

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 2 月 8 日 (08.02.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/023698 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/0444 (2006.01) A61B 5/0456 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/093526

(22) 国际申请日: 2016 年 8 月 5 日 (05.08.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 张南南 (ZHANG, Nannan); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 张金勇 (ZHANG, Jinyong); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 王磊 (WANG, Lei); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

李晖 (LI, Hui); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 北京三友知识产权代理有限公司 (BEIJING SANYOU INTELLECTUAL PROPERTY AGENCY LTD.); 中国北京市金融街35号国际企业大厦A座16层, Beijing 100033 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(54) Title: FETAL-ELECTROCARDIOGRAM SEPARATION METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称: 一种胎儿心电分离方法及装置

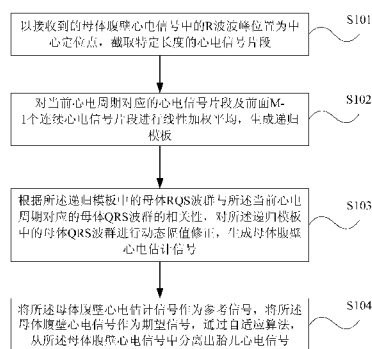


图3

- S101 Using R-wave crest position of received maternal abdominal electrocardiogram signal as center positioning point, capture electrocardiogram signal segment having specific length
- S102 Perform linear weighted averaging of electrocardiogram signal segment corresponding to current electrocardiogram period and preceding M-1 consecutive electrocardiogram signal segments to generate recursion template
- S103 According to correlation between maternal QRS complex in recursion template and maternal QRS complex corresponding to current electrocardiogram period, perform dynamic amplitude correction of magnitude QRS complex in recursion template to generate maternal abdominal electrocardiogram estimation signal
- S104 Taking maternal abdominal electrocardiogram estimation signal as reference signal and taking maternal abdominal electrocardiogram signal as desired signal, separate, by means of adaptive algorithm, fetal electrocardiogram signal from maternal abdominal electrocardiogram signal

(57) Abstract: Provided are a fetal-electrocardiogram separation method and device. The fetal-electrocardiogram separation method comprises: using an R-wave crest position of a received maternal abdominal electrocardiogram signal as a center positioning point, capturing an electrocardiogram signal segment having a specific length (S101); performing linear weighted averaging of the electrocardiogram signal segment corresponding to the current electrocardiogram period and the preceding M-1 consecutive electrocardiogram signal segments to generate a recursion template (S102); according to the correlation between the maternal QRS complex in the recursion template and the maternal QRS complex corresponding to the current electrocardiogram period, performing dynamic amplitude correction of the magnitude QRS complex in the recursion template to generate a maternal abdominal electrocardiogram estimation signal (S103); taking the maternal abdominal electrocardiogram estimation signal as a reference signal and taking the maternal abdominal electrocardiogram signal as a desired signal, separating, by means of an adaptive algorithm, a fetal electrocardiogram signal from the maternal abdominal electrocardiogram signal (S104). The algorithm of the fetal-electrocardiogram separation method and device is simple, and only one maternal abdominal electrocardiogram signal is needed to separate a single-lead fetal electrocardiogram signal.

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告 (条约第21条(3))。

(57) 摘要: 一种胎儿心电分离方法及装置。胎儿心电分离方法包括: 以接收到的母体腹壁心电信号中的R波波峰位置为中心定位点, 截取特定长度的心电信号片段 (S101); 对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面M-1个连续的心电信号片段进行线性加权平均, 生成递归模板 (S102); 根据递归模板中的母体QRS波群与当前心电周期对应的母体QRS波群的相关性, 对递归模板中的母体QRS波群进行动态幅值修正, 生成母体腹壁心电估计信号 (S103); 将母体腹壁心电估计信号作为参考信号, 将母体腹壁心电信号作为期望信号, 通过自适应算法, 从母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号 (S104)。胎儿心电分离方法及装置的算法简单, 且只需要一路母体腹壁心电信号, 故可以完成单导联胎儿心电信号分离。

一种胎儿心电分离方法及装置

技术领域

本发明涉及生物医学工程技术领域，尤其涉及一种胎儿心电分离方法及装置，具体的讲是一种自适应单导联胎儿心电分离方法及装置。

5

背景技术

本部分旨在为权利要求书中陈述的本发明的实施方式提供背景或上下文。此处的描述不因为包括在本部分中就承认是现有技术。

10 胎儿心电信号（Fetal electrocardiogram，FECG）是胎儿宫内生理活动最主要的客观指标之一，通过分析胎儿心电信号，能够早期诊断胎儿宫内缺氧、宫内窘迫以及先天性心脏病等，有效地降低新生儿各类疾病的发病率和死亡率。因此，围产期监护仪的临床应用将是保证围产期各个阶段的胎儿安全，保障胎儿优生的有力措施之一。

15 在围产期，胎儿在母体腹部由几个不同的电导率的包裹层包围，如胎盘、羊水、母体子宫和母体腹部皮下组织等，其中羊水的导电能力最高，而胎脂的导电能力最低，此外孕妇的皮肤和皮下脂肪也有微弱的导电性，但是导电能力比肌肉组织约小十倍。在采集胎儿心电时，由于胎儿心电信号需要经过上述导电层，本来就很微弱的胎儿心电信号更容易受外界的干扰。这些不同的组织，形成了所谓的“人体容积导体”，这个容积导体不是一个稳定的导体，其导电性和几何形状随着整个妊娠期不断改变。因此，这将导致母体腹部心电混合信号具有如下特点：1）信噪比低，胎儿心电分量太弱，仅为
20 10~50uV 左右，而母亲心电信号则可达 750uV，两者可差十倍以上。肌电噪声与其它干扰也很强，信号完全淹没于噪声之中。2）时域中胎儿 QRS 波与母体 QRS 波有 10~30% 的重叠。3）频域中胎儿频谱与母体的频谱大部分重叠。4）信号随机性很强，是非平稳过程，特别是由于胎儿的自由移动造成胎儿心电传输通道的时变性。

25 上述的这些特点，为获得高精度的胎儿心电信号制造了比较大的障碍，因此从母体腹壁信号中提取出胎儿心电信号，以实现围产期胎儿生命信息的监护，是目前广泛研究和关注的问题。目前，对此问题的解决主要采用以下几种方法：

1）匹配滤波：匹配滤波主要利用的是信号的自相关和互相关等统计特性，但在实际环境中所要面临的情况远比假设情况要复杂的多，采用匹配滤波获得的胎儿心电信号不是很理想。

2) 独立成分分析法 (ICA) : 需要多路腹壁信号, 无法实现单导联胎儿心电信号提取。

3) 小波阈值去噪的胎儿心电信号提取方法滤波: 利用小波变换结合先验信号知识能够获得效果不错的胎儿心电信号, 但是提取过程中容易受到幅度和胎儿心电信号类似信号的干扰, 往往导致胎儿心电信号中 R 波漏检和误检等情况产生, 在计算胎儿心率时会引起误差, 不利于临床诊断。

4) 神经网络法: 此方法可以根据神经网络的预测误差检测心电信号的 QRS 复合波。PT 段信号平缓, 可以被较好的预测, 而对于 QRS 复合波, 相邻点差异较大, 会产生预测误差, 利用这个预测误差训练网络, 对 QRS 复合波进行预测, 预测时的人工神经网络具有多层结构, 利用神经网络学习训练过程需要花费较长时间, 而且要求训练样本具有一定的代表性, 这在实际腹壁心电信号降噪应用中很难实现。

针对上述问题, 大量研究中将自适应方法用于胎儿心电分离, 自适应滤波主要通过自主学习达到适应条件变化的效果。但是传统的自适应对消方法要求额外提供参考信号, 即, 除了腹壁电极外, 还需要配备额外的母体胸导连电极, 自适应方法对消掉胸导联和腹壁导联中相关的母体分量, 这意味着母体腹壁心电信号和母体胸导联心电信号需要相关, 才能够被较好的对消掉, 并且, 母体心电信号的传导路径非常复杂, 某些情况下, 腹壁中的母体心电信号和胸导联中的母体心电信号相关性差。因此, 利用自适应对消提取胎儿心电信号会有大量的母体心电泄露, 对正确识别胎儿心电分量造成了很大干扰。此外, 自适应对消仍然无法实现单导联的胎儿心电信号提取。

发明内容

本发明提出一种胎儿心电分离方法及装置, 用以解决现有的分离算法计算复杂且无法实现单导联的问题。

为了达到上述目的, 本发明实施例提供一种胎儿心电分离方法, 包括: 以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点, 截取特定长度的心电信号片段; 对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均, 生成递归模板; 根据所述递归模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性, 对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正, 生成母体腹壁心电估计信号; 将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号, 将所述母体腹壁心

电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号。

为了达到上述目的，本发明实施例还提供一种胎儿心电分离装置，包括：片段截取模块，用于以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段；递归模板生成模块，用于对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板；波群修正模块，用于根据所述递归模板中的母体 RQS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；分离模块，用于将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号，将所述母体腹壁心电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号。

本发明提出的胎儿心电分离方法及装置，只需要一路腹壁心电信号，实现了单导联；并且，经过多次叠加、加权后的递归模板基本不再含有胎儿心电分量，自适应滤波算法消除了参考信号与主输入信号中相关的部分，保留不相关的部分，因此腹壁心电信号中的胎儿心电信号分离可以被最大化的提取出来；本发明的胎儿分离算法设计思路简单直观，针对于异常的临床数据，易于查找原因和添加修正模块。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，对于本领域技术人员来讲，在不付出创造性劳动性的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

图 1 为本发明实施例的胎儿心电分离方法的系统结构示意图；

图 2 为本发明实施例的腹壁母体心电估计机制的示意框图；

图 3 为本发明实施例的胎儿心电分离方法的处理流程图；

图 4 为图 3 所示实施例的步骤 S102 的处理流程图；

图 5 为本发明实施例的胎儿心电分离装置的结构示意图；

图 6 为图 5 所示实施例的递归模板生成模块 102 的结构示意图；

图 7 为图 5 所示实施例的波群修正模块 103 的结构示意图；

图 8 为本发明的具体实施例采用的 5 路母体腹壁混合心电信号的波形图；

图 9 为本发明的具体实施例的实验结果分析图。

具体实施方式

下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

本领域技术人员知道，本发明的实施方式可以实现为一种系统、装置、设备、方法或计算机程序产品。因此，本公开可以具体实现为以下形式，即：完全的硬件、完全的软件（包括固件、驻留软件、微代码等），或者硬件和软件结合的形式。

下面参考本发明的若干代表性实施方式，详细阐释本发明的原理和精神。

本发明针对从母体腹壁提取出的混合心电信号，利用平均法对腹壁母体心电信号进行估计，针对于母体 QRS 波群泄露，对正确识别胎儿心电分量造成很大影响，本发明对估计后的母体腹壁心电信号进行了母体 QRS 波群修正，修正后的母体腹壁信号估计量，作为自适应算法中的参考信号，由于该方法的实现只需要一路母体腹壁心电信号，因此，本发明可以使基于自适应的胎儿心电信号分离方案在单导联系统下实现。

图 1 为本发明实施例的胎儿心电分离方法的系统结构示意图。如图 1 所示， $y(n)$ 表示采集到的母体腹壁心电信号， $f(n)$ 为腹壁信号中的胎儿心电信号， $x(n)$ 为腹壁信号中的母体心电信号， $y(n)$ 为自适应滤波器的期望信号， $x'(n)$ 为通过腹壁母体心电估计机制估计的腹壁母体心电，自适应滤波器对输入信号不断的进行“学习”和“跟踪”，使输出信号 $\hat{x}(n)$ 最大限度的逼近腹壁心电信号，从而使误差信号 $\hat{f}(n)$ 最小， $\hat{f}(n)$ 即为分离出的胎儿心电信号。

也就是说，基于自适应的胎儿心电分离算法，需要两路输入信号，即：一路母体腹壁心电信号（主输入信号），一路估计出的腹壁母体心电信号（参考输入信号），这相对于现有技术中的需要接入一路胸导联心电信号作为参考输入信号，实现了单导联。

本发明的核心是如何计算出腹壁母体心电估计信号，以作为自适应算法的参考输入信号。在本发明中，如图 2 所示，为本发明的腹壁母体心电估计机制的示意框图。母体腹壁信号经过 R 波波峰点检测，确定母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置，并根据 R 波波峰位置采用特定长度对母体腹壁信号进行分割，分割后的信号片段进行线性加权平均

后，生成递归模板，递归模板基本不含有胎儿心电分量；然后提取当前心电周期的 QRS 波群对递归模板中的 QRS 波群做修正，生成母体腹壁心电估计信号。

图 3 为本发明实施例的胎儿心电分离方法的处理流程图。如图 3 所示，包括：

步骤 S101，以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段；

步骤 S102，对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板；

步骤 S103，根据所述递归模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；

步骤 S104，将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号，将所述母体腹壁心电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号。

在本发明实施例的步骤 S101 中，首先需要确定母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置，该方法为：对接收到的母体腹壁心电信号进行差分运算，以获取腹壁心电信号的斜率曲线，对斜率曲线做绝对滑动积分运算，记录每秒钟内的最大值，对前 8 秒内的最大值做平均，则 R 波判定阈值=系数比值*前 8 秒内的最大值平均，对差分值大于 R 波判定阈值的段，进行 R 波波峰位置最大值查找，以确定最终的 R 波波峰位置点。

并且，在步骤 S101 中，截取特定长度的心电信号片段，N 为截取的片段的长度，且 $N = \partial \overline{RR}$ ， ∂ 的取值范围为 (1.1, 1.4)。以母体 R 波波峰位置为定位点，对 R 波波峰左右各取固定长度，形成 R-R~2R-R 长度的混合心电模板，对当 R-R 间隔前的固定数目的模板求平均模板。其中，截取片段长度 N 的选择至关重要， ∂ 的取值范围 (1.1, 1.4) 是为了保证片段截取的起止点都落在心电信号的 TP 段，此段内信号平缓，并且片段重合部分将会被平均，避免了递归模板连接处信号较大的幅值落差。

在本发明实施例的步骤 S102 中，对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板，如图 4 所示，具体包括：

步骤 S1021，对当前心电周期前面的 M-1 个连续的心电信号片段进行线性平均，生成前 M-1 个心电信号片段的平均模板。

对当前心电周期前面的 M-1 个连续的心电信号片段进行线性平均，生成前 M-1 个心电信号片段的平均模板，具体方法为：

将所述当前心电周期前面的 $M-1$ 个连续的心电信号片段的 R 波波峰位置对齐, 进行线性平均, 生成平均模板:

$$\begin{aligned} \mathbf{y}_1(t) &= \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{y}_1(t+kN) \\ &= \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{x}_1(t+kN) + \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{f}_1(t+kN); \\ &\approx \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{x}_1(t+kN) \end{aligned}$$

其中, $\mathbf{y}_1(t)$ 表示生成的前 $M-1$ 个心电信号片的平均模板, $\frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{x}_1(t+kN)$ 表示所述平均模板中的母体心电分量, $\frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{f}_1(t+kN)$ 表示所述平均模板中的胎儿心电分量。

由于分割片段的中心点是母体 R 波波峰, 胎儿心电和母体心电来自于两个独立的信号源, 即胎儿 QRS 波群分布在母体心电周期内的不同位置。

因此, 平均模板中的胎儿心电分量可表示为:

$$\frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{f}_1(t+kN) \approx \frac{1}{M} \mathbf{f}_1(t+kN);$$

由于母体心电幅值一般是胎儿心电幅值的十几倍, 即:

$$\frac{1}{M} \mathbf{f}_1(t+kN) \leq \frac{1}{10M} \mathbf{x}_1(t+kN);$$

因此:

$$\begin{aligned} \mathbf{y}_1(t) &\approx \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{x}_1(t+kN) + \frac{1}{10M} \mathbf{x}_1(t+kN) \\ &\approx \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-2} \mathbf{x}_1(t+kN) \end{aligned}$$

也就是说, $\mathbf{y}_1(t)$ 是前 $M-1$ 个心电信号片的平均模板, 估计出的信号中几乎不含胎儿心电信号

步骤S1022, 根据所述当前心电周期对应的心电信号片段与所述平均模板获得递归模板 $= a * \text{平均模板} + b * \text{当前心电周期对应的心电信号片段}$, a , b 为设定的加权系数。加权系数 a , b 可以由人为经验设定。

经过多次叠加、加权后的递归模板基本不再含有胎儿心电分量。

在本发明实施例中，步骤 S103 用以对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成最终的母体腹壁心电估计信号。

在本发明实施例中，能否有效的抑制掉母体 QRS 波群分量，对正确识别分离结果中的胎儿心电分量起着决定性作用。递归模板中的母体心电波形，是对较早的心电波形和最新波形的等权累加和线性平均，估计出的母体心电片段不具有动态性。因此，本发明根据最新母体 QRS 波群和递归片段中母体 QRS 波群的相关性，对递归模板中的母体心电分量进行动态修正。

具体实施时，方法如下：

首先，计算所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段与所述递归模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数，具体步骤为：

(1) 提取当前心电周期中的母体 QRS 波群片段： $\mathbf{y}_3 = [y_3(1), y_3(2), \dots, y_3(P)]$ ，其中 P 为母体 QRS 波群片段的长度；

(2) 提取出递归模板中母体 QRS 波群片段： $\mathbf{y}_2 = [y_2(1), y_2(2), \dots, y_2(P)]$ ；

(3) 计算当前心电周期中的母体 QRS 波群片段与递归模板中母体 QRS 波群片段的相关系数 r_{23} ：

$$r_{23} = \frac{\sum_{i=0}^P y_2(i) y_3(i)}{\left[\sum_{i=0}^P y_2^2(i) \sum_{i=0}^P y_3^2(i) \right]^{1/2}};$$

其次，根据所述相关系数，用所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号。

所采用的表达式如下：

$$\mathbf{y}(t) = (1 - r_{23}) \sum_{i=0}^{P-1} \mathbf{y}_3(t+i) + r_{23} \sum_{i=0}^{P-1} \mathbf{y}_2(t+i)。$$

由于对递归模板中的母体腹壁心电估计信号进行了 QRS 波群修正，因此估计的更精确，具有较好的胎儿心电分离效果。

在步骤 S104 中，腹部电极取得主输入信号，将估计出的母体腹壁心电信号作为输入信号，此信号中基本不含有胎儿心电信号，只包含欲消除的噪声和母体心电信号；腹壁心电信号为期望信号，通过自适应算法，消除了输入信号与期望信号中相关的部分，保留不相关的部分，因此腹壁心电信号中的胎儿心电信号分离可以被最大化的提取出来。

本发明实施例中，自适应算法可以为自适应的最小均方（LMS）算法、自适应的递归最小二乘方（RLS）算法、最小二乘格形（LSL）自适应算法等。

应当注意，尽管在附图中以特定顺序描述了本发明方法的操作，但是，这并非要求或者暗示必须按照该特定顺序来执行这些操作，或是必须执行全部所示的操作才能实现期望的结果。附加地或备选地，可以省略某些步骤，将多个步骤合并为一个步骤执行，和/或将一个步骤分解为多个步骤执行。

在介绍了本发明示例性实施方式的方法之后，接下来，参考图 5 对本发明示例性实施方式的胎儿心电分离装置进行介绍。该装置的实施可以参见上述方法的实施，重复之处不再赘述。以下所使用的术语“模块”和“单元”，可以是实现预定功能的软件和/或硬件。尽管以下实施例所描述的模块较佳地以软件来实现，但是硬件，或者软件和硬件的组合的实现也是可能并被构想的。

图 5 为本发明实施例的胎儿心电分离装置的结构示意图。如图 5 所示，包括：片段截取模块 101，用于以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段；递归模板生成模块 102，用于对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 $M-1$ 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板；波群修正模块 103，用于根据所述递归模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；分离模块 104，用于将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号，将所述母体腹壁心电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号。

进一步地，在本发明实施例中，所述片段截取模块 101 以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段，具体包括：所述心电信号片段的特定长度为 N ，且 $N = \partial \overline{RR}$ ，其中 ∂ 的取值范围为 $(1.1, 1.4)$ 。

进一步地，在本发明实施例中，所述递归模板 102 对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 $M-1$ 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板，如图 6 所示，具体包括：

平均模板生成单元 1021，对当前心电周期前面的 $M-1$ 个连续的心电信号片段进行线性平均，生成前 $M-1$ 个心电信号片段的平均模板；

加权单元 1022，用于根据所述当前心电周期对应的心电信号片段与所述平均模板获得递归模板= a *平均模板+ b *当前心电周期对应的心电信号片段， a ， b 为设定的加权系数。

进一步地，在本发明实施例中，所述波群修正模块 103 根据所述递归模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号，如图 7 所示，具体包括：

相关系数计算单元 1031，用于计算所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段与所述递归模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数；

动态修正单元 1032，用于根据所述相关系数，用所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号。

进一步地，在本发明实施例中，所述分离模块 104 通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号，所述自适应算法包括自适应的最小均方算法、自适应的递归最小二乘方算法、最小二乘格形自适应算法。

此外，尽管在上文详细描述中提及了胎儿心电分离装置的若干单元，但是这种划分仅仅并非强制性的。实际上，根据本发明的实施方式，上文描述的两个或更多单元的特征和功能可以在一个单元中具体化。同样，上文描述的一个单元的特征和功能也可以进一步划分为由多个单元来具体化。

以下通过一个具体实施例来说明采用本发明的胎儿心电分离方法实现胎儿心电信号分离的效果。

参看图 8 所示，为该具体实施例采用的 5 路母体腹壁混合心电信号的波形图。如图 8 所示，每路信号的数据长度为 2500 个样本点，采样率 250Hz。由图 8 可知，第 1 路腹壁信号为胎母心电信噪比最大的一路信号，即此路信号效果最好，第 4 路和第 5 路腹壁心电信号用肉眼已经无法识别出胎儿心电 R 波峰位置，此两路信号提取效果已不能为本发明的算法所用，故不在本发明的算法的考虑范围之内。

本实施例选择第 2 路信号作为算法验证数据，自适应滤波采用自适应递归最小二乘方算法，其实验结果分析参看图 9。

1、胎儿 QRS 波群远离母体 QRS 波群：

胎儿 QRS 波群远离母体 QRS 波群，如图 9 中标注 a，由图 9 可知，这种情况下的胎儿 QRS 波分量被提取出，左右的母体 QRS 波分量被抑制掉。此种胎儿 QRS 波群和母体

QRS 波群的位置关系，是腹壁心电中最普遍的位置关系，也是最容易提取出的位置关系。

2、胎儿 QRS 波群紧邻母体 QRS 波群：

5 胎儿 QRS 波群紧邻母体 QRS 波群，如图 9 中标注 b 所示，由图 9 可知，这种情况下的胎儿 QRS 波分量被提取出，紧邻的母体 QRS 波分量被抑制掉，并未对胎儿心电 QRS 波群的识别造成影响。此种胎儿 QRS 波群和母体 QRS 波群的位置关系，是腹壁心电中少数比例存在的位置关系，也是较难提取出的位置关系。

3、胎儿 QRS 波群和母体 QRS 波群完全重合：

10 胎儿 QRS 波群完全和母体 QRS 波群重合，如图 9 中标注 c 所示，由图 9 可知，这种情况下的胎儿 QRS 波分量被提取出，重合的母体 QRS 波分量被抑制掉。此种胎儿 QRS 波群和母体 QRS 波群的位置关系，是腹壁心电中少数比例存在的位置关系，也是最难提取出的位置关系。

15 由以上结果分析可知，通过本发明的胎儿心电分离方法，胎儿 QRS 波群远离母体 QRS 波群、胎儿 QRS 波群紧邻母体 QRS 波群、胎儿 QRS 波群和母体 QRS 波群完全重合三种情况，均有非常理想的提取效果。

本发明提出的胎儿心电分离方法及装置，具有以下有益效果：

1、单导联：本发明仅需要一路母体腹壁心电信号，即可完成基于自适应的胎儿信号分离。传统的采用基于自适应的胎儿心电信号分离算法，需要两路信号，即：一路腹壁心电信号（主输入信号），一路胸导联心电信号（参考输入信号），通过对主输入信号
20 进行模板递归生成参考信号，因此，本发明设计中只需要一路腹壁心电信号，这将大大简化了系统的导联系统。

2、分离效果好：由于母体心电分量幅值是胎儿心电分量幅值的十几倍，因此经过多次叠加、加权后的递归模板基本不再含有胎儿心电分量；自适应滤波算法消除了参考信号与主输入信号中相关的部分，保留不相关的部分，因此腹壁心电信号中的胎儿心电信号分离可以被最大化的提取出来。
25

3、算法设计思路简单直观，针对于异常的临床数据，易于查找原因和添加修正模块。

本发明实施例还提供一种计算机可读程序，其中当执行所述程序时，所述程序使得计算机执行本发明实施例所述的胎儿心电分离方法。

本发明实施例还提供一种存储有计算机可读程序的存储介质，其中所述计算机可读程序使得计算机执行本发明实施例所述的胎儿心电分离方法。

本发明以上的装置和方法可以由硬件实现，也可以由硬件结合软件实现。本发明涉及这样的计算机可读程序，当该程序被逻辑部件所执行时，能够使该逻辑部件实现上文所述的装置或构成部件，或使该逻辑部件实现上文所述的各种方法或步骤。本发明还涉及用于存储以上程序的存储介质，如硬盘、磁盘、光盘、DVD、flash 存储器等。

本领域内的技术人员应明白，本发明的实施例可提供为方法、系统、或计算机程序产品。因此，本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例、或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且，本发明可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质（包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等）上实施的计算机程序产品的形式。

本发明是参照根据本发明实施例的方法、设备（系统）、和计算机程序产品的流程图和/或方框图来描述的。应理解可由计算机程序指令实现流程图和/或方框图中的每一流程和/或方框、以及流程图和/或方框图中的流程和/或方框的结合。可提供这些计算机程序指令到通用计算机、专用计算机、嵌入式处理机或其他可编程数据处理设备的处理器以产生一个机器，使得通过计算机或其他可编程数据处理设备的处理器执行的指令产生用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的装置。

这些计算机程序指令也可存储在能引导计算机或其他可编程数据处理设备以特定方式工作的计算机可读存储器中，使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括指令装置的制造品，该指令装置实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能。

这些计算机程序指令也可装载到计算机或其他可编程数据处理设备上，使得在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生计算机实现的处理，从而在计算机或其他可编程设备上执行的指令提供用于实现在流程图一个流程或多个流程和/或方框图一个方框或多个方框中指定的功能的步骤。

本发明中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述，以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想；同时，对于本领域的一般技术人员，依据本发明的思想，在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处，综上所述，本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

权利要求书

1、一种胎儿心电分离方法，其特征在于，包括：

以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段；

5 对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板；

根据所述递归模板中的母体 RQS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；

10 将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号，将所述母体腹壁心电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号。

2、根据权利要求 1 所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，以接收到的母体腹壁心电信号中的 R 波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段，包括：

15 所述心电信号片段的特定长度为 N，且 $N = \partial \overline{RR}$ ，其中 ∂ 的取值范围为 (1.1, 1.4)。

3、根据权利要求 1 所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面 M-1 个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板，包括：

20 对当前心电周期前面的 M-1 个连续的心电信号片段进行线性平均，生成前 M-1 个心电信号片段的平均模板；

根据所述当前心电周期对应的心电信号片段与所述平均模板获得递归模板=a*平均模板+b*当前心电周期对应的心电信号片段，a，b 为设定的加权系数。

4、根据权利要求 3 所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，根据所述递归模板中的母体 RQS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号，包括：

25 计算所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段与所述递归模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数；

根据所述相关系数，用所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号。

5、根据权利要求1所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号，包括：

所述自适应算法包括自适应的最小均方算法、自适应的递归最小二乘方算法、最小二乘格形自适应算法。

5 6、一种胎儿心电分离装置，其特征在于，包括：

片段截取模块，用于以接收到的母体腹壁心电信号中的R波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段；

递归模板生成模块，用于对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面M-1个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板；

10 波群修正模块，用于根据所述递归模板中的母体QRS波群与所述当前心电周期对应的母体QRS波群的相关性，对所述递归模板中的母体QRS波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；

分离模块，用于将所述母体腹壁心电估计信号作为参考信号，将所述母体腹壁心电信号作为期望信号，通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信

15 号。

7、根据权利要求6所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述片段截取模块以接收到的母体腹壁心电信号中的R波波峰位置为中心定位点，截取特定长度的心电信号片段，具体包括：

所述心电信号片段的特定长度为N，且 $N = \partial \overline{RR}$ ，其中 ∂ 的取值范围为（1.1，

20 1.4）。

8、根据权利要求6所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述递归模板对当前心电周期对应的心电信号片段以及前面M-1个连续的心电信号片段进行线性加权平均，生成递归模板，具体包括：

25 平均模板生成单元，对当前心电周期前面的M-1个连续的心电信号片段进行线性平均，生成前M-1个心电信号片段的平均模板；

加权单元，用于根据所述当前心电周期对应的心电信号片段与所述平均模板获得递归模板= $a \times \text{平均模板} + b \times \text{当前心电周期对应的心电信号片段}$ ，a，b为设定的加权系数。

9、根据权利要求8所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述波群修正模块根据所述递归模板中的母体QRS波群与所述当前心电周期对应的母体QRS波群的相关性，

对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号，具体包括：

相关系数计算单元，用于计算所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段与所述递归模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数；

- 5 动态修正单元，用于根据所述相关系数，用所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段对所述递归模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号。

10、根据权利要求 6 所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述分离模块通过自适应算法，从所述母体腹壁心电信号中分离出胎儿心电信号，所述自适应算法包括自适应的最小均方算法、自适应的递归最小二乘方算法、最小二乘格形自适应算法。

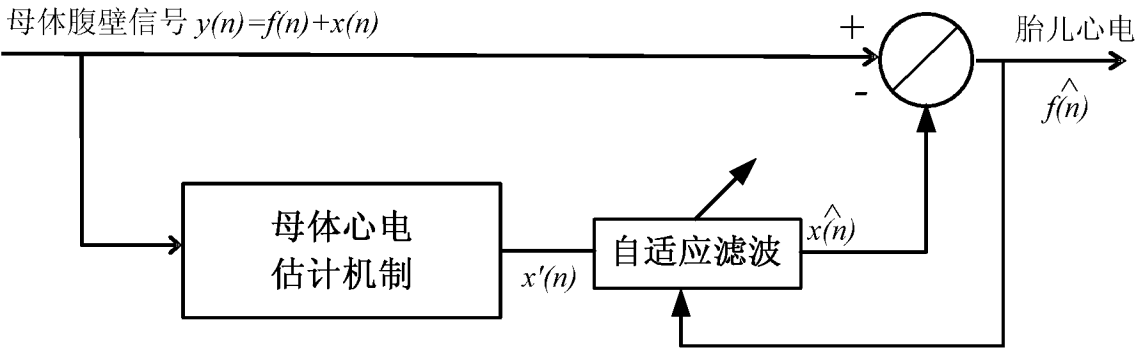


图 1

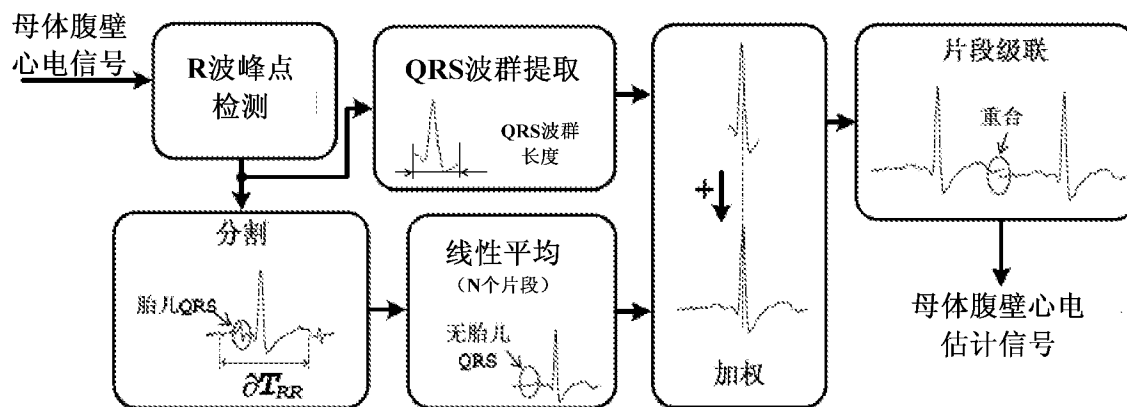


图 2

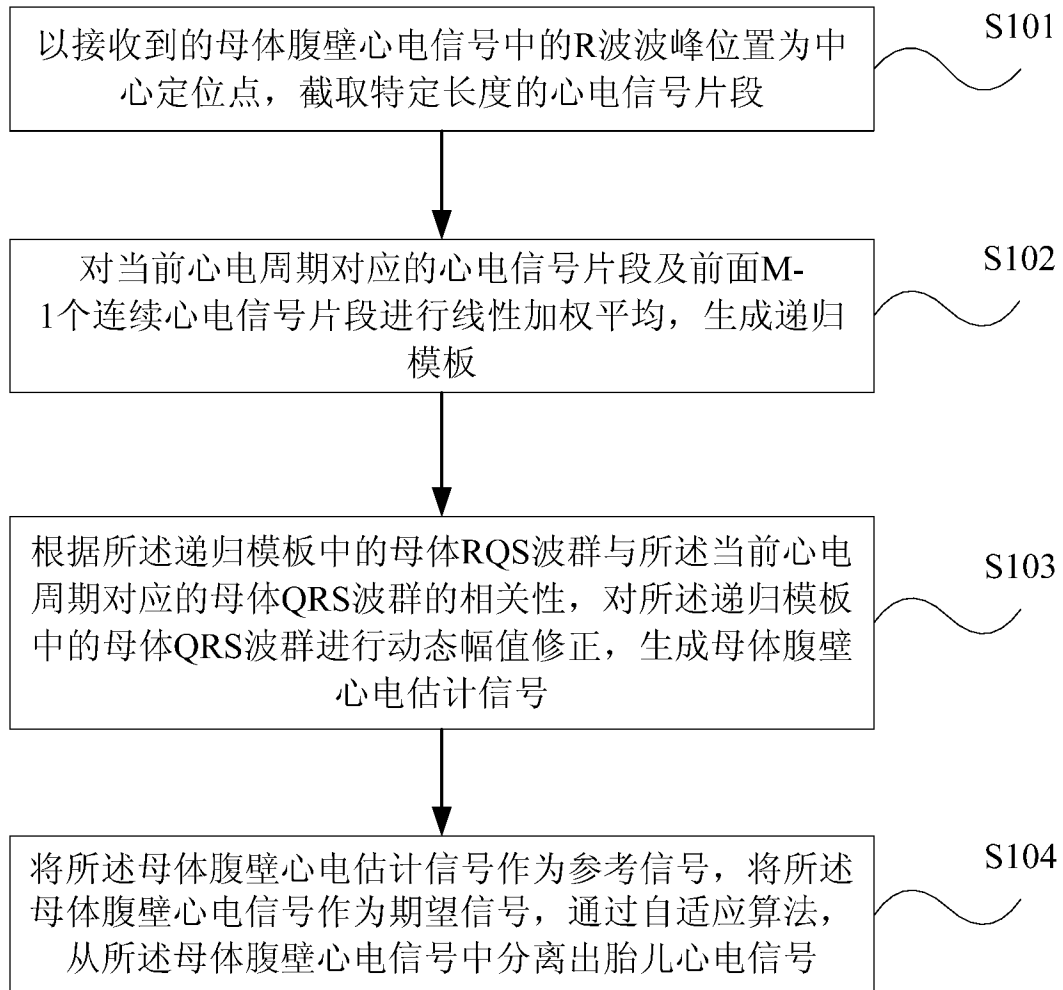


图 3

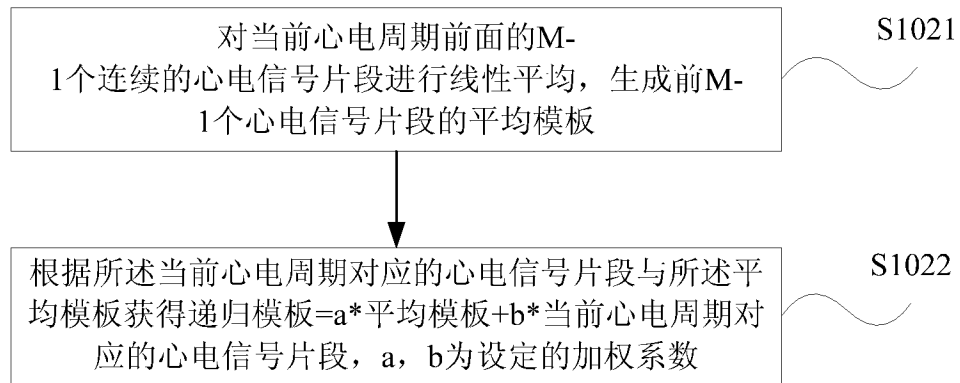


图 4

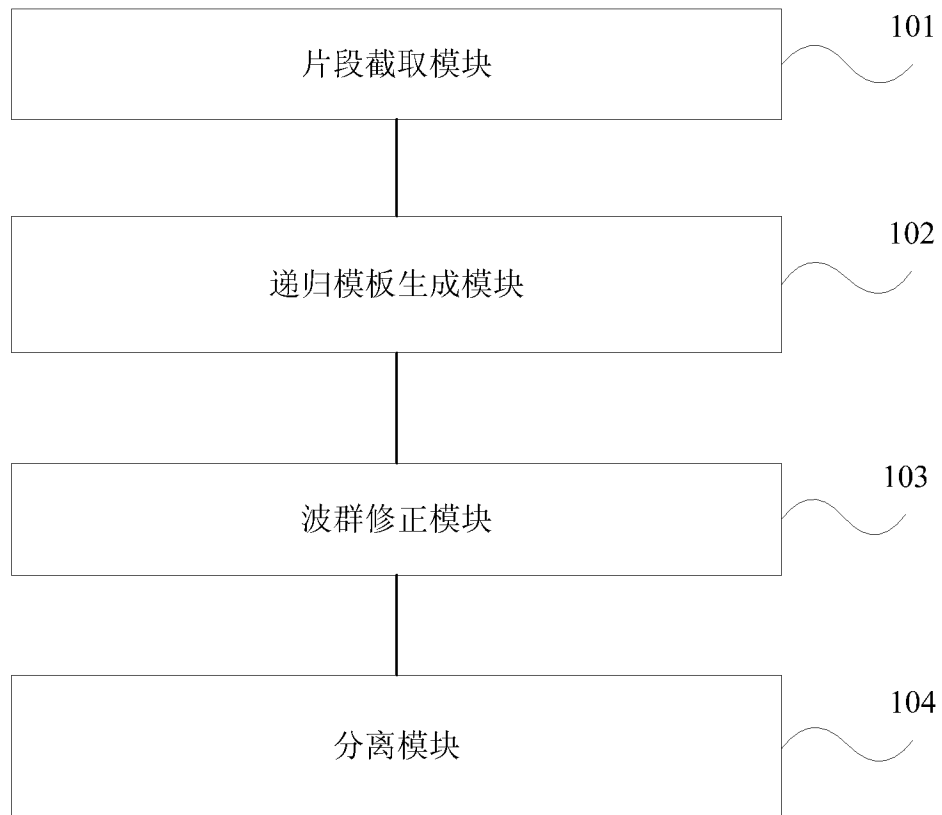
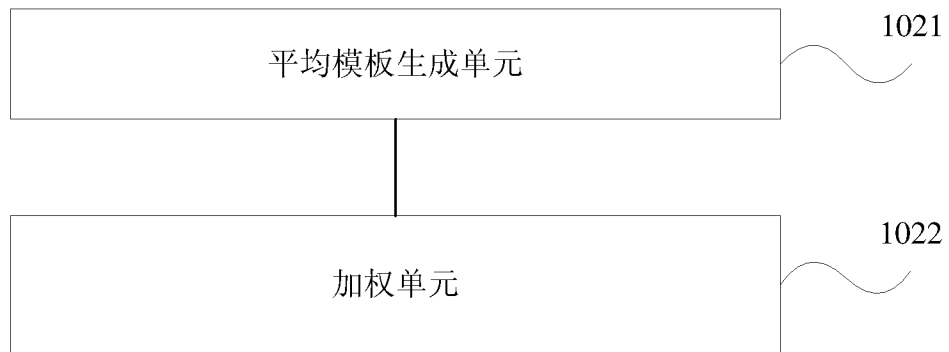
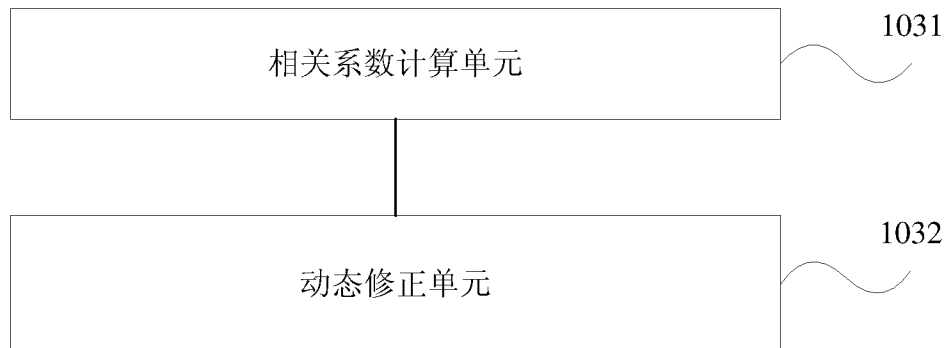


图 5

**图 6****图 7**

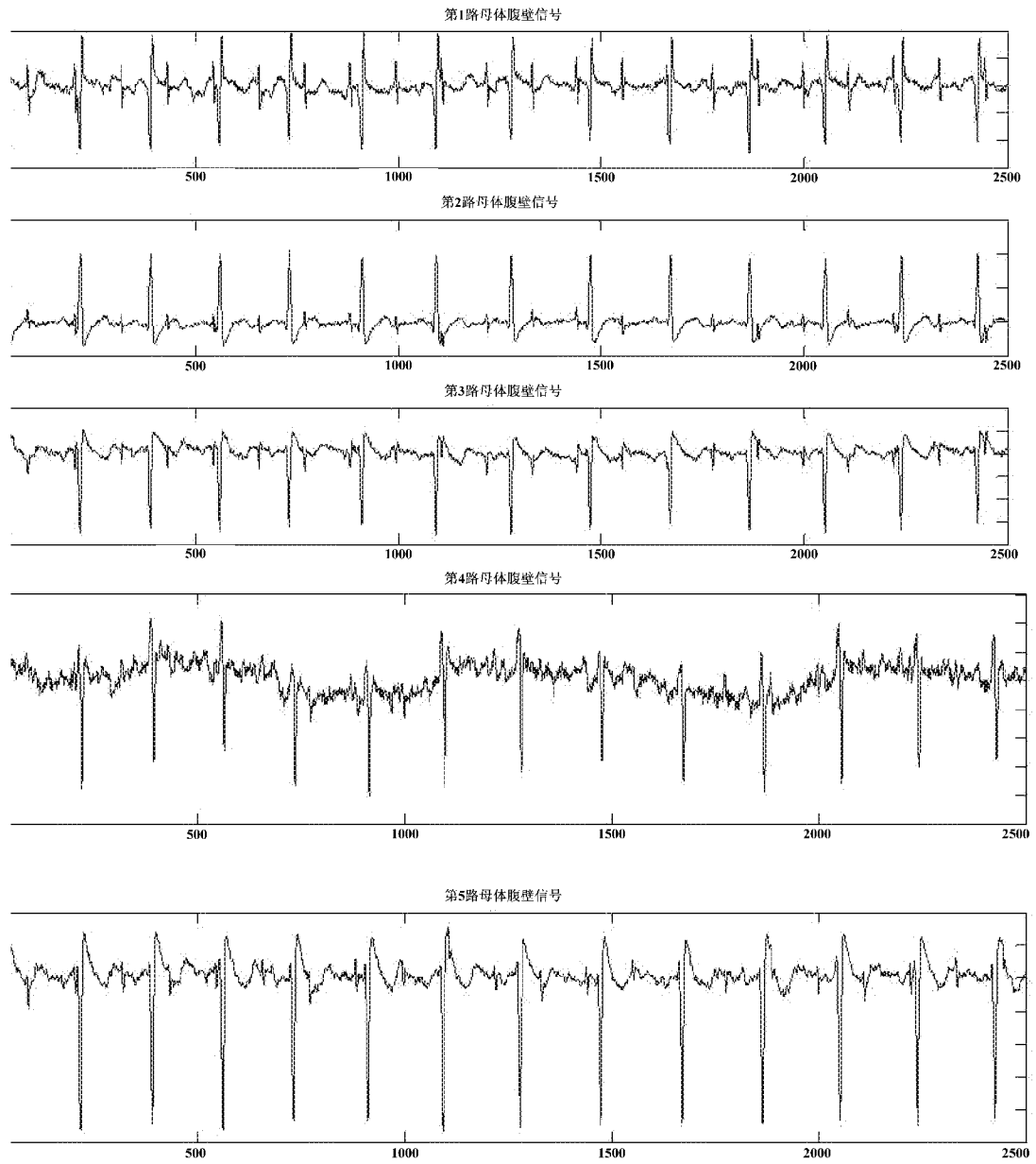


图 8

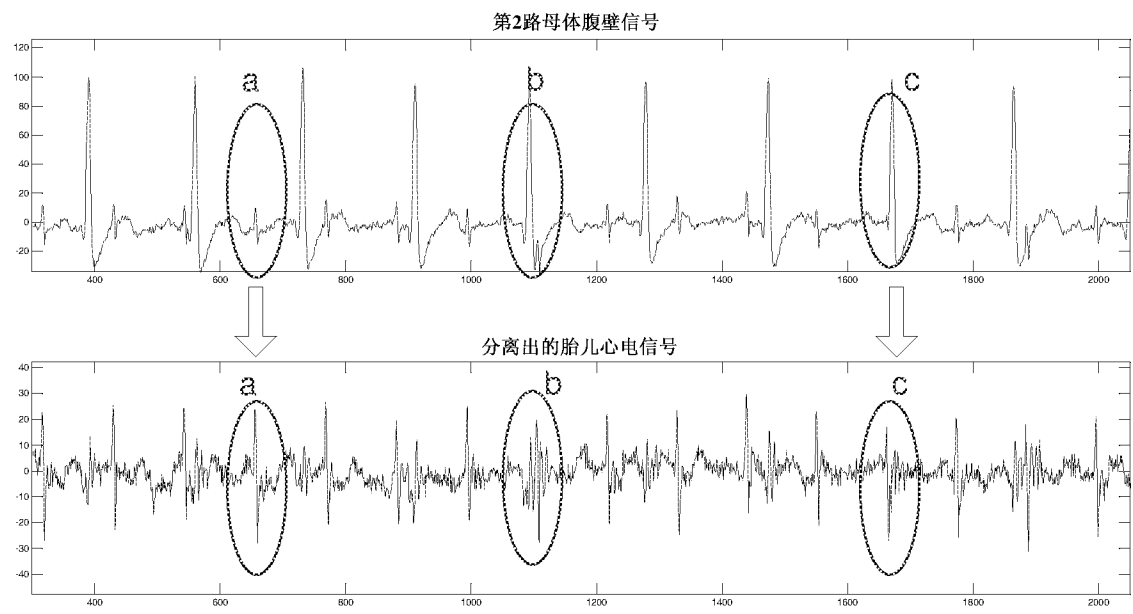


图 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/093526

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0444 (2006.01) i; A61B 5/0456 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS; CNKI; EPODOC; WPI: 深圳先进技术研究院, 张南南, 张金勇, 王磊, 李晖, 心电图, 相关, 均值, 平均, 自适应, 修正, 动态, 对齐, 幅值, 幅度, 振幅, 校正, 调整, electrocard+, segment?, align+, template?, correlat+, cross+, averag+, filter, mean, fetus, fetal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 105640545 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY), 08 June 2016 (08.06.2016), description, paragraphs [0046]-[0060] and [0072]-[0087], and figures 1, 2 and 6	1-10
Y	周礼杲 等. “基于匹配滤波的胎儿心电图监护仪的研制”, 中国医疗器械杂志, 13(5), 30 September 1989 (30.09.1989), page 254, the left-hand column, line 1 to page 255, the left-hand column, line 16, and figure 1, (ZHOU, Ligao et al., The Development of Fetal ECG Monitor Using Match Filtering, Chinese Journal of Medical Instrumentation)	1-10
A	CN 105411577 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY), 23 March 2016 (23.03.2016), entire document	1-10
A	CN 104887220 A (SHANDONG UNIVERSITY), 09 September 2015 (09.09.2015), entire document	1-10
A	US 2010191118 A1 (THE GENERAL ELECTRIC COMPANY), 29 July 2010 (29.07.2010), entire document	1-10
A	US 5908393 A (CAMBRIDGE HEART, INC.), 01 June 1999 (01.06.1999), entire document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“&” document member of the same patent family
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 01 April 2017	Date of mailing of the international search report 02 May 2017
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer LIU, Shanshan Telephone No.: (86-10) 52871090

International application No.
PCT/CN2016/093526

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 2009)

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/093526

A. 主题的分类

A61B 5/0444(2006.01)i; A61B 5/0456(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

A61B5/-

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS;CNKI;EPDOC;WPI; 深圳先进技术研究院, 张南南, 张金勇, 王磊, 李晖, 心电, 相关, 均值, 平均, 自适应, 修正, 动态, 对齐, 幅值, 幅度, 振幅, 校正, 调整, electrocard+, segment?, align+, template?, correlat+, cross+, averag+, filter, mean, fetus, fetal

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
Y	CN 105640545 A (深圳先进技术研究院) 2016年 6月 8日 (2016 - 06 - 08) 说明书第[0046]-[0060]、[0072]-[0087]段, 图1、2、6	1-10
Y	周礼泉 等. “基于匹配滤波的胎儿心电监护仪的研制” 中国医疗器械杂志, 第13卷, 第5期, 1989年 9月 30日 (1989 - 09 - 30), 254页左栏第1行至255页左栏第16行, 图1	1-10
A	CN 105411577 A (深圳先进技术研究院) 2016年 3月 23日 (2016 - 03 - 23) 全文	1-10
A	CN 104887220 A (山东大学) 2015年 9月 9日 (2015 - 09 - 09) 全文	1-10
A	US 2010191118 A1 (THE GENERAL ELECTRIC COMPANY) 2010年 7月 29日 (2010 - 07 - 29) 全文	1-10
A	US 5908393 A (CAMBRIDGE HEART, INC.) 1999年 6月 1日 (1999 - 06 - 01) 全文	1-10

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2017年 4月 1日

国际检索报告邮寄日期

2017年 5月 2日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN)
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

刘珊珊

电话号码 (86-10)52871090

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2016/093526

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	105640545	A	2016年 6月 8日	无			
CN	105411577	A	2016年 3月 23日	无			
CN	104887220	A	2015年 9月 9日	无			
US	2010191118	A1	2010年 7月 29日	US	8491481	B2	2013年 7月 23日
				EP	2221637	A2	2010年 8月 25日
US	5908393	A	1999年 6月 1日	无			

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)