



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101102721 B

(45) 授权公告日 2010.04.14

(21) 申请号 200680002326.1

(22) 申请日 2006.02.09

(30) 优先权数据

032477/2005 2005.02.09 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.07.13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/302235 2006.02.09

(87) PCT申请的公布数据

W02006/085571 JA 2006.08.17

(73) 专利权人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

(72) 发明人 辻田刚启 林哲矢

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 李贵亮

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2000-107185 A, 2000.04.18, 全文.

JP 特开 2004-121488 A, 2004.04.22, 全文.

JP 平 4-158855 A, 1992.06.01, 全文.

JP 特开 2004-16268 A, 2004.01.22, 全文.

审查员 王翠平

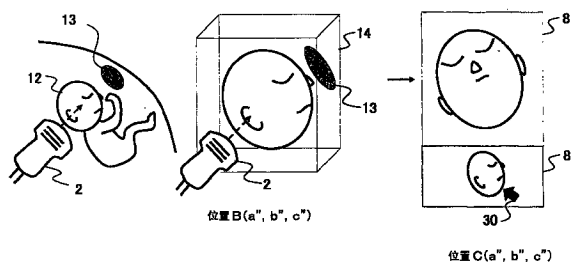
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波摄像方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,包括:超声波探头(2),其对被检体收发超声波;超声波图像构成部(7),其根据基于从超声波探头(2)接收的超声波信号的三维超声波图像数据,构成三维超声波图像;和显示部(8),其显示三维超声波图像;该超声波诊断装置还包括:位置传感器(4),其对超声波探头的位置进行检测;和位置信息分析部(6),其存储由位置传感器(4)获得的超声波探头(2)的第一位置,分析第一位置与第二位置的位置关系,超声波图像构成部(7)基于位置关系,对在第二位置获得的三维超声波图像数据进行变换,使其成为第一位置的三维超声波图像,来构成第一位置的三维超声波图像。



1. 一种超声波诊断装置,包括:超声波探头,其对被检体收发超声波;超声波图像构成部,其根据三维超声波图像数据,构成三维超声波图像,该三维超声波图像数据基于从所述超声波探头接收的超声波信号;和显示部,其显示所述三维超声波图像,

该超声波诊断装置还包括:位置传感器,其对所述超声波探头的位置进行检测;和位置信息分析部,其存储由所述位置传感器获得的所述超声波探头的第一位置,分析所述第一位置与第二位置的位置关系,

所述超声波图像构成部基于所述位置关系,对在所述第二位置获得的三维超声波图像数据进行变换,使其成为所述第一位置的三维超声波图像,来构成所述第一位置的所述三维超声波图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置信息分析部基于所述超声波探头的所述第一位置与所述第二位置之间的位置的变化量以及旋转立体角度的变化量,对位置关系进行分析。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置信息分析部根据表示所述超声波探头的所述第一位置的变换信息、和表示所述超声波探头的所述第二位置的变换信息,推算用于对所述三维超声波图像数据进行变换的修正参数。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述显示部上,所述第二位置被显示为指示标记,所述超声波图像构成部对所述第二位置的三维超声波图像数据进行变换,使其成为由所述指示标记指定的位置的三维超声波图像数据,来构成所述指示标记位置的三维超声波图像。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部将所述指示标记与所述三维超声波图像一起进行三维显示。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部在所述三维超声波图像上显示表示所述三维超声波图像所对应的B模式像的切面的线,来构成所述线所对应的所述B模式像。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部具备预先存储三维超声波图像的存储单元,对该存储的三维超声波图像和实时三维超声波图像进行合成。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部使多个所述三维超声波图像数据的基准坐标一致来合成三维超声波图像。

9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部优先显示多个所述三维超声波图像数据中亮度大的一方的三维超声波图像数据的三维超声波图像。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部对所述三维超声波图像数据进行部分删除来构成三维超声波图像。

11. 根据权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于,

具备操作部,其设定对所述三维超声波图像数据进行所述部分删除的预切割线,

所述超声波图像构成部删除由所述预切割线划分的一方三维超声波图像数据,构成保留的三维超声波图像。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述显示部虚拟地显示所述三维超声波图像,所述操作部对所述三维超声波图像任意设定所述预切割线。

13. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述第一位置是拍摄所述被检体的正面像的位置,所述第二位置是拍摄所述被检体的侧面像的位置。

14. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置信息分析部将所述超声波探头的所述第一位置设定为成为三维超声波图像的显示位置的第一变换矩阵,将所述第二位置设定为第二变换矩阵,推算三维超声波图像数据的修正参数。

15. 根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波图像构成部基于所述修正参数,进行三维超声波图像的坐标变换,来改变三维超声波图像的显示方向。

16. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述位置信息分析部计算所述第二位置相对于所述第一位置的变化量以及旋转立体角的位移量,所述超声波图像构成部中包括的图像处理运算部使所述三维超声波图像旋转所述位置以及角度的变化量。

17. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述位置信息分析部中包括:存储单元,其用于存储所述超声波探头的所述第一位置;和运算部,其对所述存储单元中存储的第一位置与所述第二位置的所述位置关系进行推算。

18. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在所述超声波图像构成部中包括:存储单元,其用于存储二维超声波图像或三维超声波图像;和图像处理运算部,其根据所述位置关系,对三维超声波图像数据进行修正,构成三维超声波图像。

19. 一种超声波摄像方法,包括:

将超声波探头设定在第一位置并存储第一位置的步骤;

将超声波探头设定在第二位置来取得三维超声波图像数据的步骤;

基于第一位置与第二位置的位置关系,对所述三维超声波图像数据进行变换,使其成为所述第一位置的三维超声波图像的步骤;和

构成该变换后的所述三维超声波图像并进行显示的步骤。

超声波诊断装置以及超声波摄像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及扫描超声波来显示三维超声波图像的超声波诊断装置以及超声波摄像方法。

背景技术

[0002] 显示三维超声波图像的超声波诊断装置通过超声波探头向被检体照射超声波,并基于从被检体产生的反射波信号来重构三维超声波图像,在显示器上进行显示。

[0003] 但是,在利用超声波诊断装置对被检体体内进行描绘的情况下,当描绘目标部位时,在超声波探头与目标部位之间有时会存在障碍物(例如,胎盘、脂肪等)。

[0004] 因此,在专利文献1中,任意改变通过超声波探头取得的三维超声波图像数据中的视点,由此构成从任意设定的视点方向观察的三维超声波图像并进行显示。但是,在超声波探头与目标部位之间存在障碍物时,通过超声波探头的扫描而获得的超声波图像数据中会包含障碍物。即使利用专利文献1,将超声波探头设置在其位置来构成三维超声波图像,也会获得包含障碍物的图像。因此,即使改变显示三维超声波图像的视点位置,从超声波探头获得的三维超声波图像数据也不会变化,因此在三维超声波图像中可能会出现由障碍物带来的影响。

[0005] 专利文献1:特开2001-79003号公报

发明内容

[0006] 本发明的目的在于,在利用超声波诊断装置对被检体的体内进行描绘时,使显示形态稳定地显示三维超声波图像。

[0007] 为了实现本发明的目的,本发明的超声波诊断装置包括:超声波探头,其对被检体收发超声波;超声波图像构成部,其根据三维超声波图像数据,构成三维超声波图像,该三维超声波图像数据基于从所述超声波探头接收的超声波信号;和显示部,其显示所述三维超声波图像;该超声波诊断装置还包括:位置传感器,其对所述超声波探头的位置进行检测;和位置信息分析部,其存储由所述位置传感器获得的所述超声波探头的第一位置,分析所述第一位置与第二位置的位置关系;所述超声波图像构成部基于所述位置关系,对在所述第二位置获得的三维超声波图像数据进行变换,使其成为所述第一位置的三维超声波图像,来构成所述第一位置的所述三维超声波图像。

[0008] 所述位置信息分析部基于所述超声波探头的所述第一位置与所述第二位置之间的位置的变化量以及旋转立体角度的变化量,对位置关系进行分析,或根据表示所述超声波探头的所述第一位置的变换信息、和表示所述超声波探头的所述第二位置的变换信息,推算用于对所述三维超声波图像数据进行变换的修正参数。然后,所述图像构成部基于位置关系或修正参数,对三维超声波图像数据进行变换。

[0009] 另外,本发明的超声波摄像方法,包括:将超声波探头设定在第一位置并存储第一位置的步骤;将超声波探头设定在第二位置来取得三维超声波图像数据的步骤;基于第一

位置与第二位置的位置关系,对所述三维超声波图像数据进行变换,使其成为所述第一位置的三维超声波图像的步骤;和构成该变换后的所述三维超声波图像并进行显示的步骤。

附图说明

- [0010] 图 1 是本发明的超声波诊断装置的框图;
- [0011] 图 2 是表示本发明的超声波诊断装置的框图的详细情况的图;
- [0012] 图 3 是表示本发明的显示处理的概念图以及第四实施方式的图;
- [0013] 图 4 是表示本发明的显示处理的流程图;
- [0014] 图 5 是表示本发明的第二实施方式的图;
- [0015] 图 6 是表示本发明的第三实施方式的图;
- [0016] 图 7 是表示本发明的第五实施方式的图。

具体实施方式

[0017] 参照附图,对应用本发明而构成的超声波诊断装置的第一实施方式进行说明。该实施方式是利用与超声波探头连接的位置传感器,不依赖于超声波探头的位置地进行从固定方向观察的目标部位的显示的例子。

[0018] 图 1 中表示本实施方式的超声波诊断装置的框图。图 1 所示的超声波诊断装置 1 包括:排列有收发超声波的振动器元件的超声波探头 2;通过超声波探头 2 向被检体 50 送波超声波信号,并对所接收的超声波信号进行调相相加、Log 压缩等处理的超声波收发部 3;安装于超声波探头 2 的位置传感器(终端)4;利用磁信号等对位置传感器 4 的位置进行检测的信号源(source)5;由信号源 5 分析位置传感器 4 的位置信息,推算对三维超声波图像数据进行修正的修正参数的位置信息分析部 6;对来自超声波收发部 3 的三维超声波图像数据进行滤波处理、扫描变换等处理,利用来自位置信息分析部 6 的修正参数进行三维超声波图像的重构的超声波图像构成部 7;进行图像的显示的显示器 8;与所有模块连接来进行控制的控制部 9;和向控制器 9 发出指示的控制面板 10。

[0019] 另外,如图 2 所示,位置信息分析部 6 中具备:用于存储超声波探头 2 的位置的存储器 61、和根据存储器 61 中存储的位置信息推算修正参数等的运算部 62,超声波图像构成部 7 中具备:用于存储二维超声波图像或三维超声波图像的存储器 71、根据修正参数等对三维超声波图像数据进行修正来构成三维超声波图像的图像处理运算部 72。

[0020] 超声波探头 2 沿长轴方向排列 1~m 沟道(channel)份的振动器元件,并且沿短轴方向也切断为 k 个而排列 1~k 沟道份振动器元件。超声波探头 2 通过改变对各振动器元件(1~k 沟道)赋予的延迟时间,从而在长轴方向和短轴方向上形成送波或受波的焦点(focus)。另外,超声波探头 2 通过改变对短轴方向的各振动器元件赋予的超声波发送信号的振幅来实施送波加权,通过改变来自短轴方向的各振动器元件的超声波接收信号的放大率或衰减率来实施受波加权。进而,通过使短轴方向的各个振动器元件接通、断开,可进行口径控制。此外,超声波探头 2 也可采用机械式超声波探头,所述机械式超声波探头一边机械地使振动器沿短轴方向往复移动,一边扫描超声波来取得三维超声波图像数据。

[0021] 当利用该超声波探头 2 来获得三维超声波图像时,超声波图像构成部 7 内的存储器 71 首先扫描超声波并存储二维超声波图像数据。然后,超声波图像构成部 7 逐帧按顺

序读出二维超声波图像数据,由超声波构成部 7 内的加法器合并各帧来构成三维超声波图像。此时,实现二维超声波图像数据与超声波探头 2 的位置数据的匹配。

[0022] 在该超声波探头 2 上安装有位置传感器 4。位置传感器 4 具有磁传感器,该磁传感器检测从安装在底座 (bed) 等位置的信号源 5 产生的例如磁信号。由位置传感器 4 检测源坐标系 S 中的超声波探头 2 的三维位置以及倾斜度。源坐标系 S 是以信号源 5 为原点 S_0 的三维正交坐标系,使 X 轴与被检体横放的底座的较短方向一致,使 Y 轴与底座的较长方向一致,使 Z 轴与铅垂方向一致。另外,源坐标系 S 并不限定于三维正交坐标系,只要是能确定超声波探头 2 的位置的坐标系即可。另外,位置传感器 4 并不限定于利用磁场,例如也可利用光。

[0023] 图 3 中表示本实施方式中的图像处理的概念图。如图 3(a) 所示,位置 A(a, b, c) 是拍摄目标部位 12 的正面像的位置,但三维超声波图像中在位置 A(a, b, c) 处显示有障碍物 13。因此,将超声波探头 2 设置到位置 B(a', b', c'),对目标部位 12 扫描超声波。由于在超声波探头 2 与目标部位 12 之间不存在障碍物 13,因此通过扫描获得的三维超声波图像数据 14 中不包含障碍物 13。这样,若将超声波探头 2 设置到位置 B(a', b', c') 进行重构,则显示目标部位 12 的侧面像。

[0024] 因此,位置信息分析部 6 内的存储器 61 存储由位置传感器 4 获得的超声波探头 2 的位置,位置信息分析部 6 内的运算部 62 分析存储器 61 中存储的位置 A(a, b, c) 与位置 B(a', b', c') 的位置关系。超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 根据该位置关系进行图像变换,使得从位置 B(a', b', c') 获得的三维超声波图像数据变为从位置 A(a, b, c) 获得的图像数据,从而构成三维超声波图像。此外,位置 B(a', b', c') 也可存储于存储器 61。

[0025] 具体而言,位置信息分析部 6 内的运算部 62 将超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 设定为成为三维超声波图像的显示位置的变换矩阵。然后,运算部 62 设定改变了超声波探头 2 的方向后的位置 B(a', b', c') 的变换矩阵。接着,根据位置 A(a, b, c) 和位置 B(a', b', c') 的变换矩阵推算旋转立体角度的变化量(修正参数)。图像处理运算部 72 基于修正参数进行三维超声波图像的坐标变换,来改变三维超声波图像的显示方向。

[0026] 在此,对位置信息分析部 6 中的修正参数的计算方法进行说明。从位置传感器 4 的基准轴开始,设表示位置 A(a, b, c) 的超声波探头 2 的位置和方向的变换矩阵 S 为式 (1),设表示位置 B(a', b', c') 的超声波探头 2 的位置和方向的变换矩阵 D 为式 (2)。该变换矩阵存储于存储器 61。然后,运算部 62 设在超声波探头 2 任意确定的位置 A(a, b, c) 处针对三维超声波图像数据 14 的旋转矩阵 V 为式 (3),根据式 (5),将从位置 A(a, b, c) 到位置 B(a', b', c') 的变换矩阵 X 设定为式 (6)。因此,由式 (4) 表示的修正参数 M、变换矩阵 X、旋转矩阵 V 的关系如式 (7) 所示。

[0027] 在此,为了便于计算,当根据旋转成分仅进行显示角度修正时,在式 (1) 中设 $(ds1, ds2, ds3) = (0, 0, 0)$,在式 (2) 中,设 $(dv1, dv2, dv3) = (0, 0, 0)$,在式 (3) 中设 $(dd1, dd2, dd3) = (0, 0, 0)$ 。

[0028] 因此,由运算部 62 根据式 (8) 推算修正参数 M。即,在超声波探头 2 的位置 B(a', b', c') 处获得的三维超声波图像数据 14,利用由修正参数 M 表示的坐标变换,以三维超声波图像的中央为原点进行旋转。图像处理运算部 72 通过重构该旋转后的三维超声波图像,

可获得来自位置 A(a, b, c) 方向的三维超声波图像。

[0029] [数式 1]

$$[0030] \quad S = \begin{pmatrix} a_{s_1} & b_{s_1} & c_{s_1} & d_{s_1} \\ a_{s_2} & b_{s_2} & c_{s_2} & d_{s_2} \\ a_{s_3} & b_{s_3} & c_{s_3} & d_{s_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (1)$$

[0031] [数式 2]

$$[0032] \quad D = \begin{pmatrix} a_{d_1} & b_{d_1} & c_{d_1} & d_{d_1} \\ a_{d_2} & b_{d_2} & c_{d_2} & d_{d_2} \\ a_{d_3} & b_{d_3} & c_{d_3} & d_{d_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (2)$$

[0033] [数式 3]

$$[0034] \quad V = \begin{pmatrix} a_{v_1} & b_{v_1} & c_{v_1} & d_{v_1} \\ a_{v_2} & b_{v_2} & c_{v_2} & d_{v_2} \\ a_{v_3} & b_{v_3} & c_{v_3} & d_{v_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (3)$$

[0035] [数式 4]

$$[0036] \quad M = \begin{pmatrix} a_{m_1} & b_{m_1} & c_{m_1} & d_{m_1} \\ a_{m_2} & b_{m_2} & c_{m_2} & d_{m_2} \\ a_{m_3} & b_{m_3} & c_{m_3} & d_{m_3} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (4)$$

[0037] [数式 5]

[0038] $D = S \cdot X \dots (5)$

[0039] [数式 6]

[0040] $X = D \cdot S^{-1} \dots (6)$

[0041] [数式 7]

[0042] $M = X^{-1} \cdot V \dots (7)$

[0043] [数式 8]

[0044] $M = D^{-1} \cdot S \cdot V \dots (8)$

[0045] 图 4 中表示用于进行位置修正参数的推算的步骤。在开始超声波检查后,位置信息分析部 6 内的运算部 62 进行表示当前的超声波探头 2 的位置的变换矩阵 D 的更新(S100),然后进行从控制面板 10 输入的旋转矩阵 V 的更新(S101)。接着,当与位置 A(a,b,c)一致地对在位置 B(a',b',c')获得的三维超声波图像进行修正的功能、即显示修正功能打开时(S102),设定使表示移动前(位置 A(a,b,c))的超声波探头 2 的位置的变换矩阵 S 固定,使变换矩阵 D 可变(S103')。即,成为变换矩阵 $S \neq$ 变换矩阵 D。然后,在超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 中,利用基于在(S104)中推算出的修正参数 M 的坐标变换,生成三维超声波图像,并在显示器 8 上进行显示。在控制部 9 中若未选择检查结束,则从处理(S100)开始再次进行处理,若已选择检查结束则结束处理(S106)。

[0046] 此外,在不应用本发明时,不进行使显示位置与位置 A(a,b,c)一致地修正三维超声波图像。即,当显示修正功能未打开时(S102),位置信息分析部 6 内的运算部 62 将变换矩阵 D 代入表示移动前(位置 A(a,b,c))的超声波探头 2 的位置的变换矩阵 S(S103),通过上述式子推算修正参数 M(S104)。此时,由于变换矩阵 $S =$ 变换矩阵 D,因此,修正参数 M 成为仅进行从控制面板 10 输入的旋转矩阵 V 的变换矩阵。

[0047] 当从控制面板 10 进行操作使显示修正功能打开时(S102),由于表示移动前(位置 A(a,b,c))的超声波探头 2 的位置的变换矩阵 S 不被更新,因此在处理(S104)中推算的修正参数 M 成为:从表示当前的超声波探头 2 的位置的变换矩阵 D 向表示移动前的超声波探头 2 的位置 A(a,b,c)的变换矩阵 S 移动,进行从控制面板 10 输入的旋转矩阵 V 的变换矩阵。即,所述修正参数 M 成为如下参数:对在位置 A(a,b,c)的超声波探头 2 的位置扫描的三维超声波图像数据进行了基于从控制面板 10 输入的旋转矩阵 V 的坐标变换后,从与该坐标变换后的显示方向相同的位置,对在当前的超声波探头 2 的位置 B(a',b',c')扫描的三维超声波图像数据重构三维超声波图像。表示当前的超声波探头 2 的位置 B(a',b',c')的变换矩阵 D 在每次扫描时被更新,但表示移动前的超声波探头 2 的位置 A(a,b,c)的变换矩阵 S 在显示修正未打开的期间不会被更新,因此,能始终保持在移动前的超声波探头 2 的位置 A(a,b,c)观察时的显示状态,而与当前的超声波探头 2 的位置 B(a',b',c')无关。

[0048] 这样,位置信息分析部 6 内的运算部 62 根据超声波探头 2 的位置 A(a,b,c)和位置 B(a',b',c')的位置信息,使三维超声波图像数据 14 旋转,推算获得与位置 A(a,b,c)的三维超声波图像相同的图像用的修正参数。然后,超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 利用该修正参数,对三维超声波图像数据 14 进行重构,由此自动获得三维超声波图像。

[0049] 在此,说明对三维超声波图像数据 14 进行旋转变换的其他方式。首先,位置信息分析部 6 内的存储器 61 显示目标部位 12 的正面像,存储作为显示位置的位置 A(a,b,c)。

然后,存储器 61 存储超声波图像中不含障碍物 13 的位置 B(a', b', c')。这些位置信息被送到位置信息分析部 6 内的运算部 62,运算部 62 计算位置 B(a', b', c') 相对于位置 A(a, b, c) 的位置变化量以及旋转立体角的位移量。而后,图像处理运算部 72 使三维超声波图像旋转该变化后的超声波探头 2 的位置和角度,对位置 A(a, b, c) 成为显示位置的三维超声波图像进行显示。

[0050] 具体而言,当在位置 A(a, b, c) 显示的平面图像的法线矢量与在位置 B(a', b', c') 显示的平面图像的法线矢量,是在三维超声波图像数据上相交时以交点为中心的旋转立体角的位移量。该位移量被分解为绕 X 轴的旋转、绕 Y 轴的旋转和绕 Z 轴的旋转,各旋转由下面表示的旋转矩阵来表现。

[0051] 首先,绕 X 轴的角度 θ_1 的旋转由下式表示,

[0052] [数式 9]

$$[0053] \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_1 & \sin \theta_1 \\ 0 & -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (9)$$

[0054] 绕 Y 轴的角度 θ_2 的旋转由下式表示,

[0055] [数式 10]

$$[0056] \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (10)$$

[0057] 绕 Z 轴的角度 θ_3 的旋转由下式表示。

[0058] [数式 11]

$$[0059] \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & 0 \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \cdots (11)$$

[0060] 因此,在上述旋转矩阵中分别利用单位矢量 (1,0,0)、Y 方向的单位矢量 (0,1,0)、Z 方向的单位矢量 (0,0,1),使位置 B(a', b', c') 的三维超声波图像数据 14 向 X 方向、Y 方向、Z 方向旋转变换,从而使三维超声波图像数据 14 自位置 B(a', b', c') 向位置 A(a, b, c) 旋转变换。基于该旋转后的三维超声波图像数据 14,重构三维超声波图像,由此能从位置 A(a, b, c) 的显示方向显示三维超声波图像。

[0061] 这样,根据第一实施方式,基于超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 与位置 B(a', b', c') 的位置关系,图像处理运算部 72 对从位置 B(a', b', c') 获得的三维超声波图像数据进行变换,从而能从位置 A(a, b, c) 的显示方向显示三维超声波图像。即,一旦指定超声波探头 2 的某一位置,则即使移动超声波探头 2,也能显示从该位置观察的三维超声波图像。

[0062] 另外,即使超声波探头 2 发生抖动等,即从位置 B(a', b', c') 获得的三维超声波图像数据发生变化,由于位置 A(a, b, c) 固定,因此也能从位置 A(a, b, c) 的位置稳定显示

三维超声波图像。

[0063] 下面,在图 5 中表示第二实施方式。第二实施方式与第一实施方式的不同之处在于,对表示显示位置的方向指示标记 30 进行三维显示,显示与该方向指示标记 30 对应的目标部位 12。在显示器 8 上,显示三维超声波图像和辅助画面 81。辅助画面 81 显示从抵接超声波探头 2 的位置 $B(a', b', c')$ 观察的三维超声波图像、和表示显示方向的方向指示标记 30。利用控制面板 10,可使该方向指示标记 30 在目标部位 12 的周围三维地移动。另外,方向指示标记 30 朝向目标部位 12 的中心点。

[0064] 在此,设方向指示标记 30 的位置为位置 $C(a'', b'', c'')$:显示位置。图 5 的方向指示标记 30 是从下方拍摄目标部位 12 的位置。位置信息分析部 6 内的运算部 62 以与上述第一实施方式相同的方式计算位置 $B(a', b', c')$ 相对于位置 $C(a'', b'', c'')$ 的位置的修正参数,或计算变化量以及旋转立体角的位移量。然后,图像处理运算部 72 构成旋转后的三维超声波图像,在显示器 8 上显示位置 $C(a'', b'', c'')$ 即来自方向指示标记 30 方向的三维超声波图像。因此,能够观察来自设定的方向指示标记 30 方向的三维超声波图像。

[0065] 另外,在将超声波探头 2 固定到被检体 50 上的状态下,利用控制面板 10,使方向指示标记 30 移动。伴随该方向指示标记 30 的移动,位置信息分析部 6 内的运算部 62 实时地计算位置的变化量以及旋转立体角的位移量。然后,基于位置的变化量以及旋转立体角的位移量,实时地构成旋转后的三维超声波图像,由此能够将方向指示标记 30 的方向的三维超声波图像始终显示在显示器 8 上。根据第二实施方式,可进行方向指示标记 30 的方向的三维超声波图像的调整。

[0066] 下面,在图 6 中表示第三实施方式。第三实施方式与第一实施方式和第二实施方式的不同之处在于,同时显示三维超声波图像和 B 模式像。该 B 模式像是从超声波探头 2 的扫描方向拍摄的像。

[0067] 虚线 15 是显示器 8 上显示的三维超声波图像所对应的 B 模式像的切面。可通过控制面板 10 移动虚线 15,位置信息分析部 6 识别虚线 15 的位置信息,超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 从三维超声波图像数据 14 中选择与虚线 15 对应的截面的 B 模式像,显示到显示器 8 上。这样,能同时显示被检体 50 的外周面和内部,想要观察 B 模式像时也可适当变更。因此,根据第三实施方式,基于超声波探头 2 的位置 $A(a, b, c)$ 与位置 $B(a', b', c')$ 的位置关系,对从位置 $B(a', b', c')$ 获得的三维超声波图像数据进行变换,从而能从位置 $A(a, b, c)$ 的显示方向显示二维超声波图像。即,一旦指定超声波探头 2 的某一位置,则即使移动超声波探头 2,也能显示从该位置观察的二维超声波图像。

[0068] 另外,虚线 15 的初始设定设为超声波探头 2 的扫描面,但也可追随上述的位置 $A(a, b, c)$ 、位置 $B(a', b', c')$ 、位置 $C(a'', b'', c'')$ 、或方向指示标记 30。

[0069] 下面,利用图 3 对第四实施方式进行说明。第四实施方式与第一~第三实施方式的不同之处在于,合成两个以上三维超声波图像。

[0070] 在从位置 $B(a', b', c')$ 扫描超声波获得的三维超声波图像数据 14 中,超声波探头 2 侧的三维超声波图像数据充分,但位置 $B(a', b', c')$ 的点称位置即背面侧的三维超声波图像数据不足。在图 3 中,超声波探头 2 抵接的右耳侧的三维超声波图像数据充分,但目标部位 12 的左耳侧的三维超声波图像数据不足。因此,将三维超声波图像数据不足的一侧的三维超声波图像数据 14 预先存储到存储器 17 中,图像处理运算部 72 对存储器 17 中

存储的三维超声波图像和实时获得的三维超声波图像进行合成。

[0071] 对该合成功能进行具体说明。超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 具有对两个以上三维超声波图像进行合成的功能。首先,向被检体 50 扫描超声波,获得三维超声波图像,存储到存储器 71 中。此时,根据位置传感器 4 的位置信息,设定三维超声波图像的基准点,将该基准点存储到存储器 71 中。然后,改变超声波探头 2 的位置,向被检体 50 扫描超声波,实时获取三维超声波图像。然后,图像处理运算部 72 使存储器 71 所存储的三维超声波图像的基准点与实时的三维超声波图像的基准点一致,从而使所存储的三维超声波图像与实时的三维超声波图像重叠。当重叠两个以上三维超声波图像时,优先显示亮度大的三维超声波图像。另外,重叠的三维超声波图像也可以是三个以上。

[0072] 这样,存储器 71 预先对不足一侧的三维超声波图像数据进行存储,图像处理运算部 72 利用该三维超声波图像数据对实时三维超声波图像进行修正。因此,根据第四实施方式,能显示在任何角度亮度都均匀的三维超声波图像。

[0073] 下面,利用图 7,对第五实施方式进行说明。第五实施方式与第一~第四实施方式的不同之处在于,设定对三维超声波图像数据进行部分删除的预切割线 (precut line)。

[0074] 左图 31 是与在显示器 8 上显示的预切割设定画面相关的图。右图 32 是与超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72 所进行的三维超声波图像数据处理相关的图。从超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 获得的三维超声波图像数据是由设定的 ROI35 指定的范围内的三维超声波图像数据。即,该 ROI35 具有立体的区域。并且,在三维超声波图像数据中包含与胎儿 36 相关的三维超声波图像数据、与胎盘 33 相关的超声波图像数据。在 ROI35 内设定将与胎盘 33 相关的三维超声波图像数据删除的预切割线 34。如预切割线设定画面 31 所示,在胎盘 33 与胎儿 36 之间配置预切割线 34。该预切割线 34 的设定由控制面板 10 进行。

[0075] 若设定预切割线 34,则三维超声波图像数据以预切割线 34 为界被划分为两个区域。具体而言,三维超声波图像数据以预切割线 34 为轴,相对于三维超声波图像数据的表面,沿垂直方向立体地划分区域。并且,这样划分后的两个区域中,一方三维超声波图像数据被删除,而保留另一方三维超声波图像数据。在本实施方式中,标注了横向线的胎盘 33 侧的三维超声波图像数据区域 38 被删除,保留胎儿 36 侧的三维超声波图像数据区域 37。关于该三维超声波图像数据区域 37 的设定,可通过控制面板 10 手动选择区域,将所选择的一方设定为保留的区域 37,将另一方设定为删除的区域 38。另外,图像处理运算部 72 也可采用自动删除体积小的三维超声波图像数据一方的设定。图像处理运算部 72 利用区域 37 内的三维超声波图像数据,通过三维像素 (voxel) 法或体绘制 (volume rendering) 等方法重构三维超声波图像。然后,将三维超声波图像显示到显示器 8 上。

[0076] 即使对于从超声波探头 2 的位置 D(A, B, C) 获得的三维超声波图像数据,也在存储器 71 中预先存储超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 的预切割线 34 的位置,删除涂成灰色的胎盘 33 侧的三维超声波图像数据区域 38,保留胎儿 36 侧的三维超声波图像数据区域 37,图像处理运算部 72 在显示器 8 上显示三维超声波图像数据区域 37 中的三维超声波图像。

[0077] 具体而言,超声波图像构成部 7 内的图像处理运算部 72,将在超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 设定的预切割线 34 的位置与超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 对应地存储到存储器 71 中。另外,在存储器 71 中存储以预切割线 34 删除的三维超声波图像数据的方向。使

超声波探头 2 移动到位置 D(A, B, C), 获得位置 D(A, B, C) 的三维超声波图像数据。针对该位置 D(A, B, C) 的三维超声波图像数据, 从存储器 71 读出在位置 A(a, b, c) 设定的预切割线 34 的位置和以预切割线 34 删除的三维超声波图像数据的方向, 并建立对应关系。若进行详细说明, 针对位置 D(A, B, C) 的三维超声波图像数据, 读出并设定超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 的预切割线 34 的位置。由于预切割线 34 的位置存储于存储器 71 中, 因此即使与超声波探头 2 的移动量以及角度对应, 删除的三维超声波图像数据也是胎盘 33 侧。

[0078] 这样, 基于在位置 D(A, B, C) 设定的预切割线 34 来确定删除三维超声波图像数据的方向, 涂成灰色的胎盘 33 侧的三维超声波图像数据区域 38 被删除, 保留胎儿 36 侧的三维超声波图像数据区域 37。然后, 利用位置 D(A, B, C) 的区域 37 内的三维超声波图像数据, 通过三维像素法或体绘制法等方法重构三维超声波图像。而后, 将位置 D(A, B, C) 的三维超声波图像显示到显示器 8 上。

[0079] 在超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 拍摄的三维超声波图像透过胎盘 33 等障碍物来收发超声波, 但在位置 D(A, B, C) 收发超声波的路径, 在超声波探头 2 与胎儿之间不存在胎盘 33 等障碍物。即, 根据第五实施方式, 与在超声波探头 2 的位置 A(a, b, c) 拍摄的三维超声波图像相比, 在位置 D(A, B, C) 拍摄的三维超声波图像由于在收发超声波时不存在胎盘 33 等障碍物, 因此能显示更清晰的三维超声波图像。

[0080] 此外, 上述第一~第五实施方式可组合实施, 也可由操作者任意选择来实施。另外, 超声波图像构成部 7 也可根据作为超声波接收信号的一种的多普勒信号来构成血流图像。然后, 分别重构三维超声波图像和血流图像的三维图像, 在三维图像上合成 B 模式图像与血流图像, 或者也可并排显示。

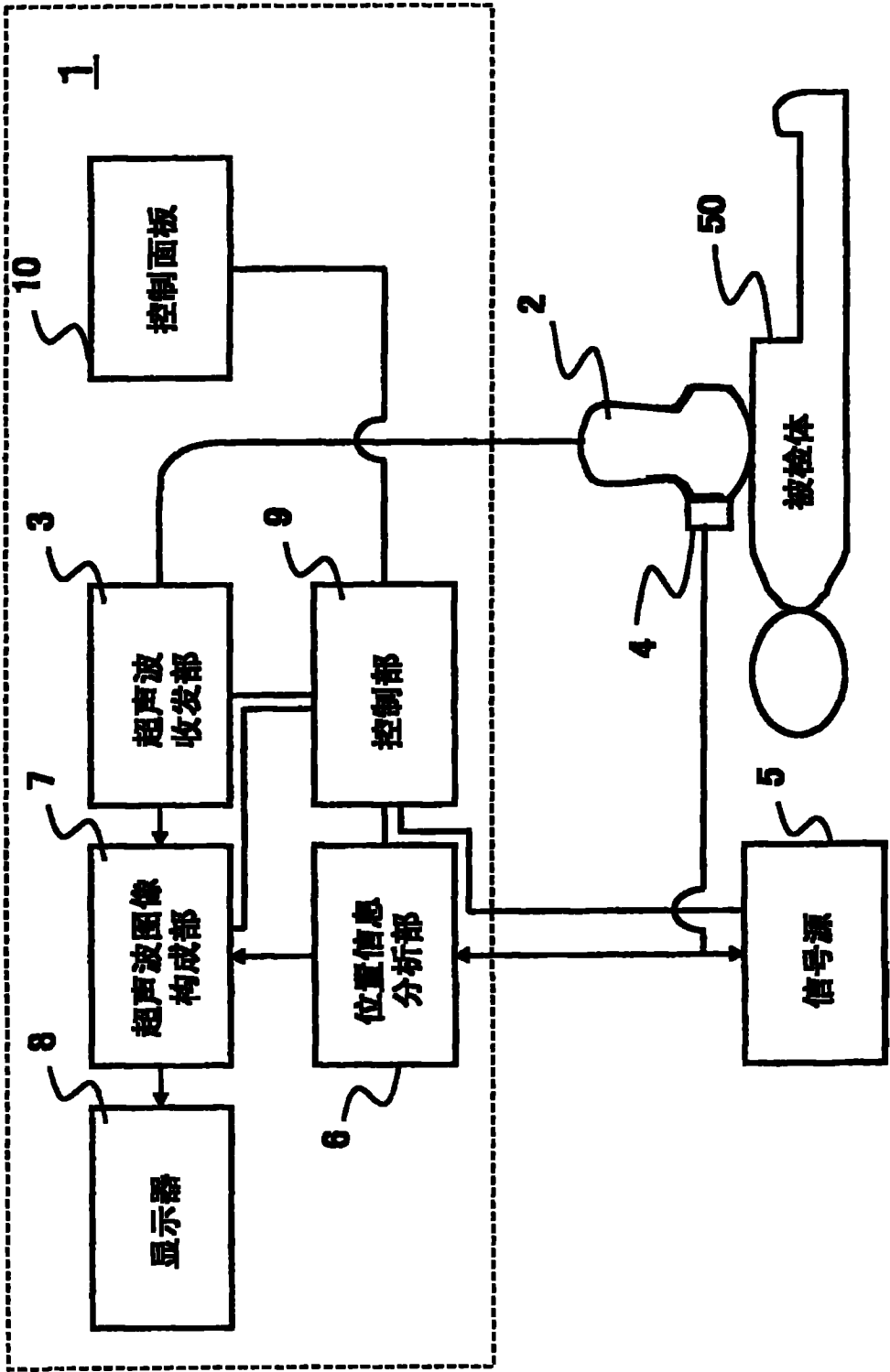


图 1

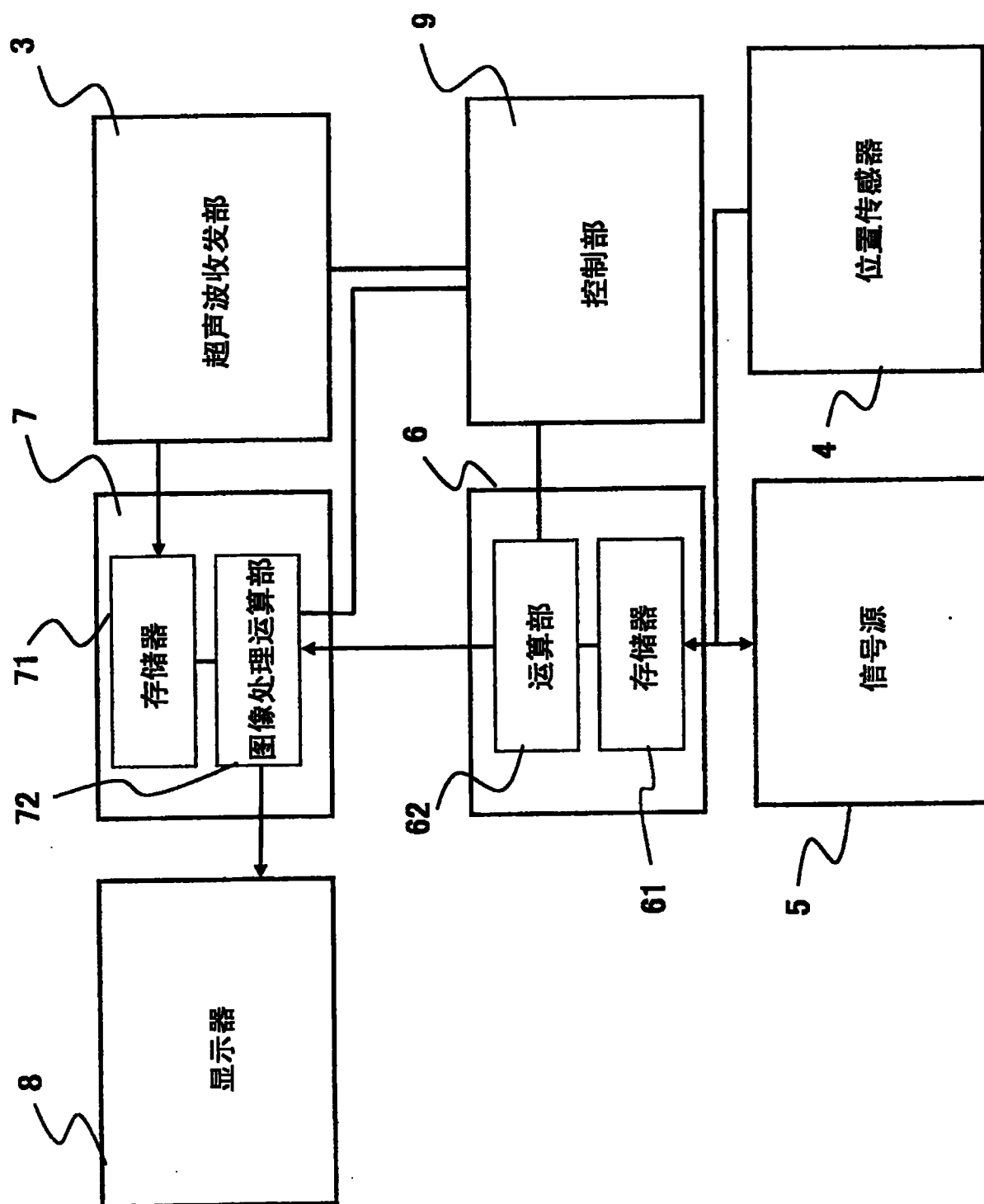


图 2

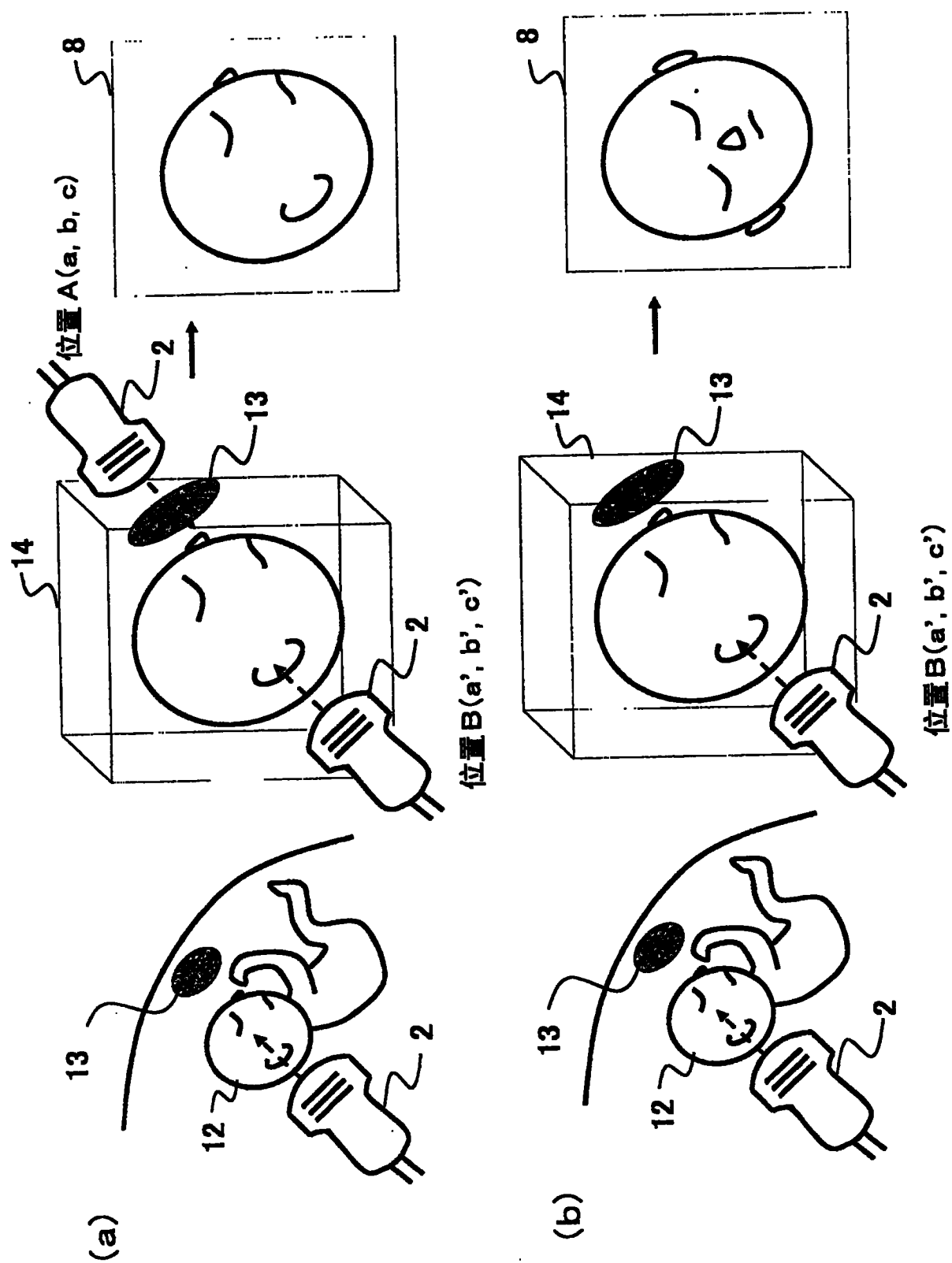


图 3

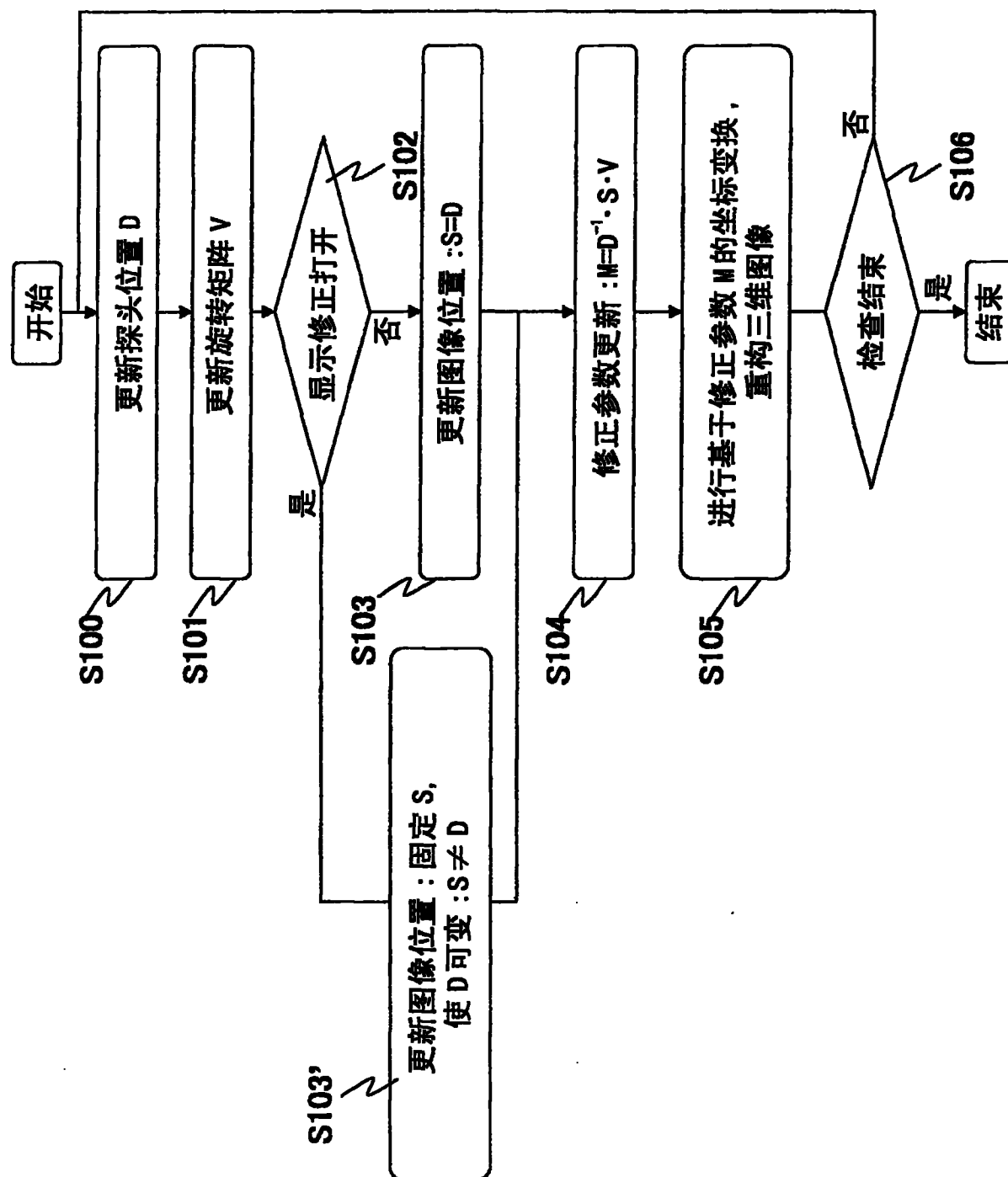


图 4

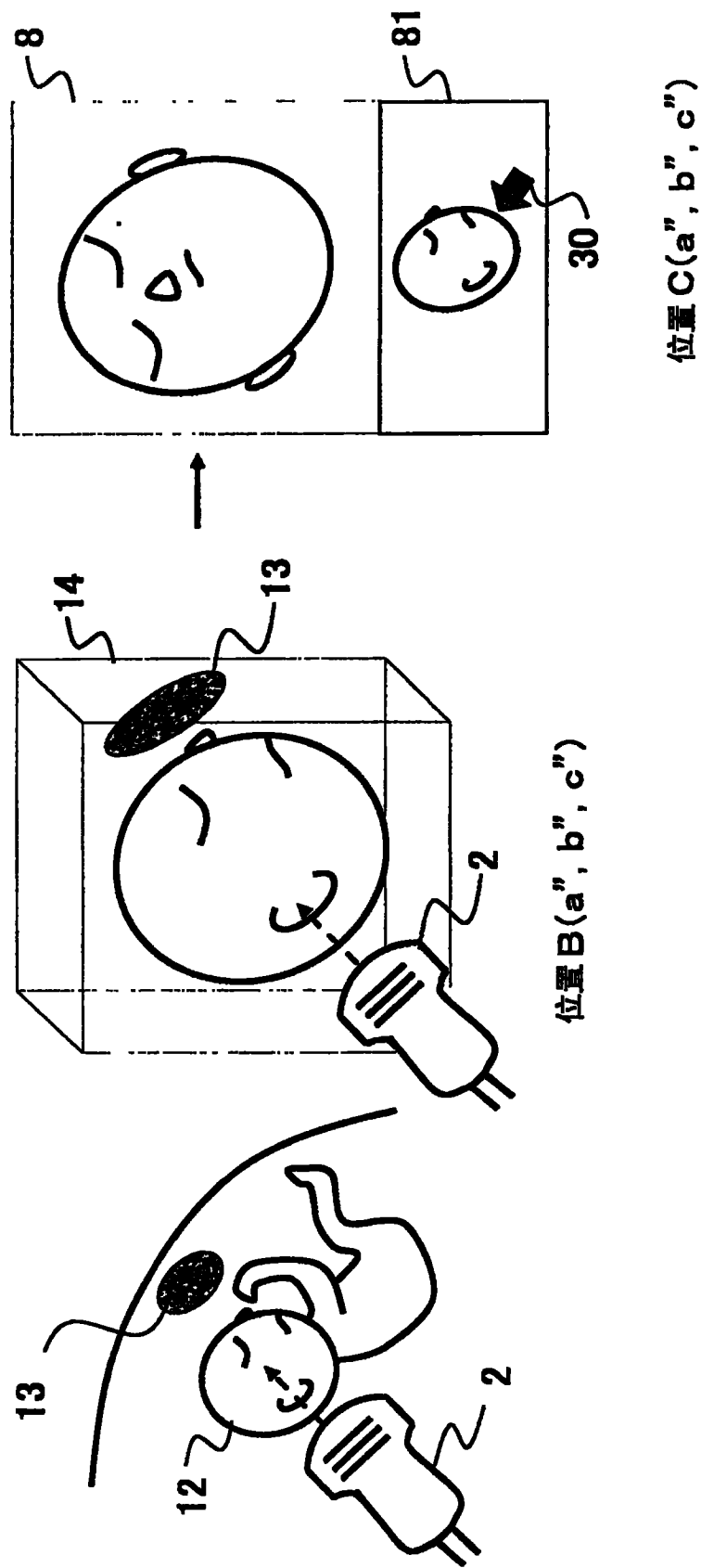


图 5

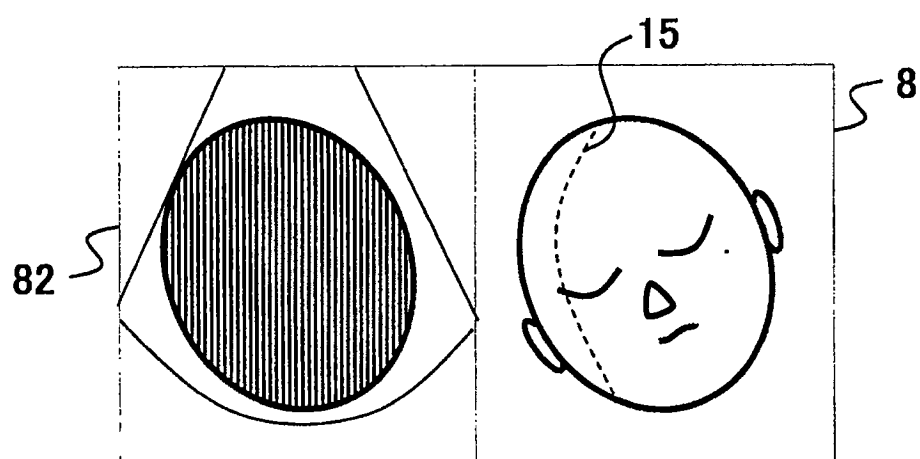


图 6

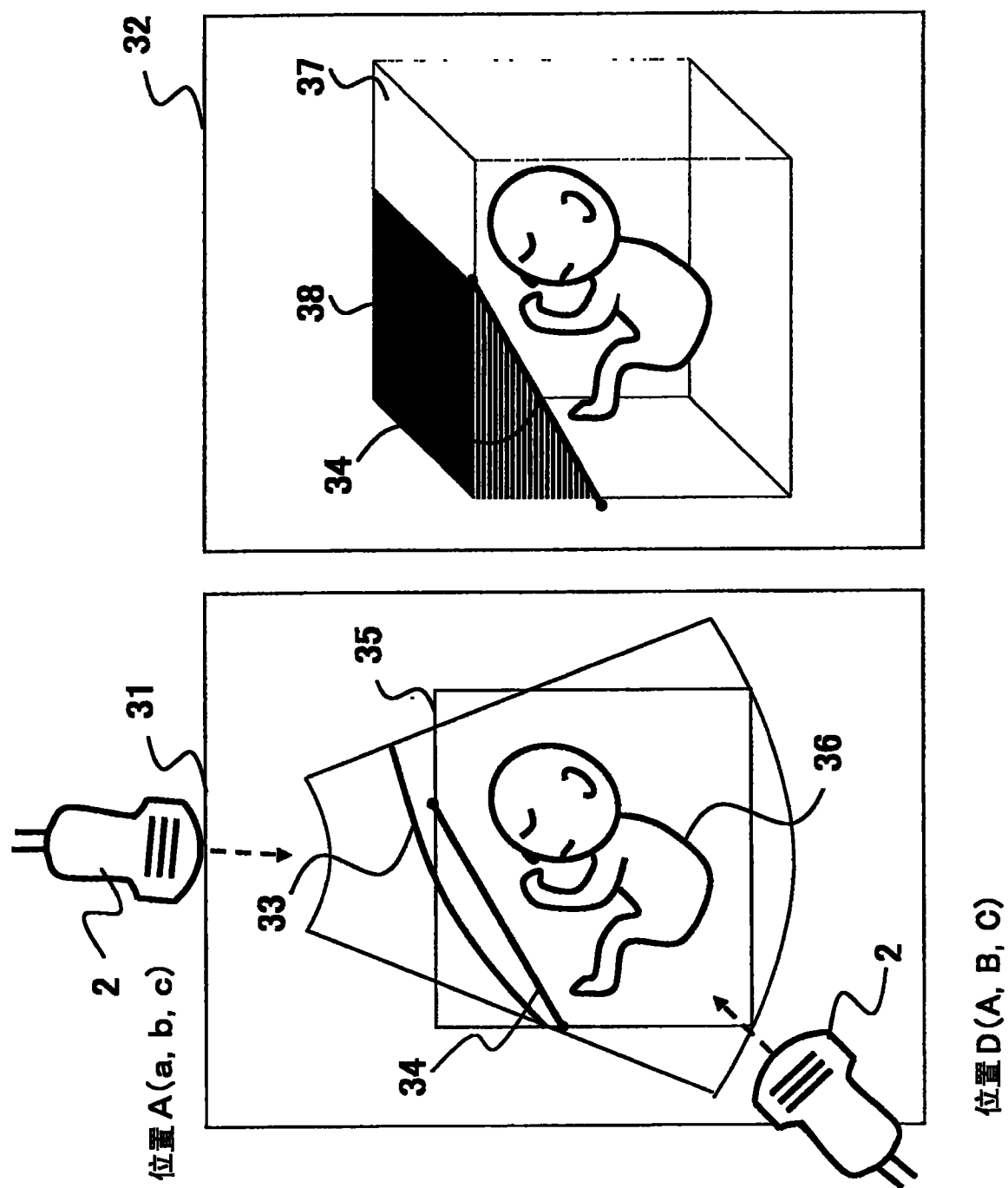


图 7