

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103169502 A

(43) 申请公布日 2013. 06. 26

(21) 申请号 201210559902. X

(22) 申请日 2012. 12. 21

(30) 优先权数据

13/333586 2011. 12. 21 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 B. A. 劳泽

(74) 专利代理机构 中国专利代理 (香港) 有限公
司 72001

代理人 叶晓勇 李浩

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

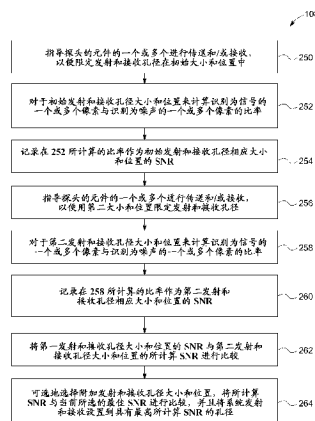
权利要求书2页 说明书9页 附图9页

(54) 发明名称

超声成像中的孔径选择的方法和设备

(57) 摘要

本发明名称为：“超声成像中的孔径选择的方法和设备”。一种用于控制超声成像系统的方法包括：限定二维(2D)超声图像上的样本容积门，样本容积门限定将要估计流动的位置；自动计算初始发射和接收转向位置(孔径位置)和孔径大小的SNR；自动计算不同的第二发射和接收转向位置(孔径位置)和孔径大小的SNR；自动将第一组孔径的SNR与第二组孔径的SNR进行比较；以及基于该比较自动调整超声探头的发射和接收事件的转向角和孔径大小。



1. 一种用于控制超声成像系统的方法,所述方法包括:
限定二维(2D)超声图像上的样本容积门,所述样本容积门限定将要估计流动的位置;
自动计算初始孔径大小和位置的第一信噪比(SNR);
自动计算不同孔径大小和/或位置的第二 SNR;
自动将所述第一孔径的所述第一 SNR 与所述第二孔径的所述第二 SNR 进行比较;
基于所述比较自动调整超声探头的所述发射和接收束的所述转向角和孔径大小。
2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
生成血管的二维(2D)图像;以及
限定所述 2D 图像上的所述样本容积门。
3. 如权利要求 1 所述的方法,其中,自动计算所述初始孔径大小和位置的所述第一 SNR,还包括对于所述初始孔径大小和位置自动计算识别为信号的一个或多个像素与识别为噪声的一个或多个像素的比率。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中,自动计算所述不同孔径大小和位置的所述第二 SNR,还包括对于所述第二孔径大小和位置自动计算识别为信号的一个或多个像素与识别为噪声的一个或多个像素的比率。
5. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
自动计算所述初始转向位置与所述第二转向位置之间的多个转向位置的 SNR;
自动计算所述多个转向位置的每个的 SNR;
自动比较在所述多个转向位置的每个所获取的 SNR;以及
基于所述比较自动调整所述超声探头的所述转向角和孔径大小。
6. 如权利要求 1 所述的方法,还包括基于所述样本容积门来生成谱图。
7. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
接收来自操作人员的输入;以及
基于所述输入自动调整位置和孔径大小。
8. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述样本容积门限定血管的一部分,所述血管限定将要估计的血流。
9. 如权利要求 1 所述的方法,还包括在所述初始和第二转向位置所发射的所述超声束之间交织至少一个超声束,以便降低混叠伪影。
10. 一种超声成像系统,包括:
超声探头,包括将超声束发射到患者内的换能器,所述超声探头获取包括血管的大量超声数据;
用户接口,用于限定包含血管的至少一部分的样本容积门;以及
处理器,配置成:
限定二维(2D)超声图像上的样本容积门,所述样本容积门限定将要估计流动的位置;
自动计算初始孔径大小和位置的信噪比(SNR);
自动计算不同孔径大小和/或位置的 SNR;
自动将所述第一孔径的所述 SNR 与所述第二孔径的所述 SNR 进行比较;
基于所述比较自动调整超声探头的所述发射和接收束的所述转向角和孔径大小。
11. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述处理器还配置成:

生成血管的二维(2D)图像;以及

接收限定所述 2D 图像上的所述样本容积门的用户输入。

12. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,为了自动计算所述初始孔径大小和位置的所述第一 SNR,所述处理器还编程为对于所述初始孔径大小和位置自动计算识别为信号的一个或多个像素与识别为噪声的一个或多个像素的比率。

13. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,为了自动计算所述第二孔径大小和位置的所述第二 SNR,所述处理器还编程为对于所述第二孔径大小和位置自动计算识别为信号的一个或多个像素与识别为噪声的一个或多个像素的第二比率。

14. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述处理器还配置成:

自动计算所述初始转向位置与所述第二转向位置之间的多个转向位置的 SNR;

自动计算所述多个转向位置的每个的 SNR;

自动比较在所述多个转向位置的每个所获取的 SNR;以及

基于所述比较自动调整所述超声探头的所述转向角和孔径大小。

15. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述处理器还配置成基于所述样本容积门来生成谱图。

16. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述处理器还配置成:

接收来自操作的输入;以及

基于所述输入自动调整所述超声探头的所述转向角和孔径大小。

17. 如权利要求 10 所述的超声系统,其中,所述处理器还配置成在所述初始和第二转向位置所发射的所述超声束之间交织至少一个超声束,以便降低混叠伪影。

18. 一种非暂时计算机可读介质,编程为指示处理器:

限定二维(2D)超声图像上的样本容积门,所述样本容积门限定将要估计流动的位置;

自动计算初始孔径大小和位置的信噪比(SNR);

自动计算不同孔径大小和/或位置的 SNR;

自动将所述第一孔径的所述 SNR 与所述第二孔径的所述 SNR 进行比较;

基于所述比较自动调整超声探头的所述发射和接收束的所述转向角和孔径大小。

19. 如权利要求 18 所述的非暂时计算机可读介质,还编程为:

生成血管的二维(2D)图像;以及

接收限定所述 2D 图像上的所述样本容积门的用户输入。

20. 如权利要求 18 所述的非暂时计算机可读介质,还编程为:

自动计算所述初始转向位置与所述第二转向位置之间的多个转向位置的 SNR;

自动计算所述多个转向位置的每个的 SNR;

自动比较在所述多个转向位置的每个所获取的 SNR;以及

基于所述比较自动调整所述超声探头的所述转向角和孔径大小。

超声成像中的孔径选择的方法和设备

技术领域

[0001] 一般来说,本文所公开的主题涉及超声成像系统,以及更具体来说,涉及用于改进超声探头的孔径(aperture)选择的方法和设备。

背景技术

[0002] 超声成像系统可用于使用谱多普勒技术来测量血流的速度。在操作中,超声探头可将脉冲波(PW)或连续波(CW)多普勒波形传送到对象中,并且接收后向散射和反射的超声回波。为了测量血流特性,将返回超声波与频率参考进行比较,以便确定通过流动散射体、例如血细胞赋予返回波的频移。频移转化为血流的速度。

[0003] PW或CW多普勒波形可被计算并且作为多普勒频率(或速度)对时间的谱图像来实时显示,其中灰度强度(或颜色)通过谱功率来调制。每个谱线表示取样门中的血流的瞬时测量。为了识别获取谱多普勒信息的特定位置,用户通常在B模式图像上放置指示用户期望获取血流速度的位置的指示符(又称作取样门)。用户则可人工将超声发射束转向任何预期发射角。

[0004] 在医疗超声成像中,期望优化信噪比(SNR)。SNR是声波的幅度与不希望的系统和声学噪声的比率。在谱多普勒成像中,SNR与超声波和血细胞相交的角度相关。在操作中,当声波与血管中的血流平行时取得最佳多普勒角。当与血流相交的声波的角从最佳平行角增加时,所接收信号降低。例如,如果超声探头定位成近似垂直于血细胞的流动,则声波以大约90度与血细胞相交,从而没有产生多普勒频移并且因此没有产生有用信号。可选地,如果超声探头定位成近似平行于血细胞流动,则发生多普勒频移以及因此返回信号比较高。因此,为了最大信号,可期望将超声探头定位成使得声波沿与血细胞流动平行的方向进行发射。

[0005] 但是,许多血管不与患者皮肤表面垂直。因此,在许多情况下,超声探头不能按照使得声波沿与血管中的血流平行的方向进行发射以取得最大信号的方式来定位。为了改进SNR,至少一些已知超声成像系统使操作人员能够人工改变发射束的转向角。但是,增加声波的转向角降低成像系统的声效率。更具体来说,当声波沿基本上垂直的方向从元件面发射时,超声探头中的声元件在将电能转化成声能并且将声能又转化成电能中具有最高效率。但是,当声波的转向角沿某个方向转到更大角时,成像系统的效率降低。

[0006] 因此,在操作中,用户平衡两种竞争的利益:将超声探头定位成尽可能与血流平行;以及将超声探头定位成沿与超声探头的面基本上垂直的方向发射声波以便使SNR最大化。因此,操作人员按照使得考虑两种竞争利益并且达到最佳SNR的方式来定位超声探头并且人工调整从超声探头所发射的声波的转向角,这可能是困难或者费时的。

发明内容

[0007] 在一个实施例中,提供一种用于控制超声成像系统的方法。该方法包括:在二维(2D)超声图像上限定样本容积门,样本容积门限定将要估计流动的位置;自动计算初始孔

径大小和位置的 SNR ;自动计算不同孔径大小和 / 或位置的 SNR ;自动将第一孔径的 SNR 与第二转向孔径的 SNR 进行比较 ;以及基于该比较自动调整超声探头的发射和接收束的转向角(孔径位置)和孔径大小。

[0008] 在另一个实施例中,提供一种超声成像系统。超声成像系统包括:具有将超声束发射到患者内的换能器的超声探头,超声探头获取包括血管的大量超声数据;用户接口,用于限定血管中的样本容积;以及处理器。处理器配置成自动计算初始孔径大小和位置的 SNR,自动计算不同的第二孔径大小和位置的 SNR,自动将第一孔径的 SNR 与第二孔径的 SNR 进行比较,以及基于该比较自动调整超声探头的发射和接收束的转向角(孔径位置)和孔径大小。

[0009] 在另一个实施例中,提供一种非暂时计算机可读介质。非暂时计算机可读介质编程为指示计算机自动计算初始孔径大小和位置的 SNR,自动将第一转向位置的 SNR 与第二转向位置的 SNR 进行比较,以及基于该比较自动调整超声探头的转向角(孔径位置)和孔径大小。

附图说明

[0010] 图 1 是按照各个实施例所形成的医疗成像系统的框图;

图 2 是改进超声成像系统上的所获取谱数据的信噪比(SNR)的示范方法的流程图;

图 3 是可按照各个实施例执行的超声扫描的简图;

图 4 是可按照各个实施例生成的 B 模式图像;

图 5 是可按照各个实施例生成的谱图;

图 6 是按照各个实施例的、图 1 所示的方法的一部分的流程图;

图 7 是可按照各个实施例执行的超声扫描的简图;

图 8 是可按照各个实施例生成的另一个谱图;

图 9 是示出按照各个实施例的、图 1 所示成像系统的一部分的框图。

具体实施方式

[0011] 通过结合附图进行阅读,将会更好地理解以上概述以及某些实施例的以下详细描述。在附图示出各个实施例的功能块的简图的意义,功能块不一定指示硬件电路之间的划分。因此,例如,功能块的一个或多个(例如处理器、控制器或存储器)可通过单片硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器、硬盘等)或者多片硬件来实现。类似地,程序可以是独立程序,可结合为操作系统中的子例程,可以是已安装软件包中的功能,等等。应当理解,各个实施例并不局限于附图所示的布置和工具。

[0012] 本文所使用的、以单数形式叙述并且跟随数量词“一”或“一个”的元件或步骤应该被理解为不排除多个所述元件或步骤的情况,除非明确说明了这种排除情况。此外,提到“一个实施例”并不意于被解释为排除也结合了所述特征的其它实施例的存在。此外,除非相反的明确说明,否则,“包括”或“具有”带特定性质的元件或多个元件的实施例可包括没有那种性质的附加的这类元件。

[0013] 本文还使用的词语“重构图像”并不是预计排除其中生成表示图像的数据但没有生成可视图像的本发明的实施例。因此,本文所使用的术语“图像”广义地表示可视图像以

及表示可视图像的数据。但是,许多实施例生成或者配置成生成至少一个可视图像。

[0014] 本文所述的是自动调整超声探头有效孔径的大小和位置以改进被检查的特定患者、检查和探头位置的信噪比(SNR)的各个实施例。在操作中,各个实施例的系统自动识别多个孔径大小和位置,并且自动选择提供最高 SNR 能力的发射和接收孔径的孔径大小和位置。至少一个技术效果是自动识别产生最佳 SNR 的射束转向角。

[0015] 本文所述的各个实施例可在如图 1 所示的超声系统中实现。更具体来说,图 1 是按照各个实施例来构造的示范超声成像系统 10 的框图。超声系统 10 能够电气或机械地使声束(例如在 3D 空间中)转向,并且可配置成获取与受检者或患者中的样本容积位置(SVL)的多个 2D 表示或图像对应的信息(例如图像切片),这可如本文更详细所述那样来限定或调整。超声系统 10 可配置成获取在取向的一个或多个平面中的 2D 图像。超声系统 10 可包含在诸如膝上型计算机、便携成像系统、袖珍系统之类的小型系统中以及在较大控制台类型系统中。

[0016] 超声系统 10 包括发射器 12,发射器 12 在射束形成器 14 的指导下驱动探头 18 中的元件 16 (例如压电元件)的阵列,以便将脉冲或连续超声信号、即声波发射到体内。可使用各种几何形状。声波从体内的结构、例如流经血管的血细胞中后向散射,以便产生返回到元件 16 的回波。回波由接收器 20 接收。所接收回波由射束形成器 14 来处理,射束形成器 14 执行接收射束形成并且输出 RF 信号。然后,RF 信号经过 RF 处理器 22。可选地,RF 处理器 22 可包括复合解调器(未示出),复合解调器对 RF 信号进行解调,以便形成表示回波信号的 IQ 数据对。然后,RF 或 IQ 信号数据可直接发送到缓冲器 24 供存储。

[0017] 在上述实施例中,射束形成器 14 作为发射和接收射束形成器进行操作。可选地,探头 18 包括具有探头 18 内部的子孔径接收射束形成的 2D 阵列。射束形成器 14 可对每个电信号进行延迟、削弱和 / 或与从探头 18 所接收的其它电信号进行相加。相加信号表示空间集中的接收回波。相加信号从射束形成器 14 输出到 RF 处理器 22。RF 处理器 22 可生成多个扫描平面或不同扫描型式的不同数据类型,例如 B 模式、彩色多普勒(速度 / 功率 / 方差)、组织多普勒(速度)和多普勒能量。例如,RF 处理器 22 可生成多扫描平面的血流多普勒数据。RF 处理器 22 收集与多个数据切片 / 接收事件相关的信息(例如 I/Q、B 模式、彩色多普勒、组织多普勒和多普勒能量信息),并且将可包括时间戳和取向 / 旋转信息的数据信息存储在缓冲器 24 中。

[0018] 超声系统 10 还包括处理器 26,以便处理所获取超声信息(例如 RF 信号数据或 IQ 数据对)并且准备超声信息的帧和 / 或容积供在显示器 28 上显示。处理器 26 适于按照多个可选择超声形态对所获取的超声数据执行一个或多个处理操作。当接收到回波信号时,所获取的超声数据可在扫描会话期间实时处理和显示。作为补充或替代,超声数据可在扫描会话期间暂时存储在缓冲器 24 中,然后在离线操作中处理和显示。

[0019] 处理器 26 连接到用户接口 30,用户接口 30 可控制处理器 26 的操作,如下面更详细说明。显示器 28 可包括向用户呈现包括诊断超声图像的患者信息供诊断和分析的一个或多个监视器。缓冲器 24 和 / 或存储器 32 可存储超声数据的二维(2D)或三维(3D)数据集,其中这类 2D 和 3D 数据集被访问以呈现 2D (和 / 或 3D)图像。图像可经过修改,并且显示器 28 的显示设定也可使用用户接口 30 人工调整。

[0020] 在各个实施例中,超声系统 10 还包括自动孔径选择模块 50。自动孔径选择模块 50

可编程为基于从探头 18 所接收的输入来识别孔径的大小和位置。孔径选择模块 50 可以是运行于处理器 26 上的软件或者作为处理器 26 的一部分所提供的硬件。更具体来说,孔径选择模块 50 可体现为由处理器 26 来运行的指令集或程序。程序指令可通过任何适当的计算机语言、例如 Matlab 来编写。因此,处理器 26 可以是适当的处理系统的任一个或组合,例如微处理器、数字信号处理器和现场可编程逻辑阵列等等。处理系统可体现为任何适当的计算装置,例如计算机、个人数字助理(PDA)、膝上型计算机、笔记本计算机、基于硬驱动的装置或者能够接收、发送和存储数据的任何装置。

[0021] 图 2 是可由图 1 所示的成像系统 10 来执行的示范方法 100 的流程图。在各个实施例中,方法 100 可使用又如图 1 所示的孔径选择模块 50 来实现。更具体来说,方法 100 可作为非暂时计算机可读介质或媒介来提供,该非暂时计算机可读介质或媒介上记录了用于指导处理器 26 执行本文所述方法的一个或多个实施例的指令。介质或媒介可以是任何类型的 CD-ROM、DVD、软盘、硬盘、光盘、闪速 RAM 驱动器或者其它类型的计算机可读介质或者它们的组合。

[0022] 操作中,在各个实施例中,方法 100 使超声系统 10 能够比由用户可能人工得到的更快地自动生成更强多普勒信号或者具有更小噪声的多普勒信号。此外,方法 100 可使用比用户当前可用的更多的选项来搜索强信号。

[0023] 在 102,执行患者的容积扫描。可通过操作探头 18 来发射 B 模式波形并且生成图像(非谱)数据来执行容积扫描。在操作中,用户可将探头 18 定位在待成像患者的区域上。例如,如图 3 所示,探头 18 可用于获取其中具有血管 152 的容积 150。通过多个扇形截面来限定容积 150,其中径向边界 154 和 156 以角度 158 相互分开。探头 18 (图 1 所示)电子地、且纵向/面内/横向地集中并引导超声启动以便沿各扫描平面中的相邻扫描线进行扫描,并且电子或机械地、升高地集中并引导超声启动以便扫描相邻扫描平面。由探头 18 所得到的扫描平面存储在存储器 24 或 32 中,并且由容积扫描转换器处理器 26 从球面或柱面坐标扫描转换成笛卡尔坐标。包括扫描平面的容积从处理器作为渲染区域 160 来输出。渲染区域 160 由多个相邻扫描平面形成。

[0024] 又参照图 2,在 104,基于容积扫描的图像被生成并且例如在图 1 所示的显示器 28 上显示。在各个实施例中,图像可以是具有或没有彩色多普勒图像的 B 模式图像或者显示血管 152 的任何其它类型的图像。此外,图像可以是二维(2D)图像或三维(3D)图像。例如,图 4 示出可基于从 2D 探头 18 所获取的信息来生成并且可在显示器 28 上显示的示范 2D B 模式图像 180。用户可通过人工查看在显示器 28 上显示的光标(未示出)来调整待成像区域。用户则可将探头 18 人工地重新定位到预期区域,而同时查看 B 模式图像 180 上的光标的位置。因此,操作人员可在查看显示器 28 上的光标的位置的同时确定探头 18 的位置。

[0025] 又参照图 2,在 106,用户限定在 104 所生成的图像上的样本容积位置(SVL)。例如,又参照图 4,用户可使用例如用户接口 30 来限定 SVL 186。样本容积门 188 可在 SVL 186 中放置并且移动到用户希望评估流动的预期位置。图 4 还示出表示超声束的当前转向角的示范转向束 189。在各个实施例中,SVL 186 和/或样本容积门 188 可放置在 B 模式图像 180 的边缘。在各个实施例中,用户还可改变所显示 B 模式图像 180 中的样本容积门 188 的大小和形状。使用一对线条在 B 模式图像 180 上示出样本容积门 188,但是应当知道,样本容积门 188 可以是单点。更具体来说,用户可选择血管 152 中的单点以获取流动信息。此外,

在各个实施例中,用户无需限定 SVL 186。而是如上所述,用户可简单地使用用户接口 30 指向血管 152 中的单个区域,以便限定样本容积门 188。

[0026] 又参照图 2,在 108,谱图基于在 106 所限定的样本容积门 188 来生成。更具体来说,经处理的 PW 或 CW 多普勒接收回波被计算并且作为多普勒频率(或速度)对时间的谱图或谱图像来实时显示,其中灰度强度(或颜色)通过谱功率来调制。例如,图 5 示出可在 108 生成的示范谱图 200。如图 5 所示,谱图 200 使用多个谱线 202 来生成,其中每个谱线 202 表示取样门 188 中的血流的瞬时测量。因此,一起获得的所有谱线 202 形成谱图或谱 200。因此,谱图 200 中的各垂直线或谱线 202 对应于在给定时刻上多普勒频谱。正多普勒频率对应于朝探头 18 的流动,而负频率对应于离开探头 18 的流动,由等于零的频率处的基线 204 来参考。

[0027] 又参照图 2,在 110,发射和 / 或接收束的转向角(孔径位置)以及孔径大小经过调整或自动优化,使得在探头 18 所接收的 PW 或 CW 多普勒波形的 SNR 增加或者最大化。在各个实施例中,转向角的优化可由操作人员人工发起。例如,显示器 28 可包括图标 52 (图 1 所示)。在操作中,用户可操作用户接口 30,以便通过选择图标 52 来激活转向角的优化。一旦用户选择了图标 52,孔径选择模块 50 自动选择使 PW 或 CW 多普勒接收波形的 SNR 增加或者最大化的孔径大小和孔径位置。更具体来说,在一个实施例中,孔径选择模块 50 编程为自动选择使 SNR 增加或者最大化的最佳转向角。

[0028] 图 6 是示出图 2 所示方法步骤 110 的流程图。在示范实施例中,在 250,自动孔径选择模块 50 配置成指导探头 18 的元件 16 的一个或多个进行传送和 / 或接收。这样,限定包含一个或多个元件的发射和接收孔径。发射和接收孔径能够用中心位置以及大小(以长度或元件为单位)来限定。例如,图 7 是可在步骤 110 按照各个实施例执行的超声扫描的简图。超声束可以是例如非转向束 270 (例如与探头 18 的面垂直的射束)或者转向束 272 (例如不是与探头 18 的面垂直的射束)。非转向束 270 可以是在一般沿探头 18 的主轴的方向传送的超声束。转向束 272 可以是沿除了非转向束 270 之外的方向传送的超声束。例如,转向束 272 可具有离非转向束 270 的传播路径 10 度的传播路径。在各个实施例中,本文所述的方法在选择孔径时生成与 SVG 的所限定中心位置相交的射束。由用户或者由 SNR 优化所限定的射束转向选择在 SVG 处相交的转向束。

[0029] 在 252,从非转向束 270 或者转向束所获取的超声信息,如果被选择,则被分析以确定选择作为所计算的谱中的‘信号’的一个或多个像素。例如,又参照图 5,假定线条 274 中的像素表示选择作为非转向束 270 中的‘信号’的像素。例如通过识别线条 274 中的每个像素的像素强度值,然后选择具有最高像素强度值的像素,可将线条 274 中的像素识别为‘信号’。线条 274 中的其余像素或者其余像素的子集则可分类为‘噪声’。然后计算所计算谱线、例如线条 274 的信噪比(SNR)。在各个实施例中,可通过将谱线 274 中标记为‘信号’的像素的平均或最大强度值除以谱线 274 中标记为‘噪声’的像素的像素强度值的平均或最大值,来计算谱线 274 的 SNR。

[0030] 在 254,记录所计算谱线 274 的 SNR 以及发射和接收孔径和获取超声信息的角度。

[0031] 在 256,自动孔径选择模块 50 配置成指导探头 18 的元件 16 的一个或多个进行传送和 / 或接收,以便使用第二大小和位置来限定发射和接收孔径。这样,在第二位置用第二大小来限定包含一个或多个元件的发射和接收孔径。发射和接收孔径能够采用中心位置以及

大小(以长度或元件为单位)来限定。例如,又参照图 7,超声束可以是例如离非转向束 270 的传播路径 10 度的第二超声束 276。可选地,第二射束 278 可以是例如离转向束 272 的传播路径 10 度的第二超声束 278。因此,在示范实施例中,第一与第二扫描位置之间的扫描步长大约为 10 度。但是,可使用其它转向角。

[0032] 在 258,从非转向束 270 或者转向束所获取的超声信息,如果被选择,则被分析以确定选择作为所计算的谱中的‘信号’的一个或多个像素。从非转向束 276 或转向束 278 所获取的超声信息,如果被选择,则被分析以确定最亮像素 280。应当认识到,图 5 所示的谱图连续更新,因此在第二扫描位置的最亮像素 280 不可与第一扫描位置处的最亮像素 274 同时显示。还应当认识到,在示范实施例中,在步骤 108 所述的方法由自动孔径选择模块 50 在没有用户输入的情况下执行,并且因此在各个实施例中,显示最亮像素或者任何其它信息的谱图可以不在 108 生成和显示。因此,像素 274 和 280 仅在图 5 显示,以便更清楚地描述本文所述的各个实施例。

[0033] 在操作中,可例如通过在第二扫描位置识别取样门 188 中的每个像素的像素强度值,然后选择具有最高像素强度值的像素,来识别在第二扫描位置的最亮像素 280。在第二扫描位置的取样门 188 中的剩余像素则可分类为噪声。然后计算在第二扫描位置的最亮像素、例如像素 280 的 SNR。在各个实施例中,可通过将像素 280 的强度值除以在第二扫描位置的取样门 188 中的剩余像素的像素强度值的平均数,来计算像素 280 的 SNR。

[0034] 在 260,记录最亮像素、例如像素 280 的 SNR 以及获取像素 280 的超声信息的角度。

[0035] 在 262,将像素 274 的 SNR 与像素 280 的 SNR 进行比较,以便生成第三或修订扫描位置。例如,假定像素 280 的 SNR 大于像素 274 的 SNR。因此,自动孔径选择模块 50 可确定超声束的 SNR 可通过从原始或起始扫描位向“左”转向超声束来增加或改进。更具体来说,自动孔径选择模块 50 可确定超声束的 SNR 在以与超声束 270 相比的角度使超声束转向时增加,下面更详细描述。

[0036] 在 264,自动孔径选择模块 50 配置成以各种角度连续扫描,以便识别产生具有最高 SNR 的超声束的孔径角度和大小。更具体来说,对于任何给定孔径大小和位置(角度),可计算 SNR。此外,探头 18 限定指示每一个可能孔径角度和每一个可能孔径位置的 2D 空间。因此,在操作中,自动孔径选择模块 50 配置成搜索这个空间的最佳 SNR。例如,在 262,自动孔径选择模块 50 确定由线条 276 所示的超声束的 SNR 大于由线条 270 所示的超声束的 SNR。因此,基于先前信息、例如 SNR 通过将超声束转向离开由线条 270 所示的第一扫描位置朝向由线条 276 所示的第二扫描位置而改进,自动孔径选择模块 50 可在第一与第二扫描位置之间、例如离第一和第二扫描位置 5 度的第三位置执行扫描。然后,自动孔径选择模块 50 在第三扫描位置识别最亮像素,并且将第三扫描位置的最亮像素的 SNR 与第一和第二扫描位置的最亮像素的 SNR 进行比较。这样,孔径选择模块 50 迭代地扫描血管 152,以便将探头 18 转向各种扫描角,获取各种扫描角的 SNR 信息,并且识别哪一个扫描角具有最高 SNR。

[0037] 因此,在各个实施例中,孔径选择模块 50 配置成基于步长以各种角度连续扫描,例如,孔径选择模块 50 可使用五度步长、10 度步长等,来扫描血管 152。此外,一旦孔径选择模块 50 使用扫描步长识别了产生增加的 SNR 的转向角,孔径选择模块 50 可通过使用较小步长扫描中间区域来集中在区域上,直到孔径选择模块 50 识别产生最高 SNR 的射束转向角。在各个实施例中,使用各种角度步长来移动射束转向角,这降低了识别超声束具有最高

SNR 的转向角所需的总时间。

[0038] 可选地,孔径选择模块 50 可配置成使用某个预定步长来扫描整个 2D 扫描平面 254。例如,孔径选择模块 50 可配置成以一度增量来执行 3D 扫描。然后,孔径选择模块 50 可按照每个一度增量来识别最亮像素,确定每个一度增量处的最亮像素的 SNR,然后比较每个一度增量处的各像素的 SNR,以便识别产生最高 SNR 信号的射束转向角。因此,在各个实施例中,搜索区域的扫描步长可具有很细的分辨率,或粗略分辨率以便减少扫描时间。因此,在 264,孔径选择模块 50 配置成识别产生具有最高 SNR 的超声束的转向角和孔径大小。

[0039] 在各个实施例中,附加发射束可在时间上与如上所述那样用于确定具有最高 SNR 的转向角和孔径大小的发射束交织。例如,由于使用样本容积门 158 来扫描图像中的某个位置,所以扫描位置的深度是已知的。此外,在各个实施例中,超声束可在具有较短持续时间的较短的短促脉冲(burst)中发射。因此,在超声系统是不活动的超声束的短促脉冲之间存在持续时间,使得超声系统 10 没有向目标传送超声束。

[0040] 在操作中,一个发射启动(firing)与第二发射启动之间的距离称作脉冲重复时间(PRT)。1/PRT = 脉冲重复频率(PRF)。PRF 可由操作人员通过改变取样频率来修改。例如,按照尼奎斯特定律,如果预期某个频率被取样或者识别给定频率,则必须以预期频率的两倍或者待识别频率的两倍来执行取样。因此,可将 PRF 驱动到更高,以便观察体内的更高速度。但是,如果 PRF 较低,则所产生图像可具有混叠伪影。因此,在各个实施例中,操作人员可选择增加 PRT 并且因而降低潜在混叠伪影和增加所生成图像的分辨率。

[0041] 又参照图 2,在 112,谱图基于在 110 所识别的发射和接收转向角(孔径位置)和孔径大小来生成。更具体来说,PW 或 CW 多普勒波形被计算并且作为多普勒频率(或速度)对时间的谱图像来实时显示,其中灰度强度(或颜色)通过谱功率使用在 188 所限定的孔径角度和大小来调制。

[0042] 例如,图 8 示出可在 112 生成的示范谱图 300。如图 8 所示,每个谱线 302 表示取样门 188 中的血流的瞬时测量。因此,一起获得的所有谱线 302 形成谱图或谱 300。因此,谱图 300 中的各垂直线或谱线 302 对应于在 264 所确定的修改或调整的扫描位置、在给定时刻的多普勒频谱。正多普勒频率对应于朝探头 18 的流动,而负频率对应于离开探头 18 的流动,由等于零的频率处的基线 304 来参考。在各个实施例中,谱图 300 可在孔径选择模块 50 以各种角度连续扫描时连续更新,以便识别产生更高或最高 SNR 的孔径大小和位置。因此,各个实施例提供使操作人员能够自动改变超声探头的孔径大小和位置以增加 SNR 并且因此自动提高图像质量的方法和系统。

[0043] 超声系统 10 的各种组件可具有不同的配置。例如,图 9 示出可体现为图 1 所示处理器 26 的一部分的超声处理器模块 350 的示范框图。超声处理器模块 350 在概念上示为子模块的集合,但是可利用专用硬件板、DSP、处理器等的任何组合来实现。备选地,图 9 的子模块可利用具有单个处理器或多个处理器的现成 PC 来实现,其中功能操作分布于处理器之间。作为另一选项,图 9 的子模块可利用混合配置来实现,其中某些模块化功能利用专用硬件来执行,而其余模块化功能利用现成 PC 等执行。子模块还可实现为处理单元中的软件模块。

[0044] 图 9 所示的子模块的操作可由本地超声控制器 352 或者由处理器 26 来控制。子模块 354-366 执行中间处理器操作。超声处理器模块 350 可接收若干形式之一的超声数据

370。在图 9 的实施例中,所接收超声数据 370 构成表示与各数据样本关联的实和虚分量的 I、Q 数据对。将 I、Q 数据对提供给色彩流子模块 354、功率多普勒子模块 356、B 模式子模块 358、谱多普勒子模块 360 和 M 模式子模块 362 中的一个或多个。可选地可包括其它子模块,例如声辐射力脉冲(ARFI)子模块 364 和组织多普勒(TDE)子模块 366 等等。

[0045] 子模块 354-366 的每个配置成按照对应方式来处理 I、Q 数据对,以便生成色彩流数据 372、功率多普勒数据 374、B 模式数据 376、谱多普勒数据 378、M 模式数据 380、ARFI 数据 382 和组织多普勒数据 384,它们全部可在后续处理之前暂时存储在存储器 390 (或者图 1 所示的存储器 24 或存储器 32) 中。例如, B 模式子模块 358 可生成包括多个 B 模式图像平面、例如图 4 所示图像 180 的 B 模式数据 376。

[0046] 数据 372-484 例如可作为向量数据值的集合来存储,其中每个集合限定单独超声图像帧。向量数据值一般基于极坐标系来组织。

[0047] 扫描转换器子模块 392 从存储器 390 存取和得到与图像帧关联的向量数据值,并且将向量数据值集合转换成笛卡尔坐标,以便产生为显示而格式化的超声图像帧 393。可将扫描转换器模块 392 所生成的超声图像帧 393 又提供给存储器 390 供后续处理,或者可将其提供给存储器 24 或存储器 32。

[0048] 一旦扫描转换器子模块 392 生成与例如 B 模式图像数据等关联的超声图像帧 393,则图像帧 393 可在存储器 390 中恢复或者通过总线 396 传递给数据库(未示出)、存储器 24 和存储器 32 和 / 或其它处理器。

[0049] 扫描转换数据可转换为 X、Y 格式供视频显示,以便产生超声图像帧。将扫描转换的超声图像帧提供给显示控制器(未示出),它可包括将视频映射到灰度映射供视频显示的的视频处理器。灰度图可表示原始图像数据到显示的灰度级的传递函数。一旦将视频数据映射到灰度值,则显示控制器控制显示器 28 (图 1 所示),显示器 28 可包括一个或多个监视器或显示窗口,以显示图像帧。显示器 28 中显示的图像从数据的图像帧中产生,其中各数据指示显示器中的相应像素的强度或亮度。

[0050] 又参照图 9, 2D 视频处理器子模块 394 组合从不同类型的超声信息所生成的帧的一个或多个。例如,通过将一种类型的数据映射到灰度图并且将另一种类型的数据映射到供视频显示的彩色图, 2D 视频处理器子模块 394 可组合不同的图像帧。在最终显示的图像中,彩色像素数据可重叠在灰度像素数据上,以便形成单个多模式图像帧 398 (例如功能图像),它再次重新存储在存储器 390 中或者通过总线 396 传递。图像的连续帧可作为电影循环(cine loop)存储在存储器 390 或存储器 390 中。电影循环表示捕获向用户显示的图像数据的先进先出循环图像缓冲器。用户可通过在用户接口 30 输入冻结(freeze)命令来冻结电影循环。用户接口 30 可包括例如键盘和鼠标以及与将信息输入到超声系统 10 (图 1 所示) 关联的所有其它输入控件。

3D 处理器子模块 400 也由用户接口 30 来控制,并且访问存储器 390 以得到 3D 超声图像数据,以及例如通过已知的容积渲染或表面渲染算法来生成三维图像。三维图像可利用各种成像技术来生成,例如射线投射、最大强度像素投影等。

[0051] 各个实施例和 / 或例如成像系统 10 的组件、例如其中的模块或组件和控制器也可实现为一个或多个计算机或处理器的一部分。计算机或处理器可包括计算装置、输入装置、显示单元以及例如用于访问因特网的接口。计算机或处理器可包括微处理器。微处理器可

连接到通信总线。计算机或处理器还可包括存储器。存储器可包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可包括存储装置,存储装置可以是硬盘驱动器或可拆卸存储驱动器,例如光盘驱动器、固态磁盘驱动器(例如闪存 RAM)等。存储装置也可以是用将计算机程序或其它指令加载到计算机或处理器中的其它类似部件。

[0052] 本文所使用的术语“计算机”或“模块”可包括任何基于处理器或者基于微处理器的系统,其中包括使用微控制器、简化指令集计算机(RISC)、专用集成电路(ASIC)、逻辑电路以及能够运行本文所述的功能的任何其它电路或处理器的系统。上述示例只是示范性的,并且因而并不是意在以任何方式限制术语“计算机”的定义和 / 或含意。

[0053] 计算机或处理器运行一个或多个存储元件中存储的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可根据需要或希望存储数据或其它信息。存储元件可采取处理机中的信息源或物理存储器元件的形式。

[0054] 指令集可包括各种命令,这些命令指示作为处理机的计算机或处理器执行诸如本发明的各个实施例的方法和过程之类的特定操作。指令集可采取可形成有形非暂时计算机可读介质或媒介的一部分的软件程序的形式。软件可采取诸如系统软件或应用软件之类的各种形式。此外,软件可采取独立程序或模块的集合、较大程序中的程序模块或者程序模块的一部分的形式。软件还可包括采取面向对象编程的形式的模块编程。由处理机对输入数据的处理可响应操作员命令或者响应先前处理的结果或者响应另一个处理机所进行的请求而进行。

[0055] 本文所使用的术语“软件”和“固件”可包括存储器中存储供计算机执行的任何计算机程序,其中存储器包括 RAM 存储器、ROM 存储器、EPROM 存储器、EEPROM 存储器和非易失性 RAM (NVRAM) 存储器。上述存储器类型只是示范性的,并且因而并不是限制可用于存储计算机程序的存储器的类型。

[0056] 要理解,预计以上描述是说明性而不是限制性的。例如,上述实施例(和 / 或其方面)可相互结合使用。另外,可进行多种修改以适合具体情况或材料到各个实施例的教导,而没有背离其范围。虽然本文所述的材料的尺寸和类型意在限定各个实施例的参数,但是它们决不是限制性的,而只是示范性的。通过阅读以上描述,本领域的技术人员将会清楚地知道其它许多实施例。因此,各个实施例的范围应当参照所附权利要求连同这类权利要求涵盖的完整等效范围共同确定。在所附权利要求书中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“其中”的普通英语等效体。此外,在以下权利要求书中,术语“第一”、“第二”和“第三”等只用作标记,而不是意在对其对象施加数字要求。此外,以下权利要求书的限制并不是按照部件加功能格式编写的,并且不是意在基于 35 U.S.C. § 112 第六节来解释,除非这类权利要求限制明确使用词语“用于…的部件”加上没有其它结构的功能的陈述。

本书面描述使用包括最佳模式的示例来公开各个实施例,并且还使本领域的技术人员能够实施各个实施例,包括制作和使用任何装置或系统,以及执行任何结合方法。各个实施例的专利范围由权利要求书来限定,并且可包括本领域的技术人员想到的其它示例。如果示例具有与权利要求书的文字语言完全相同的结构元件,或者示例包括具有与权利要求书的文字语言的非实质差异的等效结构元件,则这类其它示例意在落入权利要求书的范围之内。

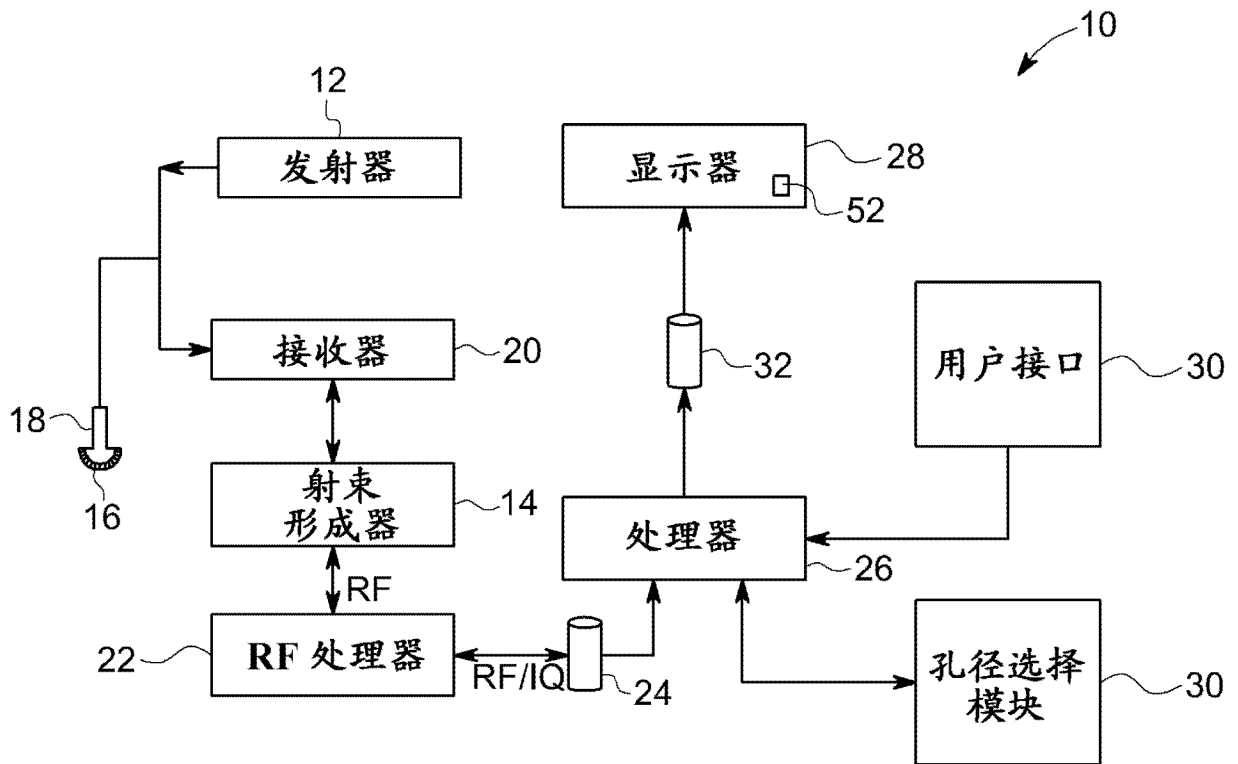


图 1

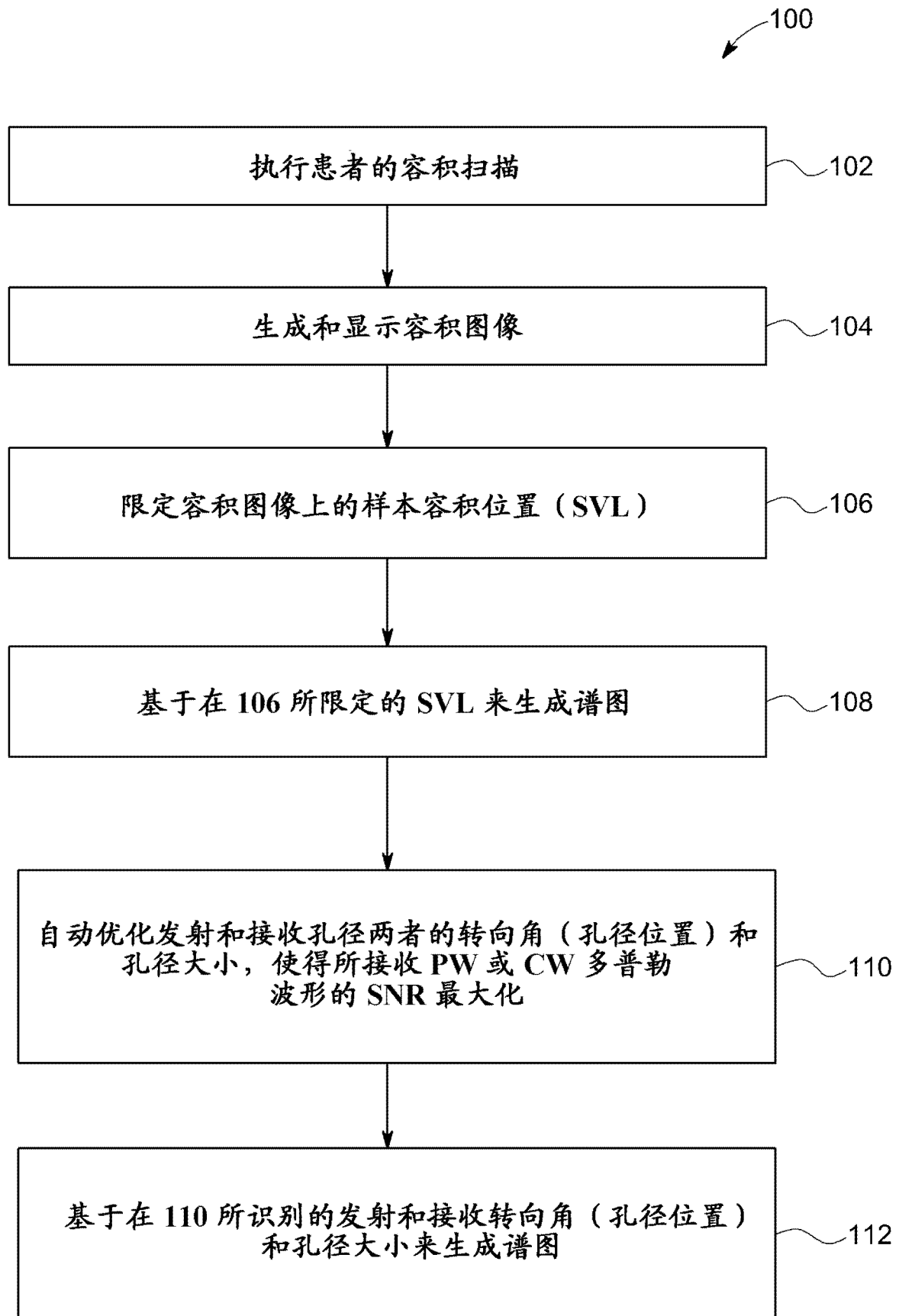


图 2

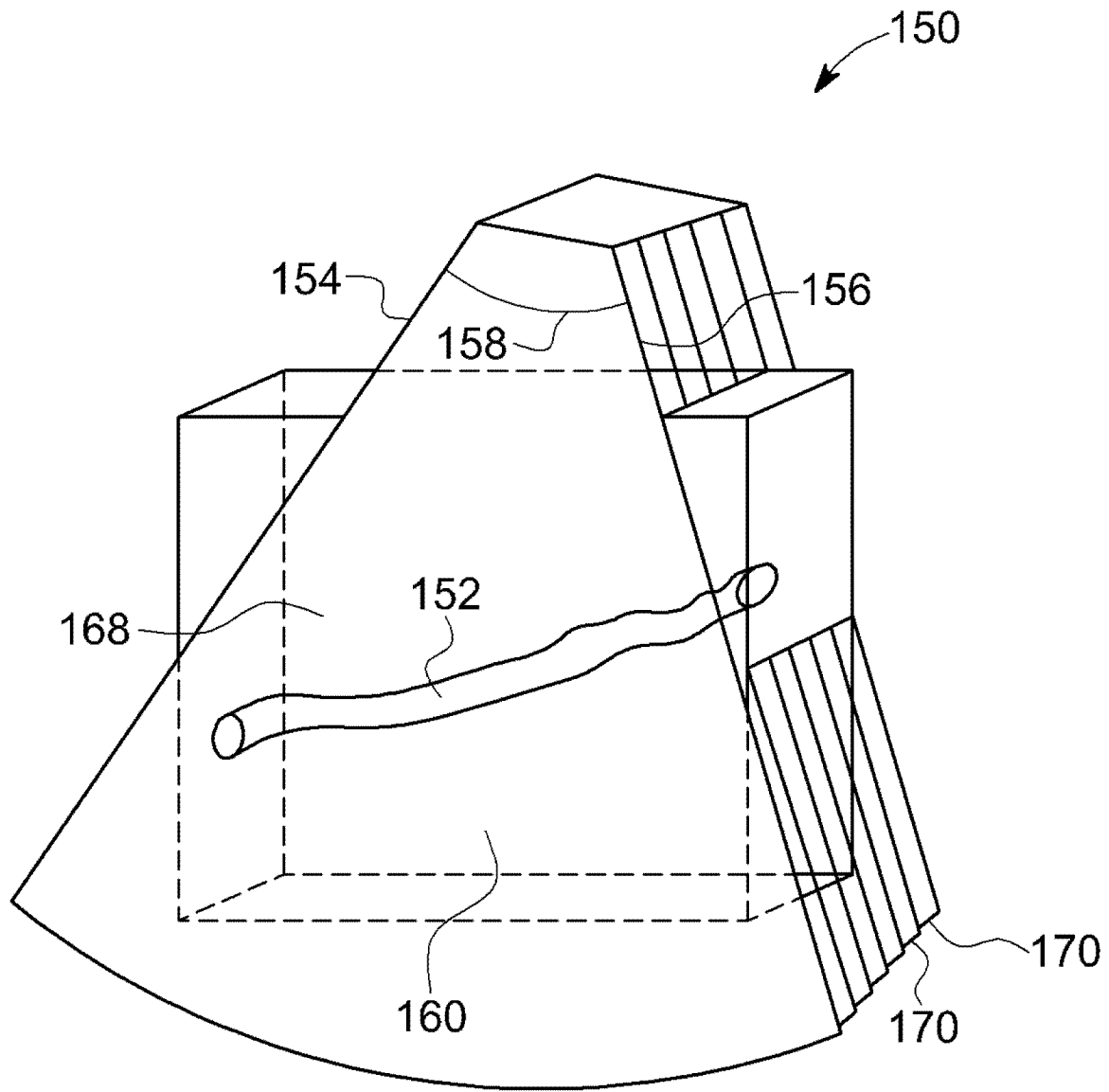


图 3

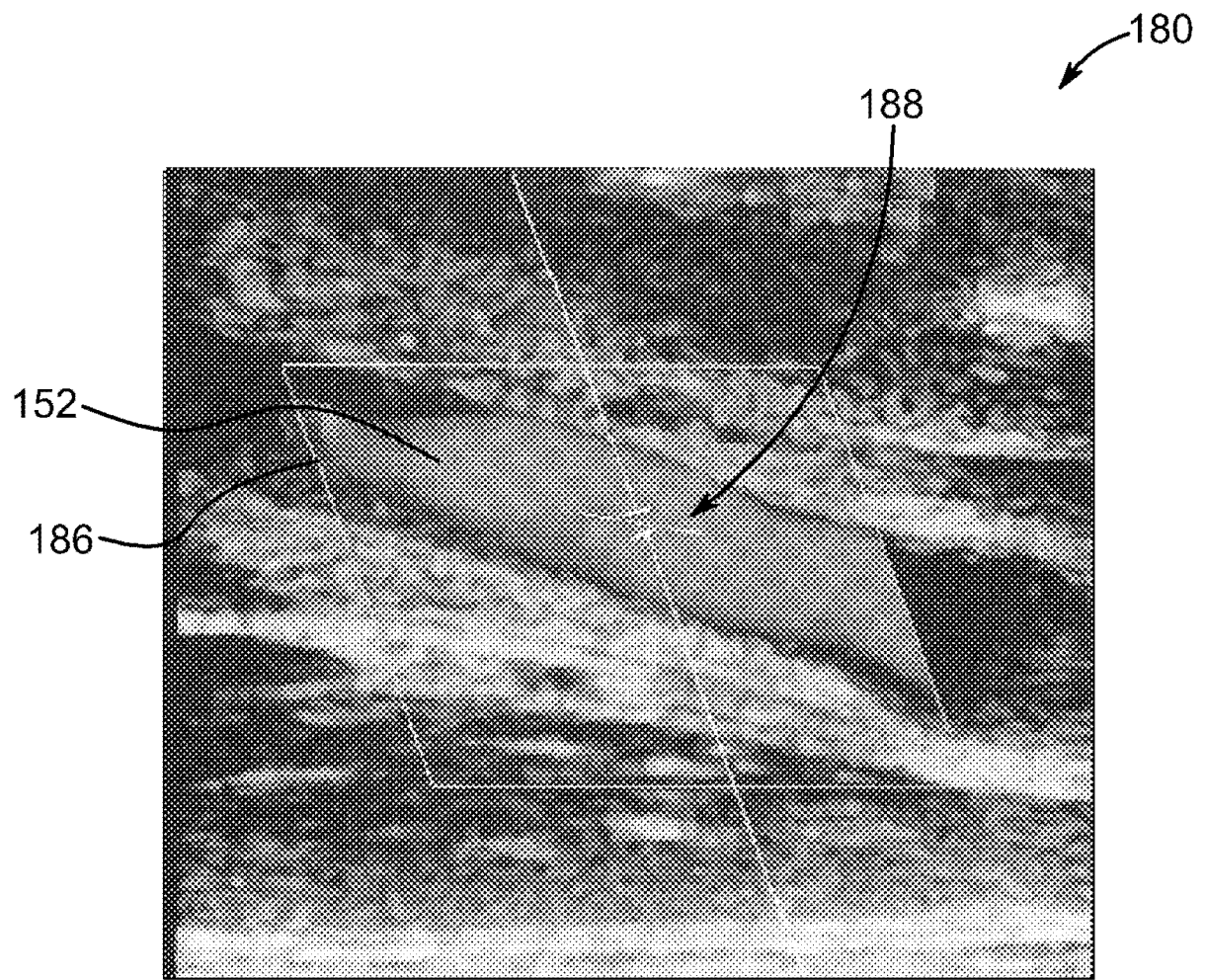


图 4

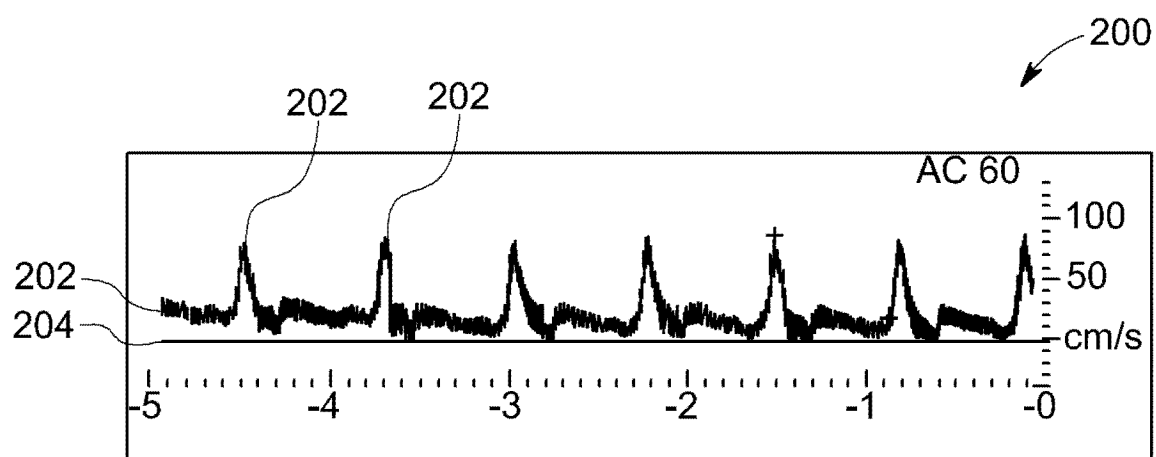


图 5

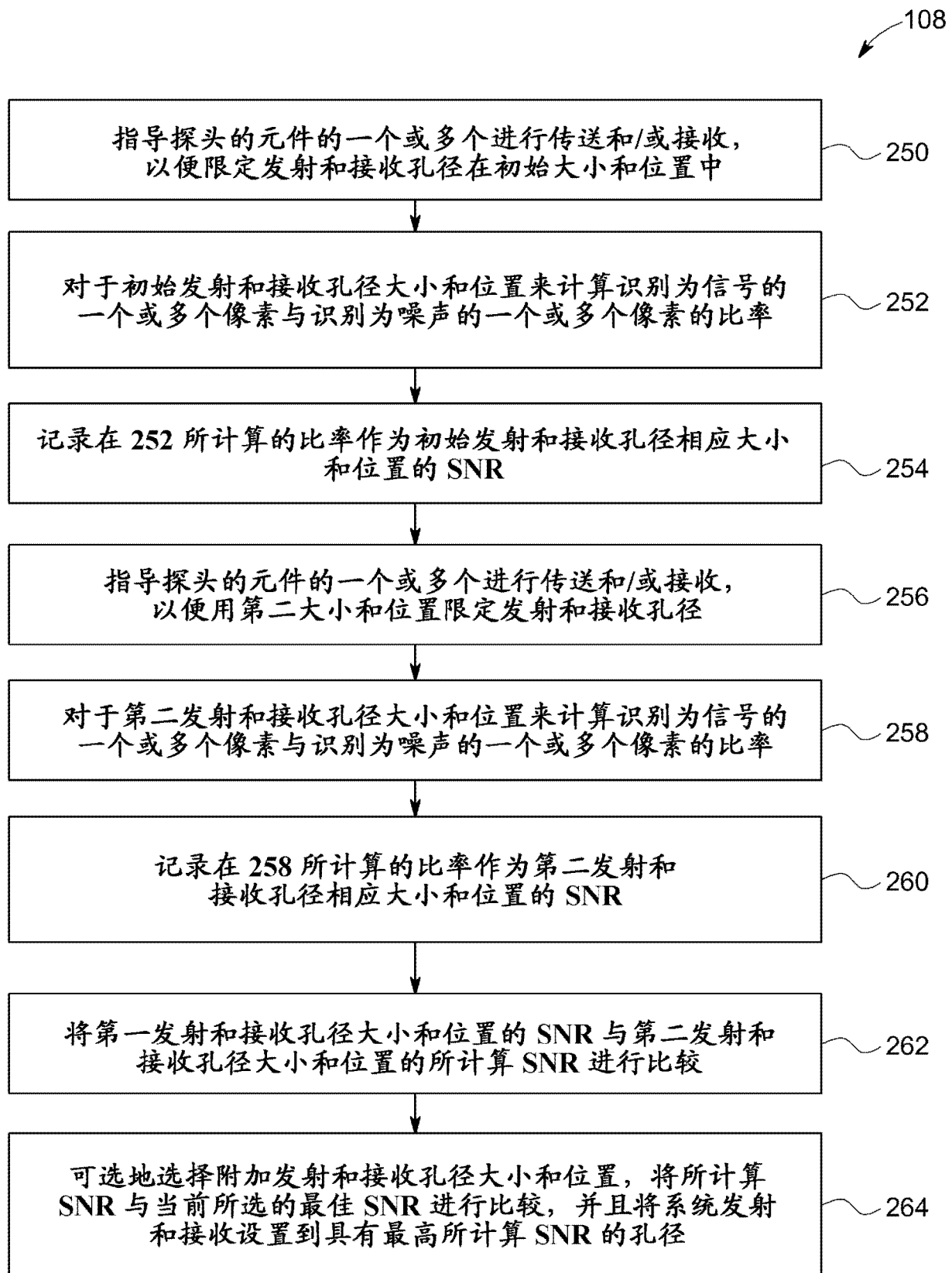


图 6

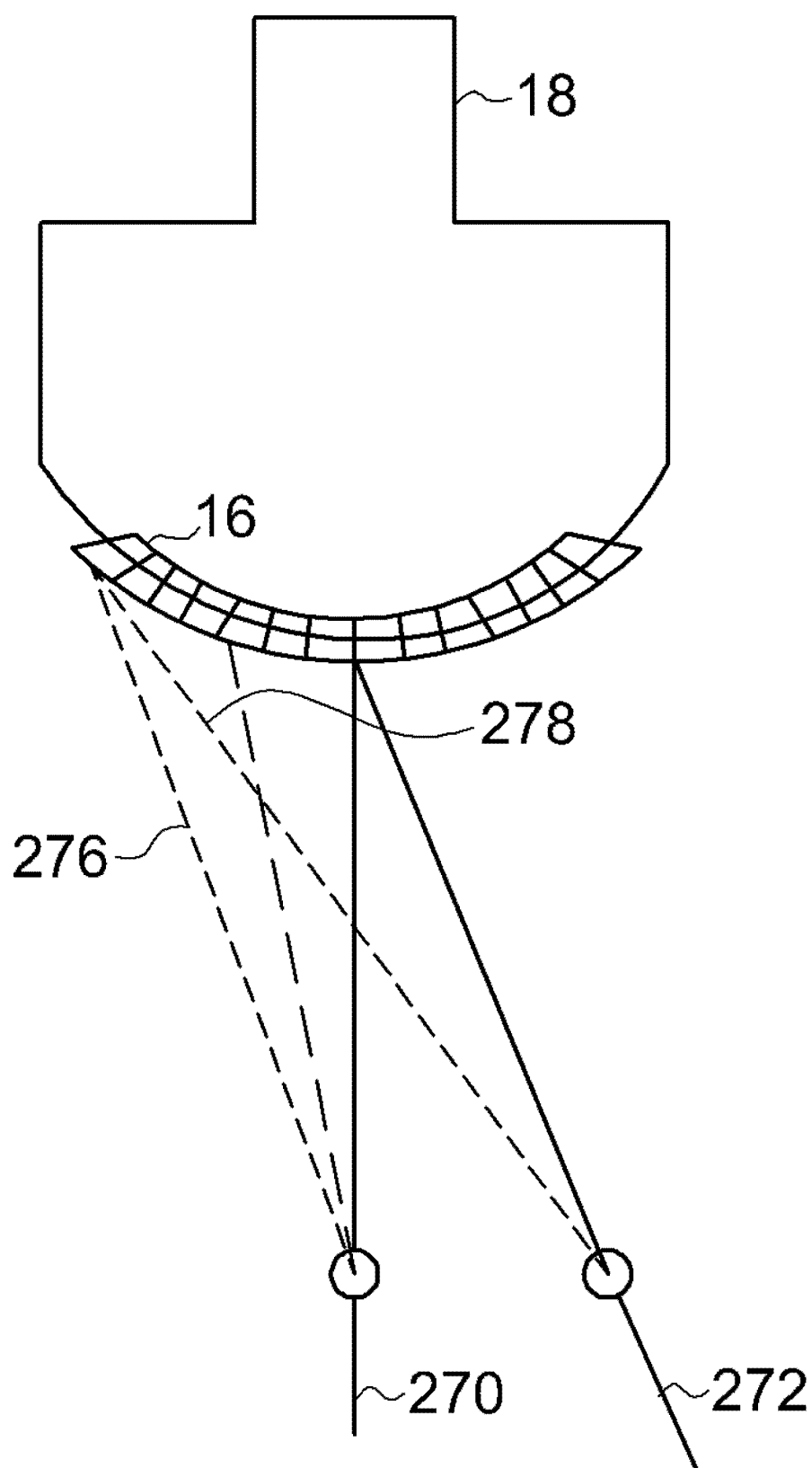


图 7

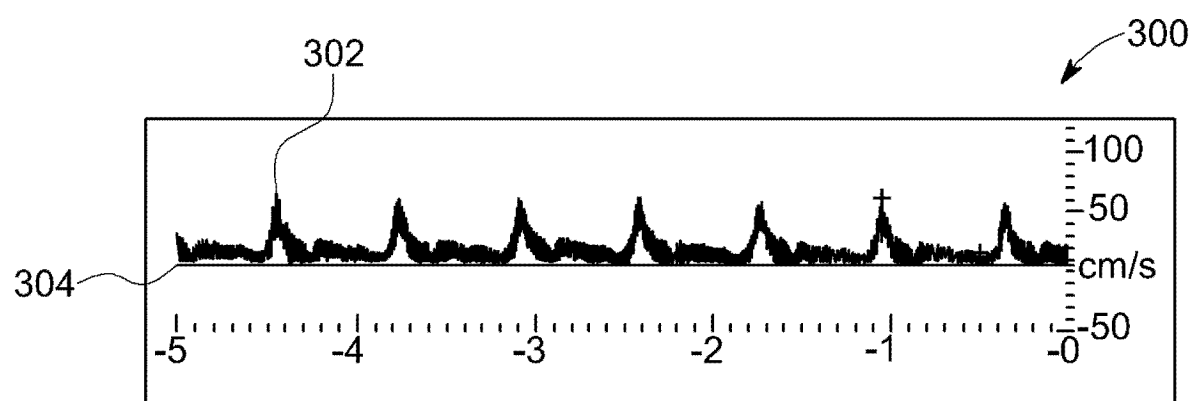


图 8

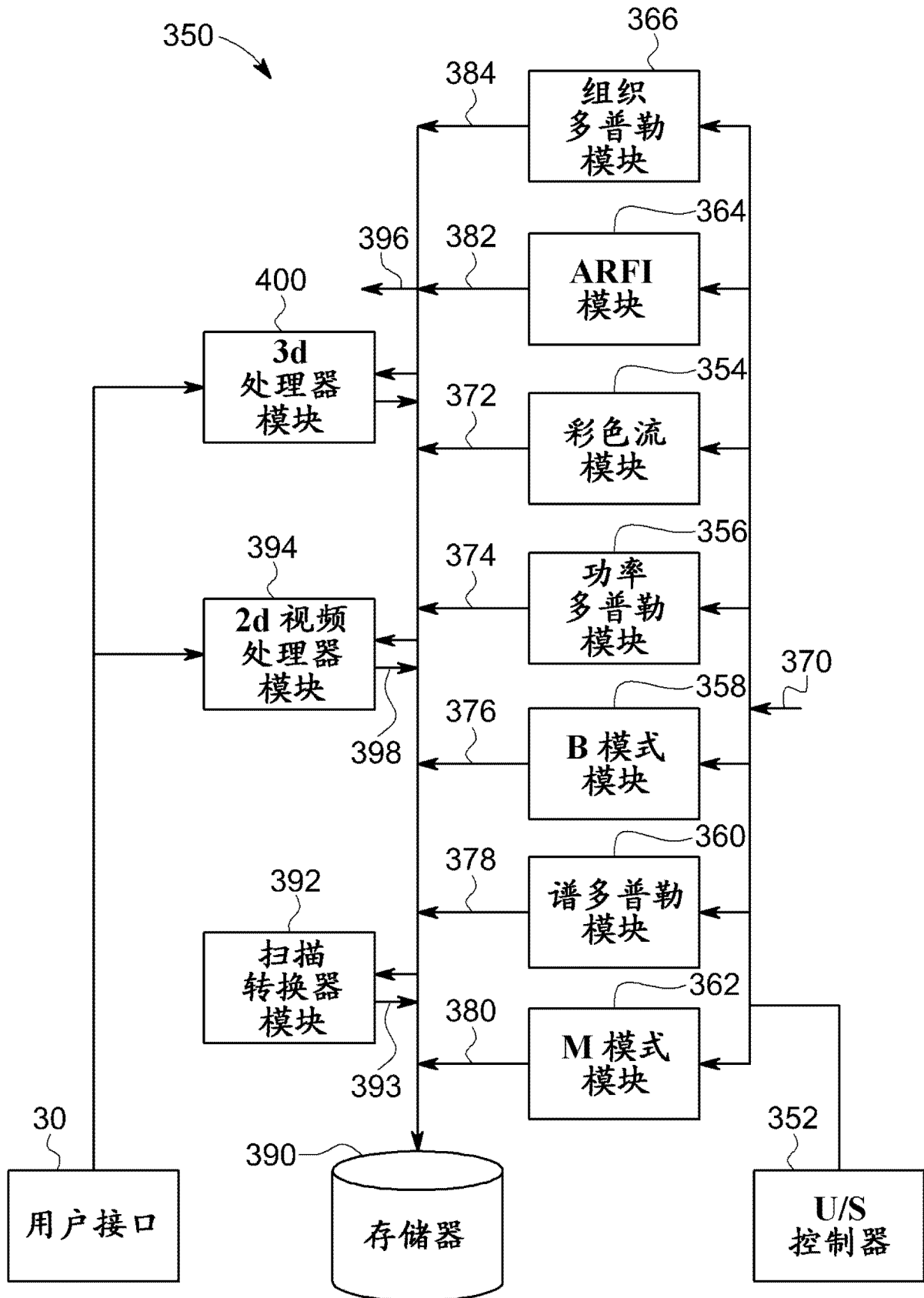


图 9

专利名称(译)	超声成像中的孔径选择的方法和设备		
公开(公告)号	CN103169502A	公开(公告)日	2013-06-26
申请号	CN201210559902.X	申请日	2012-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	B A 劳泽		
发明人	B.A.劳泽		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5276 A61B8/54		
代理人(译)	李浩		
优先权	13/333586 2011-12-21 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为：“超声成像中的孔径选择的方法和设备”。一种用于控制超声成像系统的方法包括：限定二维（2D）超声图像上的样本容积门，样本容积门限定将要估计流动的位置；自动计算初始发射和接收转向位置（孔径位置）和孔径大小的SNR；自动计算不同的第二发射和接收转向位置（孔径位置）和孔径大小的SNR；自动将第一组孔径的SNR与第二组孔径的SNR进行比较；以及基于该比较自动调整超声探头的发射和接收事件的转向角和孔径大小。

