



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109199448 B

(45) 授权公告日 2021.08.27

(21) 申请号 201811023371.6

CN 105919624 A, 2016.09.07

(22) 申请日 2018.09.04

CN 106580372 A, 2017.04.26

(65) 同一申请的已公布的文献号

US 2007123779 A1, 2007.05.31

申请公布号 CN 109199448 A

CN 102421372 B, 2014.10.29

(43) 申请公布日 2019.01.15

CN 105997142 A, 2016.10.12

(73) 专利权人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

CN 101161205 A, 2008.04.16

US 2008269612 A1, 2008.10.30

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

CN 105590315 A, 2016.05.18

(72) 发明人 刘旺锋 彭杨 袁媛

张平, 刘影, 高兴斌. 超声多普勒自相关彩色
血流成像原理和数字实现技术研究.《中国医疗
器械杂志》.2001, 第25卷(第1期),(74) 专利代理机构 深圳市隆天联鼎知识产权代
理有限公司 44232L.E.YOUNG, K.J.BLISSITT, D.H.BARTRAM,
et al.Measurement of cardiac output by
transoesophageal Doppler echocardiography
in anaesthetized horses: comparison with
thermodilution.《British Journal of
Anaesthesia》.1996,

代理人 刘抗美 胡明

审查员 范毅然

(51) Int.Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 105919624 A, 2016.09.07

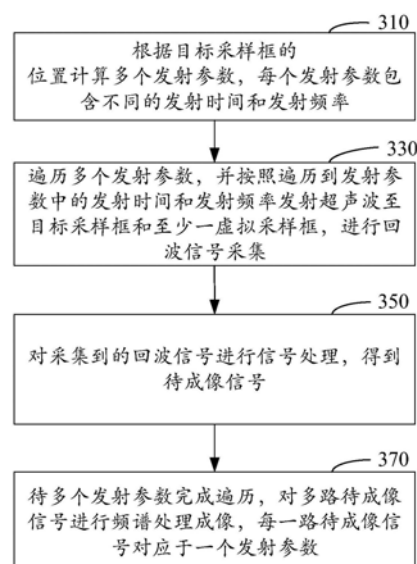
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置

(57) 摘要

本发明涉及了一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置,所述基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法包括:根据目标采样框的位置计算多个发射参数,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率;遍历多个所述发射参数,并按照遍历到发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集;对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号;待多个所述发射参数完成遍历,对多路所述待成像信号进行频谱处理成像,每一路所述待成像信号对应于一个所述发射参数。采用本发明所提供的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置解决了现有技术中基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法所测量的多普勒频移信息不够准确的问题。



1. 一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法,其特征在于,包括:

根据目标采样框的位置计算多个发射参数,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率;

遍历多个所述发射参数,并按照遍历到所述发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集;

对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号;

待多个所述发射参数完成遍历,对多路所述待成像信号进行频谱处理成像,每一路所述待成像信号对应于一个所述发射参数;

其中,所述根据目标采样框的位置计算多个发射参数,包括:

根据所述目标采样框的位置计算所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔;

获取设定脉冲时间间隔,并根据所述设定脉冲时间间隔和所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔,计算得到虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔及个数;

根据虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔计算得到虚拟采样框的位置;

按照虚拟采样框的个数和位置计算得到多个所述发射参数。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

如果第一解调信号所对应频谱和至少一第二解调信号所对应频谱在频域上发生混叠,则对多个所述发射参数中的发射频率进行调整;其中,所述第一解调信号是由所述目标采样框反射的回波信号解调生成,至少一所述第二解调信号是由至少一所述虚拟采样框反射的回波信号解调生成。

3. 如权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号,包括:

对采集到的回波信号进行解调,生成解调信号;

根据人体目标组织的预估血流速度对所述解调信号进行频偏校准,得到所述待成像信号。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述对采集到的回波信号进行解调,生成解调信号,包括:

按照有效解调频率对采集到的回波信号进行解调,并调用低通滤波器进行滤波,生成所述解调信号;

其中,所述有效解调频率与遍历到发射参数中的发射频率相关。

5. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据人体目标组织的预估血流速度对所述解调信号进行频偏校准,得到所述待成像信号,包括:

如果所述人体目标组织的预估血流速度在低速血流范围内,则对所述解调信号进行傅里叶变换处理;

根据校准因子对完成傅里叶变换处理的解调信号进行校准,得到所述待成像信号。

6. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据人体目标组织的预估血流速度对所述解调信号进行频偏校准,得到所述待成像信号,包括:

如果所述人体目标组织的预估血流速度在高速血流范围内,则根据多个所述发射参数中的发射频率为所述频偏校准设置基准频率;

采用CORDIC算法计算所述解调信号的幅值与相位角,并按照所述基准频率对所述相位

角进行转换；

根据校准因子对转换后的相位角进行校准，将所述幅值与校准后的相位角作为所述待成像信号。

7. 一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置，其特征在于，包括：

参数计算模块，用于根据目标采样框的位置计算多个发射参数，每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率，其中，所述根据目标采样框的位置计算多个发射参数，包括：根据所述目标采样框的位置计算所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔；获取设定脉冲时间间隔，并根据所述设定脉冲时间间隔和所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔，计算得到虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔及个数；根据虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔计算得到虚拟采样框的位置；按照虚拟采样框的个数和位置计算得到多个所述发射参数；

超声波发射模块，用于遍历多个所述发射参数，并按照遍历到所述发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框，进行回波信号采集；

信号处理模块，用于对采集到的回波信号进行信号处理，得到待成像信号；

频谱成像模块，用于待多个所述发射参数完成遍历，对多路所述待成像信号进行频谱处理成像，每一路所述待成像信号对应于一个所述发射参数。

8. 一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置，其特征在于，包括：

处理器；及

存储器，所述存储器上存储有计算机可读指令，所述计算机可读指令被所述处理器执行时实现如权利要求1至6中任一项所述的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

9. 一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机程序，其特征在于，所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至6中任一项所述的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及多普勒成像技术领域,尤其涉及一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置。

背景技术

[0002] 在超声诊断系统中,多普勒成像技术被广泛应用于人体血流的测量。具体地,脉冲波多普勒成像(Pulsed Wave Spectral Doppler Imaging)方法通过固定时间间隔重复发射超声波至人体目标组织,并采集经由此人体目标组织反射的回波信号,进而根据此回波信号测量此人体目标组织因血液流动而产生的多普勒频移信息,以反映人体目标组织的血液流动变化。其中,重复发射超声波的固定时间间隔被定义为脉冲重复时间间隔(Pulse Repeat Interval, PRI),其决定着通过多普勒频移信息所能够识别出的最大血流速度范围。

[0003] 应当理解,在某些情况下,比如人体目标组织为某些大的动脉血管,其血流速度较高,需要较高的脉冲重复频率(Pulse Repeat Frequency, PRF),即脉冲重复时间间隔的倒数,但是由于此类动脉血管在人体内的位置较深,超声波的往返时间较长,导致脉冲重复时间间隔较大,并无法实现较高的脉冲重复频率。

[0004] 为此,提出了一种基于HPRF(High PRF)的脉冲波多普勒成像方法,其可以反映人体目标组织位置较深时人体内的血液流动变化。具体地,采用较高的脉冲重复频率发射超声波,便可同时采集到多个回波信号,相当于经由人体内不同深度位置反射,此不同深度位置包括人体目标组织在人体内的位置,由此便可针对该位置反射得到的回波信号完成多普勒成像。

[0005] 然而,回波信号采集过程中,采集到的回波信号实质上是针对多个不同深度位置反射得到的回波信号的叠加结果,由于较高的脉冲重复频率,不同深度位置反射的回波信号的中心频率很相近,人体目标组织在人体内的位置(目标采样框的位置)反射的回波信号将受到其余位置(虚拟采样框的位置)反射的回波信号的干扰,而导致测量的多普勒频移信息不够准确,进而影响HPRF成像性能。

发明内容

[0006] 为了解决上述技术问题,本发明的一个目的在于提供一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法及装置。

[0007] 其中,本发明所采用的技术方案为:

[0008] 第一方面,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法,包括:根据目标采样框的位置计算多个发射参数,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率;遍历多个所述发射参数,并按照遍历到所述发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集;对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号;待多个所述发射参数完成遍历,对多路所述待成像信号进行频谱处理成像,每一路所述待

成像信号对应于一个所述发射参数。

[0009] 第二方面,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置,包括:参数计算模块,用于根据目标采样框的位置计算多个发射参数,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率;超声波发射模块,用于遍历多个所述发射参数,并按照遍历到所述发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集;信号处理模块,用于对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号;频谱成像模块,用于待多个所述发射参数完成遍历,对多路所述待成像信号进行频谱处理成像,每一路所述待成像信号对应于一个所述发射参数。

[0010] 在一示例性实施例中,所述装置还包括:参数调整模块,用于如果第一解调信号所对应频谱和至少一第二解调信号所对应频谱在频域上发生混叠,则对多个所述发射参数中的发射频率进行调整;其中,所述第一解调信号是由所述目标采样框反射的回波信号解调生成,至少一所述第二解调信号是由至少一所述虚拟采样框反射的回波信号解调生成。

[0011] 在一示例性实施例中,所述参数计算模块包括:第一时间计算单元,用于根据所述目标采样框的位置计算所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔;第二时间计算单元,用于获取设定脉冲时间间隔,并根据所述设定脉冲时间间隔和所述目标采样框对应的脉冲重复时间间隔,计算得到虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔及个数;位置计算单元,用于根据虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔计算得到虚拟采样框的位置;参数计算单元,用于按照虚拟采样框的个数和位置计算得到多个所述发射参数。

[0012] 在一示例性实施例中,所述信号处理模块包括:解调单元,用于对采集到的回波信号进行解调,生成解调信号;频偏校准单元,用于根据人体目标组织的预估血流速度对所述解调信号进行频偏校准,得到所述待成像信号。

[0013] 在一示例性实施例中,所述解调单元包括:解调子单元,用于按照有效解调频率对采集到的回波信号进行解调,并调用低通滤波器进行滤波,生成所述解调信号;其中,所述有效解调频率与遍历到发射参数中的发射频率相关。

[0014] 在一示例性实施例中,所述频偏校准单元包括:傅里叶变换子单元,用于如果所述人体目标组织的预估血流速度在低速血流范围内,则对所述解调信号进行傅里叶变换处理;第一校准子单元,用于根据校准因子对完成傅里叶变换处理的解调信号进行校准,得到所述待成像信号。

[0015] 在一示例性实施例中,所述频偏校准单元包括:频率设置子单元,用于如果所述人体目标组织的预估血流速度在高速血流范围内,则根据多个所述发射参数中的发射频率为所述频偏校准设置基准频率;坐标旋转计算子单元,用于采用CORDIC (Coordinate Rotation Digital Computer,坐标旋转数字计算) 算法计算所述解调信号的幅值与相位角,并按照所述基准频率对所述相位角进行转换;第三校准子单元,用于根据校准因子对转换后的相位角进行校准,将所述幅值与校准后的相位角作为所述待成像信号。

[0016] 第三方面,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置,包括处理器及存储器,所述存储器上存储有计算机可读指令,所述计算机可读指令被所述处理器执行时实现如上所述的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0017] 第四方面,一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上所述的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0018] 在上述技术方案中,采用不同的发射时间和发射频率进行超声波的发射,以此降低多次发射之间的相互影响,从而有效地消除虚拟采样框反射的回波信号对目标采样框反射的回波信号的干扰,解决了现有技术中多普勒频移信息测量不够准确而影响HPRF成像性能的问题。

[0019] 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和解释性的,并不能限制本发明。

附图说明

[0020] 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,并于说明书一起用于解释本发明的原理。

[0021] 图1是根据本发明所涉及的实施环境的示意图。

[0022] 图2是根据一示例性实施例示出的一种医用超声成像设备的硬件结构框图。

[0023] 图3是根据一示例性实施例示出的一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法的流程图。

[0024] 图4是图3对应实施例中步骤310在一个实施例的流程图。

[0025] 图5是图4对应实施例所涉及的目标采样框和虚拟采样框的示意图。

[0026] 图6是图4对应实施例中步骤350在一个实施例的流程图。

[0027] 图7是图6对应实施例中步骤353在一个实施例的流程图。

[0028] 图8是图6对应实施例中步骤353在另一个实施例的流程图。

[0029] 图9是根据一示例性实施例示出的另一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法的流程图。

[0030] 图10是图9对应实施例所涉及的各采样框位置的示意图。

[0031] 图11是图9对应实施例所涉及的超声波发射时序的示意图。

[0032] 图12是图9对应实施例所涉及的第一、第二解调信号所对应频谱在频域上未发生混叠的示意图。

[0033] 图13是根据一示例性实施例示出的一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置的框图。

[0034] 图14是根据一示例性实施例示出的一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置的硬件结构框图。

[0035] 通过上述附图,已示出本发明明确的实施例,后文中将有更详细的描述,这些附图和文字描述并不是为了通过任何方式限制本发明构思的范围,而是通过参考特定实施例为本领域技术人员说明本发明的概念。

具体实施方式

[0036] 这里将详细地对示例性实施例执行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描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详述的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0037] 图1为一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法所涉及的实施环境的示意图。该实

施环境包括用户110、医用超声成像设备130及其携带的多普勒超声探头150。

[0038] 其中,医用超声成像设备130是指通过发射超声波实施脉冲波多普勒成像的电子设备,例如,B超机、胎监仪、多普勒超声仪等,在此不进行限定。

[0039] 医用超声成像设备130及其携带的多普勒探头150之间预先通过无线或者有线建立通信连接,以基于此通信连接实现信号传输。例如,传输的信号可以是超声波、回波信号等等。

[0040] 随着医用超声成像设备130与多普勒超声探头130之间的交互,当多普勒探头130发射超声波至用户110,以对此用户110的人体目标组织进行血液流动变化的测量,对于医用超声成像设备130而言,便可接收到经由用户 110的人体目标组织所反射的回波信号,进而根据回波信号测量多普勒频移信息,由此完成脉冲波多普勒成像过程。

[0041] 图2是根据一示例性实施例示出的一种医用超声成像设备的硬件结构框图。此医用超声成像设备适用于图1所示出的实施环境,用于实现基于HPRF 的脉冲波多普勒成像方法。

[0042] 需要说明的是,此医用超声成像设备只是一个适配于本发明的示例,不能认为是提供了对本发明的使用范围的任何限制。此医用超声成像设备也不能解释为需要依赖于或者必须具有图2中示出的示例性的医用超声成像设备 200中的一个或者多个组件。

[0043] 此医用超声成像设备200的硬件结构可因配置或者性能的不同而产生较大的差异,如图2所示,医用超声成像设备200包括:电源210、接口230、至少一存储器250、以及至少一中央处理器(CPU,Central Processing Units) 270。

[0044] 其中,电源210用于为医用超声成像设备200上的各硬件设备提供工作电压。

[0045] 接口230包括至少一有线或无线网络接口231、至少一串并转换接口233、至少一输入输出接口235以及至少一USB接口237等,用于与外部设备通信。

[0046] 存储器250作为资源存储的载体,也可以理解为是计算机可读存储介质,包括但不限于只读存储器、随机存储器、磁盘或者光盘等,其上所存储的资源包括操作系统251、计算机程序253及数据255等,存储方式可以是短暂存储或者永久存储。其中,操作系统251用于管理与控制医用超声成像设备200上的各硬件设备以及计算机程序253,以实现中央处理器270对海量数据 255的计算与处理,其可以是Windows Server™、Mac OS X™、Unix™、Linux™、FreeBSD™等。计算机程序253是基于操作系统251之上完成至少一项特定工作的计算机程序,其可以包括至少一指令模块(图2中并未示出),每个模块都可以分别包含有对医用超声成像设备200的一系列计算机可读指令。数据255可以是存储于磁盘中的照片、图片等。

[0047] 中央处理器270可以包括一个或多个以上的处理器,并设置为通过总线与存储器250通信,用于运算与处理存储器250中的海量数据255。

[0048] 如上面所详细描述,适用本发明的医用超声成像设备200将通过中央处理器270读取计算机可读存储介质(即存储器250)中存储的计算机程序 253中的一系列计算机可读指令来完成基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0049] 此外,通过硬件电路或者硬件电路结合软件也能同样实现本发明,因此,实现本发明并不限于任何特定硬件电路、软件以及两者的组合。

[0050] 请参阅图3,在一示例性实施例中,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法适用于

图1所示实施环境的医用超声成像设备,该医用超声成像设备的结构可以如图2所示。

[0051] 该种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法可以由医用超声成像设备执行,可以包括以下步骤:

[0052] 步骤310,根据目标采样框的位置计算多个发射参数。

[0053] 首先,目标采样框,是指人体目标组织在人体内的位置。相应地,虚拟采样框,则是指人体内其他深度位置,并非人体目标组织在人体内的位置。

[0054] 其次,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率。

[0055] 在一实施例的具体实现中,如图4所示,步骤310可以包括以下步骤:

[0056] 步骤311,根据目标采样框的位置计算目标采样框对应的脉冲重复时间间隔。

[0057] 步骤313,获取设定脉冲时间间隔,并根据设定脉冲时间间隔和目标采样框对应的脉冲重复时间间隔,计算得到虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔及个数。

[0058] 可以理解,脉冲重复时间间隔,对应于目标采样框或者虚拟采样框,指的是针对同一个采样框的位置,重复发射超声波的固定时间间隔。

[0059] 脉冲时间间隔(Pulse Repeat Time,PRT),区别于脉冲重复时间间隔,则是指相邻两个采样框的位置之间,超声波往返一次的时间间隔。

[0060] 本实施例中,脉冲时间间隔是预先设置的,即设定脉冲时间间隔。

[0061] 为了设定脉冲时间间隔的获取,医用超声成像设备为用户提供一设置入口,如果用户期望预先设置脉冲时间间隔,便可通过在此设置入口触发相关的操作,进而通过此相关操作使得医用超声成像设备知悉用户预先设置的脉冲时间间隔。

[0062] 步骤315,根据虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔计算得到虚拟采样框的位置。

[0063] 步骤317,按照虚拟采样框的个数和位置计算得到多个发射参数。

[0064] 具体地,发射参数的计算过程如下:

[0065] $BPRT = 2 * \text{Depth} / C$ (1)。

[0066] 其中,Depth表示人体目标组织在人体内的深度,即目标采样框的位置,C表示超声波在人体目标组织中的传播速度,BPRT则表示目标采样框对应的脉冲重复时间间隔。

[0067] $N_v = \text{floor}(\frac{BPRT}{DPRT})$ (2)。

[0068] 其中,DPRT表示设定脉冲时间间隔,Nv表示虚拟采样框的个数。

[0069] $VPRT = (N_v - 1) * DPRT + BPRT - N_v * DPRT$ (3.1),

[0070] $VPRT_{N_v - n + 1} = (n - 1) * DPRT + VPRT - \text{floor}(\frac{VPRT}{DPRT}) * DPRT, n = 1, 2, 3 \dots N$ (3.2)。

[0071] 如图5所示,VPRT表示虚拟采样框V0对应的脉冲重复时间间隔,DPRT表示设定脉冲时间间隔,则 $VPRT_{N_v - n + 1}$ 则表示虚拟采样框V1、V2、V3、……、V_N对应的脉冲重复时间间隔。

[0072] 进一步地,在获知虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔之后,便可根据计算公式(4)反推虚拟采样框的位置:

[0073] $VPRT_n = 2 * \text{Depth}_n / C$ (4)。

[0074] 其中,VPRT_n表示第n个虚拟采样框对应的脉冲重复时间间隔,Depth_n表示人体内其他深度位置,即虚拟采样框的位置,C表示超声波在人体目标组织中的传播速度。

[0075] 在获得虚拟采样框的个数和位置之后,便可根据虚拟采样框的个数和位置设置超

声波的发射时序。

[0076] 具体地,设置不同发射频率的个数 $N_f \geq N_v + 1$ 。为计算简便,本实施例中,设置不同发射频率的个数为 $N_f = N_v + 1$,其中, N_v 表示虚拟采样框的个数。

[0077] 不同发射频率的设置是以尽可能地降低多次发射之间的相互影响为前提。

[0078] 例如,设置发射超声波的中心频率,即发射频率为 f_i ,则需要满足 $f_i - f_{i-1} > 2PRF$,其中,PRF表示第 $i-1$ 个脉冲重复频率,与虚拟采样框的位置有关。

[0079] 进一步地,随着多普勒频移信息的测量,每一次发射超声波的中心频率可相应地调整,以此保证多普勒成像在频域上不会发生频谱混叠,保证多普勒频移信息测量的准确性,进而提高HPRF成像性能。

[0080] 步骤330,遍历多个发射参数,并按照遍历到发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集。

[0081] 也就是说,针对遍历到的发射参数,假设存在 $n-1$ 个虚拟采样框,那么,每次采集到的回波信号实质上包含了 n 个反射的回波信号的叠加结果,即1个目标采样框反射的回波信号、以及 $n-1$ 个虚拟采样框反射的回波信号。

[0082] 也可以理解为,每次采集到的回波信号实质上是按照 n 种不同发射频率发射的超声波经由相应采样框反射的回波信号的叠加结果。

[0083] 步骤350,对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号。

[0084] 信号处理包括但不限于:解调、滤波以及频偏校准等。

[0085] 在一实施例的具体实现中,如图6所示,步骤350可以包括以下步骤:

[0086] 步骤351,对采集到的回波信号进行解调,生成解调信号。

[0087] 具体地,按照有效解调频率对采集到的回波信号进行解调,并调用低通滤波器进行滤波,生成解调信号。

[0088] 其中,有效解调频率与遍历到发射参数中的发射频率相关。

[0089] 可以理解,由于各采样框的位置不同,针对同一个发射频率发射的超声波,经由各采样框反射的回波信号到达医用超声成像设备的时间不同。

[0090] 举例来说,如图5所示,针对当前一个发射频率发射的超声波,医用超声成像设备首先采集到虚拟采样框V3反射的回波信号,然后采集到虚拟采样框V2反射的回波信号,以此类推,最后采集到目标采样框反射的回波信号。

[0091] 遍历发射参数进行超声波的循环发射,针对后一个发射频率发射的超声波,医用超声成像设备首先采集到虚拟采样框V3反射的回波信号,……,最后采集到目标采样框反射的回波信号。

[0092] 换言之,对于同一采集时间,所采集到的回波信号是针对不同发射频率的。因此,每一次信号的有效采集,将以采集到目标采样框反射的回波信号为衡量标准。

[0093] 相应地,信号解调中,是以目标采样框反射的回波信号的中心频率作为有效解调频率,也可以理解为,当遍历到发射参数中的发射频率发射了超声波,此超声波经由目标采样框反射的回波信号被采集时,此遍历到发射参数中的发射频率即为有效解调频率。

[0094] 换言之,解调过程,实质也经历了发射参数的遍历,即根据遍历到发射参数中的发射频率来设置有效解调频率。

[0095] 步骤353,根据人体目标组织的预估血流速度对解调信号进行频偏校准,得到待成

像信号。

[0096] 应当理解,采用超声波测量血流速度,实质上是测量人体目标组织因血液流动而产生的多普勒频移信息,进而估计血流速度。

[0097] 具体地,超声波经过人体目标组织反射之后,发生多普勒频移现象,频偏 f_d 的计算公式(5)如下:

$$[0098] \quad f_d = 2v/C * f_0 * \cos a \quad (5)。$$

[0099] 其中, f_0 表示发射超声波的中心频率,即发射频率, a 表示超声波在人体目标组织中的传播方向与人体目标组织中血液流动方向之间的夹角, v 表示血流速度, C 表示超声波在人体目标组织中的传播速度。

[0100] 由计算公式(5)可知,若发射频率 f_0 不同,即使人体目标组织中血液流动的方向和速度相同,也将产生不同的频偏 f_d 。

[0101] 为此,需要针对不同发射频率消除其所造成不同频偏的影响,即对解调信号进行频偏校准。

[0102] 进一步地,如前所述,人体目标组织中血流速度高时,往往需要更高的脉冲重复频率,因此,在满足奈奎斯特采样定律的前提下,不同的血流速度对脉冲重复频率的要求有所不同,则针对不同脉冲重复频率的频偏校准方式也各不相同。

[0103] 基于此,在对解调信号进行频偏校准之前,需要估计人体目标组织中的血流速度,以便于选择相应的频偏校准方式。

[0104] 在一实施例中,血流速度估计可以根据用户设定的人体目标组织进行。例如,当人体目标组织为心脏主动脉时,预估血流速度为18-22cm/s,当人体目标组织为腔静脉时,预估血流速度为7-8cm/s,当人体目标组织为毛细血管时,预估血流速度为0.3-0.7mm/s。在另一实施例中,血流速度估计也可以根据回波信号的多普勒频移分布来估计。

[0105] 步骤370,待多个发射参数完成遍历,对多路待成像信号进行频谱处理成像。

[0106] 其中,每一路待成像信号对应于一个发射参数。

[0107] 频谱处理成像,实质上是根据回波信号的多普勒频移分布来测量人体目标组织因血液流动而产生的多普勒频移信息,进而在医用超声成像设备中显示相应的脉冲波频谱,以此反映人体目标组织中的血液流动变化。

[0108] 通过如上所述的过程,有效地滤除了虚拟采样框位置处的血流分布对目标采样框位置处的血流分布的影响,从而提高了HPRF成像性能。

[0109] 请参阅图7,在一示例性实施例中,步骤353可以包括以下步骤:

[0110] 步骤3531,如果人体目标组织的预估血流速度在低速血流范围内,则对解调信号进行傅里叶变换处理。

[0111] 步骤3533,根据校准因子对完成傅里叶变换处理的解调信号进行校准,得到待成像信号。

[0112] 具体地,如果人体目标组织的预估血流速度在低速血流范围内,即视为人体目标组织中的血流速度较低,相应地,脉冲重复频率可略低。其中,低速血流范围,根据应用场景的实际需求可灵活地调整,在此不进行限定。

[0113] 为了满足奈奎斯特采样定律,脉冲重复频率至少为 $2f_d$ 。其中, f_d 表示频偏。

[0114] 由此,基于脉冲重复频率视为回波信号的采样频率,对于较低速的血流,当脉冲重

复频率为奈奎斯特采样率的 N_f 倍及以上时,则通过 N_f 个发射参数的循环遍历,可得到 N_f 路解调信号,针对每一路解调信号独立完成傅里叶变换处理,再与校准因子相乘,即得到待成像信号。

[0115] 其中,校准因子为 f_0/f_{i_demo} , f_{i_demo} 为第 i_demo+1 路解调信号处理时的有效解调频率, f_0 为第1路解调信号处理时的有效解调频率。

[0116] 请参阅图8,在另一示例性实施例中,步骤353可以包括以下步骤:

[0117] 步骤3532,如果人体目标组织的预估血流速度在高速血流范围内,则根据多个发射参数中的发射频率为频偏校准设置基准频率。

[0118] 步骤3534,采用CORDIC算法计算解调信号的幅值与相位角,并按照基准频率对相位角进行转换。

[0119] 步骤3536,根据校准因子对转换后的相位角进行校准,将幅值与校准后的相位角作为待成像信号。

[0120] 具体地,如果人体目标组织的预估血流速度在高速血流范围内,即视为人体目标组织中的血流速度较高,相应地,脉冲重复频率较高。其中,高速血流范围,根据应用场景的实际需求可灵活地调整,在此不进行限定。

[0121] 为了满足奈奎斯特采样定律,脉冲重复频率至少为 $2f_d$ 。其中, f_d 表示频偏。

[0122] 由此,基于脉冲重复频率视为回波信号的采样频率,对于较高速的血流,脉冲重复频率并不满足为奈奎斯特采样率的 N_f 倍及以上。

[0123] 为此,本实施例中,将不同有效解调频率下的解调信号校准至单一有效解调频率下,即从多个有效解调频率中选取一有效解调频率作为基准频率。

[0124] 由于有效解调频率实质是发射参数中的发射频率,故而,基准频率即为某个发射参数中的发射频率。

[0125] 针对按照不同发射频率进行周期性循环发射超声波,以第一个周期中,第一次发射的超声波的中心频率,即第一个发射频率 f_0 作为基准频率为例进行说明。

[0126] 假设解调信号包括IQ两路,则解调信号如计算公式(6.1)、(6.2)所示。

$$[0127] \quad I_N(t) = -\frac{A_0(t)}{2} \sin(2\pi f d_{N0} t) \quad (6.1),$$

$$[0128] \quad Q_N(t) = -\frac{A_0(t)}{2} \cos(2\pi f d_{N0} t) \quad (6.2)。$$

[0129] 采用CORDIC算法对解调信号进行坐标旋转,计算得到解调信号相应的幅值为 E

(t),相位角为 $\frac{f_i}{f_0} 2\pi f d_{00} t$ 。

[0130] 根据计算得到的相位角 $E(t)$ 与校准因子 $\frac{f_0}{f_{i_demo}}$ 相乘,就可以获得校准后的相位角 $2\pi f d_{00} t$,再根据幅值 $E(t)$ 及校准后的相位角 $2\pi f d_{00} t$ 即可获得转换到基准频率 f_0 的待成像信号:

$$I'_{fi}(t) = -\frac{E(t)}{2} \sin(w_d t) \text{ 及 } Q'_{fi}(t) = \frac{E(t)}{2} \cos(w_d t)。$$

[0131] 通过上述过程,实现了不同血流速度对应不同的频偏校准方式,在满足奈奎斯特

采样定律的前提下,有效地提高了频偏校准的准确性,进而有利于提高多普勒频移信息的准确性,充分保证HPRF的成像性能。

[0132] 请参阅图9,在另一示例性实施例中,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法可以由医用超声成像设备执行,此医用超声成像设备通过执行步骤 610至步骤650,以实现基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0133] 为阐述简便,本实施例中,目标采样框和虚拟采样框各为1个,各采样框的位置如图10所示。

[0134] 相应地,发射参数为2个,其所分别包含的发射频率为 f_0 和 f_1 ,以及超声波按照上述2个发射参数进行发射的发射时序如图11所示。可以理解,两次超声波发射之间的时间间隔即为PRT(脉冲时间间隔)。

[0135] 其中, f_1 与 f_0 之间需要满足如图12中所示,两部分信号频谱不发生混叠。

[0136] 应当说明的是,因为第二次发射之后,第一次发射的超声波才到达目标采样框的位置,也就是说,第二次发射之后才开始有效接收从目标采样框反射的回波信号,因此,发射频率为 f_1 之后,接收的回波信号是以发射频率 f_0 作为有效解调频率进行解调的。同理,发射频率为 f_0 之后,接收的回波信号是以发射频率 f_1 作为有效解调频率进行解调。

[0137] 换言之,第二次发射后,回波信号中才包含了从目标采样框反射的回波信号,故而开始第一次有效接收。

[0138] 具体地,第一次有效接收,回波信号如下:

$$[0139] \quad x_0(t) = A(t) \cos(2\pi(f_0 + fd_{00})t) + B(t) \cos(2\pi(f_1 + fd_{11})t) \quad (7)。$$

[0140] 其中, $A(t) \cos(2\pi(f_0 + fd_{00})t)$ 表示从目标采样框反射的回波信号,

[0141] $B(t) \cos(2\pi(f_1 + fd_{11})t)$ 表示从虚拟采样框反射的回波信号,

[0142] $fd_{00} = \frac{2v_0 \cos \theta_0}{C} f_0$ 表示发射频率为 f_0 的超声波经目标采样框反射所产生的频偏,

$fd_{11} = \frac{2v_1 \cos \theta_1}{C} f_1$ 表示发射频率为 f_1 的超声波经目标采样框反射所产生的频偏。

[0143] 第二次有效接收,回波信号如下:

$$[0144] \quad x_1(t) = A(t) \cos(2\pi(f_1 + fd_{10})t) + B(t) \cos(2\pi(f_0 + fd_{01})t) \quad (8)。$$

[0145] 其中, $fd_{10} = \frac{2v_0 \cos \theta_0}{C} f_1$ 表示发射频率为 f_1 的超声波经目标采样框反射所产生的

频偏, $fd_{01} = \frac{2v_1 \cos \theta_1}{C} f_0$ 表示发射频率为 f_0 的超声波经目标采样框反射所产生的频偏。

[0146] 第一次有效接收,采用有效解调频率 f_0 进行解调,解调后得到:

$$[0147] \quad \begin{aligned} I_0(t) &= x(t) \sin(2\pi f_0 t) = (A(t) \cos(2\pi(f_0 + fd_{00})t) + B(t) \cos(2\pi(f_1 + fd_{11})t)) \sin(2\pi f_0 t) \\ &= \frac{A(t)}{2} \sin(2\pi(2f_0 + fd_{00})t) - \frac{A(t)}{2} \sin(2\pi fd_{00} t) + \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi(f_0 + f_1 + fd_{11})t) - \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi(f_1 - f_0 + fd_{11})t) \end{aligned}$$

$$[0148] \quad \begin{aligned} Q_0(t) &= x_0(t) \cos(2\pi f_0 t) = (A(t) \cos(2\pi(f_0 + fd_{00})t) + B(t) \cos(2\pi(f_1 + fd_{11})t)) \cos(2\pi f_0 t) \\ &= \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi(2f_0 + fd_{00})t) + \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi fd_{00} t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi(f_0 + f_1 + fd_{11})t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi(f_1 - f_0 + fd_{11})t) \end{aligned}$$

[0149] 经过低通滤波器滤波之后,解调信号的IQ两路表示如下:

$$[0150] \quad I_0(t) = -\frac{A(t)}{2} \sin(2\pi f d_{00} t) - \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi f (f_1 - f_0 + f d_{11}) t) \quad (9.1),$$

$$[0151] \quad Q_0(t) = \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi f d_{00} t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi (f_1 - f_0 + f d_{11}) t) \quad (9.2)。$$

[0152] 第二次有效接收,采用有效解调频率 f_1 进行解调,解调后得到:

$$[0153] \quad I_1(t) = x_1(t) \sin(2\pi f_1 t) = (A(t) \cos(2\pi (f_1 + f d_{10}) t) + B(t) \cos(2\pi (f_0 + f d_{01}) t)) \sin(2\pi f_1 t) \\ = \frac{A(t)}{2} \sin(2\pi (2f_1 + f d_{10}) t) - \frac{A(t)}{2} \sin(2\pi f d_{10} t) + \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi (f_0 + f_1 + f d_{01}) t) - \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi f (f_0 - f_1 + f d_{11}) t)$$

$$[0154] \quad Q_1(t) = x_1(t) \cos(2\pi f_1 t) = (A(t) \cos(2\pi (f_1 + f d_{10}) t) + B(t) \cos(2\pi (f_0 + f d_{01}) t)) \cos(2\pi f_1 t) \\ = \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi (2f_1 + f d_{10}) t) + \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi f d_{10} t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi (f_0 + f_1 + f d_{01}) t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi (f_0 - f_1 + f d_{01}) t)$$

[0155] 经过低通滤波器滤波之后,解调信号的IQ两路表示如下:

$$[0156] \quad I_1(t) = -\frac{A(t)}{2} \sin(2\pi f d_{10} t) - \frac{B(t)}{2} \sin(2\pi f (f_0 - f_1 + f d_{11}) t) \quad (10.1),$$

$$[0157] \quad Q_1(t) = \frac{A(t)}{2} \cos(2\pi f d_{10} t) + \frac{B(t)}{2} \cos(2\pi (f_0 - f_1 + f d_{01}) t) \quad (10.2)。$$

[0158] 因为是周期性循环发射超声波,故而,在本实施例中,后续第三次、第五次、第七次、……有效接收使用的是第一次有效接收所使用的有效解调频率;后续第四次、第六次、第八次、……有效接收使用的是第二次有效接收所使用的有效解调频率,在此不重复描述。

[0159] 当上述计算公式(9.1)、(9.2)、(10.1)、(10.2)中等式右边的两项在频域上不发生混叠时,就可以有效滤除虚拟采样框位置处血流信号对目标采样框位置处血流信号的干扰,如图12所示。

[0160] 反之,则对发射频率 f_0 和 f_1 进行调整。

[0161] 进一步地,若预估为较低速的血流,可针对每一次有效接收形成的解调信号进行FFT,然后根据校准因子进行频偏校准。

[0162] 若预估为较高速的血流,则需要将不同有效解调频率下的解调信号校准至单一有效解调频率下,以基于基准频率根据校准因子进行频偏校准。

[0163] 更进一步地,对经过频偏校准的待成像信号进行频谱处理成像,由此实现基于HPRF的脉冲波多普勒成像。

[0164] 在本实施例的实现过程中,有效地滤除了虚拟采样框位置处的血流分布对目标采样框位置处的血流分布的影响,从而提高了HPRF成像性能。

[0165] 下述为本发明装置实施例,可以用于执行本发明所涉及的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。对于本发明装置实施例中未披露的细节,请参照本发明所涉及的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法的方法实施例。

[0166] 请参阅图13,在一示例性实施例中,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置900包括但不限于:参数计算模块910、超声波发射模块930、信号处理模块950和频谱成像模块970。

[0167] 其中,参数计算模块910用于根据目标采样框的位置计算多个发射参数,每个发射参数包含不同的发射时间和发射频率。

[0168] 超声波发射模块930用于遍历多个发射参数,并按照遍历到发射参数中的发射时间和发射频率发射超声波至目标采样框和至少一虚拟采样框,进行回波信号采集。

[0169] 信号处理模块950用于对采集到的回波信号进行信号处理,得到待成像信号。

[0170] 频谱成像模块970用于待多个发射参数完成遍历,对多路待成像信号进行频谱处理成像,每一路待成像信号对应于一个发射参数。

[0171] 需要说明的是,上述实施例所提供的基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置在进行基于HPRF的脉冲波多普勒成像处理时,仅以上述各功能模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能模块完成,即基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置的内部结构将划分为不同的功能模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。

[0172] 另外,上述实施例所提供的基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置与基于 HPRF的脉冲波多普勒成像方法的实施例属于同一构思,其中各个模块执行操作的具体方式已经在方法实施例中进行了详细描述,此处不再赘述。

[0173] 请参阅图14,在一示例性实施例中,一种基于HPRF的脉冲波多普勒成像装置1000,包括至少一处理器1001、至少一存储器1002及至少一通信总线1003。

[0174] 其中,至少一存储器1002上存储有计算机可读指令,至少一处理器1001 通过至少一通信总线1003读取此存储器1002存储的计算机可读指令。

[0175] 该计算机可读指令被此处理器1001执行时实现上述各实施例中的基于 HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0176] 在一示例性实施例中,一种计算机可读存储介质250,其上存储有计算机程序253,如图2所示,该计算机程序被处理器270执行时实现上述各实施例中的基于HPRF的脉冲波多普勒成像方法。

[0177] 上述内容,仅为本发明的较佳示例性实施例,并非用于限制本发明的实施方案,本领域普通技术人员根据本发明的主要构思和精神,可以十分方便地进行相应的变通或修改,故本发明的保护范围应以权利要求书所要求的保护范围为准。

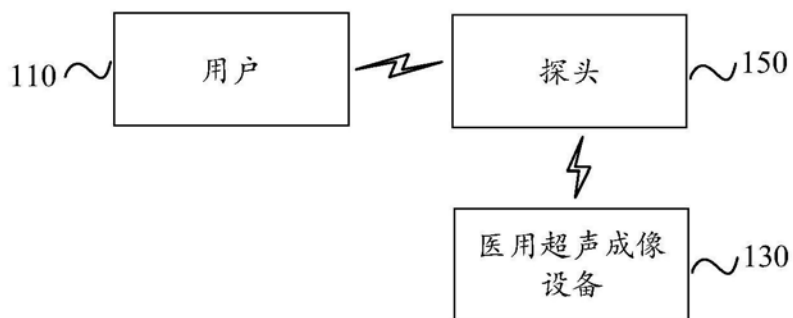


图1

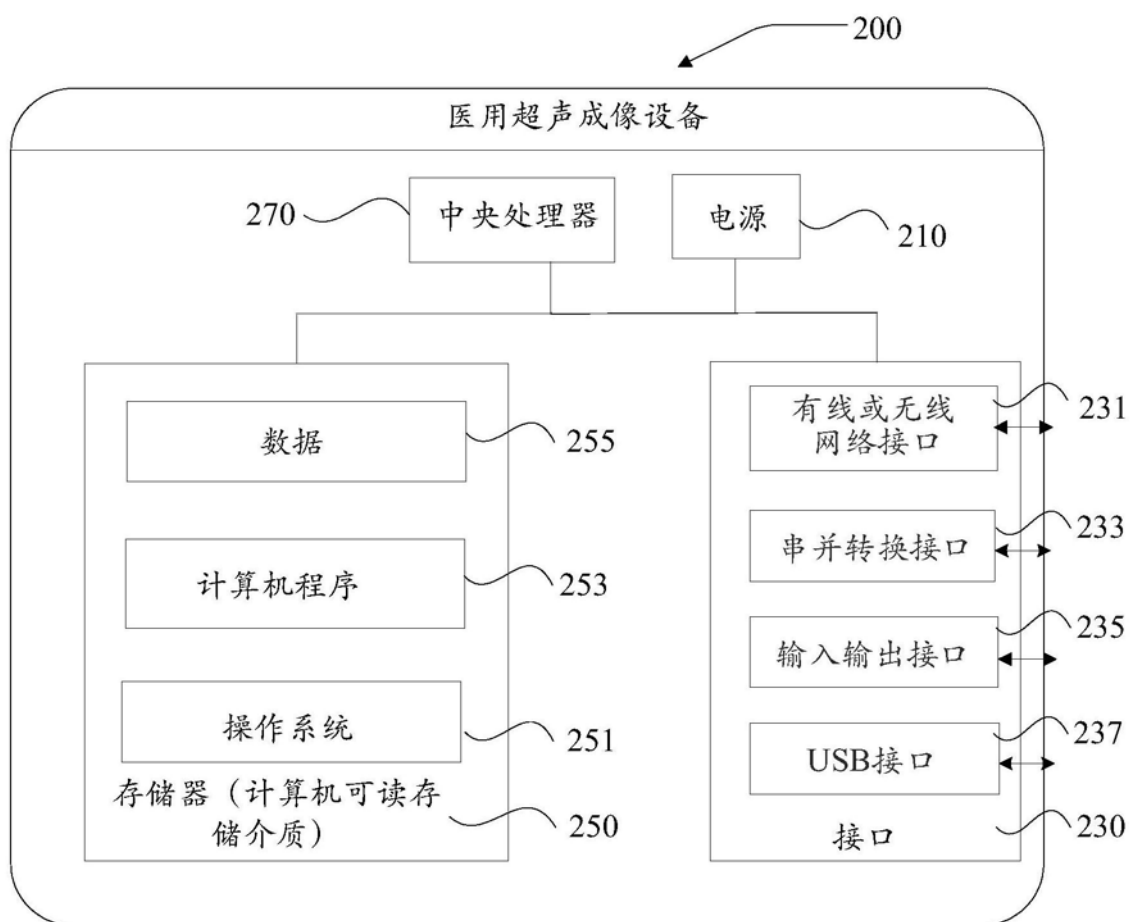


图2

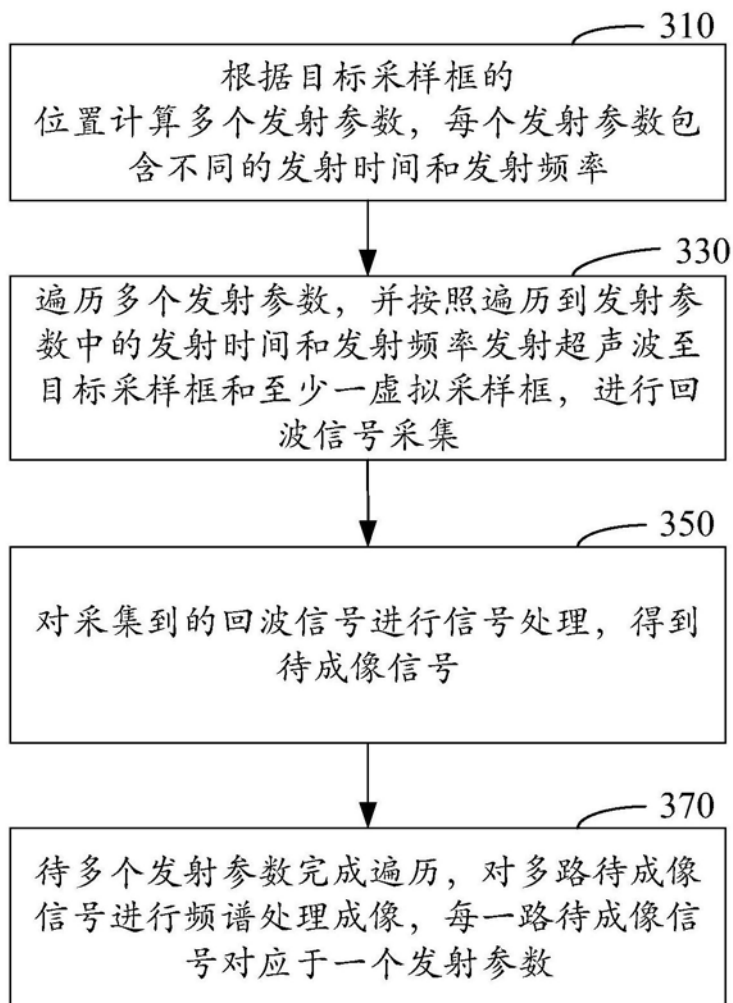


图3

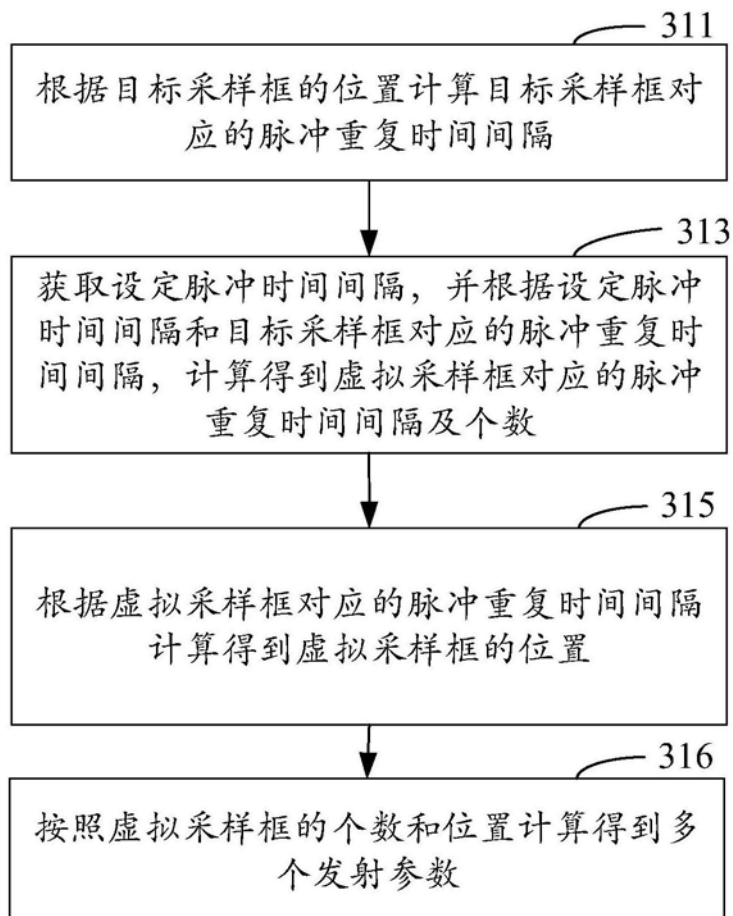


图4

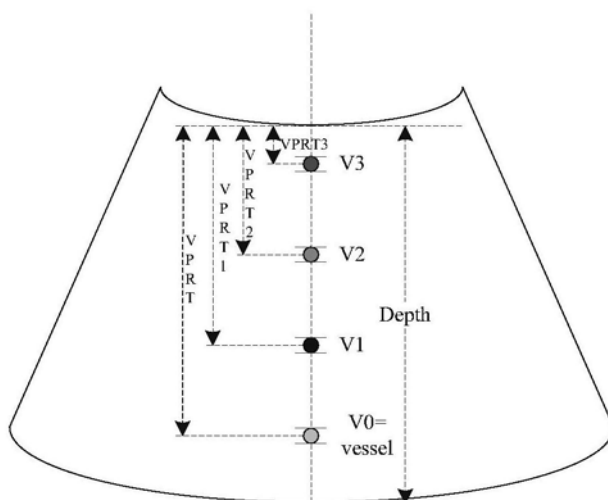


图5

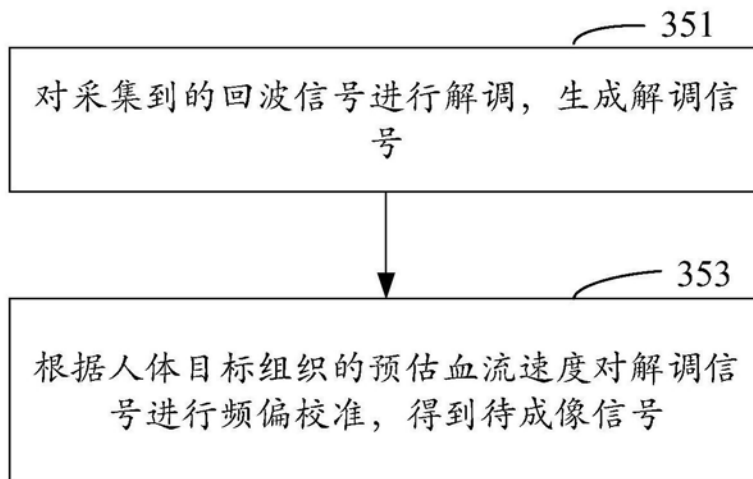


图6

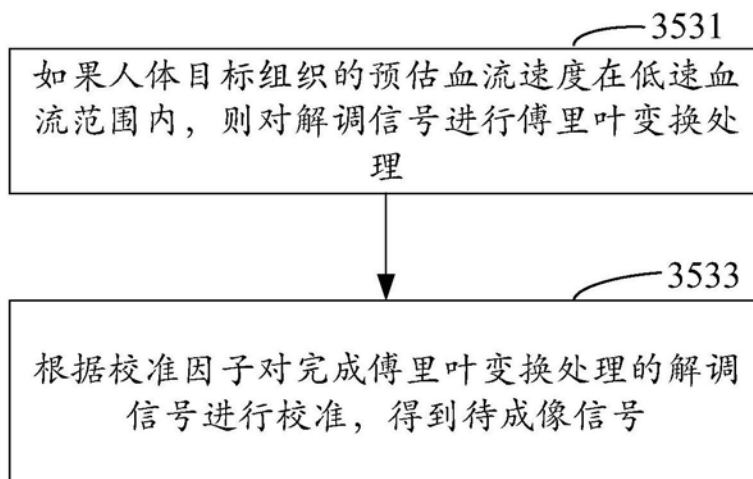


图7

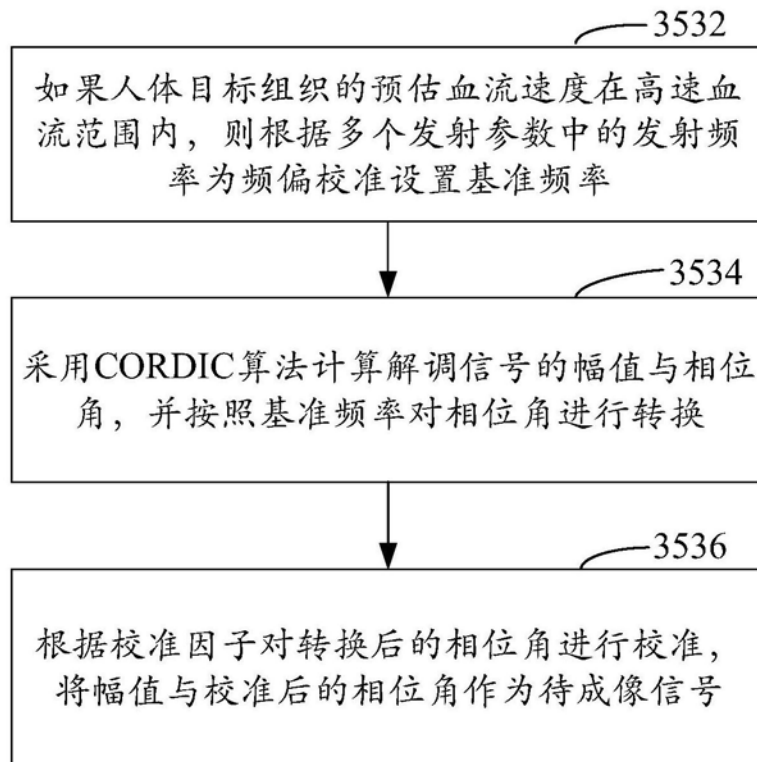


图8

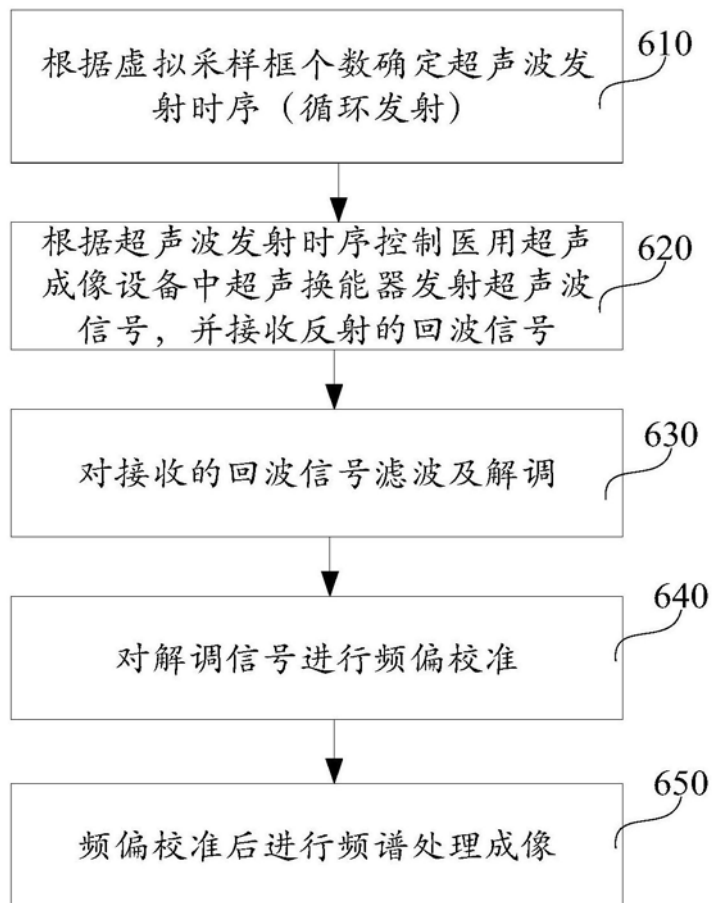


图9

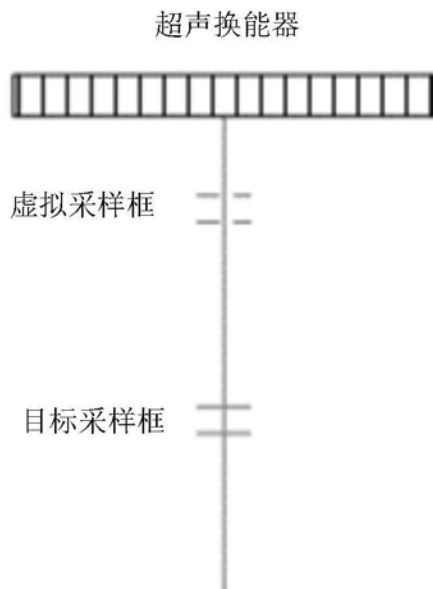
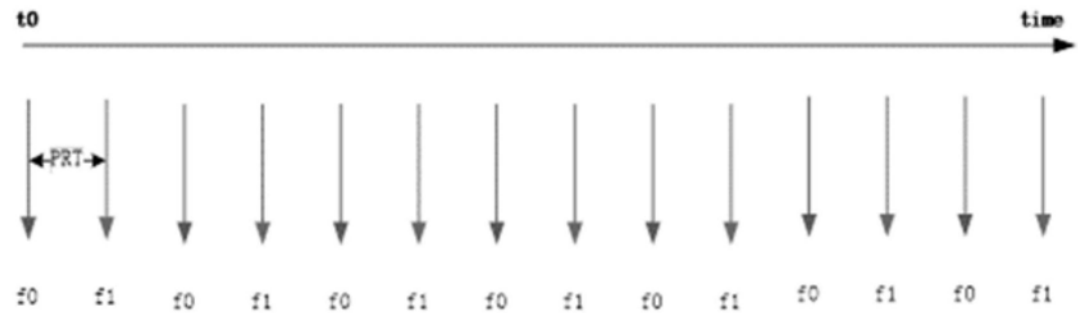
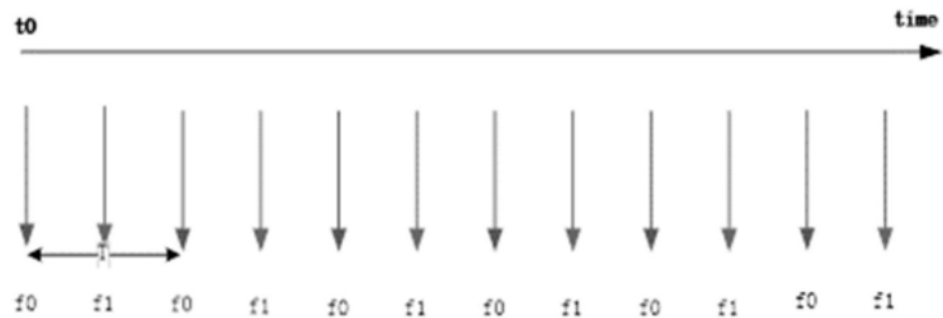


图10



11.1 发射波形随时间的变化



11.2 采样框个数为2时所采用的发射方式

图11

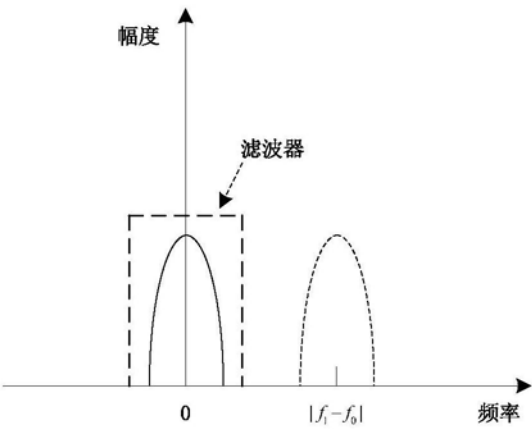


图12

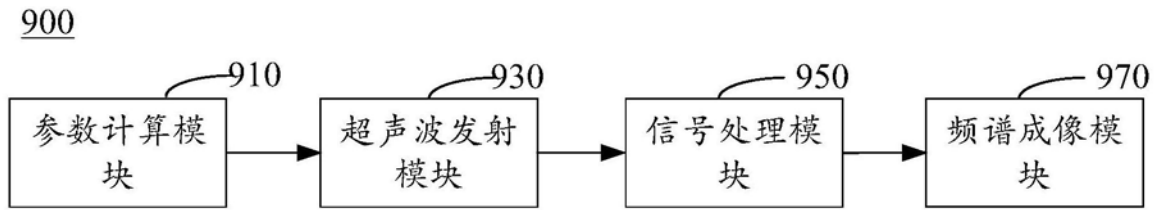


图13

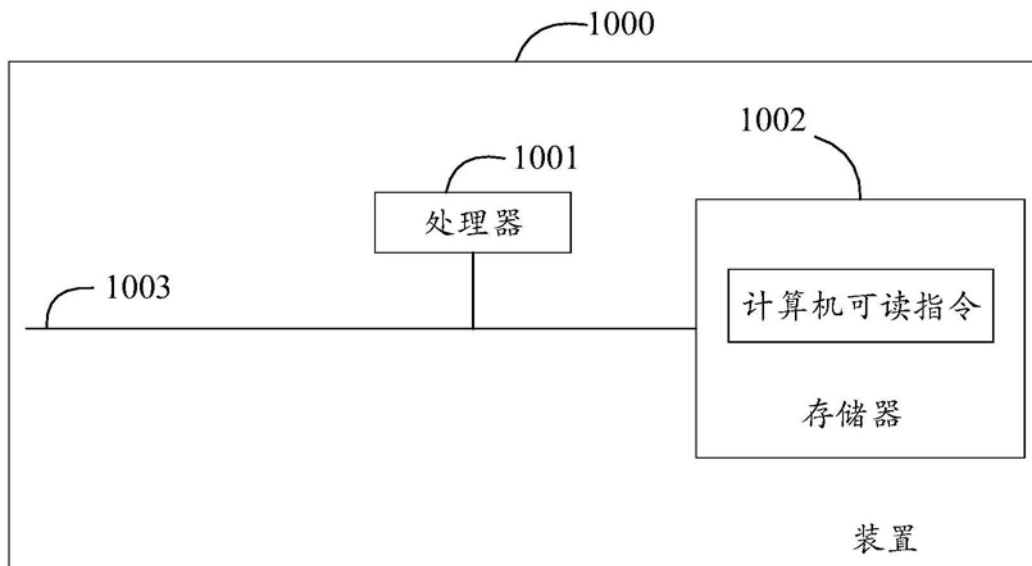


图14