多通道ECG测量方法的改进与运动补偿研究

# 1. 绪论

## 1.1 课题的研究背景与意义

心电图(Electrocardiogram)记录了心脏的电生理活动。它的原理是，在心跳时，心肌细胞的去极化过程引起了体表的电势变化，使用电极将这个电势变化信号记录下来就形成了心电图。它能用于诊断心脏节律异常以及电传导组织的异常。心电信号测量是一种非侵入式测量，能适用于孕妇等特殊人群。

另外，心电信号也能用于测量心率、心室位置、大小的估算、心肌组织的损伤、心电传导组织的受损、心脏药物影响、植入式起搏器的功能等。

动态心电图(Ambulatory Electrocardiogram)是指在测量对象在行走或进行其他日常活动时测量到的心电变化。测量对象需要随身携带一个可穿戴式的测量设备，连续测量几小时甚至几天的心电信号。这种测量方式常用与心律不齐患者或者需要实时监控生理指标的人，部分心律不齐患者的发病持续时间是秒级或分钟级的，需要长时间连续测量才能捕捉到。另外，类似孕妇或者严重心脏病症患者，需要对心电信号实时监控以便及时发现病症，可以在动态心电监测设备上增加无线数据传输模块以使得到信息能及时反馈给医生。

本文主要介绍一种可穿戴式心电心音采集设备的设计与开发，并提出一种心电信号中运动伪迹的消除算法，目标是通过硬件和算法设计是的在运动状态下获取到高质量的心电信号。

## 1.2 国内外研究现状

### 1.2.1 可穿戴式心电监测

动态心电测量设备在20世纪50年代被发明出来并很快就成功商业化。最近几十年里，动态心电监测技术快速发展，常用于检测各种致命或非致命的心律不齐问题，能为临床决策提供了指导。例如心房颤动，它是最常见的心律不齐病症，特别容易出现在老年人和心力衰竭病人身上，某些突发性的心房颤动发作是没有症状的，但是它的发作往往会对临床决策很大的造成影响，通过实时ECG信号分析能检测心房颤动的发作，从而辅助医生决策[1]。查看24~48小时的连续ECG信号是十分耗时的，医生常借助软件工具分析心电信号，例如在采集设备上可以运行一些简单程序计算实时心率值、心率变异性以及病人日常活动分析等。另一些高级的算法分析过程可以在计算机上离线分析ECG信号，用于进行频谱分析、缺血负荷估计、P-QRS-T各区段形态分析等，也可用于检测植入式心脏起搏器的功能。

这几十年来，动态心电监测技术随着电子科技一同发展。测量的通道数从单通道测量发展到12通道测量，出于方便使用的角度考虑，未来的发展趋势将是1~3通道信号的同步测量；存储媒介变小、耗电量降低储能设备的发展，减小了设备体积并增长持续工作时间，使得设备更有利于在日常生活中的心电信号监控；液晶显示器和智能终端能实时查看心电信号的波形。现在的动态心电测量设备的连续工作时间通常是24~48小时，必要的时候可以达到数周连续测量；通过使用电子液晶屏或者手机等终端，可以实时查看到心电信号波形。另外，由于互联网、Wi-Fi、蜂窝网络和宽带传输的出现，也将心电测量技术推向物联网的大门，通过无线技术和网络技术将测量信号实时传输到医生处，随时随地都能得到专业的诊断。而近几年移动物联网的兴起，也推动了可穿戴技术的广泛应用。市面上出现了像卡片、吊坠、手环外形的智能检测设备，依靠智能强大的处理性能，可以代替医生的部分职能，进行简单的即时诊断。借助智能终端这一平台，大量的非侵入式传感器将得到广泛使用，对未来全球健康领域带来巨大的贡献[2]。

下图为动态心电监测系统的示意图：

（缺Visio图，参考ambulatory ECG system.PNG）

在文献[3]中提出的轻量级、低功耗的ECG测量设备，无线连接到手机，实现随时随地采集信号，测量设备内置专家预警系统，实时将ECG信号通过蓝牙传输到手机、笔记本电脑等采集设备，将信号交给专家系统处理，如果发现异常则警告信号发送给远端的数据库服务，从而让医生通过联网的监控软件及时查看到病人的异常ECG信号。该专家系统能实时检测5种心电节律异常，包括窦性心搏过速、窦性心搏过缓、宽QRS波群、心房颤动和心脏停搏。当病症发生时能出发紧急的医疗警报系统。试验中测试了10个正常病人和20个心律失常患者，临床试验证明该系统的准确性接近94%。在文献[4]中，研究人员设计一种基于手机的心电监测，用与手机匹配的数据采集卡测量信号，但是依赖指定的手机接口，缺乏通用性；文献[5]中提出一种ECG和三轴加速度采集的可穿戴式设备方案，并使用蓝牙的方式与手机连接，可以在手机查看波形数据；文献[6]利用一种可贴在体表的麦克风来采集心音信号，减轻了设备对病人日常活动的影响。

用户的接受程度也越来越受到重视，文献[7]本文比较了4种用于检测心率和ECG信号的移动设备，比较了它们的可用性和老年人的接收程度。结论是，很多高科技产品在设计和开发只考虑到对高科技接收程度较高的年轻人，导致老年人用起来不太习惯或者难以学会如何使用，未来的产品设计和开发需要更多考虑到老年人的特殊需求和他们接受新技术的程度。

### 1.2.3 心电信号的噪声和伪迹消除

心电信号采集到的波形与实际波形存在差异，引起差异的原因主要有两方面：一方面是外界噪声引起干扰，例如电网产生电磁波引起的工频干扰；另一方面是由于测量设备、测量方法引入的伪迹，例如使用干电极测量ECG时容易受到造成运动伪迹，以及在无线传输时由于丢失数据包引起的心电伪迹等。

心电信号中的噪声干扰主要包括工频干扰、基线漂移和肌电信号干扰。工频干扰常用截止滤波器消除，抑制50Hz或60Hz的工频信号；基线漂移可以使用高通滤波器消除。对于在频域上可以分离的噪声，还可以采用滤波器组进行分离，将原始信号按照不同的频率段分解成多个子信号，通过减小噪声频段子信号的比例来一直噪声[8]。肌电信号与心电信号的频谱分布相重叠，不能用频谱滤波的方法来消除，可以借助主成分分析（PCA）和独立成分分析（ICA）等统计学方法来消除。小波降噪的方法也常常用于消除ECG中的噪声信号。

心电信号中的伪迹大多是运动伪迹。使用医用电极或干电极测量的电生理信号，在被测对象运动时容易产生运动伪迹。在被测对象运动时，测量电极附近的皮肤以及导电胶水等导电物质由于形变使得阻抗变化，导致测量信号波形形变。影响心电信号的运动有两种，一种是由于被测对象走动时的位移运动，它会引起电极与皮肤之间的受力变化，另一种是肢体活动时，造成的皮肤拉伸和收缩导致。这两种运动都导致电极周围皮肤阻抗变化，从而导致ECG波形形变，产生运动伪迹。在低功耗无线传输的解决方案中，传输中丢失数据包也会造成一定的伪迹，例如在文献[9]中通过压缩感知的算法，使得丢包率20%的时候仍能保持大于99%的心率检测准确率。

运动伪迹在频谱上的频谱上的分布于ECG的主要分量相重叠，而运动伪迹消除一直没有很好的方案。目前的思路主要有三种：第一种是频域分离，但是由于频谱重叠，只能消除很少的伪迹；第二种是通过主成分分析(Principal Component Analysis, PCA)和独立成分分析(Independent Component Analysis, ICA)等统计学的方法，这一方法依赖于信号本身的统计学特性；第三种是使用自适应滤波器，借助一些辅助的传感器数据作为参考信号，用于提取或消除ECG中的运动伪迹。自适应滤波器中常用的消除使用的参考信号：加速度信号、皮肤阻抗和皮肤伸展（可使用光电测量）[10]。在文献[11]中，提出一种以皮肤表面阻抗值和电极的运动信号（加速度计测量）结合作为参考信号，使用自适应滤波器消除运动伪迹的方法。

使用ICA时，要求所分离的分量需要是线性独立的。多个统计学独立的信号混叠在一起时，不同通道的混叠信号之间会出现一定相关性，ICA算法就是找出一种还原变换，使得通过变换能将混叠信号还原成统计学上独立的分量。心电信号与运动伪迹是相互独立的，可以通过多导联测量得到多通道的测量信号，然后使用ICA算法将ECG信号和运动伪迹分离。多通道信号处理的关键在于测量电极位置的选取，不同测量点的ECG信号波形是不同的，如果不同通道之间的电极位置相聚较远，则可能引入更多的独立分量导致分离出来的分量不是运动伪迹，如果电极位置较近，那么混叠信号之间太过接近，则分离效果不佳。PCA算法假定噪声和伪迹都是高斯分布的，那么对于多通道心电信号，就可以从中找出统计意义上最主要的一个或几个主元分量，作为ECG信号的分量。PCA的缺点在于它假设了噪声为高斯分布，所以在样本少的时候噪声的高斯性不明显，有可能主元分量中还是包含较多的噪声，而且信噪比对分离性能影响很大，在信噪比低的时候可能ECG信号并不分布在主元分量中，难以分离出来。文献[12]中提出了一种PCA消除单通道ECG信号中噪声的方法，将测量信号在每个R波位置截断，每一段作为一个独立的通道作为PCA的输入。

在使用自适应滤波器消除运动伪迹，需要选取特定的参考信号。使用皮肤阻抗作为自适应滤波的参考信号时，首先向通过电极向人体输入固定频率的交流电信号，然后测量电极之间的电压值，取电压的信号的包络线作为阻抗测量值。由于ECG信号的主要分量在100Hz以下，所以只要将交流电信号设定在100Hz以上，就能用通高通滤波器将阻抗信号从ECG测量信号中分离出来了，实验表明，频率越低的阻抗值与运动伪迹的相关性越强[13]。皮肤伸展程度作为参考信号时，用光学弯曲度传感器测量到皮肤的弯曲程度，将弯曲程度转换为电信号。使用运动信号作参考信号时，采用加速度计测量运动信号，例如在文献[14]中使用了垂直于电极固定平面方向的加速度信号作为参考信号，能有效地抑制运动伪迹。

### 1.2.4 信号质量指标

噪声干扰和运动伪迹会破坏电生理信号的质量，特别是在动态监测的时候，噪声干扰会比临床监测更加严重。在自动化的数据分析处理过程中，如果不知道信号质量的好坏，就难以判断分析的结果是否可靠，可能造成错误的处理结果，例如由于运动伪迹导致的疾病误判。所以在降噪等预处理之后、信号分析之前，对信号质量进行评估是非常重要的。

信号质量指标可以用于判断疾病的诊断是否可信、估计传感器是否连接不当和剔除掉信号质量较差的数据时间段等。信号质量指标也可用于控制低功耗策略，有时为了延长动态监测设备的电池使用时间，会采取断断续续采集信号的决策，每次采样一段时间数据以后就将设备设置成低功耗模式，为了保证采样尽可能均匀而又能采到较好质量的信号，可以在信号质量较差的时候多采一些数据再从中选取较好的片段，信号质量较好的时候就少采一些数据以节省电源。

有许多的方法被提出作为ECG信号质量的判断，例如采用小波特征提取、比较多种心率检测算法的结果差异、ECG波形的鞘度和信号的频谱分布等。

在文献[15]中提出了一种通用的多通道逐点信号质量指标算法。算法将多通道的电生理信号，包括血管容积图(photoplethysmogram)、动脉血压(arterial blood pressure)和ECG信号，进行统一的分析，计算出目标信号与其他通道之间的耦合程度，然后通过耦合程度可以估算出每一个数据点的信号质量指标值。文献[16]中，提出基于是否能计算出可靠心率值作为信号质量指标的算法，该算法会通过ECG信号中的QRS波群提取，或血管容积图信号中的脉冲尖峰位置提取，计算出心率值以及两次心跳之间的间隔时间，然后通过判断这些值是否在正常范围，判断出信号是好还是坏。文中使用人工标定数据检验算法。另外，本文提出了两种SQI（signal quality index）的应用，一个是用于触发低功耗策略，另一个是用于降低PPG估计呼吸频率的误差，这两种应用都与实验室静态采集的数据进行了比较。

## 1.3 本课题研究的主要内容

本文主要介绍一种多通道的电生理信号测量设备的设计和实现，并通过硬件设计和软件算法的处理获取较高质量的心电信号，主要包括以下几点内容：

设计并实现多通道信号采集设备。设备中使用心电电极收集心电信号；使用听诊器头收集心音，并借助小型麦克风将音信号转换成电信号；使用集成的3轴加速度计和3轴陀螺仪芯片实现运动信号的采集。通过微控制器的程序调度实现同步的心电、和心音和运动数据采集，以及无线数据传输。设备采集2导联的单通道ECG信号，便于日常活动中佩戴使用。使用锂电池供电，经测试能满足24小时以上的连续工作。

研究小波降噪和数字滤波器算法，消除ECG信号中的噪声干扰，包括工频干扰和基线漂移等。着重研究了运动伪迹消除的算法，比较ICA、PCA和自适应滤波器等方法的效果。最后采用QRS波群提取的准确性，评估降噪和运动补偿之后的信号质量。

# 2. 电生理信号分析方法

### 2.1 心电信号和心音信号的特点

### 2.1.1 频谱特性

[procascamc00014-0625.pdf]

使用快速傅里叶计算1024Hz采样率的QRS波群的功率谱(Power spectral)分布，发现几乎所有能量集中在30Hz以下，并且在QRS波峰的能量分布在4~12Hz。功率谱的波峰点频率对应的是被测对象的心率值。另外，QRS波群的起伏变化（notch）是的功率谱在30~100Hz之间也存在少量分量，比30Hz一下的分量小很多。

心电信号在功率谱上的主要分量集中在 100Hz 以下，而且 P、R、T 三个主要波形的频谱分布基本在 30Hz 以下。

第一心音和第二心音的频率约为50~100Hz，第三第四心音频率主要为 10~50Hz，舒张期噪音为 50~80Hz 也可达 140~400，其他噪音约为 120~660Hz 在1000Hz 内亦有分布（添加引用The clinical value of frequency analysis of the first heart sound in myocardial infarction）。

[mit-ecgbook-ch3.pdf]

[04496906.pdf]

[04234248.pdf]

## 2.2 降噪算法

数字滤波器

小波

## 2.3 运动伪迹消除算法

### 2.3.1 PCA与ICA

### 2.3.2自适应滤波器

测量电阻的方式虽然比较准确，但是需要额外注入电流，可能有侵入性。

### 2.3.3 EMD

## 2.4 QRS波群提取

P-QRS-T波群提取 ：1.Pandia, K., Ravindran, S., Cole, R., Kovacs, G. & Giovangrandi, L. Motion artifact cancellation to obtain heart sounds from a single chest-worn accelerometer. in 2010 IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing (ICASSP) 590–593 (2010). doi:10.1109/ICASSP.2010.5495553

# 3. 信号采集设备开发

## 3.1 系统需求分析

本系统最重要的几点需求如下：多通道信号测量，能够同步测量心电、心音和运动信号（包括3轴加速度和3轴陀螺仪）；无线数据传输，并且需要服务器端程序支持，进行数据存储和远程监控；测量设备体积小、重量轻、功耗低。

多通道生理信号测量的核心在于心电心音信号的联合测量。心电信号是在心跳时，心肌细胞的去极化过程引起的皮肤表面电位变化。心电信号的波形能用于对心肌梗塞、心律不齐等疾病的诊断。在妊娠过程中，心电和心音信号已经成为医生的一个重要手段用于判断胎儿的健康状况。心音信号是血液在心脏收缩时流经心脏产生的震动波，可以用来表征心脏瓣膜的开闭，当心脏瓣膜或大动脉发生病变的时候，心音波形会与正常波形不同，而且由于各个瓣膜开闭时机不同，如果动脉血管堵塞或者发其他病变，则心音的持续时间和波形变化趋势会发生改变或是增加异常噪音，医生可根据这点来判断病症。另外，通过心电心音信号的结合处理，能提取到更准确的胎儿心率值（FetalHeartRate，FHR），可用于判断胎儿健康状况和判断预产期等[6]。

与临床监测不同的是，可穿戴式设备会在病人移动或环境干扰严重的时候进行信号监测，测量到的信号中会混入环境噪声和运动伪迹，需要通过滤波、噪声补偿方式将噪声信号剔除[7]。运动伪迹是指在电生理信号采集过程中，由于人体以及测量电极运动而引入的噪声信号，它的产生主要是由于在电极或人体运动时，电极以及周围皮肤的形变造成电特性变化，比如电阻抗的变化等，导致测量信号变形。由于运动伪迹信号在频谱上的分布是与ECG重叠的，很难利用频率特性将其分离。本设计中使用了3轴加速度计和陀螺仪，采集电极的运动状态，以便作为参考信号用于运动伪迹的消除。

智能终端通过低功耗Wi-Fi模块与云平台通信，能将采集到的数据发送都便于医生查看或信号处理。相较于其他的无线方案，Wi-Fi的通信速率比较高，而且连接到功率比较大的路由器上以后，通信距离能达到100米以上，所以在低功耗要求不算太苛刻的场合还是比较方便的。

在服务器端使用TCP协议接收终端的数据，并保存于数据库。服务端提供数据接口用于远程监控和数据分析。

## 3.2 系统架构设计

为了做到更轻更小，我们将复杂的数据处理放到服务端进行，这样终端设备不太需要考虑运算性能，而尽可能选用低功耗、高测量精度的器件。

（缺图，设备系统结构图）

如图1所示，设备的主要由四个功能模块组成：(1)心电采集模块，由心电电极以及信号处理电路组成；(2)心音采集模块，由听诊器头、麦克风以及信号处理电路组成；(3)运动信号采集模块；(4)无线数据传输模块，主要通过设备上Wi-Fi模块收发数据。各个模块在ARM内核处理器的统一调度下工作。

## 3.3 系统实现

终端设备的核心处理器采用ADI(Analog Device Inc.)的ADμCM360芯片，该芯片具有ARMcortex-M3的处理器，低功耗高运算性能，片上具有两个单独的24位数模转换器(ADC)外设，能够同时采集心电和心音信号。

心电采集模块通过贴在体表的心电电极连接到电路板上，以获取体表心电。由于心电信号通常比较微弱，需要通过模拟前端芯片对信号进行放大和滤波，心电信号在功率谱上的主要分量集中在100Hz以下，而且P、R、T三个波的频谱分布基本在30Hz以下，所以在模拟前端处理模块中，选择截止频率为100Hz的低通滤波器对心电信号滤波，然后ADC模块以500Hz的采样率对信号进行采集，能得到较准确的心电信号。心电信号使用AD8232芯片进行预处理。AD8232芯片是ADI公司的一款集成单导联ECG前端处理电路，主要包含一个增益100倍的仪表放大器以及一个用于低通滤波的运算放大器，通过配置AD8232外围电路参数实现一通频带为0.3~200Hz的带通滤波器。电极暂使用传统的一次性银-氯化银电极，因为新型电极材料性能并没有达到理想适用的状况：导电纺织电极噪声大并且有极化效应，而反复使用的电极往往又存在接触不良的问题。

心音采集模块通过麦克风采集心脏附近的心音信号。利用听诊器的原理，使用听诊器头通过软管与麦克风连接，能有效的集中心音信号并屏蔽掉大部分的环境噪声。对心音信号的频率分布分析，第一心音和第二心音的频率约为50~100Hz，第三第四心音频率主要为10~50Hz，舒张期噪音为50~80Hz也可达140~400，其他噪音约为120~660Hz在1000Hz内亦有分布[8]。由于心音信号在200Hz以上基本上都是噪声信号，我们采用截止频率200Hz的低通滤波器处理心音信号，并用ADC模块以500Hz的采样频率采集信号。麦克风信号会接到音频放大器MAX9812L芯片，该芯片为固定增益为20dB（放大10倍）的麦克风，用于放大信号和滤除低频分量，MAX9812L的输出信号再通过RC低通滤波器处理，最后再使用ADC模块收集信号。

运动信号刺激模块中使用了MEMS（Micro-electromechanical Systems，微电子机械系统）传感器，采用3轴的加速度计和3轴的陀螺仪采集到心电电极以及患者的运动信息，用于后续对电生理信号中的运动伪迹消除等处理。运动数据的采集使用MPU6050芯片，在MCU中使用I2C接口通信获取运动信号。MPU6050是一款集成的MEMS传感器，内嵌了3轴加速度和陀螺仪传感器，最高采样速率达到1kHz。

## 3.4 服务端数据接入

服务程序分为用于数据收发的网络通信模块、数据存储模块以及提供HTTP接口的数据查询模块三部分。在服务端使用TCP协议与终端通信，获取终端采集的数据。在终端设备中按照预先设计协议把数据封装成帧，而服务端同样会按照相同的协议对字节流进行分解成独立的数据帧。服务端接收到数据后存入数据库中，并提供了HTTP查询接口便于远程查看。

服务端与终端通过TCP协议发送网络字节流数据通信，为了保证接收数据的正确性，终端发送的数据会按照表1的格式封装成帧，一遍服务端校验和划分数据包，如表1中所示，以帧头、帧尾划分一个完整数据帧，并提供数据长度信息，校验和用于判断数据接收是否有误。在数据内容中，如果包含帧头、帧尾等特殊的字符，为了避免误读需要把他们转义为其他字符，转义后通常由原来的一个字符变成两个字符。转义规则如表2所示。

（缺表2）

每一帧数据包含一组测量信号，每帧数据包括了心电信号、心音信号、加速度信号和陀螺仪信号，同时用2个字节用于记录采样时间，以便记录两次采样的时间间隔。他们数据帧中的顺序和字节数如表3中所示。

（缺表3）

## 3.5 设备评测

（缺图2，心电心音联合测量设备）

图 2 为测量设备实物图，电路板大小约为 45cm×65cm，适合放入衬衣口袋或者固定在腰带上。其中心电电极需要额外的电极线连接到电极；运动模块固定在心电电极处，并使用导线连接到板子上；心音麦克风套入听诊器管中。

使用终端设备进行了心电心音以及运动信号的测量，使用 500Hz 数据采样率，且终端设备与服务器在同一个无线局域网中或其他网络通信质量良好的情况下，服务端程序能有效接收到所有数据并保存到数据库中。

图 3 展示了实测的心电（ECG）信号波形。

（缺图3，波形）

图4展示了实测的心音（PCG）信号波形。

（缺图4，波形）

从图3中可以看出，ADC模块采集到的ECG信号波形上有较为明显的50Hz工频噪声。使用带阻滤波器能消除工频干扰，获得质量较好的信号以支持后续处理。心音信号能够清晰的分辨出第一心音（图中S1）和第二心音（图中S2），而第三心音（图中S3）和第四心音由于幅值较小且频率低容易被低频噪声淹没，难以分辨。

## 3.6 数据采集

# 4. 算法实现

ICA 自适应滤波器

# 5. 算法验证

# 6. 总结

本文提出了一种适合孕妇与胎儿监测应用、可实现心音心电同步测量的便携式监测设备方案，能够支持长时间动态测量并得到较高质量的测量数据。基于Wi-Fi的无线数据传输还能方便地将数据发送到远端服务器，便于存储、分析和远程监测。心音和心电的同步测量能为医生提供更全面的诊断数据，提升这一领域的监护水平。

参考文献

[1] ROSERO S Z, KUTYIFA V, OLSHANSKY B等. Ambulatory ECG Monitoring in Atrial Fibrillation Management[J]. Progress in Cardiovascular Diseases, 2013, 56(2): 143–152.

[2] KENNEDY H L. The Evolution of Ambulatory ECG Monitoring[J]. Progress in Cardiovascular Diseases, 2013, 56(2): 127–132.

[3] CHIN-TENG LIN, KUAN-CHENG CHANG, CHUN-LING LIN等. An Intelligent Telecardiology System Using a Wearable and Wireless ECG to Detect Atrial Fibrillation[J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010, 14(3): 726–733.

[4] CANO-GARCIA J M, GONZALEZ-PARADA E, ALARCON-COLLANTES V等. A PDA-based portable wireless ECG monitor for medical personal area networks[C]//Electrotechnical Conference, 2006. MELECON 2006. IEEE Mediterranean. 2006: 713–716.

[5] JUNG H-K, JEONG D-U. Development of wearable ECG measurement system using EMD for motion artifact removal[C]//2012 7th International Conference on Computing and Convergence Technology (ICCCT). 2012: 299–304.

[6] NOMA H, KOGURE K, NAKAJIMA Y等. Wearable data acquisition for heartbeat and respiratory information using NAM (non-audible murmur) microphone[C]//Ninth IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2005. Proceedings. 2005: 210–211.

[7] EHMEN H, HAESNER M, STEINKE I等. Comparison of four different mobile devices for measuring heart rate and ECG with respect to aspects of usability and acceptance by older people[J]. Applied Ergonomics, 2012, 43(3): 582–587.

[8] AFONSO V X, TOMPKINS W J, NGUYEN T Q等. Comparing stress ECG enhancement algorithms[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1996, 15(3): 37–44.

[9] GARUDADRI H, BAHETI P K, MAJUMDAR S等. Artifacts mitigation in ambulatory ECG telemetry[C]//2010 12th IEEE International Conference on e-Health Networking Applications and Services (Healthcom). 2010: 338–344.

[10] ROMERO I, BERSET T, BUXI D等. Motion Artifact Reduction in Ambulatory ECG Monitoring: An Integrated System Approach[C]//Proceedings of the 2Nd Conference on Wireless Health. New York, NY, USA: ACM, 2011: 11:1–11:8.

[11] TONG D A, BARTELS K A, HONEYAGER K S. Adaptive reduction of motion artifact in the electrocardiogram[C]//Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint. 2002, 2: 1403–1404 vol.2.

[12] Uni-channel PCA for noise reduction from ECG signals[EB/OL]. [2016-02-28]. http://www.academia.edu/3643641/Uni-channel\_PCA\_for\_noise\_reduction\_from\_ECG\_signals.

[13] HAMILTON P S, CURLEY M G, AIMI R M等. Comparison of methods for adaptive removal of motion artifact[C]//Computers in Cardiology 2000. 2000: 383–386.

[14] RAYA M A D, SISON L G. Adaptive noise cancelling of motion artifact in stress ECG signals using accelerometer[C]//Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint. 2002, 2: 1756–1757 vol.2.

[15] SILVA I, LEE J, MARK R G. Signal Quality Estimation With Multichannel Adaptive Filtering in Intensive Care Settings[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2012, 59(9): 2476–2485.

[16] ORPHANIDOU C, BONNICI T, CHARLTON P等. Signal-Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2015, 19(3): 832–838.