



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103648398 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 04

(21) 申请号 201380000675. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 06. 04

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

(56) 对比文件

2012-128247 2012. 06. 05 JP

JP 特开 2008-272033 A, 2008. 11. 13,

2013-118070 2013. 06. 04 JP

JP 特开 2008-272033 A, 2008. 11. 13,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

JP 特开平 5-228153 A, 1993. 09. 07,

2013. 08. 09

JP 特开平 9-135830 A, 1997. 05. 27,

(86) PCT国际申请的申请数据

JP 特开 2005-058332 A, 2005. 03. 10,

PCT/JP2013/065502 2013. 06. 04

CN 1636519 A, 2005. 07. 13,

(87) PCT国际申请的公布数据

审查员 李陆美

W02013/183651 JA 2013. 12. 12

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 姚淙 丹羽慎太郎 川岸哲也

岭喜隆

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

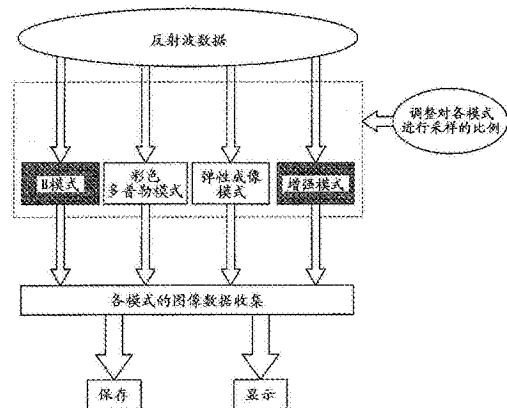
权利要求书2页 说明书18页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及图像处理装置

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备:取得部、图像生成部及控制部。取得部取得设定信息,所述该设定信息将多种超声波图像数据设定为显示用图像数据,并且按照每个种类设定了显示所述显示用图像数据时的时间的比例。图像生成部沿着时间序列分别生成由所述设定信息设定的多种超声波图像数据。所述控制部进行使所述图像生成部生成的多种超声波图像数据保存于存储部的控制和按照由所述设定信息设定的每个种类的比例来使所述显示用图像数据显示于显示部的控制。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

取得部,其取得设定信息,所述设定信息将多种超声波图像数据设定为显示用图像数据,并且按照每个种类设定了显示所述显示用图像数据时的时间的比例;

图像生成部,其沿着时间序列分别生成由所述设定信息设定的多种超声波图像数据;

控制部,其进行使所述图像生成部生成的多种超声波图像数据保存于存储部的控制、和按照由所述设定信息设定的每个种类的比例使所述显示用图像数据显示于显示部的控制,

所述图像生成部按照根据不同种类而设定的频率,并沿着时间序列分别并列地生成由所述设定信息设定的多种超声波图像数据,

所述控制部进行控制以便从所述图像生成部并列生成的多种超声波图像数据中,依次选择超声波图像数据,并将所选择的超声波图像数据依次显示于所述显示部,所述超声波数据是与由所述设定信息设定的比例对应的种类的超声波图像数据,并且是与对应生成频率的显示时刻对应的生成时刻的超声波图像数据。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

由所述设定信息设定的多种超声波图像数据包括能够根据进行了相同种类的信号处理的反射波信号而生成的多种超声波图像数据。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部通过对按照由所述设定信息设定的时间的比例而显示的超声波图像数据的种类进行切换,从而在所述显示部的同一显示区域中,动画显示所述图像生成部生成的多种超声波图像数据。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部在所述显示部的多个显示区域中分别分配所显示的超声波图像数据的种类,并在所述多个显示区域中按照不同种类分别并列地动画显示所述图像生成部生成的多种超声波图像数据。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部进行控制以便按照不同种类分配所述图像生成部生成的多种超声波图像数据,并使所述多种超声波图像数据按照生成顺序分别保存于所述存储部的多个存储区域。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部进行控制以便按照生成顺序使所述图像生成部生成的多种超声波图像数据保存于所述存储部的同一存储区域。

7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部进行控制以便使插补图像数据显示,所述插补图像数据,作为在由所述显示部显示的相同种类的超声波图像数据中,不存在与对应规定显示频率的显示时刻对应的生成时刻的超声波图像数据时的显示用图像数据,是根据在该显示时刻前后显示的两帧并通过插补处理而生成的。

8. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述控制部进行控制以便使插补图像数据显示,所述插补图像数据,作为在由所述显示部显示的超声波图像数据的种类被切换的期间的显示用图像数据,是根据在该种类被切

换的时刻的前后显示的两个帧并通过插补处理而生成的。

9. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据所述设定信息而被设定为显示用图像数据的多种超声波图像数据是根据针对反射波信号进行了信号振幅特征提取处理、强度特征提取处理、频率特征提取处理、空间关联特征提取处理及时间关联特征提取处理中至少一个处理而得的数据而能够由所述图像生成部生成的种类的超声波图像数据,

所述相同种类的信号处理是包括所述强度特征提取处理的信号处理。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述设定信息被变更的情况下,所述控制部进行基于变更后的设定信息的显示控制。

11. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

取得部,其取得设定信息,所述设定信息将多种医用图像数据设定为显示用图像数据,并且设定了显示各种医用图像数据的比例;

控制部,其进行控制以便通过对按照由所述设定信息设定的比例而显示的医用图像数据的种类进行切换,从而在显示部的同一显示区域中,动画显示由所述设定信息设定的多种医用图像数据,

所述控制部进行控制,以便从沿着时间序列并按照根据不同种类而预先设定的频率而生成的所述多种医用图像数据中,依次选择医用图像数据,并将所选择的医用图像数据依次显示于所述显示部,所述医用图像数据是与由所述设定信息指定的比例对应的种类的医用图像数据,并且是与对应生成频率的显示时刻对应的生成时刻的医用图像数据。

12. 根据权利要求 11 所述的图像处理装置,其特征在于,

在所述设定信息被变更的情况下,所述控制部进行基于变更后的设定信息的显示控制。

超声波诊断装置及图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置及图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置使用进行超声波的发送接收的超声波探头,对被检体发送超声波,并接收该被检体的内部组织反射的超声波的反射波。于是,超声波诊断装置根据反射波信号(接收信号),生成超声波图像。超声波诊断装置通过将超声波的发送接收方式、接收信号的处理方式以各种各样的种类(模式)进行,从而能够生成不同性质的超声波图像。

[0003] 例如,超声波诊断装置,在B模式中,生成接收信号的强度由不同亮度来表现的B模式图像。B模式图像被用于操作者把握成为观察对象的组织的构成的特征。另外,例如,超声波诊断装置在多普勒模式中,利用发送信号与接收信号的频率变化,生成彩色多普勒图像、功率多普勒图像等。彩色多普勒图像或功率多普勒图像被用于操作者把握观察对象的移动体(例如,血流等)的速度信息的特征。

[0004] 另外,例如,超声波诊断装置,在弹性成像模式(elastography mode)中,对接收信号进行“自相关法”或“交叉相关法”等来测量观察对象的硬度(弹性率),从而生成将测量结果图像化的图像(以下,称为弹性图像)。弹性图像被用于操作者把握成为观察对象的肿瘤性病变部位等的硬度。

[0005] 另外,除了上述模式以外,作为超声波诊断装置能够执行的模式,还有例如下述模式:从B模式图像提取在成为观察对象的组织内生成的微小钙化,生成将所提取的微小钙化重叠于B模式图像的图像。该图像为增强了微小钙化的图像(以下,称为钙化增强图像)。另外,作为超声波诊断装置能够执行的模式,还有例如下述模式:通过统计滤波处理来求得从接收信号的信号振幅分布的瑞利分布(Rayleigh distribution)的偏离度(分散值),并将该分散值图像化。该模式也被称为“ASQ(acoustic structure quantification)模式”,ASQ模式所生成的图像(以下,称为统计解析图像)被用于操作者把握成为观察对象的组织性状,例如组织的纤维化程度等。

[0006] 在此,一般而言,在超声波检查中,在多个模式中最先对1种模式的图像进行摄影。或者,在超声波检查中,同时进行两种模式的摄影,进而或者并列显示两种模式的图像,或者重叠显示两种模式的图像。然后,操作者根据利用最先摄影模式的图像而得的检查的观察结果或预先确定的检查程序,手动切换并进行其他模式的摄影。

[0007] 但是,上述的以往的超声波检查中,由于手动切换多个模式的摄影,导致操作者的负担很大。例如,由于手动进行模式的切换,可能导致在进行某种疾患的图像诊断时,没有以最佳模式进行图像的摄影。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献1:日本特开2006-296495号公报

发明内容

[0011] 本发明要解决的课题在于,提供一种能够将超声波检查中诊断所需的信息统简单地一次取得的超声波诊断装置及图像处理装置。

[0012] 实施方式的超声波诊断装置具备:取得部、图像生成部及控制部。取得部,取得设定信息,该设定信息是将多种超声波图像数据设定为显示用图像数据的信息,并且是按照每个种类设定了显示所述显示用图像数据时的时间的比例的信息。图像生成部,其沿着时间序列分别生成由所述设定信息设定的多种超声波图像数据。所述控制部进行将所述图像生成部生成的多种超声波图像数据保存于存储部的控制、以及按照由所述设定信息设定的每个种类的比例使所述显示用图像数据显于显示部的控制。根据上述构成的装置,能够将超声波检查中诊断所需的信息简单地一次取得。

附图说明

[0013] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。

[0014] 图 2 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置生成的超声波图像数据的种类的一个例子的图。

[0015] 图 3 是根据本实施方式所涉及的设定信息来执行的处理的概略图。

[0016] 图 4 是表示设定信息的一个例子的图。

[0017] 图 5A 是表示基于图 4 中例示的设定信息的显示计划的一个例子的图(1)。

[0018] 图 5B 是表示基于图 4 中例示的设定信息的显示计划的一个例子的图(2)。

[0019] 图 5C 是表示基于图 4 中例示的设定信息的显示计划的一个例子的图(3)。

[0020] 图 6A 是表示本实施方式所涉及的图像生成控制的一个例子的图(1)。

[0021] 图 6B 是表示本实施方式所涉及的图像生成控制的一个例子的图(2)。

[0022] 图 7 是表示本实施方式所涉及的保存控制的一个例子的图(1)。

[0023] 图 8 是表示本实施方式所涉及的保存控制的一个例子的图(2)。

[0024] 图 9 是表示本实施方式所涉及的显示控制的一个例子的图(1)。

[0025] 图 10 是表示本实施方式所涉及的显示控制的一个例子的图(2)。

[0026] 图 11 是表示本实施方式所涉及的显示控制的一个例子的图(3)。

[0027] 图 12 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。

[0028] 图 13A 是用于说明本实施方式的第 1 变形例的图。

[0029] 图 13B 是用于说明本实施方式的第 2 变形例的图。

[0030] 图 14A 是用于说明本实施方式的第 2 变形例的图(1)。

[0031] 图 14B 是用于说明本实施方式的第 2 变形例的图(2)。

[0032] 图 15 是用于说明本实施方式的第 4 变形例的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图,详细地说明超声波诊断装置的实施方式。

[0034] (实施方式)

[0035] 首先,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成进行说明。图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的框图。如图 1 所示,本实施方式所涉及的超

声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 2、输入装置 3 及装置主体 10。

[0036] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子根据从后述的装置主体 10 具有的发送接收部 11 供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 1 接收来自被检体 P 的反射波并将该反射波转换成电信号。另外,超声波探头 1 具有设置于压电振子的匹配层和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬 (backing) 材料等。并且,超声波探头 1 与装置主体 10 可拆卸地连接。

[0037] 若超声波从超声波探头 1 被发送至被检体 P,则被发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面被依次反射,作为反射波信号被超声波探头 1 具有的多个压电振子所接收。所接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的反射波信号,由于多普勒效应而取决于针对移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0038] 另外,本实施方式的超声波探头 1 可以使用对扫描被检体 P 进行二维的 1D 阵列探头,也可以使用对检体 P 进行三维扫描的机械 (mechanical) 4D 探头或 2D 阵列探头。机械 4D 探头能够如 1D 阵列探头那样,使用排列成一列的多个压电振子进行二维扫描,并且还能够通过使多个压电振子以规定的角度 (摆动角度) 摆动来进行三维扫描。另外,2D 阵列探头能够通过配置成矩阵状的多个压电振子来进行三维扫描,并且还能够通过聚集并发送超声波来进行二维扫描。

[0039] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按键、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆等,输入装置 3 受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定请求,并对装置主体 10 转发所受理的各种设定请求。另外,关于本实施方式所涉及的输入装置 3 从操作者受理的设定信息,后文详细叙述。

[0040] 显示器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定请求的 GUI (Graphical User Interface),或显示在装置主体 10 中生成的超声波图像数据等。

[0041] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波信号生成超声波图像数据的装置。图 1 所示的装置主体 10 是能够根据二维的反射波信号生成二维的超声波图像数据,并能够根据三维的反射波信号生成三维的超声波图像数据的装置。其中,本实施方式的装置主体 10 能够用于二维数据专用的装置。

[0042] 如图 1 所示,装置主体 10 具有发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 15、内部存储部 16、控制部 17 及取得部 18。

[0043] 发送接收部 11 根据后述的控制部 17 的指示,控制超声波探头 1 进行的超声波发送接收。发送接收部 11 具有脉冲发生器、发送延迟部及脉冲器 (pulsar) 等,对超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器以规定的速率 (rate) 频率反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲 (rate pulse)。另外,发送延迟部将从超声波探头 1 发生的超声波聚集成束状,并将决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间赋予给脉冲发生器发生的各速率脉冲。另外,脉冲器以基于速率脉冲的定时对超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,发送延迟部通过使对各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0044] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 17 的指示来执行规定的扫描序列 (scan sequence),而具有能够瞬间变更发送频率、发送驱动电压等的功能。特别地,发送驱

动电压的变更通过能够瞬间切换其值的线性放大器型发送电路或对多个电源单元进行电切换的机构来实现。

[0045] 另外,发送接收部 11 具有前置放大器 (pre-amplifier)、A/D (Analog/Digital) 转换器、接收延迟部及加法器等,对于超声波探头 1 接收的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。前置放大器按每个信道 (channel) 将反射波信号放大。A/D 转换器对放大后的反射波信号进行 A/D 转换。接收延迟部赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器对被接收延迟部处理的反射波信号进行加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理来增强来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的综合性波束。

[0046] 在对被检体 P 进行二维扫描时,发送接收部 11 使二维超声波束从超声波探头 1 发送。接着,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收的二维反射波信号来生成二维反射波数据。另外,在对被检体 P 进行三维扫描时,发送接收部 11 使三维超声波束从超声波探头 1 发送。接着,发送接收部 11 根据超声波探头 1 接收的三维反射波信号来生成三维反射波数据。

[0047] 另外,来自发送接收部 11 的输出信号的方式能够选择是包含被称为 RF (Radio Frequency) 信号的相位信息的信号的情况、或包络线检波处理后的振幅信息的情况等各种形态。

[0048] B 模式处理部 12 及多普勒处理部 13 是对超声波探头 1 接收的反射波信号(即,发送接收部 11 根据反射波信号生成的反射波数据)进行各种信号处理的信号处理部。B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,进行对数放大、包络线检波处理等,来生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据(B 模式数据 (mode data))。另外,多普勒处理部 13 根据从发送接收部 11 接收的反射波数据对速度信息进行频率解析,生成针对多点提取的基于多普勒效应的速度、分散、功率 等移动体信息的数据(多普勒数据)。在此,移动体是指例如血流、心壁等组织、及造影剂。

[0049] 另外,图 1 所示的 B 模式处理部 12 及多普勒处理部 13 能够对二维反射波数据及三维反射波数据双方进行处理。即,B 模式处理部 12 根据二维反射波数据生成二维 B 模式数据,根据三维反射波数据生成三维 B 模式数据。另外,多普勒处理部 13 根据二维反射波数据生成二维多普勒数据,根据三维反射波数据生成三维多普勒数据。

[0050] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 及多普勒处理部 13 生成的数据来生成超声波图像数据。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的二维 B 模式数据来生成由亮度表示反射波的强度的二维 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的二维多普勒数据来生成表示移动体信息的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据是速度图像数据、分散图像数据、功率图像数据或将他们组合后的图像数据。

[0051] 另外,图像生成部 14 还能够根据 B 模式处理部 12 生成的一条扫描线上的 B 模式数据的时间序列数据来生成 M 模式图像数据。另外,图像生成部 14 能够根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据,来生成沿着时间序列绘制 (plot) 操作者设定的采样体 (sample volume) 中的血流或组织的速度信息的多普勒波形。

[0052] 在此,图像生成部 14 一般是将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换 (scan convert))成以电视 (television) 等为代表的视频格式 (video format) 的扫描线信号列,并生成显示用超声波图像数据。具体而言,图像生成部 14 通过根据基于超声波探头 1

的超声波的扫描方式来进行坐标转换,从而生成显示用超声波图像数据。另外,作为扫描转换以外的各种图像处理,图像生成部 14 例如使用扫描转换后的多个图像帧 (frame), 进行对亮度的平均值图像进行再生成的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波的图像处理(边缘 (edge) 增强处理)等。另外,图像生成部 14 在超声波图像数据中合成各种参数 (parameter) 的文字信息、刻度、体位标记 (body mark) 等。

[0053] 即, B 模式数据及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据, 图像生成部 14 生成的数据是扫描转换处理后的显示用超声波图像数据。另外, B 模式数据及多普勒数据被称为原始数据 (Raw Data)。图像生成部 14 根据作为扫描转换处理前的二维超声波图像数据的“二维 B 模式数据或二维多普勒数据”, 生成作为显示用二维超声波图像数据的“二维 B 模式图像数据、二维多普勒图像数据”。

[0054] 另外, 图像生成部 14 通过对 B 模式处理部 12 生成的三维 B 模式数据进行坐标转换, 来生成三维 B 模式图像数据。另外, 图像生成部 14 通过对多普勒处理部 13 生成的三维多普勒数据进行坐标转换, 来生成三维多普勒图像数据。图像生成部 14 生成“三维 B 模式图像数据、三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据 (volume data))”。

[0055] 另外, 图像生成部 14 为了生成用于将体数据显示在显示器 2 上的各种二维图像数据, 对体数据进行渲染 (rendering) 处理。作为图像生成部 14 进行的渲染处理, 例如有利用剖面重建法 (MPR : Multi Planer Reconstruction) 根据体数据生成 MPR 图像数据的处理。另外, 作为图像生成部 14 进行的绘制处理, 例如有生成反映出三维信息的二维图像数据的体绘制 (VR : Volume Rendering) 处理。

[0056] 在此, 根据在多点提取出血流的移动体信息的多普勒数据(血流多普勒数据)生成的多普勒图像数据一般大致分为基于彩色多普勒法的彩色多普勒图像数据和基于功率多普勒法的功率图像数据。在彩色多普勒法中, 图像生成部 14 根据血流方向及血流速度的大小来生成色相变化的彩色多普勒图像数据。并且, 在彩色多普勒法中, 图像生成部 14 有时也生成用于进行在速度信息中组合了分散信息的速度 - 分散显示的彩色多普勒图像数据。另外, 在功率多普勒法中, 图像生成部 14 根据多普勒信号的强度, 也就是功率的值, 生成例如红色系的色相或明度或者彩度变化的功率图像数据。

[0057] 另外, 在组织多普勒法中, 图像生成部 14 根据在多点提取出组织的移动体信息的多普勒数据(组织多普勒数据), 生成组织多普勒图像数据。

[0058] 如此, 图像生成部 14, 在 B 模式中, 根据 B 模式数据生成 B 模式图像数据。另外, 图像生成部 14, 在彩色多普勒模式中, 根据血流多普勒数据生成彩色多普勒图像数据, 在功率多普勒模式中, 根据血流多普勒数据生成功率多普勒图像数据。另外, 图像生成部 14, 在组织多普勒模式中, 根据组织多普勒数据生成组织多普勒图像数据。

[0059] 另外, 多普勒图像数据通常与 B 模式图像数据重叠。发送接收部 11, 在二维扫描或三维扫描中, 并行进行使用一根扫描线进行一次超声波束的发送接收的 B 模式用扫描和使用一根扫描线进行多次超声波束的发送接收的多普勒模式用扫描。多普勒处理部 13 针对同一扫描线的多个反射波数据, 通过进行 MTI 滤波处理、自相关运算处理、速度 · 分散 · 功率推定处理, 来生成多普勒数据。

[0060] 或者, 为了提高帧速率 (frame rate) 或体速率 (volume rate), 还可以采用与 B 模式用扫描 (同样地, 通过使用一根扫描线进行一次超声波束的发送接收, 来进行多普勒模

式用扫描的方法。在该方法中,多普勒处理部 13 通过针对各帧或各体 (volume) 的相同位置的多个反射波数据在帧方向或体方向进行 MTI 滤波处理、自相关运算处理、速度·分散·功率推定处理,来生成多普勒数据。

[0061] 另外,图像生成部 14 除了上述超声波图像数据,还能够生成各种(模式)的超声波图像数据。例如,在进行弹性成像 (elastography imaging) 的弹性成像模式中,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 进行了信号处理的反射波数据(反射波信号),生成将组织的硬度(弹性率)图像化的图像数据(弹性图像数据)。例如,在弹性成像模式中,操作者使用正进行超声波发送接收的超声波探头 1 的振子面来压迫并放开生物体组织。由此,组织发生变形,组织产生活动。与组织的活动相关的信息,呈现为反射波信号(反射波数据)的相位偏移。

[0062] 在弹性成像模式中,例如,多普勒处理部 13 根据反射波数据的相位偏移,计算速度信息,并测量速度信息的时间积分,也就是位移。接着,多普勒处理部 13 通过将位移空间性地微分,来计算变形(应变 (strain))。另外,作为测量位移的方法,有“自相关法”、“交叉相关法”、“复合自相关法”、“零相位法”等。因为越硬的生物体组织越不容易变形,所以硬的生物体组织的应变值小,则软的生物体组织的应变值大。即,应变值是表示组织的硬度(弹性率)的值。图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 计算出的多点应变值的大小,生成色调变化的弹性图像数据。

[0063] 另外,在弹性成像模式中,除了使用超声波探头 1 进行压迫及放开使组织变形的的方法以外,还有通过从超声波探头 1 发送的高音压的“Push Pulse”使组织变形,形成传播组织的横波,也就是剪切波 (shear wave),进而根据剪切波的传播速度等,来评价组织弹性的方法。另外,在弹性成像模式中,除了形成剪切波的方法及用手压迫并放开组织的方法以外,还有例如检测由脉搏、横膈膜的移动引起的组织变形来计算弹性率的方法。另外,弹性图像数据有时由 B 模式处理部 12 进行了信号处理的反射波数据(反射波信号)生成。例如,可以通过使用沿着时间序列生成的多个 B 模式图像数据(或 B 模式数据)来进行的斑点追踪 (speckle tracking) 处理,来根据追踪多个追踪点的结果计算多点的位移及变形,从而生成弹性图像数据。

[0064] 另外,作为根据 B 模式处理部 12 进行了信号处理的反射波数据(反射波信号)而生成的超声波图像数据,除了 B 模式图像数据(及弹性图像数据)以外,还有钙化增强图像数据、统计解析图像数据、谐波分量图像数据等。

[0065] 钙化增强图像数据是在钙化增强模式下生成的超声波图像数据。

[0066] 以下,将钙化增强模式简称为“增强模式”。在增强模式中,进行用于提高微小钙化的视识性的图像处理。在增强模式中,通过信号振幅的统计性分析,从 B 模式图像数据中去除与微小钙化类似的斑状误像。并且,在增强模式中,根据微小钙化通过高回波 (echo) 信号级别 (level) 而孤立这样的特征,从 B 模式图像数据中去除如乳腺结构那样的连续的结构物,最终提取符合微小钙化的微小结构物。

[0067] 并且,在增强模式中,生成使提取出的微小结构物成为白色的图像数据。另外,在增强模式中,“用白色描绘微小结构物的图像数据”和“将提取微小结构物的 B 模式图像数据以蓝色系描绘的图像数据”重叠的重叠图像数据被生成为钙化增强图像数据。另外,例如,通过 B 模式处理部 12、图像生成部 14 对 B 模式图像数据(或, B 模式数据)进行滤波处理来

提取微小结构物(微小钙化)。

[0068] 统计解析图像数据是以“ASQ (acoustic structure quantification)模式”生成的超声波图像数据。在 ASQ 模式中,进行图像处理,该处理用于进行组织的纤维化程度这样的组织性状诊断。在 ASQ 模式中,求得反射波数据(反射波信号)的信号振幅分布从瑞利分布(Rayleigh distribution)的偏离度(分散值),生成将求得的分散值图像化的数据作为统计解析图像数据。例如,通过 B 模式处理部 12、图像生成部 14 对 B 模式图像数据(或 B 模式数据)进行统计性类似度滤波处理来提取从瑞利分布的分散值。

[0069] 另外,钙化增强图像数据、统计解析图像数据有时由例如与多个帧量相应的反射波数据生成。

[0070] 谐波分量图像数据是在进行对比谐波成像(contrast harmonic imaging:CHI)、组织谐波成像(tissue harmonic imaging:THI)的模式下生成的超声波图像数据。图 1 所示的 B 模式处理部 12 通过使检波频率变化,能够改变形象化的频带。具体而言, B 模式处理部 12 从 B 模式数据中能够分离作为非线性信号的谐波分量的 B 模式数据。

[0071] 例如,在 CHI 模式中, B 模式处理部 12 从扫描注入了超声波造影剂的被检体 P 而得的与 1 帧量相应的 B 模式数据中,分离二次谐波(second harmonic)(二次谐波)分量的 B 模式数据。另外,图像生成部 14 根据二次谐波分量的 B 模式数据,生成将超声波造影剂高灵敏度地形象化的谐波分量图像数据(造影图像数据)。

[0072] 另外,例如,在 THI 模式中, B 模式处理部 12 从扫描被检体 P 的与 1 帧量相应的 B 模式数据中,分离二次谐波分量的 B 模式数据。另外,图像生成部 14 根据二次谐波分量的 B 模式数据,生成降低旁瓣(side lobe)的影响的谐波分量图像数据。

[0073] 在此, B 模式处理部 12 通过滤波处理从与 1 帧量相应的 B 模式数据中提取谐波分量。或者,谐波分量的提取有时通过 B 模式处理部 12 的处理来进行,该处理部 12 使用根据超声波探头 1 多次发送的多个超声波的反射波信号生成的反射波数据。

[0074] 例如,作为相位调制法之一的,在脉冲反向(pulse inversion)法中,超声波探头 1 根据发送接收部 11 的控制,两次发送振幅相同、相位不同的超声波。具体而言,超声波探头 1 两次发送超声波,相对于第一次的发送波形,第二次发送相位偏移 180 度的发送波形的超声波。由此,发送接收部 11 生成两个反射波数据。 B 模式处理部 12 通过将发送接收部 11 接收的两个反射波数据相加,能够取得“基波分量被抑制,二次谐波分量成为 2 倍的数据”。

[0075] 或者,在将相位调制法和振幅调制法组合的方法中,通过发送接收部 11 的控制,超声波探头 1 的振幅比率成为“1:2:1”,三次发送超声波,其中,第一次与第三次的相位相同,第一次与第二次的相位发生 180 度偏移。由此,发送接收部 11 生成三个反射波数据。 B 模式处理部 12 通过将发送接收部 11 接收的三个反射波数据相加,能够取得“基波分量被抑制,二次谐波分量成为 2 倍的数据”。

[0076] 如此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置通过根据各模式来变更超声波的发送接收方式或接收信号的处理方式,能够生成各种性质的超声波图像数据。将上述的内容汇总于图 2 表示。图 2 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置生成的超声波图像数据的种类的一个例子的图。

[0077] 如图 2 所示,彩色多普勒图像数据、功率多普勒图像数据、组织多普勒图像数据及

弹性图像数据等是基于多普勒处理部 13 对发送接收部 11 生成的反射波数据进行信号处理后的数据,由图像生成部 14 生成的超声波图像数据。另外,虽然图 2 中没有图示,但是根据多普勒处理部 13 对发送接收部 11 生成的反射波数据进行信号处理后的数据,作为图像生成部 14 生成的超声波图像数据,包括沿着时间序列绘制 B 模式图像数据、彩色多普勒图像数据中操作者设定的范围的血流速度信息的多普勒波形数据。例如,在使用脉冲波(PW: Pulsed Wave)多普勒法收集多普勒波形的 PW 模式中,图像生成部 14 在 B 模式图像数据所描绘的血管内的特定部位生成表示操作者设定的采样门(sampling gate)内的血流速度信息的多普勒波形数据。另外,例如,在使用连续波(CW:Continuous Wave)多普勒法收集多普勒波形的 CW 模式中,图像生成部 14 在经过 B 模式图像数据所描绘的血管的扫描线上生成表示操作者设定的采样线(sampling line)上的所有的血流速度信息的多普勒波形数据。另外,如图 2 所示,B 模式图像数据、钙化增强图像数据、统计解析图像数据及谐波分量图像数据(及弹性图像数据)等是基于 B 模式处理部 12 对发送接收部 11 生成的反射波数据进行信号处理后的数据,由图像生成部 14 生成的超声波图像数据。

[0078] 如此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置中显示的多种超声波图像数据是下述数据,即,根据对反射波信号(反射波数据)进行多个特征提取处理中的一个特征提取处理、或将从多个特征提取处理中选择的多个特征提取处理组合后的处理而得的数据,图像生成部 14 能够生成的种类的超声波图像数据。作为多个特征提取处理的一个例子,例如,列举包络线检波等“信号振幅特征提取处理”、为了通过 B 模式数据来分配亮度而进行的“强度特征提取处理”、为了检测基于多普勒效应的频率变化而进行的“频率特征提取处理”。另外,作为多个特征提取处理的一个例子,例如,列举用于在帧内进行相互关联的“空间关联特征提取处理”、用于在帧间进行相互关联的“时间关联特征提取处理”。

[0079] 在此,根据 B 模式处理部 12 进行信号处理后的数据,由图像生成部 14 生成的超声波图像数据(B 模式图像数据、钙化增强图像数据、统计解析图像数据、谐波分量图像数据等)是根据进行了包含强度特征提取处理的信号处理后的数据,由图像生成部 14 生成的超声波图像数据。

[0080] 返回至图 1,图像存储器 15 是存储图像生成部 14 生成的显示用图像数据的存储器。另外,图像存储器 15 还能够存储 B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 生成的数据。图像存储器 15 存储的 B 模式数据、多普勒数据,例如在诊断后能够由操作者调用,经由图像生成部 14 成为显示用超声波图像数据。

[0081] 内部存储部 16 存储用于进行超声波发送接收、图像处理及显示处理的控制程序、诊断信息(例如,患者 ID、医师的检查结果等)、诊断协议或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 16 根据需要,还用于保管图像存储器 15 存储的图像数据等。另外,内部存储部 16 存储的数据能够经由未图示的接口(interface),向外部装置转送。另外,外部装置是例如进行图像诊断的医师使用的 PC(Personal Computer)、CD(Compact Disk)或 DVD(Digital Versatile Disc)等存储介质、打印机等。

[0082] 另外,发送接收部 11 生成的反射波数据暂时保存于未图示的帧缓冲器中。另外,本实施方式中,发送接收部 11 生成的反射波数据也可以非暂时性地保存于图像存储器 15、内部存储部 16 等中。

[0083] 控制部 17 控制超声波诊断装置的整体处理。具体而言,控制部 17 根据经由输入

装置 3 从操作者输入的各种设定请求、从内部存储部 16 读取的各种控制程序及各种数据,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 及图像生成部 14 的处理。另外,控制部 17 进行控制以将图像存储器 15、内部存储部 16 存储的显示用超声波图像数据显示在显示器 2。另外,控制部 17 进行控制以便将图像生成部 14 生成的显示用超声波图像数据保存于内部存储部 16 等。

[0084] 取得部 18 从输入装置 3、未图示的接口取得后述的设定信息。例如,后述的设定信息是通过超声波诊断装置进行超声波检查的操作者使用输入装置 3 进行输入,由取得部 18 进行取得的信息。或者,例如,以下说明的设定信息是作为由委托超声波检查的医师进行的检查预约中记载的信息,从外部装置经由接口并由取得部 18 进行取得的信息。

[0085] 以上,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体构成进行说明。基于该构成,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置在超声波检查中,根据上述各种模式来收集多种超声波图像数据。

[0086] 以往,一般而言,在超声波检查中,最先摄影多个模式中的一种模式(例如,B 模式)的图像数据。或者,以往,在超声波检查中,同时进行两种模式(例如,B 模式及多普勒模式)的摄影或并列显示两种模式的图像数据、或者重叠显示两种模式的图像数据。并且,操作者根据使用了最先摄影的模式的图像得到的检查结果、预先决定的检查程序,来手动切换并进行其他模式的摄影。

[0087] 但是,在上述的以往的超声波检查中,由于手动切换多个模式的摄影,导致操作者的负担很大。例如,由于手动进行模式的切换,可能导致在进行某种疾患的图像诊断时,没有以最佳的模式进行图像的摄影这样的情况。

[0088] 因此,本实施方式所涉及的超声波诊断装置,为了将利用超声波检查进行诊断所需的信息统简单地一次取得,取得部 18 取得以下说明的设定信息并通知控制部 17,控制部 17 使用通知的设定信息来控制图像生成部 14 等。

[0089] 具体而言,取得部 18 取得的设定信息是将多个超声波图像数据设定为显示用图像数据的信息。更具体而言,取得部 18 取得的设定信息是将多种超声波图像数据设定为显示用图像数据的信息。在此,在设定为显示用图像数据的多种超声波图像数据中,包括能够根据进行了相同种类的信号处理的反射波信号(反射波数据)而生成的多种超声波图像数据。相同种类的信号处理是包括强度特征提取处理的信号处理。

[0090] 换言之,在被设定为显示用图像数据的多种超声波图像数据中,包括能够根据进行了 B 模式处理的反射波信号(反射波数据)而生成的多种超声波图像数据(例如,B 模式图像数据及钙化增强图像数据)。另外,被设定为显示用图像数据的多种超声波图像数据,也可以只是能够根据进行了 B 模式处理的数据生成的多种超声波图像数据。显示用图像数据是在进行被检体 P 的图像诊断时,由操作者、医师判断为必须的多种超声波图像数据。另外,被设定为显示用图像数据的多种超声波图像数据,可以是二维超声波图像数据,可以是基于三维超声波图像数据的二维图像数据,也可以是基于二维超声波图像数据及三维超声波图像数据的二维图像数据混合存在的图像数据。

[0091] 另外,取得部 18 取得的设定信息是按每个种类设定了显示用图像数据时的时间的比例的信息。设定信息是设定了显示被设定为显示用图像数据的各种超声波图像数据的时间的比例的信息。

[0092] 将取得部 18 取得的设定信息通知给控制部 17。然后,通过接收到设定信息的控制部 17 的控制,图像生成部 14 沿着时间序列分别生成由设定信息设定的多种超声波图像数据。另外,控制部 17 进行控制以便使图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据保存于内部存储部 16。另外,控制部 17 进行控制以便使图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据按照由设定信息所设定的时间的比例而显示于显示器 2。

[0093] 图 3 是根据本实施方式所涉及的设定信息来执行的处理的概略图。在图 3 所示的概略图中设定为,操作者将 B 模式、彩色多普勒模式、弹性成像模式及增强模式各自的超声波图像数据作为显示用图像数据进行收集。另外, B 模式的图像数据及增强模式的图像数据是使用 B 模式数据的图像数据,彩色多普勒模式的图像数据及弹性成像模式的图像数据是使用多普勒数据的图像数据。

[0094] 并且,如图 3 所示,操作者为了调整对各模式进行采样的比例,设定上述的显示时刻的比例。从取得部 18 接收了设定信息的控制部 17 控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 及图像生成部 14,以便使超声波发送接收方式及信号处理方式根据所设定的模式来进行变更。由此,如图 3 所示,控制部 17 收集各模式的图像数据,进行收集到的各模式的图像数据的保存控制及显示控制。

[0095] 以下,使用图 4 所示的设定信息的一个例子,详细地说明上述处理。图 4 是表示设定信息的一个例子的图。例如,如图 4 所示,操作者将 B 模式、彩色多普勒模式及增强模式这三种超声波图像数据设定为显示用图像数据。并且,例如,如图 4 所示,操作者将显示 B 模式图像数据的比例设定为“50%”,将显示彩色多普勒模式图像数据的比例设定为“30%”,将显示增强模式的钙化增强图像数据的比例设定为“20%”。取得部 18 取得图 4 所示的设定信息,并发送给控制部 17。控制部 17 参照接收的设定信息,如图 5A、图 5B 及图 5C 所示那样,设定显示计划。图 5A、图 5B 及图 5C 是表示基于图 4 所示的设定信息的显示计划的一个例子的图。

[0096] 首先,控制部 17 在由设定信息设定的各模式下设定能够进行收集的频率,即,根据各模式来设定帧速率(frame rate:fr)。例如,控制部 17 将 B 模式的帧速率设定为“fr:A”,将彩色多普勒模式的帧速率设定为“fr:B”,将增强模式的帧速率设定为“fr:C”。另外,控制部 17 设定用于显示由设定信息设定的各模式的单位时间。以下,假设单位时间被设定为 10 秒的情况,并对此进行说明。

[0097] 控制部 17 设定显示计划,例如,如图 5A 所示,首先,“5 秒”显示以“fr:A”收集的 B 模式的图像数据,接着,“3 秒”显示以“fr:B”收集的彩色多普勒模式的图像数据,接下来,“2 秒”显示以“fr:C”收集的增强模式的图像数据。其中,在控制部 17 设定的显示计划中,设定为从显示开始经过 10 秒后,再次显示以“fr:A”新收集的 B 模式的图像数据(参照图 5A 的虚线的箭头)。

[0098] 或者,控制部 17 设定显示计划,例如,如图 5B 所示,首先,“2.5 秒”显示以“fr:A”收集的 B 模式的图像数据,接着,“1.5 秒”显示以“fr:B”收集的彩色多普勒模式的图像数据,该处理重复两次后,“2 秒”显示以“fr:C”收集的增强模式的图像数据。其中,在控制部 17 设定的显示计划中,设定为与上述同样地,从显示开始经过 10 秒后,再次显示以“fr:A”新收集的 B 模式的图像数据(参照图 5B 的虚线的箭头)。

[0099] 控制部 17 设定显示计划,例如,如图 5C 所示,首先,“2.5 秒”显示以“fr:A”收集

的 B 模式的图像数据,接着,“1.5 秒”显示以“fr :B”收集的彩色多普勒模式的图像数据,接下来,“1 秒”显示以“fr :C”收集的增强模式的图像数据,将该处理重复两次。其中,在控制部 17 设定的显示计划中,设定为与上述同样地,从显示开始经过 10 秒后,再次显示以“fr :A”新收集的 B 模式的图像数据(参照图 5C 的虚线的箭头)。

[0100] 另外,帧速率、单位时间及显示顺序,如图 5A、图 5B 及图 5C 所示,并非限定于控制部 17 进行自动设定的情况。帧速率、单位时间及显示顺序可以是与设定信息一起由操作者进行设定的情况。另外,在数据收集过程中,操作者能够变更设定信息、帧速率、单位时间及显示顺序。

[0101] 在此,利用控制部 17 的控制,图像生成部 14 沿着时间序列分别生成由设定信息设定的多种超声波图像数据。具体而言,控制部 17 对图像生成部 14 进行以下的图像生成控制。图 6A 及图 6B 是表示本实施方式所涉及的图像生成控制的一个例子的图。

[0102] 在第 1 图像生成控制方式中,图像生成部 14 一边依次切换按照由设定信息设定的比例进行生成处理的超声波图像数据的种类,一边按照根据不同种类而设定的频率,并沿着时间序列分别生成由设定信息设定的多种超声波图像数据。例如,根据设定了图 5A 所示的显示计划的控制部 17 的控制,如图 6A 所示,图像生成部 14 首先,以“fr :A”生成 B 模式的图像数据,接着,以“fr :B”生成彩色多普勒模式的图像数据,最后,以“fr :C”生成增强模式的图像数据。另外,图像生成部 14 重复在单位时间内进行生成模式切换的处理直至接收到来自操作者的收集结束请求。另外,通过控制部 17 的控制,发送接收部 11 对超声波探头 1 进行与各模式对应的超声波发送接收控制。

[0103] 或者,在第 2 图像生成控制方式中,图像生成部 14 按照根据不同种类而设定的频率,并沿着时间序列分别并行地生成由设定信息设定的多种超声波图像数据。例如,通过设定了图 5A、图 5B 及图 5C 所示的显示计划的控制部 17 的控制,如图 6B 所示,图像生成部 14 并列进行下述处理,即以“fr :A”生成 B 模式的图像数据,以“fr :B”生成彩色多普勒模式的图像数据,以“fr :C”生成增强模式的图像数据。另外,图像生成部 14 持续并列进行各模式的图像数据生成的处理,直至接收到来自操作者的收集结束请求。另外,第 2 图像生成控制方式 适用于能够根据相同的超声波发送接收分别生成由设定信息设定的多种超声波图像数据的情况。例如,如上所述那样,彩色多普勒模式能够通过 B 模式用扫描方式执行。因此,图像生成部 14 能够进行图 6B 所示的并列处理。

[0104] 换言之,第 1 图像生成控制方式是仅实时生成操作者请求显示的帧的方式,第 2 图像生成控制方式是还实时生成操作者请求显示的帧以外的帧的方式。根据装置主体 10 的处理能力,由操作者或控制部 17 来设定是选择第 1 图像生成控制方式还是选择第 2 图像生成控制方式。在此,在反射波数据非暂时性地保存于存储介质的情况下,控制部 17 可以进行以下的第 3 图像生成控制方式。

[0105] 在第 3 图像生成控制方式中,图像生成部 14 实时地进行基于第 1 图像生成控制方式的图像生成。并且,在第 3 图像生成控制方式中,为了使结果性生成的帧数与通过第 2 图像生成控制方式生成的帧数相同,图像生成部 14 使用保存的反射波数据,通过后处理来生成实时生成的帧以外的帧的各种超声波图像数据。在第 3 图像生成控制方式中,即使是处理能力低的装置主体 10,也能够生成与第 2 图像生成控制方式相同的诊断用超声波图像数据组。

[0106] 并且,如上所述,控制部 17 进行控制以使图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据保存于内部存储部 16。具体而言,控制部 17 进行以下的保存控制。图 7 及图 8 是表示本实施方式所涉及的保存控制的一个例子的图。

[0107] 在第 1 保存控制方式中,控制部 17 进行控制以便使图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据按照生成顺序保存于例如内部存储部 16 的同一存储区域。例如,在根据图 6A 所示的第 1 图像生成控制方式来进行图像生成的情况下,根据控制部 17 的控制,图像生成部 14 按照生成顺序将生成的超声波图像数据汇集地保存于内部存储部 16 的同一存储区域。另外,根据控制部 17 的控制,图像生成部 14 在将生成时刻与生成的超声波图像数据建立对应的基础上,汇集地保存于内部存储部 16 的同一存储区域。

[0108] 其结果为,内部存储部 16 存储下述数据,如图 7 所示,生成时刻“ $t_1, t_2, t_3, \dots, t_{99}, t_{100}$ ”被建立了对应的 B 模式的图像数据、生成时刻“ $t_{101}, t_{102}, t_{103}, \dots, t_{160}$ ”被建立了对应的彩色多普勒模式的图像数据和对生成时刻“ $t_{161}, t_{162}, \dots, t_{200}$ ”被建立了对应的 MP 的图像数据。另外,“ $t_{200}-t_1$ ”成为上述单位时间。另外,例如,“ t_2-t_1 ”、“ t_3-t_2 ”等根据“fr:A”成为“ $a=1/A$ ”,“ $t_{102}-t_{101}$ ”、“ $t_{103}-t_{102}$ ”等根据“fr:B”成为“ $b=1/B$ ”,“ $t_{162}-t_{161}$ ”、“ $t_{163}-t_{162}$ ”等根据“fr:C”成为“ $c=1/C$ ”。

[0109] 在此,第 1 保存控制方式也可以用于根据第 2 图像生成控制方式生成多种超声波图像数据的情况。在第 1 保存控制方式中,超声波诊断装置可以不改变现有的系统构成,而根据设定信息来保存收集到的图像数据组。

[0110] 或者,在第 2 保存控制方式中,控制部 17 进行控制以便根据不同种类分配图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据,并且例如按照生成顺序使其分别保存于内部存储部 16 的多个存储区域。另外,通过控制部 17 的控制,图像生成部 14 在将生成时刻与生成的超声波图像数据建立对应的基础上,根据不同种类分别保存于内部存储部 16 的多个存储区域。

[0111] 例如,通过图 6B 所示的第 2 图像生成控制方式进行图像生成时,利用控制部 17 的控制,如图 8 所示,图像生成部 14 在 B 模式用存储区域中按照生成顺序保存将从收集开始时刻的经过时间“ $a, 2a, 3a$ ”作为生成时刻建立了对应的 B 模式图像数据。另外,通过控制部 17 的控制,图像生成部 14 如图 8 所示那样,在彩色多普勒模式用存储区域中按照生成顺序保存将经过时间“ $b, 2b, 3b$ ”建立了对应的彩色多普勒图像数据。另外,根据控制部 17 的控制,图像生成部 14,如图 8 所示那样,在增强模式用存储区域中按照生成顺序保存将经过时间“ $c, 2c, 3c$ ”建立了对应的钙化增强图像数据。

[0112] 在此,第 2 保存控制方式也可以用于根据第 1 图像生成控制方式生成多种超声波图像数据的情况。另外,在进行第 3 图像生成控制方式的情况下,控制部 17 例如将通过第 1 图像生成控制方式生成的图像数据组按照生成顺序暂时保存于图像存储器 15 中。然后,控制部 17 通过第 1 保存控制方式、第 2 保存控制方式,将图像存储器 15 中保存的图像数据组和后处理中生成的图像数据组保存于内部存储部 16。在第 2 保存控制方式中,为了按照种类保存图像数据,需要变更超声波诊断装置的系统构成。但是,通过按种类保存根据设定信息收集到的图像数据组,从而能够容易地读取收集后的每种图像数据。

[0113] 另外,本实施方式,根据设定信息收集到的超声波图像数据的保存对象可以是内部存储部 16 以外的存储部。例如,本实施方式可以在超声波诊断装置中设置有用于保存根

据设定信息收集的超声波图像数据的存储部。或者,例如,对于本实施方式而言,用于保存根据设定信息收集的超声波图像数据的存储部可以被设置于超声波诊断装置以外的外部装置中。

[0114] 并且,进行保存控制的同时,控制部 17 如上所述那样进行控制,按照由设定信息设定的比例来使图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据显示于显示器 2。具体而言,控制部 17 进行以下的显示控制。图 9 至图 11 是表示本实施方式所涉及的显示控制的一个例子的图。

[0115] 在第 1 显示控制方式中,控制部 17 通过切换按照由设定信息设定的比例(时间的比例)来显示的超声波图像数据的种类,从而在显示器 2 的同一显示区域中,动画显示图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据。具体而言,控制部 17 基于由设定信息设定的比例,来切换在同一显示区域中显示的超声波图像数据的种类,并基于对应生成频率的显示时刻,来切换在同一显示区域中显示的超声波图像数据的生成时刻。

[0116] 例如,设定图 5A 所示的显示计划(单位时间:10 秒)的情况下,根据控制部 17 的控制,如图 9 所示,显示器 2 以帧速率“A”长达 5 秒地动画显示 B 模式的图像数据,接着,以帧速率“B”长达 3 秒地动画显示彩色多普勒模式的图像数据,接着,以帧速率“C”长达 2 秒地动画显示增强模式的图像数据。

[0117] 并且,通过控制部 17 的控制,如图 9 所示那样,显示器 2 上若增强模式的动画显示结束,那么从增强模式再次切换至 B 模式,以“B 模式、彩色多普勒模式、增强模式”的顺序切换模式,来进行动画显示。

[0118] 在此,第 1 显示控制方式可以用于进行第 1 图像生成控制方式的情况,也可以用于进行第 2 图像生成控制方式的情况。利用第 1 图像生成控制方式进行第 1 显示控制方式的情况下,控制部 17 进行控制以便按顺序将图像生成部 14 生成的超声波图像数据显示于显示器 2。例如,按照图 5A 所示的显示计划进行图 6A 所示的第 1 图像生成控制方式的情况下,控制部 17 使图像生成部 14 沿着时间序列切换模式的同时生成的超声波图像数据组按照生成顺序显示于显示器 2。

[0119] 或者,利用第 2 图像生成控制方式进行第 1 显示控制方式的情况下,控制部 17 从图像生成部 14 并列生成的多种超声波图像数据中,依次选择超声波图像数据,该超声波图像数据是与由设定信息设定的比例对应的各种超声波图像数据,并且是与对应生成频率的显示时刻对应的生成时刻的超声波图像数据。并且,控制部 17 进行控制以便将选择的超声波图像数据依次显示于显示器 2。例如,根据按照图 5C 所示的显示计划图 6B 所示的第 2 图像生成控制方式,图像生成部 14 沿着时间序列并列生成各模式的超声波图像数据组。

[0120] 此时,如图 10 所示,在“从生成开始到 2.5 秒为止的这 2.5 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“A”沿着时间序列生成的 B 模式的图像数据并使其显示于显示器 2。然后,如图 10 所示,在“从 2.5 秒到 4 秒为止的这 1.5 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“B”沿着时间序列生成的彩色多普勒模式的图像数据并使其显示于显示器 2。然后,如图 10 所示,在“从 4 秒到 5 秒为止的这 1 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“C”沿着时间序列生成的增强模式的图像数据并使其显示于显示器 2。

[0121] 并且,如图 10 所示,在“从 5 秒到 7.5 秒为止的这 2.5 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“A”沿着时间序列生成的 B 模式的图像数据 并使其显示于显示器 2。然后,如图 10 所

示,在“从 7.5 秒到 9 秒的这 1.5 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“B”沿着时间序列生成的彩色多普勒模式的图像数据并使其显示于显示器 2。然后,如图 10 所示,在“从 9 秒到 10 秒为止的这 1 秒”间,控制部 17 选择以帧速率“C”沿着时间序列生成的增强模式的图像数据并使其显示于显示器 2。控制部 17 重复如图 10 所示的显示控制,直至受理收集结束请求。

[0122] 另外,控制部 17 并列进行基于第 1 显示控制方式的显示控制和基于第 1 保存控制方式、第 2 保存控制方式的保存控制。其中,控制部 17 可以在进行基于第 1 保存控制方式、第 2 保存控制方式的保存控制后进行第 1 显示控制方式。该情况下,控制部 17 在图像数据收集后,根据操作者的显示请求,从内部存储部 16 读取图像数据,进行第 1 显示控制方式。

[0123] 或者,在第 2 显示控制方式中,控制部 17 分配显示器 2 的多个显示区域中分别显示的超声波图像数据的种类。然后,控制部 17 在多个显示区域中按照不同种类分别并列动画显示图像生成部 14 生成的多种超声波图像数据。具体而言,控制部 17 根据与生成频率对应的显示时刻,来切换在多个显示区域中分别显示的超声波图像数据的生成时刻。

[0124] 例如,在设定了图 5A、图 5B 及图 5C 中任一所示的显示计划的情况下,如图 11 所示,控制部 17 将显示器 2 的显示区域分为 B 模式用显示区域、彩色多普勒模式用显示区域及增强模式用显示区域这三个区域。并且,如图 11 所示,显示器 2 在 B 模式用显示区域中,以帧速率“A”显示 B 模式图像数据,在彩色多普勒模式用显示区域中,以帧速率“B”显示彩色多普勒图像数据,在增强模式用显示区域中,以帧速率“C”显示钙化增强图像数据。

[0125] 在此,第 2 显示控制方式可以用于进行第 1 图像生成控制方式的情况,也可以用于进行第 2 图像生成控制方式的情况。在通过第 1 图像生成控制方式进行第 2 显示控制方式的情况下,控制部 17 将图像生成部 14 按显示计划切换模式的同时生成的超声波图像数据分配给与每个种类对应的显示区域,并按照生成顺序进行显示。另外,在第 1 图像生成控制方式中,产生在各模式下不存在显示用帧的期间,即,在不能显示图像数据的期间(以下,称为不能显示期间)。在不能显示期间,控制部 17 或以静态图像显示即将进入该期间之前显示的帧,或显示实心黑的帧。

[0126] 或者,在通过第 2 图像生成控制方式进行第 2 显示控制方式的情况下,控制部 17 从图像生成部 14 并列生成的多种超声波图像数据中,依次选择超声波图像数据,该超声波图像数据是与由设定信息设定的比例对应的各种超声波图像数据,并且是与对应生成频率的显示时刻对应的生成时刻的超声波图像数据。并且,控制部 17 使选择的超声波图像数据显示于与所选择的超声波图像数据的种类对应的显示器 2 的显示区域。

[0127] 另外,在以第 2 图像生成控制方式生成图像数据的情况下,即使是上述不能显示期间也存在显示用帧,但控制部 17 在根据显示计划将与该不能显示期间对应的期间或以静态图像显示临近该期间之前显示的帧,或显示实心黑的帧。或者,控制部 17 以第 2 图像生成控制方式进行第 2 显示控制方式的情况下,优先全部显示由设定信息设定的种类的超声波图像数据,也可以全部并列地动画显示图像生成部 14 并列生成的多种超声波图像数据。

[0128] 在此,控制部 17 并列进行第 2 显示控制方式和基于第 1 保存控制方式、第 2 保存控制方式的保存控制。其中,控制部 17 也可以在基于第 1 保存控制方式、第 2 保存控制方式的保存控制后进行第 2 显示控制方式。这时,控制部 17 在图像数据的收集后,根据操作者的显示请求,从内部存储部 16 读取图像数据,来进行第 2 显示控制方式。

[0129] 另外,在数据保存后,进行第 2 显示控制方式的情况下,控制部 17 可以跳过上述不

能显示期间,并列地动画显示各种超声波图像数据。

[0130] 另外,在进行第3图像生成控制方式的情况下,控制部17在图像数据的收集后,根据操作者的显示请求,从内部存储部16读取图像数据,来进行第1显示控制方式或第2显示控制方式。或者,在进行第3图像生成控制方式的情况下,控制部17可以实时地对以第1图像生成控制方式生成的超声波图像数据组进行第1显示控制方式、第2显示控制方式。

[0131] 上述图像生成控制方式、保存控制方式及显示控制方式可以由操作者指定,也可以根据预先初始设定来指定。

[0132] 接着,使用图12,对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子进行说明。图12是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子的流程图。另外,图12所示的流程图中,表示实时地进行保存控制和显示控制的情况。

[0133] 如图12所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置的取得部18判定是否设定有设定信息(步骤S101)。在此,在未设定有设定信息的情况下(步骤S101为否定),取得部18进行待机直至设定信息被设定为止。

[0134] 另一方面,在设定有设定信息的情况下(步骤S101为肯定),取得部18取得设定信息,并通知给控制部17。然后,控制部17通过经由发送接收部11控制超声波探头1,从而开始基于设定信息的超声波发送接收(步骤S102)。例如,控制部17根据设定信息来设定显示计划,并使基于显示计划的超声波发送接收开始。

[0135] 然后,图像生成部14根据控制部17的指示,以指定的图像生成控制方式,生成由设定信息所指定的各模式的超声波图像数据(步骤S103)。

[0136] 然后,图像生成部14根据控制部17的指示,以所指定的保存控制方式将超声波图像数据保存于内部存储部16(步骤S104)。

[0137] 然后,显示器2根据控制部17的指示,以所指定的显示控制方式,动画显示由设定信息设定的多个模式的超声波图像数据(步骤S105),并结束处理。其中,图12所示的流程图是说明数据收集在1个单位时间的期间结束的情况,在进行1单位时间以上期间的数据收集的情况下,超声波诊断装置重复进行步骤S103至步骤S105的处理,直至受理收集结束请求。另外,在图12所示的流程图中,在多个单位时间的数据收集期间中,图像生成控制方式、保存控制方式及显示控制方式的至少一个可以由操作者变更。

[0138] 如上所述,在本实施方式中,超声波诊断装置自动收集基于设定信息的各模式的超声波图像数据,或自动并列显示收集到的各模式的超声波图像数据,或自动切换显示。另外,在本实施方式中,超声波诊断装置为了在数据收集后也能够进行读出而自动保存根据设定信息收集的各模式的超声波图像数据。即,在本实施方式中,操作者、医师只要将设定被检体P的超声波检查中所需的多个模式和各模式的显示用比例的设定信息输入超声波诊断装置,就能够将使用超声波检查进行诊断所需的信息简单地一次取得。另外,在实施方式中,能够防止忘记摄影必须的模式超声波图像数据的情况。

[0139] 另外,本实施方式所涉及的超声波诊断装置也可以进行以下说明的变形例。以下,针对本实施方式的变形例,使用图13A、图13B、图14A、图14B及图15进行说明。图13A是用于说明本实施方式的第一变形例的图,图13B是用于说明第2变形例的图。另外,图14A及图14B是用于说明本实施方式的第3变形例的图。另外,图15是用于说明本实施方式的第4变形例的图。

[0140] 例如,钙化增强图像数据的帧速率由于处理数多,所以低于B模式图像数据的帧速率。因此,例如,在第1显示控制方式中,若由B模式切换为增强模式,则帧速率突然降低,导致给参照图像数据的观察者带来不适感。另外,例如,第2显示控制方式中,在B模式用显示区域和增强模式用显示区域中,由于帧速率不同,所以会导致给参照图像数据的观察者带来不适感。

[0141] 因此,第1变形例中,控制部17进行控制以便显示插补图像数据,该插补图像数据,作为在显示器2所显示的相同种类的超声波图像数据中,不存在与对应规定显示频率的显示时刻对应的生成时刻的超声波图像数据时的显示用图像数据,是根据该显示时刻前后所显示的两帧并通过插补处理而生成的。

[0142] 例如,控制部17选择在对应B模式图像数据的帧速率的显示时刻的前后所显示的两个钙化增强图像数据。然后,例如,通过控制部17的控制,如图13A所示,图像生成部14通过将控制部17选择的两个钙化增强图像数据进行算术平均,生成插补图像数据。然后,控制部17使图像生成部14生成的插补图像数据在显示两个钙化增强图像数据的时刻之间显示。另外,相同模式之间的插补除了算术平均以外,还可以通过动作修正进行。

[0143] 或者,在第1显示控制方式中,例如,若从B模式切换为增强模式,则从黑白的B模式图像数据切换为蓝色系背景上描绘了白色斑点的钙化增强图像数据,因此给参照图像数据的观察者带来不适感。

[0144] 鉴于此,在第2变形例中,控制部17进行控制以便显示插补图像数据,该插补图像数据,作为显示器2所显示的超声波图像数据的种类被切换的期间的显示用图像数据,是根据该种类被切换的时刻的前后所显示的两个帧并通过插补处理而生成的。

[0145] 例如,根据控制部17的控制,如图13B所示,图像生成部14将B模式图像数据的最后帧与钙化增强图像数据的最初帧进行算术平均,生成插补图像数据。另外,控制部17在从B模式切换至增强模式的时间期间,使图像生成部14生成的插补图像数据显示。

[0146] 通过进行第1变形例及第2变形例,能够减轻给参照根据设定信息来动画显示的超声波图像数据组的观察者带来的不适感。

[0147] 另外,上述实施方式中,操作者可以变更设定的设定信息。此时,作为第3变形例,控制部17在变更了设定信息后,进行基于变更后的设定信息的显示控制。第3变形例的设定信息的变更,可以在数据收集中进行,也可以在数据收集后进行。

[0148] 以下,使用图14A所示的设定信息的一个例子,说明第3变形例。例如,如图14A所示,操作者将B模式、彩色多普勒模式、弹性成像模式及增强模式这四种超声波图像数据设定为显示用图像数据。另外,例如,如图14A所示,操作者将显示B模式图像数据的比例设定为“40%”,将显示彩色多普勒模式图像数据的比例设定为“20%”,将显示弹性成像模式的弹性图像数据的比例设定为“20%”,将显示增强模式的钙化增强图像数据的比例设定为“20%”。

[0149] 假设在数据收集,操作者不进行增强模式而进行设定信息的变更时,控制部17将图14A所示的设定信息变更为图14B所示的设定信息,将B模式、彩色多普勒模式及弹性成像模式这三种超声波图像数据作为显示用图像数据。另外,控制部17将图14A所示设定信息如图14B所示那样,变更为显示B模式图像数据的比例为“50%”,显示彩色多普勒模式图像数据的比例为“25%”,显示弹性成像模式的弹性图像数据的比例为“25%”。在图14B

所示的一个例子中,控制部 17 为了维持初始的设定信息中的 B 模式、彩色多普勒模式及弹性成像模式的各自显示时间的比例的比率(40%:20%:20%=2:1:1),算出变更后的设定信息中的 B 模式、彩色多普勒模式及弹性成像模式各自的显示时间的比例。另外,操作者在数据收集中,可以变更摄影模式的选择的同时,也可以变更选择的各摄影模式的显示时间的比例。例如,操作者可以将“B 模式、彩色多普勒模式、弹性成像模式”的显示时间的比例变更为“50%、30%、20%”。

[0150] 另外,控制部 17 根据图 14B 所示的变更后的设定信息,在数据收集中,进行操作者指定的显示控制方式下的显示控制。另外,操作者可以变更设定信息,并且可以变更初始的设定信息指定的显示控制方式、图像生成控制方式、保存控制方式及显示控制方式的至少一个。

[0151] 或者,控制部 17 可以在数据收集后进行上述处理。此时,控制部 17 在数据收集后,根据操作者进行的摄影模式的选择,重新设定图 14B 所示的设定信息。另外,控制部 17 使用图 14B 所示的设定信息和内部存储部 16 保存完的数据组,进行操作者指定的显示控制方式下的显示控制。另外,在数据收集后进行摄影模式的选择,并且,数据收集以第 1 图像生成控制方式进行时,控制部 17 使用初始设定信息所设定的各摄影模式的显示时间的比例的比率,重新设定选择的各摄影模式的显示时间的比例(参照图 14B)。另外,在第 2 图像生成控制方式下的数据收集后进行摄影模式的选择时,操作者能够将选择的各摄影模式的显示时间的比例设定为任意值。第 3 变形例中,例如,操作者按照初始设定信息一次摄影可能用于图像诊断的多个摄影模式。另外,在第 3 变形例中,操作者在数据收集中或者在数据收集后,参照显示器 2 再次进行图像诊断所需要的摄影模式的选择,使用选择的多个摄影模式的各自的超声波图像数据,能够高效地进行图像诊断。

[0152] 另外,第 3 变形例在数据收集中也可以进行摄影模式的追加。例如,第 3 变形例在数据收集中,在图 4 所示的设定信息中追加弹性成像模式,变更为图 14A 所示的设定信息。此时,控制部 17 进行使用图 14A 所示的变更后的设定信息和在数据收集中操作者指定的显示控制方式的显示控制。在该第 3 变形例中,操作者在数据收集中参照显示器 2 重新追加进行图像诊断所需的摄影模式,使用包含追加的摄影模式的多个模式各自的超声波图像数据,能够高效地进行图像诊断。

[0153] 另外,进行图像诊断时,有时医师想要观察被检体 P 的观察对象的超声波图像数据,并且还希望观察通过其他医用图像诊断装置(例如, X 射线 CT 装置或 MRI 装置等)摄影的被检体 P 的同一观察对象的医用图像数据。

[0154] 那么,在第 4 变形例中,取得部 18 将多种医用图像数据设定为显示用图像数据,取得设定了显示各类医用图像数据的比例的设定信息。另外,控制部 17 进行控制以便通过对按照由设定信息设定的比例而显示的医用图像数据的种类进行切换,从而在显示部的同一显示区域中动画显示由设定信息设定的多种医用图像数据。

[0155] 即,在第 4 变形例中,控制部 17 将显示对象作为不同的多种医用图像数据,进行第 1 显示控制方式。具体而言,控制部 17 从沿着时间序列以不同种类的预先设定的频率而生成的多种医用图像数据中,依次选择医用图像数据,该医用图像数据是与设定信息所指定的比例对应的各种医用图像数据,并且是与和生成频率对应的显示时刻对应的生成时刻的医用图像数据。另外,控制部 17 进行控制以将选择的医用图像数据依次显示于显示器。

[0156] 例如,如图 15 所示,操作者将超声波图像数据、X 射线 CT 图像数据及 MRI 图像数据这三种医用图像数据设定为显示用图像数据。另外,例如,如图 14 所示,操作者将显示超声波图像数据的比例设定为“50%”,将显示 X 射线 CT 图像数据的比例设定为“30%”,将显示 MRI 图像数据的比例设定为“20%”。控制部 17 参照接收的设定信息,从 X 射线 CT 装置及 MRI 装置或 PACS 的数据库、电子病历系统(chart system)的数据库接收摄影被检体 P 的观察部位的 X 射线 CT 图像数据及 MRI 图像数据。

[0157] 另外,控制部 17 根据设定信息来设定显示计划。另外,显示器 2 根据控制部 17 的控制来进行第 1 显示控制方式的显示。例如,如图 14 所示,显示器 2 以帧速率“U”长达 5 秒地动画显示超声波图像数据,接着,以帧速率“X”长达 3 秒地动画显示 X 射线 CT 图像数据,接着,以帧速率“M”长达 2 秒地动画显示 MRI 图像数据。根据第 3 变形例,能够将根据使用了多种医用图像数据的检查来进行诊断所必需的信息统简单地一次取得。

[0158] 另外,即便在第 4 变形例中,也与第 3 变形例同样地,控制部 17 在变更了设定信息后,可以进行基于变更后的设定信息的显示控制。例如,显示用图像数据的种类被变更为超声波图像数据及 X 射线 CT 图像数据,显示超声波图像数据的比例为“70%”,显示 X 射线 CT 图像数据的比例为“30%”。该情况下,通过控制部 17 的显示控制,显示器以帧速率“U”长达 7 秒地动画显示超声波图像数据,接着,以帧速率“X”长达 3 秒地动画显示 X 射线 CT 图像数据。

[0159] 另外,以第 4 变形例说明的图像处理方法可以通过超声波诊断装置以外的其他医用图像诊断装置来进行。另外,以第 4 变形例说明的图像处理方法可以通过从保管医用图像数据的数据库中能够取得各种医用图像数据的图像处理装置来进行。

[0160] 另外,在本实施方式及变形例的说明中,图示的各装置各构成要素是功能概念性的,不一定需要如图示那样物理性地构成。即,各装置的分散·统合的具体方式并不限于图示,能够根据各种负荷、使用状况等,以任意的单位功能性或物理性地分散·统合其全部或部分来构成。例如,B 模式处理部 12 及多普勒处理部 13 可以统合为信号处理部,B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 及图像生成部 14 可以统合为图像生成处理部。另外,由各装置进行的各处理功能,其全部或任意一部分能够由 CPU 以及由该 CPU 来解析执行的程序来实现,或者作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件来实现。

[0161] 另外,通过本实施方式及变形例来说明的图像处理方法,能够通过由个人计算机或工作站等计算机来执行预先准备的图像处理程序来实现。该图像处理程序还能够经由互联网等网络来发布。另外,该图像处理程序被记录在硬盘、软盘(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器及 SD 卡存储器等 Flash 存储器等计算机可读取的非暂时性记录介质中,由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0162] 以上,如说明的那样,根据本实施方式及变形例,能够将利用超声波检查进行诊断所需的信息统一起来并简单地取得。

[0163] 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同样,包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

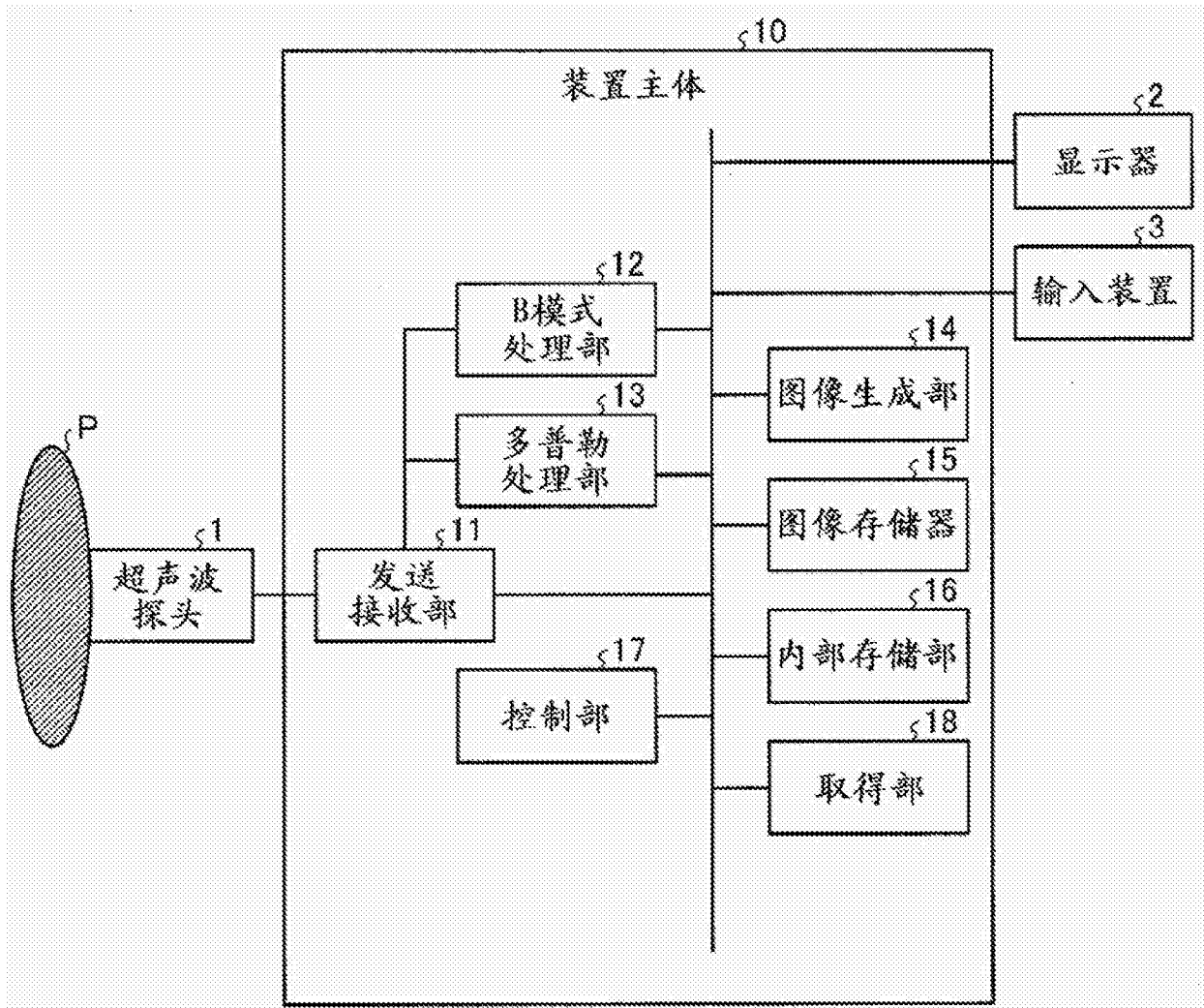


图 1

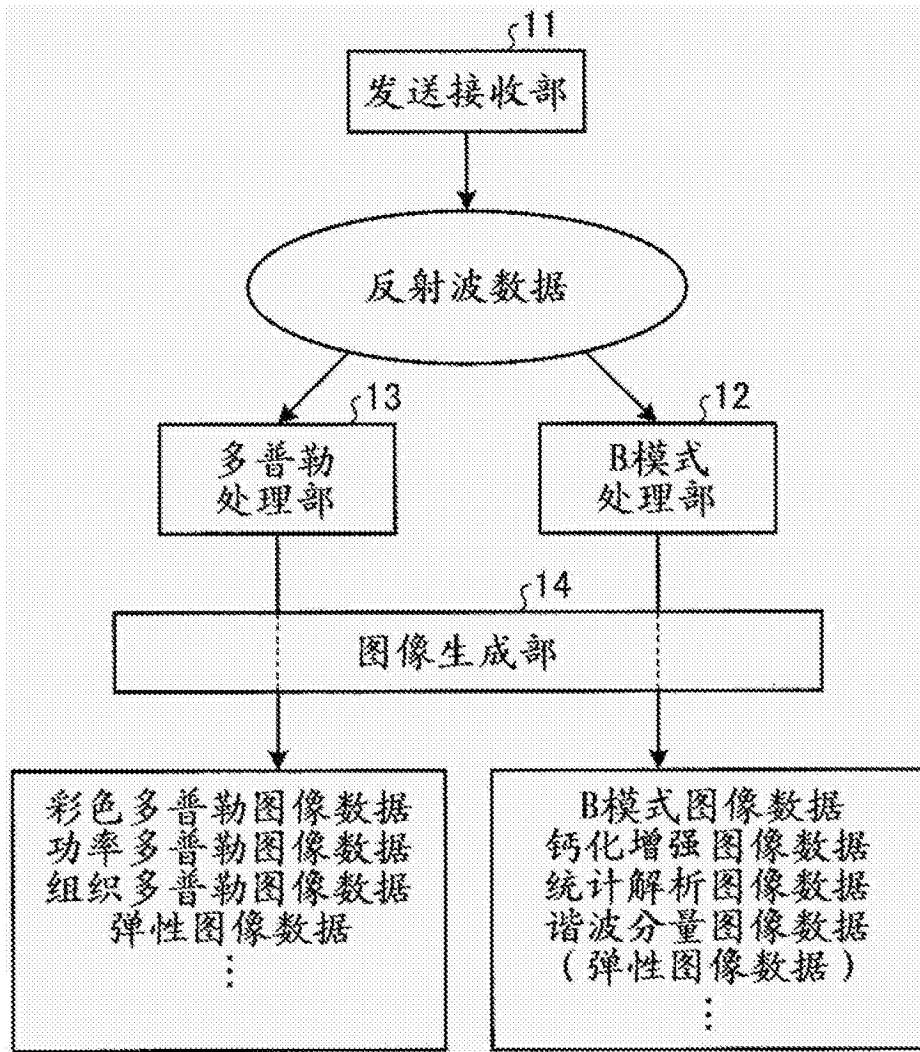


图 2

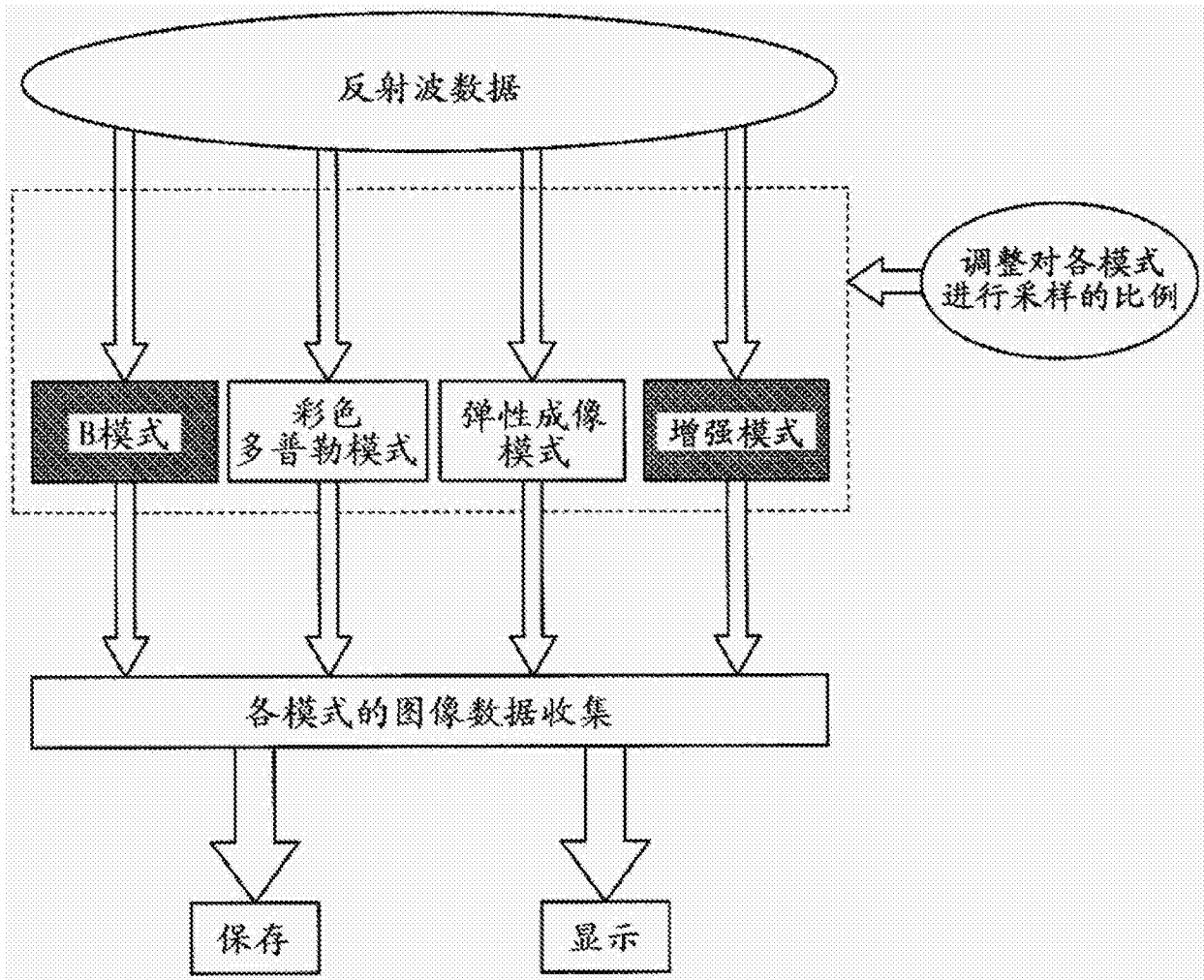


图 3

B模式	50%
彩色多普勒模式	30%
增强模式	20%

图 4

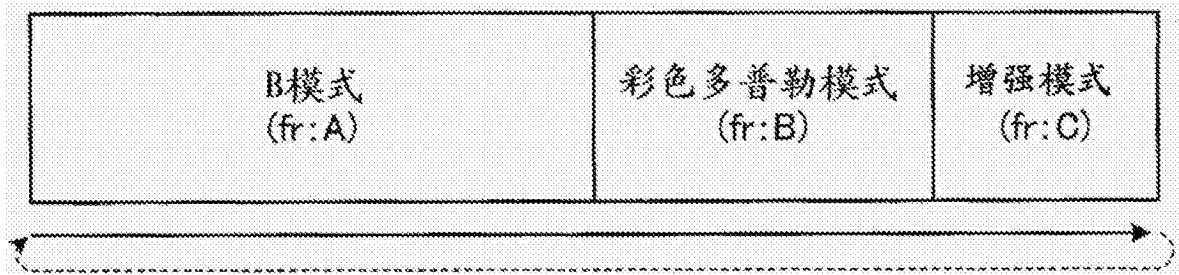


图 5A

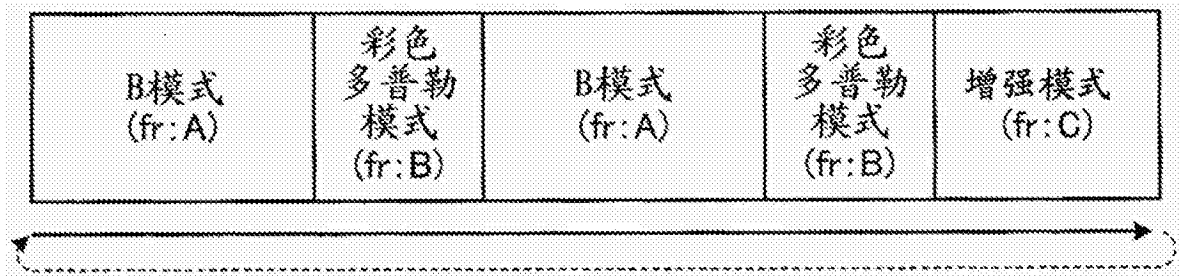


图 5B

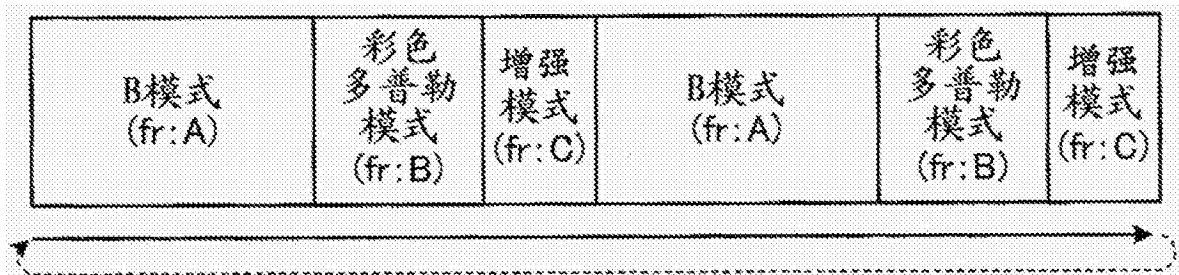


图 5C

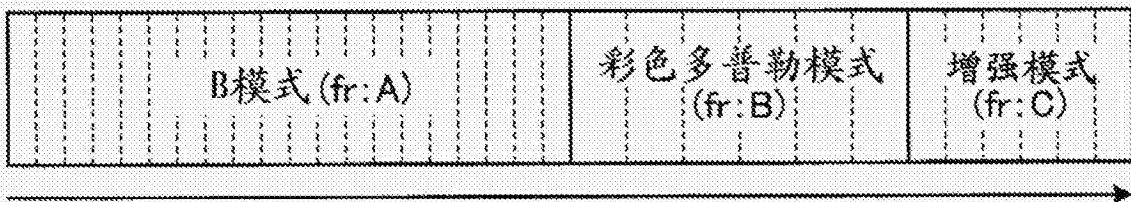


图 6A

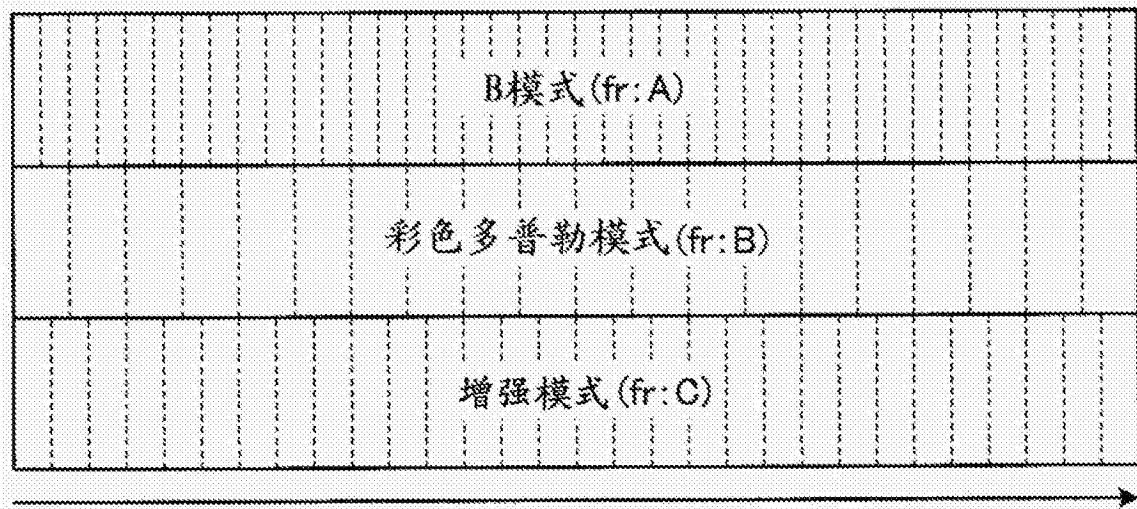


图 6B

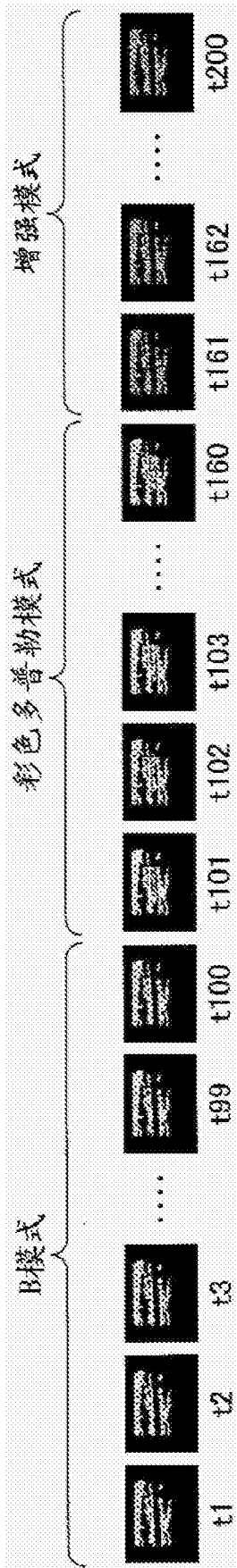


图 7

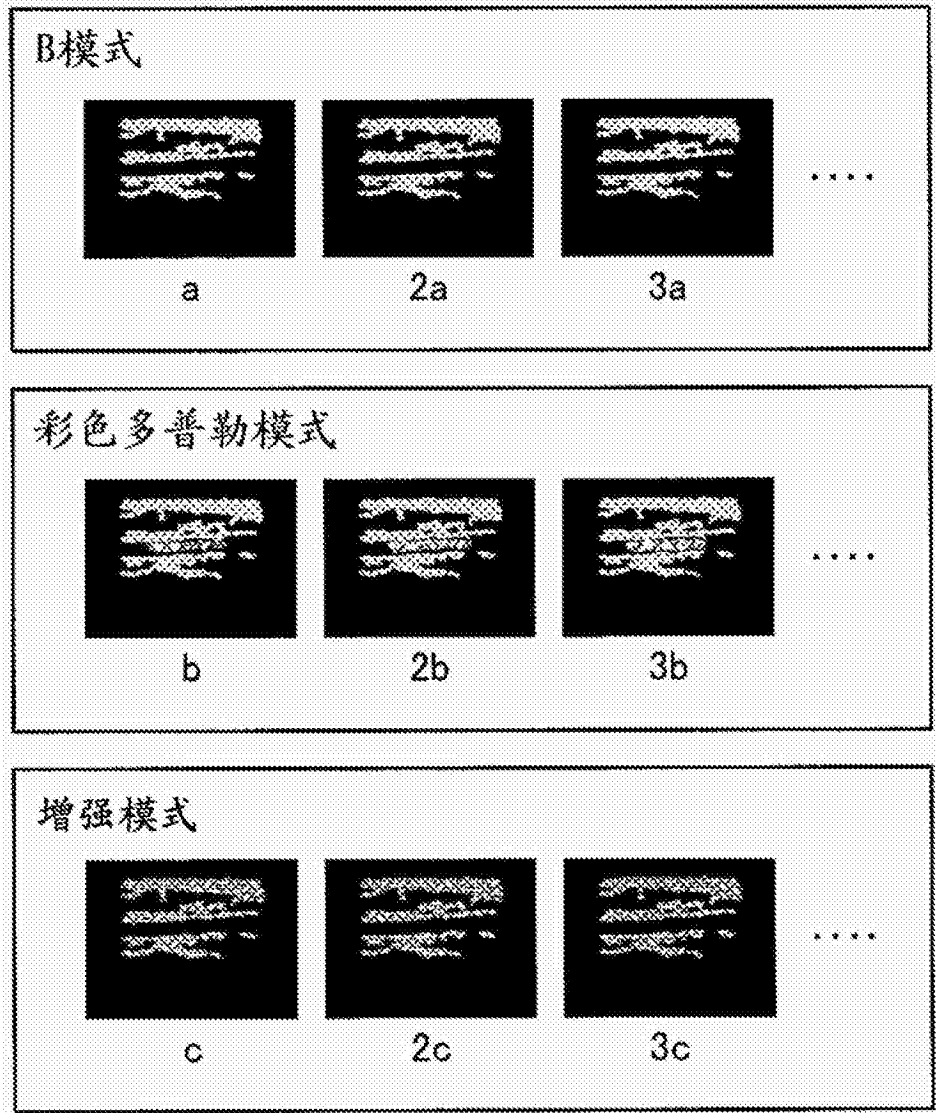


图 8

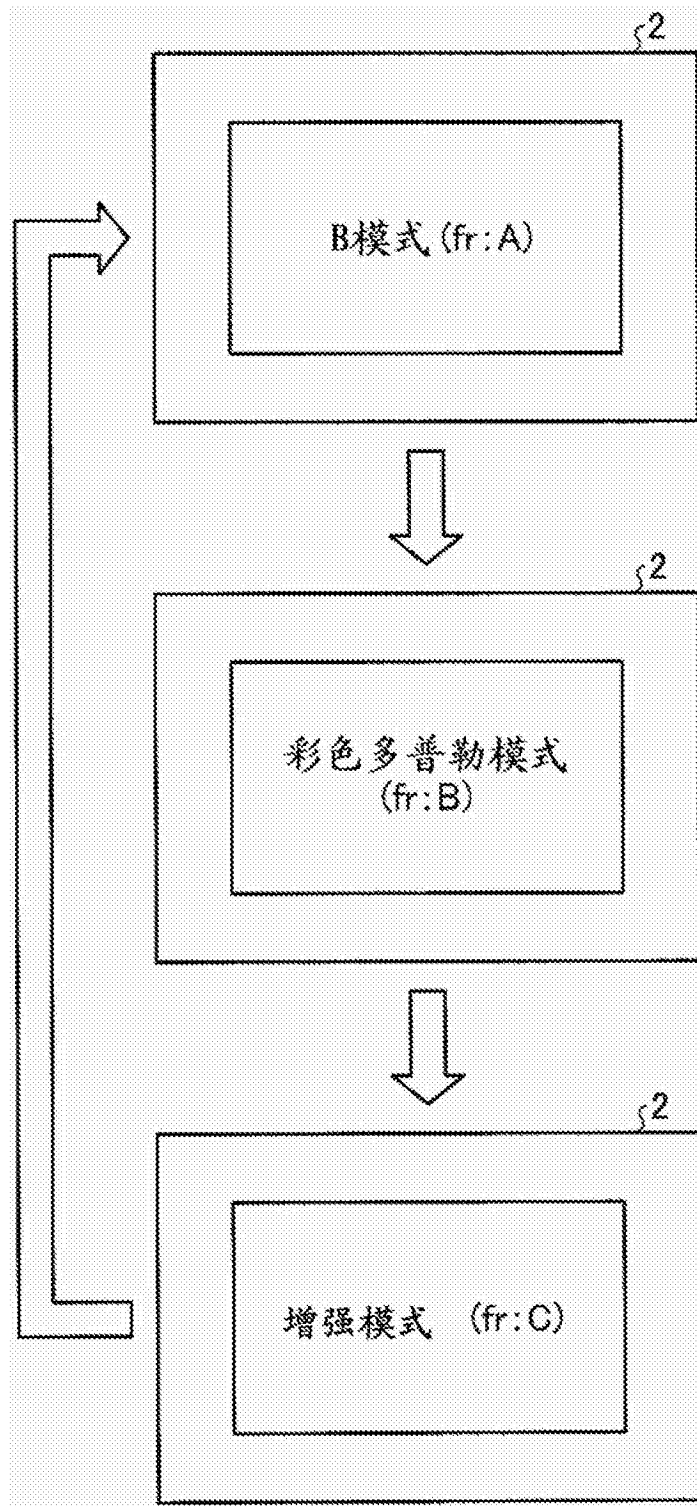


图 9

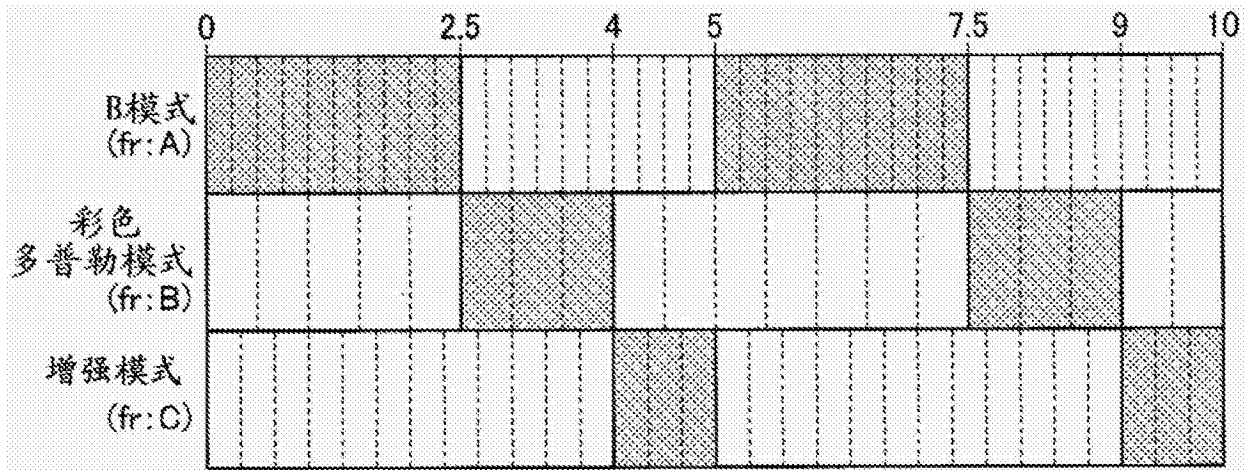


图 10

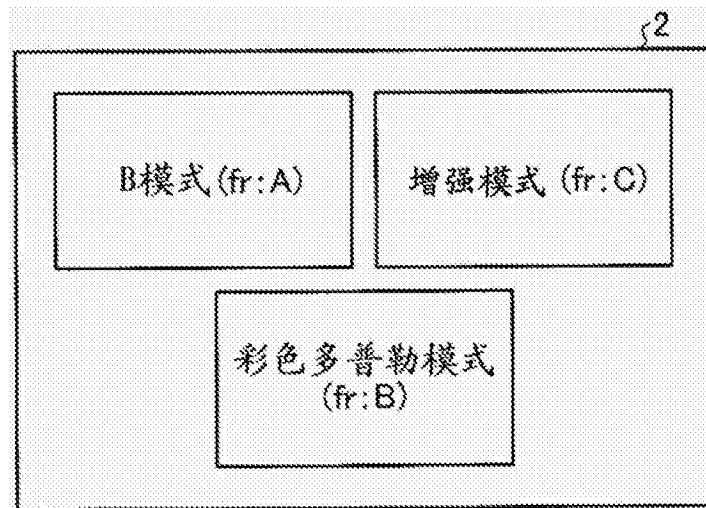


图 11

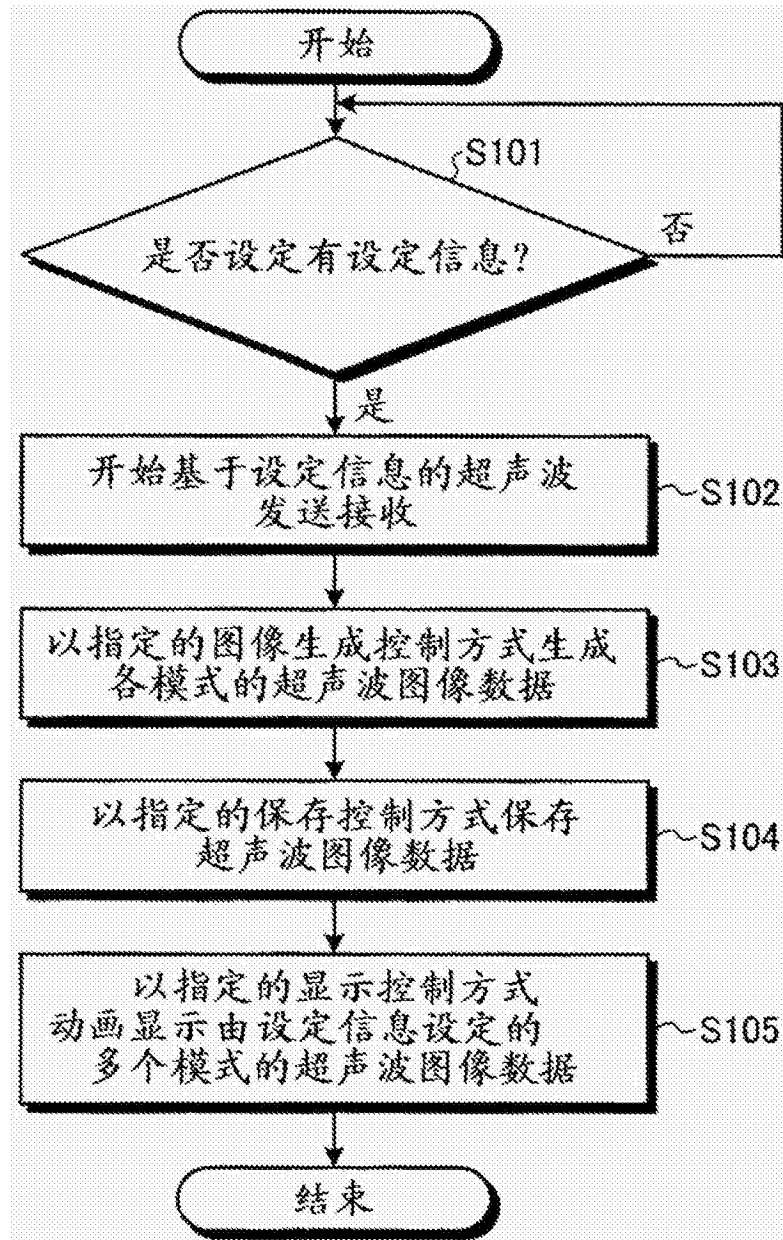


图 12

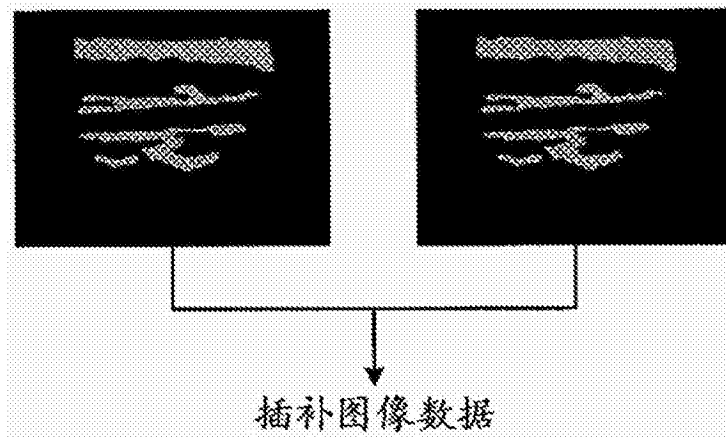


图 13A

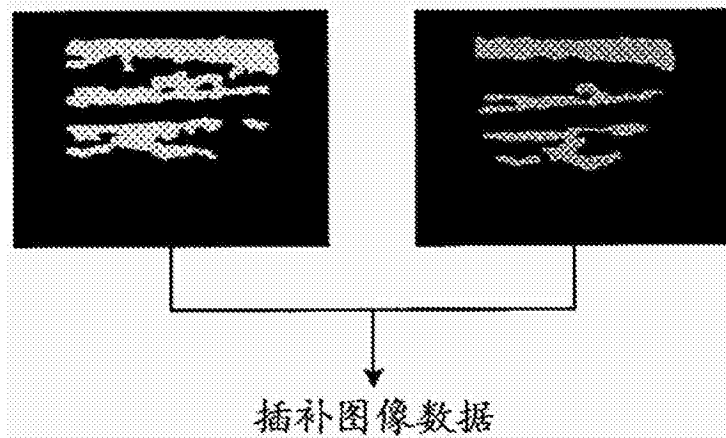


图 13B

B模式	40%
彩色多普勒模式	20%
弹性成像模式	20%
增强模式	20%

图 14A

B模式	50%
彩色多普勒模式	25%
弹性成像模式	25%

图 14B

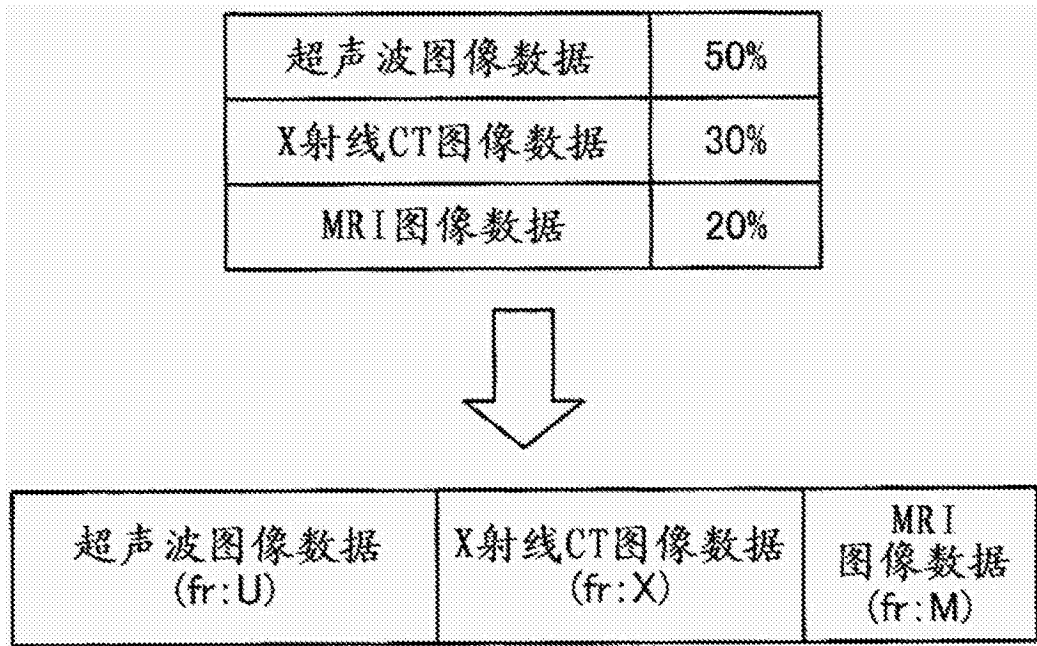


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置及图像处理装置		
公开(公告)号	CN103648398B	公开(公告)日	2016-05-04
申请号	CN201380000675.X	申请日	2013-06-04
[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	姚淙 丹羽慎太郎 川岸哲也 岭喜隆		
发明人	姚淙 丹羽慎太郎 川岸哲也 岭喜隆		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5261 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8963 G01S15/8979 G01S15/8993		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012128247 2012-06-05 JP 2013118070 2013-06-04 JP		
其他公开文献	CN103648398A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备：取得部、图像生成部及控制部。取得部取得设定信息，所述该设定信息将多种超声波图像数据设定为显示用图像数据，并且按照每个种类设定了显示所述显示用图像数据时的时间的比例。图像生成部沿着时间序列分别生成由所述设定信息设定的多种超声波图像数据。所述控制部进行使所述图像生成部生成的多种超声波图像数据保存于存储部的控制和按照由所述设定信息设定的每个种类的比例来使所述显示用图像数据显示于显示部的控制。

