



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103315769 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 25

(21) 申请号 201310092324. 8

(22) 申请日 2013. 03. 21

(30) 优先权数据

2012-063560 2012. 03. 21 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 桥本新一 浜田贤治

(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

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

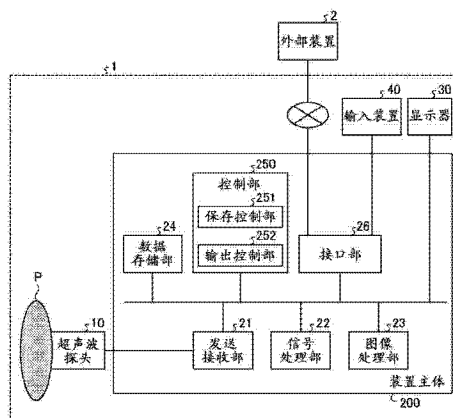
权利要求书2页 说明书17页 附图11页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。避免通过超声波的三维扫描显示的图像的画质劣化。实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头、保存控制部、输出控制部。超声波探头通过发送接收控制,进行超声波的三维扫描。保存控制部进行控制,以使得将由上述超声波探头进行的三维扫描生成的数据作为多个二维数据保存在规定的存储部中,该多个二维数据是通过对在该三维扫描的区域沿着规定方向位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的。输出控制部进行控制,以使得将基于上述规定的存储部所保存的多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

超声波探头,通过发送接收控制,进行超声波的三维扫描;

保存控制部,进行控制,以使得将由上述超声波探头进行的三维扫描生成的数据作为多个二维数据保存在规定的存储部中,上述多个二维数据是通过对该三维扫描的区域沿着规定方向使位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的;以及

输出控制部,进行控制,以使得将基于上述规定的存储部所保存的上述多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述输出控制部进行控制,以使得对构成上述多个二维图像数据的各二维图像数据赋予附带信息,并输出赋予附带信息后的各二维图像数据,其中,上述附带信息表示被二维扫描的位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述输出控制部进行控制,以使得对构成上述多个二维图像数据的各二维图像数据重叠基于上述附带信息的图像数据,并输出重叠了基于上述附带信息的图像数据的各二维图像数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,

基于上述附带信息的图像数据是使用了模拟作为三维扫描的对象的脏器的简易图像的数据。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述简易图像能够根据每个作为三维扫描的对象的脏器而被选择。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述保存控制部进行控制,以使得将上述多个二维图像数据作为上述多个二维数据保存在上述规定的存储部中,

上述输出控制部进行控制,以使得将上述规定的存储部保存的上述多个二维图像数据作为动态图像数据输出至上述规定的输出部。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述保存控制部还进行控制,以使得将由上述三维扫描生成的三维数据保存在上述规定的存储部中,

上述输出控制部还进行控制,以使得将基于上述规定的存储部所保存的上述三维数据的三维图像数据输出至上述规定的输出部。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述保存控制部进行控制,以使得将多个二维反射波数据作为上述多个二维数据保存在上述规定的存储部中,

上述输出控制部进行控制,以使得将基于上述多个二维反射波数据的多个二维图像数据以及三维图像数据的至少一个输出至上述规定的输出部。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述多个规定断面各自的位置按照恒定的量被变更。

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输入部,该输入部从将上述多个二维图像数据作为动态图

像数据来参照的操作者接受扫描条件的变更。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述保存控制部将基于上述多个规定断面的变更了二维扫描的位置的范围作为进行保存控制的 1 个单位。

12. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头通过使排成一系列的振子组摆动,来进行三维扫描。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波探头利用二维地排列的振子组,来进行三维扫描。

14. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

保存控制部,进行控制,以使得将通过由超声波探头利用发送接收控制进行的三维扫描而生成的数据作为多个二维数据保存在规定的存储部中,其中,上述多个二维数据是通过对该三维扫描的区域沿着规定方向使位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的;和

输出控制部,进行控制,以使得将基于上述规定的存储部所保存的上述多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

15. 一种图像处理方法,其特征在于,包含:

保存控制部进行控制,以使得将通过由超声波探头利用发送接收控制进行的三维扫描而生成的数据作为多个二维数据保存在规定的存储部中,上述多个二维数据是通过对该三维扫描的区域沿着规定方向使位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的;

输出控制部进行控制,以使得将基于上述规定的存储部所保存的上述多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 本申请主张 2012 年 3 月 21 日申请的日本专利申请号 2012-063560 的优先权，并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0003] 近年来，通过能够进行超声波的三维扫描的超声波探头 (probe)，生成三维的超声波图像数据 (data) (体数据 (volume data))，并显示基于体数据的二维图像的超声波诊断装置正在实用化。作为能够进行超声波的三维扫描的超声波探头，存在通过使为了进行二维扫描而排列成一系列的多个振子机械地摆动来进行三维扫描的机械 (mechanical) 4D 探头、或由配置成格子状的多个振子电子地进行三维扫描的 2D 阵列 (array) 探头。

[0004] 作为用于显示体数据的图像，例如，该超声波诊断装置根据体数据来重建进行三维扫描的区域中的规定断面的 MPR (Multi Planer Reconstruction) 图像。但是，在根据体数据生成的显示用图像中，有时画质会发生劣化。

发明内容

[0005] 本发明要解决的问题在于，提供一种能够避免通过超声波的三维扫描来显示的图像的画质劣化的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

[0006] 实施方式的超声波诊断装置具备：超声波探头、保存控制部、以及输出控制部。超声波探头通过发送接收控制，进行超声波的三维扫描。保存控制部进行控制，以使得将由上述超声波探头进行的三维扫描生成的数据，作为多个二维数据保存在规定的存储部中，该多个二维数据是通过在该三维扫描的区域沿着规定方向使位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的。输出控制部进行控制，以使得将基于保存于上述规定的存储部中的多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

[0007] 根据实施方式的超声波诊断装置，能够避免通过超声波的三维扫描来显示的图像的画质劣化。

附图说明

[0008] 图 1 是用于说明以往的超声波诊断装置的结构例的图。

[0009] 图 2 是用于说明以往的数据管理单位的图。

[0010] 图 3 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0011] 图 4 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的控制部的处理的图。

[0012] 图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图 (flowchart)。

[0013] 图 6、图 7 以及图 8 是用于说明第 2 实施方式的图。

- [0014] 图 9 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。
- [0015] 图 10 是用于说明第 3 实施方式的图。
- [0016] 图 11 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。
- [0017] 图 12 是用于说明第 4 实施方式的图。
- [0018] 图 13 是用于说明第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。
- [0019] 图 14 是用于说明第 5 实施方式的图。
- [0020] 图 15 是用于说明第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

具体实施方式

[0021] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0022] 首先,在针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行说明之前,使用图 1,针对以往的超声波诊断装置进行说明。图 1 是用于说明以往的超声波诊断装置的结构例的图。如图 1 所示,以往的超声波诊断装置 100 具有超声波探头 10、装置主体 20、显示器 (monitor) 30、输入装置 40。另外,超声波诊断装置 100 所具有的装置主体 20 如图 1 所示,经由网络 (network) 等和外部装置 2 连接。

[0023] 作为多个声响元件 (声响元件组),例如,超声波探头 10 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 20 所具有的发送接收部 21 供给的驱动信号来产生超声波。另外,超声波探头 10 接收来自被检体的反射波并转换成电气信号。另外,超声波探头 10 具有设置在压电振子上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。

[0024] 如果从超声波探头 10 对被检体 P 发送超声波,则被发送的超声波被被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面依次反射,作为反射波信号,由超声波探头 10 所具有的多个压电振子接收。所接收的反射波信号的振幅依存于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,所发送的超声波脉冲 (pulse) 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 (Doppler) 效应,依存于对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0025] 在此,图 1 所示的超声波探头 10 是能够由超声波二维地对被检体 P 进行扫描,同时能够三维地对被检体 P 进行扫描的超声波探头。图 1 所示的超声波探头 10 通过发送接收控制,进行超声波的三维扫描。换言之,图 1 所示的超声波探头 10 不是通过在进行二维扫描的状态下由操作者手动地移动,来进行超声波的三维扫描,而是通过基于后述的发送接收部 21 等的机械自动控制,来进行超声波的三维扫描。具体而言,图 1 所示的超声波探头 10 通过使排列成一系列的振子组摆动,来进行三维扫描。更具体而言,图 1 所示的超声波探头 10 是由配置成一系列的多个压电振子 (振子组),二维地对被检体 P 进行扫描,同时以规定的角度 (摆动角度) 使多个压电振子机械地摆动,来进行超声波的三维扫描的机械 4D 探头。

[0026] 输入装置 40 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触摸指令屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、轨迹球 (trackball)、操纵杆 (joystick) 等,接受来自超声波诊断装置 100 的操作者的各种设定要求,对于装置主体 20 转送所接受的各种设定要求。

[0027] 显示器 30 显示用于超声波诊断装置 100 的操作者使用输入装置 40 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface), 或者显示在装置主体 20 中生成的超声波图像等。

[0028] 装置主体 20 是进行超声波图像摄影的整体控制的装置, 具体而言, 是根据超声波探头 10 接收到的反射波生成超声波图像数据的装置。装置主体 20 例如如图 1 所示, 具有: 发送接收部 21、信号处理部 22、图像处理部 23、数据存储部 24、控制部 25、接口(interface) 部 26。

[0029] 发送接收部 21 控制超声波探头 10 来执行超声波的三维扫描。发送接收部 21 具有触发(trigger) 发生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器(pulsar) 电路等, 对超声波探头 10 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率(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, 发送延迟电路对于脉冲发生器电路发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 10 产生的超声波会聚成束(beam) 状并确定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外, 触发发生器电路以基于速率脉冲的定时(timing), 对超声波探头 10 施加驱动信号(驱动脉冲)。即, 延迟电路通过使对于各速率脉冲赋予的延迟时间发生变化, 来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0030] 另外, 发送接收部 21 为了根据后述的控制部 25 的指示, 执行规定的扫描序列(scan sequence), 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(linear amplifier) 型的发生电路、或者电气切换多个电源单元(unit) 的机构来实现。

[0031] 另外, 发送接收部 21 具有放大器(amplifier) 电路、A/D(analog/digital) 转换器、加法器、相位检波电路等, 对于超声波探头 10 接收到的反射波信号进行各种处理生成反射波数据。放大器电路在每个信道(channel) 中将反射波信号进行放大, 进行增益(gain) 校正处理。A/D 转换器对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换, 并对数字数据(digital data) 赋予确定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由 A/D 转换器进行了处理的反射波信号进行加法处理。通过加法器的加法处理, 强调来自与反射波信号的接收指向性对应的方向的反射分量。相位检波电路将加法器的输出信号转换成基带带宽(baseband) 的同相信号(I 信号、I :In-phase) 和正交信号(Q 信号、Q :Quadrature-phase)。并且, 相位检波电路将 I 信号以及 Q 信号(IQ 信号) 向后一级的信号处理部 22 输出。另外, 基于相位检波电路的处理前的数据被称为 RF 信号。以下, 综合根据超声波的反射波生成的“IQ 信号、RF 信号”, 记作“反射波数据”。

[0032] 这样, 发送接收部 21 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。即, 发送接收部 21 作为发送波束成形器(beamformer) 以及接收波束成形器来发挥作用。在此, 发送接收部 21 通过使作为机械 4D 探头的超声波探头 10 的振子组发送二维的超声波束, 来进行对被检体 P 的二维扫描(断面的扫描)。由此, 发送接收部 21 生成二维的反射波数据。

[0033] 另外, 发送接收部 21 通过使作为机械 4D 探头的超声波探头 10 的振子组以规定的摆动速度在规定的范围内摆动, 来进行基于多个断面的二维扫描的三维扫描。当进行三维扫描时, 发送接收部 21 根据多个断面各自的反射波信号生成三维的反射波数据。另外, 操作者通过经由输入装置 40, 设定摆动角度(摆动范围), 来设定进行三维扫描的范围。

[0034] 信号处理部 22 从发送接收部 21 接收反射波数据, 进行对数放大、包络线检波处

理等,生成信号强度由亮度的明暗来表现的数据(B模式(mode)数据)。另外,信号处理部22根据从发送接收部21接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波(echo)分量,生成针对多点提取出平均速度、方差、功率(power)等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0035] 在此,信号处理部22能够针对二维的反射波数据以及三维的反射波数据的双方进行处理。即,信号处理部22根据二维的反射波数据生成二维的B模式数据,根据三维的反射波数据生成三维的B模式数据。另外,信号处理部22根据二维的反射波数据生成二维的多普勒数据,根据三维的反射波数据生成三维的多普勒数据。

[0036] 图像处理部23根据信号处理部22生成的数据生成超声波图像数据。即,图像处理部23根据B模式数据生成由亮度来表示反射波的强度的B模式图像数据。另外,图像处理部23根据多普勒数据生成作为表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、功率图像、或者它们的组合图像的多普勒图像数据。另外,图像处理部23还能够生成对超声波图像合成了各种参数的文字信息、刻度、体位标记(body mark)等的合成图像。

[0037] 在此,图像处理部23将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换(scan convert))成电视(television)等代表的视频格式(video format)的扫描线信号列,并生成作为显示用图像的超声波图像数据。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,图像处理部23例如使用扫描转换后的多个图像帧(frame),进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、或在图像内使用微分滤波(filter)的图像处理(边缘(edge)强调处理)等。

[0038] 即,B模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据,图像处理部23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模式数据以及多普勒数据被称为原始数据(Raw Data)。

[0039] 另外,图像处理部23通过对信号处理部22生成的三维的B模式数据进行坐标转换,来生成三维的B模式图像数据。另外,图像处理部23通过对于信号处理部22生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,来生成三维的彩色多普勒图像数据。即,图像处理部23将“三维的B模式图像数据或三维的彩色多普勒图像数据”生成为“作为三维的超声波图像数据的体数据”。

[0040] 另外,图像处理部23为了生成用于将体数据显示在显示器30上的各种二维图像数据,对于体数据进行绘制(rendering)处理。作为图像处理部23进行的绘制处理,存在进行断面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外,作为图像处理部23进行的绘制处理,存在对于体数据进行“Curved MPR”的处理、或对于体数据进行“Intensity Projection”的处理。另外,作为图像处理部23进行的绘制处理,存在生成反映出三维的信息的二维图像数据的体绘制(VR:Volume Rendering)处理。

[0041] 数据存储部24存储由装置主体20生成的各种数据。例如,数据存储部24存储发送接收部21生成的反射波数据、信号处理部22生成的B模式数据以及多普勒数据、或图像处理部23生成的超声波图像数据。另外,数据存储部24还存储三维的反射波数据、三维的B模式数据、三维的多普勒数据、以及三维的超声波图像数据。

[0042] 控制部25是实现作为信息处理装置的功能的控制处理器(processor)(CPU:

Central Processing Unit), 控制超声波诊断装置 100 的处理整体。具体而言, 控制部 25 根据经由输入装置 40 由操作者输入的各种设定要求、各种控制程序以及各种数据, 来控制发送接收部 21、信号处理部 22 以及图像处理部 23 的处理。另外, 控制部 25 控制向数据存储部 24 的数据保存处理。另外, 控制部 25 进行数据存储部 24 所存储的数据的输出控制。例如, 控制部 25 进行控制, 以使得将超声波图像数据等显示在显示器 30 上。

[0043] 接口部 26 是对于输入装置 40、或外部装置 2 的接口。例如, 输入装置 40 所接受的来自操作者的各种设定信息以及各种指示通过接口部 26, 转送至控制部 25。另外, 例如, 由装置主体 20 生成的图像数据能够通过接口部 26, 经由网络向外部装置 2 输出。

[0044] 外部装置 2 是经由接口部 26 与装置主体 20 连接的装置。例如, 外部装置 2 是作为管理各种医用图像的数据的系统 (system) 的 PACS (Picture Archiving and Communication System) 的数据库 (database)、或管理添加了医用图像的电子病历 (chart) 的电子病历系统 (chart system) 的数据库等。或者, 外部装置 2 例如是在医院内工作的医师或检查技师在医用图像的读影中使用的工作站 (workstation) 或 PC (Personal Computer) 等。或者, 外部装置 2 是打印机 (printer)、CD 或 DVD 等非暂时性的存储介质。控制部 25 控制数据存储部 24 所存储的各种数据向外部装置 2 的输出处理。

[0045] 以上, 如所说明的那样, 超声波探头 10 是通过使作为 2D 扫描探头 (scan probe) 的振子组机械摆动来进行超声波的三维扫描的机械 4D 探头, 以往的超声波诊断装置 100 是由超声波探头 10 收集体数据的三维超声波诊断装置。只在收集体数据时, 机械 4D 探头进行振子组的机械摆动。以往的超声波诊断装置 100 开始机械摆动, 同时开始三维数据的生成以及收集。在此, 所谓三维数据, 是指三维反射波数据、三维信号处理完成数据 (三维 B 模式数据以及三维多普勒数据) 以及体数据 (三维 B 模式图像数据以及三维多普勒图像数据) 等。

[0046] 如上述那样, 由发送接收部 21 生成的反射波数据经过信号处理部 22 的信号处理以及图像处理部 23 的图像处理, 变为体数据。在以往的超声波诊断装置 100 中, 一般而言, 进行三维扫描时的数据的管理单位变为三维扫描范围内的每 1 扫描数据。图 2 是用于说明以往的数据管理单位的图。

[0047] 即, 以往的超声波诊断装置 100 如图 2 所示, 将超声波探头 10 所具有的振子组在三维扫描范围摆动 1 次而生成的三维数据, 作为进行数据的保存或数据的读出时的处理单位来进行管理。例如, 以往, 如图 2 所示, 将由 1 次摆动而由图像处理部 23 生成的 1 个体数据 1000 作为 1 个数据进行管理。另外, 虽然没有图示, 但以往的超声波诊断装置 100 还将由 1 次的摆动而由发送接收部 21 生成的三维反射波数据、或由 1 次摆动由信号处理部 22 生成的三维信号处理完成数据作为 1 个数据进行管理。

[0048] 并且, 以往, 为了观察作为三维超声波图像数据的体数据, 图像处理部 23 根据体数据生成 VR 图像或 MPR 图像。在此, 在超声波检查中, 当观察 MPR 图像时, 主要被观察的断面是被称为 A 面、B 面以及 C 面的正交的 3 个断面。以下, 针对在作为机械 4D 探头的超声波探头 10 中使用的 A 面、B 面以及 C 面进行说明。

[0049] 所谓 A 面是由超声波探头 10 中的振子组的排列方向和超声波束的发送方向形成的断面 (参照图 2)。换言之, A 面是接近超声波探头 10 进行二维扫描的断面的断面。另外, 所谓 B 面是指由超声波束的发送方向和摆动方向形成的断面。换言之, 摆动方向是 B

面方向。另外,所谓C面是指正交于A面以及B面的断面,即,是对于超声波束的发送方向位于垂直方向的断面。

[0050] 使用作为机械4D探头的超声波探头10的三维扫描通过使适于基于与A面对应的断面的二维扫描的二维超声波图像数据的收集的振子组机械摆动来进行。在此,当进行三维扫描时,机械摆动速度越快,则被称为容积比(Volume Rate)的三维数据的反复收集速度越高,能够以高速度进行基于体数据的图像的更新。因此,为了提高实时(real-time)性,需要加快机械摆动速度。另一方面,如果使机械摆动速度加快,则为了确保容积比,需要降低摆动方向的扫描线密度。因此,一般而言,当以每秒数帧(frame)的速度进行基于体数据的图像更新时,B面或C面的MPR图像的画质与A面的MPR图像的画质相比降低。因此,以往,在MPR图像的观察中,大多数情况下使用A面。

[0051] 另外,特别地,当由作为机械4D探头的超声波探头10观察胎儿的心脏时,B面或C面的MPR图像的画质降低变得显著。胎儿的心拍数与大人的心拍数相比较,例如,高达120心拍/分。因此,如果以通常的摆动速度对胎儿的心脏进行三维扫描,则在各位置收集的數據的心脏时相不同,由1次三维扫描收集到的1个体数据变为混合了不同的心脏时相的胎儿心脏的数据。

[0052] 因此,知道有一种根据通过使超声波探头10以低速对胎儿心脏整体进行三维扫描而收集到的数据,将胎儿心脏的各心脏时相的体数据作为三维动态图像数据来收集的技术(以下,记作胎儿心脏观察技术)。在胎儿心脏观察技术中,通过将心拍数高的胎儿心脏以低速进行1次三维扫描,从而,收集多个二维断层像,并将所收集到的多个二维断层像在摆动方向沿着时间序列排列。通过进行低速的摆动,从而,在振子组摆动小的角度(例如,3度)期间,能够连续地收集1周期相应的心脏时相的二维断层像。在此通过对变为各二维断层像的生成源的反射波数据进行频率分析,从而能够求出各二维断层像的心脏时相。在胎儿心脏观察技术中,通过根据频率分析的结果,将变为同一心脏时相的多个二维断层像沿着摆动方向排列,来重建同一心脏时相的体数据。由此,在胎儿心脏观察技术中,能够通过1次三维扫描,收集沿着胎儿心脏的心脏时相的三维动态图像数据。

[0053] 但是,在胎儿心脏观察技术中,由于基于频率分析的心拍检测的精度或胎动等影响反映在重建后的体数据中,因此,与基于通常的摆动速度的三维扫描相比较,还易于发生B面或C面的MPR图像的画质降低。这样,在基于以往的超声波诊断装置100的三维扫描中,B面或C面的MPR图像的画质降低。

[0054] 另外,在以往的超声波诊断装置100中,当将与由超声波束扫描的断面不同的断面作为A面,根据体数据重建MPR图像时,A面的MPR图像的画质也降低。这是由于当进行三维扫描时,以往,将体数据作为管理单位来保存,特别地,扫描断面与重建用A面的乖离越大,则A面的MPR图像的画质越劣化。

[0055] 因此,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置为了避免由超声波的三维扫描显示的图像的画质劣化,进行以下说明的处理。图3是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。

[0056] 如图3所示,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置1与上述的以往的超声波诊断装置100相同,具有作为机械4D探头的超声波探头10、显示器30以及输入装置40。即,超声波探头10通过发送接收控制,进行超声波的三维扫描。具体而言,超声波探头10在排

列成一列的振子组进行二维扫描的状态下,通过进行机械摆动,来进行超声波的三维扫描。并且,代替以往的超声波诊断装置 100 所具有的装置主体 20,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 具有装置主体 200。装置主体 200 如图 3 所示的那样,与上述的外部装置 2 经由网络等连接。

[0057] 图 3 所示的装置主体 200 与使用图 1 说明的装置主体 20 相同,具有发送接收部 21、信号处理部 22、图像处理部 23、数据存储部 24 以及接口部 26。图 3 所示的装置主体 200 所具有的发送接收部 21、信号处理部 22、图像处理部 23、控制部 25 以及接口部 26 进行与使用图 1 说明的装置主体 20 的各部相同的处理。并且,图 3 所示的装置主体 200 与使用图 1 说明的装置主体 20 相比较,代替控制部 25 而具有控制部 250。

[0058] 控制部 250 与控制部 25 相同,是实现作为信息处理装置的功能的 CPU,控制超声波诊断装置 1 的处理整体。控制部 250 除了以下说明的第 1 实施方式所涉及的保存控制以及输出控制以外,进行与控制部 25 相同的控制处理。即,超声波诊断装置 1 是与超声波诊断装置 100 相同地构成的三维超声波诊断装置。其中,控制部 250 如图 3 所示,具有进行第 1 实施方式所涉及的保存控制的保存控制部 251 和进行第 1 实施方式所涉及的输出控制的输出控制部 252。

[0059] 保存控制部 251 进行控制,以使得将由超声波探头 10 进行的三维扫描生成的数据作为多个二维数据保存在数据存储部 24 中,上述多个二维数据是通过对在该三维扫描的区域沿着规定方向位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的。由三维扫描生成的数据例如是三维反射波数据、三维信号处理完成数据(三维 B 模式数据以及三维多普勒数据)以及体数据(三维 B 模式图像数据以及三维多普勒图像数据)等三维数据。并且,输出控制部 252 进行控制,以使得将基于数据存储部 24 所保存的多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部(显示器 30 或外部装置 2)。

[0060] 具体而言,在第 1 实施方式中,保存控制部 251 进行控制,以使得作为多个二维数据,将多个二维图像数据保存在数据存储部 24 中。并且,在第 1 实施方式中,输出控制部 252 进行控制,使得将数据存储部 24 所保存的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

[0061] 在此,所谓“规定断面”是指由超声波探头 10 中的振子组的排列方向和超声波束的发送方向形成的 A 面。另外,所谓“沿着规定方向位置连续地变更的多个规定断面”是指通过机械摆动而沿着摆动方向被二维扫描的位置连续地变更的多个 A 面。

[0062] 另外,所谓“二维数据”是指被二维扫描的 A 面的二维反射波数据、二维信号处理完成数据以及二维超声波图像数据。另外,所谓“二维图像数据”是指作为二维的超声波图像数据的二维 B 模式图像数据或二维多普勒图像数据。

[0063] 即,在第 1 实施方式中,没有将通过使二维扫描的位置沿着摆动方向连续地变更来进行三维扫描时的数据的管理单位作为以往的三维数据,而作为二维数据。具体而言,保存控制部 251 将被三维扫描的区域作为被二维扫描的多个 A 面,将 1 个三维数据作为由分别与多个 A 面对应的多个二维数据构成的二维数据组进行管理。保存控制部 251 进行控制,以使得作为分别与多个 A 面对应的多个二维数据,发送接收部 21 生成二维反射波数据组。另外,保存控制部 251 进行控制,以使得作为分别与多个 A 面对应的多个二维数据,信号处理部 22 生成二维信号处理完成数据组。另外,保存控制部 251 进行控制,以使得作为分别

与多个 A 面对应的多个二维数据,图像处理部 23 生成二维图像数据组。

[0064] 并且,在第 1 实施方式中,保存控制部 251 进行控制,以使得将图像处理部 23 生成的多个 A 面各自的二维图像数据保存在数据存储部 24 中。并且,输出控制部 252 将数据存储部 24 所保存的多个二维图像数据作为动态图像数据显示在显示器 30 上,或者向外部装置 2 输出。换言之,第 1 实施方式所涉及的控制部 250 进行控制,使得将由三维扫描收集到的数据作为二维图像数据的动态图像数据来进行处理。

[0065] 以下,针对上述的控制处理的一个例子进行说明。首先,超声波诊断装置 1 的操作者经由输入装置 40 预先设定进行三维扫描的扫描条件。具体而言,操作者为了设定进行三维扫描的范围,预先设定摆动角度(与摆动范围的一端的位置对应的角度以及与摆动范围的另一端的位置对应的角度)。另外,超声波诊断装置 1 的操作者预先设定摆动速度、或者 1 次摆动所需的摆动时间。

[0066] 在此,操作者以多个规定断面(多个 A 面)各自的位置以每一恒定的量进行变更的方式,设定扫描条件。具体而言,操作者以 A 面的位置以恒定时间、恒定的角度(恒定的间隔)来变更的方式,来设定扫描条件。换言之,操作者以摆动速度为恒定的方式来设定扫描条件。

[0067] 并且,操作者以变为观察对象的脏器能够在由所希望的多个 A 面构成的区域进行三维扫描的方式,来确定超声波探头 10 的位置。并且,操作者例如通过按下输入装置 40 所具有的开关(switch)(2D 动态图像数据保存开关),来进行用于开始第 1 实施方式所涉及的控制部 250 的控制处理的开始要求。内置于超声波探头 10 的振子组在没有进行三维扫描的状态下,通常,被固定在中央位置。通过按下 2D 动态图像数据保存开关,从而通过控制部 250 的控制,振子组的位置向摆动范围的一端移动。

[0068] 并且,开始振子组的机械摆动,开始二维图像数据的收集。图像处理部 23 按照由对振子组设定的扫描条件决定的声响帧频,生成二维图像数据。并且,通过保存控制部 251 的控制,图像处理部 23 将以声响帧频生成的二维图像数据保存在数据存储部 24 所设定的以往的场景存储器(cine memory)的空间中。另外,保存控制部 251 也可以进行控制,使得以根据显示器 30 能够显示的帧频等超声波诊断装置 1 所具有的硬件(hardware)的性能能够实现的图像采集(capture)的速率,将二维图像数据保存在场景存储器的空间中。

[0069] 并且,在机械地摆动的振子组到达另一摆动范围端的时刻,控制部 250 停止摆动。另外,操作者在结束了 1 次摆动的时刻,按下输入装置 40 所具有的 Freeze 按钮,使数据收集停止。并且,操作者通过再次按下 2D 动态图像数据保存开关,从而,保存控制部 251 将数据存储部 24 所保存的多个二维图像数据能够作为基于三维扫描的二维动态图像数据来输出的情况通知给输出控制部 252。另外,第 1 实施方式也可以在结束了 1 次摆动的时刻,操作者不按 Freeze 按钮或 2D 动态图像数据保存开关,而自动地进行保存控制部 251 的处理。

[0070] 图 4 是用于说明基于第 1 实施方式所涉及的控制部的处理的图。如图 4 所示,超声波探头 10 通过使对与 A 面对应的断面进行二维扫描的振子组沿着摆动方向(B 面方向)摆动,来进行一次三维扫描。图像处理部 23 通过保存控制部 251 的控制,作为进行了三维扫描的范围的三维超声波图像数据,生成多个 A 面各自的二维超声波图像数据(图 4 所示的二维图像数据组 2000)。并且,图像处理部 23 通过保存控制部 251 的控制,将二维图像数据

组 2000 保存在数据存储部 24 (场景存储器) 中。

[0071] 这样,保存控制部 251 将基于多个规定断面(A 面)的变更了二维扫描的位置的范围作为进行保存控制的 1 个单位。即,保存控制部 251 综合由 1 次摆动收集到的多个二维图像数据以 1 个单位进行管理。另外,为了容易地将由 1 次摆动收集到的多个二维图像数据作为 1 单位进行管理,直到通过按下 2D 动态图像数据保存开关将振子组的位置移动到摆动扫描的开始位置,保存控制部 251 刷新(refresh)、清除(clear)数据存储部 24 的场景存储器。并且,保存控制部 251 开始二维图像数据的保存控制。由此,输出控制部 252 能够识别为,数据存储部 24 最初保存的二维图像数据是与摆动开始位置对应的图像数据,数据存储部 24 最后保存的二维图像数据是与摆动结束位置对应的图像数据。

[0072] 并且,输出控制部 252 例如从数据存储部 24 读出二维图像数据组 2000,将作为动态图像数据的二维图像数据组 2000 动态显示在显示器 30 上。或者,输出控制部 252 例如从数据存储部 24 读出二维图像数据组 2000,缩略(thumbnail)显示构成作为动态图像数据的二维图像数据组 2000 的各帧。

[0073] 或者,输出控制部 252 例如从数据存储部 24 读出二维图像数据组 2000,并将二维图像数据组 2000 作为动态图像数据向外部装置 2 输出。

[0074] 接着,使用图 5,针对第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 5 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0075] 如图 5 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 设定扫描条件,判定是否接受了三维扫描的开始要求(步骤(step)S101)。在此,当没有接受三维扫描的开始要求时(步骤 S101 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受三维扫描的开始要求。

[0076] 另一方面,当接受了三维扫描的开始要求时(步骤 S101 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据扫描条件开始三维扫描(步骤 S102)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据(步骤 S103)。在此,当没有生成 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S103 否定),保存控制部 251 待机,直到生成 1 帧相应的反射波数据。

[0077] 另一方面,当生成了 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S103 肯定),通过保存控制部 251 的控制,图像处理部 23 生成 1 帧相应的超声波图像数据,并保存在数据存储部 24 中(步骤 S104)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 容积相应的反射波数据(步骤 S105)。在此,当没有生成 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S105 否定),保存控制部 251 返回步骤 S103,判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据。

[0078] 另一方面,当判定为生成了 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S105 肯定),输出控制部 252 将 1 容积相应的多个超声波图像数据(二维超声波图像数据组)作为动态图像数据来输出(步骤 S106),并结束处理。另外,第 1 实施方式也可以通过重复步骤 S103 至步骤 S106 的处理,来输出多个容积相应的动态图像数据。

[0079] 如上述那样,在第 1 实施方式中,没有以容积单位对数据进行管理,而将体数据作为被二维扫描的位置的 A 面的二维超声波图像数据的块来进行管理。因此,显示器 30 所显示的 A 面的图像、或外部装置 2 的显示器所显示的 A 面的图像变为实际上被二维扫描的断面的图像,与根据体数据重建的 A 面的 MPR 图像相比变为高画质。即,以往,在根据多个 A 面的二维超声波图像数据重建了三维超声波图像数据之后,重新进行 MPR 处理,生成 A 面的二维超声波图像数据。另一方面,在第 1 实施方式中,每当进行 A 面的二维扫描,则生成 A 面

的二维超声波图像数据,并以能够输出的状态保存。因此,在第1实施方式中,与以往相比较,能够提供高画质的图像。

[0080] 特别地,在观察胎儿心脏时,作为应该观察的断面,存在“4-chamber view”和大致与“4-chamber view”平行的“3-vessel view”以及“3-vessels and trachea view”。这些3断面被作为体数据内的A面来观察。在第1实施方式中,由于作为A面的动态图像数据构成体数据,因此,将上述3个断面与根据体数据重建得到的A面的MPR图像进行比较,能够作为高画质的图像来观察。从而,在第1实施方式中,能够避免由超声波的三维扫描显示的图像的画质劣化。

[0081] 另外,以往,三维扫描后的数据将三维数据作为管理单位来保存,因此,基于体数据的二维图像的显示、或体数据的分析需要专用的三维图像用软件(software)。在三维超声波诊断装置上搭载有三维图像用软件。但是,大多数情况下,在作为外部装置2的读影用工作站或PC等上,没有搭载三维图像用软件。因此,以往的超声波诊断装置100的操作者以即使在读影者操作的PC上也能够进行读影的方式,将基于体数据的多个二维图像数据作为诊断用图像数据,向作为外部装置2的读影用工作站、PC、数据库、打印机、存储媒体等输出。

[0082] 另外,通常,医用图像数据以根据DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)规格的数据形式,向外部装置2输出。在DICOM规格中,作为标准用标记通过使用“3D数据”标记(tag)从而能够对体数据进行处理。但是,当使用“3D数据”标记时,输出侧的装置如X射线CT装置等那样需要对装置将基于固有的三维坐标系的位置信息作为附带信息来赋予。但是,在超声波探头10抵接于被检体P的任意的位置的三维超声波诊断装置中,不适合如X射线CT装置等那样对装置设定固有的三维坐标系,另外,大多数情况下超声波诊断装置的扫描线变为放射状,当构成3D数据时,基于xyz的垂直坐标系的数据排列不一定有效,因此,按照DICOM形式的3D数据不是主流。

[0083] 因此,由超声波检查收集到的三维数据或四维数据例如需要对超声波检查赋予特有的私有标记并向外部装置2输出。即,由超声波的三维扫描生成的三维数据不是作为系统共通的DICOM数据来进行处理,而是作为系统固有的DICOM数据来进行处理。另外,如上述那样,即使接收到三维数据或四维数据,当在自身操作的PC上没有搭载有三维图像用软件时,读影者不能重新进行分析。因此,以往,与三维反射波数据或体数据一起,多个二维图像数据也被向外部装置2输出。其结果,如果将超声波检查中的三维数据或沿着时间序列收集三维数据而得的四维数据按照DICOM规格进行处理,则数据尺寸变大。

[0084] 但是,在第1实施方式中,能够将体数据作为二维图像的动态图像数据来进行处理。即,在第1实施方式中,能够将体数据与使相同的位置的断面沿着时间序列重复二维扫描的二维图像的动态图像数据相同地进行处理。在DICOM规格中,动态图像数据用标记是标准规格的标记。因此,输出控制部252例如能够对二维图像数据组2000赋予动态图像数据用标记并向外部装置2输出。由于DICOM指示器(viewer)通常被搭载在读影者的PC上,因此,读影者不受到需要购买特别的软件的制约,就能够将从超声波诊断装置1作为体数据输出的二维图像数据组2000进行动态图像显示或者缩略显示。

[0085] 因此,在第1实施方式中,能够提高超声波诊断装置1的操作者从其他的读影者寻求所收集到的体数据的补充性的意见(second opinion)等,与体数据的使用相关的自由

度。

[0086] 另外,在第 1 实施方式中,没有通过手动地使二维扫描用超声波探头摆动来进行三维扫描,而通过利用超声波探头 10 的摆动机构,以恒定的速度、恒定的间隔连续地进行二维扫描,来进行三维扫描。因此,在第 1 实施方式中,读影者能够大致地把握动态显示或缩略显示出的各二维图像数据的三维空间中的位置关系。

[0087] 另外,在第 1 实施方式中,通过将基于多个规定断面(A 面)的变更了二维扫描的位置的范围作为进行保存控制的 1 个单位,从而,能够容易地对与 1 容积对应的动态图像数据进行处理。其中,第 1 实施方式也可以将由多次摆动收集到的多个动态图像数据作为进行保存控制的 1 个单位。此时,例如,通过在数据存储部 24 所保存的动态图像数据间,插入表示是不同的动态图像数据的标志(flag),从而,输出控制部 252 能够识别各动态图像数据的开始帧和结束帧。

[0088] 在第 2 实施方式中,针对对在第 1 实施方式中作为动态图像数据来收集的各二维图像数据赋予表示被二维扫描的位置的信息的情况,使用图 6 ~ 图 8 进行说明。图 6 ~ 图 8 是用于说明第 2 实施方式的图。

[0089] 第 2 实施方式所涉及的输出控制部 252 进行控制,以使得对构成作为动态图像数据来输出的多个二维图像数据的各二维图像数据,赋予表示被二维扫描的位置的附带信息并输出。具体而言,第 2 实施方式所涉及的输出控制部 252 进行控制,以使得对构成多个二维图像数据的各二维图像数据,重叠基于附带信息的图像数据并输出。

[0090] 如在第 1 实施方式中说明的那样,三维扫描通过设定包含摆动角度、摆动速度等的扫描条件来开始。与由图像处理部 23 生成的各二维图像数据对应的 A 面的位置能够根据扫描条件求得。因此,例如,输出控制部 252 将图像处理部 23 生成的二维图像数据的三维扫描范围中的位置信息作为附带信息,根据扫描条件来计算。并且,例如,通过输出控制部 252 的控制,具有描画功能的图像处理部 23 生成将基于附带信息的图像数据重叠于二维图像数据的重叠图像数据。并且,图像处理部 23 通过保存控制部 251 的控制,将重叠图像数据保存在数据存储部 24 中。

[0091] 并且,输出控制部 252 例如对显示器 30 或读影者的 PC,将 1 容积相应的重叠图像数据组作为动态图像数据来输出。

[0092] 基于附带信息的图像数据变为表示与二维图像数据对应的扫描断面的位置的指示(indicator)。即,在将重叠图像数据组动态显示的各帧中,按照每个帧,显示更新了与扫描断面的位置相关的信息的指示。

[0093] 例如,基于附带信息的图像数据如图 6 所示,是表示摆动位置的角度(26Deg 或 -26Deg)的文字数据。如图 6 所示例的那样,每当对帧进行更新时,角度的文字数据根据帧的位置来更新。

[0094] 或者,例如,基于附带信息的图像数据如图 7 所示,是对表示被三维扫描的范围的 B 面的形状的图像 3000,重叠了表示超声波束方向的箭头的图像数据。如图 7 所示例的那样,每当对帧进行更新,则对图像 3000 重叠的箭头的方向根据帧的位置而更新。

[0095] 或者,为了易于在视觉上理解扫描范围,基于附带信息的图像数据也可以是使用了模拟变为三维扫描的对象的脏器的简易图像的数据。例如,基于附带信息的图像数据如图 8 所示,是对三维地描绘出心脏的形态的三维体位标记 4000,重叠了表示超声波束方向

的箭头的图像数据。如图 8 所示例的那样,每当对帧进行更新时,则重叠于三维体位标记 4000 的箭头的方向根据帧的位置来进行更新。另外,为了能够易于在视觉上理解扫描范围,能够对每个变为三维扫描的对象的脏器选择上述的简易图像。

[0096] 接着,使用图 9,针对第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 9 是用于说明第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0097] 如图 9 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 设定扫描条件,判定是否接受了三维扫描的开始要求(步骤 S201)。在此,当没有接受三维扫描的开始要求时(步骤 S201 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受三维扫描的开始要求。

[0098] 另一方面,当接受了三维扫描的开始要求时(步骤 S201 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据扫描条件开始三维扫描(步骤 S202)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据(步骤 S203)。在此,当没有生成 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S203 否定),保存控制部 251 待机,直到生成 1 帧相应的反射波数据。

[0099] 另一方面,当生成了 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S203 肯定),通过保存控制部 251 以及输出控制部 252 的控制,图像处理部 23 生成描绘出指示的 1 帧相应的超声波图像数据(重叠图像数据),并保存在数据存储部 24 中(步骤 S204)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 容积相应的反射波数据(步骤 S205)。在此,当没有生成 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S205 否定),保存控制部 251 返回步骤 S203,判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据。

[0100] 另一方面,当生成了 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S205 肯定),输出控制部 252 将 1 容积相应的多个超声波图像数据(二维重叠图像数据组)作为动态图像数据来输出(步骤 S206),结束处理。另外,第 2 实施方式也可以重复从步骤 S203 到步骤 S206 的处理,来输出多个容积相应的动态图像数据。

[0101] 如上述那样,在第 2 实施方式中,对作为动态图像数据来输出的各二维图像数据,重叠表示扫描断面的位置的图像数据(指示)。在第 1 实施方式中,将体数据作为由扫描断面的位置连续地变更的多个二维图像数据构成的动态图像数据来收集。另外,在第 1 实施方式中,利用超声波探头 10 的摆动机构,以恒定的速度、恒定的间隔进行二维扫描并进行三维扫描。因此,在第 1 实施方式中,读影者能够大致把握各二维图像数据的三维空间中的位置关系。但是,在第 1 实施方式中,读影者不能够准确地把握各二维图像数据的三维空间中的位置关系。另外,由于超声波诊断装置 1 将体数据作为动态图像数据来输出,因此,利用作为外部装置 2 的 PC 的读影者不能够识别所接收到的动态图像数据是体数据的情况。

[0102] 另一方面,在第 2 实施方式中,由于嵌入指示并进行输出,因此,读影者能够识别所接收的动态图像数据是与体数据对应的数据的情况,另外,能够容易且准确地把握被动态显示的各二维图像数据的三维空间中的位置关系。另外,当使图 6 所示例的角度的文字数据重叠时,为了增加对观察者提供的信息量,希望在由通常的指示器进行动态图像显示时并用表示帧的位置的指示。

[0103] 另外,如果第 2 实施方式在接收侧的装置上,搭载有读入附带信息,并描述基于读取的附带信息的图像数据的功能,则输出控制部 252 也可以进行控制,以使得对各二维图像数据赋予表示被二维扫描的位置的附带信息并输出。另外,如果使用附带信息中的图像位置信息,则还能够根据二维数据、二维图像数据,在后一级处理中重建三维图像。

[0104] 在第 3 实施方式中,针对将 1 容积的数据作为多个二维数据来收集,同时还收集 1 个三维数据的情况,使用图 10 进行说明。图 10 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0105] 第 3 实施方式所涉及的保存控制部 251 还进行控制,以使得将由三维扫描生成的三维数据保存在数据存储部 24 中。并且,第 3 实施方式所涉及的输出控制部 252 还进行控制,以使得将基于数据存储部 24 所保存的三维数据的三维图像数据输出至规定的输出部(显示器 30 或外部装置 2)。

[0106] 即,在第 3 实施方式中,还将三维反射波数据、三维信号处理完成数据、或者体数据(三维超声波图像数据)作为保存控制的对象。例如,在第 3 实施方式中,当通过三维扫描进行数据收集时,通过保存控制部 251 的控制,图像处理部 23 进行在第 1 实施方式或第 2 实施方式中说明的由多个二维图像数据构成的动态图像数据的生成保存,同时进行通常的三维数据(例如,三维超声波图像数据)的生成保存。由此,数据存储部 24 例如如图 10 所示,存储二维图像数据组 2000 和体数据 1000。

[0107] 输出控制部 252 例如将作为 DICOM 的动态图像数据来保存的二维图像数据组 2000 输出至外部装置 2。另外,输出控制部 252 例如将体数据 1000 作为赋予了私有标记的 DICOM 的 3D 数据,向搭载有三维图像用软件的外部装置 2 输出。另外,第 3 实施方式也可以将三维反射波数据或三维信号处理完成数据保存在数据存储部 24 中,当进行三维数据的输出要求时,由装置主体 200 生成体数据,并输出所生成的体数据。

[0108] 接着,使用图 11,针对第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 11 是用于说明第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,在以下说明的流程图中,针对作为三维数据将三维超声波图像数据作为保存对象的情况进行说明。另外,在以下说明的流程图中,针对在第 2 实施方式中说明的指示重叠于二维的超声波图像数据的情况进行说明。其中,第 3 实施方式也可以如在第 1 实施方式中说明的那样没有重叠指示。

[0109] 如图 11 所示,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 设定扫描条件,判定是否接受了三维扫描的开始要求(步骤 S301)。在此,当没有接受三维扫描的开始要求时(步骤 S301 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受到三维扫描的开始要求。

[0110] 另一方面,当接受了三维扫描的开始要求时(步骤 S301 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据扫描条件开始三维扫描(步骤 S302)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据(步骤 S303)。在此,当没有生成 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S303 否定),保存控制部 251 待机,直到生成 1 帧相应的反射波数据。

[0111] 另一方面,当生成了 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S303 肯定),通过保存控制部 251 以及输出控制部 252 的控制,图像处理部 23 生成描绘出指示的 1 帧相应的超声波图像数据(重叠图像数据),并保存在数据存储部 24 中(步骤 S304)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 容积相应的反射波数据(步骤 S305)。在此,当没有生成 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S305 否定),保存控制部 251 返回步骤 S303,判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据。

[0112] 另一方面,当生成了 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S305 肯定),通过保存控制部 251 的控制,图像处理部 23 生成三维超声波图像数据(体数据),并保存在数据存储部 24 中(步骤 S306)。

[0113] 并且,输出控制部 252 以所要求的输出方式,输出 1 容积相应的图像数据(动态图像数据以及体数据的至少一方)(步骤 S307),并结束处理。另外,第 3 实施方式也可以重复从步骤 S303 到步骤 S307 的处理,来输出多个容积相应的图像数据。

[0114] 如上述那样,在第 3 实施方式中,作为与 1 容积对应的数据,生成动态图像数据以及体数据。即,在第 3 实施方式中,搭载有三维图像用软件的外部装置 2 的操作者还能够进行基于体数据的图像数据的显示或体数据的分析。从而,在第 3 实施方式中,能够进一步提高与体数据的使用相关的自由度。

[0115] 在第 4 实施方式中,针对代替二维图像数据,将作为保存控制的对象的二维数据作为二维反射波数据的情况,使用图 12 进行说明。

[0116] 第 4 实施方式所涉及的保存控制部 251 进行控制,以使得作为多个二维数据,将多个二维反射波数据保存在数据存储部 24 中。

[0117] 并且,第 4 实施方式所涉及的输出控制部 252 进行控制,以使得将基于多个二维反射波数据的多个二维图像数据以及三维图像数据的至少 1 个输出至规定的输出部(显示器 30 或外部装置 2)。

[0118] 即,保存控制部 251 进行控制,以使得每当变更变更了位置的二维扫描的位置,则将发送接收部 21 所生成的二维反射波数据组作为 1 个单位,保存在数据存储部 24 中。由此,数据存储部 24 例如如图 12 所示,存储分别与构成被三维扫描的区域的多个 A 面对应的作为多个二维反射波数据的二维反射波数据组 5000。二维反射波数据组 5000 经过信号处理部 22 以及图像处理部 23 的处理,如图 12 所示,生成为二维图像数据组 2000 以及体数据 1000。

[0119] 另外,多个二维反射波数据各自的扫描断面的位置信息能够根据扫描条件来计算,因此,二维图像数据组 2000 还可以生成为在第 2 实施方式中说明的重叠图像数据组。

[0120] 接着,使用图 13,针对第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 13 是用于说明第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,在以下说明的流程图中,针对如在第 1 实施方式中说明的那样没有重叠指示的情况进行说明。其中,第 4 实施方式还可以是将在第 2 实施方式中说明的指示重叠于二维的超声波图像数据的情况。

[0121] 如图 13 所示,第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 设定扫描条件,判定是否接受了三维扫描的开始要求(步骤 S401)。在此,当没有接受三维扫描的开始要求时(步骤 S401 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受三维扫描的开始要求。

[0122] 另一方面,当接受了三维扫描的开始要求时(步骤 S401 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据扫描条件开始三维扫描(步骤 S402)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据(步骤 S403)。在此,当没有生成 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S403 否定),保存控制部 251 待机,直到生成 1 帧相应的反射波数据。

[0123] 另一方面,当生成了 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S403 肯定),通过保存控制部 251 的控制,发送接收部 21 将 1 帧相应的反射波数据(二维反射波数据)保存在数据存储部 24 中(步骤 S404)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 容积相应的反射波数据(步骤 S405)。在此,当没有生成 1 容积相应的反射波数据(步骤 S405 否定),保存控制部 251 返回步骤 S403,判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据。

[0124] 另一方面,当生成了 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S405 肯定),通过输出控制部 252 的控制,信号处理部 22 以及图像处理部 23 以所要求的输出方式,生成输出 1 容积相应的图像数据(动态图像数据以及体数据的至少一方)(步骤 S406),并结束处理。另外,第 4 实施方式也可以重复从步骤 S403 到步骤 S406 的处理,输出多容积相应的图像数据。

[0125] 如上述那样,在第 4 实施方式中,进行控制,以使得保存能够生成动态图像数据以及体数据的双方的多个二维反射波数据。例如,当进行第 3 实施方式的处理时,作为与 1 个容积对应的数据,将动态图像数据以及体数据保存在数据存储部 24 中,因此,数据尺寸(data size)变大。但是,在第 4 实施方式中,由于保存多个二维反射波数据,因此,能够使数据存储部 24 所保存的数据尺寸变小。

[0126] 另外,在第 4 实施方式中,根据所要求的输出方式,作为与 1 容积对应的数据,能够迅速生成动态图像数据以及体数据的至少一方并输出。

[0127] 另外,第 4 实施方式对由进行彩色多普勒模式以及 B 模式双方的扫描序列来进行三维扫描的情况特别有用。即,当将对 B 模式图像重叠了彩色多普勒图像的显示图像原样保存时,在后一级处理中难以切换彩色多普勒图像的显示以及非显示。但是,在保存多个二维反射波数据的第 4 实施方式中,例如,当生成动态图像数据时,根据操作者所希望的输出方式,能够生成并输出任意地切换“彩色多普勒图像的有无”的动态图像数据。即,在保存多个二维反射波数据的第 4 实施方式中,能够将在后一级处理中生成输出的动态图像数据以断面单位来进行变更,或者进行调整。

[0128] 在第 5 实施方式中,当执行基于机械摆动的三维扫描时,在进行了预备扫描之后,针对确定主扫描的扫描条件的情况,使用图 14 进行说明。

[0129] 在第 5 实施方式中,输入装置 40 接受用于预备扫描的预备扫描条件。预备扫描条件例如将预备扫描的范围作为超声波探头 10 的机械摆动的最大范围,还使摆动速度为高速,使收集断面的间隔变大。例如,使收集断面的间隔为 2 度间隔,使 1 次摆动时间为 5 秒。另外,预备扫描条件也可以预先初始设定。

[0130] 如果设定预备扫描条件,接受三维扫描的开始要求,则超声波探头 10 如图 14 所示,执行预备扫描。如果结束预备扫描,通过输出控制部 252 的控制,图 14 所示的预备扫描的动态图像数据 6000 显示在显示器 30 上。在此,动态图像数据 6000 是在第 1 实施方式中说明了的多个二维图像数据、或第 2 实施方式中说明的多个重叠图像数据。

[0131] 并且,输入装置 40 从将多个二维图像数据、或基于多个二维图像数据的多个重叠图像数据作为动态图像数据来参照的操作者,接受扫描条件的变更。将多个重叠图像数据作为动态图像来参照的操作者参照指示,确认包含关心区域的摆动角度,并经由输入装置 40 输入所确认的摆动角度。

[0132] 或者,将多个重叠图像数据或者多个二维图像数据作为缩略来参照的操作者经由输入装置 40 来指定变为包含关心区域的范围的边界的 2 个图像数据。并且,例如,输出控制部 252 根据预备扫描条件来计算出所指定的 2 个图像数据的扫描断面的位置。由此,控制部 250 如图 14 所示,能够设定由开始角度以及结束角度决定的主扫描范围(主扫描的摆动角度)。另外,主扫描的收集断面的间隔、或摆动速度由操作者来设定。在此,通常,如图 14 所示,主扫描范围比预备扫描范围窄。因此,操作者以在不降低容积比的范围内,提高摆动方向的扫描线密度的方式,来设定收集断面的间隔或摆动速度。

[0133] 并且,如果设定主扫描条件,接受三维扫描的开始要求,则超声波探头 10 如图 14 所示,执行主扫描。如果结束主扫描,则图 14 所示的主扫描的动态图像数据 7000 保存在数据存储部 24 中。并且,主扫描的动态图像数据 7000 例如动态显示在显示器 30 上。另外,在第 5 实施方式中,主扫描中的保存控制以及输出控制的方式能够选择在第 1 实施方式~第 4 实施方式中说明的任一方式。

[0134] 接着,使用图 15,针对第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 15 是用于说明第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,在以下说明的流程图中,针对在第 2 实施方式中说明的指示重叠于二维的超声波图像数据的情况进行说明。其中,第 5 实施方式也可以如在第 1 实施方式中说明的那样没有重叠指示。

[0135] 如图 15 所示,第 5 实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 设定预备扫描条件,判定是否接受了三维扫描的开始要求(步骤 S501)。在此,当没有接受三维扫描的开始要求时(步骤 S501 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受三维扫描的开始要求。

[0136] 另一方面,当接受了三维扫描的开始要求时(步骤 S501 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据预备扫描条件开始三维扫描(步骤 S502)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据(步骤 S503)。在此,当没有生成 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S503 否定),保存控制部 251 待机,直到生成 1 帧相应的反射波数据。

[0137] 另一方面,当生成了 1 帧相应的反射波数据时(步骤 S503 肯定),通过保存控制部 251 的控制,图像处理部 23 生成描绘出指示的 1 帧相应的超声波图像数据(重叠图像数据),保存在数据存储部 24 中(步骤 S504)。并且,保存控制部 251 判定是否生成了 1 容积相应的反射波数据(步骤 S505)。在此,当没有生成 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S505 否定),保存控制部 251 返回步骤 S503,判定是否生成了 1 帧相应的反射波数据。

[0138] 另一方面,当生成了 1 容积相应的反射波数据时(步骤 S505 肯定),通过输出控制部 252 的控制,显示器 30 将 1 容积相应的多个超声波图像数据(二维重叠图像数据组)作为动态图像数据来显示(步骤 S506)。

[0139] 并且,控制部 250 判定是否从输入装置 40 接受了主扫描条件以及三维扫描的开始要求(步骤 S507)。在此,当没有接受主扫描条件以及三维扫描的开始要求时(步骤 S507 否定),超声波诊断装置 1 待机,直到接受主扫描条件以及三维扫描的开始要求。

[0140] 另一方面,当接受了主扫描条件以及三维扫描的开始要求时(步骤 S507 肯定),通过控制部 250 的控制,超声波探头 10 根据主扫描条件开始三维扫描(步骤 S508),结束处理。另外,步骤 S509 的处理之后,进行在第 1 实施方式~第 4 实施方式中说明的任一保存控制以及输出控制。

[0141] 如上述那样,在第 5 实施方式中,通过进行与 1 容积对应的动态图像数据的显示,从而能够容易地设定对关心区域重点地进行扫描的主扫描的条件。

[0142] 另外,上述的第 1~第 5 实施方式还能够适用于超声波探头 10 通过二维地排列的振子组,根据发送接收控制进行三维扫描的情况。即,上述的第 1~第 5 实施方式还能够适用于超声波探头 10 使用通过将多个压电振子配置成矩阵状,从而能够对被检体 P 进行三维超声波扫描的 2D 探头的情况。2D 探头还能够通过会聚超声波并发送从而对被检体 P 进行二维扫描,还能够如机械 4D 探头那样能够在摆动方向使 A 面的位置连续移动来进行三维扫描。

[0143] 另外,在第1实施方式~第5实施方式中说明的图像处理方法也可以由独立于超声波诊断装置1设置的图像处理装置来进行。该图像处理装置例如通过接收发送接收部21生成的反射波数据,从而能够进行在第1实施方式~第5实施方式中说明的图像处理方法。

[0144] 另外,图示出的各装置的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・合并的具体方式并不限定于图示,能够根据各种负荷或使用状况等,以任意的单位功能性或者物理性地分散・合并其全部或者一部分来构成。另外,由各装置进行的各处理功能其全部或者任意的一部分能够由CPU以及由该CPU来分析执行的程序(program)来实现,或者作为基于布线逻辑(wired logic)的硬件来实现。

[0145] 另外,在第1实施方式~第5实施方式中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通过经由因特网(internet)等网络来发布。另外,该控制程序被记录在硬盘(harddisk)、软盘(flexible disk)(FD)、CD-ROM、MO、DVD、USB存储器、以及SD卡存储器(card memory)等Flash存储器等计算机可读取的非暂时性的记录介质中,由计算机从非暂时性的记录介质中读出来执行。

[0146] 以上,如所说明的那样,根据第1实施方式~第5实施方式,能够避免由超声波的三维扫描显示的图像的画质劣化。

[0147] 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。

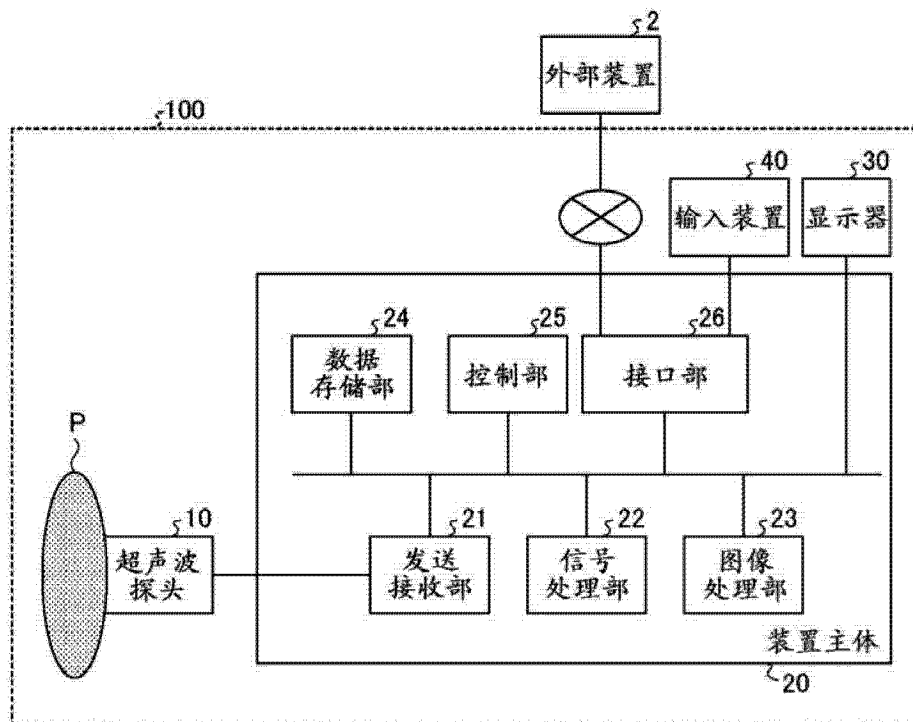


图 1

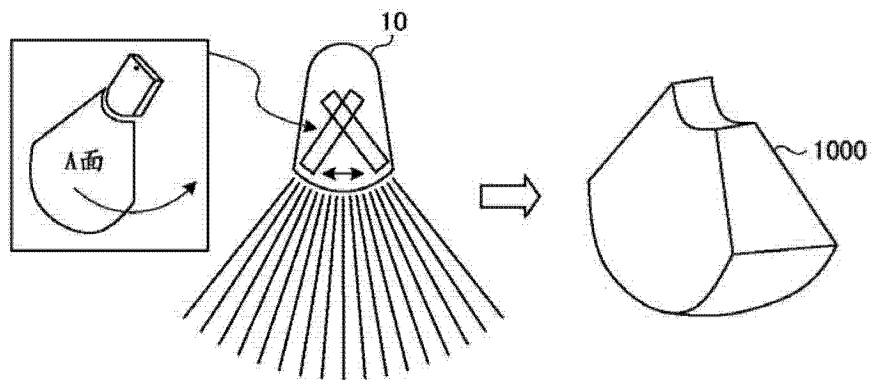


图 2

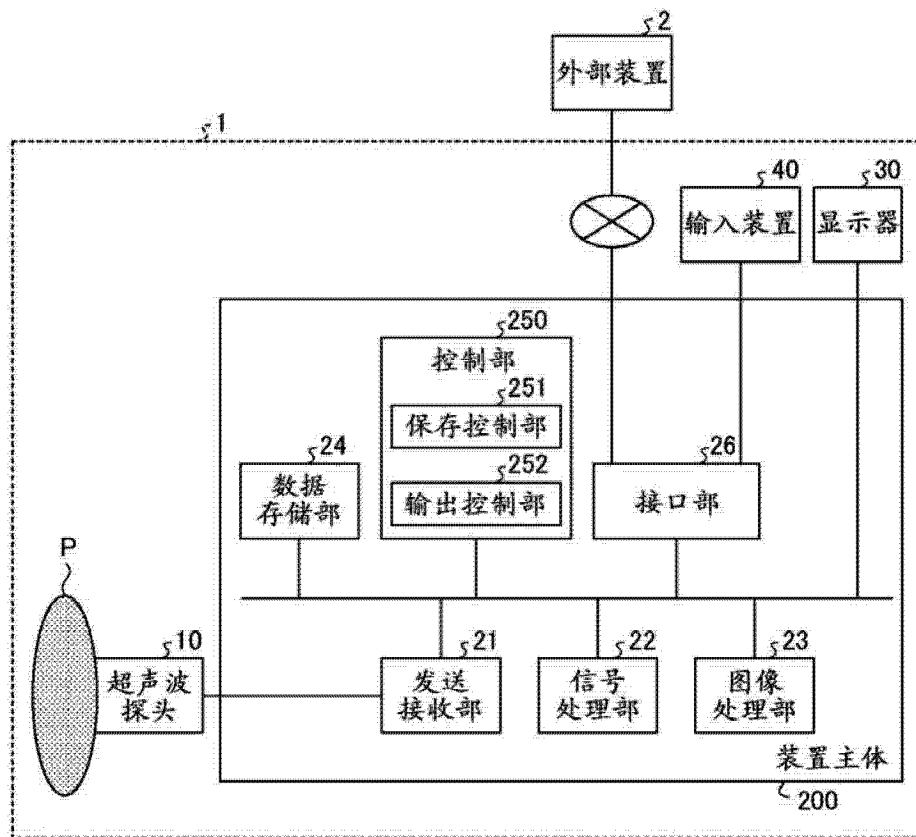


图 3

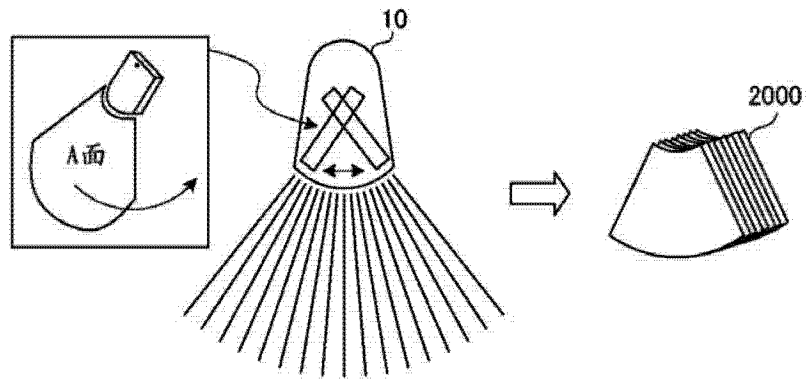


图 4

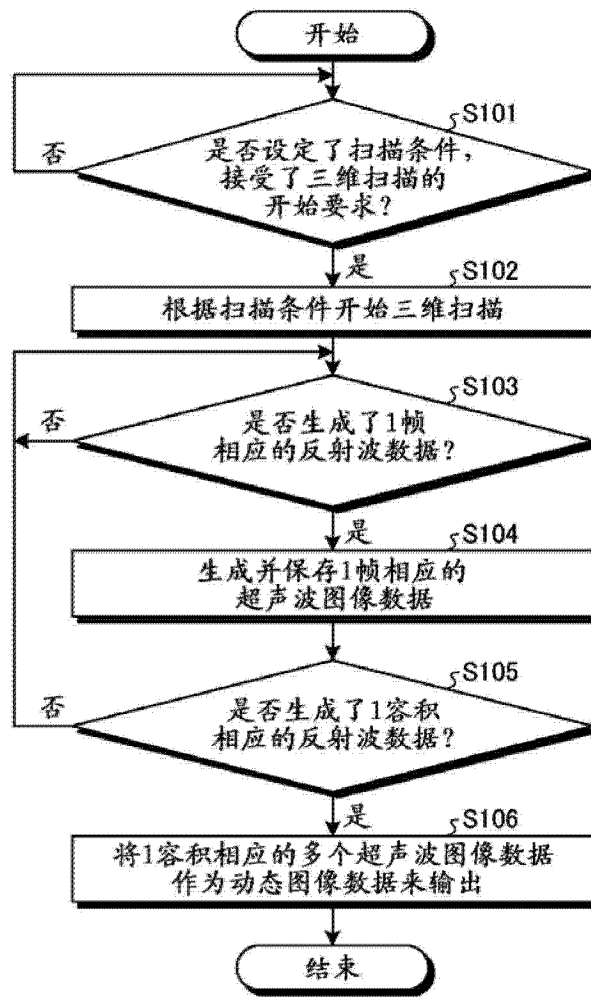


图 5

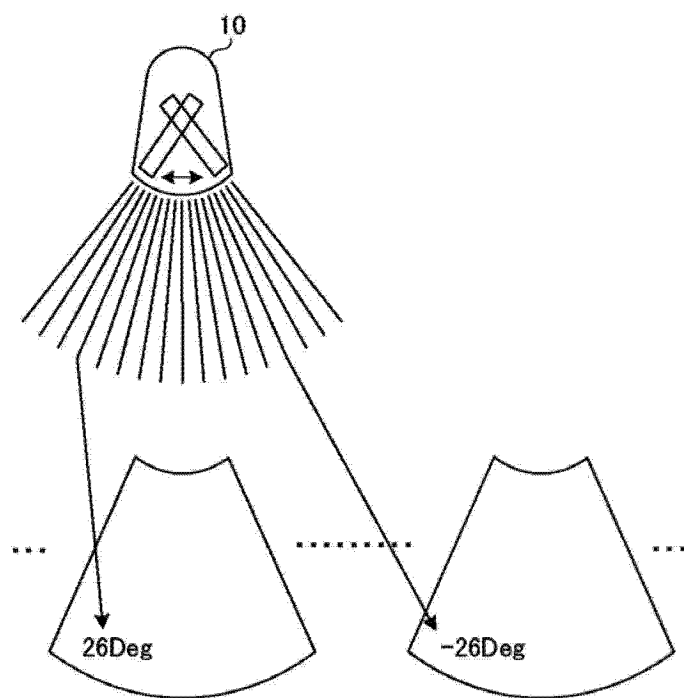


图 6

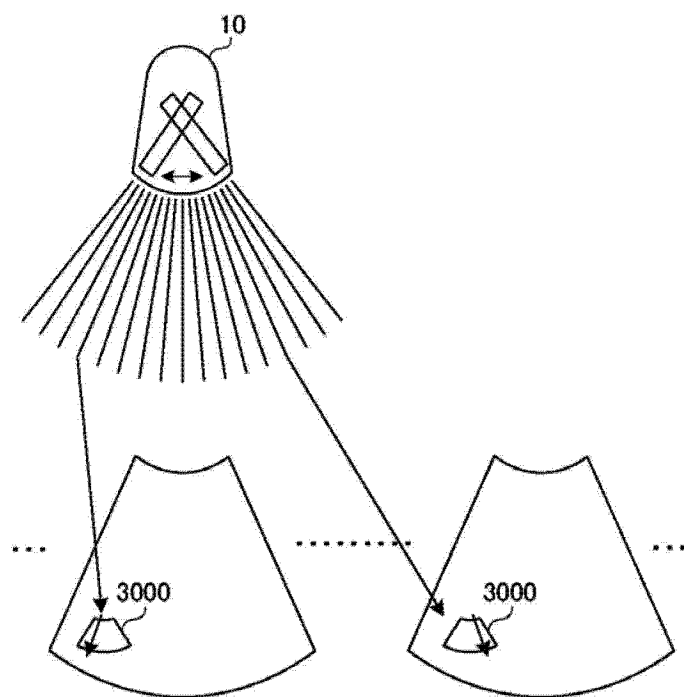


图 7

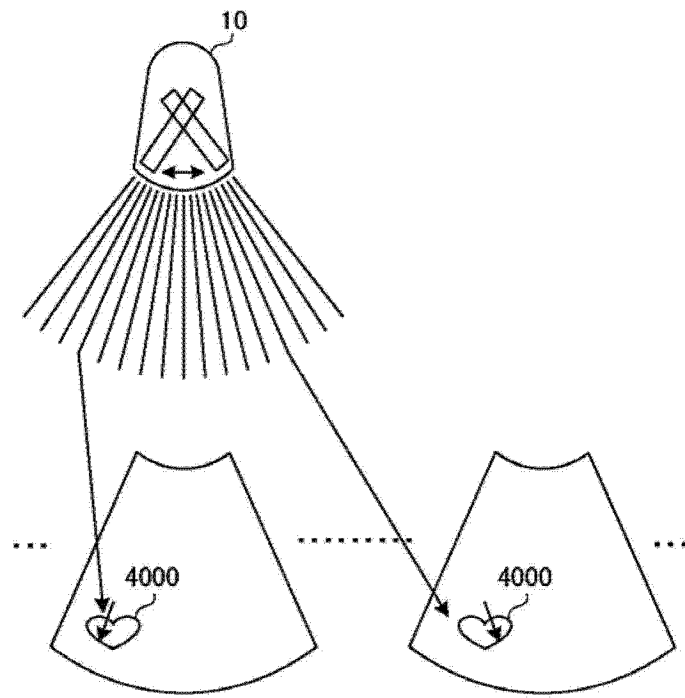


图 8

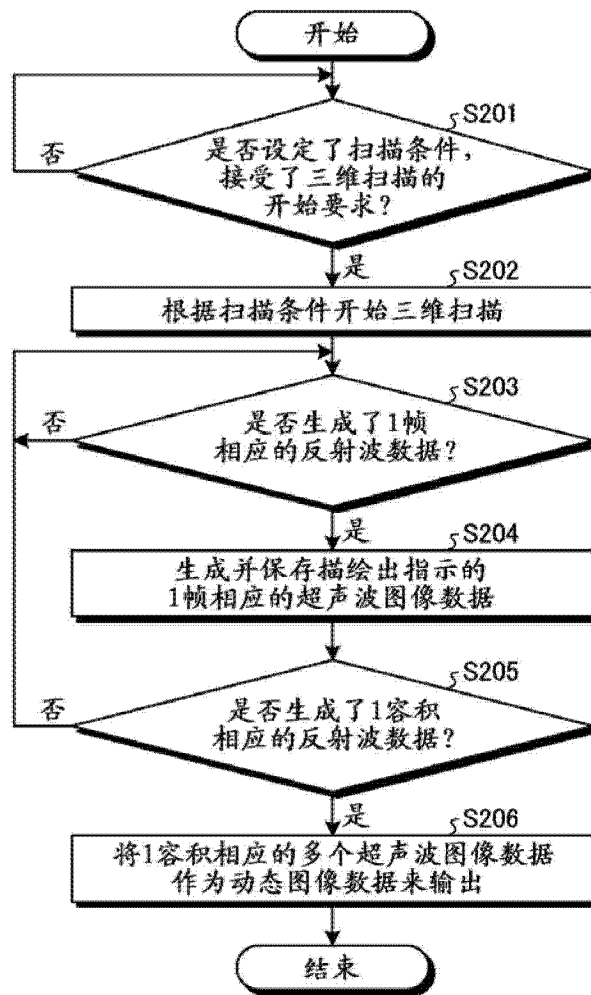


图 9

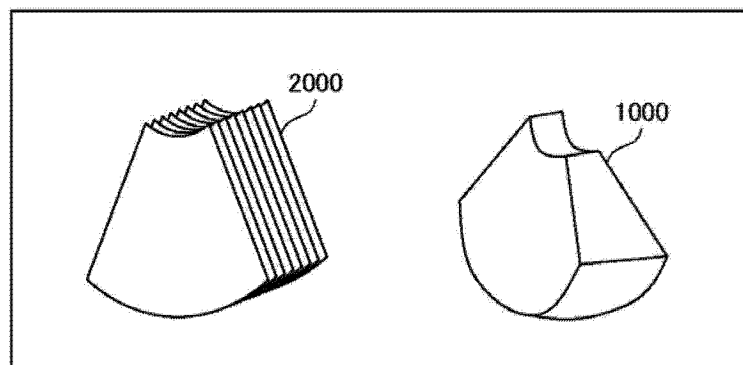


图 10

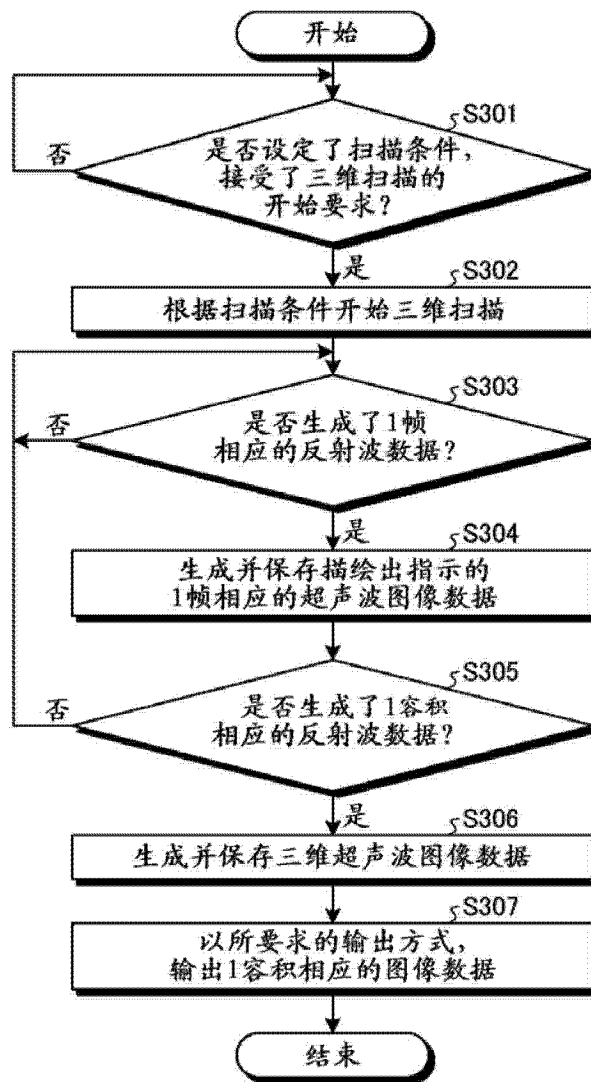


图 11

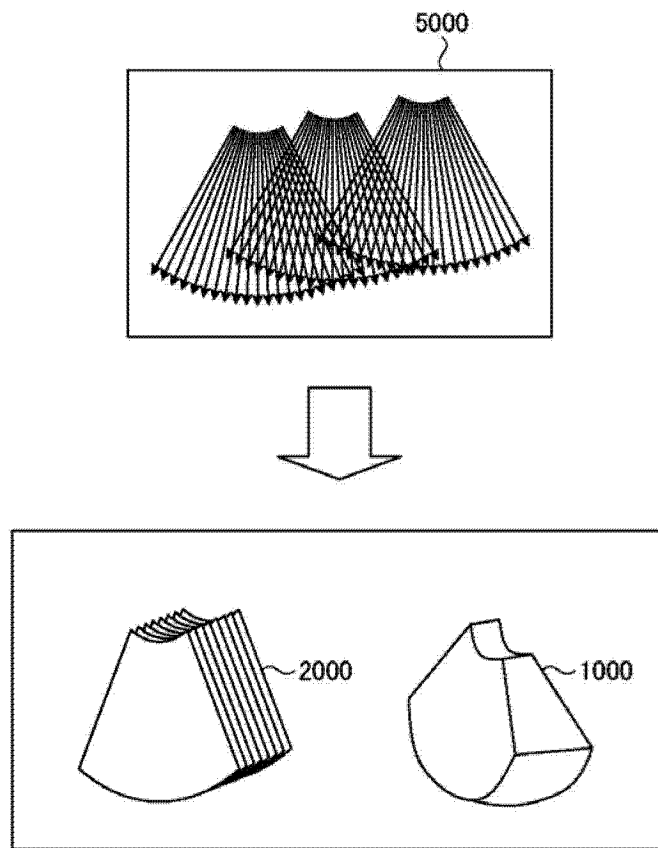


图 12

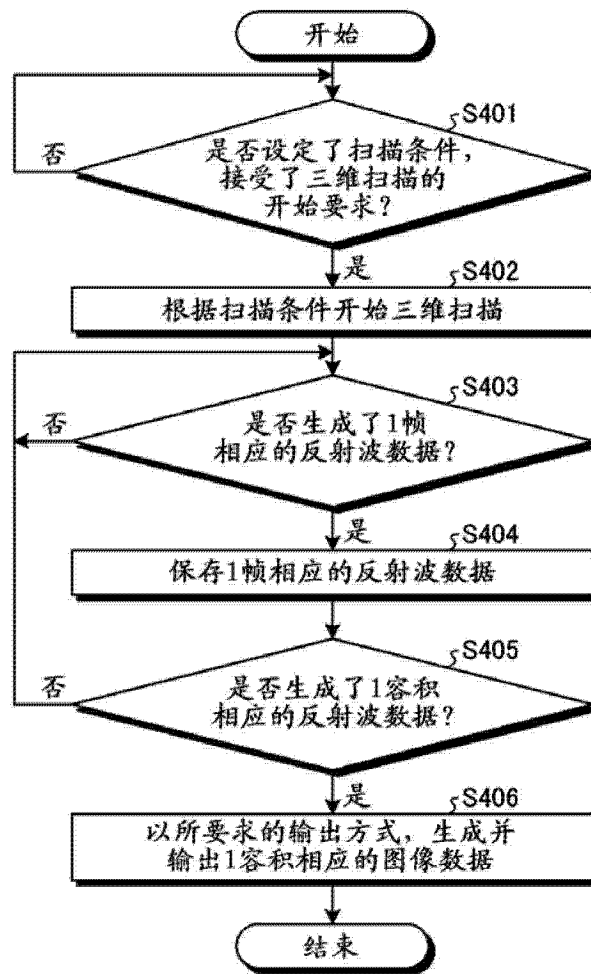


图 13

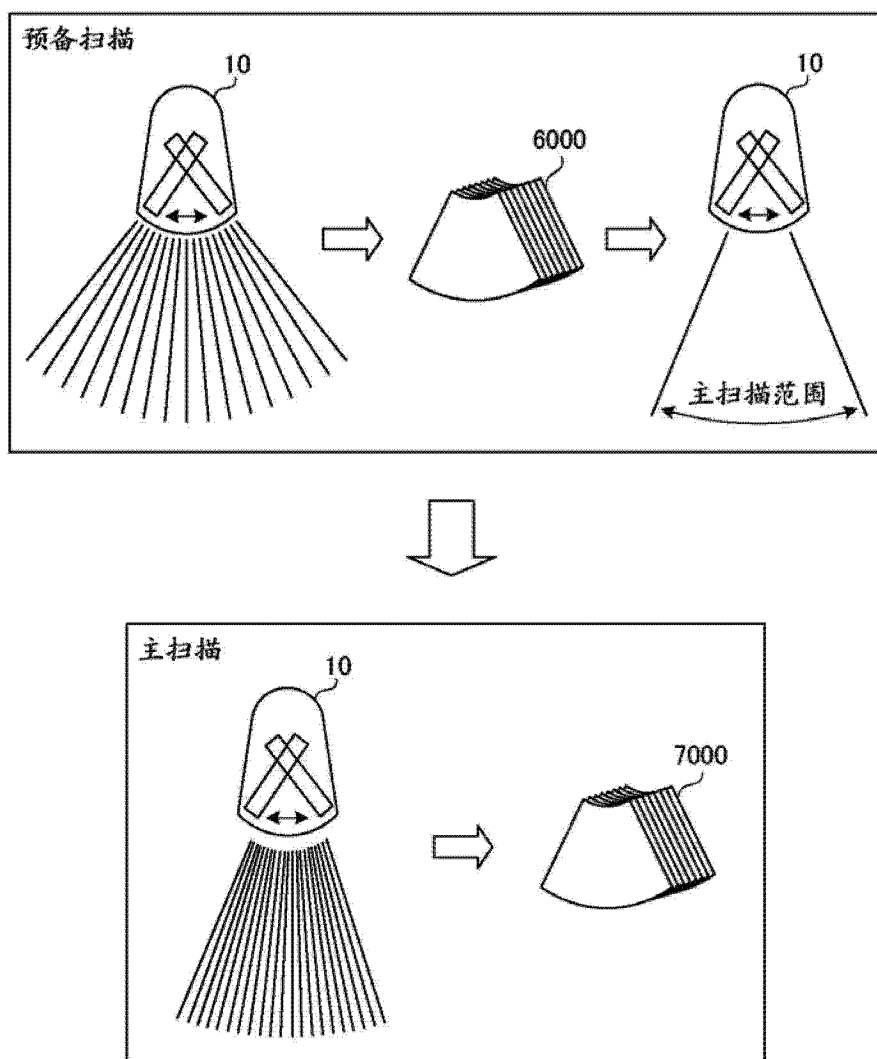


图 14

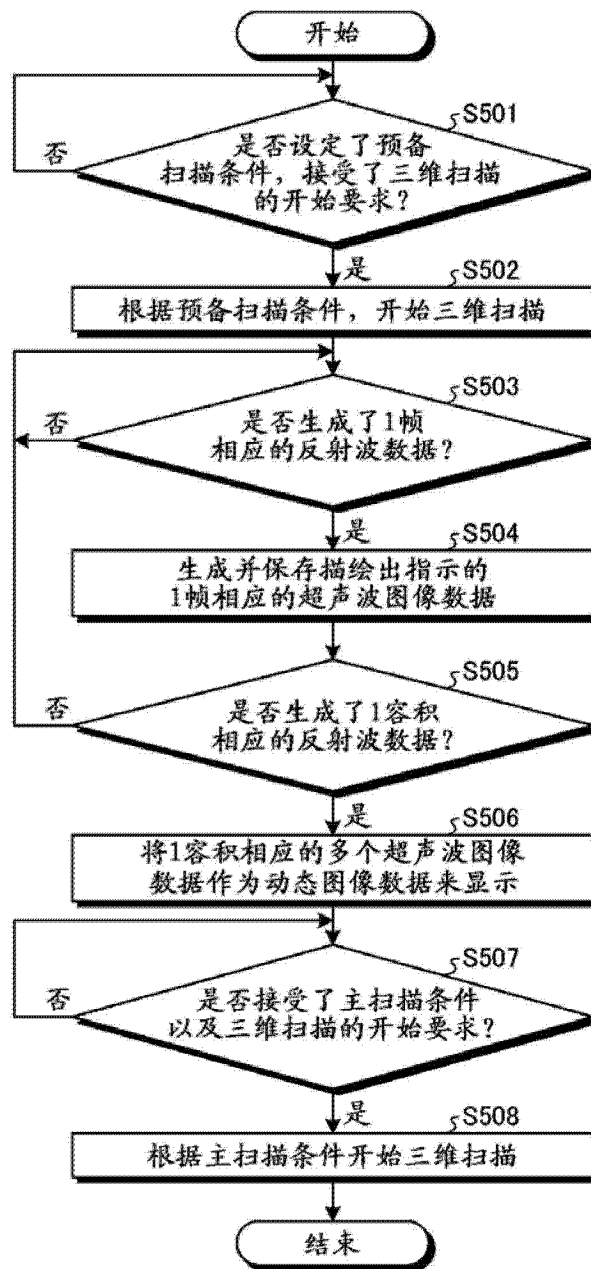


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103315769A	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	CN201310092324.8	申请日	2013-03-21
[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)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	桥本新一 浜田贤治		
发明人	桥本新一 浜田贤治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/523 A61B8/5292 A61B8/54		
代理人(译)	李洋		
优先权	2012063560 2012-03-21 JP		
其他公开文献	CN103315769B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。避免通过超声波的三维扫描显示的图像的画质劣化。实施方式的超声波诊断装置具备超声波探头、保存控制部、输出控制部。超声波探头通过发送接收控制，进行超声波的三维扫描。保存控制部进行控制，以使得将由上述超声波探头进行的三维扫描生成的数据作为多个二维数据保存在规定的存储部中，该多个二维数据是通过对该三维扫描的区域沿着规定方向位置连续地变更的多个规定断面进行二维扫描而生成的。输出控制部进行控制，以使得将基于上述规定的存储部所保存的多个二维数据的多个二维图像数据作为动态图像数据输出至规定的输出部。

