



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103732152 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201380001065. 1

代理人 舒艳君 李洋

(22) 申请日 2013. 06. 24

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/00(2006. 01)

2012-142340 2012. 06. 25 JP

2013-131950 2013. 06. 24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/067282 2013. 06. 24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/002963 JA 2014. 01. 03

(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 大内启之 佐佐木琢也 岭喜隆

三户部时子

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

审查员 李伟博

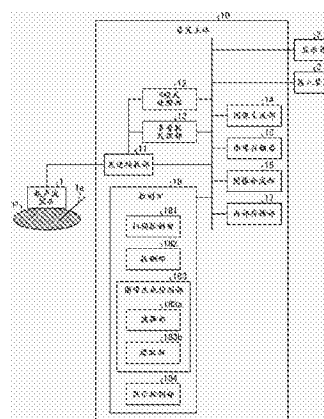
权利要求书3页 说明书18页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及图像处理方法

(57) 摘要

实施方式涉及一种超声波诊断装置,其具备:扫描控制部(181)、图像生成部(14)、检测部(182)、图像生成控制部(183)、图像合成部(16)及显示控制部(184)。扫描控制部(181)执行对振子面在第1方向进行超声波发送的第1扫描和对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(14)通过第1扫描生成第1超声波图像数据,通过第2扫描生成第2超声波图像数据组。检测部(182)基于第2超声波图像数据组来检测线段。图像生成控制部(183)基于与线段相关的信息,使图像生成部(14)生成针图像数据。显示控制部(184)进行控制,以便显示图像合成部(16)所生成的第1超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据。



1. 一种超声波诊断装置,具备:

扫描控制部,在对被插入了穿刺针的被检体进行超声波扫描时,以所述被检体的组织的映像化作为目的,使超声波探头执行对振子面在第1方向进行超声波发送的第1扫描和对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,使用通过所述第1扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成第1超声波图像数据,使用通过所述第2扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成由所述多个方向中每个方向的超声波图像数据构成的第2超声波图像数据组;

检测部,基于所述第2超声波图像数据组来检测线段;

图像生成控制部,控制所述图像生成部,以便基于与所述检测部检测出的线段相关的信息来生成描绘出所述穿刺针的针图像数据;

图像合成部,生成所述第1超声波图像数据与所述针图像数据的合成图像数据;以及
显示控制部,进行控制以便将所述合成图像数据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,其中,

所述检测部还计算出基于所述第2超声波图像数据组而计算出的线段的角度,

所述图像生成控制部控制所述图像生成部,以便基于所述检测部计算出的角度来生成所述针图像数据。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成控制部具备:

选择部,基于所述检测部对于构成所述第2超声波图像数据组的各图像数据计算出的角度,从所述第2超声波图像数据组中选择通过在适合于所述穿刺针的映像化的方向进行的超声波发送而生成的图像数据作为第3超声波图像数据;以及

提取部,控制所述图像生成部,以提取所述第3超声波图像数据的高亮度区域作为穿刺针区域,使用提取出的穿刺针区域来生成所述针图像数据。

4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中,

作为所述第2扫描,所述扫描控制部使所述超声波探头对振子面在包含垂直方向的多个方向分别执行超声波发送,

所述选择部基于所述检测部对通过在所述第2超声波图像数据组中沿所述垂直方向以外的方向进行的超声波发送接收而生成的各图像数据计算出的角度,来选择所述第3超声波图像数据,

所述提取部基于所述第3超声波图像数据与通过作为所述第2扫描而在所述垂直方向进行的超声波发送接收所生成的图像数据,来提取所述穿刺针区域。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中,

所述提取部使用将所述第3超声波图像数据的亮度值降低后的图像数据,进行所述穿刺针区域的提取处理。

6. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中,

所述图像生成控制部具备:

提取部,控制所述图像生成部,以便对构成所述第2超声波图像数据组的各图像数据进行阈值处理,生成高亮度区域被提取后的候补图像数据组;以及

选择部,基于所述检测部对于构成所述候补图像数据组的各图像数据计算出的角度,

从所述候补图像数据组中选择通过在适合于所述穿刺针的映像化的方向进行的超声波发送而生成的图像数据来作为所述针图像数据。

7. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置, 其中,

作为所述第 2 扫描, 所述扫描控制部使所述超声波探头对振子面在包含垂直方向的多个方向分别执行超声波发送,

所述提取部控制所述图像生成部, 以便生成从通过在所述第 2 超声波图像数据组中沿所述垂直方向以外的方向进行的超声波发送接收所生成的各图像数据中差分了通过作为所述第 2 扫描而在所述垂直方向进行的超声波发送接收所生成的图像数据的图像数据组来作为所述候补图像数据组。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述提取部控制所述图像生成部, 以便使用将通过在所述第 2 超声波图像数据组中沿所述垂直方向以外的方向进行的超声波发送接收所生成的各图像数据的亮度值降低后的图像数据, 来生成所述候补图像数据组。

9. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述选择部基于所述检测部计算出的角度, 来选择通过在成为与所述穿刺针最接近于垂直的角度的方向进行的超声波发送所生成的图像数据。

10. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述选择部基于所述检测部计算出的角度, 来选择通过在成为与所述穿刺针最接近于垂直的角度的方向进行的超声波发送所生成的图像数据。

11. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述扫描控制部基于所述检测部计算出的角度, 来改变所述第 2 扫描中进行的超声波发送的方向。

12. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述扫描控制部基于所述检测部计算出的角度的时间变化量, 来改变所述第 2 扫描中进行的超声波发送的方向数量。

13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述扫描控制部基于所述第 2 扫描中进行的超声波发送的方向的变更, 来改变变更后的第 2 扫描的超声波发送接收条件。

14. 根据权利要求 12 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述扫描控制部基于所述第 2 扫描中进行的超声波发送的方向数量的变更, 来改变变更后的第 2 扫描的超声波发送接收条件。

15. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述图像生成控制部控制所述图像生成部, 以便生成描画出基于所述检测部对于所述第 2 超声波图像数据组检测出的线段的标记的图像数据来作为所述针图像数据。

16. 根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述图像生成控制部控制所述图像生成部, 以便生成描画出基于所述检测部对于所述第 2 超声波图像数据组取得的线段及角度的标记的图像数据来作为所述针图像数据。

17. 根据权利要求 6 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述图像生成控制部控制所述图像生成部, 以便生成描画出基于所述检测部对于所述

候补图像数据组取得的线段及角度的标记的图像数据来作为所述针图像数据。

18. 一种图像处理方法,包括以下步骤:

扫描控制部在对被检体进行超声波扫描时,以所述被检体的组织的映像化作为目的,使超声波探头执行对振子面在第1方向进行超声波发送的第1扫描和对振子面分别在多个方向进行超声波发送的第2扫描;

图像生成部使用通过所述第1扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成第1超声波图像数据,使用通过所述第2扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成由所述多个方向中每个方向的超声波图像数据构成的第2超声波图像数据组;

检测部基于所述第2超声波图像数据组来检测线段;

图像生成控制部控制所述图像生成部,以便基于与所述检测部检测出的线段相关的信息来生成描绘出穿刺针的针图像数据;

图像合成部生成所述第1超声波图像数据与所述针图像数据的合成图像数据;

显示控制部进行控制,以便将所述合成图像数据显示于规定的显示部。

超声波诊断装置及图像处理方法

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方法。

背景技术

[0002] 以往,因为超声波诊断装置能够实时地显示超声波探头正下方的超声波图像,所以在进行生物体组织检查或无线电波烧灼治疗(RFA:Radio Frequency Ablation)等使用了穿刺针的穿刺时被频繁地使用。另外,如果将穿刺导向器安装于超声波探头来进行穿刺,则由于插入穿刺针的角度被限定,所以很多情况下根据病变部与血管的位置关系等,不使用穿刺导向器地无拘束地进行穿刺。但是,由于病变的位置、穿刺针的侵入角度的影响,有时难以看到穿刺针,在这样的情况下,一边观察移动了穿刺针时的组织的活动等,一边进行穿刺。

[0003] 鉴于此,近年来为了提高进行穿刺时的穿刺针的可见性,公知有一种进行倾斜扫描,按照与穿刺针垂直的方式照射超声波束,由此生成以高亮度描绘出穿刺针的超声波图像(针图像)的技术。另外,还公知有一种在生成针图像的同时,不进行倾斜扫描而进行通常的超声波扫描来生成描绘生物体组织的超声波图像(生物体图像),进而生成并显示针图像与生物体图像的合成图像的技术。

[0004] 但是,通过倾斜扫描而亮度上升的物体除了穿刺针之外,还包括与超声波的发送方向垂直的生物体组织。另外,在进行了倾斜扫描的情况下,由于束形状等会产生栅瓣,导致在图像内产生伪影。并且,穿刺针越偏离超声波探头正下方,则穿刺针的亮度越降低。特别是在无拘束地进行穿刺时,穿刺针的角度不固定。

[0005] 专利文献1:日本特开 2006-320378 号公报

发明内容

[0006] 本发明想要解决的课题是提供一种无论穿刺针的角度如何都能够提高穿刺针的可见性的超声波诊断装置及图像处理方法。

[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、检测部、图像生成控制部、图像合成部、以及显示控制部。在对插入了穿刺针的被检体进行超声波扫描时,以所述被检体的组织的映像化为目的,扫描控制部使超声波探头执行对振子面沿第1方向进行超声波发送的第1扫描、和对振子面分别沿多个方向进行超声波发送的第2扫描。图像生成部使用通过所述第1扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成第1超声波图像数据,使用通过所述第2扫描由所述超声波探头接收到的反射波来生成由所述多个方向中每个方向的超声波图像数据构成的第2超声波图像数据组。检测部基于所述第2超声波图像数据组来检测线段。图像生成控制部控制所述图像生成部,以便基于与所述检测部检测出的线段相关的信息来生成描绘了所述穿刺针的针图像数据。图像合成部生成所述第1超声波图像数据与所述针图像数据的合成图像数据。显示控制部进行控制,以便将所述合成图像数据显示于规定的显示部。

附图说明

- [0008] 图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。
- [0009] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的扫描控制部的图。
- [0010] 图 3 是表示在第 1 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。
- [0011] 图 4 是用于说明图 1 所示的检测部的图。
- [0012] 图 5A 是表示第 1 实施方式所涉及的扫描控制部进行的第 2 扫描的条件变更处理的一个例子的图 (1)。
- [0013] 图 5B 是表示第 1 实施方式所涉及的扫描控制部进行的第 2 扫描的条件变更处理的一个例子的图 (2)。
- [0014] 图 6 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例的流程图。
- [0015] 图 7 是表示在第 2 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。
- [0016] 图 8 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例的流程图。
- [0017] 图 9 是表示在第 3 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。
- [0018] 图 10 是表示在第 4 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。
- [0019] 图 11 是用于说明第 5 实施方式的图 (1)。
- [0020] 图 12 是用于说明第 5 实施方式的图 (2)。
- [0021] 图 13 是用于说明第 5 实施方式的图 (3)。

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 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 是表示第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的结构例的图。如图 1 所示,第 1 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。

[0025] 超声波探头 1 与装置主体 10 拆装自如地连接。超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的装置主体 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、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材等。

[0026] 如果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的不连续面被依次反射,作为反射波信号被超声波探头 1 所具有的多个压电振子接收。被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之差。其中,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流、心脏壁等的表面反射时的反射波信号由于多普勒效应而取决于移动体相对超声波发送方向的速度分量,受到频移。

[0027] 此外,第 1 实施方式在图 1 所示的超声波探头 1 是多个压电振子被配置成一列的一维超声波探头的情况、在图 1 所示的超声波探头 1 是被配置成一列的多个压电振子进行机械性摆动的一维超声波探头的情况、在图 1 所示的超声波探头 1 是多个压电振子以二维方式配置成格子状的二维超声波探头的情况下都能够应用。

[0028] 另外,在第1实施方式中,为了进行生物体组织检查、无线电波烧灼治疗等,医师参照通过超声波探头1进行的超声波发送接收而显示于显示器2的超声波图像数据,由该医师将穿刺针1a从超声波探头1抵接的体表附近插入至被检体P的目标部位。在第1实施方式中,无拘束地进行基于穿刺针1a的穿刺。不过,第1实施方式在安装于超声波探头1的穿刺适配器上安装穿刺针1a来进行穿刺的情况下也能应用。

[0029] 输入装置3具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸指令屏、脚踏开关、轨迹球等,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。例如,如果操作者按下输入装置3所具有的结束按钮或冻结按钮,则超声波的发送接收结束,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置成为暂时停止状态。另外,操作者还能够通过输入装置3进行用于执行后述的第2扫描(倾斜扫描)的超声波发送的倾斜的角度的初始设定。

[0030] 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)、或者显示在装置主体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接收到的反射波来生成超声波图像数据的装置,如图1所示,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、图像合成部16、内部存储部17及控制部18。

[0032] 发送接收部11具有触发发生电路、延迟电路及脉冲发生器电路等,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频率反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对于脉冲发生器电路产生的各速率脉冲赋予为了将从超声波探头1产生的超声波会聚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对超声波探头1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,来任意调整从压电振子面起的发送方向。

[0033] 驱动脉冲在通过线缆从脉冲发生器电路传达至超声波探头1内的压电振子后,在压电振子中从电信号转换成机械振动。该机械振动作为超声波在生物体内部进行发送。在此,按每个压电振子具有不同发送延迟时间的超声波被集中并沿规定方向不断传送。即,延迟电路通过改变对各速率脉冲赋予的发送延迟时间,来任意调整从压电振子面起的发送方向。

[0034] 此外,发送接收部11为了基于后述的控制部18的指示来执行规定的扫描序列,具有能够瞬间改变发送频率、发送驱动电压等的功能。尤其发送驱动电压的变更可通过能够瞬间切换其值的线性放大器型发送电路或电气切换多个电源单元的机构来实现。

[0035] 另外,发送接收部11具有放大器电路、A/D转换器、及加法器等,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。放大器电路按每个信道将反射波信号放大来进行增益校正处理。A/D转换器对增益校正后的反射波信号进行A/D转换,赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器基于被赋予的延迟时间来进行反射波信号的加法处理,生成反射波数据。通过加法器的加法处理,能够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。

[0036] 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和接收指向性。此外,发送接收部11具有通过后述的控制部18的控制能够瞬间改变延迟信息、发送频率、发

送驱动电压及开口元件数等的功能。另外,发送接收部 11 能够按一个帧或每个速率发送接收不同的波形。

[0037] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据,对接收到的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 模式数据)。

[0038] 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来频率解析速度信息,提取出基于多普勒效应的血流、组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取了平均速度、方差、功率等移动体信息的数据(多普勒数据)。其中,B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 生成的数据也被称为原始数据(Raw Data)。

[0039] 此外,B 模式处理部 12 通过改变检波频率,能够改变进行映像化的频带。通过利用该 B 模式处理部 12 的功能,能够执行对比谐波成像(CHI:Contrast Harmonic Imaging)。即,B 模式处理部 12 能够从注入了造影剂的被检体 P 的反射波数据中,分离将造影剂(微小气泡、气泡)作为反射源的反射波数据(高次谐波数据或分谐波数据)和将被检体 P 内的组织作为反射源的反射波数据(基波数据)。B 模式处理部 12 能够生成用于生成造影图像数据的 B 模式数据。

[0040] 另外,通过利用该 B 模式处理部 12 的功能,在组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)中,通过从被检体 P 的反射波数据中分离高次谐波数据或分谐波数据,能够生成用于生成去除了噪声分量的组织图像数据的 B 模式数据。另外,B 模式处理部 12 在 CHI 及 THI 中,通过基于相位调制法(PM:Phase Modulation)、振幅调制法(AM:Amplitude Modulation)、相位振幅调制法(AMPM)的信号处理法,还能够生成用于生成造影图像数据的 B 模式数据及用于生成组织图像数据的 B 模式数据。

[0041] 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 生成的根据 B 模式数据来生成用亮度表示反射波的强度的 B 模式图像数据。另外,图像生成部 14 根据多普勒处理部 13 生成的多普勒数据来生成表示移动体信息的平均速度图像数据、方差图像数据、功率图像数据或作为它们的组合图像的彩色多普勒图像数据。

[0042] 在此,图像生成部 14 将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,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,图像生成部 14 例如使用扫描转换后的多个图像帧来进行重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波的图像处理(边缘强调处理)等。

[0043] 另外,图像生成部 14 搭载有保存图像数据的记忆存储器,能够进行三维图像的再建处理等。另外,通过图像生成部 14 所搭载的记忆存储器例如能够调出在诊断后操作者在检查中记录的图像。

[0044] 图像合成部 16 对图像生成部 14 生成的超声波图像合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等,作为视频信号输出至显示器 2。另外,图像合成部 16 生成重叠了多个图像数据的合成图像数据。其中,关于第 1 实施方式所涉及的图像合成部 16 生成的合成图像数据,将在后文中详细说明。

[0045] 图像存储器 15 是存储图像生成部 14 生成的超声波图像数据、图像合成部 16 合成的合成图像数据的存储器。例如,图像存储器 15 保存即将按下 FREEZE 按钮之前的与多个

帧对应的超声波图像。超声波诊断装置通过连续显示（电影显示）该图像存储器 15 中存储的图像，还能够显示超声波动画图像。

[0046] 内部存储部 17 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、医师的意见等）、诊断协议及各种体位标记等各种数据。另外，内部存储部 17 可根据需要还被用于图像存储器 15 所存储的图像数据的保管等。其中，内部存储部 17 所存储的数据能够经由未图示的接口电路向外部的周边装置转发。

[0047] 控制部 18 控制超声波诊断装置中的整体处理。具体而言，控制部 18 基于操作者通过输入装置 3 输入的各种设定请求、从内部存储部 17 读取的各种控制程序和各种数据，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 及图像合成部 16 的处理。例如，图 1 所示的扫描控制部 181 经由发送接收部 11 来控制超声波探头 1 的超声波扫描。另外，图 1 所示的显示控制部 184 进行控制，以便将图像存储器 15 所存储的超声波图像数据、合成图像数据显示于显示器 2。

[0048] 另外，如图 1 所示，第 1 实施方式所涉及的控制部 18 除了具有扫描控制部 181 及显示控制部 184 之外，还具有检测部 182 及图像生成控制部 183。如图 1 所示，图像生成控制部 183 具有选择部 183a 和提取部 183b。

[0049] 其中，关于在第 1 实施方式中扫描控制部 181、检测部 182、选择部 183a、提取部 183b 及显示控制部 184 所执行的处理，将在后文中详细说明。

[0050] 以上，说明了第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构。以该结构为基础，第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置生成对被插入穿刺针 1a 的被检体 P 的生物体组织进行拍摄而得到的超声波图像数据。然后，第 1 实施方式所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，生成无论穿刺针 1a 的角度如何都能够提高穿刺针 1a 的可见性的合成图像数据。

[0051] 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 实施方式所涉及的超声波诊断装置开始进行以下说明的处理。另外，例如若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 实施方式所涉及的超声波诊断装置结束以下说明的处理。

[0052] 首先，扫描控制部 181 在对被插入穿刺针 1a 的被检体 P 进行超声波扫描时，使超声波探头 1 执行第 1 扫描和第 2 扫描。

[0053] 第 1 扫描是以被检体 P 的组织的映像化为目的，对振子面沿第 1 方向进行超声波发送的扫描。即，第 1 扫描是为了使被检体 P 的生物体组织映像化而沿振子的排列方向进行成为最合适的第 1 方向的超声波发送的超声波扫描。具体而言，第 1 方向是垂直于超声波探头 1 的振子面的方向。例如，第 1 方向是垂直于方位方向的方向。此外，第 1 方向如果是为了使被检体 P 的组织映像化而成为最合适的超声波发送方向，则也可以是垂直于振子面的方向以外的方向。

[0054] 在此，作为第 1 扫描中设定的超声波发送接收条件，为了得到良好地描绘出生物体组织的图像数据，可设定上述的 THI 模式用条件。不过，如果能够得到良好地描绘出生物体组织的图像数据，则也可以例如设定通常的 B 模式用条件。

[0055] 另外，第 2 扫描是对振子面沿多个方向分别进行超声波发送的扫描。即，第 2 扫描是以为将穿刺针 1a 映像化而探索最合适的超声波发送方向为目的，沿

多个方向分别进行超声波发送的超声波扫描（倾斜扫描）。在第 2 扫描中，分别在多个方向沿振子的排列方向进行超声波发送。在第 1 实施方式中，上述多个方向的各方向是垂直于超声波探头 1 的振子面的方向以外的方向。例如，多个方向的各方向是垂直于方位方向的方向以外的方向。

[0056] 在此，第 2 扫描的超声波发送接收条件可以与第 1 扫描相同，但优选采用能够尽可能地抑制由于栅瓣等而导致的伪影的产生并且能够使来自穿刺针 1a 的接收信号变大的设定。因此，例如设定的超声波发送接收条件为：在第 2 扫描中，从超声波探头 1 发送较低频率的发送波形，在接收信号的处理中，使用发送超声波的基波分量。

[0057] 图 2 是用于说明第 1 实施方式所涉及的扫描控制部的图。在图 2 所示的一个例子中，向目标部位 (T) 插入穿刺针 1a。在该状态下，如图 2 所示，扫描控制部 181 与为了生成 B 模式图像数据、THI 图像数据而进行的扫描同样地在与方位方向垂直的方向执行超声波发送来作为第 1 扫描。并且，如图 2 所示，扫描控制部 181 例如以三个不同的角度“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ ”执行倾斜扫描来作为第 2 扫描。其中，倾斜角度的值、数量可以是初始设定的情况，也可以是在进行穿刺前由操作者设定的情况。

[0058] 然后，图 1 所示的图像生成部 14 使用通过第 1 扫描由超声波探头 1 接收到的反射波来生成第 1 超声波图像数据。在本实施方式中，第 1 超声波图像数据是使用高次谐波分量的 THI 图像数据。另外，图像生成部 14 使用通过第 2 扫描由超声波探头 1 接收到的反射波来生成由多个方向中每个方向的超声波图像数据构成的第 2 超声波图像数据组。第 2 超声波图像数据组是倾斜角度不同的多个超声波图像数据。

[0059] 在上述的一个例子中，图像生成部 14 生成“倾斜角度： $\alpha 1$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据及“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据来作为第 2 超声波图像数据组。在以下说明中，有时将通过第 2 扫描生成的超声波图像数据记载为倾斜图像数据。

[0060] 然后，在第 1 实施方式中，进行使用了检测部 182 的处理结果的图像生成控制部 183 的图像生成控制处理。检测部 182 具有检测在图像数据内描绘的线段的功能。并且，在第 1 实施方式中，检测部 182 具有对检测出的线段的角度进行计算的功能。检测部 182 基于第 2 超声波图像数据组来检测线段。并且，在第 1 实施方式中，检测部 182 计算检测出的线段的角度。检测部 182 计算出检测到的线段的角度来作为穿刺针 1a 的角度。然后，图像生成控制部 183 基于与检测部 182 检测出的线段相关的信息来控制图像生成部 14，以生成描绘出穿刺针 1a 的针图像数据。第 1 实施方式所涉及的图像生成控制部 183 基于检测部 182 所计算的角度来控制图像生成部 14，以生成描绘出穿刺针 1a 的针图像数据。例如，针图像数据是以高亮度描绘出穿刺针 1a 的图像数据。在第 1 实施方式中，检测部 182 从第 2 超声波图像数据组中检测线段，并计算检测出的线段的角度。然后，第 1 实施方式所涉及的图像生成控制部 183 控制图像生成部 14，以便对构成第 2 超声波图像数据组的各图像数据基于检测部 182 所计算的角度来生成以高亮度描绘出穿刺针 1a 的针图像数据。

[0061] 以下，参照图 3 及图 4，来说明第 1 实施方式中进行的图像生成控制处理的一个例子。图 3 是表示第 1 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图，图 4 是用于说明图 1 所示的检测部的图。

[0062] 如图 3 所例示，检测部 182 使用作为第 2 超声波图像数据组的“‘倾斜角度： $\alpha 1$ ’

的超声波图像数据、‘倾斜角度： $\alpha 2$ ’的超声波图像数据及‘倾斜角度： $\alpha 3$ ’的超声波图像数据”，来计算穿刺针 1a 的角度 (β) (参照图 3 的 (1))。例如，检测部 182 对倾斜图像数据进行霍夫 (Hough) 变换等线段检测处理。

[0063] 由此，如图 4 所示，检测部 182 检测出倾斜图像数据内的线段 L。然后，如图 4 所示，检测部 182 计算“方位方向 (图像数据的横方向) 的直线 L1”与“包含线段 L 的直线”所形成的角度 (β)。如图 4 所示，该角度 (β) 也是“与线段 L 垂直方向的直线 L2”和“与方位方向垂直方向的直线 L3”所形成的角度。即，角度 (β) 成为用于对与线段 L 所对应的直线状的反射源垂直地进行超声波发送的倾斜角度。

[0064] 在此，线段 L 所对应的直线状的反射源成为穿刺针 1a 的可能性高。因此，角度 (β) 成为用于对穿刺针 1a 以垂直方向进行超声波发送的倾斜角度。即，角度 (β) 成为用于进行最适于穿刺针 1a 的映像化的超声波发送方向的倾斜角度。此外，线段检测处理及角度计算处理不限于霍夫变换，作为从图像中计算处线段的角度的方法，也可以采用一般已知的任意方法。

[0065] 在此，检测部 182 计算出根据构成第 2 超声波图像数据组的各图像数据而计算得到的角度的平均值、中央值等统计值来作为角度 (β)。另外，检测部 182 对于没有检测出线段的图像数据、没有检测出成为规定长度以上的长度的线段的图像数据，不进行角度计算处理。

[0066] 然后，图 1 所示的图像生成控制部 183 所具有的选择部 183a 基于检测部 182 对构成第 2 超声波图像数据组的各图像数据所计算出的角度，从第 2 超声波图像数据组中选择第 3 超声波图像数据。第 3 超声波图像数据是通过在最适于穿刺针 1a 的映像化的方向进行的超声波发送所生成的图像数据。具体而言，选择部 183a 基于检测部 182 计算出的角度 (β)，来选择通过对穿刺针 1a 在成为最接近于垂直的角度的方向进行的超声波发送所生成的图像数据 (第 3 超声波图像数据) (参照图 3 的 (2))。更具体而言，选择部 183a 选择最接近于角度 (β) 的倾斜角度的倾斜图像数据作为第 3 超声波图像数据。例如，在第 2 扫描中进行的多个倾斜角度是“ $\{\alpha 1, \alpha 2, \alpha 3\} = \{10 \text{ 度}, 20 \text{ 度}, 30 \text{ 度}\}$ ”，“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”时，选择部 183a 选择“倾斜角度： $\alpha 3 = 30 \text{ 度}$ ”的超声波图像数据作为第 3 图像数据。

[0067] 然后，图 1 所示的图像生成控制部 183 所具有的提取部 183b 提取出第 3 超声波图像数据的高亮度区域作为穿刺针区域 (参照图 3 的 (3))。然后，提取部 183b 控制图像生成部 14，以便使用提取出的穿刺针区域来生成针图像数据。

[0068] 例如，提取部 183b 在第 3 超声波图像数据内检测出的线段附近探索高亮度区域。作为一个例子，提取部 183b 在第 3 超声波图像数据内检测出线段附近的像素中，探索具有高亮度区域提取用阈值以上的亮度值的区域来作为高亮度区域。然后，图像生成部 14 通过将提取部 183b 探索出的高亮度区域以外的区域的亮度值设为“0”来生成针图像数据。这样，通过将高亮度区域的探索限定在线段附近，可将因伪影引起的高亮度区域、与反射强度强的生物体组织对应的高亮度区域的亮度值设为“0”，来生成仅描绘了穿刺针 1a 的针图像数据。

[0069] 然后，图像合成部 16 通过合成处理来生成第 1 超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据 (参照图 3 的 (4))。例如，图像合成部 16 以像素单位将良好地描绘出生物体组织的第 1 超声波图像数据和良好地描绘出穿刺针 1a 的针图像数据的亮度值进行比较。然

后,图像合成部 16 生成将针图像数据的亮度值为“0”的像素作为第 1 超声波图像数据的亮度值,将针图像数据的亮度值大于“0”的像素作为针图像数据的亮度值的合成图像数据。由此,能够生成在良好画质的生物体组织图像上仅重叠高亮度的针图像数据的图像数据。其中,合成图像数据的生成方法不限于上述的亮度值比较。合成图像数据也可以通过单纯的加法或权重加法来生成。

[0070] 然后,显示控制部 184 进行控制,以便将合成图像数据显示于显示器 2。此外,本实施方式也可以在合成图像数据的生成前,进行增益调整、动态范围调整来调整针图像数据的亮度值。通过该亮度调整,能够强调显示针图像数据中描绘出的穿刺针 1a。

[0071] 以上是第 1 实施方式中进行的图像生成控制处理。然后,在第 1 实施方式中,扫描控制部 181 基于检测部 182 计算出的角度,来进行第 2 扫描的条件变更。

[0072] 首先,扫描控制部 181 基于检测部 182 计算出的角度,来改变第 2 扫描中进行的超声波发送的方向。另外,扫描控制部 181 基于检测部 182 计算出的角度的时间变化量,来改变第 2 扫描中进行的超声波发送的方向数量。此外,以下将说明超声波发送的方向的变更和超声波发送的方向数量的变更,但本实施方式也可以是仅进行超声波发送的方向的变更的情况,还可以是仅进行超声波发送的方向数量的变更的情况。

[0073] 以下,参照图 5A 及图 5B,来说明上述的第 2 扫描的条件变更处理。图 5A 及图 5B 是表示第 1 实施方式所涉及的扫描控制部进行的第 2 扫描的条件变更处理的一个例子的图。

[0074] 首先,说明超声波发送的方向的变更处理。扫描控制部 181 进行控制,以使生成了一帧的合成图像数据时与检测部 182 计算出的角度对应的倾斜角度包含于为了生成下一帧的合成图像数据如图进行的第 2 扫描的多个倾斜角度。另外,也可以对此进行追加,扫描控制部 181 进行控制,以便将生成一帧的合成图像数据时在第 2 扫描中进行的多个倾斜角度的间隔在为了生成下一帧的合成图像数据而进行的第 2 扫描中缩小。

[0075] 例如,如图 5A 所示,生成一帧的合成图像数据时在第 2 扫描中进行的多个倾斜角度是“ $\{\alpha 1, \alpha 2, \alpha 3\} = \{10 \text{ 度}, 20 \text{ 度}, 30 \text{ 度}\}$ ”,检测部 182 计算出的角度是“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”。这时,如图 5A 所示,扫描控制部 181 将在为了生成下一帧的合成图像数据而进行的第 2 扫描中进行的多个倾斜角度变更为“ $\{\alpha 1, \alpha 2, \alpha 3\} = \{23 \text{ 度}, 28 \text{ 度}, 33 \text{ 度}\}$ ”。在图 5A 所示的一个例子中,扫描控制部 181 将以“20 度”为中心在 10 度间隔的三个方向所进行的第 2 扫描改变为包含“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”并以“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”为中心在 5 度间隔的三个方向所进行的第 2 扫描。由此,在下一帧中,能够生成更加鲜明地表示出穿刺针 1a 的合成图像数据。

[0076] 接着,说明超声波发送的方向的变更处理。当无拘束地进行穿刺时,穿刺针 1a 进入的角度不一定固定,变动的情形较多。另外,有时穿刺以一边避开血管一边使穿刺针 1a 进入的状况进行,这时,穿刺针 1a 进入的角度发生变动。另外,即使在使用穿刺适配器的情况下,也会发生同样的情况。

[0077] 鉴于此,例如扫描控制部 181 计算出角度(β)的时间变化量“ $d\beta/dt$ ”。或者,角度(β)的时间变化量可以由检测部 182 进行计算。然后,扫描控制部 181 将“ $d\beta/dt$ ”和角度变化量阈值“ $TH(\beta)$ ”进行比较,当“ $d\beta/dt \geq TH(\beta)$ ”时,增加倾斜扫描的超声波发送方向数量。

[0078] 例如,如图 5B 所示,生成了第“n”个帧的合成图像数据时在第 2 扫描中进行的多

个倾斜角度是“ $\{\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3\} = \{10\text{度}, 20\text{度}, 30\text{度}\}$ ”，检测部 182 计算出的角度是“ $\beta = 28\text{度}$ ”。并且，在生成了第“ $n-1$ ”个帧的合成图像数据时的角度与生成了第“ n ”个帧的合成图像数据时的角度之间计算出的时间变化量 ($d\beta/dt$) 是“ $d\beta/dt \geq TH(\beta)$ ”。这时，如图 5B 所示，扫描控制部 181 将在为了生成第“ $n+1$ ”个帧的合成图像数据而进行第 2 扫描中进行的多个倾斜角度改变为“ $\{\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5\} = \{18\text{度}, 23\text{度}, 28\text{度}, 33\text{度}, 38\text{度}\}$ ”。

[0079] 在图 5B 所示的一个例子中，扫描控制部 181 将以“20 度”为中心并在 10 度间隔的三个方向进行的第 2 扫描改变为包含“ $\beta = 28\text{度}$ ”并以“ $\beta = 28\text{度}$ ”为中心在 5 度间隔的五个方向进行的第 2 扫描。由此，即使穿刺针 1a 的角度从当前的 28 度变化数度，因为在五个方向的倾斜图像数据的任一个中穿刺针 1a 以高亮度被描绘，所以能够确保合成图像数据中的穿刺针 1a 的可见性。

[0080] 其中，扫描控制部 181 基于第 2 扫描的条件变更，来改变变更后的第 2 扫描的超声波发送接收条件。例如，如图 5B 所示，在倾斜方向数量从三个方向变为五个方向时，将用于生成一帧的倾斜图像数据的发送接收光束的密度设为当前的“ $3/5$ ”。由此，本实施方式能够维持合成图像的帧速率。

[0081] 接着，参照图 6，说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子。图 6 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例的流程图。

[0082] 如图 6 所示，第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置判定穿刺模式是否开始（步骤 S101）。在此，当穿刺模式没有开始时（步骤 S101 否定），第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置待机至穿刺模式开始。

[0083] 另一方面，当穿刺模式开始时（步骤 S101 肯定），扫描控制部 181 控制超声波探头 1，以执行第 1 扫描及第 2 扫描（步骤 S102）。

[0084] 然后，图像生成部 14 生成第 1 超声波图像数据及第 2 超声波图像数据组（步骤 S103）。然后，检测部 182 对第 2 超声波图像数据组进行线段检测处理（步骤 S104），计算出线段的角度、即穿刺针 1a 的角度（步骤 S105）。

[0085] 然后，选择部 183a 基于角度来选择第 3 超声波图像数据（步骤 S106），提取部 183b 提取出第 3 超声波图像数据的高亮度区域，通过提取部 183b 的控制，图像生成部 14 生成针图像数据（步骤 S107）。

[0086] 然后，图像合成部 16 生成第 1 超声波图像数据与针图像数据的合成图像（步骤 S108），显示控制部 184 进行控制，以显示合成图像数据（步骤 S109）。

[0087] 然后，扫描控制部 181 判定穿刺模式是否结束（步骤 S110）。在此，当穿刺模式没有结束时（步骤 S110 否定），扫描控制部 181 根据角度及角度的时间变化量，来决定倾斜角度及倾斜方向数量（步骤 S111）。即，扫描控制部 181 基于角度及角度的时间变化量，来决定是否进行倾斜角度的变更、是否进行倾斜方向数量的变更。然后，当进行倾斜角度的变更时，扫描控制部 181 决定变更后的倾斜角度，当进行倾斜方向数量的变更时，扫描控制部 181 决定变更后的倾斜方向数量。

[0088] 然后，扫描控制部 181 进行控制，以便基于在步骤 S111 中进行的决定处理结果来决定第 2 扫描的发送接收条件（步骤 S112），然后回到步骤 S102，执行用于生成下一帧量的合成图像的第 1 扫描及第 2 扫描。

[0089] 另一方面,当穿刺模式结束时(步骤 S110 肯定),超声波诊断装置结束处理。此外,显示控制部 184 也可以将第 1 超声波图像数据、第 3 超声波图像数据及第 2 超声波图像组等与合成图像数据一同并列显示。另外,以上说明了穿刺模式的结束判定在步骤 S109 的合成图像显示后执行的情形。但是,第 1 实施方式也可以是穿刺模式的结束判定在进行了步骤 S102 的第 1 扫描及第 2 扫描后执行的情形。即,第 1 扫描及第 2 扫描可以与步骤 S103 至步骤 S109 的处理并列而依次执行。

[0090] 如上所述,在第 1 实施方式中,通过检测倾斜图像数据内的线段,并计算检测出的线段的角度,来求出最适于穿刺针 1a 的映像化的倾斜角度。然后,在第 1 实施方式中,选择与计算出的角度最接近的倾斜角度所对应的倾斜图像数据作为包含以高亮度描绘出穿刺针 1a 的区域的图像数据。然后,在第 1 实施方式中,通过提取出所选择的倾斜图像数据的高亮度区域,来生成针图像数据,并与第 1 超声波图像数据进行合成。

[0091] 例如,为了生成针图像数据,还可考虑从倾斜角度不同的多个倾斜图像数据的亮度值的分布中选择包含以高亮度描绘出穿刺针 1a 的区域的图像数据。但是,在该方法中,为了以高亮度描绘穿刺角度不明确的穿刺针 1a,需要以多个倾斜角度照射超声波。另外,在该方法中,不一定能够选择出以高亮度描绘穿刺针 1a 的图像数据,有可能选择穿刺针 1a 的亮度低并且以高亮度描绘了骨、伪影的图像数据。另外,也可考虑通过将位置传感器安装于穿刺针 1a 来检测出穿刺针 1a 的位置及角度,基于其角度来决定倾斜角度。但是,位置传感器价格昂贵,将位置传感器安装到所有的穿刺针 1a 上是不实用的。另外,也可考虑设置操作者对倾斜角度进行设定及改变的结构,由此来设定以高亮度描绘出图像数据中的穿刺针 1a 的倾斜角度。但是,该操作作为穿刺工艺中的操作是烦杂的,有时反而降低了检查效率。另外,在穿刺工艺中,操作者大多戴着灭菌后的手套。因此,在穿刺工艺中进行装置的操作是不现实的。

[0092] 为了以最高亮度描绘穿刺针 1a,需要对穿刺针 1a 垂直照射超声波束。在第 1 实施方式中,即使穿刺针 1a 以任何角度插入,通过利用图像处理检测出与穿刺针 1a 对应的线段,由此能够直接求出与穿刺针 1a 垂直的超声波束的发送方向。因此,在第 1 实施方式中,无论穿刺针的角度如何都能够提高穿刺针的可见性。

[0093] 另外,在第 1 实施方式中,基于角度、角度的时间变化量来改变在第 2 扫描中进行的超声波发送方向、方向数量。由此,即使穿刺角度发生变动,也能够保证拍摄到相对穿刺针 1a 接近于垂直方向的方向的倾斜图像数据。另外,在第 1 实施方式中,伴随着发送方向数量的变更,通过改变扫描线密度,能够维持合成图像数据的帧速率。

[0094] (第 2 实施方式)

[0095] 在第 2 实施方式中,参照图 7 来说明在与第 1 实施方式中说明的第 1 扫描及第 2 扫描相同的扫描控制之后进行的图像生成控制部 183 的处理的变形例。图 7 是表示第 2 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。

[0096] 第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置与使用图 1 所说明的第 1 实施方式中说明的超声波诊断装置同样地构成。不过,在第 2 实施方式中,与第 1 实施方式的不同之处在于进行了提取部 183b 的处理后,进行选择部 183a 的处理。以下,以与第 1 实施方式的不同点为中心进行说明。其中,在以下的说明中,对于没有特别言及的内容应用第 1 实施方式中说明的内容。

[0097] 在第2实施方式中,图像生成控制部183控制图像生成部14,以便基于检测部182针对各图像数据计算出的角度来生成针图像数据,上述各图像数据构成基于第2超声波图像组的图像数据组。

[0098] 具体而言,第2实施方式所涉及的提取部183b控制图像生成部14,以便对构成第2超声波图像数据组的各图像数据进行阈值处理,生成提取出高亮度区域的候补图像数据组。具体而言,通过提取部183b的控制,图像生成部14在倾斜图像数据内将亮度值小于高亮度区域提取用阈值的像素的亮度值设为“0”。由此,图像生成部14生成以高亮度仅提取出具有高亮度区域提取用阈值以上的亮度值的像素后的候补图像数据。

[0099] 例如,图像生成部14根据“倾斜角度: $\alpha 1$ ”的超声波图像数据生成“倾斜角度: $\alpha 1$ ”的候补数据,根据“倾斜角度: $\alpha 2$ ”的超声波图像数据生成“倾斜角度: $\alpha 2$ ”的候补数据,根据“倾斜角度: $\alpha 3$ ”的超声波图像数据生成“倾斜角度: $\alpha 3$ ”的候补数据(参照图7的(1))。

[0100] 然后,第2实施方式所涉及的检测部182对各候补图像数据进行线段检测处理,计算出穿刺针的角度(β)(参照图7的(2))。

[0101] 然后,第2实施方式所涉及的选择部183a基于检测部182计算出的角度,从候补图像数据组中选择通过在适合于穿刺针1a的映像化的方向进行的超声波发送而生成的图像数据来作为针图像数据(参照图7的(3))。即,选择部183a选择最接近于角度(β)的倾斜角度的候补图像数据来作为针图像数据。

[0102] 然后,图像合成部16通过合成处理来生成第1超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据(参照图7的(4))。然后,显示控制部184进行控制,以便将合成图像数据显示于显示器2。其中,第2实施方式中进行的合成处理与第1实施方式中说明的合成处理相同地进行。另外,在第2实施方式中也进行第1实施方式中说明的倾斜角度及倾斜方向数量的变更处理以及超声波发送接收条件的变更处理。

[0103] 接着,参照图8,说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理的一个例子。图8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例的流程图。

[0104] 如图8所示,第2实施方式所涉及的超声波诊断装置判定穿刺模式是否开始(步骤S201)。在此,当穿刺模式没有开始时(步骤S201否定),第2实施方式所涉及的超声波诊断装置待机至穿刺模式开始。

[0105] 另一方面,当穿刺模式开始时(步骤S201肯定),扫描控制部181控制超声波探头1,以便执行第1扫描及第2扫描(步骤S202)。

[0106] 然后,图像生成部14生成第1超声波图像数据及第2超声波图像数据组(步骤S203)。然后,通过提取部183b的控制,图像生成部14根据第2超声波图像数据组生成提取了高亮度区域的候补图像数据组(步骤S204)。然后,检测部182对候补图像数据组进行线段检测处理(步骤S205),计算出线段的角度、即穿刺针1a的角度(步骤S206)。

[0107] 然后,选择部183a基于角度从候补图像数据组中选择针图像数据(步骤S207)。然后,图像合成部16生成第1超声波图像数据与针图像数据的合成图像(步骤S208),显示控制部184进行控制,以显示合成图像数据(步骤S209)。

[0108] 然后,扫描控制部181判定穿刺模式是否结束(步骤S210)。在此,当穿刺模式没有结束时(步骤S210否定),扫描控制部181根据角度及角度的时间变化量来决定倾斜角

度及倾斜方向数量（步骤 S211）。然后，扫描控制部 181 进行控制，以便基于在步骤 S211 中进行的决定处理结果来决定第 2 扫描的发送接收条件（步骤 S212），然后回到步骤 S202，执行用于生成下一帧的合成图像的第 1 扫描及第 2 扫描。

[0109] 另一方面，当穿刺模式结束时（步骤 S210 肯定），超声波诊断装置结束处理。此外，显示控制部 184 也可以将第 1 超声波图像数据、第 2 超声波图像组及候补图像数据组等与合成图像数据一同并列显示。另外，以上说明了穿刺模式的结束判定在步骤 S209 的合成图像显示后执行的情形。但是，第 1 实施方式也可以是穿刺模式的结束判定在进行了步骤 S202 的第 1 扫描及第 2 扫描后执行的情形。即，第 1 扫描及第 2 扫描也可以与步骤 S203 至步骤 S209 的处理并列而依次执行。

[0110] 如上所述，在第 2 实施方式中，通过预先提取出各倾斜图像数据内的高亮度区域，来生成能够选择为针图像数据的候补图像数据组。然后，在第 2 实施方式中，选择与计算出的角度最接近的倾斜角度所对应的候补图像数据作为针图像数据。由此，无论穿刺针的角度如何也都能够提高穿刺针的可见性。

[0111] 此外，在第 2 实施方式中，也可以使用构成第 1 超声波图像数据的各像素的亮度值来作为高亮度区域提取用阈值。另外，第 2 实施方式也可以将从构成第 2 超声波图像数据组的各图像数据中差分了第 1 超声波图像数据后的图像数据作为候补图像数据。

[0112] （第 3 实施方式）

[0113] 在第 3 实施方式中，参照图 9 来说明进行与第 1 及第 2 实施方式中说明的第 2 扫描不同的第 2 扫描。图 9 是表示第 3 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。

[0114] 第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置与使用图 1 所说明的第 1 实施方式中说明的超声波诊断装置同样地构成。其中，在以下的说明中，对于没有特别言及的内容应用第 1 实施方式等中说明的内容。

[0115] 第 3 实施方式所涉及的扫描控制部 181 进行在第 1 及第 2 实施方式中说明的第 1 扫描。然后，作为第 2 扫描，第 3 实施方式所涉及的扫描控制部 181 使超声波探头 1 针对振子面在包含垂直方向的多个方向分别执行超声波发送。即，在第 3 实施方式所涉及的第 2 扫描中，包含倾斜角度“0 度”的扫描。倾斜角度“0 度”通常成为在第 1 扫描中进行的第 1 方向。例如，如图 9 所示，倾斜角度在四个方向时分别为“ $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 、 $\alpha 3$ 、 $\alpha 4$ ”，将 $\alpha 1$ 设为 0 度。由此，如图 9 所例示那样，图像生成部 14 生成“倾斜角度： $\alpha 1 = 0$ 度”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据及“倾斜角度： $\alpha 4$ ”的超声波图像数据来作为第 2 超声波图像数据组。

[0116] 其中，在第 3 实施方式中，第 2 扫描的超声波发送接收条件也与第 1 实施方式相同，采用能够尽可能地抑制由于栅瓣等而导致的伪影的发生并且能够使来自穿刺针 1a 的接收信号变大的设定。例如，第 2 扫描的超声波发送接收条件设定为从超声波探头 1 发送较低频率的发送波形，在接收信号的处理中使用发送超声波的基波分量。

[0117] 然后，第 3 实施方式所涉及的检测部 182 对于通过在第 2 超声波图像数据组中沿垂直方向以外的方向进行的超声波发送接收而生成的各图像数据，进行线段检测处理及角度检测处理。例如，检测部 182 将“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据及“倾斜角度： $\alpha 4$ ”的超声波图像数据作为对象，计算出角度（ β ）（参照图 9 的（1））。

[0118] 然后,第3实施方式所涉及的选择部183a基于检测部182计算出的角度(β),从第2超声波图像数据组中“倾斜角度:0度”以外的多个倾斜图像数据中,如第1实施方式中所说明那样选择第3超声波图像数据。

[0119] 然后,第3实施方式所涉及的提取部183b基于第3超声波图像数据和“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”,提取出高亮度区域(穿刺针区域)(参照图9的(3))。然后,提取部183b控制图像生成部14,以便使用提取出的穿刺针区域来生成针图像数据。

[0120] 在第1实施方式中,从作为第3超声波图像数据而选择的倾斜图像数据中提取出高亮度区域(穿刺针区域)。但是,在第1实施方式中,有可能提取了描绘出高反射体的生物体组织的区域来作为高亮度区域,成为针图像数据的噪声。另一方面,以与第3超声波图像数据相同的发送接收条件生成的“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”中包含因穿刺针1a引起的高亮度区域的可能性低,但包含因高反射体的生物体组织引起的高亮度区域的可能性高。

[0121] 鉴于此,第3实施方式所涉及的提取部183b通过使用“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”,按照针图像数据的生成所使用的高亮度区域中不包含噪声的方式,进行以下说明的提取处理。

[0122] 提取部183b以像素单位来比较第3超声波图像数据与“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”的亮度值。然后,提取部183b将“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”较大的亮度值的像素设为“0”。另外,提取部183b将第3超声波图像数据较大的亮度值的像素直接作为构成高亮度区域的像素。然后,提取部183b以构成第3超声波图像数据的像素,将亮度值设为“0”的像素的位置通知给图像生成部14。由此,如图9所示,图像生成部14生成第3超声波图像数据的高亮度区域(穿刺针区域)被提取后的针图像数据。

[0123] 此外,提取部183b也可以生成以像素单位从第3超声波图像数据的亮度值中差分了“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”后的亮度值的图像数据来作为针图像数据。另外,提取部183b也可以生成以像素单位对第3超声波图像数据的亮度值与“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”的亮度值进行了权重加减计算后的图像数据来作为针图像数据。

[0124] 然后,图像合成部16通过合成处理来生成第1超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据(参照图9的(4))。然后,显示控制部184进行控制,以便将合成图像数据显示于显示器2。其中,第2实施方式中进行的合成处理与第1实施方式中说明的合成处理同样地进行。

[0125] 此外,在以像素单位比较亮度值来提取第3超声波图像数据的穿刺针区域时,优选提取部183b使用将第3超声波图像数据的亮度值降低后的图像数据,来进行穿刺针区域的提取处理。例如,提取部183b使第3超声波图像的增益相对于“倾斜角度为0度的倾斜图像”较低。由此,与第3超声波图像数据中的生物体组织对应的像素的亮度值通过亮度值比较而确实成为“0”,能够只留下高亮度的穿刺针。

[0126] 在倾斜扫描中,在一般的设定下,超声波诊断装置为了使各倾斜图像数据的整体亮度大致相同而进行增益调整、动态范围调整,来进行亮度调整。鉴于此,当以像素单位将第3超声波图像数据的亮度值与“倾斜角度为0度的倾斜图像数据”的亮度值进行比较时,通过降低第3超声波图像的增益,能够精确地提取出第3超声波图像数据的穿刺针区域。

[0127] 此外,在第3实施方式中,也进行第1实施方式中说明的倾斜角度及倾斜方向数量

的变更处理以及超声波发送接收条件的变更处理。

[0128] 例如,生成一帧的合成图像数据时在第 2 扫描中进行的多个倾斜角度是“ $\{\alpha 1、\alpha 2、\alpha 3、\alpha 4\} = \{0 \text{ 度}、10 \text{ 度}、20 \text{ 度}、30 \text{ 度}\}$ ”,检测部 182 计算出的角度是“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”。这时,扫描控制部 181 将在为了生成下一帧的合成图像数据而进行的第 2 扫描中进行的多个倾斜角度改变为“ $\{\alpha 1、\alpha 2、\alpha 3、\alpha 4\} = \{0 \text{ 度}、23 \text{ 度}、28 \text{ 度}、33 \text{ 度}\}$ ”。

[0129] 另外,例如生成第“n”个帧的合成图像数据时在第 2 扫描中进行的多个倾斜角度是“ $\{\alpha 1、\alpha 2、\alpha 3、\alpha 4\} = \{0 \text{ 度}、10 \text{ 度}、20 \text{ 度}、30 \text{ 度}\}$ ”,检测部 182 计算出的角度是“ $\beta = 28 \text{ 度}$ ”。并且,将在生成第“n-1”个帧的合成图像数据时的角度与生成第“n”个帧的合成图像数据时的角度之间计算出的时间变化量($d\beta/dt$)设为“ $d\beta/dt \geq TH(\beta)$ ”。这时,扫描控制部 181 将在为了生成第“n+1”个帧的合成图像数据而进行的第 2 扫描中进行的多个倾斜角度变更为“ $\{\alpha 1、\alpha 2、\alpha 3、\alpha 4、\alpha 5、\alpha 6\} = \{0 \text{ 度}、18 \text{ 度}、23 \text{ 度}、28 \text{ 度}、33 \text{ 度}、38 \text{ 度}\}$ ”。

[0130] 这时,扫描控制部 181 根据倾斜方向数量被从四个方向变更为六个方向,将为了生成一帧的倾斜图像数据的发送接收束的密度设为当前的“4/6”。由此,在本实施方式中,能够维持合成图像的帧速率。

[0131] 其中,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理与使用图 6 说明的第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理相比,有以下的不同点。即,第 3 实施方式与第 1 实施方式相比不同点在于,在图 6 的步骤 S102 中第 2 扫描包含倾斜角度“0 度”。另外,第 3 实施方式与第 1 实施方式相比不同点还在于,在图 6 的步骤 S104 中线段检测处理以“倾斜角度为 0 度的倾斜图像”以外的第 2 超声波图像数据组作为对象。另外,第 3 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理与第 1 实施方式相比的不同点在于,在图 6 的步骤 S107 的处理中使用“倾斜角度为 0 度的倾斜图像”。

[0132] 如上所述,在第 3 实施方式中,通过进行使用了“倾斜角度为 0 度的倾斜图像”的像素之间的亮度值比较,能够避免从第 3 超声波图像数据提取出的高亮度区域中含有噪声分量。由此,在第 3 实施方式中,能够进一步提高穿刺针的可见性。

[0133] 另外,在第 3 实施方式中,由于在降低了第 3 超声波图像数据的亮度值的基础上,进行高亮度区域的提取,所以能够准确地提取穿刺针区域。

[0134] (第 4 实施方式)

[0135] 在第 4 实施方式中,参照图 7 来说明在与第 3 实施方式所说明的第 1 扫描及第 2 扫描相同的扫描控制之后进行的图像生成控制部 183 的处理的变形例。图 10 是表示第 4 实施方式中进行的图像生成控制处理的概略的图。

[0136] 第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置与使用图 1 说明的第 1 实施方式中说明的超声波诊断装置同样地构成。不过,第 4 实施方式与第 3 实施方式的不同之处在于,在进行了提取部 183b 的处理后进行选择部 183a 的处理。以下,以与第 3 实施方式的不同点作为中心进行说明。其中,在以下的说明中,对于没有特别言及的内容应用第 1 实施方式等中说明的内容。

[0137] 首先,在第 4 实施方式中,也与第 3 实施方式相同,作为第 2 扫描,针对振子面在包含垂直方向的多个方向分别进行超声波发送。由此,例如如图 10 所示,图像生成部 14 生成“倾斜角度: $\alpha 1 = 0 \text{ 度}$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度: $\alpha 2$ ”的超声波图像数据、“倾斜角

度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据及“倾斜角度： $\alpha 4$ ”的超声波图像数据作为第 2 超声波图像数据组。

[0138] 然后,在第 4 实施方式中,图像生成控制部 183 控制图像生成部 14,以便基于检测部 182 对于各图像数据计算出的角度来生成针图像数据,上述各图像数据构成基于第 2 超声波图像组的图像数据组。

[0139] 具体而言,第 4 实施方式所涉及的提取部 183b 控制图像生成部 14,以便生成从通过第 2 超声波图像数据组中沿垂直方向以外的方向进行了的超声波发送接收而生成的各图像数据差分了通过作为第 2 扫描而在垂直方向进行的超声波发送接收所生成的图像数据后的图像数据组,作为候补图像数据组。

[0140] 即,图像生成部 14 通过基于提取部 183b 的控制,以像素单位从“倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”的亮度值差分了“倾斜角度为 0 度的倾斜图像数据”的亮度值,由此,生成高亮度区域被提取出的候补图像数据组(差分图像数据组)(参照图 10 的 (1))。其中,图像生成部 14 将差分值为负数的像素设为“0”。

[0141] “倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”是有可能将穿刺针 1a 良好映像化的图像数据。另外,“倾斜角度为 0 度的倾斜图像数据”是在第 2 扫描的超声波发送接收条件中,生物体组织被良好映像化的图像数据。因此,在构成由上述的差分处理生成的候补图像数据组的多个图像数据中,含有与穿刺针区域对应的高亮度区域被提取出的图像数据。该图像数据组成为包含能够选择为通过第 3 实施方式中说明的以像素单位比较亮度值而生成的针图像数据的图像数据的图像数据组。

[0142] 因此,在第 4 实施方式中,选择候补图像数据组的任一个候补图像数据作为针图像数据。由此,在第 4 实施方式中,希望对“倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”进行在第 3 实施方式中对第 3 超声波图像数据进行的亮度值调整处理。

[0143] 即,第 4 实施方式所涉及的提取部 183b 控制图像生成部 14,以便使用将通过在第 2 超声波图像数据组中沿垂直方向以外的方向进行的超声波发送接收所生成的各图像数据的亮度值降低后的图像数据来生成候补图像数据组。由此,能够确实地避免候补图像数据的高亮度区域中含有噪声分量。

[0144] 然后,第 4 实施方式所涉及的检测部 182 对各候补图像数据进行线段检测处理,计算出穿刺针的角度(β)(参照图 10 的 (2))。

[0145] 然后,第 4 实施方式所涉及的选择部 183a 基于检测部 182 计算出的角度,从候补图像数据组中选择通过适合于穿刺针 1a 的映像化的方向进行的超声波发送所生成的图像数据来作为针图像数据(参照图 10 的 (3))。即,选择部 183a 选择最接近于角度(β)的倾斜角度的候补图像数据作为针图像数据。

[0146] 然后,图像合成部 16 通过合成处理来生成第 1 超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据(参照图 10 的 (4))。然后,显示控制部 184 进行控制,以便将合成图像数据显示于显示器 2。其中,第 4 实施方式中进行的合成处理与第 1 实施方式中说明的合成处理相同地进行。另外,在第 4 实施方式中,也进行第 3 实施方式中说明的倾斜角度及倾斜方向数量的变更处理以及超声波发送接收条件的变更处理。

[0147] 其中,第 4 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理与使用图 8 说明的第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置进行的处理相比,有以下的不同点。即,第 4 实施方式与

第 2 实施方式相比的不同点在于,在图 8 的步骤 S202 中第 2 扫描包含倾斜角度“0 度”。另外,第 4 实施方式与第 2 实施方式相比的不同点在于,图 8 的步骤 S204 的处理使用“倾斜角度为 0 度的倾斜图像数据”并基于“倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”来生成候补图像数据组。

[0148] 如上所述,在第 4 实施方式中,通过预先使用“倾斜角度为 0 度的倾斜图像数据”来提取“倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”内的高亮度区域,由此生成能够选择为针图像数据的候补图像数据组。然后,在第 4 实施方式中,选择与最接近于计算出的角度的倾斜角度对应的候补图像数据作为针图像数据。由此,无论穿刺针的角度如何也都能夠提高穿刺针的可见性。

[0149] 另外,在第 4 实施方式中,由于在使“倾斜角度为 0 度以外的倾斜角度的倾斜图像数据”的亮度值降低的基础上,进行使用了“倾斜角度为 0 度的倾斜图像数据”的高亮度区域的提取,所以可准确地提取穿刺针区域。

[0150] (第 5 实施方式)

[0151] 在第 5 实施方式中,参照图 11 至图 13 来说明上述的第 1 实施方式至第 4 实施方式的变形例。图 11 至图 13 是用于说明第 5 实施方式的图。

[0152] 在第 1 实施方式至第 4 实施方式中,说明了基于根据检测出的线段而计算出的角度,生成针图像数据的情形。但是,也可以基于检测出的线段来生成针图像数据。

[0153] 另外,在第 1 实施方式至第 4 实施方式中,说明了使用超声波图像数据生成描绘出穿刺针 1a 的针图像数据的情形。即,在第 1 实施方式及第 3 实施方式中,使用与第 3 超声波图像数据的穿刺针 1a 对应的区域生成针图像数据。另外,在第 2 实施方式及第 4 实施方式中,从候补图像数据组中选择针图像数据。但是,针图像数据也可以通过描画与穿刺针 1a 对应的人工标记来生成。

[0154] 以下,说明第 5 实施方式中进行的三个变形例。在第 1 变形例中,图像生成控制部 183 控制图像生成部 14,以便生成描画出基于检测部 182 对第 2 超声波图像数据组检测出的线段的标记的图像数据来作为针图像数据。图 11 所示的第 2 超声波图像数据组是与图 3 所示的第 2 超声波图像数据组相同的图像数据组。如图 11 所示,检测部 182 对“倾斜角度: $\alpha 1$ ”的超声波图像数据判断为不能检测出线段。另外,如图 11 所示,检测部 182 从“倾斜角度: $\alpha 2$ ”的超声波图像数据中检测出线段 100。另外,如图 11 所示,检测部 182 从“倾斜角度: $\alpha 3$ ”的超声波图像数据中检测出线段 101。

[0155] 在此,图像生成控制部 183 利用针对线段的长度的阈值(以下称为 THL)以上,来选择标记生成所使用的线段。假设线段 100 的长度是“THL”以上,线段 101 的长度是“THL”以上。这时,图像生成控制部 183 控制图像生成部 14,以便描画出基于线段 100 及线段 101 的标记。例如,图像生成控制部 183 将线段 100 的长度与线段 101 的长度的平均值作为标记的长度。另外,例如图像生成控制部 183 将与线段 100 对应的区域的平均亮度值和与线段 101 对应的区域的平均亮度值进行比较,决定为对值高的线段配置标记。在图 11 例示的情形中,图像生成控制部 183 决定为对线段 101 配置标记。

[0156] 由此,如图 11 所示,可决定基于线段 100 及线段 101 的线段 102。然后,如图 11 所示,图像生成部 14 在与线段 102 对应的位置描画标记。然后,图像生成部 14 将描画了标记的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。或者,图像生成部 14 也可以将“倾斜角

度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据与标记重叠后的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。这时，图像生成部 14 使用“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据与“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据的加法图像数据、或者加法平均图像数据、或者权重加法图像数据作为标记的重叠对象。在进行权重加法运算时，权重例如基于与线段对应的区域的平均亮度值来决定。

[0157] 此外，当线段 101 的长度是“THL”以上，线段 100 的长度小于“THL”时，描画基于线段 101 的标记。

[0158] 在第 2 变形例中，图像生成控制部 183 控制图像生成部 14，以便生成描画了基于检测部 182 对于第 2 超声波图像数据组取得的线段及角度的标记的图像数据作为针图像数据。图 12 所示的第 2 超声波图像数据组是与图 11 所示的第 2 超声波图像数据组相同的图像数据组。另外，图 12 所示的线段 100 及线段 101 与图 11 所示的线段 100 及线段 101 相同。

[0159] 如图 12 所示，检测部 12 进一步计算出线段 100 的角度“ $\beta 2$ ”，并计算出线段 101 的角度“ $\beta 3$ ”。假设线段 100 的长度为“THL”以上，线段 101 的长度为“THL”以上。这时，图像生成控制部 183 控制图像生成部 14，以便描画出基于线段 100 及线段 101、和角度“ $\beta 2$ ”及角度“ $\beta 3$ ”的标记。例如，图像生成控制部 183 将线段 100 的长度和线段 101 的长度的平均值设为标记的长度。另外，例如图像生成控制部 183 将角度“ $\beta 2$ ”和角度“ $\beta 3$ ”的平均角度设为标记的角度。另外，图像生成控制部 183 将标记中的深部的端点例如设定为平均亮度值较高的线段 101 中的深部的端点。

[0160] 由此，如图 12 所示，决定了基于线段 100 及线段 101 和角度“ $\beta 2$ ”及角度“ $\beta 3$ ”的线段 103。然后，如图 11 所示，图像生成部 14 在与线段 103 对应的位置描画标记。然后，图像生成部 14 将描画了标记的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。或者，图像生成部 14 也可以将“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的超声波图像数据、“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据与标记重叠后的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。在进行重叠处理时，使用与上述的处理相同的处理。

[0161] 此外，在进行角度计算时，可以仅使用第 3 超声波图像数据来进行处理。这时，可描画基于在第 3 超声波图像数据、即“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的超声波图像数据中检测出的线段 101 的标记。另外，使用图 11 及图 12 说明的将第 2 超声波图像数据组作为对象的处理也可以用于进行第 3 实施方式中说明的第 2 扫描时。

[0162] 在第 3 变形例中，图像生成控制部 183 控制图像生成部 14，以便生成描画了基于检测部 182 对于在第 2 实施方式、第 3 实施方式中说明的候补图像数据组取得的线段及角度的标记的图像数据来作为针图像数据。图 13 所示的候补图像数据组是与图 7 所示的候补图像数据组相同的图像数据组。

[0163] 如图 13 所示，检测部 182 对于“倾斜角度： $\alpha 1$ ”的候补图像数据判定为不能检测出线段。另外，如图 13 所示，检测部 182 从“倾斜角度： $\alpha 2$ ”的候补图像数据中检测出线段 200。另外，如图 13 所示，检测部 182 从“倾斜角度： $\alpha 3$ ”的候补图像数据中检测出线段 201。

[0164] 然后，如图 13 所示，检测部 12 计算出线段 200 的角度“ $\beta 20$ ”，并计算出线段 201 的角度“ $\beta 30$ ”。假设线段 200 的长度为“THL”以上，线段 201 的长度为“THL”以上。这时，

图像生成控制部 183 控制图像生成部 14, 以便描绘基于线段 200 及线段 201 和角度“ $\beta 20$ ”及角度“ $\beta 30$ ”的标记。例如, 图像生成控制部 183 将线段 200 的长度和线段 201 的长度的平均值作为标记的长度。另外, 例如图像生成控制部 183 将角度“ $\beta 20$ ”和角度“ $\beta 30$ ”的平均角度作为标记的角度。另外, 图像生成控制部 183 将标记中的深部的端点设为例如平均亮度值较高的线段 201 中的深部的端点。

[0165] 由此, 如图 13 所示, 决定了基于线段 200 及线段 201 和角度“ $\beta 20$ ”及角度“ $\beta 30$ ”的线段 203。然后, 如图 13 所示, 图像生成部 14 在与线段 203 对应的位置描画标记。然后, 图像生成部 14 将描画了标记的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。或者, 图像生成部 14 也可以将“倾斜角度: $\alpha 2$ ”的候补图像数据、“倾斜角度: $\alpha 3$ ”的候补图像数据与标记重叠了的图像数据作为针图像数据输出至图像合成部 16。另外, 在进行重叠处理时, 使用与上述的处理相同的处理。

[0166] 此外, 图 13 所示的处理在第 2 实施方式及第 4 实施方式中也可以仅使用选择为针图像数据的候补图像数据来进行。这时, 例如描绘出基于在选择为针图像数据的“倾斜角度: $\alpha 3$ ”的候补图像数据中检测出的线段 201 的标记。

[0167] 如上所述, 即便在使用描画了表示穿刺针 1a 的人工标记的针图像数据时, 无论穿刺针的角度如何也都能够提高穿刺针的可见性。

[0168] 其中, 第 1 实施方式至第 5 实施方式中说明的图示的各装置各构成要素是功能概念, 不需要一定在物理上如图示那样构成。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按功能性或物理性分散・统合其全部或一部分来构成。并且, 对由各装置进行的各处理功能而言, 其全部或任意一部分能够由 CPU 以及被该 CPU 解析执行的程序来实现, 或者作为基于布线逻辑的硬件来实现。

[0169] 另外, 第 1 实施方式至第 5 实施方式中所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, 该图像处理程序还可以被记录在硬盘、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而执行。

[0170] 如以上说明那样, 通过第 1 实施方式至第 5 实施方式, 无论穿刺针的角度如何都能够提高穿刺针的可见性。

[0171] 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各种方式进行实施, 在不脱离发明主旨的范围内, 能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式和其变形与包含于发明的范围或主旨中同样, 包含于权利要求书记载的发明及其等同的范围内。

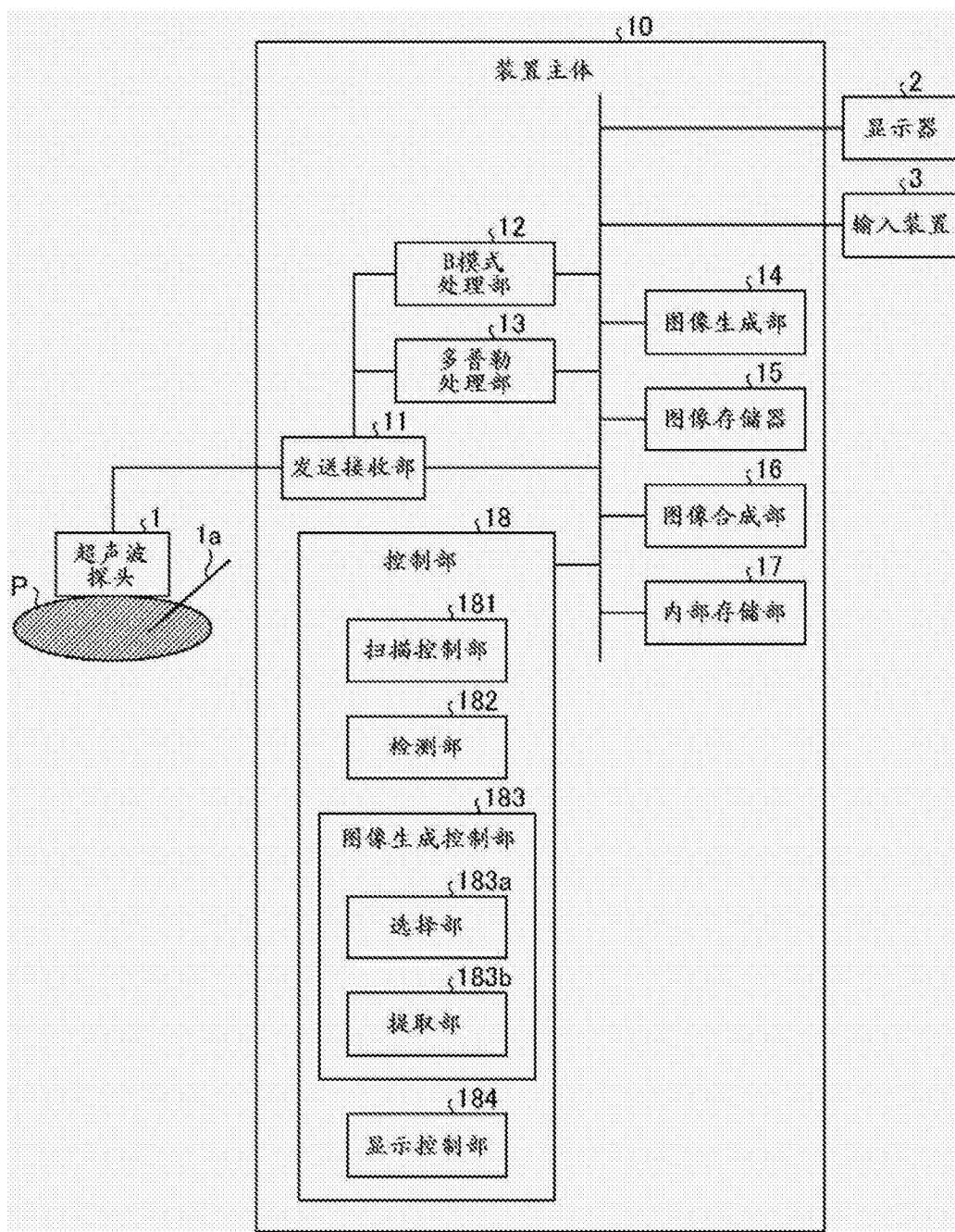


图 1

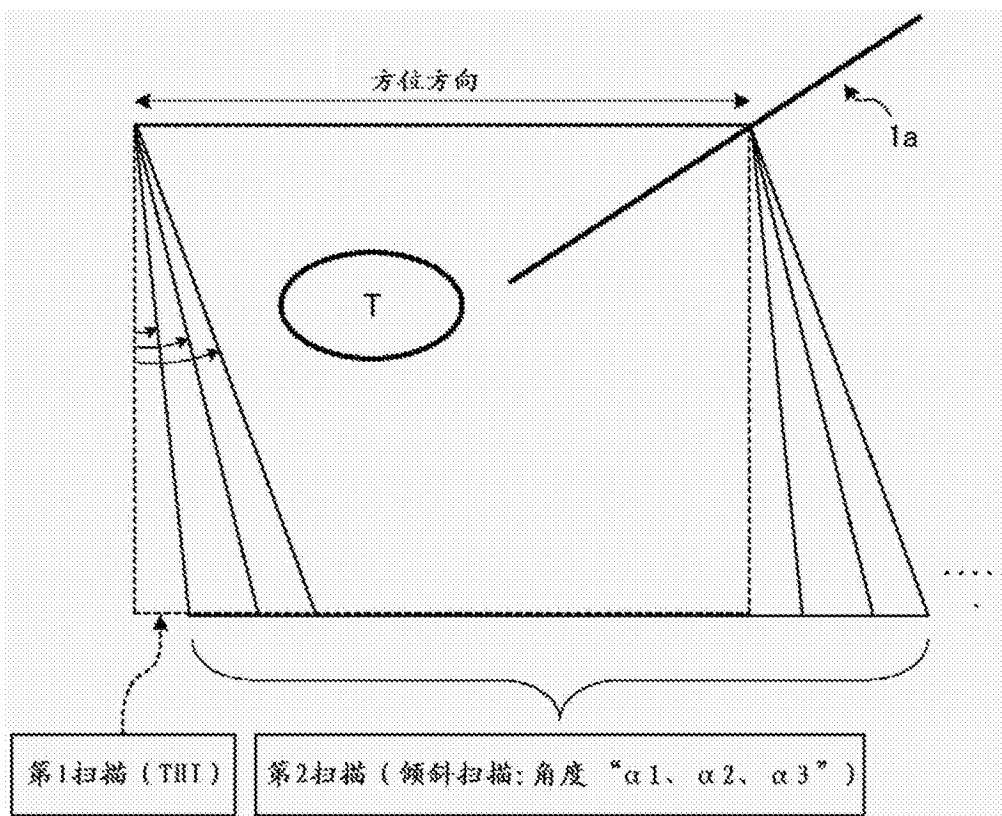


图 2

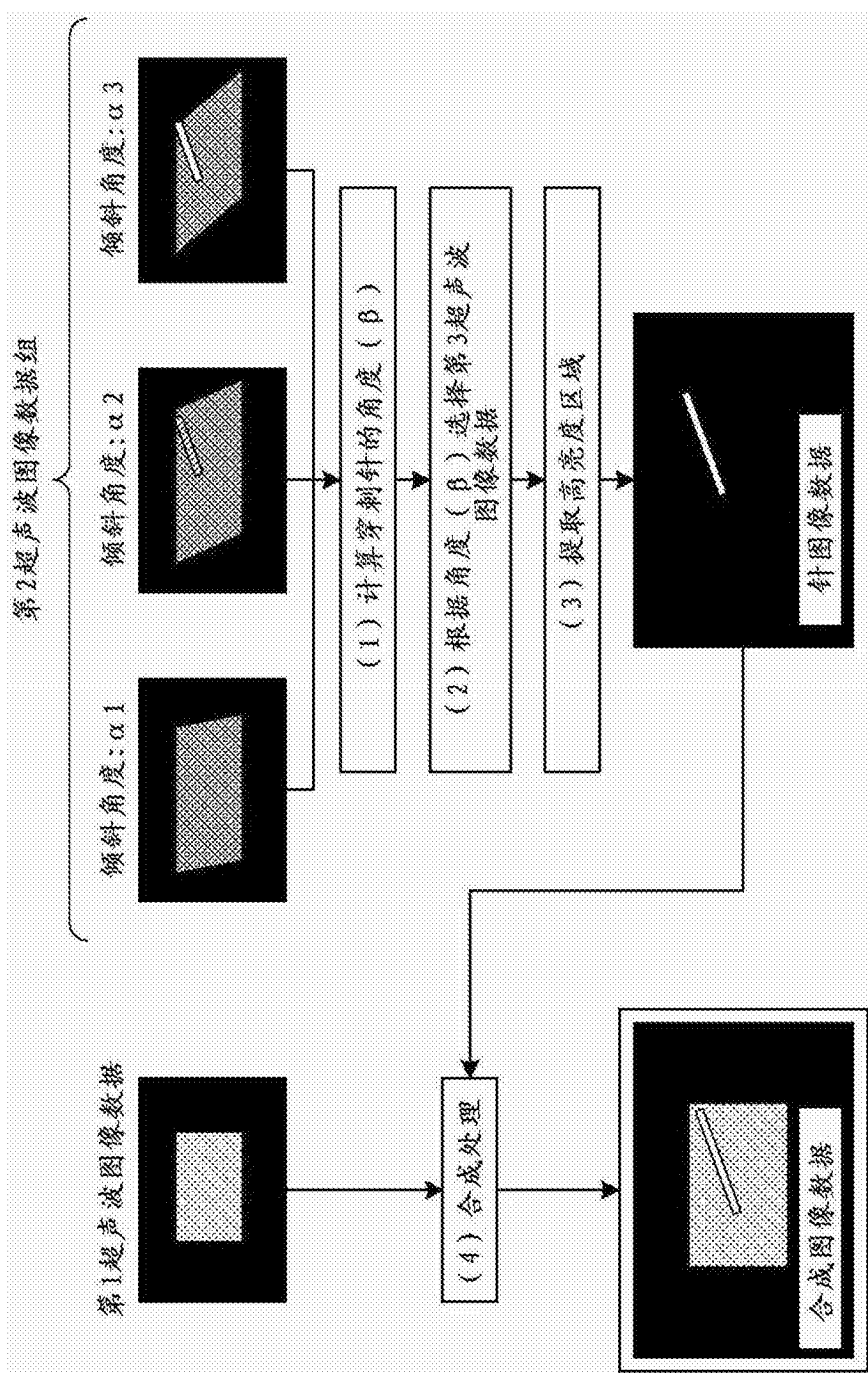


图 3

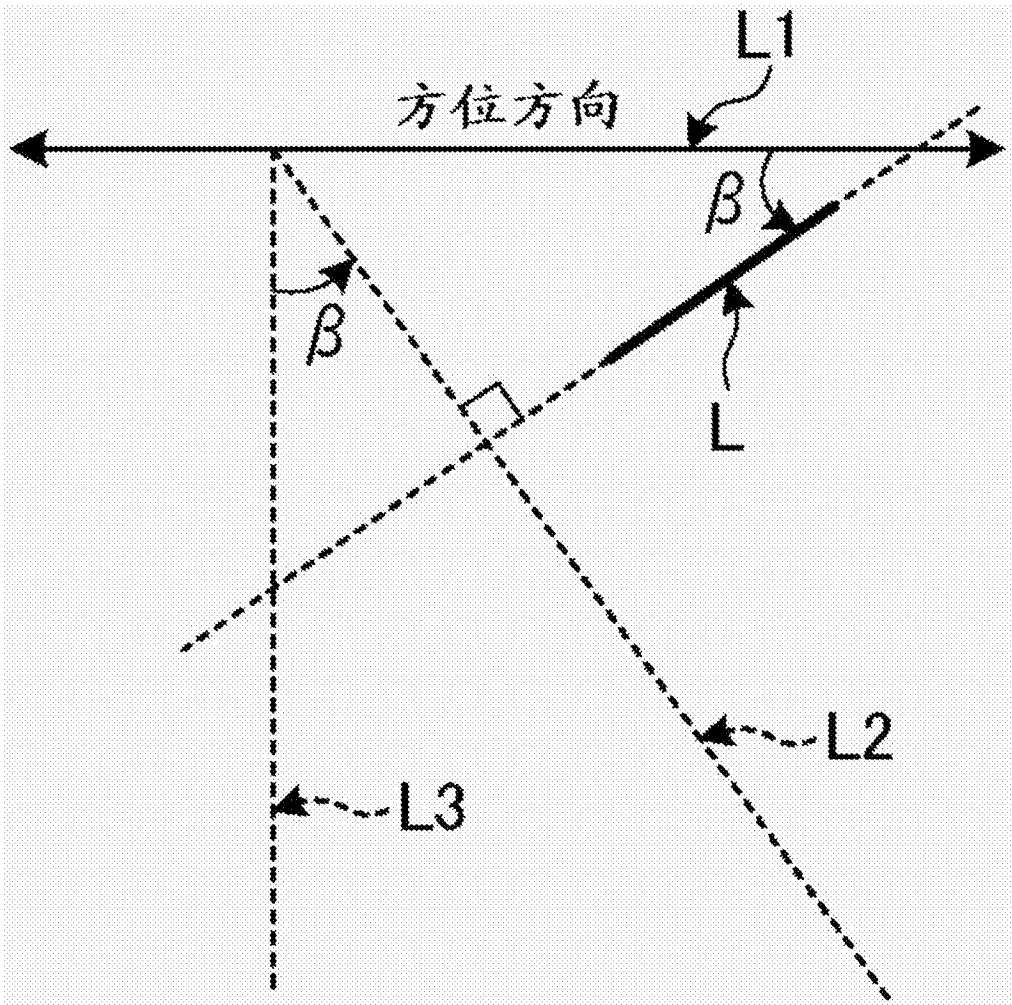


图 4

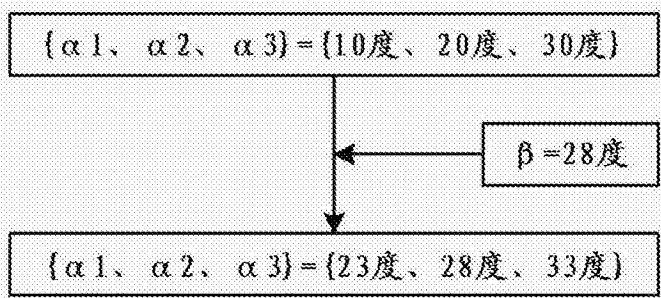


图 5A

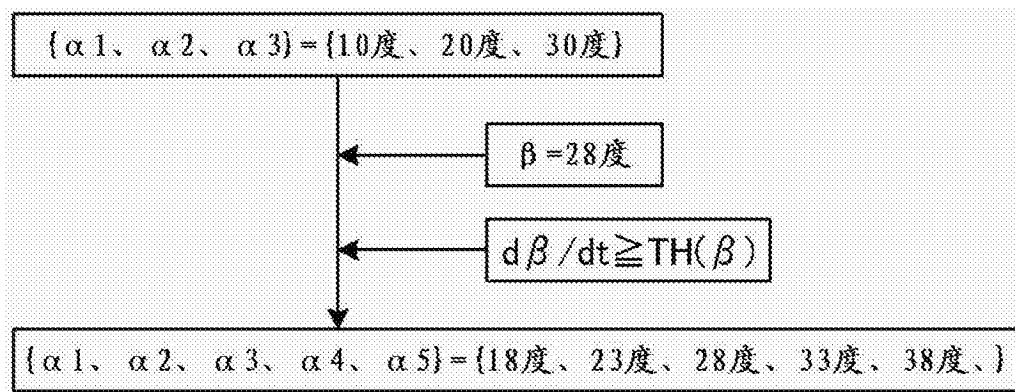


图 5B

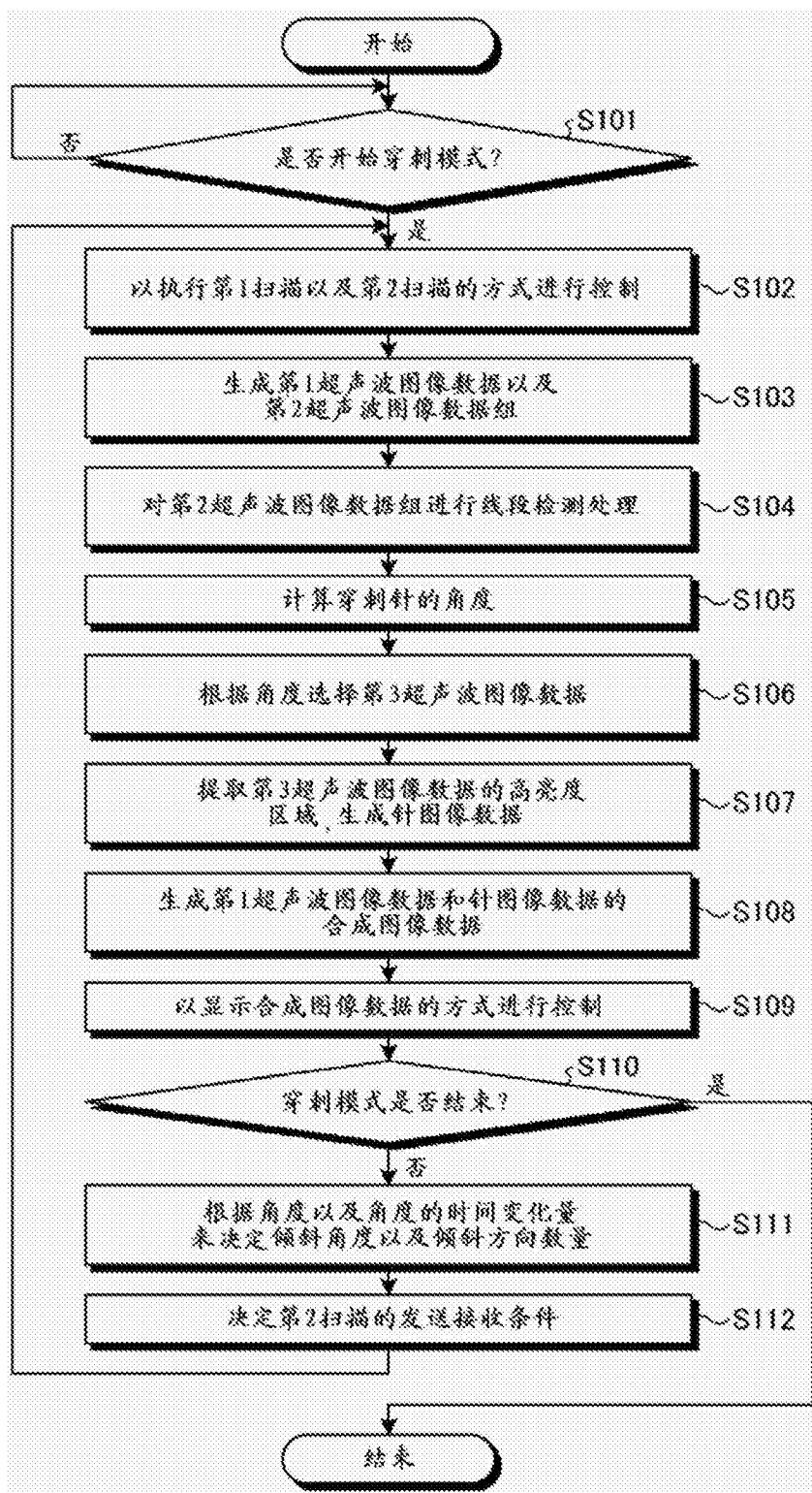


图 6

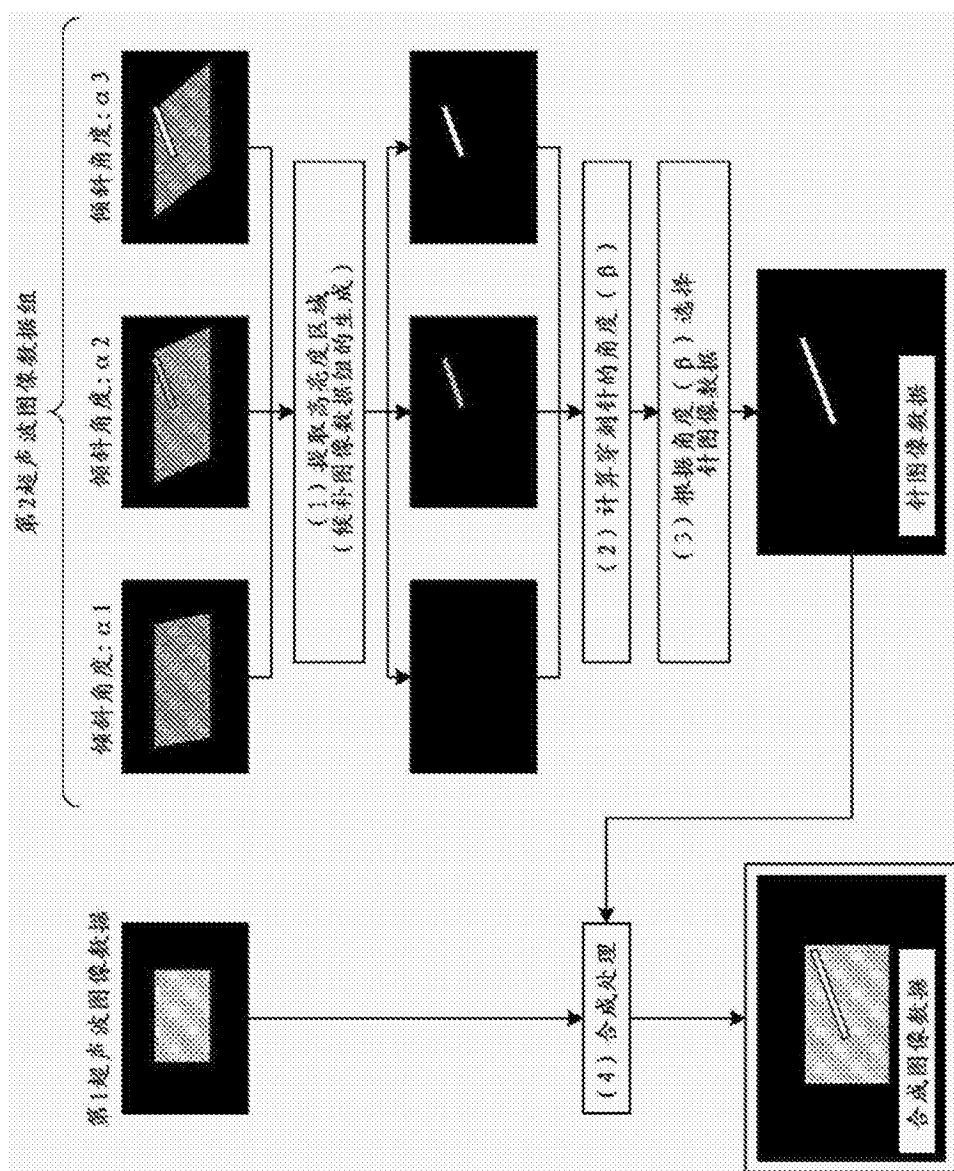


图 7

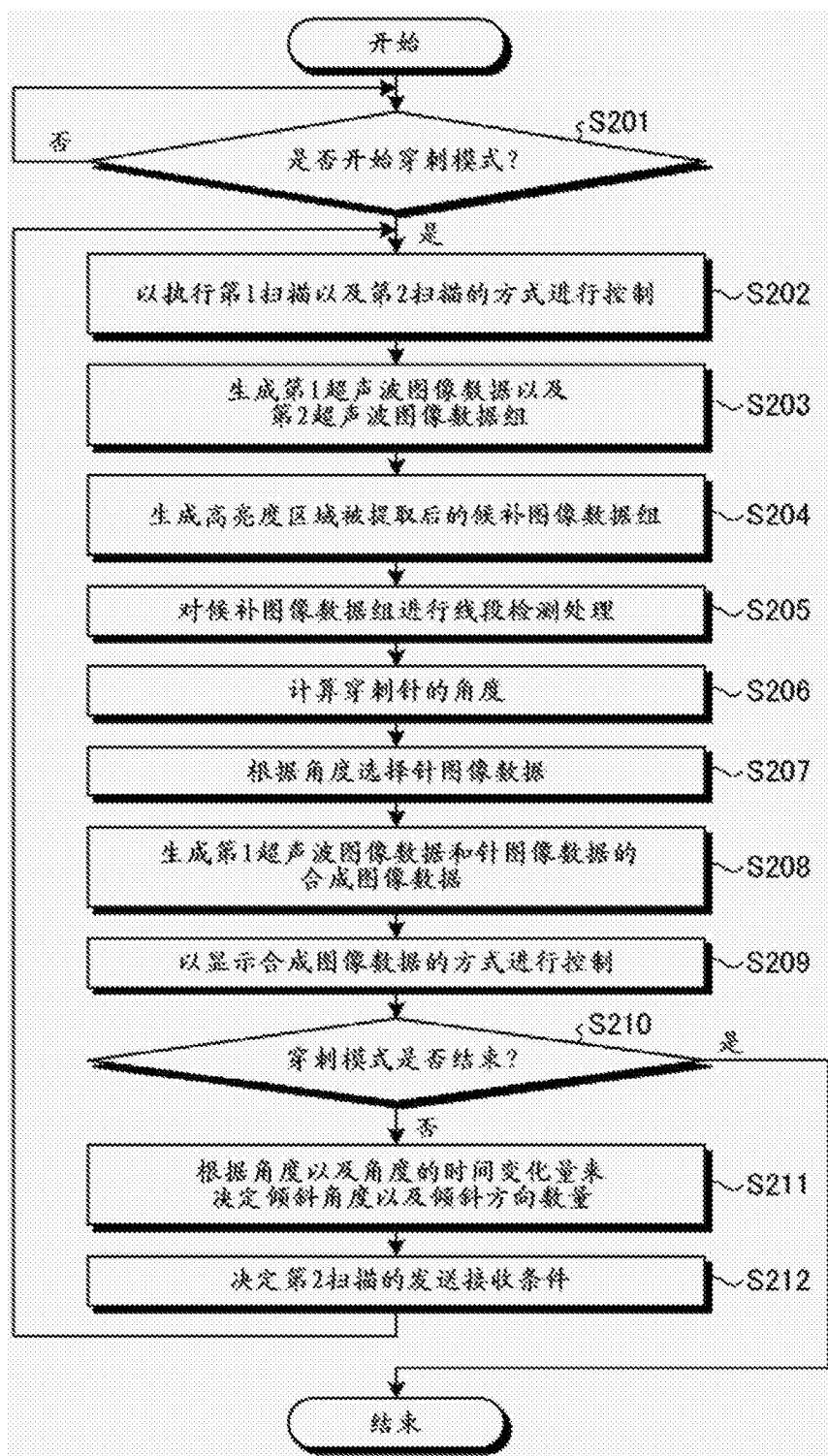


图 8

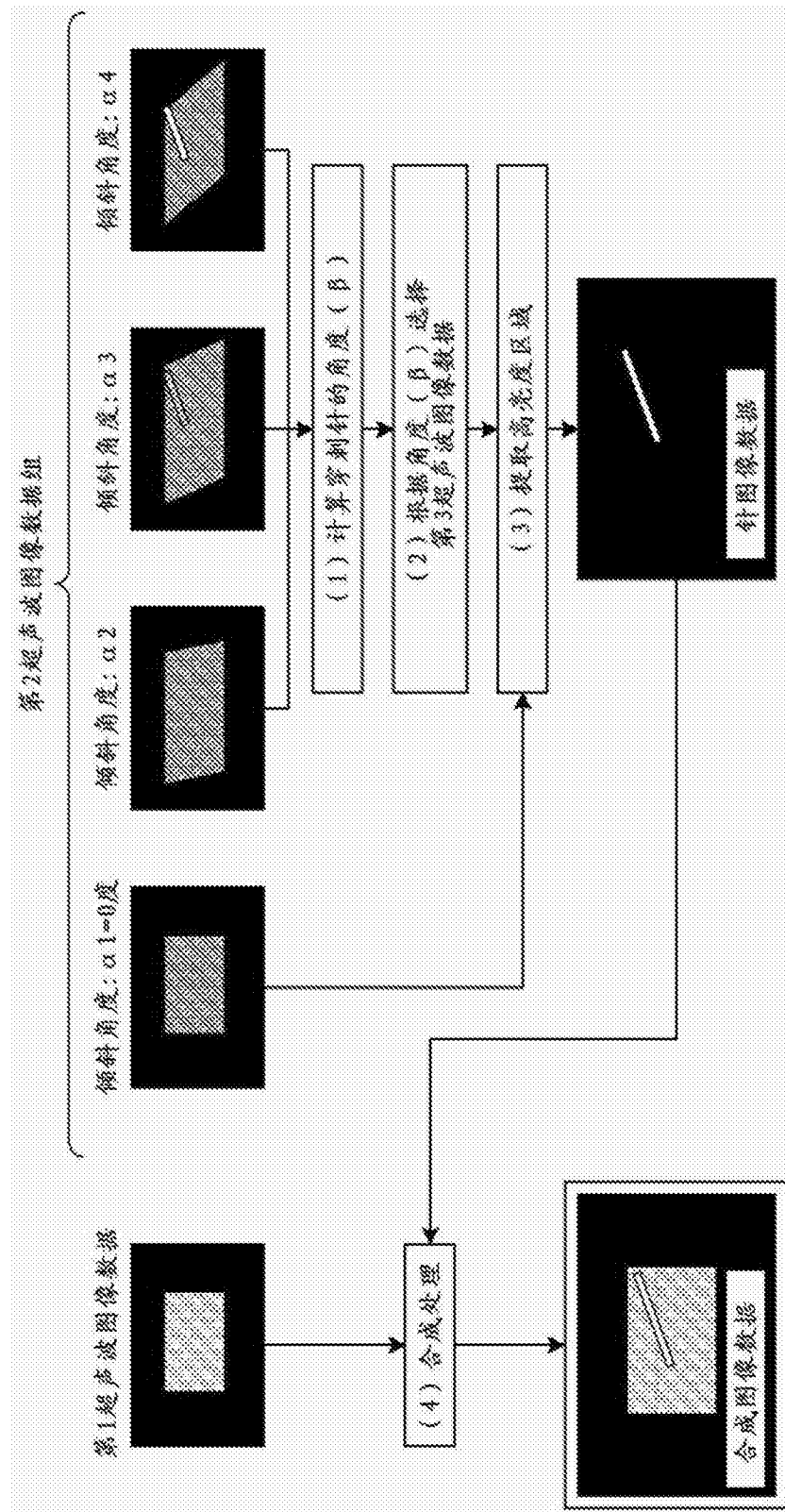


图 9

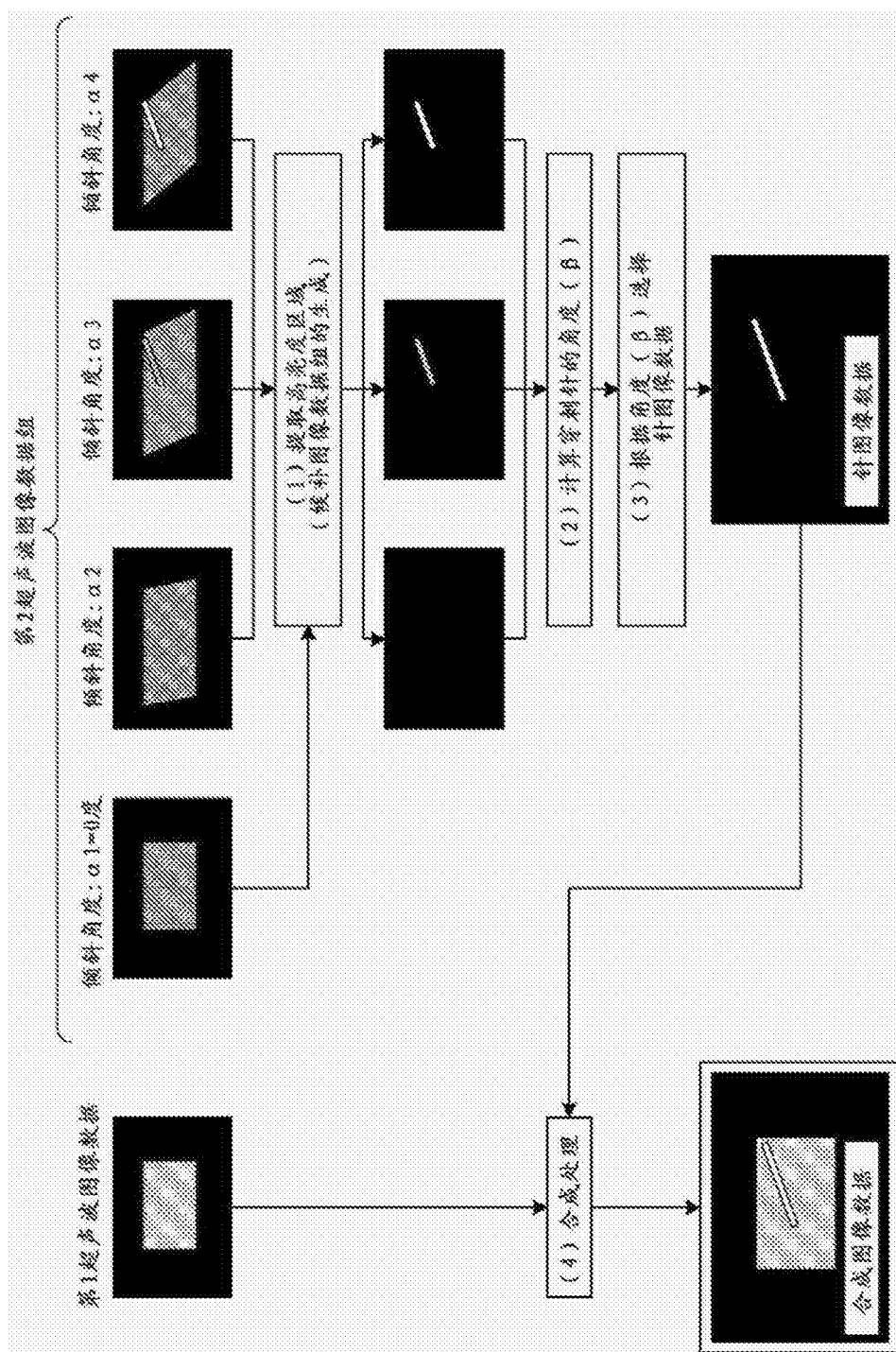


图 10

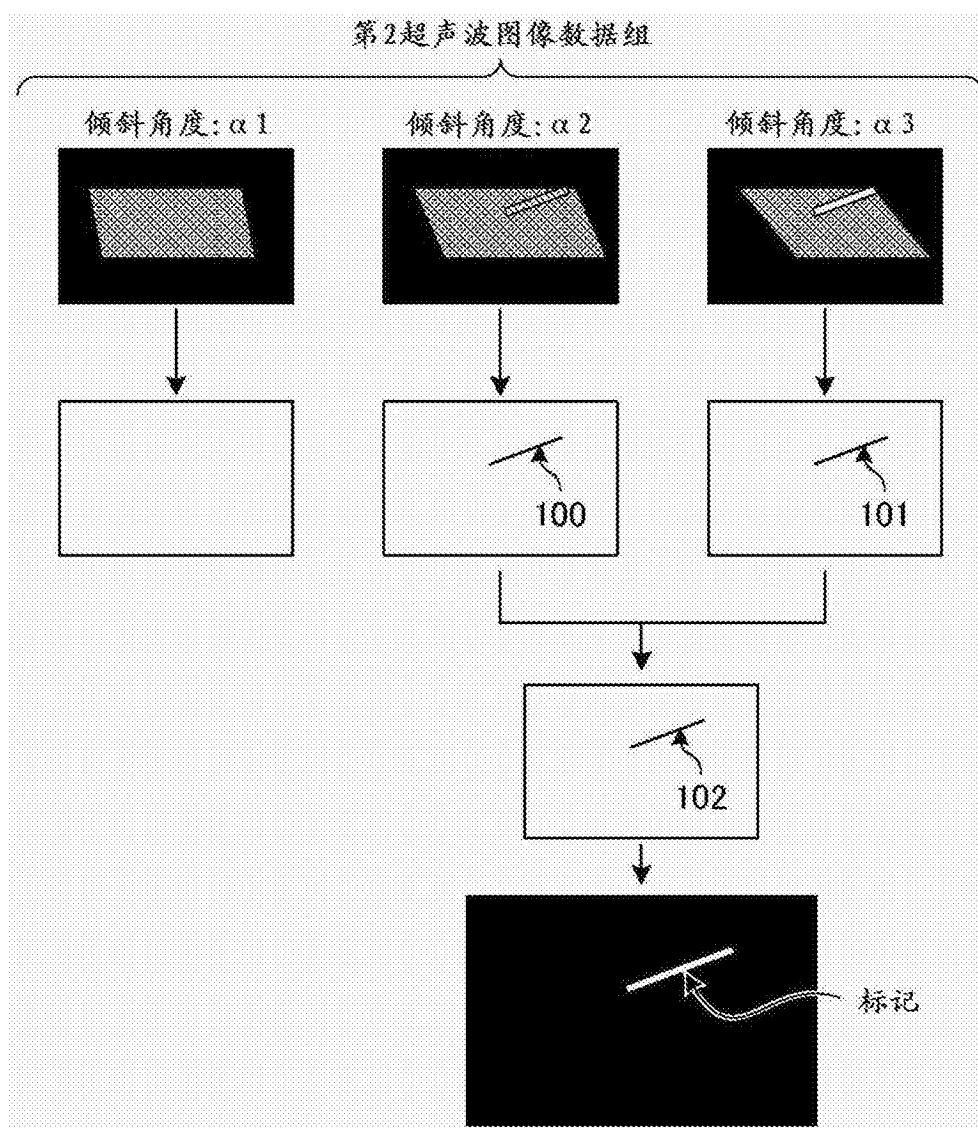


图 11

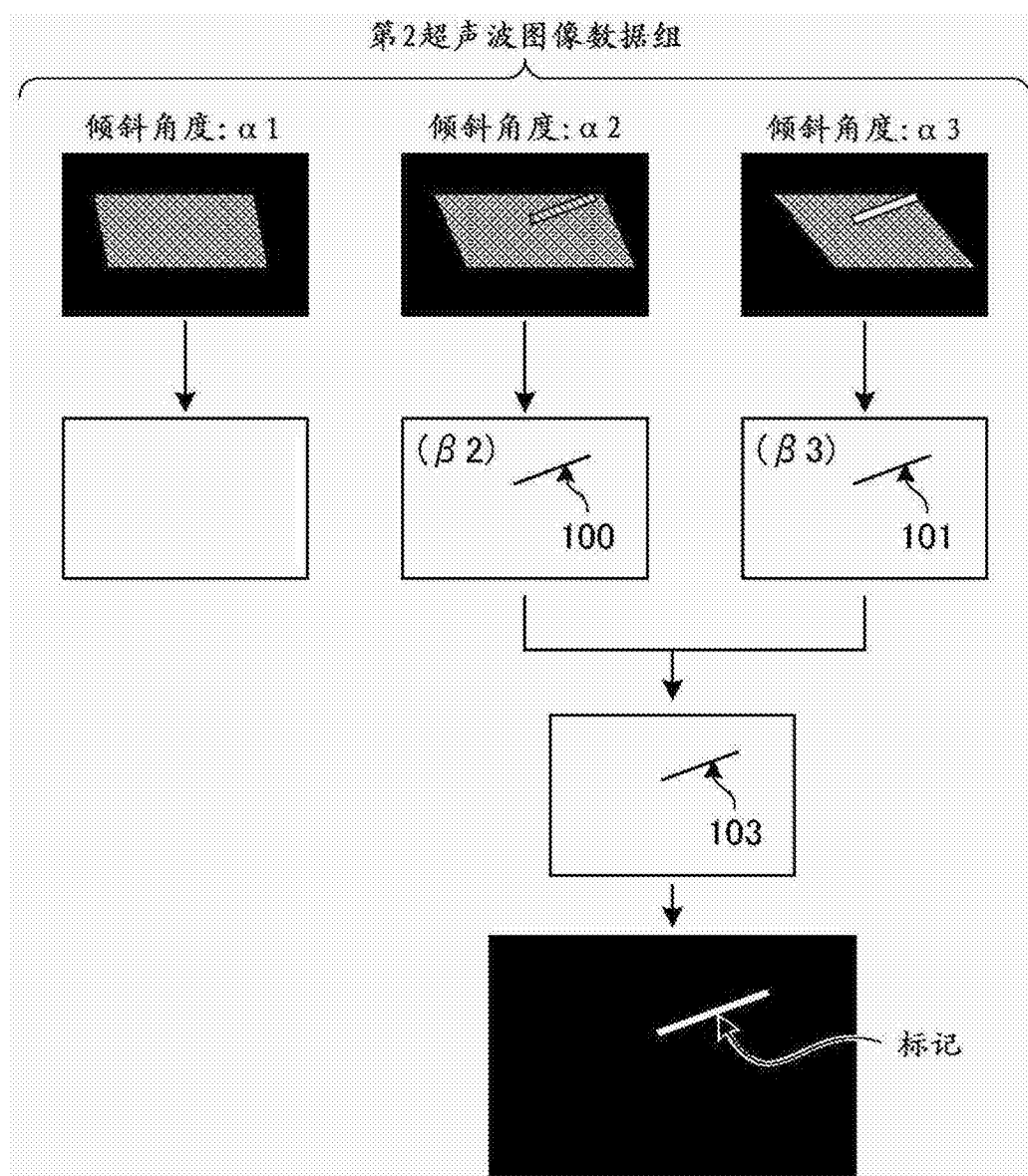


图 12

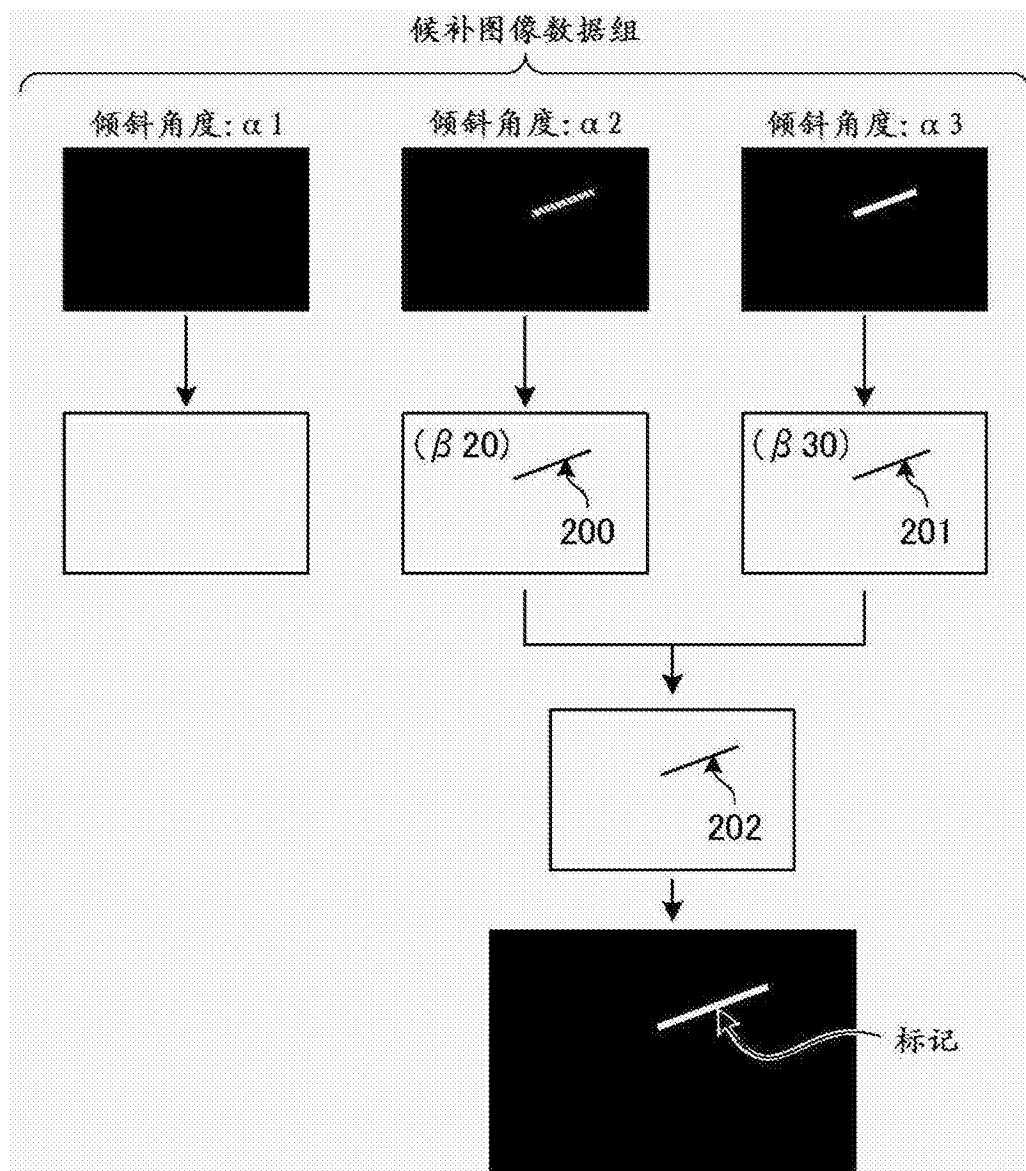


图 13

专利名称(译)	超声波诊断装置及图像处理方法		
公开(公告)号	CN103732152B	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201380001065.1	申请日	2013-06-24
[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	大内启之 佐佐木琢也 岭喜隆 三户部时子		
发明人	大内启之 佐佐木琢也 岭喜隆 三户部时子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54		
代理人(译)	李洋		
审查员(译)	李伟博		
优先权	2013131950 2013-06-24 JP 2012142340 2012-06-25 JP		
其他公开文献	CN103732152A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式涉及一种超声波诊断装置，其具备：扫描控制部（181）、图像生成部（14）、检测部（182）、图像生成控制部（183）、图像合成部（16）及显示控制部（184）。扫描控制部（181）执行对振子面在第1方向进行超声波发送的第1扫描和对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（14）通过第1扫描生成第1超声波图像数据，通过第2扫描生成第2超声波图像数据组。检测部（182）基于第2超声波图像数据组来检测线段。图像生成控制部（183）基于与线段相关的信息，使图像生成部（14）生成针图像数据。显示控制部（184）进行控制，以便显示图像合成部（16）所生成的第1超声波图像数据与针图像数据的合成图像数据。

