

Non-Invasive Fetal ECG Signal Extraction

Xue Cao, Junyan Liu, Wenbo Qu, Lixiu Sun, Bingchen Liu

Cardiology Department of 4th Hospital of Harbin Medical University, Harbin Heilongjiang
Email: caoxue_hmu@163.com

Received: Apr. 7th, 2019; accepted: Apr. 19th, 2019; published: Apr. 26th, 2019

Abstract

Fetal electrocardiography is the most promising methods of modern electronic fetal monitoring. However, before they can be fully deployed in the clinical practice as a gold standard, the challenges associated with the signal quality must be solved. During the last two decades, a great amount of articles dealing with improving the quality of the fetal electrocardiogram signal acquired from the abdominal recordings have been introduced. This article aims to present an extensive literature survey of different non-adaptive signal processing methods applied for fetal electrocardiogram extraction and enhancement. It is limiting that a different non-adaptive method works well for each type of signal, but independent component analysis, principal component analysis and wavelet transforms are the most commonly published methods of signal processing and have good accuracy and speed of algorithms.

Keywords

Non-Invasive, Fetal Electrocardiogram, Signal Extraction, Fetal Monitoring, Digital Signal Processing

无创胎儿心电图信号采集方法

曹雪, 刘俊艳, 曲文博, 孙丽秀, 刘炳辰

哈尔滨医科大学附属第四医院心内科, 黑龙江 哈尔滨
Email: caoxue_hmu@163.com

收稿日期: 2019年4月7日; 录用日期: 2019年4月19日; 发布日期: 2019年4月26日

摘要

胎儿心电图是目前最具前景的胎儿监测方法之一。然而, 临床中将之作为胎儿心律失常等疾病诊断的金标准之前, 必须要解决高质量心电信号采集问题。在过去的20年里, 大量的研究者致力于如何从母体的

腹部记录到高质量的胎儿心电信号。本文旨在阐述目前不同的非自适应信号处理方法在提取和增强胎儿心电图信号中的不同作用。每一种非适应性分析方法只擅于一种信号的获取，其中独立分量分析、主成分分析以及小波变换是目前研究信号处理最热门的话题，且具有较好的计算精度和速度。

关键词

无创，胎儿心电图，信号采集，胎儿监测，数字信号处理

Copyright © 2019 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

孕妇在怀孕期间的胎儿监测是非常重要的，可用于某些疾病的早期筛查，减少胎儿宫内死亡的风险，其中环境因素对胎儿的影响是最为常见的，可对胎儿造成永久性的损害，如早产、宫内乏氧或胎儿发育迟缓等。这些危险因素不仅对胎儿是有害的，对孕妇也可能产生同样的损害。

胎儿监测的常用方法有胎儿心电图、胎儿心音描记图、胎儿超声心动图、胎儿心磁图、心分娩力描记法等。每一种胎儿监测的方法均有它的优势与局限性。胎儿心电图是一个被动的检测方法，大量的研究显示无创胎儿心电图这一方法操作安全、简单、价格低廉，对于体重指数较大的孕妇来说也显示出更好的精确性，与心分娩力描记法相比虽然需要更多的综合信号处理，但是其需要较少的医疗花费。与超声心电图相比胎儿心电图可以提供更多的有关心脏疾病的信息，因为某些心脏疾病往往伴随着特殊的心电现象，因此无创胎儿心电图拥有着极好的发展前景。

1.1. 胎儿心电图

胎儿心电图是记录胎儿心电活动的诊断方法。该技术是检测胎儿心律失常、心肌缺血和其他心脏病的重要方法[1]。胎儿心电图检查既可以使用经阴道胎儿头皮电极进行的有创检测，也可使用经母体腹部电极采集心电信号的无创检测。有创的方法因其可以直接将电极接触至胎儿头部，因此可提供一个高质量的精准记录，但是其存在着弊端，比如可能引起孕妇或者胎儿的感染。当电极与胎儿的头部接触不充分时，也可能影响信号的传输效果及基线的漂移。相反，无创的方法对于孕妇或胎儿来说操作简单，甚至在分娩的过程中也可以使用，但是为了从母体腹部获得胎儿心电图，信号必须进行适当的处理。因为母体的心电信号采集从胸部延伸至腹部，腹部信号是母体与胎儿心电信号的混合，而母体胸部所采集的信号则完全来源于孕妇本身，从理论上来说不包含胎儿的信号。胎儿心电图与母体心电图的振幅也是明显不同的，母体心电图的振幅是胎儿心电图振幅的几倍。非常常见的是胎儿的 QRS 波群(QRS complex)与母体的 QRS 波群重叠，由于母体的心电图振幅高大，因此很难判断胎儿的波形是否融合在母体的心电波形中。获得精确的胎儿心电图至关重要是如何排除母体心电的干扰和噪音干扰。增加电极的数量可以获得更多的心电信息，然而每个电极都会携带自身的噪音，因此需要放置最佳数量的电极。噪音包括生物噪音如孕妇和胎儿的活动、孕妇和胎儿的呼吸、胎儿肌肉的活动以及宫缩等，还包括技术噪音如静电位、网络干扰等[2]。

1.2. 信号处理方法的基本分布

一些信号处理方法不仅应用在胎儿心电图信号的提取上，也可应用在其他领域里，如胎儿心音图、

脑电图、语音识别、人像识别等。胎儿心电图信号处理的基本方法可以分为适应性和非适应性两大类。这两种类型的方法有它们各自的优缺点，且这两种方法逐渐精细。

信号处理的适应性方法是基于学习系统的。在胎儿心电图信号处理过程中，这些方法需要从母体的胸部及腹部心电图信号中提取一个清晰的母体心电图信号，其中包含母体及胎儿的混合心电图及噪音。基于卡尔曼滤波理论的方法、最小均方算法、递推最小二乘方算法将适应性模糊推理系统技术融入非线性适应性技术，基于自适应线性神经元融入线性自适应方法。

非适应性方法并不使用任何适应性系统进行信号处理，只处理一个或多个包含需要处理的组件的信号记录。因此在处理胎儿心电图信号过程中，这些方法不需要像自适应方法那样将电极放置于母体的胸部，而只需要将电极放置于母体的腹部。非适应性方法计算速度快，精度高，但缺点是与适应性方法相比它们本质上是时间不变量。对于腹部心电信号干扰的消除，非自适应方法要么采用多种方法实现的单通道信号源，要么采用盲分离技术处理多通道信号源[3]。

2. 单通道信号来源

许多方法使用唯一的单通道信号来源，这组方法包括基于小波变换、相关技术、减法技术、平均技术、滤波技术、短时傅里叶变换、非局部中值、单通道盲源分离、模板减法、序列全变差去噪、经验模态分解等。

2.1. 小波变换(Wavelet Transform, WT)

小波变换包括离散小波变换、复杂小波变换、基音同步小波变换等多种类型，应用何种类型取决于输入信号的类型。这些方法提供了时域及频域信息，对非稳态信号或多成分信号均非常有效。小波变换是信号与小波函数的卷积运算。该方法将信号分解成包含高频信号的细节信号，和包含着低频信号的逼近信号，逼近信号可再次分解为细节信号和逼近信号[4]。该方法能够准确地提取胎儿心电信号，具有较高的准确率。

2.2. 相关技术(Correlation Technique, CT)

自动相关技术和交叉相关技术可以发现给定的两种样本信号的相似性，并将其作为时间滞后函数，其突出非周期不相关事件来强调周期性发生的相关小波。相关技术通过使用适当的相关函数从腹部心电信号中去除母体心电图信号，从而获得胎儿心电图的平均信号。但由于缺少适当的模板，因此有时无法检测到精准的信号。在胎儿心电图提取的过程中，模板受多种因素的影响，比如孕龄、体重指数、胎儿的数量、母体的年龄等，因此这一方法不适用于检测多胎与非稳态信号[5]。

2.3. 减法技术(Subtraction Technique, ST)

这是信号提取中最古老、最简单、最直接的方法。该方法是通过从腹部心电图中筛选出母体心电图，得出胎儿心电图信号以及残余的噪音信号，接下来再进一步消除噪音。然而在胎儿心电图提取的过程中，母体心电图是非常突显的，在剔除过程当中存在不适当的匹配，因此该技术不能将母体心电图完全剔除，即不可能检测出纯的胎儿心电图信号，因此该方法如今已经被淘汰[6]。

2.4. 平均技术(Averaging Technique, AT)

该方法是上个世纪使用最广泛的单导联腹部记录提取胎儿心电图信号的方法之一。母体的 R 波振幅较大，因此容易被心电信号阈值检测器检测到。参考信号保持与母体心电图信号的间期相一致，参考信号通过腹部心电信号信号的间期平均值获得在同一时间间期内的下一时间间期，随后从参考信号中去除胎

儿心电图和噪音, 因为从统计学上讲胎儿心电图与母体心电图信号是完全独立的, 通过剔除这一参考信号, 一个完全没有母体心电图信号的信号就被提取出来了。平均技术用于去除噪音干扰或信号剔除, 提高了信噪比。但是如果不同时间段里某一段和其他段不同步的状态下平均技术就是不准确的了[7]。

2.5. 滤波技术(Filtering Technique, FT)

滤波技术包括有限脉冲响应滤波、无限脉冲响应滤波、小波维纳滤波、投影滤波、线性时域滤波、频域滤波和固定滤波等。频域滤波又包含低通、高通、带通和陷波滤波等。母体腹部心电图包含胎儿成分、母体成分和噪音。母体成分和噪音可以直接通过线性时域滤波消除, 因其不需要光谱特性, 而且在大多数情况下, 它比频域滤波更快。在信号频谱与噪声频谱重叠的情况下, 线性时域滤波是不够的, 需要使用同步平均滤波或移动平均滤波等方法[8]。该算法适用于对胎儿心电信号进行预处理。

2.6. 短时傅里叶变换和非局部中值(De-Shape Short Time Fourier Transform and Nonlocal Median, STFT & NM)

建立短时傅里叶变换是为了修正离散傅里叶变换的局限性, 该方法在时域和频域之间提供了一个很好的折衷, 但是对于非稳态和时变噪音的信号分析, 短时傅里叶变换不是很准确。目前提出了一种利用短时傅里叶变换法提取胎儿心电图的新方法, 得到母体和胎儿的 R 波峰, 并评估胎心率、母体心率, 从而对母体和胎儿心电图的波形进行评估。它包括几个步骤: 首先进行预处理, 运用短时傅里叶变换评估母体的瞬时心率, 通过对心率的跟踪得到产妇的 R 波峰; 随后进行动态规划, 利用非局部中值评估母体心电图形态, 得到胎心率从而获得胎儿心电图信号[9]。该方法能利用腹部心电图信号中隐藏的频率和能量信息以及连续心脏活动之间的非线性关系提取胎儿心电信号且效果良好。

2.7. 单通道盲源分离(Single Channel Blind Source Separation, SCBSS)

单通道盲源分离是基于多算法融合来处理单个腹部信号。该方法利用经验模态分解法将信号分解为固有模态函数, 将单通道映射为多通道; 采用自举法、霍夫法、赤池信息准则和主成分分析法对相关成分进行评价; 然后利用粒子群算法融合得到的 4 个数字, 确定准确的数字[10], 这种方法可以准确地确定怀孕的胎儿数量。

2.8. 模板减法(Template Subtraction, TS)

该方法利用母体成分的可重复性获取胎儿成分, 可用于单导联腹部记录或多导联腹部记录。每一个母体心搏都由一个心搏波重建, 这个波形就是模板。该模板直接由腹部信号确定, 包含许多信号处理步骤: 从母体心搏中获得母体心电图 R 波峰, 得到相应的 P-QRS-T 波群; 将多个心搏平均后获得模板; 通过使用特定的自适应滤波器, 从每段心搏中计算出模板; 重建所有的母体心搏, 并将其连接起来, 计算母体信号成分, 再从腹部心电信号中去除[11]。该方法可以大大提高胎儿心电图评估的准确性, 并可能有助于将这种无创技术推广到临床实践中。

2.9. 序列全变差去噪(Sequential Total Variation Denoising, STVD)

该方法是基于在图像处理中被广泛应用的全变差去噪方法和基于模板减法的综合方法。由于该方法的性能优于其他模板减法的方法, 因此得到了广泛的应用。该方法首先利用全变差去噪对腹部心电图信号进行滤波, 提取母体心电图, 再将全变差去噪作为级联过程再次应用到残余信号中, 以此来评估胎儿心电图信号[12]。序列全变差去噪能够有效地检测到真实的胎儿心电图 R 峰, 降低了检测的错误率, 可以用于胎心率的监测, 且该方法的计算负荷较低。

2.10. 经验模态分解法(Empirical Mode Decomposition, EMD)

经验模态分解是一种将非稳态和非线性信号分解成基本成分的自动全数据自适应方法。该方法通过对数据固有的自然时间尺度进行经验性识别,将时间序列分解为有限频宽。所有有限频宽都包含两个条件:首先,零交叉的极值数目在整个记录中必须相等或最多相差一个;其次,在整个记录中,由局部极大值与局部极小值的平均值必须为零。该方法是依据数据自身的时间尺度特征来进行信号分解,无须预先设定任何基函数。正是由于这样的特点,该方法在理论上可以应用于任何类型的信号的分解,因而在处理非稳态及非线性数据上,具有非常明显的优势,适合于分析非线性、非稳态信号序列,具有很高的信噪比[13]。

3. 多通道信号来源

胎儿心电图是评价胎儿心脏生物电活动的独立信号来源。采用多通道方法分析胎儿心电图主要是基于盲源分离法,然而它不仅应用于提取胎儿心电图,其在生物医学信号处理中也颇具前途和发展。盲源分离分为基于高阶统计信息的方法和基于二阶统计信息的方法,前者采用独立分量分析,后者采用奇异值分解、主成分分析或周期分量分析。然而,还有许多其他的方法,它不是基于盲源分离法,如序列分析、巴罗斯算法、张氏算法等。

3.1. 独立分量分析(Independent Component Analysis, ICA)

独立分量分析是目前应用最广泛的非自适应提取方法。这种方法假设各成分在统计上是不相关的,并且需要放置在母体腹部的电极数量与不相关信号源的数量相同,因此在从腹部信号中提取胎儿和母体成分时,独立分量分析至少需要两个电极。使用太多的电极是无用的,因为每个电极都会产生自身的噪音。在独立分量分析的预处理中采用了轴心法,使向量成为一个零均值变量,从而得到了一个向量不相关、方差统一的新向量。目前提出了许多基于独立分量分析的算法,如快速独立分量分析算法、单通道独立分量分析算法、特征矩阵联合近似对角化算法、最小瑞尼交互信息算法、最大熵算法、多维独立分量分析算法、非参数独立分量分析算法、多变独立分量分析算法、正交群独立分量分析算法、基于全乘正交群的自适应独立分量分析算法、皮尔森独立分量分析算法等。从母体QRS波群中提取胎儿R波峰时,独立分量分析的准确率接近97.47% [5]。

3.2. 奇异值分解(Singular Value Decomposition, SVD)

它是一种由数据驱动的空间滤波技术和分解方法,通过最大化信号分离的几个统计量从数据本身创建所需的基函数。这种方法是基于一个向量空间到另一个向量空间的矩阵变换,基本的数学方程是 $Y = U^T X$ 。这种方法的计算量比较大[14]。

3.3. 主成分分析(Principal Component Analysis, PCA)

主成分分析方法是多个变量通过线性变换以选出较少个数重要变量的一种多元统计分析方法。在搜索简化统计问题的过程中,主成分分析丢失的信息最少。该方法也可用于寻找从统计的独立源中分离信号的线性组合。该方法是通过使用一个新的坐标系统而确定数据来实现的,操作是双向的,不会丢失任何信息[15]。

3.4. 周期分量分析(Period Component Analysis, π CA)

周期分量分析是对噪音进行破坏性干扰,对频谱的周期成分进行改善。该方法避免了基音周期自相关的低效性,因此周期分量分析不需要很长的延迟线,并且与原始采样速率相反,以时钟速率按基音的

顺序对信号进行相关。该方法寻求具有最大周期结构的线性混合，使周期测度最小化[16]。

3.5. 序列分析(Sequential Analysis, SA)

序列分析利用干扰的先验信息提取信号。该方法由基线漂移消除器、电力线干扰消除器、QRS 检测器、母体心电信号消除器和胎儿心电信号检测器组成[17]。独立分量分析的胎儿心率检出率为 60%，而序列分析的胎儿心率检出率为 85%，明显优于前者，此外在信噪比的降低上也有显著的优势。

3.6. 巴罗斯算法(Barros's Algorithm, BA)

巴罗斯算法属于盲源提取算法，它是一种学习算法，可以从源信号的线性混合中提取单个源信号，而盲源分析方法则是提取所有的源信号。它是一种非常简单的批处理学习算法，用于对具有时间结构的特定信号进行半盲提取，从线性混合物中提取信号。虽然该方法使用了信源和独立分量分析的顺序盲提取的概念，但该方法并不假设信源在统计上是独立的，并不是盲目地进行提取，而是半盲目地进行提取，利用原始源的自相关函数的先验信息进行信号提取[18]。该方法能够有效地提取胎儿心电图信号，且在迭代次数较少的情况下，具有很好的高效性。

3.7. 张氏算法(Zhang's Algorithm, ZA)

张氏算法利用其峰度值范围的先验知识，从腹部心电图信号中提取胎儿心电图信号。该方法是基于对信号峰度范围的估计，其主要问题是对峰度的估计存在误差，因此很大程度上影响了该方法的性能[19]。

3.8. 偏态方法(Skewness Method, SM)

这是一种轻量级的算法，它使用了关于其偏度的先验知识来提取胎儿心电图信号。通过偏度定义了一个代价函数，该函数更新了提取胎儿心电图信号的权向量。本方法利用真实和合成的世界数据进行综合实验，从而得到胎儿偏态值的范围[20]。该方法提高了提取信号的质量，降低了提取胎儿心电图所需的计算量。

3.9. 质量指标优化(Quality Index Optimization, QIO)

质量指标优化是一种新的提取腹部心电图信号的方法。该方法利用伪周期特征和 QRS 波的时间、形状，设计综合伪周期特征的质量指标(QI)。对于胎儿心电图提取，是通过创建一个用于胎儿心电图质量指标(fQI)和一个用于母体心电图的质量指标(mQI)实现的[21]。该方法可在独立源中自动区分母体心电图或胎儿心电图，因此在胎儿心电图信号较弱时仍可使用。

3.10. 多项式矩阵特征值分解(Polynomial Matrix Eigenvalue Decomposition, PEVD)

采用多项式矩阵特征值分解方法是对宽带噪音子空间进行评估，采用二阶序贯最优旋转算法，具有较强的去相关性和光谱优化特征。该方法在分解的基础上实现了对胎儿心电图信号子空间的评估，是一种盲源或混合矩阵的先验知识算法，但需依赖于空间及时间的协方差矩阵盲源方法，从而从腹部心电图信号分离出胎儿心电图信号[22]。该方法具有较高的准确性和稳定性，且不需要以母体心电图作为参考信号。

3.11. 模糊 c 均值聚类方法(Fuzzy C-Means Clustering Method, FCM)

模糊 c 均值聚类方法是一种简单有效的多胞胎案例判断和多胞胎数量估计方法，为后续的胎儿心电图盲提取方法提供了先验知识。该方法的目标是选取 c 个初值作为初始聚类中心，通过迭代将数据对象

分割成类,使相同的类最小化,不同的类最大化。它通过优化目标函数得到每个样本点对所有类中心的隶属度,从而决定样本点的类属以达到自动对样本数据进行分类的目的[23]。该方法为非常有效、准确和安全的胎儿心电图提取方法,并可用于判断多胞胎病例。

3.12. 压缩感知(Compressed Sensed, CS)

又称压缩采样、压缩传感。压缩感知包括采样和压缩两个阶段,是无线生物信号监测系统中一种非常有趣的方法。它作为一个新的采样理论,通过开发信号的稀疏特性,在远小于 Nyquist 采样率的条件下,用随机采样获取信号的离散样本,然后通过非线性重建算法完美的进行信号重建。该方法是基于压缩域中分量的稀疏表示,由独立分量分析而实现[24]。可用于腹部胎儿心电图的压缩,并可获得实时胎心率信息。

3.13. 母体成分抑制法(Maternal Component Suppression Method, MCSM)

该方法依赖于在连续的母体心脏周期中对母体 P-QRS-T 波群的测定,并设定为模板,通过对模板 P-QRS-T 波群与连续复合物的时间同步进行减法。母体成分抑制法首先确定基准点 t_i ,然后通过足够的波群确定平均 P-QRS-T 波群,再确定 a_i 因子,最后从基准点腹部心电信号中减去模板从而获得胎儿心电图信号[25]。这种方法不需要任何胸部信号,也不需要严格限制测量电极的位置,该方法可以在不影响胎儿心电图信号的情况下完全抑制母体心电图信号,但不能抑制所有其他噪声成分。

3.14. π Tucker

该方法采用心脏信号形态学的准周期性质和 Tucker 分解的目标函数,从腹部心电图信号中提取胎儿心电图信号。它是一种迭代算法,只需 20 次迭代就能得到满意的结果,可以在源空间中自动选择所需的组件[26],具有良好的性能。

3.15. 多元经验模态分解(Multivariate Empirical Mode Decomposition, MEMD)

经验模态分解法是一种针对非线性和非稳态真实世界信号的全数据驱动方法。多元经验模态分解基于经验模态分解法,把信号分成一组有限的模态函数。该方法首先通过比较多元经验模态分解发现相似索引模态函数,消除噪音较大的信号通道;然后对剩余的噪音信号通道进行去噪,消除相似索引的模态函数;最后从腹部心电信号中剔除母体心电图信号,用连续小波变换检测胎儿心电图信号[27]。该方法对检测到的胎儿心电图信号与真实胎心率信号具有较高的相关性,可用于胎心率的监测。

4. 混合方法

此外,大量研究探讨了将自适应方法与其他方法相结合、非自适应方法与其他方法相结合或将自适应方法与非自适应方法相结合以创建混合方法的可能性。自适应算法通常结合预处理等非自适应方法。非自适应方法有效地分离了部分信号成分,使得自适应系统的对信号的提取更加容易。这些混合方法如独立分量分析结合自适应滤波、巴罗斯算法结合张氏算法、独立分量分析结合奇异值分解等,与单纯应用一种方法相比,显著地提高了信号采集的准确性。

5. 讨论

胎儿心电图反映胎儿心脏的电活动,并携带大量的有效信息。遗憾的是,目前的检测技术只能感知和识别其中的很少一部分。胎心率及其变异性是目前可获得的具有足够准确性的参数。现有的诊断设备只能通过经阴道胎儿头皮电极的侵入性方法获取上述有效信息,这种侵入式的胎儿心电图监测方法采用

最新的检测方法, 基于胎心率, 结合 ST 段分析, 判断胎儿宫内缺氧。然而, 由于它的有创性, 这种方法存在许多缺点, 如仅适用于羊水破裂后使用, 可能引入感染的风险以及基线漂移等。因此, 我们首要目的是创造一种既不会有损于母体又无害于胎儿的无创方法用于产前诊断。许多最新的研究表明无创胎儿心电图包含许多其他尚未开发的临床相关数据, 越来越受到人们的重视。

心电图的形态学分析通常涉及到许多不同的方法, 包括 QRS 波群分析(包括 QRS 波形与时限)、R/S 比率(心电向量图)、PR/胎心率比值(在缺氧状态下 PR 间期与胎心率变化呈负相关)、P 波形态/P 波缺失、PR 间期、QT 间期、ST 段分析等。

表 1 总结了上述多种方法在整体性能方面的优缺点, 信噪比改善、计算成本、实时性和实施的复杂性。

Table 1. Comparison of the different methods

表 1. 不同非适应性方法性能比较

方法	整体性能	信噪比	计算成本	实时性	实施性	胎心率	形态学
WT	中效	中	低	是	中等	比较准确	不充分
CT	低效	低	低	是	简单	不准确	不充分
ST	低效	低	低	是	简单	不准确	不充分
AT	低效	低	低	是	简单	不准确	不充分
FT	低效	低	低	是	简单	不准确	不充分
STFT & NM	中效	中	中	否	中等	准确	不充分
SCBSS	中效	中	中	否	复杂	准确	不充分
TS	中效	低	低	否	中等	比较准确	不充分
STVD	中效	中	中	否	复杂	准确	不充分
EMD	中效	中	高	否	中等	准确	不充分
ICA	中效	中	中	否	中等	准确	比较准确
SVD	低效	低	低	是	简单	不准确	不充分
PCA	低效	中	低	是	简单	比较准确	不充分
π CA	中效	高	低	否	简单	非常准确	比较准确
SA	中效	中	中	否	中等	准确	比较准确
BA	中效	中	低	否	简单	比较准确	不充分
ZA	中效	中	低	否	简单	比较准确	不充分
SM	中效	中	中	否	简单	准确	比较准确
QIO	中效	中	中	否	中等	准确	比较准确
PEVD	中效	中	中	否	中等	准确	比较准确
FCM	中效	中	中	是	简单	准确	比较准确
CS	中效	中	中	是	中等	准确	比较准确
MCSM	中效	中	中	否	简单	准确	比较准确
π Tucker	中效	中	低	否	简单	比较准确	不充分
MEMD	中效	中	中	否	中等	准确	比较准确

① 整体性能：该参数反映了所采用方法的稳健性，可分为三组：

低效——方法主要适用于无创胎儿心电图的预处理，这些方法不能提取胎儿心电图，只能去除某些特定类型的干扰，如基线漂移、电源线干扰等。

中效——适用于高级预处理的方法，消除了无创胎儿心电图中的大部分干扰(如电源干扰、肌电干扰、运动伪影等)。这些方法可以从母体成分中部分检测出胎儿心电图，从而完成胎心率的检测，然而无法提供进一步的形态学分析。

高效——综合性地分析胎心率及胎儿心电图，并从 PR 间期、QT 间期、ST 段等形态学方面评价无创胎儿心电图。

② 信噪比的改善：该参数考虑了信噪比的改善，可分为低信噪比、中信噪比和高信噪比三类。需要注意的是，信噪比参数反映了该方法相对于参考文献的有效性。然而，就临床应用而言，使用信噪比作为参数可能具有误导性。

③ 计算成本：根据该参数计算复杂度分为低、中、高三类。

④ 实时性：从该方法在临床应用中应用现有硬件设备的可行性出发，确定该方法是否可用于在线模式。

⑤ 实施复杂性：该参数分为简单、中等、复杂三类，根据其在临床实践中的应用来评估其总体复杂性。

硬件和软件的复杂性必须在经济上可行，使该检查可应用于公共卫生系统。此外，从临床的角度，我们根据上述方法是否能够进行胎心率的测定以及提供形态学分析来进行临床评价。

⑥ 胎心率(R-R)：该评价参数基于胎儿心电图 R-R 间期进行胎心率测定，从该角度对所研究方法的有效性进行分类。评价分为四类：

不准确——方法不足以去除干扰和噪声，不足以实现 R-R 间期检测，该方法处理的无创胎儿心电图不能用于胎心率的监测。

比较准确——这些方法能够有效地剔除最常见的干扰，可以进行 R-R 间期检测。然而，噪声并没有完全消除，因此有许多误检和未检出的成分，即灵敏度(Se) $\leq 80\%$ ，阳性预测值(PPV) $\leq 90\%$ ，准确率(ACC) $\leq 80\%$ ，正确检测心搏的总概率($F1$) $\leq 85\%$ 。

准确——这些方法可准确检测胎心率，即 $Se \leq 85\%$ ， $PPV \leq 95\%$ ， $ACC \leq 85\%$ ， $F1 \leq 90\%$ 。

非常准确——这些方法能够非常准确地测定胎心率，在这种情况下，它完全取代了传统的胎心宫缩图，即 $Se \leq 95\%$ ， $PPV \leq 95\%$ ， $ACC \leq 95\%$ ， $F1 \leq 95\%$ 。

⑦ 形态学分析(T/QRS; QT)：该参数通过对胎儿心电图更深层次的形态学分析，对研究方法的有效性进行分类。评价分为三类：

不充分——这些方法无法对形态学分析进行有效的评价。

比较准确——这些方法可以进行形态学分析。然而，这些方法存在局限性，对一些真实数据进行分析，其分析效果会受到胎龄、胎位、信噪比等因素影响。

有前景——这些多为混合的方法，具有很大的应用前景。

胎儿心电图的 ST 段的分析和获取对于胎儿监测来说具有极大的前景。目前备受关注的讨论点在 ST 段分析中使用的 T/QRS 比。T 代表 T 波动振幅，QRS 代表 QRS 波群的振幅，等式 ST 分析 = T/QRS 描述了胎儿状态参数的算法。心肌细胞的复极对于缺氧所引起的代谢紊乱是极为敏感的，表现在心电图波形的改变，如 ST 段的抬高和 T 波的高尖，因此 ST 段的监测分析可以通过 ST-T 的变化反应出心肌的缺氧。当心肌处于无氧代谢时细胞离子流增加从而导致 ST 段发生改变。如果缺氧进一步加重，会出现深倒置的 T 波，甚至导致急性心力衰竭的发生。联合胎心率及 ST 段分析监测，可以减少胎儿宫内缺氧甚至

胎儿死亡的案例。这种分析即使在没有心电向量的情况下也可以可靠地进行,并且已经证明,ST段分析的使用可以早期识别在分娩过程中发生酸中毒(标准碳酸氢盐浓度低于参考值)的病例。ST段分析的缺点是这一技术受噪音的影响非常大,并且仅着眼于对心脏方面的影响,除了心脏以外的因素并没有被检测。

由于上述原因,目前的主要挑战是如何对无创记录的信号进行形态学分析。研究证明这是可能的,主要采用先进的混合非自适应方法。

含有胎儿心电图记录的数据库是本研究的重要组成部分。目前研究中使用数据来源的主要的问题是它们的数量不足以供科学界使用。没有数据库,在真实记录中研究者很难验证提取胎儿心电图的准确性,阻碍了诊断质量的提高。技术方面,一些技术细节如电极的数量,种族的异质性、妊娠年龄、数据质量(持续时间、采样频率、振幅分辨率、胎龄、心电通道的数量、记录的类型和记录的数量)均存在的显著的不均匀性。需要注意的是,形态学分析涉及到具体的技术方面,主要是胎心率的监测一般采用的采样频率大于500 Hz。因此,现有的一些数据库无法提供足够的数据来完成这些任务。从理论上讲,用于形态学分析的电极的配置还不够标准,但可以肯定的是,它对结果的影响是显著的。因此,我们建议专门为此目的创建一个新的数据库,它应该包括分布在母体腹部的大量电极,采样率应该足够高(2 kHz或以上),如果可能还应该包括胎儿头皮电极的数据,作为评价的金标准。

6. 结论

本文着重介绍不同类型的非自适应信号处理胎儿心电图的方法。在许多应用中,可以使用这些非自适应方法。他们通常应用于提取区域内的胎儿心电图,也应用在胎儿心音图或脑电图信号区域处理、语音识别、图像识别等方面。面对现有的大量非自适应信号处理的方法,选用哪一种方法将取决于我们的信号类型以及想要获得的结果。目前研究者最广泛研究的方法类型为独立分量分析、主成分分析和小波变换,主要是因为它们的效率高、精度高以及算法的高效性。

基于本文对多种非适应信号处理方法的概述,我们认为混合方法如独立分量分析结合自适应滤波、巴罗斯算法结合张氏算法、独立分量分析结合奇异值分解等为最具前途的非自适应无创胎儿心电图信号处理方法。联合多种无创胎儿心电图方法将产生一种全新的诊断方法,采用非侵入性方法记录胎心率数据(基于无创胎儿心电图R-R间期检测的胎心率),结合无创T/QRS比以及非侵入性胎儿心电图ST段分析,从而判断胎儿缺氧状态,将这种新的无创诊断方法引入临床实践可显著减少胎儿宫内乏氧甚至胎儿死亡的案例。

基金项目

黑龙江省卫生计生委科研课题 2014-380。

参考文献

- [1] Sameni, R. and Clifford, G.D. (2010) A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal*, **3**, 4-20.
- [2] Jagannath, D. and Selvakumar, A.I. (2014) Issues and Research on Foetal Electrocardiogram Signal Elicitation. *Biomedical Signal Processing and Control*, **10**, 224-244. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2013.11.001>
- [3] Kahánková, R., Jaroš, R., Martinek, R., Jezewski, J., He, W., Jezewski, M. and Kawala-Janik, A. (2017) Non-Adaptive Methods of Fetal ECG Signal Processing. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, **15**, 476-490. <https://doi.org/10.15598/aeee.v15i3.2196>
- [4] Bhoker, R. and Gawande, J. (2013) Fetal ECG Extraction Using Wavelet Transform. *ITSI Transactions on Electrical and Electronics Engineering*, **1**, 2320-8945.
- [5] Ravindrakumar, S. and Raja, K.B. (2010) Fetal ECG Extraction and Enhancement in Prenatal Monitoring—Review and Implementation Issues. *Proceedings of the IEEE Trendz in Information Sciences & Computing (TISC)*, Chennai,

- India, 17-19 December 2010, 16-20. <https://doi.org/10.1109/TISC.2010.5714599>
- [6] Bergveld, P. and Meijer, W.J. (1981) A New Technique for the Suppression of the MECG. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **8ME-28**, 348-354. <https://doi.org/10.1109/TBME.1981.324803>
- [7] Hon, E. and Lee, S. (1964) Averaging Techniques in Fetal Electrocardiography. *Medical Electronics and Biological Engineering*, **2**, 71-76. <https://doi.org/10.1007/BF02474362>
- [8] Sun, Y., Chan, K.L. and Krishnan, S.M. (2002) ECG Signal Conditioning by Morphological Filtering. *Computers in Biology and Medicine*, **32**, 465-479. [https://doi.org/10.1016/S0010-4825\(02\)00034-3](https://doi.org/10.1016/S0010-4825(02)00034-3)
- [9] Su, L. and Wu, H.T. (2017) Extract Fetal ECG from Single-Lead Abdominal ECG by De-Shape Short Time Fourier Transform And Nonlocal Median. *Frontiers in Applied Mathematics and Statistics*, **3**, 2. <https://doi.org/10.3389/fams.2017.00002>
- [10] He, P.-J., Chen, X.-M., Liang, Y. and Zeng, H.-Z. (2016) Extraction for Fetal ECG Using Single Channel Blind Source Separation Algorithm Based on Multi-Algorithm Fusion. *Proceedings of the MATEC Web of Conferences, EDP Sciences*, Hong Kong, 26-27 April 2016, 1-9. <https://doi.org/10.1051/mateconf/20164401026>
- [11] Agostinelli, A., Sbröllini, A., Burattini, L., Fioretti, S., Di Nardo, F. and Burattini, L. (2017) Noninvasive Fetal Electrocardiography Part II: Segmented-Beat Modulation Method for Signal Denoising. *The Open Biomedical Engineering Journal*, **11**, 25-35. <https://doi.org/10.2174/1874120701711010025>
- [12] Lee, K.J. and Lee, B. (2016) Sequential Total Variation Denoising for the Extraction of Fetal ECG from Single-Channel Maternal Abdominal ECG. *Sensors*, **16**, 1020. <https://doi.org/10.3390/s16071020>
- [13] Warbhe, A.D., Dharaskar, R.V. and Kalambhe, B. (2010) A Single Channel Phonocardiograph Processing Using EMD, SVD, and EFICA. *Proceedings of the 2010 3rd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology (ICETET)*, Goa, India, 19-21 November 2010, 578-581. <https://doi.org/10.1109/ICETET.2010.171>
- [14] Leach, S. (2018) Singular Value Decomposition—A Primer. <http://people.csail.mit.edu/hasinoff/320/>
- [15] Romero, I. (2010) PCA-Based Noise Reduction in Ambulatory ECGs. *Proceedings of the IEEE Computing in Cardiology*, Belfast, UK, 26-29 September 2010, 677-680.
- [16] Kharabian, S., Shamsollahi, M.B. and Sameni, R. (2009) Fetal R-Wave Detection from Multichannel Abdominal ECG Recordings in Low SNR. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Hilton Minneapolis, MN, 3-6 September 2009, 344-347. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5333578>
- [17] Martens, S.M., Rabotti, C., Mischi, M. and Sluijter, R.J. (2007) A Robust Fetal ECG Detection Method for Abdominal Recordings. *Physiological Measurement*, **28**, 373-388. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/4/004>
- [18] Barros, A.K. and Cichocki, A. (2001) Extraction of Specific Signals with Temporal Structure. *Neural Computation*, **13**, 1995-2003. <https://doi.org/10.1162/089976601750399272>
- [19] Zhang, Z.-L. and Yi, Z. (2006) Extraction of a Source Signal Whose Kurtosis Value Lies in a Specific Range. *Neurocomputing*, **69**, 900-904. <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2005.07.002>
- [20] Jafari, F., Tinati, M.A. and Mozaffari, B. (2010) A New Fetal ECG Extraction Method Using Its Skewness Value Which Lies in Specific Range. *Proceedings of the 18th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*, Isfahan, Iran, 11-13 May 2010, 30-34. <https://doi.org/10.1109/IRANIANCEE.2010.5507111>
- [21] Varanini, M., Tartarisco, G., Balocchi, R., Macerata, A., Pioggia, G. and Billeci, L. (2017) A New Method for QRS Complex Detection in Multichannel ECG: Application to Self-Monitoring of Fetal Health. *Computers in Biology and Medicine*, **85**, 125-134. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2016.04.008>
- [22] Redif, S. (2016) Fetal Electrocardiogram Estimation Using Polynomial Eigenvalue Decomposition. *Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences*, **24**, 2483-2497. <https://doi.org/10.3906/elk-1401-19>
- [23] Tan, B., Peng, Q., Lin, J. and Li, M. (2015) A Novel Method for Estimating Source Number of Fetal ECG. *Proceedings of the 2015 International Conference on Wireless Communications & Signal Processing (WCSP)*, Nanjing, China, 15-17 October 2015, 1-6. <https://doi.org/10.1109/WCSP.2015.7341070>
- [24] Da Poian, G., Bernardini, R. and Rinaldo, R. (2016) Separation and Analysis of Fetal-ECG Signals from Compressed Sensed Abdominal ECG Recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **63**, 1269-1279. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2493726>
- [25] Matonia, A., Jezewski, J., Horoba, K., Gacek, A. and Labaj, P. (2006) The Maternal ECG Suppression Algorithm for Efficient Extraction of the Fetal ECG from Abdominal Signal. *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS'06)*, New York, 30 August-3 September 2006, 3106-3109. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260221>
- [26] Akbari, H., Shamsollahi, M.B. and Phlypo, R. (2015) Fetal ECG Extraction Using π Tucker Decomposition. *Proceedings of the International Conference on Systems, Signals and Image Processing (IWSSIP)*, London, 10-12 September

2015, 174-178.

- [27] Gupta, P., Sharma, K. and Joshi, S. (2016) Fetal Heart Rate Extraction from Abdominal Electrocardiograms through Multivariate Empirical Mode Decomposition. *Computers in Biology and Medicine*, **68**, 121-136.
<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2015.11.007>

知网检索的两种方式:

1. 打开知网页面 <http://kns.cnki.net/kns/brief/result.aspx?dbPrefix=WWJD>
下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2161-8712, 即可查询
2. 打开知网首页 <http://cnki.net/>
左侧“国际文献总库”进入, 输入文章标题, 即可查询

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>

期刊邮箱: acm@hanspub.org