

基于 ICA 的胎儿心电提取系统^①

杨少鹏, 吴小培, 张磊

(安徽大学 计算智能与信号处理教育部重点实验室, 合肥 230039)

摘要: 设计并实现了一种基于母体腹部表皮电极的胎儿心电提取系统。系统由硬件采集电路和分析软件两部分组成。硬件模块包含 8 路心电放大器(可扩展)、模拟滤波器和 A/D 转换电路; 软件模块包含多通道数据采集和存储控制、数字滤波、ICA 提取算法以及输入、输出波形的实时显示和回放等子模块。通过临床数据和实测仿真数据验证, 本系统能有效地从母体心电中分离出胎儿心电, 相应的软、硬件模块也均能够满足设计要求。实验表明, 设计的胎儿心电系统具有较高的临床价值, 同时也进一步验证了 ICA 算法应用于胎儿心电获取的可行性。最后, 说明了本系统与相关系统对比具有的优势, 并且提出了系统的优化方向和应用前景。

关键词: 胎儿心电提取; 扩展 Infomax 算法; 采集电路; 系统实现

Fetal ECG Extracting System Based on ICA

YANG Shao-Peng, WU Xiao-Pei, ZHANG Lei

(Key Laboratory of Intelligent Computing & Signal Processing, Anhui University, Hefei 230039, China)

Abstract: In this paper, the design and implementation of a fetal electrocardiogram (ECG) extraction system based on surface electrode placing on maternal abdominal region is introduced. The system consists of an acquisition circuit and ECG analysis software. The hardware module includes eight channels ECG amplifiers (extensible), analog filter and A/D circuit. The software module contains multi-channel data acquisition and access control, digital filter, Independent Component Analysis (ICA) algorithm and real-time display of I/O waveform, etc. The clinical data and actual simulation data prove that this system can effectively extract fetal ECG from maternal ECG, and both the modules are able to satisfy the design requirements. The experiments demonstrate that the fetal ECG system introduced in this paper has high clinical value; further, it testifies the feasibility of ICA algorithms applied to fetal ECG extraction. In the end, it explains the advantages of this system over the relevant systems, and propose updating direction and application prospects of the system.

Key words: FECG extraction; extended-infomax algorithm; acquisition circuit; system implementation

胎儿心电(Fetal ECG: FECG)是反映胎儿心脏活动状况的一项客观指标, 通过对围产期胎儿心电的提取与分析可以确定胎儿心率、判断胎儿是否处于窘迫状态、检查多胎、分析胎儿心脏功能参数、预防新生儿疾病^[1]。目前胎儿心电的采集方法主要有两种: 胎儿头皮电极法和母体腹部表皮电极法。胎儿头皮电极法不仅会对胎儿造成伤害, 而且不能用在怀孕期间; 母体腹部表皮电极法因其方便、无创, 并且在怀孕期间

可用, 深受医务工作者和孕妇的欢迎^[2]。由于胎儿心电信号十分微弱, 而且混有较强的背景噪声, 如母体心电信号(Maternal ECG: MECG)、工频干扰以及基线漂移等, 这给胎儿心电的准确提取和分析带来了困难。因此, 寻找一种从母体腹部表皮电极采集的信号中分离出胎儿心电的有效方法, 具有重要的理论意义和临床应用价值。近几十年来, 国内外专家学者们提出了许多提取胎儿心电信号的方法, 比如: 自适应噪声抵

① 基金项目:安徽省教育厅自然科学基金(KJ2009A002Z);博士点基金(200803570002);

收稿时间:2011-01-12;收到修改稿时间:2011-02-25

消技术^[3], 奇异值分解技术^[4], 小波变换等^[5], 但是这些方法都存在着一定的局限性^[3-5]。近年来, 独立分量分析(Independent Component Analysis: ICA)引起了生物医学信号领域的广泛关注。ICA 是一种新颖的多维统计分析方法, 其特点是能从多路观测信号中恢复出独立的源信号成分。不少学者将 ICA 方法应用于 FECG 的提取中^[6-8], 取得了较好的效果。但这些研究工作还主要停留在理论研究与算法的分析验证层面上, 在工程实践方面的应用鲜有报道。本文的目的是介绍基于 Windows 系统平台下, 研发的 FECG 提取系统的设计与实现, 其主要内容为: 首先介绍了 FECG 提取中使用的核心算法——扩展 Infomax 算法; 进而设计与实现了 FECG 提取系统, 主要包括: 数据存取控制、数字滤波以及 FECG 的提取; 然后分别使用临床数据和实测仿真数据验证了系统的性能, 均能得到较好的分离结果; 最后说明了系统的发展趋势和应用前景。

1 扩展的 Infomax 算法

ICA 是盲源分离的主要方法, 是在假设源信号相互独立的前提下, 仅依据观测信号和独立性判据, 用优化方法寻找分离矩阵 W , 实现对隐含源的线性提取。基于 ICA 算法的这一特点, 可以将其应用于胎儿心电的提取。图 1 给出软件模块中 ICA 处理算法的执行过程, 其中左端为从硬件模块获取的母体腹部体表信号, 经过数字滤波和 ICA 处理, 在右端输出分离结果。

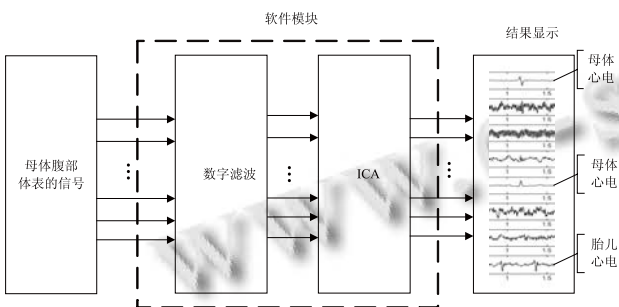


图 1 ICA 算法应用于胎儿心电提取

图 2 为 Infomax 算法原理图, 其中 $\mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$ 是 n 为观测信号矢量, 它是源信号矢量的线性混合。网络输出 $\mathbf{y} = \mathbf{W}\mathbf{x}$ 时对真实源信号 \mathbf{s} 的线性逼近。 $g(\cdot)$ 为非线性函数, 输出 $\mathbf{z} = \mathbf{g}(\mathbf{y})$ 。Infomax 算法的独立性判据为最大信息传输准则, 即通过对分离矩阵 W 的调整使 \mathbf{z} 的联合信息熵最大, 也就是 \mathbf{y} 的各分量互信息最

小, 使得各输出分量尽可能的独立。

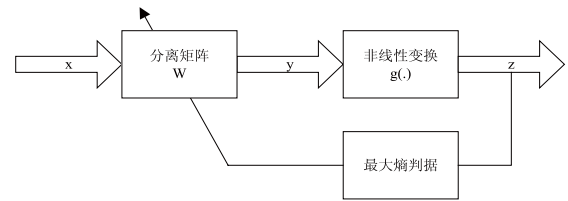


图 2 Infomax 算法原理图

考虑到实际观测信号中, 往往同时含有超高斯和亚高斯分布的源信号。T.W. Lee 等人在传统 Infomax 的基础上提出了扩展 Infomax 算法^[9,10]。扩展 Infomax 算法采用双概率模型, 并定义了模型切换准则, 在分离矩阵 W 的学习过程中, 实现了对超高斯源和亚高斯源的同步分离。扩展 Infomax 算法分离矩阵 W 的学习公式如下:

$$\Delta W \propto [I - Kf(\mathbf{u})\mathbf{u}^T - \mathbf{u}\mathbf{u}^T]W, \begin{cases} k_i = 1, \text{超高斯} \\ k_i = -1, \text{亚高斯} \end{cases} \quad (1)$$

其中, I 为 N 维单位矩阵, K 是用于概率模型切换的对角矩阵, k_i 为其对角元素, 其值可以根据峭度符号的变化来确定, 即:

$$k_i = \text{sign}\left(\frac{E\{y_i^4\}}{E\{y_i^2\}^2} - 3\right), \quad 1 \leq i \leq N \quad (2)$$

在公式 (1) 中, 函数 f 通常为 sigmoid 类型的函数, 这里取 $f = \tanh(u)$ 。

2 系统设计与实现

该系统主要组成部分包括: 硬件模块和软件模块, 图 3 为整个系统的基本框架。系统具体的操作流程是: 通过导联电极把来自孕妇表皮的生物电信号传输到硬件处理模块, 然后通过 PC 机的 USB 接口与开发的软件实现数据通信, 并通过该软件对数据作进一步处理, 达到将胎儿心电与背景噪声相分离的功能, 从而获取比较纯净的胎儿心电信号。

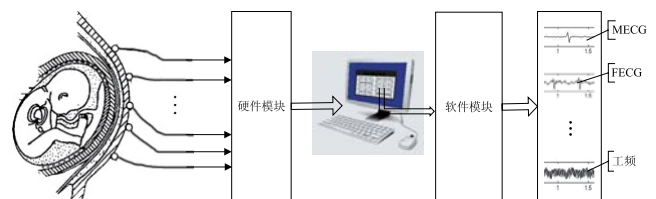


图 3 系统主框架简图

2.1 心电采集电路的设计

由于从母体表皮采集的胎儿心电信号十分微弱，一般在几十微伏到几百微伏之间，而且其中混有其他生物电信号。因此需要设计一个采集电路，在保证对有用信号无损放大的前提下，尽可能地减小噪声信号的干扰。在对心电信号的放大处理中，由于极化电压和各种干扰信号的存在，不能一次性完成放大，需要分阶段处理信号，通过多级放大，最终得到合适的心电信号。根据 Nitish.V.Thakor 等人的研究，心电的主要频带为 0.05Hz~100Hz，因此可以使用低通滤波电路来除去高频成分的干扰；另外，50Hz 工频信号是心电信号采集中常见的干扰成分，可以设计一个专门的陷波电路来消除它。图 4 为实现上述功能的心电放大电路的结构框图。一般情况下心电信号放大 1000 倍左右就能满足要求，但是本系统要求在腹部表皮采集心电信号，由于相邻电极之间的距离较近，所以需要适当的提高放大倍数。经过多次测试和调整，当系统中硬件电路的放大倍数为 6000 倍左右时，可以有效的进行相关信号的采集。

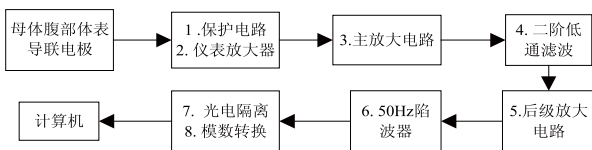


图 4 心电数据采集电路的结构框图

2.2 软件实现

2.2.1 数据存取控制

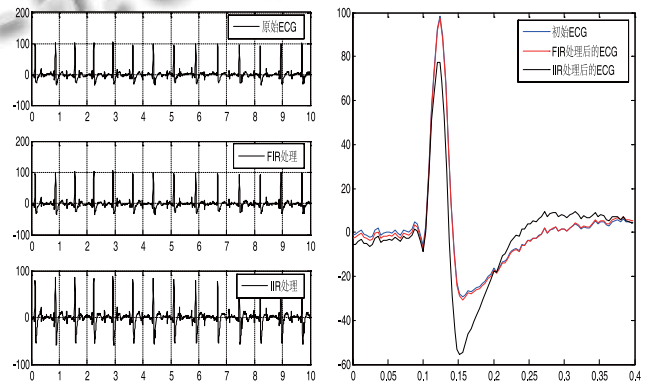
胎儿心电监测过程是一个动态、长程的数据获取和处理过程，因此需要使用一种可变长度的动态存储机制暂存这些数据。系统中采用双端链表来实现队列先进先出的功能，即使用入队操作和出队操作来添加和取出数据元素，同时增大或减小队列的长度。如果入队和出队操作可以同步执行而互不影响，则可以避免发生内存溢出的错误。为了达到这一目标，本系统在开发过程中，引入了多线程机制，一个线程负责从采集电路中取出数据并把数据按照一定的格式存储在内存中的某一位置，然后把该数据块的地址存入队列，并增加队列的长度；另一个线程负责减小队列长度，从队列中取出存储数据块的地址，并通过该地址访问内存中对应位置的数据块内容。

本系统采用滑动窗的方法逐段处理数据，每次使用类似间接寻址的方式获取相应数据块的内容，为 8

个通道分别读取长度为 L 的数据，然后对这些数据作数字滤波和 ICA 处理，从而获取胎儿心电信号。

2.2.2 数字滤波

基线漂移是生物电信号中的一种常见干扰，它是由患者的呼吸或移动产生的，其频率一般不大于 0.5Hz^[11]，因此，可以使用高通滤波的方法消除它。FIR 滤波器能够得到严格的线性相位，考虑到滤波器的相位特征对信号形态的显著影响，为了保持滤波前后的信号形态，系统中采用 FIR 滤波器。另外，信号经过 FIR 高通滤波处理后，可以降低信号之间的非单调线性相关性。源信号的相关性越小，在 ICA 迭代过程中寻找到的投影方向越精确，源信号的提取效果越好^[12]。



(a) 两种滤波方式的结果图

(b) 对应数据段对比图

图 5 FIR 和 IIR 处理结果对比

图 5(a)为同一信号经过 FIR 和 IIR 处理后的结果，从图 5(b)中可以清楚的看到线性相位滤波很好的保持了信号的形态，而非线性相位滤波则导致波形发生明显的失真。

2.2.3 胎儿心电提取

从已知的研究资料来看，胎儿心电盲分离主要采用基于批处理方式的静态 ICA 分离算法，即先获得并保存一段观测数据，然后再重复调用保存的数据进行优化迭代处理，作为理论算法的验证，批处理 ICA 算法是完全可行的。由于胎儿心电的监测过程是一个动态、长程的数据获取和处理过程，实测数据不断更新，因此需要对多导 MECG 数据进行在线分析和处理，而在线 ICA 算法在稳定性方面又存在较明显的不足，这在很大程度上限制了 ICA 方法在胎儿心电监测中的应用。本文使用了离线分析和在线分析两种策略，以满足不同用户的要求。离线分析策略是，先把从硬件模块采集的数据保存为本地磁盘文件，采集结束后，再

从文件中读取数据，对每一段数据做 ICA 处理，使用该策略会有较长的时延，但稳定性较好。在线分析策略为了克服在线 ICA 算法在稳定性方面的不足，以及批处理 ICA 算法的计算量较大且费时较长的缺点，采用了图 6 中的准在线处理策略。即只是对来自缓冲区的第一个数据段作完整的 ICA 处理，将学习到的分离矩阵 W 保存在二维数组中，将 W 作为空间滤波器处理缓冲区的后续数据段，这样以来，减小了提取 FECG 的计算量，就可以将批处理 ICA 算法应用于检测过程中。因为混合矩阵是由身体部位的形状、电极的位置以及身体的传导特性决定的，所以经过 ICA 处理得到的分离矩阵 W 在一段时间内的变化很小。如果发现提取的 FECG 不理想，则可以根据人工判断，触发 ICA 处理过程，重新学习分离矩阵 W 。该策略还可以克服 ICA 分离信号顺序不确定的缺点，使 FECG 在分离信号中的顺序固定，有利于后期对 FECG 的分析，以及胎儿心率的测定。

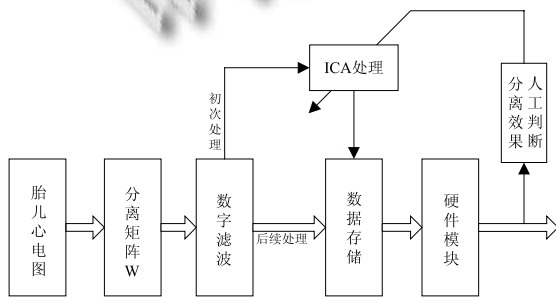


图 6 胎儿心电提取软件模块中的准在线策略

在获取 FECG 之后，使用差分算法检测一段时间内 R 波的个数，然后根据采样频率计算出 1 分钟内 R 波的个数，即单位时间的心率。本系统中使用二阶差分，其公式如下：

$$y(n) = 2x(n+2) + x(n+1) - x(n-1) + 2x(n-2), \quad 2 \leq n \leq N-2$$

为了使差异更明显，对差分后的数据作逐点四次幂处理，然后从中选出最大值，将最大值除以 M (对于不同的对象，可以调节，如：16、32) 作为阈值并实现 R 波的统计。

3 实验

3.1 真实的临床心电图数据

临床心电图数据由 Suzanna M M Martens^[13]提供，数据的采样频率为 400Hz，图 7 中标号 1 和 2 为胸部体表导联，其余的 12 个为腹部体表导联。

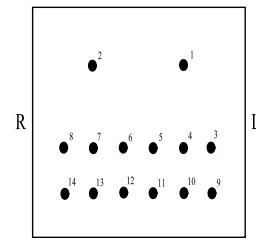
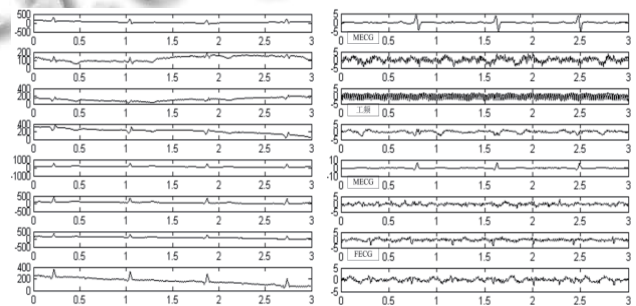
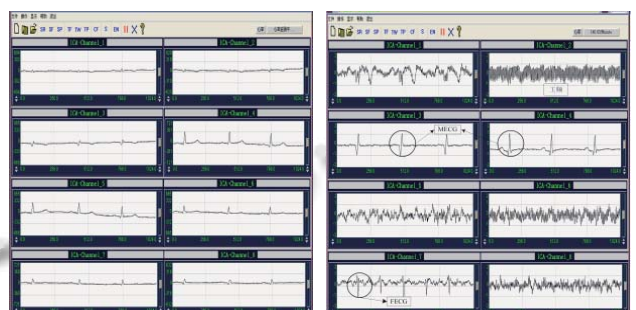


图 7 母体体表各导联相对位置示意图

使用扩展 Infomax 算法处理全部的导联数据可以得到很好的分离效果，为进一步验证系统对 8 导联数据的分离效果，实验中从得到的 14 导联心电图数据中选择 8 导联数据用作验证。



(a) 临床 8 导联心电图信号 (b) 扩展 Infomax 算法分离的信号
图 8 Matlab 对临床数据的处理



(a) 临床 8 导联心电图信号 (b) 扩展 Infomax 算法分离的信号
图 9 胎儿心电提取系统对临床数据处理

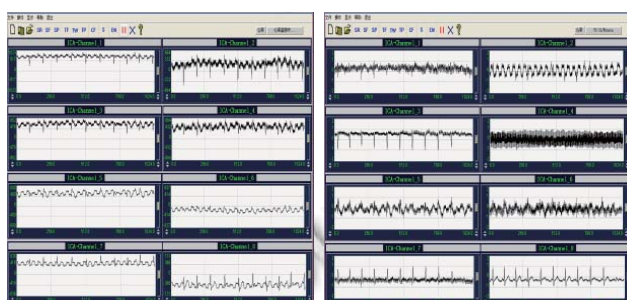
在图 8(a) 中看不到明显的胎儿心电信号，经过扩展 Infomax 算法的分离处理后在图 8(b) 中可以看到明显的胎儿心电信号，这说明扩展 Infomax 算法对于 8 导联心电信号有良好的分离效果。图 9 是将选出的相同的 8 导联数据使用 VC++6.0 开发的胎儿心电提取系统做处理前后的对比图，从图中可以观察到胎儿心电，这说明系统能够实现胎儿心电提取。

3.2 实测仿真数据

由于采集对象的特殊性，实验室暂时无法对孕妇

做实时实验；但是为了验证系统处理实时数据的性能，实验室通过在受试者身上输入外部信号源的方法来仿真胎儿心电。实验中的具体做法是：首先，将频率为3Hz、幅度为2.5V的方波信号通过保护电路衰减电压后，用2个电极与人体手臂相连；其次，在腹部体表依次连接8个电极用来采集数据；最后，在右腿连接2个电极用作驱动及参考点。

在图10(a)中方波信号混叠在其他生物电信号之中，而在图10(b)中可以观察到提取的方波信号，因此，可以说明系统达到了设计的要求。



(a)采集的8导联心电信号 (b)扩展Infomax算法分离的信号
图10 胎儿心电提取系统对实测仿真数据的处理

4 结语

近年来ICA技术在胎儿心电获取方面的研究，主要停留在理论与算法的分析验证层面上，极少有关于ICA技术在实时胎儿心电监护系统开发方面的报道。本文所设计的系统与李昕等^[14]设计的胎儿心电监护系统相比主要优势包括：首先，使用扩展Infomax算法替代H-J算法，实现了超高斯源和亚高斯源的同步分离，使分离效果较显著；其次，本文所设计的系统采取一种准在线处理策略，使扩展Infomax算法在编程实现时，既具有静态ICA算法的鲁棒性，又能够应用于胎儿心电的在线获取；再次，对源信号采用8通道同步分离，可以获得更多的有用信息。

从医疗电子仪器的发展趋势来看，基于网络技术的、适合于社区医院和家庭监护使用的医疗电子设备的研究是一个重要发展方向，具有极大的用户市场和商业价值。本文设计并实现的胎儿心电提取系统，可以达到实时监测胎儿心率的目的，并且该方法简便、无创。但是，在判定提取的FECG时仍需要人为处理，因此，需要探索一种识别算法，可以在FECG的监测过程中自动对提取的FECG作判断，进而能够适时调整分离矩阵的重新学习时刻。然后对该系统作进一步的优化、封装，将它应用于社区医院和家庭监护。进一步的研究工作以及设计构想是：探索把自适应消噪、

小波变换和盲源分离等FECG提取方法优化结合的途径，消除单独使用某一种算法的缺陷，得到更为精确的、纯净的胎儿心电信号；然后再把这种组合方法应用到FECG监测系统中，得到较为精准的胎儿心电图，并把数据和相关视频图像通过计算机网络传输给定点医院的主治医生，作为医生诊断疾病的依据，实现方便家庭和医院的目的。

参考文献

- 1 Zarzoso V, Nandt AK, Baeharakis P, et al. Maternal and Fetal ECG Separation Using Blind Source Separation Methods. *J Math Appl Med Biol*, 1997, Sep,14(3):207-225.
- 2 Groome LJ, Mooney DM, Holland SB, et al. Human Fetuses Have Nonlinear Cardiac Dynamic. *J Appl Physiol* 1999, Aug, 87(2):530-537.
- 3 刘森,周礼泉,杨福生.应用自适应噪声抵消技术作为胎儿心电信号处理以实现胎儿监护. *中国生物医学工程学报*, 1985,4(4):220-229.
- 4 Kanjilal PP, Palit S, Saha G. Fetal ECG Extraction from Single-Channel Maternal ECG Using Singular Value Decomposition. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997,44(1):51-59.
- 5 Khamene A. A New Method for the Extraction of Fetal ECG from the Composite Abdominal Signal. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 2000,47(4):507-515.
- 6 Lee J, Park KL, Lee KJ. Temporally Constrained ICA-Based Foetal ECG Separation. *Electronic Letters*, 2005, 41(21).
- 7 De Lathauwer L, De Moor B, Vandewalle J. Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation. *IEEE Trans. Biomed.Eng.*, 2000,47(5):567-572.
- 8 James CJ, Whesse C. Independent Component Analysis for Biomedical Signals. *Physiol.Meas.* 2005,26:R15-R39.
- 9 Lee TW, Girolami M, Sejnowski TJ. Independent Component Analysis Using an Extended-Infomax Algorithm for Mixed Sub-Gaussian and Super-Gaussian Sources. *Neural Computation (S0899-7667)*, 1999,11(1):417-441.
- 10 吴小培,张道信.扩展 Infomax 算法的收敛性分析. *计算机工程与应用*,2003,39(7):49-51.
- 11 AHA Committee. *Circulation*. 52: July-Dec, 1975.
- 12 申丽岩,方滨,沈毅,王普.改进的 ICA 胎儿心电信号提取. *计算机仿真*,2007,24(5):79-82.
- 13 Martens SMM, Rabotti C, Mischi M, Sluijter RJ. A robust fetal ECG detection method for abdominal recordings. *Physiological Measurement*, 2007,28(1):373-388.
- 14 李昕,胡波,凌燮亭,刘智,常才.基于盲信号分离的胎儿心电提取. *中国生物医学工程学报*,2002,21(5):461-465.