

# 重合波检测的匹配滤波法提取胎儿心电

王 乾<sup>1</sup>, 侯世芳<sup>2</sup>, 张正旭<sup>3</sup>, 宋立新<sup>3</sup>

(1. 哈尔滨理工大学 计算机科学与技术学院, 哈尔滨 150080; 2. 哈尔滨理工大学 电气与电子工程学院, 哈尔滨 150080;  
3. 哈尔滨理工大学 测控技术与通信工程学院, 哈尔滨 150080)

**摘 要:**针对当母体腹部心电信号时域上存在母亲心电和胎儿心电重合波时,致使胎儿心电有效提取这个难题,提出了一种重合波检测的改进匹配滤波法的解决方案。首先对信号滤波,去除基线漂移及高频干扰,增强母亲心电信号和胎儿心电信号;然后引入平均心拍得到母亲心电 QRS 模板信号,并结合匹配滤波法检测腹部心电重合波;最后结合母亲心电 QRS 波模板的峰的位置调整、匹配滤波法以及相似度的计算,获得胎儿心电。实验结果显示,对 MIT Physio Net/Cin C2013 数据库中存在母亲心电与胎儿心电重合波的母体腹部心电信号,提取的胎儿心电准确率达到 92%,与传统匹配滤波法提取的胎儿心电相比,准确率得到提高。

**关键词:**胎儿心电信号;小波分析;匹配滤波;相似度

**DOI:**10.15938/j.jhust.2021.05.012

**中图分类号:** TN911.7      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1007-2683(2021)05-0091-06

## Coincidence Detection of Matched Filter Method Extraction Fetal ECG

WANG Qian<sup>1</sup>, HOU Shi-fang<sup>2</sup>, ZHANG Zheng-xu<sup>3</sup>, SONG Li-xin<sup>3</sup>

(1. School of Computer Science and Technology, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

2. School of Electrical and Electronic Engineering, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China;

3. School of Measurement-Control Technology and Communication Engineering, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

**Abstract:** To solve the problem that fetal electrocardiogram is difficult to extract when there are mother electrocardiogram and fetal electrocardiogram coincidence in the time domain of maternal abdominal electrocardiography, a modified matched filtering method is proposed for coincidence detection. The method first preprocesses the signal, removes the baseline drift, enhances the mother's ECG signal and fetus ECG signal, introduces the average heartbeat to obtain the mother's ECG QRS template signal, and combined with matched filtering method to extract the abdominal ECG coincidence wave. Finally, matched filter method combined with the mother's ECG R-peak position adjustment and the similarity calculation to obtain fetal ECG. The experimental results show that the accuracy of fetus electrocardiogram is 92% in the MIT PhysioNet / Cin C2013 database, which shows that there existed maternal ECG and fetal ECG coincidence wave in time domain. Compared with the traditional matched filter method to extract fetal ECG, the accuracy is improved.

**Keywords:** fetal ECG signal; wavelet analysis; matched filter; similarity calculation

收稿日期: 2019-02-03

基金项目: 黑龙江省自然科学基金资助项目(F200912); 哈尔滨创新人才基金资助项目(2010RFXXS026)。

作者简介: 王 乾(1965—), 女, 教授;

侯世芳(1991—), 女, 硕士研究生。

通信作者: 宋立新(1963—), 男, 博士, 教授, 硕士研究生导师, E-mail: songlixin@hrbust.edu.cn.

0 引 言

目前,胎儿心电图是医生诊断胎儿健康状况的最有效依据,而腹部心电采集法作为一种无创式的胎儿心电采集方法备受青睐。但通过该方法采集到的胎儿心电(fetal electrocardiogram, FECG)信号中蕴含着大量的噪声干扰信号,尤其是母亲心电信号(mother's electrocardiogram, MECG),该信号的强度比 FECG 的强度大 5 至 1000 倍,且时域中约有 10% 和 30% FECG 重合,频域中也有大部分频谱与其重叠<sup>[1]</sup>。因此, FECG 信号的提取涉及从孕妇获得的腹部心电信号中消除 MECG 和其他干扰信号。

国内众多研究人员在消除母亲心电信号和其他干扰信号方面展开了大量的研究,Xie X 等<sup>[2]</sup>提出先利用一个最小代价化函数得到母亲心电 QRS 波模板信号,然后构造母亲 QRS 波人造信号,进一步与腹部信号相减,获得 FECG 信号。宋盟春和熊念<sup>[3]</sup>将算术平均法获取到的母亲 QRS 波信号作为模板信号,更好的消除腹部心电信号中的 MECG,提取到更为纯净的 FECG。这两种方法都没有考虑到腹壁心电信号中有 MECG 和 FECG 重合波的情形,提取的胎儿心电准确率有待进一步提高。

本文重点研究了基于改进的匹配滤波法提取胎儿心电,在 MECG 和 FECG 重合波检测的基础上,通过母亲心电的 QRS 波模板 R 峰位置调整、匹配滤波及相似度计算,提取准确的胎儿心电。

1 匹配滤波器提取胎儿心电

应用匹配滤波法的胎儿心电信号提取,仅需针对母体腹部的单导联心电信号进行处理。它的处理过程是首先获得 MECG 信号的 QRS 波模板,然后将母体腹部心电信号与该模板信号相减,获得估计的 FECG 信号。传统匹配滤波法提取胎儿心电的框图如图 1 所示<sup>[4]</sup>。

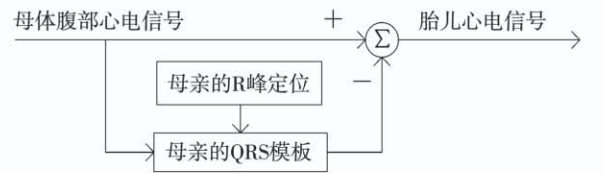


图 1 传统匹配滤波法的胎儿心电提取框图  
Fig. 1 FECG extraction using traditional matched filtering method

匹配滤波法提取的胎儿心电中残留有较多的母亲心电干扰信号,且没有考虑存在 MECG 和 FECG 重合波时胎儿心电提取的问题,致使重合位置的 FECG 提取产生畸变,准确率降低。

2 基于小波的 ECG 滤波

鉴于 ECG 信号能量 99% 于 0.25 ~ 40 Hz 之间, ECG 信号的主要干扰有<sup>[5]</sup>:工频及其谐波干扰;频率范围小于 0.5 Hz 基线漂移干扰;频率范围为 0 ~ 1 kHz 肌电干扰噪声。而母亲心电 QRS 波群的能量集中范围是 20 ~ 50 Hz,胎儿心电 QRS 波群的能量集中范围是 15 ~ 40 Hz<sup>[6]</sup>。为了提取有效的 QRS 波群,采用小波滤波方法。

实验数据来自 MIT PhysioNet/CinC2013 挑战竞赛数据库<sup>[7]</sup>,并以 Set-A 数据集(25 组数据)与 Set-B 数据集(100 条记录)作为文中展示信号。数据为通过电极记录的孕妇体表信号,采样率是 1 000 Hz。选取 dB2 小波对其 6 层分解,图 2 为 a36 号数据小波分解后的六层高频系数。表 1 是小波 6 层分解对应的频段。根据母亲和胎儿 QRS 波频率范围,可以选择信号在  $R=4$  和  $R=5$  下的小波系数重构信号。

表 1 小波 6 层分解对应的频段

Tab. 1 Wavelet 6 decomposition of the corresponding band

| 小波分解尺度 $R$ | 低频范围       | 高频范围            |
|------------|------------|-----------------|
| $R=1$      | 0 ~ 250    | 250 ~ 500       |
| $R=2$      | 0 ~ 125    | 125 ~ 250       |
| $R=3$      | 0 ~ 62.5   | 62.5 ~ 125      |
| $R=4$      | 0 ~ 31.25  | 31.25 ~ 62.5    |
| $R=5$      | 0 ~ 15.625 | 15.625 ~ 31.25  |
| $R=6$      | 0 ~ 7.8125 | 7.8125 ~ 15.625 |

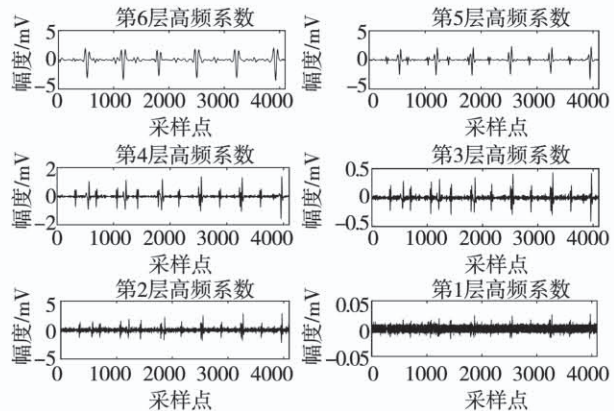


图 2 a36 号心电小波分解后的小波系数  
Fig. 2 The a36 wavelet coefficients after wavelet decomposition

### 3 改进的匹配滤波法提取胎儿心电

#### 3.1 母亲心电 QRS 模板平均持续时间

为了消除母体腹部心电信号中的 MECG,需要建立母亲心电的 QRS 模板,以此进一步建立母亲心电信号。为了获取母亲 QRS 模板以及重合波检测,需要获得母亲 QRS 波的平均持续时间。母亲 QRS 波的平均持续时间获得流程如图 3 所示。

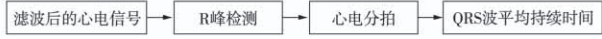


图3 母亲 QRS 波的平均持续时间的获取流程图

Fig.3 A flow chart of the average duration of the mother's QRS wave

首先对母体腹部心电信号中的母亲心电进行 R 峰检测,从长度为  $T_1$  的窗口中的峰值搜索找到 R 峰, $T_1$  对应于近似心率计算的 RR 间期<sup>[8]</sup>。

然后通过计算相位,将 RR 间期映射到相位域,范围是  $[-\pi, \pi]$ ,实现心电分拍<sup>[9-10]</sup>。具体步骤为<sup>[11]</sup>:

1)取 RR 间期的中心点为起始点,并且在每个心拍中,假定相位 0 点处为 R 峰所在的位置<sup>[12]</sup>;

2)相位间隔的公式为  $\Delta\theta = 2\pi T_s/T$ 。其中: $T_s$  是抽样间隔; $T$  为相邻 R 波的时间。这样,对应的每个时间点都会有一个相位。

最后对于分拍的母亲心电,通过所有时间缠绕节拍的平均值获得母亲 QRS 波的平均持续时间。

#### 3.2 重合波的检测

由定位的 MECG 的 R 峰位置及 QRS 波来重建的 MECG 信号,将母体腹部心电滤波信号与该信号相减,获得初步估计的 FECG 信号。但由于同导联母体腹部心电有 MECG 和 FECG 的 R 峰重合现象,致使初步估计的 FECG 信号 QRS 波缺失或失真。

为了抑制初步估计 FECG 信号的 QRS 波缺失或失真,采用 R 峰重合波检测措施。具体检测步骤为:①对初步估计的 FECG 信号,利用阈值法检测 R 峰;②依据检测出的 R 峰确定 RR 间期;③对 RR 间期排序,获得最小的间期  $T_{\min}$ ,然后将所有的 RR 间期与  $T_{\min}$  比较,当有  $T_{\min}$  两倍的 RR 间期出现时,确定间期存在与母亲心电 R 峰重合波。

即使同导联心电不同时态下都有一定差异,因此,为了可靠的检测胎儿心电的 R 峰,采用结合固定和动态变阈值的方法<sup>[13]</sup>。将得到的初步估计的 FECG 信号记为  $x(n)$ ,取该信号前 1/4 时间段的信

号计算模极大值<sup>[14]</sup>,得到初始阈值:

$$\text{threshold1} = 0.7 \max(|x(m)|) \quad m = 0, 1, \dots, N/4 \quad (1)$$

其中: $N = 4096$ ;  $\max(|x(m)|)$  表示对  $x(n)$  的前 1/4 时间段取模极大值。后面的阈值由前面检测到的 R 峰均值动态改变。动态阈值的经验公式为

$$\text{threshold}(c) = A \times \text{threshold1} + B \times \text{mean}R_{c-1} \quad (2)$$

式中: $c$  为检测到 R 峰的次序; $\text{mean}R_{c-1}$  为前  $c-1$  个检测到的 R 波的均值。本文中  $A$  取 0.4,  $B$  取 0.4, 为实验获得的经验值。

同时,为了避免 R 峰的误检,进一步设置胎儿心电的不应期。正常胎儿心电的心率为 120 ~ 160 次/min<sup>[15]</sup>,因此将胎儿心电的不应期设为 200 ms,即检测到一个 R 峰后隔 200 ms 再进行检测,以防止 R 峰的误检。

#### 3.3 母亲 QRS 波模板的重建

对检测到有 MECG 和 FECG 重合波的母体腹部心电信号,需对母亲心电 QRS 波模板重建。重建母亲心电平均 QRS 模板方法为:设母亲心电 QRS 波持续时间为  $L$ ,将检测到的  $k$  个未重合母亲心电的 R 峰位置左右各取  $L/2$  个点,设信号中 MECG 的  $k$  个未重合 QRS 波分别为  $\text{qrs}(1), \text{qrs}(2), \text{qrs}(3), \dots, \text{qrs}(k)$ ,新建 MECG 的模板  $\text{template}$  公式为:

$$\text{template} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \text{qrs}(i) \quad (3)$$

其中: $\text{qrs}(i)$  表示其中之一未重合 QRS 波。

#### 3.4 相似度法重合波母亲 R 峰的新定位

用母体腹部心电滤波信号减去母亲平均 QRS 模板生成的 MECG 信号,就得到近似 FECG。为了准确地提取 FECG,需要计算得到的胎儿心电信号中重合波与未重合波的相似度,两者间的形状相似度可由它们间的皮尔逊相关系数获取<sup>[16]</sup>。

首先依据 3.2 中胎儿心电的 R 峰定位方法重新定位近似 FECG 的 R 峰,为了避免 R 峰的漏检,若当两 R 峰 R-R 间期大于  $1.6T_{\min}$ ,需对当前间期内再次检测 R 峰,将阈值降低为前一个阈值的 0.7,若仍小于阈值,则无需对该位置的重合波进行进一步的相似度计算,若大于阈值则把漏检的 R 波补入 R 波序列中后进一步计算相似度。

然后将定位得到的 FECG 重合位置的 R 波作为时间窗的中心点,按照相同的时间窗长度将待分析的 FECG 的重合位置 QRS 波群与未重合的 QRS 波群进行相似度度量<sup>[17]</sup>,假设未重合的胎儿心电 QRS 波群数据为  $x(n)$ ,待测的重合 QRS 波群数据为

$y(n)$ , 时间窗的采样点个数为  $M$ , 则有皮尔逊相关系数的计算式为:

$$r(x(n), y(n)) = \frac{M \sum_{n=1}^M x(n)y(n) - \sum_{n=1}^M x(n) \sum_{n=1}^M y(n)}{\sqrt{M \sum_{n=1}^M x(n)^2 - (\sum_{n=1}^M x(n))^2} \cdot \sqrt{M \sum_{n=1}^M y(n)^2 - (\sum_{n=1}^M y(n))^2}} \quad (4)$$

当母体腹部心电中 MECG 与 FECG 波形重合, 前述 MECG 的 R 峰检方法影响到 R 峰实际位置的确定。为了获得准确的重建 FECG 信号, 需要由前述初检位置调整重建 FECGQRS 波的 R 峰位置, 也就是把初检的 R 峰分别左右各移动 1 到  $P$  个点, 生成不同  $P$  个 FECGQRS 模板信号, 然后依次经匹配滤波后, 计算并比较得到的不同胎儿心电中重合 QRS 波形与邻近未重合 QRS 波形的相似度, 将其中相似度最大者确定为提取的胎儿心电。

4 实验结果及分析

为了验证本文算法的优越性, 将改进的匹配滤波法利用预处理后的信号进行测试。图 4 为对 a36 号心电数据进行胎儿心电提取的相似度对比结果。

下面采用 a35 号心电数据进一步验证本文算法的有效性, 对比结果如图 5 所示。

图 4(a) 中, 从 (1) ~ (4) 依次表示 a36 号原始信号、预处理后的信号、初始母亲心电信号、重合波检测结果。a36 号数据预处理后的信号选择了第 4 尺度下的小波系数。根据信号中胎儿心电规律, 可以初步推断胎儿心电信号在 3 个位置具有重合波, 而根据本文算法的重合波检测结果也可以说明 a36 号母体腹部心电信号中有 3 个 MECG 和 FECG 的重合波, 分别是胎儿心电的第 7 个、第 9 个和第 11 个 QRS 波形与母亲心电的第 4 个、第 5 个和第 6 个 QRS 波形在时域上重合。

图 4(b) 中, 从 (1) 到 (4) 依次表示对 a36 号数据预处理后的信号利用平均模板新建的母亲心电信号、近似胎儿心电信号、本文算法得到的最终胎儿心电信号和传统匹配滤波算法得到的胎儿心电信号, 其中, 近似胎儿心电信号的获取中, 母亲心电的重合波 R 峰尚未移动。

图 5(a) 中, 从 (1) ~ (5) 依次表示 a35 号原始信号、预处理后的信号、重合波检测结果、本文算法得到的最终胎儿心电信号、传统匹配滤波算法得到的胎儿心电信号。其中, a35 号数据将第 4 尺度下

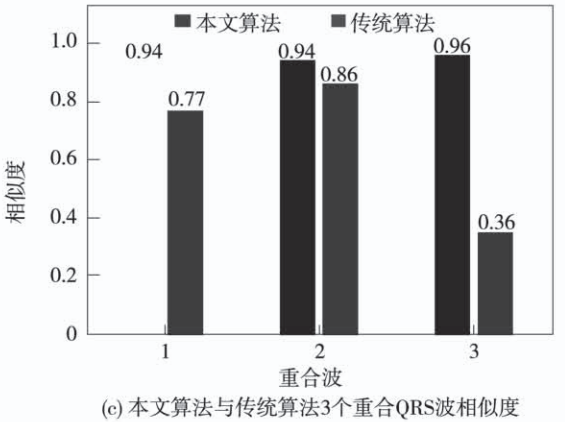
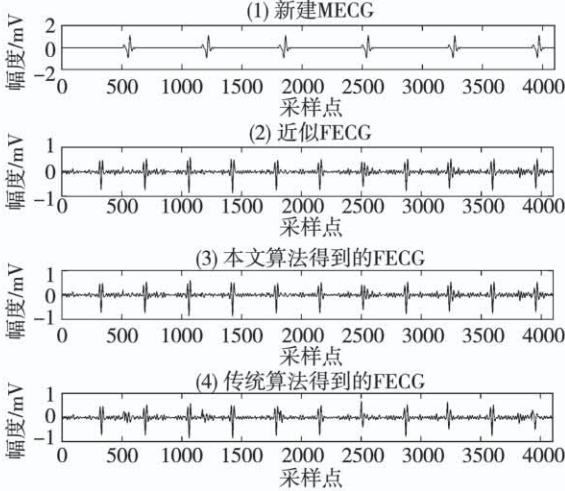
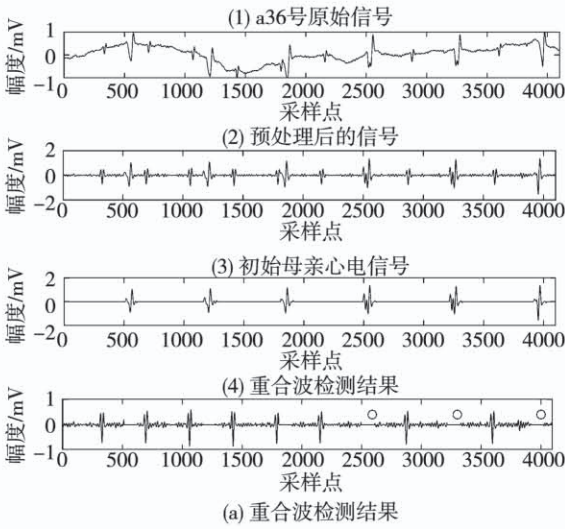


图 4 本文方法与传统匹配滤波法的对比结果  
Fig. 4 Comparison between this method and the traditional matched filter method

和第 5 尺度下的小波系数结合作为预处理后的信号。根据信号中胎儿心电规律, 可以初步推断胎儿心电信号在 4 个位置具有重合波, 而根据本文算法的重合波检测结果可以说明 a35 号母体腹部心电中

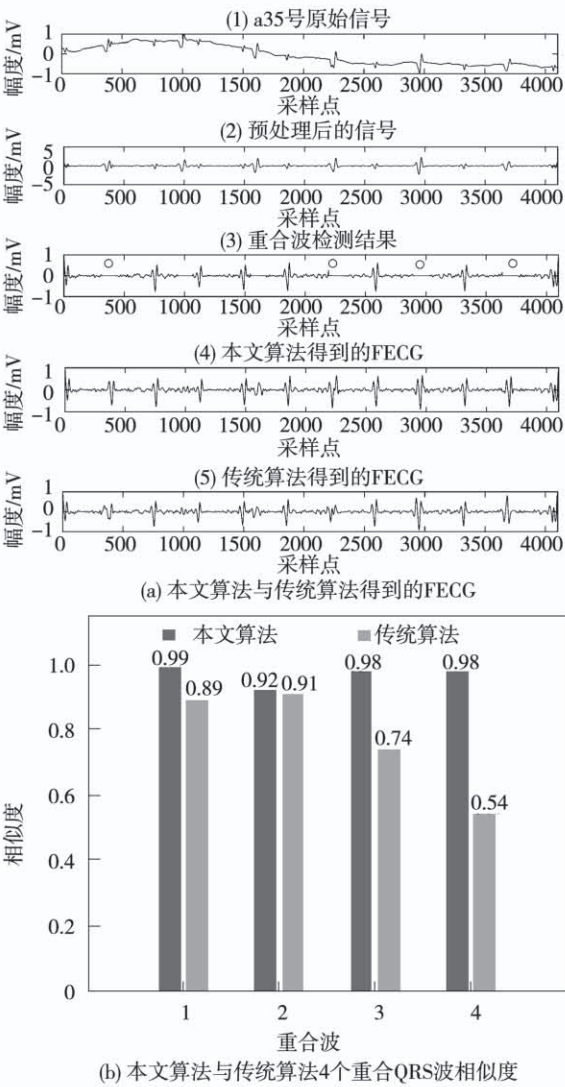


图 5 本文方法与传统匹配滤波法的对比结果  
Fig.5 Comparison between this method and the traditional matched filter method

有 4 个 MECG 和 FECG 的重合波,分别是 MECG 的第 1 个、第 4 个、第 5 个和第 6 个 QRS 波与 FECG 的第 2 个、第 7 个、第 9 个和第 11 个 QRS 波重合。

图 4(c)和图 5(b)分别表示对 a36 号心电数据和 a35 号心电数据利用本文算法和传统算法最终得到的重合位置胎儿心电 QRS 波形相似度结果对比。从图 4(c)中可以明显看出,对 a36 号心电数据,传统算法获得的重合位置胎儿心电 QRS 波的准确度最低只有 36%,最高只达到 86%,而利用本文算法最低却达到了 94%,最高达到 96%,总体胎儿心电 QRS 波检测率达到 100%;图 5(b)中针对 a35 号心电数据,利用传统算法获得的重合位置胎儿心电 QRS 波的准确度最低只有 54%,最高也只达到 91%,而本文算法最低达到了 92%,最高达到 99%,

总体胎儿心电 QRS 波检测率达到 100%。

表 2 中,R 峰移动  $P$  从左到右依次表示重合波位置母亲心电 R 峰位置左移 2、1 个点,未移动,向右移动 1、2、3 个点。通过表 2 可以看出,对于 a36 号母体腹部心电中存在的 3 个重合波,当重合波中母亲心电的第 4 个、第 5 个 R 峰不做平移,第 6 个 R 峰向右移动 2 个点时,a36 号心电数据匹配滤波后得到的重合位置胎儿心电信号波形相似度最高。

表 2 不同重合位置波形与邻近未重合波的相似度 / %  
Tab.2 Similarity between waveforms of different coincidence positions and adjacent unclosures / %

| R 峰移动<br>重合波      | P    |      |      |      |      |      |
|-------------------|------|------|------|------|------|------|
|                   | -2   | -1   | 0    | 1    | 2    | 3    |
| FECG 第 7 个重合波相似度  | 76.4 | 86.0 | 93.6 | 90.4 | 80.0 | 78.2 |
| FECG 第 9 个重合波相似度  | 77.7 | 86.4 | 94.0 | 93.8 | 85.8 | 78.2 |
| FECG 第 11 个重合波相似度 | 76.8 | 87.3 | 93.9 | 94.3 | 95.7 | 93.4 |

为了充分验证算法的有效性,采用该数据库中的多个不同心电信号的前 5 s 数据来进一步验证,表 3 为其中的 10 组重合波数据的相似度对比实验结果。

表 3 不同心电信号重合波位置 QRS 波的最低相似度  
Tab.3 The lowest similarity of QRS waves of different ECG signals' coincidence positions

| 心电信号 | 重合波个数 | 最低相似率<br>(本文算法) | 最低相似率<br>(传统算法) |
|------|-------|-----------------|-----------------|
| a03  | 2     | 95%             | 23%             |
| a04  | 1     | 94%             | 45%             |
| a13  | 2     | 95%             | 56%             |
| a15  | 2     | 96%             | 32%             |
| a20  | 3     | 97%             | 34%             |

通过表 3 可以看出,传统算法 FECG 重合 QRS 波和非重合 QRS 波的相似度最低为 23%,而使用本文算法得到的 FECG 中重合波 QRS 波与未重合 QRS 波的相似度最低相似率最低却达到 94%,由此更进一步验证本文算法的有效性。

5 结 论

本文针对单导联母体腹部心电信号中 MECG

与 FECC 的 QRS 波群重合时胎儿心电提取问题,提出了结合小波滤波和改进的匹配滤波提取胎儿心电的方法。该算法通过引入平均心拍,建立了母亲心电 QRS 波模板信号,同时依据胎儿心电周期间隔判断法给出了检测母体腹部心电信号中存在 MECC 和 FECC 重合波的方法,进一步通过相似度度量法调整重合波位置母亲心电的 R 峰,有效的提高了胎儿心电的准确性。通过理论分析与仿真实验的验证,表明了该算法的有效性。本文的不足之处是提取的 FECC 仍有较少的 MECC 的残留,为了进一步提升重合波下 FECC 提取信号的有效性,如何构建有效自适应的 MECC 信号模板成为重要的研究方向。

## 参考文献:

- [1] JAFARI M G, CHAMBERS J A. Fetal Electrocardiogram Extraction by Sequential Source Separation in the Wavelet Domain[J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2005, 52(3):390.
- [2] XIE X, WANG Z, CHEN G, et al. An Efficient Algorithm for Detecting Fetal QRS Complexes from Non-invasive Abdominal ECG Signal [J]. Journal of Xiamen University, 2017, 56(1):111.
- [3] 宋盟春,熊念. 基于匹配滤波的胎儿心电信号检测系统的研究与设计[J]. 中国医疗器械信息, 2014(3):42.  
SONG Mengchun, XIONG Nian. Research and Design of Fetal ECG Detection System Based on Matched Filter[J]. China Medical Device Information, 2014(3):42.
- [4] 严文鸿,蒋宁. 基于小波变换和匹配滤波的胎儿心电信号 R 波检测[J]. 中国医疗器械杂志, 2015(5):318.  
YAN Wenhong, JIANG Ning. R-wave Detection of Fetal ECG Signal Based on Wavelet Transform and Matched Filter[J]. Chinese Journal of Medical Devices, 2015(5):318.
- [5] 郑敏敏,高小榕,谢海鹤. 心电信号小波去噪的改进算法研究[J]. 中国生物医学工程学报,2017, 36(1):114.  
ZHENG Minmin, GAO Xiaorong, XIE Haihe. Research on Improved Wavelet Denoising Algorithm of ECG Signal[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering,2017, 36(1):114.
- [6] 李朝兰. 伴随宫缩波的胎儿心电信号提取[D]. 北京:北京工业大学, 2016.
- [7] STARC V. Non-invasive Fetal Multilead RR Interval Determination from Maternal Abdominal Recordings: The Physionet/CinC Challenge 2013[J]. IEEE Transactions on Cardiology, 2013,36:317.
- [8] SAMENI R, JUTTEN C, SHAMSOLLAHI M B, et al. A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(12):2172.
- [9] SAMENI R, JUTTEN C, SHAMSOLLAHI M B. Multichannel Electrocardiogram Decomposition Using Periodic Component Analysis[J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2008, 55(8):1935.
- [10] NIKNAZAR M, RIVET B, JUTTEN C. Fetal ECG Extraction by Extended State Kalman Filtering Based on Single-Channel Recordings[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(5):1345.
- [11] 鲍文静. 多通道混合心电信号建模及胎儿心电信号提取算法研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学, 2014.
- [12] MCSHARRY P E, CLIFFORD G D, TARASSENKO L, et al. A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. [J]. IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 2003, 50(3):289.
- [13] 陈晓娟,霍晓良,董寒冰,等. 小波熵阈值的心电信号去噪及 R 波检测算法[J]. 河南科技大学学报:自然科学版, 2015, 36(5):46.  
CHEN Xiaojuan, HUO Xiaoliang, DONG Hanbing, et al. ECG Signal Denoising and R-wave Detection Algorithm Based on Wavelet Entropy Threshold[J]. Journal of Henan University of Science and Technology: Natural Science Edition,2015,36(5):46.
- [14] 李卓妮. 成人及胎儿心电信号 R 波检测算法的研究[D]. 广州:华南理工大学, 2013.
- [15] 高红,李国治,申健,等. 电子胎儿监护新标准临床应用价值[J]. 中国实用妇科与产科杂志, 2014(2):136.  
GAO Hong, LI Guozhi, SHEN Jian, et al. Clinical Application Value of New Standard of Electronic Fetal Monitoring[J]. Chinese Journal of Practical Gynecology and Obstetrics, 2014(2):136.
- [16] 姚文坡. 基于健壮独立分量分析及其改进方法的胎儿心电信号提取的研究[D]. 南京:南京邮电大学, 2013.
- [17] 耿云志. 母胎心电信号的盲源分离研究[D]. 杭州:浙江大学, 2015.

(编辑:温泽宇)