(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 112912762 B
(45)授权公告日 2024.09.10

(21)申请号 201980070108.9
(22)申请日 2019.10.14
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112912762 A
(43)申请公布日 2021.06.04
(30)优先权数据
62/749170 2018.10.23 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.04.23
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2019/077690 2019.10.14
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/083679 EN 2020.04.30
(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 汪世英 黄圣文 谢华
K·W·约翰逊 张亮 T·卢帕斯
T·H·阮
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 刘兆君
(51)Int.Cl.
G01S 15/89(2006.01)
G01S 7/52(2006.01)
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)
(56)对比文件
JP H10511588 A,1998.11.10
JP 2004195228 A,2004.07.15
审查员 杨娜
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54)发明名称

自适应超声流动成像

(57)摘要

本公开内容描述了被配置为通过响应于所采集的流动测量结果而自适应地调整一个或多个成像参数来增强流动成像和分析的超声系统。示例系统能够包括超声换能器和一个或多个处理器。在可以包括心动周期的采集阶段期间,能够使用系统部件来确定目标区域内的平均流动速度量值和加速度。能够基于所采集的流动测量结果来确定一个或多个经调整的流动成像参数(例如,经调整的集群长度、时间平滑滤波器长度和/或步长)以提高新采集的超声回波信号的信号质量。然后,在第二采集阶段期间,超声换能器能够应用经调整的流动成像参数。

CN 112912762 B

1.一种超声成像系统,包括:

超声换能器,其被配置为采集响应于朝向包括流体流的目标区域发射的超声脉冲的回波信号;

一个或多个处理器,其与所述超声换能器通信并被配置为:

基于在第一采集阶段期间采集的一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的一个或多个流动性质,其中,所述一个或多个流动性质包括平均流动速度量值和加速度;并且

基于所述一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数;以及

波束形成器,其与所述超声换能器耦合并被配置为当获得由所述超声换能器在第二采集阶段期间采集的下一组回波信号时在逐帧的基础上应用所述一个或多个经调整的流动成像参数。

2.根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述一个或多个经调整的流动成像参数包括经调整的集群长度和经调整的步长,其中,步长与流动加速度/减速度有关并且用于自相关估计。

3.根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为基于所述一组或多组回波信号来确定信噪比(SNR)。

4.根据权利要求3所述的超声成像系统,其中,所述一个或多个处理器还被配置为将所述SNR与阈值进行比较,并且:

如果所述SNR不大于所述阈值,则重复以下步骤:

基于一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的一个或多个流动性质;以及

基于所述一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数;并且

如果所述SNR大于所述阈值,则保持在另外的流动成像参数调整上。

5.根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括被配置为显示用于启动所述一个或多个处理器的可选择图形的图形用户接口。

6.根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述图形用户接口还被配置为显示所述一个或多个流动性质和/或所述一个或多个经调整的流动成像参数。

7.根据权利要求5所述的超声成像系统,其中,所述图形用户接口被配置为基于所述一组或多组回波信号来显示SNR。

8.根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述第一采集阶段包括1至4个心动周期,1和4也包括在内。

9.根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述第一采集阶段和所述第二采集阶段一起包括相继的心动周期。

10.根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述一组或多组回波信号包括每秒在15至60组之间的回波信号。

11.一种超声成像的方法,所述方法包括:

采集响应于由换能器发射到包括流体流的目标区域中的超声脉冲的回波信号,所述换能器被操作性耦合到超声系统;

基于一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的一

个或多个流动性质,其中,所述一个或多个流动性质包括平均流动速度量值和加速度;

基于所述一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数;并且

当获得由所述超声换能器采集的下一组回波信号时在逐帧的基础上应用所述一个或多个经调整的流动成像参数。

12.根据权利要求11所述的方法,其中,所述一个或多个经调整的流动成像参数包括经调整的集群长度和经调整的步长,其中,步长与流动加速度/减速度有关并且用于自相关估计。

13.根据权利要求11所述的方法,还包括基于所述一组或多组回波信号来确定并显示SNR。

14.根据权利要求13所述的方法,还包括将所述SNR与阈值进行比较,并且:

如果所述SNR不大于所述阈值,则重复以下步骤:

基于在第一采集阶段期间采集的一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的一个或多个流动性质;以及

基于所述一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数;并且

如果所述SNR大于所述阈值,则保持在另外的流动成像参数调整上。

15.根据权利要求11所述的方法,还包括显示所述一个或多个流动性质和/或所述一个或多个经调整的流动成像参数。

16.根据权利要求11所述的方法,还包括显示用于启动所述确定一个或多个经调整的流动成像参数的可选择图形。

17.一种包括可执行指令的非瞬态计算机可读介质,所述可执行指令当被执行时令医学成像系统的处理器执行根据权利要求11-16中的任一项所述的方法。

自适应超声流动成像

技术领域

[0001] 本公开内容涉及用于自适应流动成像的超声系统和方法。具体实施方式涉及被配置为估计平均流动速度量值和加速度并且响应于该速度和/或加速度确定结果而调适至少一个流动成像参数的系统。

背景技术

[0002] 超声成像系统可以在用于组织成形的B模式下和在用于流动分析和成像的多普勒或向量流动成像(VFI)模式下操作。示例多普勒模式包括用于组织运动和流动成像的彩色速度或功率多普勒模式以及用于组织或流动量化的谱多普勒。能够以一维成像(M模式和谱多普勒)、二维成像和三维成像的方式执行多普勒。

[0003] 现有的超声系统(包括基于采集的彩色多普勒成像和VFI)不能适应变化的流动速度和加速度,从而常常致使这样的系统在脉动的流动成像期间不准确,所述脉动的流动成像指的是其中感兴趣对象(例如,颈动脉)表现出脉动的流动而非连续的流动的成像。例如,现有的系统可能将相同的成像和/或测量参数应用于缓慢流动和快速流动,即使缓慢流动可以使用与快速流动不同的成像参数集而以更大的准确度被成像/测量也是如此。常见的结果是得到的流动图像具有低信噪比(SNR)和/或差的时间分辨率。

发明内容

[0004] 本公开内容描述了用于通过响应于采集的流动测量结果而自适应地调整一个或多个成像参数来增强对特别是脉动的流动的流动成像和分析的系统和方法。根据本文中的实施例的超声系统能够被配置为响应于检测到的流动的脉动性质而确定特定空间、时间或时间空间窗口处的平均流动速度量值和加速度。基于所确定的速度和加速度,该系统能够分别调整一个或多个流动成像参数(例如,集群长度和步长)以提高SNR。发明人认识到:较快的流动需要较短的集群长度以提高所采集的流动信息的时间分辨率,并且较慢的流动需要较长的集群长度以提高流动SNR。因此,该系统能够响应于较高的平均速度量值而减小集群长度,并且同样能够响应于较低的平均速度量值而增大集群长度。以类似的方式,较高的流动加速度值能够促使该系统减小时间样本之间的步长(或滞后时间),并且较低的流动加速度可以促使该系统增大步长。本文中描述的系统因此体现出优于常规的交错的基于采集的彩色多普勒成像系统(不管流动速度和加速度如何,其通常都实施预先选择的不可调的集群长度和步长)和连续的基于采集的VFI系统(其被类似地限制于不响应于流动速度或加速度的时间平滑滤波器长度和步长)的显著改善。这样的系统的固定设置对于对恒定或相对稳定的速度的流动的成像可以是足够的,但是当对脉动的流动(例如,在颈动脉成像期间观察到的流动,其中,峰值流动速度量值可以在心收缩期时达到200cm/s,并且最小流动速度量值可以在心舒张期时降至小于20cm/s)进行成像时是不准确的。

[0005] 根据本公开内容的一些示例,一种超声成像系统能够包括超声换能器,所述超声换能器被配置为采集响应于朝向包括流体流的目标区域发射的超声脉冲的回波信号。所述

系统还能够包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器与所述超声换能器通信。所述处理器能够被配置为基于在第一采集阶段期间采集的一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的流动性质。所述处理器还能够被配置为基于所述流动性质来确定经调整的流动成像参数。所述系统还能够包括波束形成器,所述波束形成器与所述超声换能器耦合,并且被配置为当获得由所述超声换能器在第二采集阶段期间采集的下一组回波信号时在逐帧的基础上应用所述经调整的流动成像参数。

[0006] 在一些示例中,所述流动性质能够包括平均流动速度量值和加速度。在一些实施例中,所述经调整的流动成像参数能够包括经调整的集群长度和经调整的步长。在一些示例中,所述一个或多个处理器还能够被配置为基于所述多组回波信号来确定信噪比(SNR)。在一些实施例中,所述处理器还能够被配置为将所述SNR与阈值进行比较,并且如果所述SNR大于所述阈值,则保持在另外的流动成像参数调整上。在一些示例中,所述系统还能够包括被配置为显示用于启动所述处理器的可选择图形的图形用户接口。在一些实施例中,所述图形用户接口还能够被配置为显示所述流动性质和/或所述经调整的流动成像参数。在一些示例中,所述图形用户接口能够被配置为基于所述多组回波信号来显示SNR。

[0007] 在一些实施例中,所述第一采集阶段包括1至4个心动周期,1和4也包括在内。在一些示例中,所述第一采集阶段和所述第二采集阶段一起能够包括相继的心动周期。在一些实施例中,所述多组回波信号能够包括每秒在15至60组之间的回波信号。在一些示例中,所述目标区域能够包括颈动脉、心脏、所述心脏的子区域、血管的部分或其组合。

[0008] 根据本公开内容的一些示例,一种超声成像系统能够包括超声换能器,所述超声换能器被配置为采集响应于朝向包括流体流的目标区域发射的超声脉冲的回波信号。所述系统还可以包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器与所述超声换能器通信。所述处理器可以被配置为基于在包括至少一个心动周期的第一采集阶段期间采集的一组或多组回波信号来在逐帧的基础上确定在所述目标区域内的所述流体流的平均流动速度量值和加速度。所述处理器还可以被配置为基于所述流体流的所述平均流动速度量值和所述加速度来确定经调整的集群长度和经调整的步长。所述系统还可以包括波束形成器,所述波束形成器与所述超声换能器耦合,并且被配置为将所述经调整的集群长度和所述经调整的步长应用于由所述超声换能器在第二采集阶段期间采集的下一组回波信号。

[0009] 根据本公开内容的一些示例,一种超声成像的方法能够涉及:采集响应于由换能器发射到包括流体流的目标区域中的超声脉冲的回波信号,所述换能器被操作性耦合到超声系统;并且基于多组回波信号来在逐帧的基础上确定所述目标区域内的所述流体流的流动性质。所述方法还能够涉及:基于所述流动性质来确定经调整的流动成像参数;并且当获得所述超声换能器采集的下一组回波信号时在逐帧的基础上应用所述经调整的流动成像参数。

[0010] 在一些示例中,所述流动性质能够包括平均流动速度量值和加速度。在一些实施例中,所述经调整的流动成像参数能够包括经调整的集群长度和经调整的步长。在一些示例中,所述方法还能够涉及基于所述多组回波信号来确定并显示SNR。在一些实施例中,所述方法还能够涉及将所述SNR与阈值进行比较,并且如果所述SNR大于所述阈值,则保持在另外的流动成像参数调整上。在一些示例中,所述方法还能够涉及显示所述流动性质和/或所述经调整的流动成像参数。在一些实施例中,所述方法还能够涉及显示用于启动所述确

定经调整的流动成像参数的可选择图形。

[0011] 本文中描述的方法中的任一种方法或其步骤可以被实施在非瞬态计算机可读介质中,所述非瞬态计算机可读介质包括可执行指令,所述可执行指令当被执行时可以令医学成像系统的处理器执行被实施在其中的方法或步骤。

附图说明

[0012] 图1是根据本公开内容的实施例的超声系统的框图。

[0013] 图2是根据本公开内容的实施例的另一超声系统的框图。

[0014] 图3是由根据本公开内容的实施例的由一个或多个处理器实施的操作的模式的框图。

[0015] 图4A是根据本公开内容的实施例的所捕获的人类颈动脉的区域的B模式图像。

[0016] 图4B是根据本公开内容的实施例的在图4A中识别的感兴趣区域内确定的平均流动速度量值的曲线图。

[0017] 图4C是根据本公开内容的实施例的基于图4B的曲线图确定的自适应的集群长度的曲线图。

[0018] 图5是根据本公开内容的实施例执行的超声成像的方法的流程图。

具体实施方式

[0019] 下面对某些实施例的描述在本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本发明或其应用或用途。在下面对本系统和方法的实施例的详细描述中,对附图进行参考,附图形成下面的详细描述的部分,并且在附图中通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定实施例。本文足够详细地描述这些实施例,从而使本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以在不脱离本系统的精神和范围的情况下利用其他实施例和进行结构和逻辑上的改变。此外,为了清楚起见,当某些特征对于本领域技术人员来说显而易见时,将不会详细讨论这些特征的详细描述,以免模糊对本系统的描述。因此,以下详细描述不应被视为具有限制意义,并且本系统的范围仅由权利要求来限定。

[0020] 本文中的系统和方法被配置为对流动(例如,血管或心脏内的血流)进行测量并成像。示例系统可以被配置为响应于一个或多个所测量的流动性质而自适应地调整用于询问流动的参数。该参数能够包括用于检查脉动的流动的集群长度和步长。集群长度能够被定义为用于对流动速度求平均的时间信号样本的数量。VFI方面的等效术语是时间平滑尺寸。步长或滞后与流动加速度/减速度有关,并且被用于自相关(R1)估计。在实施例中,对集群长度和步长的自适应调整能够被应用于目标的杂烩体(包括血流、移动组织和/或对比剂(例如,微泡))。一些实施例可以被配置为以连续的方式操作(例如,VFI和彩色多普勒/CPA),而另外的实施例能够被配置为对在存储器中存储的数据进行操作。正因如此,实施方式能够在心动周期的基础上和/或在实时、循环或逐时间窗口的基础上或以重放或回放模式操作。本文中的示例主要关于多普勒应用进行描述,并且正因如此,特定地讨论了集群长度调整;然而,本文中的方法也同样与包括VFI的另外的成像系统相兼容。

[0021] 根据本公开内容的原理的超声系统可以包括超声换能器或者被操作性耦合到超声换能器,所述超声换能器被配置为:朝向介质(例如,人体或其特定部分)发射超声脉冲,

并且生成响应于超声脉冲的回波信号。超声系统可以包括波束形成器、波束形成器控制器和显示器,所述波束形成器被配置为执行发射和/或接收波束形成,所述波束形成器控制器被配置为指导波束形成器对波束形成的发射和接收,在一些示例中,所述显示器被配置为显示由超声成像系统在B模式和/或多普勒模式下生成的超声图像。超声成像系统可以包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器可以被实施在硬件和/或软件部件中。所述超声系统可以包括显示或图形处理器,所述显示或图形处理器能操作用于在用于显示在超声系统的用户接口上的显示窗口中布置超声图像(2D、3D、4D等)和/或另外的图形信息,所述另外的图形信息可以包括注释、置信度、用户指令、组织信息、患者信息、指示符、颜色编码、突出显示和其他图形要素。在一些实施例中,出于检查后复查和报告目的,可以将超声图像和相关联的测量结果提供给存储设备和/或存储器设备(例如,图片归档和通信系统(PACS))。

[0022] 图1示出了根据本公开内容的实施例的示例超声系统。超声系统100可以包括超声数据采集单元110。超声数据采集单元110能够包括超声探头,所述超声探头包括超声传感器阵列112,超声传感器阵列112被配置为将超声脉冲114发射到可以包括血管117的感兴趣区域(ROI)116中,并且接收响应于所发射的脉冲的超声回波118。还如图所示,超声数据采集单元110能够包括波束形成器120和信号处理器122,信号处理器122能够被配置为根据在阵列112处接收到的超声回波118来生成一连串离散的超声图像帧124。该图像帧124能够被传送到数据处理器126(例如,计算模块或电路),数据处理器126被配置为确定ROI 116内的流体流的平均流动速度量值和/或加速度。数据处理器126也可以被配置为分别响应于所确定的速度和/或加速度信息而确定经调整的集群长度和/或步长。在一些实施例中,数据处理器126能够被配置为响应于所采集的流动速度和/或加速度值而确定对一个或多个另外的流动成像参数(例如,壁滤波器设置)的调整。数据处理器126能够包括被配置为进行单独确定的单独模块。例如,流动性质模块128可以被配置为确定ROI 116内的速度/加速度信息,并且参数调整模块130可以被配置为利用流动性质模块128的确定结果来确定能够提高SNR并因此也能够提高系统100的准确度和/或灵敏度的流动成像参数修改(例如,集群长度和步长调整)。系统100也可以包括显示处理器132和图形用户接口134,显示处理器132和图形用户接口134一起被配置为组织并显示超声图像136、数据138和/或用户通知或元素140。

[0023] 超声数据采集单元110能够被配置为从一个或多个ROI 116采集超声数据,一个或多个ROI 116可以包括包含移动组织和/或流体流的各种特征。本文中描述的特定示例包括心脏和颈动脉,但是所公开的实施例不限于这样的解剖特征。在一些示例中,超声数据采集单元110可以被配置为发射超声脉冲并且接收限定在ROI 116内的样本体积119内的对应回波,样本体积119可以被显示在图形用户接口134上,例如被叠加在ROI 116的实况超声图像136上。超声传感器阵列112可以包括被配置为发射和接收超声能量的至少一个换能器阵列。阵列112的设置能够被预先设置用于执行对组织或流体流的检查,并且在具体的扫描期间能够是可调的。可以使用各种各样的换能器阵列,例如,线性阵列、凸面阵列或相控阵列。在不同的示例中,在传感器阵列112中包括的换能器元件的数量和布置可以改变。例如,超声传感器阵列112可以包括分别对应于线性阵列探头和矩阵阵列探头的换能器元件的1D阵列或2D阵列。各种各样的用户(例如,新手超声检查师)可以操纵和操作超声数据采集单元110来执行本文中描述的方法。

[0024] 数据采集单元110还可以包括波束形成器120,例如,波束形成器120包括微波束形

成器或微波束形成器与主波束形成器的组合,波束形成器120被耦合到超声传感器阵列112。波束形成器120可以控制超声信号的发射和接收,使得可以在其他系统部件的帮助下产生和处理可辨别的图像数据。如本文中所描述的,波束形成器120可以被配置为响应于从数据处理器126接收到的建议131而调整集群长度(对于多普勒应用)和时间平滑窗口尺寸(对于VFI应用)以及接收到的回波数据的步长。在不同的超声探头种类中,波束形成器120的功能可以改变。例如,波束形成器120可以包括两个单独的波束形成器:被配置为接收和处理用于发射到对象中的超声能量的脉冲序列的发射波束形成器,以及单独的被配置为放大、延迟和/或求和接收到的超声回波信号的接收波束形成器。在一些实施例中,波束形成器120可以包括微波束形成器,所述微波束形成器对多组传感器元件进行操作以便进行发射和接收波束形成这两者,所述微波束形成器被耦合到对分别用于发射和接收波束形成这两者的组输入和输出进行操作的主波束形成器。在特定的实施例中,微波束形成器可以控制通过阵列中的换能器元件进行的信号的发射和接收。通过用于对流动速度求平均的样本信号的数据表示的集群长度可以改变,从大约2至大约16,从大约4至大约14,从大约6至大约12,或者从大约8至大约10的范围内变动。

[0025] 信号处理器122可以与传感器阵列112和/或波束形成器120通信性地、操作性和/或物理地耦合。在图1中示出的示例中,包括信号处理器122,其作为数据采集单元110的一体部分,但是在其他示例中,信号处理器122可以是单独的部件。在一些示例中,可以一起容纳信号处理器与传感器阵列112,或者可以使信号处理器与传感器阵列112物理地分开但是使信号处理器通信性地(例如经由有线或无线连接)耦合到传感器阵列112。信号处理器122可以被配置为接收体现在传感器阵列112处接收到的超声回波118的未经滤波且缺乏组织的超声数据。根据这种数据,信号处理器122可以在用户扫描ROI 116时连续生成多个超声图像帧124。

[0026] 数据处理器126可以接收和处理由超声数据采集单元110生成的超声数据(例如,超声图像帧124)。基于接收到的数据,数据处理器126能够例如在逐帧的基础上连续确定平均流动速度量值和加速度。在各种实施方式中,数据处理器126可以接收和处理来自图像场或窗口(例如,样本体积119)中的不同点的一系列时间上离散的回波信号。根据由波束形成器120定义的接收到的回波的每个集群,数据处理器126能够例如估计流动血液的多普勒频移,并且由此确定作为时间的函数的平均血流速度量值。在各种示例中,能够通过实施自相关或多步速度估计技术来估计平均流动速度量值。数据处理器126能够在能够包含整个流动区域或其特定子区域的指定的空间、时间或时间空间窗口内进行这种确定。该窗口也能够是局部自适应的和/或时间空间自适应的。根据所确定的平均速度量值,通过确定速度量值随着时间的变化,也能够说明加速度。

[0027] 在所测量的峰值流动速度处(例如,心收缩期),流动信号SNR会很高,使得将目标流动与背景杂波区分开较为容易。由于流动加速度也会很高,因此需要较高的时间分辨率(帧率)来更好地解析峰值流动。因此,较短的集群长度和较短的步长可以适合于高平均速度。相比之下,在低流动速度处(例如,心舒张期),流动信号SNR会相对较低,使得将目标流动与背景杂波区分开较为困难。在较低的流动速度处,流动加速度也会较低。结果,较长的集群长度(即,较小的时间分辨率)和步长在较慢流动的时段期间会是更合适的,以提高流动信号SNR。因此,用于处理具有较高流动速度量值和加速度的流动的最佳集群长度和步长

可能并不适合于处理具有较低流动速度量值或加速度的流动,并且反之亦然。

[0028] 为了校正可以表征ROI 116内的脉动的流动的,高流动速度量值和加速度与低流动速度量值和加速度之间的周期性波动,数据处理器126能够基于重复的平均流动速度量值和加速度测量结果来自适应地确定经调整的集群长度、步长和/或另外的成像参数。为了提高SNR,较高的平均速度量值可以促使数据处理器126建议较短(例如,大约4至大约6)的集群长度,而较低的平均速度量值可以促使数据处理器126建议较长(例如,大约12至大约16)的集群长度。类似地,高流动加速度值可以促使数据处理器126建议较短(例如,大约1至大约2)的步长,而较低的流动加速度可以促使数据处理器126建议较长(例如,大约3至大约6)的步长。数据处理器126被配置为确定建议的集群长度和步长的具体方式可以改变。在一个简化示例中,建议的集群长度可以根据以下公式来确定:

[0029] $$L=\frac{L_{min}L_{max}(v_{max}-v_{min})}{(L_{max}-L_{min})v+L_{min}v_{max}-L_{max}v_{min}} \qquad (公式\ 1.1)$$

[0030] 其中,L是给定的平均流动速度v下的集群长度,L_{min}是超声采集单元的最小集群长度,L_{max}是超声采集单元的最大集群长度,v_{min}是最小平均流动速度,并且v_{max}是最大平均流动速度。

[0031] 对于VFI应用,可以对慢时间执行时间平滑滤波器长度(类似于多普勒系统中的集群长度)以提高流动信号SNR。可以实施较长的时间平滑滤波器长度以提高流动信号SNR;然而,时间分辨率(或帧率,其在VFI期间通常很高)随着较长的时间平滑滤波器长度而降低。因此,通过VFI应用生成的SNR会在脉动的流动分析期间以与多普勒系统类似的方式下降。数据处理器126能够在VFI模态的实施期间以类似的方式操作(例如通过响应于所测量的平均流动速度量值而调整时间平滑滤波器长度)。

[0032] 数据处理器126也可以被配置为响应于所确定的速度和/或加速度值而确定一个或多个另外的流动成像参数调整。例如,数据处理器126能够确定必要的发射参数调整,例如,对彩色发射脉冲的中心频率和带宽的调整。额外地或备选地,数据处理器126能够调整应用于输入射频信号的QBP滤波器的数量、中心频率和/或通带。数据处理器126也可以被配置为调整应用于每个彩色IQ集群的壁滤波器的类型、顺序、中心频率和/或通带。数据处理器126也可以被配置为确定一个或多个后处理参数调整(包括对(一个或多个)空间平滑参数和/或色彩优先级(和其他闪烁抑制)参数的调整)。

[0033] 在针对给定的平均流动速度量值和加速度值确定建议的集群长度和步长(单独进行一个或多个另外的流动成像参数调整或者除了一个或多个另外的流动成像参数调整之外)之后,数据处理器126能够将建议131传送回数据采集单元110,数据采集单元110然后能够更新采集设置以相应地实施建议的改变。建议131能够由数据处理器126在逐帧的基础上生成,使得在一些示例中,由数据采集单元110每秒确定并实施大约30个建议131。在各种实施例中,能够将由数据处理器126确定的调整中的每个调整传送到被配置为实施该调整的系统。例如,能够将滤波器调整传送到可以构成信号处理器122或数据处理器126的子模块的适当滤波器。能够将脉冲发射调整传送到数据采集单元110的一个或多个部件(例如,波束形成器120或超声传感器阵列112)。以这种方式,使用由数据处理器126确定的参数调整来调整系统100的操作。

[0034] 涉及确定平均流动速度量值和加速度,确定集群长度和步长建议以及实施建议的

处理器的具体配置能够改变。例如,数据处理器126可以与信号处理器122和/或波束形成器120协作,或者数据处理器126、信号处理器122和/或波束形成器可以构成都在数据采集单元110内的一体式处理部件。如上面所提到的,数据处理器126可以包括被配置为单独确定流动性质和自适应采集设置的截然不同的子模块。这样的子模块可以包括流动性质模块128和参数调整模块130。

[0035] 显示处理器132和图形用户接口134能够被配置为组织并显示彩色多普勒、谱多普勒、VFI数据和/或B模式图像数据,以形成速度彩色流动图像和/或功率多普勒图像,它们可以被同时显示,例如叠加在ROI 116的B模式图像136上。所测量的速度和/或加速度值能够被显示处理器132映射到颜色值,显示处理器132能够以期望的图像格式在空间上布置颜色值。该颜色值然后能够以像素的方式被显示在图形用户接口134上,每个颜色表示在特定的流动方向上的流动的特定速度。颜色流动速度信息也能够被叠加到ROI 116内的解剖结构的B模式影像上。图形用户接口134能够被配置为显示可由用户选择的一个或多个用户通知和/或元素140。例如,由图形用户接口134显示的这样的元素140可以包括“自动优化”图形,选择它能够调用本文中描述的对集群长度和步长的自适应调整。

[0036] 图2是根据本公开内容的实施例的另一超声系统200的框图。图2中示出的一个或多个部件可以被包括在系统内,该系统被配置为:确定平均流动速度量值和加速度值,并且相应地调整集群长度(或时间平滑滤波器长度)和步长。例如,上面描述的信号处理器122或数据处理器126的功能中的任一种功能可以通过图2中示出的处理部件中的一个或多个部件来实施和/或控制,所述处理部件包括例如信号处理器226、多普勒处理器227、向量流动成像处理器228、流动动力学处理器229、参数调整处理器230、B模式处理器231、扫描转换器232、多平面重新格式化器233、体积绘制器234和/或图像处理器236。

[0037] 在图2的超声成像系统中,超声探头212包括换能器阵列214,换能器阵列214用于将超声波发射到包括包含流动的特征(例如,静脉或动脉)的区域中,并且接收响应于所发射的波的回波信息。在各种实施例中,换能器阵列214可以是矩阵阵列或2D相控阵列。换能器阵列可以被耦合到探头212中的微波束形成器216,微波束形成器216可以控制通过阵列中的换能器元件对信号的发射和接收。在所示出的示例中,微波束形成器216通过探头线缆被耦合到发射/接收(T/R)开关218,T/R开关218在发射与接收之间切换并且保护主波束形成器222免受高能量发射信号损伤。在一些实施例中,T/R开关218和系统中的其他元件能够被包括在换能器探头中而不是在单独的超声系统部件中。在微波束形成器216的控制下从换能器阵列214进行的超声波束的发射可以由被耦合到T/R开关218和波束形成器222的发射控制器220进行引导,发射控制器220能够接收例如来自控制面板或用户接口224的用户操作的输入或来自参数调整处理器230的输入。可以由发射控制器220控制的功能是使波束转向的方向。波束可以从换能器阵列前面笔直地(正交于换能器阵列)被转向或者以用于较宽视场的不同角度被转向。由微波束形成器216产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器222,其中来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。

[0038] 波束形成的信号可以被传送到信号处理器226。信号处理器226可以以各种方式(例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离和/或谐波信号分离)处理接收到的回波信号。信号处理器226还可以经由散斑抑制、信号复合和/或噪声消除来执行另外的信号增强。在一些示

例中,通过被信号处理器226采用的不同处理技术生成的数据可以被流动动力学处理器229用于确定平均流动速度量值和/或加速度。取决于所采用的特定系统,由信号处理器226处理的信号可以被传送到多普勒处理器227或向量流动成像处理器228。流动动力学处理器229然后可以确定平均流动速度量值和加速度,该平均流动速度量值和加速度然后被传送到参数调整处理器230。参数调整处理器230能够被配置为针对每个信号确定经调整的集群长度和步长,该确定结果然后能够被传送回波束形成器222以供实施。如上面所讨论的,参数调整处理器230也能够确定(一个或多个)另外的参数调整。经处理的信号也可以被传送到B模式处理器231,B模式处理器231可以采用幅度检测以用于对身体中的结构进行成像。由B模式处理器231产生的信号可以被耦合到扫描转换器232和多平面重新格式化器233。扫描转换器232可以以回波信号以期望的图像格式被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器232可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式。如在美国专利US 6443896(Detmer)中所描述的,多平面重新格式化器233可以将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换成该平面度的超声图像。在一些示例中,例如,如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中描述的,体积绘制器234可以将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点观察到的投影的3D图像。2D或3D图像可以从扫描转换器232、多平面重新格式化器233和体积绘制器234被传送到图像处理器236以进行进一步的增强、缓冲和/或暂时存储,以便显示在图像显示器238上。

[0039] 图形处理器240能够生成用于与超声图像一起显示的图形叠加物。这些图形叠加物可以包含例如标准识别信息(例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等)以及由流动动力学处理器229生成的各种输出。在一些示例中,图形处理器可以接收来自用户接口224的输入(例如,键入的患者姓名或从该接口显示或发出的指令已经被系统200的用户所承认的确认)。用户接口224还可以接收关于特定成像模态和在这样的模态中包括的操作参数的选择的输入、促进对由系统200使用的设置和/或参数的调整的输入、请求用于执行超声扫描的另外的指令或辅助的输入和/或请求一幅或多幅超声图像被保存和/或被传输到远程接收器的输入。用户接口也可以被耦合到多平面重新格式化器233以用于选择和控制对多个多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0040] 图3是由本文中描述的一个或多个处理器实施的操作的模式的框图。如图所示,本文中的系统能够实施校正性反馈循环300,校正性反馈循环300被配置为分别响应于对平均流动速度量值和加速度的反复发生的测量而迭代地调整集群长度(和用于VFI的平滑滤波器长度)和步长。对一个或多个另外的流动成像参数(例如,壁/杂波滤波器设置)的调整也能够经由校正性反馈循环300来实施。在一些示例中,反馈循环300可以与患者的心动周期相协调,使得随着每个循环的开始能够在必要的程度上进行对集群长度、步长和/或其他参数的调整。额外地或备选地,反馈循环300可以与由用户手动选择的或由系统自动选择的循环系列的图像帧或时间窗口对准。

[0041] 在一些实施例中,能够在持续有限数量的心动周期(例如,在1、2、3、4或更多个心动周期之间的心动周期)的初始时段302期间实施集群长度和步长的固定设置。然后能够在估计步骤304中使用在初始时段302期间采集的数据来估计平均流动速度量值和加速度。例如,基于平均流动速度量值和加速度,能够在参数调整步骤306中针对下一心动周期、循环或持续大约0.5秒至2秒之间的时间窗口分别确定自适应的集群长度和步长。所确定的离散

的参数调整的数量能够取决于帧率。例如,对于1秒的心动周期,以每秒30帧操作的系统可以被配置为在给定的估计步骤304期间采集30个平均速度量值和加速度。示例帧率可以改变,因此流动参数调整速率也可以改变,在各种实施例中,其在大约15Hz至大约60Hz的范围内变动。然后能够在实施步骤308中针对在下一心动周期、循环或时间窗口期间的流动处理实施新的自适应的集群长度和步长。在一些实施例中,对集群长度和步长的调整能够与对一个或多个下游数据采集参数(例如包括在系统中包括的壁滤波器和/或杂波滤波器的设置)的自动调整相配对。

[0042] 该系统再次在估计步骤304期间确定平均速度量值和加速度值,平均速度量值和加速度值能够用于调整针对下一心动周期的自适应的集群长度和步长。反馈循环300因此响应于对平均流动速度量值和加速度的周期性更新而迭代地调整集群长度和/或步长。通过反馈循环的第一遍(在图3中被标示为“1”)可以如所指示的那样进行,并且在通过反馈循环的第二遍(被标示为“2”)期间,能够实施评价步骤310以确定反馈循环300是否需要继续。评价步骤310能够涉及使用在估计步骤304期间采集的信号来检查SNR。在一些示例中,能够将SNR与阈值进行比较。如果所测量的SNR在阈值之上,则能够通过保持312在另外的调整上来维持当前的集群长度和步长。在一些示例中,如果所测量的SNR在阈值之上,则可以减小当前的集群长度以实现较高的帧率并提高系统的时间分辨率。在一些实施例中,如果所测量的SNR比阈值大特定量,则可以实施集群长度减小。例如,SNR值超过阈值大约10%、20%、30%、40%、50%或更多会触发伴随发生的集群长度减小,而SNR值超过阈值小于10%、5%、2%或1%会触发保持312。如果所测量的SNR在阈值之下,则反馈循环300可以继续进行到参数调整步骤306以进一步改善所应用的集群长度和/或步长。如果成像条件是稳定的(例如最大速度和最小速度跨脉动的流动的一个或多个周期保持相对恒定),则自适应的集群长度和步长可以在测量周期的过程中收敛到近似稳定状态,并且所采集的SNR可以提高,因此增加在反馈循环中触发保持312的可能性。如果成像条件改变(例如脉动的流动变得不一致),则反馈循环300可能会继续进行,从而迭代地测量平均流动速度量值和加速度并相应地更新集群长度和步长,直到成像参数持续收敛并获得令人满意的SNR为止。在实施例中,评价步骤310可以涉及将所采集的SNR与SNR方差阈值进行比较。额外地或备选地,评价步骤310可以涉及跨心动周期比较所采集的流动测量结果和/或经调整的采集参数。根据这样的示例,可以在到达定义水平的跨周期一致性时触发保持312。例如,经调适的集群长度和/或步长的跨周期变化小于大约1-5%可以触发保持312的开始。通过定期评价反馈循环300的性能,本文中的系统可以降低一个或多个处理器的所需的计算负荷,由此也改善了处理时间和总体工作流程效率。

[0043] 可以自动开始反馈循环300,例如每几秒或每几个心动周期就自动开始反馈循环300。在一些示例中,能够响应于用户选择在图形用户接口(例如,接口134)上显示的自动优化特征而开始反馈循环300。每当用户重新定位样本体积或者调整在图形用户接口134上显示的彩色框时,也能够自动开始反馈循环300。为了确保独立地识别、分离和分析每个心动周期、循环或特定时间窗口,本文中的系统能够实施或者响应于ECG门控、用户定义或流动型式识别。

[0044] 图4A是由本文中描述的系统捕获的颈动脉的B模式图像402的示例。图像402包括标示的ROI 404,可以确定在ROI 404内的一个或多个流动性质。在一些示例中,可以将流动

数据(例如,彩色流动多普勒数据和/或谱数据)连同彩色框一起显示在B模式图像402上面。可以由用户来定义ROI 404,例如通过在显示图像402的用户接口上指定ROI边界来定义ROI 404。图4B是在单个采集阶段410中在图4A中示出的ROI 404内确定的平均流动速度量值408的曲线图406。在该特定示例中,采集阶段410跨越1秒或大约1个心动周期。如图所示,平均流动速度量值408保持相对较低(例如,对于第一个～0.3秒,平均流动速度量值408小于0.4m/s),然后在减弱之前尖峰达到大约1.1m/s。根据本文中描述的原理,应用于这样的不同速度量值的最佳集群长度和步长将会改变。图4C是使用图4B的速度数据确定的自适应的集群长度414的曲线图412。如图所示,所建议的集群长度414一般对于较低的速度量值是较大的,而对于较高的速度量值是较小的。通过在脉动的流动期间跟踪速度量值并且基于速度量值数据自适应地调整集群长度,不管流动速度和/或加速度如何,本文中的系统都能够将改善的甚至最优的成像参数应用于接收到的超声回波。

[0045] 图5是根据本公开内容的原理执行的超声流动成像的方法的流程图。示例方法500示出了可以以任何顺序被本文中描述的系统和/或装置用于采集流动时间并响应于所述数据而自适应地调整一个或多个流动成像参数的步骤。方法500可以由超声成像系统(例如,系统100或其他系统(包括例如移动系统,例如,Koninklijke Philips N.V.(“Philips”)的LUMIFY))来执行。另外的示例系统可以包括也由Philips生产的SPARQ和/或EPIQ。

[0046] 在所示出的实施例中,方法500在框502处以“采集响应于由被操作性耦合到超声系统的换能器发射到包括流体流的目标区域中的超声脉冲的回波信号”开始。

[0047] 在框504处,该方法涉及“基于一组或多组回波信号来确定目标区域内的流体流的一个或多个流动性质”。

[0048] 在框506处,该方法涉及“基于一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数”。

[0049] 在框508处,该方法涉及“将一个或多个经调整的流动成像参数应用于由超声换能器采集的下一组回波信号”。

[0050] 在使用可编程设备(例如,基于计算机的系统或可编程逻辑单元)实施部件、系统和/或方法的各种实施例中,应当理解,能够使用各种已知的或后来开发的编程语言(例如,“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等)来实施上述系统和方法。因此,能够准备各种存储介质(例如,计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其能够包含能够指导诸如计算机的设备的信息)来实现上述系统和/或方法。一旦适当的设备访问了被包含在存储介质上的信息和程序,存储介质就能够向设备提供信息和程序,从而使得设备能够执行本文所述的系统和/或方法的功能。例如,如果向计算机提供包含适当材料(例如,源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘,则计算机可以接收该信息,适当配置其自身并执行在上面的图表和流程图中概述的各种系统和方法的功能,从而实施各种功能。也就是说,计算机可以从盘中接收与上述系统和/或方法的不同元件有关的各种信息的部分,实施各个系统和/或方法并协调上述各个系统和/或方法的功能。

[0051] 鉴于本公开内容,应当注意,本文描述的各种方法和设备能够以硬件、软件和固件来实施。另外,各种方法和参数仅作为示例被包括在内,而不具有任何限制意义。鉴于本公开内容,本领域普通技术人员能够在确定他们自己的技术和所需仪器时实施本教导来影响这些技术,同时保持在本发明的范围内。本文描述的处理器中的一个或多个处理器的功能

可以并入更少数量或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用专用集成电路(ASIC)或被编程为响应于可执行指令而执行本文所述的功能的通用处理电路来实施。

[0052] 虽然已经具体参考超声成像系统描述了本系统,但是还可以设想到,本系统能够被扩展到其他医学成像系统,在其他医学成像系统中,以系统方式获得一幅或多幅图像。因此,本系统可以用于获得和/或记录以下图像信息,这些图像信息涉及但不限于肾脏、睾丸、乳腺、卵巢、子宫、甲状腺、肝脏、肺、肌肉骨骼、脾脏、心脏、动脉和脉管系统,以及与超声引导的介入相关的其他成像应用。另外,本系统还可以包括可以与常规的成像系统一起使用的一个或多个程序,使得所述一个或多个程序可以提供本系统的特征和优点。在研究本公开内容后,本领域技术人员能够容易想到本公开内容的某些额外优点和特征,或者本领域技术人员在采用本公开内容的新颖系统和方法后能够经历本公开内容的某些额外优点和特征。本系统和方法的另一个优点可以是能够容易地升级常规的医学图像系统以结合使用本系统、设备和方法的特征和优点。

[0053] 当然,应当理解,本文描述的示例、实施例或过程中的任一个可以与一个或多个其他示例、实施例和/或过程进行组合,或者可以被分开在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中,并且/或者在根据本系统、设备和方法的设备或设备部分中得到执行。

[0054] 最后,上述讨论仅旨在说明本系统,而不应被解释为将权利要求限制到任何特定的实施例或实施例组。因此,虽然已经参考示例性实施例具体且详细地描述了本系统,但是还应当理解,本领域普通技术人员可以在不脱离如权利要求所阐述的本发明的更广泛和预期的精神和范围的情况下设计出许多修改和替代实施例。因此,说明书和附图应被视为是说明性的,而不是要限制权利要求的范围。

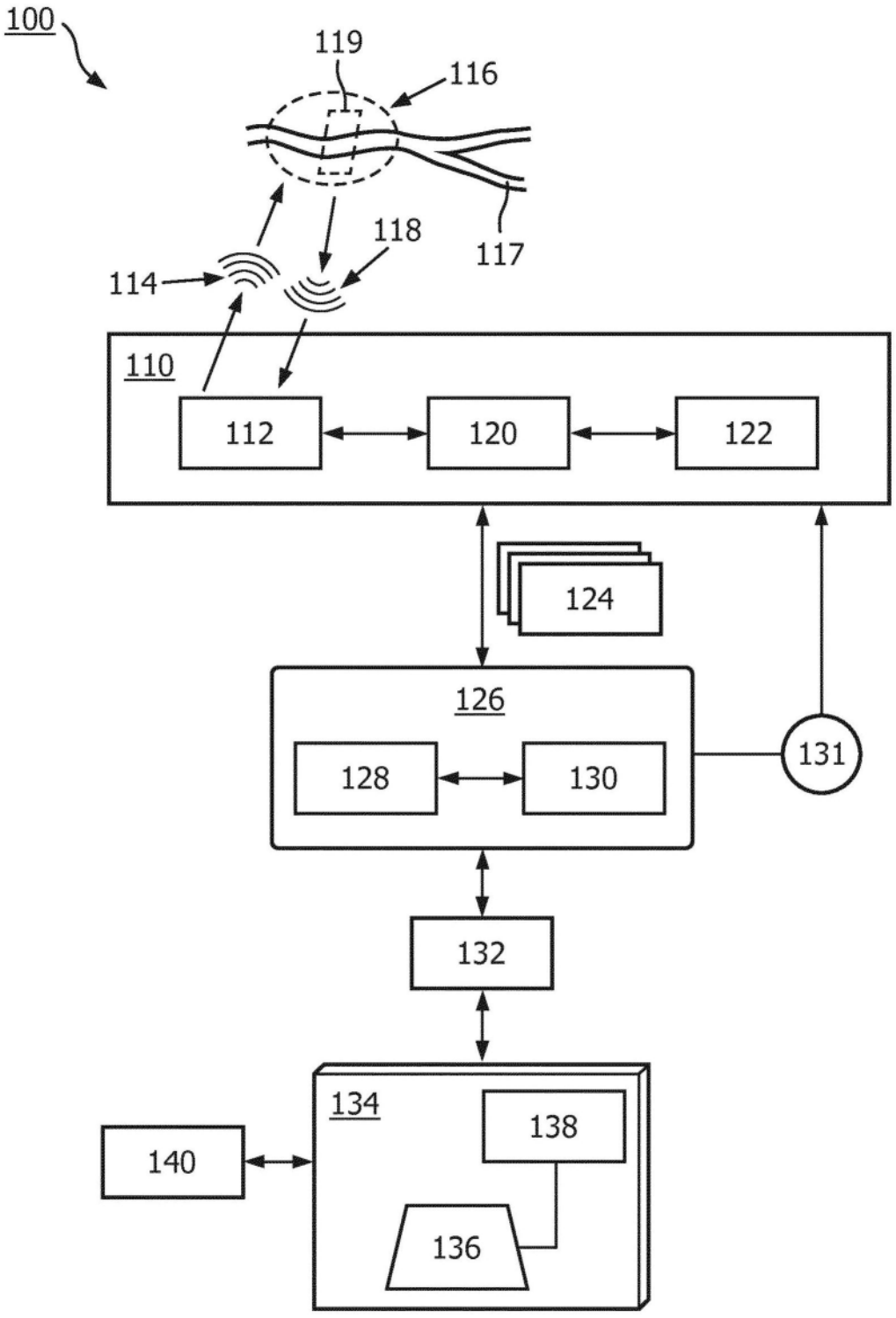

100
119
116
118
117
114
110
112
120
122
124
126
128
130
131
132
134
138
140
136

图1

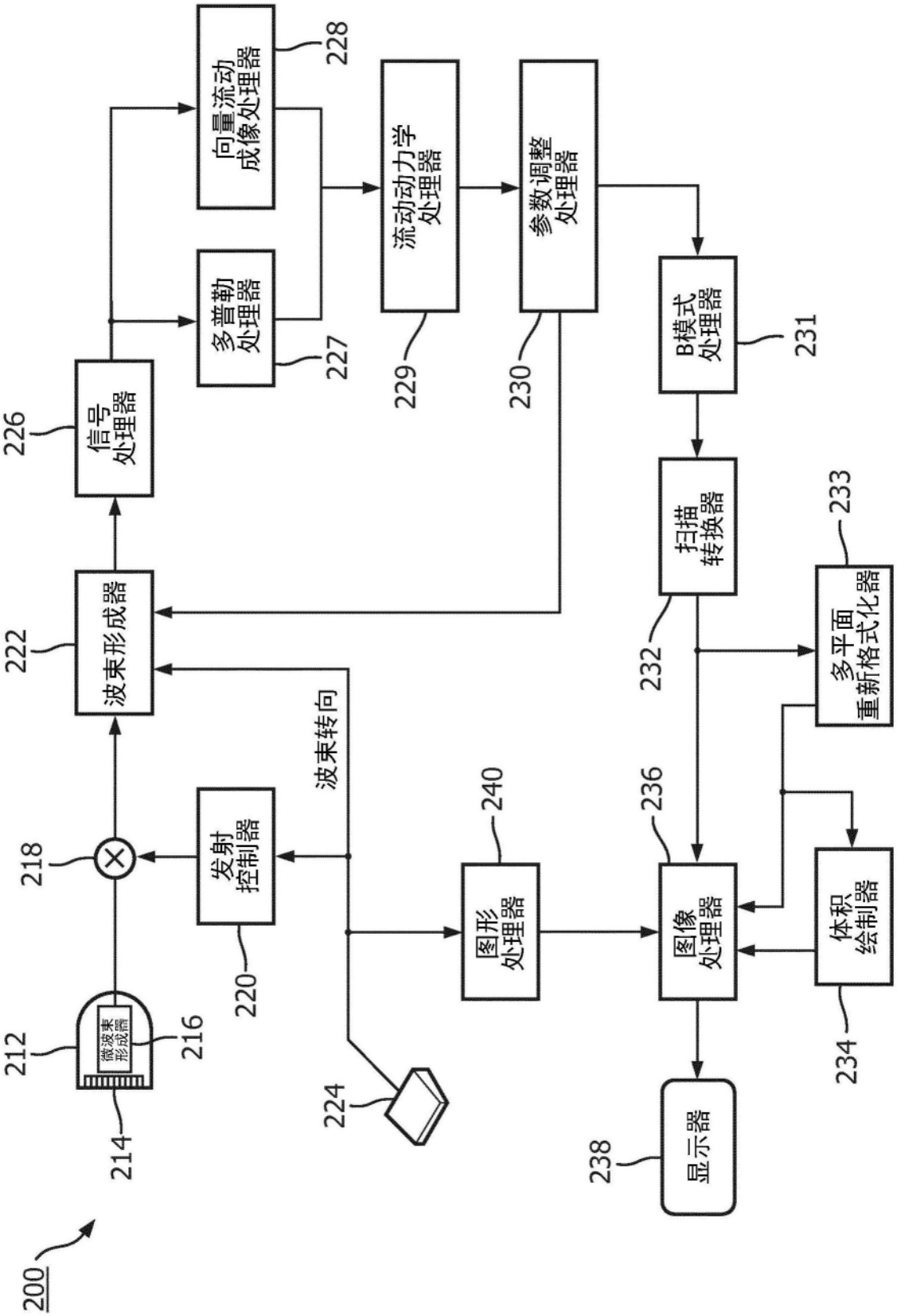

200
212
214
216
218
220
222
224
226
227
228
229
230
231
232
233
234
236
238
240
微波束形成器
发射控制器
波束形成器
波束转向
信号处理器
多普勒处理器
向量流动成像处理器
流动动力学处理器
参数调整处理器
B模式处理器
扫描转换器
多平面重新格式化器
体积绘制器
图像处理器
图形处理器
显示器

图2

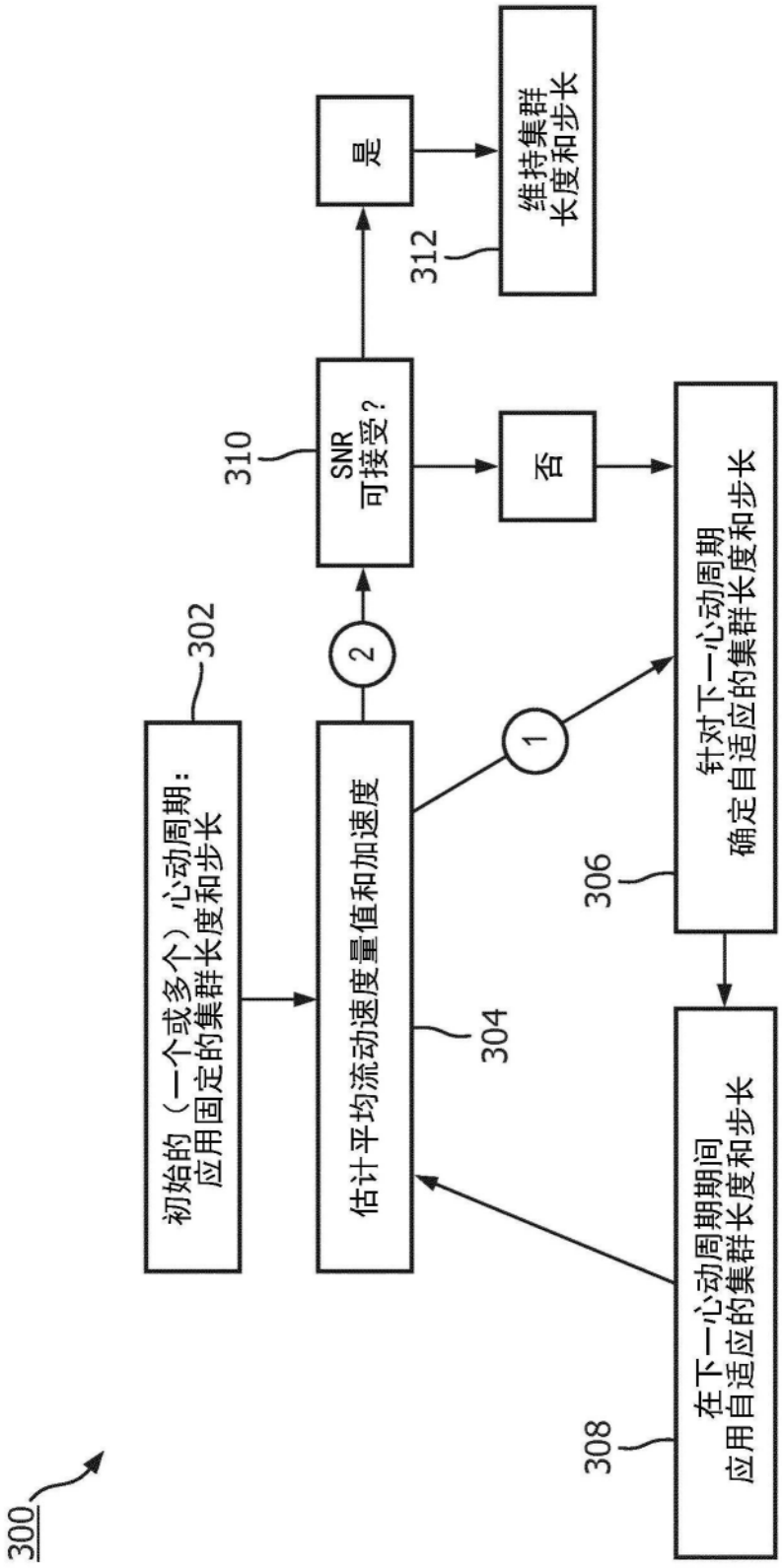

300
初始的（一个或多个）心动周期：
应用固定的集群长度和步长
302
估计平均流动速度量值和加速度
304
SNR
可接受？
310
是
否
维持集群
长度和步长
312
针对下一心动周期
确定自适应的集群长度和步长
306
在下一心动周期期间
应用自适应的集群长度和步长
308
1
2

图3

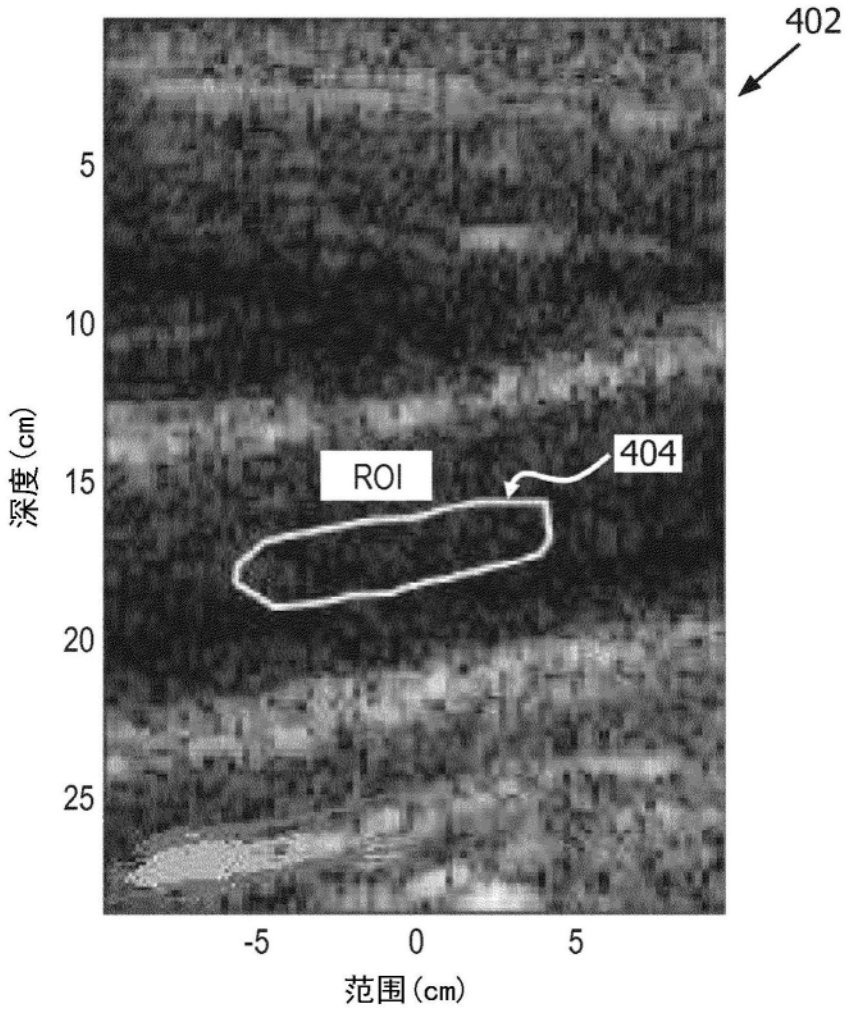


图4A

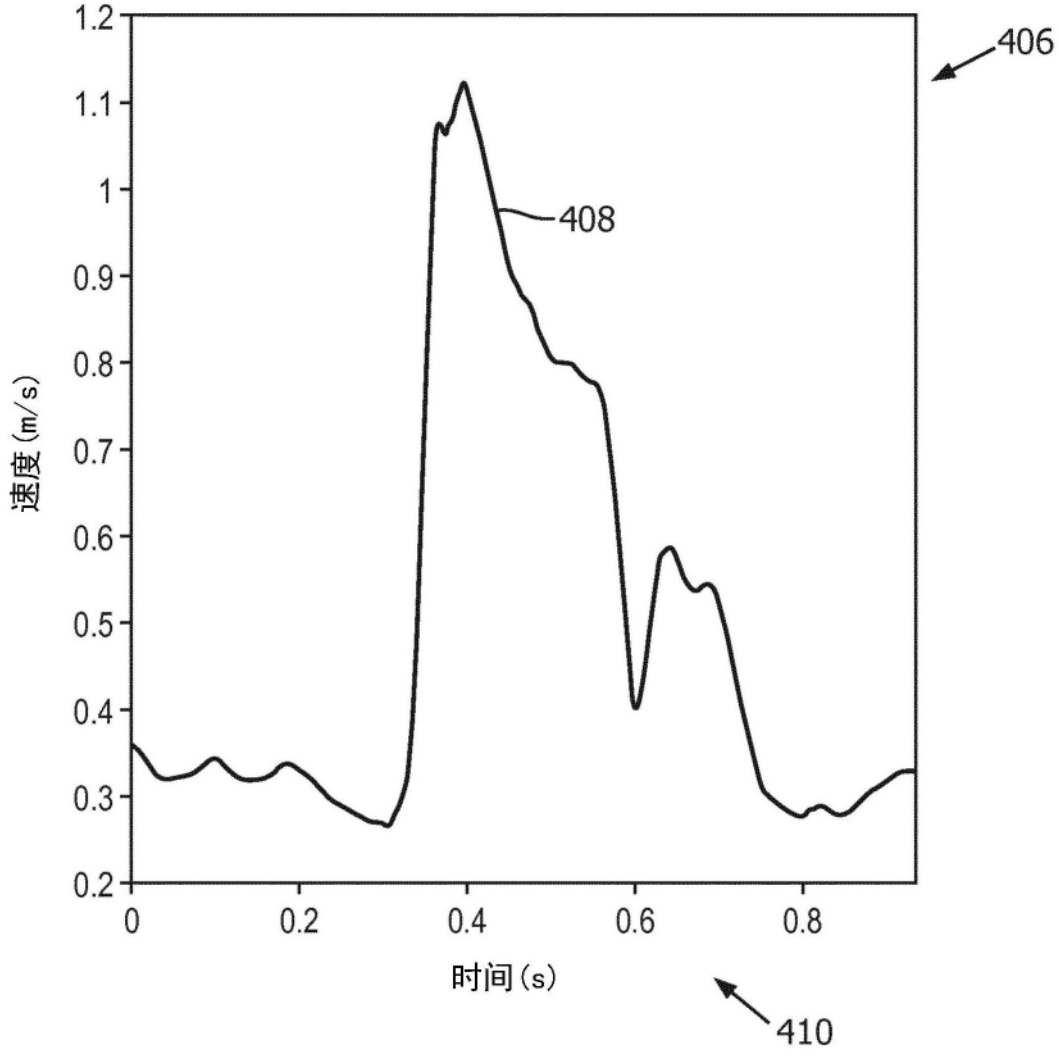


图4B

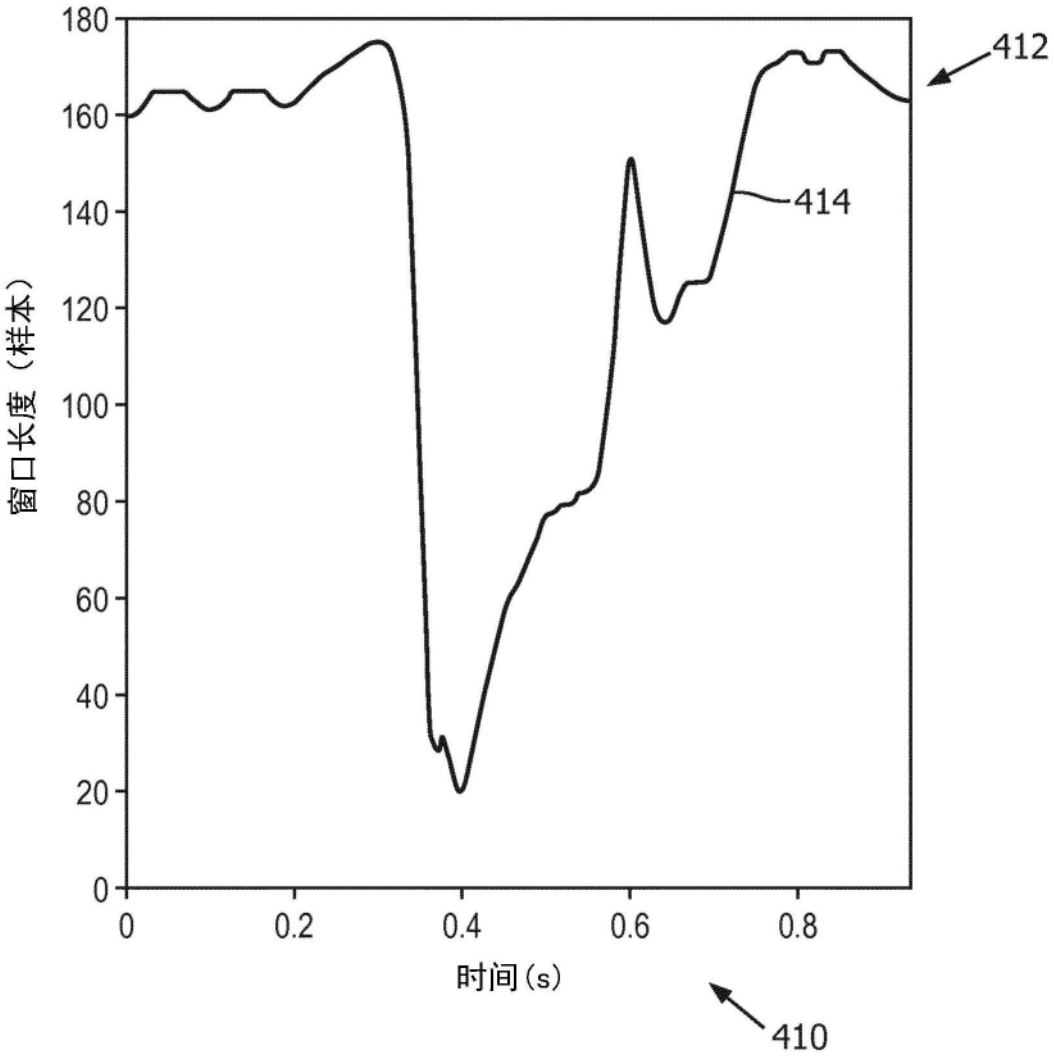

180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
窗口长度（样本）
0
0.2
0.4
0.6
0.8
时间(s)
412
414
410

图4C

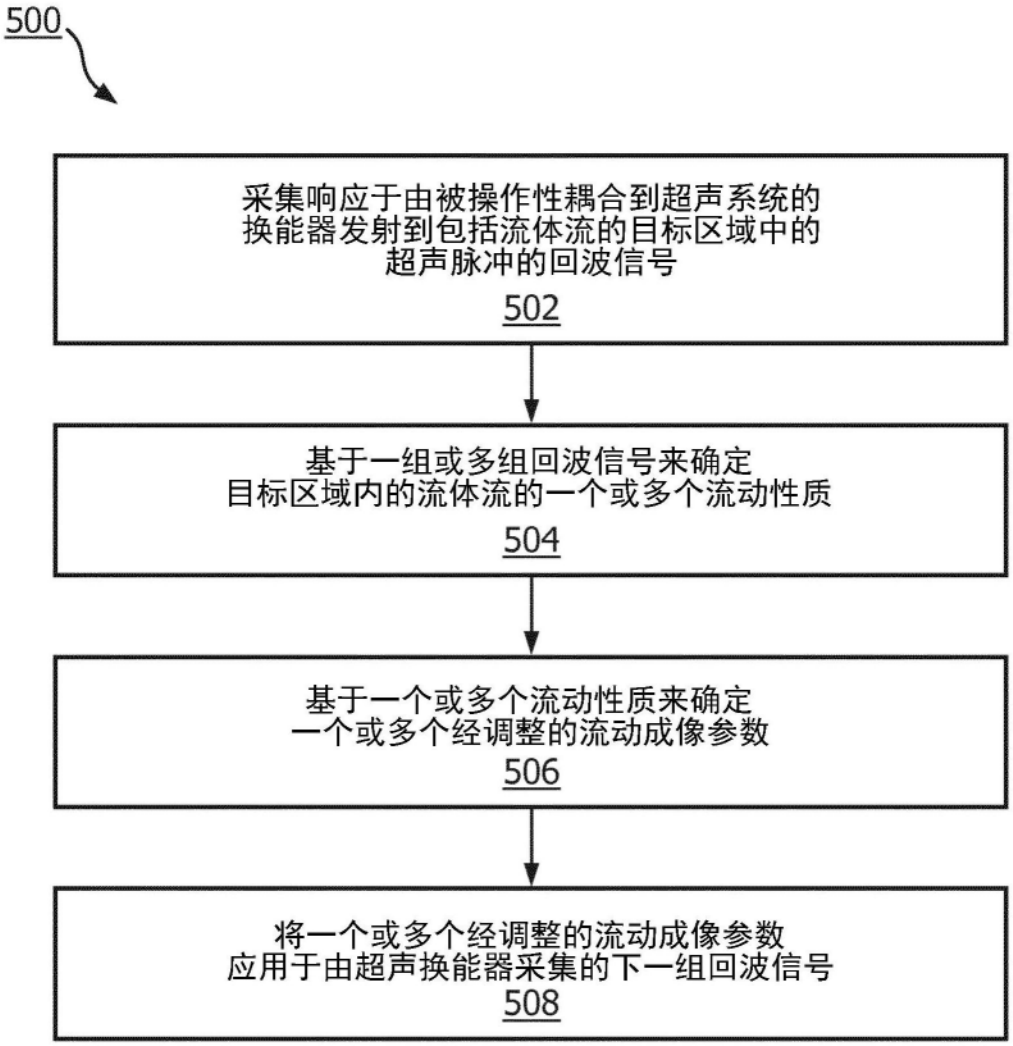

500
采集响应于由被操作性耦合到超声系统的换能器发射到包括流体流的目标区域中的超声脉冲的回波信号
502
基于一组或多组回波信号来确定目标区域内的流体流的一个或多个流动性质
504
基于一个或多个流动性质来确定一个或多个经调整的流动成像参数
506
将一个或多个经调整的流动成像参数应用于由超声换能器采集的下一组回波信号
508

图5