Sports Exerc,1995,27:1071-1078.
- [10] Melanson E L, Freedson P S. Validity of the Computer Science and

- Applications, Inc. (CSA) Activity Monitor [J]. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1995, 27: 934-940.
- [11] Mathie M J, Coster A C, Celler B G. Classification of Basic Daily Movements Using a Triaxial Accelerometer [J]. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 2004, 42: 670-687.
- [12] 郭珍汝. 三轴向加速规在森林步道行走能量消耗之研究[D]. 台湾: 国立台湾大学, 2008.
- [13] Antonsson E K, Mann R W. The frequency content of gait [J]. *J. Biomech.*, 1985, 18: 39-47.
- [14] Bourke A K, O'Brien J V, Lyons G M. Evaluation of a Threshold-Based Tri-Axial Accelerometer Fall Detection Algorithm [J]. *Gait & Posture*, 26 (2007): 194-199.
- [15] Díaz A, Prado M, Roa L M, et al. Preliminary Evaluation of a Full-Time Falling Monitor for the Elderly [C]// *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA. September 1-5, 2004*: 2180-2183.
- [16] Karantonis D M, Narayanan M R, Mathie M. Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Accelerometer for Ambulatory Monitoring [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2006, 10(1): 156-167.



朱国忠 (1985-), 男, 浙江大学生仪学院硕士研究生, 研究方向为传感器、医疗电子, zgzbme0730@gmail.com;



潘敏 (1969-), 男, 浙江大学生物医学工程副教授, 长期从事传感器技术及检测仪器的教学和有关纳米技术、微纳传感器制作、生物传感器和系统技术、人体生理参数无损检测技术等领域的研究, 主持参与了多项国家科技支撑项目、863 高技术项目和省部级项目。曾赴美国、意大利、日本等国高访。近年来在国内外会议期刊上发表了多篇科技论文, 其中 30 多篇被 SCI、EI 收录。申报并受理了 6 项国家发明专利, 已授权发明专利 3 项, panmin@zju.edu.cn。