

(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 2018/023697 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/CN2016/093525

(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: 深圳先进研究院 (SHENZHEN INSTITUTE 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,

(54) Title: FETAL ELECTROCARDIOSIGNAL SEPARATION METHOD AND DEVICE

(54) 发明名称: 一种胎儿心电分离方法及装置

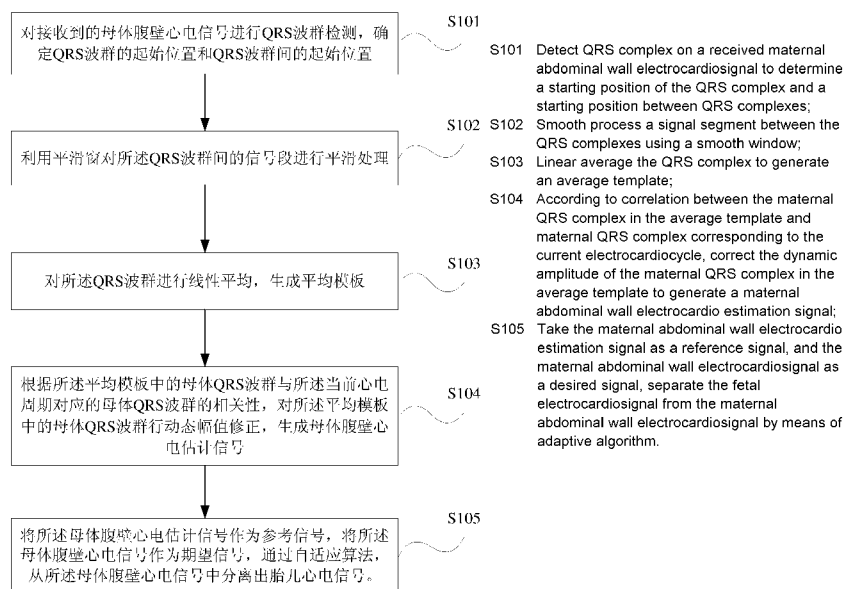


图 3

(57) Abstract: Provided are a fetal electrocardiosignal separation method and a device. The fetal electrocardiosignal separation method comprises: detecting QRS complex on a received maternal abdominal wall electrocardiosignal to determine a starting position of the QRS complex and a starting position between QRS complexes (S101); smooth processing a signal segment between the QRS complexes using a smooth window (S102); linear averaging the QRS complex to generate an average template (S103); according to correlation between the maternal QRS complex in the average template and maternal QRS complex corresponding to the current electrocardiogram,

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。

(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))。

cle, correcting the dynamic amplitude of the maternal QRS complex in the average template to generate a maternal abdominal wall electrocardio estimation signal (S104); taking the maternal abdominal wall electrocardio estimation signal as a reference signal, and the maternal abdominal wall electrocardiosignal as a desired signal, separating the fetal electrocardiosignal from the maternal abdominal wall electrocardiosignal by means of adaptive algorithm (S105). The fetal electrocardiosignal separation method and the device involve a simple fetal electrocardiosignal separation algorithm, in which only one stream of maternal abdominal wall electrocardiosignal is needed, such that single lead fetal electrocardiosignal separation can be achieved.

(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: 对接收到的母体腹壁心电信号进行QRS波群检测, 确定QRS波群的起始位置和QRS波群间的起始位置(S101); 利用平滑窗对QRS波群间的信号段进行平滑处理(S102); 对QRS波群进行线性平均, 生成平均模板(S103); 根据平均模板中的母体QRS波群与所述当前心电周期对应的母体QRS波群的相关性, 对平均模板中的母体QRS波群行动态幅值修正, 生成母体腹壁心电估计信号(S104); 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(S105)。胎儿心电分离方法及装置的胎儿心电分离算法简单, 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，具体的讲是一种基于平滑窗的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。

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。

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。

母体腹部心电混合信号的上述特点，为获得高精度的胎儿心电信号制造了比较大的障碍，因此从母体腹壁混合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，从母体腹壁混合信号中提取出胎儿心电信号的方法主要有以下几种：

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，但是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): 此方法需要多路腹壁信号, 无法实现单导联胎儿心电信号的提取。

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5 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10 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。

5) 自适应滤波法: 自适应滤波方法包括使用一个或几个参考通道训练自适应滤波消除母体心电图。现有的自适应滤波方法去除母体 ECG 成分, 需要形态上类似于被淹没15 FEECG 信号的母体 ECG 参考通道, 但是现有的自适应对消方法要求额外提供参考信号, 也就是说, 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, 利用现有的20 自适应滤波算法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。并且, 现有的自适应滤波对消无法实现单导联的胎儿心电信号提取。

发明内容

25 本发明提出一种胎儿心电分离方法及装置, 用以解决现有的胎儿心电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: 对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测, 确定 QRS 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置; 利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理; 对所述 QRS 波群进行线30 性平均, 生成平均模板; 根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应

的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，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。

- 5 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：波群检测模块，用于对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测，确定 QRS 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置；平滑处理模块，用于利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理；平均处理模块，用于对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板；波群修正模块，用于根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，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。

- 15 本发明提出的胎儿心电分离方法及装置，通过平滑母体 QRS 波群间信号，消除母体 QRS 波群间信号段的胎儿分量，以及对母体 QRS 波群进行幅值修正，从而估计母体腹壁心电信号，此方法避免了胸导联和腹壁导联中母体分量非相关所带来的母体心电抑制不彻底的影响，具有更好的分离效果；本发明的实现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；并且，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。

20

附图说明

- 25 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案，下面将对实施例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，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。在附图中：

- 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 为本发明实施例的基于平滑窗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 为本发明实施例的胎儿心电分离装置的结构示意图；
30 图 5 为图 4 所示实施例的波群修正模块 104 的结构示意图；

图 6 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 7 为本发明的具体实施例的实验结果分析图。

具体实施方式

为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚明白，下面结合附图对本发明实施例做进一步详细说明。在此，本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明，但并不作为对本发明的限定。

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。

本发明提出了一种基于平滑窗的自适应单导联胎儿心电分离方法及装置，对母体腹壁信号中的 QRS 波群间信号采用平滑窗进行平滑处理，以平滑掉 QRS 波群间信号段的胎儿心电节拍点，对腹壁心电信号中的母体 QRS 波群分割提取，对提取后的 N 个连续母体 QRS 波群以母体 R 波波峰位置为定位点，进行线性平均，生成平均 QRS 波群模板，截取当前输入的腹壁信号中的母体 QRS 波群和平均模板中的母体 QRS 波群，利用二者的相关系数，对平均模板中的母体 QRS 波群进行复制修正，以得到动态的母体腹壁心电估计信号。并且，通过自适应自主学习，对消掉腹壁信号中的母体分量，该方案避免了胸导联中母体分量和腹壁导联中母体分量非相关性带来的母体分量泄露影响，同时可以实现单导联胎儿心电分离。

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，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。图 2 为本发明的腹壁母体心电估计机制的示意框图，如图 2 所示，将 QRS 波群信号和 QRS 波群间信号分开处理，采用基于平滑窗的方法进行母体 QRS 波群间信号进行平滑处理，消除母体 QRS 波群间信号段的胎儿心电节拍点，利用平均相关法对母体 QRS 波群进行幅值修正，从而估计出腹壁母体信号波形。

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，对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测，确定 QRS 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置；

步骤 S102，利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理；

步骤 S103，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板；

步骤 S104，根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；

步骤 S105，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。

在步骤 S102 中，采用固定长度窗，对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，所述固定长度窗的取值根据信号采样率和胎儿心电波群长度来确定。

如图 2 所示，用固定长度窗 M ，对 QRS 波群间信号段进行平滑处理，固定窗长度约为胎儿心电 QRS 波长，胎儿心电波群长度一般为 47ms 至 85ms，故 M 取值可为 $(0.047*d, 0.085*d)$ ，其中参数 d 为信号采样率。

QRS 波群间信号可表示为：
$$y(n) = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} y(n-i)$$
，母体心电幅值一般是胎儿心电幅

值的十几倍，经过平滑后，母体 QRS 波群间几乎不再含有胎儿 QRS 波群。

在步骤 S103 中，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均片段，包括：从所述母体腹壁心电信号中，提取出母体心电 R 波波峰位置；以及以所述 R 波波峰位置为中心定位点，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成所述平均模板。

具体实施时，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。

然后以腹壁心电信号中 R 波波峰位置为中心定位点，截取母体 QRS 波群心电波形 y_1 ， $y_1 = [y_1(1), y_1(2), \dots, y_1(P)]$ ，其中 P 为母体 QRS 波群长度。

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平均，得到平均模板为： $y_1(t) = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} y_1(t+kP)$ 。

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。平均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。因为，本发明的步骤 S104 根据最新母体 QRS 波群和平均片段中母体 QRS 波群的相关性，对平均模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正。

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 波群片段与所述平均模板中的 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： $y_3 = [y_3(1), y_3(2), \dots, y_3(P)]$ ，其中 P 为母体 QRS 波群片段的长度；

(2) 提取出平均模板中母体 QRS 波群片段： $y_2 = [y_2(1), y_2(2), \dots, y_2(P)]$ ；

(3) 计算量片段的相关系数 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 波群片段对所述平均模板中的母体 QRS 波群进行动态幅值修正，所采用的表达式如下：

$$y(t) = (1 - r_{23}) \sum_{i=0}^{P-1} y_3(t+i) + r_{23} \sum_{i=0}^{P-1} y_2(t+i)。$$

由于平均段生成的平均模板具有当前腹壁心电周期内所对应母体心电波形的信号，并且基本消除掉了其中的胎儿心电波形，通过相关系数，对平均后的母体心电 QRS 波群段进行动态幅值修正，能最大限度的估计母体腹壁心电信号。

在步骤 S105 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 6 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 4 为本发明实施例的胎儿心电分离装置的结构示意图。如图所示，包括：

波群检测模块 101，用于对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测，确定 QRS 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置；平滑处理模块 102，用于利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理；平均处理模块 103，用于对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板；波群修正模块 104，用于根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号；分离模块 105，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，所述平滑处理模块 102 利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，具体包括：采用固定长度窗，对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，所述固定长度窗的取值根据信号采样率和胎儿心电波群长度来确定。

进一步地，在本发明实施例中，所述平均处理模块 103 对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板，包括：从所述母体腹壁心电信号中，提取出母体心电 R 波波峰位置；以所述 R 波波峰位置为中心定位点，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成所述平均模板。

- 5 进一步地，在本发明实施例中，所述波群修正模块 104 根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号，如图 5 所示，具体包括：

相关系数计算单元 1041，用于计算所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段与所述平均模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数；

- 10 动态修正单元 1042，用于根据所述相关系数，用所述当前心电周期对应的 QRS 波群片段对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号。

- 15 进一步地，在本发明实施例中，所述分离模块 105 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。

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

- 25 参看图 6 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 6 所示，每路信号的数据长度为 2500 个样本点，采样率 250Hz。由图 6 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 7。

1、胎儿 QRS 波群远离母体 QRS 波群：

- 30 胎儿 QRS 波群远离母体 QRS 波群，如图 7 中标注 a，由图 7 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 7 中标注 b 所示，由图 7 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 7 中标注 c 所示，由图 7 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，通过本发明的基于平滑窗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：

- 20 1、单导联：算法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），通过对主输入信号进行母体 QRS 波群间平滑处理，消除母体 QRS 波群间信号段的胎儿分量，对母体 QRS 波群进行幅值修正，从而估计出腹壁母体信号波形，信号被输入自适应滤波器，同时未处理的同步腹壁心电信号作为自适应滤波的期望信号，因此，本发明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。

- 25 2、分离效果好：通过平滑和母体 QRS 波波群幅值修正处理，估计母体腹壁心电信号，此方法避免了胸导联和腹壁导联中母体分量非相关所带来的母体心电抑制不彻底的影响，具有更好的分离效果。

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。

5 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
10 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
15 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
20 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。

25 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
30 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：

对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测，确定 QRS 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置；

5 利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理；

对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板；

根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，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，利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，包括：

15 采用固定长度窗，对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，所述固定长度窗的取值根据信号采样率和胎儿心电波群长度来确定。

3、根据权利要求 1 所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板，包括：

从所述母体腹壁心电信号中，提取出母体心电 R 波波峰位置；

20 以所述 R 波波峰位置为中心定位点，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成所述平均模板。

4、根据权利要求 3 所述的胎儿心电分离方法，其特征在于，根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，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 波群片段与所述平均模板中的 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 波群片段对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，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。

6、一种胎儿心电分离装置，其特征在于，包括：

波群检测模块，用于对接收到的母体腹壁心电信号进行 QRS 波群检测，确定 QRS

5 波群的起始位置和 QRS 波群间的起始位置；

平滑处理模块，用于利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理；

平均处理模块，用于对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板；

波群修正模块，用于根据所述平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成

10 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。

15 7、根据权利要求 6 所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述平滑处理模块利用平滑窗对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，具体包括：

采用固定长度窗，对所述 QRS 波群间的信号段进行平滑处理，所述固定长度窗的取值根据信号采样率和胎儿心电波群长度来确定。

8、根据权利要求 6 所述的胎儿心电分离装置，其特征在于，所述平均处理模块对所述 QRS 波群进行线性平均，生成平均模板，包括：

20 从所述母体腹壁心电信号中，提取出母体心电 R 波波峰位置；

以所述 R 波波峰位置为中心定位点，对所述 QRS 波群进行线性平均，生成所述平均模板。

25 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平均模板中的母体 QRS 波群与所述当前心电周期对应的母体 QRS 波群的相关性，对所述平均模板中的母体 QRS 波群行动态幅值修正，生成母体腹壁心电估计信号，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 波群片段与所述平均模板中的 QRS 波群片段的相关性，生成相关系数；

30 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 波群片段对所述平均模板中的母体 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，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。

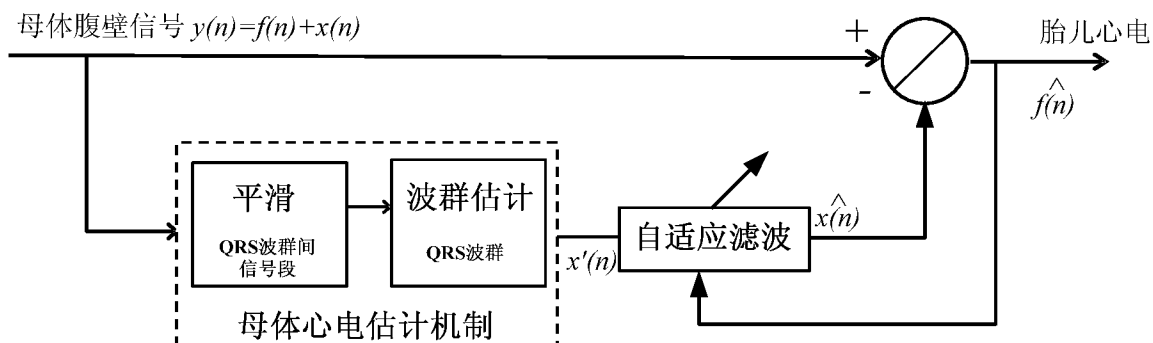


图 1

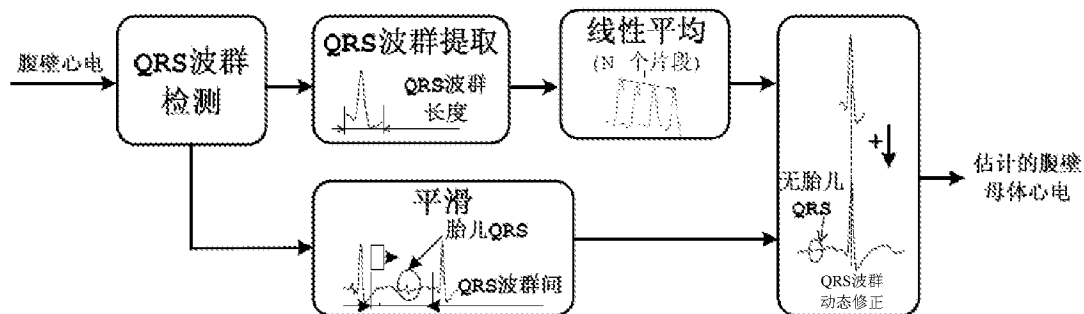


图 2

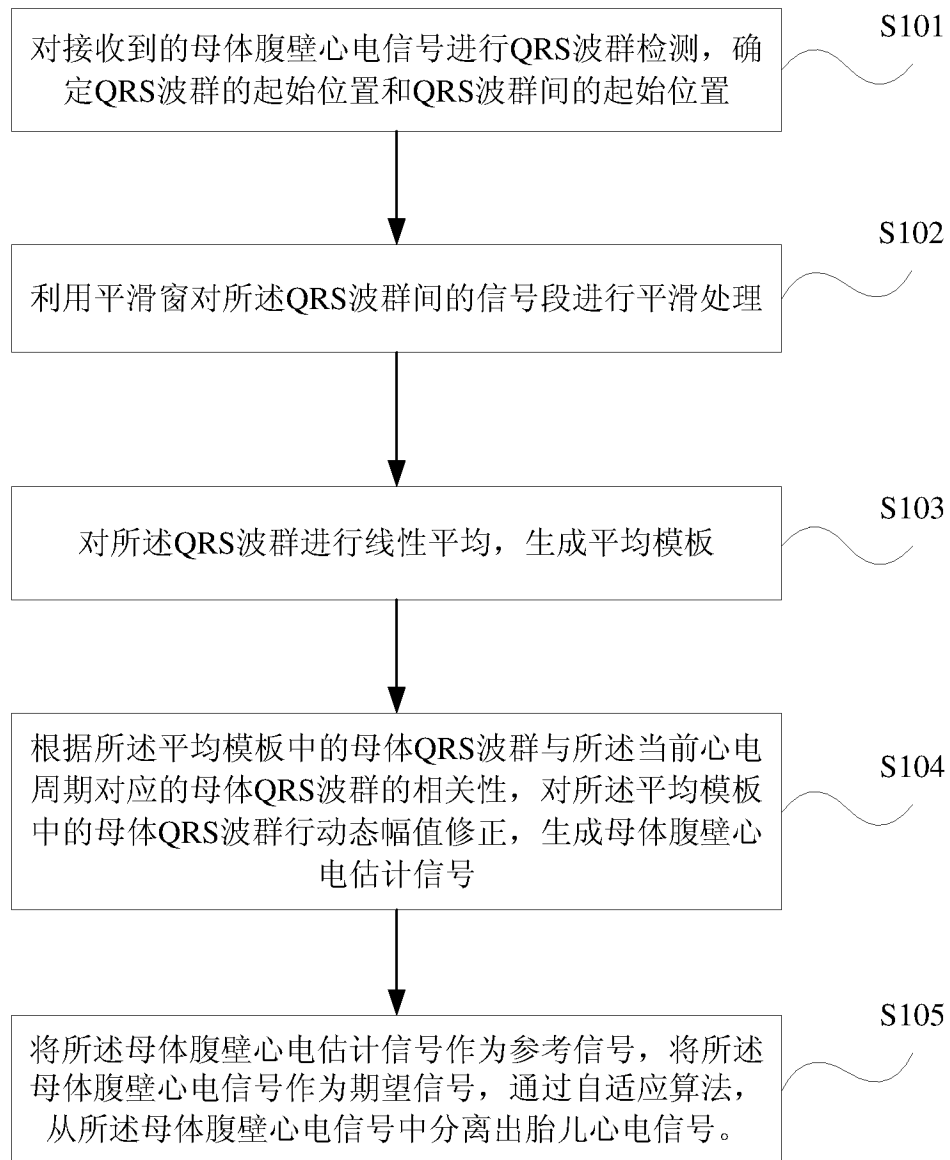


图 3

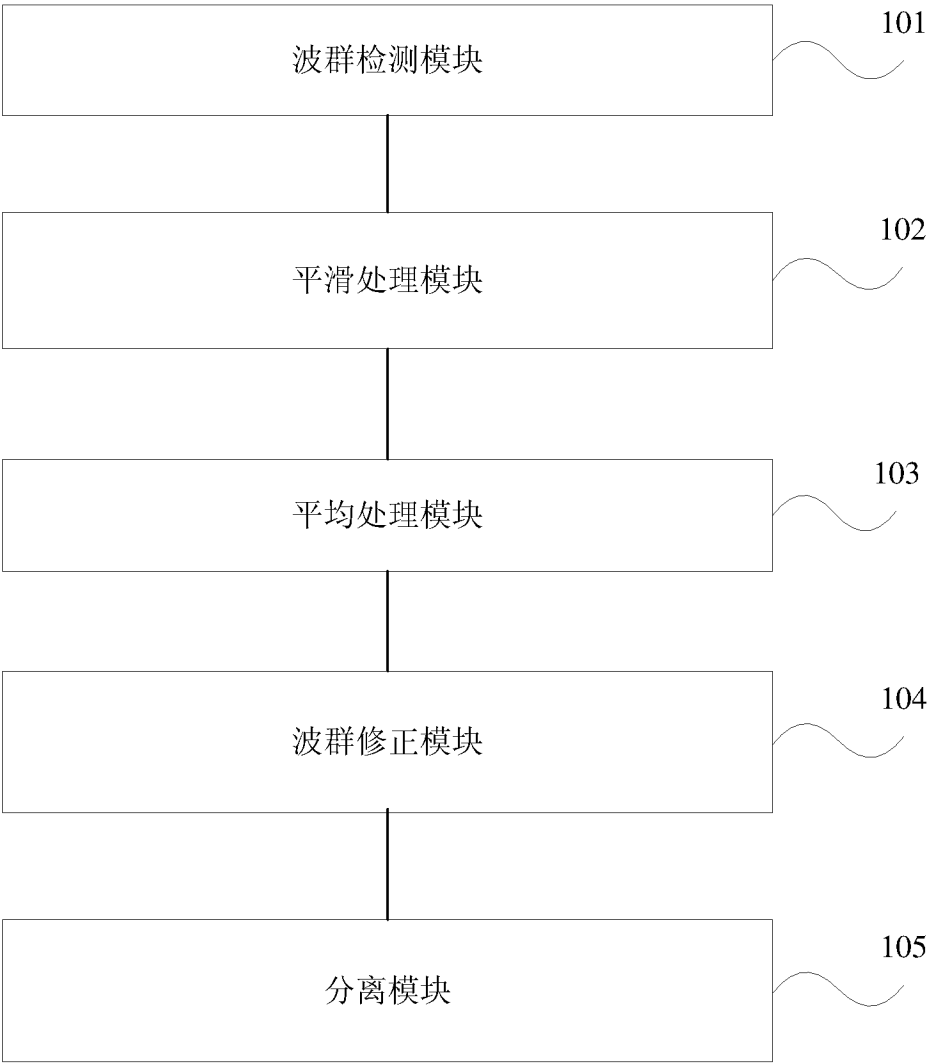
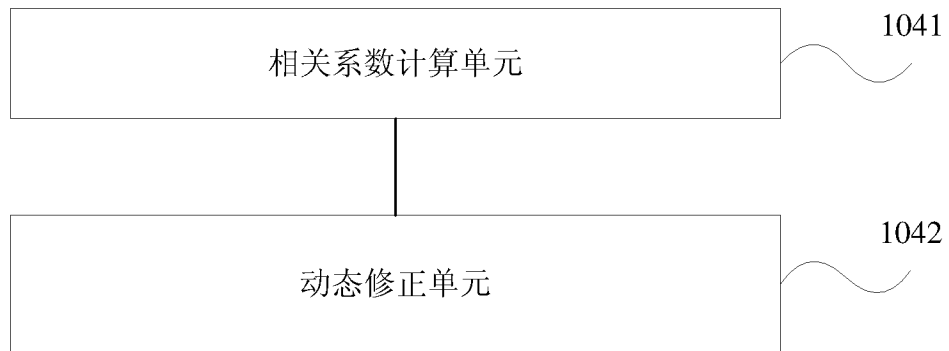


图 4

**图 5**

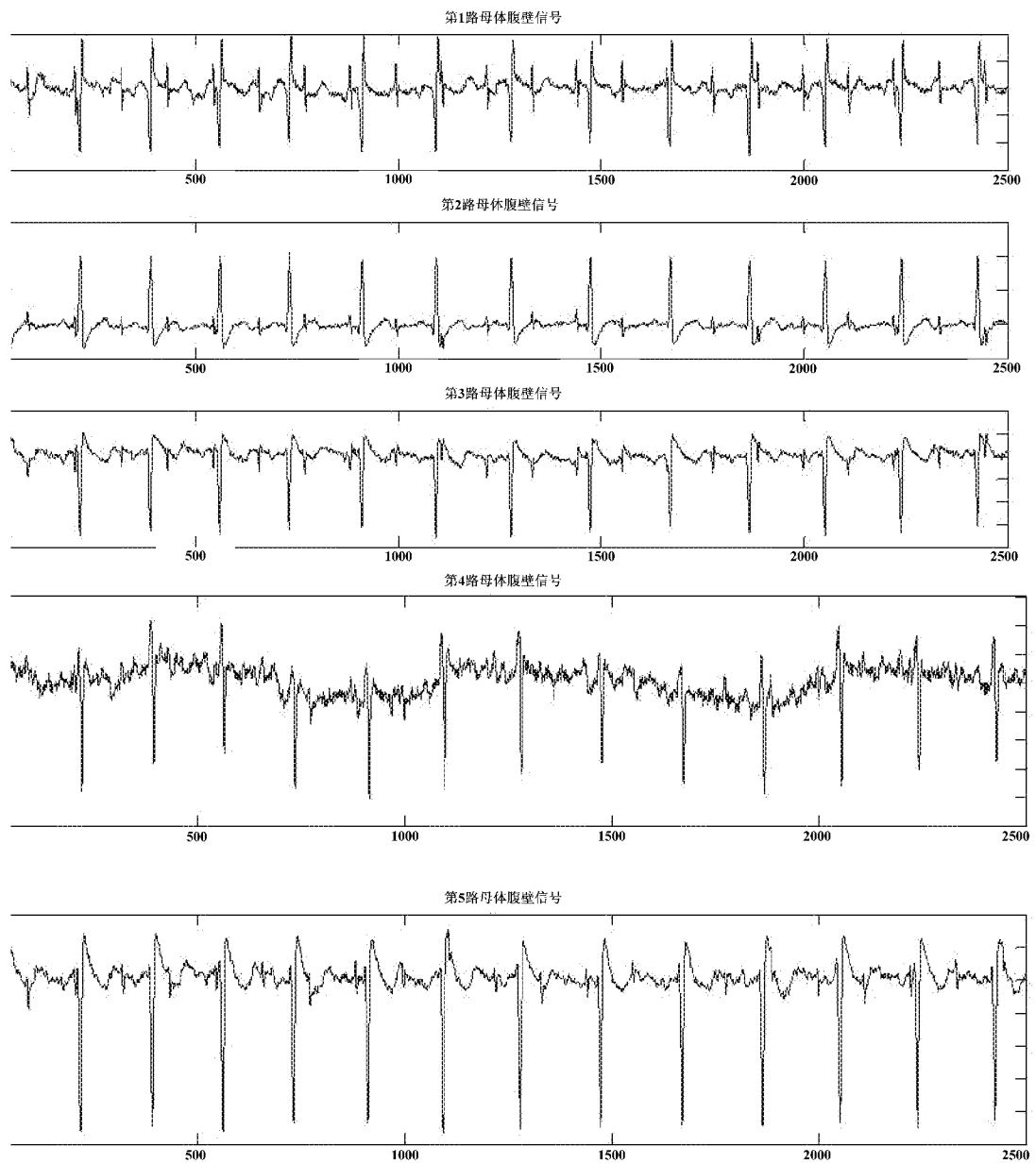


图 6

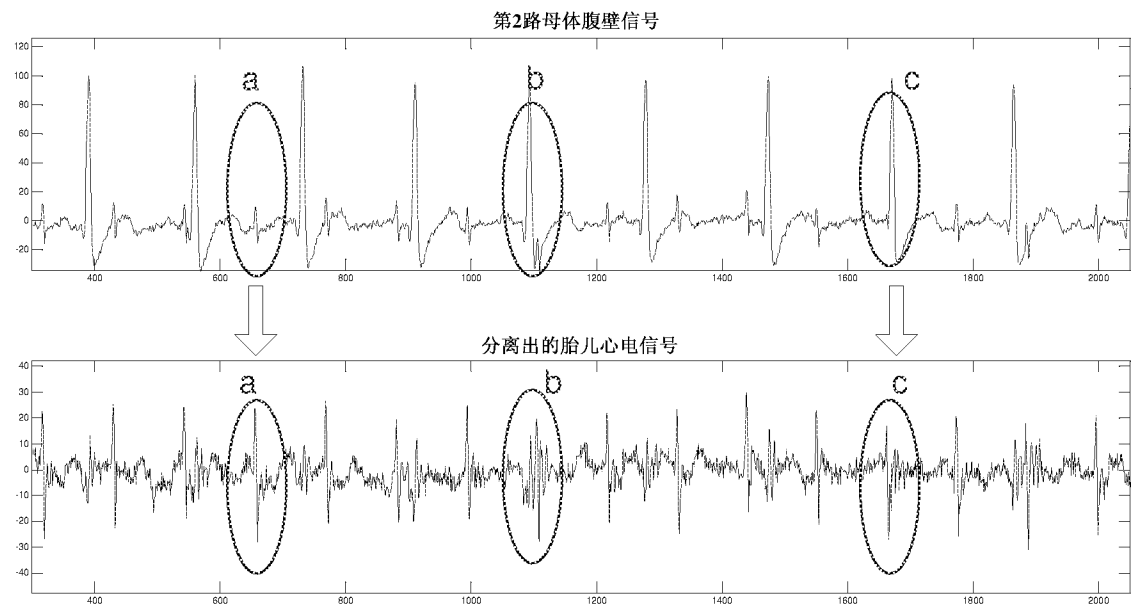


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/093525

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, 相关, 均值, 平均, 平滑, 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, QRS, complex, fetal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 2016894 A1 (STICHTING VOOR DE TECHNISCHE WETENSCHAPPEN et al.), 21 January 2009 (21.01.2009), description, paragraphs [0038]-[0039] and [0063]-[0068], and figures 2 and 4	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
Y	CN 105640545 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY), 08 June 2016 (08.06.2016), description, paragraphs [0073]-[0076] and [0087]	1-10
A	US 2005267376 A1 (MAROSSERO, D. et al.), 01 December 2005 (01.12.2005), entire document	1-10
A	US 5908393 A (CAMBRIDGE HEART, INC.), 01 June 1999 (01.06.1999), entire document	1-10
A	CN 105411577 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY), 23 March 2016 (23.03.2016), 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 05 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 SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2016/093525

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
EP 2016894 A1	21 January 2009	WO 2009013245 A1	29 January 2009
CN 105640545 A	08 June 2016	None	
US 2005267376 A1	01 December 2005	WO 2005117692 A2	15 December 2005
		US 2005267377 A1	01 December 2005
		US 7333850 B2	19 February 2008
		EP 1776041 A2	25 April 2007
		US 8275451 B2	25 September 2012
US 5908393 A	01 June 1999	None	
CN 105411577 A	23 March 2016	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2016/093525

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, 平滑, 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, QRS, complex, 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	EP 2016894 A1 (STICHTING VOOR DE TECHNISCHE WETENSCHAPPEN 等) 2009年 1月 21日 (2009 - 01 - 21) 说明书第[0038]-[0039]、[0063]-[0068]段, 图2、4	1-10
Y	周礼昊 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
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[0073]-[0076]、[0087]段	1-10
A	US 2005267376 A1 (MAROSSERO, DOROTHEE 等) 2005年 12月 1日 (2005 - 12 - 01) 全文	1-10
A	US 5908393 A (CAMBRIDGE HEART, INC.) 1999年 6月 1日 (1999 - 06 - 01) 全文	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

☐ 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 5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/CN2016/093525

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)
EP	2016894	A1	2009年 1月 21日	WO	2009013245	A1	2009年 1月 29日
CN	105640545	A	2016年 6月 8日	无			
US	2005267376	A1	2005年 12月 1日	WO	2005117692	A2	2005年 12月 15日
				US	2005267377	A1	2005年 12月 1日
				US	7333850	B2	2008年 2月 19日
				EP	1776041	A2	2007年 4月 25日
				US	8275451	B2	2012年 9月 25日
US	5908393	A	1999年 6月 1日	无			
CN	105411577	A	2016年 3月 23日	无			

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)