



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106175825 A

(43) 申请公布日 2016. 12. 07

(21) 申请号 201510309238. 7

(22) 申请日 2015. 06. 08

(30) 优先权数据

10-2014-0175876 2014. 12. 09 KR

62/044, 373 2014. 09. 01 US

(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 李秀明 李龙镐

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 王兆赓

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

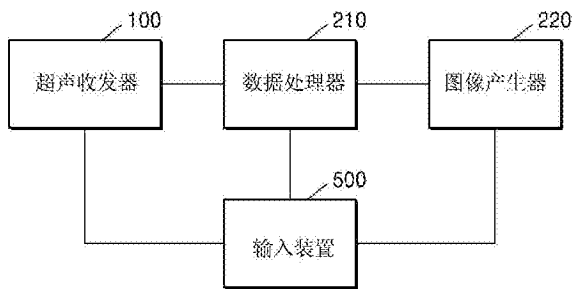
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54) 发明名称

医学成像设备和产生医学图像的方法

(57) 摘要

本发明提供医学成像设备和产生医学图像的方法。所述医学成像设备和方法能够产生超声图像并通过使用多普勒效应产生多普勒图像。所述产生医学图像的方法包括：获得接收到的信号；获得超声图像并显示获得的超声图像；基于接收到的信号，获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号；基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示产生的多普勒图像；接收用于移动所述采样容积的位置的用户输入；如果接收到所述用户输入，则暂停所述多普勒图像的显示并更新超声图像。



1. 一种通过使用医学成像设备产生医学图像的方法,所述方法包括:
 - 获得接收到的信号;
 - 获得超声图像并显示所获得的超声图像;
 - 基于所述接收到的信号,获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号;
 - 基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示所产生的多普勒图像;
 - 接收用于移动所述采样容积的位置的用户输入;
 - 如果接收到所述用户输入,则暂停所述多普勒图像的显示并更新超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述多普勒图像包括彩色多普勒图像和脉冲波多普勒图像中的至少一种。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,在更新超声图像时,如果未接收到所述用户输入的时间段大于或等于阈值,则重复所述多普勒图像的显示。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述方法还包括设置所述阈值。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述更新超声图像的步骤包括:
 - 确定所述多普勒信号是否包括在所述接收到的信号中;
 - 如果所述多普勒信号包括在所述接收到的信号中,则暂停超声图像的更新并再次显示多普勒图像。
6. 一种通过使用医学成像设备产生医学图像的方法,所述方法包括:
 - 获得接收到的信号;
 - 获得超声图像并显示所述获得的超声图像;
 - 获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号;
 - 基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示所述产生的多普勒图像;
 - 计算从所述多普勒信号的平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个;
 - 如果从所述平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个小于或等于其阈值,则暂停多普勒图像的显示并更新超声图像。
7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述多普勒图像包括彩色多普勒图像和脉冲波多普勒图像中的至少一种。
8. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述更新超声图像的步骤包括:
 - 确定所述多普勒信号是否包括在所述接收到的信号中;
 - 如果所述多普勒信号包括在所述接收到的信号中,则暂停超声图像的更新并再次显示多普勒图像。
9. 一种医学成像设备,所述医学成像设备包括:
 - 输入装置,被配置为接收用于在超声图像上确定采样容积的位置的用户输入;
 - 超声收发器,被配置为将超声信号发送到对象并接收从对象反射的超声回波信号;
 - 数据处理器,被配置为基于所述超声收发器接收到的所述超声回波信号获得接收到的信号,从所述接收到的信号中选择与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号,并基于所述多普勒信号产生多普勒数据;
 - 图像产生器,被配置为基于所述多普勒数据产生多普勒图像,其中,如果经由所述输入装置接收到所述用户输入,则数据处理器暂停多普勒数据的产生,从所述接收到的信号中

选择用于产生超声图像的接收到的信号,并基于所述用于产生超声图像的接收到的信号更新超声图像。

10. 根据权利要求 9 所述的医学成像设备,其中,所述多普勒图像包括彩色多普勒图像和脉冲波多普勒图像中的至少一种。

11. 根据权利要求 9 所述的医学成像设备,其中,如果未接收到所述用户输入的时间段大于或等于阈值,则所述数据处理器暂停超声图像的更新并再次产生多普勒数据。

12. 根据权利要求 11 所述的医学成像设备,其中,所述数据处理器基于用户输入设置所述阈值。

13. 根据权利要求 10 所述的医学成像设备,其中,如果在所述超声图像正在被更新的同时识别到包括在所述接收到的信号中的所述多普勒信号,则所述数据处理器暂停超声图像的更新,并再次产生多普勒数据。

14. 一种医学成像设备,所述医学成像设备包括:

超声收发器,被配置为将超声信号发送到对象并接收从对象反射的超声回波信号;

数据处理器,被配置为基于从所述超声收发器接收到的所述超声回波信号获得接收到的信号、从所述接收到的信号中选择与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号并基于所述多普勒信号产生多普勒数据;

图像产生器,被配置为基于所述多普勒数据产生多普勒图像,其中,如果从多普勒信号的平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个小于或等于其阈值,则所述数据处理器暂停所述多普勒数据的产生,从所述接收到信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号并基于用于产生超声图像的接收到的信号更新超声图像。

15. 根据权利要求 14 所述的医学成像设备,其中,所述多普勒图像包括彩色多普勒图像和脉冲波多普勒图像中的至少一种。

医学成像设备和产生医学图像的方法

[0001] 本申请要求于 2014 年 9 月 1 日在美国知识产权局提交的第 62/044, 373 号美国临时申请和于 2014 年 12 月 9 日在韩国知识产权局提交的第 10-2014-0175876 号韩国专利申请的权利, 这些申请的公开内容通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 一个或更多个示范性实施例涉及一种医学成像设备和产生医学图像的方法, 更具体地讲, 涉及一种产生医学图像的医学成像设备和方法, 所述医学成像设备和方法能够通过利用多普勒效应产生多普勒图像以及产生超声图像。

背景技术

[0003] 提供利用超声波产生的图像的医学成像设备可被称为“超声诊断设备”。超声诊断设备将通过探头的换能器产生的超声信号发送到对象并接收从对象反射的回波信号, 从而获得对象的内部区域的至少一幅图像。具体地讲, 超声诊断设备用于医学目的, 包括观察对象的内部区域、检测外部物质和评估损伤等。这样的超声诊断设备提供高稳定性并实时显示图像, 并且由于与 X 射线设备相比, 这样的超声诊断设备没有辐射暴露, 因此是安全的。因此, 超声诊断设备与其它类型的成像诊断装置一起得到广泛的使用。

[0004] 超声诊断设备可执行多普勒扫描, 多普勒扫描是一种用于基于超声多普勒原理获得关于移动物质 (诸如对象内的血液) 的信息的技术。超声诊断设备通常使用的方法包括执行脉冲波 (PW) 多普勒或彩色多普勒, 以及观察多普勒信息的时序变化。

[0005] 根据 PW 多普勒方法, 用户可在显示在超声诊断设备上的超声图像 (诸如 B 模式图像) 上指定将获得多普勒信号的位置 (即, 采样容积)。然后, 超声脉冲被发送到指定位置并聚焦在指定位置上。在 PW 多普勒中, 为了测量高速物质的移动, 必须增大重复脉冲频率 (RPF), 其中, RPF 是发送并接收超声脉冲的周期的倒数。

[0006] 根据为用户提供多普勒图像的传统方法, 首先, 超声诊断设备通过例如按照 B 模式操作来产生示出包括多普勒扫描组织的宽范围的组织的超声图像。然后, 为了执行多普勒扫描, 超声诊断设备暂停超声图像的产生。在这种情况下, 超声诊断设备显示在暂停之前产生的超声图像作为参考图像。用户可使用超声图像以指定将获得多普勒信号的位置 (即, 采样容积)。如果用户在超声图像上设置了将获得多普勒信号的位置 (即, 采样容积), 则超声诊断设备连续地重复多普勒扫描, 以使超声脉冲聚焦在指定的位置。换言之, 超声诊断设备在纯多普勒 (D) 模式下操作。

[0007] 然而, 在传统方法中, 由于在多普勒扫描期间暂停超声图像的产生, 因此超声诊断设备会显示先前产生的超声图像。因此, 难以以实时图像显示指示执行多普勒扫描的位置的采样容积标记。由于这种限制, 如果多普勒扫描组织的位置移动, 那么为了改变执行多普勒扫描的位置, 用户不得不在将执行用于将操作模式改变为使超声诊断设备产生超声图像的模式的用户输入之后再移动采样容积的位置, 很不方便。

发明内容

[0008] 一个或更多个实施例包括一种医学成像设备和产生医学图像的方法,所述医学成像设备和方法允许用户容易地在超声图像上设置采样容积的位置。

[0009] 另外的方面将在下面的描述中进行部分地阐述,这一部分通过描述将是明显的,或者可通过呈现的发明的实践而了解。

[0010] 根据一个或更多个示例性实施例,一种通过利用医学成像设备产生医学图像的方法包括:获得接收到的信号;获得超声图像并显示获得的超声图像;基于接收到的信号,获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号;基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示产生的多普勒图像;接收用于移动所述采样容积的位置的用户输入;如果接收到所述用户输入,则暂停多普勒图像的显示并更新超声图像。

[0011] 所述多普勒图像可包括彩色多普勒图像和脉冲波(PW)多普勒图像中的至少一种。

[0012] 在更新超声图像时,如果未接收到所述用户输入的时间段大于或等于阈值,则重复多普勒图像的显示。

[0013] 所述方法还可包括设置所述阈值。

[0014] 可经由从包括在医学成像设备中的轨迹球、鼠标和触摸面板中选择的至少一种接收所述用户输入。

[0015] 根据一个或更多个示例性实施例,一种通过使用医学成像设备产生医学图像的方法包括:获得接收到的信号;获得超声图像并显示获得的超声图像;获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号;基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示产生的多普勒图像;计算从所述多普勒信号的平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个;如果从所述平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个小于或等于所述至少一个的阈值,则暂停多普勒图像的显示并更新超声图像。

[0016] 所述多普勒图像可包括彩色多普勒图像和PW多普勒图像中的至少一种。

[0017] 所述超声图像的更新可包括:确定所述多普勒信号是否包括在接收到的信号中;如果所述多普勒信号包括在接收到的信号中,则暂停超声图像的更新并再次显示多普勒图像。

[0018] 根据一个或更多个示例性实施例,一种医学成像设备包括:输入装置,被配置为接收用于在超声图像上确定采样容积的位置的用户输入;超声收发器,被配置为将超声信号发送到对象并接收从对象反射的超声回波信号;数据处理器,被配置为基于由所述超声收发器接收到的超声回波信号获得接收到的信号,从所述接收到的信号中选择与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号并基于所述多普勒信号产生多普勒数据;图像产生器,被配置为基于所述多普勒数据产生多普勒图像,其中,如果经由所述输入装置接收到所述用户输入,则数据处理器暂停多普勒数据的产生,从所述接收到的信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号并基于所述用于产生超声图像的接收到的信号更新所述超声图像。

[0019] 所述多普勒图像可包括彩色多普勒图像和PW多普勒图像中的至少一种。

[0020] 如果未接收到所述用户输入的时间段大于或等于阈值,则所述数据处理器可暂停超声图像的更新并再次产生多普勒数据。

[0021] 所述数据处理器可基于所述用户输入设置所述阈值。

[0022] 所述输入装置可包括从包括在医学成像设备中的轨迹球、鼠标和触摸面板中选择的至少一种。

[0023] 如果在所述超声图像正在被更新的同时识别到包括在所述接收到的信号中的所述多普勒信号,则所述数据处理器可暂停超声图像的更新并再次产生多普勒数据。

[0024] 根据一个或更多个示例性实施例,一种医学成像设备包括:超声收发器,被配置为将超声信号发送到对象并接收从对象反射的超声回波信号;数据处理器,被配置为基于从所述超声收发器接收到的超声回波信号获得接收到的信号,从所述接收到的信号中选择与设置在超声图像上的采样容积对应的多普勒信号并基于所述多普勒信号产生多普勒数据;图像产生器,被配置为基于所述多普勒数据产生多普勒图像,其中,如果从多普勒信号的平均幅值、最大值和最小值中选择的至少一个小于或等于所述至少一个的阈值,则所述数据处理器暂停所述多普勒图像的产生,从所述接收到信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号并基于所述用于产生超声图像的接收到的信号更新超声图像。

[0025] 所述多普勒图像可包括彩色多普勒图像和 PW 多普勒图像中的至少一种。

[0026] 根据一个或更多个示例性实施例,一种记录有用于在计算机上执行上述方法的程序非暂时性计算机可读记录介质。

[0027] 根据一个或更多个示例性实施例的方法和装置允许用户容易地在超声图像中设置将获得多普勒图像的位置和区域中的至少一个。

[0028] 此外,根据一个或更多个示例性实施例,可获得关于快速移动的对象(诸如血流)的信息,同时允许用户容易地在超声图像中设置将获得多普勒图像的位置和区域中的至少一个。

附图说明

[0029] 从以下结合附图的示例性实施例的描述中,这些和/或其它方面将变得明显且更加易于理解,在附图中:

[0030] 图 1 是与示例性实施例相关的超声诊断设备的配置的框图;

[0031] 图 2 是与示例性实施例相关的无线探头的配置的框图;

[0032] 图 3 示出了显示在医学成像设备上的超声图像和多普勒图像的示例;

[0033] 图 4 示出了通过根据示例性实施例的医学成像设备产生并同时显示的超声图像和多普勒图像的示例;

[0034] 图 5 是根据示例性实施例的医学成像设备的结构的框图;

[0035] 图 6 是根据示例性实施例的产生医学图像的过程的流程图;

[0036] 图 7 是根据示例性实施例的基于用户输入产生医学图像的过程的流程图;

[0037] 图 8 是根据示例性实施例的基于用户输入产生医学图像的过程的详细流程图;

[0038] 图 9 是根据示例性实施例的基于多普勒信号产生医学图像的过程的流程图;

[0039] 图 10 是示出根据示例性实施例的所产生的医学图像的示例的图;

[0040] 图 11 是通过根据示例性实施例的医学成像设备显示的用户界面的示例性示图。

具体实施方式

[0041] 现在将在下文中参照附图更充分地描述示例性实施例,使其可被本领域的普通技术人员容易地实施。然而,本实施例可具有不同的形式并且不应被解释为限于在这里阐述的描述。另外,为使示例性实施例的描述清楚,与本发明构思无关的部分被省略。在附图中,相同的标号始终指示相同的元件。当位于元件的列表之后时,诸如“……的至少一个”的表达修饰整列元件而不是修饰列表的个别元件。

[0042] 包括在此使用的描述性术语或技术术语的所有术语应被解释为具有本领域普通技术人员清楚的含义。然而,术语可根据本领域的普通技术人员的意图、判例或出现的新技术而具有不同的含义。此外,一些术语可由申请人任意选择,在这种情况下,选择的术语的含义将在本说明书的具体实施方式中详细描述。因此,说明书中使用的术语不应仅按照简单的字面含义来理解,而是应该基于术语的含义以及整体描述来理解。

[0043] 贯穿说明书,还应理解的是当部件“包括”元件时,除非存在另一种与其相反的描述,否则应理解的是部件不排除其它元件,并且还可是包括其它元件。另外,诸如“…单元”、“…模块”等的术语表示执行至少一种功能或操作的单元,并且所述单元可被实施为硬件或软件或者硬件和软件的组合。

[0044] 贯穿说明书,应该理解的是当元件被称为“连接到”或“结合到”另一元件时,该元件可直接连接到或者电结合到另一元件,并且一个或多个中间元件可置于该元件与另一元件之间。

[0045] 贯穿说明书,“超声图像”表示使用超声波获得的对象的图像。此外,“对象”可以是人、动物、或者人或动物的一部分。例如,对象可以是器官(例如,肝脏、心脏、子宫、脑、胸部或腹部)、血管或它们的组合。此外,对象可以是模型(phantom)。所述模型意为具有与生物体大致相同的密度、有效原子数和体积的材料。

[0046] 在整个说明书中,“用户”可以是医学专家(例如,医生、护士、医学实验室技术员)或医学成像专家或修理医疗设备的技术人员,但用户不限于此。

[0047] 此外,“超声诊断设备”可仅是医学成像设备的示例,但医学成像设备不限于此。例如,医学成像设备可通过软件、硬件(诸如图像存档和通信系统(PACS)或便携式计算机)或它们的组合来形成。

[0048] 现在将参照附图详细地描述示例性实施例。

[0049] 图1是根据实施例的超声诊断设备1000的配置的框图。参照图1,超声诊断设备1000可包括经由总线700彼此连接的探头20、超声收发器100、图像处理器200、通信模块300、存储器400、输入装置500和控制器600。

[0050] 超声诊断设备1000可以是推车式设备或便携式设备。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、智能电话、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和平板PC,但不限于此。

[0051] 探头20响应于超声收发器100施加的驱动信号将超声波发送到对象10,并接收对象10反射的回波信号。探头20包括多个换能器,所述多个换能器响应于电信号进行振动并产生声能,即,超声波。此外,探头20可有线或无线地连接到超声诊断设备1000的主体,根据实施例,超声诊断设备1000可包括多个探头20。

[0052] 发送器110将驱动信号供应给探头20。发送器110包括脉冲发生器112、发送延迟单元114和脉冲器116。脉冲发生器112基于预定的脉冲重复频率(PRF)产生用于形成

发送超声波的脉冲,发送延迟单元 114 将脉冲延迟用于确定发送方向所需的延迟时间。已经延迟的脉冲分别对应于包括在探头 20 中的多个压电振动器。脉冲器 116 基于与已经延迟的每个脉冲对应的时序将驱动信号(或驱动脉冲)施加到探头 20。

[0053] 接收器 120 通过处理从探头 20 接收到的回波信号来产生超声数据。接收器 120 可包括放大器 122、模数转换器(ADC) 124、接收延迟单元 126 和求和单元 128。放大器 122 放大每个信道中的回波信号,ADC 124 对放大的回波信号执行模数转换。接收延迟单元 126 将 ADC 124 输出的数字回波信号延迟用于确定接收方向所需的延迟时间,求和单元 128 通过对经过接收延迟单元 126 处理的回波信号求和来产生超声数据。在一些实施例中,接收器 120 可不包括放大器 122。换言之,如果提高探头 20 的灵敏度或者 ADC 124 的处理位的能力,则可省略放大器 122。

[0054] 图像处理器 200 通过扫描转换由超声收发器 100 产生的超声数据来产生超声图像并显示所述超声图像。超声图像不仅可以是通过以幅度(A)模式、亮度(B)模式和运动(M)模式扫描对象而获得的灰阶超声图像,还可以是通过多普勒效应示出对象的移动的多普勒图像。多普勒图像可包括从以下图像选择的至少一种:示出血液的流动的血流多普勒图像(也称作彩色多普勒图像)、示出组织的移动的组织多普勒图像、以波形示出对象的移动速度的光谱多普勒图像和脉冲波(PW)多普勒图像。

[0055] B 模式处理器 212 从超声数据中提取 B 模式分量并处理 B 模式分量。图像产生器 220 可基于提取的 B 模式分量产生以亮度指示信号强度的超声图像。

[0056] 类似地,多普勒处理器 214 可从超声数据提取多普勒分量(即,多普勒数据),图像产生器 220 可基于提取的多普勒分量产生以颜色或波形表示对象移动的多普勒图像。

[0057] 根据实施例,图像产生器 220 可通过对体数据进行体渲染来产生三维(3D)超声图像,并且还可通过对对象 10 因压力而引起的形变进行成像来产生弹性图像。此外,图像产生器 220 可通过使用文本和图形来显示超声图像中的各种附加的信息。另外,产生的超声图像可被储存在存储器 400 中。

[0058] 显示器 230 显示产生的超声图像。显示器 230 通过图形用户界面(GUI)在屏幕图像上不仅可显示超声图像还可显示由超声诊断装置 1000 处理的各种信息。另外,根据实施例,超声诊断装置 1000 可包括两个或更多个显示器 230。

[0059] 通信模块 300 通过有线或无线地连接到网络 30 以与外部装置或服务器进行通信。通信模块 300 可与医院中的经由 PACS 连接到其的医院服务器或其它医疗设备交换数据。此外,通信模块 300 可根据医学数字成像和通信(DICOM)标准执行数据通信。

[0060] 通信模块 300 可经由网络 30 发送或接收与对象的诊断相关的数据(例如,对象 10 的超声图像、超声数据和多普勒数据),并且还可发送或接收由其它医疗设备(例如,计算机断层扫描(CT)设备、磁共振成像(MRI)设备或 X 射线设备)捕获的医学图像。此外,通信模块 300 可从服务器接收关于病人的诊断历史或医疗日程表的信息,并利用接收到的信息对病人进行诊断。此外,通信模块 300 不仅可以与医院中的服务器或医疗设备执行数据通信,还可以与医生或病人的便携式终端执行数据通信。

[0061] 通信模块 300 有线或无线地连接到网络 30 并可与服务器 32、医疗设备 34 或便携式终端 36 进行数据交换。通信模块 300 可包括用于与外部装置通信的一个或更多个组件。例如,通信模块 300 可包括局域通信模块 310、有线通信模块 320 和移动通信模块 330。

[0062] 局域通信模块 310 是指用于在预定的距离内进行局域通信的模块。根据实施例的局域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)、红外数据协会 (IrDA)、蓝牙低功耗 (BLE) 和近场通信 (NFC), 但不限于此。

[0063] 有线通信模块 320 是指用于利用电信号或光信号进行通信的模块。根据实施例的有线通信技术的示例可包括经由双绞线、同轴电缆、光纤电缆和以太网电缆进行的通信。

[0064] 移动通信模块 330 将无线信号发送到从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中选择的至少一个, 或从移动通信网络上的基站、外部终端和服务器中的至少一个接收无线信号。无线信号可以是语音呼叫信号、视频呼叫信号或用于发送和接收文本 / 多媒体消息的各种类型的数据。

[0065] 存储器 400 储存由超声诊断设备 1000 处理的各种数据。例如, 存储器 400 可储存与对象的诊断相关的医学数据 (诸如输入或输出的超声数据和超声图像), 并且还可储存将在超声诊断设备 1000 中执行的算法或程序。

[0066] 存储器 400 可以是各种存储介质 (诸如闪速存储器、硬盘驱动器、EEPROM 等) 中的任意一种。此外, 超声诊断设备 1000 可利用执行在线存储器 400 的储存功能的 web 存储器或云服务器。

[0067] 输入装置 500 表示一种用户经由其输入用于控制超声诊断设备 1000 的数据的工具。输入装置 500 可包括硬件组件 (诸如键盘、鼠标、触摸面板、触摸屏和滚轮开关)。然而, 实施例不限于此, 并且输入装置 500 还可包括其它各种输入单元 (包括心电图 (ECG) 测量模块、呼吸测量模块、语音识别传感器、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、距离传感器等) 中的任意一种。

[0068] 控制器 600 可控制超声诊断设备 1000 的全部操作。换言之, 控制器 600 可控制图 1 中示出的探头 20、超声收发器 100、图像处理器 200、通信模块 300、存储器 400 和输入装置 500 的操作。

[0069] 探头 20、超声收发器 100、图像处理器 200、通信模块 300、存储器 400、输入装置 500 和控制器 600 中的全部或部分可被实施为软件模块。然而, 本发明的实施例不限于此, 以上陈述的一些组件可实施为硬件模块。此外, 从超声收发器 100、图像处理器 200 和通信模块 300 中选择的至少一个可包括在控制器 600 中。然而, 本发明的实施例不限于此。

[0070] 图 2 是示出根据实施例的无线探头 2000 的配置的框图。如以上参照图 1 所描述的, 无线探头 2000 可包括多个换能器, 并且根据实施例, 无线探头 2000 可包括图 1 中示出的超声收发器 100 的部分组件或全部组件。

[0071] 根据图 2 中示出的实施例的无线探头 2000 包括发送器 2100、换能器 2200 和接收器 2300。由于以上已经参照图 1 给出了对它们的描述, 因此这里将省略对它们的详细描述。另外, 根据实施例, 无线探头 2000 可选择性地包括接收延迟单元 2330 和求和单元 2340。

[0072] 无线探头 2000 可将超声信号发送到对象 10、从对象 10 接收回波信号、产生超声数据并将超声数据无线地发送到图 1 中示出的超声诊断设备 1000。

[0073] 图 3 中的 (a) 和 (b) 示出了显示在医学成像设备上的超声图像和多普勒图像的示例。

[0074] 参照图 3 中的 (a), 用户可产生包含宽范围的组织的超声图像 3012。医学成像设备可显示产生的超声图像 3012。在这种情况下, 未产生多普勒图像 3022。产生和显示超声

图像 3012 意味着在 B 模式下进行操作。可选地,医学成像设备产生并显示超声图像 3012 的状态意味着医学成像设备的操作模式被设置为 B 模式。

[0075] 用户可在超声图像 3012 中设置用户期望产生多普勒图像的位置和区域(例如,采样容积)中的至少一个。换言之,医学成像设备可接收用于设置将产生多普勒图像的位置的输入。例如,用户可通过使用包括在医学成像设备的输入装置(图 1 的 500)中的轨迹球在超声图像 3012 内移动采样容积门(gate)的位置,其中,采样容积门指示采样容积的位置和区域中的至少一个。换言之,医学成像设备可经由输入装置 500(例如,轨迹球)接收用户输入。示例性实施例不限于此。

[0076] 在设置将产生多普勒图像的位置之后,用户可向医学成像设备输入用于改变医学成像设备的操作模式的模式转换命令。换言之,医学成像设备可接收模式转换输入(即,模式转换命令)。例如,可通过使用包括在输入装置 500 中的按钮将医学成像设备的操作模式改变为多普勒模式。参照图 3 中的 (b),当医学成像设备的操作模式处于多普勒模式时,医学成像设备可显示最后产生的超声图像 3014。换言之,当医学成像设备按照多普勒模式操作时,显示的超声图像 3014 可以是静态图像。此外,当医学成像设备被设置为多普勒模式时,医学成像设备可以针对设置的采样容积产生多普勒图像 3024。

[0077] 可使用医学成像设备或单独的显示器来显示产生的多普勒图像 3024。在这种情况下,采样容积的位置可能移出用户期望的位置。例如,由于对象或探头的移动,可能会使对象中的与多普勒图像 3024 中的采样容积的位置对应的位置与用户期望的位置不一致。在这种情况下,未产生正常的多普勒图像。用户可识别由医学成像设备产生的多普勒图像是不正常的,并向医学成像设备输入模式转换命令。一旦接收到模式转换输入(即,模式转换命令),医学成像设备可通过按照 B 模式操作来显示(几乎)实时捕获的超声图像 3012 和静态多普勒图像 3022。然后,用户可基于超声图像 3012 来调整将产生多普勒图像的位置。然而,在这种情况下,用户每当改变将产生多普勒图像的位置时,都不得不另外输入模式转换命令,很不方便。

[0078] 如图 3 中的 (a) 和 (b) 所示,当同时而不是单独地来获得并输出超声图像和多普勒图像时,用于产生多普勒图像的多普勒信号的频率范围变窄。因此,当同时获得多普勒图像和超声图像时,难以获得关于高速对象(例如,血流)的信息。

[0079] 图 4 示出了通过根据示例性实施例的医学成像设备产生并同时显示的超声图像 4012 和多普勒图像 4022 的示例。

[0080] 医学成像设备可同时显示超声图像 4012 和多普勒图像 4022。医学成像设备可交替地获得超声数据和多普勒数据。每当获得新的超声数据时,可更新超声图像 4012。然而,由于多普勒图像 4022 沿着时间轴连续地产生和显示,因此在产生超声数据的时间间隔内不出现多普勒图像 4022。为了解决这种问题,医学成像设备可在产生超声图像过程中产生虚拟多普勒数据,并用虚拟多普勒数据填充空白时间段,从而输出没有空白时间段的多普勒图像 4022。

[0081] 然而,在这种情况下,多普勒图像 4022 的一部分不是真实的多普勒图像,而是虚拟的多普勒图像。此外,为了如上所述地同时显示超声图像 4012 和多普勒图像 4022,需要为医学成像设备建立一种交替地获得用于超声图像的超声信号和多普勒信号并产生虚拟多普勒信号的系统。因此,建立该系统的成本会增加。

[0082] 图 5 是根据示例性实施例的医学成像设备的结构的框图。

[0083] 参照图 5, 根据本示例性实施例的医学成像设备可包括超声收发器 100、数据处理器 210、图像产生器 220 和输入装置 500。图 5 中示出的组件仅用于解释示例性实施例, 图 5 的医学成像设备可包括比图 5 中示出的组件更多或更少的组件。

[0084] 超声收发器 100 可经由探头 (图 1 的 20) 将超声信号发送到对象并接收从对象反射的回波信号。一旦接收到回波信号, 超声收发器 100 可将接收到的回波信号输出到数据处理器 210。

[0085] 数据处理器 210 可基于从超声收发器 100 输入的信号获得所接收到的信号。数据处理器 210 可在接收到的信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号。图像产生器 220 可基于选择的信号产生超声图像。在这种情况下, 超声图像可以是示出宽区域的图像 (诸如二维 (2D) B 模式图像、彩色图像或 3D 超声图像)。产生的超声图像可显示在显示器 (图 1 的 230) 上。

[0086] 用户可通过使用输入装置 500 在超声图像上设置将获得多普勒图像的位置和区域 (即, 采样容积) 中的至少一个。在采样容积被设置在超声图像上之后, 数据处理器 210 可在接收到的信号中选择用于产生多普勒图像的多普勒信号。数据处理器 210 还可基于多普勒信号产生多普勒数据。图像产生器 220 可基于多普勒数据产生多普勒图像。多普勒图像可以是示出采样容积的移动的 PW 多普勒图像, 但不限于此。多普勒图像可包括从彩色多普勒图像、功率多普勒图像、连续波 (CW) 多普勒图像和 M 模式图像中选择的至少一种。产生的多普勒图像可显示在显示器 230 上。在这种情况下, 数据处理器 210 可暂停超声图像的产生。显示器 230 可显示最后产生的超声图像。

[0087] 当产生多普勒数据时, 数据处理器 210 可暂停多普勒数据的产生并确定是否产生超声图像。暂停多普勒数据的产生并确定是否产生超声图像 (在下文中, 称为“是否改变操作模式”) 可根据示例性实施例按照不同的方式执行。

[0088] 根据示例性实施例, 如果经由输入装置 500 接收到用户输入, 则数据处理器 210 可进行操作, 从而暂停多普勒图像的产生并产生超声图像 (在下文中, 称为“改变操作模式”)。例如, 如果用户通过使用包括在输入装置 500 中的轨迹球改变采样容积的位置或尺寸, 则数据处理器 210 可暂停多普勒数据的产生并将用于产生超声图像的超声数据发送到图像处理器 200。之后, 如果未接收到用户输入的时间段大于或等于阈值, 则数据处理器 210 可再次改变操作模式以暂停超声图像的产生并产生多普勒图像。在这种情况下, 阈值是指在医学成像设备中预设的值或由用户设置的值。

[0089] 根据另一示例性实施例, 数据处理器 210 可基于多普勒信号确定是否改变操作模式。例如, 如果从超声图像上的血管或心脏获得多普勒信号, 则数据处理器 210 可确定多普勒信号的值 (例如, 平均幅值、最大值、最小值、信号强度、血流速度等) 是否在正常范围之外。如果多普勒信号的值在正常范围之外, 则数据处理器 210 可改变操作模式。可在医学成像设备中预设正常范围或由用户设置正常范围。之后, 如果包括在接收到的信号中的多普勒信号的值落入正常范围 (即, 识别出接收到的信号中包含的多普勒信号), 则数据处理器 210 可再次改变操作模式, 即, 可通过暂停超声图像的产生并产生多普勒图像来再次改变操作模式。

[0090] 根据另一示例性实施例, 数据处理器 210 可基于接收到的信号中包含的用于产生

超声图像的信号来确定是否改变操作模式。例如,如果基于用于产生超声图像的信号识别到超声图像很大程度上发生了移动,即,如果对象或探头移动,则需要改变采样容积的位置。在这种情况下,数据处理器 210 可改变操作模式,以更新显示的超声图像。

[0091] 图 6 是根据示例性实施例的产生医学图像的过程的流程图。

[0092] 参照图 6,首先,医学成像设备可显示超声图像 (S610)。在这种情况下,超声图像可包括绘出宽区域的图像(诸如 2D B 模式图像、彩色图像或 3D 超声图像)。在将采样容积设置在操作 S610 中显示的超声图像上之后,医学成像设备可基于在操作 S620 中获得的接收到的信号来获得多普勒信号 (S630)。

[0093] 医学成像设备可基于多普勒信号产生多普勒数据。医学成像设备还可显示基于多普勒数据产生的多普勒图像 (S640)。

[0094] 之后,医学成像设备可确定是否更新超声图像(即,是否改变操作模式)(S650)。如果医学成像设备确定将更新超声图像 (S660),则医学成像设备可从接收到的信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号,并基于选择的接收到的信号更新超声图像 (S670)。医学成像设备可显示更新的超声图像 (S610)。

[0095] 另一方面,如果医学成像设备根据接收到的信号确定将不更新超声图像,则医学成像设备可连续地产生并显示操作 S620、S630 和 S640 中的多普勒图像。

[0096] 图 7 是根据示例性实施例的基于用户输入产生医学图像的过程的流程图。

[0097] 参照图 7,首先,医学成像设备可显示超声图像直到采样容积被设定 (S710)。在这种情况下,超声图像可包括绘出宽区域的图像(诸如 2D B 模式图像、彩色图像或 3D 超声图像)。在将采样容积设置在操作 S710 中显示的超声图像上之后,医学成像设备可从在操作 S720 中获得的接收到的信号获得多普勒信号 (S730)。

[0098] 医学成像设备可基于多普勒信号产生多普勒数据。医学成像设备还可显示基于多普勒数据产生的多普勒图像 (S740)。之后,医学成像设备可执行操作 S760 和 S710 直到新的采样容积被设置。

[0099] 然后,如果接收到用户输入(例如,用于改变采样容积的位置或尺寸的输入)(S750),则医学成像设备可更新超声图像 (S760)。医学成像设备可显示通过执行操作 S760 和 S710 更新的超声图像直到新的采样容积被设置。例如,医学成像设备可连续地更新显示的超声图像直到没有用户输入的时间达到预定时间。在这种情况下,不执行操作 S740,如果在操作 S750 中未接收到用户输入,则在操作 S720、S730 和 S740 中,医学成像设备可产生和显示多普勒图像。

[0100] 图 8 是根据示例性实施例的基于用户输入产生医学图像的过程的详细流程图。

[0101] 参照图 8,首先,医学成像设备可确定其操作模式 (S810)。如果医学成像设备按照 B 模式操作,则医学成像设备获得接收到的信号 (S821)。接下来,医学成像设备可在获得的接收到的信号中选择用于产生超声图像的接收到的信号 (S822)。然后,医学成像设备可基于用于产生超声图像的接收到的信号产生超声数据 (S823)。医学成像设备可显示与产生的超声数据对应的超声图像 (S824)。

[0102] 接下来,医学成像设备可确定是否改变操作模式 (S825)。例如,医学成像设备可确定从最后接收到与设置采样容积相关的用户输入开始经过的时间段是否大于或等于阈值。例如,如果在用户移动采样容积的位置之后经过了一秒或数秒,则医学成像设备可改变操

作模式。另外,如果医学成像设备不改变操作模式,则医学成像设备可通过重复地执行操作 S821 至 S824 来显示超声图像。如果在操作 S825 中医学成像设备确定改变操作模式,则医学成像设备可将操作模式改变为多普勒模式(纯 D 模式)(S826)。

[0103] 如果在操作 S810 中医学成像设备按照多普勒模式操作,则医学成像设备可获得接收到的信号(S831)并从接收到的信号中选择多普勒信号(S832)。接下来,医学成像设备可基于多普勒信号产生多普勒图像(S833)。然后,医学成像设备可显示产生的多普勒图像(S834)。

[0104] 接下来,医学成像设备可确定是否改变操作模式(S835)。如果医学成像设备确定改变操作模式,则医学成像设备可将操作模式改变为用于产生超声图像的模式(例如,B 模式)(S836)。例如,医学成像设备可确定是否接收到与设置采样容积有关的用户输入。如果用户通过使用轨迹球移动采样容积的位置,则医学成像设备可改变操作模式。之后,如果在操作 S810 中医学成像设备按照 B 模式操作,则医学成像设备可产生超声数据并显示基于产生的超声数据产生的超声图像。

[0105] 图 9 是根据示例性实施例的基于多普勒信号产生医学图像的过程的流程图。

[0106] 参照图 9,首先,医学成像设备可显示超声图像(S910)。在将采样容积设置在操作 S910 中显示的超声图像上之后,医学成像设备可在操作 S920 中获得的接收到的信号获得多普勒信号(S930)。

[0107] 医学成像设备可基于多普勒信号产生多普勒数据。医学成像设备还可显示基于多普勒数据产生的多普勒图像(S940)。之后,医学成像设备可计算从多普勒信号的幅值、最大值和最小值中选择的至少一个。在这种情况下,多普勒信号的幅值可以是在预定时间间隔内多普勒信号的平均值。可选地,多普勒信号的幅值可以是在预定时间间隔内多普勒信号的峰值。然而,示例性实施例不限于此。

[0108] 医学成像设备可确定计算的多普勒信号的幅值是否落入正常范围。参照图 9,医学成像设备可确定从多普勒信号的幅值、最大值和最小值中选择的至少一个是否比所述至少一个的阈值小。例如,医学成像设备可将多普勒信号的平均幅值与其预设平均幅值进行比较。作为另一示例,医学成像设备可将多普勒信号的最小值与其预设最小值进行比较。作为另一示例,医学成像设备可将多普勒信号的最大值与其预设最大值进行比较。如果从多普勒信号的幅值、最大值和最小值中选择的至少一个比所述至少一个的阈值大,则医学成像设备可通过重复操作 S920 至 S950 来显示多普勒图像。否则,如果从多普勒信号的幅值、最大值和最小值中选择的至少一个比所述至少一个的阈值小,则医学成像设备可更新超声图像(S970)并显示更新的超声图像。医学成像设备可暂停多普勒图像的显示、在操作 S970 中更新超声图像并在操作 S910 显示更新的超声图像,直到从多普勒信号的幅值、最大值和最小值中选择的至少一个大于或等于所述至少一个的阈值。

[0109] 图 10 是示出根据示例性实施例的产生的医学图像的示例的示图。

[0110] 参照图 10 中的(a),医学成像设备可按照纯 D 模式显示多普勒图像 1024 和静态超声图像 1014。在这种情况下,多普勒图像 1024 与关于设置在超声图像 1014 上的采样容积的多普勒数据对应。当医学成像设备处于纯 D 模式时,如果输入了用于移动采样容积的位置的用户命令(即,医学成像设备接收用于移动采样容积的位置的用户输入),则医学成像设备可将操作模式改变为纯 2D 模式(诸如,B 模式)。换言之,如图 10 中的(a)所示,当医

学成像设备显示多普勒图像 1024 时,如果用户通过使用轨迹球移动采样容积的位置,则如图 10 中 (b) 所示,医学成像设备可显示实时(或几乎实时)更新的超声图像 1012。在这种情况下,多普勒图像 1022 的产生被暂停。当如图 10 中的 (b) 所示显示超声图像 1012 时,如果未接收到与采样容积相关的用户输入的时间段大于或等于阈值,则医学成像设备可将操作模式改变回纯 D 模式。因此,医学成像设备可针对新的采样容积显示多普勒图像 1024。

[0111] 在这种情况下,可在医学成像设备中预设阈值或由用户选择阈值。图 11 是根据示例性实施例的由医学成像设备显示的用户界面 1100 的示例性示图。参照图 11,医学成像设备可输出用于选择时间的用户界面 1100,所述时间为从显示超声图像的纯 2D 模式改变回显示多普勒图像的纯 D 模式所需要的时间。如图 11 所示,如果用户选择 0.8 秒的时间,即,如果用户移动轨迹球并且随后在 0.8 秒内未操纵轨迹球,则医学成像设备可暂停超声图像的更新,同时针对最终设置的采样容积产生并显示多普勒图像。

[0112] 根据另一示例性实施例,医学成像设备可基于接收到的信号中是否包括多普勒信号而自动地返回到纯 D 模式。例如,如果在显示超声图像(图 10 的 (b) 中的 1012) 时从医学成像设备的数据采集单元获得的接收到的信号检测到其值处于正常范围内的多普勒信号,则医学成像设备可暂停超声图像 1012 的更新并再次显示多普勒图像 1024,如图 10A 所示。

[0113] 可通过其上记录有计算机可执行的指令(诸如由计算机执行的程序模块)的计算机可读记录介质来实施本发明的示例性实施例。计算机可读记录介质可以是任何可被计算机访问的可用介质,并且计算机可读记录介质可包括易失性介质和非易失性介质两者以及可拆卸介质和不可拆卸介质两者。此外,计算机可读介质可包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质包括通过用于存储信息(诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其它数据)的任何方法或技术实现的易失性介质和非易失性介质两者以及可拆卸介质和不可拆卸介质两者。所述通信介质典型地实施计算机可读指令、数据结构、程序模块、调制的数据信号或其它传输原理的其它数据,并且它们包括任意信息传输介质。

[0114] 提供以上描述用于说明,本领域普通技术人员将理解的是,在不脱离由权利要求限定的本发明构思的精神和范围的情况下,可以对其形式和细节进行各种改变。因此,以上实施例及其全部方面仅仅是示例,并且不是限制性的。例如,被限定为集成组件的每个组件可按照分布的形式实现。同样地,被限定为单独组件的组件可按照集成的方式实现。

[0115] 本发明构思的范围不是通过对其的详细描述来限定而是通过权利要求来限定,在权利要求和它们的等同物的范围内的所有改变或变型将被解释为包括在本发明构思中。

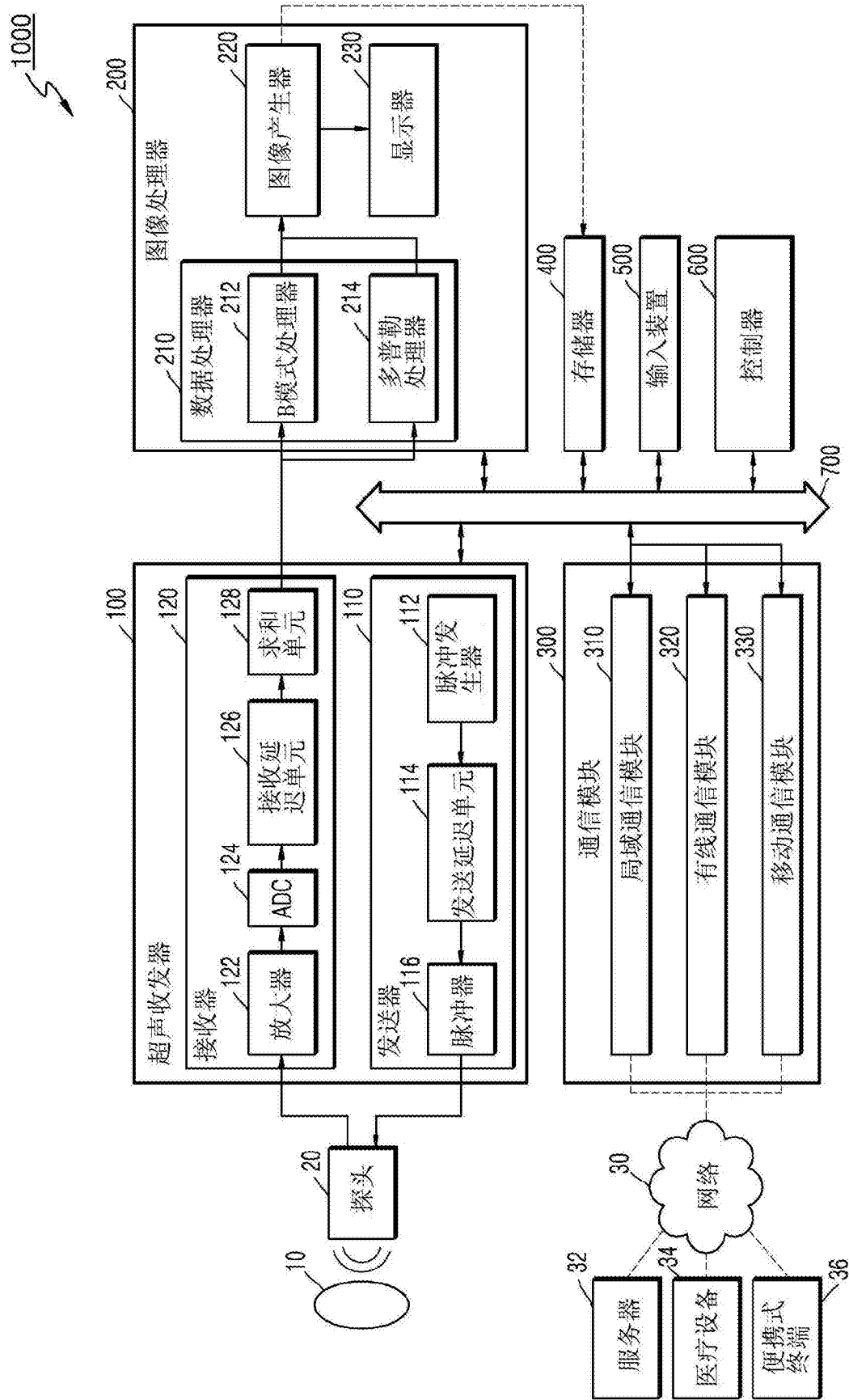


图 1

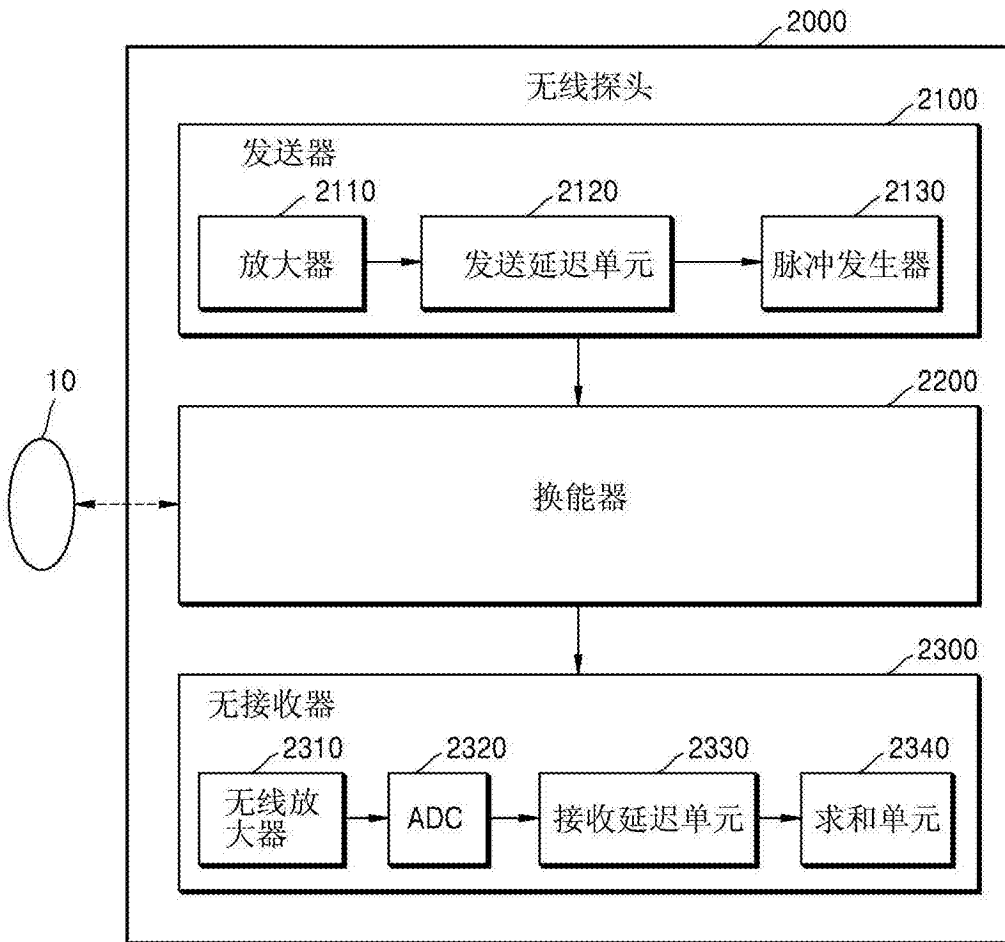


图 2

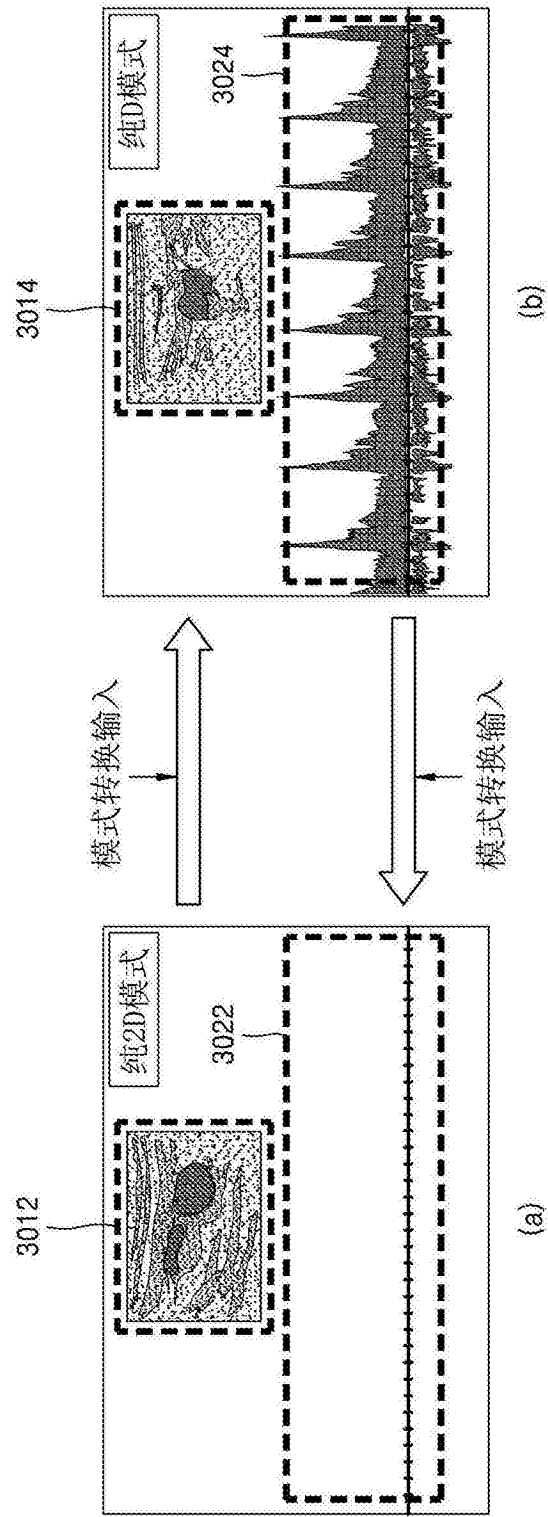


图 3

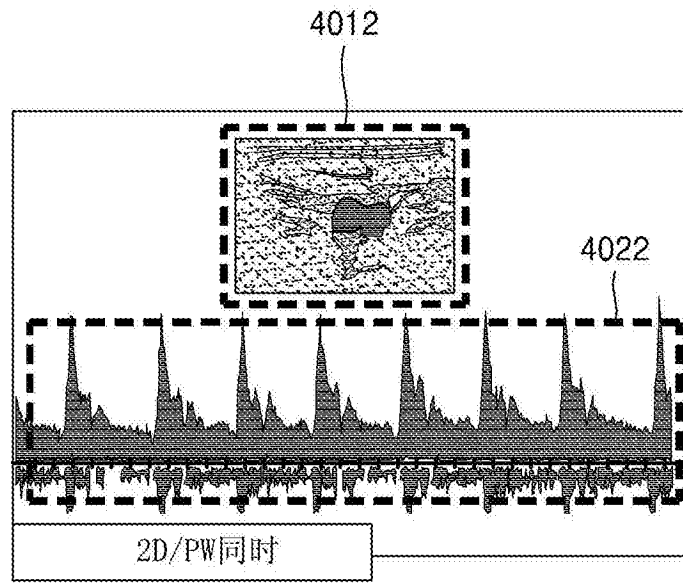


图 4

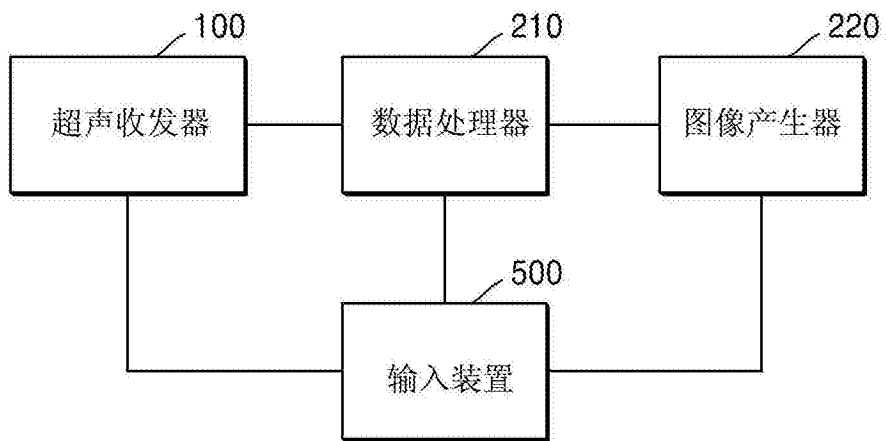


图 5

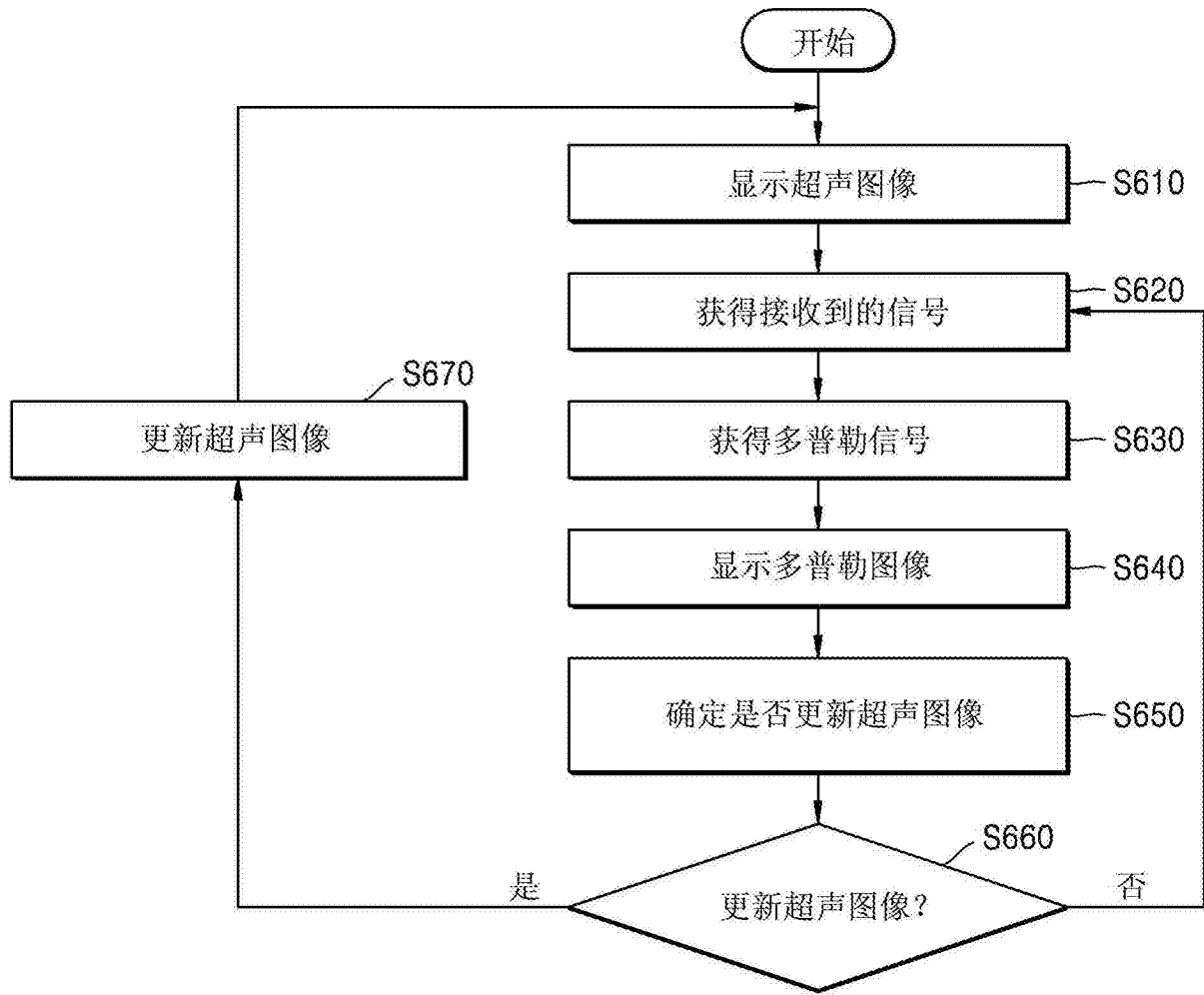


图 6

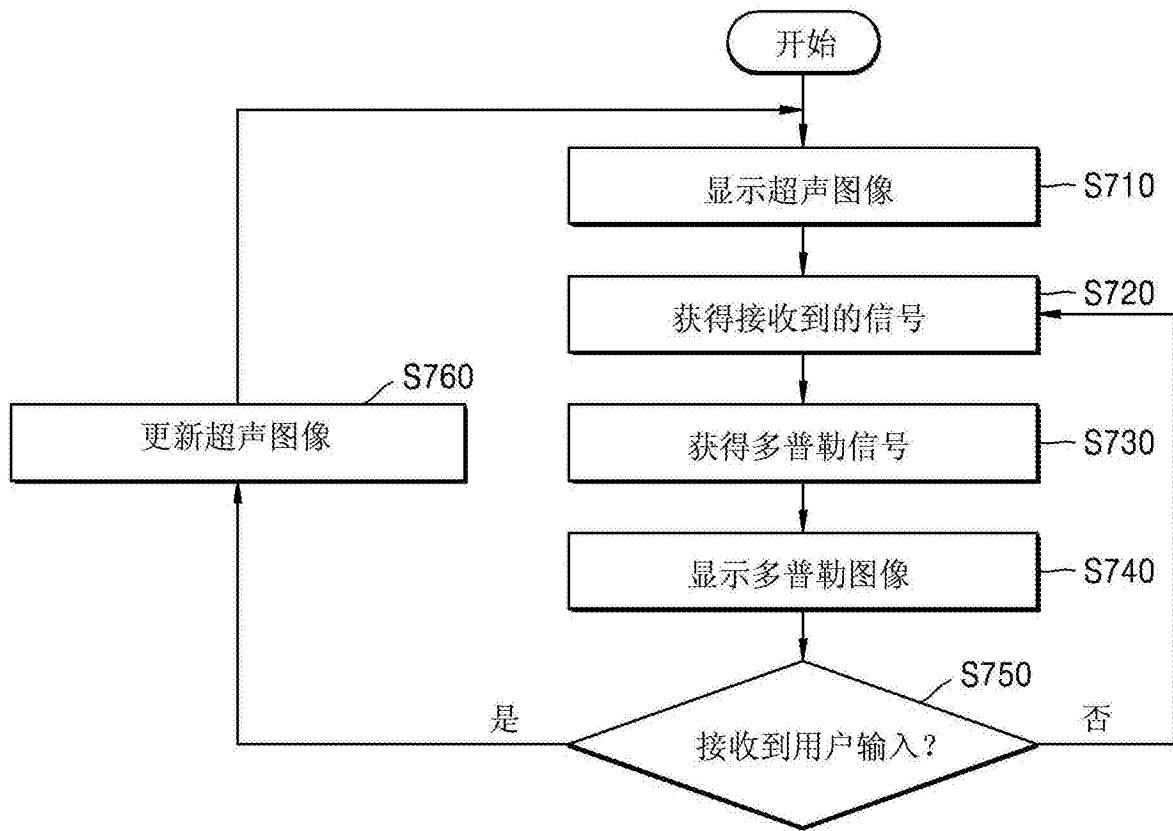


图 7

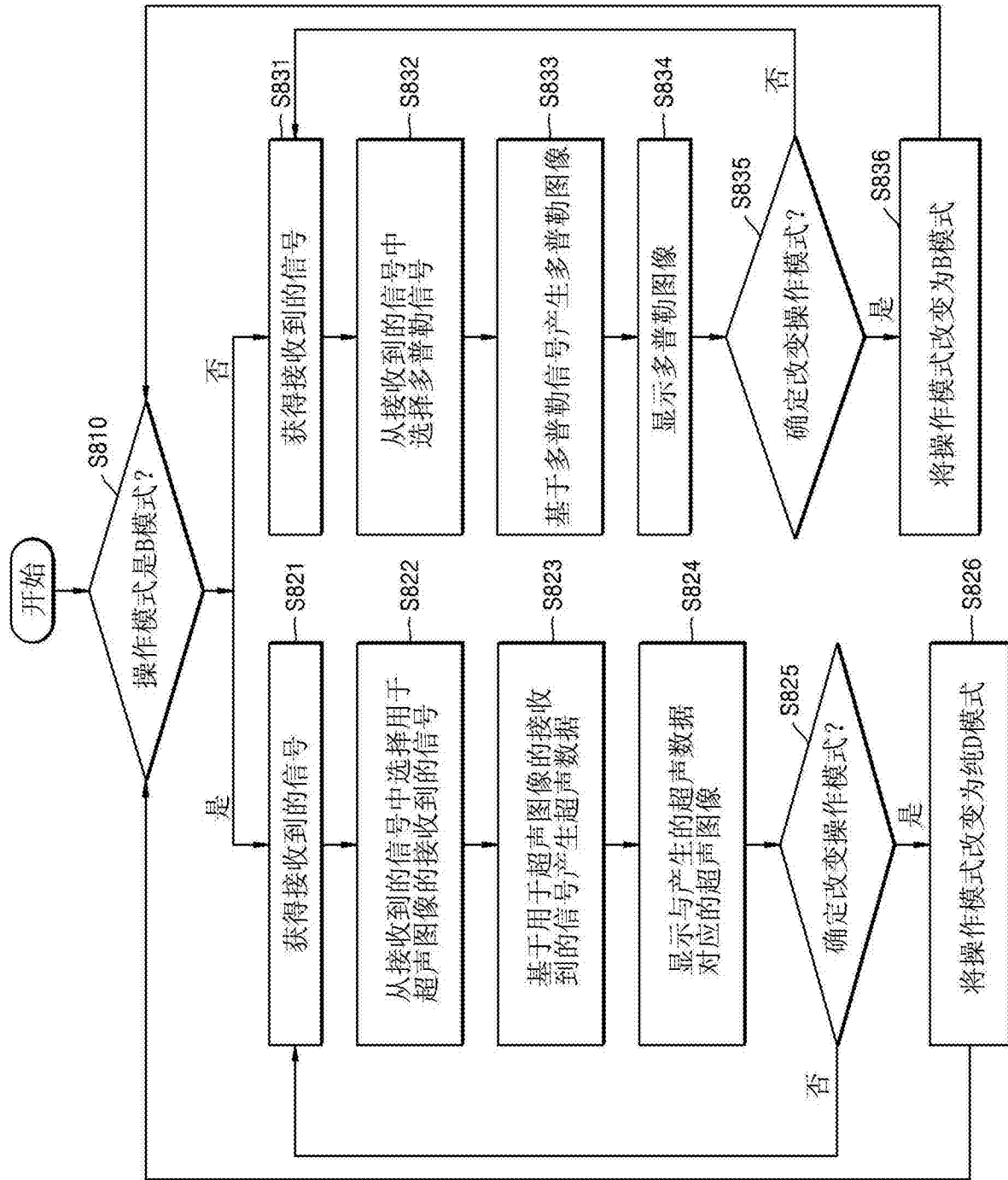


图 8

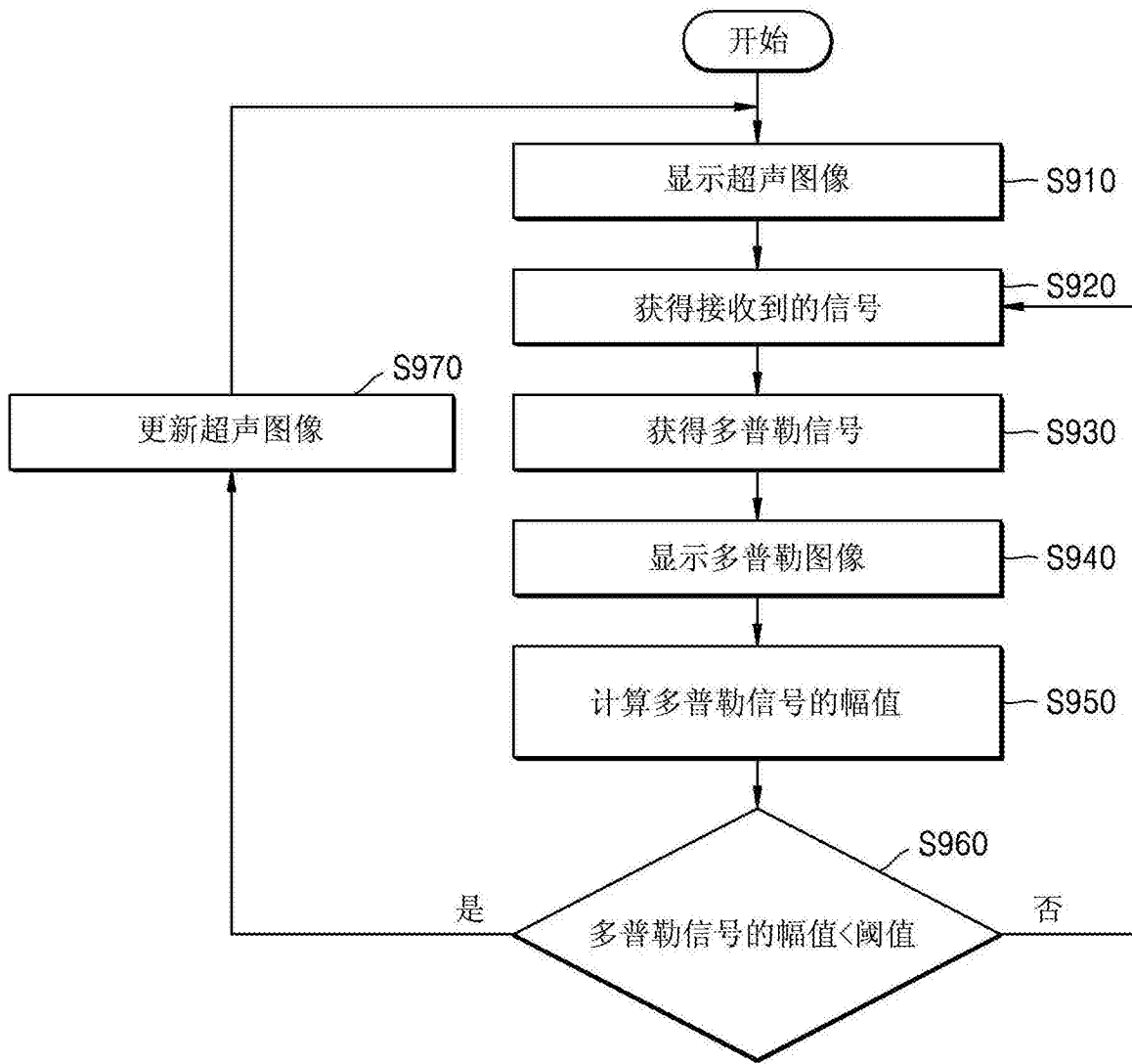


图 9

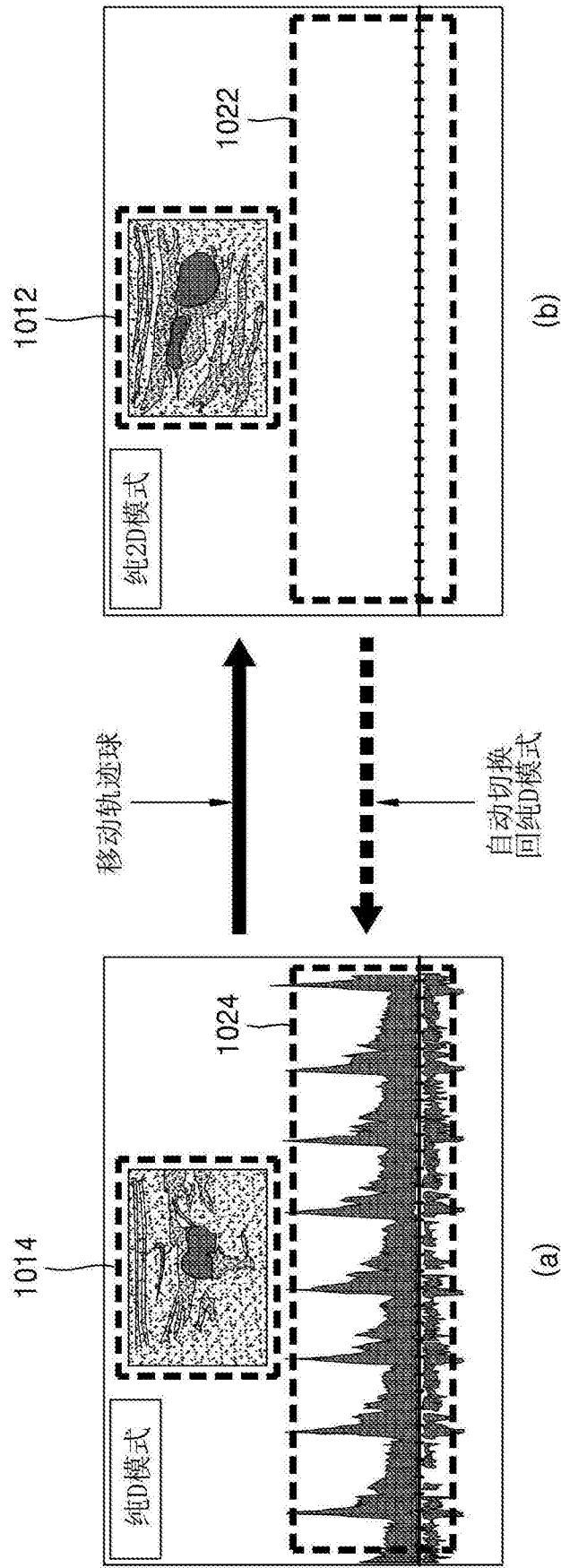


图 10

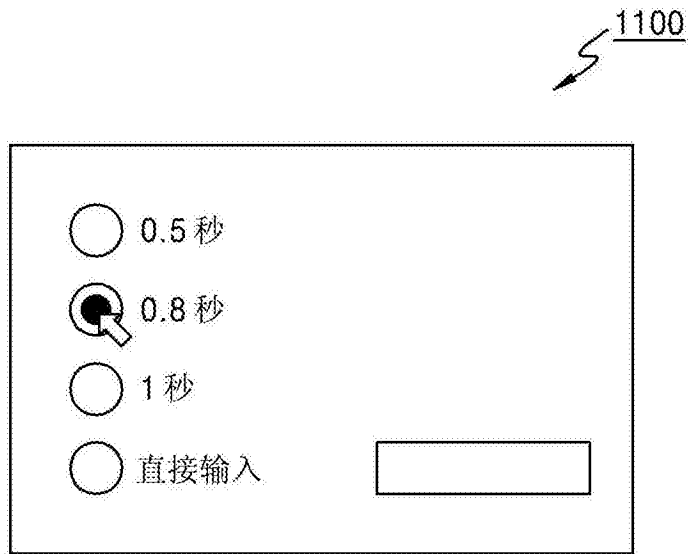


图 11

专利名称(译)	医学成像设备和产生医学图像的方法		
公开(公告)号	CN106175825A	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201510309238.7	申请日	2015-06-08
[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	李秀明 李龙镐		
发明人	李秀明 李龙镐		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/4427 A61B8/4472 A61B8/461 A61B8/464 A61B8/465 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/488		
优先权	1020140175876 2014-12-09 KR 62/044373 2014-09-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供医学成像设备和产生医学图像的方法。所述医学成像设备和方法能够产生超声图像并通过使用多普勒效应产生多普勒图像。所述产生医学图像的方法包括：获得接收到的信号；获得超声图像并显示获得的超声图像；基于接收到的信号，获得与设置在所述超声图像上的采样容积对应的多普勒信号；基于所述多普勒信号产生多普勒图像并显示产生的多普勒图像；接收用于移动所述采样容积的位置的用户输入；如果接收到所述用户输入，则暂停所述多普勒图像的显示并更新超声图像。

