



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727250 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210093673. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 03. 31

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-081986 2011. 04. 01 JP

2012-041505 2012. 02. 28 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 冈村阳子 神山直久

(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 李伟 王轶

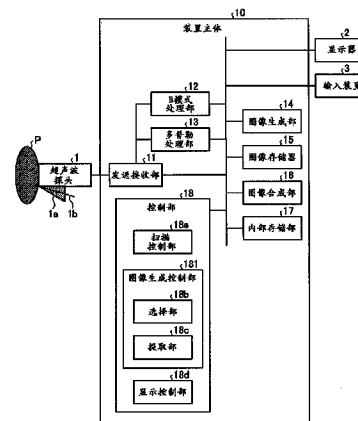
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 9 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及控制方法

(57) 摘要

实施方式涉及超声波诊断装置以及控制方法。提供一种能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性的超声波诊断装置以及控制方法。实施方式的超声波诊断装置具备：扫描控制部、图像生成部、图像生成控制部、图像合成部、显示控制部。扫描控制部执行在第 1 方向进行超声波发送的第 1 扫描与分别在多个方向进行超声波发送的第 2 扫描。图像生成部根据第 1 扫描生成第 1 超声波图像，并根据第 2 扫描生成第 2 超声波图像组。图像生成控制部根据对基于第 1 超声波图像以及第 2 超声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果，或者根据对第 2 超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果，来生成针图像。图像合成部生成第 1 超声波图像与针图像的合成图像。显示控制部显示合成图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

扫描控制部,在对插入了穿刺针的被检体进行超声波扫描时,以对上述被检体的组织进行摄像为目的,使超声波探头执行相对于振子面在第1方向进行超声波发送的第1扫描与相对于振子面在多个方向分别进行超声波发送的第2扫描;

图像生成部,使用上述超声波探头通过上述第1扫描而接收到的反射波来生成第1超声波图像,并使用上述超声波探头通过上述第2扫描而接收到的反射波来生成上述多个方向的每个方向的超声波图像、即第2超声波图像组;

图像生成控制部,根据对基于上述第1超声波图像以及上述第2超声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,或者对上述第2超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,来控制上述图像生成部生成以高亮度描绘出上述穿刺针的针图像;

图像合成部,生成由上述图像生成部生成的上述第1超声波图像与上述针图像的合成图像;和

显示控制部,进行控制,使得由上述图像合成部生成的上述合成图像显示于规定的显示部。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成控制部具备:

选择部,具有对图像内的亮度分布进行解析的功能,该选择部从进行了解析的图像组中,将解析结果满足规定的条件的图像选择为以高亮度描绘出上述穿刺针的第3超声波图像;和

提取部,将上述第3超声波图像整体提取为穿刺针区域,或者将该第3超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域,并控制上述图像生成部使用该提取出的穿刺针区域来生成上述针图像。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述选择部从上述第2超声波图像组中选择将下述反射波作为生成源的图像来作为上述第3超声波图像,该反射波是通过以最接近为了接收成为下述图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向的角度来执行的超声波发送而接收到的反射波,该图像是成为规定阈值以上的亮度的像素的出现频率为最高的图像。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备调整部,该调整部通过进行由上述图像生成部生成的上述第2超声波图像组的亮度调整,来生成各超声波图像的整体亮度大致均匀的第3超声波图像组,

上述选择部从上述第3超声波图像组中选择上述第3超声波图像。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述选择部控制上述图像生成部使得通过从上述第2超声波图像组各自的超声波图像中减去上述第1超声波图像来生成差分图像组,并从该差分图像组中选择上述第3超声波图像。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

该超声波诊断装置还具备调整部,该调整部通过进行由上述图像生成部生成的上述第

2 超声波图像组的亮度调整,来生成各超声波图像的整体的亮度大致均匀的第 3 超声波图像组,

上述选择部控制上述图像生成部使得从上述第 3 超声波图像组生成上述差分图像组,并从该差分图像组中选择上述第 3 超声波图像。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述调整部还对由上述图像生成部生成的上述差分图像组进行各差分图像的整体的亮度变得大致均匀的亮度调整、或将第 2 阈值以下的亮度置换成规定的值的亮度调整,

上述选择部从由上述调整部进行了亮度调整的差分图像组中选择上述第 3 超声波图像。

8. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述提取部从上述第 3 超声波图像中将高亮度区域大致为直线的直线区域提取为上述穿刺针区域。

9. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像合成部通过变更合成上述第 1 超声波图像与上述针图像时的权重来生成上述合成图像。

10. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当选择了多个满足上述规定的条件的图像时,上述选择部控制上述图像生成部使得生成将该选择的多个图像相加而得的相加图像,

上述提取部将上述相加图像作为上述第 3 超声波图像来进行上述穿刺针区域的提取处理。

11. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述扫描控制部根据为了接收成为由上述选择部所选择的上述第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向,来变更上述第 2 扫描中的超声波的发送条件。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述扫描控制部将为了接收成为由上述选择部所选择的上述第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向确定为作为上述第 2 扫描中所执行的超声波发送方向的第 2 方向。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在确定了上述第 2 方向之后,在规定的时刻,上述扫描控制部再次将上述第 2 扫描中所执行的超声波发送方向作为上述多个方向来使上述选择部执行上述第 3 超声波图像的选择处理,并将为了接收成为由上述选择部所选择的上述第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向确定为新的第 2 方向。

14. 一种控制方法,其特征在于,包含:

当对插入了穿刺针的被检体进行超声波扫描时,扫描控制部以对上述被检体的组织进行摄像为目的,使超声波探头执行相对于振子面在第 1 方向进行超声波发送的第 1 扫描、与相对于振子面在多个方向分别进行超声波发送的第 2 扫描;

图像生成部使用上述超声波探头通过上述第 1 扫描而接收到的反射波来生成第 1 超声波图像,并使用上述超声波探头通过上述第 2 扫描而接收到的反射波来生成上述多个方向的每个方向的超声波图像、即第 2 超声波图像组;

图像生成控制部根据对基于上述第 1 超声波图像以及上述第 2 超声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果、或者对上述第 2 超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,来控制上述图像生成部生成以高亮度描绘出上述穿刺针的针图像;

图像合成部生成由上述图像生成部生成的上述第 1 超声波图像与上述针图像的合成图像;

显示控制部进行控制,使得由上述图像合成部生成的上述合成图像显示于规定的显示部。

超声波诊断装置以及控制方法

[0001] 本申请主张 2011 年 4 月 1 日申请的日本专利申请号 2011-081986 及 2012 年 2 月 28 日申请的日本专利申请号 2012-41505 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以及控制方法。

背景技术

[0003] 以往,由于超声波诊断装置能够实时 (real time) 显示超声波探头 (probe) 垂直下方的超声波图像,因此被频繁用于生物体组织检查或射频治疗 (RFA :Radio Frequency Ablation) 等进行使用了穿刺针的穿刺的情况。但是,由于病变位置或穿刺针的插入角度的影响,有时难以看见穿刺针,此时,一边观察使穿刺针活动时的组织的动作等一边进行穿刺。

[0004] 因此,近年来,为了在穿刺中提高穿刺针的识别性,以进行倾斜扫描 (oblique scan) 并与穿刺针垂直的方式来照射超声波束 (beam),来生成以高亮度描绘出穿刺针的超声波图像 (针图像) 的技术被知道。另外,生成针图像的同时,不进行倾斜扫描而进行通常的超声波扫描 (scan) 来生成描绘出生物体组织的超声波图像 (生物体图像),生成并显示针图像与生物体图像的合成图像的技术也被知道。在该技术中,生成合成图像时,进行将针图像与生物体图像相加的处理、或对每个像素将像素值平均化并重叠的处理、或对每个像素保持 (hold) 亮度的最大值的处理 (最大值亮度保持处理、MaxHold 处理) 等。

[0005] 其中,通过倾斜扫描而生成的超声波图像所描绘出的生物体组织由于旁瓣 (side lobe) 等的影响,与没有倾斜的扫描相比较画质劣化。因此,即使多少提高了合成图像中的穿刺针的识别性,但是由于组织病变的本质的观察不是最优的,因此,使用了合成图像的诊断能力也降低。即,由于超声波束垂直地照向穿刺针,因此易于看见穿刺针,另一方面,由于束形状等问题发生光栅旁瓣 (grating side lobe) 等,因此发生生物体组织的信息劣化的现象。

发明内容

[0006] 本发明要解决的问题在于提供一种能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性的超声波诊断装置以及控制方法。

[0007] 实施方式的超声波诊断装置具备:扫描控制部、图像生成部、图像生成控制部、图像合成部、显示控制部。当对插入了穿刺针的被检体进行超声波扫描时,扫描控制部以对上述被检体的组织进行摄像为目的,使超声波探头执行相对于振子面在第 1 方向进行超声波发送的第 1 扫描、与相对于振子面分别在多个方向进行超声波发送的第 2 扫描。图像生成部使用上述超声波探头通过上述第 1 扫描接收到的反射波来生成第 1 超声波图像,并使用上述超声波探头通过上述第 2 扫描接收到的反射波来生成作为上述多个方向的各个方向

的超声波图像的第 2 超声波图像组。图像生成控制部根据对基于上述第 1 超声波图像以及上述第 2 超声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,或根据对上述第 2 超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,控制上述图像生成部生成以高亮度描绘出上述穿刺针的针图像。图像合成部生成通过上述图像生成部生成的上述第 1 超声波图像与上述针图像的合成图像。显示控制部控制将通过上述图像合成部生成的上述合成图像显示于规定的显示部。

[0008] 根据实施方式的超声波诊断装置,能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性。

附图说明

[0009] 图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的结构图。

[0010] 图 2 是用于说明第 1 实施方式涉及的扫描控制部的图。

[0011] 图 3 是用于说明第 1 实施方式涉及的图像生成部的图。

[0012] 图 4 是用于说明第 1 实施方式涉及的提取部的图。

[0013] 图 5 是用于说明第 1 实施方式涉及的图像合成部的图。

[0014] 图 6 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图(flowchart)。

[0015] 图 7 是用于说明第 2 实施方式涉及的控制部的结构图。

[0016] 图 8 是用于说明第 2 实施方式涉及的调整部的图。

[0017] 图 9 以及图 10 是用于说明第 3 实施方式涉及的选择部的图。

[0018] 图 11 是用于说明第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0019] 图 12A 以及图 12B 是用于说明第 4 实施方式涉及的控制部的处理的图。

[0020] 图 13 是用于说明图像合成部的变形例的图。

[0021] 图 14A 以及图 14B 是用于说明扫描控制部的变形例的图。

具体实施方式

[0022] 以下,参照附图详细说明超声波诊断装置的实施方式。

[0023] (第 1 实施方式)

[0024] 首先,针对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的结构图。如图 1 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置具有超声波探头 1、显示器 (monitor)2、输入装置 3、以及装置主体 10。

[0025] 超声波探头 1 与装置主体 10 自由装卸地连接。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 所具有的发送接收部 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、防止从压电振子向后方传播超声波的背衬 (backing) 材料等。

[0026] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送了超声波,则发送出的超声波被被检体 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 1 所具有的多个压电振子进行接收。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,发送出的超声波脉冲 (pulse) 被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,并接受频率偏移。

[0027] 另外,第 1 实施方式也能够适用于图 1 所示的超声波探头 1 是多个压电振子一列地配置的一维超声波探头的情况、或是配置成一系列的多个压电振子机械地摆动的一维超声波探头的情况、以及是多个压电振子格子状地二维地配置的二维超声波探头的情况的任一种。

[0028] 并且,为了使医师一边参照超声波图像一边进行生物体组织检查或射频治疗等的穿刺,在第 1 实施方式涉及的超声波探头 1 中安装穿刺适配器 (adapter) 1a。并且,在穿刺适配器 1a 中安装有穿刺针 1b。医师一边参照超声波图像,一边将安装于穿刺适配器 1a 的穿刺针 1b 插入到被检体 P 的目标部位。

[0029] 输入装置 3 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触摸控制屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、轨迹球 (trackball) 等,并接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对装置主体 10 转送接受到的各种设定要求。例如,若操作者按下输入装置 3 所具有的结束按钮或 FREEZE 按钮,则结束超声波的发送接收,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置变为暂时停止状态。另外,操作者也能够经由输入装置 3 进行用于进行后述的第 2 扫描 (倾斜扫描) 的超声波发送的倾斜的角度的设定或变更。

[0030] 显示器 2 显示用于由超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 来输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或显示在装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0031] 装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像的装置,如图 1 所示,具有发送接收部 11、B 模式 (mode) 处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14、图像存储器 (memory) 15、图像合成部 16、内部存储部 17、控制部 18。

[0032] 发送接收部 11 具有触发 (trigger) 发生电路、延迟电路以及脉冲发生器 (pulsar) 电路等,并对超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲发生器电路以规定的速率 (rate),重复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲发生器电路发生的各速率脉冲供给将从超声波探头 1 发生的超声波会集成束状并决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时 (timing),对超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。即,延迟电路通过改变对各速率脉冲提供的延迟时间,来任意地调整从压电振子面的发送方向。

[0033] 另外,发送接收部 11 为了根据后述的控制部 18 的指示执行规定的扫描序列 (scan sequence),具有能够瞬时变更发送频率、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时切换该值的线性放大器 (linear amplifier) 型的发送电路、或者电气切换多个电源单元 (unit) 的机构来实现。

[0034] 另外,发送接收部 11 具有放大器 (amplifier) 电路、A/D (analog/digital) 转换器、加法器等,并对超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。放大器电路将反射波信号在每个通道 (channel) 进行放大并进行增益校正处理。A/D 转换器将增益 (gain) 校正后的反射波信号进行 A/D 转换,并提供决定接收指向性所需的延迟时间。加法器根据所提供的延迟时间,进行反射波信号的加法处理来生成反射波数据 (data)。

通过加法器的加法处理,来强调来自对应于反射波信号的接收指向性的方向的反射分量。

[0035] 这样,发送接收部 11 控制超声波的发送接收中的发送指向性与接收指向性。另外,发送接收部 11 具有能够通过后述的控制部 18 的控制,来瞬时变更延迟信息、发送频率、发送驱动电压、开口元件数等的功能。另外,发送接收部 11 也能够对每 1 帧 (frame) 或者每个速率,发送并接收不同的波形。

[0036] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,并对于接收到的反射波数据进行对数放大、包络线检波处理等,来生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据 (B 模式数据)。

[0037] 多普勒处理部 13 从发送接收部 11 接收反射波数据,并根据接收到的反射波数据将速度信息进行频率解析,并提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波 (echo) 成分,生成多点提取了平均速度、方差、幂 (power) 等移动体信息的数据 (多普勒数据)。另外,B 模式处理部 12 或多普勒处理部 13 生成的数据也被称为原始数据。

[0038] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的数据来生成超声波图像。即,图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 生成的 B 模式数据来生成由亮度来表示反射波的强度的 B 模式图像。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据来生成表示移动体信息的平均速度图像、方差图像、幂图像、或者作为这些组合图像的彩色多普勒图像。

[0039] 另外,图像生成部 14 也能够生成在超声波图像中合成了各种参数 (parameter) 的文字信息、刻度、体位标志 (body mark) 等的合成图像。

[0040] 在此,图像生成部 14 将超声波扫描的扫描线信号列转换成电视 (television) 等代表的视频格式 (video format) 的扫描线信号列 (扫描转换 (scan convert)),并生成作为显示用图像的超声波图像。另外,除了扫描转换以外,作为各种图像处理,例如,图像生成部 14 进行使用扫描转换后的多个图像帧来再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器 (filter) 的图像处理 (边缘 (edge) 强调处理) 等。

[0041] 另外,图像生成部 14 搭载有存储图像数据的存储存储器,能够进行三维图像的重建处理等。另外,例如,在诊断之后操作者能够从图像生成部 14 所搭载的存储存储器调用检查中所记录的图像。

[0042] 图像合成部 16 将图像生成部 14 所生成的超声波图像与各种参数的文字信息、刻度、体位标志等合成,作为视频信号输出至显示器 2。在第 1 实施方式中,图像合成部 16 生成合成了生物体图像与针图像的合成图像。另外,针对第 1 实施方式涉及的图像合成部 16 所生成的合成图像,之后进行详述。

[0043] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 所生成的超声波图像、图像合成部 16 所合成的合成图像的存储器。例如,图像存储器 15 保存与刚按下 FREEZE 按钮之前的多个帧对应的超声波图像。超声波诊断装置也能够通过连续显示 (电影 (cine) 显示) 存储于该图像存储器 15 的图像,来显示超声波动态图像。

[0044] 内部存储部 17 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序 (program)、诊断信息 (例如,患者 ID、医师的意见等)、诊断协议 (protocol) 或各种体位标记等各种数据。另外,内部存储部 17 根据需要,也用于图像存储器 15 所存储的图像的保管等。另外,内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口 (interface) 电路,向外

部的外围装置转送。

[0045] 并且,第 1 实施方式涉及的内部存储部 17 将对于穿刺适配器 1a 安装穿刺针 1b 的角度作为穿刺针 1b 的穿刺角度进行存储。例如,当安装穿刺适配器 1a 时,内部存储部 17 将穿刺适配器 1a 的安装角度“A”作为穿刺针 1b 的插入角度“A”进行存储。

[0046] 控制部 18 控制超声波诊断装置中的处理整体。具体而言,控制部 18 根据操作者经由输入装置 3 输入的各种设定要求、从内部存储部 17 读入的各种控制程序以及各种数据,来控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13、图像生成部 14 以及图像合成部 16 的处理。例如,图 1 所示的扫描控制部 18a 经由发送接收部 11 来控制基于超声波探头 1 的超声波扫描。另外,图 1 所示的显示控制部 18d 控制将图像存储器 15 所存储的超声波图像或合成图像显示于显示器 2。

[0047] 另外,除了扫描控制部 18a 以及显示控制部 18d 之外,如图 1 所示,第 1 实施方式涉及的控制部 18 具有图像生成控制部 181。如图 1 所示,图像生成控制部 181 具有选择部 18b 以及提取部 18c。另外,在第 1 实施方式中,针对扫描控制部 18a、选择部 18b、提取部 18c 以及显示控制部 18d 执行的处理,之后进行详述。

[0048] 以上,针对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的整体结构进行了说明。基于该结构,实施例 1 涉及的超声波诊断装置生成对插入了穿刺针 1b 的被检体 P 的生物体组织进行摄像的超声波图像(B 模式图像)。并且,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置通过以下详细说明的控制部 18 的控制处理,生成提高了生物体组织以及穿刺针双方的识别性的超声波图像。例如,如果操作者按下输入装置 3 所具有的穿刺模式开始按钮,则第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置开始以下说明的处理。另外,例如,如果操作者按下输入装置 3 所具有的穿刺模式结束按钮,则第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置结束以下说明的处理。

[0049] 首先,当对插入了穿刺针 1b 的被检体 P 进行超声波扫描时,扫描控制部 18a 以对被检体 P 的组织进行摄像为目的,使超声波探头 1 执行相对于振子面在第 1 方向进行超声波发送的第 1 扫描、与相对于振子面分别在多个方向进行超声波发送的第 2 扫描。第 1 扫描是沿着振子的排列方向进行最适于对被检体 P 的组织进行摄像的第 1 方向的超声波发送的超声波扫描。具体而言,第 1 方向是相对于超声波探头 1 的振子面垂直的方向。例如,第 1 方向是相对于方位方向垂直的方向。另外,如果第 1 方向是最适于对被检体 P 的组织进行摄像的超声波发送方向,则也可以是相对于振子面垂直的方向以外的方向。

[0050] 另外,第 2 扫描是以搜索最适于对被插入被检体 P 的穿刺针 1b 进行摄像的超声波发送方向为目的,分别以多个方向进行超声波发送的超声波扫描。在第 2 扫描中,分别以多个方向,超声波发送沿着振子的排列方向进行。具体而言,多个方向的各方向是相对于超声波探头 1 的振子面垂直以外的方向。例如,多个方向的各方向是相对于方位方向垂直以外的方向。另外,第 2 扫描也可以是作为超声波发送方向包含第 1 方向的情况。图 2 是用于说明第 1 实施方式涉及的扫描控制部的图。

[0051] 在图 2 所示的一个例子中,对于目标(target)部位(T),插入有穿刺针 1b。在该状态下,扫描控制部 18a 与通常为了生成 B 模式图像而进行的通常扫描相同,如图 2 所示,作为第 1 扫描在相对于方位方向垂直的方向执行超声波发送。另外,如图 2 所示,作为第 2 扫描,扫描控制部 18a 以多个角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ ……”执行倾斜扫描。

[0052] 在此,扫描控制部 18a 通过从内部存储部 17 取得穿刺针 1b 的插入角度“A”,并在

相对于根据插入角度“ A ”设定的穿刺线 (line) 成为垂直方向的附近, 设定多个倾斜扫描的角度, 从而执行第 2 扫描。例如, 扫描控制部 18a 计算相对于穿刺线成为垂直方向的角度“ B ”。并且, 扫描控制部 18a 确定在从角度“ $B-B_0$ ”到角度“ $B-B_1$ ”的范围内以角度“ β ”的间隔来执行第 2 扫描。另外, 角度“ B_0 、 B_1 、 β ”由操作者或超声波诊断装置的管理者来设定。另外, 角度“ B_0 、 B_1 、 β ”能够由操作者任意地进行变更。另外, 倾斜扫描的间隔可以是等间隔的情况, 也可以是在靠近角度“ B ”的区域设为“ $\beta 1$ ”, 在远离角度“ B ”的区域中设为“ $\beta 2$ ($\beta 2 > \beta 1$)”的方式进行变更的情况。

[0053] 另外, 穿刺角度的取得并不限于上述情况。例如, 也可以是根据位置传感器的检测结果来进行穿刺角度的取得的情况。作为位置传感器 (sensor) 的一个例子, 可以列举出磁性传感器。例如, 在穿刺针 1b 上安装磁性传感器, 并在规定的位置设置磁场产生线圈 (coil)。并且, 磁性传感器检测磁场产生线圈产生的磁性信号。扫描控制部 18a 根据磁性传感器的检测结果, 计算对于磁场产生线圈的磁性传感器的坐标位置。并且, 扫描控制部 18a 通过根据磁性传感器的坐标位置, 来计算超声波探头 1 表面与穿刺针 1b 的角度, 从而取得穿刺角度。

[0054] 另外, 如不使用适配器或传感器功能而徒手 (free hand) 进行穿刺的情况等那样, 不能使用穿刺适配器 1a 的安装角度或位置传感器来取得穿刺角度时, 扫描控制部 18a 以预先设定的角度间隔来执行第 2 扫描。

[0055] 并且, 图 1 所示的图像生成部 14 使用超声波探头 1 通过第 1 扫描接收到的反射波来生成第 1 超声波图像。另外, 图像生成部 14 使用超声波探头通过第 2 扫描接收到的反射波来生成作为多个方向各自的超声波图像的第 2 超声波图像组。图 3 是用于说明第 1 实施方式涉及的图像生成部的图。

[0056] 即, 如图 3 所示, 图像生成部 14 使用通过第 1 扫描 (通常扫描) 生成的 B 模式数据, 作为由于伪影 (artifact) 没有降低生物体组织的识别性的生物体图像, 生成第 1 超声波图像。

[0057] 另外, 如图 3 所示, 图像生成部 14 使用通过第 2 扫描 (倾斜扫描) 生成的角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ 、……”的 B 模式数据组, 来生成作为角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ 、……”各自的超声波图像的第 2 超声波图像组。第 2 超声波图像组成为用于生成提高穿刺针的识别性的针图像的候补图像组。

[0058] 返回到图 1, 图像生成控制部 181 根据将第 2 超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果, 控制图像生成部 14 生成以高亮度描绘出穿刺针 1b 的针图像。图像生成控制部 181 所具有的选择部 18b 具有解析图像内的亮度分布的功能。选择部 18b 从进行了解析的图像组中将解析结果满足规定的条件的图像选择为以高亮度描绘出穿刺针 1b 的第 3 超声波图像。在第 1 实施方式中, 选择部 18b 从通过图像生成部 14 生成的第 2 超声波图像组中, 根据各超声波图像的亮度分布, 来选择以高亮度描绘出穿刺针 1b 的第 3 超声波图像。换言之, 选择部 18b 确定以高亮度描绘出穿刺针 1b 的倾斜的角度。以下, 针对在第 1 实施方式中, 用于第 3 超声波图像的选择的规定的条件进行说明。

[0059] 例如, 选择部 18b 在作为第 2 超声波图像组而生成的各图像中, 提取各像素的亮度, 并生成表示亮度分布的直方图 (histogram) (亮度曲线)。在此, 由于穿刺针 1b 是强反射体, 因此, 在相对于穿刺针 1b 在大致垂直方向进行超声波发送而生成的 B 模式图像中, 变

为高亮度的像素的出现频率变高。因此,选择部 18b 根据各像素的直方图来确定规定的阈值以上的亮度的出现频率变为最大的图像。

[0060] 但是,如果相对于穿刺针 1b 以变为大致垂直的角度来进行超声波扫描,则在 B 模式图像中会生成多重反射伪影。

[0061] 因此,选择部 18b 在第 2 超声波图像组中,选择将下述反射波作为生成源的图像为第 3 超声波图像。该反射波是通过在为了接收成为规定的阈值以上的亮度的像素的出现频率为最高的图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向上,以最近的角度执行的超声波发送而接收到的反射波。即,选择部 18b 将高亮度的像素以高频率发生的紧接之前或紧接之后的帧选择为第 3 超声波图像。

[0062] 例如,选择部 18b 将图 3 所示的角度“ $\alpha 4$ ”的超声波图像确定为变为规定的阈值以上的亮度的像素的出现频率变为最高的图像。并且,选择部 18b 将图 3 所示的角度“ $\alpha 3$ ”的超声波图像选择为第 3 超声波图像。换言之,选择部 18b 将角度“ $\alpha 3$ ”确定为以高亮度描绘穿刺针 1b 的倾斜的角度。

[0063] 返回到图 1,图像生成控制部 181 所具有的提取部 18c 将选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域。并且,提取部 18c 控制图像生成部 14 使用提取出的穿刺针区域来生成针图像。图 4 是用于说明第 1 实施方式涉及的提取部的图。

[0064] 例如,操作者预先设定高亮度区域提取用的提取用阈值。并且,如图 4 所示,在第 3 超声波图像(角度“ $\alpha 3$ ”)中,提取部 18c 将具有提取用阈值以上的亮度的高亮度区域 N 提取为穿刺针区域。并且,提取部 18c 将第 3 超声波图像中的高亮度区域 N 的坐标通知给图像生成部 14,图像生成部 14 使用被通知的坐标,通过从第 3 超声波图像将高亮度区域 N 以外的区域的亮度置换成例如“0”,来生成图 4 所示的针图像。

[0065] 或者,提取部 18c 从第 3 超声波图像将高亮度区域变为大致直线的直线区域提取为穿刺针区域。例如,提取部 18c 对于第 3 超声波图像(角度“ $\alpha 3$ ”),通过使用霍夫(Hough)转换等直线提取方法,来提取直线。并且,提取部 18c 将提取出的直线的坐标通知给图像生成部 14,图像生成部 14 使用通知的坐标来生成针图像。另外,由操作者来设定提取部 18c 执行使用了提取用阈值的提取处理,还是执行使用了直线提取方法的提取处理。

[0066] 返回到图 1,如图 5 所示,图像合成部 16 生成通过图像生成部 14 生成的第 1 超声波图像(生物体图像)与针图像的合成图像。图 5 是用于说明第 1 实施方式涉及的图像合成部的图。在图 5 所示的合成图像中,同时明确地描绘出目标部位 T 以及穿刺针 1b。

[0067] 返回到图 1,显示控制部 18d 控制使得通过图像合成部 16 生成的合成图像显示于显示器 2。

[0068] 接着,使用图 6,针对第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理进行说明。图 6 是用于说明第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0069] 如图 6 所示,第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置判定穿刺模式是否开始(步骤(step)S101)。在此,穿刺模式没有开始时(步骤 S101 否定),第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置直到穿刺模式开始一直处于待机状态。

[0070] 另一方面,当开始了穿刺模式时(步骤 S101 肯定),扫描控制部 18a 控制超声波探头 1 执行第 1 扫描以及第 2 扫描(步骤 S102)。

[0071] 并且,图像生成部 14 生成第 1 超声波图像(生物体图像)以及第 2 超声波图像组

(候补图像组)(步骤 S103),选择部 18b 从第 2 超声波图像组中选择第 3 超声波图像(步骤 S104)。具体而言,选择部 18b 从第 2 超声波图像组中确定变为规定的阈值以上的亮度的像素的出现频率为最高的图像。并且,选择部 18b 选择将反射波作为生成源的图像为第 3 超声波图像,该反射波是通过在为了接收成为确定的图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向上,以最近的角度执行的超声波发送而接收的反射波。

[0072] 之后,提取部 18c 从第 3 超声波图像提取穿刺针区域,图像生成部 14 根据通过提取部 18c 提取出的穿刺针区域,生成针图像(步骤 S105)。接着,图像合成部 16 生成第 1 超声波图像与针图像的合成图像(步骤 S106)。由此,生成 1 帧的合成图像。

[0073] 并且,显示控制部 18d 控制将合成图像显示于显示器 2(步骤 S107),并判定是否结束了穿刺模式(步骤 S108)。在此,没有结束穿刺模式时(步骤 S108 否定),超声波诊断装置返回到步骤 S102,控制执行用于生成下一帧的合成图像的扫描。

[0074] 另一方面,当结束了穿刺模式时(步骤 S108 肯定),超声波诊断装置结束处理。另外,显示控制部 18d 也可以与合成图像一起,将第 1 超声波图像或第 3 超声波图像、第 2 超声波图像组等并列显示。另外,在上述中,针对在步骤 S107 的合成图像显示之后执行穿刺模式的结束判定的情况进行了说明。但是,第 1 实施方式也可以是在进行了步骤 S102 的第 1 扫描以及第 2 扫描之后执行穿刺模式的结束判定的情况。即,也可以是第 1 扫描以及第 2 扫描与从步骤 S103 到步骤 S107 的处理并列地依次执行的情况。

[0075] 如上述的那样,在第 1 实施方式中,扫描控制部 18a 在对插入了穿刺针 1b 的被检体 P 进行超声波扫描时,使超声波探头 1 执行例如在相对于方位方向垂直的方向进行超声波发送的第 1 扫描、与例如相对于方位方向分别在垂直方向以外的多个方向进行超声波发送的第 2 扫描。并且,图像生成部 14 使用超声波探头 1 通过第 1 扫描接收到的反射波来生成第 1 超声波图像,并使用超声波探头 1 通过第 2 扫描接收到的反射波生成作为多个方向的各个方向的超声波图像的第 2 超声波图像组。

[0076] 并且,选择部 18b 从通过图像生成部 14 生成的第 2 超声波图像组,根据各超声波图像的亮度分布,来选择以高亮度描绘出穿刺针 1b 的第 3 超声波图像。并且,提取部 18c 将选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域,并控制图像生成部 14 使用该提取出的穿刺针区域生成针图像。并且,图像合成部 16 生成通过图像生成部 14 生成的第 1 超声波图像与针图像的合成图像,显示控制部 18

[0077] d 控制将通过图像合成部 16 生成的合成图像显示于显示器 2。

[0078] 这样,在第 1 实施方式中,通过最适于观察生物体组织的第 1 扫描来生成作为生物体图像的第 1 超声波图像。另外,在第 1 实施方式中,选择最适于观察穿刺针 1b 的倾斜的角度。并且,在第 1 实施方式中,从通过选择的角度的倾斜扫描而生成的第 3 超声波图像中提取符合穿刺针 1b 的区域,并且生成针图像。即,在第 1 实施方式中生成的针图像中,如以往的那样,不包含由于旁瓣的影响而不清晰的生物体组织。从而,在第 1 实施方式中,将能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性。另外,在第 1 实施方式中,由于显示提高了生物体组织以及穿刺针双方的识别性的合成图像,因此能够提高穿刺处理的安全性以及精度,能够帮助进行穿刺的操作者。

[0079] 另外,在第 1 实施方式中,选择部 18b 从第 2 超声波图像组中,确定为了接收变为规定的阈值以上的亮度的像素的出现频率为最高的图像的生成源的反射波而进行的超声

波发送方向。并且,选择部 18b 选择将下述反射波作为生成源的图像为第 3 超声波图像,该反射波是通过在确定的超声波发送方向上以最近的角度而执行的超声波发送而接收到的反射波。

[0080] 即,在通过相对于穿刺针 1b 的插入方向为完全垂直的倾斜扫描而生成的超声波图像中,包含多重反射伪影的可能性较高,有时即使从该超声波图像提取出高亮度区域,在针图像中也包含穿刺针 1b 导致的伪影。另一方面,在通过上述的处理而选择出的第 3 超声波图像内,包含多重反射伪影的可能性变低。从而,在第 1 实施方式中,能够提供减低了伪影的针图像。

[0081] 另外,在第 1 实施方式中,例如,根据操作者的设定,提取部 18c 从第 3 超声波图像将高亮度区域为大致直线的直线区域提取为穿刺针区域。即,在第 1 实施方式中,只将符合穿刺针 1b 的形状的直线部分生成为针图像。从而,在第 1 实施方式中,能够提供只描绘出穿刺针 1b 的部分的针图像。

[0082] (第 2 实施方式)

[0083] 在第 2 实施方式中,针对在对于第 2 超声波图像组进行了亮度调整之后,执行第 3 超声波图像的选择处理的情况,使用图 7 等进行说明。图 7 是用于说明第 2 实施方式涉及的控制部的结构的图。

[0084] 如图 7 所示,第 2 实施方式涉及的控制部 18 与图 1 所示的第 1 实施方式涉及的控制部 18 相比较,不同点在于还具有调整部 18e。以下,以其为中心进行说明。另外,与第 1 实施方式相同,即使是在第 2 实施方式中,在进行了第 1 扫描以及第 2 扫描之后,也生成第 1 超声波图像以及第 2 超声波图像组。

[0085] 在此,如果使超声波束倾斜,则由于旁瓣的影响图像整体的亮度变高,或画质劣化。因此,理想情况是,成为第 3 超声波图像的选择对象的图像组实施使画质整体的亮度均匀的处理,以使得图像整体的亮度不依存于倾斜扫描的角度。

[0086] 因此,在第 2 实施方式中,调整部 18e 通过对由图像生成部 14 生成的第 2 超声波图像组进行亮度调整,从而生成各超声波图像的整体亮度变为大致均匀的第 3 超声波图像组。

[0087] 列举一个例子,调整部 18e 将第 2 超声波图像组的原始数据组(B 模式数据组)分别分割成多个分区。并且,调整部 18e 识别各分区的信号是生物体信号还是噪音信号。并且,当是噪音信号时,调整部 18e 抑制亮度,当是生物体信号时,计算增益曲线(gain curve)使亮度空间性地均匀。并且,调整部 18e 使用计算出的增益曲线来根据第 2 超声波图像组的原始数据组生成第 3 超声波图像组。图 8 是用于说明第 2 实施方式涉及的调整部的图。

[0088] 通过上述的处理,如图 8 所示,调整部 18e 生成噪音(noise)被抑制,且生物体信号的亮度被调整了的超声波图像(第 3 超声波图像组)。另外,调整部 18e 也可以通过将计算出的增益曲线通知给图像生成部 14,控制图像生成部 14 生成第 3 超声波图像组。

[0089] 并且,第 2 实施方式涉及的图像控制部 181 所具有的选择部 18b 将第 3 超声波图像组作为候补图像组,从第 3 超声波图像组中选择第 3 超声波图像。即,选择部 18b 不是从第 2 超声波图像组,而是使用根据第 2 超声波图像生成的表示第 3 超声波图像组的各超声波图像的亮度分布的直方图(亮度曲线),从第 3 超声波图像组选择第 3 超声波图像。以

下,针对在第 2 实施方式中,用于第 3 超声波图像的选择的规定的条件进行说明。

[0090] 具体而言,选择部 18b 参照第 3 超声波图像组各自的直方图,来确定规定的阈值以上的亮度的出现频率为最大的图像,并选择将下述反射波作为生成源的图像为第 3 超声波图像,该反射波是通过在为了接收成为该确定的图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向上,以最近的角度执行的超声波发送而接收到的反射波。例如,选择部 18b 将对于图 3 所示的角度“ $\alpha 4$ ”的超声波图像由调整部 18e 进行了亮度调整而得的图像选择为第 3 超声波图像。

[0091] 另外,在从完成亮度调整的第 3 超声波图像组选择第 3 超声波图像的第 2 实施方式中,由于多重反射伪影降低的可能性较高,因此,选择部 18b 也可以将规定的阈值以上的亮度的出现频率变为最大的图像选择为第 3 超声波图像。此时,例如,选择部 18b 将对于图 3 所示的角度“ $\alpha 3$ ”的超声波图像由调整部 18e 进行了亮度调整而得的图像选择为第 3 超声波图像。

[0092] 并且,第 2 实施方式涉及的图像控制部 181 所具有的提取部 18c 通过第 1 实施方式所说明的方法,即,使用了提取用阈值的提取方法、或直线提取方法来从第 3 超声波图像提取穿刺针区域。

[0093] 并且,图像生成部 14 生成针图像,图像合成部 16 生成合成图像。并且,合成图像通过显示控制部 18d 显示于显示器 2。这样,第 2 实施方式涉及的图像生成控制部 181 以基于对第 2 超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果的第 3 超声波图像组作为对象,通过解析亮度分布来生成针图像。

[0094] 另外,对于第 2 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理,在使用图 6 说明了的第 1 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理中,由于除了在步骤 S103 之后,通过调整部 18e 对第 2 超声波图像组进行亮度调整来生成第 3 超声波图像组,并且在步骤 S104 中,第 3 超声波图像的选择对象是第 3 超声波图像组以外都相同,因此省略说明。另外,显示控制部 18d 也可以与合成图像一起,将第 1 超声波图像或第 3 超声波图像、第 3 超声波图像组等并列显示。另外,即使是在第 2 实施方式中,也可以是第 1 扫描以及第 2 扫描与从步骤 S103 到步骤 S107 的处理并列地依次执行的情况。

[0095] 如上述那样,在第 2 实施方式中,调整部 18e 通过对由图像生成部 14 生成的第 2 超声波图像组进行亮度调整,从而生成各超声波图像的整体亮度变为大致均匀的第 3 超声波图像组。并且,选择部 18b 从第 3 超声波图像组中选择第 3 超声波图像。

[0096] 即,在第 2 实施方式中,能够根据进行了亮度调整的超声波图像来生成针图像。

[0097] (第 3 实施方式)

[0098] 在第 3 实施方式中,针对在对于第 2 超声波图像组进行了使用第 1 超声波图像的图像处理之后,执行第 3 超声波图像的选择处理的情况进行说明。

[0099] 第 3 实施方式涉及的控制部 18 与使用图 1 说明了的第 1 实施方式涉及的控制部 18 同样地构成。但是,在第 3 实施方式中,图像控制部 181 所具有的选择部 18b 的处理与第 1 实施方式以及第 2 实施方式不同。以下,以其为中心进行说明。另外,即使是在第 3 实施方式中,也与第 1 实施方式以及第 2 实施方式相同,在进行了第 1 扫描以及第 2 扫描之后,生成第 1 超声波图像以及第 2 超声波图像组。

[0100] 第 3 实施方式涉及的图像生成控制部 181 根据对基于第 1 超声波图像以及第 2 超

声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果,控制图像生成部 14 生成以高亮度描绘出穿刺针 1b 的针图像。即,第 3 实施方式涉及的图像生成控制部 181 所具有的选择部 18b 从基于第 1 超声波图像以及第 2 超声波图像组的图像组中选择第 3 超声波图像。具体而言,第 3 实施方式涉及的选择部 18b 控制图像生成部 14 通过从第 2 超声波图像组各自的超声波图像减去第 1 超声波图像,从而生成差分图像组,并从该差分图像组中选择第 3 超声波图像。图 9 以及图 10 是用于说明第 3 实施方式涉及的选择部的图。

[0101] 第 3 实施方式涉及的图像生成部 14 通过选择部 18b 的控制,如图 9 所示,从由角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ 、……”各自的超声波图像构成的第 2 超声波图像组减去第 1 超声波图像(生物体图像)。即,图像生成部 14 生成角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ 、……”各自的差分图像。由此,图像生成部 14 生成作为候补图像组的差分图像组。并且,第 3 实施方式涉及的选择部 18b 通过对差分图像组进行亮度解析来选择第 3 超声波图像。以下,在第 3 实施方式中,针对第 3 超声波图像的选择所使用的规定的条件进行说明。

[0102] 首先,选择部 18b 与第 1 实施方式以及第 2 实施方式相同,生成表示各差分图像的亮度分布的直方图(亮度曲线)。在此,在差分图像中,只提取穿刺针 1b 的可能性高。即,在清晰地描绘出穿刺针 1b 的差分图像中,由于高亮度的区域只出现于一部分,因此,如图 10 的曲线 a 所示,亮度曲线低亮度的分布变多,高亮度的分布变少。另一方面,由于不清晰地描绘出穿刺针 1b 的差分图像的亮度曲线中亮度的区域只出现于一部分,因此,如图 10 的曲线 b 所示的那样,亮度曲线低亮度或中亮度的分布变多。

[0103] 因此,选择部 18b 将生成如图 10 的曲线 a 所示的那样的亮度曲线的差分图像选择为第 3 超声波图像。例如,选择部 18b 将通过从图 9 所示的角度“ $\alpha 3$ ”的超声波图像减去第 1 超声波图像而生成的差分图像选择为第 3 超声波图像。

[0104] 并且,第 3 实施方式涉及的图像生成控制部 181 所具有的提取部 18c 将选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像整体提取为穿刺针区域。即,在第 3 实施方式中,将第 3 超声波图像本身作为针图像。

[0105] 或者,第 3 实施方式涉及的提取部 18c 将选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域。即,第 3 实施方式涉及的提取部 18c 通过使用了提取用阈值的提取方法、或直线提取方法来从第 3 超声波图像提取穿刺针区域。此时,图像生成部 14 与第 1 实施方式相同,通过提取部 18c 的控制,使用穿刺针区域来生成针图像。

[0106] 另外,能够由操作者选择将第 3 超声波图像整体提取为穿刺针区域还是将第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域。

[0107] 接着,使用图 11,针对第 3 实施方式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 实施方式涉及的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0108] 如图 11 所示,第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置判定是否开始了穿刺模式(步骤 S201)。在此,没有开始穿刺模式时(步骤 S201 否定),第 3 实施方式涉及的超声波诊断装置变为待机状态一直到穿刺模式开始。

[0109] 另一方面,当开始了穿刺模式时(步骤 S201 肯定),扫描控制部 18a 控制超声波探头 1 执行第 1 扫描以及第 2 扫描(步骤 S202)。

[0110] 并且,图像生成部 14 生成第 1 超声波图像(生物体图像)以及第 2 超声波图像组(候补图像组)(步骤 S203),并通过选择部 18b 的控制,图像生成部 14 通过从第 2 超声波

图像组各自的超声波图像减去第 1 超声波图像从而生成差分图像组（步骤 S204）。

[0111] 并且,选择部 18b 从差分图像组中选择第 3 超声波图像（步骤 S205）。具体而言,选择部 18b 将具有低亮度的出现频率高,高亮度的出现频率低的亮度曲线的差分图像选择为第 3 超声波图像。

[0112] 之后,提取部 18c 将第 3 超声波图像整体提取为穿刺针区域,图像生成部 14 将第 3 超声波图像生成为针图像（步骤 S206）。另外,提取部 18c 从第 3 超声波图像,使用提取用阈值、或者直线提取方法来提取穿刺针区域,图像生成部 14 也可以使用穿刺针区域来生成针图像。

[0113] 接着,图像合成部 16 生成第 1 超声波图像与针图像的合成图像（步骤 S207）。由此,生成 1 帧的合成图像。

[0114] 并且,显示控制部 18d 控制将合成图像显示于显示器 2（步骤 S208）,并判定是否结束了穿刺模式（步骤 S209）。在此,当没有结束穿刺模式时（步骤 S209 否定）,超声波诊断装置返回到步骤 S202,控制执行用于生成下一帧的合成图像的扫描。

[0115] 另一方面,当结束了穿刺模式时（步骤 S209 肯定）,超声波诊断装置结束处理。另外,显示控制部 18d 也可以与合成图像一起,将第 1 超声波图像或第 3 超声波图像、差分图像组等并列显示。另外,在上述中,针对在步骤 S208 的合成图像显示之后执行穿刺模式的结束判定的情况进行了说明。但是,第 3 实施方式也可以是在步骤 S202 中进行了第 1 扫描以及第 2 扫描之后执行穿刺模式的结束判定的情况。即,也可以是第 1 扫描以及第 2 扫描与从步骤 S203 到步骤 S208 的处理并列地依次执行的情况。

[0116] 如上述那样,在第 3 实施方式中,选择部 18b 控制图像生成部 14 通过从第 2 超声波图像组各自的超声波图像减去第 1 超声波图像从而生成差分图像组,并从该差分图像组中选择第 3 超声波图像。并且,提取部 18c 将选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像整体,或者该第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域。

[0117] 即,在第 3 实施方式中,将第 3 超声波图像的选择对象设为减低了生物体组织的信息的差分图像组。其结果,在第 3 实施方式中,与将通过倾斜扫描生成的图像组作为第 3 超声波图像的选择对象的情况相比较,能够进一步提高穿刺针 1b 的识别性。另外,即使在上述的第 1 实施方式以及第 2 实施方式中,伪影的影响对第 3 超声波图像所描绘出的生物体组织小时,也可以将第 3 超声波图像整体提取为穿刺针区域。

[0118] （第 4 实施方式）

[0119] 在第 4 实施方式中,针对在第 3 实施方式中,执行第 2 实施方式所说明的亮度调整的情况进行说明。

[0120] 第 4 实施方式涉及的控制部 18 是对第 3 实施方式涉及的控制部 18 追加了由第 2 实施方式说明了的调整部 18e 的结构。即,第 4 实施方式涉及的控制部 18 的结构与图 7 所示的控制部 18 相同。

[0121] 即,即使是在第 4 实施方式中,也与第 1 实施方式~第 3 实施方式相同,在进行了第 1 扫描以及第 2 扫描之后,生成第 1 超声波图像以及第 2 超声波图像组。图 12A 以及 B 是用于说明第 4 实施方式涉及的控制部的处理的图。

[0122] 并且,在第 4 实施方式中,与第 2 实施方式相同,调整部 18e 通过进行第 2 超声波图像组的亮度调整,来生成各超声波图像的整体的亮度变为大致均匀的第 3 超声波图像组

(图 12A 所示的步骤 SA1)。

[0123] 并且,在第 4 实施方式中,与第 3 实施方式不同,通过选择部 18b 的控制,图像生成部 14 从第 3 超声波图像组生成差分图像组(图 12A 所示的步骤 SA2)。即,图像生成部 14 通过分别将第 3 超声波图像组从第 1 超声波图像减去,从而生成差分图像组。

[0124] 并且,在第 4 实施方式中,从使用第 3 超声波图像组生成的差分图像组中选择第 3 超声波图像(图 12A 所示的步骤 SA3)。即,图 12A 所示的情况下,选择部 18b 控制图像生成部 14 从第 3 超声波图像组生成差分图像组,并从该差分图像组中选择第 3 超声波图像。另外,图 12A 所示的情况下用于第 3 超声波图像的选择的规定的条件使用第 3 实施方式所说明了的选择条件。

[0125] 这样,在第 4 实施方式中,代替图 11 的流程图所说明的步骤 S204 以及步骤 S205 的处理而进行图 12A 所示的步骤 S A1 ~步骤 S A3 的处理。

[0126] 由此,在第 4 实施方式中,由于提高了作为第 3 超声波图像的选择对象的差分图像组的画质,因此,与第 3 实施方式相比较,能够进一步提高穿刺针 1b 的识别性。

[0127] 其中,在实际的超声波图像中,如上述那样,在图像收集时即使进行图像整体的亮度调整,通过倾斜扫描来以同一亮度将同一部位进行描绘的情况也很少见。从而,即使在使用进行了亮度调整的第 3 超声波图像而生成的差分图像中,也可能包含描绘出生物体组织的残留的区域。因此,第 4 的实施方式作为变形例,也可以进一步进行以下的处理。

[0128] 首先,调整部 18e 进一步对差分图像组进行亮度调整(图 12B 所示的步骤 SA4)。具体而言,调整部 18e 进一步对于通过图像生成部 14 生成的差分图像组,进行各差分图像的整体亮度变为大致均匀的亮度调整。即,调整部 18e 也对于差分图像组执行对于第 2 超声波图像组进行的亮度调整。由此,可以排除差分图像所包含的生物体组织的残留区域。

[0129] 或者,调整部 18e 对于差分图像组,进行将第 2 阈值以下的亮度置换成规定的值的亮度调整。例如,第 2 阈值通过参照与生物体组织的残留对应的亮度来设定。并且,例如,调整部 18e 将第 2 阈值以下的亮度置换成“0”。由此,能够排除差分图像所包含的生物体组织的残留区域。

[0130] 并且,选择部 18b 从通过调整部 18e 进行了亮度调整的差分图像组中选择第 3 超声波图像(图 12B 所示的步骤 SA5)。另外,图 12B 所示的情况下用于第 3 超声波图像的选择的规定的条件使用第 3 实施方式所说明的选择条件。

[0131] 这样,在第 4 实施方式的变形例中,代替图 11 的流程图说明的步骤 S204 以及步骤 S205 的处理而依次执行图 12A 所示的步骤 SA1 以及 SA2、与图 12B 所示的步骤 SA4 以及 SA5。

[0132] 由此,在第 4 实施方式的变形例中,在成为第 3 超声波图像的选择对象的差分图像组中,由于降低描绘生物体组织的残留的可能性,因此,与上述情况相比较,将能够进一步提高穿刺针 1b 的识别性。另外,在第 4 实施方式以及第 4 实施方式的变形例中,与第 3 实施方式相同,可以是将第 3 超声波图像整体提取为穿刺针区域的情况,也可以是将第 3 超声波图像的高亮度区域提取为穿刺针区域的情况。

[0133] 在此,也可以是上述的第 1 ~第 4 实施方式涉及的图像合成部 16 通过将第 1 超声波图像(生物体图像)与针图像单纯地一对一地重叠来生成合成图像的情况,但也可以进行以下说明的合成处理。图 13 是用于说明图像合成部的变形例的图。

[0134] 即,图像合成部 16 通过变更合成第 1 超声波图像与针图像时的加权来生成合成图像。例如,如图 13 所示,图像合成部 16 将生物体图像的权重设为“1”,将针图像的权重设为“2”,从而生成强调了穿刺针 1b 的合成图像。在此,对于各图像的加权能够由操作者来任意地变更,例如,即使在手术实施中也能够变更。即,想要参照强调了穿刺针 1b 的合成图像时,操作者使针图像的权重变大,想要参照强调了生物体组织的合成图像时,操作者使生物体图像的权重变大。例如,对于各图像的加权经由输入装置 3 来设定。

[0135] 另外,也可以是图像合成部 16 生成多个变更了加权的合成图像的情况。例如,也可以是图像合成部 16 生成两个生物体图像与针图像的加权是“1 : 2”以及“2 : 1”的合成图像的情况。另外,图像合成部 16 即使在要求生成变更了加权的合成图像的情况下,也可以生成以“1 : 1”合成生物体图像与针图像而得的合成图像。此时,显示控制部 18d 并列显示多个合成图像。

[0136] 根据上述的变形例,由于能够根据操作者(医师)的要求,来显示强调了生物体组织、或者穿刺针 1b 的任一个的合成图像,因此,能够进一步帮助基于操作者的穿刺。

[0137] 另外,针对在上述第 1 ~ 第 4 实施方式中,固定由第 2 扫描执行的多个超声波发送方向的情况进行了说明。但是,也可以是通过以下说明的变形例来执行第 1 ~ 第 4 实施方式涉及的第 2 扫描的情况。

[0138] 即,变形例涉及的扫描控制部 18a 根据为了接收成为选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向,来变更第 2 扫描中的超声波的发送条件。图 14A 以及 B 是用于说明扫描控制部的变形例的图。

[0139] 列举一个例子,扫描控制部 18a 首先如图 14A 所示那样以 10 度间隔来执行规定的角度范围(从角度“ $B-B_0$ ”到角度“ $B-B_1$ ”的范围)的第 2 扫描。在此,例如,如图 14 的 A 所示,假设通过选择部 18b 来选择通过角度“ $\alpha 3$ ”的倾斜扫描而生成的第 3 超声波图像。此时,如图 14A 所示,扫描控制部 18a 例如将角度“ $\alpha 3$ ”作为针图像生成用的候补角度,再次执行以角度“ $\alpha 3$ ”为中心设为“从 $\alpha 2$ 到 $\alpha 4$ 为 5 度间隔”的第 2 扫描。

[0140] 并且,选择部 18b 从通过再次执行的第 2 扫描而生成的图像组中选择第 3 超声波图像。另外,第 2 扫描的重复次数也可以是 3 次以上。例如,也可以是第 2 扫描一边依次减少角度间隔以及角度范围,一边重复规定次数的情况。

[0141] 在上述的变形例中,能够高精度地选择用于生成针图像的最优的倾斜的角度。

[0142] 另外,第 2 扫描的变更并不限定于如上述那样在生成 1 帧的合成图像时重复多次的情况。例如,也可以是根据由紧接之前的帧所选择出的第 3 超声波图像的倾斜角度,减少用于生成新建的帧的第 2 扫描的角度间隔以及角度范围的情况。此时,能够减低合成图像生成处理所需的处理负荷。特别地,进行亮度调整时,能够减少进行亮度调整的图像数。

[0143] 另外,第 2 扫描并不必须限定于多个方向执行的情况。例如,也可以是扫描控制部 18a 将为了接收成为选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向,确定为作为第 2 扫描所执行的超声波发送方向的第 2 方向的情况。例如,如图 14B 所示,假设通过选择部 18b 来选择通过角度“ $\alpha 3$ ”的倾斜扫描而生成的第 3 超声波图像。此时,如图 14B 所示,也可以是扫描控制部 18a 在以后的帧中,将角度“ $\alpha 3$ ”的超声波发送方向作为第 2 方向,将第 2 扫描固定在第 2 方向进行的情况。固定了第 2 扫描的角度时,选择部 18b 的处理被跳过(skip),通过提取部 18c 的处理,针图像使用通过角度“ $\alpha 3$ ”

的倾斜扫描而生成的图像来生成。

[0144] 在此,从多个方向的第 2 扫描向单一方向的第 2 扫描的转移由以下所示的各种模式大致进行划分。第 1 模式是以最初的 1 帧来确定倾斜扫描的角度,并从多个方向的第 2 扫描向单一方向的第 2 扫描转移的情况。另外,第 2 模式是在转移到多帧执行多个方向的第 2 扫描,在各帧选择的倾斜扫描的角度处于规定的范围内的情况下,从多个方向的第 2 扫描向单一方向的第 2 扫描转移的情况。此时,固定的倾斜扫描的角度使用平均值或中央值等。

[0145] 即使在上述情况下,也能够降低合成图像生成处理所需的处理负荷。

[0146] 另外,也可以是扫描控制部 18a 如以下那样将多个方向的第 2 扫描以及单一方向的第 2 扫描并用的情况。即,确定了第 2 方向之后,在规定的时刻,扫描控制部 18a 再次将第 2 扫描所执行的超声波发送方向作为多个方向,来执行基于选择部 18b 的第 3 超声波图像的选择处理。并且,扫描控制部 18a 将为了接收成为选择部 18b 所选择的第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的超声波发送方向确定为新建的第 2 方向。在此,更新第 2 方向的规定的时刻可以是操作者指定的时刻,也可以是经过了预先设定的时间的时刻。例如,当转移到单一方向(第 2 方向)的第 2 扫描之后,扫描控制部 18a 也以规定的间隔(例如,每 5 帧)来执行一次或多次多个方向的第 2 扫描。由此,扫描控制部 18a 再次确定单一方向的第 2 扫描的倾斜扫描的角度(新建的第 2 方向)。

[0147] 在上述情况下,能够依次更新用于生成针图像的倾斜的最优的角度,并且降低合成图像生成处理所需的处理负荷。

[0148] 另外,在上述中,针对选择一个第 3 超声波图像的情况进行了说明。但是,第 1 实施方式~第 4 实施方式所说明的满足“规定的条件”的图像有时为多个。以下,针对选择部 18b 选择多个满足规定的条件的图像时进行的处理进行说明。

[0149] 当选择部 18b 选择了多个满足规定的条件的图像时,控制图像生成部 14 生成将该选择的多个图像相加的相加图像。例如,图像生成部 14 通过将选择部 18b 选择的多个图像相加来生成相加图像。或者,例如,图像生成部 14 通过将选择部 18b 所选择的多个图像进行相加平均来生成相加图像。或者,例如,选择部 18b 也可以根据对于选择的各图像的规定的条件的一致度,来分别对于选择的多个图像,设定生成相加图像时的加权。

[0150] 并且,提取部 18c 将相加图像作为第 3 超声波图像,来进行穿刺针区域的提取处理。通过使用相加图像,能够生成进一步强调了穿刺针 1b 的针图像。

[0151] 另外,当选择了多个第 3 超声波图像时,扫描控制部 18a 也可以根据为了接收成为多个第 3 超声波图像的生成源的反射波而进行的多个超声波发送方向,来变更第 2 扫描中的超声波的发送条件。例如,当分别与选择出的 3 个图像对应的倾斜扫描的角度为“ $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ ”时,扫描控制部 18a 也可以将通过“ $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ 、 $\alpha 5$ ”而确定的 3 个超声波发送方向作为“3 个“第 2 方向””来执行第 2 扫描。另外,由多个第 2 方向固定地执行第 2 扫描时,也可以是在规定的时刻,再次进行更新第 2 扫描中的超声波发送方向的处理的情况。此时,被更新的第 2 方向是一个方向或多个方向。

[0152] 或者,当选择了多个满足规定的条件的图像时,也可以是选择部 18b 从该选择出的多个图像中,进一步选择一个图像的情况。例如,选择部 18b 将从选择出的多个图像中任意地选择出的一个图像作为第 3 超声波图像,通知提取部 18c。或者,例如,在选择出的多个图

像中,选择部 18b 将与规定的条件最一致的图像作为第 3 超声波图像,通知提取部 18c。

[0153] 或者,选择部 18b 选择多个满足规定的条件的图像,并且无法从选择出的多个图像中选择与规定的条件最一致的图像时,扫描控制部 18a 也可以进行以下的控制。即,扫描控制部 18a 直到通过选择部 18b 选择了一个第 3 超声波图像为止,如使用图 14A 说明的那样,再次将减少了角度间隔以及角度范围的第 2 扫描执行一次或者多次。并且,选择部 18b 从通过再次执行的第 2 扫描而生成的图像组,将与规定的条件最一致的图像选择为第 3 超声波图像。

[0154] 另外,第 1 实施方式~第 4 实施方式以及变形例所说明了的控制方法能够通过由个人计算机 (personal computer) 或工作站 (works tation) 等计算机来执行预先准备的控制程序来实现。该控制程序能够经由因特网 (internet) 等网络 (network) 来发布。另外,该控制程序能够存储在硬盘 (hard disk)、软盘 (FD:flexible disk)、CD-ROM、MO、DVD、USB 存储器以及 SD 卡存储器等闪存等计算机可读的非暂时性记录介质中,并通过由计算机从非暂时性记录介质中读出来执行。

[0155] 以上,如说明了的那样,根据第 1 实施方式~第 4 实施方式以及变形例,将能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性。

[0156] 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形态进行实施,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。

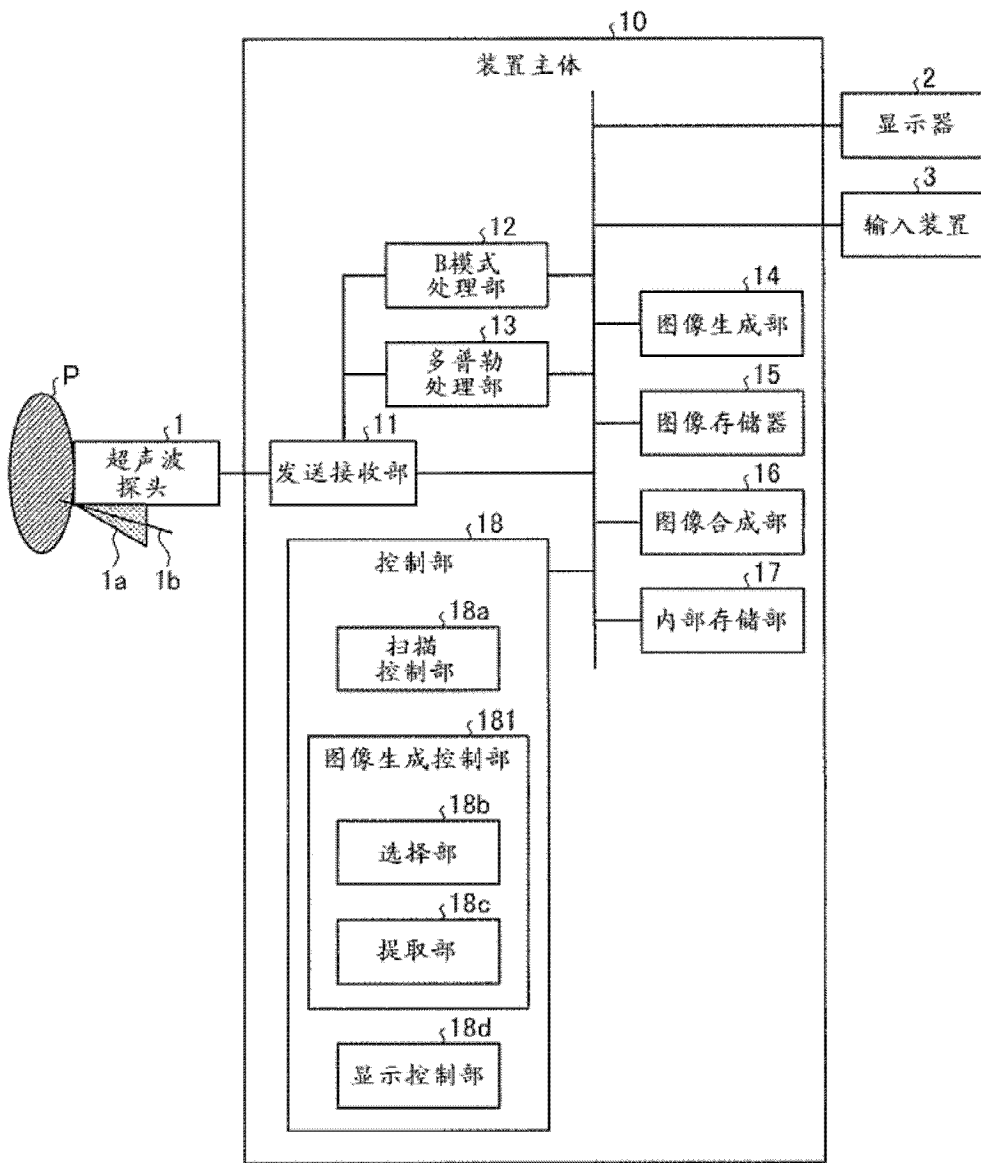


图 1

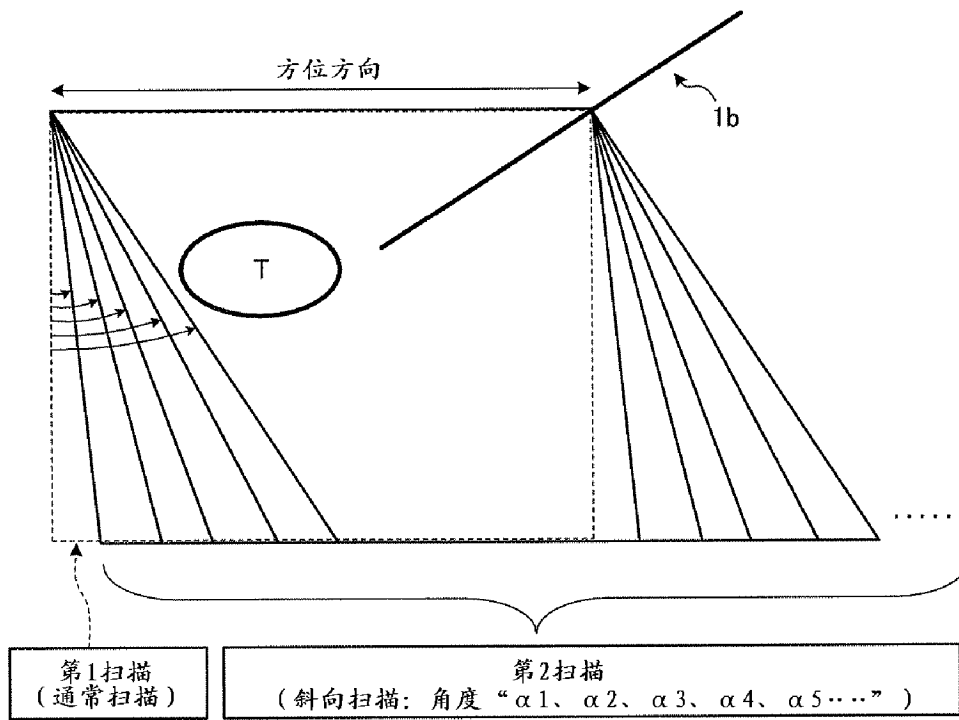


图 2

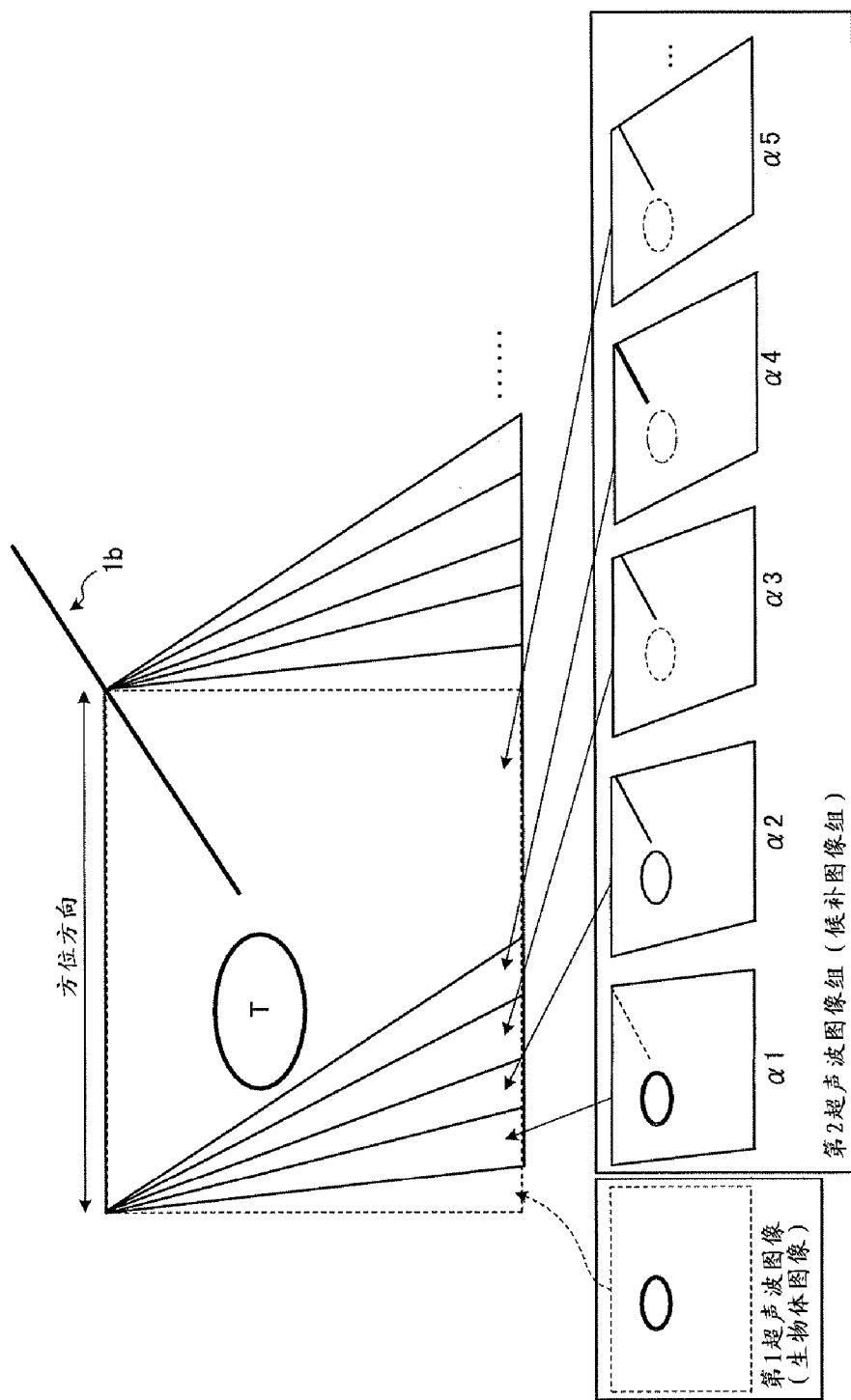


图 3

第3超声波图像 (角度“ α_3 ”)

针图像

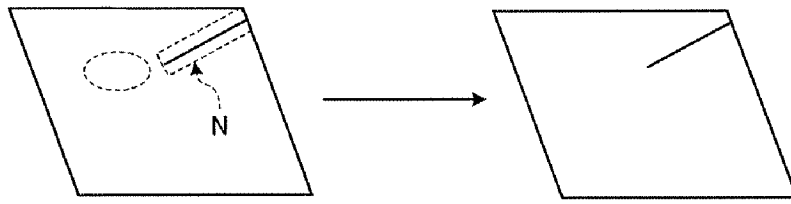


图 4

生物体图像

针图像

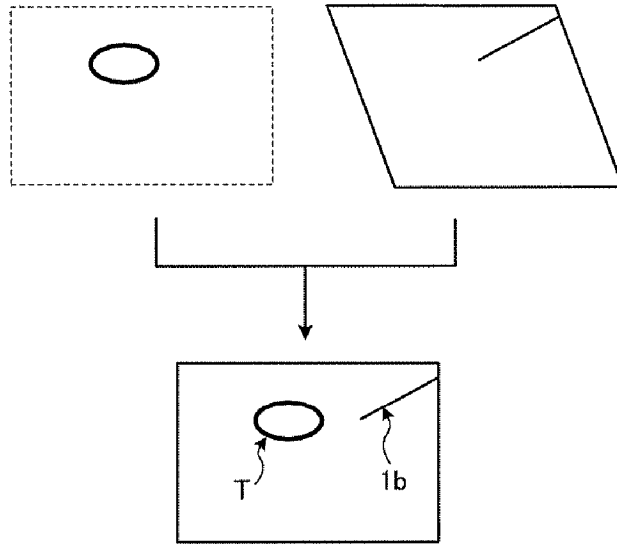


图 5

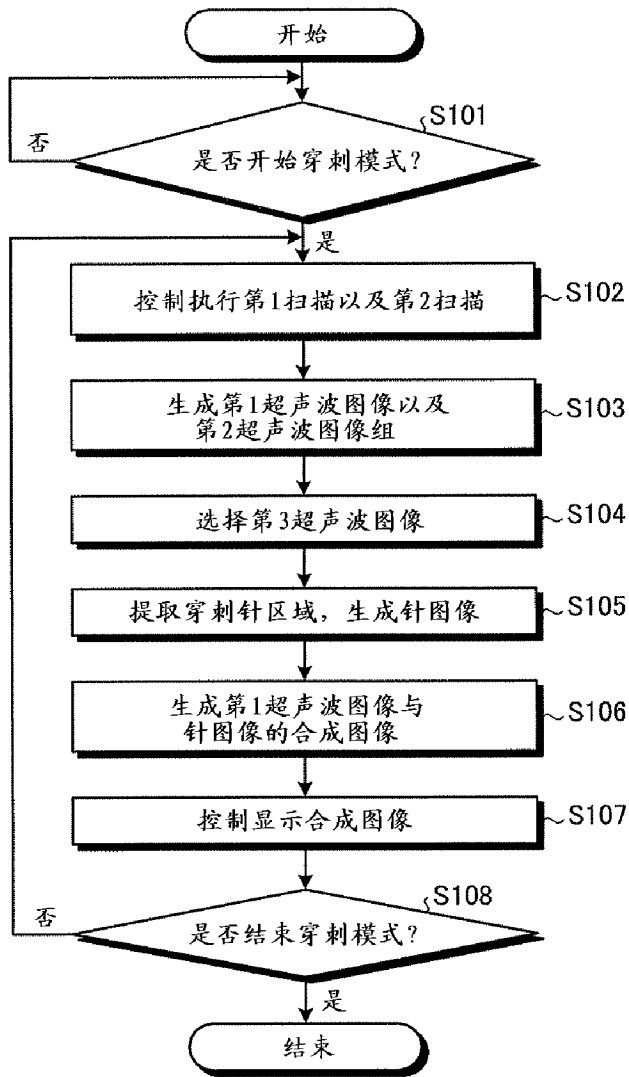


图 6

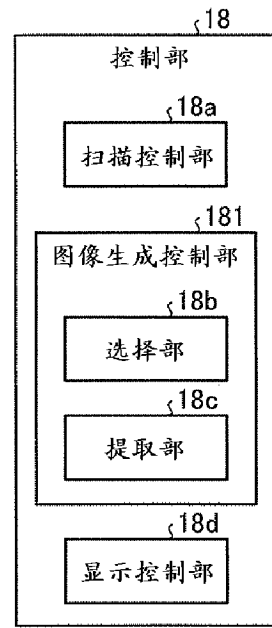


图 7

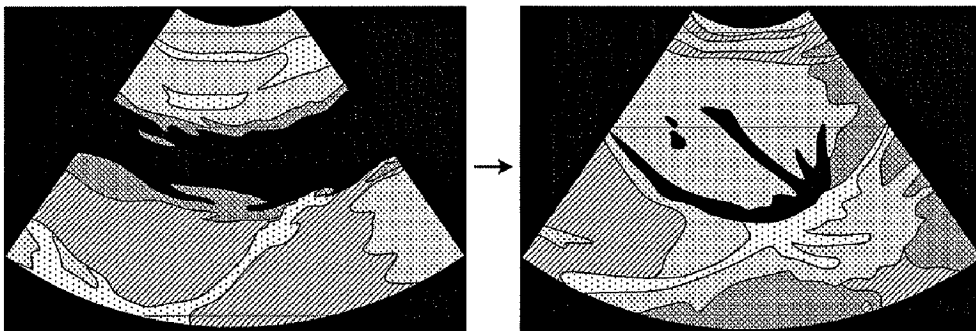


图 8

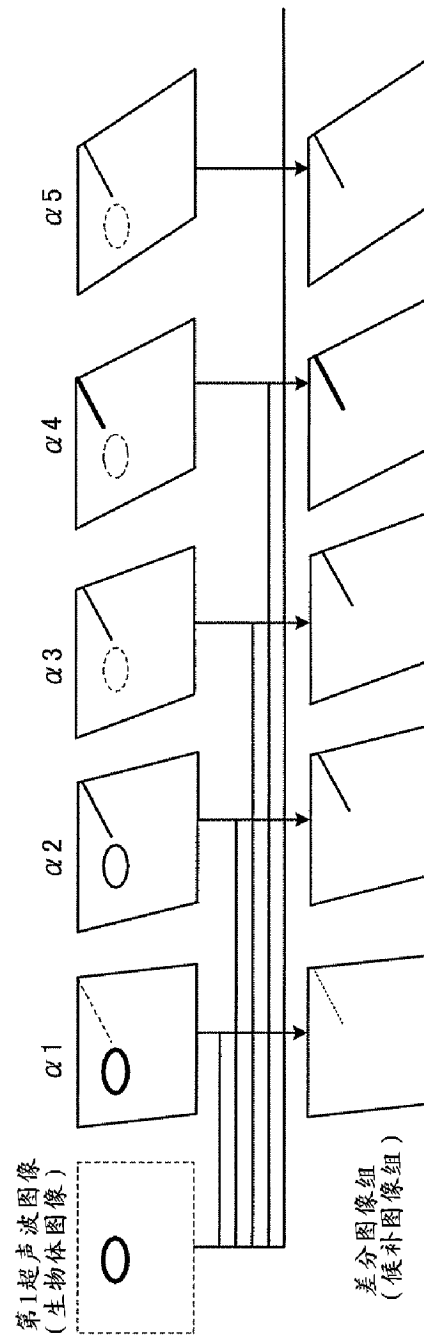


图 9

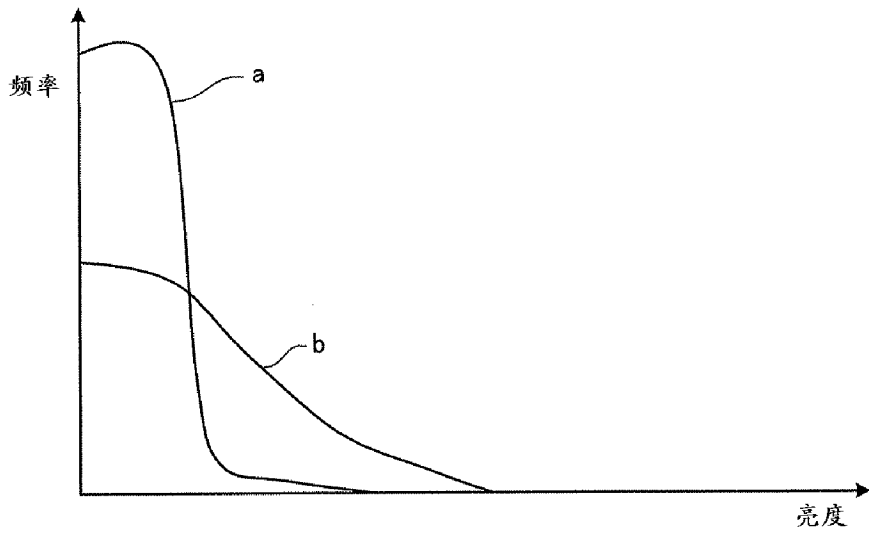


图 10

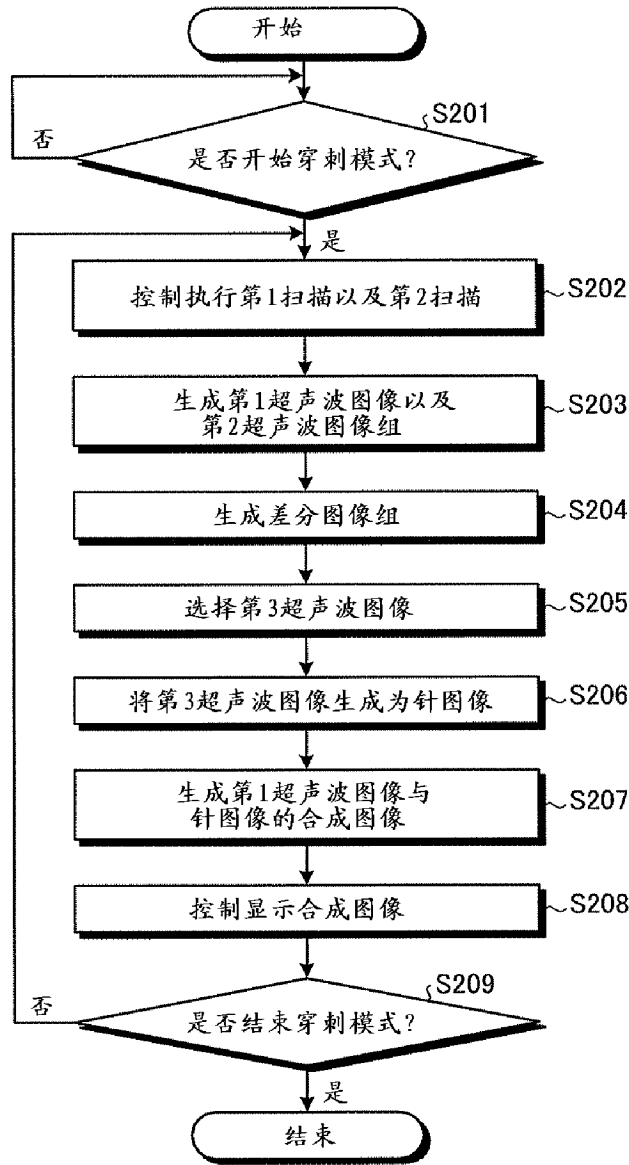


图 11

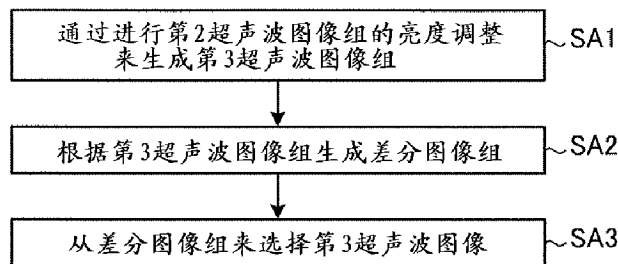


图 12A

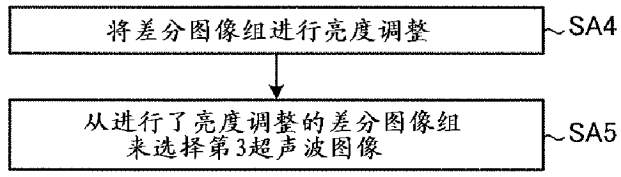


图 12B

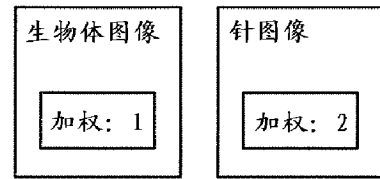


图 13

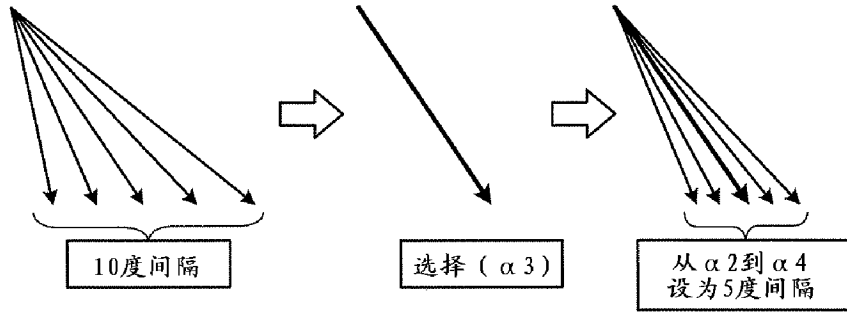


图 14A

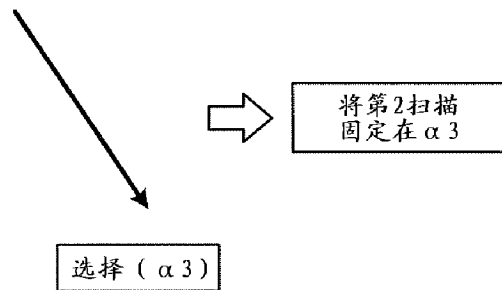


图 14B

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置以及控制方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN102727250A | 公开(公告)日 | 2012-10-17 |
| 申请号 | CN201210093673.7 | 申请日 | 2012-03-31 |
| [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 | 冈村阳子 神山直久 | | |
| 发明人 | 冈村阳子 神山直久 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/00 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/486 A61B8/46 A61B8/0841 A61B8/5238 A61B2017/3413 | | |
| 代理人(译) | 李伟 王轶 | | |
| 优先权 | 2012041505 2012-02-28 JP 2011081986 2011-04-01 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102727250B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

实施方式涉及超声波诊断装置以及控制方法。提供一种能够提高生物体组织以及穿刺针双方的识别性的超声波诊断装置以及控制方法。实施方式的超声波诊断装置具备：扫描控制部、图像生成部、图像生成控制部、图像合成部、显示控制部。扫描控制部执行在第1方向进行超声波发送的第1扫描与分别在多个方向进行超声波发送的第2扫描。图像生成部根据第1扫描生成第1超声波图像，并根据第2扫描生成第2超声波图像组。图像生成控制部根据对基于第1超声波图像以及第2超声波图像组的图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果，或者根据对第2超声波图像组各自的亮度分布进行解析而得的解析结果，来生成针图像。图像合成部生成第1超声波图像与针图像的合成图像。显示控制部显示合成图像。

