

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2106692

基于穿戴式心电的慢跑监护与效果评价研究*

安宇坤¹ 章树立² 朱松盛^{1,3} 刘宾¹ 向文涛¹ 李建清^{1,3}

(1.南京医科大学 生物医学工程与信息学院 南京 211166; 2.东南大学 生物科学与医学工程学院 南京 210096;
3.东南大学 仪器科学与工程学院 南京 210096)

摘要:慢跑是都市人群经常采用的健身方式。针对慢跑运动中意外风险监护不足与缺少效果评价方法的问题,提出了一种基于穿戴式心电的慢跑监护与效果评价系统。在硬件端采用自适应右腿驱动电路的方案,解决了穿戴式心电采集系统中的输入阻抗动态变化问题;在软件端采用二次中值滤波算法,解决了穿戴式心电运动伪迹问题。采用瞬时心率变化曲线与HRV参数变化曲线实现了慢跑意外风险监护与总自主神经调控能力的评价。信号质量可满足穿戴式心电分析的要求。通过一组20岁与40岁志愿者瞬时心率与心率变异性参数对比表明,40岁志愿者的自主神经总调节能力弱于20岁志愿者,慢跑有助于改善该能力。基于穿戴式心电采集与分析,本文系统可有效的实现监护与效果评价功能。

关键词:慢跑;穿戴式心电;监护;心率变异性

中图分类号: R318.6 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.6110

Jogging monitor and evaluation system based on wearable ECG

An Yukun¹ Zhang Shuli² Zhu Songsheng^{1,3} Liu Bin¹ Xiang Wentao¹ Li Jianqing^{1,3}

(1. School of Biomedical Engineering and Informatics, Nanjing Medical University, Nanjing 211166, China;
2. School of Biological Science and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China;
3. School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: Jogging is a favorite sport modality for urban population. A monitoring and evaluating system is proposed as it is challenging to monitor the accident in the jogging and evaluate the jogging performance. **Methods:** The adaptive Right-leg Driven circuit is proposed to overcome the unstable input impedance in hardware, the dual median filter approach is utilized to figure out the ECG motive artifact in software. Subsequently, the accident monitoring and autonomic nervous function evaluation are accomplished based on instantaneous heart rate and heart rate variability (HRV). **Results:** The system proposed in this paper obtain appropriate ECG. Based on the instantaneous heart rate and HRV analysis of 20 years old and 40 years old volunteers, the autonomic nervous function of 40 years old volunteer is relatively weaker. **Conclusions:** The experimental results demonstrate our wearable ECG system could monitor and evaluate the jogging effectively.

Keywords: jogging; wearable ECG; monitor; heart rate variability

0 引言

随着全民健身活动的开展,慢跑作为一种简便易行的有氧健身运动,逐步成为都市人群经常采用的健身方式。文献[1]研究表明,长期、适量的运动训练可使心脏发生良性适应,提高心脏的自主调节能力。从自主神经均衡性角度出发,慢跑的过程涉及自主神经均衡性的打破和再形成

过程,若自主神经系统原处于失衡或活性下降的状态,则会增加慢跑的运动危险,甚至危害身体健康。因此,就开展慢跑活动而言,亟需解决的两个问题一是运动安全,二是运动效果评价。

心电信号是由心脏的心肌细胞因电活动而生成的综合反映,是心肌细胞除极与复极过程的一种物理表示。研究表明,过度运动将引起自主神经系统功能紊乱和失衡,其心

收稿日期:2021-05-14

* 基金项目:江苏省重点研发项目(BE2017735)、国家自然科学基金项目(6157113, 81871444, 62071241)、南京市卫生厅穿戴式心脏-睡眠-情绪智能监控联合实验室基金(ZKX18029)、东南大学与南京医科大学联合基金(2242017K3DN36)项目资助

率变异性(heart rate variability, HRV)的时域参数相邻RR间期差的均方根(root mean square of successive RR interval differences, RMSSD)、NN间期标准差(standard deviation of NN intervals, SDNN)与频域指标低频功率(low-frequency (LF) power, LF PWR)、高频功率(high-frequency (HF) power, HF PWR)会出现明显下降。特别在心率失常猝死中,多数因为室性快速心率失常,其中伴随副交感神经活性减弱、交感神经活动增强拉低室颤阈值,对应HRV参数的降低。石波等^[2]比较了静息状态和运动状态中的实时心率变异性参数,结果表明运动时的时域参数与频域参数均较静息状态显著降低,差异具有统计学意义。因此,通过在慢跑过程中实时采集心电信号,可采用瞬时心率以及心率变异性参数对慢跑运动进行风险监护与运动效果评价。

针对慢跑监护与效果评价,心电监测特别是穿戴式心电监测是实现该研究目标的有效途径。穿戴式技术是近年来出现的一种新应用,可以广泛应用于临床监控、家庭保健、特殊人群护理等方面,通过将医疗监测系统“穿”或者“戴”在身上,在不影响人日常活动的同时达到生命体征信号的实时采集。文献[3-5]针对其中的检测模型、检测算法与系统等方面开展了大量工作。

就穿戴式心电检测模型而言,根据采用电极可分为接触与非接触式两种。接触式心电检测多采用织物电极,文献[6-8]均在此方面开展了大量研究,在使用者静止状态下已能够获得较好的心电信号。熊强强等^[9]设计了一种智能型腕带式心率检测仪,通过将心率血氧模块佩戴在使用者的腕部来采集心率信号。非接触式心电检测通过电极与人体耦合过程来进行建模,受人体运动影响更为明显,故多用于使用者静止状态的心电检测。文献[10-11]报道了两种利用非接触电极进行心电采集的系统。

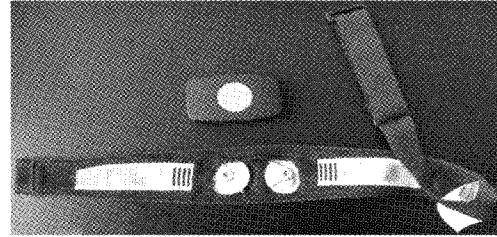
就穿戴式心电检测算法而言,除传统的频域、变换域滤波处理的方法外,本文较为关注适用于穿戴式传感的运动伪迹去除算法,如Zou等^[12]提出的一种基于QRS波检测的运动伪迹去除算法,其通过去除两个QRS波之间噪声的方式实现此目的,该算法的运行时间和内存需求均较小,但QRS波检测的准确性与运动伪迹的大小有关。陈炎等^[13]提出利用加速度信号中判定是否存在运动伪迹并获取运动伪迹的频率,并应用到穿戴式设备连续性实时监测中。

根据慢跑监护与效果评价的研究目标,本文选择穿戴式心电检测作为信号采集方案。针对共模干扰与运动伪迹影响R波提取精度的问题,本文分别在硬件与软件端采用自适应右腿驱动电路(adaptive right leg driven, A-RLD)与二次中值滤波的方法加以解决。在此基础上,采用心率与HRV参数实现慢跑意外风险监护与效果评价。

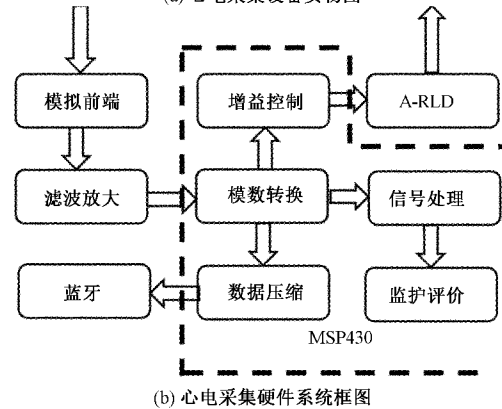
系统经过一定数量的实验,表明其在慢跑意外风险监护和慢跑功效评价方面起到了一定的作用。

1 材料与方法

本文采用如图1(a)所示的织物电极胸带作为心电采集设备,该心电采集硬件系统的结构框图如图1(b)所示。



(a) 心电采集设备实物图



(b) 心电采集硬件系统框图

图1 心电信号采集终端基本结构图

1.1 慢跑监护与效果评价系统总体设计

系统设计分为模拟与数字两个部分。文献[14]采用了高输入阻抗模拟前端、滤波、放大电路,与常用穿戴式心电采集系统基本一致,数字部分采用MSP430进行算法实现。就本文研究目的而言,难点在于提高穿戴式心电信号R波提取的准确性。大量实验表明,穿戴式心电的噪声主要来源于织物电极在使用者运动过程中输入阻抗的变化,以及电极与皮肤间的相对运动。反映在心电信号上,输入阻抗的变化表现为共模干扰包络存在较大的动态范围,传统静态右腿驱动方法无法有效的去除共模干扰。对于电极与皮肤间的相对运动,主要表现为运动伪迹。针对共模干扰,本文采用自适应右腿驱动的方式加以解决;针对运动伪迹,陈家益等^[15]报道了一种二次中值滤波的方法进行初步滤除,本文参考该方法并采用经典的实时差分阈值法实现了R波提取。上述算法运算量小,当运动伪迹不大时可获得较好的效果,且可在单片机中进行实现基本的慢跑监护与效果评价。当效果评价中需进行功率谱相关参数提取时,本文将采集到的心电数据进行压缩,通过蓝牙发送至智能手机端进行实现。

1.2 自适应右腿驱动电路

本文采用的穿戴式心电采集胸带含有两个织物传感器,使用中对传统心电采集中的左右手电极。为提高共模抑制比,本文系统在采集电路中设计了右腿驱动电极,考

虑到实际工作环境,该电极与人体采用容性耦合的方式实现右腿驱动功能。容性耦合右腿驱动电路能够抑制由工频信号引起的共模干扰,其等效电路如图2所示。

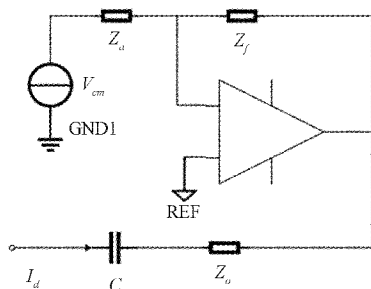


图2 自适应右腿驱动等效电路

其中, I_d 为工频电力线与人体间的位移电流, V_{cm} 为反馈平衡后的共模干扰电势, 如式(1)所示。

$$V_{cm} = \frac{I_d * (Z_o + Z_c)}{1 + Z_f/Z_a} + V_{Ref} \quad (1)$$

从理论分析可得,在运放输出不饱和的前提下,提高反馈电路增益 G (Z_f 与 Z_a 的比率),可降低共模干扰的幅度。实际测量中,在织物电极与皮肤间存在法向运动时,容性耦合右腿驱动方法的性能受到影响。为此,本文采用了自适应右腿驱动电路的方法,在电路中增加了一级可变增益放大器,如图1(b)所示,将源端的 V_{cm} 由单片机的ADC模块进行采集,经内部运算后控制该可变增益放大器的增益,最终实现自适应右腿驱动电路。其中, V_{cm} 与增益之间的关系采用查表方式实现。

1.3 运动伪迹滤除

在MSP430中实现二次中值滤波方法由V. S. Chouhan和S. S. Mehta提出,该方法进行两次不同长度的中值滤波,中值滤波长度与心电信号采样频率有关。二次中值滤波后得到运动伪迹信号,再用原始信号减去运动伪迹信号。本文心电采样频率设置为256 Hz,根据该算法,设置二次中值滤波的序列长度分别为51与151。为提高运算的实时性,本文设置了4个存储区,分别存储排序后的心电中值数据,以及该数据对应的序号,采取类似堆栈的方式实时处理新采集的心电数据。在智能手机端,本文采用基于小波变换的方法对心电数据进行去噪与去除运动伪迹操作,以进一步提高R波提取的准确性与慢跑效果评价的准确性。

1.4 慢跑监护与效果评价参数化

就慢跑监护而言,本文主要以最大瞬时心率与心率变异性参数SDNN为监护指标,当瞬时心率连续多次超过最大瞬时心率,且SDNN下降到与静息状态相关的一个阈值时,系统报警,提醒慢跑人员注意风险。本文的瞬时心率以5 s为窗宽,2.5 s为步长进行计算。就慢跑评价而言,本文主要选取瞬时心率变化曲线与心率变异性参数作为评价指标。心率变异性指逐次心跳周期差异的变化情况,产生于

自主神经系统对心脏窦房结的调制,反映了自主神经活性、心脏交感神经与副交感神经的紧张性与均衡性。本文选取两种时域参数(SDNN与RR间期直方图)与两种频域参数(LF PWR与HF PWR)作为评价依据。时域参数中,SDNN为RR间期的标准差,可以反映交感神经与迷走神经张力,用于评价心脏自主神经系统总调控能力。频域参数计算一段时间内RR间期功率谱密度某一频段的总功率,本文选择的LF PWR表示0.04~0.15 Hz频段内总功率,反映交感神经与迷走神经的复合调节功能;HF PWR表示0.15~0.4 Hz频段内总功率,单独反映迷走神经调节功能。

2 实验结果

本文在学校范围内征集了33名志愿者作为被试,其中男性30名,女性5名。4名男性被试年龄在40~45岁,其余31名被试年龄在20~25岁之间。

在实验前,要求被试静坐15 min,使心血管机能处于安静状态。设定最大瞬时心率阈值为180次/min。当瞬时心率连续5次(15 s)超过阈值,且SDNN下降超阈值时,系统提醒被试改变跑步状态为正常行走。以年龄40岁的被试从安静状态心率达到最大瞬时心率的时间间隔为参考,当年龄20岁左右的被试从安静状态开始,慢跑时间达到此参考值时,改变跑步状态为正常行走。

随机选择1名年龄40岁(Y40)男性,2名年龄20岁(Y20A, Y20B)左右的男性被试,其0~300 s的瞬时心率如图3所示。年龄在20~25岁间的男女被试,其瞬时心率、HRV参数的变化趋势基本一致。

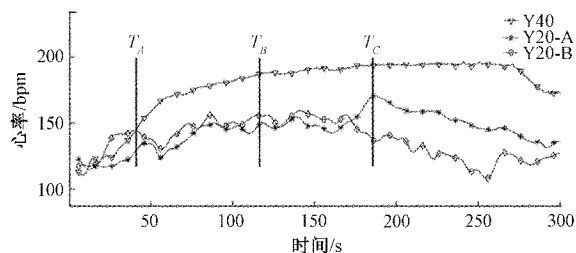


图3 瞬时心率变化曲线

可见,在慢跑过程中,Y40与Y20的瞬时心率变化情况存在较为明显的差异。首先,在运动初期,Y40与Y20的瞬时心率变化趋势基本一致,但超过时间点 T_A 后,Y20的瞬时心率变化趋于平缓,而Y40瞬时心率迅速上升,瞬时心率明显高于Y20,变化趋于平缓的时间点 T_B 明显晚于Y20,并在 T_C 达到瞬时心率阈值。其次,到达瞬时心率最大值后,Y20的瞬时心率基本维持在该最大值水平,并在一段时间后开始下降。Y40在慢跑转为正常行走后,其瞬时心率并没有维持在最大值水平,而是持续增加,且在Y20的瞬时心率开始下降后,Y40的瞬时心率仍在增加。图3的瞬时心率变化曲线表明:1)相较于Y20被试,Y40被试

的心脏自主调节能力减弱;2)由于 Y40 在达到最大心率阈值后,即使改变运动状态为正常行走,其瞬时心率将继续增加,故对于慢跑监护,根据以往研究与本文实验结果,将改变运动状态的报警阈值设置为最大心率的 80%。此外,该实验中 ECG 数据的 RR 间期直方图如图 4 所示。

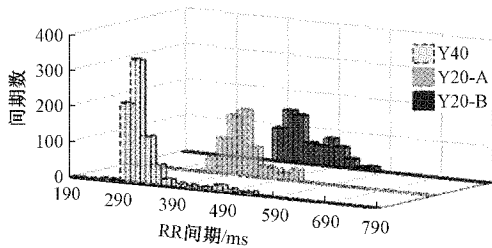


图 4 RR 间期直方图

根据以往研究成果,RR 间期直方图形状反映了 HRV 大小,正常 RR 间期直方图应呈双峰形状,当 RR 间期直方图高且窄时,HRV 参数较小,且反映了心脏的某些异常状况。图 4 所示 Y40 与 Y20 的 RR 间期直方图表明,虽然其均表现出双峰形状,但 Y40 的 RR 间期直方图明显高于、窄于 Y20 的 RR 间期直方图。图 4 反映的心脏自主调节能力与图 3 存在相似的结论。

进一步地,虽然 SDNN 常以不少于 256 个 RR 间期的时间窗进行计算,但为反映图 3 所示心率快速上升时间段的 HRV 参数变化,本文以 50 s 为窗宽,25 s 为步长,计算 Y40 与 Y20 的 SDNN 参数,如图 5 所示。可见在被试接近安静状态时,Y40 被试的 SDNN 值较高,但在 0~75 s 时间段,相较于 Y20,Y40 的 SDNN 参数快速下降,反映了该被试心脏自主神经系统的总调控能力弱于两名 Y20 被试,与图 3、4 反映的情况相近。

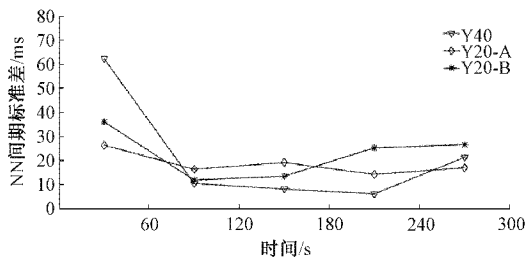


图 5 SDNN 参数图

研究 3 名被试心率数据的频域参数,比较 Y40 与 2 名 Y20 心率 RR 间期的功率谱密度如图 6 所示。据 HRV 参数情况,低频功率 LF PWR 反映交感神经与迷走神经的复合调节功能,高频功率 HF PWR 反映迷走神经的调节功能。相较于静止状态,被试在运动中的 LF PWR 与 HF PWR 均呈下降状态,且下降幅度体现了调节功能的强弱。如图 6 所示被试运动过程中心率 RR 间期的功率谱密度,两名 Y20 被试的功率谱密度相近,Y40 被试的功率谱密度明显低于 Y20 被试的功率谱密度,该实验结果与图 3~5 反映的情况相近,表明了本文系统的有效性。

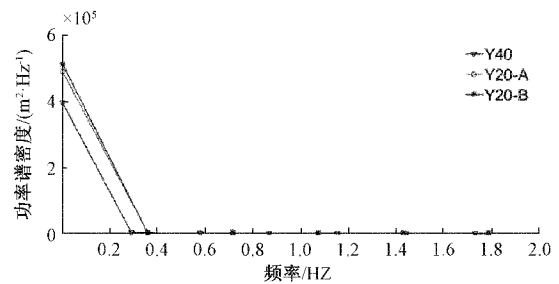


图 6 功率谱密度图

3 结 论

都市生活节奏快速,都市人群普遍缺少运动时间,缺乏锻炼。慢跑作为一种简便易行的运动,常被都市人群采用。经常进行慢跑运动,有助于提高迷走神经张力。本文针对慢跑监护与慢跑效果评价问题,研发了一套基于织物传感器的穿戴式心电采集系统。本文采用该系统,实时监控慢跑人员的心率变化情况,在其心率超过阈值 80% 的情况下予以提醒,以降低慢跑中的意外风险。结合 SDNN 参数,本文将 SDNN 下降的阈值设置为静息状态 SDNN 参数的 20%。两个参数与意外风险监护之间为或的关系。在慢跑效果评价方面,本文采用心率变异性参数,记录使用者每次慢跑的 RR 间期直方图、SDNN 参数图、功率谱密度图以及 LF PWR 与 HF PWR 参数,这些参数的长期记录,有助于慢跑人员评价自身的慢跑效果,有助于慢跑人员坚持运动。

选择小波变换方法进行信号与处理,在对信号的直流分量、基线漂移、工频噪声等的滤波效率测试中,能很好地保留信号的细节信息,且比常规数字滤波方法在效率和效果上有巨大提升,是一种优秀的信号预处理方法。

使用本系统对健康成年男性的 5 次采样结果表明,使用干性电极背心,结合本文中设计的多导联采样系统,进行体表电位采样是可行的,截取的单心动周期基本保持了体表电位信号的细节信息,证明本系统可以作为体表电位采样的设备,为临床心脏疾病的辅助诊断提供新的方法。

参考文献

- [1] 宋涛,袁春平,沈友青,等. 心率变异性应用于运动训练监控研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2016, 35(4):400-404.
- [2] 石波,张莉,曹阳,等. 静息状态和实时运动状态心率变异性比较研究[J]. 中国医疗器械杂志, 2017, 41(3): 57-160.
- [3] 梁盛德,王寻,梁金福. 基于卷积神经网络和心电 QRS 波群的身份识别[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(4):1-10.
- [4] 刘今越,毕圆浩,贾晓辉,等. 睡眠中逐次心跳周期的无束缚提取方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(4):100-106.

- [5] 张丹, 隋文涛, 梁钊, 等. 基于VMD和KNN的心电信号分类算法[J]. 电子测量与仪器学报, 2019, 33(4):140-145.
- [6] CHI Y M, PATRICK N G, CAUWENBERGHS G. Wireless noncontact ECG and EEG biopotential sensors[J]. ACM Transactions on Embedded Computing Systems, 2013, 12(4):1-19.
- [7] MICHAL H, L'UBOMÍR S, FRANTIŠEK H, et al. Bio-monitoring system with conductive textile electrodes integrated into t-shirt [C]. 2014 24th International Conference Radiotelektronika, 2014, 1-4, DOI: 10.1109/Radiotelek.2014.6828472.
- [8] 熊帆. 基于织物心电传感的运动伪迹机理及抑制算法研究[D]. 成都:电子科技大学, 2019.
- [9] 熊强强, 尹建平, 姚卫国, 等. 一种智能型腕带式心率检测仪的设计与实现[J]. 国外电子测量技术, 2020, 39(2):88-92.
- [10] LIU S T, ZHU M X, LIU X Y, et al. Flexible noncontact electrodes for comfortable monitoring of physiological signals [J]. International Journal of Adaptive Control and Signal Processing, 2019, 33(8): 1307-1318.
- [11] CASTRO I D, MERCURI M, TORFS T, et al. Sensor fusion of capacitively coupled ECG and continuous-wave doppler radar for improved unobtrusive heart rate measurements [J]. IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, 2018, 8(2): 316-328.
- [12] ZOU C, QIN Y J, SUN C L, et al. Motion artifact removal based on periodical property for ECG monitoring with wearable system[J]. Pervasive and Mobile Computing, 2017, 40(6): 267-278.
- [13] 陈炎, 李丹, 李彦海, 等. 基于加速度传感器的心率信号处理及检测方法[J]. 科学技术与工程, 2016, 16(9):67-70.
- [14] 周平, 江丰, 刘梦星, 等. 非接触式心电测量的噪声抑制研究[J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(10):2226-2230.
- [15] 陈家益, 熊刚强, 战荫伟, 等. 基于二次检测和极值修剪的自适应滤波算法[J]. 安徽大学学报(自然科学版), 2019, 43(5):35-40.

作者简介

安于坤, 硕士在读, 主要研究方向为穿戴式医疗器械, 生物电信号处理等。

E-mail:746801020@qq.com

李建清(通信作者), 教授、博士生导师, 主要研究方向为物联网、医疗器械与设备、康复机器人技术、机器人临场感技术等。

E-mail:jqli@njmu.edu.cn