多通道ECG测量方法的改进与运动补偿研究(题目未定，之前的题目）

# 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，部分心律不齐患者发病的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像的消除算法，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

（给出采集设备的结构图）

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(Rosero, Kutyifa, Olshansky, & Zareba, 2013)。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(Kennedy, 2013)。

例如在文献中提出的 (000278538300023.pdf) 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。临床试验证明该系统的准确性接近94%，试验中测试了10个正常病人和20个心律失常患者。本文提出未来能该类似名片尺寸的ECG测量设备，与手机配套工作，以便提供方便使用的心脏保护服务。

(1-s2.0-S000368701100130X-main.pdf) 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，很多高科技产品的设计和开发都是针对对高科技接收程度较高的年轻人，所以很多老年人用起来都觉得不方便。希望产品设计和开发的时候能更针对老年人的特殊需求和接收新事物的能力。

### 1.2.3 心电信号的噪声和伪像消除

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、测量方法引入的伪像，例如使用干电极测量ECG时容易受到造成运动伪像，以及在无线传输时由于丢失数据包引起的心电伪像等。

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；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。

心电信号中的伪像大多是运动伪像。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像。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。

消除使用的参考信号：运动、皮肤阻抗、皮肤伸展（光电测量），

(05556547.pdf) 低功耗应用层解决方案，结合无线协议消除由于传输丢包造成的心电伪像。通过算法，在丢包率20%的时候仍能保持大于99%的心跳检测准确率。传感器伪像消除还包括了基线漂移和工频干扰的消除。最后提出了定性定量的系统评估。信号传输的时候结合压缩感知。

评价指标

(SilvaTBE12.pdf) 在重症监护情景下的基于多通道自适应滤波器的信号质量估算。信号质量的估算是自动化处理过程中的很重要的一个初始步骤，本文提出了一种通用的逐点的信号质量指标，基于多通道自适应预估，不依赖于对信号波形特定的形态学特征提取。本算法可用于对PPG(photoplethysmograms)、ABP(arterial blood pressure)和ECG信号，能计算出与信噪比单调相关的SQI值，前提是噪声为加性高斯噪声。提出了一个ROC(receiver-operating-characteristic)曲线分析的概念。

(06713481.pdf) 开源java软件包，提供R峰提取、[Signal quality index]、心房颤动检测和心室颤动检测。

(06862843.pdf) 识别出可穿戴传感器上采集到的非法信号是十分重要的，应为移动情况下采到的信号会比静止状态下采集到的信号更多噪声。本文提出一种信号质量指标，用于评估可穿戴设备测量的ECG或PPG信号是否能计算出可靠的心率值。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 qulity 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。

借助小波降噪和数字滤波器算法，消除ECG信号中的噪声干扰。

着重研究了运动补偿的算法。运动伪像的消除问题一直没有得到很好的解决，本文比较了ICA和自适应滤波器等方法。。。。

最后采用（评价手段），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

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）。

## 2.2 降噪算法

数字滤波器

小波

## 2.3 运动伪像消除算法

### 2.3.1 ICA

### 2.3.2自适应滤波器

### 2.3.3 EMD

## 2.4 信号质量评估方法

SQI

# 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像，需要通过滤波、噪声补偿方式将噪声信号剔除[7]。运动伪像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。由于运动伪像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像的消除。

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像消除等处理。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

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

# 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**

Kennedy, H. L. (2013). The Evolution of Ambulatory ECG Monitoring. *Progress in Cardiovascular Diseases*, *56*(2), 127–132. http://doi.org/10.1016/j.pcad.2013.08.005

Rosero, S. Z., Kutyifa, V., Olshansky, B., & Zareba, W. (2013). Ambulatory ECG Monitoring in Atrial Fibrillation Management. *Progress in Cardiovascular Diseases*, *56*(2), 143–152. http://doi.org/10.1016/j.pcad.2013.10.001