



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110960206 A

(43)申请公布日 2020.04.07

(21)申请号 201911375236.2

(22)申请日 2019.12.27

(71)申请人 江苏信臣健康科技股份有限公司
地址 210031 江苏省南京市江北新区定山
大街126号大众健康科创中心7号楼

(72)发明人 钱煜明 金晓燕

(74)专利代理机构 南京苏高专利商标事务所
(普通合伙) 32204

代理人 冯艳芬

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 7/02(2006.01)

G06F 30/20(2020.01)

G06F 17/16(2006.01)

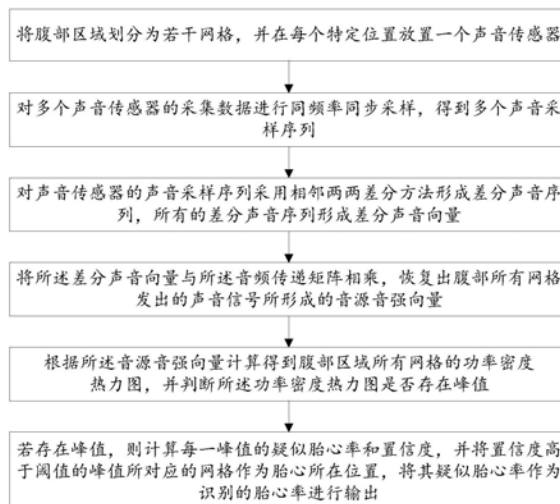
权利要求书3页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统,方法包括:将腹部区域划分为若干网格,并在每个特定位置放置一个声音传感器;对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;对声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;将差分声音向量与音频传递矩阵相乘,恢复出音源音强向量;根据音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图,并判断功率密度热力图是否存在峰值;若存在峰值,则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。本发明有效降低母体噪音及环境噪音的干扰,使用时无需寻找胎心,使用体验更佳。



1. 一种基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于该方法包括:

将腹部区域划分为若干网格,并在每个特定位置放置一个声音传感器,其中,所述特定位置为通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵时,声音传感器的放置位置;

对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘,恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量;

根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图,并判断所述功率密度热力图是否存在峰值;

若存在峰值,则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。

2. 根据权利要求1所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:所述通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵,具体包括:

模拟一虚拟腹部,所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面;

将所述虚拟腹部划分为若干网格,划分方式与识别胎心时划分方式相同;

在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源,模拟真实胎心环境,并在虚拟腹部上均匀放置多个传感器进行声音采集;

对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵。

3. 根据权利要求2所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:计算音频传递矩阵时所述差分声音向量的计算方法为:

$$\begin{cases} a_1^C(t) = y_2^C(t) - y_1^C(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}^C(t) = y_n^C(t) - y_{n-1}^C(t) \\ a_n^C(t) = y_1^C(t) - y_n^C(t) \end{cases}$$

$$A^C = [a_1^C(t), \dots, a_n^C(t)]^T$$

式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量,形如 $a_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个差分声音序列,形如 $y_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个声音传感器的声音采样序列,n为声音传感器的数量。

4. 根据权利要求2所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:所述根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵,具体包括:

获取所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强,形成音源音强向量 X^C :

$$X^C = [x_1^C(t), \dots, x_m^C(t)]^T$$

式中,形如 $x_*^C(t)$ 表示第*个虚拟胎心音源实际发出的声音音强, m 为虚拟胎心音源的数量;

根据差分声音向量和所述音源音强向量计算得到音频传递矩阵:

$$F = [A^C [X^C]^{-1}]^{-1}$$

式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量, $[\]^{-1}$ 表示对矩阵求逆。

5.根据权利要求1所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:所述差分声音向量的计算方法为:

$$\begin{cases} a_1(t) = y_2(t) - y_1(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}(t) = y_n(t) - y_{n-1}(t) \\ a_n(t) = y_1(t) - y_n(t) \end{cases}$$

$$A = [a_1(t), \dots, a_n(t)]^T$$

式中, A 表示差分声音向量,形如 $a_*(t)$ 表示第*个差分声音序列,形如 $y_*(t)$ 表示第*个声音传感器的声音采样序列, n 为声音传感器的数量。

6.根据权利要求1所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:所述根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图的具体方法为:

根据所述音源音强向量计算得到每一网格的功率密度热力:

$$P_i = \sum_{t=0}^S |x_i(t) - \bar{x}(t)|, \quad i = 1, \dots, m$$

式中, P_i 表示第*i*个网格的功率密度热力, $x_i(t)$ 表示音源音强向量 X 的第*i*个元素*t*时刻的值, S 表示采样总数, $\bar{x}(t)$ 表示音源音强向量 X 所有元素在*t*时刻的平均值, m 表示网格数;

将每一网格的功率密度热力按照网格位置形成所有网格的功率密度热力图。

7.根据权利要求1所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,其特征在于:所述若存在峰值,则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,具体包括:

若存在峰值,则使用自相关算法、小波算法、傅立叶算法中任意一种,计算得到每一峰值的疑似胎心率;

计算每一峰值的疑似胎心率和可疑噪音的信噪比,作为对应峰值的置信度;

从峰值中剔除疑似胎心率不在胎心合理区间的峰值;

从剩余的峰值中挑选置信度高于阈值的峰值,将其所对应的网格作为胎心所在位置。

8.一种基于多传感器阵列的胎心识别装置,其特征在于包括:

多个声音传感器,使用时声音传感器在每个特定位置放置一个,所述特定位置为通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵时,声音传感器的放置位置;

采样模块,用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

差分模块,用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

音源音强恢复模块,用于将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘,恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量;

功率密度热力图计算模块,用于根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图,并判断所述功率密度热力图是否存在峰值;

胎心识别模块,用于在所述功率密度热力图存在峰值时,计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。

9. 根据权利要求8所述的基于多传感器阵列的胎心识别装置,其特征在于:该装置还包括音频传递矩阵计算模块,所述音频传递矩阵计算模块具体包括:

虚拟腹部模拟单元,用于模拟一虚拟腹部,所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面;

网格划分单元,用于将所述虚拟腹部划分为若干网格,划分方式与识别胎心时划分方式相同;

多个声音传感器,用于当在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源模拟真实胎心环境时,通过在虚拟腹部上均匀放置进行声音采集;

声音采样单元,用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

差分单元,用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

音频传递矩阵计算单元,用于根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵。

10. 一种基于多传感器阵列的胎心识别系统,其特征在于:该系统包括权利要求8或9所述的胎心识别装置,以及客户端和/或云端服务器,所述客户端用于将胎心识别装置输出的胎心率进行显示,所述云端服务器用于在云端储存和分析胎心识别装置输出的胎心率。

基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及胎心识别,尤其涉及一种基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统。

背景技术

[0002] 在孕妇怀孕期间,尤其是怀孕中晚期,对胎儿的各项指标进行监护,能够了解胎儿在子宫内的健康状况,及早发现胎儿的异常。监测胎心主要是为了获得胎儿的实时心率,胎心率是否正常是判断胎儿在母体内是否缺氧的重要指标,因此胎心监测是孕期检查的重要项目。

[0003] 现有的有源胎心监护设备,多采用超声辐射方式获取胎心率。这种获取胎心率的方式是基于超声多普勒原理来实现的。在实现过程中需要主动对胎儿发射超声波,超声波遇到障碍物,即胎儿心脏后,发生反射,最后通过模拟乘法器解调出胎心率信号。虽然超声多普勒技术已经成熟,但是普遍存在一个辐射强度的问题。超声多普勒检查属于有损探测范畴,不适用于经常性、重复性的家庭监护使用。另外由于超声波的特性,用户也必须使用耦合剂(隔离空气)辅助才能准确监测到胎心,这必然带来较差的用户体验。

[0004] 目前,被动式胎心监测设备主要采用两种方法原理:①一种是使用电信号传感器拾取母体腹部电信号,并从中检测出微弱的胎儿心电信号。该方法存在两个问题,一个是母体腹部电信号干扰大,包括母体心电信号、孕妇宫缩时肌肉收缩引起的肌电信号、孕妇身体活动所产生的各种肌电信号及外部无线电波引起的电磁信号干扰,都造成这种方式对传感器与胎心的距离较敏感,抗干扰能力差,而且由于胎儿心电强度只有母体心电强度的1%,拾取胎心率信号的过程就更为复杂困难;第二个问题是,为了保证传感器与皮肤良好的电接触,需要涂抹导电膏或使用一次性的导电胶贴,用户体验差、成本高。②另外一种方法参照传统的听诊器原理,使用音频传感器或加速度传感器拾取母体腹部微弱的音频信号并过滤出胎心音。由于母体腹部杂音干扰较大,一般来说必须在安静环境下才能实现功能;胎心音信号质量和胎儿位置也相关,位置不好时无法听清胎心音,也就不易拾取出有效胎心音;没有实际操作经验的孕妇找到合适的胎心音听音位置较为困难。

发明内容

[0005] 发明目的:本发明针对现有技术存在的问题,提供一种基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统,本发明能有效降低母体噪音及环境噪音的干扰,使用时无需寻找胎心过程,使用体验更佳。

[0006] 技术方案:本发明所述的基于多传感器阵列的胎心识别方法,该方法包括:

[0007] 将腹部区域划分为若干网格,并在每个特定位置放置一个声音传感器,其中,所述特定位置为通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵时,声音传感器的放置位置;

[0008] 对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

[0009] 对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

[0010] 将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘,恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量;

[0011] 根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图,并判断所述功率密度热力图是否存在峰值;

[0012] 若存在峰值,则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。

[0013] 进一步的,所述通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵,具体包括:

[0014] 模拟一虚拟腹部,所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面;

[0015] 将所述虚拟腹部划分为若干网格,划分方式与识别胎心时划分方式相同;

[0016] 在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源,模拟真实胎心环境,并在虚拟腹部上均匀放置多个传感器进行声音采集;

[0017] 对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

[0018] 对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

[0019] 根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵。

[0020] 进一步的,计算音频传递矩阵时所述差分声音向量 A^C 的计算方法为:

$$[0021] \quad \begin{cases} a_1^C(t) = y_2^C(t) - y_1^C(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}^C(t) = y_n^C(t) - y_{n-1}^C(t) \\ a_n^C(t) = y_1^C(t) - y_n^C(t) \end{cases}$$

$$[0022] \quad A^C = [a_1^C(t), \dots, a_n^C(t)]^T$$

[0023] 式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量,形如 $a_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个差分声音序列,形如 $y_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个声音传感器的声音采样序列,n为声音传感器的数量。

[0024] 进一步的,所述根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵,具体包括:

[0025] 获取所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强,形成音源音强向量 X^C :

$$[0026] \quad X^C = [x_1^C(t), \dots, x_m^C(t)]^T$$

[0027] 式中,形如 $x_*^C(t)$ 表示第*个虚拟胎心音源实际发出的声音音强,m为虚拟胎心音源的数量;

[0028] 根据差分声音向量和所述音源音强向量计算得到音频传递矩阵:

$$[0029] \quad F = [A^C [X^C]^{-1}]^{-1}$$

[0030] 式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量, $[\]^{-1}$ 表示对矩阵求逆。

[0031] 进一步的, 所述差分声音向量 A 的计算方法为:

$$[0032] \quad \begin{cases} a_1(t) = y_2(t) - y_1(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}(t) = y_n(t) - y_{n-1}(t) \\ a_n(t) = y_1(t) - y_n(t) \end{cases}$$

[0033] $A = [a_1(t), \dots, a_n(t)]^T$

[0034] 式中, A 表示差分声音向量, 形如 $a_*(t)$ 表示第 $*$ 个差分声音序列, 形如 $y_*(t)$ 表示第 $*$ 个声音传感器的声音采样序列, n 为声音传感器的数量。

[0035] 进一步的, 所述根据所述音源音强向量 X 计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图的具体方法为:

[0036] 根据所述音源音强向量 X 计算得到每一网格的功率密度热力:

$$[0037] \quad P_i = \sum_{t=0}^S |x_i(t) - \bar{x}(t)|, \quad i = 1, \dots, m$$

[0038] 式中, P_i 表示第 i 个网格的功率密度热力, $x_i(t)$ 表示音源音强向量 X 的第 i 个元素 t 时刻的值, S 表示采样总数, $\bar{x}(t)$ 表示音源音强向量 X 所有元素在 t 时刻的平均值, m 表示网格数;

[0039] 将每一网格的功率密度热力按照网格位置形成所有网格的功率密度热力图。

[0040] 进一步的, 所述若存在峰值, 则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度, 并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置, 具体包括:

[0041] 若存在峰值, 则使用自相关算法、小波算法、傅立叶算法中任意一种, 计算得到每一峰值的疑似胎心率;

[0042] 计算每一峰值的疑似胎心率和可疑噪音的信噪比, 作为对应峰值的置信度;

[0043] 从峰值中剔除疑似胎心率不在胎心合理区间的峰值;

[0044] 将剩余的峰值中挑选置信度高于阈值的峰值, 将其所对应的网格作为胎心所在位置。

[0045] 本发明所述的基于多传感器阵列的胎心识别装置包括:

[0046] 多个声音传感器, 使用时声音传感器在每个特定位置放置一个, 所述特定位置为通过在虚拟腹部所有网格放置胎心音源计算音频传递矩阵时, 声音传感器的放置位置;

[0047] 采样模块, 用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样, 得到多个声音采样序列;

[0048] 差分模块, 用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列, 所有的差分声音序列形成差分声音向量;

[0049] 音源音强恢复模块, 用于将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘, 恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量;

[0050] 功率密度热力图计算模块, 用于根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图, 并判断所述功率密度热力图是否存在峰值;

[0051] 胎心识别模块, 用于在所述功率密度热力图存在峰值时, 计算每一峰值的疑似胎

心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。

[0052] 进一步的,该装置还包括音频传递矩阵计算模块,所述音频传递矩阵计算模块具体包括:

[0053] 虚拟腹部模拟单元,用于模拟一虚拟腹部,所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面;

[0054] 网格划分单元,用于将所述虚拟腹部划分为若干网格,划分方式与识别胎心时划分方式相同;

[0055] 多个声音传感器,用于当在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源模拟真实胎心环境时,通过在虚拟腹部上均匀放置进行声音采集;

[0056] 声音采样单元,用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列;

[0057] 差分单元,用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量;

[0058] 音频传递矩阵计算单元,用于根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵。

[0059] 本发明所述的基于多传感器阵列的胎心识别系统,包括上述胎心识别装置,以及客户端和/或云端服务器,所述客户端用于将胎心识别装置输出的胎心率进行显示,所述云端服务器用于在云端储存和分析胎心识别装置输出的胎心率。

[0060] 有益效果:本发明与现有技术相比,其显著优点是:

[0061] 1、本发明简单实用,能够有效抵消环境噪音干扰,并且部分抵消体内噪音干扰,从而极大提升胎心音的信噪比,能够在更小孕周时监测到胎心音,并且胎儿移动或变换位置也不影响监测;

[0062] 2、本发明通过在孕妇腹部部署多个传感器组成传感器阵列,有效降低母体噪音及环境噪音的干扰,使得对于胎心音等微弱信号在较强噪音干扰环境下能够有效恢复并测量;

[0063] 3、本发明通过多传感器阵列自动计算出胎心音的最佳有效位置,省略寻找胎心的过程,大大简化操作,使用体验更佳;

[0064] 4、本发明能够适应多胞胎场景,并自动分辨母体血流音、每个胎儿的胎心音及肠蠕动音等。

附图说明

[0065] 图1是本发明提供的基于多传感器阵列的胎心识别方法中计算音频传递矩阵过程的流程示意图;

[0066] 图2是网格划分和传感器放置位置示意图;

[0067] 图3是本发明提供的基于多传感器阵列的胎心识别方法中根据音频传递矩阵识别胎心过程的流程示意图;

[0068] 图4是功率密度热力图示意图;

[0069] 图5是本发明提供的基于多传感器阵列的胎心识别装置的使用方法示意图;

[0070] 图6是本发明提供的基于多传感器阵列的胎心识别装置的结构示意图。

具体实施方式

[0071] 本实施例提供了一种基于多传感器阵列的胎心识别方法,该方法包括两大部分,第一部分为计算音频传递矩阵的过程,第二部分为根据音频传递矩阵识别胎心的过程,其中,如图1所示,第一部分包括如下步骤:

[0072] S11、模拟一虚拟腹部,所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面。

[0073] S12、将所述虚拟腹部划分为若干网格。如图2所示,可以划分为25个正方形网格。

[0074] S13、在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源,模拟真实胎心环境,并在虚拟腹部上均匀放置多个传感器进行声音采集。

[0075] 其中,虚拟胎心音源为发出频率30Hz~70Hz的音源来模拟胎心,声音传感器均匀放置。例如,可以如图2中圆圈所示位置,放置四个传感器。

[0076] S14、对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列。声音采样序列可以表示为 $Y^C=[y_1^C(t), \dots, y_n^C(t)]^T$,采样频率为1ms或更高频率。

[0077] S15、对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量。

[0078] 其中,差分声音向量 A^C 的计算方法为:

$$[0079] \quad \begin{cases} a_1^C(t) = y_2^C(t) - y_1^C(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}^C(t) = y_n^C(t) - y_{n-1}^C(t) \\ a_n^C(t) = y_1^C(t) - y_n^C(t) \end{cases}$$

$$[0080] \quad A^C=[a_1^C(t), \dots, a_n^C(t)]^T$$

[0081] 式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量,形如 $a_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个差分声音序列,形如 $y_*^C(t)$ 表示计算音频传递矩阵时第*个声音传感器的声音采样序列,n为声音传感器的数量。

[0082] S16、根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量,按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵。

[0083] 该步骤具体包括:

[0084] S161、获取所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强,形成音源音强向量 X^C :

$$[0085] \quad X^C=[x_1^C(t), \dots, x_m^C(t)]^T$$

[0086] 式中,形如 $x_*^C(t)$ 表示第*个虚拟胎心音源实际发出的声音音强,m为虚拟胎心音源的数量;

[0087] S162、根据差分声音向量和所述音源音强向量计算得到音频传递矩阵:

$$[0088] \quad F=[A^C[X^C]^{-1}]^{-1}$$

[0089] 式中, A^C 表示计算音频传递矩阵时得到的差分声音向量, $[\]^{-1}$ 表示对矩阵求逆。

[0090] 其中,本步骤中计算音频传递矩阵的原理如下:

[0091] 假设声音在中间介质中传输衰减是均匀的,每个网格中有一个音源,共有m个音源,声音传感器数量为n,在只有一个音源时,第j个声音传感器采集到的声音为:

$$[0092] \quad y_j(t) = x(t)e^{-\lambda S_j} + N(t)$$

[0093] 式中, $x(t)$ 表示音源处的音强幅度, λ 表示单位长度在特定介质内声音的衰减系数, S_j 表示第j个声音传感器与音源的距离, $N(t)$ 表示噪音。胎心音的有效频率基本上是在30-150Hz范围内,在这个频率范围内,水中声速大约是1500米/秒,可以计算出声音在水中的波长大约是10-50米,远远大于几个传感器之间的距离,因此基本可以不考虑音频的相位叠加问题,可以基本认为接收端与音源都是同相位的。

[0094] 采用 S_{ij} 表示第i个虚拟胎心音源与第j个声音传感器的距离,可以计算得到有m个虚拟胎心音源时,第j个声音传感器采集到的声音为:

$$[0095] \quad y_j^C(t) = x_1^C(t)e^{-\lambda S_{1j}} + \dots + x_m^C(t)e^{-\lambda S_{mj}} + N_j(t), j = 1, \dots, n$$

[0096] 整理成矩阵形式可以得到:

$$[0097] \quad \begin{bmatrix} y_1^C(t) \\ y_2^C(t) \\ \dots \\ y_n^C(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e^{-\lambda S_{11}} & e^{-\lambda S_{21}} & \dots & e^{-\lambda S_{m1}} \\ e^{-\lambda S_{12}} & e^{-\lambda S_{22}} & \dots & e^{-\lambda S_{m2}} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ e^{-\lambda S_{1n}} & e^{-\lambda S_{2n}} & \dots & e^{-\lambda S_{mn}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1^C(t) \\ x_2^C(t) \\ \dots \\ x_m^C(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} N_1(t) \\ N_2(t) \\ \dots \\ N_n(t) \end{bmatrix}$$

[0098] 又因为 $Y^C = [y_1^C(t), \dots, y_n^C(t)]^T$, $X^C = [x_1^C(t), \dots, x_m^C(t)]^T$, 噪音 $N_1(t) \dots N_n(t)$ 认为是相同的,采用N表示,则上述公式可以表示为:

$$[0099] \quad Y^C = EX^C + N$$

[0100] 采用差分消除方法,即定义:

$$[0101] \quad \begin{cases} a_1^C(t) = y_2^C(t) - y_1^C(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}^C(t) = y_n^C(t) - y_{n-1}^C(t) \\ a_n^C(t) = y_1^C(t) - y_n^C(t) \end{cases}$$

[0102] 可以得到:

$$[0103] \quad \begin{bmatrix} a_1^C(t) \\ a_2^C(t) \\ \dots \\ a_n^C(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} |e^{-\lambda S_{12}} - e^{-\lambda S_{11}}| & |e^{-\lambda S_{22}} - e^{-\lambda S_{21}}| & \dots & |e^{-\lambda S_{m2}} - e^{-\lambda S_{m1}}| \\ |e^{-\lambda S_{13}} - e^{-\lambda S_{12}}| & |e^{-\lambda S_{23}} - e^{-\lambda S_{22}}| & \dots & |e^{-\lambda S_{m3}} - e^{-\lambda S_{m2}}| \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ |e^{-\lambda S_{1n}} - e^{-\lambda S_{11}}| & |e^{-\lambda S_{2n}} - e^{-\lambda S_{21}}| & \dots & |e^{-\lambda S_{mn}} - e^{-\lambda S_{m1}}| \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1^C(t) \\ x_2^C(t) \\ \dots \\ x_m^C(t) \end{bmatrix}$$

[0104] 上式可以表示为: $A^C = DX^C$, 该公式中,可以根据两个已知矩阵求解得到一个未知矩阵D,在识别胎心音时,需要根据 $X = FA = D^{-1}A$ 得到音源强度向量X,因此需要先求解音频传递矩阵F,即采用实验虚拟腹部区域和胎心音源,最后根据公式 $F = D^{-1} = [A^C [X^C]^{-1}]^{-1}$ 求解到。

[0105] 下面为第二部分,即根据音频传递矩阵识别胎心过程,如图3所示,具体包括如下步骤:

[0106] S21、将腹部区域划分为若干网格,并在每个特定位置放置一个声音传感器。

[0107] 其中,划分网格的方式与计算音频传递矩阵时的划分方式相同,所述特定位置是计算音频传递矩阵时声音传感器的放置位置,即与计算音频传递矩阵时的位置相同。

[0108] S22、对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样,得到多个声音采样序列。采样频率为1ms或更高频率。

[0109] S23、对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列,所有的差分声音序列形成差分声音向量。

[0110] 所述差分声音向量的计算方法为:

$$[0111] \quad \begin{cases} a_1(t) = y_2(t) - y_1(t) \\ \vdots \\ a_{n-1}(t) = y_n(t) - y_{n-1}(t) \\ a_n(t) = y_1(t) - y_n(t) \end{cases}$$

$$[0112] \quad A = [a_1(t), \dots, a_n(t)]^T$$

[0113] 式中,A表示差分声音向量,形如 $a_*(t)$ 表示第*个差分声音序列,形如 $y_*(t)$ 表示第*个声音传感器的声音采样序列,n为声音传感器的数量。

[0114] S24、将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘,恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量 $X=FA$ 。

[0115] S25、根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图,并判断所述功率密度热力图是否存在峰值。

[0116] 除了外部的共模干扰源外,人体内还有多个干扰源,如母体心音,胃肠蠕动音、肌肉收缩等,对于多胎场景还会有多个胎心音,而且胎儿在小孕周时还会在母体内游走。这些内生干扰音源,只要位置与胎心音不在同一点,可以认为是额外的音源,因此,还需排除这些干扰。排除时,首先计算腹部区域所有网格的功率密度热力图,具体方法为:

[0117] S251、根据所述音源音强向量计算得到每一网格的功率密度热力:

$$[0118] \quad P_i = \sum_{t=0}^S |x_i(t) - \bar{x}(t)|, \quad i = 1, \dots, m$$

[0119] 式中, P_i 表示第i个网格的功率密度热力, $x_i(t)$ 表示音源音强向量X的第i个元素t时刻的值,S表示采样总数,一般远远大于胎心周期采样点数量,实际应用中可以每秒333次采样, $\bar{x}(t)$ 表示音源音强向量X所有元素在t时刻的平均值,m表示网格数;本实施例中采用绝对值平均方法计算功率密度,当然也可以使用均方差方式计算功率密度,但计算量相对就比较大且对偶发噪音波动更敏感,因此实际应用中还是优选采取绝对值平均方法计算。

[0120] S252、将每一网格的功率密度热力按照网格位置形成所有网格的功率密度热力图。

[0121] 如图4所示,通过在一定时间范围内侦测该热力图中的热点区域,可以大致定位音源位置,即找出声强最强的几个峰值点,作为疑似胎心音候选点。

[0122] S26、若存在峰值,则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。若没有峰值,则认为不存在胎心。

[0123] 该步骤中计算疑似胎心率时,可以使用自相关算法、小波算法、傅立叶算法中任意

一种,计算得到每一峰值的疑似胎心率。如果采用自相关算法,则可以在一定时间窗内,将原始采样数据平移并进行叠加,获取自相关估计函数:

$$[0124] \quad \hat{\gamma}(h) = p^{-1} \sum_{t=1}^{p-h} (Y_{t+h} - \bar{y})(Y_t - \bar{y}) = p^{-1} \sum_{t=h+1}^p (Y_t - \bar{y})(Y_{t-h} - \bar{y})$$

[0125] 式中, $\hat{\gamma}(h)$ 表示自相关函数积, h 为自相关周期, p 表示自相关检测窗口大小, 形如 Y_* 表示在检测窗口内某点的值, $\bar{y}$ 表示该检测窗口内平均值。

[0126] 在自相关函数与采样信号中, 选取峰值点并计算各峰值点间采样距离, 当存在 60-180BPM 的重复峰值点时 (即对于每秒 333 个采样点, 存在间隔范围在 111 点到 255 点的重复自相关峰值), 且各峰值间波动范围不超过 2BPM, 则认为在该峰值点存在有符合胎心率的振动。

[0127] 由于胎心音具有一定的特征, 如频率范围及 T1/T2 区间, 并且是时间周期重复的, 因此对于可能的峰值点进行数据处理, 可以得出该峰值的信号是胎心音的置信度。本实施例中将该自相关峰值点累计值与该采样时间内该峰值点的自相关总峰值点数量比较作为置信度函数, 得到该峰值的置信度, 即疑似胎心率和可疑噪音的信噪比。

[0128] 计算疑似胎心率后, 从峰值中剔除疑似胎心率不在胎心合理区间的峰值; 从剩余的峰值中挑选置信度高于阈值的峰值, 将其所对应的网格作为胎心所在位置, 并输出胎心位置的胎心率曲线, 若有多个胎心, 则输出多个胎心率曲线。

[0129] 本实施例还提供了一种基于多传感器阵列的胎心识别装置, 包括:

[0130] 音频传递矩阵计算模块, 所述音频传递矩阵计算模块具体包括: 虚拟腹部模拟单元, 用于模拟一虚拟腹部, 所述虚拟腹部为与人类孕妇腹部区域相似的面; 网格划分单元, 用于将所述虚拟腹部划分为若干网格, 划分方式与识别胎心时划分方式相同; 多个声音传感器, 用于当在所述虚拟腹部的每个网格下放置一个虚拟胎心音源模拟真实胎心环境时, 通过在虚拟腹部上均匀放置进行声音采集, 如图 5 所示, 可以需要部署 4-8 个被动式声音传感器; 与声音采样单元, 用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样, 得到多个声音采样序列; 差分单元, 用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列, 所有的差分声音序列形成差分声音向量; 音频传递矩阵计算单元, 用于根据差分声音向量和所有虚拟胎心音源实际发出的声音音强形成的音源音强向量, 按照矩阵运算计算得到音频传递矩阵;

[0131] 多个声音传感器, 使用时声音传感器在每个特定位置放置一个, 采集时, 孕妇腹部放置 300mm×400mm 的监测绑带, 监测绑带上部署与音频传递矩阵计算模块中相同数量、相同位置的声音传感器, 传感器也是相同的;

[0132] 采样模块, 用于对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样, 得到多个声音采样序列;

[0133] 差分模块, 用于对声音传感器的声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音序列, 所有的差分声音序列形成差分声音向量;

[0134] 音源音强恢复模块, 用于将所述差分声音向量与所述音频传递矩阵相乘, 恢复出腹部所有网格发出的声音信号所形成的音源音强向量;

[0135] 功率密度热力图计算模块, 用于根据所述音源音强向量计算得到腹部区域所有网

格的功率密度热力图,并判断所述功率密度热力图是否存在峰值;

[0136] 胎心识别模块,用于在所述功率密度热力图存在峰值时,计算每一峰值的疑似胎心率和置信度,并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置,将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。

[0137] 本实施例可以通过纯软件实现,也可以通过软件加硬件的方式实现,如果通过软件加硬件的方式实现,则可以包括声音传感器和控制器,控制器包括A/D转换器、MCU、存储模块、电源模块、通讯模块,如图6所示。多路传感器并行采集模拟信号,经过滤波放大后,通过无线或有线方式发送给A/D转换器,由MCU控制A/D转换器同步对多路输入信号进行同步采样,转换为时间同步的多路数字信号。MCU执行音频传递矩阵计算模块、差分模块、音源音强恢复模块、功率密度热力图计算模块和胎心识别模块的功能,最终输出的胎心率曲线存储在本地,当有可用通讯线路时还可以传输到云端或客户端APP。

[0138] 该装置与上述识别方法一一对应,未详尽之处请参照上述识别方法,不再赘述。

[0139] 本实施例还提供了一种基于多传感器阵列的胎心识别系统,包括上述胎心识别装置,以及客户端和/或云端服务器,所述客户端用于将胎心识别装置输出的胎心率进行显示,所述云端服务器用于在云端储存和分析胎心识别装置输出的胎心率。

[0140] 以上所揭露的仅为本发明一种较佳实施例而已,不能以此来限定本发明之权利范围,因此依本发明权利要求所作的等同变化,仍属本发明所涵盖的范围。

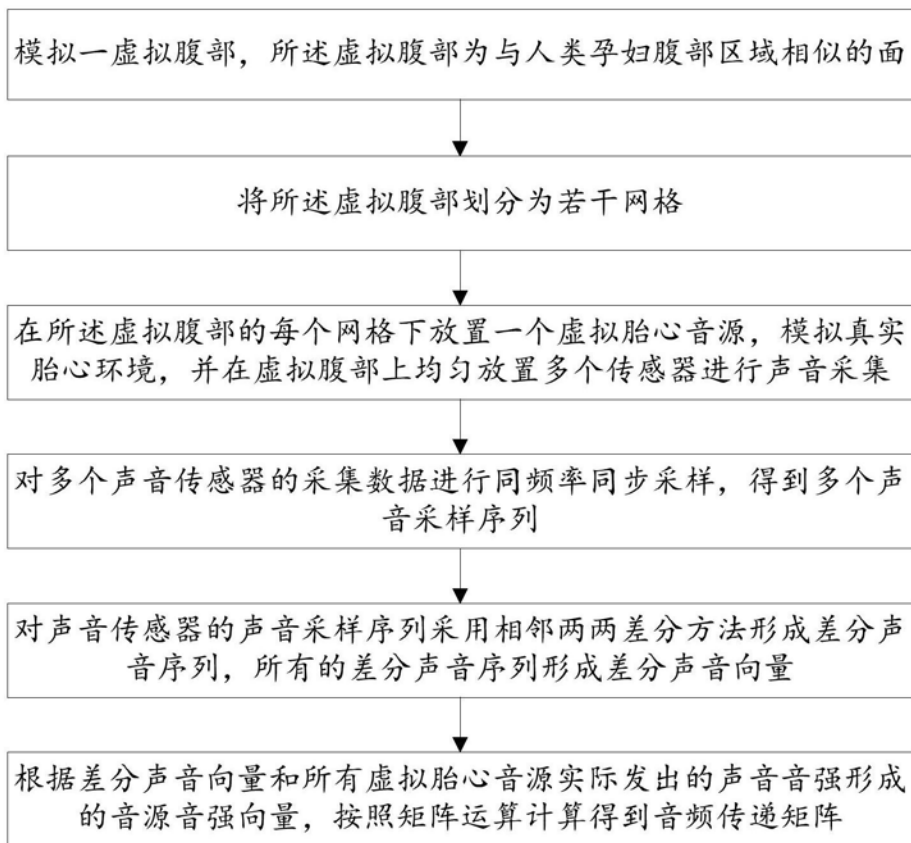


图1

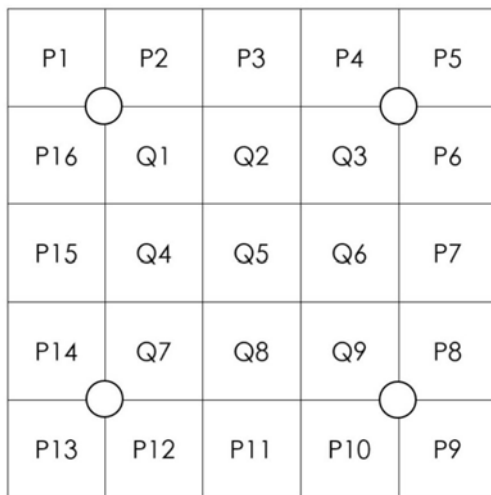


图2

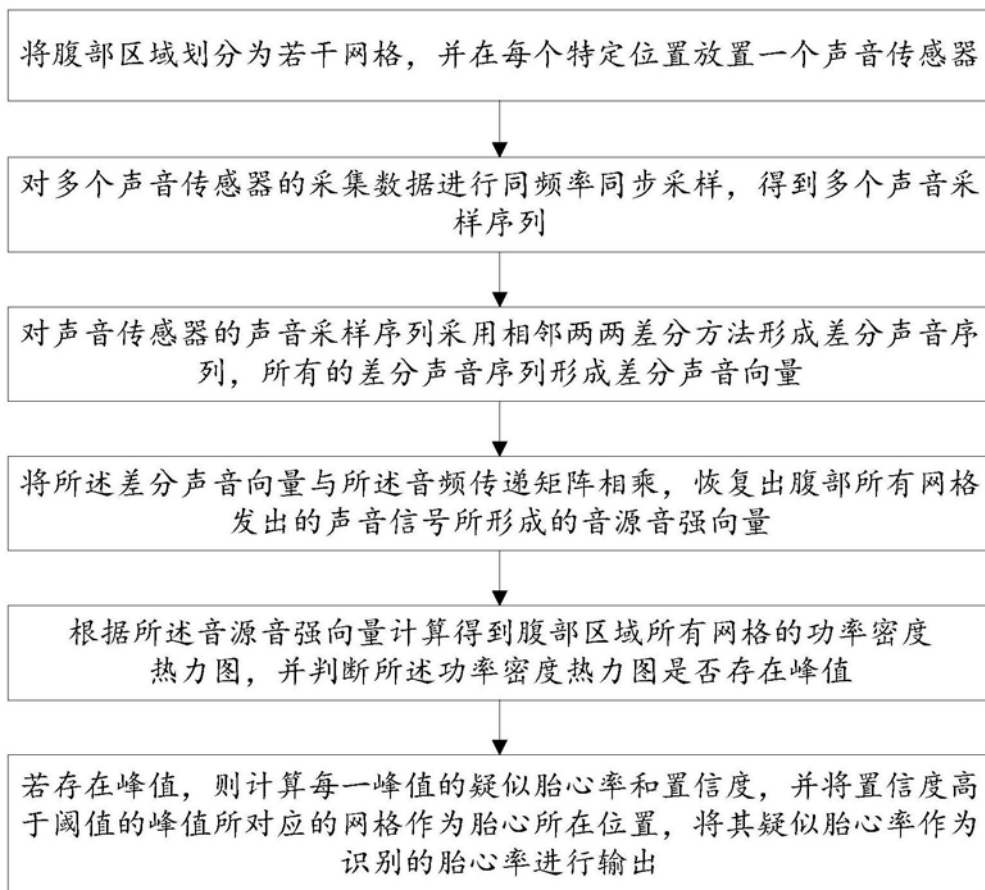


图3

P1	P2	P3	P4	P5
P16	Q1	Q2	Q3	P6
P15	Q4	Q5	Q6	P7
P14	Q7	Q8	Q9	P8
P13	P12	P11	P10	P9

图4

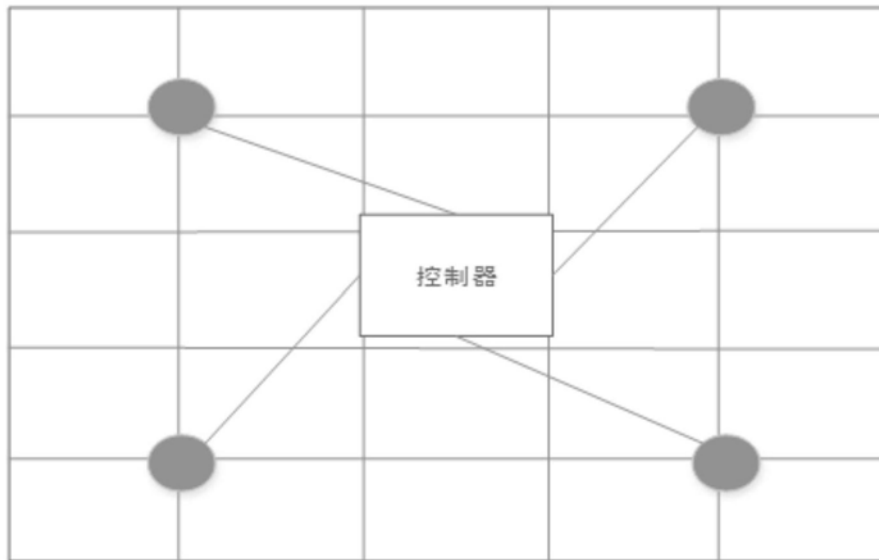


图5

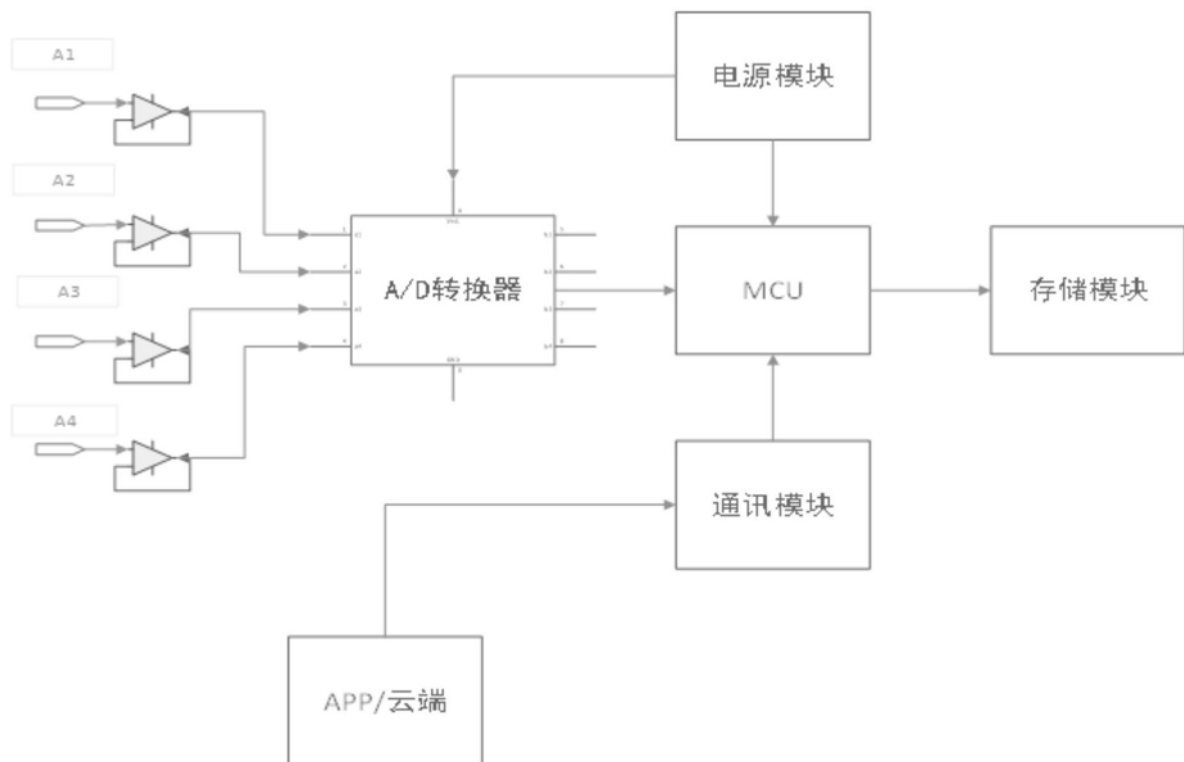


图6

专利名称(译)	基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统		
公开(公告)号	CN110960206A	公开(公告)日	2020-04-07
申请号	CN201911375236.2	申请日	2019-12-27
[标]发明人	钱煜明 金晓燕		
发明人	钱煜明 金晓燕		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B7/02 G06F30/20 G06F17/16		
CPC分类号	A61B5/02411 A61B5/4362 A61B5/7203 A61B7/026 G06F17/16		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于多传感器阵列的胎心识别方法、装置及系统，方法包括：将腹部区域划分为若干网格，并在每个特定位置放置一个声音传感器；对多个声音传感器的采集数据进行同频率同步采样，得到多个声音采样序列；对声音采样序列采用相邻两两差分方法形成差分声音向量；将差分声音向量与音频传递矩阵相乘，恢复出音源音强向量；根据音源音强向量计算得到腹部区域所有网格的功率密度热力图，并判断功率密度热力图是否存在峰值；若存在峰值，则计算每一峰值的疑似胎心率和置信度，并将置信度高于阈值的峰值所对应的网格作为胎心所在位置，将其疑似胎心率作为识别的胎心率进行输出。本发明有效降低母体噪音及环境噪音的干扰，使用时无需寻找胎心，使用体验更佳。

