



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105744895 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(21)申请号 201480062537.9

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

(22)申请日 2014.11.04

代理人 刘奕晴

(30)优先权数据

10-2014-0027431 2014.03.07 KR

61/907,206 2013.11.21 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.05.16

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2014/010494 2014.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/076508 EN 2015.05.28

(71)申请人 三星麦迪森株式会社

地址 韩国江原道洪川郡

(72)发明人 刘荣权 金成胤 金俊 陈吉柱

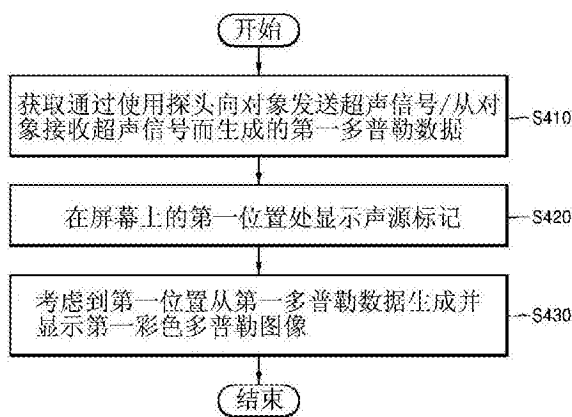
权利要求书2页 说明书20页 附图8页

(54)发明名称

显示超声图像的方法和设备

(57)摘要

一种显示超声图像的方法可通过使用户能够识别血流的准确方向而改善疾病诊断的准确性。所述方法包括：获取通过使用探头向对象发送超声信号并从对象接收超声信号而生成的第一多普勒数据；在屏幕上的第一位置处显示声源标记；考虑到第一位置从第一多普勒数据生成并显示第一彩色多普勒图像。



1. 一种显示超声图像的方法,所述方法包括:

获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的第一多普勒数据;

在屏幕上的第一位置处显示声源标记;

考虑到第一位置从第一多普勒数据生成并显示第一彩色多普勒图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成并显示第一彩色多普勒图像包括:

基于屏幕上的第一位置与参考位置之间的比较结果从第一多普勒数据生成第二多普勒数据;

从第二多普勒数据生成第一彩色多普勒图像。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,生成第二多普勒数据包括:

获取使屏幕上的预定点与参考位置连接的线和使预定点与第一位置连接的线之间的角度;

基于获取的角度通过校正第一多普勒数据来生成第二多普勒数据。

4. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

基于用户的输入,使显示在第一位置处的声源标记运动到第二位置;

基于声源标记的运动生成并显示第二彩色多普勒图像。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,使声源标记运动到第二位置包括使声源标记在屏幕上沿着预定的路径从第一位置运动到第二位置。

6. 根据权利要求4所述的方法,其中,生成并显示第二彩色多普勒图像包括:

获取使屏幕上的预定点与第一位置连接的线和使预定点与第二位置连接的线之间的角度;

基于获取的角度生成第二彩色多普勒图像。

7. 根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括:

基于用户的输入使第一彩色多普勒图像几何变换;

基于第一彩色多普勒图像的几何变换生成并显示第二彩色多普勒图像。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,使第一彩色多普勒图像几何变换包括在屏幕上执行第一彩色多普勒图像的运动、放大、缩小和旋转中的至少一种。

9. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述屏幕包括显示多个多普勒图像的多个区域,

其中,在第一位置处显示声源标记包括分别在所述多个区域的多个位置处显示多个声源标记,

生成并显示第一彩色多普勒图像包括基于所述多个声源标记的所述多个位置从第一多普勒数据生成并显示对象的多个截面的多个彩色多普勒图像。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成并显示第一彩色多普勒图像包括:

基于对象的体数据生成对象的至少一部分的三维(3D)亮度(B)模式图像;

在3D B模式图像上显示第一彩色多普勒图像。

11. 根据权利要求10所述的方法,所述方法还包括:

基于用户的输入,使显示在第一位置处的声源标记沿着3D B模式图像的x轴、y轴和z轴中的至少一个运动到第二位置;

基于声源标记的运动生成第二彩色多普勒图像,并在3D B模式图像上显示第二彩色多

普勒图像。

12. 一种用于显示超声图像的设备,所述设备包括:

数据获取器,获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的第一多普勒数据;

显示器,在屏幕上的第一位置处显示声源标记;

处理器,考虑到第一位置从第一多普勒数据生成第一彩色多普勒图像,

其中,所述显示器还显示第一彩色多普勒图像。

13. 根据权利要求12所述的设备,其中,所述处理器基于屏幕上的第一位置和参考位置之间的比较结果从第一多普勒数据生成第二多普勒数据,并从第二多普勒数据生成第一彩色多普勒图像。

14. 根据权利要求12所述的设备,所述设备还包括接收用户输入的用户输入装置,

其中,所述处理器基于用户的输入使显示在第一位置处的声源标记运动到第二位置,并基于声源标记的运动而生成第二彩色多普勒图像,

所述显示器显示第二彩色多普勒图像。

15. 一种计算机可读记录介质,所述计算机可读记录介质上记录有用于执行如权利要求1至11中任意一项所述的方法的程序。

显示超声图像的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明的一个或多个实施例涉及一种显示超声图像的方法和设备,更具体地,涉及一种用于通过使用多普勒数据生成并显示示出对象的至少一部分的运动的彩色多普勒图像的方法和设备。

背景技术

[0002] 超声系统具有无创和无损特性,因此,被广泛用于获取与对象的身体内部结构有关的信息的医疗应用。超声系统可无需执行涉及创口的外科手术而为医师提供对象的身体内部结构的高分辨率图像,因此,经常被用于医疗应用。

[0003] 通常,超声系统随着探头开始接触对象的表面而向对象发送超声信号并接收从对象反射的超声信号(在下文中,被称为回波信号)。超声系统基于通过探头接收的回波信号来形成对象的超声图像,并将形成的超声图像显示在显示器上。

[0004] 例如,超声系统可形成并显示通过亮度来表示从对象反射的回波信号的强度的亮度(B)模式图像或通过颜色或波形来表示从回波信号中提取的多普勒分量的多普勒(D)模式图像。

[0005] 具体地,超声系统可通过向对象(包括血液所流过的血管)发送超声信号并接收从对象反射的回波信号来生成多普勒数据。超声系统可基于生成的多普勒数据形成彩色(C)模式图像(即,彩色多普勒图像)。彩色多普勒图像通过使用颜色或箭头表示血流的相对于探头的相对速度。彩色多普勒图像被广泛用于诊断心脏疾病的发生。

[0006] 一般超声系统在获取了多普勒数据时生成表示血流的相对于探头位置的相对速度的彩色多普勒图像。当使用一般超声系统的用户操纵彩色多普勒图像时(例如,当用户移动或旋转屏幕上的彩色多普勒图像时),在获取多普勒数据时用户不会知道探头位于哪里,而探头的位置是彩色多普勒图像的基础。

[0007] 此外,由于一般超声系统在获取了多普勒数据时提供表示血流的相对于探头位置的相对速度的彩色多普勒图像,因此,一般超声系统可提供不能根据探头的空间位置示出血流的准确方向的彩色多普勒图像。

[0008] 因此,使用一般超声系统的用户难以识别彩色多普勒图像示出的血液的准确方向,从而减小了诊断的准确性。

发明内容

[0009] 发明的公开

[0010] 技术问题

[0011] 由于一般超声系统在获取了多普勒数据时提供表示血流的相对于探头位置的相对速度的彩色多普勒图像,因此,一般超声系统可提供不能根据探头的空间位置示出血流的准确方向的彩色多普勒图像。

[0012] 因此,使用一般超声系统的用户难以识别彩色多普勒图像示出的血液的准确方

向,从而减小了诊断的准确性。

[0013] 技术方案

[0014] 本发明的一个或更多个实施例包括一种显示超声图像的方法和装置,所述超声图像为用户提供血液的准确方向以增加诊断心脏疾病的准确性。

[0015] 其他方面将在下面的描述中部分地阐述并将根据描述而部分地清楚,或可通过实施示出的实施例而了解。

[0016] 根据本发明的一个或更多个实施例,一种显示超声图像的方法包括:获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的第一多普勒数据;在屏幕上的第一位置处显示声源标记;考虑到第一位置从第一多普勒数据生成并显示第一彩色多普勒图像。

[0017] 生成并显示第一彩色多普勒图像可包括:基于屏幕上的第一位置与参考位置之间的比较结果从第一多普勒数据生成第二多普勒数据;从第二多普勒数据生成第一彩色多普勒图像。

[0018] 生成第二多普勒数据可包括:获取使屏幕上的预定点与参考位置连接的线和使预定点与第一位置连接的线之间的角度;基于获取的角度通过校正第一多普勒数据来生成第二多普勒数据。

[0019] 所述方法还可包括:基于用户的输入,使显示在第一位置处的声源标记运动到第二位置;基于声源标记的运动生成并显示第二彩色多普勒图像。

[0020] 使声源标记运动到第二位置可包括使声源标记在屏幕上沿着预定的路径从第一位置运动到第二位置。

[0021] 生成并显示第二彩色多普勒图像可包括:获取使屏幕上的预定点与第一位置连接的线和使预定点与第二位置连接的线之间的角度;基于获取的角度生成第二彩色多普勒图像。

[0022] 所述方法还可包括:基于用户的输入使第一彩色多普勒图像几何变换;基于第一彩色多普勒图像的几何变换生成并显示第二彩色多普勒图像。

[0023] 使第一彩色多普勒图像几何变换可包括在屏幕上执行第一彩色多普勒图像的运动、放大、缩小和旋转中的至少一种。

[0024] 所述屏幕可包括显示多个多普勒图像的多个区域,其中,在第一位置处显示声源标记包括分别在所述多个区域的多个位置处显示多个声源标记,生成并显示第一彩色多普勒图像包括基于所述多个声源标记的所述多个位置从第一多普勒数据生成并显示对象的多个截面的多个彩色多普勒图像。

[0025] 生成并显示第一彩色多普勒图像可包括:基于对象的体数据生成对象的至少一部分的三维(3D)亮度(B)模式图像;在3D B模式图像上显示第一彩色多普勒图像。

[0026] 所述方法还可包括:基于用户的输入,使显示在第一位置处的声源标记沿着3D B模式图像的x轴、y轴和z轴中的至少一个运动到第二位置;基于声源标记的运动生成第二彩色多普勒图像,并在3D B模式图像上显示第二彩色多普勒图像。

[0027] 根据本发明的一个或更多个实施例,一种显示超声图像的方法包括:获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的多普勒数据;通过使用多普勒数据显示彩色多普勒图像并在屏幕上显示彩色多普勒图像;在屏幕上的与彩色多普

勒图像对应的第一位置处显示声源标记,其中,第一位置指示血流在对象中流动所沿方向与探头接收回波信号所沿方向之间的角度。

[0028] 据本发明的一个或更多个实施例,一种用于显示超声图像的设备包括:数据获取器,获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的第一多普勒数据;显示器,在屏幕上的第一位置处显示声源标记;处理器,考虑到第一位置从第一多普勒数据生成第一彩色多普勒图像,其中,所述显示器还显示第一彩色多普勒图像。

[0029] 所述处理器可基于屏幕上的第一位置和参考位置之间的比较结果从第一多普勒数据生成第二多普勒数据,并从第二多普勒数据生成第一彩色多普勒图像。

[0030] 所述处理器可获取使屏幕上的预定点与参考位置连接的线和使预定点与第一位置连接的线之间的角度,并基于获取的角度通过校正第一多普勒数据生成第二多普勒数据。

[0031] 所述设备还可包括接收用户输入的用户输入装置,其中,所述处理器基于用户的输入使显示在第一位置处的声源标记运动到第二位置,并基于声源标记的运动而生成第二彩色多普勒图像,所述显示器显示第二彩色多普勒图像。

[0032] 所述处理器可使声源标记在屏幕上沿着预定路径从第一位置运动到第二位置。

[0033] 所述处理器可获取使屏幕上的预定点与第一位置连接的线和使预定点与第二位置连接的线之间的角度,并基于获取的角度生成第二彩色多普勒图像。

[0034] 所述设备还可包括接收用户输入的用户输入装置,其中,所述处理器基于用户的输入使第一彩色多普勒图像几何变换,并基于第一彩色多普勒图像的几何变换而生成第二彩色多普勒图像,所述显示器显示第二彩色多普勒图像。

[0035] 处理器可在屏幕上执行第一彩色多普勒图像的运动、放大、缩小和旋转中的至少一种。

[0036] 显示器可在屏幕上的多个区域处显示多个多普勒图像,并分别在多个区域的多个位置处显示多个声源标记,其中,所述处理器基于多个声源标记的多个位置从第一多普勒数据生成对象的多个截面的多个彩色多普勒图像。

[0037] 所述处理器还可基于对象的体数据生成对象的至少一部分的三维(3D)亮度(B)模式图像,所述显示器可在3D B模式图像上显示第一彩色多普勒图像。

[0038] 所述设备还可包括接收用户输入的用户输入装置,其中,所述处理器基于用户的输入使显示在第一位置处的声源标记沿着3D B模式图像的x轴、y轴和z轴中的至少一个运动到第二位置,并基于声源标记的运动生成第二彩色多普勒图像,所述显示器在3D B模式图像上显示第二彩色多普勒图像。

[0039] 根据本发明的一个或更多个实施例,用于显示超声图像的设备包括:数据获取器,获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的多普勒数据,处理器,通过使用多普勒数据生成彩色多普勒图像;显示器,在屏幕上显示彩色多普勒图像,并在屏幕上的与彩色多普勒图像对应的第一位置处显示声源标记,其中,第一位置指示血流在对象中流动所沿方向与探头接收回波信号的方向之间的角度。

[0040] 根据本发明的一个或更多个实施例,一种计算机可读记录介质记录有用于执行所述方法的程序。

附图说明

[0041] 通过下面结合附图对实施例的描述,这些和/或其他方面将变得清楚且更容易领会,在附图中:

[0042] 图1是用于解释通过在一般超声系统中使用探头获取对象的多普勒数据的方法的概念示图;

[0043] 图2A和图2B是由图1的一般超声系统提供的彩色多普勒图像;

[0044] 图3A和图3B是示出根据本发明的实施例的用于显示超声图像的设备的框图;

[0045] 图4A和图4B是根据本发明的实施例的显示超声图像的方法的流程图;

[0046] 图5是根据本发明的另一实施例的显示超声图像的方法的流程图;

[0047] 图6A、图6B、图7A和图7B是示出根据本发明的实施例所显示的彩色多普勒图像以及声源标记的示图;

[0048] 图8是示出根据本发明的实施例的基于所显示的多个声源标记的位置而生成的彩色多普勒图像的示图;

[0049] 图9A和图9B是示出根据本发明的实施例的在屏幕上移动的声源标记的运动路径的示图;

[0050] 图10是示出根据本发明的实施例的可应用于显示超声图像的设备的超声系统的框图。

具体实施方式

[0051] 如这里所使用的,术语“和/或”包括一个或更多个相关所列项的任意和全部组合。当诸如“至少一个”的表述在一列元件之后时,其修饰整列元件,而不修饰该列的个别元件。

[0052] 现在将参照附图更充分地描述本发明,使本领域的普通技术人员能够无任何困难地执行本发明。然而,本发明可以以许多不同的形式实施且不应当被解释为限于这里所阐述的实施例;更确切地,提供这些实施例使得该公开将是彻底的和完整的,并将把发明构思全面地传达给本领域普通技术人员。此外,将省略附图中与具体实施方式无关的部分以确保本发明的清楚性。附图中相同的标号指示相同的元件。

[0053] 在整个说明书中,将被理解的是,当一个元件被称为“连接”到另一元件时,其可“直接连接”到另一元件或利用介于他们之间的中间元件“电连接”到另一元件。还将被理解的是,当部件“包括”或“具有”元件时,除非另外限定,否则所述部件还“包括”或“具有”其他元件,而不排除其他元件。

[0054] 此外,这里所使用的术语“对象”可指生命体对象或非生命体对象。此外,对象可指人类或动物的身体部分。例如,对象可包括诸如肝脏、心脏、子宫、头部、胸部或胃部的器官或者胎儿。此外,这里所使用的术语“用户”可指诸如医生的医学专家、护士、临床病例医师、超声医师或医学影像专家。

[0055] 现在将参照其中示出发明的示例性实施例的附图更充分地描述本发明。

[0056] 图1是用于解释通过在一般超声系统中使用探头获取对象的多普勒数据的方法的概念示图。

[0057] 多普勒效应用于在医学超声检查中检测移动的反射体(例如,包括在流经血管的

血液中的红细胞),还用于表征并测量血流。如图1所示,由于多普勒效应,在通过探头101发送的超声信号的频率 f_o 与通过探头101接收的回波信号的频率 f_r 之间存在差异。通过探头1010发送的超声信号的频率 f_o 与通过探头101接收的回波信号的频率 f_r 之间的差异被称为多普勒偏移频率 f_d 。

[0058] 多普勒偏移频率 f_d 与反射超声信号的反射体的速率成比例,还与接收从反射体反射的回波信号的方向和反射体运动的方向之间的角度 θ 的余弦值成比例。

[0059] 详细地,多普勒偏移频率 f_d 可定义如下:

[0060] [等式1]

$$[0061] \quad f_d = f_r - f_o = \frac{(2 f_o v \cos \theta)}{c}$$

[0062] 在等式1中, f_o 是发送频率, f_r 是接收频率, v 是反射体的速率, c 是在生命体中的声速, θ 是多普勒角(或超声波所入射的角度),并是接收从反射体反射的回波信号所沿方向与反射体运动所沿方向之间的角度。可通过用户输入或通过探头测量多普勒角 θ 。

[0063] 一般超声系统通过使用由探头101接收的回波信号生成对象的多普勒数据。对象的多普勒数据包括与在对象中运动的反射体的运动有关的信息。与反射体的运动有关的信息可包括反射体的相对于探头101的相对速度。

[0064] 详细地,一般超声系统通过使用回波信号获取反射体的相对于接收超声信号的探头101的相对速度 v 。可基于多普勒偏移频率 f_d 和多普勒角 θ 根据等式1来获取反射体的相对速率 v 。可发送其发送频率 f_o 已知的超声信号,并可检测响应于发送的超声信号而从反射体接收的超声信号的接收频率 f_r 。可基于发送频率 f_o 和接收频率 f_r 计算多普勒偏移频率 f_d 。因此,假设在等式1中声速 c 是常数,则可通过测量多普勒偏移频率 f_d 和 $\cos\theta$ 来计算反射体的相对速度 v 。

[0065] 一般超声系统可生成彩色多普勒图像,所述彩色多普勒图像被分配了根据与反射体的运动有关的信息选择的至少一种颜色。例如,一般超声系统可存储使多个颜色映射到多个相对速度的颜色映像表。一般超声系统可从多普勒数据中提取对象的预定区域的与多普勒图像的与每个像素相对应的相对速度,并可通过将基于提取的相对速度选择的至少一种颜色和存储的颜色映像表分配到每个像素来生成彩色多普勒图像。

[0066] 可以以提供彩色多普勒图像的一般超声系统的彩色多普勒模式来提供与对象的黑白图像重叠的彩色图像。例如,一般超声系统可在与对象的黑白亮度(B)模式图像的对应区域上显示彩色多普勒图像。也就是说,与对象的部分对应的彩色多普勒图像(例如,显示在血管中流动的血液的速率的彩色多普勒图像)可显示在与运动的对象的一部分(例如,使血液在其中流动的血管的内部)对应的B模式图像的区域上。

[0067] 例如,彩色多普勒图像可表示出在对象中流动的血流的方向和速率。彩色多普勒图像可通过使用颜色来表示血流的方向,并可通过使用亮度表示血流的速率。

[0068] 图2A和图2B是通过图1的一般超声系统提供的彩色多普勒图像。

[0069] 在图2A和图2B中,图像210是对象的B模式图像,箭头201指示在对象中流动的血流的实际方向,图像212和214是彩色多普勒图像。箭头201以及箭头203和205未在一般彩色多普勒图像中示出,但在这里将其示出以更好地理解本发明。

[0070] 如图2A所示,一般超声系统可通过使用至少一种颜色来提供包括与在对象中流动

的血流有关的信息的彩色多普勒图像212和214。一般超声系统可如图2A所示在与B模式图像210的血流对应的区域上显示彩色多普勒图像212和214。

[0071] 一般超声系统提供了基于B模式图像210的上侧来表示血流的相对速度的彩色多普勒图像。如图2A所示,一般超声系统可提供通过使用红色表示朝着探头101运动的血流的彩色多普勒图像212。此外,一般超声系统可提供通过使用蓝色表示远离探头101运动的血流的彩色多普勒图像214。

[0072] 此外,一般超声系统不在屏幕上显示对象的在通过探头101发送/接收的超声信号与血流之间形成 90° 角的区域的彩色多普勒图像。这是因为与通过探头101发送/接收的超声信号成 90° 角的血流相对于探头101的相对速度为0。

[0073] 如上所述,由于指示对象中流动的血流的实际方向的箭头201实际未示出在通过一般超声系统显示的彩色多普勒图像上,因此,用户基于通过彩色多普勒图像表示的至少一种颜色预测血流的方向。

[0074] 用户可基于示出为红色的彩色多普勒图像212确定:血流的与彩色多普勒图像212对应的方向是如箭头203所指示的血流朝向B模式图像210的上侧运动的方向。此外,用户可基于示出为蓝色的彩色多普勒图像214确定:血流的与彩色多普勒图像214对应的方向是如箭头205所指示的血流远离B模式图像210的上侧运动的方向。

[0075] 如图2A所示,一般超声系统为用户提供基于图像的上侧的来表示血流的相对速度的彩色多普勒图像。因此,当用户操作彩色多普勒图像时(例如,当用户旋转或放大彩色多普勒图像时),用户难以仅仅通过使用彩色多普勒图像来识别血流的方向。这是因为在一般超声系统中,当用户操作彩色多普勒图像时,用户不知道彩色多普勒图像相对于其表示血流的相对速度的参考点。现在将参照图2B详细解释一般超声系统的使用中的问题。

[0076] 图2B示出了使图2A的B模式图像210以及彩色多普勒图像212和214顺时针旋转 90° 的情况。

[0077] 当如图2B所示旋转图像时,用户仍然基于B模式图像210的上侧来分析彩色多普勒图像212和214。

[0078] 用户会确定:与彩色多普勒图像212相对应的血流的方向是如箭头207指示的使血流朝向B模式图像210的上侧运动的方向。此外,用户会基于示出为蓝色的彩色多普勒图像214确定:与彩色多普勒图像214对应的血流的方向是如箭头209指示的使血流远离B模式图像210的上侧运动的方向。

[0079] 因此,用户通过使用图2B的彩色多普勒图像212和214识别的血流的方向与通过箭头201指示的血流的实际方向不同。如图2B所示,根据一般超声系统,当用户操作彩色多普勒图像时,用户不会获取与血流的运动有关的准确信息。也就是说,在血流的实际方向与用户通过使用彩色多普勒图像识别的血流的方向之间存在差异。

[0080] 具体地,当第二用户加载被第一用户操作之后存储的彩色多普勒图像时,第二用户可能难以直观地识别由加载的彩色多普勒图像表示的血流的方向。

[0081] 考虑到当获取多普勒数据时显示基于屏幕的上侧来表示血流的相对于探头的位置的相对速度的彩色多普勒图像的传统方法的问题,本发明提供了使用户能够识别血流的实际方向的显示超声图像的方法和装置。

[0082] 详细地,本发明的方法和装置可显示彩色多普勒图像以及指示彩色多普勒图像的

参考点的声源标记。此外,本发明的方法和设备可提供彩色多普勒图像,所述彩色多普勒图像基于彩色多普勒图像的几何变换通过处理多普勒数据以及从处理的多普勒数据生成彩色多普勒图像的简单操作而示出与血流有关的信息。

[0083] 图3A和图3B是示出根据本发明的实施例的显示超声图像的设备300的框图。

[0084] 如图3A所示,设备300包括数据获取器310、处理器330和显示器320。

[0085] 图3A和3B的设备300可推车式的或便携式的。便携式超声诊断设备的示例可包括图像存档和通信系统(PACS)查看器、智能手机、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和台式PC,但不限于此。

[0086] 数据获取器310获取对象的多普勒数据。通过数据获取器310获取的多普勒数据可以是通过使用探头向对象发送超声数据并接收从对象反射的回波信号而生成的数据。多普勒数据可包括与对象的至少一部分的运动(例如,对象的血液的流动)有关的信息。例如,与运动有关的信息可包括运动的速率和方向。

[0087] 例如,数据获取器310可包括探头,以便探头向对象发送超声信号/从对象超声信号。

[0088] 探头可向对象发送信号,并接收响应于超声信号而从对象反射的回波信号。探头可根据施加到探头的驱动信号向对象发送超声信号,并可接收从对象反射的回波信号。

[0089] 探头包括多个换能器,且所述多个换能器根据发送到其的超声信号振荡并生成超声信号。此外,探头可无线地或有线地连接到设备300的主体,设备300可根据其类型包括多个探头。图3A和图3B的数据获取器310的示例可包括1D探头、1.5D探头和矩阵2D探头。

[0090] 从探头发送的超声信号可以是散焦超声信号或聚焦超声信号。也就是说,从探头发送的超声信号(超声波束)的示例包括焦点位于成像区域内部的一般聚焦超声波束、焦点位于成像区域外部的宽束超声波束、焦点位于无限远处的平面波超声波束以及焦点位于超声探头的表面的后面的虚拟顶点超声波束。

[0091] 例如,包括在图3A和图3B的数据获取器310中的探头可向对象发送超声信号(平面波信号),并可接收响应于发送的超声信号而从对象反射的回波信号。通过使用超声信号(平面波信号)快速获取对象的宽范围的多普勒数据的方法被称为超快多普勒成像法。

[0092] 数据获取器310还可包括从由探头接收的回波信号来获取多普勒数据的数据生成器。在这种情况下,数据获取器310可通过向对象连续地发送超声信号并接收回波信号而从对象获取实时多普勒数据,并可从获取的实时多普勒数据输出到处理器330。

[0093] 可选地,数据获取器310可从外部接收对象的多普勒数据,或可从设置在数据获取器310内部的存储单元(未示出)获取多普勒数据。数据获取器310可从无线地或有线地连接到设备300的外部装置获取多普勒数据。

[0094] 显示器320在屏幕上第一位置处显示声源标记。

[0095] 声源标记是指示向对象发送超声信号并接收回波信号以获取彩色多普勒图像的声源的图标。根据本发明的实施例的声源标记可通过与彩色多普勒图像一起显示在屏幕上指示位置和方向(用于识别彩色多普勒图像的基础)。声源标记可以是包括文本、图片和图像中至少一种的图标。例如,声源标记可以是具有类似探头形状的图标或具有箭头形状的图标以被用户直观地识别。

[0096] 显示器320还与声源标记一起显示第一彩色多普勒图像。在这种情况下,第一彩色

多普勒图像是考虑到第一位置而通过处理器330生成的彩色多普勒图像。此外,显示器320可显示基于第一彩色多普勒图像的几何变换或声源标记的运动而生成的第二彩色多普勒图像。处理器330可通过使用由数据获取器310获取的第一多普勒数据来生成第一彩色多普勒图像。在这种情况下,处理器330可考虑到显示在屏幕上的声源标记的第一位置来生成第一彩色多普勒图像。

[0097] 处理器330可通过对生成的多普勒数据执行扫描转换而生成彩色多普勒图像。

[0098] 此外,除了多普勒图像之外,处理器330还可生成各种模式中任何一种的超声图像。超声图像可包括幅度(A)模式图像、B模式图像和运动(M)模式图像中的至少一种。此外,处理器330可通过处理回波数据生成体数据,并可通过对体数据执行体渲染来生成三维(3D)超声图像。此外,处理器330还可生成对对象根据压力的变形程度进行成像的弹性图像,并可通过对超声图像上的文本或图形表示各种其他信息。

[0099] 处理器330可生成与第一彩色多普勒图像一起显示在屏幕上的声源标记。通过处理器330生成的声源标记可显示在屏幕上的第一位置处。在这种情况下,可基于预先存储在用于生成第一彩色多普勒图像的第一多普勒数据中的值确定第一位置,或可通过用户的输入确定第一位置。例如,当探头向对象发送超声信号并接收回波信号以生成多普勒数据时,第一位置可以是屏幕上的指示血流在对象中流动的方向与探头接收回波信号的方向之间的角度的位置。

[0100] 处理器330可基于彩色多普勒图像的几何变换或声源标记的运动而更新和显示彩色多普勒图像。

[0101] 例如,处理器330可基于通过用户输入装置340接收的用户输入使显示在第一位置处的声源标记运动到第二位置。处理器330可基于声源标记的运动生成第二彩色多普勒图像。

[0102] 可选地,处理器330可基于通过用户输入装置340接收的用户输入使第一彩色多普勒图像几何变换。当处理器330使第一彩色多普勒图像几何变换时,处理器330可在屏幕上执行第一彩色多普勒图像的移动、放大、缩小和旋转中的至少一种。处理器330可基于第一彩色多普勒图像的几何变换生成第二彩色多普勒图像。

[0103] 图3A和图3B的设备300可显示声源标记,且可生成并显示考虑到声源标记显示的位置的彩色多普勒图像。

[0104] 可选地,设备300可显示彩色多普勒图像,并可在与彩色多普勒图像相对应的位置处显示声源标记。与彩色多普勒图像对应的位置可以是指示血流在对象中流动的方向与探头接收回波信号的方向之间的角度的位置。

[0105] 显示器320可在屏幕上的与发送/接收超声信号以生成多普勒数据的探头在实际空间中的位置对应的位置处显示声源标记。由于图3A和图3B的设备300在屏幕上提供了第一彩色多普勒图像和声源标记,因此用户可基于声源标记解释第一彩色多普勒图像,并可了解血流的相对速度。

[0106] 此外,显示器320可显示从第一位置向第二位置运动的声源标记。显示器320可显示基于声源标记的运动而生成的第二彩色多普勒图像。

[0107] 此外,显示器320可显示被几何变换的第一彩色多普勒图像。显示器320可显示基于第一彩色多普勒图像的几何转换而生成的第二彩色多普勒图像。

[0108] 显示器320可在屏幕上通过图形用户界面(GUI)显示并输出通过设备300处理的各种信息片段以及彩色多普勒图像。设备300可根据其类型而包括两个或更多个显示器320。

[0109] 如图3B所示,设备300还可包括用户输入装置340。

[0110] 用户输入装置340输入用户的输入。用户输入装置340指用户通过其输入用于控制设备300的数据的装置。用户输入装置340的示例可包括键盘、圆顶开关、触摸板(例如,接触电容型、压力电阻覆盖型、红外光束型、表面声波型、积分应变计型或压电型)、滚轮和滚轮开关。此外,与显示器320的显示面板层叠的触摸板可被称为触摸屏幕。

[0111] 用户输入装置340可接收用于使显示在屏幕上的声源标记运动的用户输入。此外,用户输入装置140可接收用于使显示在屏幕上的第一彩色多普勒图像进行几何变换的用户输入。

[0112] 处理器330可基于用于使第一彩色多普勒图像进行几何变换的用户输入或用户使声源标记运动的用户输入而生成第二彩色多普勒图像,并可显示第二彩色多普勒图像而不是第一彩色多普勒图像。

[0113] 如上所述,由于3A和图3B的设备300在屏幕上伴随彩色多普勒图像一起显示声源标记,通过使用声源标记可将成为用于识别彩色多普勒图像的基础的位置和方向提供给用户。用户可通过基于声源标记来解释彩色多普勒图像而识别通过彩色多普勒图像表示的血流的准确方向。

[0114] 此外,由于3A和图3B的设备300基于彩色多普勒图像的几何变换或声源标记的运动来更新和显示彩色多普勒图像,因此用户可在期望的示图中直观地识别与血流有关的信息。

[0115] 术语“示图”可指设备300通过其在屏幕上显示对象的图像以诊断对象的结构紊乱或分析对象的运动的方法。根据显示在屏幕上对象的截面图像或根据显示在屏幕上的对象的截面图像的数量,可能存在各种示图。例如,为了诊断心脏,心脏协会建议的标准诊断示图的示例可包括长轴示图、短轴示图和四腔示图。

[0116] 传统超声系统提供了基于探头的空间位置的彩色多普勒图像。因此,根据传统超声系统,为了在关于血流的信息已很好地示出在期望的示图中的地方显示彩色多普勒图像,用户必须麻烦地移动探头。

[0117] 然而,根据本实施例,基于彩色多普勒图像的几何变换或声源标记的移动来处理多普勒数据并根据处理的多普勒数据生成彩色多普勒图像。因此,根据本实施例,可通过简单操作来提供很好地示出与血流有关的信息的彩色多普勒图像。

[0118] 现在将参照过图4A和图4B详细解释通过图3A和图3B的设备300执行的用于显示超声图像的方法。

[0119] 图4A和图4B是根据本发明的实施例的显示超声图像的方法的流程图。

[0120] 在操作S410中,设备300获取对象的多普勒数据。通过设备300获取的多普勒数据是通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的数据。

[0121] 设备300可包括向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号的探头并可生成多普勒数据。因此,设备300可通过向对象连续地发送超声信号/从对象接收超声信号来生成实时多普勒数据。术语“实时多普勒数据”(以与对象的状态(诸如对象的运动)改变的速率相同的速率生成并输出的数据有关)指的是包括根据时间的多个连续图像帧的多普勒

数据。

[0122] 可选地,设备300可通过从外部或从设置在设备300中的存储器接收预先存储的数据来获取多普勒数据。

[0123] 在操作S420中,设备300在屏幕上的第一位置处显示声源标记。

[0124] 声源标记是指示向对象发送超声信号/从对象接收超声信号以获取彩色多普勒图像的声源的图标。例如,如图6A、图6B、图7A和图7B所示,声源标记可包括具有类似超声探头形状的图像。然而,本实施例不限于此,声源标记可包括诸如箭头的图形或可包括在屏幕上指示位置或方向的文本。

[0125] 如将在下面参照图4B描述的,声源标记可用于接收用于更新彩色多普勒图像的用户输入。用户可向设备300输入用于使显示的第一彩色多普勒图像变为第二彩色多普勒图像的命令。

[0126] 设备300可基于预先存储的值或用户的输入确定在屏幕上的第一位置,并可在确定的第一位置处显示声源标记。预先存储的用于确定第一位置的值可以是例如存储在设备300中的默认值或者存储于在操作S410获取的多普勒数据中的值。

[0127] 在操作S430中,设备300考虑到第一位置从第一多普勒数据生成并显示第一彩色多普勒图像。

[0128] 在图4A和图4B中,设备300可基于在屏幕上的参考位置与第一位置之间的比较结果从第一多普勒数据生成第二多普勒数据。设备300可从生成的第二多普勒数据生成第一彩色多普勒图像。参考位置可以是基于用户的输入确定的位置或者预先存储在设备300中的位置。例如,参考位置可以是显示彩色多普勒图像的区域的上表面的中心。

[0129] 详细地,设备300可获取使屏幕上预定点和参考位置连接的线与使第一位置与预定点连接的线之间的角度。设备300可通过基于获取的角度校正第一多普勒数据来生成第二多普勒数据。在这种情况下,可基于用户输入确定屏幕上的预定点,或可通过预先存储在设备300中的值确定屏幕上的预定点。例如,设备300可将屏幕的中心或彩色多普勒图像的中心确定为预定点。

[0130] 例如,设备300可基于声源标记的第一位置与参考位置之间的比较结果通过使用下面的等式来校正第一多普勒数据。

[0131] 首先,可通过等式2限定包含在第一多普勒数据中的在对象中流动的血流的相对速度 V_1 。可从与多普勒效应有关的等式1推导出等式2。

[0132] [等式2]

$$[0133] \quad V_1 = \frac{c f_d}{2 f_0 \cos \theta}$$

[0134] 在等式2中, f_0 是发送频率, f_d 是多普勒偏移频率, c 是声速。多普勒角 θ 指接收从反射体反射的回波信号的方向与反射体运动所沿方向之间的角度。多普勒角 θ 可以通过用户输入的值或通过探头测量的值。

[0135] 在图4A和图4B中,设备300可将屏幕上的参考位置与声源标记的第一位置进行比较,并可获取用于校正彩色多普勒数据的校正角。例如,设备300可获取使屏幕上的预定点与参考位置连接的线与使预定点与第一连接连接的线之间的角度,作为校正角,但不限于此。

[0136] 当获取的校正角是 θ_{adjust} 时,可根据等式3从包含在第一多普勒数据中的血流的相对速度 V_1 推导出包含在通过校正第一多普勒数据生成的第二多普勒数据中的血流的相对速度 V_2 。

[0137] [等式3]

$$[0138] \quad V_2 = \frac{c f_d}{2 f_0 \cos(\theta - \theta_{\text{adjust}})} = V_1 \frac{\cos(\theta)}{\cos(\theta - \theta_{\text{adjust}})}$$

[0139] 在等式3中, f_0 是发送频率, f_d 是多普勒偏移频率, c 是声速。多普勒角 θ 指接收从反射体反射的回波信号所沿方向与反射体运动所沿方向之间的角度。多普勒角 θ 可以是用户输入的值或通过探头测量的值。 V_1 是包含在第一多普勒数据中的血流的相对速度。

[0140] 此外,在图4A和图4B中,在从多普勒数据生成彩色多普勒图像时,设备300可通过使用插值处理来校正误差。也就是说,当多普勒角等于或大于 60° 时,余弦曲线根据多普勒角的变化位移比当多普勒角小于 60° 时大。因此,当超声信号入射到对象的预定点的多普勒角等于或大于预定角(例如 60°)时,设备300可通过使用与预定点周围的附近点对应的速度值校正与预定点对应的获取的速度值的误差。例如,设备300可将通过对预定点附近的的速度值进行插值计算得到的速度值确定为预定点的速度值。

[0141] 当超声信号入射在对象的预定点上的多普勒角是 90° 时,预定点的相对速度是0。因此,预定点的彩色多普勒图像不具有任何颜色。在这种情况下,为了确定血液是否在预定点流动(也就是说,为了确定血液是否未在预定点流动而是关于超声信号成 90° 流动),可使用包括在与血流量有关的信息中的功率数据。

[0142] 根据本实施例的设备300可考虑到功率数据检测对象中血液流动的区域,可生成血液被检测为流动的区域的彩色多普勒图像,并可在屏幕上显示彩色多普勒图像。设备300可显示对象的多个截面的多个彩色多普勒图像。设备300可显示对象的预设标准截面的多个彩色多普勒图像。例如,设备300可显示示出对象的冠状平面、矢状平面和轴向平面的彩色多普勒图像。

[0143] 设备300可向屏幕输出可显示多个多普勒图像的多个区域。设备300可在多个区域中的每个区域的预定位置处显示多个声源标记中的一个。设备300可基于显示了多个声源标记中的每个的每个区域的预定位置生成并显示对象的多个截面的多个彩色多普勒图像。可选地,设备300可在屏幕的多个区域中显示多个彩色多普勒图像,并可在与每个彩色多普勒图像对应的每个区域中显示声源标记。

[0144] 此外,设备300可基于对象的体数据生成并显示对象的至少一部分的3D B模式图像。设备300可在显示在屏幕上的3D B模式图像上显示第一彩色多普勒图像。用于生成3D B模式图像的体数据可以通过使用探头获取的超声体数据。

[0145] 图6A和图6B是根据本发明的实施例的示出所显示的彩色超声图像和声源标记620的示意图。

[0146] 在图6A和图6B中,图像610是B模式图像,箭头601是在对象中流动的血流的实际方向,图像612、614、622和624是彩色多普勒图像。箭头601和箭头603、605和607可以不示出在屏幕上,但在此示出了它们以更好的理解本发明。此外,在图6A和图6B中,假设图像610的上表面的中心是参考位置。然而,本实施例不限于此,屏幕上的各个位置中的任何位置可被确定为参考位置。

[0147] 如图6A所示,图6A和图6B的设备300可在第一位置显示声源标记620,并可显示彩色多普勒图像612和614,彩色多普勒图像612和614是考虑到第一位置而生成的第一彩色多普勒图像。

[0148] 设备300可基于屏幕上的声源标记620与参考位置之间的比较结果通过校正第一多普勒数据而生成第二多普勒数据。详细地,设备300可获取使屏幕上的参考位置与预定点连接的线和使预定点与第一位置连接的线之间的角度,并可基于获取的角度通过校正第一多普勒数据来生成第二多普勒数据。尽管在图6A和图6B中假设了对象的图像610的中心是屏幕上的预定点,但本实施例不限于此。

[0149] 如以上所述,由于指示在对象中流动的血流的实际方向的箭头601实际上未示出在通过超声系统显示的彩色多普勒图像上,因此,用户基于声源标记620的位置和彩色多普勒图像的颜色预测血流的方向。

[0150] 用户可确定彩色多普勒图像被示出为红色的区域的血流方向是血流朝向声源标记620运动所沿的方向(如箭头603所指示的)。此外,用户可确定彩色多普勒图像被示出为蓝色的区域的血流方向是血流远离声源标记620运动所沿的方向(通过箭头605所指示)。

[0151] 如图6A所示,设备300可通过使用具有类似探头形状的声源标记620显示成为通过多普勒图像表示的血流的相对速度的基准的位置。可选地,设备300可通过使用箭头625显示成为通过多普勒图像表示的血流的相对速度的基准的超声波束的发送方向。

[0152] 这里,在通过设备300显示的彩色多普勒图像中,朝向参考点运动的血流示出为红色,远离参考点运动的血流示出为蓝色。然而,本实施例不限于此,可改变分配给每个彩色超声图像的颜色。

[0153] 在本发明的实施例中,设备300可使血流的速率映射到多种颜色中的每个,并可存储速率。设备300可为彩色多普勒图像分配与血流的每个计算速率相对应的颜色。设备300还可在屏幕上显示指示血流速率与分配的颜色之间的映射信息的颜色条。此外,设备300可通过使用具有多个方向和尺寸中任意一个的箭头以及颜色显示血流的方向和速率。

[0154] 参照回图6A,图6A示出了声源标记620位于参考位置处。设备300可使声源标记620的第一位置与预设的参考位置进行比较,并可根比较结果确定第一位置与参考位置相同。因此,设备300基于比较结果从第一多普勒数据生成第一彩色多普勒图像,而无需通过处理第一多普勒数据的单独的过程。

[0155] 图6B示出了声源标记620关于将显示在第一位置的图像610的中心顺时针移动 90° 。设备300可获取使图像610的中心与参考位置连接的线和使图像610的中心与声源标记620的第一位置连接的线之间的角度。在图6B中获取的角度是 90° 。设备300可基于获取的角度通过校正第一多普勒数据而生成第二多普勒数据。设备300可从第二多普勒数据生成并显示第一多普勒数据图像616。

[0156] 在图6B中,用户可确定:与被分配红色的彩色多普勒图像622对应的血流的方向是如箭头607所指示的血流朝向声源标记620运动(即,在屏幕上从左向右运动)所沿的方向。

[0157] 如以上所述,在图6A和图6B中,设备300可校正并输出多普勒数据,以不必物理地移动获取对象的实时多普勒数据的探头而显示很好地示出血流信息的彩色多普勒图像。因此,在图6A和图6B中,使用设备300的用户可通过简单操作来选择并接收将血流信息更好地示出在期望示图中的彩色多普勒图像,而不必物理地移动探头。

[0158] 在本发明的实施例中,设备300可基于彩色多普勒图像的几何变换或声源标记620的运动来更新并显示彩色多普勒图像。现在将参照图4B详细描述通过设备300来执行的用于显示超声图像的方法。

[0159] 如图4B所示,所示方法还可包括基于彩色多普勒图像的几何变换或声源标记的运动来更新并显示彩色多普勒图像。此外,尽管未在图4B中示出,但设备300可通过进一步使用包括与血流量有关的信息的功率数据和在彩色多普勒图像的预定区域周围的周围区域的多普勒数据中的至少一个来更新通过彩色多普勒图像指示的血流信息。

[0160] 在本发明的实施例中,设备300可基于彩色多普勒图像的几何变换、声源标记的位置以及多普勒数据重建彩色多普勒图像。因此,还可显示因为从探头接收/发送的超声信号与血流之间的角度是 90° 而未示出在屏幕上的血流。此外,图4B中的设备300可通过使用更新的彩色多普勒图像根据声源标记的运动检查可能无法在原始彩色多普勒图像中检查的血流的流动和连接。

[0161] 此外,本发明的实施例的设备300可用于通过进一步使用超声数据以及包括在多普勒数据中的颜色数据来生成彩色多普勒图像。包括在多普勒数据中的颜色数据指示血流的速率和方向,包括在多普勒数据中的功率数据指示血流量。也就是说,功率数据包括与基于发送的超声信号的回声信号的大小有关的信息,回声信号的大小随着血流密度的增加而增加。

[0162] 当探头发送超声信号或接收回声信号所沿方向与血流流动所沿方向之间的角度是大约 90° 时,颜色数据的敏感性非常低。因此,用于生成探头发送/接收超声所沿方向与血流流动所沿方向之间的角度是大约 90° 的区域的彩色多普勒数据的数据可能不足。因此,图4B中的设备300可通过使用颜色数据的敏感性非常低的区域的功率数据来提供血流信息。

[0163] 在操作S441中,设备300可基于用户的输入使在第一位置显示的声源标记运动到第二位置。设备300可使声源标记从第一位置沿着屏幕上的预定路径运动到第二位置。

[0164] 图9A和图9B是根据本发明的实施例的示出在屏幕上运动的声源标记920运动路径的示图。

[0165] 设备300可使声源标记920在彩色多普勒图像周围沿着预先设置的路径运动。如图9A所示,设备300可使声源标记920在对象的显示在屏幕上的图像910周围沿着预定路径930运动。设备300可基于用户通过例如鼠标或轨迹球输入的值使声源标记920运动。

[0166] 尽管声源标记920在图9A中的呈方形形状的图像910周围运动,但本实施例不限于此。例如,声源标记920可基于图像910上的预定点沿着设置的圆形轨迹运动。在这种情况下,设备300可接收声源标记920沿着期望路径所运动的角度,并可使声源标记920运动到与接收角度对应的位置。

[0167] 此外,如图9B所示,设备300可基于用户的输入使声源标记920运动到图像910上的任意位置。如图9B的箭头940所指示的,用户可使声源标记920运动到图像910以及图像910附近的周围区域上的期望的位置。

[0168] 在操作S443,图4B中的设备300可基于声源标记的运动生成并显示第二彩色多普勒图像。

[0169] 例如,设备300可获取通过第一彩色多普勒图像表示的血流方向与通过位于第一位置的声源标记指示的超声信号的接收方向之间的第一角度,以生成第二彩色多普勒图

像。

[0170] 接着,设备300可获取通过第一彩色多普勒图像表示的血流方向与通过位于第二位置的声源标记指示的超声信号的接收方向之间的第二角度。设备300可通过基于第一角度与第二角度之间的差值校正第一彩色多普勒图像来生成第二彩色多普勒图像。

[0171] 可选地,设备300可通过基于第一位置与第二位置之间的比较结果校正第一彩色多普勒图像来生成第二彩色多普勒图像。详细地,设备300可获取使屏幕上的预定点和第一位置连接的线与使预定点和第二位置连接的线之间的角度。设备300可通过基于获取的角度校正第一彩色多普勒图像而生成第二彩色多普勒图像。在这种情况下,可基于用户的输入确定屏幕上的预定点,或者可通过预先存储在设备300中的值确定预定点。例如,设备300可将屏幕的中心或彩色多普勒图像的中心确定为预定点。例如,为了通过基于获取的角度校正第二彩色多普勒图像而生成第二彩色多普勒图像,可使用参照等式3描述的校正彩色多普勒数据的方法。

[0172] 如图9A所示,随着声源标记920沿着预定轨迹930运动,设备300可生成并显示第二彩色多普勒图像而不是第一彩色多普勒图像912和914。也就是说,设备300可通过基于根据声源标记920的运动而重新计算的血流相对速度为彩色多普勒图像分配至少一种颜色来生成第二彩色多普勒图像。可通过使用等式1至等式3来计算根据声源标记920的运动而改变的血流的相对速度。

[0173] 如图9B中示出的,设备300可基于声源标记920的位置通过仅仅使用多普勒数据的至少一部分生成第二彩色多普勒图像。

[0174] 如图9B中示出的,当探头位于血管内部时,设备300可预测到仅仅可获取血管的至少一部分的多普勒数据。基于预测将获取的多普勒数据,设备300可生成图9B的彩色多普勒图像922和924。因此,根据本实施例,设备300可通过使用声源标记显示由彩色多普勒图像表示的血流信息将血流信息更直观地提供给用户。

[0175] 在操作S451中,图4B的设备300可基于用户的输入使第一彩色多普勒图像几何变换。几何变换指屏幕上的图像的运动、放大、缩小和旋转中的至少一种。

[0176] 在操作S453中,图4B中的设备300可基于第一彩色多普勒图像的几何变换生成并显示第二彩色多普勒图像。

[0177] 例如,为了通过基于第一彩色多普勒图像的几何变换校正第一彩色多普勒图像而生成第二彩色多普勒图像,可使用参照等式3描述的校正彩色多普勒数据的方法。

[0178] 图7A和图7B是示出根据本发明的另一实施例的显示了彩色多普勒图像和声源标记620的图像。

[0179] 在图7A和图7B中,图像710是对象的B模式图像,箭头701指示在对象中流动的血流的实际方向,图像712、714和716是彩色多普勒图像。箭头701以及箭头703、705和707可不显示在屏幕上,但在这里示出它们以更好的理解本发明。此外,在图7A和图7B中,假设对象的图像610的上表面的中心是参考位置。然而,本实施例不限于此,屏幕上的多个位置中的任意一个可被确定为参考位置。

[0180] 图7A示出了由于用户操作使得图6B的第一彩色多普勒图像616和图像610顺时针旋转90°。

[0181] 如图7A中示出的,当图6B的第一彩色多普勒图像616顺时针旋转90°时,设备300可

基于彩色多普勒图像616的旋转而生成并显示彩色多普勒图像712和714(第二彩色多普勒图像)。彩色多普勒图像712和714可基于图7A的声源标记620的位置来表示血流701的相对速度。

[0182] 参照图7A,用户可确定:被分配了红色的彩色多普勒图像712表示的血流方向是如通过箭头703所指示的血流朝向声源标记620运动所沿方向,也就是说,血流在屏幕上从顶部向底部流动。

[0183] 此外,参照图7A,用户可确定:被分配了蓝色的彩色多普勒图像714表示的血流方向是如通过箭头705所指示的血流远离声源标记620运动所沿方向,也就是说,血流在屏幕上从顶部向底部运动。

[0184] 因此,设备300可无需彩色多普勒图像的几何变换而为用户提供血流的准确方向。

[0185] 图7B示出了在假设图7A的彩色多普勒图像712和714是第一彩色多普勒图像时根据声源标记620的运动生成并显示第二彩色多普勒图像。

[0186] 如图7B中示出的,当使图7A的声源标记620关于图像710的中心顺时针旋转90°时,设备300可基于声源标记620的运动生成彩色多普勒图像716(第二彩色多普勒图像)。彩色多普勒图像716可基于图7B的声源标记620表示血流710的相对速度。

[0187] 参照图7B,用户可确定:与被分配了蓝色的彩色多普勒图像716对应的血流的方向是如箭头707指示的血流远离声源标记流动所沿方向,也就是说,血流在屏幕上从顶部向底部运动。因此,在图7B中,用户通过使用图7B的彩色多普勒图像716识别的血流方向与通过箭头701指示的血流方向相同。

[0188] 如图7B中示出的,由于设备300根据声源标记的运动重建了彩色多普勒图像并将重建的彩色多普勒图像显示在屏幕上,因此,可在屏幕上显示在图7A中未显示的血流。可在通过声源标记指示的超声的发送/接收方向与血流方向之间的角度是90°且因此在图7A中未显示彩色多普勒图像的区域处显示图7B的彩色多普勒图像。

[0189] 根据本实施例,设备300可通过使用从一个物理位置获取的多普勒数据生成并显示分别表示血流的相对于在各个位置中任意位置处的探头的相对速度的彩色多普勒图像。因此,不管获取多普勒数据的探头的准确位置如何,设备300可为用户提供更直观的彩色多普勒图像。

[0190] 图8是根据本发明的实施例的示出所显示的多个多普勒图像以及被显示为与多普勒图像相对应的声源标记的示意图。

[0191] 如图8中示出的,设备300可在屏幕的多个区域810、820、830和840中显示对象的多个截面的B模式图像811、821和831。设备300可在B模式图像811、821和831上显示对象的多个截面的彩色多普勒图像813、814、833和834。

[0192] 此外,图8B的设备300可支持3D模式或四维(4D)模式。

[0193] 术语“3D模式”指基于对象的体数据提供的对象的空间信息的模式。术语“体数据”指基于体素的数据集。术语“4D模式”指与时间信息与对象的空间信息一起提供的模式。

[0194] 在图8的区域840中,设备300可显示对象的至少一部分的3D B模式图像841,并可在显示的3D B模式图像841上显示彩色多普勒图像843。

[0195] 设备300可生成与在指示对象的多个截面的多个B模式图像811、821和831上的感兴趣区域设置界面815、825和835的尺寸相对应的3D B模式图像841。也就是说,用户可通过

调整B模式图像811、821和831上的感兴趣区域设置界面815、825和835的尺寸来生成并显示与感兴趣区域设置界面815、825和835相对应的3D B模式图像841。

[0196] 图8的设备300可提供用于多个彩色多普勒图像的多个声源标记。

[0197] 在图8的区域810中,设备300在区域810中的位置处显示声源标记812。设备300可基于声源标记812所显示的预定位置在B模式图像811上显示与B模式图像811相对应的彩色多普勒图像813和814。当基于用户的输入使声源标记812运动或使B模式图像811以及彩色多普勒图像813和814几何变换时,设备300可更新并显示彩色多普勒图像813和814。

[0198] 在图8的区域820中,当通过声源标记820指示的超声信号的发送方向与血流方向彼此垂直时,血流的相对速度是0,因此,可能没有与B模式图像821相对应的彩色多普勒图像。也就是说,在B模式图像821上不会显示任何彩色多普勒图像。在这种情况下,图8中的设备300可通过基于用户的输入使声源标记822移动或使B模式图像821的几何变换来显示彩色多普勒图像。

[0199] 在图8的区域830中,设备300在预定位置显示声源标记832。设备300可基于声源标记832所显示的预定位置在B模式图像831上显示与B模式图像831相对应的彩色多普勒图像833和834。当基于用户的输入使声源标记832运动或使B模式图像831以及彩色多普勒图像833和834的几何变换时,设备300可更新并显示彩色多普勒图像833和834。

[0200] 在图8的区域840中,设备300可在3D B模式图像841上显示与3D B模式图像841相对应的彩色多普勒图像843。设备300可基于声源标记842所显示的预定位置生成并显示彩色多普勒图像843。当基于用户的输入使声源标记842运动或使3D B模式图像841和彩色多普勒图像843的几何变换时,设备300可更新并显示彩色多普勒图像843。

[0201] 例如,设备300可基于用户的输入使声源标记842沿着3D B模式图像841的x轴、y轴和z轴中的至少一个运动。此外,设备300可基于用户的输入在时域使3D B模式图像841旋转或使3D B模式图像841运动。设备300可基于彩色多普勒图像的几何变换和声源标记的运动中的至少一个来更新并显示彩色多普勒图像843。

[0202] 图8中的设备300可在屏幕上的多个区域显示多个多普勒图像,并分别在多个区域的多个位置处显示多个声源标记。图8中的设备300可使关于与对象的多个截面对应的多个彩色多普勒图像中的每个的声源标记运动。图8中的设备300可基于用户的输入使与对象的多个截面对应的多个多普勒图像中的每个的几何变换。使用图8中的设备300的用户可使声源标记运动到每个彩色多普勒图像的期望位置或可使彩色多普勒图像几何变换。因此,图8中的设备300可提供彩色多普勒图像,通过该彩色多普勒图像用户可直观地识别对象的多个截面的血流信息。

[0203] 图8中的设备300可使用户能够在各种示图(例如,检查胎儿心脏的标准示图、协会推荐的标准诊断示图或用户最熟悉的示图)中的任意一个中直观地识别血流信息。例如,设备300可通过使声源标记运动或使显示的彩色多普勒图像几何变换来在各种示图中的任意一个中显示最合适的彩色多普勒图像。由于设备300可通过显示最合适的彩色多普勒图像而提供血流的方向,因此,设备300的用户可直观地识别对象中的血流方向。

[0204] 根据一般超声系统,当用户操作彩色多普勒图像时,用户不能获取与血流的运动有关的准确信息。也就是说,在血流的实际方向与用户通过使用彩色多普勒图像识别的血流方向之间存在差异。

[0205] 具体地,当第二用户加载在被第一用户操作之后存储的彩色多普勒图像时,第二用户可能难以直观地识别通过加载的彩色图像表示的血流方向。

[0206] 然而,根据本实施例,设备300可通过显示彩色多普勒图像并在与彩色多普勒图像对应的位置显示声源标记而提供使用户可直观地解读的彩色多普勒图像。

[0207] 图5是根据本发明的另一实施例的通过设备300执行的用于显示超声图像的流程

图。

[0208] 在操作S510,设备300获取对象的多普勒图像。通过设备300获取的多普勒数据是通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的数据。

[0209] 在操作S520,设备300通过使用多普勒数据并在屏幕上显示彩色多普勒图像来生成彩色多普勒图像。

[0210] 在操作S530,设备300在屏幕上的与彩色多普勒图像对应的第一位置处显示声源标记。

[0211] 当探头向对象发送超声信号/从对象接收超声信号以生成多普勒数据时,与彩色多普勒图像对应的第一位置可指屏幕上的指示血流在对象中流动的方向与探头接收超声信号的方向之间的角度的位置。例如,设备300可通过分析多普勒数据确定第一位置,或可提取包括在多普勒数据中的信息,并可基于提取的信息确定第一数据。

[0212] 为了方便解释,现在将参照图6A至图7A解释本实施例。

[0213] 如图6A中示出的,图5中的设备300可在与彩色多普勒图像612和614(第一彩色多普勒图像)对应的位置处显示声源标记620,与彩色多普勒图像612和614对应的位置可指成为由彩色多普勒图像612和614所表示的血流相对速度的基础的位置。

[0214] 此外,当图6A的图像610和彩色多普勒图像612和614被顺时针旋转90°并储存时,图5中的设备300可输出如图7A中所述的屏幕。

[0215] 如图7A中示出的,图5中的设备300可在与彩色多普勒图像712和714对应的位置处显示声源标记620。在图7A中,声源标记620可显示在关于图像610的中心顺时针旋转90°的位置,以与旋转90°并存储的彩色多普勒图像622和624相对应。

[0216] 因此,图7A中的用户可基于声源标记620了解彩色多普勒图像712和714表示血流相对于声源标记620的相对速度。也就是说,用户可确定:与被分配了红色的彩色多普勒图像712对应的血流的方向是血流朝向声源标记620运动(也就是说,如箭头703所指示的,血流在屏幕上从左向右运动)所沿的方向。此外,用户可确定:与被分配了蓝色的彩色多普勒图像714对应的血流的方向是血流远离声源标记620运动(也就是说,血流如箭头705所指示的在屏幕上从右向左运动)所沿的方向。

[0217] 因此,根据本实施例,用户通过图7A的彩色多普勒图像712和714识别的血流方向与血流的实际方向相同。

[0218] 如以上所述,用于显示本实施例的超声图像的方法和设备可显示彩色多普勒图像以及指示用于识别彩色多普勒图像的方向和参考位置的声源标记。

[0219] 图10是根据本发明的实施例的示出使用显示超声图像的设备和方法的超声系统100的框图。

[0220] 可通过图10的超声系统1000执行所述方法,所述设备可包括在图10的超声系统1000中。

[0221] 图3A和图3B的设备300可执行图10的超声系统100的全部或一些功能。图3A和图3B的数据获取器310和处理器330可与图10的探头1020、超声收发器1100和图像处理器1200相对应。图3A和图3B的显示器320可与图10的显示器1700相对应。此外,图3A和图3B的用户输入装置可与图10的输入单元1500相对应。

[0222] 图10的超声系统1000可包括经由总线700彼此连接的探头1020、超声收发器110、图像处理器1200、通信器1300、存储器1400、输入装置1500以及控制器1600。

[0223] 发送器1110将驱动信号施加到探头1020,并可包括脉冲生成器1112、发送延迟单元114和脉冲器1116。脉冲生成器1112根据预定脉冲重复频率(PRF)生成用于形成超声的脉冲,发送延迟单元114将延迟时间施加到每个脉冲,用于确定发送方向性。施加了延迟信号的每个脉冲与包括在探头1020中的多个压电振荡器中的每个相对应。脉冲器1116以与施加了延迟时间的每个脉冲相对应的时序将驱动信号(或驱动脉冲)施加到探头。

[0224] 接收器1120处理从探头1020接收的回波信号并生成超声信号。接收器1120可包括放大器1122、模数转换器(ADC)1124、接收延迟单元1126和加法器1128。放大器1122放大每个通道中的回波信号,ADC 1124对放大的回波信号执行数模转换。接收延迟单元1126将用于确定接收方向性的延迟时间施加到转换后的回波信号,并通过对被接收延迟单元1126处理的回波信号求和来生成超声数据。

[0225] 图像处理器1200通过对由超声收发器1100生成的超声数据执行扫描转换来生成并显示超声图像。

[0226] B模式处理器1212从超声数据提取并处理B模式分量。图像生成器1220可基于通过B模式处理器1212提取的B模式分量生成通过使用亮度表示信号强度的超声图像。

[0227] 类似地,多普勒处理器1214可从超声数据提取多普勒分量,图像处理器1220可基于提取的多普勒分量生成通过使用彩色或波形表示对象1010的运动的多普勒图像。

[0228] 图8的图像生成器1220可通过对体数据执行体渲染来生成3D超声图像,并且还可生成根据压力示出了对象1010的形变程度的弹性图像。此外,图像生成器1220可在超声图像上将各种其他信息表示为文本或图形。生成的超声图像可存储在存储器1400中。

[0229] 通信器1300无线地或有线地连接到网络1030并与外部装置或服务器通信。通信器1300可向医院中的通过医学图像信息系统(例如,PACS)连接的服务器或其他医疗设备发送数据/从其接收数据。此外,通信器1300可根据医学数字成像和通信(DICOM)标准来发送/接收数据。

[0230] 通信器1300可通过网络1030发送/接收与对象1010的诊断有关的数据,诸如对象1010的超声图像、超声数据和多普勒数据,并可发送/接收通过另一医疗设备(诸如计算机断层扫描(CT)系统、磁共振成像(MRI)系统或X射线系统)捕获的医学图像。此外,通信器1300可从服务器接收与患者的诊断历史或治疗时间表有关的信息,并可使用该信息来诊断对象1010。此外,并可向患者或医生的便携式终端以及医院里的服务器或医疗设备发送数据/从患者或医生的便携式终端以及医院里的服务器或医疗设备接收数据。

[0231] 通信器1300可无线地或有线地连接到网络1030,并可向服务器1032、医疗设备1034或便携式终端1036发送数据/从其接收数据。通信器1300可包括可与外部设备通信的至少一种装置,例如,近场通信器1310、有线通信器1320和移动通信器1330。

[0232] 近场通信器1310是用于在预定距离内的近场通信的模块。近场通信技术的示例可

包括无线LAN、Wi-Fi、蓝牙、Zigbee、Wi-Fi直连(WFD)、超宽带(UWB)、红外数据协议(IrDA)、蓝牙低功耗(BLE)和近场通信(NFC),但不限于此。

[0233] 有线通信器1320是用于使用电信号或光学信号进行通信的模块,有线通信技术的示例可包括一对双股电缆、同轴电缆、光纤电缆和以太网电缆。

[0234] 移动通信器1330通过移动通信网络向基站、外部终端和服务器中的至少一个发送无线信号/从基站、外部终端和服务器中的至少一个接收无线信号。无线信号的示例可包括语音通话信号、视频通话信号以及根据文本/多媒体信息发送/接收的多种类型的数据中的任何一种。

[0235] 存储器1400存储通过超声系统1000处理的各种信息。例如,存储器1400可存储与对象1010的诊断有关的医疗数据,诸如输入/输出的超声数据或超声图像,并可存储在超声系统1000中执行的算法或程序。

[0236] 存储器1400可以是多种类型的存储介质中的任何一种,诸如闪存存储器、硬盘或电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)。此外,超声系统1000可操作在网页中执行存储器1400的存储功能的网页存储器或云服务器。

[0237] 输入装置1500是从用户接收用于控制超声系统1000的数据的单元。输入装置1500可包括诸如键盘、鼠标、触摸面板、触摸屏、轨迹球或滚轮开关的硬件元件,但不限于此。输入装置1500还可包括诸如心电图测量模块、呼吸测量模块、声音识别传感器、手势识别传感器、指纹识别传感器、虹膜识别传感器、深度传感器或距离传感器的多种输入元件中的任何一种。

[0238] 控制器1600控制超声系统1000的总体操作。即,控制器1600可控制图10的探头1020、超声收发器1100、图像处理器1200、通信器1300、存储器1400、输入装置1500之间的操作。

[0239] 可通过软件模块来操作探头1020、超声收发器1100、图像处理器1200、通信器1300、存储器1400、输入装置1500和控制器1600中的一些或全部,但不限于此,并可通过硬件操作上面的元件中的一些。此外,超声收发器1100、图像处理器1200和通信器1300中至少一个可包括在控制器1600中,但不限于此。

[0240] 本发明的一个或多个实施例可实现为记录介质,例如包括计算机可读命令的用于在计算机中执行的程序模块。计算机可读介质可包括可通过计算机、易失性和非易失性介质以及可拆卸式和非可拆卸式介质存取的任何可用介质。此外,计算机可读介质可包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质可包括被设计为存储包括计算机可读命令、数据结构、程序模块或其他数据的信息的易失性和非易失性介质以及可拆卸式和非可拆卸式介质中的全部。通信介质包括计算机可读命令、数据结构、程序模块和其他发送机制,并包括其他信息发送介质。

[0241] 虽然已经参照本发明的示例性实施例具体示出并描述了本发明,但本领域普通技术人员将理解的是,在不脱离由权利要求所限定的本发明的精神和范围的情况下,可在这里做出形式和细节上的各种改变。所以,将理解的是,上面所描述的实施例不限制本发明的范围。例如,描述为单个类型的每个组件可以以分布的方式执行,描述为分布式的组件还可以以集成的形式执行。

[0242] 通过权利要求而非通过本发明的具体实施方式来指示本发明的范围,并且应该理

解的是,权利要求及从权利要求的构思引出的修改或变型形式包含在本发明的范围中。

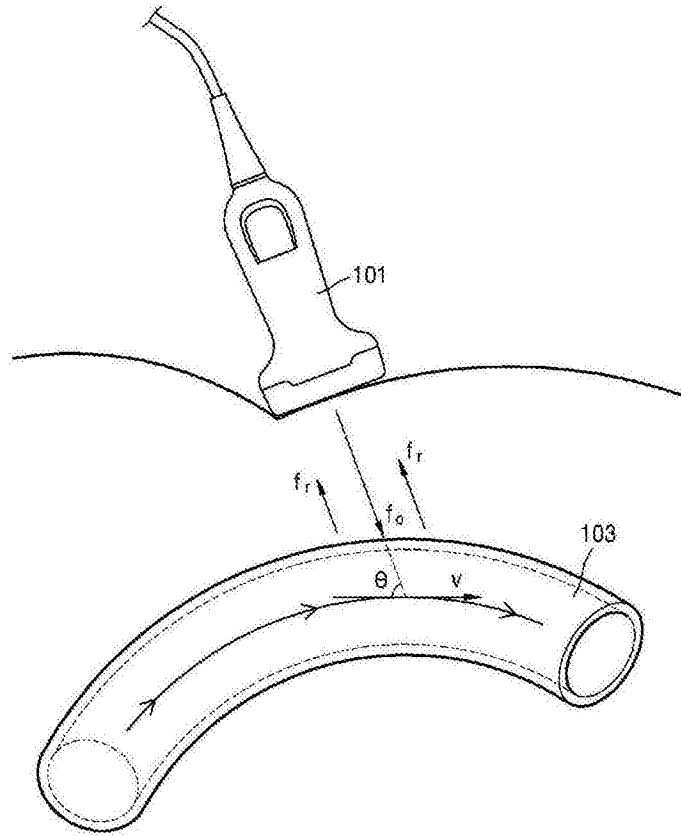


图1

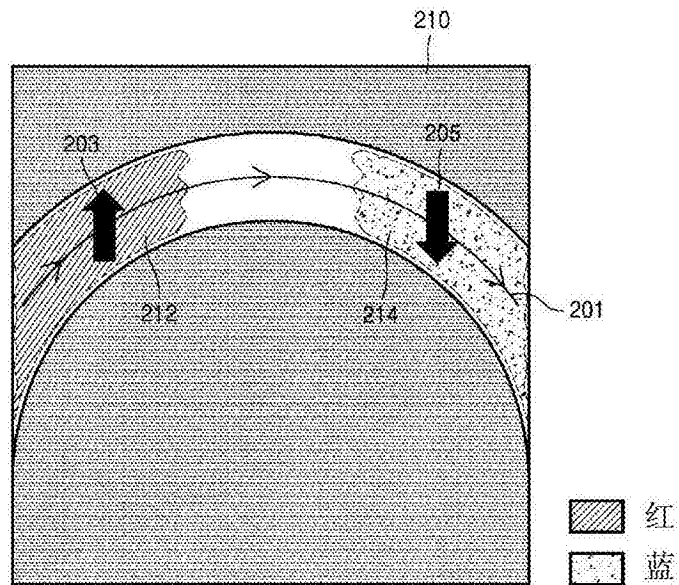


图2a

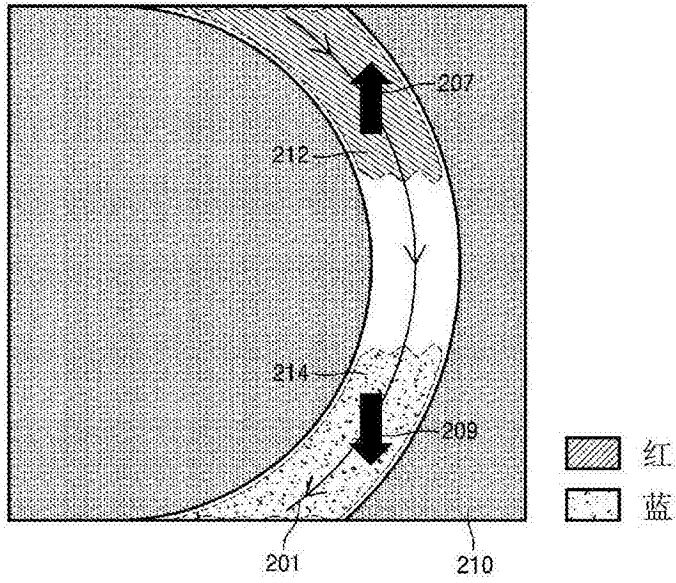


图2b

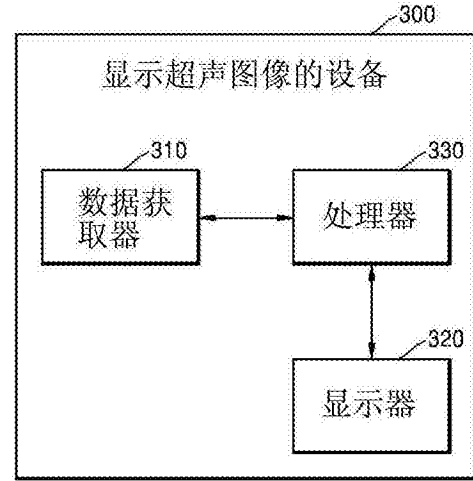


图3a

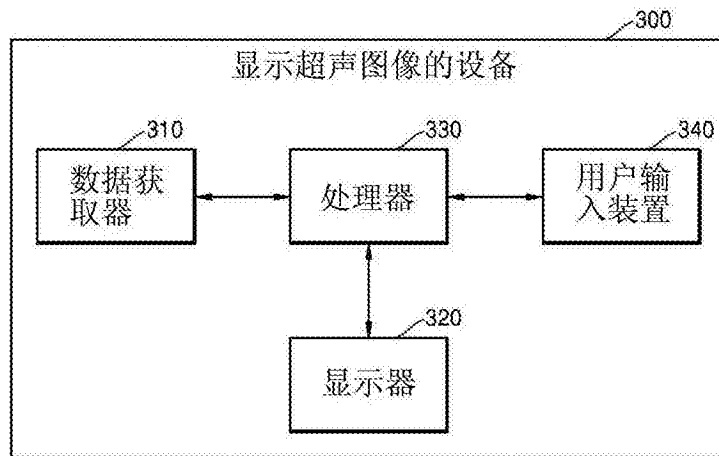


图3b

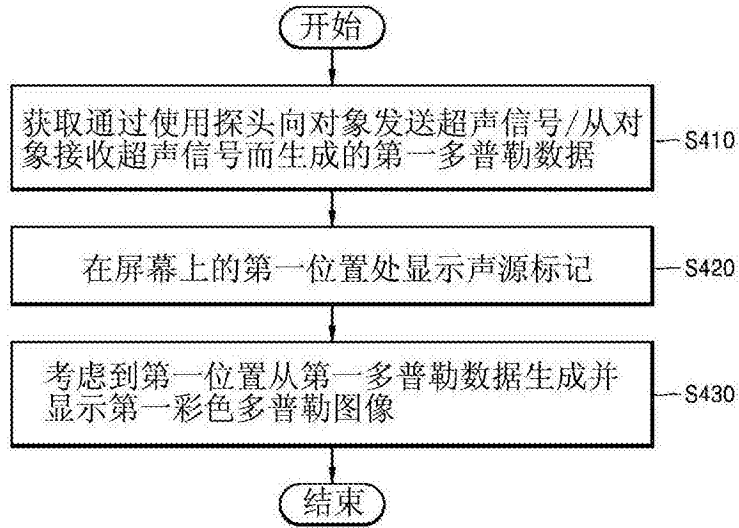


图4a

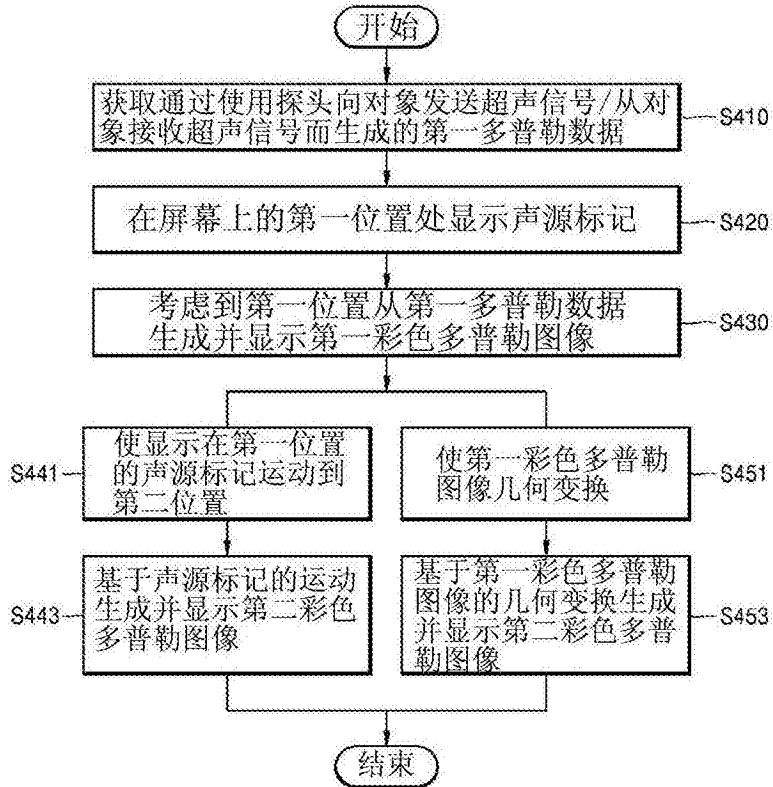


图4b

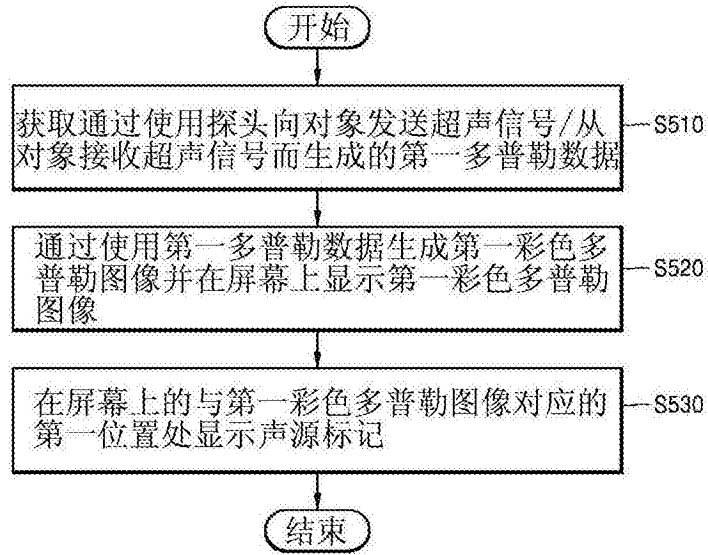


图5

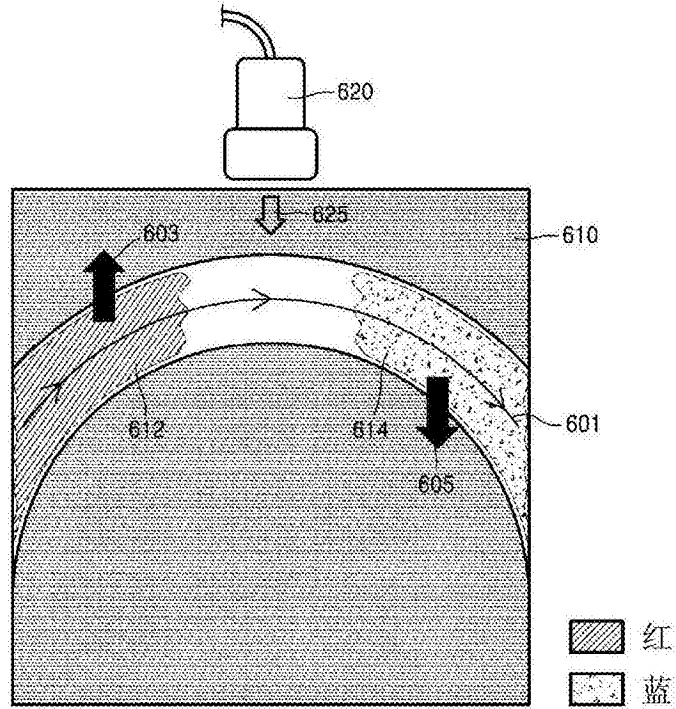


图6a

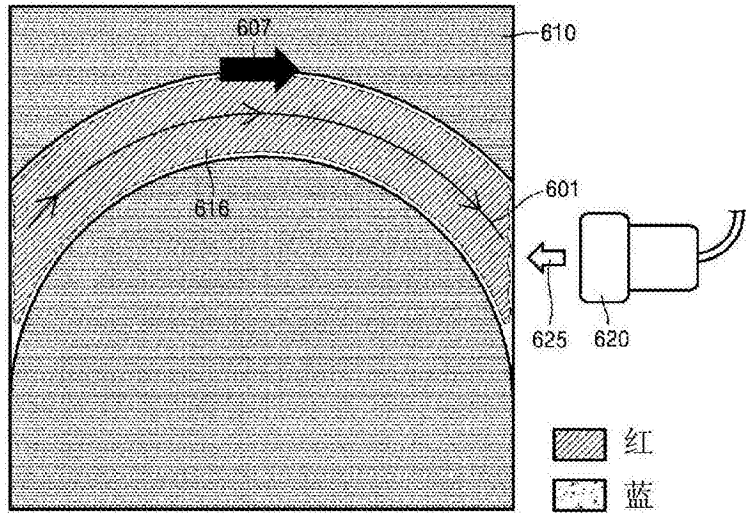


图6b

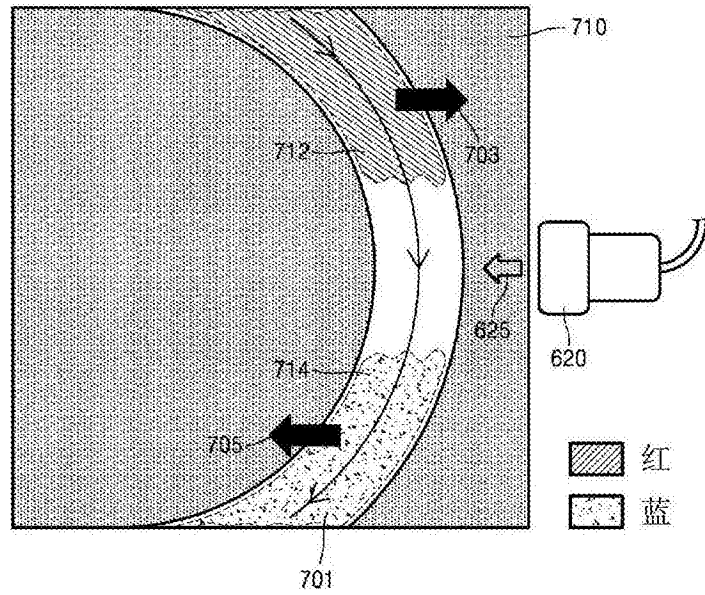


图7a

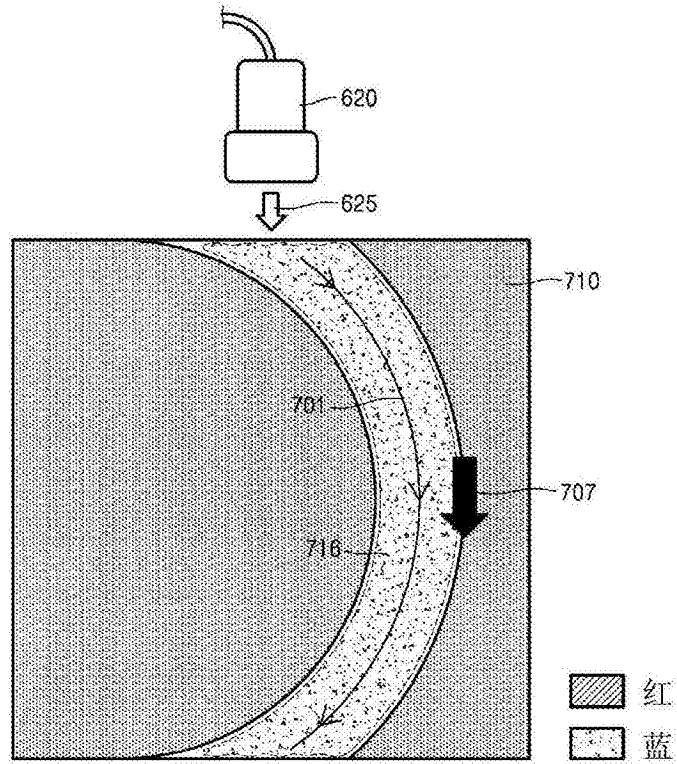


图7b

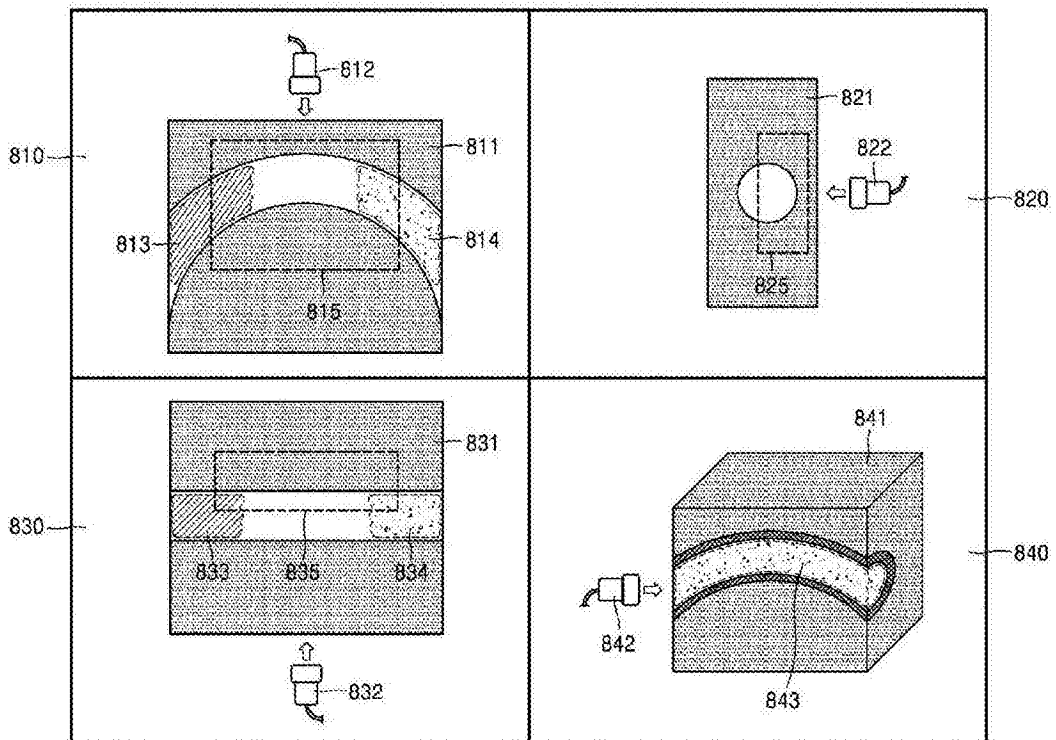


图8

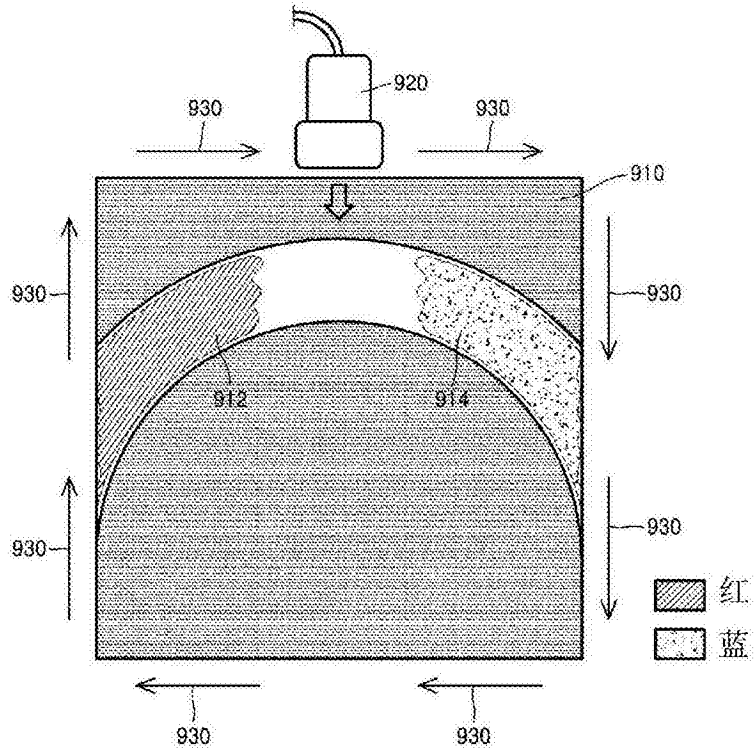


图9a

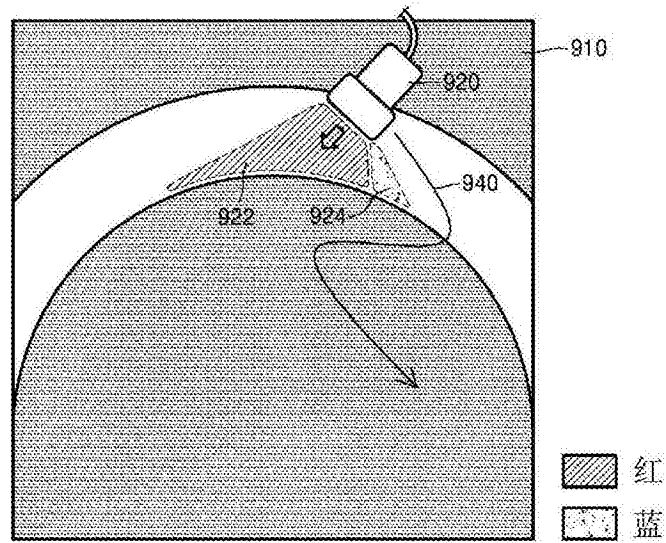


图9b

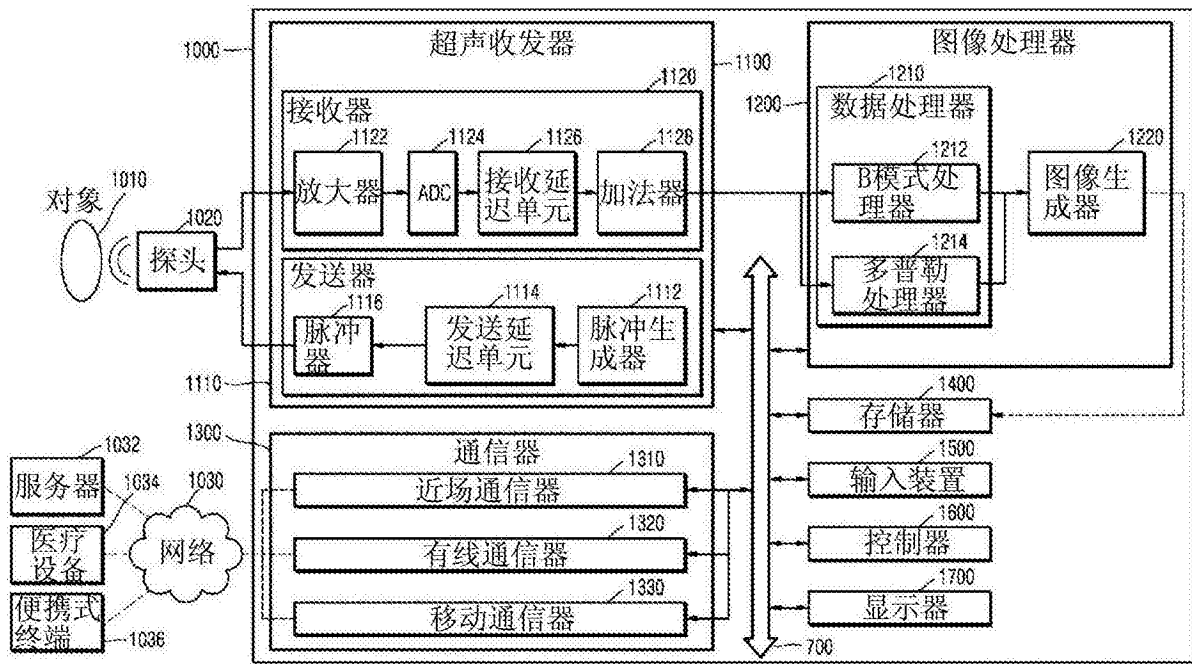


图10

专利名称(译)	显示超声图像的方法和设备		
公开(公告)号	CN105744895A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201480062537.9	申请日	2014-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
[标]发明人	刘荣权 金成胤 金俊 陈吉柱		
发明人	刘荣权 金成胤 金俊 陈吉柱		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4427 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/565 G06T11/001 G06T11/60 G06T2210/41 G01S15/8979 A61B8/08		
优先权	1020140027431 2014-03-07 KR 61/907206 2013-11-21 US		
其他公开文献	CN105744895B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种显示超声图像的方法可通过使用户能够识别血流的准确方向而改善疾病诊断的准确性。所述方法包括：获取通过使用探头向对象发送超声信号并接收从对象反射的回波信号而生成的第一多普勒数据；在屏幕上的第一位置处显示声源标记；考虑到第一位置从第一多普勒数据生成并显示第一彩色多普勒图像。

