

1. 一种超声波诊断装置,该超声波诊断装置根据由对于被检体的超声波发送接收得到的接收信号生成图像数据,该超声波诊断装置的特征在于,具备:

预设条件保管单元,至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个主预设条件、和通过更新上述各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分从而预先设定的各种子预设条件;

子预设条件选择单元,从上述预设条件保管单元读出与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件,从该读出的各种子预设条件中,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件;

收集条件控制单元,对于与上述图像数据的生成相关的各单元,初始设定基于选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件,进而使用选择出的上述子预设条件更新上述图像数据收集条件;以及

图像数据生成单元,根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号来生成图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述预设条件保管单元保管将图像数据收集条件按照超声波检查单位进行了分类的上述多个主预设条件。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述预设条件保管单元保管将上述主预设条件所包含的图像数据收集条件按照摄影模式单位进行了分类的上述各种子预设条件。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述预设条件保管单元保管通过将被检体的体型、年龄、疾病名、疾病状态、上述超声波发送接收所使用的超声波探头的种类中,至少某一种作为基准来更新上述主预设条件所包含的图像数据收集条件从而设定的上述子预设条件。

5. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述子预设条件选择单元根据更新后的摄像模式,从上述各种子预设条件中选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备显示单元,该显示单元显示与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件,

上述子预设条件选择单元响应经由上述显示单元的操作,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元显示上述各种子预设条件,作为按照摄影模式单位进行了分类的选择按钮。

8. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述显示单元显示上述各种子预设条件,作为将被检体的体型、疾病名、疾病状态、被检体名或者操作者名中的至少某一种作为基准来进行了分类的选择按钮。

9. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述收集条件控制单元还使用经由上述显示单元选择出的其他的子预设条件来更新

按照上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备调整单元,该调整单元用于输入用于调整使用上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件的条件或者值,

上述收集条件控制单元根据从上述调整单元输入的上述条件或者值,调整使用上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件,

上述图像数据生成单元根据使用了调整后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号来生成图像数据。

11. 一种超声波诊断装置控制方法,根据由对于被检体的超声波发送接收得到的接收信号来生成图像数据,该超声波诊断装置控制方法的特征在于,具备以下步骤:

从预设条件保管单元读出与选择出的主预设条件对应的各种子预设条件,该预设条件保管单元至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个上述主预设条件、和通过更新上述各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分从而预先设定的上述各种子预设条件;

从上述读出的各种子预设条件中,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件;

对于与上述图像数据的生成相关的各单元,初始设定基于选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件,进而使用选择出的上述子预设条件更新上述图像数据收集条件,

根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号生成图像数据。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

上述多个主预设条件是将图像数据收集条件按照超声波检查单位进行了分类的条件。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

上述各种子预设条件是将上述主预设条件所包含的图像数据收集条件按照摄影模式单位进行了分类的条件。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

上述子预设条件是将上述主预设条件所包含的图像数据收集条件以被检体的体型、年龄、疾病名、疾病状态、上述超声波发送接收所使用的超声波探头的种类中,至少某一个作为基准进行了更新的条件。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

在上述子预设条件的选择中,根据更新后的摄像模式,从上述各种子预设条件中选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件。

16. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

上述超声波诊断装置控制方法还具备显示与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件的步骤,

在上述子预设条件的选择中,响应经由上述显示单元的操作,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件。

17. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

在上述显示中,作为按照摄影模式单位进行了分类的选择按钮,显示上述各种子预设条件。

18. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

在上述显示中,作为将被检体的体型、疾病名、疾病状态、被检体名或者操作者名中的至少某一种作为基准来进行分类的选择按钮,显示上述各种子预设条件。

19. 根据权利要求 16 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,

上述超声波诊断装置控制方法还具备使用经由上述显示单元选择的其他的子预设条件来进一步更新根据上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件的步骤。

20. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置控制方法,其特征在于,还具备:

输入用于调整使用上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件的条件或者值,

根据从上述调整单元输入的上述条件或者值,调整使用上述子预设条件更新后的上述图像数据收集条件,

根据使用了调整后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号来生成图像数据的步骤。

21. 一种医用图像诊断装置,该医用图像诊断装置通过对被检体进行摄像来收集数据,生成图像数据,该医用图像诊断装置的特征在于,具备:

预设条件保管单元,至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个主预设条件、和通过更新上述各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分从而预先设定的各种子预设条件;

子预设条件选择单元,从上述预设条件保管单元读出与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件,从该读出的各种子预设条件中,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件;

收集条件控制单元,对于与上述图像数据的生成相关的各单元,初始设定基于选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件,进而使用选择出的上述子预设条件来更新上述图像数据收集条件;以及

图像数据生成单元,根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的摄像生成图像数据。

超声波诊断装置、超声波诊断装置控制方法以及医用图像 诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及根据预先设定的预设条件对于被检体进行超声波发送接收的超声波诊断装置、超声波诊断装置控制方法以及医用图像诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是对被检体内放射从内置于超声波探头的振动元件产生的超声波脉冲,由上述振动元件将由于被检体组织的声抗阻的差异所产生的反射波转换成电信号并显示在显示器上的装置。由于该诊断方法能够以仅仅使超声波探头与体表接触的简单操作容易地收集各种图像数据,因此,在各种脏器的功能诊断或形态诊断中被广泛地使用。

[0003] 由来自生物体内的组织或者血球的反射波得到生物体信息的超声波诊断法由于超声波脉冲反射法和超声波多普勒法这两大技术开发而取得了急速的进步,使用上述技术得到的 B 模式图像数据以及彩色多普勒图像数据在现在的超声波诊断中正成为着不可或缺的因素。另外,收集能够定量地测量诊断对象部位的血流信息的频谱图像数据的频谱多普勒法也在循环器官区域或腹部区域等中被使用。

[0004] 并且,当通过对这些图像数据进行依次收集来对于被检体进行超声波检查时,由适合各个图像数据的收集的大量的摄影参数构成的图像数据收集条件在检查之前进行设定,但超声波检查所使用的各个摄影参数需要的是不仅根据收集上述的图像数据时的摄影模式(即,B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式)还根据被检体的体型或年龄等来进行设定。因此,直到设定最适合该超声波检查的图像数据收集条件花费大量的时间,成为降低检查效率的主要原因。

[0005] 为了解决这样的问题点,近年来,正在进行将预先设定的标准的图像数据收集条件初始设定为预设条件(后述的主预设条件),在观察根据该预设条件收集到的图像数据时,通过对上述预设条件进行微调整从而收集所希望的图像数据的方法。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献 1:日本专利特开 2007-111439 号公报

发明内容

[0008] 通过在超声波检查之前设定上述的预设条件,从而,将能够有效地进行图像数据收集条件的设定。然而,如已经叙述的那样,由于最合适的图像数据收集条件根据被检体的体型或年龄等而不同,因此,必须要在检查的过程中变更・更新初始设定的预设条件的一部分的情况高频度地发生。

[0009] 此时,在以往进行的上述的方法中,例如,由于当通过更新先行的摄影模式的预设条件来重新设定的图像数据收集条件从上述摄影模式向后续的摄影模式转移时,会向初始设定的原来的摄影模式、图像数据收集条件返回,因此,存在每当重新启动摄影模式或选择新的摄影模式时必须重新设定各个预设条件的问题点。

[0010] 本发明是鉴于上述的问题点而形成的,其目的在于提供一种通过根据以摄影模式等作为单位来设定的子预设条件来更新使用预先设定的主预设条件而初始设定的图像数据收集条件,根据更新后的图像数据收集条件生成图像数据从而能够在短时间内收集所希望的图像数据的超声波诊断装置、超声波诊断装置控制方法以及医用图像诊断装置。

[0011] 本实施方式所公开的超声波诊断装置是根据由对于被检体的超声波发送接收得到的接收信号来生成图像数据的装置,具备:预设条件保管单元,至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个主预设条件、和通过更新上述各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分来预先设定的各种子预设条件;子预设条件选择单元,从上述预设条件保管单元读出与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件,从该读出的各种子预设条件中,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件;收集条件控制单元,对于与上述图像数据的生成相关的各单元,初始设定基于选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件,进而使用选择出的上述子预设条件来更新上述图像数据收集条件;图像数据生成单元,根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号来生成图像数据。

附图说明

[0012] 图 1 是表示本实施方式中的超声波诊断装置的整体结构的框图。

[0013] 图 2 是表示本实施方式的超声波诊断装置所具备的发送接收部的具体的结构的框图。

[0014] 图 3 是表示本实施方式的超声波诊断装置所具备的接收信号处理部的具体的结构的框图。

[0015] 图 4 是用于说明本实施方式中的主预设以及子预设的结构图。

[0016] 图 5 是表示本实施方式中的主预设条件的具体例的图。

[0017] 图 6 是表示本实施方式中的子预设条件的具体例的图。

[0018] 图 7 是表示本实施方式中的子预设条件的变形例的图。

[0019] 图 8 是表示本实施方式中的子预设条件的变形例的图。

[0020] 图 9A 是表示本实施方式中的子预设选择画面的具体例的图。

[0021] 图 9B 是表示本实施方式中的子预设选择画面的具体例的图。

[0022] 图 9C 是表示本实施方式中的子预设选择画面的具体例的图。

[0023] 图 9D 是表示本实施方式中的子预设选择画面的具体例的图。

[0024] 图 10 是表示本实施方式的超声波诊断装置所具备的显示数据生成部的具体的结构的框图。

[0025] 图 11 是表示本实施方式中的图像数据收集条件的设定 / 更新步骤的流程图。

[0026] 图 12 是表示本实施方式中的子预设选择画面的变形例的图。

[0027] 符号说明

[0028] 2:超声波探头;3:发送接收部;31:发送部;32:接收部;4:接收信号处理部;41:B 模式数据生成部;42:多普勒信号检测部;43:彩色多普勒数据生成部;44:多普勒频谱数据生成部;5:预设条件保管部;6:子预设选择画面生成部;7:显示数据生成部;71:图像数据生成部;72:数据合成部;8:显示部;9:输入部;10:滤波器控制部;11:扫描控制部;12:

系统控制部;100;超声波诊断装置。

具体实施方式

[0029] 本实施方式所公开的超声波诊断装置是根据由对于被检体的超声波发送接收得到的接收信号来生成图像数据的装置,具备:预设条件保管单元,至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个主预设条件、和通过更新上述各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分来预先设定的各种子预设条件;子预设条件选择单元,从上述预设条件保管单元读出与选择出的上述主预设条件对应的上述各种子预设条件,从该读出的各种子预设条件中,选择适合上述被检体的超声波检查的子预设条件;收集条件控制单元,对于与上述图像数据的生成相关的各单元,初始设定基于选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件,进而使用选择出的上述子预设条件更新上述图像数据收集条件;图像数据生成单元,根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的接收信号来生成图像数据。

[0030] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0031] (实施方式)

[0032] 在以下所述的本实施方式的超声波诊断装置中,使用针对按照超声波检查单位预先设定了的在该超声波诊断装置中设定的多个参数的条件或者值(以下,称为“主预设条件”。另外,也有时称为“用户预设”或者“成像预设”)来对图像数据收集条件进行初始设定。并且,使用针对按照摄影模式单位来预先设定的在该超声波诊断装置中设定的至少一个参数的条件或者值(子预设条件),对针对按照主预设条件来初始设定的图像数据收集条件所包含的至少一个参数的条件或者值进行更新(变更或者调整),根据更新后的图像数据收集条件生成图像数据。通过观察其结果得到的图像数据来判定更新后的图像数据收集条件是否合适,当不合适时,使用输入部的输入设备对该图像数据收集条件进行微调。

[0033] 另外,在本实施方式中,针对能够收集B模式图像数据、彩色多普勒图像数据以及频谱图像数据的超声波诊断装置进行了叙述,但并不限于此,例如,也可以是能够收集B模式图像数据与彩色多普勒图像数据或者B模式图像数据与频谱图像数据的超声波诊断装置,也可以是能够收集B模式图像数据、彩色多普勒图像数据或者频谱图像数据的任一种的超声波诊断装置。

[0034] 另外,针对由对于被检体的扇形扫描得到的接收信号生成上述的图像数据的超声波诊断装置进行了叙述,但也可以是能够进行凸型扫描或线性扫描等其他的超声波扫描的超声波诊断装置。

[0035] 另外,在本实施方式中,将超声波诊断装置作为例子针对使用了主预设条件、子预设条件的参数设定・更新方法进行说明。然而,该参数设定・更新方法的应用并不拘泥于超声波诊断装置。例如,在X射线诊断装置、X射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、核医学诊断装置等有代表性的各种医用图像诊断装置中的参数设定・变更中也能够应用。

[0036] (装置的结构)

[0037] 针对本发明的实施方式中的超声波诊断装置的结构与功能使用图1至图8进行说明。另外,图1是表示本实施方式中的超声波诊断装置的整体结构的框图,图2、图3以及图8是表示该超声波诊断装置所具备的发送接收部、接收信号处理部以及显示数据生成部

的具体的结构的框图。

[0038] 图 1 所示的超声波诊断装置 100 具备有:超声波探头 2、发送接收部 3、接收信号处理部 4、预设条件保管部 5、子预设选择画面生成部 6、显示数据生成部 7、显示部 8、输入部 9、滤波器控制部 10、扫描控制部 11、系统控制部 12。

[0039] 在超声波探头 2 上,排列有对被检体的体内放射超声波脉冲(发送超声波),将由该发送超声波从体内得到的超声波反射波(接收超声波)向电信号(接收信号)进行转换的多个振动元件。发送接收部 3 向上述振动元件供给用于对于上述被检体的规定方向放射发送超声波的驱动信号,将由这些振动元件得到的多个通道的接收信号进行整相加。接收信号处理部 4 对由 B 模式、彩色多普勒模式(CD 模式)以及频谱多普勒模式(SD 模式)的各摄影模式得到的整相加后的接收信号进行处理生成 B 模式数据、彩色多普勒数据以及多普勒频谱数据。在预设条件保管部 5 中,保管有按照超声波检查单位预先设定的主预设条件以及按照摄影模式单位预先设定的子预设条件。子预设选择画面生成部 6 根据从预设条件保管部 5 读出的子预设条件来生成规定格式的子预设选择画面数据。显示数据生成部 7 根据由接收信号处理部 4 生成的 B 模式数据、彩色多普勒数据以及多普勒频谱数据来生成各种图像数据,基于这些图像数据生成显示数据。显示部 8 显示在显示数据生成部 7 中生成的上述的显示数据或从子预设选择画面生成部 6 供给的子预设选择画面数据。输入部 9 是用于操作者进行被检体信息的输入、摄影模式的选择、子预设条件的选择、各种指示信号的输入等的设备。滤波器控制部 10 根据从预设条件保管部 5 经由系统控制部 12 供给的主预设条件或子预设条件等来控制接收信号处理部 4 所具备的 MTI(moving target indication, 自动目标显示)滤波器以及 HPF (high-pass filter, 高通滤波)的滤波特性。扫描控制部 11 根据上述的主预设条件或子预设条件等来控制对于被检体的超声波发送接收方向或超声波会聚距离。系统控制部 12 总括地控制上述的各单元。以下,针对各单元的结构、功能进一步详细地进行说明。

[0040] 超声波探头 2 在其前端部具有排列的 N 个未图示的振动元件,使上述前端部与被检体的体表接触进行超声波的发送接收。振动元件是电声转换元件,具有在发送时将电的驱动信号转换成发送超声波,接收时将接收超声波转换成电的接收信号的功能。并且,这些振动元件分别经由未图示的 N 通道的多芯电缆与发送接收部 3 连接。另外,在本实施方式中,针对使用具有 N 个振动元件的扇形扫描用超声波探头 2 的情况进行了叙述,但也可以使用与线性扫描或凸型扫描等对应的超声波探头。

[0041] 接着,图 2 所示的发送接收部 3 具备向超声波探头 2 的振动元件供给用于对于被检体的规定方向放射各种摄影模式(即,B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式)的超声波脉冲的驱动信号的发送部 31、和对从这些振动元件得到的多个通道的接收信号进行整相加算的接收部 32,发送部 31 具有速率脉冲发生器 311、发送延迟电路 312 以及驱动电路 313。

[0042] 速率脉冲发生器 311 根据从系统控制部 12 供给的主预设条件、子预设条件等,生成确定对被检体内放射的发送超声波的重复周期的速率脉冲,并向发送延迟电路 312 供给得到的速率脉冲。另外,上述的速率脉冲重复周期根据后述的主预设条件或者子预设条件的观察深度、速率频率来确定。

[0043] 发送延迟电路 312 例如由与从内置于超声波探头 2 的 N 个振动元件中选择出的 Nt

个发送用振动元件相同数量的独立的延迟电路构成。并且,按照根据上述的主预设条件或子预设条件等从扫描控制部 11 供给的扫描控制信号,为了在发送中得到细的波束宽度而对从速率脉冲发生器 311 输出的上述的速率脉冲赋予用于在规定的深度将发送超声波进行会聚的会聚用延迟时间和用于对于规定方向放射上述发送超声波的偏向用延迟时间。

[0044] 驱动电路 313 具有驱动内置于超声波探头 2 的 N_t 个发送用振动元件的功能,根据从发送延迟电路 312 供给的速率脉冲生成具有用于将发送超声波在规定的深度(距离)会聚的会聚用延迟时间和用于向规定方向放射的偏向用延迟时间的驱动脉冲。

[0045] 另一方面,接收部 32 具备与从内置于超声波探头 2 的 N 个振动元件中选择出的 N_r 个接收用振动元件对应的 N_r 通道的前置放大器 321、A/D 转换器 322 以及接收延迟电路 323 和加法器 324,在 B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式中,从接收用振动元件经由前置放大器 321 供给的 N_r 通道的接收信号由 A/D 转换器 322 转换成数字信号,向接收延迟电路 323 发送。

[0046] 接收延迟电路 323 根据主预设条件、子预设条件等按照从扫描控制部 11 供给的扫描控制信号,对从 A/D 转换器 322 输出的 N_r 通道的各个接收信号赋予用于会聚来自规定的深度的接收超声波的会聚用延迟时间、和用于对于规定方向设定强的接收指向性的偏向用延迟时间。并且,加法器 324 对从接收延迟电路 323 输出的 N_r 通道的接收信号进行加法合成。即,由接收延迟电路 323 和加法器 324,将来自与规定方向的接收超声波对应的接收信号进行整相加。

[0047] 另外,发送延迟电路 312 以及接收延迟电路 323 中的会聚用延迟时间以及偏向用延迟时间根据后述的主预设条件或者子预设条件的超声波会聚距离以及扫描范围等来确定。

[0048] 接着,图 3 所示的接收信号处理部 4 具备有:B 模式数据生成部 41,对从接收部 32 的加法器 324 输出的 B 模式的接收信号进行处理生成 B 模式数据;多普勒信号检测部 42,通过对彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式的接收信号进行正交检波来检测混在这些接收信号中的多普勒信号;彩色多普勒数据生成部 43,根据在彩色多普勒模式中检测到的多普勒信号生成彩色多普勒数据;多普勒频谱数据生成部 44,根据在频谱多普勒模式中检测到的多普勒信号生成多普勒频谱数据。

[0049] B 模式数据生成部 41 具备包络线检波器 411 和对数转换器 412,包络线检波器 411 对从接收部 32 的加法器 324 供给的整相加后的接收信号进行包络线检波,对数转换器 412 将包络线检波后的接收信号的振幅进行对数转换来生成 B 模式数据。

[0050] 多普勒信号检测部 42 具备 $\pi/2$ 移相器 421、混频器 422-1 以及 422-2、LPF (低通滤波器)423-1 以及 423-2,对从接收部 32 的加法器 324 供给的接收信号进行正交检波并检测由实部和虚部构成的复合型的多普勒信号。

[0051] 另一方面,彩色多普勒数据生成部 43 具备多普勒信号存储电路 431、MTI 滤波器 432 以及自相关运算器 433,将在对于同一方向的多次超声波发送接收中从多普勒信号检测部 42 的 LPF423-1 以及 LPF423-2 输出的多普勒信号的复合分量、即,实分量(I 分量)和虚分量(Q 分量)保存在多普勒信号存储部 431 中。

[0052] 作为低区域分量除去用数字滤波器的 MTI 滤波器 432 从多普勒信号存储部 431 依次读出从该被检体的同一部位收集到的时间序列的多普勒信号。并且,提取这些多普勒信

号所包含的血流所引起的分量(血流分量),除去脏器的呼吸性移动或跳动性移动等所引起的分量(杂乱分量)。具体而言,通过将 MTI 滤波器 432 的截止频率等设定为合适的值,从而将上述的血流分量与具有比该血流分量低的频率的杂乱分量分离。

[0053] 自相关运算器 433 对于由 MTI 滤波器 432 提取出的多普勒信号的血流分量进行自相关运算将表示血流的平均流速值或血流速度的混乱的速度方差值、另外、表示血流分量的大小的功率值等作为彩色多普勒数据来计算。

[0054] 接着,多普勒频谱数据生成部 44 具备 SH (采样保持电路) 441、HPF (高通滤波器) 442 以及 FFT (Fast-Fourier-Transform, 快速傅里叶变换) 分析器 443,对从多普勒信号检测部 42 供给的频谱多普勒模式的多普勒信号进行频率分析生成多普勒频谱数据。

[0055] SH441 接收从多普勒信号检测部 42 的 LPF423-1 以及 423-2 输出的多普勒信号的实分量以及虚分量、和在输入部 9 中设定的关心区域(尺度门)的位置信息。并且,从由对于规定方向的多次超声波发送接收而按照时间序列收集到的各个上述多普勒信号中提取与上述关心区域对应的多普勒信号。另一方面,HPF442 通过对从 SH441 输出的上述关心区域中的多普勒信号进行滤波处理,来除去该多普勒信号所包含的脏器的呼吸性移动或跳动性移动等所引起的杂乱分量。

[0056] FFT 分析器 443 具备未图示的运算电路和存储电路,将从 HPF442 输出的关心区域的多普勒信号暂时存储在存储电路中。另一方面,运算电路对于保存于上述存储电路中的规定期间的多普勒信号进行频率分析生成多普勒频谱数据。

[0057] 另外,确定彩色多普勒数据生成部 43 所具备的 MTI 滤波器 432 以及多普勒频谱数据生成部 44 所具备的 HPF442 的频率特性的滤波的次数或截止频率等,根据后述的主预设条件或者子预设条件的滤波频率等来确定,由 FFT 分析器 443 生成的多普勒频谱数据的基线根据基线频移等来确定。

[0058] 接着,图 1 所示的预设条件保管部 5 具备未图示的主预设条件存储部和子预设条件存储部,在各个存储部中保管有按照超声波检查单位预先设定的主预设条件以及按照摄影板单位预先设定的子预设条件。

[0059] 图 4 是表示主预设条件与子预设条件的关系的图,使用主预设条件以及子预设条件进行图像数据收集条件的设定/更新的本实施方式的预设,如图 4 所示,通过组合按照超声波检查单位来初始设定的主预设条件和在摄影模式的选择时或者图像数据的观察时等为了更新上述主预设条件的一部分所使用的多个子预设条件来进行。

[0060] 例如,如图 4 所示,将对于超声波检查 A 设定的主预设条件 MPa 以及对于超声波检查 B 设定的主预设条件 MPb 预先保管在主预设条件存储部中,通过更新主预设条件 MPa 以及 MPb 的一部分来设定的多个子预设条件,以摄影模式(B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式)为单位,预先保管在子预设条件存储部中。

[0061] 即,在上述的子预设条件存储部中,与主预设条件 MPa 对应的 B 模式用子预设条件 Ba1 至 Ba4、彩色多普勒模式用子预设条件 Ca1 至 Ca3 以及频谱多普勒模式用子预设条件 Da1 至 Da4 将超声波检查 A 或者主预设条件 MPa 的识别信息作为附带信息来保存,另外,与主预设条件 MPb 对应的 B 模式用子预设条件 Bb1 至 Bb5、彩色多普勒模式用子预设条件 Cb1 至 Cb4 以及频谱多普勒模式用子预设条件 Db1 至 Da4 将超声波检查 B 或者主预设条件 MPb 的识别信息作为附带信息来保存。

[0062] 图 5 是表示在预设条件保管部 5 的主预设条件存储部中保管的与超声波检查 A 对应的主预设条件 MPa 的具体例的图,在该主预设条件存储部中,例如,保管有作为 B 模式用主预设条件来预先设定的、“观察深度 Dx”、“超声波会聚距离 Fx”、“扫描范围 Wx”、“超声波频率 fox”以及“接收增益 Gx”等,同样地,保管有作为彩色多普勒模式用主预设条件来预先设定的“速率频率 frx”、“滤波频率 fcx”、“超声波频率 fox”以及“接收增益 Gx”、作为频谱多普勒模式用主预设条件而预先设定的“速率频率 frx”、“滤波频率 fcx”、“超声波频率 fox”、“接收增益 Gx”以及“基线频移 fs”等。

[0063] 另一方面,图 6 是表示保管于预设条件保管部 5 的子预设条件存储部的与主预设条件 MPa 对应的 B 模式用子预设条件 Ba1 至 Ba4 的具体例的图,例如,子预设条件 Ba1 通过将主预设条件 MPa 的“观察深度 Dx”、“超声波会聚距离 Fx”以及“扫描范围 Wx”向“观察深度 Da1”、“超声波会聚距离 Fa1”以及“扫描范围 Wa1”进行更新而形成,子预设条件 Ba2 通过将主预设条件 MPa 的“观察深度 Dx”、“扫描范围 Wx”以及“接收增益 Gx”向“观察深度 Da2”、“扫描范围 Wa2”以及“接收增益 Ga2”进行更新而形成。同样地,子预设条件 Ba3 通过将主预设条件 MPa 的“观察深度 Dx”以及“扫描范围 Wx”向“观察深度 Da3”以及“扫描范围 Wa3”更新而形成,子预设条件 Ba4 通过将主预设条件 MPa 的“观察深度 Dx”向“观察深度 Da4”进行更新而形成。

[0064] 接着,图 1 的子预设选择画面生成部 6 接收从系统控制部 12 供给的“超声波检查 A”等检查选择信息和摄影模式选择信息,从保管于预设条件保管部 5 的子预设条件存储部中的各种子预设条件中提取与这些选择信息对应的子预设条件。并且,生成排列有表示所得到的子预设条件的名称(子预设名)的 1 个或者多个选择按钮的子预设选择画面数据。

[0065] 当然,能够设定的子预设条件并不拘泥于图 6 的子例。例如,首先,通过选择图 7 所示的子预设条件 Ba1 来将主预设条件 MPa 的“观察深度 Dx”、“超声波会聚距离 Fx”以及“扫描范围 Wx”向“观察深度 Da1”、“超声波会聚距离 Fa1”以及“扫描范围 Wa1”进行更新。之后,通过选择由同一组合项目构成的子预设条件 Ba2,从而也能够将“观察深度 Da1”向“观察深度 Da2”、将“超声波会聚距离 Fa1”向“超声波会聚距离 Fa2”、将“扫描范围 Wa1”向“超声波会聚距离 Fa2”进一步进行更新。

[0066] 另外,如图 8 所示,也能够将“探头种类”设定为子预设条件的项目。例如,当针对下肢收集 B 模式图像时,有时将大腿部区域由线性探头、将膝关节区域由凸型探头来进行扫描。此时,最初在将大腿部区域由线性探头进行了扫描之后,将使用的探头从线性探头换为凸型探头,选择子预设条件 Ba10。由此,将能够迅速且简单地、将图像数据收集条件变更为适合凸型探头的值。

[0067] 另外,即使在选择规定的子预设条件,并变更・更新了对应的参数的情况下,现在启动着的摄影模式(B, Color, Doppler 等)没有变更,而维持原样。

[0068] 图 9A、9B、9C、9D 分别表示由子预设选择画面生成部 6 生成的子预设选择画面数据的具体例,图 9A 表示没有选择任何摄影模式时的子预设选择画面数据,图 9B 表示选择了 B 模式时的子预设选择画面数据,图 9C 表示选择了彩色多普勒模式时的子预设选择画面数据,图 9D 表示选择了频谱多普勒模式时的子预设选择画面数据。

[0069] 例如,作为摄影模式当选择了 B 模式时,如图 9B 所示在子预设选择画面数据中示出与 B 模式用子预设条件 Ba1 至 Ba4 的各个对应的选择按钮 SBa1 至 SBa4,当选择了彩色多

普勒模式时,如图 9C 所示,显示与彩色多普勒模式用子预设条件 Ca1 至 Ca3 的各个对应的选择按钮 SCa1 至 SCa3。同样地,当选择了频谱多普勒模式时,如图 9D 所示在子预设选择画面数据中显示与频谱多普勒模式用子预设条件 Da1 至 Da4 的各个对应的选择按钮 SDa1 至 SDa4。

[0070] 接着,针对图 1 所示的显示数据生成部 7 的具体结构使用图 10 进行说明。如图 10 的框图所示,显示数据生成部 7 具备有:图像数据生成部 71,根据在接收信号处理部 4 中生成的 B 模式数据、彩色多普勒数据以及多普勒频谱数据来生成各种图像数据;数据合成部 72,合成这些图像数据,另外,通过根据需要附加从系统控制部 12 供给的被检体信息或图像数据收集条件等来生成显示数据。

[0071] 即,图像数据生成部 71 具有 B 模式图像数据生成部 711、彩色多普勒图像数据生成部 712 以及频谱图像数据生成部 713,B 模式图像数据生成部 711 将从接收信号处理部 4 的 B 模式数据生成部 41 按照发送接收方向单位依次供给的对数转换后的接收信号(B 模式数据)保存在自己的存储电路中,生成 B 模式图像数据。

[0072] 彩色多普勒图像数据生成部 712 根据从接收信号处理部 4 的彩色多普勒数据生成部 43 供给的彩色多普勒数据生成彩色多普勒图像数据。例如,通过将血流平均流速值对应的亮度信息和与速度方差值对应的色相信息作为各个像素值来设定,从而生成能够同时观测平均流速值和速度方差值的彩色多普勒图像数据。

[0073] 频谱图像数据生成部 713 通过在时间轴方向排列接收信号处理部 4 的多普勒频谱数据生成部 44 根据从规定的关心区域(尺度门)得到的多普勒信号而生成的时间序列的多普勒频谱数据,来生成频谱图像数据。

[0074] 另一方面,数据合成部 72 将从图像数据生成部 71 供给的 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据以及频谱图像数据转换成规定的显示格式,合成被转换处理后的这些图像数据,生成显示数据。

[0075] 接着,图 1 的显示部 8 具备未图示的转换处理部和显示器,转换处理部对于从显示数据生成部 7 供给的上述的显示数据、从子预设选择画面生成部 6 供给的子预设选择画面数据进行 D/A 转换、视频格式转换等转换处理并显示在显示器上。

[0076] 另一方面,输入部 9 在操作面板上具备显示面板或键盘、轨迹球、鼠标、选择按钮、滑动杆等输入设备,具有选择 B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式等摄影模式的功能或选择子预设条件的功能、以及微调整按照主预设条件以及子预设条件设定/更新后的图像数据收集条件的功能。另外,被检体信息的输入、超声波检查的选择、显示数据生成条件的设定、将子预设选择画面显示指示信号为首的各种指示信号的输入等也使用上述的显示面板或输入设备来进行。

[0077] 滤波器控制部 10 通过向接收信号处理部 4 的彩色多普勒数据生成部 43 所具备的 MTI 滤波器 432 以及多普勒频谱数据生成部 44 所具备的 HPF442 供给根据从预设条件保管部 5 经由系统控制部 12 供给的主预设条件或者子预设条件的滤波频率等生成的滤波器控制信号,来控制 MTI 滤波器 432 或 HPF442 的滤波特性。即,通过上述的滤波控制信号的供给,形成具有适合彩色多普勒图像数据的生成的频率特性的 MTI 滤波器 432,形成具有适合频谱图像数据的生成的频率特性的 HPF442。

[0078] 接着,扫描控制部 11 根据从预设条件保管部 5 经由系统控制部 12 供给的主预

设条件或者子预设条件的扫描范围以及超声波会聚距离,对于发送部 31 的发送延迟电路 312 以及接收部 32 的接收延迟电路 323 进行延迟时间控制,该延迟时间控制用于进行对于包含该被检体的诊断对象部位的二维区域或者三维区域预先设定的 B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式的超声波发送接收。另外,针对彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式中的超声波发送接收的具体例在日本专利特开 2004-329609 号公报或日本专利特开 2005-81081 号公报中进行了叙述,因此,省略详细的说明。

[0079] 系统控制部 12 具备未图示的 CPU 和存储电路,在存储电路中,保存从预设条件保管部 5 供给的该超声波检查的主预设条件以及子预设条件或在输入部 9 中输入 / 选择 / 设定的各种输入信息、选择信息以及设定信息。此时,使用显示部 8 所显示出的子预设选择画面数据来从预设条件保管部 5 的子预设条件存储部中读出输入部 9 选择出的子预设条件并保存在上述的存储电路中。

[0080] 并且, CPU 使用从上述的存储电路读出的主预设条件以及子预设条件进行该超声波检查中的图像数据收集条件的设定或更新,另外,通过根据该图像数据收集条件总括地控制超声波诊断装置 100 的各单元来执行该超声波检查。

[0081] 另外,系统控制部 12 具备未图示的收集条件存储部,在该收集条件存储部中,根据子预设条件更新后的图像数据收集条件、或者由输入部 9 的输入设备进一步进行微调整后的图像数据收集条件将超声波检查或摄影模式的识别信息作为附带信息进行保存。

[0082] 并且,当由输入部 9 多次选择同一摄影模式时,通过使用从上述的收集条件存储部读出的图像数据收集条件来生成该摄影模式的图像数据,从而能够有效地收集良好的图像数据。

[0083] (图像数据收集条件的设定 / 更新步骤)

[0084] 接着,按照图 11 的流程图说明本实施方式中的图像数据收集条件的设定 / 更新步骤。其中,以下,针对首先收集 B 模式图像数据,接着,对收集彩色多普勒图像数据或者频谱图像数据的情况进行了叙述,但图像数据的收集顺序并不限定于上述。另外,也可以是收集上述的图像数据的任一个的情况。

[0085] 在对于该被检体进行超声波检查之前,超声波诊断装置 100 的操作者在输入部 9 中在进行了被检体信息的输入或显示数据生成条件的设定之后输入图像数据收集条件的设定指示信号,接收该指示信号的系统控制部 12 通过将从预设条件保管部 5 的主预设条件存储部读出的该超声波检查的主预设条件与上述的显示数据生成条件一起提供给超声波诊断装置 100 的相关单元,从而初始设定各种摄影模式(即,B 模式、彩色多普勒模式以及频谱多普勒模式)的图像数据收集条件(图 11 的步骤 S1)。

[0086] 如果结束了上述的初始设定,则操作者在输入部 9 中输入图像数据生成开始指示信号(图 11 的步骤 S2),另外,作为摄影模式选择 B 模式(图 11 的步骤 S3)。

[0087] 另一方面,经由系统控制部 12 接收到图像数据生成开始指示信号与摄影模式选择信息的发送接收部 3、接收信号处理部 4 以及显示数据生成部 7 的各单元,从作为图像数据收集条件来初始设定的主预设条件中选择 B 模式用主预设条件,并将根据该主预设条件生成的 B 模式图像数据显示在显示部 8 的显示器上(图 11 的步骤 S4)。

[0088] 并且,观察显示部 8 所显示的 B 模式图像数据的操作者在输入部 9 中输入将子预设条件的选择作为目的的子预设选择画面的显示指示信号(图 11 的步骤 S5)。

[0089] 接着,经由系统控制部 12 接收了上述的显示指示信号的子预设选择画面生成部 6 从保管于预设条件保管部 5 的子预设条件存储部的各种子预设条件中提取与上述的 B 模式用主预设条件对应的子预设条件,生成排列了与所得到的子预设条件对应的 1 个或者多个选择按钮的 B 模式用子预设选择画面数据并显示在显示部 8 上(参照图 9B)(图 11 的步骤 S6)。

[0090] 另一方面,操作者从显示部 8 所显示出的 B 模式用子预设选择画面所显示的各种选择按钮(例如,图 9B 的选择按钮 Ba1 至 Ba4)中选择适合该超声波检查的选择按钮,接收到该选择信息的系统控制部 12 从保管于预设条件保管部 5 的子预设条件存储部中的各种预设条件中选择与选择出的选择按钮对应的 B 模式用子预设条件(图 11 的步骤 S7)。

[0091] 并且,通过向发送接收部 3 或接收信号处理部 4 等关联单元供给所得到的 B 模式用子预设条件,来更新根据主预设条件而已经设定了的该超声波检查的图像数据收集条件。并且,上述的关联单元根据按照 B 模式用子预设条件更新后的图像数据收集条件来生成 B 模式图像数据,并将所得到的 B 模式图像数据显示在显示部 8 上(图 11 的步骤 S8)。

[0092] 接着,操作者通过观察显示部 8 所显示出的上述的图像数据来判定更新后的图像数据收集条件是否合适(图 11 的步骤 S9),当不合适时,使用设于输入部 9 的微调整用滑动杆来对不合适的图像数据收集条件进行微调整(图 11 的步骤 S10)。

[0093] 另一方面,接收到从输入部 9 经由系统控制部 12 来供给的上述的微调整信息的发送接收部 3 或接收信号处理部 4 等关联单元根据上述的微调整信息来更新根据主预设条件以及 B 模式用子预设条件而已经设定了的图像数据收集条件,并将根据更新后的图像数据收集条件生成的 B 模式图像数据显示在显示部 8 上(图 11 的步骤 S11)。

[0094] 接着,当在上述的 B 模式图像数据的收集之后接着进行彩色多普勒图像数据或者频谱图像数据的收集时,操作者在输入部 9 中选择彩色多普勒模式或者频谱多普勒模式作为摄影模式(图 11 的步骤 S3),接收到该选择信息的系统控制部 12 通过控制超声波诊断装置 100 所具备的各单元重复上述的步骤 S4 至 S11 从而进行适合各个摄影模式的图像数据收集条件的设定以及基于该图像数据收集条件的彩色多普勒图像数据或者频谱图像数据的生成和显示(图 11 的步骤 S4 至 S11)。

[0095] 根据以上所述的本实施方式,根据按照摄影模式单位来预先设定的子预设条件,更新使用按照超声波检查单位来预先设定的主预设条件来初始设定的图像数据收集条件,根据更新后的图像数据收集条件生成图像数据,从而能够在短时间内收集所希望的图像数据。

[0096] 特别地,通过从按照摄影模式单位来预先设定的各种子预设条件中选择适合该超声波检查的子预设条件,从而,根据主预设条件来初始设定的图像数据收集条件的更新变得容易,进而从在子预设选择画面上作为选择按钮显示出的上述的各种子预设条件中选择所希望的子预设条件,从而能够容易地进行子预设条件的选择。

[0097] 另外,通过对根据子预设条件更新后的图像数据收集条件进行微调整,从而能够准确地设定最适合该超声波检查的图像数据收集条件。

[0098] 另外,通过暂时保存根据子预设条件更新后的图像数据收集条件、或者使用输入部的输入设备等进一步进行了微调整后的图像数据收集条件,在多次选择同一摄影模式时使用所保存的上述的图像数据收集条件来生成该摄影模式的图像数据,从而能够有效地收

集良好的图像数据。

[0099] 另外,由于基于子预设条件的图像数据收集条件的更新按照摄影模式单位来进行,因此,能够选择性地进行需要更新的摄影模式中的图像数据收集条件的更新,能够防止多余的更新作业。因此,不仅将改善对于该被检体的检查效率,还能够大幅度地减轻操作者的负担。

[0100] 以上,针对本发明的实施方式进行了叙述,但本发明并不限于上述的实施方式以及其变形例,还能够进行变形来实施。例如,在上述的实施方式中,针对能够收集 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据以及频谱图像数据的超声波诊断装置 100 进行了叙述,但也可以是能够收集 B 模式图像数据与彩色多普勒图像数据或者 B 模式图像数据与频谱图像数据的超声波诊断装置,也可以是能够收集 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据或者频谱图像数据的任一种的超声波诊断装置。

[0101] 另外,针对根据由对于被检体的扇形扫描得到的接收信号生成上述的图像数据的超声波诊断装置 100 进行了叙述,但也可以是能够进行凸型扫描或线性扫描等其他的超声波扫描的超声波诊断装置。

[0102] 另外,针对将子预设选择画面数据与各种图像数据在同一显示部中进行显示的情况进行了说明,但也可以将这些数据在不同的显示部中进行显示。另外,子预设选择画面数据的选择按钮所示的子预设名可以根据检查对象脏器名、操作者名、被检体名、被检体的年龄、体型、疾病状态等来确定,也可使用与用户密切相关的其他的名称。通过对上述的选择按钮附加这样的名称,从而,特别地,临床经验浅的操作者进行的子预设条件的选择进一步变得容易。图 12 表示此时的子预设选择画面数据的选择按钮显示例。另外,该图中的“(6C3)”表示探头种类的 ID。

[0103] 另一方面,在上述的实施方式中,针对使用按照摄影模式单位来预先设定的子预设条件,更新使用预先设定的主预设条件来初始设定的图像数据收集条件的情况进行了叙述,但也可以使用预先设定的其他的子预设条件来进一步更新使用上述的子预设条件更新后的图像数据收集条件。

[0104] 另外,针对当根据子预设条件更新了的图像数据收集条件不合适时,使用输入部 9 的输入设备来对更新后的图像数据收集条件进行微调的情况进行了叙述,但也可以使用按照摄影模式单位来预先设定的其他的子预设条件来再次更新更新前的图像数据收集条件。

[0105] 另外,针对在观察根据使用主预设条件来初始设定的图像数据收集条件而生成的图像数据下,进行子预设条件的选择的情况进行了叙述,但也可以使用主预设条件和子预设条件来进行图像数据收集条件的初始设定。

[0106] 另外,针对主预设条件以及子预设条件的设定或基于这些预设条件的图像数据收集条件的设定/更新,按照超声波检查单位来进行的情况进行了说明,但也可以按照被检体单位或者操作者单位来进行。

[0107] 另外,本实施方式的超声波诊断装置 100 所包含的各单元,例如,能够通过将由 CPU、RAM、磁性存储装置、输入装置、显示装置等构成的计算机作为硬件使用来实现。例如,超声波诊断装置 100 的系统控制部 12 能够通过使搭载于上述的计算机中的 CPU 等处理器执行规定的控制程序来实现各种功能。此时,可以将上述的控制程序预先安装在计算机中,

或者,也可以保存在计算机可读的存储介质中或者安装在经由网络来分布的控制程序的计算机中。

[0108] 以上,虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

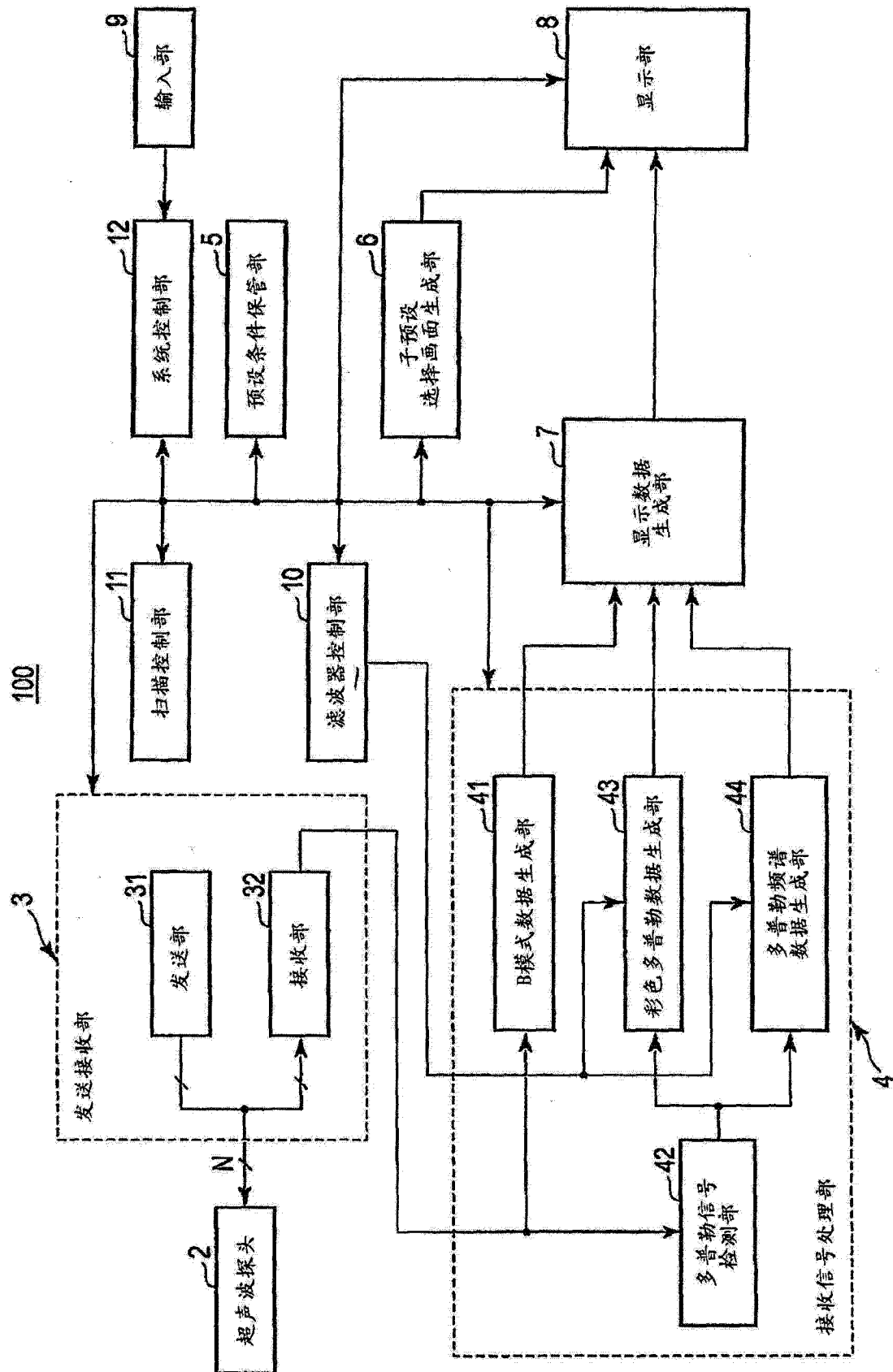


图 1

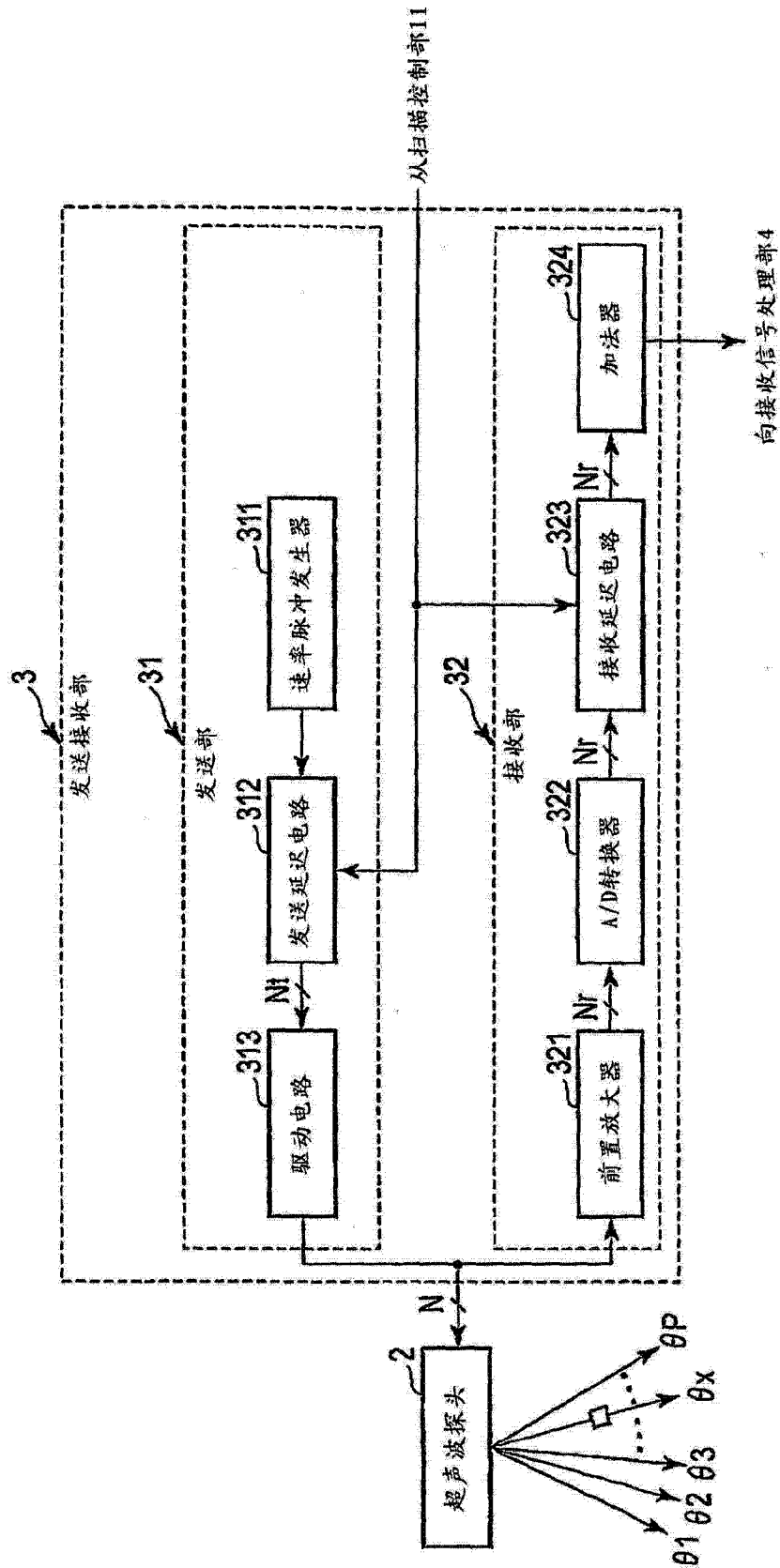


图 2

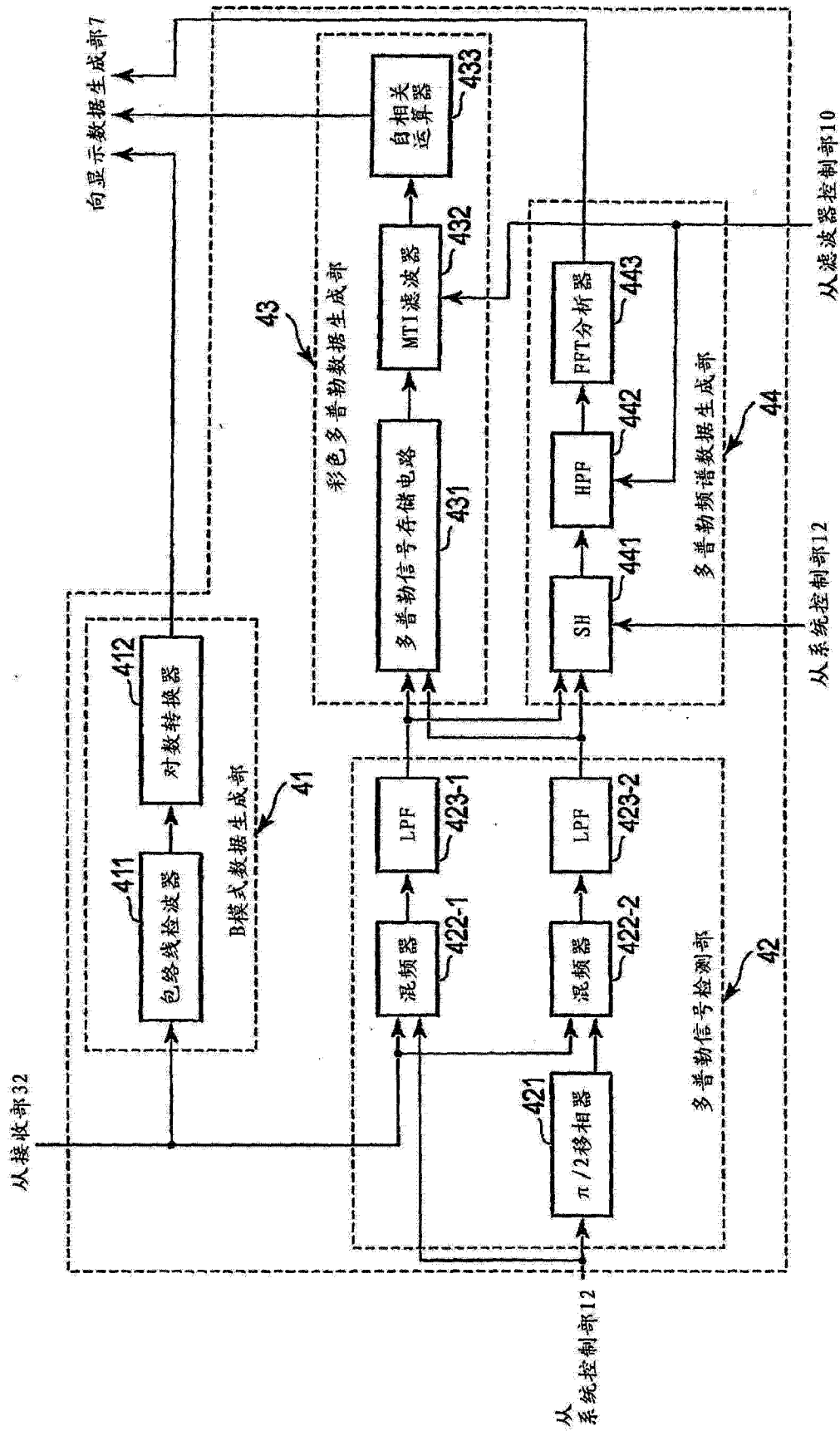
4

图 3

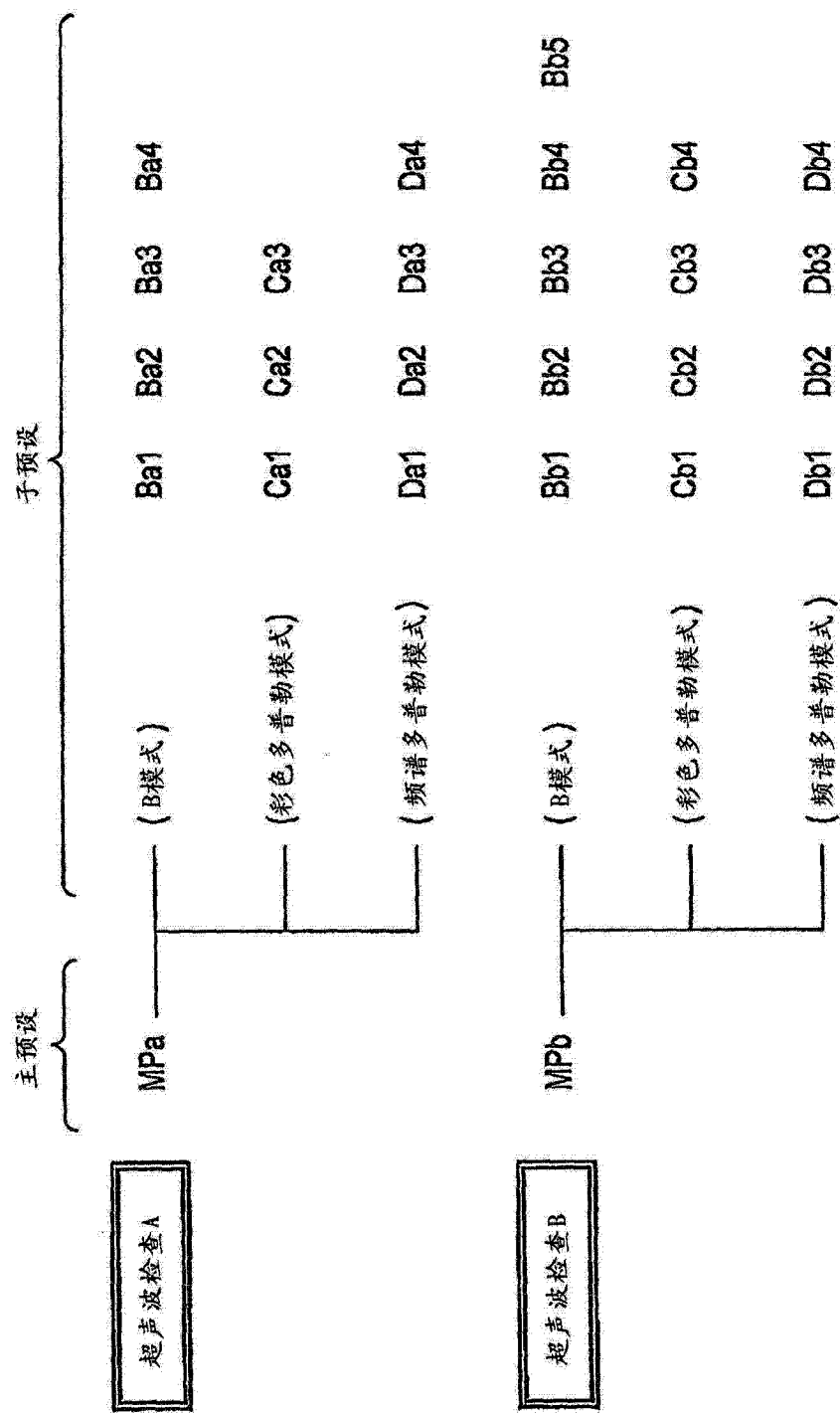


图 4

主预设条件MPa		
预设模式	主预设项目	主预设条件
B模式	观察深度 (D)	Dx(mm)
	超声波会聚距离 (F)	Fx(mm)
	扫描范围 (W)	Wx(deg, mm)
	超声波频率 (fo)	fox(Hz)
	接收增益 (G)	Gx(dB)
彩色多普勒模式	速率频率 (fr)	frx(Hz)
	滤波频率 (fc)	fcx(Hz)
	超声波频率 (fo)	fox(Hz)
	接收增益 (G)	Gx(dB)
	速率频率 (fr)	frx(Hz)
频谱多普勒模式	滤波频率 (fc)	fcx(Hz)
	超声波频率 (fo)	fox(Hz)
	接收增益 (G)	Gx(dB)
	速率频率 (fr)	frx(Hz)
	超声波频率 (fo)	fox(Hz)
	接收增益 (G)	Gx(dB)
	基线频移 (fs)	fsx(Hz)

图 5

子预设条件		
子预设名	子预设项目	子预设条件
Ba1	观察深度D	Da1(mm)
	超声波会聚距离(F)	Fa1(mm)
	扫描范围(W)	Wa1(deg)
Ba2	观察深度(D)	Da2(mm)
	扫描范围(W)	Wa2(deg)
	接收增益(G)	Ga2(dB)
Ba3	观察深度(D)	Da3(mm)
	扫描范围(W)	Wa3(deg)
Ba4	观察深度(D)	Da4(mm)

图 6

子预设条件		
子预设名	子预设项目	子预设条件
Ba1	观察深度 (D)	Da1(mm)
	超声波会聚距离 (F)	Fa1(mm)
	扫描范围 (W)	Wa1(deg)
Ba2	观察深度 (D)	Da2(mm)
	超声波会聚距离 (F)	Fa2(mm)
	扫描范围 (W)	Wa2(deg)
Ba3	观察深度 (D)	Da3(mm)
	扫描范围 (W)	Wa3(deg)
	⋮	⋮

图 7

子预设条件		
子预设名	子预设项目	子预设条件
Ba1	观察深度 (D)	Da1(mm)
	超声波会聚距离 (F)	Fa1(mm)
	扫描范围 (W)	Wa1(deg)
.....		
Ba9	应用程序	Ap2
Ba10	探头种类	6C3
Ba11	超声波会聚距离 (F)	Fa10(mm)
		

图 8

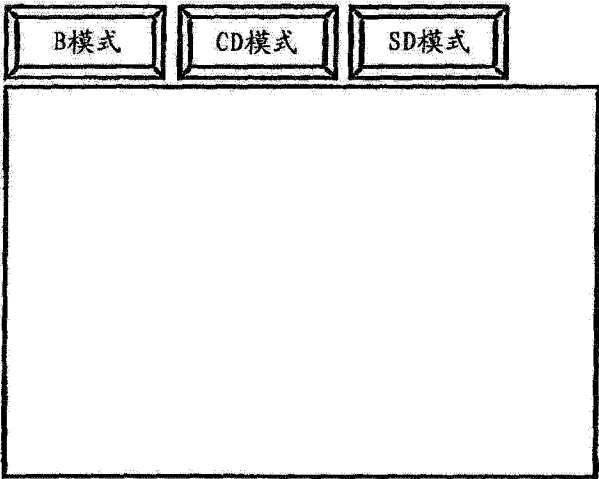


图 9A

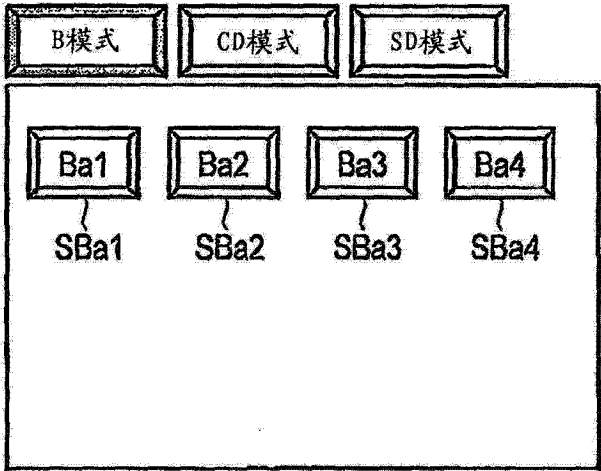


图 9B

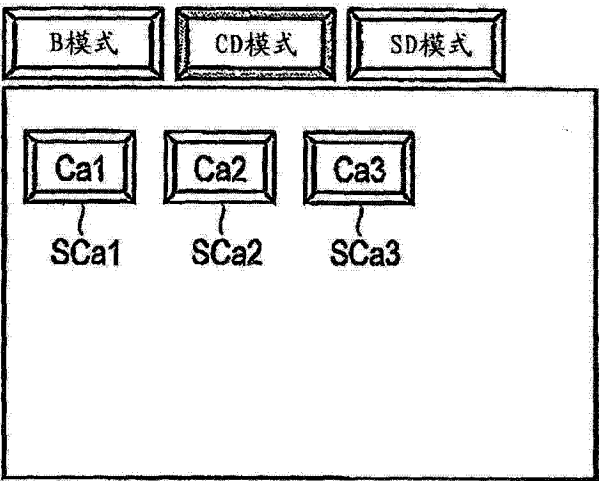


图 9C

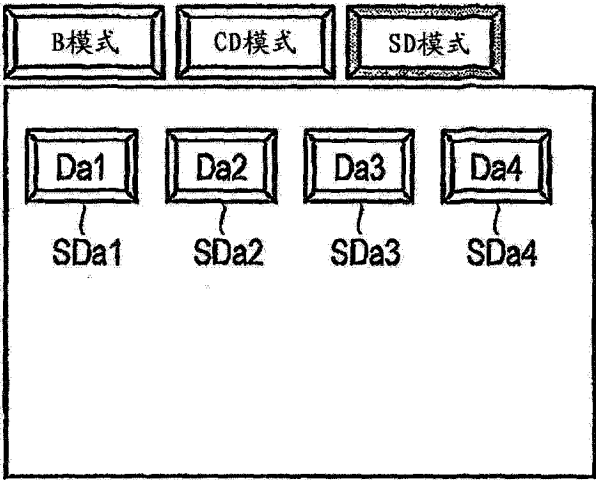


图 9D

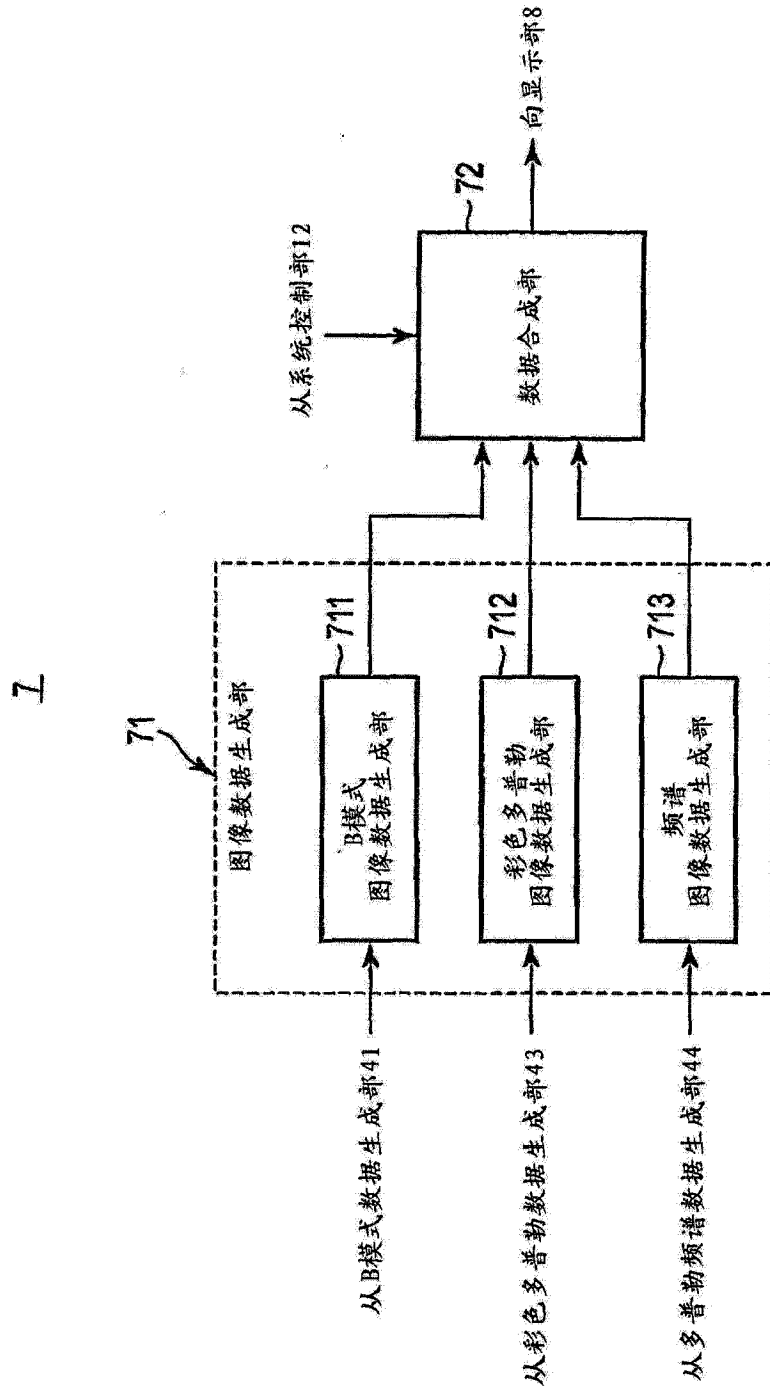


图 10

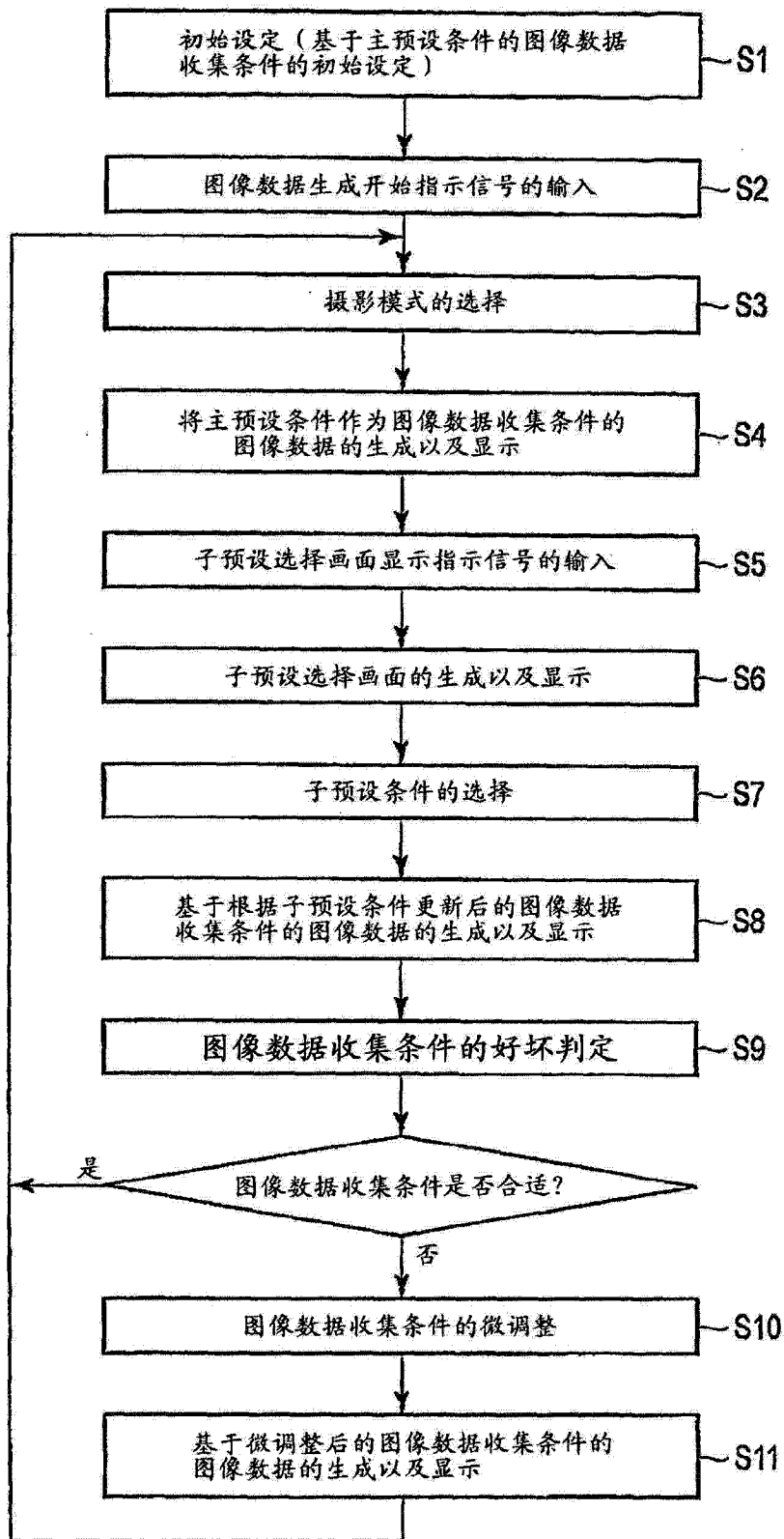


图 11

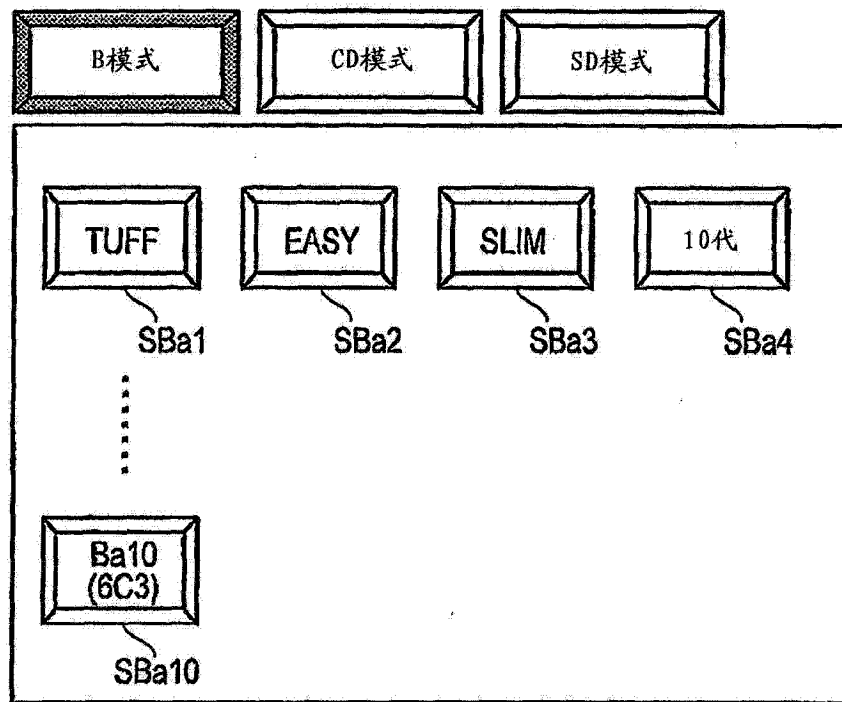


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波诊断装置控制方法以及医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN103096809A	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	CN201280001247.4	申请日	2012-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	高桥正美 小柳正道		
发明人	高桥正美 小柳正道		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/585 A61B8/465 A61B8/461 A61B8/14 A61B8/467 A61B8/469		
优先权	2011190142 2011-08-31 JP 2012191624 2012-08-31 JP		
其他公开文献	CN103096809B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

从预设条件保管单元，读出与选择出的主预设条件对应的各种子预设条件，该预设条件保管单元至少保管针对图像数据收集条件预先设定的多个上述主预设条件、与通过更新各主预设条件所包含的图像数据收集条件的全部或者其一部分从而预先设定的各种子预设条件。从该读出的各种子预设条件中，选择适合被检体的超声波检查的子预设条件，对于与图像数据的生成相关的各单元，初始设定根据选择出的上述主预设条件的图像数据收集条件，进而使用选择出的上述子预设条件更新图像数据收集条件。根据使用了更新后的上述图像数据收集条件的超声波发送接收的信号来生成图像数据。

