

一种可消除运动伪迹的可穿戴心电监测系统*

胡振原¹ 刘澄玉¹ 李建清^{1,2}

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

摘要: 针对目前的可穿戴式心电监护系统,由于电极运动伪迹过大造成心电信号严重漂移失真等,设计了一种心电信号(electrocardiogram, ECG)和电极-皮肤阻抗变化信号(electrode-tissue impedance variation, ETIV)两路信号同步采集系统。分析了 ECG 与 ETIV 信号在电极不同受力的相关性,可将 ETIV 信号作为参考信号,ECG 作为输入信号,利用 LMS 自适应滤波算法消除 ECG 中的运动伪迹,得到基线稳定、清晰的心电信号。不仅满足了舒适性下的长期佩戴,而且消除了运动伪迹造成的严重的干扰。实现结果表明,该心电检测模块应用到移动心率监护中不仅可以提供实时的心电监护,而且能得到基线稳定清晰的心电信号。

关键词: 心电信号;电极皮肤阻抗变化;运动伪迹;自适应滤波

中图分类号: R **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

Wearable ECG detection system for eliminating motion artifacts

Hu Zhenyuan¹ Liu Chengyu¹ Li Jianqing^{1,2}

(1. School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China;

2. School of Biomedical Engineering and Informatics, Nanjing Medical University, Nanjing 211166, China)

Abstract: In view of the current wearable ECG monitoring system, due to excessive electrode motion artifacts, the ECG signal is seriously drifted and distorted, etc. An electrocardiogram (Electrocardiogram, ECG) and electrode-skin impedance change signal (Electrode-tissue impedance variation, ETIV) Two-channel signal synchronous acquisition system. The correlation between ECG and ETIV signals at different stresses on the electrodes is analyzed. The ETIV signal can be used as the reference signal, and the ECG as the input signal. The LMS adaptive filtering algorithm is used to eliminate the motion artifacts in the ECG to obtain a stable and clear baseline electric signal. Not only meet the long-term wearing under comfort, but also eliminate the serious interference caused by motion artifacts. The implementation results show that the application of the ECG detection module to mobile heart rate monitoring not only provides real-time ECG monitoring, but also meets user comfort requirements.

Keywords: ECG signals; electrode-tissue impedance vary signals; motion artifacts; adaptive filtering

0 引言

根据国家心血管疾病中心 2019 年发布的《中国心血管疾病报告 2018》显示,中国心血管患病率处于持续上升阶段,心脑血管病住院总费用持续增加,年均增速远高于国民生产总值增速。患病人数超过 2.9 亿,疾病死亡率居首位,占居民死亡总数的 40% 以上,其中农村为 45.50%,城市为 43.16%,并且农村心血管病死亡率持续高于城市,平均每 3 个死亡人员中,就有一人死于心血管疾病^[1]。特别是我国将在 2030 年迎来人口老龄化高峰,2050 进入深度老龄

化社会,面临的人口健康压力空前巨大^[2]。实现心血管疾病早期筛查与诊断,提高健康保障水平,已成为我国社会和国民经济发展的重大战略课题^[3]。

可移动的穿戴式心电监测设备是一种便携式无创术,可通过测量电极之间的电压差来监视心脏的电活动。在动态心电采集,人体在动态下极易产生电极与皮肤的相对位移以及皮肤的拉伸,引起电极-皮肤阻抗变化,从而导致较大的运动伪迹噪声^[4-5]。运动伪迹噪声是穿戴式心电监测中最大的噪声源,可以使电极皮肤的电势变化高达几毫伏,从而使信号失真,严重干扰信号的分析,甚至造成系统

收稿日期:2020-05-07

*基金项目:江苏省杰青项目(BK20190014)、国家自然科学基金(81871444,61571113)、江苏省重点研发计划(BE2017735)、江苏省实践创新计划(SJ CX18_0056)项目资助

的误判等,严重时可能导致医生的错误决定,威胁病人的生命安全^[6]。所以,在动态环境下实现心电检测设备的可移动化需解决运动伪迹这一难题。

运动伪迹的频谱主要分布在 $0.05 \sim 14$ Hz 范围内,与心电信号的频谱重叠,使用基本滤波器不能有效的滤除运动伪迹噪声,使心电信号产生严重的基线漂移^[7]。目前消除运动伪迹噪声的主要方法有:向旭等^[8]用周期元分析消除运动伪迹,但不能准确描述和识别 ECG 中的运动伪迹;吴金奖等^[9]用 Savitzky-Golay 滤波器消除运动伪迹,处理速度较快,但是大部分心电波形失真,极大的影响了心电信号后续分析;黄茂城等^[10]采用人体移动加速度传感器获取人体运动信息对心电信号进行自适应滤波,消除运动伪迹,但是人体移动加速度传感器获取的人体运动信息并不能很准确的反应运动伪迹的变化,也未阐明运动信息与运动伪迹的直接关系。Tong 等^[11]在电极薄膜内嵌入发光二极管和光敏管测量运动伪迹信号。以上各种方法均取得一定的伪迹抑制效果,但都要采用电极以外的传感器来检测伪迹

信号。而且,研究发现,基线漂移的心电信号并非运动伪迹与心电信号的简单相加。

因此针对如何在动态环境下消除运动伪迹,实现心电信号的稳定检测成为了当前便携式心电监测设备的主要问题之一。本文针对这一问题设计了一套面向动态环境下的便携式心电监测系统,集成 ECG 信号和 ETIV 信号采集模块、微处理器控制器和蓝牙传输模块,将采集的数据通过蓝牙传输到客户端。在软件上分析了 ECG 信号与 ETIV 信号在不同运动态下的相关性,将 ETIV 信号作为自适应滤波算法的参考信号,实现运动伪迹的消除,使用户能在动态环境下得到了清晰的心电信号,并通过实验证明效果良好。

1 ECG-ETIV 信号采集系统设计

本文设计的面向动态环境下的心电监护系统主要由信号采集节点及客户端组成,系统的总体结构如图 1 所示。ECG 和 ETIV 同步采集系统采用共用 RA 电极和 LL 电极的方式,同步采集 ECG 信号和 ETIV 信号。

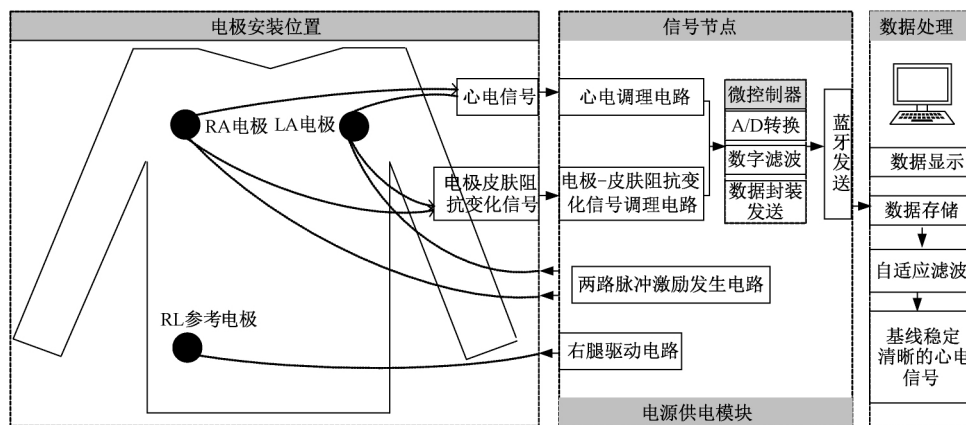


图 1 系统结构

系统的实物如图 2 所示,系统中主要包括 ECG 信号采集前端、ETIV 信号采集前端、电源管理模块、蓝牙模块和微控制器组成的数字处理模块。实验中所使用的数据均由此系统采集。

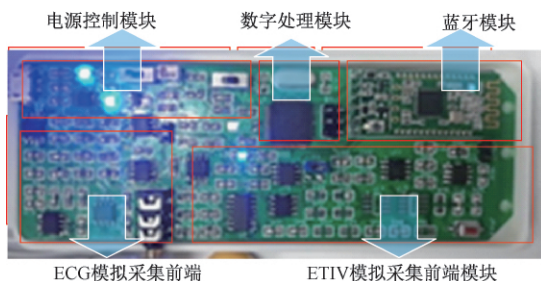


图 2 系统实物

1.1 ECG 信号检测方法

心电信号是典型的生物电信号,如同大多数的生物电

信号,属于微弱信号,其幅值范围为 $0.01 \sim 5$ mV 之间,典型值通常为 1 mV;频率范围在 $0.05 \sim 100$ Hz 内,而 90% 的心电频谱能量集中在 $0.25 \sim 35$ Hz 之间^[10]。根据心电信号的特点,在设计心电信号采集电路时既要保证心电信号不失真的放大,还要滤除工频、低频和高频噪声。本系统是 3.3 V 单电源供电,且有 1.5 V 偏置,为了有利于 A/D 转换,放大电路的放大倍数应当设置为 100 倍左右。为了在放大信号的同时抑制干扰,通常将心电信号放大电路设计为多级放大,包括一级放大电路和二级放大电路;另外要合理的安排放大电路和各个滤波电路的顺序。因此整个心电采集模块电路主要包括以下几个部分:一级放大电路、有源高通滤波电路、有源工频滤波电路、无源低通滤波电路和二级放大电路。心电采集模块结构如图 3 所示。

1.2 ETIV 信号检测方法

皮肤位于人体的最表面的一层,是人体和外界环境直接接触的部分,是人体最大器官。皮肤的机构极其复杂,

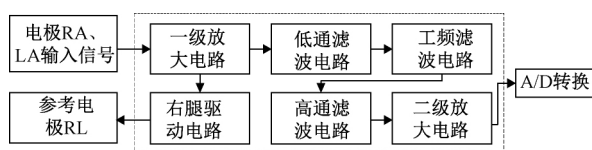


图 3 心电采集模块结构

含有大量的细胞,错综复杂的血管、神经网络,以及毛发、皮脂腺、汗腺、爪甲等附属器。由外到内可以划分为表皮、真皮和皮下组织。又各自分成好几层,汗腺和毛囊又贯穿各层,其界面的电学特性是各层的叠加和组合,这就导致其电学特性极其复杂^[20]。

皮肤-电极界面的阻抗模型如图 4 所示^[21],该模型是电阻 R_d 和电容 C_d 的并联再与电阻 R_s 的串联。其中 E_{hc} 为皮肤与电解质界面电位差,又称为半电池电势,这里的电解质是如导电膏等,故该模型更多的应用在湿电极等效模型中。电容 C_d 代表了电极和皮肤之间的等效电容,人体皮肤的阻抗等效为电阻 R_d , R_s 为当皮肤、电极之间进行电荷转换时形成的电阻,即电荷迁移电阻, R_d 和 C_d 均依赖于电流密度和频率。

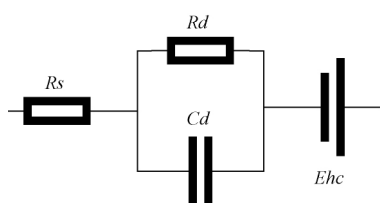


图 4 皮肤-电极界面的阻抗模型

生物组织中含有大量的细胞,细胞是构成生物体的基本单位,其主要可以分为细胞膜和细胞内液 2 大部分,细胞内液和细胞外液属于含有大量离子的电解质溶液,而细胞膜主要是由各种纤维和蛋白质构成,可以看作是电器绝缘体。可以认为生物组织对不同频率的电流具有容性和阻性 2 种特性,对生物组织施加低频激励电流时,电流主要通过细胞外液进行传导,细胞膜会对电流的传导起到阻碍的作用;当施加高频激励电流时会有部分电流通过细胞内液,电流流通方向如图 5 所示,因此细胞外液和细胞内液可以等效为电阻,细胞膜可以等效为电容,由此得出细胞的三元件等效电路如图 6 所示^[22-24]。

R_1 表示整个生物组织细胞外液等效电阻, R_2 表示整个生物组织细胞内液等效电阻, C_2 表示整个生物组织的细胞膜等效电容。

结合皮肤-电极电化学界面模型和细胞三元件等效电路,完整的电极-皮肤等效电路如图 7 所示。

在日常生活中,用户在佩戴时极易产生运动伪迹噪声,而皮肤运动伪迹的主要原因是皮肤内外层之间电位的变化。引起这种电势变化的皮肤变形可能来自皮肤的横向拉伸、皮肤的旋转拉伸或垂直施加的压力、导电凝胶与

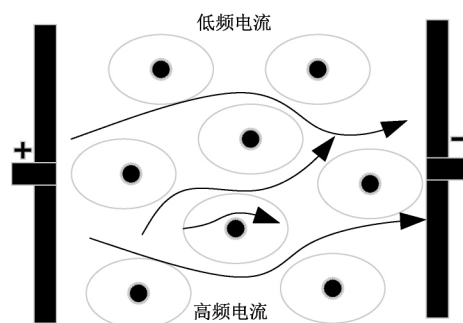


图 5 细胞间电流流通方向

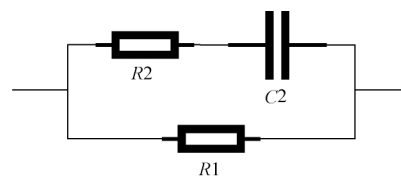


图 6 细胞三元件等效电路

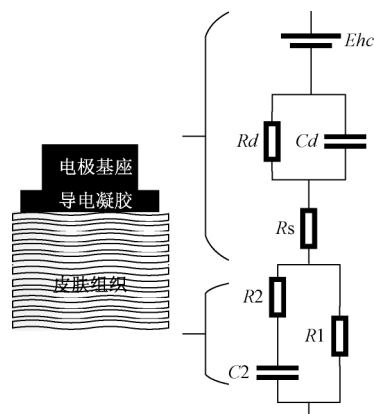


图 7 电极皮肤等效电路模型

皮肤接触面的变化等,是一个综合作用的结果,但是在伴随着这种皮肤变形以及电极与皮肤接触面变化的同时也会引起电极-皮肤阻抗的变化,也就是说电势的变化与皮肤阻抗的变化有着极其密切的关系^[25]。

下面又从皮肤的真实模型解释了皮肤在受力下是如何影响皮肤阻抗变化的,如图 8 所示。

当拉伸皮肤时,在角质层中的水平排列的细胞相互配合,使离子的主要阻力通道横截面积减小,通道长度增加,因此阻抗是增大的^[26-28]。

$$R = \frac{\rho L}{S} \quad (1)$$

综上所述可以得出,皮肤在应力作用下会发生皮肤阻抗的增大,而导致两电极上电势的变化,从而产生运动伪迹。因此可以通过测量电极-皮肤的阻抗变化趋势来定性的描述运动伪迹信号。

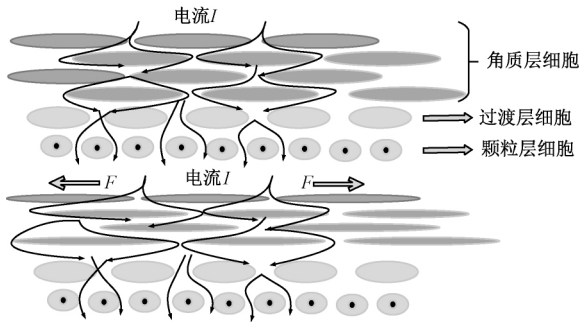


图8 拉伸皮肤使角质层电流通道长度增加且横截面积减少

因此本文设计的电极-皮肤间的阻抗变化信号采集电路原理如图9所示。

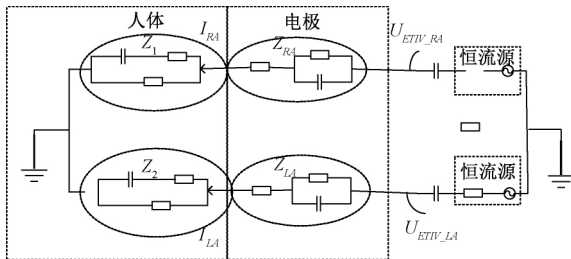


图9 ETIV信号采集原理

则电极-皮肤间的阻抗变化信号可用如下公式计算得出:

$$U_{ETIV_RA} = (Z_{RA} + Z_1) / (Z_{RA} + Z_1 + Z) \quad (2)$$

$$U_{ETIV_LA} = (Z_{LA} + Z_2) / (Z_{LA} + Z_2 + Z) \quad (3)$$

$$V_{ma} = U_{ETIV_LA} - U_{ETIV_RA} \quad (4)$$

式中: Z_{RA} 和 Z_{LA} 分别为 RA 电极与皮肤的等效阻抗和 LA 电极与电极的等效阻抗, Z 表示恒流源的等效阻抗, Z_1 和 Z_2 为人体组织的等效电阻, U_{ETIV_RA} 为电极 RA 输出电压, U_{ETIV_LA} 为电极 LA 输出电压, V_{ma} 表示 ETIV 信号。

系统中通过共用电极的方式施加一个高频恒流源,即采集心电信号的电极和电极-皮肤阻抗变化信号的电极为一对共用电极,通过施加一个高频的恒流源,然后拾取电极上高频电压信号,通过检波电路和滤波电路提取出电极-皮肤阻抗变化信号,最后通过主放大电路将电极皮肤阻抗变化信号放大至 A/D 采集的范围。电极皮肤阻抗变化信号原理如图 10 所示,主要包括脉冲激励发生电路、一级放大电路、检波电路、低通滤波电路、高通滤波电路、二级放大电路,最后将滤波放大后的信号通过 A/D 转换为数字信号。

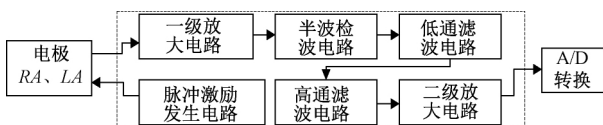


图10 ETIV信号采集流程

1.3 运动伪迹自适应消除方法

自适应滤波器实质上就是一种能调节自身传输特性以达到最优的维纳滤波器。自适应滤波器不需要关于输入信号的先验知识,计算量小,特别适用于实时处理。维纳滤波器参数是固定的,适合于平稳随机信号。卡尔曼滤波器参数是时变的,适合于非平稳随机信号;然而,只有在信号和噪声的统计特性先验已知的情况下,这2种滤波器才能获得最优滤波。在实际应用当中往往无法得到信号和噪声的统计特性的先验知识。在这种情况下,自适应滤波技术能够获得极佳的滤波性能,因而具有很好的应用价值^[29]。

自适应滤波器必须满足某种最佳准则要求,不同的准则,可以产生不同的自适应算法,其中最常用的是在最小均方准则下的 LMS 自适应滤波算法。LMS 滤波原理如图 11 所示,输入信号为原始心电信号 $D(k)$,参考信号为电极-皮肤阻抗变化信号 $X(k)$,其中参考信号与原始心电信号中的干扰是高度相关的,但和心电信号不相关的,而 ETIV 信号与 ECG 中的干扰是高度相关的,与 ECG 是不相关的,因此可以将 ETIV 信号作为参考信号。自适应滤波器通过对电极-皮肤阻抗信号 ETIV 和误差 $E(k)$ 的自适应方式估计干扰噪声 $Y(k)$,从主函数中减去额外的噪声干扰,就可以得到基线稳定、清晰的心电信号。

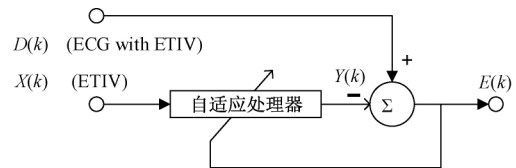


图11 LMS原理

系统的输入与输出的信号关系如下所示:

$$E(k) = D(k) - X(k) \quad (5)$$

$$Y(k) = \text{FILTER}[X[k], W[k]] \quad (6)$$

$$W(k+1) = W(k) + 2\mu E(k) X(k) \quad (7)$$

式中: $W(k)$ 为滤波器的系数, μ 为控制滤波器稳定性和收敛速度的参数,本文设为 0.002 2,滤波器阶数设为 20。

2 实验与验证

首先,通过模拟系统在实际动态环境下电极可能受到应力的多种情况来进行功能性验证,然后试佩戴系统的受试者在实际动态环境下进行测试。

2.1 系统功能性验证

实验应用本系统对受试者进行模拟动态环境下的测试,本文使用氯化银电极作为 RL 电极, RA 电极和 LA 电极,并粘贴在相应位置,通过 ECG-ETIV 系统采集了 24 组 25 s 数据,0~10 s 为静止状态,10~25 s 为受力状态,每隔 1 s 施加一个应力,分别对电极 RA 和 LL 进行随机应力测试,包括垂直压力、垂直拉力和水平拉伸。通过以下公式

进行了相关性分析:

$$R = \int_{-\infty}^{+\infty} D(k) * X(k+t) dk \quad (8)$$

相关性计算后取绝对值最大的结果,表 1 展示了所有数据的相关性测试。

表 1 2 种不同状态下 ECG 与 ETIV 信号的相关系数

编号(受力电极)	受力态	静止态
Data1 (LL)	0. 819 9	0. 297 0
Data2 (LL)	0. 771 5	0. 315 2
Data3 (LL)	0. 890 3	0. 237 2
Data4 (LL)	0. 841 8	0. 290 7
Data5 (LL)	0. 871 0	0. 198 9
Data6 (LL)	0. 816 0	0. 233 4
Data7 (LL)	0. 782 7	0. 257 1
Data8 (LL)	0. 714 4	0. 238 0
Data9 (LL)	0. 857 9	0. 240 7
Data10 (LL)	0. 923 1	0. 207 0
Data11 (LL)	0. 753 8	0. 192 5
Data12 (LL)	0. 876 4	0. 210 5
Data13 (RA)	0. 725 4	0. 217 0
Data14 (RA)	0. 818 9	0. 192 0
Data15 (RA)	0. 819 9	0. 297 0
Data16 (RA)	0. 771 5	0. 315 2
Data17 (RA)	0. 890 3	0. 237 2
Data18 (RA)	0. 841 8	0. 290 7
Data19 (RA)	0. 871 0	0. 198 9
Data20 (RA)	0. 816 0	0. 233 4
Data21 (RA)	0. 782 7	0. 257 1
Data22 (RA)	0. 714 4	0. 238 0
Data23 (RA)	0. 857 9	0. 240 7
Data24 (RA)	0. 923 1	0. 207 0
Mean	0. 823 0	0. 243 4

根据相关系数对应相关程度,结果显示在未受力情况下(0~10 s)两信号均保持微相关性,电极在应力作用下(10~25 s)ETIV 信号与 ECG 信号保持高度相关性以上。因此可以将 ETIV 信号作为 LMS 算法的参考信号,原始 ECG 信号作为输入信号,进行运动伪迹的消除,以其中一例数据为例,如图 12 所示,LMS 后可以得到基线稳定,清晰的心电信号,验证了系统的功能性。

2.2 系统实际应用效果

通过受试者佩戴此系统,分别采集了用户在正常活动中的真实环境下进行扩胸运动、下蹲运动和抬手运动的 ECG 信号和 ETIV 信号,如图 13~18 所示。通过实际应用来评估系统在消除心电信号中的运动伪迹方面的有效性。

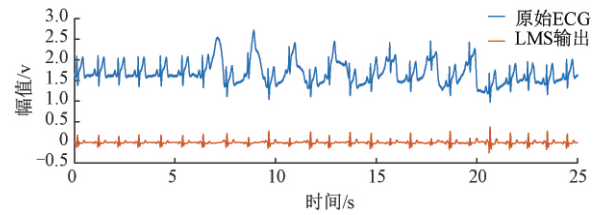


图 12 心电信号消除运动伪迹前后对照

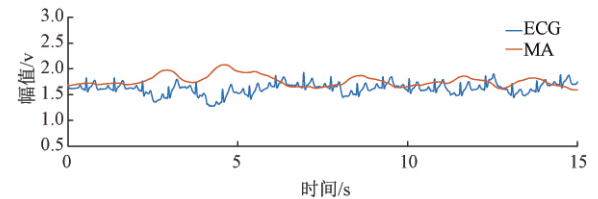


图 13 扩胸运动下的 ECG 信号和 ETIV 信号

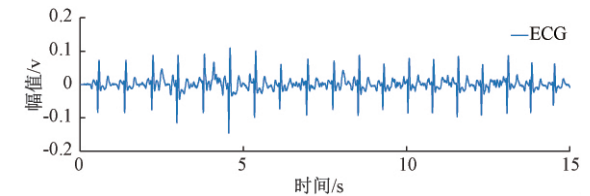


图 14 消除扩胸运动伪迹后 ECG 信号

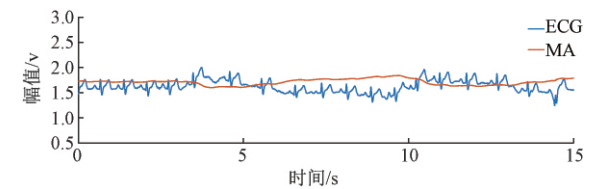


图 15 下蹲运动下的 ECG 信号和 ETIV 信号

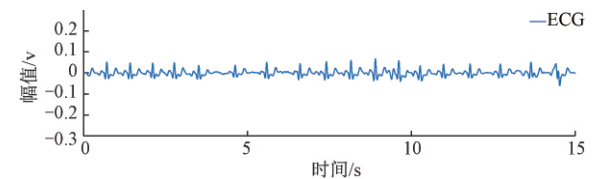


图 16 消除下蹲运动伪迹后 ECG 信号

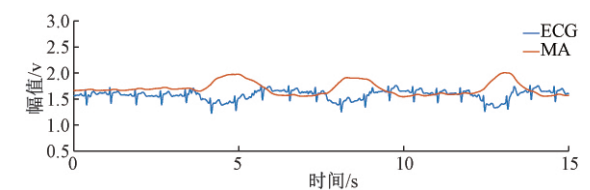


图 17 抬手运动下 ECG 信号和 ETIV 信号

通过各组的数据对比,验证了本系统可以有效的消除

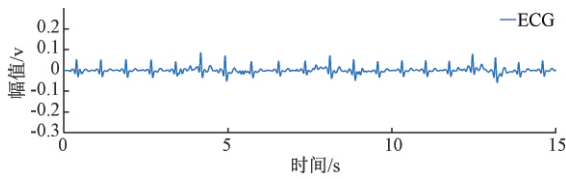


图18 消除抬手运动伪迹后 ECG 信号

实际心电信号中的运动伪迹,得到基线稳定、信号清晰的心电信号。设计的系统可以在动态环境下的实现长时间的心电连续监测。

3 分析与讨论

运动伪迹是心电信号检测中最常见的噪声之一,通常情况下在 1 Hz 左右^[16],与心电信号的频带极其相似,因此不能够通过常用的模拟滤波器和数字滤波器进行消除。且当在动态环境下,运动伪迹高达几毫伏,掩盖了有效的心电信号,为了消除心电信号中的运动伪迹,本文提出了同时采集 ECG 信号和 ETIV 信号,并通过自适应滤波的方式来消除 ECG 信号中运动伪迹的方案。通过动态环境下(扩胸运动、下蹲运动和抬手运动)的实验,验证了该方案的可行性,并消除了心电信号中的运动伪迹,得到了基线稳定,清晰的心电信号。

在 1.2 节中分析了运动伪迹产生的原因,由于电极的位移和皮肤的形变导致的,得到了可用电极-皮肤阻抗变化来描述运动伪迹信号。传统的消除运动伪迹的方法包括通过运动传感器得到受试者的运动信息、小波变换和卡尔曼滤波等。

文献^[10-13]中通过外设的各种位置三轴运动传感器采集用户的运动信息,并将用户的运动信号作为参考信号,将包含运动伪迹的心电信号作为输入信号,通过自适应滤波的方式将运动伪迹消除。这种方法虽然消除了部分的运动伪迹,但是将导致心电信号中含有较大的噪声,并且没有论证运动信号和运动伪迹有直接的关系,运动信号并不能很好的描述电极-皮肤之间的变化。

文献^[14-15]中通过小波变换的方式对包含运动伪迹的心电信号进行分解和重构,来达到消除运动伪迹的目的,但是小波变换是利用时间和频域的部分信息来表示完整的心电信号的,所以不可避免的导致心电信号的部分失真,并且有运算量大、处理时间长、不具备实时性等特点。

本文利用共用电极的方式,通过实时采集电极-皮肤阻抗变化信号和心电信号,并且通过相关性测试发现电极-皮肤阻抗信号可以很好的描述运动伪迹,将电极-皮肤阻抗信号作为参考信号,心电信号作为输入信号,通过自适应滤波算法后可以得到基线稳定,清晰的心电信号。经实际动态环境下测试,验证了本系统和方法的有效性。

4 结论

本研究通过分析了 ECG 信号中运动伪迹产生的原

因,使用电极-皮肤阻抗变化信号来描述运动伪迹的方法,将电极-皮肤阻抗变化信号作为自适应滤波器的参考信号,包含运动伪迹的心电信号作为输入信号,有效的消除了心电信号中的运动伪迹,并通过实际动态环境下的测试验证了该方法的可行性,得到了基线稳定,清晰的心电信号,解决了动态环境下心电监护的难题,可为患者提供动态环境下可穿戴的心电监护。

参考文献

- [1] 胡盛寿,高润霖,刘力生,等.《中国心血管病报告 2018》概要[J]. 中国循环杂志, 2019, 34(3): 209-220.
- [2] 全国老龄办. 中国人口老龄化发展趋势预测研究报告[J]. 中国妇运, 2007(2): 17-20.
- [3] 刘澄玉,杨美程,邱佳楠,等. 穿戴式心电: 发展历程,核心技术与未来挑战[J]. 中国生物医学工程学报, 2019, 38(6): 641-652.
- [4] ZHANG H, ZHANG S, et al. Motion artifact suppression in ambulatory ECG with feed forward combined adaptive filter [C]. 2016 Computing in Cardiology Conference, IEEE, 2016: 1-4.
- [5] TALHOUET H, WEBSTER J. The origin of skin stretch caused motion artifacts under electrodes [J]. Physiological Measurement, 1996, 17(2): 81.
- [6] 林绍杰,赖丽娟,吴效明. 基于阻抗检测的自适应消除心电运动伪迹方法 [J]. 生物医学工程学杂志, 2010, 27(3): 529-532.
- [7] ZHANG H, ZHANG S, DU X, et al. A multi-channel electrode tissue impedance detection approach for motion artifact suppression in ambulatory electrocardiography [C]. 2015 Computing in Cardiology Conference (CinC), IEEE, 2015: 117-120.
- [8] 向旭,罗乔,陈静. 基于周期元分析的运动伪迹消除方法—以心电信号为例 [J]. 生物医学工程学杂志, 2012(4): 49-54.
- [9] 吴金奖,陈建新,田峰. 可穿戴心电信号监测中运动伪影消除技术研究 [J]. 信号处理, 2014 (11): 1388-1393.
- [10] 黄茂城,陈岚,吕超. 具有运动伪迹消除功能的移动心电检测系统设计 [J]. 传感器与微系统, 2017, 36(4): 94-96.
- [11] TONG D A, BARTELS K A, HONEYAGER K S. Adaptive reduction of motion artifact in the electrocardiogram [C]. Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society, IEEE, 2002: 1403-1404.
- [12] YOON S W, MIN S D, YUN Y H, et al. Adaptive motion artifacts reduction using 3-axis accelerometer in e-textile ECG measurement system [J]. Journal of

- medical systems, 2008, 32(2): 101-106.
- [13] SERTEYN A, VULLINGS R, MEFTAH M, et al. Using an injection signal to reduce motion artifacts in capacitive ECG measurements[C]. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), IEEE, 2013: 4795-4798.
- [14] HASHIM F R, PETROPOULAKIS L, SORAGHAN J, et al. Wavelet based motion artifact removal for ECG signals [C]. 2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, IEEE, 2012: 339-342.
- [15] KIRST M, GLAUNER B, OTTENBACHER J. Using DWT for ECG motion artifact reduction with noise-correlating signals[C]. 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE, 2011: 4804-4807.
- [16] LAKHWANI R, AYUB S, SAINI J P. Design and Comparison of Digital Filters for Removal of Baseline Wandering from ECG Signal [C]. International Conference on Computational Intelligence & Communication Networks, IEEE, 2013: 186-191.
- [17] CASTANO F A, HERNÁNDEZ A M, SARMIENTO C A, et al. Redundant measurement of vital signs in a wearable monitor to overcome movement artifacts in home health care environment [C]. 2016 IEEE 7th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS), IEEE, 2016: 299-302.
- [18] CHINCHKHEDE K D, YADAV G S, HIREKHAN S R, et al. On the Implementation of FIR Filter with Various Windows for Enhancement of ECG signal[J]. International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST), 2011, 3(3): 2031-2040.
- [19] RAJ V N P, VENKATESWARLU T. ECG signal denoising using undecimated wavelet transform[C]. 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology, IEEE, 2011, 3: 94-98.
- [20] 宋晋忠, 陈华, 张辉, 等. 织物电极的皮肤-电极接触阻抗测量方法分析[J]. 现代生物医学进展, 2015, 15(24): 4777-4781.
- [21] SWANSON D, WEBSTER J. A model for skin-electrode impedance[J]. Biomedical Electrode Technology, 1974, 4(2): 117-128.
- [22] WADA R, TEKIN E. Body composition and wages[J]. Economics Human Biology, 2010, 8(2): 242-254.
- [23] SHAFER K J, SIDERS W A, JOHNSON L A K, et al. Validity of segmental multiple-frequency bioelectrical impedance analysis to estimate body composition of adults across a range of body mass indexes [J]. Nutrition, 2009, 25(1): 25-32.
- [24] TALHOUEH H D, WEBSTER J G. The origin of skin-stretch-caused motion artifacts under electrodes [J]. Physiological Measurement, 1996, 17(2): 81-93.
- [25] TAM H W, WEBSTER J G. Minimizing Electrode Motion Artifact by Skin Abrasion [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1977, 24(2): 134-139.
- [26] ODMAN S, OBERG P A. Movement-induced potentials in surface electrodes [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1982, 20(2): 159-166.
- [27] BURBANK D P, WEBSTER J G. Reducing skin potential motion artefact by skin abrasion[J]. Medical and Biological Engineering and Computing, 1978, 16(1): 31-38.
- [28] IVORRA CANO A. Contributions to the measurement of electrical impedance for living tissue ischemia injury monitoring [J]. Universitat Politècnica de Catalunya, 2005.
- [29] 井敏英, 张超, 赵娜. LMS 自适应滤波算法原理与仿真[J]. 科技信息, 2010(28): 545-546.

作者简介

胡振原, 学士, 在读研究生, 主要研究方向为穿戴式心电信号监测设备开发和心电信号处理。

E-mail: 220173289@seu.edu.cn

刘澄玉(通信作者), 博士, 教授, 主要研究方向为穿戴式生命体征信号智能监测与分析、医学大数据处理与机器学习。

E-mail: chengyu@seu.edu.cn

李建清(通信作者), 博士, 教授, 主要研究方向为可穿戴医用传感器、康复机器人技术。

E-mail: ljq@seu.edu.cn