



(12) 发明专利申请

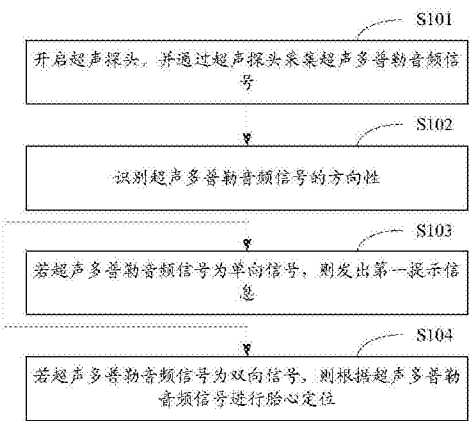
(10) 申请公布号 CN 105496462 A
(43) 申请公布日 2016. 04. 20

(21) 申请号 201610033428. 5
(22) 申请日 2016. 01. 19
(71) 申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司
地址 518000 广东省深圳市南山区蛇口南海大道 1019 号南山医疗器械园 B 栋三楼
(72) 发明人 张小飞 陈德伟 包静 胡欢
(74) 专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237
代理人 张全文
(51) Int. Cl.
A61B 8/02(2006. 01)

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称
胎心定位方法及装置

(57) 摘要
本发明适用于生物医学信号处理技术领域，提供了胎心定位方法及装置。该方法包括：开启超声探头，并通过超声探头采集超声多普勒音频信号；识别超声多普勒音频信号的方向性；若超声多普勒音频信号为单向信号，则发出第一提示信息；若超声多普勒音频信号为双向信号，则根据超声多普勒音频信号进行胎心定位。本发明排除了母亲腹部血流信号对胎心定位的干扰，提高了胎心定位的准确性，降低了误诊的风险，且不依赖于用户的专业知识和临床经验，大大提高了胎心定位的自动化程度。



1. 一种胎心定位方法,其特征在于,包括:
开启超声探头,并通过所述超声探头采集超声多普勒音频信号;
识别所述超声多普勒音频信号的方向性;
若所述超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息;
若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位包括:
若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则获取所述超声多普勒音频信号的信号强度;
若所述超声多普勒音频信号的信号强度小于预设值,则发出第二提示信息;
若所述超声多普勒音频信号的信号强度大于或等于所述预设值,则将当前位置确定为胎心位置,并发出第三提示信息。
3. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述识别所述超声多普勒音频信号的方向性包括:
将所述超声多普勒音频信号转换为方波信号,通过正向计数器和负向计数器对所述方波信号的方波数进行计数,并根据所述方波信号的方波数来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。
4. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述识别所述超声多普勒音频信号的方向性包括:
获取所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性,并根据所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。
5. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述获取所述超声多普勒音频信号的信号强度包括:
计算单位周期内所述超声多普勒音频信号的包络面积,并根据所述包络面积确定所述超声多普勒音频信号的信号强度。
6. 一种胎心定位装置,其特征在于,包括:
采集单元,用于开启超声探头,并通过所述超声探头采集超声多普勒音频信号;
方向性识别单元,用于识别所述超声多普勒音频信号的方向性;
第一提示单元,用于若所述超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息;
胎心定位单元,用于若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位。
7. 如权利要求6所述的装置,其特征在于,所述胎心定位单元包括:
信号强度获取子单元,用于若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则获取所述超声多普勒音频信号的信号强度;
第二提示子单元,用于若所述超声多普勒音频信号的信号强度小于预设值,则发出第二提示信息;
第三提示子单元,用于若所述超声多普勒音频信号的信号强度大于或等于所述预设值,则将当前位置确定为胎心位置,并发出第三提示信息。

8.如权利要求6或7所述的装置,其特征在于,所述方向性识别单元具体用于:

将所述超声多普勒音频信号转换为方波信号,通过正向计数器和负向计数器对所述方波信号的方波数进行计数,并根据所述方波信号的方波数来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。

9.如权利要求6或7所述的装置,其特征在于,所述方向性识别单元具体用于:

获取所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性,并根据所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。

10.如权利要求7所述的装置,其特征在于,所述信号强度获取子单元具体用于:

计算单位周期内所述超声多普勒音频信号的包络面积,并根据所述包络面积确定所述超声多普勒音频信号的信号强度。

胎心定位方法及装置

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学信号处理技术领域,尤其涉及胎心定位方法及装置。

背景技术

[0002] 传统医用胎儿监护仪通过医生听胎心音来判断胎儿的胎心位置。传统的胎心定位技术依赖于医生的专业知识与临床经验,传统医用胎儿监护仪进行胎心定位的自动化程度较低。

[0003] 家用胎儿监护仪是有别于传统医用胎儿监护仪的一种胎儿监护产品,家用胎儿监护仪的目标是解决孕妇产检的出行不便与医院排队难的问题,为孕妇在家提供日常胎儿监护服务。由于家用胎儿监护仪的操作者是孕妇本人或者孕妇的家人,操作者一般不具备专业知识和临床经验,因此容易出现监护不正确而导致误诊的情况。综上,孕妇本人或者孕妇的家人在家使用家用胎儿监护仪,通过听胎心音判断胎心位置的准确性较低,存在误诊的风险。

发明内容

[0004] 鉴于此,本发明实施例提供了一种胎心定位方法及装置,以解决现有的胎心定位技术依赖于用户的专业知识和临床经验,胎心定位的自动化程度较低,准确性较低,存在误诊的风险的问题。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种胎心定位方法,包括:

[0006] 开启超声探头,并通过所述超声探头采集超声多普勒音频信号;

[0007] 识别所述超声多普勒音频信号的方向性;

[0008] 若所述超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息;

[0009] 若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位。。

[0010] 第二方面,本发明实施例提供了一种胎心定位装置,包括:

[0011] 采集单元,用于开启超声探头,并通过所述超声探头采集超声多普勒音频信号;

[0012] 方向性识别单元,用于识别所述超声多普勒音频信号的方向性;

[0013] 第一提示单元,用于若所述超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息;

[0014] 胎心定位单元,用于若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位。

[0015] 本发明实施例与现有技术相比存在的有益效果是:本发明实施例通过识别超声多普勒音频信号的方向性,当超声多普勒音频信号为单向信号时,发出第一提示信息,从而排除了母亲腹部血流信号对胎心定位的干扰;当超声多普勒音频信号为双向信号时,根据超声多普勒音频信号进行胎心定位,提高了胎心定位的准确性,降低了误诊的风险;不依赖于用户的专业知识和临床经验,大大提高了胎心定位的自动化程度。

附图说明

[0016] 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,对于本领域普通技术人员来讲,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。

[0017] 图1是本发明实施例提供的胎心定位方法的实现流程图;

[0018] 图2是本发明实施例提供的胎心定位方法中双向信号的示意图;

[0019] 图3是本发明实施例提供的胎心定位方法中单向信号的示意图;

[0020] 图4是本发明实施例提供的胎心定位方法中反向信号和正向信号经过D触发器得到的输出信号的示意图;

[0021] 图5是本发明实施例提供的胎心定位装置的结构框图。

具体实施方式

[0022] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0023] 图1示出了本发明实施例提供的胎心定位方法的实现流程图,详述如下:

[0024] 在步骤S101中,开启超声探头,并通过超声探头采集超声多普勒音频信号。

[0025] 需要说明的是,本发明实施例提供的胎心定位方法可应用于家用胎儿监护仪中,在此不作限定。

[0026] 在本发明实施例中,开启超声探头,并通过超声探头采集预定时长的超声多普勒音频信号。其中,超声探头可以为超声多普勒探头。

[0027] 优选地,在通过超声探头采集超声多普勒音频信号之后,识别超声多普勒音频信号的方向性之前,该方法还包括:采用自适应增益电路对超声多普勒音频信号进行预处理。

[0028] 由于超声探头采集的超声多普勒音频信号的幅值浮动较大,因此在本发明实施例中对采集的超声多普勒音频信号进行预处理,在接收超声多普勒音频信号的电路输入部分采用自适应增益电路,通过自适应增益电路对超声多普勒音频信号的幅值进行自适应调整,以起到降低或提高超声多普勒音频信号的幅值的作用,从而防止超声多普勒音频信号的波形产生谐波失真。

[0029] 在步骤S102中,识别超声多普勒音频信号的方向性。

[0030] 胎儿的正常心率范围为110~160bpm,在某些特殊情况下,胎儿的胎心率会低于110bpm,从而出现胎儿的胎心率与母亲的脉率存在相同取值区间的情况。在这种情况下,容易将母亲腹部动脉血流的脉率误认为是胎心率,从而误将母亲腹部血流信号作为胎心信号,引起检测错误。

[0031] 在本发明实施例中,根据胎心跳是收缩和舒张两个方向成对出现,母亲动脉血流信号是单方向的特点,识别超声多普勒音频信号的方向性。若超声多普勒音频信号为单向信号,则将该超声多普勒音频信号确定为母亲血流信号;若超声多普勒音频信号为双向信号,则将该超声多普勒音频信号确定为胎儿心率信号。

[0032] 图2示出了本发明实施例提供的胎心定位方法中双向信号的示意图。

[0033] 图3示出了本发明实施例提供的胎心定位方法中单向信号的示意图。

[0034] 优选地,识别超声多普勒音频信号的方向性包括:将超声多普勒音频信号转换为方波信号,通过正向计数器和负向计数器对方波信号的方波数进行计数,并根据方波信号的方波数来识别超声多普勒音频信号的方向性。

[0035] 作为本发明的一个实施例,通过将超声多普勒音频信号转换为方波信号,并根据方波信号的方波数来识别超声多普勒音频信号的方向性。具体地,将经过预处理的超声多普勒音频信号通过I/Q(In-phase/Quadrature,同相/正交)解调,例如,超声探头的发射信号的幅值为 A_1 ,采集的超声多普勒音频信号的幅值为 A_2 ,则经过I/Q解调后的I路解调信号为

$$A = \frac{A_1 A_2}{2} [\cos(\phi(t)) + \cos(2\omega_0 t + \phi(t))] \quad , \text{Q路解调信号为 } B = \frac{A_1 A_2}{2} [\sin(\phi(t)) + \sin(2\omega_0 t - \phi(t))]。$$

将I路解调信号经过低通滤波,得到I路低通滤波信号 $A' = \frac{A_1 A_2}{2} \cos(\phi(t))$;将Q路解调信号

经过低通滤波,得到Q路低通滤波信号 $B' = \frac{A_1 A_2}{2} \sin(\phi(t))$ 。I路低通滤波信号与Q路低通滤

波信号的幅值相同,相位相差 90° 。将I路低通滤波信号和Q路低通滤波信号分别经过过零比较器,得到I路脉冲信号和Q路脉冲信号。将I路脉冲信号和Q路脉冲信号分别经过D触发器得到I路输出信号和Q路输出信号。图4示出了本发明实施例提供的胎心定位方法中反向信号和正向信号经过D触发器得到的输出信号的示意图。脉冲信号经过D触发器后,若脉冲信号是反向信号,则输出信号为一条基线;若脉冲信号是正向信号,则输出信号为方波信号。将I路输出信号和Q路输出信号分别输入正向计数器和负向计数器,以分别对I路输出信号和Q路输出信号的方波数进行计数。若正向计数器或者负向计数器输出的方波数为零,则超声多普勒音频信号为单向信号;若正向计数器和负向计数器输出的方波数均不为零,则超声多普勒音频信号为双向信号。由于胎儿心率信号为周期性的上下震荡信号,而母亲血流信号为单向信号,因此通过计算方波数能够识别超声多普勒音频信号是胎儿心率信号或者母亲血流信号,即通过方波数能够识别出超声多普勒音频信号是双向信号或者单向信号。

[0036] 优选地,识别超声多普勒音频信号的方向性包括:获取超声多普勒音频信号的幅值的方向性,并根据超声多普勒音频信号的幅值的方向性来识别超声多普勒音频信号的方向性。

[0037] 作为本发明的另一个实施例,获取超声多普勒音频信号的幅值的方向性,并根据超声多普勒音频信号的幅值的方向性来识别超声多普勒音频信号的方向性。具体地,对经过预处理的超声多普勒音频信号进行低通滤波放大,以去除部分杂波信号,同时将滤波后的信号通过可调节放大器进行处理,以提高输入阻抗,减少信号失真;将模拟信号转换为数字信号,传递到MCU(Microcontroller Unit,微控制单元);判断预定时长内的超声多普勒音频信号是幅值的方向性,若该预定时长内的超声多普勒音频信号的幅值的方向全部为正或者全部为负,则判定该超声多普勒音频信号为母亲血流信号;若该预定时长内的超声多普勒音频信号的幅值的方向有正有负,则判定该超声多普勒音频信号为胎儿心率信号。

[0038] 作为本发明的另一实施例,识别超声多普勒音频信号的方向性还可以为:将超声多普勒音频信号的形态与预设的胎心率信号模板进行比对,若匹配相似度大于预设阈值,

则判定该超声多普勒音频信号为双向信号,即该超声多普勒音频信号为胎儿心率信号;若匹配相似度小于或等于预设阈值,则判定该超声多普勒音频信号为单向信号,即该超声多普勒音频信号为母亲血流信号。

[0039] 需要说明的是,还可以通过均方值计算、面积法或者图像识别等方法来识别超声多普勒音频信号的方向性,在此不作限定。

[0040] 在步骤S103中,若超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息。

[0041] 若超声多普勒音频信号为单向信号,则判定该超声多普勒音频信号为母亲血流信号,并发出第一提示信息。第一提示信息用于表明当前的超声多普勒音频信号的来源错误,即当前的超声多普勒音频信号来源于母亲血流信号,而不是来源于胎儿心率信号。在本发明实施例中,可以通过超声探头和/或胎心定位装置的显示器发出第一提示信息。发出第一提示信息的方式可以为通过声音、图形、LED(Light Emitting Diode,发光二极管)灯闪烁和/或文字显示等,在此不作限定。操作人员接收到第一提示信息后,就会知道当前的位置不是正确的胎心位置,从而及时更换测量位置。

[0042] 在步骤S104中,若超声多普勒音频信号为双向信号,则根据超声多普勒音频信号进行胎心定位。

[0043] 优选地,若超声多普勒音频信号为双向信号,则根据超声多普勒音频信号进行胎心定位包括:若超声多普勒音频信号为双向信号,则获取超声多普勒音频信号的信号强度;若超声多普勒音频信号的信号强度小于预设值,则发出第二提示信息;若超声多普勒音频信号的信号强度大于或等于预设值,则将当前位置确定为胎心位置,并发出第三提示信息。

[0044] 在本发明实施例中,若超声多普勒音频信号为双向信号,则判定该超声多普勒音频信号为胎儿心率信号,再进一步结合该超声多普勒音频信号的信号强度判断当前位置是否是胎心位置。需要说明的是,在本发明实施例中,胎心位置指的是最佳的胎心监测位置。在最佳的胎心监测位置,超声多普勒音频信号的信号强度最大。相对于通过人工听胎心音判断胎心位置的方法,根据获取的超声多普勒音频信号的信号强度来判断胎心位置的准确性更高。

[0045] 若超声多普勒音频信号的信号强度小于预设值,则判定当前的测量位置不是准确的胎心位置,并发出第二提示信息,以使操作人员更换测量位置。第二提示信息用于表明当前的超声多普勒音频信号的来源于胎儿心率信号,但当前的测量位置不是胎心信号强度最大的位置。在本发明实施例中,可以通过超声探头和/或胎心定位装置的显示器发出第二提示信息。发出第二提示信息的方式可以为通过声音、图形、LED灯闪烁和/或文字显示等,在此不作限定。

[0046] 若超声多普勒音频信号的信号强度大于或等于预设值,则将当前位置确定为胎心位置,并发出第三提示信息,以使操作人员在当前位置进行胎心监测。第三提示信息用于表明当前的超声多普勒音频信号的来源于胎儿心率信号,且当前的测量位置是胎心信号强度最大的位置。在本发明实施例中,可以通过超声探头和/或胎心定位装置的显示器发出第三提示信息。发出第三提示信息的方式可以为通过声音、图形、LED灯闪烁和/或文字显示等,在此不作限定。

[0047] 优选地,获取超声多普勒音频信号的信号强度包括:计算单位周期内超声多普勒音频信号的包络面积,并根据包络面积确定超声多普勒音频信号的信号强度。

[0048] 作为本发明的一个实施例,根据单位周期内超声多普勒音频信号的包络面积确定超声多普勒音频信号的信号强度。单位周期内超声多普勒音频信号的包络面积可以反应当前测量位置对应的胎心能量,即当前测量位置对应的胎心信号强度。具体地,对经过预处理的超声多普勒音频信号进行模数转换、错误数据处理、有效数据率比较、均值滤波和插值处理,提取胎心音频包络信号;计算单位周期内胎心音频包络信号的面积

$$S(t) = \eta \int_{t_1}^{t_2} h(t) dt,$$

其中, η 为常数, t_1 表示胎心音频包络信号的单位周期的起始时间, t_2 表示胎心音频包络信号的单位周期的结束时间, $h(t)$ 为胎心音频包络信号的实时幅值。当单位周期内胎心音频包络信号的面积大于或等于预设值时,判定当前位置为胎心位置;或者,当单位周期内胎心音频包络信号的面积为检测区域内的最大值时,判定当前位置为胎心位置。

[0049] 作为本发明的另一个实施例,获取超声多普勒音频信号的信号强度还可以为:获取超声多普勒音频信号的幅值,根据超声多普勒音频信号的幅值确定超声多普勒音频信号的信号强度。具体地,计算超声多普勒音频信号在预定时长内幅值的平均值,当该平均值大于或等于预设值时,判定当前位置为胎心位置。通过胎心多普勒保留信号的幅值确定超声多普勒音频信号的信号强度简化了计算量。

[0050] 需要说明的是,还可以通过计算超声多普勒音频信号对应的胎心多普勒包络信号的幅值平方和等方式来确定超声多普勒音频信号的信号强度,在此不作限定。

[0051] 应理解,在本发明实施例中,上述各过程的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不对本发明实施例的实施过程构成任何限定。

[0052] 本发明实施例通过识别超声多普勒音频信号的方向性,当超声多普勒音频信号为单向信号时,发出第一提示信息,从而排除了母亲腹部血流信号对胎心定位的干扰;当超声多普勒音频信号为双向信号时,获取超声多普勒音频信号的信号强度,结合信号强度进行胎心定位,提高了胎心定位的准确性,降低了误诊的风险;不依赖于用户的专业知识和临床经验,大大提高了胎心定位的自动化程度。

[0053] 图5示出了本发明实施例提供的胎心定位装置的结构框图,该装置可以用于运行图1所示的胎心定位方法。该胎心定位装置可以为家用胎儿监护仪,在此不作限定。为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0054] 参照图5,该装置包括:

[0055] 采集单元51,用于开启超声探头,并通过所述超声探头采集超声多普勒音频信号;

[0056] 方向性识别单元52,用于识别所述超声多普勒音频信号的方向性;

[0057] 第一提示单元53,用于若所述超声多普勒音频信号为单向信号,则发出第一提示信息;

[0058] 胎心定位单元54,用于若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则根据所述超声多普勒音频信号进行胎心定位。

[0059] 优选地,所述胎心定位单元54包括:

[0060] 信号强度获取子单元541,用于若所述超声多普勒音频信号为双向信号,则获取所述超声多普勒音频信号的信号强度;

[0061] 第二提示子单元542,用于若所述超声多普勒音频信号的信号强度小于预设值,则发出第二提示信息;

[0062] 第三提示子单元543,用于若所述超声多普勒音频信号的信号强度大于或等于所述预设值,则将当前位置确定为胎心位置,并发出第三提示信息。

[0063] 优选地,所述方向性识别单元52具体用于:

[0064] 将所述超声多普勒音频信号转换为方波信号,通过正向计数器和负向计数器对所述方波信号的方波数进行计数,并根据所述方波信号的方波数来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。

[0065] 优选地,所述方向性识别单元52具体用于:

[0066] 获取所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性,并根据所述超声多普勒音频信号的幅值的方向性来识别所述超声多普勒音频信号的方向性。

[0067] 优选地,所述信号强度获取子单元541具体用于:

[0068] 计算单位周期内所述超声多普勒音频信号的包络面积,并根据所述包络面积确定所述超声多普勒音频信号的信号强度。

[0069] 本发明实施例通过识别超声多普勒音频信号的方向性,当超声多普勒音频信号为单向信号时,发出第一提示信息,从而排除了母亲腹部血流信号对胎心定位的干扰;当超声多普勒音频信号为双向信号时,获取超声多普勒音频信号的信号强度,结合信号强度进行胎心定位,提高了胎心定位的准确性,降低了误诊的风险;不依赖于用户的专业知识和临床经验,大大提高了胎心定位的自动化程度。

[0070] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0071] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0072] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0073] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0074] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。

[0075] 所述功能如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以

存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0076] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

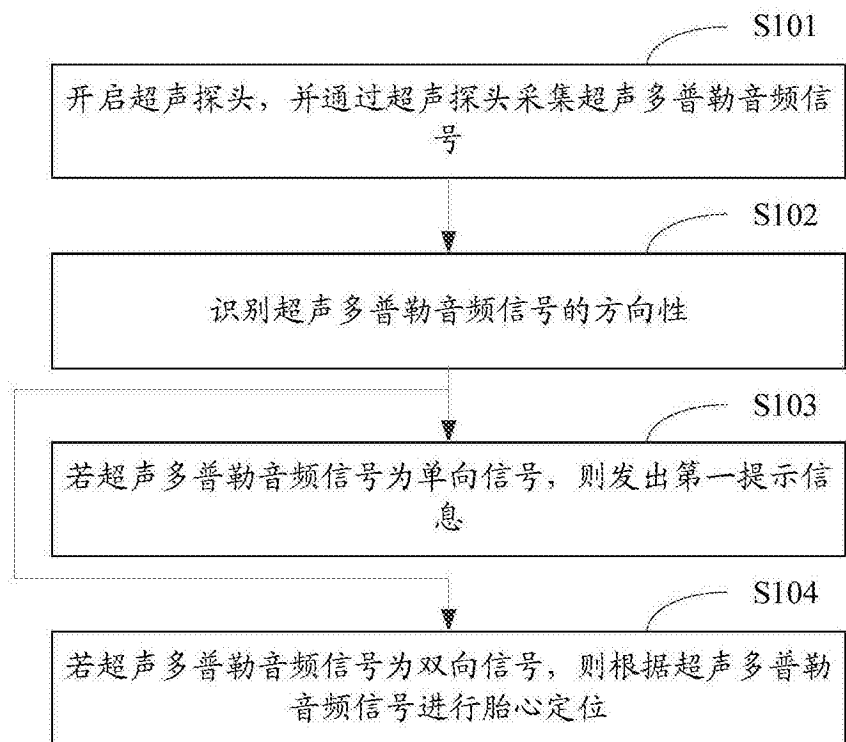


图1

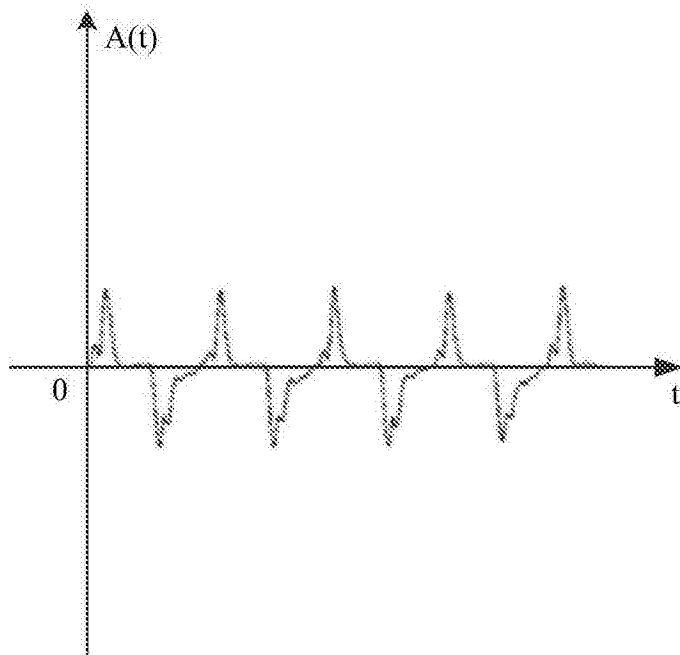


图2

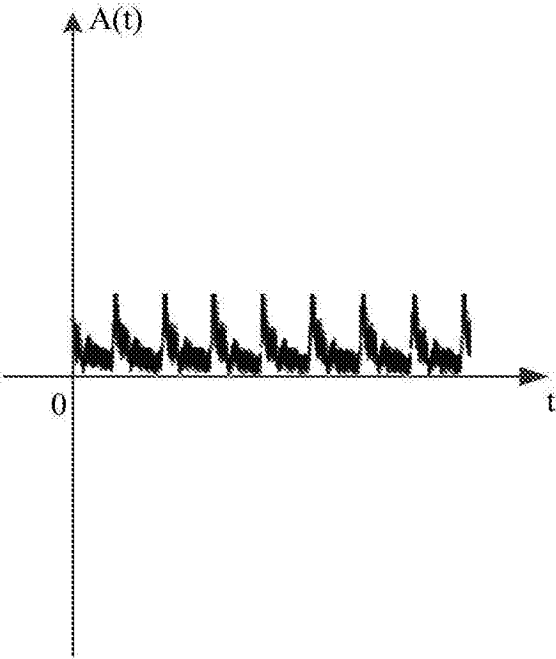


图3

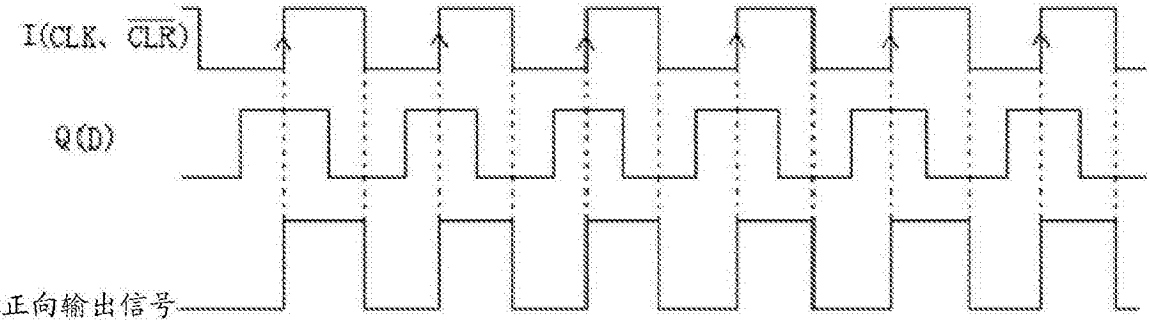
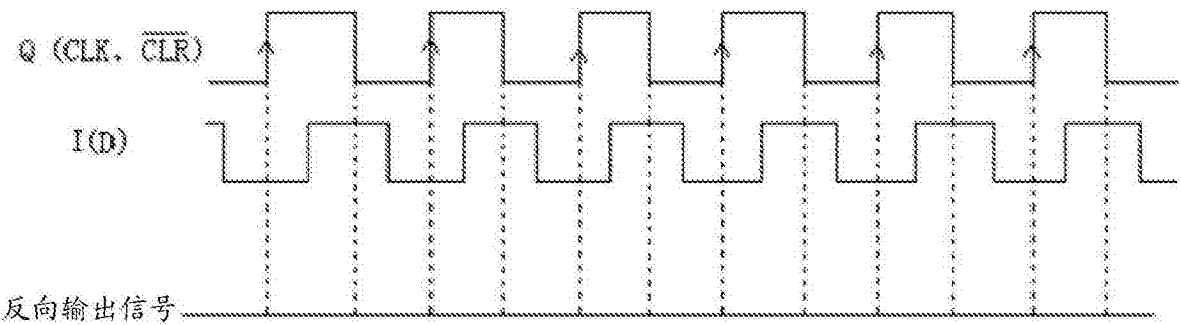


图4

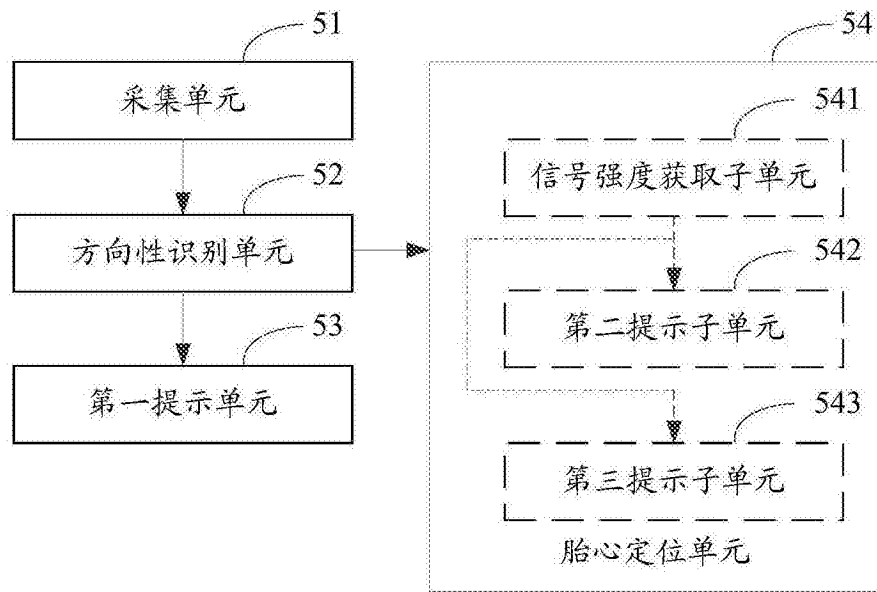


图5

专利名称(译)	胎心定位方法及装置		
公开(公告)号	CN105496462A	公开(公告)日	2016-04-20
申请号	CN201610033428.5	申请日	2016-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	张小飞 陈德伟 包静 胡欢		
发明人	张小飞 陈德伟 包静 胡欢		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/42 A61B8/4444 A61B8/488 A61B8/5215		
代理人(译)	张全文		
其他公开文献	CN105496462B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用于生物医学信号处理技术领域，提供了胎心定位方法及装置。该方法包括：开启超声探头，并通过超声探头采集超声多普勒音频信号；识别超声多普勒音频信号的方向性；若超声多普勒音频信号为单向信号，则发出第一提示信息；若超声多普勒音频信号为双向信号，则根据超声多普勒音频信号进行胎心定位。本发明排除了母亲腹部血流信号对胎心定位的干扰，提高了胎心定位的准确性，降低了误诊的风险，且不依赖于用户的专业知识和临床经验，大大提高了胎心定位的自动化程度。

