



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523931 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810149570.5

(22)申请日 2018.02.13

(30)优先权数据

15/436084 2017.02.17 US

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 J.伯格 C.佩里

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 李啸 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

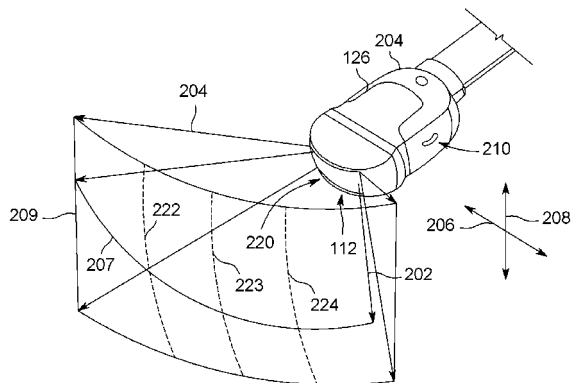
权利要求书2页 说明书18页 附图10页

(54)发明名称

用于诊断医学成像的空间彩色流的方法和系统

(57)摘要

本文描述的系统和方法涉及提供用于诊断医学成像的空间彩色流成像。所述系统和方法针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头沿第一二维(2D)平面和至少第二2D平面采集超声数据,基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流速,基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速,且基于第一流速生成第一彩色流图像。所述系统和方法还基于第二流速生成第二彩色流图像,基于超声数据在显示器上生成解剖图像,并将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像。



1. 一种用于空间彩色流成像的方法,所述方法包括:
 - 针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一二维 (2D) 平面和至少第二2D平面采集超声数据,其中所述第一2D平面沿方位平面延伸,且所述第二2D平面沿俯仰平面延伸;
 - 基于沿所述第一2D平面的所述超声数据计算第一流速;
 - 基于沿所述第二2D平面的所述超声数据计算第二流速;
 - 基于所述第一流速生成第一彩色流图像,其中所述第一彩色流图像包括表示所述第一流速的第一组图形指示符;
 - 基于所述第二流速生成第二彩色流图像,其中所述第二彩色流图像包括表示所述第二流速的第二组图形指示符;
 - 基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及
 - 将所述第一和第二彩色流图像重叠到所述解剖图像。
2. 如权利要求1所述的用于空间彩色流成像的方法,其中所述第一组图形指示符包括色谱,且所述第二组图形指示符包括图形图标。
3. 如权利要求2所述的用于空间彩色流成像的方法,其中所述图形图标的大小基于沿所述第二2D平面的所述第二流速和位置。
4. 如权利要求1所述的用于空间彩色流成像的方法,还包括:
 - 基于所述第二流速确定所述矩阵阵列探头的调整方向;以及
 - 基于所述调整方向在显示器上生成指示符图标。
5. 如权利要求1所述的用于空间彩色流成像的方法,还包括:
 - 基于所述第二流速确定调整的第一流速;
 - 基于所述调整的第一流速生成彩色流图像,其中所述彩色流图像包括表示所述调整的第一流速的一组图形指示符;
 - 基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及
 - 将所述调整的第一彩色流图像重叠到所述解剖图像。
6. 如权利要求5所述的用于空间彩色流成像的方法,其中所述确定操作包括基于所述第一和第二流速定义矢量,所述调整的第一流速基于所述矢量。
7. 如权利要求1所述的用于空间彩色流成像的方法,还包括:
 - 基于所述第二流速确定彩色流图像,其中所述彩色流图像包括表示所述第二流速的一组图形指示符;
 - 基于沿所述第二2D平面的所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及
 - 将所述彩色流图像重叠到所述解剖图像。
8. 一种超声成像系统,包括:
 - 矩阵阵列探头,配置为采集患者的超声数据;
 - 存储器,配置为存储编程的指令;以及
 - 一个或多个处理器,配置为执行存储在所述存储器中的所述编程的指令,其中所述一个或多个处理器在执行所述编程的指令时执行以下操作:
 - 针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一二维 (2D) 平面和至少第二2D平面采集超声数据,其中所述第一2D平面沿方位平面延伸,且所述第二2D平面沿俯仰平面延伸;
 - 基于沿所述第一2D平面的所述超声数据计算第一流速;

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据计算第二流速；

基于所述第一流速生成第一彩色流图像，其中所述第一彩色流图像包括表示所述第一流速的第一组图形指示符；

基于所述第二流速生成第二彩色流图像，其中所述第二彩色流图像包括表示所述第二流速的第二组图形指示符；

基于所述超声数据在显示器上生成所述解剖图像；以及

将所述第一和第二彩色流图像重叠到所述解剖图像。

9. 如权利要求8所述的超声成像系统，其中所述第一组图形指示符包括色谱，且所述第二组图形指示符包括图形图标。

10. 如权利要求9所述的超声成像系统，其中所述图形图标的大小基于沿所述第二2D平面的所述第二流速和位置。

用于诊断医学成像的空间彩色流的方法和系统

技术领域

[0001] 本文描述的实施例大体涉及基于沿方位 (azimuth) 和俯仰 (elevation) 平面采集的超声数据提供用于诊断医学成像的空间彩色流成像。

背景技术

[0002] 诊断医学成像系统典型地包括具有显示器的控制部分和扫描部分。例如, 超声成像系统通常包括超声扫描装置, 例如具有连接到超声系统以通过执行各种超声扫描 (例如, 使体积块或身体成像) 来控制超声数据的采集的换能器的超声探头。超声系统是可控的, 用于以不同的操作模式操作来执行不同的扫描。在探头处接收的信号然后被传送并在后端处理。当扫描完成时, 可将超声数据存储于患者档案通信系统 (PACS) 中用于回顾性检查。

[0003] 常规超声成像系统包括一组成像模式, 例如B模式, 彩色流和频谱多普勒成像。在B模式中, 这样的超声成像系统创建组织结构的二维或三维图像, 其中像素的亮度基于回声返回的强度。对于彩色流成像, 流体 (例如血液) 或组织的总体移动或速度在从传送的和返回超声脉冲之间的多普勒频移确定的流图像中成像。常规地将流图像显示为重叠图或映射在B模式图像上以查看解剖图像和流速二者。传统上, 通过用仅在高于设定信号功率的流图像像素代替B模式像素来形成重叠图像。

[0004] 然而, 常规超声成像系统的彩色流成像沿超声探头的单个成像或方位平面是有限的。由于常规超声成像系统的约束, 临床医生必须确保成像的解剖结构的血流沿成像平面对齐。在彩色流成像期间超声探头的任何倾斜和/或偏移 (例如, 沿俯仰平面) 可导致血流的不准确测量。

发明内容

[0005] 在实施例中, 提供了一种方法 (例如, 用于空间彩色流成像)。所述方法包括针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一二维 (2D) 平面和至少第二2D平面采集超声数据。第一2D平面沿方位平面延伸, 且第二2D平面沿俯仰平面延伸。所述方法还包括基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流速, 基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速, 和基于第一流速生成第一彩色流图像。第一彩色流图像包括表示第一流速的第一组图形指示符。所述方法还包括基于第二流速生成第二彩色流图像。第二彩色流图像包括表示第二流速的第二组图形指示符。所述方法还包括基于超声数据在显示器上生成解剖图像, 和将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像。

[0006] 在实施例中, 提供了一种系统 (例如, 超声成像系统)。所述系统包括配置为采集患者的超声数据的矩阵阵列探头, 配置为存储编程指令的存储器以及配置为执行存储在存储器中的编程指令的一个或多个处理器。当执行编程指令时, 一个或多个处理器执行多个操作。所述一个或多个处理器配置为针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一二维 (2D) 平面和至少第二2D平面采集超声数据。第一2D平面沿方位平面延伸, 且第二2D平面沿俯仰平面延伸。所述一个或多个处理器进一步配置为基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流

速,基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速,和基于第一流速生成第一彩色流图像。第一彩色流图像包括表示第一流速的第一组图形指示符。一个或多个处理器进一步配置为基于第二流速生成第二彩色流图像。第二彩色流图像包括表示第二流速的第二组图形指示符。一个或多个处理器进一步配置为基于超声数据在显示器上生成解剖图像,和将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像。

[0007] 在一个实施例中,提供了一种包括一个或多个计算机软件模块的有形和非暂时性计算机可读介质。所述一个或多个计算机软件模块配置为指导一个或多个处理器针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头沿第一二维(2D)平面和至少第二2D平面采集超声数据。第一2D平面沿方位平面延伸,且第二2D平面沿俯仰平面延伸。所述一个或多个计算机软件模块进一步配置为指导一个或多个处理器基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流速,基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速,和基于第一流速生成第一彩色流图像。第一彩色流图像包括表示第一流速的第一组图形指示符。所述一个或多个计算机软件模块进一步配置为指导一个或多个处理器以基于第二流速生成第二彩色流图像。第二彩色流图像包括表示第二流速的第二组图形指示符。所述一个或多个计算机软件模块进一步配置为指导一个或多个处理器以基于超声数据在显示器上生成解剖图像,和将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像。

[0008] 本发明提供一组技术方案,如下:

1.一种用于空间彩色流成像的方法,所述方法包括:

针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头沿第一二维(2D)平面和至少第二2D平面采集超声数据,其中所述第一2D平面沿方位(azimuth)平面延伸,且所述第二2D平面沿俯仰(elevation)平面延伸;

基于沿所述第一2D平面的所述超声数据计算第一流速;

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据计算第二流速;

基于所述第一流速生成第一彩色流图像,其中所述第一彩色流图像包括表示所述第一流速的第一组图形指示符;

基于所述第二流速生成第二彩色流图像,其中所述第二彩色流图像包括表示所述第二流速的第二组图形指示符;

基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及

将所述第一和第二彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0009] 2. 如技术方案1所述的用于空间彩色流成像的方法,其中所述第一组图形指示符包括色谱,且所述第二组图形指示符包括图形图标。

[0010] 3. 如技术方案2所述的用于空间彩色流成像的方法,其中所述图形图标的大小基于沿所述第二2D平面的所述第二流速和位置。

[0011] 4. 如技术方案1所述的用于空间彩色流成像的方法,还包括:

基于所述第二流速确定所述矩阵阵列探头的调整方向;以及

基于所述调整方向在显示器上生成指示符图标。

[0012] 5. 如技术方案1所述的用于空间彩色流成像的方法,还包括:

基于所述第二流速确定调整的第一流速;

基于所述调整的第一流速生成彩色流图像,其中所述彩色流图像包括表示所述调整的

第一流速的一组图形指示符；

基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像；以及
将所述调整的第一彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0013] 6. 如技术方案5所述的用于空间彩色流成像的方法，其中所述确定操作包括基于所述第一和第二流速定义矢量，所述调整的第一流速基于所述矢量。

[0014] 7. 如技术方案1所述的用于空间彩色流成像的方法，还包括：

基于所述第二流速确定彩色流图像，其中所述彩色流图像包括表示所述第二流速的一组图形指示符；

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据在显示器上生成解剖图像；以及
将所述彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0015] 8. 一种超声成像系统，包括：

矩阵阵列探头，配置为采集患者的超声数据；
存储器，配置为存储编程的指令；以及

一个或多个处理器，配置为执行存储在所述存储器中的所述编程的指令，其中所述一个或多个处理器在执行所述编程的指令时执行以下操作：

针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一二维 (2D) 平面和至少第二2D平面采集超声数据，其中所述第一2D平面沿方位平面延伸，且所述第二2D平面沿俯仰平面延伸；

基于沿所述第一2D平面的所述超声数据计算第一流速；

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据计算第二流速；

基于所述第一流速生成第一彩色流图像，其中所述第一彩色流图像包括表示所述第一流速的第一组图形指示符；

基于所述第二流速生成第二彩色流图像，其中所述第二彩色流图像包括表示所述第二流速的第二组图形指示符；

基于所述超声数据在显示器上生成所述解剖图像；以及
将所述第一和第二彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0016] 9. 如技术方案8所述的超声成像系统，其中所述第一组图形指示符包括色谱，且所述第二组图形指示符包括图形图标。

[0017] 10. 如技术方案9所述的超声成像系统，其中所述图形图标的大小基于沿所述第二2D平面的所述第二流速和位置。

[0018] 11. 如技术方案8所述的超声成像系统，其中所述一个或多个处理器进一步配置为执行以下操作：

基于所述第二流速确定所述矩阵阵列探头的调整方向；以及
基于所述调整方向在显示器上生成指示符图标。

[0019] 12. 如技术方案8所述的超声成像系统，其中所述一个或多个处理器进一步配置为执行以下操作：

基于所述第二流速确定调整的第一流速；

基于所述调整的第一流速生成彩色流图像，其中所述彩色流图像包括表示所述调整的第一流速的一组图形指示符；

基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像；以及

将所述调整的第一彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0020] 13. 如技术方案8所述的超声成像系统,其中所述确定操作包括基于所述第一和第二流速定义矢量,所述调整的第一流速基于所述矢量。

[0021] 14. 如技术方案8所述的超声成像系统,其中所述一个或多个处理器进一步配置为执行以下操作:

基于所述第二流速确定彩色流图像,其中所述彩色流图像包括表示所述第二流速的一组图形指示符;

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及

将所述彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0022] 15. 一种有形和非暂时性的计算机可读介质,包括配置为指导一个或多个处理器的一个或多个计算机软件模块用于:

针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头沿第一二维(2D)平面和至少第二2D平面采集超声数据,其中所述第一2D平面沿方位平面延伸,且所述第二2D平面沿俯仰平面延伸;

基于沿所述第一2D平面的所述超声数据计算第一流速;

基于沿所述第二2D平面的所述超声数据计算第二流速;

基于所述第一流速生成第一彩色流图像,其中所述第一彩色流图像包括表示所述第一流速的第一组图形指示符;

基于所述第二流速生成第二彩色流图像,其中所述第二彩色流图像包括表示所述第二流速的第二组图形指示符;

基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及

将所述第一和第二彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0023] 16. 如技术方案15所述的有形和非暂时性计算机可读介质,其中所述第一组图形指示符包括色谱,且所述第二组图形指示符包括图形图标。

[0024] 17. 如技术方案16所述的有形和非暂时性计算机可读介质,其中所述图形图标的大小基于沿所述第二2D平面的所述第二流速和位置。

[0025] 18. 如技术方案15所述的有形和非暂时性计算机可读介质,其中所述一个或多个计算机软件模块进一步配置为指导一个或多个处理器用于:

基于所述第二流速确定所述矩阵阵列探头的调整方向;以及

基于所述调整方向在显示器上生成指示符图标。

[0026] 19. 如技术方案15所述的有形和非暂时性计算机可读介质,其中所述一个或多个计算机软件模块进一步配置为指导一个或多个处理器用于:

基于所述第二流速确定调整的第一流速;

基于所述调整的第一流速生成彩色流图像,其中所述彩色流图像包括表示所述调整的第一流速的一组图形指示符;

基于所述超声数据在显示器上生成解剖图像;以及

将所述调整的第一彩色流图像重叠到所述解剖图像。

[0027] 20. 如技术方案15所述的有形和非暂时性计算机可读介质,其中所述确定操作包括基于所述第一和第二流速定义矢量,所述调整的第一流速基于所述矢量。

附图说明

- [0028] 图1示出根据实施例的超声成像系统的示意性框图。
- [0029] 图2是图1所示的超声成像系统的实施例的超声探头的二维平面的图示。
- [0030] 图3A-B示出根据实施例的用于空间彩色流成像的方法的实施例的流程图。
- [0031] 图4A-E示出双平面彩色流图像的实施例。
- [0032] 图5示出彩色流图像的实施例。

具体实施方式

[0033] 当结合附图阅读时,将更好地理解某些实施例的以下详细描述。附图在一定程度上示出各种实施例的功能模块的图表,功能块不一定指示硬件电路之间的区分。因此,例如,一个或多个功能块(例如,处理器或存储器)可以在单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器块,硬盘或诸如此类)中实现。类似地,程序可以是独立的程序,可以作为子程序并入操作系统,可以是安装的软件包中的功能等。应当理解,各种实施例不限于附图中所示的布置和工具性。

[0034] 如本文所用的,以单数形式叙述且前面带有单词“一”或“一个”的元件或步骤应当理解为不排除多个所述元件或步骤,除非明确说明这种排除。此外,对本发明的“一个实施例”的引用不旨在解释为排除还合并所叙述特征的附加实施例的存在。而且,除非明确作出相反说明,否则“包括”或“具有”带有特定性质的一个元件或多个元件的实施例可包含不具有该性质的额外元件。

[0035] 各种实施例提供用于基于沿方位和俯仰平面采集的超声数据的诊断医学成像的空间彩色流成像的系统和方法。在操作中,诊断医学成像可以是具有带有换能器元件的二维阵列的矩阵阵列探头的超声成像系统。矩阵阵列探头可以配置为沿两个正交的二维(2D)平面(例如相对于超声探头的方位和俯仰平面)采集超声数据(例如血流数据)。超声成像系统可以配置为在解剖图像(例如B模式图像,M模式,C模式图像和/或诸如此类)上重叠来自方位和俯仰平面中的一个或两个的血流数据。血流数据可示出为一个或多个图形指示符,例如不同的颜色,图形图标和/或诸如此类。例如,超声成像系统可以配置为将对应于俯仰平面的血流数据显示为图形图标,例如随机播种的小气泡,其示出沿俯仰方向以实际(或缩减)速度移动的血流的移动。图形图标的大小可以对应于相对于俯仰平面的位置而改变。

[0036] 额外地或备选地,超声成像系统可以配置为向临床医生指示重新定位超声探头。例如,超声成像系统可以显示指示符图标以向临床医生指示调整混合阵列探头的方向,以使解剖结构的血流沿2D平面之一对齐。

[0037] 在操作中,所提供的系统和方法从彩色流图像和解剖图像选择哪些像素或三维像素来形成超声图像。像素或三维像素的选择基于对应于彩色流图像的像素或三维像素和/或由彩色流图像的像素或三维像素表示的流速以及计算的彩色流功率或多普勒功率。

[0038] 本文描述的至少一个实施例的技术效果使得临床医生能够校正平面外的血流。本文描述的至少一个实施例的技术效果相对于常规的超声成像系统,能够使临床医生有更好的起点。

[0039] 图1是诊断医学成像系统,具体地,超声成像系统100的示意图。超声成像系统100

包括具有发射器122, 传送波束形成器121和探头/SAP电子器件110的超声探头126。探头/SAP电子器件110可以用于控制换能器元件124的切换。探头/SAP电子器件110还可以用于将换能器元件124分组到一个或多个子孔径中。

[0040] 超声探头126可以配置为从感兴趣区域(ROI) (例如, 器官, 血管, 心脏, 脑, 胎儿组织, 心血管, 新生儿脑, 胚胎, 腹部和/或诸如此类) 采集超声数据或信息, 所述感兴趣区域包括患者的一个或多个解剖结构。例如, 超声数据可以包括解剖信息, 其用于成像, 测量ROI内的位置或速度(例如, 血细胞的移动, 流速) 中的变化, 组织的按压位移中的差异(例如, 应变), 和/或用于治疗, 和/或诸如此类。超声探头126经由发射器122可通信地耦合到控制器电路136。发射器122基于由控制器电路136接收的采集设置将信号传送到传送波束形成器121。采集设置可以定义由换能器元件124发射的超声脉冲的振幅, 脉冲宽度, 频率和/或诸如此类。换能器元件124将脉冲超声信号发射到患者(例如身体) 中。采集设置可以由用户通过从用户界面142选择增益设置, 功率, 时间增益补偿(TGC), 分辨率和/或诸如此类进行调整。由发射器122传送的信号继而驱动换能器阵列112内的多个换能器元件124。结合图2, 换能器阵列112可以是布置成包括俯仰方向和方位方向的换能器元件124的矩阵阵列。仅作为示例, 换能器阵列112可以包括沿方位平面206和沿俯仰平面208的换能器元件的阵列124, 以用于形成矩阵阵列探头(例如, 超声探头126)。

[0041] 在各种实施例中, 换能器元件的阵列134沿方位和俯仰平面206, 208可以是不相等的。例如, 超声探头126的换能器阵列112可以布置为1.5-D阵列, 1.75-D阵列, 和/或诸如此类。额外地或备选地, 换能器元件的阵列134沿方位和俯仰平面206, 208可以是相等的。

[0042] 图2是超声成像系统100的实施例的超声探头126的2D平面202, 204的图示。2D平面202, 204可各自定义从用于采集超声数据的超声成像系统100的换能器阵列112延伸的2D区域。2D平面202, 204相对于彼此正交。例如, 2D平面202沿方位方向(例如平行于方位平面206) 延伸, 且2D平面204沿俯仰方向(例如平行于俯仰平面208) 延伸。可以注意到2D平面202可以位于沿换能器阵列112的不同位置。例如, 2D平面202可以位于沿换能器阵列112的方位平面206的不同位置。2D平面202沿显示为沿超声探头126的换能器阵列112的长度延伸的标准平面的方位平面206延伸。2D平面204沿显示为沿超声探头126的换能器阵列112的高度延伸的垂直平面的俯仰平面208延伸。

[0043] 超声探头126包括壳体204, 壳体204配置为包封探头/SAP电子器件110并将换能器阵列112固定到超声探头126的前端220。壳体204可以包括一个或多个用户界面组件210, 例如触感按钮, 旋转按钮, 电容按钮和/或诸如此类。图3中示出的壳体204的前端220配置为保持和/或约束换能器阵列112, 换能器阵列112被示出沿壳体204的方位平面206延伸。可以注意到各种几何形状和/或配置可以用于换能器阵列112。例如, 换能器阵列112的换能器元件124形成超声探头126的弯曲表面区域, 使得换能器阵列112的对立端偏离换能器阵列112的中心部分。

[0044] 回到图1, 换能器元件124沿一个或多个扫描平面将脉冲超声信号发射到对应于采集设置的身体(例如, 患者) 或体积块中。超声信号可以包括例如一个或多个参考脉冲, 一个或多个推动脉冲(例如剪切波) 和/或一个或多个脉冲波多普勒脉冲。脉冲超声信号的至少一部分从ROI(例如, 心脏, 左心室流出道, 乳房组织, 肝脏组织, 心脏组织, 前列腺组织, 新生儿脑, 胚胎, 腹部和/或诸如此类) 反向散射以产生回声。根据深度或移动, 回声在时间和/或

频率上延迟,且由换能器阵列112内的换能器元件124接收。超声信号可以用于成像,用于生成和/或跟踪剪切波,用于测量ROI内的位置或速度(例如,流速,血细胞的移动)的变化,组织的按压位移中的差异(例如应变),和/或用于治疗等其它用途。例如,探头126可以递送在成像和跟踪期间的低能量脉冲,用于生成剪切波的中等至高能量脉冲,和在治疗期间的高能量脉冲。

[0045] 换能器元件124将接收的回声信号转换成可以由接收器128接收的电信号。接收器128可以包括一个或多个放大器,模拟到数字转换器(ADC)和/或诸如此类。接收器128可以配置为在适当的增益补偿之后放大所接收的回声信号,且将来自每个换能器元件124的这些所接收的模拟信号转换为在时间上均匀采样的数字化信号。表示接收的回声的数字化信号暂时存储在存储器140上。数字化信号对应于在不同时间由每个换能器元件124接收的反向散射波。在数字化后,信号仍然可以保留反向散射波的幅度,频率,相位信息。

[0046] 可选地,控制器电路136可以检索存储在存储器140中的数字化信号以准备用于波束形成器处理器130。例如,控制器电路136可以将数字化信号转换为基带信号或压缩数字化信号。

[0047] 波束形成器处理器130可以包括一个或多个处理器。可选地,波束形成器处理器130可以包括中央控制器电路(CPU),一个或多个微处理器或任何其它电子组件,其能够根据特定逻辑指令处理输入的数据。额外地或备选地,波束形成器处理器130可以执行存储在有形和非暂时性计算机可读介质(例如,存储器140)上的指令,以使用任何合适的波束形成方法(例如自适应波束形成,合成传送焦点,像差校正,合成孔径,杂波减少和/或自适应噪声控制,和/或诸如此类)来进行波束形成计算。可选地,波束形成器处理器130可以与控制器电路136集成和/或与控制器电路136分开。例如,由波束形成器处理器130执行的所描述的操作可以配置为由控制器电路136执行。

[0048] 结合图2,波束形成器处理器130可以配置为沿2D平面202,204并发采集超声数据。在超声数据的采集期间,波束形成器处理器130配置为沿2D平面202,204波束形成超声数据。例如,波束形成器处理器130可配置成定义第一2D平面和至少第二2D平面以沿2D平面202,204采集超声数据。基于2D平面202,204,波束形成器处理器130可配置为执行滤波和/或抽选,以隔离和/或选择对应于定义2D平面202,204的换能器阵列112的选择换能器元件124的数字化信号。选择换能器元件124表示定义2D平面202和204的选择用于波束形成的有效覆盖区。波束形成器处理器130可以定义对应于可以波束形成的选择换能器元件124的数字化数据的信道和/或时隙,其中数字化数据的剩余信道或时隙(例如,表示不在表示2D平面202,204的有效覆盖区内的换能器元件124)可以不被通信用于处理(例如丢弃)。例如,波束形成器处理器130可以配置为沿2D平面202和沿2D平面204的至少第二2D平面(例如2D平面222,223和/或224)采集超声数据。可以注意到沿2D平面202和204采集的超声数据可以由超声探头126并发和/或同时采集。可以注意到波束形成器处理器130可以沿2D平面202的不同位置采集超声数据。例如,波束形成器处理器130可以配置为在相对于2D平面222,223,224的不同位置沿2D平面204采集超声数据。额外地或备选地,波束形成器处理器130配置为处理对应于换能器元件124的数字化数据,所述换能器元件124并发和/或同时定义2D平面202和沿2D平面204的至少第二2D平面222,223和/或224。

[0049] 2D平面202和204中的每个沿方位平面206和俯仰平面208延伸,定义成像角度207,

209。例如,2D平面202的成像角度207沿方位方向延伸,且2D平面204的成像角度209沿俯仰方向延伸。成像角度207,209可以对应于中心在虚拟顶点的2D扫描角度,所述虚拟顶点定义控制器电路136配置为沿来自换能器阵列112的方位和俯仰平面206,208采集超声数据的范围。成像角度207,209的大小(例如沿方位方向的长度,沿俯仰方向的长度)可以由波束形成器处理器130和/或控制器电路136来调整。例如,2D平面204的成像角度209的大小可以对应于沿俯仰平面208的选择换能器元件124的阵列,以定义由波束形成器处理器130选择的成像角度209的长度。在另一个示例中,控制器电路136可以指引波束形成器处理器130基于从用户界面组件210和/或用户界面142接收的指令来调整长度。控制器电路136可以配置为通过由波束形成器处理器130沿包括在数字化信号中的方位平面206调整多个换能器元件124来调整成像角度207的大小。在另一个示例中,控制器电路136可以配置为通过由波束形成器处理器130沿包括在数字化信号中的俯仰平面208调整多个换能器元件124来调整成像角度207的大小。

[0050] 波束形成器处理器130对数字化信号执行波束形成并输出射频(RF)信号。然后将RF信号提供到处理RF信号的RF处理器132。RF处理器132可针对多个扫描平面或不同的扫描模式生成不同的超声图像数据类型,例如B模式,彩色多普勒(例如,速度,功率,方差),组织多普勒(例如,速度),多普勒能量和/或诸如此类。例如,RF处理器132可以针对多扫描平面(例如,2D平面222,223,224)生成组织多普勒数据。RF处理器132收集与多个数据切片相关的信息(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),并将数据信息存储在存储器140中,所述数据信息可包括时间戳和定向/旋转信息的。

[0051] 备选地,RF处理器132可以包括解调RF信号以形成表示回声信号的IQ数据对的复解调器(未示出)。RF或IQ信号数据然后可以被直接提供到存储器140以用于存储(例如,临时存储)。可选地,波束形成器处理器130的输出可以直接传到控制器电路136。

[0052] 控制器电路136可以配置为处理所采集的超声数据(例如,RF信号数据或IQ数据对)且准备用于在显示器138上显示的超声图像数据的帧。控制器电路136可以包括一个或多个处理器。可选地,控制器电路136可以包括中央控制器电路(CPU),一个或多个微处理器,图形控制器电路(GPU)或任何其它电子组件,其能够根据特定逻辑指令处理输入的数据。具有包括GPU的控制器电路136对于计算密集型操作(例如体积块渲染)可能是有利的。额外地或备选地,控制器电路136可以执行存储在有形和非暂时性计算机可读介质(例如,存储器140)上的指令。

[0053] 控制器电路136配置为根据所采集的超声数据上的多个可选择的超声模式来执行一个或多个处理操作,调整或定义从换能器元件124发射的超声脉冲,调整在显示器138上显示的组件的一个或多个图像显示器设置(例如,超声图像,界面组件,定位关注区域)以及本文描述的其它操作。采集的超声数据可以在扫描或治疗阶段期间由控制器电路136在接收到回声信号时实时处理。额外地或备选地,超声数据可以在扫描阶段期间临时存储在存储器140中,且在有效或离线操作中以低于实时的方式处理。可选地,控制器电路136可以是电路和/或软件模块的集合,但可以利用专用硬件板,DSP,一个或多个处理器,FPGA,ASIC,配置为指导一个或多个处理器的有形和非暂时性计算机可读介质,和/或诸如此类的任何组合来实施。

[0054] 例如,控制器电路136可以包括配置为以对应的方式处理IQ数据对以分别生成彩

色流数据,ARFI数据,B模式数据,频谱多普勒数据,声音流数据,组织多普勒数据,跟踪数据,电子照相数据(例如,应变数据,剪切波数据)等的电路,所有这些数据可以在后续的处理之前临时存储在存储器140中。例如,数据可以被存储为矢量数据值的组,其中每组定义单独的超声图像帧。矢量数据值通常基于极坐标系来组织。配置的电路可以执行表示超声成像系统100的一个或多个软件特征的中间处理器操作。控制器电路136可以接收几种形式之一的超声数据。在图1的实施例中,所接收的超声数据可以构成表示与数字化信号的每个数据采样相关联的实部和虚部分量的IQ数据对。IQ数据对提供到控制器电路136的一个或多个电路,例如彩色流电路,声学辐射力成像(ARFI)电路,B模式电路,频谱多普勒电路,声学流动电路,组织多普勒电路,跟踪电路,电子照相电路和/或诸如此类。可以包括其它配置的电路,例如M模式电路,功率多普勒电路等。然而,本文描述的实施例不限于处理IQ数据对。例如,处理可以用RF数据和/或使用其它方法来完成。而且,数据可以通过多个电路来处理。

[0055] 存储器140可以用于存储采集的超声数据的处理的帧(其未被调度为立即显示)或用于存储后期处理的图像(例如,剪切波图像,应变图像),对应于例如图形用户界面,一个或多个默认图像显示设置,编程指令(例如,用于控制器电路136,波束形成器处理器130,RF处理器132)和/或诸如此类的固件或软件。存储器140可以是有形和非暂时性计算机可读介质,例如闪存,RAM,ROM,EEPROM和/或诸如此类。存储器140可以存储超声数据的超声图像数据组。例如,3D超声图像数据组可以被映射到对应的存储器140以及一个或多个参考平面。包括超声图像数据组的超声数据的处理可以部分基于用户输入,例如在用户界面142处接收的用户选择。

[0056] 控制器电路136可操作地耦合到显示器138和用户界面142。显示器138可以包括一个或多个液晶显示器(例如,发光二极管(LED)背光),有机发光二极管(OLED)显示器,等离子显示器,CRT显示器和/或诸如此类。显示器138可以显示患者信息,超声图像和/或视频,显示界面的组件,来自存储在存储器140中或当前正被采集的超声数据的一个或多2D,3D或4D超声图像数据组,测量,诊断,处理信息和/或由显示器138从控制器电路136接收的诸如此类。

[0057] 用户界面142控制控制器电路136的操作,并配置为接收来自用户的输入。用户界面142可以包括键盘,鼠标,触摸板,一个或多个物理按钮,和/或诸如此类。可选地,显示器138可以是触摸屏显示器,其包括用户界面142的至少部分。例如,用户界面142的部分可以对应于显示在显示器上的由控制器电路136生成的图形用户界面(GUI)。GUI可以包括可以由用户操作用户界面142(例如,触摸屏,键盘,鼠标)选择,操控和/或激活的一个或多个界面组件。界面组件可以以不同的形状和颜色呈现,例如图形或可选择的图标,滑动条,光标和/或诸如此类。可选地,一个或多个界面组件可以包括文本或符号,例如下拉式菜单,工具栏,菜单栏,标题栏,窗口(例如,弹出窗口)和/或诸如此类。额外地或备选地,一个或多个界面组件可以指示在GUI内用于输入或编辑信息(例如,患者信息,用户信息,诊断信息)的区域,例如文本框,文本字段和/或诸如此类。

[0058] 在各种实施例中,界面组件可以在被选择时执行各种功能,例如测量功能,编辑功能,数据库访问/搜索功能,诊断功能,控制采集设置,和/或对于由控制器电路136执行的超声成像系统100的系统设置。

[0059] 结合图3A-B, 用户可以使用用户界面142, 选择对应于生成彩色映射的超声图像的界面组件, 超声图像包括基于具有重叠在解剖图像上的流速信息的超声数据的彩色流图像。当选择界面组件时, 控制器电路136可以执行结合方法300描述的一个或多个操作。

[0060] 图3A-B示出根据本文描述的各种实施例的用于空间彩色流成像的方法300的实施例的流程图。方法300例如可以采用本文所讨论的各种实施例(例如, 系统和/或方法)的结构或方面。在各种实施例中, 某些步骤(或操作)可以被省略或添加, 某些步骤可以被组合, 某些步骤可以被同时执行, 某些步骤可以被并发执行, 某些步骤可以被分成多个步骤, 某些步骤可以被以不同的顺序执行, 或某些步骤或一系列步骤可以被以迭代的方式重新执行。在各种实施例中, 方法300的部分, 方面和/或变体可用作一个或多个算法以指导硬件执行本文所述的一个或多个操作。应当注意, 根据本文中的实施例, 可以使用其它方法。

[0061] 在302开始, 控制器电路136可以针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头(例如, 超声探头126)沿第一2D平面202和至少第二2D平面收集超声数据。第一2D平面202沿方位平面206延伸, 且至少第二2D平面(例如, 2D平面222, 223, 224)沿由2D平面204定义的俯仰平面208延伸。ROI可以对应于心脏结构, 例如心脏, 左心室, 右心室, 左心室流出管道, 血管结构和/或诸如此类。用户可以将超声探头126(图1)定位以使换能器阵列112例如在腹部视图, 四腔室, 五腔室, 短枢椎和三血管视图和/或心脏的诸如此类处对齐。超声采集设置可以配置超声探头126以采集ROI的超声数据。超声采集设置可以基于由用户界面142接收的信号来定义。例如, 用户可以选择显示在GUI上的一个或多个界面组件和/或选择对应于用于控制器电路136的指令的按键, 例如使用用户界面142(图1)的对应于彩色流映射的界面组件。

[0062] 超声数据可以包括解剖信息, 其用于成像, 测量对于ROI内的位置或速度(例如, 血细胞的移动, 流速)中的变化, 组织的按压位移中的差异(例如, 应变), 和/或用于治疗, 和/或诸如此类。例如, 控制器电路136可以调整超声采集设置(例如, 超声探头126的增益, 功率, 时间增益补偿(TGC), 分辨率和/或诸如此类)并处理接收的超声数据。基于超声采集设置, 换能器元件124可以在一段时间内发射超声脉冲, 其中至少一部分可以测量ROI内的位置和/或速度(例如, 彩色流成像), 而另一部分用于解剖成像(例如, B模式成像, C模式成像, M模式成像和/或诸如此类)。

[0063] 在各种实施例中, 对应于ROI内的位置和/或流速(例如, 血细胞的移动)的测量和解剖成像的超声脉冲可以交织。例如, 换能器元件124可以传送对应于彩色流成像或解剖成像的脉冲序列。脉冲序列可以包括长度P的猝发音, 且以沿第一和第二2D平面202, 204在焦点位置处聚焦的脉冲重复频率(PRF)重复发射。在操作中, 对应于彩色流成像的脉冲序列可以被插入在对应于解剖成像的脉冲序列之间。例如, 彩色流成像脉冲序列可以在解剖成像脉冲序列之后和之前传送。可以注意到彩色流图像可以基于利用超声成像系统100的备选模式采集的数据。例如, 彩色流图像可以基于利用控制器电路136的频谱多普勒模式采集的数据的量值。

[0064] 超声脉冲的至少部分被ROI的组织反向散射并由接收器128接收, 接收器128将接收的回声信号转换为数字化信号。如本文所述, 数字化信号由波束形成器处理器130波束形成, 并由RF处理器132形成表示回声信号的IQ数据对(例如, 超声数据)。控制器电路136可以指引波束形成器处理器130选择从对应于第一2D平面202和沿2D平面204的至少第二2D平面(例如, 2D平面222, 223, 224)(图2中示出)的超声探头126接收的数字化信号。选择的数字化

信号可以对应于沿分别对应于2D平面202和204的方位平面206和俯仰平面208对齐的换能器元件。例如,波束形成器处理器130可以配置为执行滤波和/或抽选,以隔离和/或选择对应于沿表示被选择用于波束形成的有效覆盖区的2D平面202,204换能器阵列112的相关换能器元件124的数字化信号。数字化信号由波束形成器处理器130波束形成,并将处理的RF信号输出到RF处理器132。处理的RF信号作为超声数据存储于存储器140中,所述超声数据由控制器电路136采集和接收。超声数据可以作为对于用于彩色流成像,解剖成像和/或诸如此类的一个或多个帧的像素存储在存储器中。

[0065] 在304,控制器电路136可以配置为基于沿第一2D平面202的超声数据计算第一流速。例如,控制器电路136可以计算针对表示为沿第一2D平面202采集的超声数据的每个像素的第一流速。像素可以是形成对应于由控制器电路136生成的彩色流图像数据的一个或多个帧的像素阵列。每个像素可以表示和/或包括对应于沿第一2D平面202的第一流速。

[0066] 例如,控制器电路136可以接收响应于由超声探头126沿第一2D平面202发射的彩色流成像的脉冲序列收集的存储在存储器140中的超声数据。控制器电路136可以执行滤波(例如,壁滤波器,高通滤波器,带通滤波器)以从超声数据中移除或排斥固定或缓慢移动的组织,以减少控制器电路136上的处理负荷。控制器电路136可以将接收的超声数据转换成对于ROI的位置或范围单元的中间参数N,D和R(0),其可以对应于所得像素。R(0)可以是由滤波的超声数据计算的接收的回声信号的返回功率或多普勒信号功率的估值,例如,超声数据可以是由RF处理器132计算存储在存储器140中的IQ数据对,如方程1所示。R(0)近似为在沿第一2D平面202的ROI内的位置处的多个脉冲序列(例如,由变量M表示)上的有限和。

$$[0067] \quad R(0) = \sum_{i=1}^{M-1} \frac{(I_i^2 + Q_i^2 + I_{i+1}^2 + Q_{i+1}^2)}{2} \quad (\text{方程1})$$

控制器电路136配置为针对组织内的多个矢量位置和多个距离选通(range gates)基于相对于传送的超声脉冲的数字化信号相移计算沿超声探头126的第一2D平面202的第一流速(例如,血流,相对于超声探头126的组织的移动)。流速可以基于由控制器电路136计算的变量N和D,如以下方程2和3中所示,以确定如方程4中所示的相移。变量T对应于脉冲序列中的每个脉冲之间的脉冲重复时间,所述脉冲序列对应于沿第一2D平面202的彩色流成像。

$$[0068] \quad N = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i) \quad (\text{方程2})$$

$$D = \sum_{i=1}^{M-1} (I_i I_{i+1} + Q_i Q_{i+1}) \quad (\text{方程3})$$

$$\phi(R(T)) = \tan^{-1} \left[\frac{N}{D} \right] \quad (\text{方程4})$$

如方程5中所示,控制器电路136可以使用相位计算平均多普勒频率,如方程6的多普勒频移方程所示,其与流速成比例。由 θ 表示的角度是多普勒角度。可选地,结合图4,矢量数据值可以包括像素颜色信息,例如红色和蓝色,以表示流速的速度和方向(例如,相对于超声探头126)。

$$[0069] \quad \bar{f} = \frac{1}{2\pi T} (\phi(R(T))) \quad (\text{方程5})$$

$$\bar{v} = \frac{\bar{f}}{f_0} \cdot \frac{c}{2 \cos \theta} \quad (\text{方程6})$$

在306,控制器电路136可以配置为基于沿第二2D平面(例如,2D平面222,223和/或224)的超声数据计算第二流速。例如,与304类似和/或相同,控制器电路136可以基于方程1-6计算第二流速。控制器电路136可以计算对于表示为沿至少一个第二2D平面(例如沿2D平面204的2D平面222,223和/或224)采集的超声数据的每个像素的第二流速。

[0070] 可以注意到在304和306的操作可以基于通过超声成像系统100在患者的第一位置处和/或在ROI的单个扫描期间由超声探头126采集的超声数据。

[0071] 在308,控制器电路136可以配置为确定是否接收了对于双平面彩色流图像的选择。双平面彩色流图像可以表示包括沿2D平面202,204的ROI的速度信息的超声图像。控制器电路136可以配置为基于从用户界面142接收的用户选择确定双平面彩色流图像是否被选择。例如,控制器电路136可以在显示器138上生成GUI。GUI包括表示用于基于超声数据查看彩色成像的一个或多个选项的一个或多个界面组件。界面组件之一可以对应于双平面彩色流图像。用户可以利用用户界面142来选择界面组件。基于界面组件的选择,控制器电路136可以确定双平面彩色流图像被选择。

[0072] 如果双平面彩色图像被选择,则在310,控制器电路136可以配置为基于第一流速生成第一彩色流图像406。图4A示出双平面彩色流图像400的实施例。双平面彩色流图像400包括第一彩色流图像406,第二彩色流图像408和解剖图像404。第一彩色流图像406可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成第一彩色流图像406的像素值。

[0073] 第一彩色流图像406的像素值包括表示第一流速的第一组图形指示符。图形指示符可以是配置为表示第一流速的色谱(如图4A中所示),图形图标(例如圆形,箭头,气泡),文本信息和/或诸如此类。例如,第一彩色流图像406的第一流速由像素的颜色(例如红色和蓝色)表示,以表示基于颜色计402的第一流速的速度和方向(例如,相对于沿第一2D平面202的换能器阵列112)。颜色计402表示定义的色谱的图形指示符,其将第一彩色流图像406的像素颜色与沿第一2D平面202的第一流速的对应的速度(例如,cm/s)和方向相关或相关联。

[0074] 在312,控制器电路136可以配置为基于第二流速生成第二彩色流图像408。第二彩色流图像408可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成第二彩色流图像406的像素值。像素值由控制器电路136作为第二彩色流图像408生成。第二彩色流图像408的像素值可以包括表示第二流速的第二组图形指示符412-415。第二组图形指示符412-415示出为对应的图形图标。图形指示符412-415的大小和位置基于沿第二2D平面204的第二流速和位置。例如,当ROI(例如,血细胞)流跨过,穿过和/或接近2D平面222,223和/或224时,控制器电路136增加图形指示符412-415的大小。

[0075] 结合图4B-E,图形指示符412-415可由控制器电路136循环,通过在图形指示符412-415之间有顺序地和/或连续地转变来表示随着时间的动画,以示出第二流速。例如,图形指示符412-415之间的连续转变的动画可以示出穿过,跨过和/或朝向至少一个2D平面222,223和/或224的第二流速。

[0076] 图4B-E示出说明图形指示符412-415随着时间的动画和/或转变的双平面彩色流图像420,430,440,450。例如,控制器电路136可一直连续地转变且重复双平面彩色流图像420,430,440,450。通过控制器电路136的图形指示符412-415的转变增加了图形指示符412-415的直径和/或大小。例如,控制器电路136可以在一定时间内(overtime)一直增加图形指示符412-415的大小。图形指示符412-415的大小的改变配置为向临床医生(例如,用户)指示第二流速相相对于至少一个第二2D平面222,223和/或224的方向。例如,在连续示出具有较大大小和/或直径的双平面彩色流图像420,430,440,450中示出的图形指示符412-415指示第二流速指向至少一个第二2D平面222,223和/或224。

[0077] 额外地或备选地,图形指示符412-415的转变的速率可以基于第二流速的量值。例如,当控制器电路136确定第二流速中的增加时,控制器电路136配置为增加双平面彩色流图像420,430,440,450的图形指示符412-415的转变速率。

[0078] 在314(在图3B中示出),控制器电路136可以配置为基于超声数据在显示器138上生成解剖图像404。解剖图像404可以表示一个或多个模态,例如B模式图像,M模式图像和/或诸如此类。解剖图像404可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的矢量数据值来生成,所述矢量数据值基于表示解剖信息的超声信号而被采集。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成解剖图像404的像素值。

[0079] 在316,控制器电路136可以配置为将第一和第二彩色流图像406,408重叠到解剖图像404。结合图4A-E,控制器电路136可以将第一和第二彩色流图像406,408重叠和/或叠加到解剖图像404,使得并发和/或同时示出图像404,406,408中的每个以产生双平面彩色流图像400。额外地或备选地,控制器电路136可以配置为在显示器138上显示的单独窗口中并发显示第一和第二彩色流图像406,408和解剖图像404。

[0080] 在318,控制器电路136可以配置为基于第二流速确定矩阵阵列探头(例如,超声探头126)的调整方向。调整方向对应于超声探头126的位置(例如,倾斜角度)的变化,使得第二流速的方向沿第一2D平面202对齐。额外地或备选地,调整方向可以对应于超声探头126的位置的变化,使得第一流速的方向沿第二2D平面202对齐。

[0081] 调整方向可由临床医生利用以用于校正相对于2D平面202,204之一的平面外流动。例如,控制器电路136可以确定表示相对于第一2D平面202的第二流速的方向和/或位置的调整角度。基于调整角度,控制器电路136配置为计算换能器阵列112和/或通常超声探头126将需要相对于患者针对与第一2D平面202对齐的第二流速来被调整(例如倾斜)的方向。例如,调整角度可以对应于超声探头126的位置(例如,倾斜角度),使得第二流速在相对于超声探头126的其它位置的最小量值和/或近似为零。

[0082] 在320,控制器电路136可以配置为基于调整方向在显示器138上生成指示符图标410。指示符图标410可以是显示器138上示出的图形图标(例如箭头),动画,文本和/或诸如此类。指示符图标410由控制器电路136配置以指示超声探头126将需要调整以使第一和第二流速沿2D平面202,204之一对齐的方向和/或位置。结合图4,指示符图标410可以包括超声探头和/或箭头的表示。箭头配置为基于调整方向来指示超声探头126的旋转方向。

[0083] 额外地或备选地,控制器电路可以生成配置为指示第二流速的变化的指示符图标(未示出)。指示符图标可以基于由于超声探头126的位置随时间变化而引起的第二流速的变化。指示符图标可以是数字值,图形图标(例如箭头),文本信息和/或诸如此类。例如,临

床医生可以在扫描期间调整超声探头126相对于患者的位置(例如,倾斜角度)。控制器电路136可以基于超声探头126的位置变化计算第二流速的变化。基于指示符图标,临床医生可以重新调整和/或重新定位超声探头126以最小化且/或降低第二流速。

[0084] 如果没有接收到双平面彩色图像,则在322(图3A中所示),控制器电路136可以配置为确定是否接收到对于调整的彩色流图像的选择。调整的彩色流图像可以表示包括沿2D平面202,204之一的ROI的调整的速度信息(例如,流速)的超声图像。结合图5,调整的彩色流图像可以包括沿2D平面202,204采集的第一和第二流速。控制器电路136可以配置为基于从用户界面142接收的用户选择确定调整的彩色流图像是否被选择。例如,控制器电路136可以在显示器138上生成GUI。GUI包括表示基于超声数据用于查看彩色成像的一个或多个选项的一个或多个界面组件。界面组件之一可以对应于调整的彩色流图像。用户可以利用用户界面142来选择界面组件。基于界面组件的选择,控制器电路136可以确定调整的彩色流图像被选择。

[0085] 在324,控制器电路136可以配置为基于第二流速确定调整的第一彩色流速。调整的第一彩色流速配置为包括和/或考虑沿2D平面204(例如,至少一个2D平面222,223和/或224)采集的第二流速。例如,控制器电路136可以确定ROI的选择位置。选择位置包括基于矢量数据值的第一和第二彩色流速二者。例如,在选择位置处的ROI的红血细胞沿2D平面202,204穿过。选择位置可以表示沿2D平面202,204延伸的ROI内的结构,例如弯曲结构。

[0086] 在选择位置处,控制器电路136可以配置为调整第一彩色流速以包括第二流速。例如,控制器电路136可以基于第一和第二流速在选择位置处定义矢量。控制器电路136可以通过在选择位置之一处添加矢量来确定调整的第一彩色流速。例如,控制器电路136基于存储器140中的矢量数据值确定在第一选择位置处表示3cm/s的第一流速的第一矢量和表示2cm/s的第二流速的第二矢量。第一和第二矢量基于第一和第二2D平面202,204与彼此正交。控制器电路136可以组合第一和第二矢量以确定在第一位置处的调整的第一流速。例如,控制器电路136可以确定组合的第一和第二矢量的量值为约3.6cm/s,其表示调整的第一流速。控制器电路136可以基于调整的第一流速来调整沿第一2D平面202采集的矢量数据值。例如,控制器电路136可以将表示第一流速的量值的像素值调整到调整的第一流速。

[0087] 可以注意到在实施例中,控制器电路136可以配置为基于第一流速来确定调整的第二流速。例如,调整的第二流速可以基于由临床医生使用用户界面142的选择来计算。第二流速可以例如通过表示在选择位置之一处的第一流速和第二流速的计算矢量来以与调整的第一流速类似和/或相同的方式计算。

[0088] 在326,控制器电路136可以配置为基于调整的第一彩色流速生成彩色流图像506。图5示出彩色流图像506的实施例。彩色流图像406可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的表示调整的第一流速的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成彩色流图像406的像素值。

[0089] 彩色流图像506的像素值包括表示调整的第一流速的第一组图形指示符。图形指示符可以是配置为表示调整的第一流速的色谱(如图5所示),图形图标(例如圆形,箭头,气泡),文本信息和/或诸如此类。例如,彩色流图像506的调整的第一流速由像素的颜色(例如红色和蓝色)表示,以基于颜色计502表示调整的第一流速的速度和方向。颜色计502表示定义的色谱的图形指示符,其将彩色流图像506的像素颜色与调整的第一流速的对应速度(例

如,cm/s)和方向相关或相关联。可以注意到调整的第一流速的方向沿2D平面202示出,调整的第一流速包括沿2D平面204(例如,至少一个2D平面222,223,224)的第二流速。

[0090] 在328(在图3B中示出),控制器电路136可以配置为基于超声数据在显示器138上生成解剖图像。图5中示出的解剖图像504可以表示一个或多个模态,例如B模式图像,M模式图像和/或诸如此类。解剖图像504可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的基于表示解剖信息的超声信号采集的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成解剖图像504的像素值。

[0091] 在330,控制器电路136可以配置为将彩色流图像重叠到解剖图像。结合图5,控制器电路136可将彩色流图像506重叠和/或叠加到解剖图像504,使得并发和/或同时示出图像504,506中的每个以产生超声图像500。额外地或备选地,控制器电路136可以配置为在显示器138上示出的单独窗口中并发地显示彩色流图像506和解剖图像504。

[0092] 如果没有接收到双平面彩色图像,则在332(图3A中所示),控制器电路136可以配置为确定是否接收到对于俯仰彩色流图像的选择。俯仰彩色流图像可以表示包括沿第二2D平面204的ROI的超声数据的超声图像,例如通过至少一个2D平面222,223和/或224采集超声数据。控制器电路136可以配置为基于从用户界面142接收的用户选择来确定俯仰彩色流图像是否被选择。例如,控制器电路136可以在显示器138上生成GUI。GUI包括表示用于基于超声数据来查看彩色成像的一个或多个选项的一个或多个界面组件。界面组件之一可以对应于俯仰彩色流图像。用户可以利用用户界面142来选择界面组件。基于界面组件的选择,控制器电路136可以确定俯仰彩色流图像被选择。

[0093] 在334,控制器电路136可以配置为基于第二彩色流速生成彩色流图像。彩色流图像可以由控制器电路136基于存储在存储器140中沿第二2D平面204采集的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成俯仰彩色流图像的像素值。表示俯仰彩色流图像的像素值由控制器电路136生成,且可以包括和/或对应于表示第二流速的一组图形指示符。可选地,该组图形指示符可以与图4中所示的第一彩色流图像406的图形指示符类似和/或相同。

[0094] 在336,控制器电路136可以配置为基于沿第二2D平面的超声数据在显示器138上生成解剖图像。例如,解剖图像可以表示沿俯仰平面采集的C模式图像,例如通过2D平面222,223,224中的至少一个。解剖图像可以由控制器电路136基于存储在存储器140中的基于表示解剖信息的超声信号采集的矢量数据值生成。例如,矢量数据值可以包括由控制器电路136利用以用于生成解剖图像的像素值。

[0095] 在338(在图3B中示出),控制器电路136可以配置为将彩色流图像重叠到解剖图像。例如,控制器电路136可以将俯仰彩色流图像重叠和/或叠加到解剖图像,使得并发和/或同时示出每个图像以产生超声图像。额外地或备选地,控制器电路136可以配置为在显示器138上示出的单独窗口中并发地显示俯仰彩色流图像和解剖图像。

[0096] 应当注意各种实施例可以用硬件,软件或其组合来实施。各种实施例和/或组件,例如其中的模块或组件和控制器也可以被实施为一个或多个计算机或处理器的部分。计算机或处理器可以包括计算装置,输入装置,显示器单元和接口(例如用于访问因特网)。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线。计算机或处理器也可以包括存储器。存储器可以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

可以包括存储装置,存储装置可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器例如固态驱动器,光盘驱动器及诸如此类。存储装置也可以是用于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。

[0097] 如本文所用的,术语“计算机”,“子系统”,“电路”,“控制器电路”或“模块”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,其包括使用微控制器,精简指令集计算机(RISC),ASIC,逻辑电路以及能够执行本文中描述的功能的任何其它电路或处理器。上面的示例仅仅是示例性的,以及因此不旨在以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。

[0098] 计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。存储元件也可以根据期望或需要存储数据或其它信息。存储元件可以采用处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0099] 该指令集可以包括指引“计算机”,“子系统”,“电路”,“控制器电路”或“模块”作为处理机器来执行特定操作(例如各种实施例的方法和过程)的各种命令。该指令集可以采用软件程序和/或一个或多个软件模块的形式。该软件可以是各种形式,例如系统软件或应用软件,且其可以作为有形和非暂时性的计算机可读介质来实施。此外,软件可以采用单独程序或模块的集合,更大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。该软件还可以包括采用面向对象编程形式的模块化编程。由处理机器处理输入数据可以响应于操作员命令,或响应于先前处理的结果,或响应于由另一处理机器所作出的请求。

[0100] 如本文所用的,“配置为”执行任务或操作的结构,约束或元件以对应于任务或操作的方式具体地在结构上形成,构造或调整。为了清楚和避免疑义,仅能够修改以执行任务或操作的对象不被“配置为”执行如本文所用的任务或操作。相反,如本文所用的“配置为”的使用表示结构调整或特性,且表示描述为“配置为”执行任务或操作的任何结构,约束或元件的结构要求。例如,“配置为”执行任务或操作的控制器电路,处理器或计算机可以被理解为特别地构造以执行任务或操作(例如,使存储在其上或用于与其结合的一个或多个程序或指令,定制成或旨在执行任务或操作,和/或使处理电路的布置,定制成或旨在执行任务或操作)。为了清楚和避免疑义,通用计算机(其可以变成“配置为”如果适当地编程,则执行任务或操作)不被“配置为”执行任务或操作,除非或直到具体地被编程或结构上被修改以执行任务或操作。

[0101] 如本文所用,术语“软件”和“固件”是可互换的,且包括存储在存储器中用于由计算机执行的任何计算机程序,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。上述存储器类型仅是示例性的,且因此对于可用于计算机程序存储的存储器的类型不是限制性的。

[0102] 应当理解,以上描述旨在是说明性的而不是约束性的。例如,上述实施例(和/或其方面)可以彼此组合使用。此外,在不脱离其范围的情况下,可以作出许多修改以使特定情况或材料适配于各种实施例的教导。尽管本文描述的材料维度和类型旨在定义各种实施例的参数,但它们决不是限制的,而仅仅是示例性的。在查阅了以上描述之后,许多其它实施例对于本领域技术人员将是明显的。因此,各种实施例的范围应当参考所附权利要求连同这些权利要求所授予的等效物的全部范围来被确定。在所附权利要求中,术语“包括”和“其中”用作相应术语“包含”和“在其中”的简明英语等效物。此外,在下面的权利要求中,术语“第一”,“第二”和“第三”等仅用作标签,并不旨在对其对象施加数字要求。此外,以下权

利要求的限制不是以部件加功能的格式撰写的,且不旨在基于35 U.S.C. §112(f)解释,除非和直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于.....的部件”,后面跟随缺少进一步结构的功能陈述。

[0103] 本撰写的描述使用示例来公开包括最佳模式的各种实施例,且还使本领域技术人员能够实践各种实施例,包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。各种实施例的可申请专利范围由权利要求定义,且可以包括本领域技术人员想到的其它示例。如果这些示例具有与权利要求的字面语言无异的结构要素,或这些示例包括与权利要求的字面语言无实质区别的等效结构要素,则这样的其它示例旨在处于权利要求的范围内。

[0104] 部件列表

超声成像系统100

探头/SAP电子器件110

换能器阵列112

发射波束形成器121

发射器122

换能器元件124

超声探头126

接收器128

波束形成处理器130

RF处理器132

换能器元件134

控制器电路136

显示器138

存储器140

用户界面142

2D平面202

2D平面204

方位平面206

成像角度207

俯仰平面208

成像角度209

用户界面组件210

前端220

2D平面222

2D平面223

2D平面224

方法300

针对感兴趣区域 (ROI) 从矩阵阵列探头沿第一2D平面和至少第二2D平面采集超声数据

302

基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流速304

基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速306
接收双平面彩色流图像的选择? 308
基于第一流速生成第一彩色流图像 310
基于第二流速生成第二彩色流图像312
基于超声数据在显示器上生成解剖图像314
将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像316
基于第二流速确定矩阵阵列探头的调整方向318
基于调整方向在显示器上生成指示符图标320
接收调整的彩色流图像的选择322
基于第二流速确定调整的第一流速324
基于调整的第一流速生成彩色流图像326
基于超声数据在显示器上生成解剖图像328
将彩色流图像重叠到解剖图像330
接收俯仰彩色流图像的选择? 332
基于第二流速生成彩色流图像334
基于沿第二2D平面的超声数据在显示器上生成解剖图像336
将彩色流图像重叠到解剖图像338
平面彩色流图像400
颜色计402
解剖图像404
第一彩色流图像406
第二彩色流图像408
指示符图标410
图形指示符412-415
双平面彩色流图像420
双平面彩色流图像430
双平面彩色流图像440
双平面彩色流图像450
超声图像500
颜色计502
解剖图像504
彩色流图像506

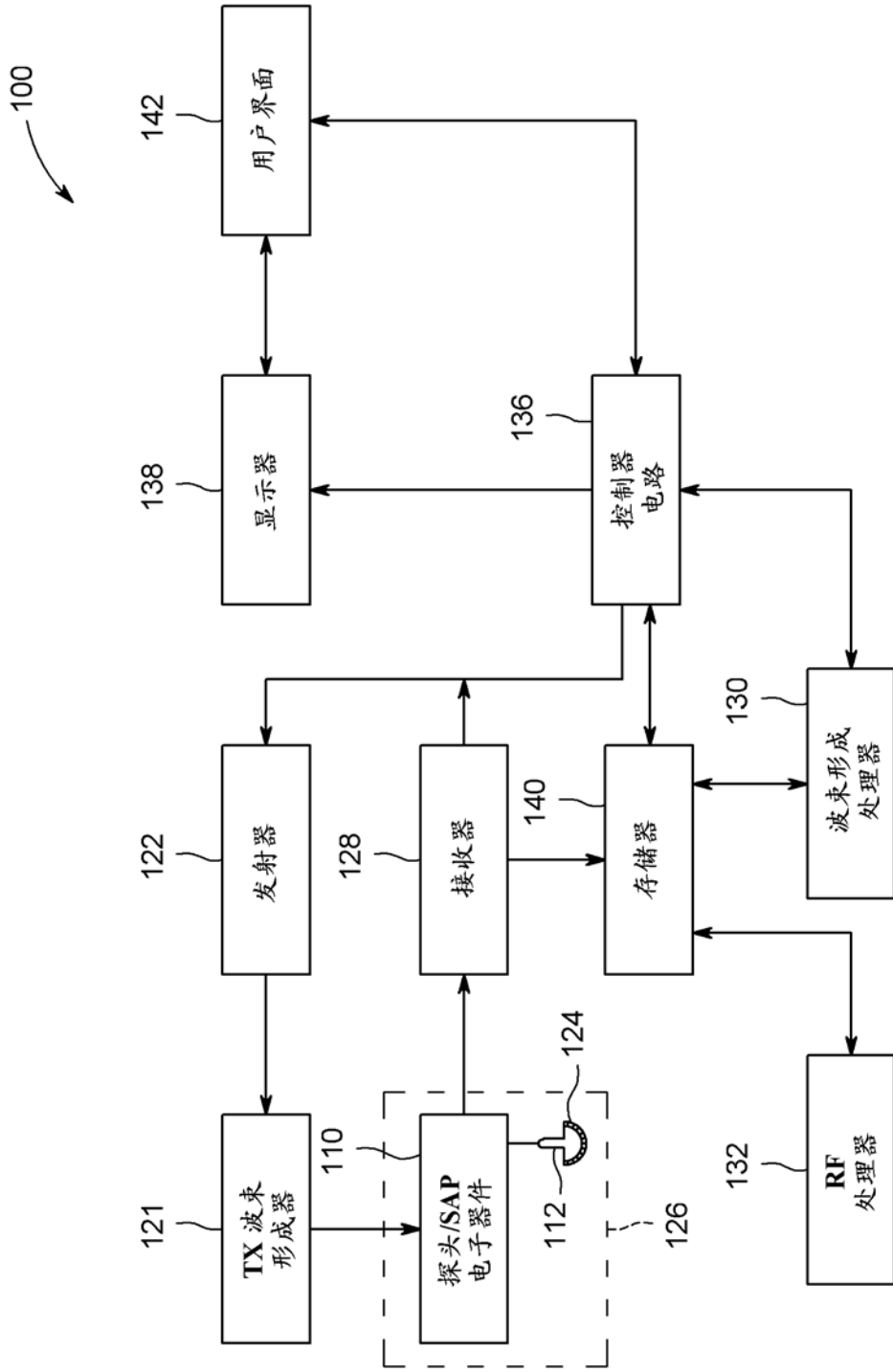


图 1

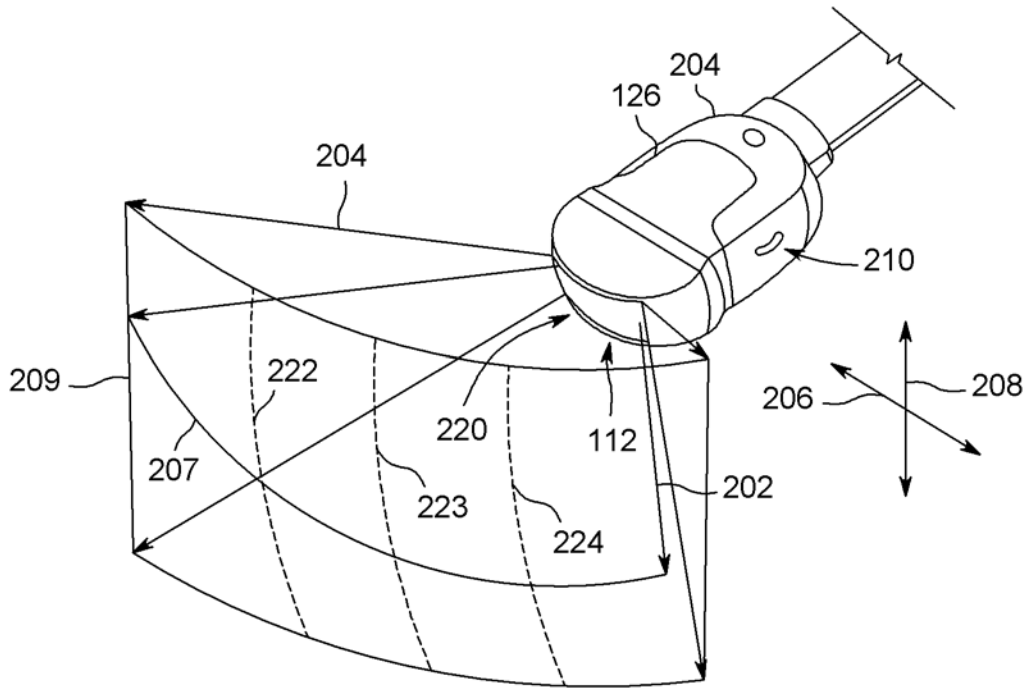


图 2

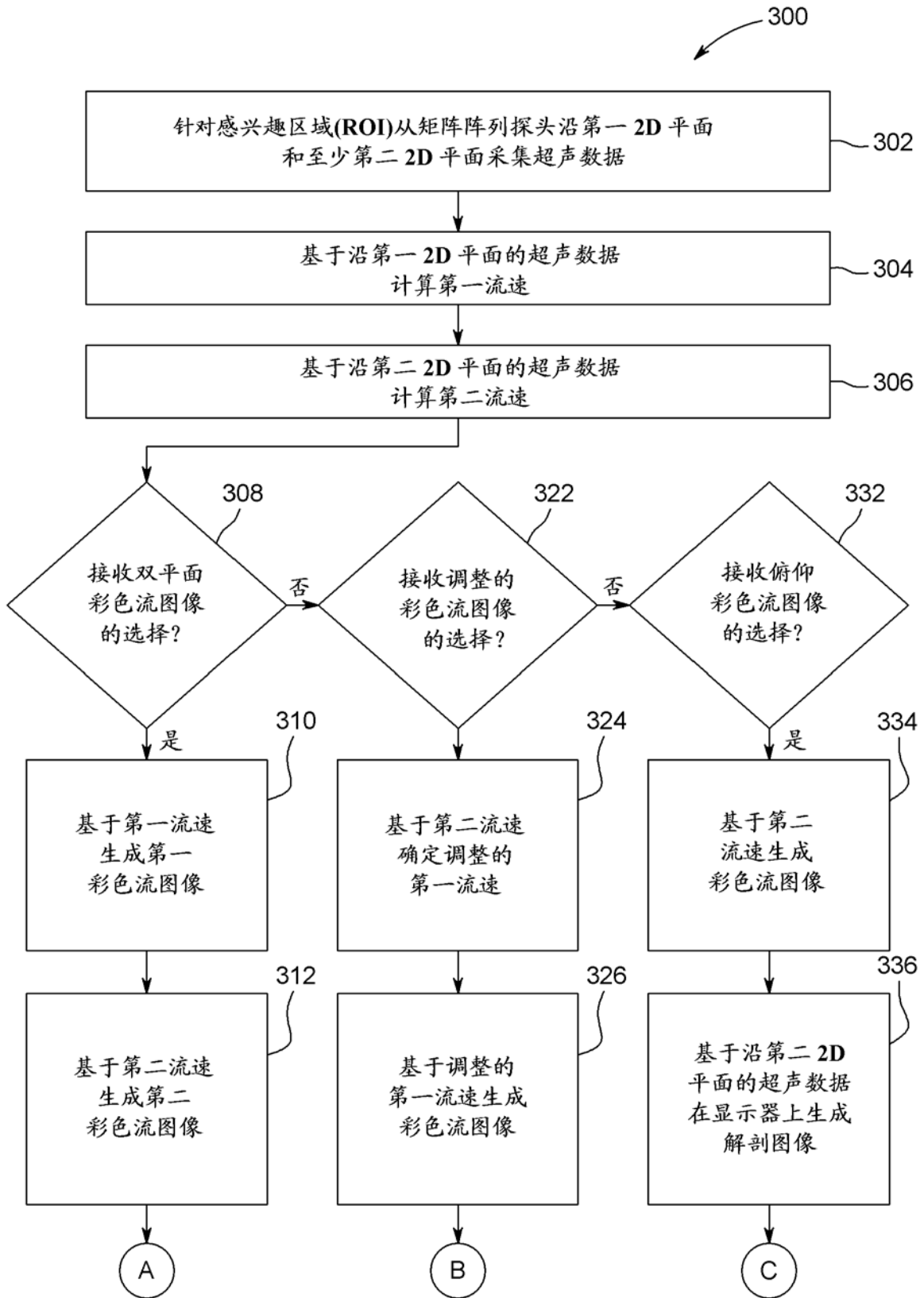


图 3A

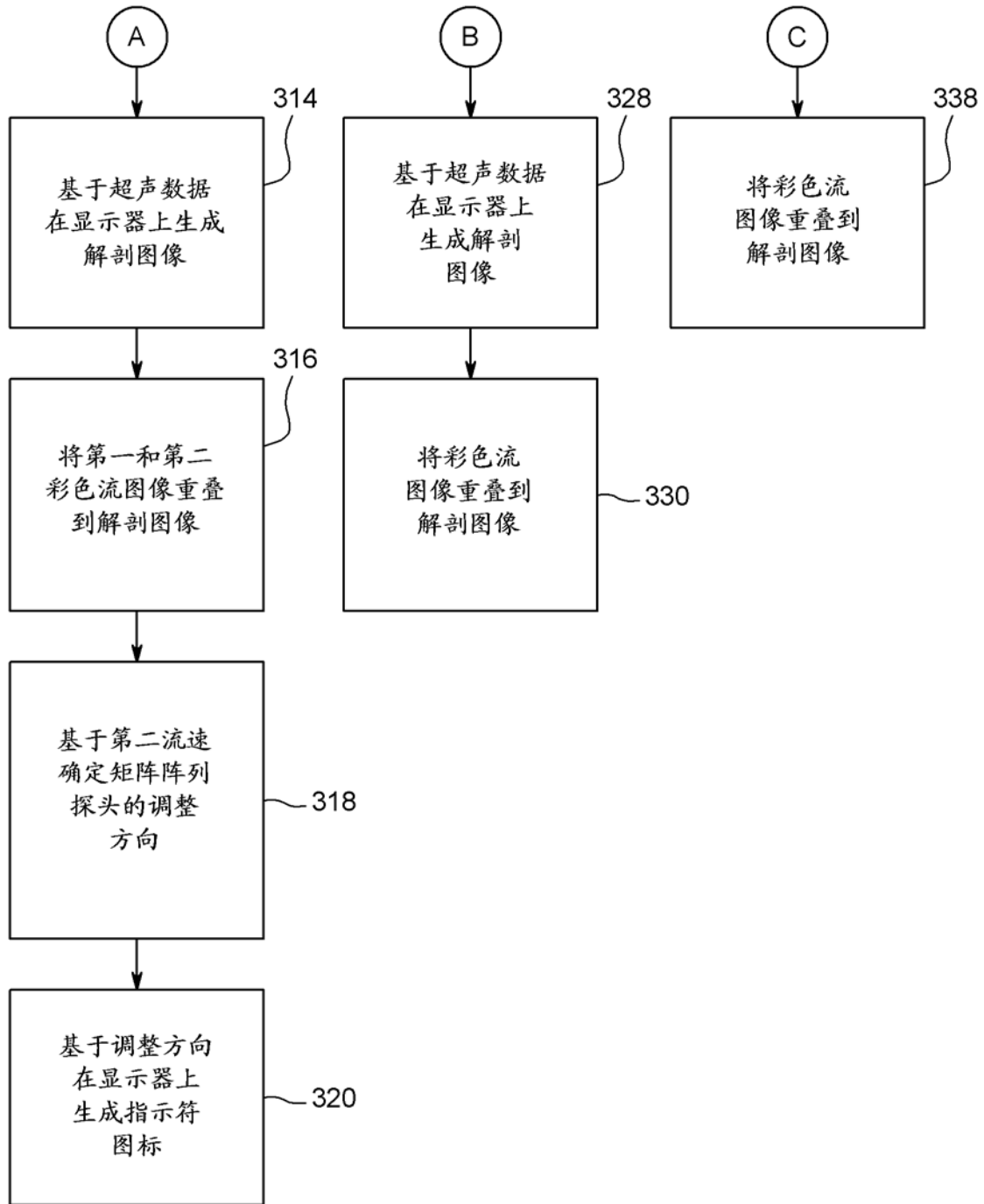


图 3B

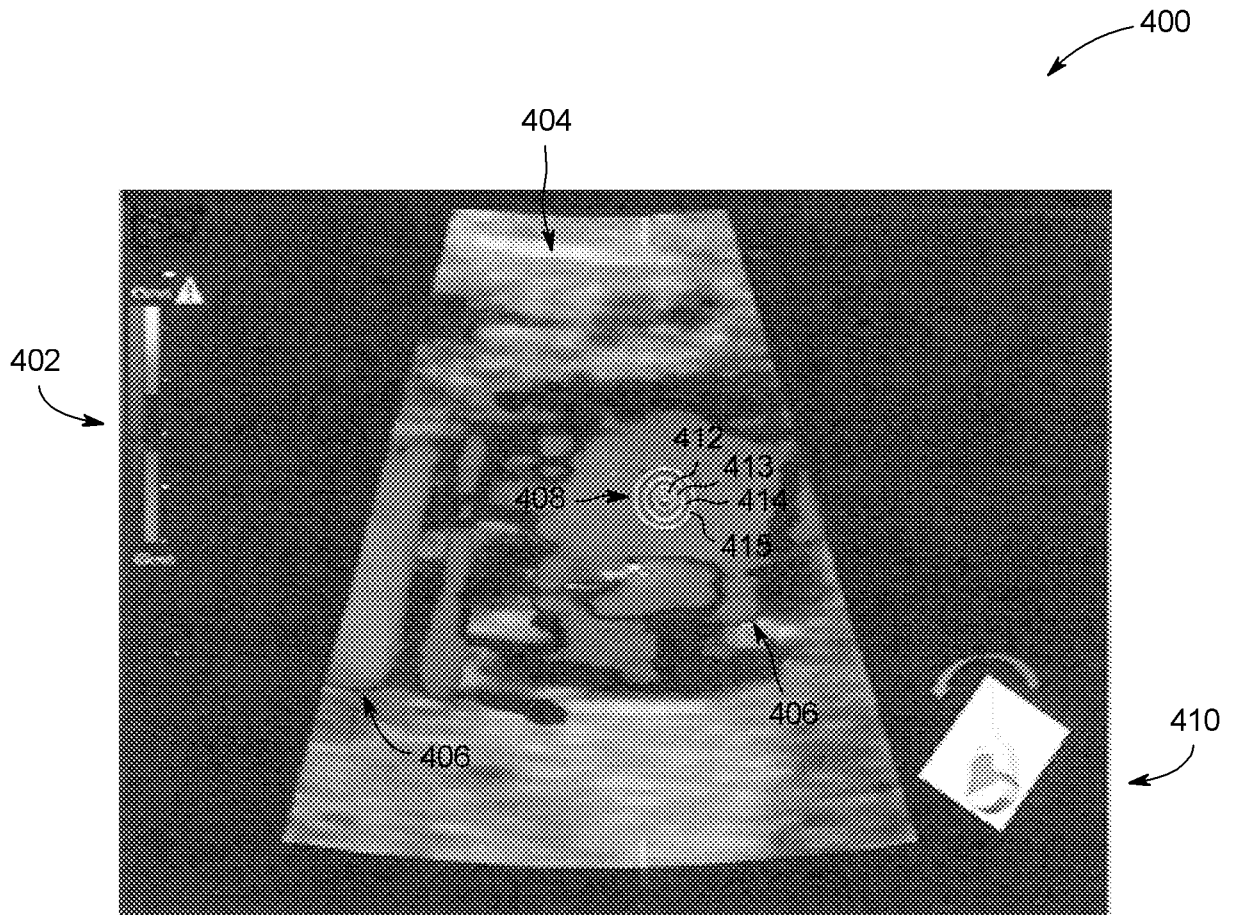


图 4A

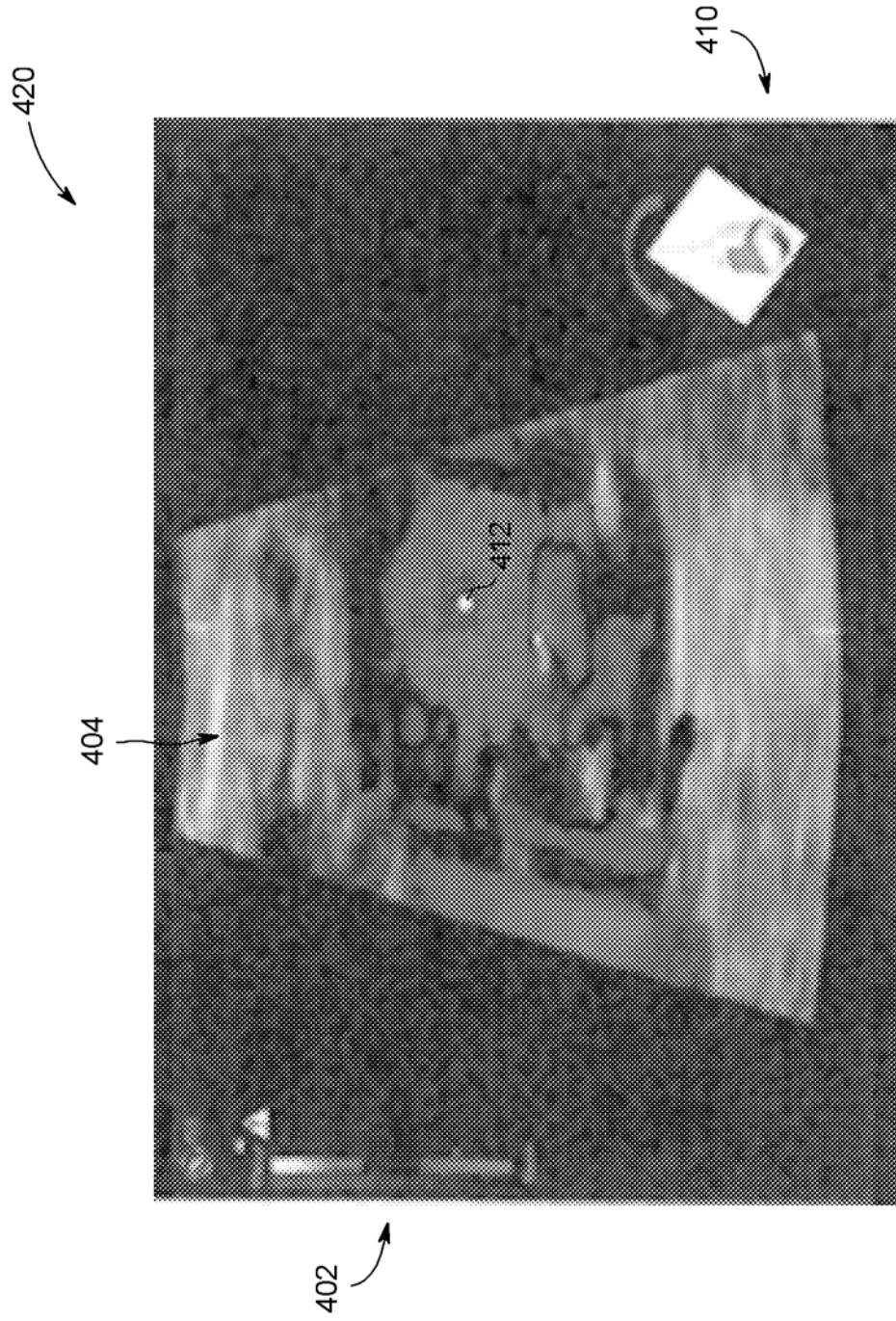


图 4B

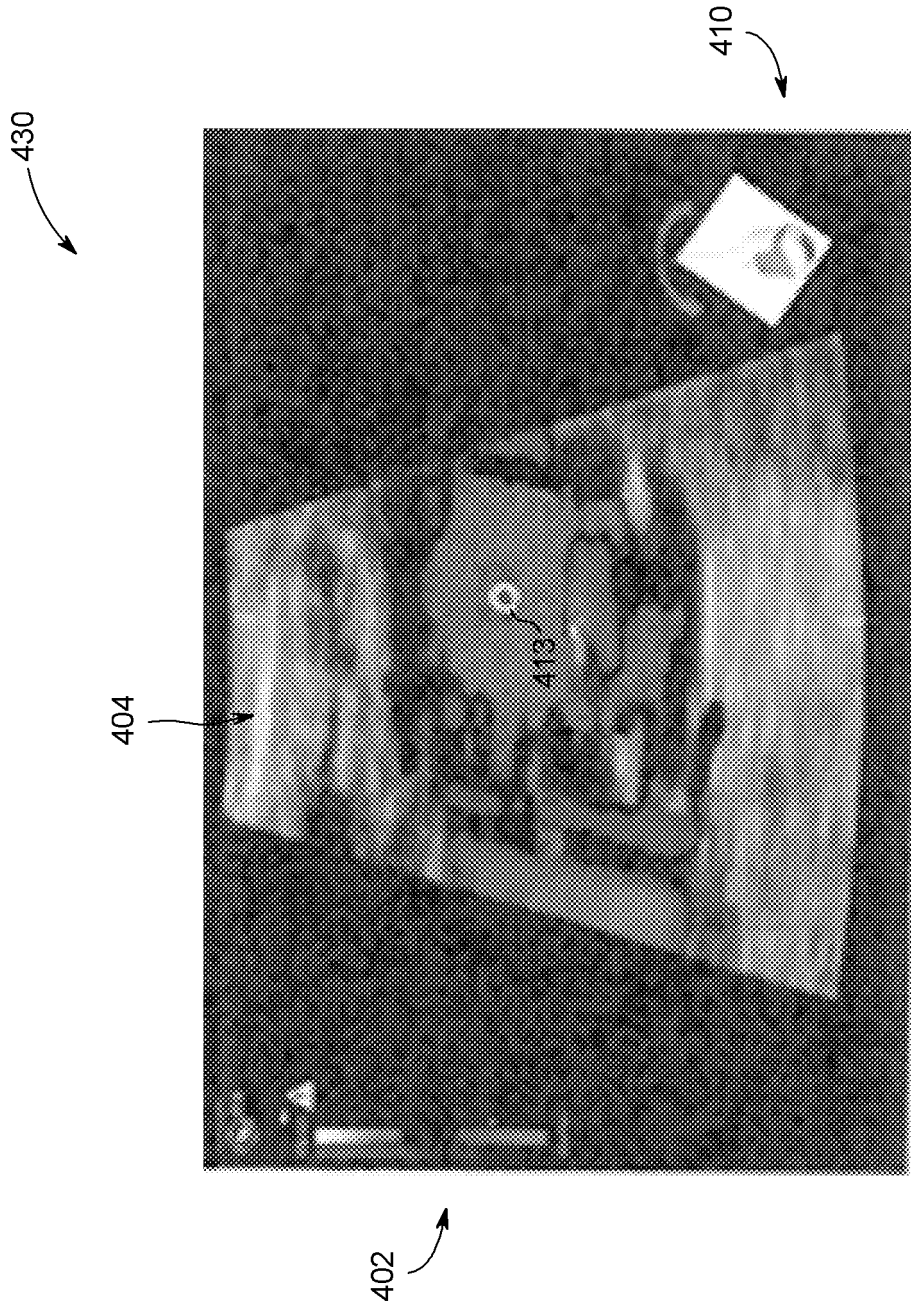


图 4C

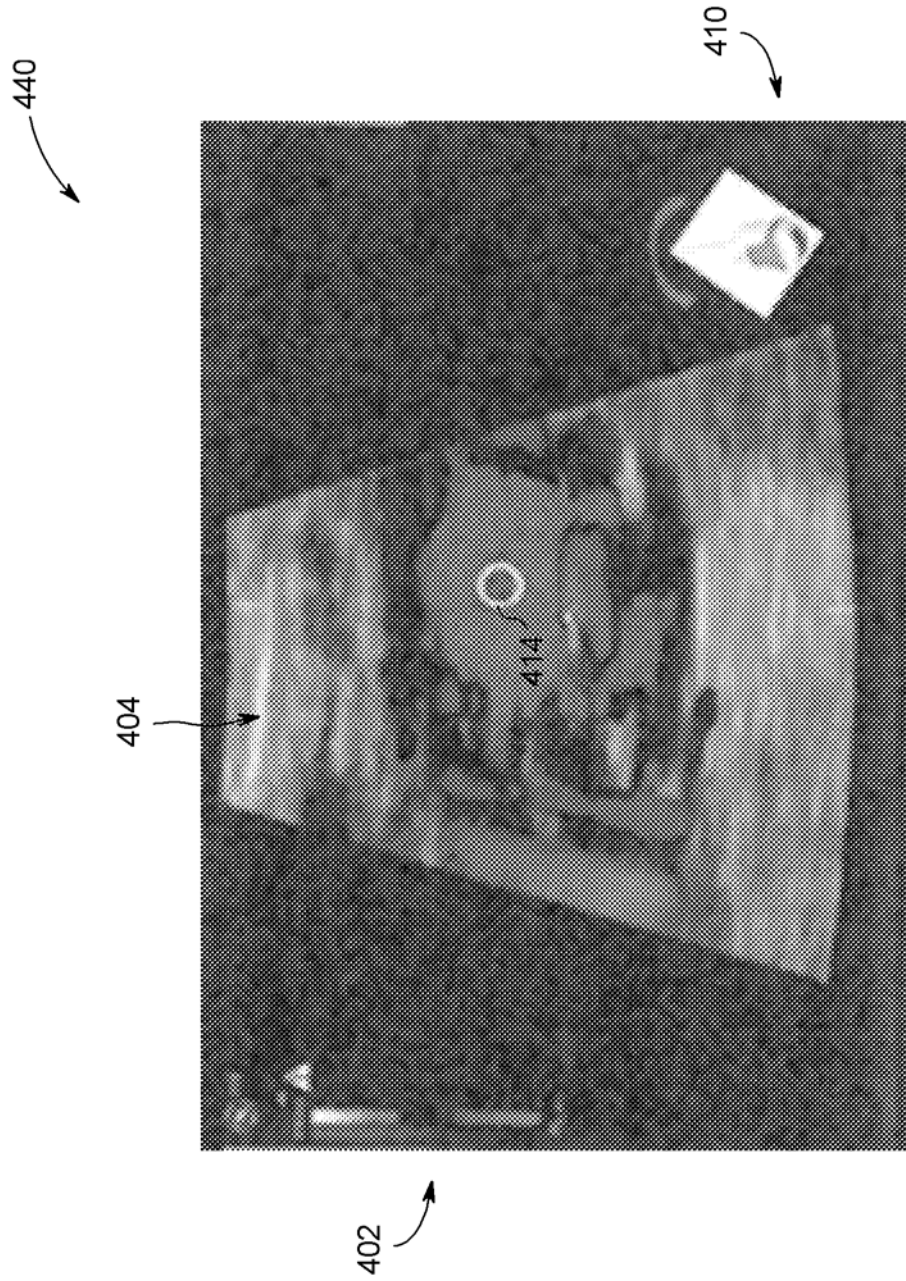


图 4D

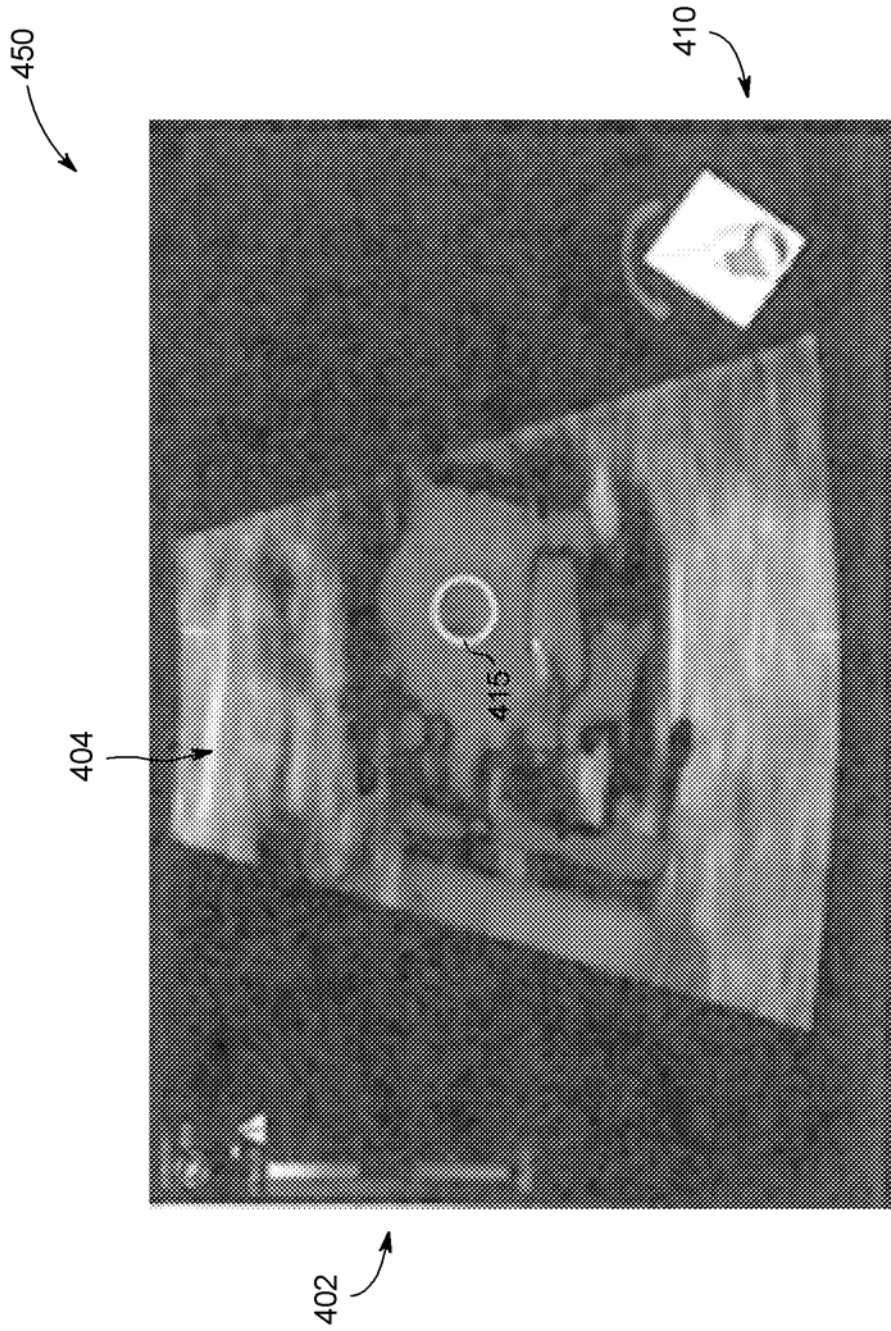


图 4E

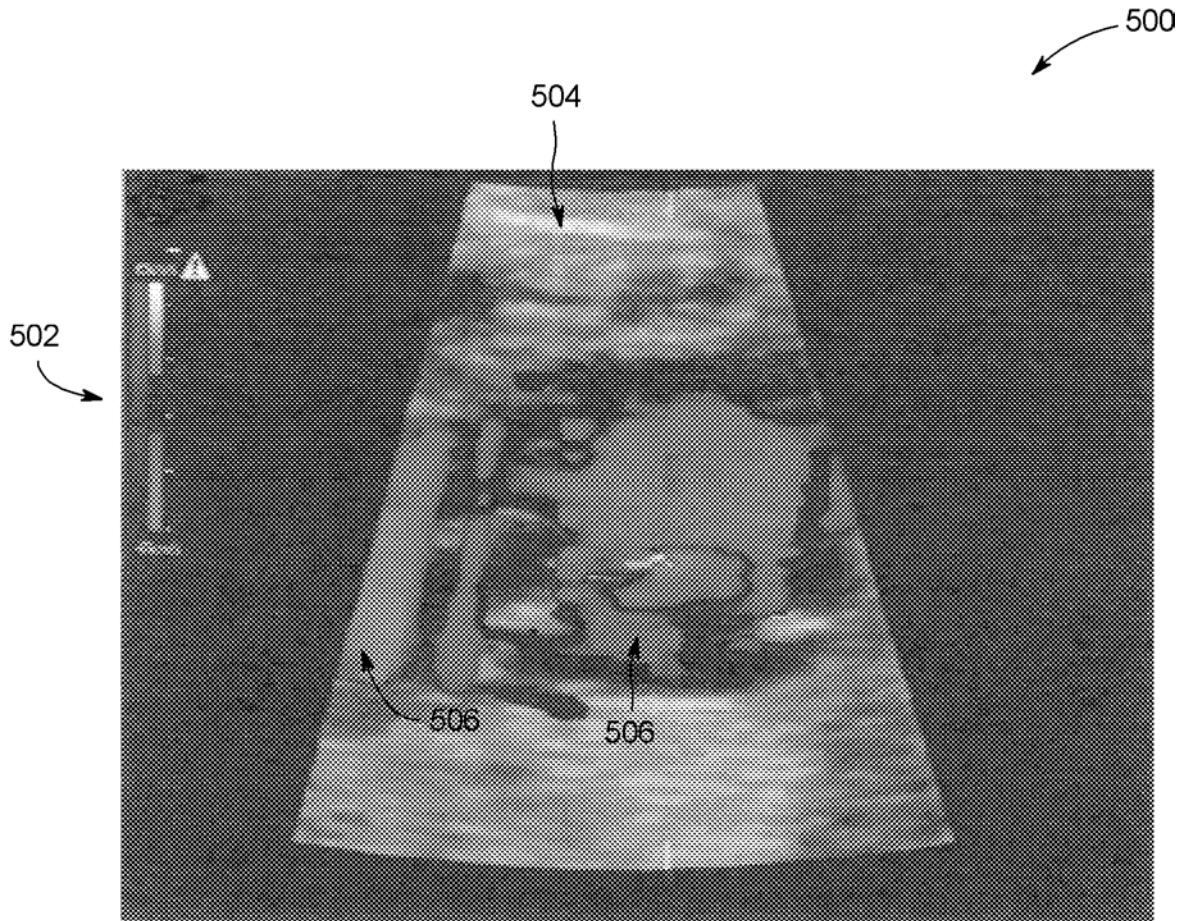


图 5

专利名称(译)	用于诊断医学成像的空间彩色流的方法和系统		
公开(公告)号	CN108523931A	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810149570.5	申请日	2018-02-13
[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	J 伯格 C 佩里		
发明人	J.伯格 C.佩里		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/48 A61B8/4483 A61B8/465 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
代理人(译)	李啸 刘春元		
优先权	15/436084 2017-02-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文描述的系统和方法涉及提供用于诊断医学成像的空间彩色流成像。所述系统和方法针对感兴趣区域(ROI)从矩阵阵列探头沿第一二维(2D)平面和至少第二2D平面采集超声数据，基于沿第一2D平面的超声数据计算第一流速，基于沿第二2D平面的超声数据计算第二流速，且基于第一流速生成第一彩色流图像。所述系统和方法还基于第二流速生成第二彩色流图像，基于超声数据在显示器上生成解剖图像，并将第一和第二彩色流图像重叠到解剖图像。

