

文章编号: 2096-1618(2023)03-0318-06

基于主成分分析和相关性检验的多通道胎心率提取

鞠文博¹, 袁林¹, 李庆², 杨波¹

(1. 成都信息工程大学电子工程学院/物理场生物效应及仪器四川省高校重点实验室, 四川 成都 610225; 2. 成都信息工程大学计算机学院, 四川 成都 610225)

摘要:非侵入式胎心率提取在胎儿疾病检测和诊断起着重要作用,提出一种基于主成分分析和相关性检验的多通道胎心率提取方法。首先对多通道母体腹部信号(AECG)进行预处理,通过样本熵值筛选信号片段;其次通过Pan-Tompkins算法检测母体QRS波群,并对R峰位置进行校正;然后利用相干平均法对母体心电信号(MECG)进行重构,通过调整重构后的MECG序列,以求寻得与AECG最大相关度的位置,从而进行母体心电模板抵消得到残差;最后从残差中提取胎儿心电信号(FECG)。数据验证选自Challenge 2013 Training Set A,并通过胎儿R波检测 F_1 值与灵敏度Se来评估该方法性能,对比不经过相关性检验校正和经过相关性检验校正后的 F_1 值分别为90.59%, 95.22%; Se分别为86.52%, 92.66%。可以得出结论,使用本方法能够提高胎儿QRS波群的检测精度,进而更精准的检测胎心率。

关键词:主成分分析;相关性检验;样本熵;胎心率提取;QRS波群检测

中图分类号:TP391.9

文献标志码:A

doi:10.16836/j.cnki.jcuit.2023.03.011

0 引言

胎心监护是正确评估胎儿宫内状态的重要检测手段,对及时诊断胎心失常、降低围产儿死亡率有极其重要的意义^[1]。20世纪中叶,临床使用胎儿心电图(fetal electrocardiogram, FECG)观察胎儿心脏信息。测量FECG的最准确方法是将头皮电极直接置于孕妇体内进行胎儿心电图监测,得到的信号较为纯净,但这仅适用在分娩中监测,不能反复使用^[2-4]。并且侵入式的监测会导致未确诊的胎儿缺氧,因此,无害的、非侵入式的监护方法显得尤为重要。腹部心电图技术直接将母体腹部电信号作为测量信号,与传统的胎心监护手段相比,这种方法操作简单,可以在孕后期使用,孕妇主观上更容易接收,能更好保护孕妇及胎儿。

非侵入式测量操作更加简便,但会受到其他生理信号和噪声的干扰,如:母体心电(maternal electrocardiogram, MECG)、基线漂移、肌电干扰和50Hz工频干扰及其谐波干扰等。非侵入式方法检测得到母体心电信号幅值一般为0.5~2 mV,胎儿心电信号幅值约为10~50 μ V,MECG幅值远大于FECG且频谱上也存在重叠,传统的滤波方法难以去除^[5-6],因此在临床研究中去除母体心电干扰是重要也是必要的一步。为解决无创提取胎儿心电这一难题,人们相继提出了自适应

滤波器;线性分解,如小波分解^[7]、奇异值分解^[8]、盲或半盲源分离^[9];非线性分解如子空间分离^[10]等方法。其中盲源分离(blind source separation, BSS)引出独立成分分析的快速不动点(FastICA)和特征矩阵的联合近似对角化(JADE)两种算法,JADE在准确性方面优于FastICA,但在计算时间方面却不尽人意;而FastICA可以通过许多微调步骤得到与JADE相当的结果且受输入信号质量的影响较低^[11],更加符合临床实验场景。两种方法的共性均是首先从AECG信号中移除MECG和增强FECG,再从剩余分量中提取FECG^[12],而肌电干扰噪声会降低算法性能。

本文提出一种基于主成分分析(principal component analysis, PCA)和相关性检验多通道提取胎心率算法。首先通过样本熵对多通道原始信号进行质量评估,去除质量较差的通道信号;然后利用PCA从评估后的混合信号中提取主成分得到最优AECG;其次, Pan-Tompkins初步定位R峰位置,并通过极性检测消除因波形倒置而出现的误检与漏检,对母体R峰位置进行校正,利用相干平均法对母体R峰位置序列进行重构,构造长度为两个R-R间期的梯形窗,使之能包括一个完整的QRS波群,对质量评估后满足条件的每路AECG进行加窗处理,重采样至长度与重构后的母体QRS波群相同,并在规定阈值范围内进行序列微调,以实现与MECG最相关;最后,将AECG与MECG相减得到的残差即为FECG,检测胎儿QRS波群进而计算得到胎心率,通过分析相关性指标结果,本方

法适用于多通道腹部信号胎心电提取。

1 方法

1.1 数据集

数据来自于 PhysioNet 提供的开源数据库 Challenge 2013 Training Set A。包括 75 组胎儿心电图记录,每条记录包含 4 路无创孕妇腹部电信号,均以每秒 1000 样本点采样,并对每个胎儿的 QRS 波群进行参考标注。

1.2 方法描述

算法流程如图 1 所示。该方法由 4 个主要步骤组成:(1)腹部心电信号预处理;(2)母体 QRS 波群定位;(3)母体 ECG 信号抵消;(4)胎儿 QRS 波群检测。其中步骤(1)数据预处理阶段包括样滤波与信号质量评估;步骤(2)和步骤(3)可以拆分为主成分分析提取母体 ECG、母体 R 峰检测与校正以及母体 ECG 信号重构;相关性检验校正胎儿 QRS 波群在步骤(4)中进行。

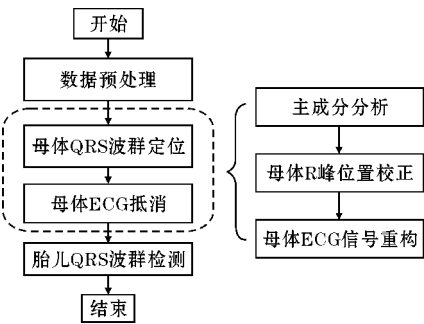
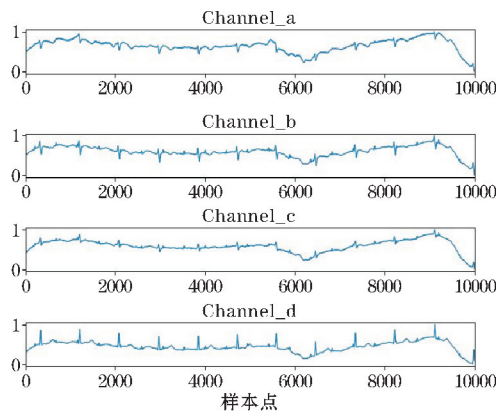


图1 算法流程图

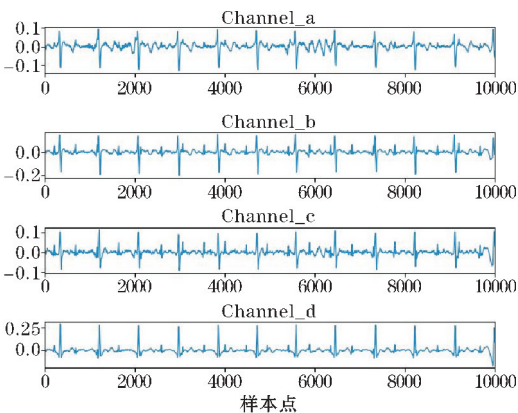
2 预处理

2.1 去噪

使用 50 Hz 陷波滤波器消除工频干扰;基线漂移是由孕妇呼吸或运动引起的,使用巴特沃斯低通滤波器去除 5 Hz 以下的基线漂移干扰以及母体心电信号中的 P、T 波^[13],实验证明去除 P 波和 T 波并不影响 R 峰的检测;肌电属于高频干扰,使用小波去噪去除信号中的高频噪声^[14]。腹部心电信号预处理前后对比如图 2 所示。



(a) 原始腹部心电信号



(b) 去噪后的四路腹部心电信号

图2 腹部心电预处理前后对比图

2.2 信号质量评估

信噪比(SNR)通常是作为评估信号质量好坏的指标之一,狭义上定义为输出信号的功率与同时输入的噪声功率之比。但检测信号为胎儿心电信号、母体心电信号与其他噪声的混合,且 FECG 与 MECG 频谱上存在重叠,因此使用信噪比无法准确判断各个通道信号质量的好坏。

近似熵(approximate entropy, ApEn)与样本熵(sample entropy, SampEn)是通过度量信号中产生新模式的概率大小来衡量时间序列复杂性^[15],新模式产生的概率越大,序列的复杂性越高。熵值结果越低,序列

的自我相似性就越低,信号就越简单;相反,熵值结果越高,信号就越复杂。

定义一个由 N 个数据组成的等样时间序列 $\{x(n)\} = x(1), x(2), \dots, x(n)$, 算法相关参数 m, r , 其中, m 为整数,表示重构的维度; r 为实数,表示“相似度”的度量值。样本熵的计算步骤如下:

- (1) 重构 m 维向量 $X_m(1), \dots, X_m(N-m+1)$, 其中 $X_m(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)]^T, 1 \leq i \leq N-m+1$
- (2) 统计满足 $X_m(i)$ 与 $X_m(j)$ 之间的距离 d 小于等于 r 的 $j(1 \leq j \leq N-m, j \neq i)$ 的数目,并记作 B_i ,则对于 $1 \leq i \leq N-m$ 定义:

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} B_i$$

其中,距离 d 由 $\mathbf{X}_m(i)$ 与 $\mathbf{X}_m(j)$ 对应元素中最大的差值的绝对值决定,即:

$$d[\mathbf{X}_m(i), \mathbf{X}_m(j)] = \max_{k=0, \dots, m-1} (|x(i+k) - x(j+k)|)$$

(3) 求 $B_i^m(r)$ 对于所有 i 值的平均值,记为 $B^m(r)$,即

$$B^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r)$$

(4) 增加维度到 $(m+1)$ 维,重复步骤(2)将满足条件的个数记为 A_i ,则 $A_i(r)$ 定义为

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N-m-1} A_i$$

(5) 定义 $A^m(r)$ 为

$$A^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r)$$

由于在实际计算应用过程中, N 不可能为 ∞ , 因此当 N 取有限值时,样本熵估计为

$$\text{SampEn}(m, r, N) = -\ln \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right]$$

式中,嵌入维数 m 一般取 1 或 2;相似度 r 的选择在很大程度上取决于实际应用场景,通常选择 $r = 0.1 \cdot \text{std} \sim 0.25 \cdot \text{std}$, 其中 std 表示原时间序列的标准差。在本次实验中取 $m=2, r=0.25 \cdot \text{std}$ 。

设定一个恒定的样本熵阈值为 1.5, 每个通道的样本熵值与该阈值相比,将值小于 1.5 认定为质量良好的信号,用于后续分析;舍弃熵值大于 1.5 的通道信号,如果认定的质量良好的信号数量少于 2 个,则保留熵值最小的 2 个通道信号以供进一步分析^[16]。a19 样本中 4 路信号的熵值如表 1 所示,4 路 AECG 分别在 10 s 内的样本熵值如图 3 所示。

表 1 4 路信号样本熵值

通道	SampEn
Channel_a	0.760
Channel_b	0.782
Channel_c	0.880
Channel_d	0.525

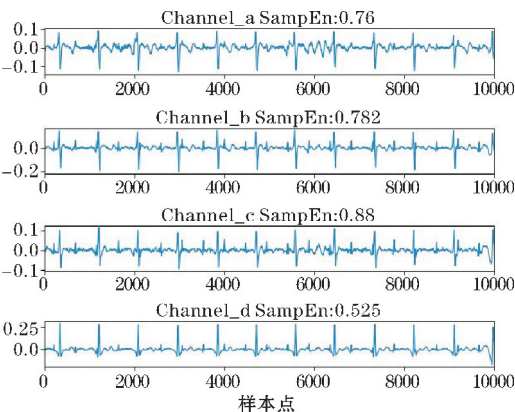


图 3 4 路 AECG 分别在 10 s 内的样本熵值

3 MEEG 提取与重构

3.1 主成分分析

经过信号质量评估筛选后的 AECG 全部用于 PCA, 自动保留了 3 个成分, 其各分量的方差贡献率分别为 51.02%、47.15% 和 1.61%, 这意味着几乎保留了原始信号的所有信息, 且第一分量作为主分量包含信息最大。母体 QRS 波群与胎儿 QRS 波群在不同分量中的表现如图 4 所示(红色框内为母体 QRS 波群, 黄色框内为胎儿 QRS 波群)。在不失真的情况下, 选择第一分量作为最优参考信号。

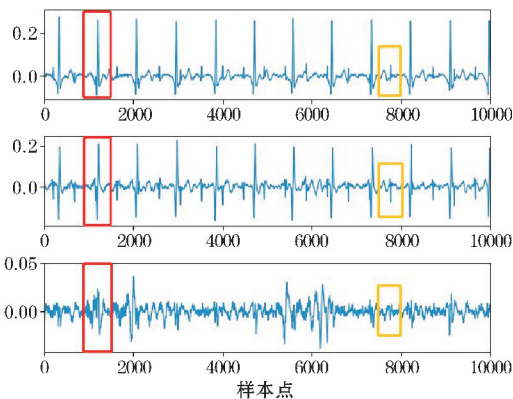


图 4 不同分量下的 MQRS 与 FQRS

3.2 R 峰位置定位与校正

母体 R 峰的检测方法主要用 Pan-Tompkins 算法^[17], 相比于 Q 波、P 波, R 波所在位置斜率最大。该方法首先对心电信号进行差分求导, 然后进行平方, 锐化信号。定义差分平方后的心电序列为 X 、长度为 N 、采样率 f_s , 阈值 thre 的计算方法为将心电按采样频率分为等长序列 $X(1), X(2), \dots, X(k)$, 计算每个序列的均值记为 $m(1), m(2), \dots, m(k)$, 取最小均值的 0.3 倍作为阈值, 即:

$$\text{thre} = \min \{ m(1), m(2), \dots, m(k) \} \times 0.3, k = f_s$$

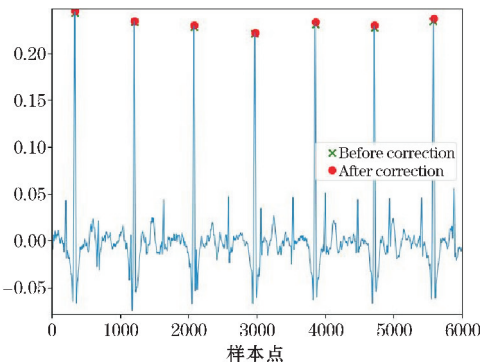


图 5 校正前后 R 峰位置对比

在每一个长度为 i 的序列范围内,将大于阈值点中的最大值作为 R 波的初步参考位置,然后拟合相同长度的抛物线用于增强 QRS 波,便于寻找在以 R 峰为中心 220 ms 范围内的最大值作为 QRS 波群 R 峰位置^[18]。

3.3 MECG 重构

基于得到的母体 QRS 波群,使用相干平均法构建每个 MECG 模板^[19]。首先,2 个连续 R 峰间期构成完整的 R-R 间期,使之能够包括一个心跳过程所产生的所有事件;然后,将每个 R-R 间期重采样至恒定的 1K 采样率,以提供与 AECG 平均处理;最后,将 MECG 模板重新拉伸到每个周期的实际长度,再将它们逐拍连接,获得重构的 MECG 信号。

4 胎儿心率检测

4.1 相关性检验校正

在 MECG 重构之后,基于相关性检验来实现预处理后的 AECG 和重构的 MECG 信号之间的最佳匹配,实现过程如图 6 所示。首先,将重构后的 MECG 信号和预处理后的 AECG 信号都使用原始采样频率的 10 倍进行重采样,即 10 KHz 上采样;其次,构建一个幅值为 1,时间长度为 440 ms 的矩形窗,使其能包括一个完整的母体 QRS 波段;然后,基于相关性检验执行窗内匹配操作,通过寻找最大相关系数找到 MECG 和 AECG 的最佳匹配位置。

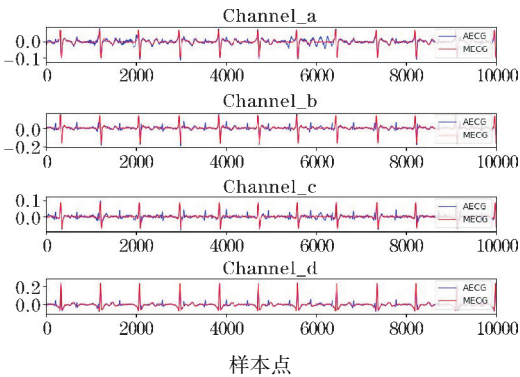


图 6 MECG 匹配抵消实现过程

匹配操作首先设定一个微调阈值,步长为 10 个样本点,然后将 MECG 信号向左或向右移动,计算 MECG 和 AECG 的相关系数,以达到最大相关度,从而确保从 AECG 中减去重构的母体心电图模板后,可以获得更清晰的胎儿心电信号。图 7 显示了对于来自记录 a19 的 2 个 QRS 波段的相关性校正过程,并给出没有通过校正的例子。

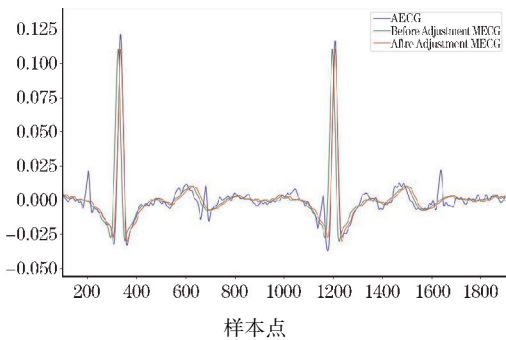


图 7 2 个 QRS 波段相关性校正前后 MECG 与原始 AECG 信号对比

4.2 FECG 检测

从 AECG 信号中抵消 MECG 得到的残差中,MECG 的残留成分已经很少,因此将残差信号作为最终胎儿心电图结果。由于胎儿心跳周期为母体的 1.5 ~ 2 倍,相比于检测母体 QRS 波群使用的 220 ms,胎儿 QRS 波群恒定时间范围修改为 150 ms^[16],再用 Pan-Tompkins 算法检测校正胎儿 QRS 波群,得到胎儿 R 峰序列。

5 结果

提取出数据集集中的 fQRS 文件中的专家标注信息作为参考,与实验结果得到的胎儿 R 波位置计算的 F_1 测量值与灵敏度 Se 作为评估该算法精度的两项指标,并分别列出校正前后 F_1 和 Se 的值,如表 2 所示。 F_1 测量值与 Se 计算方法如下:

$$F_1 = \frac{2 \times TP}{2 \times TP + FN + FP}$$

表 2 基于数据库 Challenge 2013 Set A 相关性检验校正前后的各项指标结果对比 单位: %

记录	F_1		Se	
	校正前	校正后	校正前	校正后
a03	91.56	95.73	84.43	91.80
a15	86.49	89.32	84.72	89.36
a19	95.04	95.90	90.55	92.13
a20	93.72	94.90	88.19	91.62
a28	85.71	93.67	81.34	86.71
a35	90.65	91.81	82.89	84.87
a41	92.18	99.23	85.50	98.47
a44	94.77	94.77	90.06	90.06
a52	78.00	89.64	83.46	89.51
a58	86.67	98.51	76.47	97.06
a67	95.50	98.25	91.38	96.55
a69	96.79	98.96	95.84	97.95
a70	86.07	96.64	85.54	99.28
a72	95.04	95.77	90.84	91.89
平均值	90.59	95.22	86.52	92.66

$$Se = \frac{TP}{TP+FN}$$

其中,TP 是记录标注的与实验检测相匹配的 QRS 波群数量,FP 是假阳性(误检的 QRS 波群)数量,FN 是假阴性(漏检的 QRS 波群)数量。考虑标注信息的误差,实验结果在50 ms范围内均是认为与标注结果匹配^[20]。

6 结束语

提出基于主成分分析和相关性检验的腹部胎心点提取方法。首先对4路原始信号进行预处理,通过样本熵值评估信号质量,符合条件的信号用于后续提取主成分;然后,将第一主成分作为最优参考信号,使用斜率法检测其QRS波群以及R峰位置,为增加R峰位置的准确性,对原始信号的导数进行平方处理,初步得到的R峰位置索引,再在区间内寻找幅值最大的位置,即R峰校正后的位置;其次,利用相干平均法重构每个MECG模板,在以每个母体R峰位置为中心220 ms内的矩形窗内进行相关性检验,通过寻找最大相关系数找到MECG和AECG的最佳匹配位置;最后,从预处理后的每路AECG中减去各自的MECG信号,达到去除MECG干扰的目的,得到的残差中包含了FECG与少量噪声混合,再用主成分分析提取较为纯净的FECG。

本文对胎儿心电的提取思想仍然是目前流行的模板相减法,优点是能够以无监督的方式提供较好的检测结果。该方法改善了使用独立成分分析算法时肌电干扰噪声对提取的信号质量影响较大的问题,并在此基础上进行了相关性检验校正,极大消除了模板抵消时由于时域不同步而出现的误差,提高了胎儿心率检测的准确性。

参考文献:

- [1] Anisha M, Kumar S S, Nithila Ezhil E, et al. Detection of Fetal Cardiac Anomaly from Composite Abdominal Electrocardiogram[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2021, 65.
- [2] Chaoui R, Bollmann R, Hoffmann H, et al. Fetal echocardiography: Part III. Fetal arrhythmia[J]. Zentralblatt für Gynäkologie, 1991, 113(24).
- [3] 原玉杰. 胎心监护的发展与现状[J]. 医学研究通讯, 2000(4): 50-54.
- [4] 谢志光. 适于多终端的胎心电采集分析仪器系统研发[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2017.
- [5] Hasan MA, Reaz MBI, Ibrahimy MI, et al. Detection and Processing Techniques of FECG Signal for Fetal Monitoring[J]. Biological Procedures Online, 2009, 11(1).
- [6] 林视达. 可穿戴式家用胎心胎动监护设备研制[D]. 南京: 东南大学, 2017.
- [7] Khamene A, Negahdaripour S. A new method for the extraction of fetal ECG from the composite abdominal signal[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 2000, 47(4).
- [8] Kanjilal P P, Palit S, Saha G. Fetal ECG extraction from single-channel maternal ECG using singular value decomposition[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 1997, 44(1).
- [9] De Lathauwer L, De Moor B, Vandewalle J. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 2000, 47(5).
- [10] Richter M, Schreiber T, Kaplan D T. Fetal ECG extraction with nonlinear state-space projections[J]. IEEE transactions on bio-medical engineering, 1998, 45(1).
- [11] Dzati Athiar Ramli, Yeoh Hong Shiong, Norsalina Hassan. Blind Source Separation (BSS) of Mixed Maternal and Fetal Electrocardiogram (ECG) Signal: A comparative Study[J]. Procedia Computer Science, 2020, 176: 582-591.
- [12] Silva Ikaro, Behar Joachim, Sameni Reza, et al. Noninvasive Fetal ECG: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2013[J]. Computing in cardiology, 2013, 40.
- [13] Varanini M, Tartarisco G, Billeci L, et al. An efficient unsupervised fetal QRS complex detection from abdominal maternal ECG[J]. Physiological Measurement, 2014, 35(8).
- [14] 欧阳森, 宋政湘, 陈德桂, 等. 小波软阈值去噪技术在电能质量检测中的应用[J]. 电力系统自动化, 2002(19): 56-60.
- [15] Richman J S, Moorman J R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy[J]. American journal of physiology. Heart and circulatory physiology, 2000, 278(6).
- [16] Liu Chengyu, Li Peng, Costanzo Di Maria, et al. A multi-step method with signal quality assessment and fine-tuning procedure to locate maternal and

- fetal QRS complexes from abdominal ECG recordings [J]. *Physiological Measurement*, 2014, 35 (8).
- [17] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins. A real-time QRS detection algorithm[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985, 32(3): 230–236.
- [18] Agostinelli Angela, Marcantoni Ilaria, Moretti Elisa, et al. Noninvasive Fetal Electrocardiography Part I: Pan-Tompkins' Algorithm Adaptation to Fetal R-peak Identification. [J]. *The open biomedical engineering journal*, 2017, 11(1).
- [19] Ghazdali Abdelghani, Hakim Abdelilah, Laghrib Amine. A new method for the extraction of fetal ECG from the dependent abdominal signals using blind source separation and adaptive noise cancellation techniques [J]. *Theoretical biology & medical modelling*, 2015, 12(1).
- [20] Zhang Yue, Yu Shuai. Single-lead noninvasive fetal ECG extraction by means of combining clustering and principal components analysis[J]. *Medical & biological engineering & computing*, 2020, 58(2).

Multichannel Fetal Heart Rate Extraction based on Principal Component Analysis and Correlation Test

JU Wenbo¹, YUAN Lin¹, LI Qing², YANG Bo¹

(1. Key Laboratory of Biological Effect of Physical Field and Instrument, College of Electronic Engineering, Chengdu University of Information Technology, Chengdu 610225, China; 2. College of Computer Science, Chengdu University of Information Technology, Chengdu 610225, China;)

Abstract: Non invasive fetal heart rate extraction plays an important role in fetal disease detection and diagnosis. This study proposes a multi-channel fetal heart rate extraction method based on principal component analysis and correlation test. Firstly, the multi-channel maternal abdominal signal (AECG) is preprocessed, and the signal fragments are screened by sample entropy; secondly, the maternal QRS complex is detected by Pan Tompkins algorithm, and the position of R peak is corrected; then, the maternal ECG signal (MECG) is reconstructed by using the coherent average method. By adjusting the reconstructed MECG sequence, the position with the maximum correlation with AECG is found, and the maternal ECG template is cancelled to obtain the residual; finally, fetal ECG (FECG) is extracted from the residual. In this paper, the data validation is selected from challenge 2013 training set A, and the performance of this method is evaluated by fetal R-wave detection F_1 value and sensitivity Se. The F_1 values without correlation test correction and after correlation test correction are 90.59% and 95.22% respectively; Se are 86.52% and 92.66% respectively. It can be concluded that this method can improve the detection accuracy of the fetal QRS complex, and then detect fetal heart rate more accurately.

Keywords: PCA; correlation test; sample entropy; FHR extraction; QRS complex detection