

# 一种新的胎儿心电图提取算法

孟海涛<sup>1</sup>, 张智林<sup>2</sup>

(1. 盐城工学院计算机系 江苏 盐城 224003; 2. 电子科技大学计算机科学与工程学院 成都 610054)

**【摘要】**针对胎儿心电图提取问题,提出了一种基于峭度和自相关函数联合最大化的算法。该算法充分利用了胎儿心电图与其他源信号(如各种噪声、母体心电图)的统计独立性,以及胎儿心电图在时域上的特殊结构等信息,因而能提取出更加清晰的胎儿心电图。大量的仿真试验表明,该算法能快速有效地提取胎儿心电图,并能有效地抑制许多噪声。

**关键词** 心电图(ECG); 独立分量分析(ICA); 源信号提取; 抑制噪声  
中图分类号 TN911.23; R318 文献标识码 A

## A New Fetal Electrocardiogram Extraction Algorithm

MENG Hai-tao<sup>1</sup>, ZHANG Zhi-lin<sup>2</sup>

(1. Department of Computer Science, Yancheng Institute of Technology, Yancheng Jiangsu 224003;

2. School of Computer Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China Chengdu 610054)

**Abstract** This paper proposes an algorithm for Fetal Electrocardiogram (FECG) extraction, which is based on joint maximization of kurtosis and autocorrelation. It fully exploits the FECG's special temporal property and its independence on other sources (such as some noise, the maternal electrocardiogram); therefore it is able to extract clearer FECGs, compared with existing algorithms. Extensive experiments show that the proposed algorithm can rapidly and efficiently extract FECGs and greatly reduce lots of noise.

**Key words** electrocardiogram (ECG); independent component analysis (ICA); source extraction; reduce noise

胎儿心电图(Fetal Electrocardiogram, FECG)是研究胎儿心脏电生理活动的一项客观指标,反映了胎儿在孕期中成长和健康状况。由于各种噪声(如母体的心电图(Maternal Electrocardiogram, MECG)、母体的呼吸噪声、电子仪器的热噪声、工频干扰)的严重影响,用常规方法从孕妇腹部体表无损测量的FECG常常既不清晰也难以识别。对此信号处理学界先后提出了多种技术来解决这个问题,如自适应滤波技术<sup>[1]</sup>、基于奇异值分解的技术<sup>[2]</sup>等。由于心电图仪所接收到的信号是FECG、MECG、各种噪声和干扰的瞬时线性混合,且这些信号彼此统计独立<sup>[3]</sup>,用独立分量分析(Independent Component Analysis, ICA)<sup>[4]</sup>来分离出FECG,所得结果更加清晰<sup>[5-6]</sup>,适合临床诊断。但是,从大量接收的混合信号中把所有的源信号都分离出来耗时,计算量较大,因此应当从接收信号中把需要的FECG提取出来。文献[4]提出了基于相关函数最大化的源信号提取算法,该算法简单、运算量小,可以很快地提取FECG,但所提取的

FECG中常混有一些低频噪声,效果不太理想。本文在文献[5]的基础上,提出一种改进的基于峭度和自相关函数联合最大化的算法(Joint Maximization of Autocorrelation and Kurtosis, JMAK)。该算法充分利用FECG与其他源信号互相独立并且具有特殊的自相关结构等性质,因而能快速提取出FECG,同时极大地抑制多种噪声。由于采用新的目标函数,该算法对野点具有更强的鲁棒性。

### 1 算法的推导

文献[2]已证明,FECG的分离问题是一个基于瞬时线性混合模型的独立分量分析问题。在该模型下,源信号的提取问题可描述为:设有 $N$ 个未知的零均值、单位方差的统计独立的源信号 $s_1, s_2, \dots, s_N$ ,被随机混合成 $M$  ( $M > N$ )个混合信号 $x_1, x_2, \dots, x_M$ ,即 $x = As$ ,其中 $x = [x_1, x_2, \dots, x_M]^T$ , $s = [s_1, s_2, \dots, s_N]^T$ , $A$ 为 $M \times N$ 维未知的混合矩阵。现希望找到一个列向量 $w$ ,使得 $y = w^T x$ 为一个源信号。通常

收稿日期:2006-04-29

基金项目:教育部春晖计划项目(J2004-1-52008);贵州省计划委员会高新技术专项资助项目(黔计高技[2003]128号)

作者简介:孟海涛(1971-),男,硕士,讲师,主要从事人工智能软件、嵌入式系统、中文信息处理方面的研究。

在处理之前,需要对接收信号  $x$  进行预白化。本文设  $x$  已被白化。现考虑FECG提取问题。因为胎儿心跳周期与母体心跳周期不同,且多数噪声可看成白噪声或均匀噪声,故可做出以下合理假设:设需要提取的源信号  $s_i$  (即FECG)与其他信号的自相关函数满足以下条件:

$$\begin{cases} E\{s_i(k)s_i(k-\tau^*)\} \neq 0 \\ E\{s_i(k)s_j(k-\tau^*)\} = 0 \\ E\{s_j(k)s_j(k-\tau^*)\} = 0 \quad \forall j \neq i \end{cases} \quad (1)$$

式中  $\tau^*$  为最优时延(Optimal Time Delay, OTD)。利用FECG与这些噪声是彼此统计独立的先验知识,在  $w^T w = 1$  的条件下构造目标函数:

$$J(w) = \frac{1}{4} \text{kurtosis}(y) + \eta E\{y(t)y(t-\tau^*)\} \quad (2)$$

式中  $\text{kurtosis}(y)$  定义为归零化峭度:

$$\text{kurtosis}(y) = \frac{E\{y^4\}}{\{E\{y^2\}\}^2} - 3 \quad (3)$$

式中  $y = w^T \tilde{x}$  为输出信号。当算法最终收敛时,  $y$  即为FECG。 $\eta$  为一个参数,它必须保证最大化式(2)后得到的输出  $y$  为FECG。若  $\eta$  选取不当,则有可能输出为其他的源信号(如MECG)。关于值的选择,后面将详细阐述。此外,需要指出的是式(3)对于野点具有较强的鲁棒性<sup>[3]</sup>。类似于文献[3]的推导,对式(2)求关于  $w$  的梯度,得到:

$$\frac{\partial J(w)}{\partial w} = E\left\{\left[\frac{m_2}{m_4} y^3 - y\right] \frac{m_4}{m_2} \tilde{x}\right\} + \eta [R_x(\tau^*) + (R_x(\tau^*))^T] w \quad (4)$$

式中  $R_x(\tau^*) = E\{\tilde{x}(t)\tilde{x}(t-\tau^*)^T\}$ ;  $m_2$  和  $m_4$  分别为  $y$  的二阶原点矩和四阶原点矩。从而便得到了基于最大化式(2)的离线梯度算法:

$$\begin{aligned} w(k+1) &= w(k) + \mu E\left\{\left[\frac{m_2}{m_4} y^3 - y\right] \frac{m_4}{m_2} \tilde{x}\right\} \\ &+ \eta [R_x(\tau^*) + (R_x(\tau^*))^T] w(k) \\ &+ \xi \left\{\left[\frac{m_2}{m_4} y^3 - y\right] \frac{m_4}{m_2} \tilde{x}\right\} + \xi [R_x(\tau^*) + (R_x(\tau^*))^T] w(k) \end{aligned} \quad (5)$$

式中  $\xi = \mu\eta$ 。该算法在每一次迭代后,都需要对  $w(k+1)$  进行归一化,即  $w(k+1) \leftarrow w(k+1) / \|w(k+1)\|$ 。

为了寻找最优时延  $\tau^*$ ,文献[4]提出挑选一个包含有明显FECG的信号  $x_i$ ,求它的自相关函数  $r_i(\tau) = E\{x_i(t)x_i(t-\tau)\}$ 。由于胎儿的心跳频率通常在 120 ~ 160 次/min之间<sup>[5]</sup>,因此在  $r_i(\tau)$  上特定的区间 ( $\tau \in [0.375, 0.5]$ ) 将有一个峰值,该峰值就对应了FECG的OTD。当然这种方法有可能引入估计误差,但大量的仿真试验显示,本文提出的算法容许有较

大的估计误差,而性能不受影响(见第2节)。

常数  $\xi$  的选择也非常关键,它直接影响到提取的信号的质量。本文设  $\xi$  为时变值,即  $\xi(k) = \xi_0 / (k+1)$ ,其中  $k$  为迭代次数;  $\xi_0$  为初始值(通常取值10以上)。此时算法变为:

$$\begin{aligned} w^*(k+1) &= w(k) + \mu E\left\{\left[\frac{m_2}{m_4} y^3 - y\right] \frac{m_4}{m_2} \tilde{x}\right\} + \\ &\frac{\xi_0}{k+1} [R_x(\tau^*) + (R_x(\tau^*))^T] w(k) \end{aligned} \quad (6)$$

$$w(k+1) = w^*(k+1) / \|w^*(k+1)\| \quad (7)$$

## 2 仿真试验

试验中所用ECG数据来自文献[6],它是国际上著名的一个ECG数据集,其采样频率为250 Hz<sup>[4]</sup>。关于该数据的详细描述参见文献[4-5,7]。由于接收信号  $x_1$  包含有较明显的FECG,故对其求自相关函数。在区间[0.375, 0.5]之间可找到一个峰值,对应的  $\tau^*$  为0.448 s (相当于112个采样周期),即为所求的OTD(此时估计的OTD等于真实的OTD)。用本文提出的JMAK算法提取FECG,  $\xi_0$  为10,  $w$  的初始值为范数是1的任意列向量,步长  $\mu$  取为0.1,结果如图1中第二条曲线所示。图1中第一条曲线是采用文献[4]中的算法所得到的FECG。显然,本文提出的算法大大地降低了呼吸噪声的影响,得到的FECG更加清晰。前面曾指出过,对OTD的估计很有可能与真实的OTD有偏差。故在第二个试验中,算法的输入参数OTD取为0.452 s(相当于113个采样周期),其他参数不变,运行本文的算法和文献[4]中的算法进行试验,结果分别如图1中第四条曲线和第三条曲线所示。可见,文献[4]中的算法对OTD的估计误差非常敏感,此时已得不到FECG,而本文提出的算法则对OTD的估计误差有较强的鲁棒性,仍能提取出清晰的FECG。

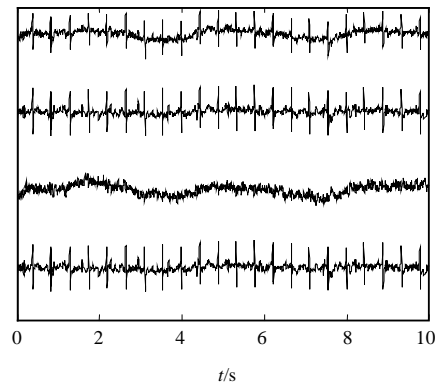
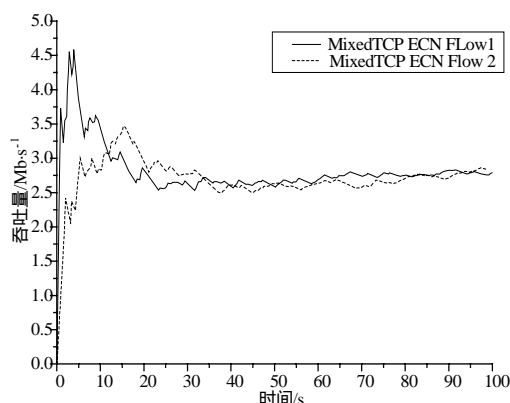


图1 分别利用本文算法和文献[4]中的算法在无误差和有估计误差下提取出的FECG曲线

(下转第645页)



d. 误码率为0.01时TCP-M协议的公平性能曲线

图3 不同BER的TCP-M协议公平性能曲线

### 3 结束语

针对网络的拥塞控制问题, 本文提出了一种把运输层和网络层拥塞控制算法结合起来的混合式网络拥塞控制算法TCP-M, 通过仿真实验证实了TCP-M比单一拥塞控制算法有效。但是, 本文也存

(上接第641页)

### 3 结束语

针对胎儿心电图的提取问题, 本文利用胎儿心电图与其他源信号互相独立, 且具有一定的自相关结构的特点, 提出了一种基于峭度和自相关函数联合最大化的源信号提取算法。大量的仿真试验证明, 该算法收敛速度快, 能有效地抑制各种噪声, 提取的FECG更为清晰。尽管该算法需要事先估计FECG的周期, 但允许有较大的估计误差, 人工干预少, 并且各种参数允许的取值范围比较大, 还可以改成在线处理(Block Online)形式。

#### 参考文献

- [1] WIDROW B. Adaptive noise canceling: principles and applications[J]. Proc. of the IEEE, 1975, 63(12): 1692-1716
- [2] LATHAUWER L D E, MOOR B D E, VANDEWALLE J.

在一定的缺陷, 如算法TCP-M只是利用了ECN算法作为主动队列管理算法, 但对ECN算法本身存在对网络环境适应性差的缺点并没有修正。因此, 研究更有效的主动队列管理算法与端到端拥塞控制算法的综合是值得关注的方向。

#### 参考文献

- [1] LAKSHMAN T V, MADHOW U, SUTER B. Window-based error recovery and flow control with a slow acknowledgement channel: a Study of TCP/IP performance[C]. Proceedings of the IEEE INFOCOM'97. Kobe: [s.n.], 1997.
- [2] MASCOLO S, Sanadidi M Y, CASETTI C. TCP westwood: end- to-end congestion control for wired/wireless networks[J]. Wireless Networks Journal, 2002, 8: 467-479.
- [3] 胡向晖. 无线网络环境中端系统拥塞控制方案的研究[D]. 南京: 解放军理工大学, 2005.
- [4] RAMAKRISHNAN K K, JAIN R. A Binary feedback scheme for congestion avoidance in computer networks[J]. ACM Transactions on Computer Systems, 1990, 8(2): 158-181.

编辑 熊思亮

Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation[J]. IEEE Trans. on Biomedical Engineering, 2000, 47(5): 567-572.

- [3] AMARI S, CICHOCKI A. Adaptive blind signal processing -neural network approaches[J]. Proc. of the IEEE, 1998, 86 (10): 2026.
- [4] BARROS A K, CICHOCKI A. Extraction of specific signals with temporal structure[J]. Neural Computation, 2001, 13 (9): 1995-2003.
- [5] ZHANG Z L, YI Z. Extraction of temporally correlated sources with its application to non-invasive fetal electrocardiogram extraction[J]. Neurocomputing, 2006, 69 (7-9): 900-904.
- [6] 张开滋, 郭继鸿, 刘海洋, 等. 临床心电图信息学[M]. 长沙: 湖南科学技术出版社, 2002:117-398.
- [7] BART D, MOOR E. Database for the identification of systems[DB/OL]. <http://www.esat.kuleuven.ac.be/sista/daisy>, 2006-04-17.

编辑 孙晓丹