



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691437 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201710057412.2

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.01.26

(71)申请人 浙江铭众科技有限公司

地址 312099 浙江省绍兴市越城区平江路
328号第9幢二层

申请人 浙江铭众医疗器械有限公司
浙江铭众生物医用材料与器械研究
院

(72)发明人 耿晨歌 姚剑 赵晓鹏 姚志邦
黄丹碧

(74)专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限
公司 33224

代理人 胡红娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0444(2006.01)

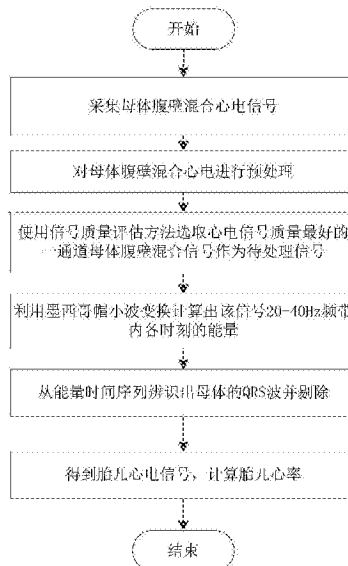
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法,其利用母体腹壁混合信号作为输入信号,通过低通滤波和移动平均滤波对母体腹壁混合信号进行预处理,再使用信号质量评估方法选取心电信号质量最好的一通道母体腹壁混合信号作为待处理信号,利用墨西哥帽小波变换计算出该信号20~40Hz频带内各时刻的能量,从能量时间序列辨识出母体的QRS波并剔除,剩下的能量时间序列对应的峰即胎儿心电。整个方法简便且易于实现,能够有效地在母体腹壁混合心电信号中提取出胎儿心电信号,为医生对胎儿疾病的诊疗提供保证。



1. 一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法,包括如下步骤:

(1) 采集多通道的母体腹壁混合心电信号,并对其进行预处理,用以去除其中的高频噪声及基线漂移,使信号强度得以提高;

(2) 从预处理后多通道的母体腹壁混合心电信号中选取信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号;

(3) 在20~40Hz频带范围内对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换,得到对应的能量时序信号;

(4) 基于所述的能量时序信号,从中提取出胎儿心电信号,进而得到胎儿心率。

2. 根据权利要求1所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述步骤(1)中对母体腹壁混合心电信号进行预处理,具体先利用一个低通滤波器去除信号中的高频噪声,再利用一个移动平均滤波器去除信号中的基线漂移,从而达到增强信号的作用。

3. 根据权利要求2所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述低通滤波器的信号处理表达式如下:

$$y_n = \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^M x_{n+i}$$

其中: x_{n+i} 为任一通道母体腹壁混合心电信号第 $n+i$ 时刻的信号值, y_n 为低通滤波后该通道母体腹壁混合心电信号第 n 时刻的信号值, n 为自然数, M 为预设的移动窗口半边大小。

4. 根据权利要求2所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述移动平均滤波器的信号处理表达式如下:

$$\bar{y}_n = \frac{1}{2N+1} \sum_{i=-N}^N y_{n+i}$$

其中: y_{n+i} 为低通滤波后任一通道母体腹壁混合心电信号第 $n+i$ 时刻的信号值, \bar{y}_n 为移动平均滤波后该通道母体腹壁混合心电信号第 n 时刻的信号值, n 为自然数, N 为预设的移动窗口半边大小。

5. 根据权利要求1所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述步骤(2)中综合关于QRS能量比值、信号峰度以及基线能量比值的三项信号指标,从预处理后多通道的母体腹壁混合心电信号中选取信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号。

6. 根据权利要求5所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述QRS能量比值的计算表达式如下:

$$S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f) df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f) df}$$

其中: $P(f)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号的功率谱密度函数, S 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的QRS能量比值, f 为频率。

7. 根据权利要求5所述的胎儿心率提取方法,其特征在于:所述信号峰度的计算表达式如下:

$$K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2}$$

其中： $X(i)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号中的第*i*个采样值， N 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号中的采样点个数， μ 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的平均采样值， K 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的信号峰度。

8. 根据权利要求5所述的胎儿心率提取方法，其特征在于：所述基线能量比值的计算表达式如下：

$$B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f) df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f) df}$$

其中： $P(f)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号的功率谱密度函数， B 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的基线能量比值， f 为频率。

9. 根据权利要求1所述的胎儿心率提取方法，其特征在于：所述步骤(3)中根据以下公式对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换：

$$z(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt$$

其中： $x(t)$ 为信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号， $z(t)$ 为 $x(t)$ 经小波变换后得到的能量时序信号， a 为缩放因子， b 为平移参数， t 为时间， $\varphi^*()$ 为墨西哥帽小波函数 $\varphi()$ 的复数共轭。

10. 根据权利要求1所述的胎儿心率提取方法，其特征在于：所述步骤(4)的具体实现过程如下：

4.1在20.8~25Hz频带范围内对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换，得到对应的能量时间序列，进而提取该序列中的模极大值；

4.2使所述的模极大值乘以比例系数得到一阈值，将所述能量时序信号中小于该阈值的信号值均置零，其余信号值保持不变，进而对处理后的能量时序信号进行小波反变换得到母体心电信号；

4.3对所述母体心电信号进行QRS波检测，排除心律小于60bpm的QRS波段，从而对检测得到R波波峰进行标记；

4.4对于所述母体心电信号中任一标记的R波波峰，使以该R波波峰为中心±0.1s范围内的信号值均置零；

4.5将所述能量时序信号中大于阈值的信号值均置零，其余信号值保持不变，进而对处理后的能量时序信号进行小波反变换；

4.6使步骤4.4处理后得到的心电信号与步骤4.5小波反变换后得到的心电信号相叠加，即得到所述胎儿心电信号。

一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法。

背景技术

[0002] 胎儿心电信号是各种心电信号中重要且常见的一种,目前临床上主要通过监测心音、心动和心电图的变化来诊断胎儿在子宫内的发育情况。其中,胎儿心电图能最好地体现胎儿心脏活动,对胎儿发育过程中出现的问题更敏感,能为临床诊断提供更可靠的依据。但是胎儿心电信号非常微弱,从母体体表提取胎儿心电信号会受到各种噪声的严重干扰,最主要的为母体心电信号(MECG)、50Hz工频干扰以及基线漂移,这对后期的分析处理带来了很大的不便。所以应该先认识所含的噪声,从而采取相应的方法尽可能将这些噪声滤除掉。

[0003] 通常对孕妇进行产前检查的时候,需要探测胎儿的心电并记录心电图,判断是否有异常情况。由于胎儿的心电通常是置于母亲腹部的电极得到的,由于母亲自身的心电信号比胎儿的强约2至10倍,对胎儿心电来说是很大的干扰源。

[0004] 为了得到清晰的胎儿心电信号,国内外学者进行了大量研究。Widrow等人首次运用最小均方误差(Least Mean Square,LMS)自适应滤波算法提取胎儿心电图,该方法计算简单,但对非平稳性较强的胎儿心电信号不适合。盲信号分离方法在各导联采集的心电信号独立的假设下,可以检测出胎儿心电信号,但必须在各导联采集的心电信号独立且平稳的假设下进行,且存在建模难、需要导联数多和不易实现等问题。采用两导联运用人工神经网络也可以得到较清晰的胎儿心电信号,但人工神经网络方法仍然需要心电信号是平稳信号的假设条件,且人工神经网络以传统统计学为基础,以最小化经验风险为学习目标,存在泛化能力、结构设计、局部极值等许多待解决的问题。

[0005] 虽然目前市场上出现了一些专为胎儿心电检测设计的心电检测设备,但因为缺乏可靠的低成本方法间接检测胎儿心电信号,胎儿心电监护未能广泛应用于临床。

发明内容

[0006] 鉴于上述,本发明提供了一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法,能够有效的从母体腹壁混合信号中提取出胎儿心电信号。

[0007] 一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法,包括如下步骤:

[0008] (1) 采集多通道的母体腹壁混合心电信号,并对其进行预处理,用以去除其中的高频噪声及基线漂移,使信号强度得以提高;

[0009] (2) 从预处理后多通道的母体腹壁混合心电信号中选取信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号;

[0010] (3) 在20~40Hz频带范围内对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换,得到对应的能量时序信号;

[0011] (4) 基于所述的能量时序信号,从中提取出胎儿心电信号,进而得到胎儿心率。

[0012] 所述步骤(1)中对母体腹壁混合心电信号进行预处理,具体先利用一个低通滤波器去除信号中的高频噪声,再利用一个移动平均滤波器去除信号中的基线漂移,从而达到增强信号的作用。

[0013] 所述低通滤波器的信号处理表达式如下:

$$[0014] \quad y_n = \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^M x_{n+i}$$

[0015] 其中: x_{n+i} 为任一通道母体腹壁混合心电信号第 $n+i$ 时刻的信号值, y_n 为低通滤波后该通道母体腹壁混合心电信号第 n 时刻的信号值, n 为自然数, M 为预设的移动窗口半边大小。

[0016] 所述移动平均滤波器的信号处理表达式如下:

$$[0017] \quad \bar{y}_n = \frac{1}{2N+1} \sum_{i=-N}^N y_{n+i}$$

[0018] 其中: y_{n+i} 为低通滤波后任一通道母体腹壁混合心电信号第 $n+i$ 时刻的信号值, \bar{y}_n 为移动平均滤波后该通道母体腹壁混合心电信号第 n 时刻的信号值, n 为自然数, N 为预设的移动窗口半边大小。

[0019] 所述步骤(2)中综合关于QRS能量比值、信号峰度以及基线能量比值的三项信号指标,从预处理后多通道的母体腹壁混合心电信号中选取信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号。

[0020] 所述QRS能量比值的计算表达式如下:

$$[0021] \quad S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f)df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f)df}$$

[0022] 其中: $P(f)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号的功率谱密度函数, S 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的QRS能量比值, f 为频率。

[0023] 所述信号峰度的计算表达式如下:

$$[0024] \quad K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2}$$

[0025] 其中: $X(i)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号中的第 i 个采样值, N 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号中的采样点个数, μ 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的平均采样值, K 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的信号峰度。

[0026] 所述基线能量比值的计算表达式如下:

$$[0027] \quad B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f)df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f)df}$$

[0028] 其中： $P(f)$ 为预处理后任一通道母体腹壁混合心电信号的功率谱密度函数， B 为预处理后该通道母体腹壁混合心电信号的基线能量比值， f 为频率。

[0029] 所述步骤(3)中根据以下公式对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换：

$$[0030] \quad z(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt$$

[0031] 其中： $x(t)$ 为信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号， $z(t)$ 为 $x(t)$ 经小波变换后得到的能量时序信号， a 为缩放因子， b 为平移参数， t 为时间， $\varphi^*()$ 为墨西哥帽小波函数 $\varphi()$ 的复数共轭。

[0032] 所述步骤(4)的具体实现过程如下：

[0033] 4.1在20.8~25Hz频带范围内对信号质量最好的一个通道的母体腹壁混合心电信号进行小波变换，得到对应的能量时间序列，进而提取该序列中的模极大值；

[0034] 4.2使所述的模极大值乘以比例系数得到一阈值，将所述能量时序信号中小于该阈值的信号值均置零，其余信号值保持不变，进而对处理后的能量时序信号进行小波反变换得到母体心电信号；

[0035] 4.3对所述母体心电信号进行QRS波检测，排除心律小于60bpm的QRS波段，从而对检测得到R波波峰进行标记；

[0036] 4.4对于所述母体心电信号中任一标记的R波波峰，使以该R波波峰为中心 $\pm 0.1s$ 范围内的信号值均置零；

[0037] 4.5将所述能量时序信号中大于阈值的信号值均置零，其余信号值保持不变，进而对处理后的能量时序信号进行小波反变换；

[0038] 4.6使步骤4.4处理后得到的心电信号与步骤4.5小波反变换后得到的心电信号相叠加，即得到所述胎儿心电信号。

[0039] 本发明基于母体心电信号的胎儿心率提取方法利用母体腹壁混合信号作为输入信号，通过低通滤波和移动平均滤波对母体腹壁混合信号进行预处理，再使用信号质量评估方法选取心电信号质量最好的一通道母体腹壁混合信号作为待处理信号，利用墨西哥帽小波变换计算出该信号20~40Hz频带内各时刻的能量，从能量时间序列辨识出母体的QRS波并剔除，剩下的能量时间序列对应的峰即胎儿心电。整个方法简便且易于实现，能够有效地在母体腹壁混合心电信号中提取出胎儿心电信号，为医生对胎儿疾病的诊疗提供保证。

附图说明

[0040] 图1为本发明胎儿心率提取方法的步骤流程示意图。

[0041] 图2(a)为母体心电信号的波形示意图。

[0042] 图2(b)为母体心电信号的时频示意图。

[0043] 图2(c)为母体心电信号的能量曲线示意图。

[0044] 图3为包含四个通道I、II、III、V记录的胎儿心电检测结果示意图。

具体实施方式

[0045] 为了更为具体地描述本发明,下面结合附图及具体实施方式对本发明的技术方案进行详细说明。

[0046] 如图1所示,本发明基于母体心电信号的胎儿心率提取方法,包括如下步骤:

[0047] (1) 采集母体腹壁混合心电信号。

[0048] 使用心电监测仪器采集母体腹壁混合心电数据,母体腹壁混合心电数据包括在静止状态时采集的,处于一种心率状态下四个通道I、II、III、V的母体腹壁混合心电信号序列。

[0049] (2) 对母体腹壁混合心电信号预处理。

[0050] 对母体腹壁混合心电数据进行低通滤波和移动平均滤波处理,得到适当范围的增强后的原始数据。本实施方式中先利用一个低通滤波器去除高频噪声,再利用一个移动平均滤波器去除基线漂移,从而达到增强信号的作用;数据采样率为250,AD转换位数为24bit,通过降采样算法将采样率降为200,通过数据压缩算法将24bit数据转换为16bit,得到容量更小的数据;低通滤波器的表达式为:

$$[0051] \quad y_n = \frac{1}{2M+1} \sum_{i=-M}^M x_{n+i}$$

[0052] 其中: x_n 为任一通道母体腹壁混合心电信号, y_n 为低通滤波后的心电信号, $2M+1$ 为移动平均窗的长度。

[0053] 移动平均滤波器的表达式为:

$$[0054] \quad \bar{y}_n = \frac{1}{2N+1} \sum_{i=-N}^N y_{n+i}$$

[0055] 其中: y_n 为低通滤波后的心电信号, \bar{y}_n 为 y_n 的移动平均滤波后的心电信号, $2N+1$ 为移动平均窗的长度。

[0056] (3) 选取信号质量最好的一通道母体腹壁混合心电信号。

[0057] 本实施方式通过综合QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值三项信号指标,选取各通道心电信号中信号质量最好的一通道信号。

[0058] 3.1计算QRS能量比值;该特征定义为QRS波形能量与心电信号的能量的比值。首先对心电信号做频谱分析,然后计算5~15Hz频段的能量和5~40Hz频段能量的相对比值。其中5~15Hz大致对应于QRS波形的能量,5~40Hz大约相当于心电信号整体的能量;如以下公式所示:

$$[0059] \quad S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f)df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f)df}$$

[0060] QRS波的能量主要集中在10Hz的频率带宽内且中心宽度为10Hz,当出现肌电干扰时,信号中的高频成分会增加,那么能量比值将会降低;而当发生一个类QRS波的电极移位时,则能量比值会显著增加。

[0061] 3.2计算信号峰度;峰度又称为峰态系数,在统计学中亦成为四阶标准矩,峰度用来表征分布曲线在平均值处峰值高低。用 X 表示一段心电信号,用 μ 来表示信号的均值,用 σ

来表示信号的标准方差;以下公式用来求峰度:

$$[0062] \quad K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2}$$

[0063] 一个干净完好的心电信号其峰度大于5,而如果存在肌电干扰或、基线漂移、工频干扰或者高斯分布的随机噪声,其峰度将低于5。

[0064] 3.3计算基线能量比值;该特征定义为1-40Hz频段的能量和0-40Hz频段能量之间的商。

$$[0065] \quad B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f) df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f) df}$$

[0066] 基线漂移的频率约为0.15-0.3Hz,所以通过基线能量比值能够有效的表征是否存在影响较大的基线干扰。

[0067] (4)通过小波变换得到原始能量时间序列。

[0068] 利用墨西哥帽小波变换进行连续小波变换的计算,计算出所选的母体腹壁混合心电信号在20~40Hz频带内各时刻的能量,具体表达式如下:

$$[0069] \quad T(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \langle x(t), \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) \rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \varphi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt$$

[0070] 式中:母小波 $\varphi(t)$ 是时频域上的连续函数, φ^* 代表函数 φ 的复数共轭,a是缩放因子,b是平移参数。在本实施方式中采用墨西哥帽小波来作为母小波用作心电的分析,小波分析后获取20~40Hz频段之间的能量曲线 $z(t)$ 。

[0071] 墨西哥帽小波变换是高斯函数的二阶导数,定义为:

$$[0072] \quad \varphi(t) = (1 - t^2) e^{-\frac{t^2}{2}}$$

[0073] (5)从原始能量时间序列中辨识出母体的心电信号。

[0074] 5.1将预处理后的完整心电信号分为长度为1s的若干段,对每一段进行QRS波检测;

[0075] 5.2在心电信号的特定频率间隔内,对质量最好的母体腹壁混合心电信号进行连续小波变换,本实施例中,基于参数研究得到特定频率间隔为20.8~25Hz;

[0076] 5.3通过在频率间隔内求 $|T(a, b)|^2$ 的极大值,得到小波变换的模极大值;根据模极大值,按比例设置一个自适应阈值,并将能量时间序列中小于阈值的值置零,其余值的分离波段被保留下来,本实施例中,基于参数研究得到阈值为模极大值的20%;

[0077] 5.4对处理后的能量时间序列反变换得到母体心电信号,通过波形的振幅对其检测从QRS波群中提取出R波波峰,然后去除R波波峰特别小的心拍(心律小于60bpm)。

[0078] (6)分离得到胎儿心电信号。

[0079] 图2(a)为母体心电信号的波形图,以母体心电信号中R波波峰为中心,将左右宽度

0.1s内的信号置零;再对母体心电信号进行小波变换,得到其时频图,如图2(b)所示;而后对小波变换系数的模求平方得到母体心电信号的小波能量图谱,如图2(c)所示,从原始能量时间序列中剔除母体的能量(即将能量时间序列中大于阈值的值置零,其余值的分离波段被保留下来),并反变换回心电信号;进而将处理后的两组心电信号相叠加,即得到对应的胎儿心电信号,可由此计算胎儿的心率。

[0080] 图3为本实施方式四个通道I、II、III、V记录的胎儿心电检测结果示意图(图中检测到的母体QRS波标记为+,注释的胎儿QRS波标记为*,检测到的胎儿QRS波标记为o)。由图3可见,本发明能够成功地从母体腹壁混合信号中提取出97.7%以上的胎儿心电信号,且方法高效简单易行。

[0081] 上述对实施例的描述是为便于本技术领域的普通技术人员能理解和应用本发明。熟悉本领域技术的人员显然可以容易地对上述实施例做出各种修改,并把在此说明的一般原理应用到其他实施例中而不必经过创造性的劳动。因此,本发明不限于上述实施例,本领域技术人员根据本发明的揭示,对于本发明做出的改进和修改都应该在本发明的保护范围之内。

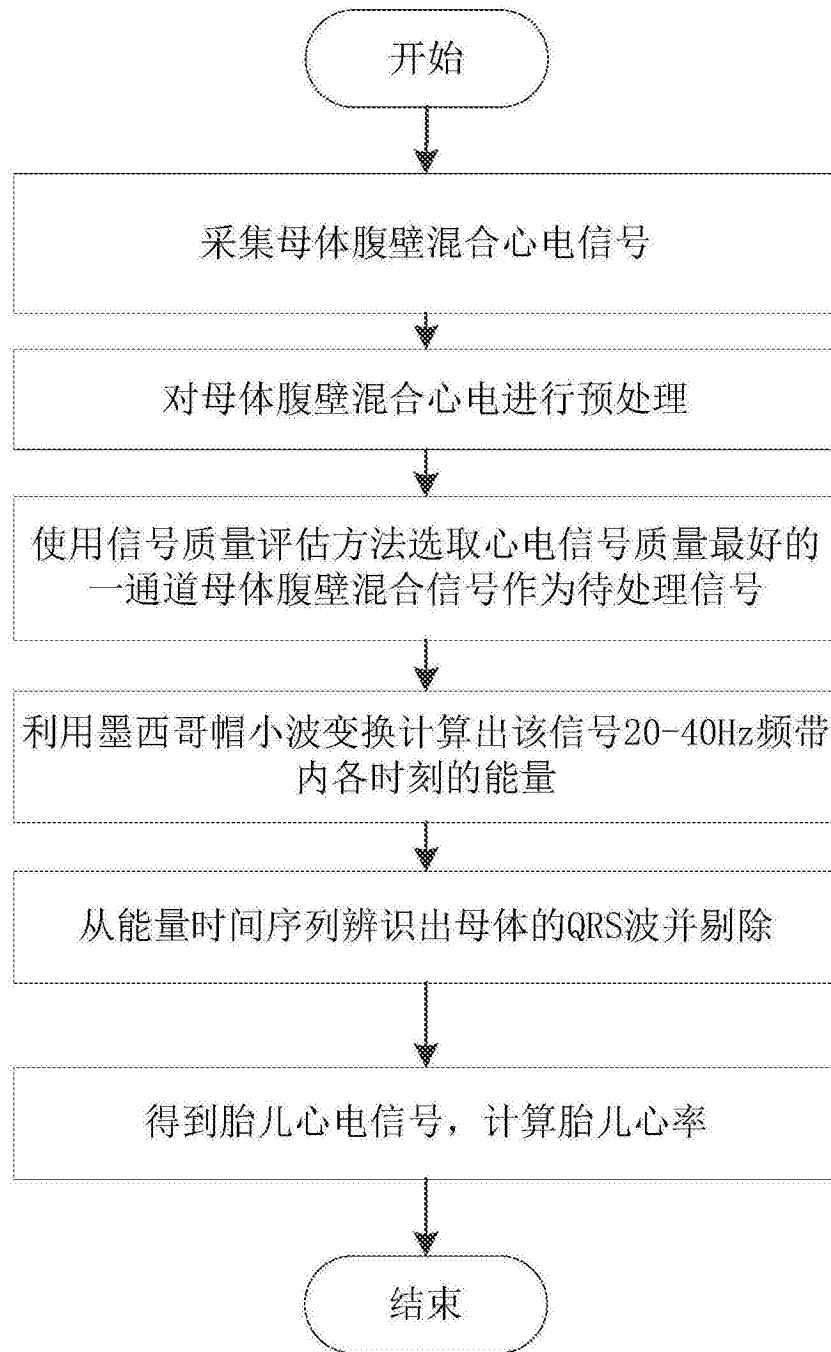


图1

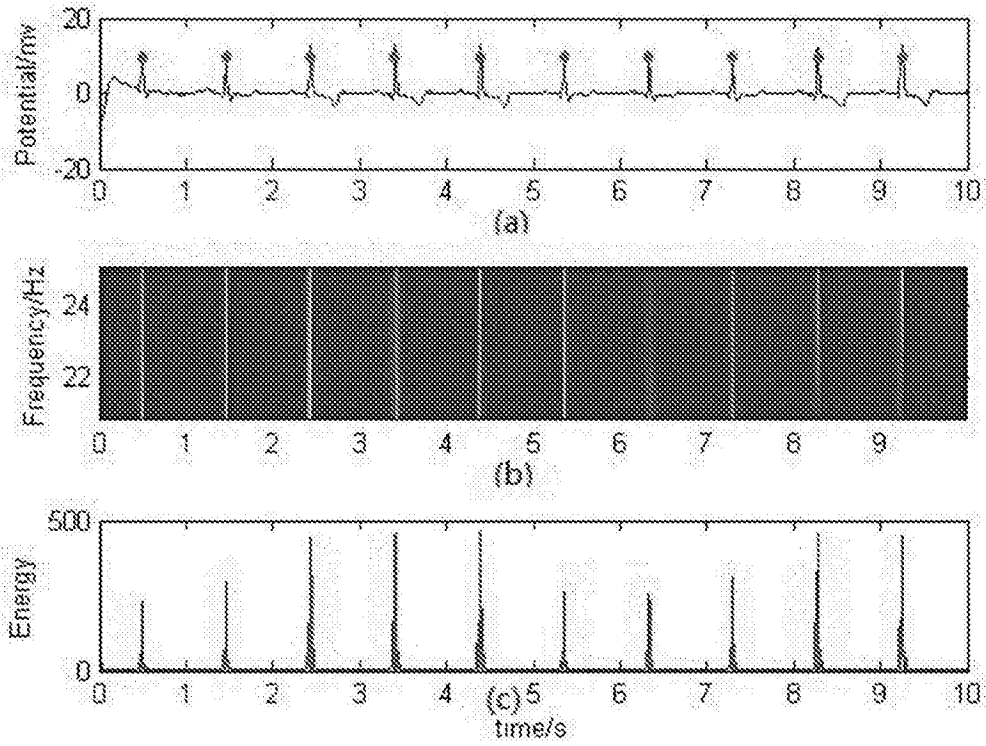


图2



图3

专利名称(译)	一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法		
公开(公告)号	CN106691437A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201710057412.2	申请日	2017-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
当前申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
[标]发明人	耿晨歌 姚剑 赵晓鹏 姚志邦 黄丹碧		
发明人	耿晨歌 姚剑 赵晓鹏 姚志邦 黄丹碧		
IPC分类号	A61B5/0444 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0444 A61B5/4362 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2503/02		
代理人(译)	胡红娟		
其他公开文献	CN106691437B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于母体心电信号的胎儿心率提取方法，其利用母体腹壁混合信号作为输入信号，通过低通滤波和移动平均滤波对母体腹壁混合信号进行预处理，再使用信号质量评估方法选取心电信号质量最好的一通道母体腹壁混合信号作为待处理信号，利用墨西哥帽小波变换计算出该信号20~40Hz频带内各时刻的能量，从能量时间序列辨识出母体的QRS波并剔除，剩下的能量时间序列对应的峰即胎儿心电。整个方法简便且易于实现，能够有效地在母体腹壁混合心电信号中提取出胎儿心电信号，为医生对胎儿疾病的诊疗提供保证。

