



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110090043 A
(43)申请公布日 2019.08.06

(21)申请号 201810088436.9

(22)申请日 2018.01.30

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司
地址 518000 广东省深圳市坪山新区坑梓
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 刘锦群 陈德伟 廖为塔

(74)专利代理机构 深圳市隆天联鼎知识产权代
理有限公司 44232
代理人 刘抗美 李帅人

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

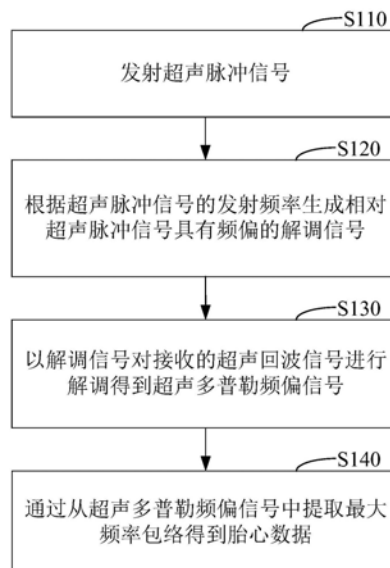
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备

(57)摘要

本发明揭示了一种超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备,属于计算机应用技术领域。所述方法包括:发射超声脉冲信号,根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号,以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号,通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。此外,还提供了超声多普勒的胎心数据获取装置及医疗设备。上述超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备能够简便地利用超声多普勒技术获取准确反映胎心跳动的胎心数据。



1. 一种超声多普勒的胎心数据获取方法,其特征在于,所述方法包括:
发射超声脉冲信号;
根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号;
以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号;
通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述发射超声脉冲信号的步骤包括:
获取孕妇的体征数据;
根据所述体征数据确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序;
按照所述发射频率和发射时序发射超声脉冲信号。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号的步骤包括:
根据所述超声脉冲信号的发射频率确定相对所述发射频率具有频偏的解调频率;
根据所述解调频率生成解调信号。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据所述超声脉冲信号的发射频率确定相对所述发射频率具有频偏的解调频率的步骤包括:
获取所述超声脉冲信号的传播参数;
根据所述超声脉冲信号的发射频率与所述传播参数,计算多普勒频移值;
根据所述多普勒频移值确定相对所述发射频率具有频偏的解调频率。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号的步骤包括:
对接收的超声回波信号进行放大;
将所述解调信号与经过放大的超声回波信号进行混频得到混频信号;
通过对所述混频信号进行低滤波得到超声多普勒频偏信号。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据的步骤包括:
针对每一时刻,从所述超声多普勒频偏信号中提取在所述时刻的最大正向频率和最大反向频率;
通过在所述时刻的最大正向频率和最大反向频率的对比,确定在所述时刻的最大频率;
根据在各时刻的最大频率确定所述超声多普勒频偏信号的最大频率包络得到胎心数据。
7. 一种超声多普勒的胎心数据获取装置,其特征在于,所述装置包括:
超声发射模块,用于发射超声脉冲信号;
解调信号生成模块,用于根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号;
解调模块,用于以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号;
胎心数据获取模块,用于通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,所述超声发射模块包括:
体征数据获取单元,用于获取孕妇的体征数据;
发射参数确定单元,用于根据所述体征数据确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序;
发射单元,用于按照所述发射频率和发射时序发射超声脉冲信号。
9. 一种医疗设备,其特征在于,所述医疗设备包括:
处理器;以及
与所述处理器通信连接的存储器;其中,
所述存储器存储有可读性指令,所述可读性指令被所述处理器执行时实现如权利要求1-6任一项所述的方法。
10. 一种计算机可读性存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序在被执行时实现如权利要求1-6任一项所述的方法。

超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机应用技术领域,特别涉及一种超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备。

背景技术

[0002] 胎心率检测在临床诊断中具有重要的意义,通过检测胎心率,有助于提高胎儿的分娩质量,降低胎儿的畸形率。通过在获取胎心数据后,对胎心数据进行分析,实现对胎心率的监测。在采用超声多普勒技术获取胎心数据时,通过将频率为 ω_0 的超声脉冲信号发射到孕妇腹部,超声脉冲信号遇到胎儿的心脏壁时将发生反射,如果心脏壁相对发射源运动,则反射回来的超声回波信号相对入射的超声脉冲信号将发生频率变化。当心脏壁朝向超声发射源运动时,反射回来的超声回波信号的频率将增加;当心脏壁背离超声发射源运动时,反射回来的超声回波信号的频率将降低。即胎心收缩时远离超声发射源,此时超声回波信号的频率为 $\omega_0 - \Delta\omega$;胎心舒张时靠近超声发射源,超声回波信号的频率为 $\omega_0 + \Delta\omega$ 。

[0003] 目前,在对反射回来的超声回波信号进行频率解调时,通常采用频率与入射的超声脉冲信号相同的解调信号(即本振信号),解调后得到的信号在经过FFT(Fast Fourier Transformation,快速傅里叶变换)时,由于频谱会存在双边谱镜像的特征,并不能区分超声回波信号的频率是 $\omega_0 + \Delta\omega$ 还是 $\omega_0 - \Delta\omega$,即无法区分是胎心舒张还是胎心收缩,可能存在将同一个心动周期内的胎心收缩和胎心舒张误认为是两次心跳,影响医护人员对胎心率的错误判断。因此,只能在通过本振信号解调后再采用与本振频率信号存在 90° 相位差的信号进行再次解调,但这将影响解调后信号的线性相位。因此,目前通过超声多普勒技术获取胎心数据无法准确地反映胎心跳动,且加大了信号处理的数据量。

发明内容

[0004] 为了解决相关技术中无法简便地利用超声多普勒技术获取准确地反映胎心跳动的胎心数据的技术问题,本发明提供了一种超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备。

[0005] 第一方面,提供了一种超声多普勒的胎心数据获取方法,包括:

[0006] 发射超声脉冲信号;

[0007] 根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号;

[0008] 以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号;

[0009] 通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。

[0010] 第二方面,提供了一种超声多普勒的胎心数据获取装置,包括:

[0011] 超声发射模块,用于发射超声脉冲信号;

[0012] 解调信号生成模块,用于根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号;

[0013] 解调模块,用于以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号;

[0014] 胎心数据获取模块,用于通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。

[0015] 第三方面,提供了一种医疗设备,包括:

[0016] 处理器;以及

[0017] 与所述处理器通信连接的存储器;其中,

[0018] 所述存储器存储有可读性指令,所述可读性指令被所述处理器执行时实现如第一方面所述的方法。

[0019] 第四方面,提供了一种计算机可读性存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序在被执行时实现如第一方面的方法。

[0020] 通过本发明的实施例提供的技术方案能够得到以下有益效果:

[0021] 在利用超声多普勒获取胎心数据时,发射超声脉冲信号,根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号,以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号,而从该超声多普勒频偏信号提取的频谱中,无论多普勒效应造成的频率增大或减小,频带均处于同一个方向,可以简便且准确地获知胎心率,并且无需额外采用与本振信号存在 90° 相位差的信号进行再次解调,即通过一次信号解调即可得到带有正反特性的超声多普勒频偏信号,使最终获取的胎心数据能够准确地反映胎心跳动,从而实现简便地利用超声多普勒技术获取准确反映胎心跳动的胎心数据。

[0022] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性的,本发明并不受限制。

附图说明

[0023] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本发明的实施例,并与说明书一起用于解释本发明的原理。

[0024] 图1是根据一示例性实施例示出的一种超声多普勒的胎心数据获取方法流程图。

[0025] 图2是根据一示例性实施例示出的一种超声脉冲信号的示意图。

[0026] 图3是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S130的一种具体实现流程图。

[0027] 图4是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S110的一种具体实现流程图。

[0028] 图5是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S120的一种具体实现流程图。

[0029] 图6是根据图5对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S121的一种具体实现流程图。

[0030] 图7是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S140的一种具体实现流程图。

[0031] 图8是根据一示例性实施例示出的超声多普勒频偏信号的最大频率包络的波形

图。

[0032] 图9是根据一示例性实施例示出的对超声多普勒频偏信号的最大频率包络进行平滑处理后的波形图。

[0033] 图10是根据一示例性实施例示出的一种超声多普勒的胎心数据获取装置的框图。

[0034] 图11是根据图10对应示例性实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取装置中超声发射模块110的一种框图。

[0035] 图12是根据图10对应示例性实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取装置中解调信号生成模块120的一种框图。

[0036] 图13是根据图12对应示例性实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取装置中频偏值确定单元121的一种框图。

[0037] 图14是根据图10对应示例性实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取装置中解调模块130的一种框图。

[0038] 图15是根据图10对应示例性实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取装置中胎心率确定模块140的一种框图。

[0039] 图16是根据一示例性实施例示出的一种医疗设备的框图。

具体实施方式

[0040] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。以下示例性实施例中所述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所记载的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0041] 图1是根据一示例性实施例示出的一种超声多普勒的胎心数据获取方法流程图,如图1所示,该超声多普勒的胎心数据获取方法可以包括以下步骤。

[0042] 在步骤S110中,发射超声脉冲信号。

[0043] 超声脉冲信号是进行胎心率检测时向孕妇腹部发射的超声波。

[0044] 超声脉冲信号具有发射频率、脉冲时序等信号特征。

[0045] 图2是根据一示例性实施例示出的一种超声脉冲信号的示意图。如图2所示,脉冲时序包括超声脉冲持续时间T1、超声脉冲停止时间T2、超声脉冲重复时间T3。

[0046] 超声脉冲重复时间T3是一个脉冲周期的持续时间。

[0047] 超声脉冲持续时间T1是每一个脉冲周期中持续发射超声脉冲的时间。

[0048] 超声脉冲持续时间T2是每一个脉冲周期中不发射超声脉冲的时间。

[0049] 当超声脉冲信号的超声脉冲频率为 F_0 时,则表明在超声脉冲持续时间T1中,超声脉冲信号的脉冲频率为 F_0 。

[0050] 需要说明的是,在进行胎心率的一次检测过程中,发射的超声脉冲信号的发射频率和脉冲时序是保持不变的。

[0051] 用户可以通过在医疗设备的输入端进行信息输入,设置检测时超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序;也可以通过输入孕妇资料,例如检测项目、孕周大小、体重等信息,进而根据输入的孕妇资料,确定检测时超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序;还可以通过其他方式确定检测时超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序,在此不进行限定。

[0052] 在步骤S120中,根据超声脉冲信号的发射频率生成相对超声脉冲信号具有频偏的

解调信号。

[0053] 可以理解的是,在发射出超声脉冲信号后,超声脉冲信号传输至反射界面(例如,胎儿的心脏壁)时将发生反射,形成超声回波信号反射回来。而随着胎儿的心动,心脏壁处于跳动状态,即反射界面处于运动状态。因而,相对超声脉冲信号的发射频率,超声回波信号的频率将发生变化。

[0054] 解调信号是对超声回波信号进行频率解调的信号。通过解调信号对超声回波信号进行解调,获知超声回波信号的频率。

[0055] 若采用解调频率与超声脉冲信号的发射频率相同的解调信号对超声回波信号进行解调,解调后得到的超声多普勒频偏信号在经过FFT变化时,由于频谱会存在双边谱镜像的特征,将不能区分频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$ (即无法区分频率是增大还是减小),进而无法识别反射界面是相对超声发射源运动还是背离超声发射源运动,在胎心监护时根据获取的胎心数据就无法区分是胎心舒张还是胎心收缩,从而容易导致计算得到的胎心率出现加倍的现象,影响对胎心跳动的错误判断。

[0056] 因此,通过与超声脉冲信号具有频偏的解调信号对超声回波信号进行解调,将 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$ 的多普勒频偏移动到同一方向上(即正向或反向),从而根据频率大小就能容易地区分出频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$,避免因频谱存在双边谱镜像的特征而导致无法区分频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$ 。

[0057] 根据超声脉冲信号的发射频率生成相对超声脉冲信号具有频偏的解调信号时,可以是根据预设的对应关系,选择与超声脉冲信号对应的解调信号,该解调信号相对超声脉冲信号具有频偏;也可以是根据发射频率计算解调频偏幅度,再确定解调信号的解调频率生成解调信号;还可以是通过其他方式,根据超声脉冲信号的发射频率生成相对超声脉冲信号具有频偏的解调信号,在此不进行一一描述。

[0058] 根据发射频率计算解调频偏幅度,再确定解调信号的解调频率生成解调信号时,可以是根据预设解调频偏率与超声脉冲信号的频率确定解调频偏值,也可以是直接将预设的解调频偏值作为解调信号相对超声脉冲信号的解调频偏值。

[0059] 在步骤S130中,以解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号。

[0060] 解调是通过调解信号对超声回波信号进行频率还原,获取超声回波信号的频率信息。

[0061] 在一示例性实施例中,通过将解调信号与超声回波信号进行混频,得到表征超声回波信号中频率信息的超声多普勒频偏信号。

[0062] 在步骤S140中,通过从超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。

[0063] 在一示例性实施例中,从超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络时,先通过STFT(Short-Time Fourier Transform,短时傅里叶变换)变换或AR谱估计后,计算得到该多普勒信号的时频谱。然后可以选择先将整个频带范围内的信号频率移动 $-\Delta\omega_0$,可得到带有正、正向频率的时频谱(频带处于 $(-\omega, \omega)$ 之间),再分别进行正向最大频率计算和反向最大频率计算,提取正向最大频率包络和正向最大频率包络;也可以选择先计算最大频率和最小频率,提取最大频率包络和最小频率包络,然后再将整个频带范围内的信号频率移动

$-\Delta\omega_0$, 得到正向最大频率包络和正向最大频率包络, 并将正向最大频率包络和正向最大频率包络作为胎心数据。

[0064] 提取最大频率包络的方法很多, 常见的方法有: 百分比法、直线拟合法、小波变换法等。

[0065] 在另一示例性实施例中, 通过频压转换 (例如, 频压转换的元器件或者硬件电路), 将超声多普勒频偏信号的频率转换为电压, 再通过读取电压值, 从而获知正向最大频率包络和反向最大频率包络。

[0066] 利用如上所述的方法, 在利用超声多普勒获取胎心数据时, 发射超声脉冲信号, 根据超声脉冲信号的发射频率生成相对超声脉冲信号具有频偏的解调信号, 以解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号, 而从该超声多普勒频偏信号提取的频谱中, 无论多普勒效应造成的频率增大或减小, 频带均处于同一个方向, 可以简便且准确地反映胎心跳动, 并且无需额外采用与本振信号存在 90° 相位差的信号进行再次解调, 即通过一次信号解调即可得到带有正反特性的超声多普勒频偏信号, 使最终获取的胎心数据能够准确地反映胎心跳动, 从而实现简便地利用超声多普勒技术获取准确反映胎心跳动的胎心数据。

[0067] 图3是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S130的细节描述, 该超声多普勒的胎心数据获取方法中的步骤S130还可以包括以下步骤。

[0068] 在步骤S131中, 对接收的超声回波信号进行放大。

[0069] 可以理解的是, 由于超声脉冲信号在人体组织中传播时的衰减, 接收的超声回波信号的能量将比较微弱。

[0070] 因此, 为进一步提高解调后频偏信号的准确性, 接收超声回波信号后需对超声回波信号进行增益放大, 从而提高超声回波信号的能量, 避免因超声回波信号的能量较低而导致解调的频偏信号出现较大的偏差。

[0071] 在步骤S132中, 将解调信号与经过放大的超声回波信号进行混频得到混频信号。

[0072] 例如, 在一具体的示例性实施例中, 假设解调信号采用与超声脉冲信号的频率相同的本振信号 $S_0(t)$: $S_0(t) = v_0 * \cos(\omega_0 t + \theta_0)$, 接收到的超声回波信号 $S_1(t)$ 为: $S_1(t) = v_1 * \cos(\omega_1 t + \theta_1)$ 。

[0073] 如果采用解调信号 $S_0(t)$ 与超声回波信号 $S_1(t)$ 进行解调, 得到的混频信号为:

$$\begin{aligned}
 S_0(t) * S_1(t) &= v_0 * \cos(\omega_0 t + \theta_0) * v_1 * \cos(\omega_1 t + \theta_1) \\
 [0074] \quad &= \frac{v_0 * v_1}{2} * (\cos((\omega_0 + \omega_1)t + (\theta_0 + \theta_1)) + \cos((\omega_0 - \omega_1)t + (\theta_0 - \theta_1))) \\
 &= \frac{v_0 * v_1}{2} * \cos((\omega_0 + \omega_1)t + (\theta_0 + \theta_1)) + \frac{v_0 * v_1}{2} * \cos((\omega_0 - \omega_1)t + (\theta_0 - \theta_1))
 \end{aligned}$$

[0075] 混频信号的第一项为两个频率之和, 为高频成分, 第二项为两个频率之差, 为低频部分, 此时通过一个低通滤波器, 滤除混频信号中的高频成分, 便可得到频偏信号, 而此时频偏信号的频带处于 $(-\omega, \omega)$ 之间。但是, 由于直接采用这种方案得到的频偏信号, 在经过FFT变化时, 由于频谱会存在双边谱镜像的特征, 并不能区分频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$, 无法识别反射界面是相对超声发射源运动还是背离超声发射源运动, 在胎心监护时就无法区分

是胎心舒张还是胎心收缩,可能将同一个心动周期内的胎心舒张和胎心收缩误认为是两次心跳,当胎心收缩持续时间与胎心舒张持续时间接近,且胎心收缩和胎心舒张产生的这两个信号强度接近时,就容易导致计算得到的胎心率出现加倍的现象,影响医护人员对胎心跳动的错误判断。

[0076] 而在另一具体的示例性实施例中,通过与超声脉冲信号存在频偏的解调信号对超声回波信号进行解调,例如解调信号为 $S_2(t) = v_0 * \cos(\omega_2 t + \theta_0) = v_0 * \cos((\omega_0 + \Delta\omega_0)t + \theta_0)$,而超声脉冲信号为 $S_0(t) = v_0 * \cos(\omega_0 t + \theta_0)$,即解调信号 $S_2(t)$ 与超声脉冲信号 $S_0(t)$ 的信号幅度、相位完全一致,只是两者间存在 $\Delta\omega_0$ 的频率差。

$$\begin{aligned}
 [0077] \quad S_2(t) * S_1(t) &= v_0 * \cos(\omega_2 t + \theta_0) * v_1 * \cos(\omega_1 t + \theta_1) \\
 &= \frac{v_0 * v_1}{2} * (\cos((\omega_2 + \omega_1)t + (\theta_0 + \theta_1)) + \cos((\omega_2 - \omega_1)t + (\theta_0 - \theta_1))) \\
 &= \frac{v_0 * v_1}{2} * \cos((\omega_0 + \omega_1 + \Delta\omega_0)t + (\theta_0 + \theta_1)) + \frac{v_0 * v_1}{2} * \cos((\omega_0 - \omega_1 + \Delta\omega_0)t + (\theta_0 - \theta_1))
 \end{aligned}$$

[0078] 采用解调信号 $S_2(t)$ 对超声回波信号 $S_1(t)$ 进行解调时,得到的混频信号为:

[0079] 通过对混频信号低通滤波后,得到的频偏信号 $V(t)$ 为:

$$[0080] \quad V(t) = \frac{1}{2} v_0 * v_1 * \cos((\omega_0 - \omega_1 + \Delta\omega_0)t + (\theta_0 - \theta_1))$$

[0081] 此时得到的超声多普勒频偏信号的频带处于 $(-\omega + \Delta\omega_0, \omega + \Delta\omega_0)$ 之间。

[0082] 在步骤S133中,通过对混频信号进行低通滤波得到超声多普勒频偏信号。

[0083] 利用如上所述的方法,在对超声回波信号进行解调时,预先对超声回波信号进行增益放大,避免因超声回波信号在人体组织中的衰减而导致能量微弱,造成检测错误,并通过混频后进行低通滤波得到表征超声回波信号频率成分的超声多普勒频偏信号,从而保证了胎心数据的准确性。

[0084] 图4是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S110的细节描述,该超声多普勒的胎心数据获取方法中的步骤S110还可以包括以下步骤。

[0085] 在步骤S111中,获取孕妇的体征数据。

[0086] 孕妇的体征数据包括孕妇的体重、孕周大小等数据。

[0087] 获取孕妇体征数据的方式有多种,可以通过医疗设备的信息输入端进行孕妇体征数据的录入,也可以通过医疗设备的体征数据采集单元对孕妇进行体征数据的采集,也可以通过医疗设备与服务器的联网,获取存储于服务器中该孕妇的体征数据,还可以通过其他方式获取孕妇的体征数据,在此不对获取孕妇体征数据的方式进行限定。

[0088] 在步骤S112中,根据体征数据确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序。

[0089] 由于超声脉冲信号的发射频率越高,在人体组织的衰减就越快,检测的深度就越浅。因此,若采用固定的发射频率进行检测,将导致无法接收有效的脉冲回波信号。

[0090] 例如,对于肥胖型孕妇,由于腹部较厚,胎儿的心脏壁离检测时放置于孕妇腹部的超声发射源较远,如果采用超声发射频率为3MHz的超声脉冲信号,在进行胎儿监护时,会由于获得的信号特别弱甚至无法获取到有效信号,从而影响胎儿的监护效果。

[0091] 又例如,在进行胎儿监护检测时,采用5MHz的超声脉冲信号,将导致脉冲回波信号还未传输至胎儿的心脏壁时,脉冲回波信号已经完全衰减,从而无法接收到脉冲回波信号。

[0092] 因此,根据孕妇的体征数据,确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序,使发射出的超声脉冲信号与孕妇更加匹配,从而更有针对性的进行胎心率的检测。

[0093] 在步骤S113中,按照发射频率和发射时序发射超声脉冲信号。

[0094] 通过确定的超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序,配置超声脉冲信号的控制参数,进而根据控制参数,发射出相应的超声脉冲信号。

[0095] 利用如上所述的方法,在通过超声多普勒获取胎心数据时,根据孕妇的体征数据确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序,使发射出的超声脉冲信号与孕妇更加匹配,从而进一步提高了获取胎心数据的准确性。

[0096] 图5是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S120的细节描述,该超声多普勒的胎心数据获取方法中的步骤S120还可以包括以下步骤。

[0097] 在步骤S121中,根据超声脉冲信号的发射频率确定相对发射频率具有频偏的解调频率。

[0098] 根据超声脉冲信号的发射频率确定相对发射频率具有频偏的解调频率时,可以是根据预设的发射频率与解调频率之间的对应关系确定解调频率;也可以是根据预设的频偏幅度,对发射频率进行该频偏幅度的频偏得到解调频率,在此不对根据发射频率确定相对该发射频率具有频偏的解调频率的方式进行限定。

[0099] 可选的,预设有关发射频率与解调频率之间的对应关系时,可是发射频率与一定解调频率区间的解调频率对应。

[0100] 例如,超声脉冲信号的发射频率为5MHz时,对应的解调频率区间为5.1-5.5MHz;超声脉冲信号的发射频率为10MHz时,对应的解调频率区间为10.3-11MHz。通过在解调频率区间中预设一个默认解调频率,在实际使用过程中,可以对解调频率在对应的解调频率区间找那个进行调节。

[0101] 在步骤S122中,根据解调频率生成解调信号。

[0102] 利用如上所述的方法,在确定解调信号时,通过对发射频率确定相对发射频率具有频偏的解调信号的解调频率,避免了解调频率的随意性,保证了解调信号对超声回波信号进行解调的匹配性。

[0103] 图6是根据图5对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S121的细节描述,该超声多普勒的胎心数据获取方法中的步骤S121还可以包括以下步骤。

[0104] 在步骤S1211中,获取超声脉冲信号的传播参数。

[0105] 超声脉冲信号的传播参数包括超声脉冲信号的发射频率、在人体组织的传播速度、传播方向与血流方向的夹角、血流速度等参数。

[0106] 由于超声脉冲信号的传播参数将影响超声脉冲信号在人体组织中发生多普勒效应时产生的频移,因此,通过这些传播参数计算多普勒频移值。

[0107] 在步骤S1212中,根据超声脉冲信号的发射频率与传播参数,计算多普勒频移值。

[0108] 根据超声多普勒频移原理,发射频率为 F_0 的超声脉冲信号在人体中传播时,经发射回来的超声脉冲信号相对超声脉冲信号的频移为:

$$[0109] \quad F_d = 2 * F_0 * v * \cos \beta / c$$

[0110] 其中, v 为人体中血细胞的运动速度, c 为超声脉冲信号在人体组织内的传播速度, β 为超声脉冲信号的传播方向与血流方向的夹角。

[0111] 在步骤S1213中,根据多普勒频移值确定相对发射频率具有频偏的解调频率。

[0112] 如前所述的,频偏信号在经过FFT变化时,由于频谱会存在双边谱镜像的特征,在采用超声脉冲信号的本振信号对超声回波信号进行解调时,并不能区分频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$ 。

[0113] 因此,为避免出现无法区分频率是 $\Delta\omega$ 还是 $-\Delta\omega$,需将频偏信号的频带移动到一个方向,即使 $-\omega + \Delta\omega_0$ 、 $\omega + \Delta\omega_0$ 均大于0。而 ω 最大为超声回波信号相对超声脉冲信号的频移 F_d ,要使 $-\omega + \Delta\omega_0 > 0$,需满足 $\Delta\omega_0 > 2\pi F_d$,即满足频偏幅度 $\Delta f > F_d$ 。

[0114] 由上述公式可知,超声多普勒频移 F_d 的大小与超声发射频率 F_0 正相关。

[0115] 因此,为了从超声回波信号中更完整地解调出频偏信号,应使解调信号相对超声脉冲信号的频偏幅度 Δf 与超声脉冲信号的发射频率 F_0 之间也应呈正相关关系,且 $\Delta f > F_d$ 。

[0116] 利用如上所述的方法,在确定解调信号相对超声脉冲信号的解调频率时,根据超声脉冲信号的传播参数计算多普勒频移值,再通过多普勒频移值确定相对发射频率具有频偏的解调频率,使解调信号更有针对性地对超声回波信号进行解调,从而更加完整地解调出频偏信号,进一步提高了胎心数据的准确性。

[0117] 图7是根据图1对应实施例示出的超声多普勒的胎心数据获取方法中步骤S140的细节描述,该超声多普勒的胎心数据获取方法中的步骤S140还可以包括以下步骤。

[0118] 在步骤S141中,针对每一时刻,从超声多普勒频偏信号中提取在时刻的最大正向频率和最大反向频率。

[0119] 如前所述的,当发射的超声脉冲信号完全覆盖胎儿心脏,在心脏收缩和心脏舒张的过程中,都会反射回一个包含相对运动信息的超声回波信号,但由于胎儿在孕子宫内的活动比较频繁,接收的超声回波信号也将非常的复杂,除了包含相对运动信息的频率成分外,还包含其他多种不同频率成分。

[0120] 而超声回波信号中,由胎儿的心脏收缩和心脏舒张所引起的正向频率和反向频率都比较明显。因此,在对超声回波信号进行解调后得到的超声多普勒频偏信号中,任一时刻的超声多普勒频偏信号都包括多种频率成分,而通过对每一时刻对应的多种频率进行对比,确定超声多普勒频偏信号在该时刻的最大正向频率和最大反向频率。

[0121] 在步骤S142中,通过在时刻的最大正向频率和最大反向频率的对比,确定在时刻的最大频率。

[0122] 如前所述的,胎儿在孕子宫内的活动比较频繁,接收的超声回波信号也将非常的复杂,很难出现整个检测过程中正向最大频率包络和反向最大频率包络都比较强、周期也比较明显的情况,更多的情况下,将会出现某一个方向的信号频率包络大,而另一个方向的信号频率包络较小的情况,例如,正向频率包络非常大,而反向频率包络时大时小,或者反向频率包络非常大,正向频率包络时大时小。而且在这个过程中,可能出现正向最大频率包络与反向最大频率包络的强度频繁变化。通过上述步骤得到的最大频率包络,时强时弱的那个方向的信号就可能出现最大频率不稳定,有时候接近0的情况,导致周期特征消失。此时如果仅采用正向最大频率包络或者正向最大频率包络进行胎心率计算将出现误算。

[0123] 由于超声多普勒信号是将超声脉冲信号对准胎儿心脏进行发射,并接收心脏壁反射回来的超声回波信号。在心脏的收缩和舒张运动过程中,心脏壁与超声脉冲信号之间发生相对或相向运动,且在同一时刻,心脏壁相对于超声脉冲信号的运动,要么是相对运动,

要么是相向运动,这样对于对超声回波信号进行解调得到的频偏信号,在同一时刻,要么只有正向频率,要么只有反向频率。

[0124] 因此,通过对同一时刻内的最大正向频率和最大反向频率进行对比,判断当前时刻是正向频率为主,还是反向频率为主。如果当前时刻正向最大频率大于反向最大频率,则保留该时刻的正向最大频率,确定正向最大频率为在该时刻的最大频率;反之,则保留反向最大频率,确定反向最大频率为在该时刻的最大频率。

[0125] 在步骤S143中,根据在各时刻的最大频率确定超声多普勒频偏信号的最大频率包络得到胎心数据。

[0126] 如前所述的,每一个时刻选取出一个最大频率。因此,通过对各时刻的最大频率进行曲线拟合,得到超声多普勒频偏信号的最大频率包络。

[0127] 图8是根据一示例性实施例示出的超声多普勒频偏信号的最大频率包络的波形图。

[0128] 可选的,如前所述的,由于胎儿不可能在几十个微秒内出现心脏收缩和心脏舒张的频繁切换,但孕子宫内的环境干扰却可能导致正向频率和反向频率同时存在甚至频繁切换。因此,为了降低同一时刻正向频率和反向频率交替变化而导致单侧频率出现斑点,影响后续胎心率计算的准确性,通过对超声多普勒频偏信号的最大频率包络进行平滑处理,提高信号的周期特征,进一步提高胎心数据描述胎心率的准确性。

[0129] 在一示例性实施例中,在确定超声多普勒频偏信号的最大频率包络得到胎心数据后,采用短时总能量主占优的原则对胎心数据进行平滑处理,从而提高胎心数据的周期特征,进一步提高胎心数据反映胎心跳动的准确性。图9是根据一示例性实施例示出的对超声多普勒频偏信号的最大频率包络进行平滑处理后的波形图。

[0130] 利用如上所述的方法,通过从超声多普勒频偏信号中提取在每一时刻的最大正向频率和最大反向频率,进而确定超声多普勒频偏信号在该时刻的最大频率,并根据各时刻的最大频率得到超声多普勒频偏信号的最大频率包络,避免因孕子宫内的复杂环境而引起的频率干扰,进而根据最大频率包络得到胎心数据,进一步提高了胎心数据的准确性。

[0131] 下述为本发明系统实施例,可以用于执行上述超声多普勒的胎心数据获取方法实施例。对于本发明系统实施例中未披露的细节,请参照本发明超声多普勒的胎心数据获取方法实施例。

[0132] 图10是根据一示例性实施例示出的一种超声多普勒的胎心数据获取装置的框图,该装置包括但不限于:超声发射模块110、解调信号生成模块120、解调模块130及胎心数据获取模块140。

[0133] 超声发射模块110,用于发射超声脉冲信号;

[0134] 解调信号生成模块120,用于根据超声脉冲信号的发射频率生成相对超声脉冲信号具有频偏的解调信号;

[0135] 解调模块130,用于以解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号;

[0136] 胎心数据获取模块140,用于通过从超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。

[0137] 上述装置中各个模块的功能和作用的实现过程具体详见上述超声多普勒的胎心

数据获取方法中对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0138] 可选的,如图11所示,超声发射模块110还包括但不限于:体征数据获取单元111、发射参数确定单元112和发射单元113。

[0139] 体征数据获取单元111,用于获取孕妇的体征数据;

[0140] 发射参数确定单元112,用于根据体征数据确定超声脉冲信号的发射频率及脉冲时序;

[0141] 发射单元113,用于按照发射频率和发射时序发射超声脉冲信号。

[0142] 可选的,如图12所示,解调信号生成模块120还包括但不限于:解调频率确定单元121和解调信号生成单元122。

[0143] 解调频率确定单元121,用于根据超声脉冲信号的发射频率确定相对发射频率具有频偏的解调频率;

[0144] 解调信号生成单元122,用于根据解调频率生成解调信号。

[0145] 可选的,如图13所示,解调频率确定单元121还包括但不限于:传播参数获取子单元1211、多普勒频移值计算子单元1212和解调频率确定子单元1213。

[0146] 传播参数获取子单元1211,用于获取超声脉冲信号的传播参数;

[0147] 多普勒频移值计算子单元1212,用于根据超声脉冲信号的发射频率与传播参数,计算多普勒频移值;

[0148] 解调频率确定子单元1213,用于根据多普勒频移值确定相对发射频率具有频偏的解调频率。

[0149] 可选的,如图14所示,解调模块130还包括但不限于:放大单元131、混频单元132和低通滤波单元133。

[0150] 放大单元131,用于对接收的超声回波信号进行放大;

[0151] 混频单元132,用于将解调信号与经过放大的超声回波信号进行混频得到混频信号;

[0152] 低通滤波单元133,用于通过对混频信号进行低通滤波得到超声多普勒频偏信号。

[0153] 可选的,如图15所示,胎心数据获取模块140还包括但不限于:最大频率提取单元141、频率对比单元142和最大频率包络确定单元143。

[0154] 最大频率提取单元141,用于针对每一时刻,从超声多普勒频偏信号中提取在时刻的最大正向频率和最大反向频率;

[0155] 频率对比单元142,用于通过在时刻的最大正向频率和最大反向频率的对比,确定在时刻的最大频率;

[0156] 胎心数据获取单元143,用于根据在各时刻的最大频率确定超声多普勒频偏信号的最大频率包络得到胎心数据。

[0157] 可选的,图15所示的胎心数据获取模块140还包括但不限于:平滑处理单元。

[0158] 平滑处理单元,用于通过短时总能量主占优原则对胎心数据进行平滑处理。

[0159] 图16是根据一示例性实施例示出的一种医疗设备100的框图。

[0160] 参考图16,医疗设备100可以包括以下一个或者多个组件:处理组件101,存储器102,电源组件103,多媒体组件104,音频组件105,信号收发组件107以及通信组件108。其中,上述组件并不全是必须的,医疗设备100可以根据自身功能需求增加其他组件或减少某

些组件,本实施例不作限定。

[0161] 处理组件101通常控制医疗设备100的整体操作,诸如与显示,电话呼叫,数据通信,相机操作以及记录操作相关联的操作等。处理组件101可以包括一个或多个处理器109来执行指令,以完成上述操作的全部或部分步骤。此外,处理组件101可以包括一个或多个模块,便于处理组件101和其他组件之间的交互。例如,处理组件101可以包括多媒体模块,以方便多媒体组件104和处理组件101之间的交互。

[0162] 存储器102被配置为存储各种类型的数据以支持在医疗设备100的操作。这些数据的示例包括用于在医疗设备100上操作的任何应用程序或方法的指令。存储器102可以由任何类型的易失性或非易失性存储设备或者它们的组合实现,如SRAM(Static Random Access Memory,静态随机存取存储器),EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory,电可擦除可编程只读存储器),EPROM(Erasable Programmable Read Only Memory,可擦除可编程只读存储器),PROM(Programmable Read-Only Memory,可编程只读存储器),ROM(Read-Only Memory,只读存储器),磁存储器,快闪存储器,磁盘或光盘。存储器102中还存储有一个或多个模块,该一个或多个模块被配置成由该一个或多个处理器109执行,以完成上述任一所示方法中的全部或者部分步骤。

[0163] 电源组件103为医疗设备100的各种组件提供电力。电源组件103可以包括电源管理系统,一个或多个电源,及其他与为医疗设备100生成、管理和分配电力相关联的组件。

[0164] 多媒体组件104包括在医疗设备100和用户之间的提供一个输出接口的屏幕。在一些实施例中,屏幕可以包括LCD(Liquid Crystal Display,液晶显示器)和TP(Touch Panel,触摸面板)。如果屏幕包括触摸面板,屏幕可以被实现为触摸屏,以接收来自用户的输入信号。触摸面板包括一个或多个触摸传感器以感测触摸、滑动和触摸面板上的手势。触摸传感器可以不仅感测触摸或滑动动作的边界,而且还检测与所述触摸或滑动操作相关的持续时间和压力。

[0165] 音频组件105被配置为输出和/或输入音频信号。例如,音频组件105包括一个麦克风,当医疗设备100处于操作模式,如呼叫模式、记录模式和语音识别模式时,麦克风被配置为接收外部音频信号。所接收的音频信号可以被进一步存储在存储器102或经由通信组件108发送。在一些实施例中,音频组件105还包括一个扬声器,用于输出音频信号。

[0166] 信号收发组件107包括一个超声波发射器和超声波接收器。超声波发射器用于向外发射超声波,超声波接收器用于接收发射超声波后经反射回来的超声波。

[0167] 通信组件108被配置为便于医疗设备100和其他设备之间有线或无线方式的通信。医疗设备100可以接入基于通信标准的无线网络,如WiFi(Wireless-Fidelity,无线网络),2G或3G,或它们的组合。在一个示例性实施例中,通信组件108经由广播信道接收来自外部广播管理系统的广播信号或广播相关信息。在一个示例性实施例中,所述通信组件108还包括NFC(Near Field Communication,近场通信)模块,以促进短程通信。例如,在NFC模块可基于RFID(Radio Frequency Identification,射频识别)技术,IrDA(Infrared Data Association,红外数据协会)技术,UWB(Ultra-Wideband,超宽带)技术,BT(Bluetooth,蓝牙)技术和其他技术来实现。

[0168] 在示例性实施例中,医疗设备100可以被一个或多个ASIC(Application Specific Integrated Circuit,应用专用集成电路)、DSP(Digital Signal Processing,数字信号处

理器)、PLD(Programmable Logic Device,可编程逻辑器件)、FPGA(Field-Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)、控制器、微控制器、微处理器或其他电子元件实现,用于执行上述方法。

[0169] 该实施例中的医疗设备中处理器执行操作的具体方式已经在有关该超声多普勒的胎心数据获取方法的实施例中执行了详细描述,此处将不再做详细阐述说明。

[0170] 可选的,本发明还提供一种医疗设备,执行上述实施例任一所示的超声多普勒的胎心数据获取方法的全部或者部分步骤。所述医疗设备包括:

[0171] 处理器;以及

[0172] 与所述处理器通信连接的存储器;其中,

[0173] 所述存储器存储有可读性指令,所述可读性指令被所述处理器执行时实现如上述任一示例性实施例所述的方法。

[0174] 该实施例中的医疗设备中处理器执行操作的具体方式已经在有关该超声多普勒的胎心数据获取方法的实施例中执行了详细描述,此处将不做详细阐述说明。

[0175] 在示例性实施例中,还提供了一种计算机存储介质,该存储介质为计算机可读性存储介质,例如可以为包括指令的临时性和非临时性计算机可读性存储介质。该存储介质例如包括指令的存储器102,上述指令可由医疗设备100的处理器109执行以完成上述超声多普勒的胎心数据获取方法。

[0176] 应当理解的是,本发明并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,本领域技术人员可以在不脱离其范围执行各种修改和改变。本发明的范围仅由所附的权利要求来限制。

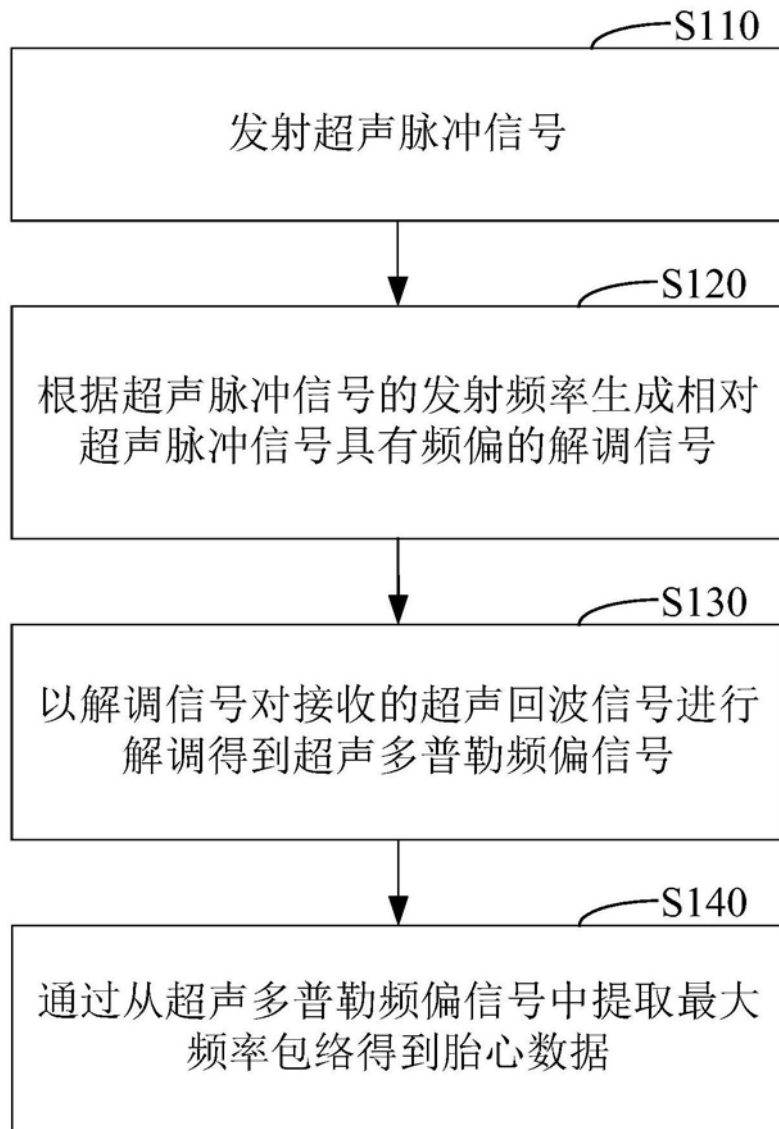


图1

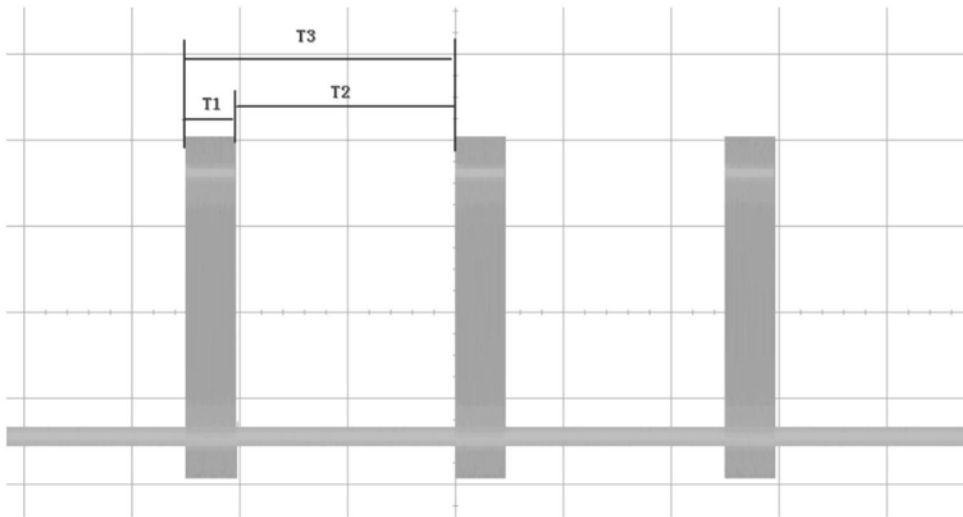


图2

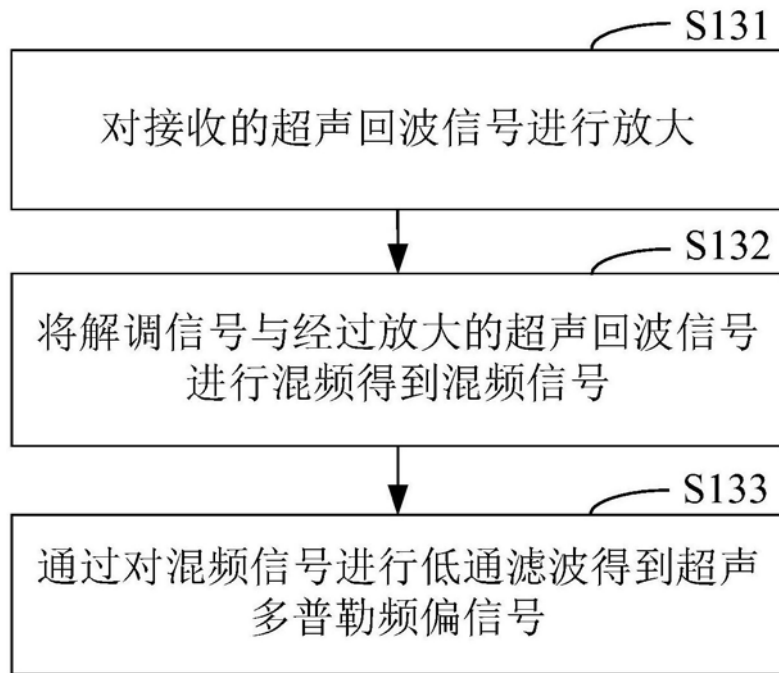


图3

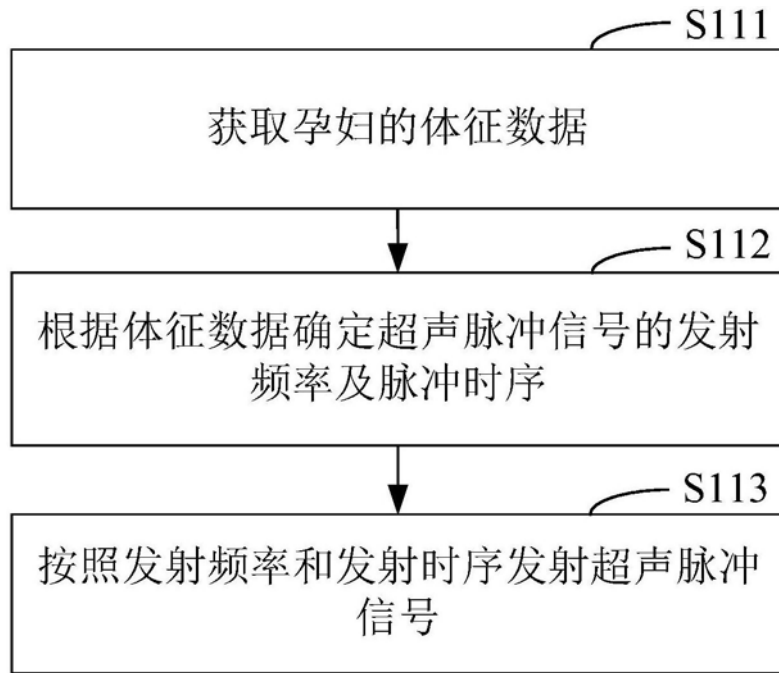


图4

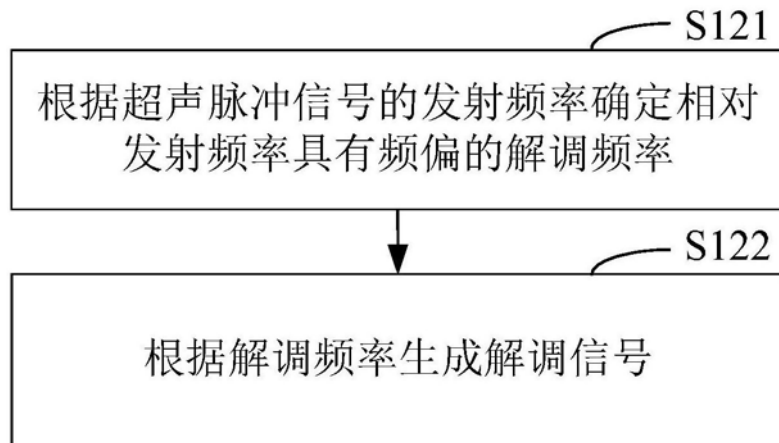


图5

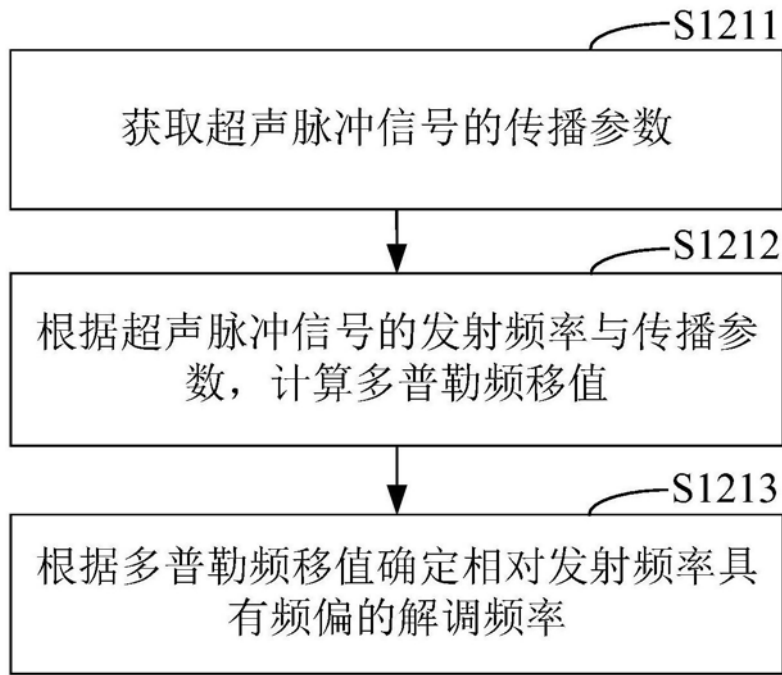


图6

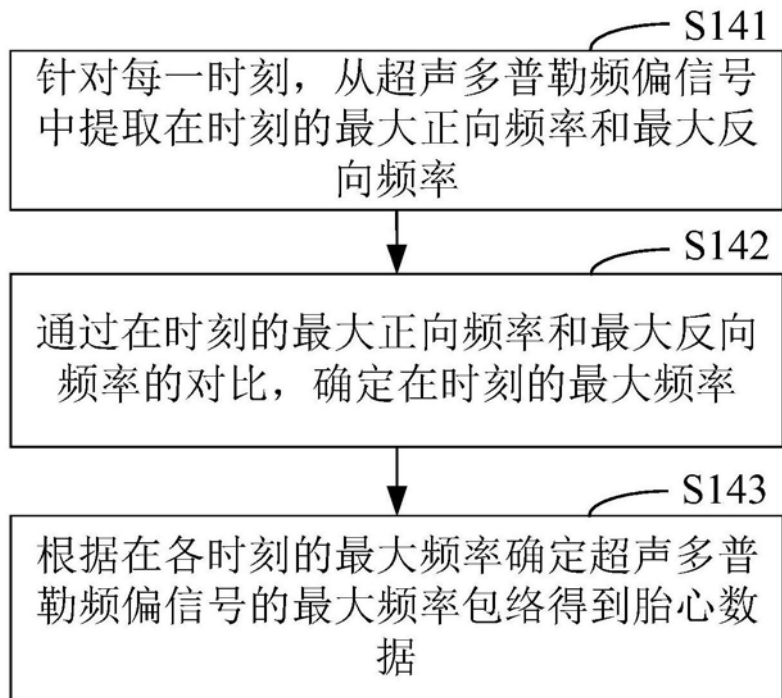


图7

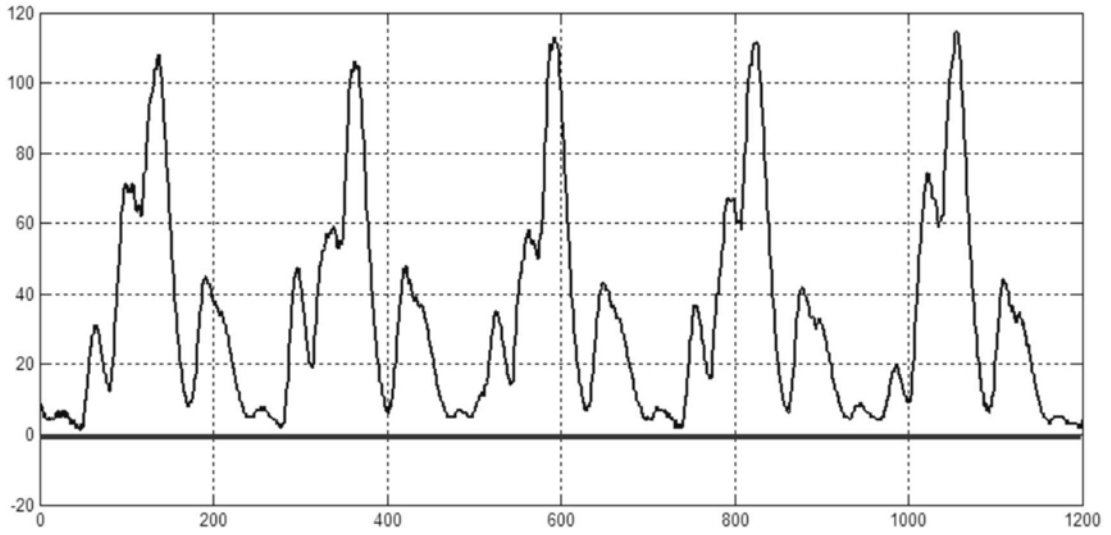


图8

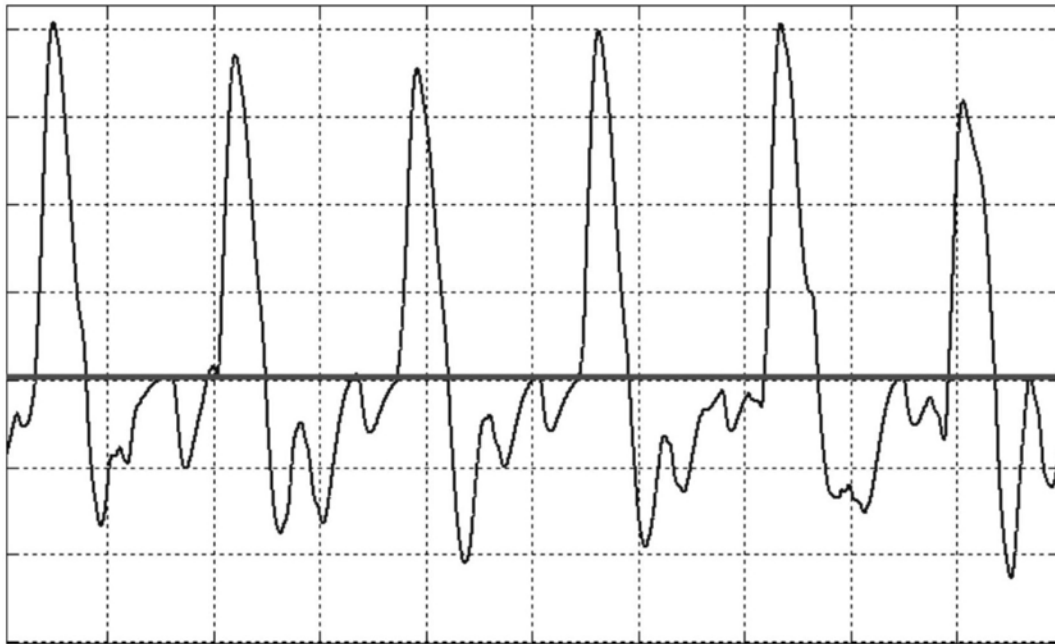


图9

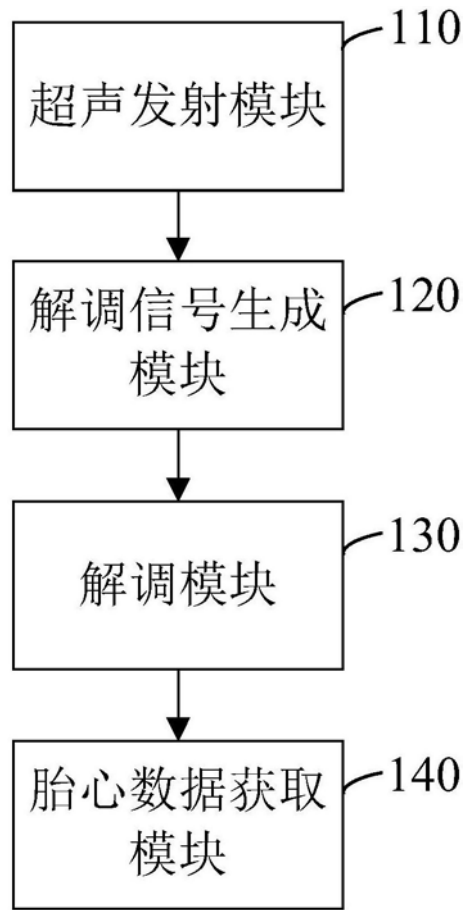


图10

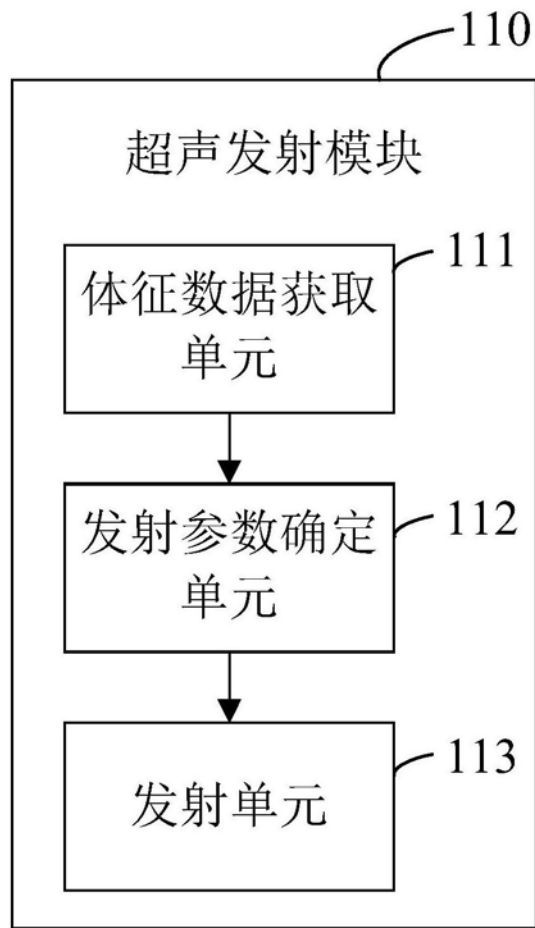


图11

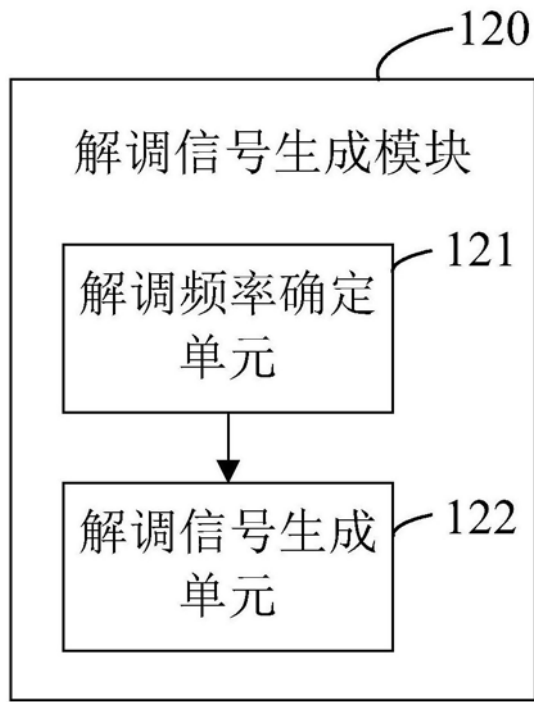


图12

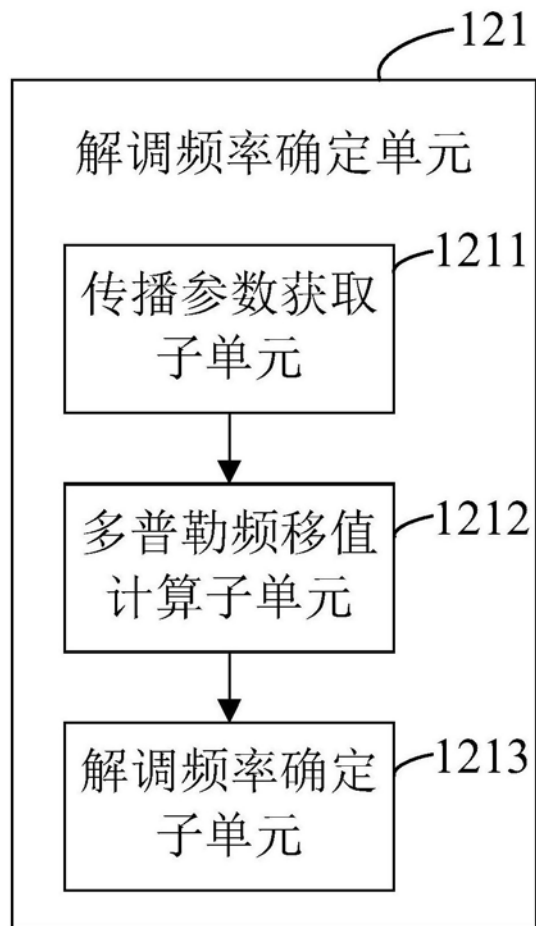


图13

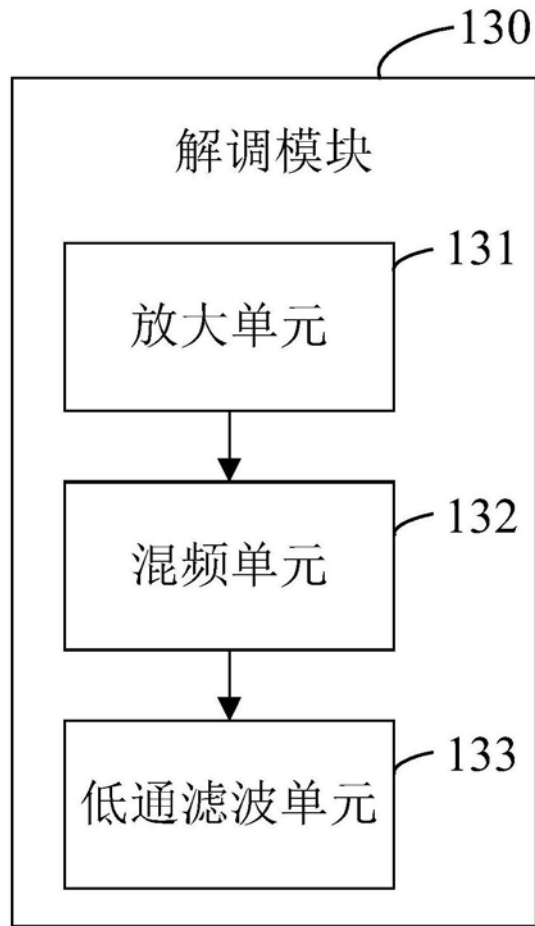


图14

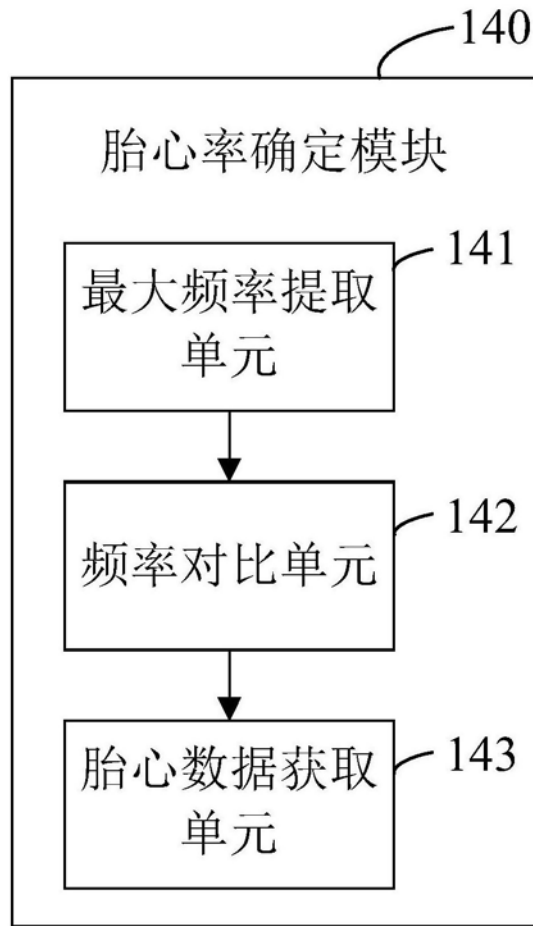


图15

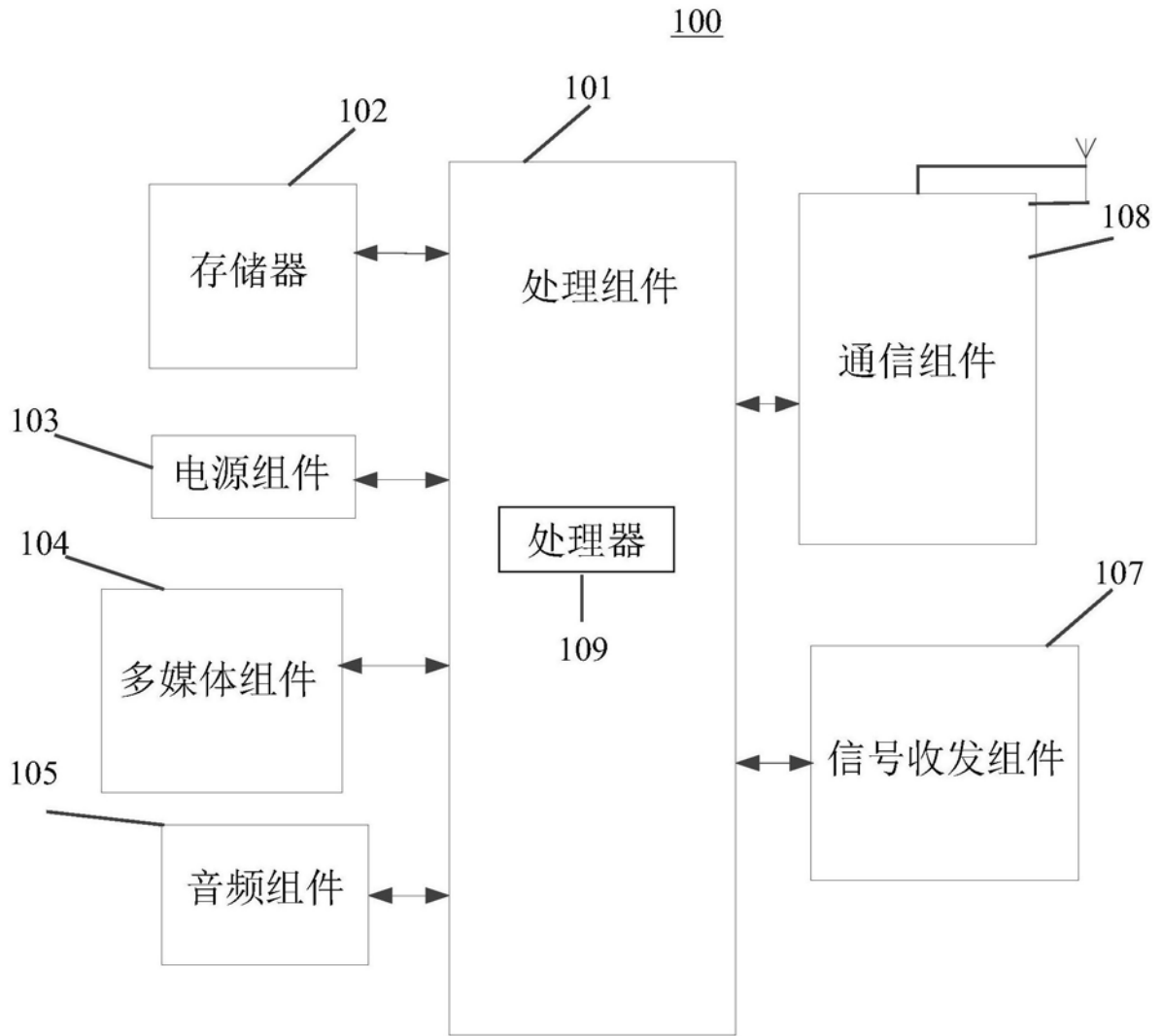


图16

专利名称(译)	超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备		
公开(公告)号	CN110090043A	公开(公告)日	2019-08-06
申请号	CN201810088436.9	申请日	2018-01-30
[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	刘锦群 陈德伟 廖为塔		
发明人	刘锦群 陈德伟 廖为塔		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/4411 A61B8/488		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明揭示了一种超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备，属于计算机应用技术领域。所述方法包括：发射超声脉冲信号，根据所述超声脉冲信号的发射频率生成相对所述超声脉冲信号具有频偏的解调信号，以所述解调信号对接收的超声回波信号进行解调得到超声多普勒频偏信号，通过从所述超声多普勒频偏信号中提取最大频率包络得到胎心数据。此外，还提供了超声多普勒的胎心数据获取装置及医疗设备。上述超声多普勒的胎心数据获取方法、装置及医疗设备能够简便地利用超声多普勒技术获取准确反映胎心跳动的胎心数据。

