

基于平稳小波变换的胎儿心电提取方法

祖秋雨,林勇

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

【摘要】胎儿心电信号的提取对孕期胎儿健康状况的检测具有重要意义。本文提出一种基于平稳小波变换的单/多通道胎儿心电提取方法。多通道环境下输入信号包括腹部混合信号和母体心电信号,单通道环境下母体心电信号采用对腹部混合信号进行窗口平均法获得,然后对信号进行平稳小波变换与阈值去噪,继而提取胎儿心电信号。PhysioNet数据测试实验表明,该方法在单/多通道的环境下均能成功提取到清晰的胎儿心电信号,并且能有效地消除噪声。

【关键词】胎儿心电;母体心电;平稳小波变换;多通道;单通道;窗口平均法;阈值去噪

【中图分类号】R318;TN911.7

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)12-1249-05

Stationary wavelet transform-based method for fetal electrocardiogram extraction

ZU Qiuyu, LIN Yong

School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Fetal electrocardiogram (ECG) signal extraction is of great significance to the detection of fetal health status in pregnancy. Here, we propose a single/multi-channel fetal ECG extraction method based on stationary wavelet transform. In the multi-channel environment, the input signals include the abdominal mixed signals and the maternal ECG signals. In the single-channel environment, the abdominal mixed signals are processed with window averaging method for obtaining maternal ECG signals, and then, the obtained maternal ECG signals were processed with stationary wavelet transform and threshold denoising to extract fetal ECG signals. PhysioNet data test shows that the proposed method can successfully extract the clear fetal ECG signals in single/multi-channel environment and effectively eliminate noise.

Keywords: fetal electrocardiogram; maternal electrocardiogram; stationary wavelet transform; multi-channel; single-channel; window averaging method; threshold denoising

前言

胎儿心电图(Fetal Electrocardiogram, FECG)信息反映胎儿心脏的电活动,可以对胎儿心动过速、胎心率不齐以及胎心早搏等胎儿的健康状况进行及时的了解,所以孕期的胎心监护是十分必要的。FECG的提取通常是通过在母体的腹部放置合适的电极来进行非侵入性检测。但这种方法记录的信号,除了包括FECG,还掺杂着母体的肌电及心电(Maternal Electrocardiograph, MECG)信号、电网干扰以及随机噪声等一系列的干扰信号^[1-3]。

为了消除MECG信号等背景噪声的干扰,提取准确的FECG信号,国内外研究者已提出并应用许多算法。Swarnalatha等^[4]研究了基于自适应滤波的FECG提取。自适应滤波是比较成熟的FECG提取技术,它是能够根据输入信号自动调整性能进行数字信号处理的数字滤波器^[5],最终消去其他噪声信号,提取出FECG信号。但自适应滤波算法不能提取MECG与FECG重叠的部分,两个通道信号之间的相关性容易对提取的结果产生影响,并且该方法在临床应用中对监护设备和医务人员都有较高的要求。Sameni等^[6]研究了基于独立成分分析(Independent Components Analysis, ICA)算法的MECG分离。ICA是一种利用统计原理进行计算的方法。它是一个线性变换。这个变换把数据或信号分离成统计独立的非高斯信号源的线性组合^[7]。但ICA算法容易陷入局部最优,导致提取的FECG往往含有较多噪声。Li等^[8]运用了平稳小波变换(Stationary Wavelet

【收稿日期】2017-10-12

【基金项目】国家自然科学基金(31301092)

【作者简介】祖秋雨,硕士在读,研究方向:医学信息工程,E-mail: zuqiuyu@outlook.com

【通信作者】林勇,博士,副教授,研究方向:医学信息工程,E-mail: yong_lynn@163.com

$Z^r g$, r 代表尺度水平, Z 为插值补零算子, 即 $h_{2^r}^{[r]} = h_j$, $h_k^{[r]} = 0$ (当 k 不等于 2^r 的整数倍); $g_{2^r}^{[r]} = g_j$, $g_k^{[r]} = 0$ (当 k 不等于 2^r 的整数倍)。 $H^{[r]}$ 与 $H^{[r-1]}$ 以及 $G^{[r]}$ 与 $G^{[r-1]}$ 的关系如式1所示:

$$\begin{aligned} H^{[r-1]} &\rightarrow \boxed{h_j} - \boxed{2 \uparrow} \rightarrow H^{[r]} \\ G^{[r-1]} &\rightarrow \boxed{g_j} - \boxed{2 \uparrow} \rightarrow G^{[r]} \end{aligned} \quad (1)$$

$\boxed{2 \uparrow}$ 表示隔点补零插值

若 f_k 为原始信号序列, 令 $a_0 = f_k$, $H^{[0]} = H$, $G^{[0]} = G$, 则信号的SWT分解为:

$$\begin{cases} a_{j+1} = H^{[j]} a_j \\ b_{j+1} = G^{[j]} a_j \end{cases} \quad (2)$$

式(2)表明, 在信号进行SWT分解过程中不采用下抽样处理, 每次分解的逼近信号和细节信号长度与原信号长度相同; SWT的逆变换过程如下: 令 $a_j(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j)$ 与 $b_j(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j)$ 分别为对SWT逼近系数 a_j 和细节系数 b_j 依次进行 $D_{\varepsilon_1}, \dots, D_{\varepsilon_j}$ 的 j 次下抽样后的信号, 每次下抽样可以是奇位置抽样, 也可以是偶位置抽样, 即 ε_j 可取0和1, 因此, $\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j$ 有 2^j 不同的0,1组合, 表示有 2^j 种奇位置、偶位置抽样组合方式。

当 $\varepsilon_{j+1} = 0$ 时:

$$R_0^{[j]}(a_{j+1}, b_{j+1}) = H^* a_{j+1}(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j, \varepsilon_{j+1}) + G^* b_{j+1}(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j, \varepsilon_{j+1}) \quad (3)$$

当 $\varepsilon_{j+1} = 1$ 时:

$$R_1^{[j]}(a_{j+1}, b_{j+1}) = H^* a_{j+1}(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j, \varepsilon_{j+1}) + G^* b_{j+1}(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j, \varepsilon_{j+1}) \quad (4)$$

式中, H^* 和 G^* 取离散小波滤波器 H 和 G 的对偶算子, 则SWT的逆变换为:

$$a_j(\varepsilon_1, \dots, \varepsilon_j) = \frac{1}{2} [R_0^{[j]}(a_{j+1}, b_{j+1}) + R_1^{[j]}(a_{j+1}, b_{j+1})] \quad (5)$$

本文采用Haar小波基, 利用式(2)分别对ComboECG和MECG进行多层分解, 形成逼近系数 a_j 和细节系数 b_j 。然后对 a_j 和 b_j 进行阈值去噪: 选取阈值 $T = \sigma \sqrt{2 \ln N}$, 其中 σ 为均方误差, N 为采集信号长度^[12-14], 把 a_j 和 b_j 的绝对值与 T 进行比较: 小于 T 的点变为零, 其他点则保持不变^[15]。最后进行信号重建: 按照式(5)对阈值去噪后的 a_j 和 b_j 进行平稳小波逆变换, 即得到去噪后的ComboECG信号 ComboECG_Denoised 和MECG信号 MECG_Denoised。

2 实验验证与分析

本文设计的方法利用Matlab对混合心电信号数据进行去噪实验提取FECG。测试数据从标准数据

库PhysioNet中选取, 本文选取3组数据, 分别为ECGDAT1、ECGDAT2和ECGDAT3, 每组数据都包含ComboECG与MECG。为了测试本文方法有效性, 本文进行两组实验, 分别是单/多通道两种情况。其中小波基为Haar, 滤波器系数长度为5。

2.1 多通道测试实验

采用本文提取方案提取到的FECG, 分别与自适应滤波和采用DWT提取出的胎儿心电进行对比, 如图2所示。

实验结果表明, 自适应滤波的实验结果较差, ComboECG中的MECG成分仍然存在于提取的FECG信号中。采用平稳小波去噪方案很好地抑制了ComboECG中的MECG成分成分。

利用DWT提取的结果, 与本文提取方案对比可以看出, DWT去噪后的波形在信号奇异值附近产生了Gibbs振荡, 对Q、R、S波有较大的影响。本文提取方案每次变换后的信号长度都相同, 具有很好的平移不变特性, 有效避免了DWT带来的Gibbs振荡问题。

总的来说, 采用本文提取方案, 不仅克服了DWT去噪的不足, 抑制DWT去噪出现的Gibbs振荡现象, 而且也解决了自适应滤波算法不能提取MECG与FECG重叠部分的短处。提取出的FECG的QRS波群没有出现失真, P、Q、R、S、T波形基本保持原有特征。

2.2 单通道测试实验

单通道测试实验仅使用ComboECG进行分析, 通过窗口平均法求取的MECG_AVG, 最后通过MECG_AVG提取到的FECG信号, 与采用原始MECG信号提取到的FECG信号进行对比, 实验结果如图3所示。

实验结果表明, 单/多通道提取到两组FECG波形对比来看, 除少部分母体胎儿心电重合外, 单通道与多通道的P、Q、R、S、T波形基本相对应, 较好的保留了心电信号的几何特征。充分证明了在单通道时采用窗口平均求取的MECG信号来提取FECG是一种行之有效的方法, 可以基于此设计出更精巧的便携式设备, 从而克服了多通道的监护设备绕线过多、体积庞大等缺点, 有很好的实用意义。

3 总结与展望

本文提出一种SWT进行FECG提取的方案, 并对于单通道和多通道两种心电采集方式给出了相应的提取方案, 通过Matlab仿真实验成功从孕妇ComboECG信号中提取到了FECG信号, 本方案运算

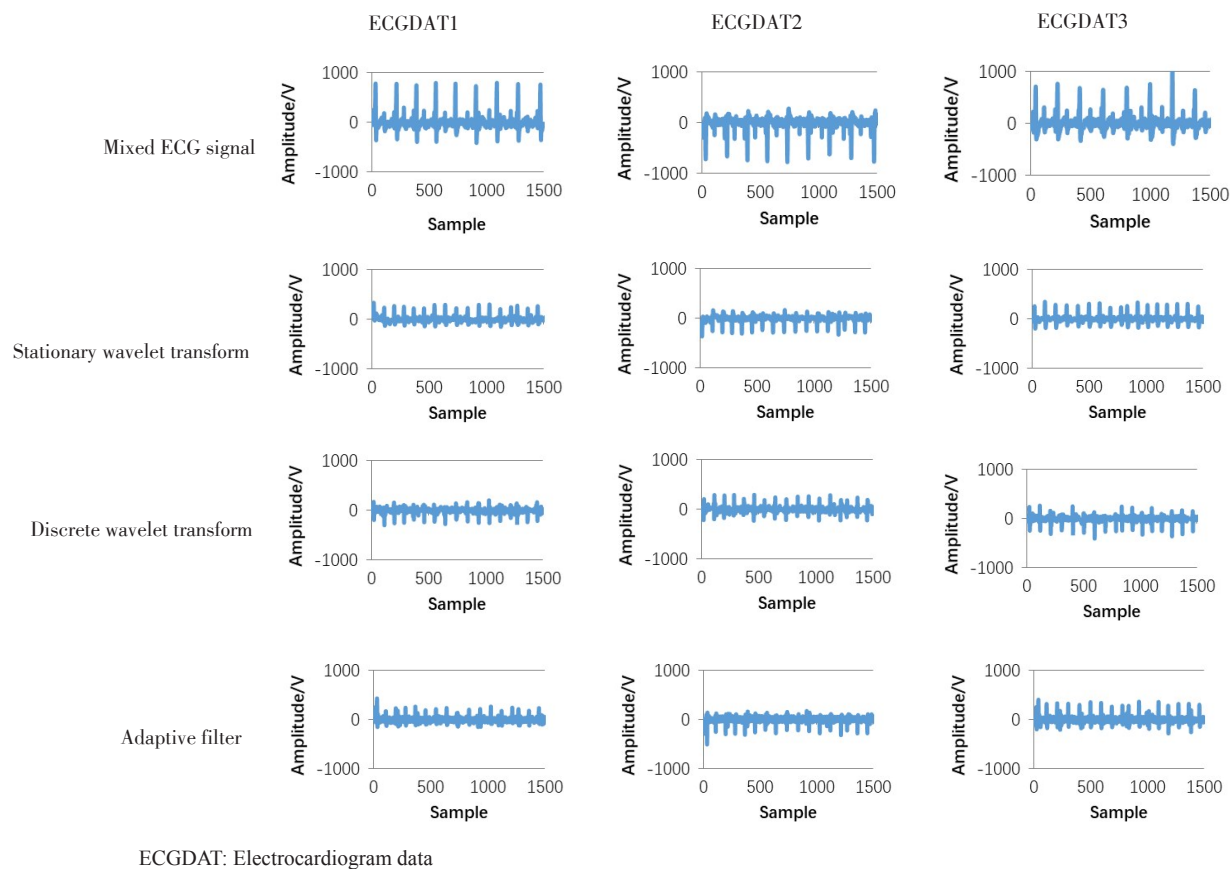


图2 平稳小波变换与离散小波变换和自适应滤波对比图

Fig.2 Comparison of stationary wavelet transform, discrete wavelet transform and adaptive filter

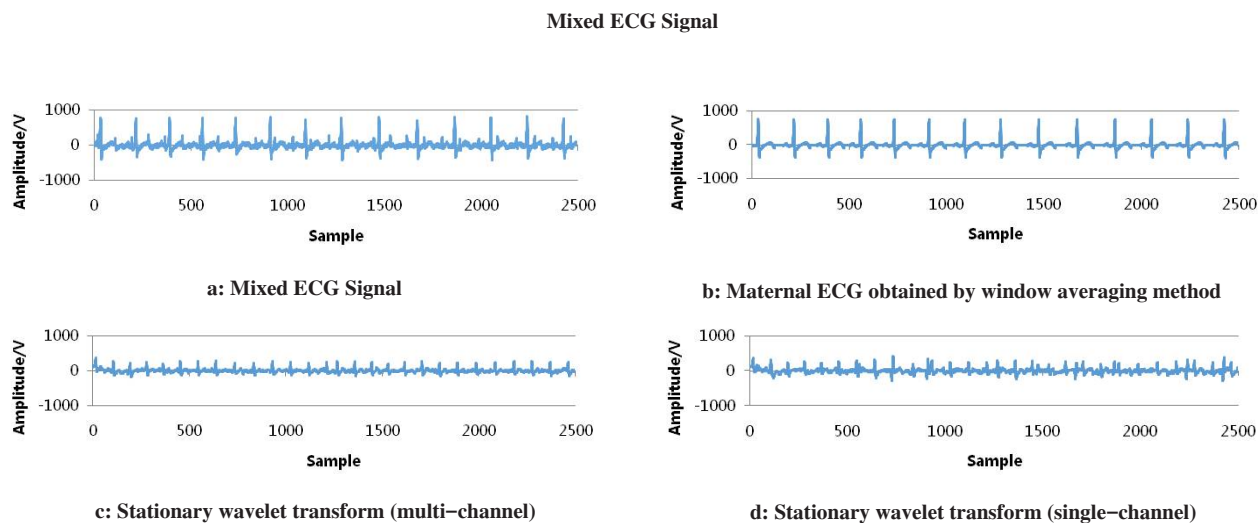


图3 单通道与多通道对比图

Fig.3 Comparison between single-channel and multi-channel

效率高,处理速度快,编程简单,尤其使用了窗口化平均的方法解决了单通道缺少MECG信号的难题,为以后便携式设备提供了坚实的算法基础。通过两组对比实验,验证了方案的可行性。但本文单通道的设计方案提取的QRS波形有时会出现MECG和FECG的部分重叠现象,下一步的工作将进一步优化算法并集成到便携式设备,进而把胎心监护推广到

家庭,使人们能够便捷、经济的进行胎心监护,以此来监测胎儿的状况,发现异常及时治疗,降低胎儿死亡率。

【参考文献】

- [1] KHANDPUR R S. Handbook of biomedical instrumentation[M]. Tata McGraw-Hill Education, 2003.
- [2] CASTILLO E, MORALES D P, BOTELLA G, et al. Efficient wavelet-

- based ECG processing for single-lead FHR extraction[J]. Digit Signal Process, 2013, 23(6): 1897-1909.
- [3] ZHENG W, LIU H, HE A, et al. Single-lead fetal electrocardiogram estimation by means of combining R-peak detection, resampling and comb filter[J]. Med Eng Phys, 2010, 32(7): 708-719.
- [4] SWARNALATHA R, PRASAD D V. A novel technique for extraction of FECG using multi stage adaptive filtering[J]. J Appl Sci, 2010, 10(4): 319-324.
- [5] WIDROW B, GLOVER J R, MCCOOL J M, et al. Adaptive noise cancelling: principles and applications[J]. Proc IEEE, 1975, 63(12): 1692-1716.
- [6] SAMENI R, JUTTEN C, SHAMSOLLAHI M B. What ICA provides for ECG processing: application to noninvasive fetal ECG extraction [C]//Signal Processing and Information Technology, 2006 IEEE International Symposium on. IEEE, 2006: 656-661.
- [7] LEE T W. Independent component analysis [M]//Independent Component Analysis. Newyork: Springer, 1998: 27-66.
- [8] LI S, LIN J. The optimal de-noising algorithm for ECG using stationary wavelet transform [C]//Computer Science and Information Engineering, 2009 WRI World Congress on. IEEE, 2009: 469-473.
- [9] 宋盟春, 熊念. 基于匹配滤波的胎儿心电图信号检测系统的设计[J]. 中国医疗器械信息, 2014, 20(3): 42-46.
- SONG M C, XIONG N. Research and design of fetal ECG signal detection system based on matched filter[J]. China Medical Device Information, 2014, 20(3): 42-46.
- [10] GAO Q, LI H, ZHUANG Z, et al. De-noising of ECG signal based on stationary wavelet transform[J]. Acta Electronica Sinica, 2003, 31(2): 238-240.
- [11] NASON G P, SILVERMAN B W. The stationary wavelet transform and some statistical applications[J]. Science, 1995, 346(6212): 918-919.
- [12] DONOHO D L, JOHNSTONE I M. Ideal spatial *via* wavelet shrinkage [J]. Biometrika, 1994, 81(3): 425-455.
- [13] DONOHO D L. De-noising by soft-thresholding [J]. IEEE Trans Theory, 1995, 41(3): 613-627.
- [14] DONOHO D L, JOHNSTONE I M. Adapting to unknown smoothness *via* wavelet shrinkage[J]. J Am Stat Assoc, 1995, 90(12): 1200-1224.
- [15] 叶重元, 黄永东. 小波阈值去噪算法的新改进[J]. 计算机工程与应用, 2011, 47(12): 141-145.
- YE C Y, HUANG Y D. New improvement of wavelet threshold denoising algorithm [J]. Computer Engineering and Applications, 2011, 47(12): 141-145.

(编辑:薛泽玲)