

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2106838

基于两次 SVD 的单通道胎儿心电监护系统

杨 珣 李媛媛 祝茂峻 薛诚浩 赵兴望 卜朝晖

(上海理工大学 生物医学工程研究所 上海 200093)

摘要: 在移动智能终端上实现单通道胎儿心电监护系统,利用基于两次奇异值分解(SVD)的单通道胎儿心电提取算法,解决胎心提取中的波形缺失问题,实时获取高信噪比的胎儿心电信号。利用 STM32 单片机控制 24 位采样芯片 ADS1298,对单通道的孕妇腹部信号进行采集,并将采集后的数据经蓝牙传送给移动智能终端,在移动智能终端上完成对胎儿心电的实时提取、显示、存储与分析,计算出相应的心律变异率,并实现对胎儿心电监护系统的控制。测试结果表明,提取出的胎儿心电信号信噪比改善为 29.43 dB,准确度为 98.01%,阳性预测率为 97.81%,系统具有良好的稳定性和兼容性,连续处理 5 个母体心动周期的数据所花的时间约为 3.671 ms,远小于一个母体心动周期(约 0.8 s)的时间,适用于母体或胎儿心律不齐的情况。该胎儿心电监护系统具有连线简单、便于操作、准确性高、可移植性强等特点,适合基层医院和家庭使用。

关键词: 单通道;胎儿心电提取;奇异值分解;移动智能终端;Android

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

Design of single-channel fetal ECG monitoring system based on SVD+SVD algorithm

Yang Xun Li Yuanyuan Zhu Maojun Xue Chenghao Zhao Xingwang Bu Zhaohui

(Institute of Biomedical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: A single-channel fetal electrocardiogram (ECG) monitoring system based on Android mobile smart terminal is designed to realize single-channel fetal ECG extraction algorithm using twice Singular Value Decomposition (SVD), solve the problem of missing waveforms in fetal ECG extraction and obtain real-time fetal ECG signals with high signal-to-noise ratio. Using STM32 single-chip microcomputer to control the 24-bit sampling chip ADS1298, the single-channel pregnant woman's abdomen signal is collected. Then the collected data is transmitted to the mobile intelligent terminal via Bluetooth. On the Android-based mobile smart terminal, the functions of real-time extraction, display, storage and analysis of fetal ECG, calculation of heart rhythm variability, and control of the entire monitoring system are completed. The test results show that the system can accurately extract fetal ECG signals from single-channel pregnant women's abdominal signals, with an improved signal-to-noise ratio of 29.43 dB, an accuracy of 98.01%, and a positive prediction rate of 97.81%. The system has good stability and compatibility, and takes about 3.671 ms to continuously process 5 maternal cardiac cycles, which is much less than the time of a maternal heartbeat cycle (about 0.8 s), and is suitable for maternal or fetal arrhythmia. The fetal ECG monitoring system has the characteristics of simple connection, easy operation, high accuracy, strong portability, etc., and is suitable for primary hospitals and families.

Keywords: single-channel; fetal ECG extraction; singular value decomposition; mobile intelligent terminal; Android

0 引言

胎儿心电监护能够诊断孕期胎儿的异常发育情况,具有极其重要的意义^[1]。胎儿心电信号(fetal electrocardiogram, FECG)的变化相比心音或心动信号而言,变化更早、更敏

感。临床中,可以利用体表电极法从孕妇腹壁上检测胎儿心电信号,但提取出的胎儿心电信号中掺杂着母体心电等多种噪声干扰^[2-4]。

从孕妇腹部信号中提取胎儿心电信号,可以采用多通道提取方法^[5-9]和单通道提取方法,由于单通道提取方法,

连线简单,便于操作,更适用于家庭和基层医院使用,目前,单通道提取算法主要有:小波变换^[10-11],奇异值分解(singular value decomposition, SVD)结合聚类分析^[12],扩展卡尔曼滤波(extended Kalman filter, EKF)结合奇异值分解^[13]等方法。其中,奇异值分解结合聚类分析进行胎儿心电提取的方法实时性较差,信噪比不高;扩展卡尔曼滤波结合奇异值分解提取胎儿心电的方法,具有准确性高,鲁棒性好的优点,但是在母体心电(maternal electrocardiogram, MECG)的 QRS 波与胎儿心电的 R 峰重合时,提取的胎儿心电会产生波形缺失的问题。

本文设计在移动智能终端上实现单通道胎儿心电监护系统,利用基于两次 SVD 的单通道胎儿心电提取算法,解决胎心提取中的波形缺失问题,实时获取高信噪比的胎儿心电信号。首先,利用 STM32 单片机控制 24 位采样芯片 ADS1298,对单通道的孕妇腹部信号进行采集,随后,将采集到的数据经蓝牙传送给移动智能终端,最后,在基于 Android 的移动智能终端上完成对胎儿心电的实时提取、显示、存储与分析,计算出相应的心律变异率,并实现对胎儿心电监护系统的控制。

本设计的创新点为:

- 1) 利用基于 SVD+SVD 的单通道胎儿心电信号提取算法,解决胎心提取中的波形缺失问题。
- 2) 该胎儿心电监护系统,适用于母体或胎儿心律不齐的情况,可以实时获取高信噪比的胎儿心电信号。
- 3) 在基于 Android 的移动智能终端上实现了单通道胎儿心电监护系统,适合家庭和基层医院使用。

1 基于 SVD+SVD 的单通道胎儿心电提取算法

1.1 信号的奇异值分解

设一维周期信号: $\mathbf{X} = \{\mathbf{x}(1), \mathbf{x}(2), \dots, \mathbf{x}(N)\}$, 周期为 n , 从中取出 m 个周期, 构造一个 $m \times n$ 的信号矩阵 $\mathbf{A}$, 则存在两个正交矩阵: $\mathbf{U} = [\mathbf{u}_1, \mathbf{u}_2, \dots, \mathbf{u}_n] \in \mathbf{R}^{n \times n}$ 和 $\mathbf{V} = [\mathbf{v}_1, \mathbf{v}_2, \dots, \mathbf{v}_n] \in \mathbf{R}^{n \times n}$, 使得

$$\mathbf{A} = \mathbf{U} \Sigma \mathbf{V}^T \quad (1)$$

式中: $\Sigma = [\text{diag}(\sigma_1, \sigma_2, \dots, \sigma_p), 0]$, 其中, $p = \min\{m, n\}$, $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_p \geq 0$ 称为 $\mathbf{A}$ 的奇异值, 不同大小的奇异值分别对应于观测信号中不同信号分量的能量集中程度, 大奇异值对于能量大的信号分量, 小奇异值对应于能量小的信号分量。当信号能量大于噪声能量时, 保留大的前 r 个奇异值, 将其余小的奇异值置零则可以提高信噪比, 得到信号的近似估计^[14]:

$$\mathbf{A}' = \sum_{i=1}^r \mathbf{u}_i \sigma_i \mathbf{v}_i^T \quad (2)$$

1.2 基于 SVD+SVD 的单通道胎儿心电提取

从孕妇腹部采集到的信号中, 母体心电信号幅度一般是胎儿心电信号幅度的 5~10 倍, 本系统利用两次 SVD 算法可以从孕妇腹部信号中准确的提取出高信噪比的胎儿心电信号, 提取流程如图 1 所示。首先利用 50 Hz 陷波滤波

和 0.01~100 Hz 带通滤波对采集到的孕妇腹部信号进行预处理。由于孕妇腹部信号中的母体心电信号并不是严格的周期信号, 因此需要对母体心电信号进行 R 峰检测, 并对母体心电的每个 R-R 间期通过尾部补零进行等周期插值处理, 构建出母体心电信号重构矩阵 $\mathbf{A}_m$ 。对信号矩阵 $\mathbf{A}_m$ 进行 SVD 运算, 保留较大的奇异值, 将其余奇异值置零, 得到相应的信号估计阵 $\mathbf{A}'_m$ 。抽取矩阵 $\mathbf{A}'_m$ 中原先补零的位置所对应的数据, 得到母体心电的近似估计, 再与腹部信号相减, 从而得到胎儿心电的预估计。最后, 对预估计的胎儿心电按其 R-R 间期通过尾部补零进行等周期插值处理, 构建出胎儿心电信号重构矩阵 $\mathbf{A}_f$, 并对其进行相应的 SVD 运算, 保留较大的奇异值进行降噪处理, 得到相应的信号估计阵 $\mathbf{A}'_f$, 抽取矩阵 $\mathbf{A}'_f$ 中原先补零的位置所对应的数据, 从而可以得到高信噪比的胎儿心电信号。显然, 这种构建心电信号矩阵的方法, 适用于母体或胎儿心律不齐的情况。

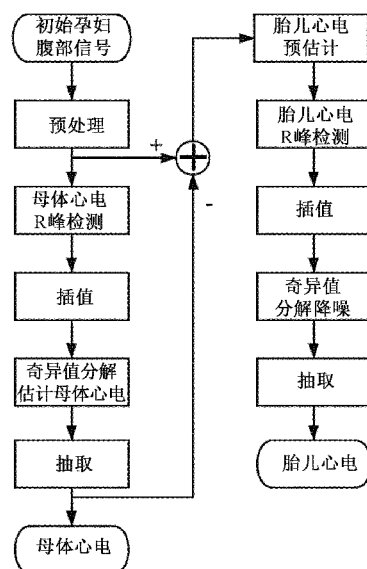


图 1 单通道胎儿心电信号提取流程图

由文献[13]可知, 由于重构矩阵 $\mathbf{A}$ 中的每一行对应于母体的一个心动周期, 故综合考虑信号估值的准确性和信号处理的实时性, 矩阵 $\mathbf{A}$ 的行数取为 4~6 行较为合适, 在本系统中, 重构矩阵行数取为 5。

奇异值差分谱理论^[15-16]表明, 当相邻两个奇异值差异较大时, 差分谱上会出现峰值, 表示奇异值在当前位置发生突变, 最大突变点即为目标信号和噪声的分界点。因此, 保留突变点之前的奇异值, 将其余奇异值置零, 再对矩阵进行重建, 即可得到降噪后的信号。在本文系统中, 由图 2 可知, 第 1 次 SVD 处理, 保留最大的前两个奇异值, 得到母体心电的近似估计; 由图 3 可知, 第 2 次 SVD 处理, 保留最大的第 1 个奇异值, 滤除初步估计的胎儿心电中母体心电残留和噪声成分, 得到高信噪比的胎儿心电信号。

1.3 信噪比分析

信噪比改善由胎儿心电提取后的输出信噪比减去胎儿

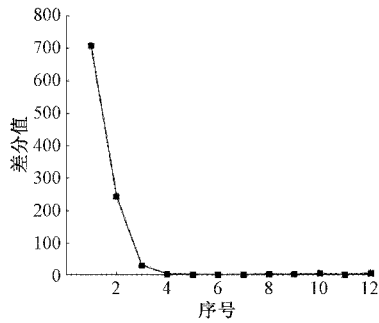


图 2 孕妇腹部信号奇异值差分谱

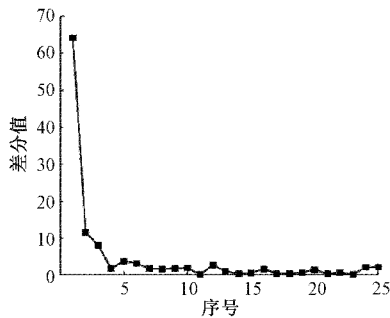


图 3 FECG 信号奇异值差分谱

心电信号提取前的输入信噪比得到。

输入信噪比的计算是由胎儿心电的功率除以母体心电的功率与输入噪声功率的和:

$$SNR_{in} = \frac{P_f}{P_m + P_n} \quad (3)$$

其中, P_f 代表胎儿心电信号功率; P_m 代表母体心电信号功率; P_n 代表噪声功率。

输出信噪比采用基于互相关系数的估计方法。从提取出的胎儿心电信号中截取 M 段心电数据, 每段长度为 N 且包含一个完整的 QRS 波, 构建一个 $M \times N$ 的信号矩阵

U , 根据矩阵 U 中任意两行信号的互相关系数, 可得输出的胎儿电信噪比为:

$$SNR_{out} \approx 10 \lg \frac{S}{1-S}$$

$$S = \frac{2}{M(M-1)} \sum_{j=0}^{M-2} \sum_{k=j+1}^{M-1} x(j) \cdot x(k)^T \quad (4)$$

利用文献[17]中提供的心电模型, 并选择不同的参数去构建 MECG 和 FECG 信号, 输入噪声信号为高斯白噪声, 将噪声信号、MECG 信号、FECG 信号三者相加, 合成出孕妇腹部信号。其中, 合成的信号采样点数为 2 500, 采样频率为 250 Hz, 输入噪声功率为 -20 dBm, 通过式(3)和(4)计算出 SVD+SVD 算法提取出胎儿心电的信噪比改善, 如表 1 所示。

表 1 信噪比改善

结果	SVD+SVD
输入信噪比/dB	-15.418
输出信噪比/dB	14.010
信噪比改善/dB	29.428

由表可知, SVD+SVD 算法可以获得的信噪比改善约为 29.428 dB。

1.4 针对母体或胎儿心律不齐的胎心提取

为了验证 SVD+SVD 算法对母体或胎儿心律不齐的情况仍然适用, 本文分别构建了母体心律不齐和胎儿心律不齐的两种孕妇腹部信号, 并利用 SVD+SVD 算法进行了胎儿心电的提取。母体心律不齐的情况下, 提取到的胎儿心电如图 4 所示。胎儿心律不齐的情况下, 提取到的胎儿心电如图 5 所示。图中, 虚线框内的部分为母体或胎儿心律不齐的区间。可以看到, 针对母体或胎儿心律不齐的情况, SVD+SVD 算法依然能够准确提取出胎儿心电信号。

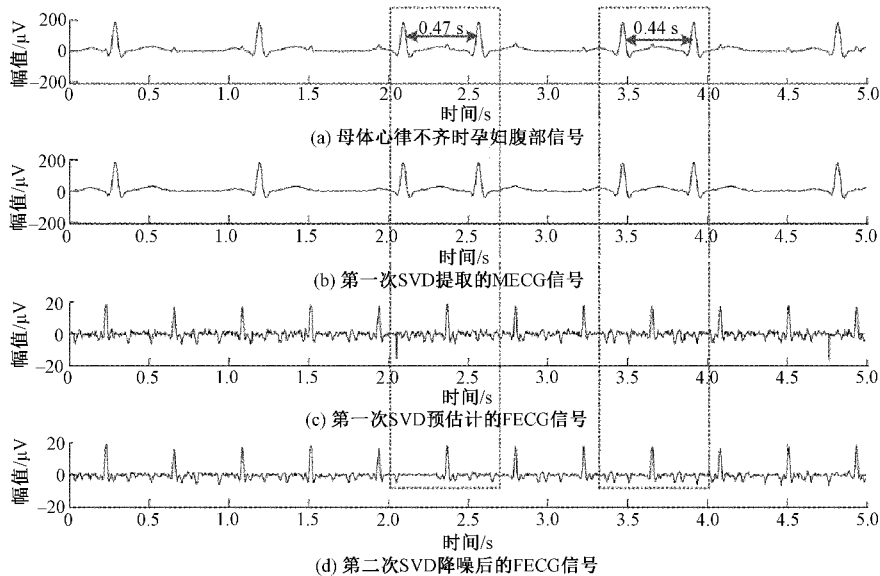


图 4 母体心律不齐时 SVD+SVD 算法胎儿心电提取结果

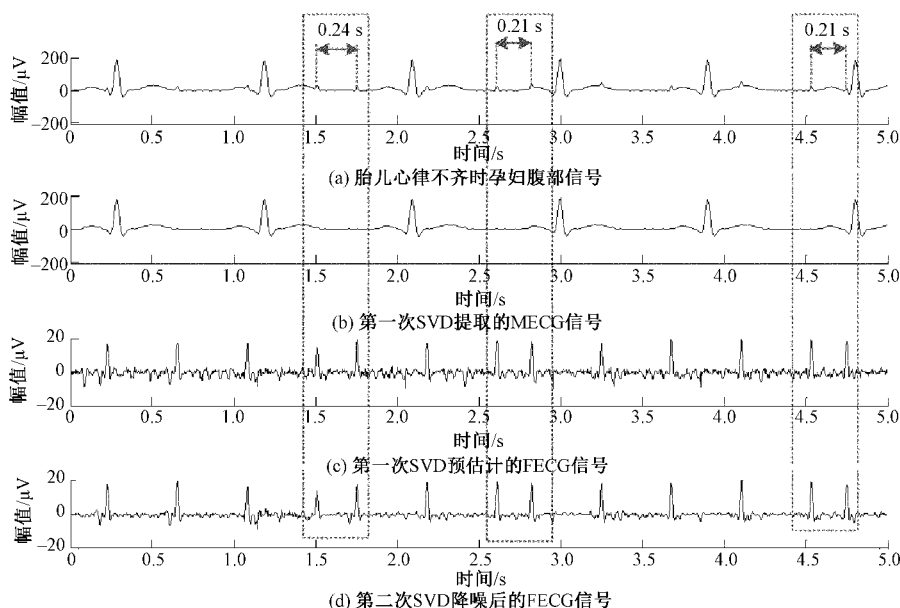


图 5 胎儿心律不齐时 SVD+SVD 算法胎儿心电提取结果

1.5 胎儿心电波形缺失的改善

当胎儿心电的 R 波与母体心电的 QRS 波重合时,目前,其他单通道胎儿心电提取方法提取出的胎儿心电均存在胎心波形缺失的问题^[12-13]。例如,文献[13]中选取 DaISy 数据库中通道 2 的孕妇腹部信号,利用 EKF+SVD

方法提取出的胎儿心电结果如图 6 所示。可以看到,在腹部信号中第 7 和第 10 个母体心电 QRS 波与胎儿心电的 R 波发生重合,经过 EKF 算法预提取到的胎儿心电在这两个位置的 R 峰幅度受到了明显的衰减,从而导致利用 SVD 降噪后得到的胎儿心电产生了波形缺失的情况。

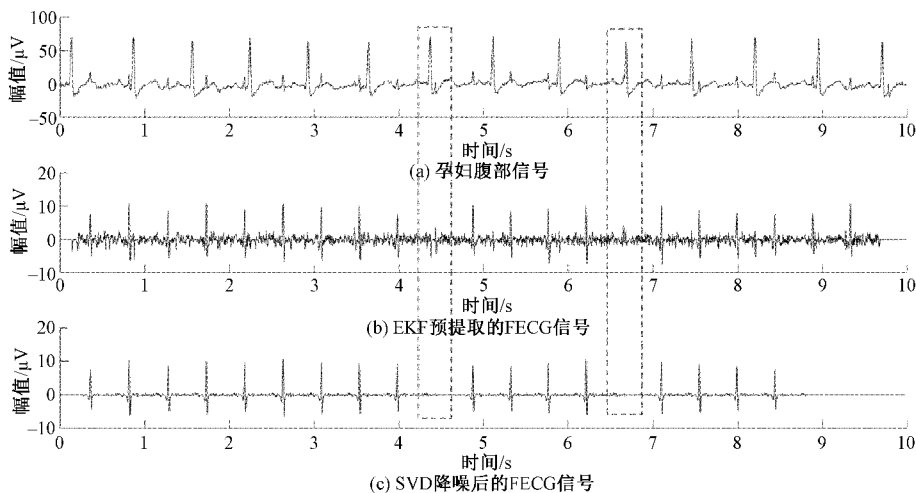


图 6 EKF+SVD 法提取胎儿心电结果

选取 DaISy 数据库中通道 2 的孕妇腹部信号,利用 SVD+SVD 方法提取出的胎儿心电结果如图 7 所示,由图可知,当胎儿心电的 R 波与母体心电的 QRS 波发生重合时,经过 SVD 算法预提取到的胎儿心电的 R 峰幅度几乎没有受到衰减,利用 SVD 降噪后可以得到无缺失的胎儿心电波形。

2 系统的硬件设计

本文设计实现的单通道胎儿心电信号监护系统总体

结构如图 8 所示。首先,利用 STM32 控制 24 位高精度采样芯片 ADS1298 完成对单通道孕妇腹部信号的采集。接着,将转换好的 24 位数字信号通过 SPI 接口传送给 S 单片机。再通过蓝牙传输模块将采样得到的数据无线传送至基于 Android 的移动智能终端。最后,在移动智能终端上实时完成了基于 SVD+SVD 的胎儿心电提取算法,并对提取出的胎儿心电进行显示、存储与分析,计算出相应的心率变异性,设计了基于 Android 系统的人机交互界面,实现了对整个监护系统的控制。

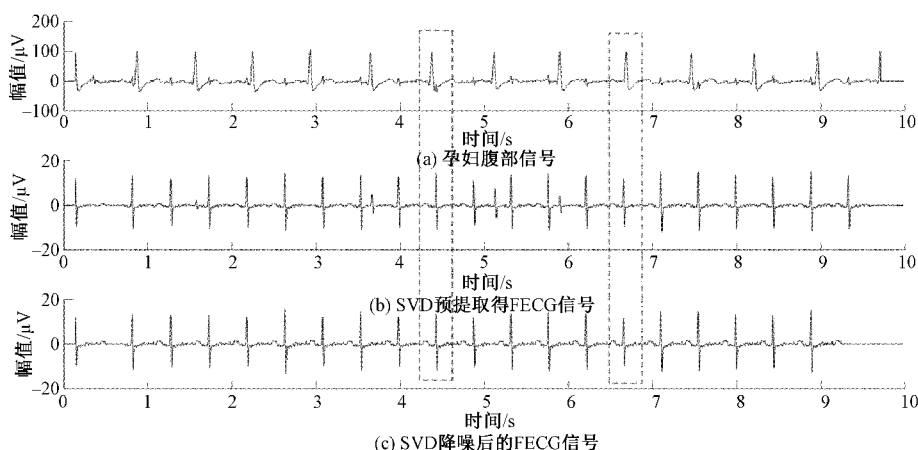


图 7 SVD+SVD 法提取胎儿心电结果

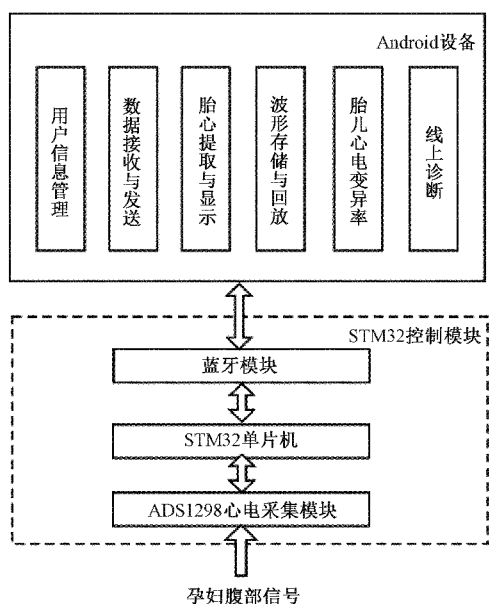


图 8 系统总体结构

3 系统的软件设计

本系统的软件设计模块框图如图 9 所示。

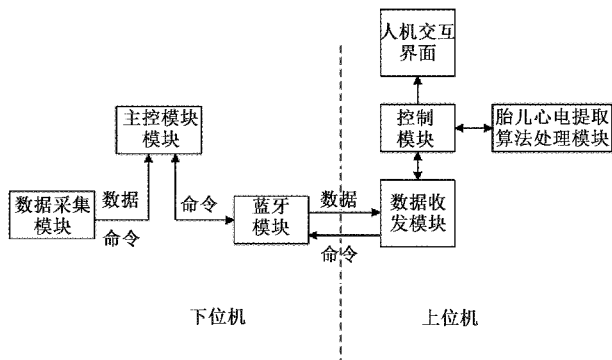


图 9 软件设计模块框图

软件设计模块分为下位机软件 and 上位机软件两部分。其中,下位机软件包括:主控模块、心电数据采集模块以及蓝牙模块。下位机是基于 STM32F407 实现软件的设计,主控模块负责控制 ADS1298 采集孕妇腹部信号,并利用蓝牙模块实现下位机和移动智能终端之间的数据传输。上位机是基于 Android 移动智能终端实现软件的设计^[18-19],包括胎儿心电监护系统控制模块、数据收发模块、胎儿心电提取算法处理模块以及人机交互界面。控制模块负责任务调度;数据收发模块负责与下位机的数据交互,控制数据采集的开始和结束,并接收下位机通过蓝牙传送到移动智能终端的数据;胎儿心电提取算法处理模块用于 SVD+SVD 的单通道胎儿心电提取算法的实现;人机交互界面模块负责用户信息管理、蓝牙通信、胎心监测、胎心功能分析等功能的实现。

3.1 STM32 主控模块程序设计

基于 STM32 的主控模块程序设计流程如图 10 所示。

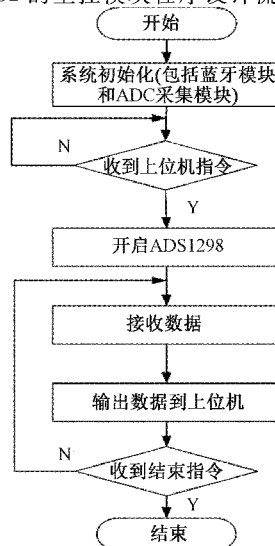


图 10 STM32 软件设计流程

首先,STM32 需要对蓝牙模块和 ADS1298 采集模块进行初始化。接着,等待来自上位机的命令,用户在上位机点击启动按钮后,命令会通过蓝牙传输到下位机。下位机收到命令,信号开始采集。最后,STM32 通过蓝牙模块将采集到的数据传至上位机。STM32 收到上位机传来的结

束命令后,下位机停止工作。

3.2 基于 Android 系统的人机交互界面设计

根据胎儿心电监护系统的功能需求,将基于 Android 的胎心监护人机交互界面划分为成以下功能,如图 11 所示。

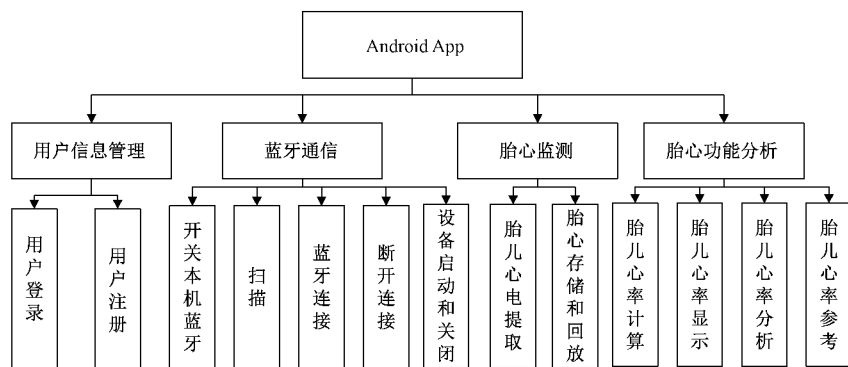


图 11 人机交互界面功能分布

胎儿心电监护系统的人机交互界面主要由 4 部分组成:

1) 用户信息管理模块通过注册和登录的方式来对用户信息进行记录和保存,将用户基本临床信息如临床编号、姓名、年龄、身高、体重等存储在后台,方便管理;

2) 蓝牙通信模块负责本机蓝牙的开启和关闭、上位机与下位机的蓝牙连接等;

3) 胎心监测模块负责胎儿心电监护系统的启动和关闭,胎儿心电提取结果的实时动态显示等功能;

4) 胎心功能分析模块负责胎儿心率的计算和心率波形的绘制。

4 实验结果与分析

由于伦理和安全等因素限制,本文设计采用 DaISy 数据库的真实心电信号对系统进行实验验证。先将数据库中真实的孕妇腹部信号存储到任意波发生器 AFG3252 中,然后由 AFG3252 产生相应的模拟信号作为整个系统的输入信号。为了模拟真实心电信号的幅度值,需要在函数发生器的输出端连接一个信号衰减器,再将衰减后的信号进行采样。验证系统的连接示意图如图 12 所示。其中,本课题使用的 Android 智能手机型号为小米 6X,版本为 android 9.0,最高频率 2.2 GHz,运行内存为 4 GB。

4.1 SVD+SVD 胎儿心电提取算法的验证与分析

为了验证本课题研究的胎儿心电提取算法的实现效果,采用 DaISy 数据库中通道 2 的孕妇腹部信号,对胎心提取算法进行实验验证。首先,展示了 MATLAB 实现的胎儿心电提取结果,验证了算法的可行性;然后,展示了在基于 Android 的移动智能终端上实现的胎儿心电动态提取结果,验证了胎儿心电提取算法移植的正确性和有效性。

SVD+SVD 胎儿心电提取算法的 MATLAB 实现结

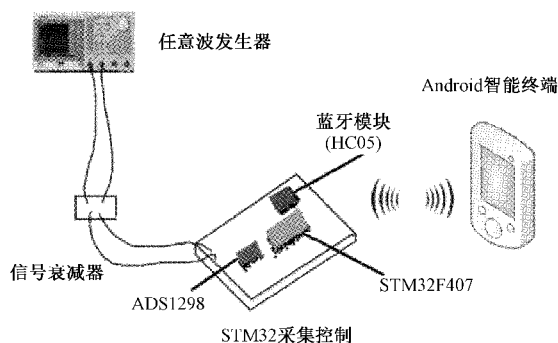


图 12 验证系统的连接示意图

果以及移动智能终端实现动态提取结果分别如图 13 和 14 所示。

图 14 与 13 相比,存在 5 个母体心动周期的延时,这是由于利用 SVD 算法估计 MECG 时,需要 5 个完整的母体心动周期的数据来构造矩阵 A ,故 FECG 信号会在 5 个母体心动周期后被估计出来。

4.2 基于移动智能终端的胎儿心电监护系统稳定性测试

实际应用中,往往需要心电监护系统长时间工作,故对系统的稳定性要求较高。为了验证系统的稳定性,在系统运行 30 min 后,截取了 10 s 的胎儿心电提取结果,波形如图 15 所示。可以看出,随着运行时间增加,该胎心监护系统依然可提取出清晰的胎儿心电波形,无基线漂移和明显的信噪比改变,由此可知,该单通道胎儿心电监护系统具有良好的稳定性。

4.3 基于移动智能终端的胎儿心电监护系统兼容性测试

为了验证监护系统的兼容性问题,保证其满足市面上各版本号的安卓智能机,本文在 Android Studio 上创建了版本号为 Android 7.0~Android 11.0 的虚拟手机,对单通道胎儿心电监护系统的兼容性进行测试,测试结果如表 2 所示。

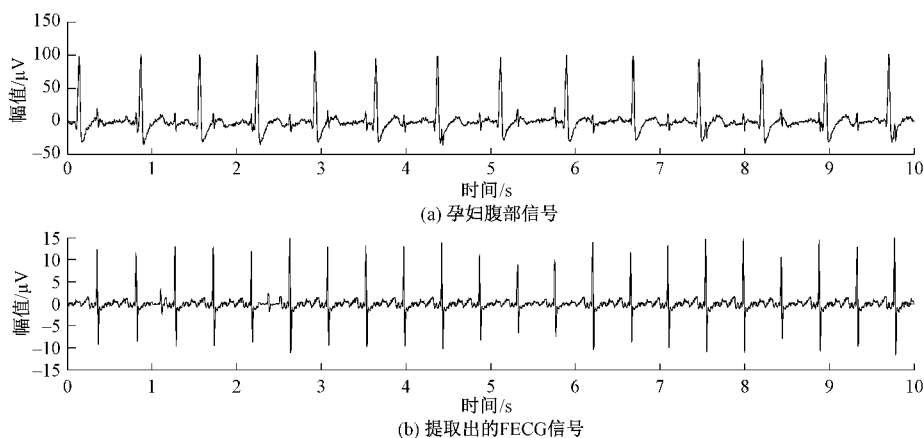


图 13 SVD+SVD 胎儿心电提取算法的 MATLAB 实现结果

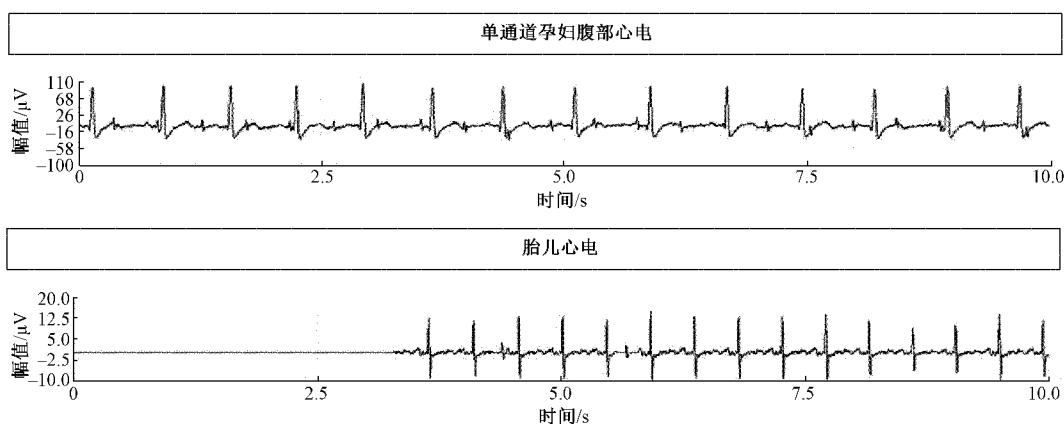


图 14 SVD+SVD 胎儿心电提取算法的移动智能终端实现结果

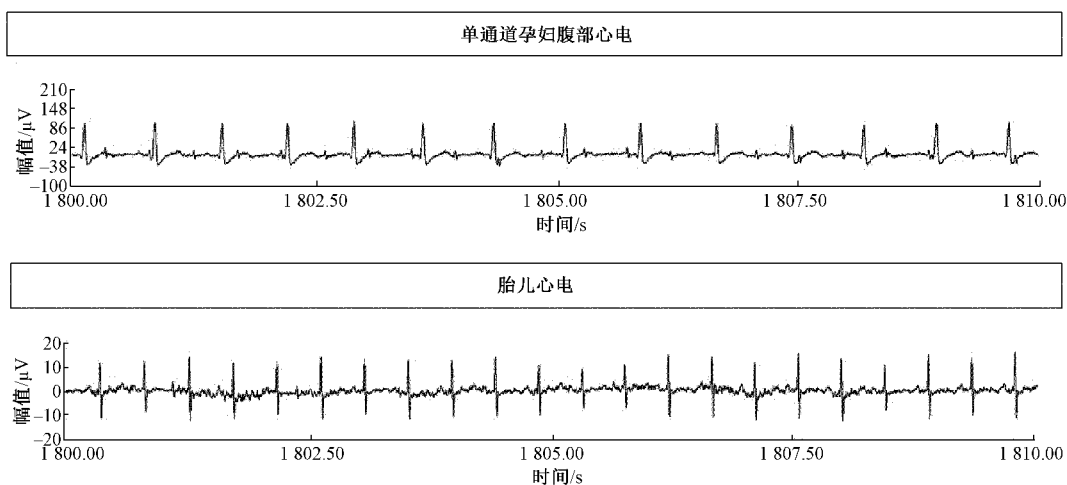


图 15 系统稳定性测试结果

测试结果表明,该单通道胎儿心电监护系统上位机软件兼容性比较理想,测试过程中并无软件冲突出现。

4.4 基于移动智能终端的胎儿心电监护系统实时性测试

基于 SVD+SVD 算法的单通道胎儿心电提取需要 5 个心动周期构建信号矩阵,本文对监护系统进行了实时

性测试,系统各模块运行所消耗时间如表 3 所示。

由表 3 可以计算出,基于 SVD+SVD 的胎心提取算法处理 5 个母体心动周期的数据所消耗的时间为 3.671 ms,远小于一个母体心动周期(约 0.8 s)的时间,完全满足临床使用对实时性的需求。

表2 系统兼容性测试结果

Android 版本	API 等级	兼容性
Android 7.0	24	✓
Android 7.1	25	✓
Android 8.0	26	✓
Android 8.1	27	✓
Android 9	28	✓
Android 10	29	✓
Android 11	30	✓

表3 系统实时性测试结果

处理步骤	消耗时间 ms
数据预处理模块	0.832
峰值检测时间模块	0.049
基于 SVD 的胎儿心电预提取模块	1.233
基于 SVD 的胎儿心电降噪模块	1.225
心率分析模块	0.332

4.5 人机交互界面

基于 Android 智能手机的单通道胎儿心电监护系统的人机交互界面实现了用户信息管理,蓝牙连接,胎心波形显示、存储与回放,胎儿心律变异率的计算以及胎心功能分析等功能。其主界面如图 16 所示。

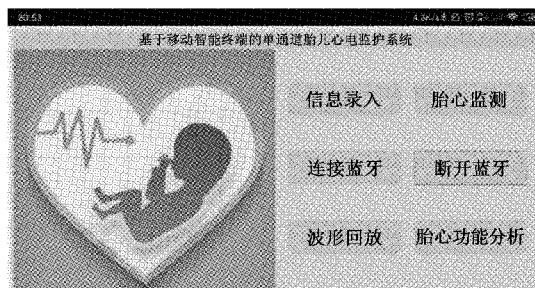


图 16 胎心监护系统主界面

4.6 胎儿心电提取的临床特性分析

采用敏感性(Se)、阳性预测率(PPV)和 F_1 值 3 个临床指标来评价系统的准确性。这三个指标的计算方式如式(5)~(7)所示。

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% \quad (5)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% \quad (6)$$

$$F_1 = 2 \times \frac{PPV \times Se}{PPV + Se} = \frac{2 \times TP}{2 \times TP + FP + FN} \times 100\% \quad (7)$$

式中: TP (true positive)为真阳性,代表正确检出的胎儿 QRS 波个数; FP (false positive)为假阳性,代表错检的胎儿 QRS 波个数; FN (false negative)为假阴性,代表漏检的

胎儿 QRS 波个数。

MIT-BIH 非侵入式胎儿心电数据库中的腹部信号信噪比低,胎儿心电被严重污染。因此,从中选取了 15 组心电记录,共计 48 个腹部通道,每个腹部通道截取 30 s 数据长度,分别利用 Se 、 PPV 和 F_1 值来评价该胎儿心电监护系统的准确性,评价结果如表 4 所示。

表4 胎儿心电监护系统的灵敏度、阳性预测率和准确性 %

方法	Se	PPV	F_1
SVD+SVD	94.69	97.81	98.01

5 结 论

本文设计实现了基于 SVD+SVD 的单通道胎儿心电监护系统,解决了胎心提取中的波形缺失问题,实验测试结果表明:该胎心监护系统可从单通道孕妇腹部信号中准确提取出 FECG,信噪比改善为 29.43 dB,准确度为 98.01%,阳性预测率为 97.81%,系统具有良好的稳定性和兼容性,连续处理 5 个母体心动周期的数据所花的时间约为 3.671 ms,远小于一个母体心动周期(约 0.8 s)的时间,完全满足临床使用对实时性的需求,并适用于母体或胎儿心律不齐的情况。该胎儿心电监护系统连线简单,便于携带,准确性高,人机界面友好,可移植性强,适合基层医院和家庭使用。

参考文献

- [1] 刘洁. 胎儿心电监护在产程中观察胎儿宫内窘迫的临床护理价值[J]. 航空航天医学杂志, 2021, 32(3): 380-381.
- [2] 马萌萌. 基于多电极提取系统的胎儿心电分离算法研究[J]. 家庭生活指南, 2020(11):158-160.
- [3] MICHAEL A, GEORGE R, SAADE M, et al. A randomized trial of intrapartum fetal ECG ST-segment analysis[J]. The New England Journal of Medicine, 2015, 373(7): 632-641.
- [4] GARI D C, IKARO S, JOACHIM B, et al. Non-invasive fetal ECG analysis [J]. Physiological Measurement, 2014, 35(8):1521-1536.
- [5] BAHAA A, SHUKRI M S, ALAA E, et al. Non-invasive fetal ECG extraction using discrete wavelet transform recursive inverse adaptive algorithm[J]. Technology Health Care, 2020, 28(5):507-520.
- [6] MOHAMMED K A, KOKATE R D. An efficient adaptive filter for fetal ECG extraction using neural network[J]. Journal of Intelligent Systems, 2019, 28(4):589-600.
- [7] MA Y P, XIAO Y G, WEI G, et al. Fetal ECG

- extraction using nonlinear adaptive noise canceller with multiple primary channels[J]. IET Signal Processing, 2016, 12(2):219-227.
- [8] 石欣,范智瑞,张杰毅,等. 基于 LMS-随机森林的肌电信号下肢动作快速分类[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(6):218-224.
- [9] LUAY T, ESAM A R. A null space-based blind source separation for fetal electrocardiogram signals [J]. Sensors, 2020, 20(12):1-27.
- [10] 祖秋雨,林勇. 基于平稳小波变换的胎儿心电提取方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(12):1249-1253.
- [11] 汪志宁,刘春,戴雷,等. 小波变换组合双线性插值法在北斗周跳中的应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(11):50-57.
- [12] AYAT M, ASSALEH K, NASHASH H. Fetal ECG extraction from a single abdominal ECG signal using SVD and polynomial classifiers[C]. IEEE Workshop on Machine Learning for Signal Processing, New York: IEEE, 2008:250-254.
- [13] 卜朝晖,周斌,尹晓晶,等. 基于扩展卡尔曼滤波和奇异值分解算法的单通道胎儿心电提取方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2019, 38(6): 662-671.
- [14] 曾兆山,沈海斌,陆昊俊. 基于 SVD-LSSVM 的单导联胎儿心电提取算法[J]. 电子技术, 2016, 45(4): 4-8.
- [15] 张景润,李伟光,李振,等. 基于奇异值差分谱理论的大型转子轴心轨迹提纯[J]. 振动与冲击, 2019, 38(4):199-205.
- [16] 王建国,李健,刘颖源. 一种确定奇异值分解降噪有效秩阶次的改进方法[J]. 振动与冲击, 2014, 33(12): 176-180.
- [17] MCSHARRY P E, CLIFFORD G D, TARASSENKO L. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals[J]. Biomedical Engineering, 2003, 50(3): 289-294.
- [18] 朱磊. 基于 Android 系统的小阻值测量器 App 设计[J]. 国外电子测量技术, 2020, 39(2):106-110.
- [19] 张舜,连宇茜,秦亚杰,等. 基于安卓 4.3 的移动心电监护系统设计[J]. 中国医疗器械杂志, 2015, 39(4): 261-264.

作者简介

杨珣,硕士研究生,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: yangxun_vera@163.com

李媛媛,本科生,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: lyra991002@163.com

祝茂峻,本科生,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: 1638793241@qq.com

薛诚浩,本科生,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: 1041122867@qq.com

赵兴望,本科生,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: 2660673929@qq.com

卜朝晖(通信作者),副教授,主要研究方向为生物医学信号处理。

E-mail: buzha@usst.edu.cn