



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615919 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201510435317. 2

(22) 申请日 2015. 07. 22

(30) 优先权数据

14/550, 098 2014. 11. 21 US

(71) 申请人 田睦

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 田睦

(74) 专利代理机构 北京同达信恒知识产权代理有限公司 11291

代理人 黄志华 何月华

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

权利要求书4页 说明书20页 附图11页

(54) 发明名称

快速二维多普勒速度和方向成像

(57) 摘要

本发明涉及快速二维多普勒速度和方向成像。该公开涉及用于快速 2D 血流速度超声成像的方法、制品和设备。在实施方式中,其包括生成表示在多个发射事件中所形成的多个波束的波束数据,其中所述多个发射事件中的每个发射事件关联于发射事件索引,各个波束关联于波束索引,且所述波束数据关联于发射事件索引、接收波束索引和重复索引;基于所述波束数据计算感兴趣的区域内的位置;处理所述波束数据以得出速度,其中各个所述速度关联于所述发射事件索引和所述接收波束索引;将所述速度分组;和对于各个组,计算 2D 速度矢量的角度分量,且计算 2D 速度矢量的振幅分量。



1. 一种估计二维 2D 血流速度的方法,所述方法包括:

生成表示在多个发射事件中所形成的多个波束的波束数据,其中所述多个发射事件中的每个发射事件关联于发射事件索引,各个波束关联于波束索引,所述波束数据关联于所述发射事件索引、接收波束索引、和重复索引;

基于所述波束数据计算感兴趣的区域内的多个位置,其中各个所述位置包括与所述发射事件索引和所述接收波束索引关联的多普勒角度;

处理所述波束数据以得出多个速度,其中各个所述速度关联于所述发射事件索引和所述接收波束索引;

将所述速度分组,其中在一组中的各个所述速度关联于覆盖一位置的波束;和

对于各个组,根据所述多普勒角度和所述组内的所述速度,计算表示所述 2D 血流速度的 2D 速度矢量的角度分量,且基于所述组内的所述速度和所计算的角度分量,计算所述 2D 速度矢量的振幅分量。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,基于所述波束数据计算感兴趣的区域内的所述多个位置包括:对于所述多个位置中的一个位置,

计算点源和覆盖所述一个位置的波束之间的距离,其中在发射事件中使用所述点源且在所述发射事件中形成所述波束;

基于所述波束数据计算所述位置的深度;和

根据所述距离和所述深度计算所述多普勒角度。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,计算所述点源和所述覆盖所述一个位置的波束之间的所述距离包括:基于与覆盖所述一个位置的波束关联的接收波束索引、线密度、换能器阵元的属性和对应于所述点源的点源位置,计算所述距离。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,所述线密度多达 4。

5. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,基于所述波束数据计算所述一个位置的所述深度包括:根据声速和在所述发射事件中所述点源发射和沿着所述覆盖所述一个位置的波束接收回波之间的经过时间,计算所述一个位置的所述深度。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,处理所述波束数据以得出所述速度包括:

处理所述波束数据以得出多个速度,其中各个所述速度关联于所述发射事件索引和所述接收波束索引;

将所述波束数据解调以得出同相值和正交值,其中各个所述同相值关联于所述发射事件索引、所述接收波束索引、和所述重复索引,且各个所述正交值关联于所述发射事件索引、所述接收波束索引、和所述重复索引;和

根据所述同相值和所述正交值,计算相移值,其中各个所述相移值关联于所述发射事件索引和所述接收波束索引;和

基于所述相移值,计算所述速度。

7. 一种用来产生一帧二维 2D 血流速度成像的方法,所述方法包括下列步骤:

a) 选择第一换能器阵元作为发射阵元;

b) 将球形波从所述发射阵元重复发射至感兴趣的区域中;

c) 对于在所述重复发射中的一次发射,

存储与所述一次发射关联的发射数据,

在借助集中在所述发射阵元周围的一组换能器阵元接收到从所述感兴趣的区域反射的超声回波时,生成表示多个波束的波束数据,

使所述波束数据与所述发射数据相关联,

将所述波束数据存储到存储器;

d) 在选择第二换能器阵元作为发射阵元之后,重复步骤 b) 和步骤 c);

e) 处理所述波束数据以得出速度;和

f) 对于所述感兴趣的区域内的、通过所述多个波束内的一个波束覆盖的位置,基于与所述位置关联的速度和位置信息,计算与所述位置关联的 2D 速度矢量。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,还包括:

基于所述 2D 速度矢量,生成所述一帧 2D 血流速度成像。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,还包括:

将所述一帧 2D 彩色多普勒图像映射在 B 型图像上,其中,所述 B 型图像是基于所述波束数据所生成的一帧黑白图像;和

显示所述一帧 2D 彩色多普勒图像和所述 B 型图像。

10. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,所述发射阵元包括多达四个相邻的换能器阵元,且所述第二换能器阵元被定位成与所述第一换能器阵元相距一个或多个换能器阵元。

11. 根据权利要求 10 所述的方法,其中,点源位置集中在所述发射阵元的中间。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,通过所述点源位置和覆盖所述感兴趣的区域内的所述位置的所述波束之间的距离和所述感兴趣的区域内的所述位置的深度,确定所述感兴趣的区域内的所述位置。

13. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,所述重复发射中的所述一次发射关联于重复索引,包括利用所述发射阵元的所述重复发射的发射事件关联于发射事件索引,且所述发射数据关联于所述发射事件索引和所述重复索引。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中,所述发射数据包括所述发射阵元的属性、频率、大小和脉冲长度。

15. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,在借助所述集中在所述发射阵元周围的一组换能器阵元接收到所述超声回波时,生成表示所述多个波束的所述波束数据包括:

将所接收的超声回波转换成数字数据;

将多个延迟应用到所述数字数据以获得中间输出,其中,所述多个延迟对应于从所述一组换能器阵元提供的多个信道;

存储所述中间输出;和

对所述中间输出求和以提供表示所述多个波束的所述波束数据。

16. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,处理所述波束数据以得到所述速度包括:

解调所述波束数据以得到同相值和正交值;

根据所述同相值和所述正交值,计算相移值;和

基于所述相移值,计算所述速度。

17. 一种超声成像设备,包括:

发射器,在第一换能器阵元被选择作为发射阵元后,所述发射器利用所述第一换能器阵元发射高电压脉冲,且所述高电压脉冲经过将所述发射器连接到所述发射阵元的发射器

/ 接收器开关；

所述发射阵元，所述发射阵元将所述高电压脉冲转换成球形波且将所述球形波重复地发射至感兴趣的区域中；

集中在所述发射阵元周围的一组换能器阵元，所述一组换能器阵元接收从所述感兴趣的区域内的点反射的超声回波；

接收器，所述接收器借助所述发射器 / 接收器开关操作地联接到所述一组换能器阵元，以将所接收的超声回波转换成数字数据；

波束形成器，所述波束形成器操作地联接到所述接收器，以从所述数字数据获得表示多个波束的波束数据；

存储器，所述存储器存储所述波束数据；

二维 2D 接收波束处理器，所述 2D 接收波束处理器操作地联接到所述波束形成器，所述 2D 接收波束处理器包括：

位置计算模块，所述位置计算模块计算对于所述感兴趣的区域内的各个点的位置信息，其中所述位置信息包括多普勒角度；

2D 速度矢量检测模块，所述 2D 速度矢量检测模块处理所述波束数据且计算在一帧 2D 彩色多普勒速度和方向成像中所用的 2D 速度矢量，其中各个所述 2D 速度矢量包括指示血管角度的角度分量和指示所述感兴趣的区域内的一点处的血流速度的振幅分量；和

合成模块，所述合成模块基于所述波束数据生成 B 型成像数据。

18. 根据权利要求 17 所述的设备，还包括：

图像处理器，所述图像处理器处理所述速度矢量，生成 2D 彩色多普勒成像数据，且将所述 2D 彩色多普勒成像数据映射在所述 B 型成像数据上；和

显示单元，所述显示单元联接到所述图像处理器以显示所述 2D 彩色多普勒成像数据和所述 B 型成像数据。

19. 根据权利要求 17 所述的设备，其中，所述波束形成器包括：

信道延迟控制器，所述信道延迟控制器操作地联接到所述接收器，以将延迟施加到所述数字数据以获得中间输出，其中所述延迟对应于从所述一组换能器阵元提供的信道；

多个 FIFO，所述 FIFO 联接到所述信道延迟控制器以存储所述中间输出；和

求和模块，所述求和模块操作地联接到所述多个 FIFO，以对所述中间输出求和，从而提供表示所述多个波束的波束数据。

20. 根据权利要求 17 所述的设备，其中，所述 2D 速度矢量检测模块包括：

IQ 解调模块，所述 IQ 解调模块操作地联接到所述波束形成器以解调所述波束数据，从而得出同相值和正交值；

相位估计器，所述相位估计器操作地联接到所述 IQ 解调模块，所述相位估计器包括：相位计算器，所述相位计算器根据所述同相值和所述正交值计算相值；和速度计算器，所述速度计算器基于所述相值计算所述速度；

分组单元，所述分组单元将所述速度分组，其中在一组中的每个所述速度关联于覆盖所述感兴趣的区域内的一位置的波束；

方向估计器，所述方向估计器，对于各组所述速度，根据在所述组内的速度和通过所述位置计算模块针对所述位置计算的所述多普勒角度，计算所述 2D 速度矢量的角度分量；和

速度估计器,所述速度估计器,对于各个组,基于在所述组内的速度和所述组的速度矢量的角度分量和所述多普勒角度,计算所述 2D 速度矢量的振幅分量。

快速二维多普勒速度和方向成像

技术领域

[0001] 本发明的系统和方法总体涉及超声系统,尤其涉及在复杂介质中速度和流动方向的估计以及用于流动速度矢量估计的超声系统。

背景技术

[0002] 对于各种医疗应用,超声系统已经变成广泛使用的诊断工具。与一些其他的诊断工具或系统相比,许多超声系统是非侵入性的和非破坏性的。超声系统总体包括用于接近对象或直接置于对象上和在对象上方移动的声头,例如,对象为患者。超声系统可提供对象的内部结构的可视化,例如,该内部结构为组织、血管和 / 或器官。通过电激励声头内的换能器阵元来生成行进至人体中的超声信号,以及通过接收从组织、血管和 / 或器官所反射的回波信号,超声系统运行。所反射的回波信号然后被处理以产生对象的内部结构的可视化。

[0003] 超声系统的应用之一是用于测量血流速度。该信息可以用于心血管研究和其他医学领域。为了呈现血流的不同方面,已经开发了多种方法,例如,B-型成像和彩色多普勒成像。流动领域的B型成像通常用来定位血管,以测量血管的尺寸和观察流动结构。B型图像显示亮度,该亮度指示从目标对象反射的超声信号的强度。除了灰阶显示之外,流动速度可以在彩色多普勒成像中被呈现为B型图像的叠加,以显示在血管内血细胞速度的测量。在常规系统中,彩色多普勒图像对于该系统的质量和效率产生很多限制。

[0004] 首先,彩色多普勒成像的帧频会是低的。由于对于显示的每个图像扫描线仅需要一个发射脉冲,故B型图像可以在较高的帧频下完成。对比而言,每个多普勒图像扫描线需要被询问多次以便估计在沿着该扫描线的各个点处的多普勒频移。沿着扫描线的每次询问获得回波数据的全扫描线,对于在图像扫描线上的每个点,在一段时间上获得的样本组被称为一个集合。由于在彩色多普勒成像中的询问花费时间,人们通常牺牲B型图像质量(例如,较小的线密度、较小的采样率和 / 或多波束形成器),以便获取有用的帧频。

[0005] 第二,常规的系统和方法会具有差的横向分辨率。例如,在如图1A中所示出的常规彩色多普勒成像系统100中,常规的方法通常使用声头110上的多个换能器阵元112,以朝向焦点发射超声脉冲。这样的常规方法被使用,以便获取所需的信噪比且改善在焦点处的横向分辨率。当焦点具有最高的横向分辨率时,其余的波束经受差的横向分辨率。

[0006] 第三,如图1A中所示出的常规系统100也经受预绘制的窗口限制。为了获得流动速度的具体量化,需要提前在感兴趣的区域内选取小得多的样本体积。超声波检测师通常需要绘制扫描区域的窗口,仅在该窗口中,彩色多普勒方法被使用诸如重复发射脉冲,结果仅显示在该窗口中。该预绘制的窗口需求意味着,位于预定义的窗口的外部的运动反射器可以不被识别直到进行单独的多普勒成像会话。因此,难以获得彩色多普勒图像的全扫描区域。

[0007] 第四,使用常规的方法和系统,难以获得绝对速度和方向两者。图1A中所示出的系统会需要方向转向和多次发射以检测运动反射器的速度。近年来,如图1B至图1D中所

示出的平面波在行业内已经引起关注。与在图 1A 中所示出的常规的方法和系统相比,由于平面波没有横向分辨率,故可以同时形成大规模的接收波束。然而,更大规模而没有预绘制窗口限制会增大帧频,同时失去横向分辨率。为了获得横向信息,类似于图 1A 中所示出的常规方法,在速度检测期间,方向转向会是必要的以执行成角度的发射。

[0008] 成角度的发射是由于相对于超声波进入方向的方向的血细胞速度的多普勒效应。与超声波进入方向垂直的流动使用常规方法是不可检测的,该常规方法包括平面波方法。使用常规方法所获得的速度矢量的振幅分量仅表示流动速度矢量的沿着发射 / 接收扫描线轴线的分量。对于横向血管,为了获得速度矢量的振幅分量,平面波方法将必须改变垂直于成角度的方向的发射超声波方向。

[0009] 例如,图 1B 至图 1D 示出常规的平面波方法和系统,其获得二维 (2D) 血流速度的方向和振幅。常规的系统可包括具有多个发射换能器阵元 112 的声头 110。在一个发射事件 150 期间,在血管 130 内的 2D 速度矢量的振幅分量可以被检测,这是由于相对于超声波进入方向的方向,在血管 130 内的血细胞的速度不是 0,即,相对于超声波进入方向的方向,在血管 130 内的点 C 132 具有非零的速度。然而,在垂直于超声波进入方向的另一血管 120 中,在发射事件 150 中不能检测到该速度,即,在图 1B 中,相对于超声波进入方向,在血管 120 内的点 A 122 和点 B 124 具有零速度。

[0010] 为了检测在血管 130 中的 2D 血流速度,如图 1C 中所示出的另一发射事件 180 必须被执行,以将垂直于血管 130 的超声波发射方向变化成成角度的方向。在图 1C 中,相对于进入的超声波的成角度的方向,点 B 124 具有非零的速度。然而,图 1C 中的平面波会漏掉点 A 122。为了计算点 A 122,可能必须执行如图 1D 中所示出的另一成角度的平面波发射事件 190。然而,在第二成角度的平面波发射 190 中,不能检测到点 C 132 的速度。

[0011] 如图 1B 至图 1D 中所示,方向转向和来自不同角度的多轮信号发射的平面波方法是难处理的且效率低的。在图 1B 至图 1D 中的来自三个不同角度的三轮发射之后,在点 A 122 处的速度可仅在图 1D 的发射事件 190 中被检测到一次,在点 B 124 处的速度可仅在图 1C 的发射事件 180 和在图 1D 的发射事件 190 中被检测到两次,以及在点 C 132 处的速度可仅在图 1B 的发射事件 150 和图 1C 的发射事件 180 中被检测到两次。因此,在三轮发射之后,每个点 A 122、B 124、和 C 132 具有小于 3 个视图以有助于 2D 速度矢量的计算。因此,由于方向转向的复杂性质,平面波方法在 2D 速度矢量的振幅和角度的互关联估计中具有不确定性。

[0012] 因此,需要一种快速简单的全扫描区域多普勒成像的方法和系统,其能够采用与 B 型成像的相当的帧频获得血流的绝对速度和方向。

附图说明

[0013] 参考本发明的实施方式,在附图中可示出其实施例,在附图中,相同的部件可采用相同或类似的附图标记。这些附图旨在说明性的,而不是限制性的。尽管在这些实施方式的上下文中总体描述了本发明,然而,应该理解,其不旨在将本发明的精神和范围限制到这些具体实施方式。这些附图绝不应该限制本领域的技术人员可以对发明做出的不脱离本发明的精神和范围的任何形式和细节上的变化。

[0014] 图 1A 是现有技术的常规超声系统的示意图;

- [0015] 图 1B 是现有技术的平面波发射的示意图；
- [0016] 图 1C 是现有技术的从一个角度的平面波发射的示意图；
- [0017] 图 1D 是现有技术的从一个不同角度的平面波发射的示意图；
- [0018] 图 2 是示出根据实施方式的快速二维 (2D) 血流速度系统的示意图；
- [0019] 图 3 是示出根据实施方式的在快速 2D 血流速度系统中的点源发射和接收波束形成的示意图；
- [0020] 图 4 是示出根据实施方式的在快速 2D 血流速度系统中的位置信息计算的示意图；
- [0021] 图 5 是示出根据实施方式的在多个发射事件中的波束数据生成的示意图；
- [0022] 图 6A 是示出根据实施方式的快速 2D 血流速度系统中的波束数据分组的示意图；
- [0023] 图 6B 是示出根据实施方式的快速 2D 血流速度系统中的 2D 血流速度计算的示意图；
- [0024] 图 7 是示出根据实施方式的快速 2D 血流速度系统中所用的 2D 血流速度检测模块的示意图；
- [0025] 图 8 是示出根据实施方式的快速 2D 超声成像系统中生成超声成像的方法流程的示意图；
- [0026] 图 9 是根据实施方式的快速 2D 多普勒血流速度和方向成像的方法的流程图；
- [0027] 图 10 是根据实施方式的计算 2D 速度矢量的方法的流程图。

具体实施方式

[0028] 结合附图,下文提供了系统和方法的一个或多个示例性实施方式的具体描述。尽管该系统和方法结合这些实施方式被描述,然而,应该理解,该系统和方法不限于任一实施方式。相反,该系统和方法的范围通过权利要求书来限制,该系统和方法包括大量的替选、变型和等同物。出于示例的目的,在以下的说明中列举了大量的具体细节,以便提供本发明的系统和方法的透彻理解。这些细节被提供用于示例的目的,且根据权利要求书可以实施该系统和方法,而无需这些具体细节中的一些或全部。出于清楚的目的,在与该系统和方法相关的技术领域已知的技术材料将不再具体描述,以免不必要地模糊本发明的系统和方法。

[0029] 描述了一种用于在复杂介质中执行流动或运动的速度和方向的超声成像的系统,该复杂介质包括软的生物组织。各个实施方式可以在独立的硬件部件中实施,或者可替选地,在诸如使用软件的数字信号处理器的程控处理单元中实施,该软件被编译、链接然后从基于磁盘的存储器加载以用于在运行时间期间执行。包括在这些实施方式中所采用的方法的各个程序还可以存在于固件或其他类似的非易失性存储装置中。

[0030] 还应该理解,本发明的系统和方法可以以多种方式实施,这些方式包括过程、设备、装置或者计算机可读介质(例如,含有计算机可读指令或计算机程序代码的永久计算机可读存储介质)或者计算机程序产品,该计算机程序产品包括具有包括在其中的计算机可读程序代码的计算机可用介质。在该公开的上下文中,计算机可用介质或者计算机可读介质可以是可包含或存储通过指令执行系统、设备或装置使用或与指令执行系统、设备或装置结合使用的程序的任何介质。例如,计算机可读存储介质或者计算机可用介质可以是

但不限于,随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、或持久性存储器,例如,大容量存储装置、硬盘驱动器、CDROM、DVDROM、磁带、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪速存储器)、或者用于存储信息的任何磁性的、电磁的、红外的、光学的、或者电学的部件或系统、设备或装置。可替代地或者另外地,计算机可读存储介质或者计算机可用介质可以是这些装置的任一组合或者甚至是其上印刷有程序代码的纸张或者另一合适的介质,这是由于程序代码可以例如通过纸张或其他介质的光学扫描而以电子方式采集,然后被编译、解译、或以合适的方式被处理(如果必要),然后存储在计算机存储器中。应用程序、软件程序或计算机可读指令可以被称为部件或模块。应用程序可以被硬接线或者硬编码在硬件中或者采用在通用计算机上执行的软件的形式,或者被硬接线或者硬编码在硬件中使得当软件被载入计算机中和/或通过计算机执行时,该计算机变成用于实施该系统和方法的设备。通过利用能够创建和实施本发明的系统和方法的软件开发包或工具包,应用程序还可以被整体或部分地下载。在该说明书中,这些实现方式或者该系统和方法可以采用的任一其他形式可以被称为技术。总之,在本发明的系统和方法的范围内,可以改变所公开的方法的步骤的次序。

[0031] 描述了超声设备和方法的各个实施方式。应该理解,本发明不限于本文所描述的具体实施方式,这些实施方式当然可以变化。结合一个具体实施方式所描述的一个方面不必限制于该实施方式且可以在任何其他实施方式中实施。例如,尽管结合超声机描述了各个实施方式,然而可以理解,本发明还可以在其他成像设备和形式中被实施。还应该理解,本文所用的术语是仅出于描述具体实施方式的目的,且不旨在限制,这是由于本发明的范围将通过所附的权利要求书以及该权利要求书所赋予的等同物的全部范围来限定。此外,参考附图描述各个实施方式。应该注意,附图旨在方便描述特定的实施方式,但是它们不旨在作为穷举性描述或者限制本发明的范围。

[0032] 各个相对术语,例如,“上部”、“上方”、“顶部”、“上面”、“上”、“下面”、“下方”、“底部”、“更高”、“更低”或类似的术语可以在本文中出于方便的目的结合附图描述相对位置、方向或者空间关系。相对术语的使用不应该解释为暗示在制造或使用中其结构或部分的必须的定位、取向或者方向以及限制本发明的范围。除非上下文另有明确规定,否则如说明书和所附的权利要求书中所用的单数形式“一”、“一个”和“该”包括多个。

[0033] 下文将参考附图描述各个实施方式。应该注意,附图不是按比例绘制且类似结构或功能的阵元在所有的附图中采用同样的附图标记来表示。还应该注意,附图仅旨在方便描述实施方式。它们不旨在作为本发明的穷举性描述或者作为本发明的范围的限制。此外,所示出的实施方式不需要具有所示出的所有方面或优点。结合具体实施方式所描述的方面或优点不必限制到该实施方式且可以在任何其他实施方式中被实施,即使没有如此说明。

[0034] 尽管参考各个解剖结构的超声成像在本文描述了各个实施方式,然而,将理解,本文所示出和描述的多个方法和装置也可以用在其他应用中,例如成像和评估非解剖的结构和对象。例如,本文描述的超声声头、系统和方法可以被用在非破坏性测试或各个机械对象、结构对象或材料(例如,焊缝、管道、横梁、板、压力容器、分层结构等)的评估中。此外,用于评估所成像的物体或物质的移动或速度的系统和方法的各个实施方式还可以被应用到非医疗情形下,例如,测量移动通过管道、压力容器或者其他流体运送管道或容器的流体的速度。因此,本文参考的医疗或解剖成像目标(例如,血液、血管、心脏或其他器官)仅被提供作为可以采用本文描述的各种设备和技术来成像或评估的几乎无穷多目标的非限制

性示例。

[0035] 图 2 示出根据实施方式的快速二维 (2D) 血流速度系统 200 的框图。示例性系统 200 可包括超声声头 202、操作地联接至该声头 202 的发射器 / 接收器开关 206、操作地联接至发射器 / 接收器开关 206 的发射器 204、操作地联接至发射器 / 接收器开关 206 的接收器 208、操作地联接至接收器 208 的波束形成器 210、操作地联接至波束形成器 210 的接收波束处理器 220、操作地联接至接收波束处理器 220 的图像处理器 230、操作地联接至图像处理器 230 的显示单元 240。超声声头 202 可以是用于与用于超声成像的对象接触的声头。超声声头 202 可包括多个超声换能器阵元 203a...203i。在内部具有换能器阵元 203a...203i 的声头 202 的合适配置可包括但不限于直的、弯曲的 (例如, 凸状的) 等。

[0036] 示例性超声成像系统 200 还可包括存储器 205。存储器 205 可包括易失性或非易失性数字存储装置。在实施方式中, 存储器 205 还可包括用于将数据通过有线网络或无线网络发送到外部装置的通信电子器件。在其他实施方式中, 存储装置 205 可包括易失性存储器、非易失性存储器和通信电子器件的组合。尽管在图 2 中存储装置 205 被示出为单个装置, 然而存器装置 205 可以是可用于发射器 204、波束形成器 210 和接收波束处理器 220 等访问的且操作地联接至发射器 204、波束形成器 210 和接收波束处理器 220 等的多个装置。尽管在图 2 中没有示出, 在实施方式中, 存储器 205 可以操作地联接至接收器 208 以存储原始数据用于稍后处理。

[0037] 在实施方式中, 回波数据可以基本上实时接收、波束形成、处理和显示, 同时被存储在存储装置 205 中。在实施方式中, 用于实时显示的处理和 / 或波束形成可包括从存储装置 205 (其可以以缓存模式操作) 检索来源于多个发射事件的回波数据, 且可以在从不同时刻所发射的多个球形波所接收的回波数据上同时执行波束形成或处理。在实施方式中, 回波数据可以存储在长期存储装置中, 且可以被波束形成和处理用于在稍后的时间显示, 和 / 或被与系统 200 不同的计算硬件使用。

[0038] 超声成像过程可以开始于将一个或多个换能器阵元选择作为发射 (TX) 阵元。不同于常规的超声成像系统, 本发明的实施方式可使用单一的换能器阵元或者少量的相邻的换能器阵元 (即, 小于 4 个换能器阵元) 作为点源发射阵元以发射球形超声波。在各个实施方式中, 通过自动过程或手动过程可以选择发射阵元。

[0039] 尽管在图 2 中没有示出, 但发射阵元可以通过发射控制单元来选择。在实施方式中, 发射控制单元可以是发射器 204 的一部分且位于发射器 204 上。在各个实施方式中, 发射控制单元可以是独立地存在的单独的单元或者在示例性成像系统 200 的其他部件上的单独的单元。在通过发射控制单元选择时, 发射控制单元可以将关于发射事件和每个发射事件期间所用的换能器阵元的信息存储在存储器 205 中。例如, 在第一发射事件期间使用在声头 202 中的最左侧的换能器阵元, 发射事件索引 1 和 / 或换能器阵元索引 1 可以通过发射控制单元来记录。在具有发射事件索引 1 的第一发射事件中, 具有换能器阵元索引 1 的第一换能器阵元可以用来将球形波重复发射至感兴趣的区域中。在第二发射事件中, 发射控制单元可选择与第一发射事件中所用的最左侧的换能阵元相邻且处于其右侧的第二换能器阵元。第二换能器阵元可以被用作第二发射事件中的点源发射阵元以重复地发射球形波。发射控制单元可以记录在第二发射事件中的发射事件索引 2 和 / 或换能器阵元索引 2。

[0040] 如本文所用的,发射事件可包括使用一个换能器阵元或者少量的相邻换能器阵元作为点源以重复地生成多个球形波,该球形波从该点源向外发射以照射整个感兴趣的区域。球形波的每次重复生成是超声能量从点源发射至感兴趣的区域。在每次重复中,发射关联于重复索引。在每次发射事件中,发射事件关联于发射事件索引。一轮发射可包括多个发射事件,这些发射事件以递增方式穿过声头面的宽度依次发射,因此询问整个图像帧。在一轮发射中,信息可以被记录作为发射数据。与接收波束数据组合,来自一轮发射的数据可以用来产生一个完整的图像帧。

[0041] 发射事件索引和 / 或换能器阵元索引可识别用作点源发射阵元的换能器阵元的位置。除了重复索引、发射事件索引和 / 或换能器阵元索引之外,其他发射信息(诸如,换能器阵元的属性,包括间距、以及频率、大小、脉冲长度等)可以被发射控制单元记录为发射数据。发射数据在本文中统称为“TX 数据”。

[0042] 一旦选择了发射阵元,则通过操作地联接至发射器 / 接收器开关 206 的发射器 204 可以生成高电压脉冲序列。如本文所用的发射器可以被称为脉冲发生器。通过发射器 204 所生成的高电压脉冲可以经过发射器 / 接收器开关 206 到声头 202 内的换能器阵元 203a. . i 且可以通过所选定的包括一个或多个换能器阵元 203a. . i 的发射阵元被转化成超声波。尽管发射超声波需要高电压脉冲,然而接收超声波的回波可需要低电压信号。操作地联接至声头 202 的发射器 / 接收器开关 206 可防止高电压脉冲损坏接收器 208 中的接收电子器件。因此,通过具有操作地联接至声头 202 的发射器 / 接收器开关 206,换能器阵元 203a. . i 可起到发射阵元和接收阵元的作用。当存在高电压脉冲时,换能器阵元可以被用作发射阵元以生成超声。当回波传播返回到声头 202 时,相同的换能器阵元可起到接收阵元的作用以收集回波作为低电压信号,然后,所收集的低电压信号在通过接收器 208 被转化成数字值之前可以经过发射器 / 接收器开关 206。

[0043] 在实施方式中,用于生成多普勒成像而发射的脉冲可以是与用于生成 B 型成像而发射的脉冲不同的频率和 / 或脉冲长度(即,周期)。例如,较长的脉冲长度可以用于生成多普勒成像使得可以检测来自反射器的多普勒频移;较低的脉冲频率可以用于生成多普勒成像,以便减少发生混叠。对于脉冲生成的控制可以是手动的和 / 或自动的。在实施方式中,超声系统 200 可以被配置成在不同的脉冲频率和 / 或脉冲长度之间交替。该交替可以被记录且包括在存储器 205 中所存储的 TX 数据中。

[0044] 如本文所用的术语“点源发射”可以指将所发射的超声能量从空间位置引入介质中。这可以通过使用单一的超声换能器阵元或者较少数量的相邻的换能器阵元的组合(即,小于 4 个相邻的换能器阵元)一起发射来实现。从所述阵元的单一发射可近似为均一的球形波。在一些情况中,从点源发射的球形波前的单一发射在本文中可以被称为“点源脉冲”或“未聚焦的脉冲”。

[0045] 使用根据实施方式的点源发射具有多个优点。首先,与图 1A 至图 1D 所示出的常规系统相比,没有方向转向,使用点源发射是简单的。点源发射与常规平面波发射的区别在于其空间特征。常规的发射方法关注来自换能器阵元阵列的特定方向(沿着扫描线)上的能量。使用常规的发射方法,角度变化会是必要的,以便检测横向血管流动速度和方向。对比而言,球形超声波覆盖整个感兴趣的区域。即使在一个发射事件期间通过一个换能器阵元所接收的一个点处的速度是零,组合在多个发射事件中来自多个接收换能器阵元的非零

数据,在感兴趣的区域内在每个点处的方向和速度的绝对值可以被计算,该点包括在横向血管内的点。因此,相对于涉及方向转向的复杂的常规方法,根据没有方向转向和角度跟踪的实施方式的本发明是简单的。

[0046] 第二,本发明的实施方式比常规的系统消耗更少的能量。常规的系统会使用多个换能器阵元且要求多轮发射,以便形成一帧图像。对比而言,本发明的实施方式使用单一的换能器阵元或少量的换能器阵元用于每个发射事件中的球形波发射,以及在一轮发射之后,可以形成所述一帧图像。因此,本发明的实施方式是更节能的。

[0047] 第三,根据本发明的实施方式的系统可在高帧频下产生高质量的图像而没有预绘制的窗口的限制。利用球形波的点源发射,在各个发射事件中,感兴趣的区域的各个点可以得到视图以有助于计算 2D 血流速度。在 N 个发射事件中,在感兴趣的区域内的各个点可以获得 N 个点的视图以有助于计算 2D 血流速度。对于感兴趣的区域内的各个点,利用在从声头的左侧定位到声头的右侧的换能器阵元的一轮发射之后所接收的数据,流动速度的具体量化可以被检测到且估计。因此,对于获得根据实施方式的彩色多普勒图像的全扫描区域,预绘制的窗口是不需要的。不需要在感兴趣的区域内选择更少的样本量,且在多轮发射中不需要发射连续的脉冲,故可以改善帧频。

[0048] 仍参考图 2,由于所发射的超声波照射整个感兴趣的区域,故它们可以移动穿过不同密度的材料。随着在密度上的每次变化,超声波可具有方向上轻微的变化且产生作为回波的所反射的超声波。一些回波可传播返回到换能器阵元 203a-203i 且可以通过换能器阵元 203a-203i 被采集作为低电压信号。换能器阵元 203a-203i 可将低电压信号传递到接收器 208。

[0049] 接收器 208 可包括接收器 208 上的模 / 数 (A/D) 转换器 209。尽管在图 2 中没有示出,然而,根据实施方式,除了模 / 数转换器 209 之外,接收器 208 还可包括接收电路、低电压差分信号 (LVDS) 桥等。在接收到电信号时,模 / 数转换器 209 可以将电信号转换成数字值。在实施方式中,通过在现场可编程门阵列上 (FPGA) 运行的固件,可以执行该转换。在生成数字值之后,接收器 208 可将输出发送到波束形成器 210。尽管在图 2 中没有示出,然而,在实施方式中,接收器 208 可以将输出存储到存储器 205 且通过波束形成器 210 可以获得数据。

[0050] 波束形成器 210 可包括信道延迟控制模块 212、信道先进先出 (FIFO) 存储器 214、和求和模块 216。信道延迟控制模块 212 可以通过将延迟引入数字值中而改变来自接收器 208 的输出。来自信道延迟控制模块 212 的输出可以被存储在信道 FIFO 存储器 214 中。求和模块 216 可以执行在信道 FIFO 存储器 214 中所存储的数据的求和,以形成一组接收波束。在实施方式中,波束形成器 210 可以以专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA)、数字信号处理器 (DSP) 或者这些部件的组合来实现。

[0051] 对应于来自波束形成器 210 的该组接收波束的数据可以被存储在存储器 205 中。所存储的接收波束数据可以立即或者稍后被检索且被发送到接收波束处理器 220。接收波束数据在本文中统称为“RX 数据”。RX 数据可包括与各个接收波束关联的接收波束索引,其指示接收波束的在该组接收波束中的位置。在实施方式中,TX 数据可以被存储然后在波束形成期间和 / 或之后被改变且生成同时包括 TX 数据和 RX 数据的数据集。数据集在本文可以统称为“波束数据”。在各个实施方式中,TX 数据和 RX 数据可以被分别存储且彼此交

叉参考。

[0052] 在实施方式中,接收波束处理器 220 可包括 2D 速度矢量检测模块 222、合成模块 224、和位置计算模块 226。位置计算模块 226 可以利用在存储器 205 中所存储的包括 TX 数据和 RX 数据两者的数据以计算在感兴趣的区域内各个点的位置。位置计算结果可以存储在存储器 205 中且被 2D 速度矢量检测模块 222 和合成模块 224 使用。在实施方式中,存储器 205 可包括临时缓存器(易失性或非易失性)以存储用于更快存取的中间计算结果。例如,用于彩色多普勒成像和 B 型成像的位置数据可以存储在用于更快存取的临时缓存器中。在实施方式中,如果处理硬件足以保持位置数据且使用该位置数据以用于成像处理,则可以省略存储位置数据的步骤。

[0053] 为了生成多普勒图像,在接收到波束数据时,2D 速度矢量检测模块 222 可处理波束数据且估计包括振幅和方向的速度矢量,然后将 2D 血流速度数据发送到图像处理器 230。为了生成 B 型图像,在接收到波束数据时,合成模块 224 可以基于位置信息将波束数据分组且对数据求和,然后发送到图像处理器 230 以形成 B 型图像数据。尽管图 2 所示出的多普勒处理 2D 速度矢量检测模块 222 和 B 型处理合成模块 224 作为两个独立的模块,2D 速度矢量检测模块 222 和合成模块 224 可以被配置成一个模块或者作为单独的模块。此外,通过 2D 速度矢量检测模块 222 和合成模块 224 所执行的功能可以按顺序或者并行执行。2D 速度矢量检测模块 222 和合成模块 224 处理的结果可以被存储在存储器 205 中和/或发送到图像处理器 230 且在显示单元 240 处显示。

[0054] 图像处理器 230 可以基于合成模块 224 输出生成 B 型图像数据且基于 2D 速度矢量检测模块 222 输出生成彩色多普勒图像数据。在实施方式中,2D 血流速度可以采用不同的颜色表示。色彩分配可取决于根据接收和/或发射信息等所计算的血流速度。图像处理器 230 然后可以将 B 型图像数据与彩色多普勒图像数据组合(即,并排)或者叠加以用于通过显示单元 240 显示。在实施方式中,2D 血流速度信息和/或彩色多普勒图像可以独立地表示,这是由于点源发射可照射通过对应的 B 型图像的范围所限定的整个感兴趣的区域。

[0055] 在实施方式中,图像处理器 230 可包括配置成执行指定过程的任何数字信号处理和/或计算部件。例如,在各个实施方式中,图像处理器 230 可以通过在 GPU 上运行的软件或者通过在 FPGA 架构上运行的固件来执行。图像处理器 230 可包括任何视频和/或音频处理硬件、固件和软件部件,这些部件可以配置成将图像帧汇集成用于显示和/或存储的视频流。

[0056] 图 3 示出根据实施方式的在多发射事件期间利用点源发射以获得用于快速 2D 多普勒血流速度估计的 RX 数据的示例性系统 300。本文描述的示例性系统 300 的实施方式利用未聚焦的球形超声波以照射整个视野,使得多普勒频率在 B 型视野中的任一位置可以被检测到而没有预绘制的多普勒窗口限制。此外,包括移动反射器的速度和方向的 2D 速度矢量可以被检测到而无需相对于运动方向对齐声头。本发明的各个实施方式的简易性允许同时改善 B 型图像的横向分辨率和多普勒速度估值的精度。

[0057] 如本文所用的术语“超声换能器阵元”和“换能器阵元”可具有在超声成像技术领域中的技术人员所理解的其一般含义,且可以涉及而不限于能够将电信号转变成超声信号和/或将超声信号转变成电信号的任一单一部件。例如,在实施方式中,超声换能器阵元可包括压电器件。还可以使用其他类型的超声换能器阵元来代替压电器件。换能器阵元通常

被配置成多个阵元的阵列。如本领域的技术人员所理解的,在实施方式中,阵列可具有直线或曲线的形状的一个维度。

[0058] 如本文所用的术语“发射阵元”可以涉及而限于一个或多个超声换能器阵元,其至少暂时执行发射功能,其中,电信号被转变成超声波。类似地,术语“接收阵元”可以涉及而限于一个或多个超声换能器阵元,其至少暂时执行接收功能,其中,入射至一个或多个阵元上的超声波被转变成电信号。将超声波发射至介质中在本文也可称为“照射”。反射超声波的对象或结构可以被称为“反射器”或“散射器”。反射器可以被识别为一个或多个点。一个点可以被称为在感兴趣的区域内的一个位置或地点。以及该点可以呈现为在超声图像的显示器上的一个或多个像素。

[0059] 与常规的超声成像系统不同,示例性系统 300 的实施方式可以使用点源发射以发射球形波。在每个发射事件期间,从点源重复发射的球形超声波 330 可以照射整个感兴趣的区域。各个发射事件可以关联于发射事件索引。在实施方式中,基于发射事件索引,可以确定换能器阵元在用作用于发射的点源的声头内的相对位置。

[0060] 例如,在图 3 中,声头可包括换能器阵元的线性阵列。从左至右的各个换能器阵元可以关联于换能器阵元索引。如图 3 中所示,在发射事件 x 期间,具有索引 i 的换能器阵元 310 被用作点源以重复地将球形波发射至感兴趣的区域中。对于每个发射事件,发射数据可以被存储在存储器 205 中。发射数据可包括重复索引、发射事件索引和 / 或换能器阵元索引、换能器阵元的位置、在发射事件中所用的发射阵元的数量、换能器阵元的属性(包括间距)、以及频率、大小、脉冲长度、持续时间或者与在发射事件中发射超声球形波关联的其他信息。

[0061] 尽管图 3 示出在每个发射事件中将一个换能器阵元用作点源,然而在根据实施方式的每个发射事件期间可以使用少量的相邻的换能器阵元,如多达 4 个相邻的换能器阵元。此外,尽管图 3 示出,在将第 i 个换能器阵元用作用于发射球形波的点源之后将第 $(i+1)$ 个换能器阵元用作点源,然而,在实施方式中,在两个连续的发射事件中的换能器阵元的位置移动可以大于 1。另外,各个发射事件可使用不同数量的换能器阵元以用于球形波发射。

[0062] 例如,定位在声头的表面上的位置处的具有换能器阵元索引 1 的换能器阵元可以用于具有发射事件索引 1 的第一发射事件。在具有发射事件索引 2 的下一发射事件中,可以使用具有换能器阵元索引 2 的换能器阵元。在实施方式中,代替使用索引为 2 的换能器阵元,可以移动两个换能器阵元位置且可以使用具有换能器阵元索引 3 的换能器阵元。因此,在后续发射事件中所用的第二换能器阵元可以被定位成与当前发射事件中所用的第一换能器阵元相距一个或多个换能器阵元。在另一示例中,当每次发射球形波使用两个换能器阵元时,在一个发射事件 x 期间,可以使用索引为 $(i, i+1)$ 的换能器阵元,且在发射事件 $x+1$ 中,可以使用具有索引为 $(i+1, i+2)$ 的换能器阵元。在其他实施方式中,移动两个或更多个阵元位置(诸如使用换能器阵元对 $(i+2, i+3)$ 或 $(i+3, i+4)$)可以被配置用于每个发射事件。

[0063] 在实施方式中,代替存储发射阵元索引和发射事件索引,发射阵元索引可以表达成发射事件索引的函数。该函数可以与其他指标一起使用,以追踪在每个发射事件期间所使用的换能器阵元的数量和换能器阵元的位置。这些指标可包括在各个发射事件中所用的换能器阵元的数量,在第一发射事件中所用的换能器阵元的起始位置、和在两个连续的发

射事件之间的换能器阵元索引的差值,等。该函数和这些指标可以被存储为在存储器 205 中的 TX 数据的一部分。

[0064] 例如,计数器 x 可以用于各个发射事件。计数器可以被用作根据实施方式的发射事件索引。在实施方式中,存储器 205 可包括暂时缓存器(易失性或非易失性),以存储用于更快存取的计数器 x 。在其他实施方式中,如果处理硬件足以保持计数器 x 且使用该计数器 x 以用于 2D 血流速度计算,则可以省略存储该计数器的步骤。发射阵元索引 i 可以表达为发射事件索引的函数,即,计数器 x 的函数,例如, $i = x$ 。结合其他指标,例如,在各个发射事件中使用一个换能器阵元,函数 $i = x$ 可指示,一个换能器阵元被用作在各个发射事件期间的发射阵元,相邻的换能器阵元被用在连续的发射事件中。结合其他指标,例如,在各个发射事件期间使用三个换能器阵元,该函数和这些指标可以描述用于发射球形波的换能器阵元模式 $(1, 2, 3), (2, 3, 4), (3, 4, 5) \cdots (i, i+1, i+2) \cdots$ 。类似地,结合其他指标,函数 $I = x+3$ 可指示,在各个发射事件期间使用一个换能器阵元,例如 $1, 4, 7, \cdots i \cdots$,或者在各个发射事件期间使用三个换能器阵元,例如, $(1, 2, 3), (4, 5, 6), (7, 8, 9) \cdots (i, i+1, i+2) \cdots$ 。

[0065] 再次参考图 3,在发射球形波之后,通过集中在点源的周围且与点源相邻的多个接收换能器阵元 320-326 可以接收回波。如上文所述,通过具有操作地连接到声头的发射器/接收器开关,换能器阵元可发挥发射阵元和接收阵元的作用。当存在高电压脉冲时,一个或多个换能器阵元可以被用作点源发射阵元以生成超声。当回波传播返回到声头时,在实施方式中,相同的换能器阵元或者包括点源发射阵元的多个接收换能器阵元 332-336 可起到接收阵元的作用,以收集作为低电压信号的回波,然后所收集的低电压信号在通过接收器被转换成数字值之前可以经过发射器/接收器开关。数字值然后通过经过信道延迟控制单元 112 可以被波束形成,其被存储在 FIFO 存储器中,然后在求和模块 116 中被求和。波束形成输出 350 可以被存储在存储器 205 中以用于处理。每个波束可关联于接收波束索引,例如, $(\cdots k-2, k-1, k, k+1, k+2, k+3 \cdots)$ 等。伴随接收波束索引的接收波束数据然后可以被存储在存储器 205 中作为 RX 数据。使用 TX 数据和 RX 数据,覆盖感兴趣的区域中的位置的波束可被识别且基于该位置被分组。与所分组的波束关联的数据然后可以用来计算对于在感兴趣的区域中的每个位置的 2D 血流速度。

[0066] 如本文所用的,波束形成常被理解为这样的过程:通过该过程,通过多个换能器阵元所接收的信号被延迟求和以形成超声图像帧中的扫描线。在波束形成和/或接收波束处理期间,本发明的实施方式不仅可以确定血流的速度绝对值和方向,而且可以确定在感兴趣的区域内的反射器的位置。对应于所接收的回波数据的部分的反射器的位置可以基于超声信号可已经行进的路径、声音的假定的恒速、和在发射和接收回波的时间之间的经过时间来确定。一旦已经计算这样的距离,则可以三角测量在感兴趣的区域内的可能位置。

[0067] 图 4 是根据实施方式的计算在感兴趣的区域内的位置的示例性方法 400。在波束形成和/或接收波束处理期间,接收波束可以被分组和合成以形成所有聚焦的波束,该波束包括发射动态聚焦的波束和接收动态聚焦的波束。如本文所用的,所有聚焦的波束是指以下事实:通过发射球形波以照射整个感兴趣的区域和从整个感兴趣的区域接收回波,感兴趣的区域的任一部分总是被聚焦。因此,所有聚焦的波束是指以下事实:动态聚焦发生在发射时间和接收时间处。所有聚焦的波束可以用来识别图像帧中的对应于感兴趣的区域中的位置的位置。

[0068] 在图 4 中,在发射事件中,在点 0 处集中的一个或多个换能器阵元可以被用作点源以将球形波发射到感兴趣的区域。尽管图 4 示出仅一个发射阵元作为点源,然而,在点 0 处集中的较少数量的相邻换能器阵元可以被用作点源。例如,当将两个或四个相邻的换能器阵元用作点源发射阵元以发射球形波时,发射阵元的中心可以是在两个或四个换能器阵元之间的中点;当将三个相邻的换能器阵元用作点源发射阵元以发射球形波时,发射阵元的中心可以是中间的换能器阵元。一个或多个换能器阵元中心的位置可以基于发射事件索引和 / 或换能器阵元索引、在 TX 数据中所存储的其他指标(例如,在发射事件中所用的换能器阵元的数量)来确定。

[0069] 在球形波发射之后,通过集中在点 0 的周围且相邻于点 0 的多个接收换能器阵元,可以接收回波。在使用图 3 中所示出的方法波束形成之后,可以形成多个波束,在每个波束之间的距离可以基于例如线密度和 / 或声头内部容纳的换能器阵元的属性(包括换能器阵元之间的空间)等来确定。例如,这样的信息可以从在各个发射事件中所记录的 TX 数据来获取。

[0070] 例如,在发射事件中形成 K 个波束,第 K/2 个波束(在图 4 中示出为第 k 个波束)的位置经过发射中心 0。利用线密度和 / 或声头内的换能器阵元的属性(诸如换能器阵元之间的空间),可以确定在第 k 个波束的发射中心和第 k-x 个波束的发射中心之间的距离,在图 4 中表示为 B0 的长度, B 是声头上的位置以及 $\angle ABO$ 的角度是 90 度。沿着第 k-x 个波束所定位的位置 A 处的反射器的深度可以基于用于第 k-x 个波束的波束数据来确定。在用于第 k-x 个波束的波束数据中,假定恒定的声速,则在发射和接收回波的时间之间的经过时间 T 可以用来计算 BA 的距离。在图 4 中, BA 的距离可以等于声速乘以 T/2,即, $BA = c * T/2$, 其中, c 是恒定的声速。

[0071] 一旦确定 A 和 B 之间的距离以及 B 和 0 之间的距离,如图 4 中所示,可以三角测量反射器 A 的位置。位置计算还可包括对于在发射事件中的点 A 的多普勒角度(在图 4 中用 Ang 表示)的计算。如本文所用的,多普勒角度是在反射器的朝向发射点源的速度方向和波束的方向之间所形成的角度的余角。例如,在图 4 中,在将 0 用作点源的发射事件中,在波束方向 BA 和反射器 A 的朝向点源 0 的速度方向之间的角度是 $\angle BAO$, $\angle BAO$ 的余角是 $\angle AOB$ 。假定 $\angle ABO$ 是 90 度,绘制垂直于波束方向 BA 的轴线,在 OA 和轴线之间的相同的多普勒角度 Ang 是多普勒角度。利用 BA 的距离和 OA 的距离,可以三角测量对于发射事件的多普勒角度,即, $Ang = \arctan(BA/OA)$ 。

[0072] 在各个发射事件期间对于在感兴趣的区域中的各个点已经计算包括多普勒角度的位置信息后,位置信息可以被存储在存储器 205 中。如上所述,位置信息可以关联于且源于 TX 数据和 RX 数据。在发射期间,基于发射事件索引,可以获得发射阵元索引和发射阵元的位置,该发射阵元例如为在图 4 中的点 0 处所定位的换能器阵元。在接收期间,基于线密度和换能器阵元属性,接收波束索引 k 等,可以获得如图 4 中所示在 B 和 0 之间的距离。在实施方式中,位置信息以及在位置和 TX 数据、RX 数据之间的关联可以被存储在存储器 205 中。在其他实施方式中,该关联可以表达成函数且通过 2D 速度矢量检测模块 222 和合成模块 224 使用。

[0073] 尽管图 4 示出在位置计算中利用线性示例性声头,然而,声头的适合的配置可包括但不限于线性的、弯曲的(例如,凸状的)等。在图 4 中所示的位置计算可以适于声头的

不同配置。例如,在弯曲的声头中,在 B 和 O 之间的距离可以基于波束之间的角度、B 和 O 之间的波束的数量以及 AB 的深度等来确定。

[0074] 图 5 示出根据实施方式的在多个发射事件中的波束数据生成的示例性系统 500。在一个示例性设置中,在各个发射事件期间仅使用一个换能器阵元。在索引为 x 的发射事件中,换能器阵元 512 可以用来重复发射球形波 M 次。对应于使用换能器阵元 512 的发射事件的 TX 数据可包括重复索引、换能器阵元 512 索引 n 和发射事件索引 x 、以及换能器阵元 512 的位置、换能器阵元 512 的属性(包括间距)、以及频率、大小、脉冲长度、持续时间或与在发射事件 x 中利用换能器阵元 512 发射超声球形波关联的其他信息。

[0075] 所接收的回波可以被波束形成以生成多个由 K 个波束组成的波束。接收波束数据可以被记录且存储在存储器 205 中作为 RX 数据的一部分。结合 TX 数据,波束数据 B 可以关联于索引如 n 、 k 、和 m ,其中, n 是发射事件索引, k 是同时接收波束索引,以及 m 是重复索引。波束数据 $B(n, k, m)$ 可指示,对于在感兴趣的区域内的点,在第 n 个发射事件中利用点源发射第 m 次来收集接收波束数据,以及该点被第 k 个接收波束覆盖。

[0076] 如图 5 中所示,在发射事件 x 中,换能器阵元 512 可以被用作点源以重复地发射球形波 M 次到感兴趣的区域。一旦对于发射事件 x 形成 K 个波束,则波束数据 $B(n, k, m)$ 550 可以被存储在存储器 205 中,其中, $n = x, k = 1 \cdots K, m = 1 \cdots M$ 。波束数据可包括振幅、频率、在发射和接收回波的时刻之间的经过时间 t 以及基于其可以对速度估值的其他信号信息。如图 5 中进一步示出,在不同的发射事件 y 中,波束数据 $B(n, k, m)$ 560 可以生成且存储在存储器 205 中,其中, $n = y, k = 1 \cdots K$,以及 $m = 1 \cdots M$ 。结合在一轮发射内来自多个发射事件的波束数据,可以计算在帧内的 2D 血流速度。

[0077] 与常规的系统和方法不同,根据实施方式的本发明是简单的和快速的。在图 1A 中所示出的常规系统要求预绘制的窗口。仅预绘制的窗口内的所选定的区域被发射多次。对比而言,采用根据本发明的实施方式的球形波的发射,整个感兴趣的区域可以被照射且回波可以从整个感兴趣的区域接收。在一轮发射之后,在感兴趣的区域内的任一部分可以被识别,对于在感兴趣的区域内的任何点,可以计算 2D 血流速度。因此,相对于图 1A 中所示的常规系统,没有预绘制窗口的根据实施方式的本发明可以快速获取图像帧。

[0078] 此外,在图 1B 至图 1D 中所示出的常规系统在没有方向转向的情况下不能检测横向血管内部的流速。如图 1B 至图 1D 中所示,常规系统可要求方向转向以形成角度,以便计算在横向血管 120 内的速度。对比而言,如图 5 中所示,对于在横向血管 520 内的点 530-540,可以在一轮发射之后计算 2D 血流速度而无需方向转向。使用球形波,在一轮发射内的 N 个发射事件中,在感兴趣的区域内的各个点可以得到 N 个视图以有助于 2D 血流速度的计算。即使由于在发射事件 x 中血管 520 内的流动方向垂直于波向而在发射事件 x 中诸如 533 的点可以具有零速度,然而不同的发射事件 y 中,可以检测到非零的速度。结合来自不同发射事件所记录的数据,对于在横向血管 520 内的点 530-540 可以计算 2D 血流速度而没有方向转向。在图 6A 中进一步示出用于 2D 血流速度计算的波束数据分组。

[0079] 图 6A 示出根据实施方式的示例性快速 2D 血流速度系统 600,其中,基于位置对接收波束分组。为了形成一帧,可以执行包括 N 个发射事件的一轮球形波发射。尽管图 6A 中示出将一个换能器阵元用作点源发射阵元,然而,少量的相邻的换能器阵元可以被用作点源以将球形波重复发射至感兴趣的区域中。在另一点源用来发射球形波之前,在各个点源

处的球形波发射可以被重复 M 次。在球形波发射之后,在各个发射事件中可以接收回波,从所接收的回波可以波束形成多个由 K 个波束组成的波束。

[0080] 例如,在一个发射事件 x 中,第 $i-2$ 个换能器阵元可以用于球形波发射以及可以形成 K 个波束。在波束中,利用图 4 中所示出的上述方法,可以定位对应于第 k 个波束的相对位置,以及利用下文如图 7 中所示的方法,从波束数据 $B(x, k, m)$ 可以计算沿着第 k 个波束而定位的点的速度。在将第 $i-1$ 个换能器阵元用于球形波发射的下一个发射事件 $x+1$ 中,可以再一次形成 K 个波束。在这些波束中,对应于第 $k-1$ 个波束的相对位置可以被定位,从波束数据 $B(x+1, k-1, m)$,可以计算沿着第 $k-1$ 个波束而定位的点的速度。

[0081] 在实施方式中,在确定发射事件 x 中第 k 个波束的相对位置和发射事件 $x+1$ 中第 $k-1$ 个波束的相对位置相同时,在 2D 血流速度计算期间可以结合对应于例如 $B(x, k, m)$ 和 $B(x+1, k-1, m)$ 的波束数据的速度。基于线密度和 / 或在声头内的换能器阵元的属性 (包括换能器阵元之间的空间) 等,可以确定在各个发射事件期间波束的相对位置。对于 2D 血流速度计算的分组可包括对应于在一轮发射内来自多个发射事件的同一位置的波束的波束数据,例如,对应于发射事件 $x+2$ 中的第 $k-2$ 个波束的波束数据、对应于发射事件 $x+3$ 中的第 $k-3$ 个波束的波束数据...对应于发射事件 N 中的第 $k-N+x$ 个波束的波束数据等。通过将对应于在多个发射事件中的相同位置的波束数据分组,利用下面的图 6B 中所示的方法,可以计算对于在感兴趣的区域内的点的 2D 血流速度。

[0082] 图 6B 是示出根据实施方式的快速 2D 血流速度系统中的 2D 血流速度计算的示意图。在图 6B 中,利用图 6A 中所示出的分组的波束数据,可以计算在点 A 处的 2D 血流速度。基于波束数据,利用图 4 中所示的方法,可以计算位置信息。利用图 6A 中所示的分组方法和位置信息,可以识别在 N 个发射事件中的覆盖点 A 的波束。在识别到波束时,例如,通过从存储器 205 检索,可以获得对应于这样的波束的波束数据。基于波束数据,利用下面的图 7 中进一步示出的方法,可以计算速度。利用速度和位置信息,可以计算对于在感兴趣的区域内的各个点的 2D 血流速度。

[0083] 例如,在利用换能器阵元发射球形波的发射事件 x 610 中,可以接收回波且可以生成波束数据。波束数据可以关联于发射数据和接收数据两者。在实施方式中,如下面的图 7 中进一步示出,基于波束数据可以计算速度。所计算的速度可以关联于发射事件索引和接收波束索引,即, $v(x, k)$ 可指示,利用与在发射事件 x 中的第 k 个波束关联的波束数据来计算速度,以及 $v(y, k')$ 可指示,利用与在发射事件 y 650 中第 k' 个波束关联的波束数据来计算速度。

[0084] 除了速度之外,利用波束数据,还可以计算位置信息。利用在上文图 4 中所示的方法可以计算在各个发射事件中的例如多普勒角度的位置信息。在图 6B 中,在发射事件 x 610 中,利用以上的图 4 中所示出的方法,可以计算对于位置 A 的多普勒角度 $\text{Ang}(x, k)$ 。类似地,在发射事件 y 650 中,利用图 4 中所示的方法,可以计算对于位置 A 的多普勒角度 $\text{Ang}(y, k')$ 。

[0085] 计算速度和多普勒角度之后,基于几何形状可以计算 2D 血流速度。例如,令 $\vec{v}$ 表示在点 A 处的 2D 速度矢量。如本文所使用的,通过包括振幅分量和角度分量的 2D 速度矢量,可以表示在感兴趣的区域内的点处的 2D 血流速度。如本文进一步所用的,2D 速度矢量的振幅分量或者对应的 2D 血流速度的振幅也称为 2D 速度矢量的大小或绝对值。

[0086] 令 $v(x, k)$ 表示点 A 的沿着多普勒方向的速度, 以及 $Ang(x, k)$ 表示利用对应于在发射事件 x 610 中的第 k 个接收波束的波束数据所计算的点 A 的多普勒角度。令 $v(y, k')$ 表示点 A 的沿着多普勒方向的速度, 以及 $Ang(y, k')$ 表示利用对应于在发射事件 y 650 中的第 k' 个波束的波束数据所计算的点 A 的多普勒角度。基于几何形状, 利用下式 [1] 至 [3], 可以计算在图 6B 中标记为 α 的 2D 速度矢量的角度分量, 且可以计算 2D 速度矢量的绝对值。

[0087]

$$|\bar{V}| = \frac{v(x, k)}{\cos(Ang(x, k) + \alpha)} = \frac{v(y, k')}{\cos(Ang(y, k') + \alpha)} \quad [1]$$

$$\frac{v(x, k)}{\cos(Ang(x, k)) * \cos \alpha + \sin(Ang(x, k)) * \sin \alpha} \quad [2]$$

[0088]

$$= \frac{v(y, k')}{\cos(Ang(y, k')) * \cos \alpha + \sin(Ang(y, k')) * \sin \alpha}$$

$$[0089] \quad \tan(\alpha) = \frac{v(x, k) \cos(Ang(y, k')) - v(y, k') \cos(Ang(x, k))}{v(y, k') \sin(Ang(x, k)) - v(x, k) \sin(Ang(y, k'))} \quad [3]$$

[0090] 上式和图 6B 示出结合来自两个发射事件 610、650 的 TX 数据和 RX 数据用于 2D 速度矢量计算。在实施方式中, 在一轮发射中来自多个发射事件的波束数据可以被结合以计算对于在感兴趣的区域内的各个点的 2D 速度矢量。例如, 在线密度被设置为 1 的示例性系统中, 使用下面的示例性公式 [4] 和 [5], 可以计算 2D 速度矢量。在实施方式中, 相同的公式 [4] 和 [5] 可以适用于当线密度被设置成多达 4 的值, 即, 2、3 或 4。2D 血流速度的振幅可表示在该点处的血流速度, 下式中用 S 表示; 2D 血流速度的角度分量可表示血管角度, 用 α 表示。如本文所用的, 2D 速度的角度分量或者对应的 2D 血流速度的角度分量也可称为血管角度或者血流的方向。

$$\tan(\alpha) \quad [4]$$

$$[0091] \quad = \frac{1}{k-1} \sum \frac{v(n, k) \cos(Ang(n+1, k-1)) - v(n+1, k-1) \cos(Ang(n, k))}{v(n+1, k-1) \sin(Ang(n, k)) - v(n, k) \sin(Ang(n+1, k-1))}$$

[0092]

$$S = |\bar{V}| = \frac{1}{k-1} \sum \frac{V(n, k)}{\cos(Ang(n, k) + \alpha)} \quad [5]$$

[0093] 在上述公式中, 对于不同的配置, 求和与平均可以是不同的。在实施方式中, 为了改善 2D 血流速度估计的质量, 可以使用加权的平均值代替平均值, 以给出在不同位置处波束的不同权重。

[0094] 图 7 是示出在根据实施方式的快速 2D 血流速度系统 700 中所使用的 2D 血流速度检测模块的示意图。2D 速度矢量检测模块 222 可包括用于接收波束数据的 IQ 解调模块 720、用于估计速度的操作地连接到 IQ 解调模块 720 的相位估计器 730、操作地连接到相位估计器 730 的分组单元 740、方向估计器 750、和速度估计器 760。在波束形成之后, 波束数据可以被存储在存储器 205 中。波束数据可以关联于 TX 数据和 RX 数据。在实施方式中, 波束数据可以关联于发射事件索引 n、接收波束索引 k 和重复索引 m, 例如, B(n, k, m)。波束

数据然后可以通过 IQ 解调模块 720 处理,以生成同相值 (I) 和正交值 (Q)。在实施方式中,同相值和正交值可以关联于索引 (n, k, m) 且作为 I(n, k, m) 和 Q(n, k, m) 存储在存储器 205 中。在各个实施方式中,如果处理硬件足以处理波束数据而没有实质延迟,则可以省略存储 I(n, k, m) 和 Q(n, k, m) 的步骤。

[0095] 基于 IQ 值,通过首先在相位计算器 732 中计算相移,相位估计器 730 可计算速度。在实施方式中,在发射事件中的重复发射期间,利用 IQ 值,位于相位估计器 730 上的相位计算器 732 可使用下式来估计相移。在替选实施方式中还可以使用计算相移的其他方法。

$$P(n, k) = \frac{1}{2\pi T_{PRF}} \tan^{-1} \left[\frac{\sum_{m=1}^M I(n, k, m) Q(n, k, m-1) - Q(n, k, m) I(n, k, m-1)}{\sum_{m=1}^M I(n, k, m) I(n, k, m-1) - Q(n, k, m) Q(n, k, m-1)} \right] \quad [6]$$

[0097] 其中, T_{PRF} 是超声信号的周期,以及根据组织, M 在 4 至 16 的范围内。

[0098] 基于该相移,通过位于相位估计器 730 上的相位计算器 732 可以估计速度。作为速度计算器 732 的基础的理论是来自运动声散射体的连续回波显著不同,而来自静止声散射体的连续回波近似相同。在来自运动声散射体的连续回波之间的差异在于,相对于它们的源波束的生成,它们发生在不同时刻处。相对于它们的发射频率,该时间差实现了在连续回波之间的相移变化。相移变化的大小与声散射体的速度成正比。因此,通过测量在连续回波之间的相移变化,可以检测到运动声散射体的存在,且可以估计其速度。在实施方式中,基于相移,下式可以用来估计速度。

$$v(n, k) = \frac{c * T * P(n, k)}{4\pi * PRF} \quad [7]$$

[0100] c 是超声波的行进速度;

[0101] T 是所发射的超声频率的周期;

[0102] PRF 是脉冲重复频率。

[0103] 然后,通过分组单元 740,根据图 6A 中所示出的方法,可以将上文获得的速度分组。方向估计器 750 可以使用针对位置所分组的 $v(n, k)$,以如图 6B 所示的且利用例如上式 [4] 至 [5] 计算血管角度 α 。速度估计器 760 可以使用血流角度 α 和针对位置所分组的 $v(n, k)$,以计算 2D 速度矢量的振幅分量,表示为血流速度 S。计算血流速度 S 和血管角度 α 之后,可以确定 2D 速度矢量。

[0104] 图 8 是示出根据实施方式的快速 2D 超声成像系统 800 中生成超声成像的方法流程的示意图。为了形成一帧,到感兴趣的区域的一轮球形波发射可包括多个发射事件,例如发射事件 1810...发射事件 N 820。在各个发射事件中,点源可以用来将球形波重复发射至感兴趣的区域中。重复发射可以关联于重复发射索引 m。各个发射事件可以关联于发射事件索引,在各个点源处来自 M 个重复发射的发射数据可以被存储在存储器 205 中作为 TX 数据的一部分。从球形波的发射所接收的回波可以用来形成多个接收波束。各个接收波束可以关联于接收波束索引,例如,1, 2, ...K。具有接收波束索引的接收波束数据可以被存储在存储器 205 中作为 RX 数据的一部分。结合 TX 数据和 RX 数据,波束数据可以被生成且存储在存储器 205 中。如图 8 中所示,波束数据可以用于 B 型图像和彩色多普勒图像两者。

[0105] 在实施方式中,波束数据可以关联于发射事件索引 n、接收波束索引 k 和重复发射索引 m。用于 2D 速度矢量计算的 2D 速度矢量检测模块 222、用于计算感兴趣的区域内的各

个点的位置信息的位置计算模块 226、和用于计算 B 型成像数据的合成模块 224, 可以使用波束数据 $B(n, k, m)$ 。利用在图 4 中所示出的方法可以计算位置信息, 该位置信息包括感兴趣的区域内的点相对于发射点源的相对位置和该点相对于发射点源的多普勒角度。位置信息可以关联于发射事件索引和接收波束索引, 例如, $Ang(n, k)$ 表示在发射事件 n 中沿着第 k 个接收波束的点相对于点源的多普勒角度。2D 速度矢量计算模块 222 和合成模块 224 两者可以使用位置信息。

[0106] 当计算 2D 速度矢量时, 波束数据可以用来首先在 IQ 解调模块 720 中生成 IQ 数据。IQ 解调模块 720 可以将同相值和正交值分开且将 IQ 值与索引 (n, k, m) 关联。然后相位估计器 730 可以使用 $I(n, k, m)$ 和 $Q(n, k, m)$ 的值, 以利用上式 [6] 和 [7] 计算相移和速度。来自相位估计器 730 的输出可包括速度, 例如, $v(n, k)$, 其中, n 是 N 个发射事件的发射事件索引, 以及 k 是 K 个接收波束的接收波束索引。

[0107] 然后, 通过分组单元 740, 根据图 6A 中所示的方法, 可以将速度 $v(n, k)$ 和多普勒角度 $Ang(n, k)$ 分组。通过方向估计器 750 和速度估计器 760 可以使用针对位置所分组的 $v(n, k)$ 和 $Ang(n, k)$, 以如图 6B 所示的且利用例如上式 [4] - [5] 来计算一位置处的血管角度 α 和血流速度。计算对于在感兴趣的区域内的各个点的血流速度 S 和血管角度 α 之后, 可以确定对于在感兴趣的区域内的各个点的 2D 速度矢量。然后, 通过图像处理器 230 可以获得 2D 速度矢量以形成彩色多普勒图像。

[0108] 除了彩色多普勒图像之外, 图像处理 230 也可以接收通过合成模块 224 所生成的 B 型数据。利用波束数据 $B(n, k, m)$ 和从波束数据 $B(n, k, m)$ 获取的位置信息, 可以生成 B 型扫描线数据。当计算 B 型图像时, 波束数据 $B(n, k, m)$ 可以被布置以形成扫描线图像。结合 B 型图像数据与彩色多普勒图像数据或将 B 型图像数据与彩色多普勒图像数据叠加, 图像处理器 230 可以生成显示数据且将该显示数据发送到显示单元 240。在实施方式中, 2D 血流速度信息和 / 或彩色多普勒图像可以独立地表示, 这是由于点源发射可照射通过相应的 B 型图像的范围所限定的整个感兴趣的区域。

[0109] 如上文所述, 在实施方式中, 利用具有 128 个换能器阵元的声头发射球形波, 在一轮发射之后, 可以获得针对感兴趣的区域中的所有点的 2D 速度矢量。相对于多轮发射以获得多普勒图像的小窗口的常规系统, 根据实施方式的本发明是快速的。在使用球形波的点源发射的实施方式中, 帧频可以等于在一帧中的发射数量乘以反射器的深度的倒数。

[0110]

$$\text{帧频} = \frac{1}{\frac{2 * \text{深度}}{c} * \text{发射数量}}$$

[0111] 其中, c 是超声波的行进速度;

[0112] 发射数量 = $N * M$;

[0113] N 是发射事件的数量;

[0114] M 是重复的次数。

[0115] 如上文所示, 在实施方式中, 帧频会涉及 N 和 M 的乘积。根据实施方式的系统对于不同超声图像用途可以配置 N 和 M , 使得帧频是高的且可以获得高质量的成像数据。

[0116] 例如, 每秒 30 帧的帧频对于 B 型图像以及人眼识别可以被认为是可接受的。当检

测在组织中处于 10cm 的深度处的反射器时,发射控制单元可以被配置成从具有 128 个阵元的声头上的一些换能器阵元跳跃发射,即,仅从具有 0、4、8、12 等索引的换能器阵元发射。因此,代替将 N 配置成 128,发射控制单元可以将 N 配置成 32。从一些换能器阵元的跳跃发射节省时间且改善发射速度。从较小数量的 N 所节省的时间可以用在重复发射配置的数量中以确保,对于 2D 速度矢量估计,在 10cm 的深度处检测到足够的多普勒频移。

[0117] 例如,为了提供每秒 30 帧的 B 型可比较的帧频,发射控制单元可以被配置成导向各个点源,以在 10cm 的深度处的组织中的反射器的 2D 速度矢量估计期间的发射事件中重复地发射 8 次,即,M 被配置成 8。因此,存在总的 $N \times M = 32 \times 8 = 256$ 个发射以完成一轮扫描。利用上文的帧频计算公式,与 B 型图像帧频相比,根据实施方式的系统 (N 配置成 32 以及 M 配置成 8) 可以产生的帧频为每秒 30 帧, $1/(2 \times 0.1\text{m}/(1540\text{m/秒}) \times 256)$ 。

[0118] 用于适应不同的超声成像用途的根据实施方式的系统的灵活性不限于在发射侧上的 N 和 M 配置。在接收侧上,通过控制信道的数量和信道延迟的量可以配置波束的数量 K,使得足够的波束数据可以被收集以确保图像质量且同时不太多的波束数据被收集以保持可管理的计算复杂性。例如,在图 3 中,信道延迟控制器 212 可以将巨大的信道延迟量引入各个信道 FIFO 214a...n。如果存在 64 个信道且形成 28 个波束,则可以在信道延迟控制总线 212 上以数据采样率来准备 1792 个延迟,即, $64 \times 28 = 1792$ 个延迟。另一方面,如果需要同时形成 256 个波束,则可需要准备 16384 个延迟,即, $64 \times 256 = 16384$ 个延迟。因此,通过控制信道的数量和信道延迟的量,根据实施方式的系统平衡对于不同的超声成像需求的质量和计算复杂性之间的权衡。当根据实施方式的方法和系统调整成一系列乘积时,该系统的这样的灵活性变得容易得到。

[0119] 图 9 是根据实施方式的通过示例性系统 200 所执行的快速 2D 多普勒血流速度和方向成像的计算机实施方法 900 的示意图。通过发射控制单元执行操作 910。操作 910 被执行以从位于声头 202 内的换能器阵元 203a...i 中选择第一换能器阵元作为第一发射事件中的发射阵元。在选择发射阵元之后,通过发射阵元执行操作 920 以将球形波从发射阵元重复地发射至感兴趣的区域中。在球形波发射期间,点源位置被识别为集中在发射阵元的中间。在实施方式中,发射阵元可包括多达 4 个相邻的换能器阵元。在实施方式中,选择作为下一发射事件中的发射阵元的第二换能器阵元被定位成与第一换能器阵元相距一个或多个换能器阵元。

[0120] 例如,在第一发射事件中,换能器阵元索引为零的第一换能器阵元可以被选定。在紧接在第一发射事件之后的第二发射事件中,换能器阵元索引为 1 的第二换能器阵元可以被选定作为用于球形波发射的点源。在第一发射事件中的点源位置是换能器阵元 0 的中心,以及在第二发射事件中的点源位置是换能器阵元 1 的中心。

[0121] 在另一示例中,在第一发射事件中,可以选择换能器阵元索引为 (0, 1) 的两个换能器阵元。在紧接在第一发射事件之后的第二发射事件中,换能器阵元索引为 (2, 3) 的两个其他换能器阵元可以被选定作为用于球形波发射的点源。在第一发射事件中的点源位置集中于换能器阵元 (0, 1) 的中间,在第二发射事件中的点源位置集中于换能器阵元 (2, 3) 的中间。

[0122] 在将球形波发射至感兴趣的区域中之后,对于在重复发射中的一次发射,操作 930 通过发射控制单元来执行以将与该一次发射关联的发射数据存储于存储器 205 中。在实施

方式中,发射数据可以关联于发射事件索引和 / 或换能器阵元索引,该换能器阵元索引识别用作点源发射阵元的换能器阵元的位置。除了与每个重复发射关联的重复索引、发射事件索引和 / 或换能器阵元索引之外,其他发射信息,诸如换能器阵元的属性(包括间距)、以及频率、大小、脉冲长度等,也可以被记录作为发射数据。

[0123] 在完成发射数据记录时,操作 940 通过接收器 208 和波束形成器 210 来执行,以在借助集中在发射阵元周围的一组换能器阵元接收到从感兴趣的区域所反射的超声回波时,生成表示多个波束的波束数据。在波束数据生成的过程中,接收器 208 可首先将所接收的超声回波转换成数字数据。位于波束形成器 210 上的信道延迟控制器 212 然后可以将延迟施加到数字数据以获得中间输出。中间输出可以被存储在信道 FIFO 存储器 214 中,然后求和模块 216 将中间输出求和以提供表示多个波束的波束数据。然后,根据实施方式,在操作 950 中,波束形成器 210 可以将波束数据与发射数据关联,使得波束数据可包括发射数据和接收数据两者。在实施方式中,接收数据可以关联于接收波束索引,该接收波束索引指示接收波束的在接收波束组中的位置。然后,在操作 960 中,通过波束形成器 210,所生成的波束数据可以被存储到存储器 205。

[0124] 操作 930 至操作 960 可以在各个重复的发射中执行以收集波束数据。发射控制单元在每个发射事件中可以配置 M 次重复的发射。判定操作 970 可以通过发射控制单元来执行,以确定在发射事件中是否已经完成 M 次的重复发射。在确定 M 次的重复发射已经完成时,通过发射控制单元可以执行判定操作 972 以确定所有的发射事件是否已经完成以形成一帧彩色多普勒图像。在确定需要更多的发射事件时,通过发射控制单元执行操作 974 以将第二换能器阵元选定作为发射阵元,以及操作 920 至操作 970 可以被再次执行以发射球形波且收集用于完整的帧的波束数据。

[0125] 在接收波束数据之后,通过 IQ 解调模块 720 和相位估计器 730 执行操作 980 以处理波束数据,以便获取速度。一旦从波束数据得出速度,则通过 2D 速度矢量检测模块 222 执行操作 990 以基于位置将速度分组,对于在感兴趣的区域内的位置,其中,通过在多个波束内的一个波束覆盖该位置,2D 速度矢量检测模块 222 基于与该位置关联的速度和位置信息可以计算与该位置关联的 2D 速度矢量。在实施方式中,通过位置计算模块 226 可以计算位置信息。位置信息可以关联于且源自发射数据和接收波束数据两者。在获得对于感兴趣的区域中的所有点的位置信息之后,在操作 990 中可以使用该位置信息以计算对于感兴趣的区域中的所有位置的 2D 血流速度,使得在一轮发射之后可以生成 2D 血流速度图像的一个完整的帧。在 2D 血流速度图像中,彩色可以被分配以将不同的速度表示成 2D 彩色多普勒图像。2D 彩色多普勒图像可以独立地显示。在实施方式中,2D 血流速度图像可以被映射在 B 型图像上。B 型图像可以是基于波束数据所生成的一帧黑白图像。该帧 2D 彩色多普勒图像和 B 型图像可以一起显示。

[0126] 图 10 是根据实施方式的通过示例性系统 200 执行的计算 2D 速度矢量的计算机实施方法 1000 的示意图。操作 1010 通过波束形成器 210 来执行,以生成表示在多个发射事件中所形成的多个波束的波束数据。在实施方式中,波束数据可包括发射数据和接收波束数据两者,且关联于发射事件索引 n、重复索引 m、和接收波束索引 k。

[0127] 例如,为了形成一帧 2D 血流图像,可以执行具有 N 个发射事件的一轮发射。在各个发射事件中,从点源可以发射 M 个重复的球形波。在实施方式中,发射控制单元可将与球形

波的发射相关联的发射数据存储在存储器 205 中。发射信息,诸如换能器阵元的属性(包括间距)、以及频率、大小、脉冲长度等,也可以被记录作为发射数据。发射数据可以关联于与各个重复发射关联的重复索引 m、发射事件索引 n 和 / 或换能器阵元索引 i,所述换能器阵元索引 i 识别用作点源发射阵元的换能器阵元的位置。

[0128] 一旦球形波发射至感兴趣的区域中,则可以通过接收器 208 接收回波,可以通过波束形成器 210 形成波束,且可以生成接收波束数据。在实施方式中,接收波束数据可以关联于接收波束索引 k,所述接收波束索引 k 指示接收波束的在接收波束组中的位置。在实施方式中,发射数据可以被存储然后在波束形成期间和 / 或之后被改变且生成为包括发射数据和接收波束数据两者的数据集。因此,波束数据可以关联于发射事件索引 n、重复索引 m、和接收波束索引 k。

[0129] 在已经接收波束数据后,通过位置计算模块 226 执行操作 1020 以基于波束数据计算感兴趣的区域内的多个位置,其中,每个位置包括与发射事件索引和接收波束索引关联的多普勒角度。在实施方式中,位置计算模块 226 可通过首先计算在发射事件中所用的点源和在发射事件中所形成的覆盖一位置的波束之间的距离,来计算该位置的位置信息。位置计算模块 226 可基于与覆盖该位置的波束关联的接收波束索引、线密度、换能器阵元的属性和对应于点源的点源位置,计算该距离。在实施方式中,线密度可以被配置成多达 4。

[0130] 然后,在计算在发射事件中所用的点源和在发射事件中所形成的覆盖该位置的波束之间的距离之后,位置计算模块 226 可以基于波束数据计算该位置的深度。例如,根据声速和在发射事件中点源发射和沿着覆盖该位置的波束接收回波之间的经过时间,可以计算该位置的深度,例如,深度 = $(T/2) * c$, 其中, c 是假定的恒定的超声速度, T 是从发射到沿着覆盖该位置的波束接收回波之间的经过时间。位置计算模块 226, 基于几何形状, 根据距离和深度还可以计算多普勒角度。

[0131] 一旦获得位置信息,则通过 2D 速度矢量检测模块 222 执行操作 1030 以处理波束数据,从而得出速度,其中,各个速度关联于发射事件索引和接收波束索引。在得出 2D 速度矢量的过程中,位于 2D 速度矢量检测模块 222 中的 IQ 解调模块 720 可以首先解调波束数据以得到同相值和正交值。由于各个波束数据关联于发射事件索引 n、重复索引 m、和接收波束索引 k,因此各个同相值关联于索引 (n, k, m),以及各个正交值关联于索引 (n, k, m)。

[0132] 同相值和正交值然后可以用在相位估计器 730 的相位计算器 732 中,以根据同相值和正交值计算相移值,且将相移值关联于发射事件索引和接收波束索引。相移值然后可以用在速度计算器 734 中以基于该相移值计算速度。因此,速度关联于发射事件索引 n 和接收波束索引 k。

[0133] 然后,当操作 1040 通过 2D 速度矢量检测模块 222 执行以将速度分组时,可以使用速度。该分组可以基于波束的位置。在实施方式中,基于发射事件索引和接收波束索引,可以识别在所有的发射事件中覆盖位置的波束。当通过 2D 速度矢量检测模块 222 对每个组执行操作 1050,以根据多普勒角度和在组内的速度计算表示 2D 血流速度的 2D 速度矢量的角度分量,且基于在组内的速度和所计算的角度分量,计算 2D 速度矢量的振幅分量,与这样的波束关联的波束数据可以被定位和使用。

[0134] 尽管在本公开中已经提供多个实现方式,然而应该理解,在不脱离本公开的范围的情况下,所公开的系统和方法可以以多种其他具体形式来实施。本发明的实施例应该被

视为说明性的而非限制性的,且意图不是限制到本文所给出的细节。例如,各个阵元或部件可以在另一系统中被组合或集成,或者特定的特征可以被省略或者不实施。方法步骤可以以与本文所呈现的次序不同的次序来实施。

[0135] 此外,在不脱离本公开的范围的情况下,在各个实施方式中被描述或示出为独立的或单独的技术、系统、子系统和方法可以与其他系统、模块、技术或方法组合或集成。示出或者讨论为彼此联接或直接联接或者连通的其他项目可以通过一些接口、装置或中间部件来间接地联接或连通,不管是电联接、机械联接或其他联接。在不脱离本文所公开的精神和范围的情况下,本领域的技术人员可以确定且可以做出变化、替代和变型的其他示例。

[0136] 尽管上述具体描述已经示出、描述和指出应用到各个实现方式的本公开的基本新颖特征,然而,将理解,在不脱离本公开的意图的情况下,本领域的技术人员可以做出所示出的系统的形式和细节上的各个省略和替代和变化。

[0137] 尽管在一些优选实施方式和实施例的上下文中已经公开了该发明,然而本领域的技术人员将理解,本发明将具体公开的实施方式延伸超出到本发明的其他的替选实施方式和/或用途和其明显的变型和等同物。因此,意图是,本文所公开的本发明的范围不应该由上文描述的特别公开的实施方式来限制,而是应该仅通过所附的权利要求书的正确解读来确定。具体而言,材料和制造技术可以被用在本领域技术人员熟悉的相关技术中。此外,提到单数的项目包括存在多个呈现的相同项目的可能性。更具体地,如本文和所附的权利要求书中所用的,单数形式“一个”、“和”、“所述”、“该”包括多个所指物,除非在上下文中另有明确说明。还应该注意,权利要求书可以被撰写成排除任何可选的阵元。因此,该声明旨在充当与权利要求的阵元的说明相关的这样的排他性术语“唯一地”、“仅”等的使用、或者“负面的”限制的用的前置基础。除非本文另外说明,否则本文所用的所有技术和科学术语具有本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。

[0138] 出于清楚起见,本文的过程和方法已经结合特定的流程进行了说明,但是应该理解,在不脱离本发明的精神的范围内,其他次序也是可行的,并且一些次序可以并行执行。另外,步骤可以被细分或者组合。如本文所公开的,根据本发明所写的软件可以以计算机可读介质的一些形式存在,例如,存储器或 CD-ROM、或者在网络上发送,以及通过处理器来执行。

[0139] 本文所引用的所有参考文献以引用的方式并入本文。尽管上文在具体实施方式方面已经描述了本发明,然而可以预期,本发明的变更和变型对于本领域的技术人员来说无疑是明显的且可以在所附的权利要求书的范围和等同物内实施。可以使用一个以上的计算机,例如,通过使用并联的多个计算机或者负载共享属性或者在多个计算机中分配任务,使得总体来说,他们执行本文所识别的部件的功能;即,他们代替单一的计算机。上文描述的各个功能可以通过在单一的计算机或者在多个计算机上所分配的单一进程或多组进程来执行。这些进程可以调用其他过程以处理特定的任务。单一的存储装置可以被使用,或者多个存储装置可以用来代替单一的存储装置。本发明的实施方式应理解为示例性的而非限制性的,且本发明不限于本文所给出的细节。因此,本发明的意图在于,本公开和所附的权利要求书应该理解成覆盖所有的这样的如落在本发明的实质精神和范围内的变更和变型。

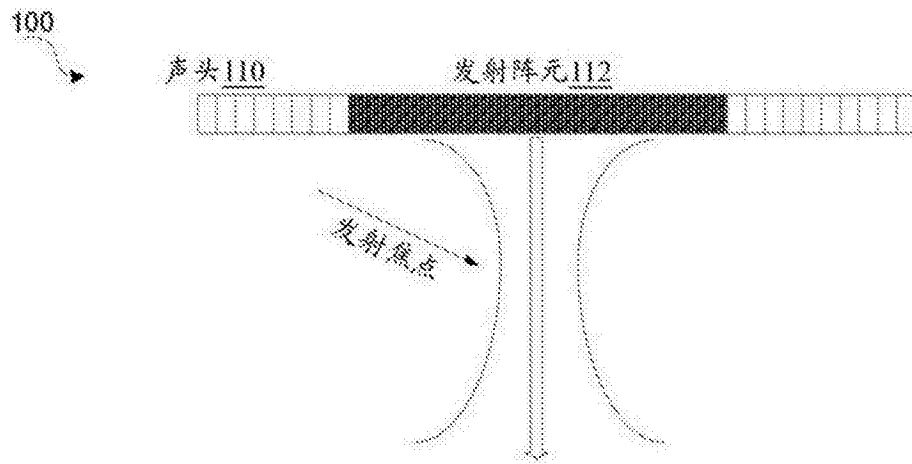


图 1A

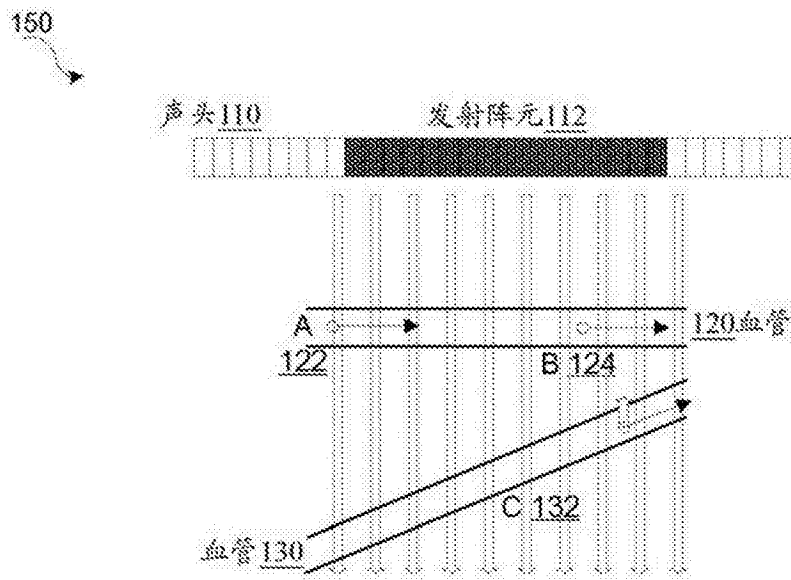


图 1B

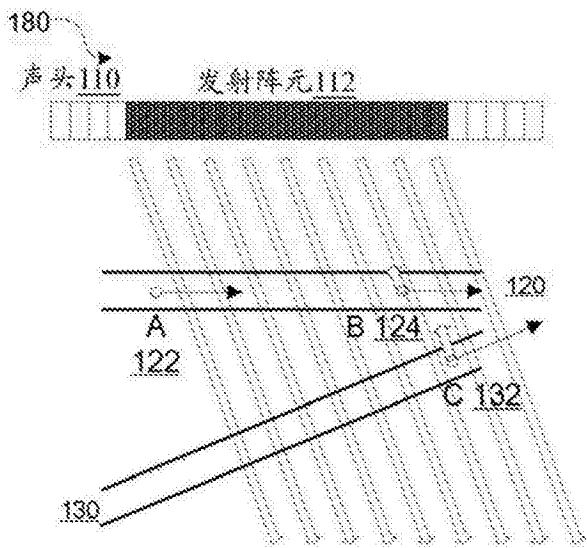


图 1C

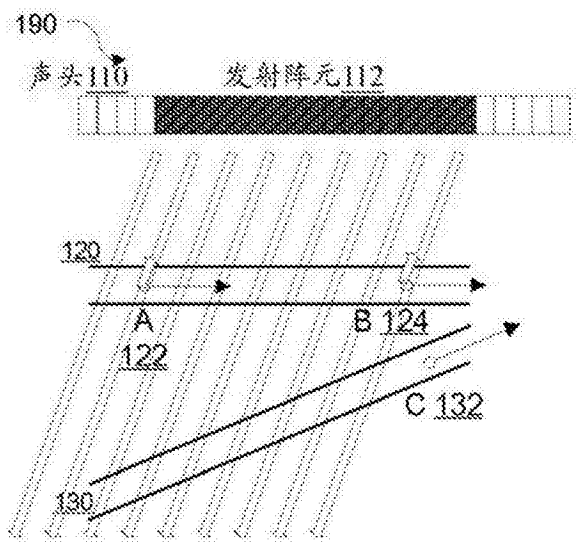


图 1D

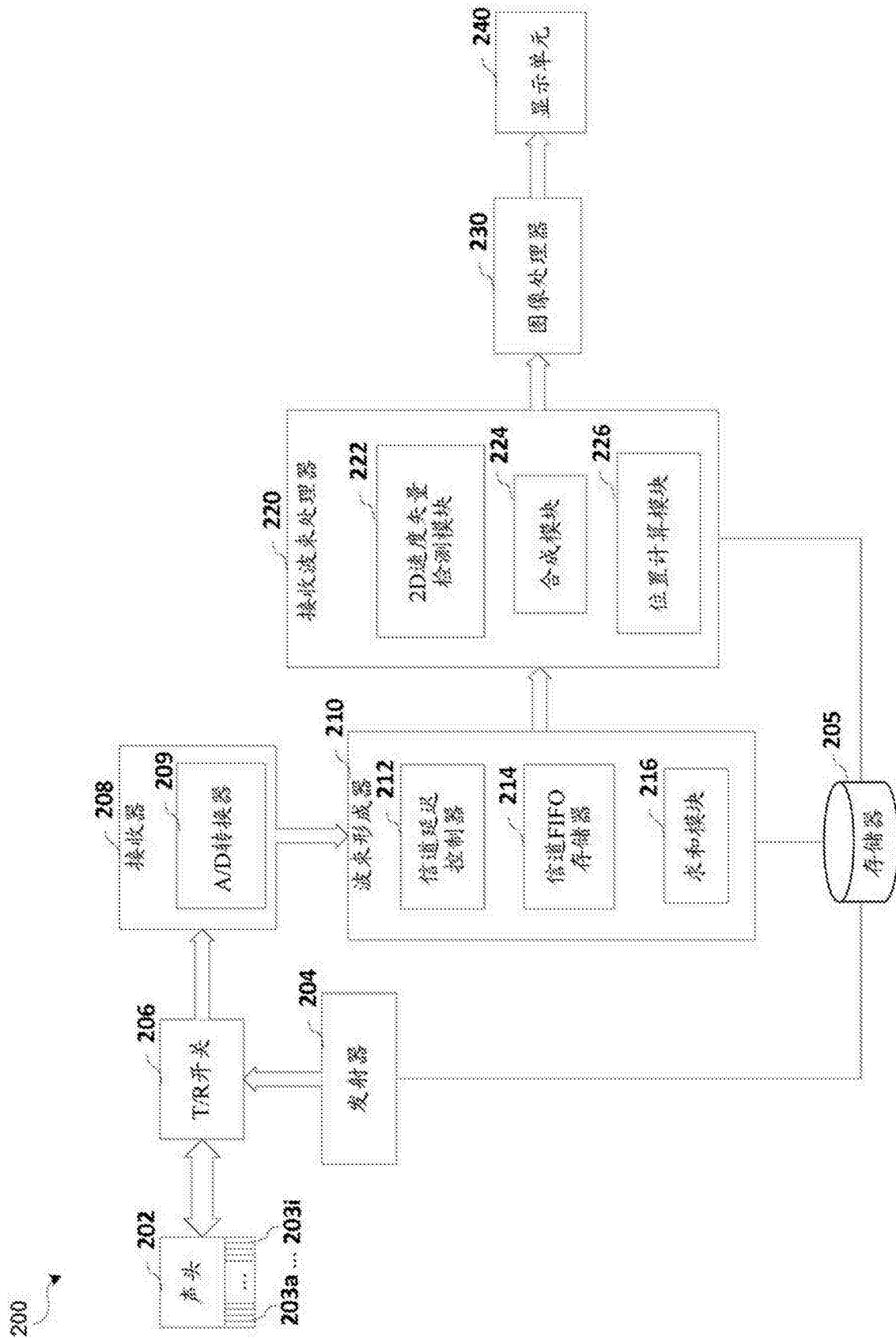


图 2

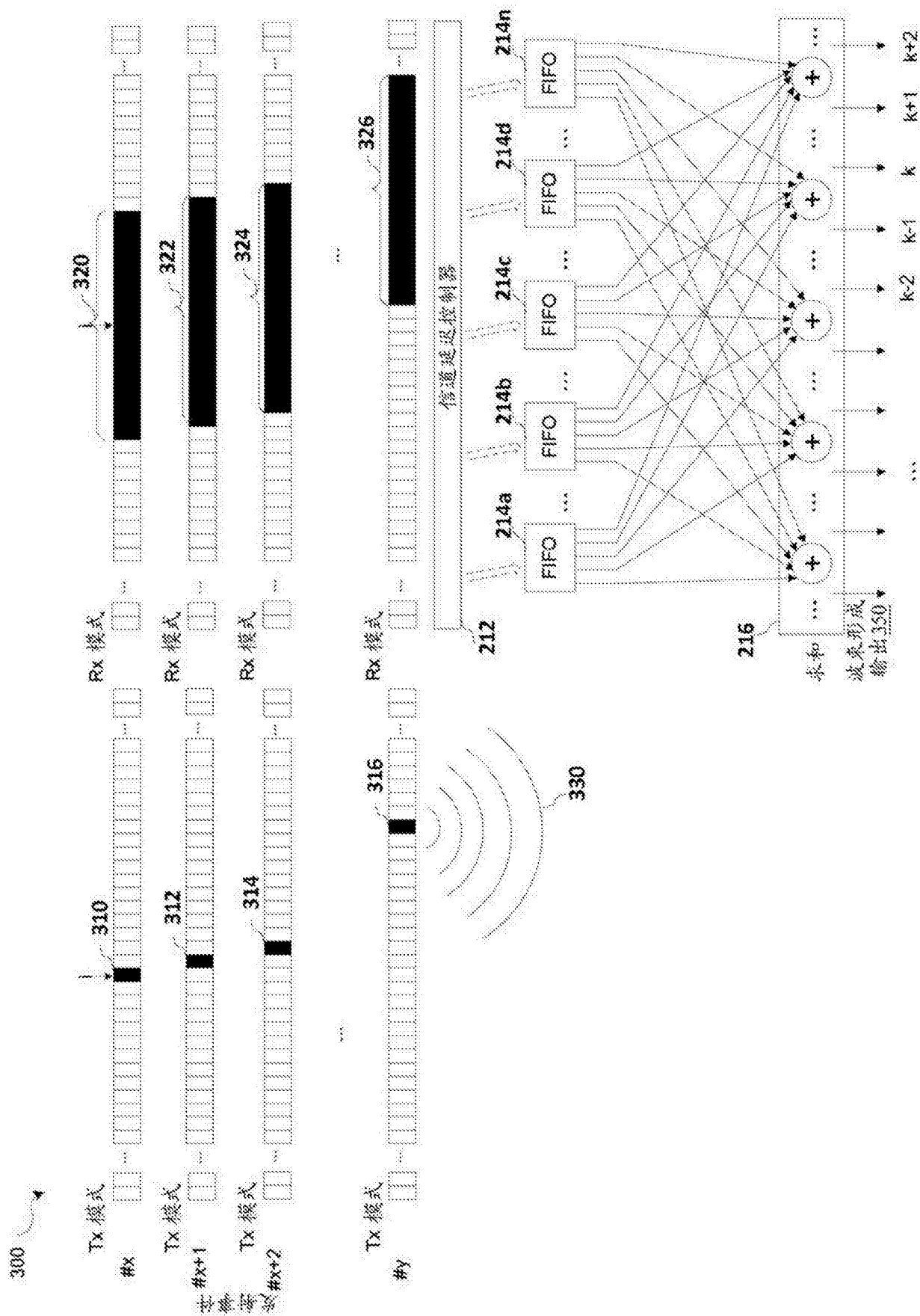


图 3

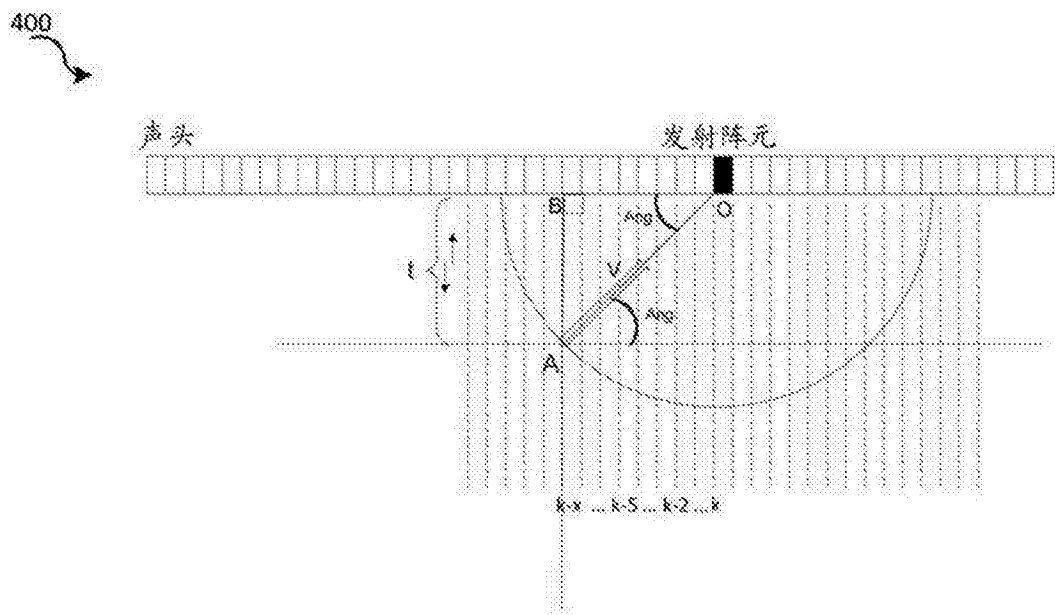


图 4

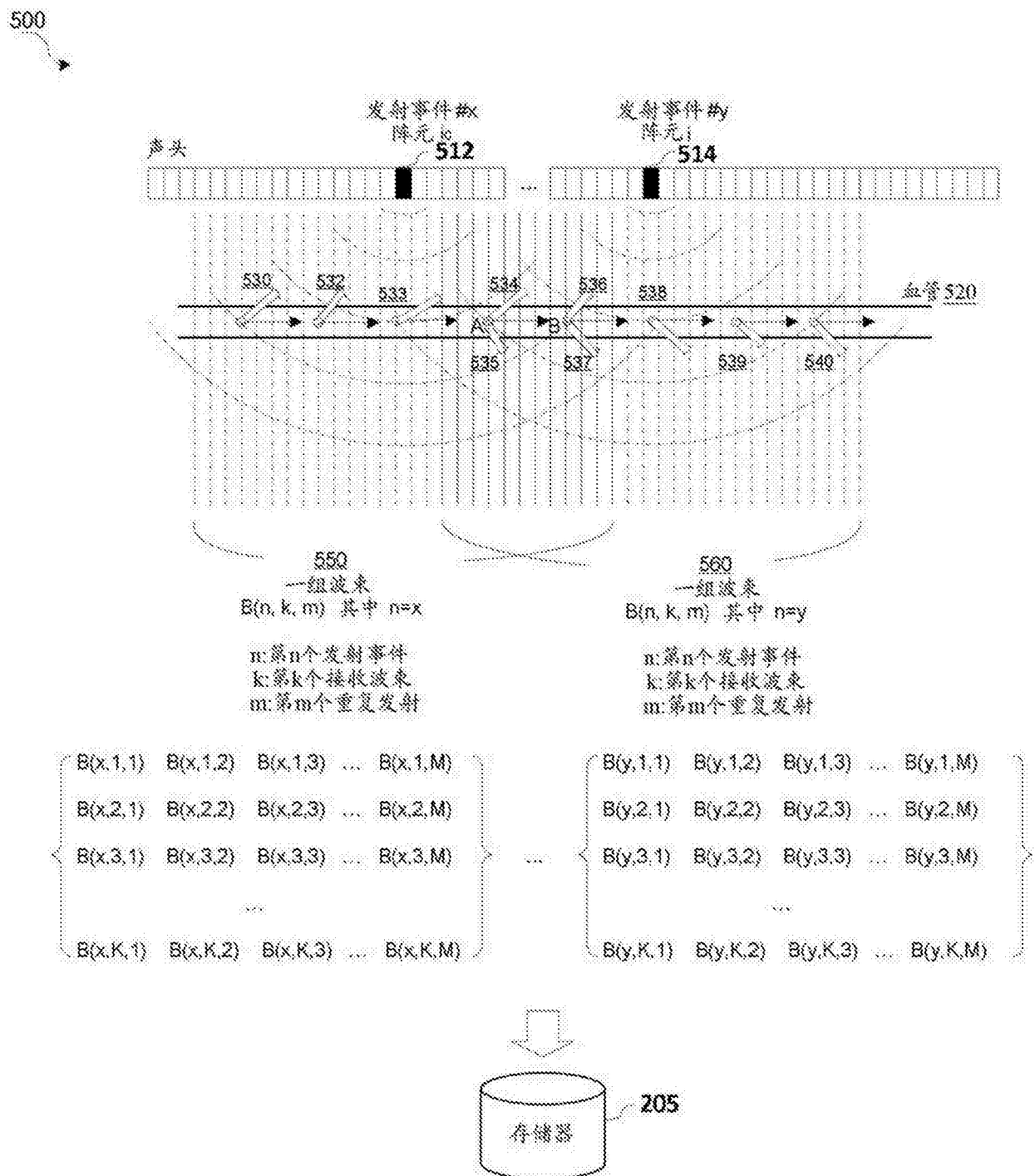


图 5

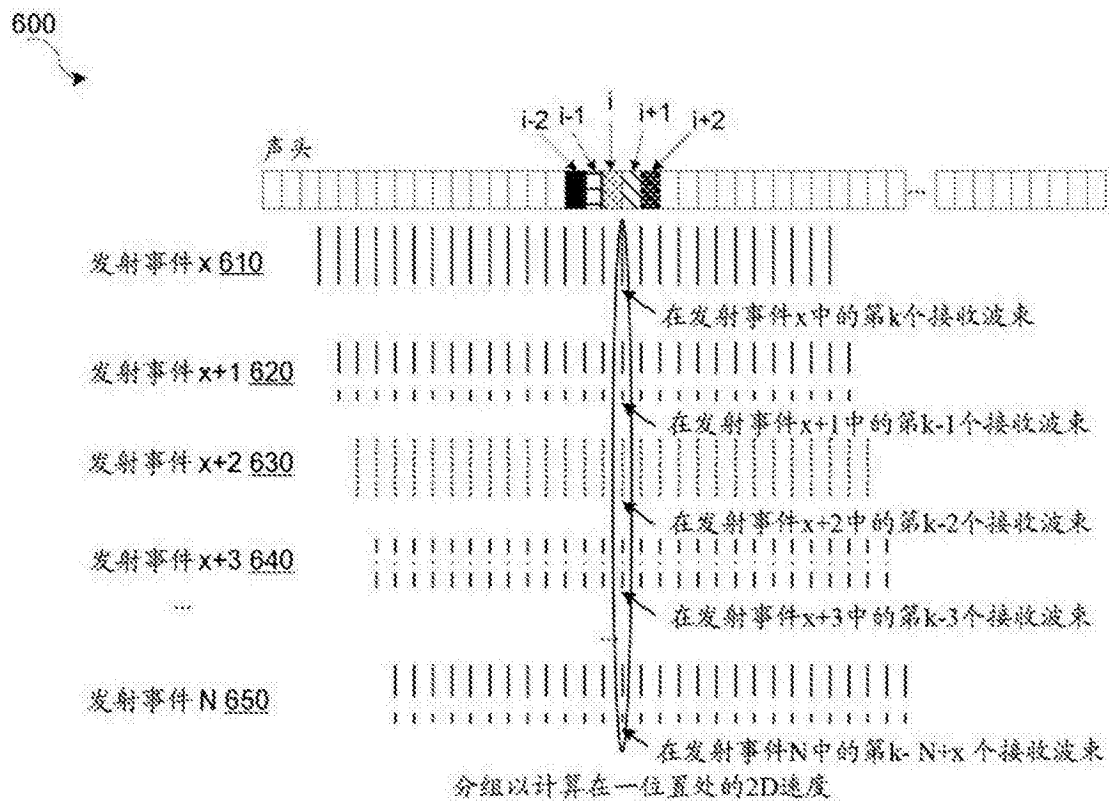


图 6A

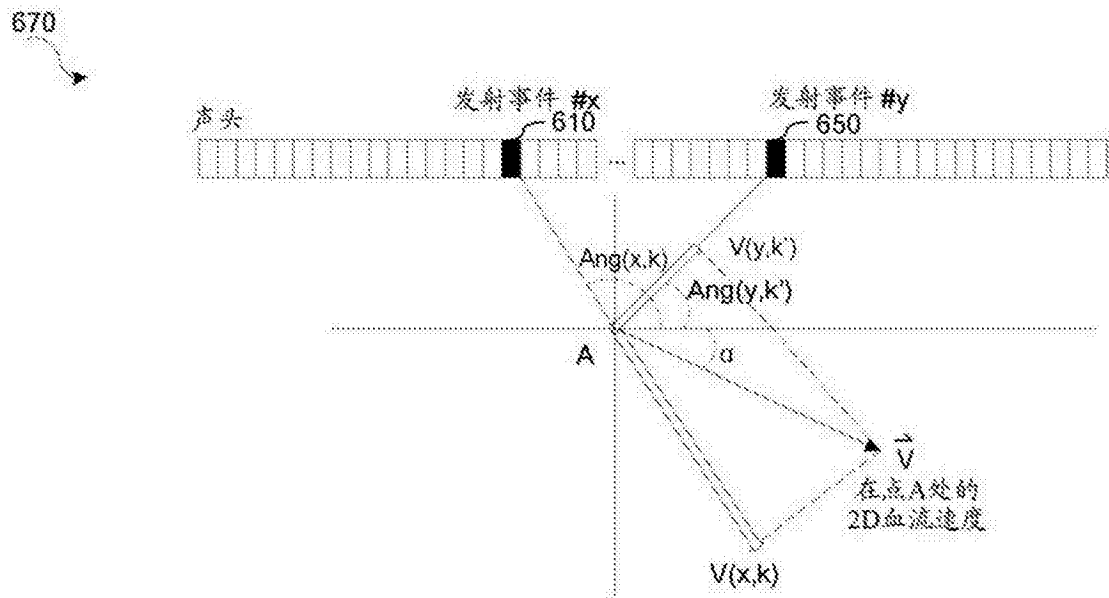


图 6B

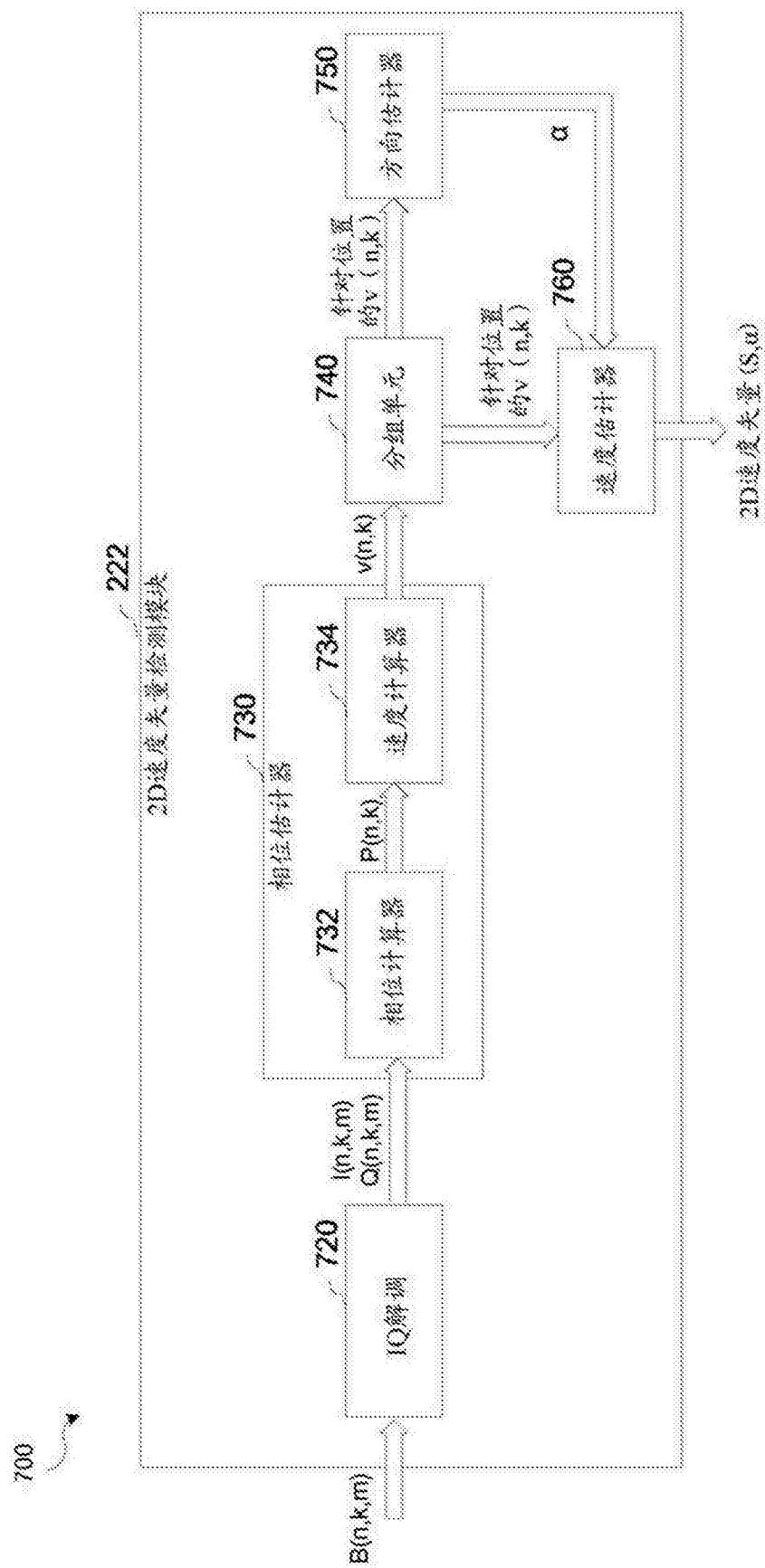


图 7

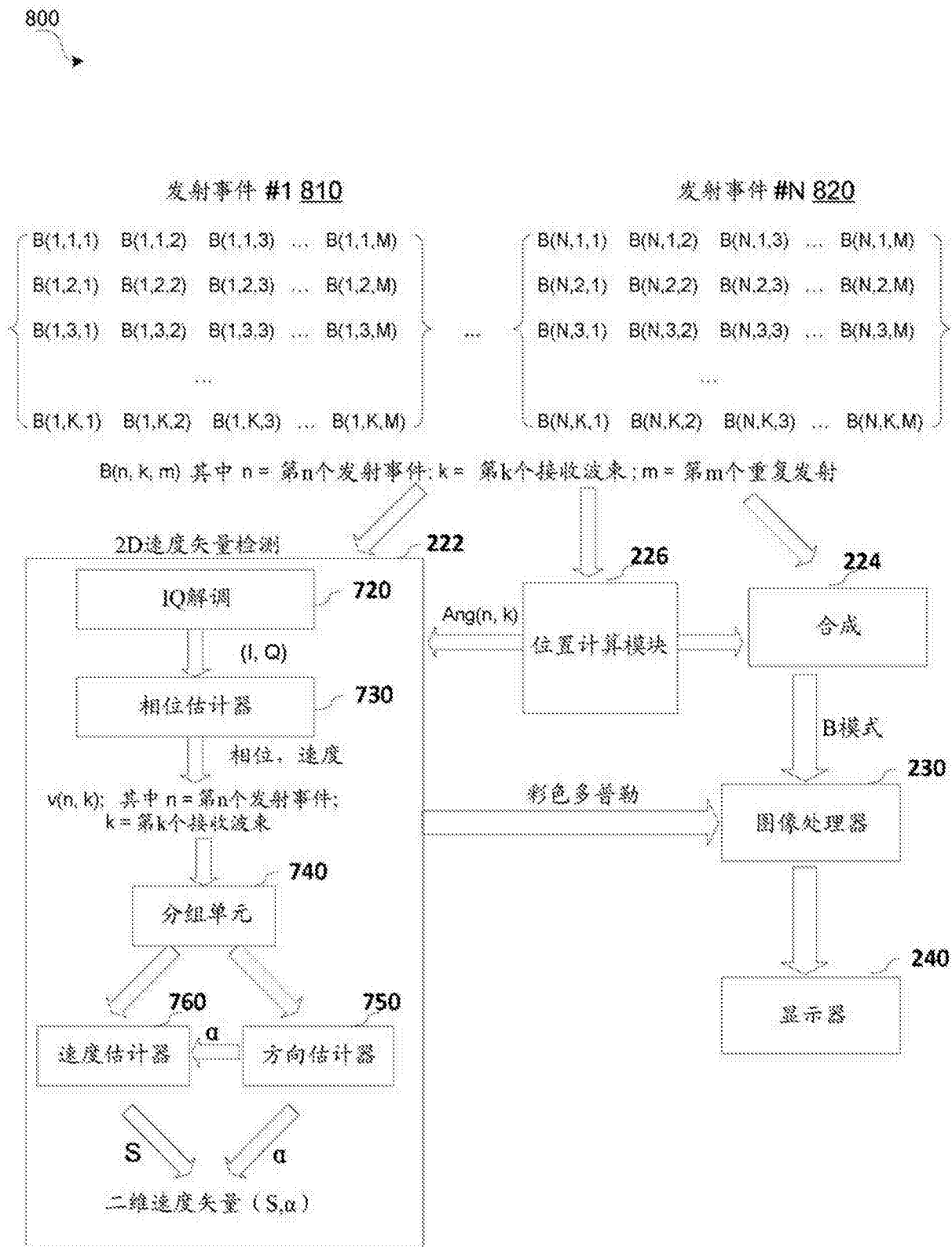


图 8

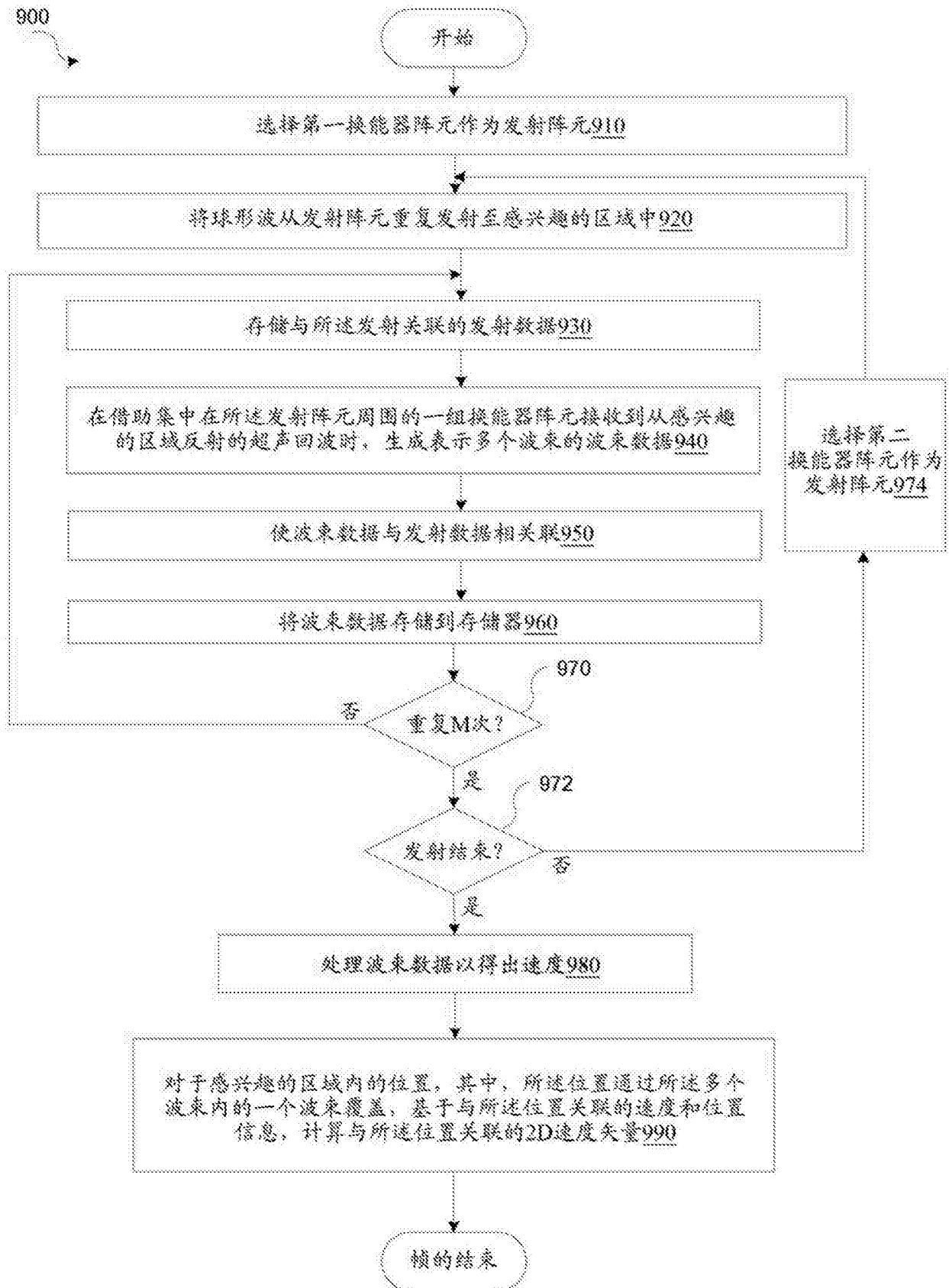


图 9

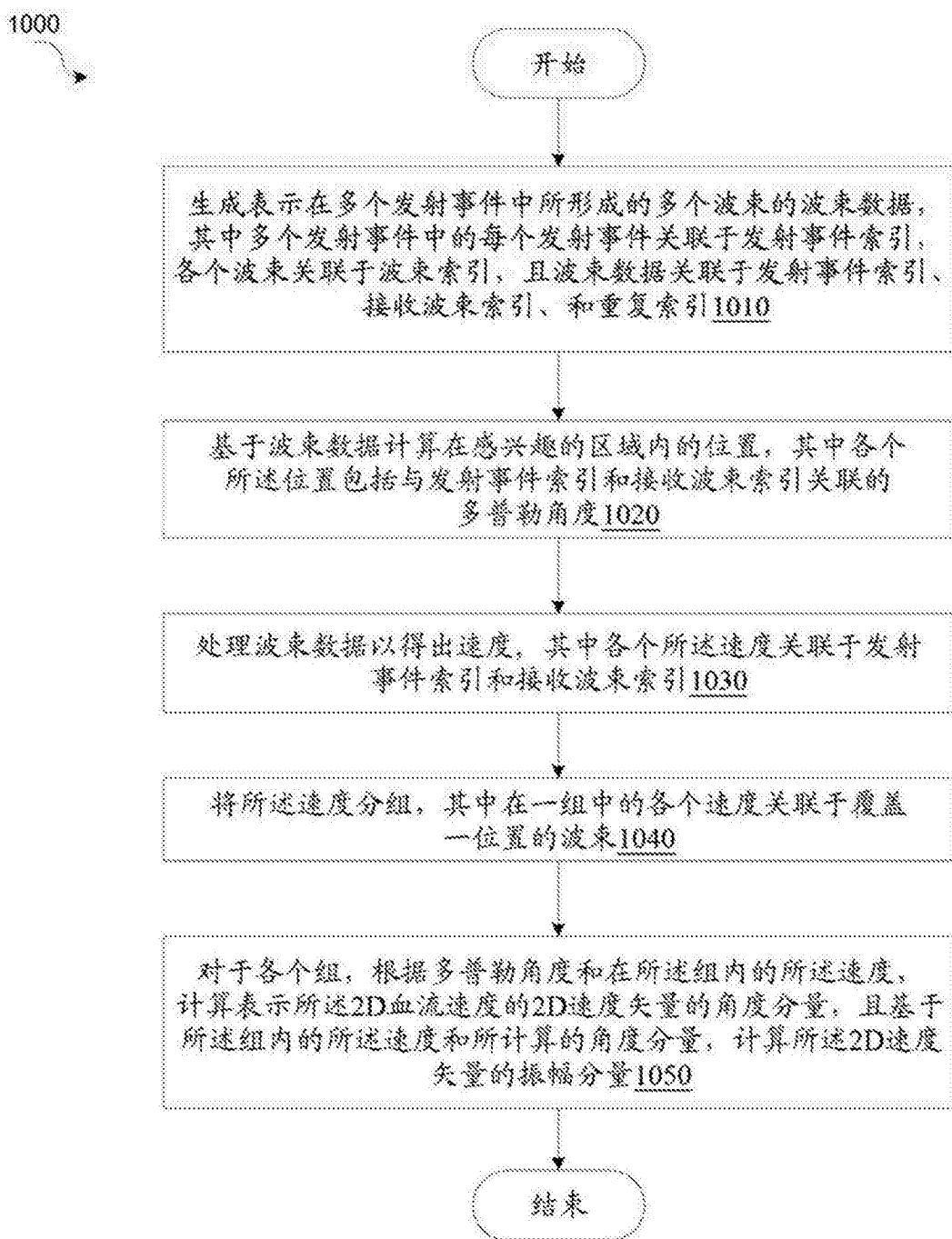


图 10

专利名称(译)	快速二维多普勒速度和方向成像		
公开(公告)号	CN105615919A	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	CN201510435317.2	申请日	2015-07-22
[标]发明人	田睦		
发明人	田睦		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/54		
代理人(译)	黄志华 何月华		
优先权	14/550098 2014-11-21 US		
其他公开文献	CN105615919B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及快速二维多普勒速度和方向成像。该公开涉及用于快速2D血流速度超声成像的方法、制品和设备。在实施方式中，其包括生成表示在多个发射事件中所形成的多个波束的波束数据，其中所述多个发射事件中的每个发射事件关联于发射事件索引，各个波束关联于波束索引，且所述波束数据关联于发射事件索引、接收波束索引和重复索引；基于所述波束数据计算感兴趣区域内的位置；处理所述波束数据以得出速度，其中各个所述速度关联于所述发射事件索引和所述接收波束索引；将所述速度分组；和对于各个组，计算2D速度矢量的角度分量，且计算2D速度矢量的振幅分量。

