

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102905623 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 30

(21) 申请号 201280000669. X

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

(22) 申请日 2012. 05. 17

利商标事务所 11038

代理人 孙蕾

(30) 优先权数据

(51) Int. Cl.

2011-118328 2011. 05. 26 JP

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 08. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/062664 2012. 05. 17

(87) PCT申请的公布数据

W02012/161088 JA 2012. 11. 29

(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 市冈健一 中屋重光 今村智久

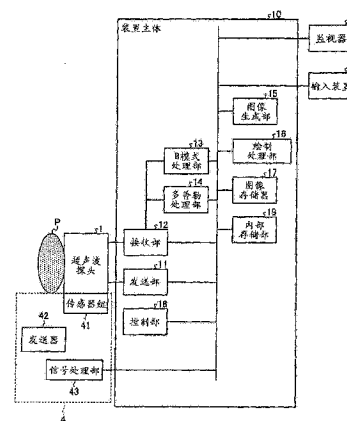
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 17 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

实施方式的超声波诊断装置具备：监视器(2)、图像生成部(15)、取得装置(4)、绘制处理部(16)、控制部(18)。监视器(2)显示视差图像组，并显示由观察者立体地识别的立体图像。图像生成部(15)根据抵接到被检体P的体表的超声波探头(1)所接收到的反射波生成超声波图像。取得装置(4)取得摄影时的超声波探头(1)的三维位置信息。绘制处理部(16)根据三维位置信息，生成探头图像组，该探头图像组是用于将超声波探头(1)作为立体图像虚拟地识别的视差图像组。控制部(18)进行控制，以使得将表示摄影状况的特征的特征图像和探头图像组，按照基于三维位置信息的位置关系在显示器(2)进行显示。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

显示部,显示作为规定视差数的视差图像的视差图像组,并显示由观察者立体地识别的立体图像;

图像生成部,根据抵接到被检体的超声波探头接收到的反射波,生成超声波图像;

取得部,取得上述超声波图像摄影时的上述超声波探头的三维位置信息;

绘制处理部,根据由上述取得部取得的上述三维位置信息,通过体绘制处理生成探头图像组,该探头图像组是用于将上述超声波探头虚拟地识别为立体图像的视差图像组;以及

控制部,进行控制,以使得将作为表示摄影状况的特征的特征图像的、上述超声波图像以及表示上述超声波探头所抵接的上述被检体的抵接面的抵接面图像的至少一个、和上述探头图像组按照基于上述三维位置信息的位置关系在上述显示部进行显示。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述图像生成部根据上述超声波探头沿着时间序列接收到的反射波,生成沿着时间序列的多个超声波图像,

上述取得部与摄影时的时间信息相对应起来地取得沿着上述时间序列的三维位置信息,

上述绘制处理部根据上述三维位置信息以及上述时间信息,生成沿着时间序列的多个探头图像组,

上述控制部进行控制,以使得将沿着上述时间序列的多个探头图像组的各个、和作为上述特征图像的沿着上述时间序列的多个超声波图像的各个在上述显示部进行显示。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述绘制处理部根据上述三维位置信息以及上述时间信息,通过使上述抵接面图像的形状沿着时间序列变化来生成沿着时间序列的多个抵接面图像,

上述控制部进行控制,以使得将沿着上述时间序列的多个探头图像组的各个、和作为上述特征图像的沿着上述时间序列的多个抵接面图像的各个在上述显示部进行显示。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述取得部使用安装于上述超声波探头的位置传感器来取得上述三维位置信息。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述取得部根据参照由上述图像生成部过去生成的超声波图像的观察者经由规定的输入部输入的输入信息,取得该超声波图像摄影时的三维位置信息,

上述绘制处理部使用基于上述输入信息的三维位置信息,生成上述探头图像组。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部将在上述显示部所显示出的上述探头图像组以及上述特征图像保存于规定的存储部。

7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述控制部进行控制,以使得使从上述规定的存储部取得的被检体的过去的超声波图像以及探头图像组显示于上述显示部的第1显示区域,并使该被检体在现在时刻被摄影的超声波图像显示于上述显示部的第2显示区域,

另外,上述控制部进行控制,以使得将与上述取得部取得的现在时刻的超声波图像摄

影时的上述超声波探头的三维位置信息一致的过去的超声波图像以及探头图像组在上述第 1 显示区域进行显示。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

### 背景技术

[0002] 由于超声波诊断装置能够实时生成显示描绘出放有超声波探头的正下方的组织的超声波图像,因此,在现在的医疗中发挥着重要的作用。

[0003] 另外,为了有助于向读影医师提供信息或重新检查时的重现性,还知道有一种在监视器上自动地显示表示摄影部位的信息的“记号”的技术。在此,所谓“记号”是指表示成为检查对象的脏器的标记(被称为体部标记或象形图)、或表示该脏器中的超声波的扫描位置等的标记(被称为探头标记)。

[0004] 观察者(读影医师或检查技师)通过参照由监视器与超声波图像一起进行显示的体部标记上的探头标记,能够读取超声波探头的位置信息和扫描方向。但是,能够从监视器上所显示的“标记”读取的信息是二维的信息。因此,监视器的观察者为了对适于读影的超声波图像进行摄影,不能读取检查技师等操作者在被检体的体表上进行的与超声波探头的操作相关的三维信息。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献 1:日本特开 2010-201049 号公报

### 发明内容

[0008] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够提示与超声波探头的操作相关的三维的信息的超声波诊断装置。

[0009] 实施方式的超声波诊断装置具备:显示部、图像生成部、取得部、绘制处理部、控制部。显示部显示作为规定视差数的视差图像的视差图像组,并显示由观察者立体地识别的立体图像。图像生成部根据抵接被检体的体表的超声波探头所接收到的反射波来生成超声波图像。取得部取得上述超声波图像摄影时的上述超声波探头的三维位置信息。绘制处理部根据由上述取得部取得的上述三维位置信息,通过体绘制处理生成探头图像组,该探头图像组是用于将上述超声波探头虚拟地识别为立体图像的视差图像组。控制部进行控制,以使得将作为表示摄影状况的特征的特征图像的、上述超声波图像以及表示上述超声波探头所抵接的上述被检体的抵接面的抵接面图像的至少一个、和上述探头图像组按照基于上述三维位置信息的位置关系在上述显示部进行显示。

### 附图说明

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

[0011] 图 2A 是用于说明通过 2 视差图像进行立体显示的立体显示监视器的一个例子的图(1)。

- [0012] 图 2B 是用于说明通过 2 视差图像进行立体显示的立体显示监视器的一个例子的图(2)。
- [0013] 图 3 是用于说明通过 9 视差图像进行立体显示的立体显示监视器的一个例子的图。
- [0014] 图 4 是用于说明用于生成视差图像组的体绘制处理的一个例子的图。
- [0015] 图 5A 是用于说明取得装置的图(1)。
- [0016] 图 5B 是用于说明取得装置的图(2)。
- [0017] 图 6 是用于说明取得装置的图(3)。
- [0018] 图 7A 是用于说明取得装置的图(4)。
- [0019] 图 7B 是用于说明取得装置的图(5)。
- [0020] 图 7C 是用于说明取得装置的图(6)。
- [0021] 图 8 是用于说明第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图(1)。
- [0022] 图 9 是用于说明第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图(2)。
- [0023] 图 10 是用于说明使用图 8 以及图 9 说明了的第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的另一方式的图(1)。
- [0024] 图 11 是用于说明使用图 8 以及图 9 说明了的第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的另一方式的图(2)。
- [0025] 图 12 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。
- [0026] 图 13 是用于说明三维位置信息的取得方法的变形例的图。
- [0027] 图 14 是用于说明第 2 实施方式的图。
- [0028] 图 15 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。
- [0029] 图 16A 是用于说明第 3 实施方式的图(1)。
- [0030] 图 16B 是用于说明第 3 实施方式的图(2)。
- [0031] 图 17 是用于说明第 3 实施方式的图(3)。
- [0032] 图 18 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。
- [0033] 图 19 是用于说明第 1 ~ 第 3 实施方式的变形例的图(1)。
- [0034] 图 20 是用于说明第 1 ~ 第 3 实施方式的变形例的图(2)。

### 具体实施方式

- [0035] 以下,参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施方式。
- [0036] 首先,针对以下的实施方式所使用的用语进行说明,所谓“视差图像组”是指对于体数据,通过使视点位置每次移动规定的视差角来进行体绘制处理而生成的图像组。即,“视差图像组”由“视点位置”不同的多个“视差图像”构成。另外,所谓“视差角”是指由为了生成“视差图像组”而设定的各视点位置中相邻的视点位置、与通过体数据表示的空间内的规定位置(例如,空间的中心)决定的角度。另外,所谓“视差数”是指在立体显示监视器进行立体观测所需的“视差图像”的数量。另外,所谓以下所述的“9 视差图像”是指由 9 个“视差图像”构成的“视差图像组”。另外,所谓以下所述的“2 视差图像”是指由 2 个“视差图像”构成的“视差图像组”。另外,所谓“立体图像”是指由参照显示“视差图像组”的立体显示监视器的观察者立体观测的图像。

[0037] (第 1 实施方式)

[0038] 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 是用于说明第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的构成例的图。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、监视器 2、输入装置 3、取得装置 4、装置主体 10。

[0039] 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和防止超声波从压电振子向后方传播的背衬材料等。另外,超声波探头 1 与装置主体 10 能够自由装卸地连接。

[0040] 如果从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波,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依次被反射,作为反射波信号由超声波探头 1 所具有的多个压电振子来接收。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,当被发送的超声波脉冲在移动的血流和心脏壁等表面被反射时的反射波信号由于多普勒效应,而依存于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0041] 另外,第 1 实施方式也能够适用于超声波探头 1 是由超声波对被检体 P 二维地进行扫描的超声波探头的情况、也能够适用于是对被检体 P 三维地进行扫描的超声波探头的情况。作为对被检体 P 三维地进行扫描的超声波探头 1,存在通过使对被检体 P 二维地进行扫描的多个超声波振子以规定的角度(摆动角度)摆动来对被检体 P 三维地进行扫描的机械扫描探头。另外,作为对被检体 P 三维地进行扫描的超声波探头 1,存在通过将多个超声波振子矩阵状地配置从而能够对被检体 P 三维地进行超声波扫描的二维超声波探头。另外,二维超声波探头还能够通过将超声波会聚成束发送,从而对被检体 P 二维地进行扫描。

[0042] 以下,针对超声波探头 1 是由超声波对被检体 P 二维地进行扫描的超声波探头的情况进行说明。

[0043] 输入装置 3 具有鼠标、键盘、按钮、面板开关、触摸命令屏、脚踏开关、轨迹球、操纵杆、力觉提示装置等,接受来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,对于装置主体 10 转送接受到的各种设定要求。

[0044] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface),或者显示在装置主体 10 生成的超声波图像等。

[0045] 在此,第 1 实施方式所涉及的监视器 2 是显示规定视差数的视差图像、即视差图像组,并显示观察者立体地识别的立体图像的监视器(以下,称为立体显示监视器)。以下,针对立体显示监视器进行说明。

[0046] 现在最普及的一般的通用监视器是二维地显示二维图像的监视器,不能立体显示二维图像。假设,当观察者希望用通用监视器进行立体观测时,对于通用监视器输出图像的装置需要通过平行法或交差法,将观察者能够立体观测的 2 视差图像进行并列显示。或者,对于通用监视器输出图像的装置例如需要使用在左眼用部分安装红色的玻璃纸,在右眼用部分安装蓝色的玻璃纸的眼镜,通过补色法来显示观察者能够立体观测的图像。

[0047] 另一方面,作为立体显示监视器,存在通过显示 2 视差图像(也称为两眼视差图像),能够进行基于两眼视差的立体观测的监视器(以下,称为 2 视差监视器)。

[0048] 图 2A 以及图 2B 是用于说明通过 2 视差图像进行立体显示的立体显示监视器的一

个例子的图。图 2A 以及图 2B 所示的一个例子是通过快门方式进行立体显示的立体显示监视器,使用快门眼镜作为观察监视器的观察者佩戴的立体观测用眼镜。该立体显示监视器用监视器交替射出 2 视差图像。例如,图 2A 所示的监视器将左眼用图像与右眼用图像以 120Hz 交替射出。在此,如图 2A 所示,在监视器上,设置红外线射出部,红外线射出部与切换图像的定时相匹配地控制红外线的射出。

[0049] 另外,从红外线射出部射出的红外线通过图 2A 所示的快门眼镜的红外线感光部来感光。在快门眼镜的左右的框上分别安装有快门,快门眼镜与红外线感光部感光到红外线的定时相匹配地交替切换左右的快门各自的透过状态以及遮光状态。以下,针对快门中的透过状态以及遮光状态的切换处理进行说明。

[0050] 如图 2B 所示,各快门具有入射侧的偏振片与射出侧的偏振片,另外,在入射侧的偏振片与射出侧的偏振片之间具有液晶层。另外,如图 2B 所示,入射侧的偏振片与射出侧的偏振片相互正交。在此,如图 2B 所示,在没有施加电压的“OFF”的状态下,通过了入射侧的偏振片的光由于液晶层的作用而旋转 90 度,透过射出侧的偏振片。即,没有施加电压的快门变为透过状态。

[0051] 另一方面,如图 2B 所示,由于在施加了电压的“ON”的状态下,基于液晶层的液晶分子的偏光旋转作用消失,因此,通过了入射侧的偏振片的光会被射出侧的偏振片遮住。即,施加了电压的快门变为遮光状态。

[0052] 因此,例如,在监视器上显示有左眼用图像的期间,红外线射出部射出红外线。并且,在感光红外线的期间,红外线感光部不对左眼的快门施加电压,而对右眼的快门施加电压。由此,如图 2A 所示,由于右眼的快门变为遮光状态,左眼的快门变为透过状态,因此,左眼用图像入射至观察者的左眼。另一方面,在监视器上显示有右眼用图像期间,红外线射出部停止射出红外线。并且,在没有感光到红外线期间,红外线感光部不对右眼的快门施加电压,而对左眼的快门施加电压。由此,左眼的快门变为遮光状态,右眼的快门变为透过状态,因此,右眼用图像入射至观察者的右眼。这样,图 2A 以及图 2B 所示的立体显示监视器通过使监视器所显示的图像与快门的状态联动地切换,来显示观察者能够立体观测的图像。

[0053] 另外,作为 2 视差监视器,除了通过快门方式来进行立体显示的装置以外,还存在通过偏振眼镜方式来进行立体显示的装置、或通过视差障碍方式来进行立体显示的装置等。

[0054] 进而,作为近年来实用化的立体显示监视器,存在通过使用柱状透镜等光线控制元件,能够例如使观察者能够裸眼地立体观测 9 视差图像等多视差图像的监视器。该立体显示监视器能够进行基于两眼视差的立体观测,进而,还能够进行基于与观察者的视点移动相应地被观察的映像也发生变化的运动视差的立体观测。

[0055] 图 3 是用于说明通过 9 视差图像来进行立体显示的立体显示监视器的一个例子的图。在图 3 所示的立体显示监视器中,在液晶面板等平面状的显示面 200 的前面,配置有光线控制元件。例如,在图 3 所示的立体显示监视器上,作为光线控制元件,将光学开口在垂直方向延伸的垂直透镜板 201 粘贴在显示面 200 的前面。另外,在图 3 所示的一个例子中,以垂直透镜板 201 的凸部为前面的方式粘贴,但也可以以垂直透镜板 201 的凸部与显示面 200 对置的方式进行粘贴。

[0056] 在显示面 200 上,如图 3 所示,矩阵状地配置纵横比为 3 : 1 的像素 202,该像素

202 在纵方向上配置了子像素即红(R)、绿(G)、蓝(B) 3 个。图 3 所示的立体显示监视器将由 9 个图像构成的 9 视差图像转换为配置成规定格式(例如格子状)的中间图像,并且输出至显示面 200。即,图 3 所示的立体显示监视器将在 9 视差图像中位于同一位置的 9 个像素分别分配给 9 列的像素 202 并输出。9 列的像素 202 是同时显示视点位置不同的 9 个图像的单位像素组 203。

[0057] 在显示面 200 中作为单位像素组 203 而同时输出的 9 视差图像例如通过 LED (Light Emitting Diode) 背光灯作为平行光来发射,进而,通过垂直透镜板 201,向多方向放射。通过将 9 视差图像的各像素的光向多方向放射,从而入射至观察者的右眼以及左眼的光与观察者的位置(视点的位置)联动地变化。即,根据观察者观察的角度,入射至右眼的视差图像与入射至左眼的视差图像的视差角不同。由此,观察者例如能够分别在图 3 所示的 9 个位置上,立体地视觉识别摄影对象。另外,例如,在图 3 所示的“5”的位置上,观察者能够对于摄影对象以正对的状态立体地视觉识别,并在图 3 所示的“5”以外的各个位置上,能够使摄影对象的朝向变化的状态立体地视觉识别。另外,图 3 所示的立体显示监视器至多是一个例子。如图 3 所示,显示 9 视差图像的立体显示监视器既可以是“RRR…、GGG…、BBB…”的横条液晶,也可以是“RGBRGB…”的纵条液晶。另外,如图 3 所示,图 3 所示的立体显示监视器既可以是透镜板垂直的纵透镜方式,也可以是透镜板倾斜的倾斜透镜方式。以下,将使用图 3 说明了的立体显示监视器记载为 9 视差监视器。

[0058] 即,2 视差监视器是通过显示作为图像间的视差角是规定角度的 2 个视差图像的视差图像组(2 视差图像),来显示由观察者立体地识别的立体图像的立体显示监视器。另外,9 视差监视器是通过显示作为图像间的视差角是规定角度的 9 个视差图像的视差图像组(9 视差图像),来显示由观察者立体地识别的立体图像的立体显示监视器。

[0059] 另外,第 1 实施方式也能够适用于监视器 2 是 2 视差监视器的情况、也能够适用于是 9 视差监视器的情况。以下,针对监视器 2 是 9 视差监视器的情况进行说明。

[0060] 返回到图 1,取得装置 4 取得超声波探头 1 的三维位置信息。具体而言,取得装置 4 是取得超声波图像摄影时的超声波探头 1 的三维位置信息的装置。更具体而言,取得装置 4 是在超声波图像摄影时,取得超声波探头 1 相对于超声波探头 1 所抵接的被检体 P 的抵接面的三维位置信息的装置。在此,当超声波探头 1 是体表式探头时,抵接面是被检体 P 的体表。此时,取得装置 4 取得超声波探头 1 相对于超声波图像摄影时的被检体 P 的体表的三维位置信息。另外,当超声波探头 1 是在经食道心脏超声波检查(transesophageal echocardiography)中所使用的 TEE 探头等那样的体腔内探头时,抵接面是插入超声波探头 1 的被检体 P 的管腔的内壁。此时,取得装置 4 取得超声波探头 1 相对于超声波图像摄影时的被检体 P 的管腔内壁的三维位置信息。另外,本实施方式所涉及的取得装置 4 所取得的超声波探头 1 的三维位置信息并不限于超声波探头 1 相对于抵接面的三维位置信息。在本实施方式中,也可以例如,在超声波诊断装置或床等上,安装用于设定基准位置的“传感器、发送磁性信号的发送器”,将超声波探头 1 相对于所安装的传感器或发送器的位置作为超声波探头 1 的三维位置信息。

[0061] 例如,取得装置 4 具有作为安装于超声波探头 1 的位置传感器的传感器组 41、发送器 42、以及信号处理部 43。传感器组 41 是位置传感器,例如,是磁性传感器。发送器 42 被配置在任意的位罝,将自装置作为中心向外侧形成磁场。

[0062] 传感器组 41 检测由发送器 42 形成的三维的磁场,并将检测到的磁场的信息转换成信号,输出至信号处理部 43。信号处理部 43 根据从传感器组 41 接收到的信号,计算出将发送器 42 作为原点的空间中的传感器组 41 的位置(坐标),并将计算出的位置输出至后述的控制部 18。另外,被检体 P 的摄影在安装于超声波探头 1 的传感器组 41 能够准确地检测发送器 42 的磁场的磁场区域内进行。

[0063] 关于第 1 实施方式的传感器组 41,之后进行详述。

[0064] 图 1 所示的装置主体 10 是根据超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像数据的装置,具有:发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像生成部 15、绘制处理部 16、图像存储器 17、控制部 18、内部存储部 19。

[0065] 发送部 11 具有触发发生电路、发送延迟电路以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额定频率,重复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,发送延迟电路对脉冲发生器电路所发生的各速率脉冲赋予将从超声波探头 1 发生的超声波会集成束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,延迟电路通过改变对各速率脉冲赋予的延迟时间,来任意地调整从压电振子面的发送方向。

[0066] 另外,发送部 11 为了根据后述的控制部 18 的指示,执行规定的扫描序列,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间切换该值的线性放大器型的发送电路、或者电切换多个电源单元的机构来实现。

[0067] 接收部 12 具有放大器电路、A/D 转换器、以及加法器等,对于超声波探头 1 接收到的反射波信号进行各种处理来生成反射波数据。放大器电路在每个通道中将反射波信号进行放大并进行增益校正处理。A/D 转换器对增益校正后的反射波信号进行 A/D 转换,并对数字数据赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器对由 A/D 转换器处理后的反射波信号进行加法处理来生成反射波数据。通过加法器的加法处理,强调来自与反射波信号的接收指向性相应的方向的反射分量。

[0068] 这样,发送部 11 以及接收部 12 控制超声波的发送接收中的发送指向性和接收指向性。

[0069] 在此,当超声波探头 1 能够进行三维扫描时,发送部 11 也能够使三维的超声波束从超声波探头 1 对被检体 P 发送,接收部 12 也能够根据超声波探头 1 接收到的三维的反射波信号生成三维的反射波数据。

[0070] B 模式处理部 13 从接收部 12 接收反射波数据,并进行对数放大、包络线检波处理等,生成由亮度的明暗来表现信号强度的数据(B 模式数据)。

[0071] 多普勒处理部 14 根据从接收部 12 接收到的反射波数据对速度信息进行频率解析,提取基于多普勒效应的血流或组织、造影剂回波分量,生成针对多点提取出平均速度、分散、能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0072] 另外,第 1 实施方式所涉及的 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 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,B 模式处理部 13 也能够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,多普勒处理部 14 也能够根据二维的反射波数据来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。

[0073] 图像生成部 15 根据与被检体 P 的体表抵接的超声波探头 1 接收到的反射波生成超声波图像。即,图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 以及多普勒处理部 14 所生成的数据生成超声波图像数据。具体而言,图像生成部 15 根据 B 模式处理部 13 生成的二维的 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,图像生成部 15 根据多普勒处理部 14 生成的二维的多普勒数据生成作为表示移动体信息的平均速度图像、分散图像、能量图像、或者它们的组合图像的彩色多普勒图像数据。

[0074] 在此,一般而言,图像生成部 15 将超声波扫描的扫描线信号列转换成电视等所代表的视频格式的扫描线信号列(扫描转换),生成显示用超声波图像数据。具体而言,图像生成部 15 根据基于超声波探头 1 的超声波的扫描方式进行坐标转换,来生成显示用超声波图像数据。另外,图像生成部 15 对超声波图像数据,合成各种参数的文字信息、刻度、体部标记等。

[0075] 另外,图像生成部 15 还能够生成三维的超声波图像数据。即,图像生成部 15 还能够通过对于 B 模式处理部 13 生成的三维的 B 模式数据进行坐标转换,生成三维的 B 模式图像数据。另外,图像生成部 15 还能够通过对于多普勒处理部 14 生成的三维的多普勒数据进行坐标转换,生成三维的彩色多普勒图像数据。

[0076] 绘制处理部 16 对于体数据进行各种绘制处理。具体而言,绘制处理部 16 是对于作为通过将实空间中的被检体 P 进行摄影而生成的三维的超声波图像数据即体数据、或设置于虚拟空间的虚拟体数据进行各种绘制处理的处理部。例如,绘制处理部 16 通过对三维的超声波图像数据进行绘制处理,来生成显示用二维超声波图像数据。另外,绘制处理部 16 通过对虚拟体数据进行绘制处理,来生成重叠于显示用二维超声波图像数据的二维图像数据。

[0077] 作为绘制处理部 16 进行的绘制处理,存在进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction:多平面重建)来重建 MPR 图像的处理。另外,作为绘制处理部 16 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(强度投影)”的处理。

[0078] 另外,作为绘制处理部 16 进行的绘制处理,存在生成反映出三维的信息的二维图像的体绘制处理。即,绘制处理部 16 通过对于三维的超声波图像数据或虚拟体数据从将基准视点设为中心的多个视点进行体绘制处理来生成视差图像组。具体而言,由于监视器 2 是 9 视差监视器,因此,绘制处理部 16 通过对于体数据从将基准视点设为中心的 9 个视点进行体绘制处理,来生成 9 视差图像。

[0079] 绘制处理部 16 在后述的控制部 18 的控制下,通过进行图 4 所示的体绘制处理来生成 9 视差图像。图 4 是用于说明用于生成视差图像组的体绘制处理的一个例子的图。

[0080] 例如,如图 4 的“9 视差图像生成方式(1)”所示,作为绘制条件,假设绘制处理部 16 接受平行投影法,进而,接受了基准视点的位置(5)和视差角“1 度”。此时,绘制处理部 16 以视差角间隔“1 度”的方式,将视点的位置平行移动至(1)~(9),通过平行投影法生成视差角(视线方向间的角度)分别差 1 度的不同的 9 个视差图像。另外,当进行平行投影法时,绘制处理部 16 设定沿着视线方向从无限远照射平行的光线的光源。

[0081] 或者,如图 4 的“9 视差图像生成方式(2)”所示,作为绘制条件,假设绘制处理部 16 接受透视投影法,进而,接受基准视点的位置(5)和视差角“1 度”。此时,绘制处理部 16

将体数据的中心(重心)作为中心以视差角间隔“1度”的方式,将视点的位置旋转移动至(1)~(9),通过透视投影法生成视差角分别差1度的不同的9个视差图像。另外,当进行透视投影法时,绘制处理部16在各视点设定将视线方向作为中心三维地放射状地照射光的点光源或面光源。另外,当进行透视投影法时,有时根据绘制条件,也可以平行移动视点(1)~(9)。

[0082] 另外,绘制处理部16也可以通过设定对于所显示的体绘制图像的纵方向,将视线方向作为中心二维地放射状地照射光,对于所显示的体绘制图像的横方向,沿着视线方向从无限远照射平行的光线的光源,来进行并用了平行投影法和透视投影法的体绘制处理。

[0083] 这样生成的9个视差图像是视差图像组。即,视差图像组是根据体数据生成的立体显示用图像组。

[0084] 另外,当监视器2是2视差监视器时,绘制处理部16将基准视点作为中心,例如,通过设定视差角是“1度”的2个视点,来生成2视差图像。

[0085] 另外,绘制处理部16还具有用于生成描绘出规定的形状的二维图像的描绘功能。

[0086] 在此,如上述那样,绘制处理部16不仅根据三维的超声波图像数据,还根据虚拟体数据通过体绘制处理,生成视差图像组。并且,图像生成部15生成分别合成了超声波图像数据、和绘制处理部16所生成的视差图像组的合成图像组。另外,针对第1实施方式所涉及的绘制处理部16根据虚拟体数据生成的视差图像组、第1实施方式所涉及的图像生成部15所生成的合成图像组,在之后进行详述。

[0087] 图像存储器17是存储图像生成部15以及绘制处理部16生成的图像数据的存储器。另外,图像存储器17还能够存储B模式处理部13、多普勒处理部14生成的数据。

[0088] 内部存储部19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、诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议、各种体部标记等各种数据。另外,内部存储部19根据需要,还用于图像存储器17所存储的图像数据的保管等。

[0089] 进而,内部存储部19存储用于取得装置4将传感器组41的位置信息作为超声波探头1相对于被检体P的抵接面(例如,体表)的三维位置信息来取得的偏移信息。另外,针对偏移信息,之后进行详述。

[0090] 控制部18控制超声波诊断装置的处理整体。具体而言,控制部18根据经由输入装置3由操作者输入的各种设定要求、从内部存储部19读取的各种控制程序以及各种数据,控制发送部11、接收部12、B模式处理部13、多普勒处理部14、图像生成部15以及绘制处理部16的处理。例如,控制部18根据取得装置4所取得的超声波探头1的三维位置信息,控制绘制处理部16的体绘制处理。

[0091] 另外,控制部18以将图像存储器17或内部存储部19存储的显示用超声波图像数据显示于监视器2的方式进行控制。具体而言、第1实施方式所涉及的控制部18将9视差图像转换成以规定格式(例如格子状)配置的中间图像,并输出至作为立体显示监视器的监视器2,从而显示由观察者(超声波诊断装置的操作者)能够立体地识别的立体图像。

[0092] 以上,针对第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体构成进行了说明。在该构成下,第1实施方式所涉及的超声波诊断装置为了提示与超声波探头1的操作相关的三维的信息,进行以下的处理。

[0093] 即,如上述那样,取得装置4取得超声波图像摄影时的超声波探头1的三维位置信

息。具体而言,取得装置 4 使用安装于超声波探头 1 的位置传感器(传感器组 41)来取得三维位置信息。图 5A、图 5B、图 5C、图 6、图 7A、图 7B 以及图 7C 是用于说明取得装置的图。

[0094] 例如,在超声波探头 1 的表面,如图 5A 所示,作为传感器组 41,安装了磁性传感器 41a、磁性传感器 41b 以及磁性传感器 41c 的 3 个磁性传感器。磁性传感器 41a 以及磁性传感器 41b 如图 5A 所示的那样在排列有振子的方向平行地安装。另外,磁性传感器 41c 如图 5A 所示的那样,安装在超声波探头 1 的上端附近。

[0095] 在此,作为安装有传感器组 41 的位置信息,例如,内部存储部 19 存储图 5B 所示的偏移信息(L1 ~ L4)。如图 5B 所示,距离“L1”是连结分别安装有磁性传感器 41a 以及磁性传感器 41b 的位置的直线和安装有磁性传感器 41c 的位置之间的距离。

[0096] 另外,距离“L2”是连结分别安装有磁性传感器 41a 以及磁性传感器 41b 的位置的直线、和振子的排列面之间的距离。换言之,如图 5B 所示,距离“L2”是连结分别安装有磁性传感器 41a 以及磁性传感器 41b 的位置的直线、和抵接面(例如,被检体 P 的体表)之间的距离。

[0097] 另外,如图 5B 所示,距离“L3”是磁性传感器 41a 和磁性传感器 41c 的振子配列方向上的距离。另外,如图 5B 所示,距离“L4”是磁性传感器 41b 和磁性传感器 41c 的振子排列方向上的距离。

[0098] 操作者例如为了对最适合图像诊断用的 B 模式图像进行摄影,以与被检体 P 的体表接触的状态,如图 6 所示,使超声波探头 1 在各个方向移动。取得装置 4 的信号处理部 43 能够通过使用图 5B 所示的偏移信息,根据所取得的传感器组 41 的位置(坐标),取得图 6 所示的摄影时的超声波探头 1 相对于被检体 P 的体表的三维位置信息。

[0099] 另外,当操作者使取得装置 4 取得超声波探头 1 的三维位置信息时,能够根据需要,选择三维位置信息的取得模式。例如,在固定对于被检体 P 的角度的状态下,当平行移动超声波探头 1 进行摄影时,操作者选择为使取得装置 4 只取得传感器组 41 中 1 个磁性传感器的位置,或者取得传感器组 41 的重心位置(第 1 取得模式)。当选择了第 1 取得模式时,如图 7A 所示,取得装置 4 将超声波探头 1 的实空间中的三维位置信息作为 1 条轨迹来取得。图 7A 所示的三维位置信息是超声波探头 1 所接触的被检体 P 的体表、管腔内壁的位置信息。另外,当将基准位置设定于床或超声波诊断装置主体时,三维位置信息不是作为与被检体 P 的关系来表示,而是作为绝对坐标中的位置信息来表示。例如,当进行超声波弹性成像法时,当操作者使超声波探头 1 对于体表在垂直方向上下移动时选择第 1 取得模式。

[0100] 另外,例如,在固定对于被检体 P 的角度的状态下,有时将超声波探头 1 在任意方向移动来进行摄影。此时,操作者例如选择为使取得装置 4 取得磁性传感器 41a 以及磁性传感器 41b 的位置(第 2 取得模式)。当选择了第 2 取得模式时,如图 7B 所示,取得装置 4 将超声波探头 1 的实空间中的三维位置信息作为 2 条轨迹来取得。图 7B 所示的三维位置信息是与超声波探头 1 接触的被检体 P 的体表、管腔内壁的位置以及超声波束的方位方向相关的位置信息。当选择了第 2 取得模式时,取得装置 4 也能够取得基于操作者的超声波探头 1 的旋转移动的三维位置信息。

[0101] 另外,例如,有时将超声波探头 1 以任意角度以及任意方向进行移动来进行摄影。此时,操作者选择为使取得装置 4 取得传感器组 41 的所有的位置(第 3 取得模式)。当选择了第 3 取得模式时,取得装置 4 将超声波探头 1 的实空间中的三维位置信息作为 3 条轨

迹来取得。由此,如图 7B 所示,取得装置 4 也能够取得基于操作者的与超声波探头 1 的倾斜的程度相关的三维位置信息。当选择了第 3 取得模式时,取得装置 4 取得与超声波探头 1 所接触的被检体 P 的体表、管腔内壁的位置、超声波束的方位方向以及超声波束的深度方向相关的位置信息。例如,第 3 取得模式是在一般的摄影中所选择的模式,例如,当对基于心尖部入路的心尖部四腔图像进行摄影时选择。

[0102] 以下,针对在选择了第 3 取得模式之上,进行 B 模式图像的摄影的情况进行说明。另外,以下,针对由是作为体表式探头的超声波探头 1 进行超声波扫描的情况进行说明。即,以下,针对抵接面是被检体 P 的体表的情况进行说明。此时,取得装置 4 取得通过由操作者来操作,从而在被检体 P 的体表上移动的超声波探头 1 的三维位置信息。并且,取得装置 4 将所取得的三维位置信息通知给控制部 18。控制部 18 进行控制,以使得由取得装置 4 取得摄影时的超声波探头 1 相对于体表的三维位置信息,并根据所取得的三维位置信息,对超声波探头 1 的虚拟体数据进行绘制处理。

[0103] 具体而言,绘制处理部 16 根据由取得装置 4 取得的三维位置信息,通过体绘制处理生成用于将超声波探头 1 作为立体图像虚拟地识别的视差图像组即探头图像组。列举一个例子,绘制处理部 16 根据三维位置信息,将虚拟空间上设定的超声波探头 1 的虚拟体数据(以下,记作虚拟探头 3D 数据)平行移动或旋转移动。并且,绘制处理部 16 对于移动后的虚拟探头 3D 数据,设定基准视点。例如,基准视点设定于相对被摄影的 B 模式图像正对的位置。并且,绘制处理部 16 将基准视点作为中心,例如,对于虚拟探头 3D 数据的重心,设定视差角间隔为 1 度的 9 个视点。

[0104] 并且,绘制处理部 16 例如通过从 9 个视点朝向虚拟探头 3D 数据的重心进行使用了透视投影法的体绘制处理,来生成探头图像组“探头图像(1)~(9)”。

[0105] 控制部 18 进行控制,以使得将作为表示摄影状况的特征的特征图像的、图像生成部 15 生成的超声波图像以及表示超声波探头 1 抵接的被检体 P 的抵接面的抵接面图像的至少一个、和探头图像组按照基于三维位置信息的位置关系显示于监视器 2。在本实施方式中,抵接面图像是表示被检体 P 的体表的体表图像。例如,作为特征图像的超声波图像是在取得为了生成探头图像组所使用的三维位置信息的时刻,根据超声波探头 1 接收到的反射波生成的 B 模式图像。或者,作为特征图像的抵接面图像即体表图像具体而言是示意性地表示超声波图像的摄影部位的体部标记。更具体而言,作为特征图像的体表图像是立体地描绘出摄影部位的 3D 体部标记、根据摄影部位的体数据生成的绘制图像。作为体表图像的绘制图像例如是作为摄影部位的乳腺组织的表面绘制图像。或者,作为体表图像的绘制图像例如是作为摄影部位的乳腺组织的 MPR 图像。或者,作为体表图像的绘制图像例如是对于作为摄影部位的乳腺组织的表面绘制图像,合成作为乳腺组织的一剖面的 MPR 图像而得到的图像。

[0106] 当进行上述的显示控制时,例如,控制部 18 使图像生成部 15 生成分别对于“探头图像(1)~(9)”,将 B 模式图像按照基于三维位置信息的位置关系合成的合成图像组“合成图像(1)~(9)”。或者,例如,控制部 18 使图像生成部 15 生成分别对于“探头图像(1)~(9)”,将 B 模式图像以及体表图像(乳房的 3D 体部标记或乳腺组织的绘制图像)按照基于三维位置信息的位置关系合成的合成图像组“合成图像(1)~(9)”。并且,控制部 18 通过使合成图像组“合成图像(1)~(9)”分别用 9 列的像素 202(参照图 3)来显示,从而在监视

器 2 上显示合成图像组的立体图像。另外,控制部 18 将监视器 2 所显示的合成图像组(探头图像组以及特征图像)保存于图像存储器 17、或者保存于内部存储部 19。例如,控制部 18 将检查 ID 与监视器 2 所显示的合成图像组对应起来进行保存。

[0107] 图 8 以及图 9 是用于说明第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的一个例子的图。例如,当指定 B 模式图像作为特征图像时,通过控制部 18 的显示控制,如图 8 所示,监视器 2 显示将探头图像组和 B 模式图像“F1”按照基于三维位置信息的位置关系合成的合成图像组。

[0108] 或者,例如,当指定了表示 B 模式图像以及摄影部位的绘制图像作为特征图像时,通过控制部 18 的显示控制,如图 9 所示,监视器 2 显示将探头图像组和 B 模式图像“F1”与乳腺组织的绘制图像“F2”按照基于三维位置信息的位置关系合成的合成图像组。

[0109] 另外,在上述所说明的一个例子中,针对显示并保存特定的超声波图像摄影时的合成图像组的情况进行了说明。但是,本实施方式也可以显示并保存多个超声波图像摄影时的多个合成图像组的情况。图 10 以及图 11 是用于说明使用图 8 以及图 9 说明的第 1 实施方式所涉及的控制部的显示控制的另一方式的图。

[0110] 图像生成部 15 根据超声波探头 1 沿着时间序列接收到的反射波生成沿着时间序列的多个超声波图像。具体而言,在为了对明确地描绘出乳房的肿瘤部位的 B 模式图像进行摄影而由操作者正在操作超声波探头 1 的期间,图像生成部 15 生成沿着时间序列的多个 B 模式图像。例如,图像生成部 15 生成时间“t1”的 B 模式图像“F1 (t1)”、时间“t2”的 B 模式图像“F1 (t2)”。

[0111] 取得装置 4 与该摄影时的时间信息对应起来取得沿着时间序列的三维位置信息。具体而言,取得装置 4 与该摄影时的时间信息对应起来取得沿着时间序列的多个超声波图像各自摄影时的三维位置信息。例如,取得装置 4 取得在时间“t1”所取得的三维位置信息,并且对所取得的三维位置信息对应起来时间信息“t1”然后通知给控制部 18。另外,例如,取得装置 4 取得在时间“t2”所取得的三维位置信息,并且对所取得的三维位置信息对应起来时间信息“t2”然后通知给控制部 18。

[0112] 绘制处理部 16 根据沿着时间序列的三维位置信息以及时间信息,生成沿着时间序列的多个探头图像组。具体而言,绘制处理部 16 根据沿着时间序列的多个超声波图像各自摄影时的三维位置信息以及时间信息,生成沿着时间序列的多个探头图像组。例如,绘制处理部 16 根据在时间“t1”取得的三维位置信息,生成用于显示作为时间“t1”时的超声波探头 1 的立体图像(以下,记作 3D 探头图像)的“3DP (t1)”的“探头图像组(t1)”。另外,例如,绘制处理部 16 根据在时间“t2”取得的三维位置信息,生成用于显示作为时间“t2”时的 3D 探头图像的“3DP (t2)”的“探头图像组(t2)”。

[0113] 控制部 18 进行控制,以使得将沿着时间序列的多个探头图像组的各个和作为特征图像的沿着时间序列的多个超声波图像的各个显示于监视器 2。

[0114] 例如,通过控制部 18 的控制,图像生成部 15 生成将“探头图像组(t1)”、B 模式图像“F1 (t1)”、乳腺组织的绘制图像“F2”,按照基于在时间“t1”取得的三维位置信息的位置关系合成的“合成图像组(t1)”。另外,图像生成部 15 生成将“探头图像组(t2)”、B 模式图像“F1 (t2)”、乳腺组织的绘制图像“F2”,按照基于在时间“t2”取得的三维位置信息的位置关系合成的“合成图像组(t2)”。

[0115] 控制部 18 使图像生成部 15 生成的合成图像组显示于监视器 2。由此,如图 10 所示,监视器 2 在乳腺组织的绘制图像“F2”之上显示“3D 探头图像 3DP (t1)”以及 B 模式图像“F1 (t1)”,进而,在乳腺组织的绘制图像“F2”之上显示“3D 探头图像 3DP (t2)”以及 B 模式图像“F1 (t2)”。另外,在图 10 所示的显示方式的一个例子中,将各时间的 3D 探头图像与 B 模式图像集中重叠显示,但本实施方式也可以是将各时间的超声波探头 1 的立体图像和 B 模式图像以动画方式进行显示的情况、或是并列显示的情况。

[0116] 或者,当生成沿着时间序列的多个探头图像组时,也可以进行以下的处理。即,绘制处理部 16 通过二维图像的描绘功能,根据三维位置信息以及时间信息,通过使作为抵接面图像的体表图像的形状沿着时间序列变化来生成作为沿着时间序列的多个抵接面图像的多个体表图像。具体而言,绘制处理部 16 通过二维图像的描绘功能,根据沿着时间序列的多个超声波图像各自摄影时的三维位置信息以及时间信息,通过使体表图像的形状沿着时间序列变化来生成沿着时间序列的多个体表图像。并且,控制部 18 进行控制,以使得将沿着时间序列的多个探头图像组的各个和作为特征图像的沿着时间序列的多个体表图像的各个显示于监视器 2。

[0117] 例如、绘制处理部 16 根据弹性成像摄影时取得的三维位置信息,沿着时间序列生成描绘出压迫被检体 P 的体表的样子的体部标记。并且,通过控制部 18 的控制,图像生成部 15 生成将沿着时间序列的多个探头图像组的各个、和沿着时间序列的多个体部标记的各个按照基于在对应的时间取得的三维位置信息的位置关系而合成的沿着时间序列的多个合成图像组。

[0118] 控制部 18 使图像生成部 15 生成的合成图像组显示于监视器 2。由此,如图 11 所示,监视器 2 显示基于使用超声波探头 1 的操作的表示体表的压迫状况的立体图像。另外,虽然在图 11 中没有图示出,但控制部 18 也可以将图像生成部 15 生成的弹性成像与探头图像组以及体部标记同时显示。

[0119] 接着,使用图 12,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 12 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。另外,以下,针对在超声波探头 1 接触被检体 P 的状态下,开始超声波图像的摄影之后的处理进行说明。

[0120] 如图 12 所示,第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 18 判定是否由取得装置 4 取得了三维位置信息(步骤 S101)。在此,当没有取得三维位置信息时(步骤 S101 否定),控制部 18 待机直到取得三维位置信息。

[0121] 另一方面,当取得了三维位置信息时(步骤 S101 肯定),通过控制部 18 的控制,绘制处理部 16 生成探头图像组(步骤 S102)。另外,与探头图像组的生成并行,图像生成部 15 生成超声波图像。

[0122] 并且,通过控制部 18 的控制,图像生成部 15 生成探头图像组与特征图像的合成图像组(步骤 S103)。并且,通过控制部 18 的控制,监视器 2 显示合成图像组(步骤 S104)。

[0123] 并且,控制部 18 将合成图像组保存于图像存储器 17(步骤 S105),并结束处理。另外,当沿着时间序列生成合成图像组时,控制部 18 继续进行步骤 S101 的判定处理。另外,当显示变形的体部标记作为特征图像时,变形体部标记在步骤 S102 与探头图像组一起,通过绘制处理部 16 来生成。

[0124] 如上述那样,在第 1 实施方式中,例如,通过参照图 8 所示的立体图像,当超声波探

头 1 在任何操作状态下,监视器 2 的观察者都能够三维地把握是否对 B 模式图像“F1”进行了摄影。另外,在第 1 实施方式中,例如,通过参照图 9 所示的立体图像,当超声波探头 1 对于被检体 P 的体表以任何方向以及角度接触时,监视器 2 的观察者都能够三维地把握是否对 B 模式图像“F1”进行了摄影。另外,通过进行保存于图像存储器 17 等的合成图像组的显示要求,监视器 2 的观察者能够确认 B 模式图像“F1”摄影时的超声波探头 1 的三维的操作状况。

[0125] 另外,通过参照图 10 所示的立体图像,监视器 2 的观察者能够在与被检体 P 的体表接触的状态下,沿着时间序列把握通过操作者对超声波探头 1 怎样地三维地进行操作,而对图像诊断用超声波图像进行了摄影。另外,通过参照图 11 所示的立体图像,监视器 2 的观察者能够把握图像生成部 15 所生成的弹性成像是通过由超声波探头 1 对被检体 P 的体表进行哪种程度的压迫来进行摄影的图像。另外,通过进行保存于图像存储器 17 等的沿着时间序列的多个合成图像组的显示要求,监视器 2 的观察者能够确认图像摄影时的超声波探头 1 的三维的操作状况。

[0126] 从而,根据第 1 实施方式,能够提示与超声波探头 1 的操作相关的三维的信息。另外,通过使用第 1 实施方式所涉及的超声波诊断装置,能够有助于向超声波图像读影者提供的信息的质量提高、重新检查时的重现性质量的提高、由检查技术的操作者降低偏差而产生的诊断质量的提高等。

[0127] 另外,在上述中,针对使用磁性传感器取得三维位置信息的情况进行了说明,但三维位置信息的取得方法并不限于此。图 13 是用于说明三维位置信息的取得方法的变形例的图。例如,在变形例中,在超声波探头 1 的表面,如图 13 所示,安装标记。另外,此时,如图 13 所示,将标记与振子排列面的距离、标记与超声波探头 1 的端部的距离等作为偏移信息保存于内部存储部 19。

[0128] 并且,在摄影时,由多个摄像机从多个方向对标记进行摄影。并且,例如,控制部 18 通过使用偏移信息对被摄影的多个图像进行解析来取得三维位置信息。另外,三维位置信息也可以由加速度传感器来取得。

[0129] (第 2 实施方式)

[0130] 在第 2 实施方式中,针对对于过去被摄影的超声波图像,生成探头图像组的情况进行说明。

[0131] 例如,在第 2 实施方式中,控制部 18 没有经由取得装置 4,而是经由输入装置 2,取得三维位置信息。即,控制部 18 根据由参照由图像生成部 15 过去生成的超声波图像的观察者经由输入装置 3 输入的输入信息,取得该超声波图像摄影时的三维位置信息。

[0132] 图 14 是用于说明第 2 实施方式的图。列举一个例子,通过控制部 18 的控制,如图 14 所示,监视器 2 显示观察者所指定的过去的超声波图像(过去图像),并且显示表示观察者所指定的过去图像的摄影部位的绘制图像。观察者参照监视器 2,例如,通过操作输入装置 3 所具有的内置有加速度传感器的力觉提示装置 3a、或操纵杆 3b,来输入自身过去摄影的超声波图像摄影时的超声波探头 1 的朝向、角度。使用该输入信息,控制部 18 取得过去图像摄影时的三维位置信息,绘制处理部 16 使用基于输入信息的三维位置信息,生成探头图像组。

[0133] 由此,控制部 18 使图 9 所示例那样的立体图像显示于监视器 2。进而,控制部 18

将为了显示图 9 所示例那样的立体图像而使用的合成图像组例如保存于图像存储器 17。

[0134] 另外,与上述的三维位置信息相关的输入信息也可以使用输入装置 3 的鼠标、键盘来输入。或者,与上述的三维位置信息相关的输入信息也可以是使用安装了第 1 实施方式所说明的传感器组 41 的超声波探头 1 来作为输入装置,并由取得装置 4 来取得的情况。

[0135] 接着,使用图 15,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 15 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。另外,以下,针对由监视器 2 显示过去的超声波图像之后的处理进行说明。

[0136] 如图 15 所示,第 2 实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部 18 判定是否由监视器 2 的观察者经由输入装置 3,输入了与三维位置信息相关的输入信息(步骤 S201)。在此,当没有输入与三维位置信息相关的输入信息时(步骤 S201 否定),控制部 18 一直待机到输入。

[0137] 另一方面,当输入了与三维位置信息相关的输入信息时(步骤 S201 肯定),通过控制部 18 的控制,绘制处理部 16 生成探头图像组(步骤 S202)。

[0138] 并且,通过控制部 18 的控制,图像生成部 15 生成探头图像组和特征图像的合成图像组(步骤 S203)。并且,通过控制部 18 的控制,监视器 2 显示合成图像组(步骤 S204)。

[0139] 并且,控制部 18 将合成图像组保存于图像存储器 17 (步骤 S205),并结束处理。

[0140] 如上述那样,在第 2 实施方式中,能够根据参照了过去被摄影到的超声波图像的观察者的输入信息来对探头图像组进行合成显示。因而,在第 2 实施方式中,针对过去被摄影到的超声波图像,也能够提示与超声波探头 1 的操作相关的三维的信息。另外,第 2 实施方式也也可以是参照过去被摄影的沿着时间序列的多个超声波图像,来生成沿着时间序列的多个探头图像组的情况。

[0141] (第 3 实施方式)

[0142] 在第 3 实施方式中,关于为了对与过去被摄影的超声波图像相同的部位进行摄影而使用第 1 实施方式所说明了的合成图像组的情况,使用图 16A、图 16B 以及图 17 等进行说明。图 16A、图 16B 以及图 17 是用于说明第 3 实施方式的图。

[0143] 第 3 实施方式所涉及的控制部 18 使从图像存储器 17 取得的被检体 P 的过去的超声波图像以及探头图像组显示于监视器 2 的显示区域中的第 1 区域。具体而言,如果操作者指定被检体 P 的过去的检查 ID,则控制部 18 从图像存储器 17 取得所指定的检查 ID 的合成图像组。以下,将作为所指定的检查 ID 的合成图像组的过去的合成图像组记作过去图像组。

[0144] 例如,所取得的过去图像组是图 10 所示例的、沿着过去的时间序列的 B 模式图像、表示摄影部位的绘制图像、以及该过去图像摄影时的超声波探头 1 的探头图像组的“沿着时间序列的多个过去图像组”。此时,操作者参照沿着时间序列的多个过去图像组的动画,指定最明确地描绘出作为想要进行过程观察的特征部位的过去的肿瘤部位“T”的过去图像组。由此,监视器 2 在图 16A 的第 1 区域,显示描绘出过去的肿瘤部位“T”的过去图像组。

[0145] 并且,第 3 实施方式所涉及的控制部 18 使在被检体 P 的现在时刻所摄影的超声波图像显示于监视器 2 的显示区域中的第 2 区域。通过该显示控制,作为监视器 2 的观察者的超声波探头 1 的操作者操作安装了传感器组 41 的超声波探头 1,使与过去的肿瘤部位“T”对应的现在的肿瘤部位“T' ”所包含的 B 模式图像显示于第 2 区域(参照图 16A)。

[0146] 并且,第3实施方式所涉及的控制部18进行控制,以使得将取得装置4取得的与现在时刻的超声波图像摄影时的超声波探头1的三维位置信息一致的过去的超声波图像以及探头图像组显示在第1区域。即,如图16B所示,取得装置4取得现在时刻的超声波图像(以下,称为现在图像)摄影时的超声波探头1的三维位置信息。并且,控制部18从“沿着时间序列的多个过去图像组”选择合成了与三维位置信息一致的探头图像组的过去图像组,并显示于第1区域。即,如图16B所示,控制部18使与三维位置信息一致的过去图像组进行显示。

[0147] 通过参照由上述的显示控制而显示于第1区域以及第2区域的图像,超声波探头1的操作者操作超声波探头1,直到显示在与过去的肿瘤部位“T”大致相同的位置描绘出现在的肿瘤部位“T'”的现在图像。

[0148] 由此,如图17所示,监视器2在第2区域显示在与过去的肿瘤部位“T”相同的位置描绘出现在的肿瘤部位“T'”的现在图像。第2区域所显示出的现在图像通过操作者例如按下输入装置3的确定按钮进行确定输入,从而由控制部18保存于图像存储器17。

[0149] 另外,存在根据现在时刻的超声波探头1的操作状况,不能从“沿着时间序列的多个过去图像组”,选择合成有与三维位置信息一致的探头图像组的过去图像组的情况。此时,绘制处理部16重新生成与三维位置信息一致的探头图像组。另外,绘制处理部16通过插补处理生成与三维位置信息一致的超声波图像。

[0150] 例如,控制部18选择两个过去的超声波图像,该过去的超声波图像是在取得具有与现在时刻的三维位置信息的坐标接近的坐标的过去的三维位置信息时所生成的。并且,绘制处理部16使用控制部18选择出的2个超声波图像各自的深度信息,通过插补处理,重新生成与现在时刻的三维位置信息一致的超声波图像。由此,图像生成部15将与现在时刻的三维位置信息一致的合成图像组作为过去图像组来重新生成。

[0151] 接着,使用图18,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18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,以下、针对在监视器2的第1区域动画显示沿着时间序列的多个过去图像组之后的处理进行说明。

[0152] 如图18所示,第3实施方式所涉及的超声波诊断装置的控制部18判定是否指定了最明确地描绘出特征部位的过去图像组(步骤S301)。在此,当没有指定过去图像组时(步骤S301否定),控制部18待机直到被指定。

[0153] 另一方面,当指定了过去图像组时(步骤S301肯定),通过控制部18的控制,监视器2并列显示所指定的过去图像组和现在图像(步骤S302)。

[0154] 并且,控制部18判定取得装置4是否取得了现在时刻的三维位置信息(步骤S303)。在此,当没有取得时(步骤S303否定),控制部18待机直到取得现在时刻的三维位置信息。另一方面,当取得了现在时刻的三维位置信息时(步骤S303肯定),控制部18判定是否存在与现在时刻的三维位置信息一致的过去图像组(步骤S304)。

[0155] 在此,当存在与现在时刻的三维位置信息一致的过去图像组时(步骤S304肯定),控制部18选择一致的过去图像组,并使所选择出的过去图像组和现在图像并列显示(步骤S305)。

[0156] 另一方面,当不存在与现在时刻的三维位置信息一致的过去图像组时(步骤S304否定),通过控制部18的控制,绘制处理部16以及图像生成部15合作,通过插补处理重新

生成与现在时刻的三维位置信息一致的过去图像组(步骤 S306)。并且、控制部 18 使重新生成的过去图像组和现在图像并列显示(步骤 S307)。

[0157] 在步骤 S305、或者步骤 S307 之后,控制部 18 判定是否从操作者接受了确定输入(步骤 S308)。在此,当没有接受到确定输入时(步骤 S308 否定),控制部 18 返回到步骤 S303,判定是否取得了现在时刻的三维位置信息。

[0158] 另一方面,当接受到了确定输入时(步骤 S308 肯定),控制部 18 保存确定输入时的超声波图像(现在图像)(步骤 S309),并结束处理。

[0159] 如上述那样,在第 3 实施方式中,当对过去的检查时的超声波图像的特征部位进行过程观察时,监视器 2 的观察者能够一边参照与现在时刻的三维位置信息一致的超声波探头 1 的立体图像以及根据现在时刻的三维位置信息进行摄影得到的过去的超声波图像,一边参照现在时刻正在被摄影的超声波图像。即,监视器 2 的观察者能够通过一边把握过去的超声波探头 1 的三维的操作状况,一边操作超声波探头 1,来进行现在时刻的特征部位的过程观察。因而,在第 3 实施方式中,能够进一步提高重新检查时的重现性质量。

[0160] 另外,在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对监视器 2 是 9 视差监视器的情况进行了说明。但是,上述的第 1~第 3 实施方式也能够应用于监视器 2 是 2 视差监视器的情况。

[0161] 另外,在上述的第 1~第 3 实施方式中,针对探头图像组所合成的超声波图像是 B 模式图像的情况进行了说明。但是,上述的第 1~第 3 实施方式可以是探头图像组所合成的超声波图像是彩色多普勒图像的情况。另外,上述的第 1~第 3 实施方式也可以是探头图像组所合成的超声波图像是根据三维的超声波图像数据生成的视差图像组的情况。

[0162] 以下,针对探头图像组所合成的超声波图像的变形例,使用图 19 以及图 20 进行说明。图 19 以及图 20 是用于说明第 1~第 3 实施方式的变形例的图。

[0163] 近年来,进行根据包含管腔的体数据,来生成显示能够观察管腔内的虚拟内窥镜(VE:Virtual Endoscopy)图像。作为 VE 图像的显示方法,存在通过沿着管腔的芯线移动视点,来动画显示 VE 图像的漫游(Flythrough)显示。例如,当使用超声波诊断装置来进行乳腺的漫游显示时,操作者使能够进行三维扫描的超声波探头 1(机械扫描探头等)抵接被检体 P 的乳房,收集“包含乳腺的体数据”。并且、例如,图 1 所示的绘制处理部 16 通过提取具有与管腔的亮度值对应的亮度值的像素(体素),根据体数据提取管腔区域。并且,例如,绘制处理部 16 通过对所提取出的管腔区域进行细线化处理,来提取管腔的芯线。并且,例如,绘制处理部 16 通过透视投影法,来生成来自芯线上的视点的 VE 图像。另外,绘制处理部 16 通过沿着管腔的芯线移动视点,来生成漫游显示用多个 VE 图像。

[0164] 当进行漫游显示时,取得装置 4 取得为生成 VE 图像而使用的体数据收集时的超声波探头 1 的三维位置信息。并且,控制部 18 通过进行上述的第 1 实施方式所说明的控制处理,来使特征图像与构成探头图像组的各个探头图像的合成图像组显示于监视器 2,并保存于图像存储器 17。图 19 示出了当进行漫游显示时,通过控制部 18 的控制监视器 2 所显示的图像的一个例子。图 19 所示的图像 100 是绘制处理部 16 根据三维位置信息生成的探头图像组显示于监视器 2,其结果观察者能够立体地观察超声波探头 1 的 3D 探头图像。

[0165] 另外,图 19 所示的图像 101 是作为抵接面图像的体表图像,例如,是立体地描绘作为摄影部位的乳房的 3D 体部标记。另外,图 19 所示的图像 102 是在体数据中,包含漫游显示所使用的管腔区域的区域的图像。例如,图 19 所示的图像 102 是通过使亮度值黑白颠倒

的 cavity (腔体) 模式, 由绘制处理部 16 生成的管腔图像。通过使亮度值黑白颠倒, 能够提高管腔的视觉识别性。另外, 由图 19 所示的虚线构成的图像 103 是根据三维位置信息以及超声波扫描条件, 示意性地表示绘制处理部 16 生成的三维的超声波扫描范围的图像。另外, 图 19 所示的图像 104 是被漫游显示的 VE 图像。图像 101 ~ 图像 104 是特征图像。在此, 在图 19 所示的一个例子中, 通过控制部 18 的控制, 将图像 100 ~ 图像 103 按照基于三维位置信息的位置关系显示于监视器 2。另外, 在图 19 所示的一个例子中, 通过控制部 18 的控制, 在图像 100 ~ 图像 103 下配置图像 104。

[0166] 另外, 控制部 18 也可以配置图像 103 来代替图像 102。另外, 图像 102 也可以是绘制处理部 16 使用 1 个视点, 根据体数据生成的体绘制图像。另外, 图像 102 也可以是显示绘制处理部 16 使用 9 个视点根据体数据生成的 9 视差图像的立体图像。另外, 如第 2 实施方式所说明的那样, 图像 100 也可以是根据观察者输入的信息来生成的情况。

[0167] 通过参照图 19 所示例的立体图像, 观察者能够把握为了图像 103 的漫游显示所进行的超声波探头 1 的三维的操作状况。另外, 保存为了显示图 19 所示例的立体图像而生成的合成图像组, 例如, 通过进行第 3 实施方式所说明的处理, 从而能够进行使用了与过去的检查中漫游显示出的图像 103 大致相同的位置的 VE 图像组的漫游显示。

[0168] 另外, 上述的第 1 ~ 第 3 实施方式所说明的控制处理也能够适用于使用体腔内探头的情况。图 20 的左上图示出了 TEE 探头的例子。在该 TEE 探头的顶端部, 如图 20 的左下图所示, 安装有磁性传感器 50a、50b 以及 50c。另外, 图 20 的左下图所示的磁性传感器 50a、50b 以及 50c 的配置始终是一个例子。如果能够取得作为超声波探头 1 的 TEE 探头的三维位置信息, 则磁性传感器 50a、50b 以及 50c 能够配置在任意的任意位置。

[0169] 如图 20 的右上图所示, 操作者将 TEE 探头插入被检体 P 的食道, 将 TEE 探头的顶端抵接到食道的内壁来进行心脏的二维扫描或三维扫描。在该状态下, 取得装置 4 取得收集了包含心脏在内的区域的数据的 TEE 探头的三维位置信息。并且, 控制部 18 通过进行上述的第 1 实施方式所说明的控制处理, 来使特征图像和构成探头图像组的各个探头图像的合成图像组显示于监视器 2, 并保存于图像存储器 17。图 20 的右下图示出了当进行经食道心脏超声波检查时, 通过控制部 18 的控制监视器 2 所显示的图像的一个例子。图 20 的右下图所示的图像 200 是由监视器 2 显示绘制处理部 16 根据三维位置信息生成的探头图像组, 其结果观察者能够立体地观察 TEE 探头的 3D 探头图像。另外, 图 20 的右下图所示的图像 201 是抵接面图像, 是表示食道内壁的体部标记。另外, 作为抵接面图像, 也可以是与图像 201 一起, 使用立体地描绘作为摄影部位的心脏的 3D 体部标记、心脏的表面绘制图像的情况。另外, 作为抵接面图像, 例如, 也可以是图 20 的右上图所示的那样的使用人体模型的情况。另外, 图 20 的右下图所示的图像 202 是绘制处理部 16 根据包含心脏的体数据生成的 MPR 图像。图像 201 以及图像 202 是特征图像。在此, 在图 20 的右下图所示的一个例子中, 通过控制部 18 的控制, 将图像 200 ~ 图像 202 按照基于三维位置信息的位置关系显示于监视器 2。

[0170] 另外, 图像 202 也可以是绘制处理部 16 使用 1 个视点根据体数据生成的体绘制图像。另外, 图像 202 也可以是显示绘制处理部 16 使用 9 个视点根据体数据生成的 9 视差图像的立体图像。另外, 如第 2 实施方式所说明的那样, 图像 200 也可以是根据观察者输入的信息来生成的情况。

[0171] 通过参照图 20 的右下图所示例的图像, 观察者能够把握为了图像 202 的显示所进行 TEE 探头的三维的操作状况。另外, 保存为了显示图 20 的右下图所示例的立体图像而生成的合成图像组, 例如, 通过进行第 3 实施方式所说明的处理, 能够进行与在过去的检查中所显示的图像 203 大致相同位置的超声波图像的显示。另外, 取得装置 4 使用发送器 42 与被检体 P 的位置关系等, 也能够取得 TEE 探头所插入的长度、深度等的信息。控制部 18 也能够将该信息加至合成图像组的信息中。由此, 能够更准确地提供收集图像 202 所需的 TEE 探头的操作状况。

[0172] 以上, 如所说明的那样, 根据第 1 ~ 第 3 实施方式以及变形例, 能够提示与超声波探头的操作相关的三维的信息。

[0173] 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, 也包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

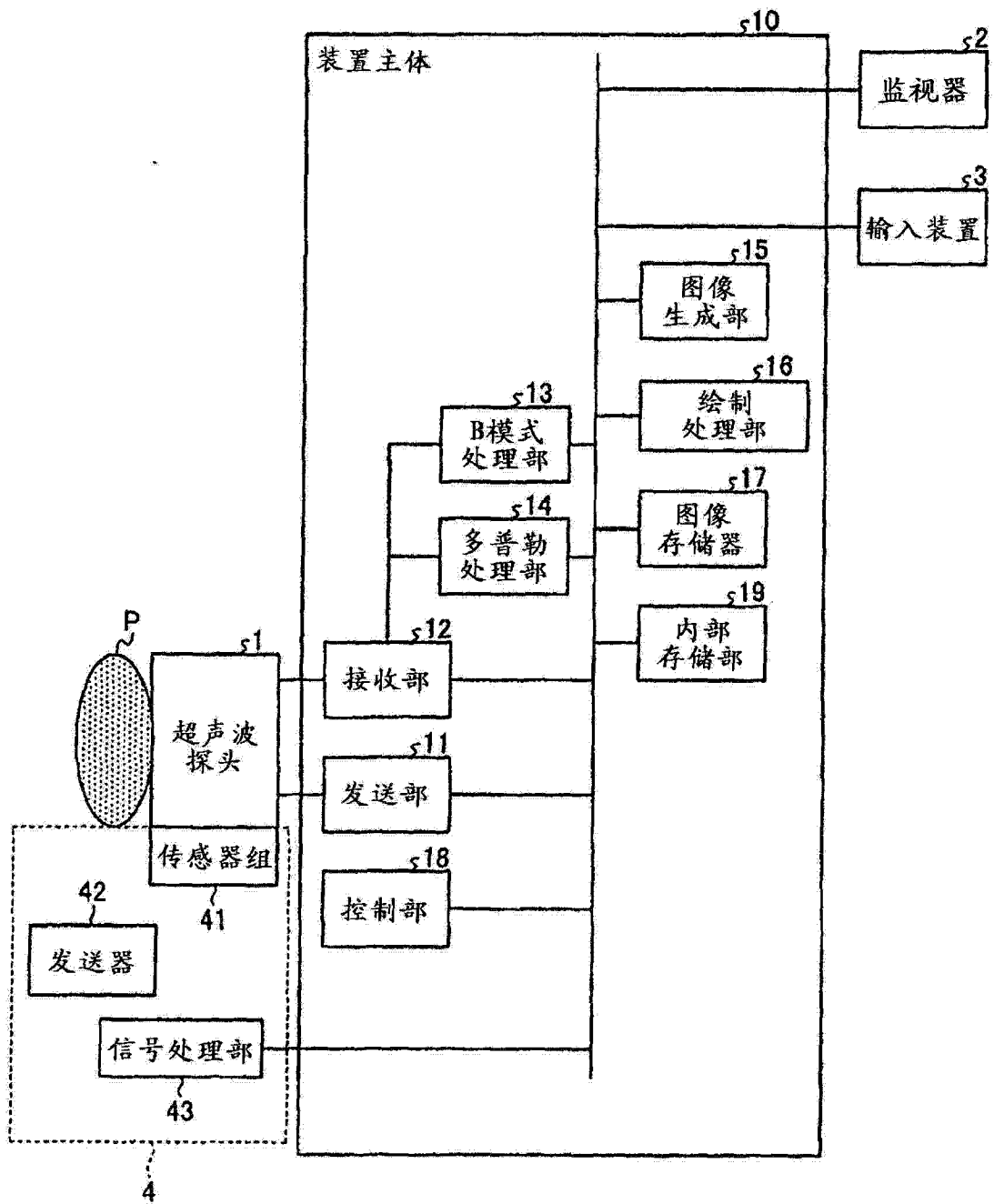


图 1

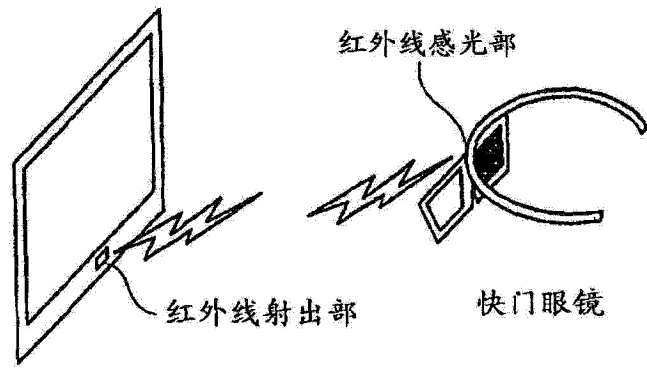


图 2A

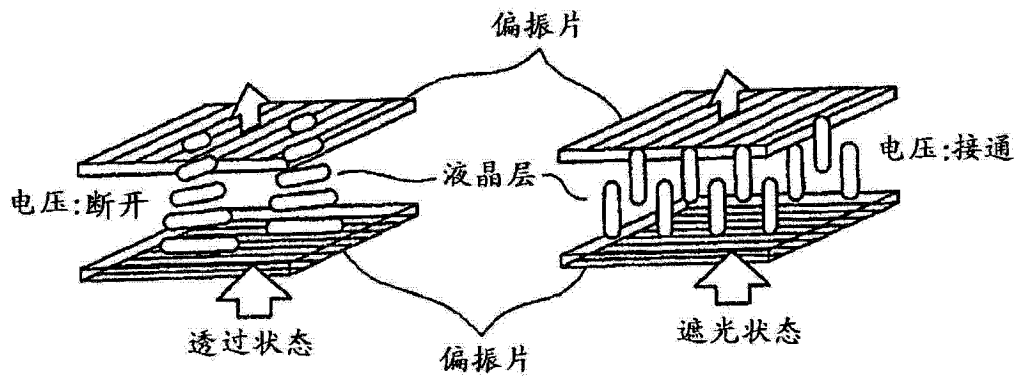


图 2B

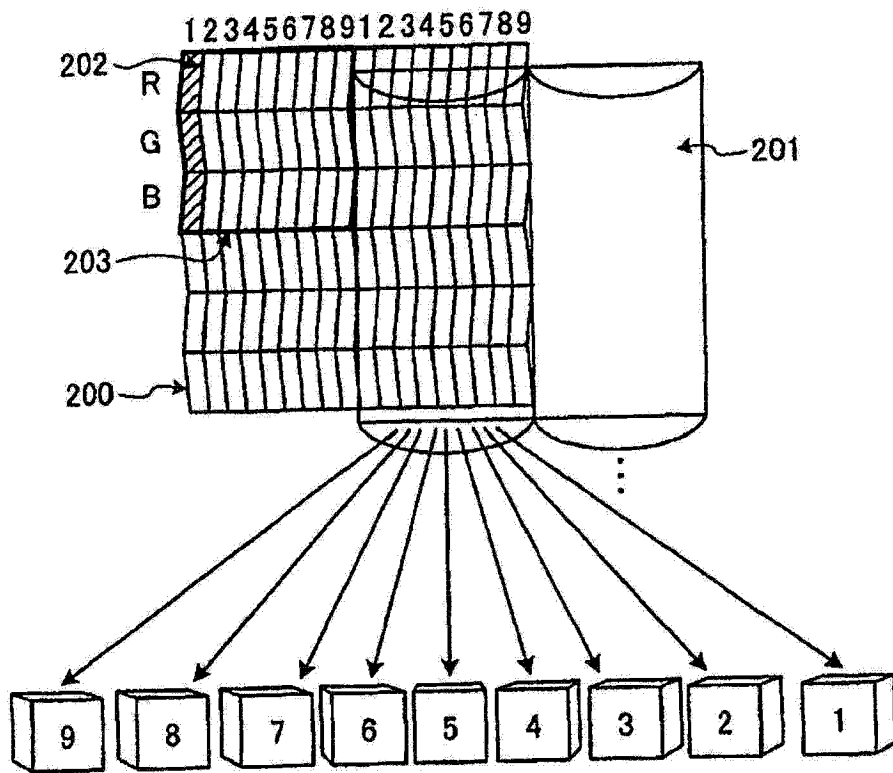


图 3

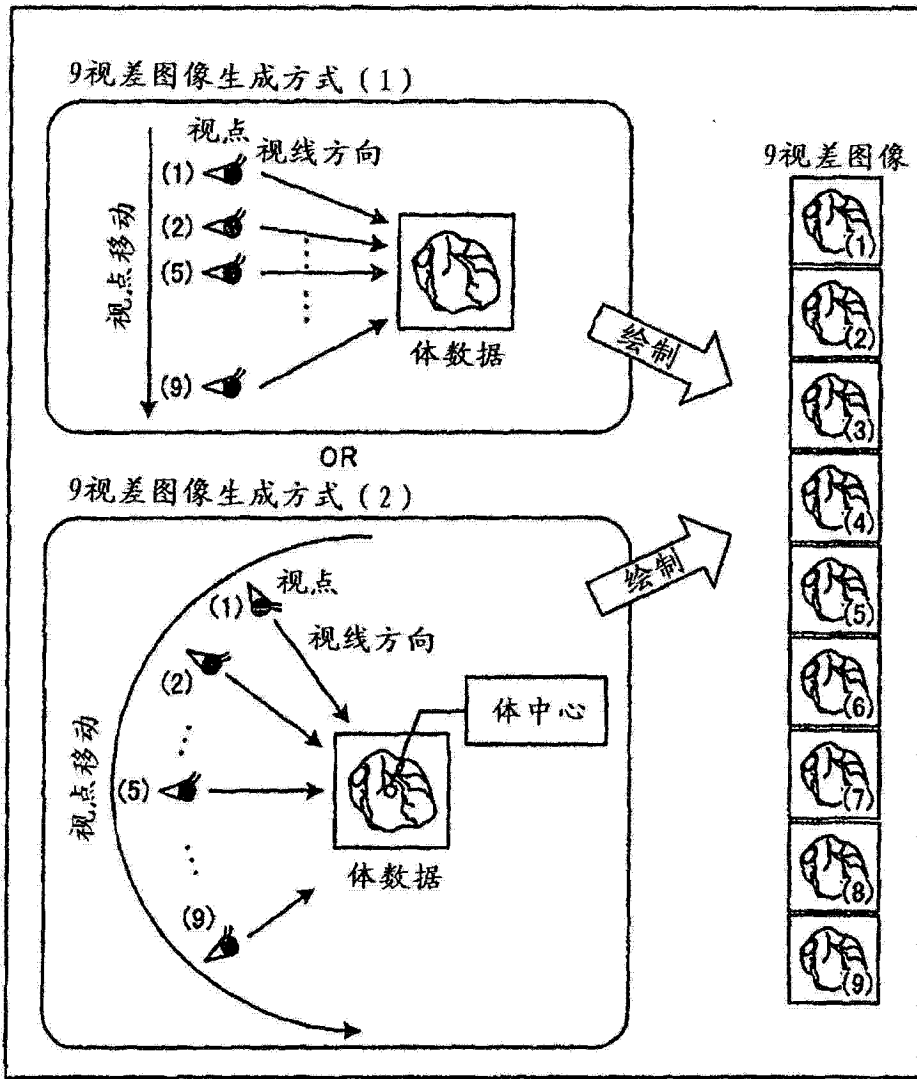


图 4

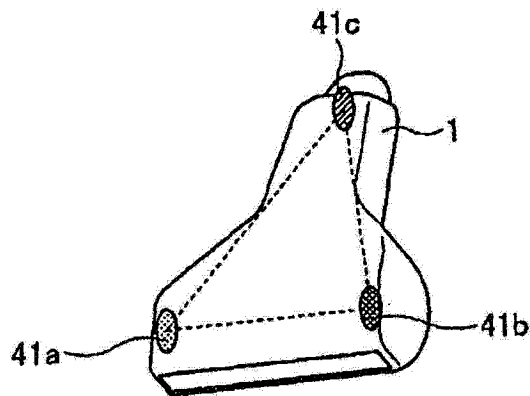


图 5A

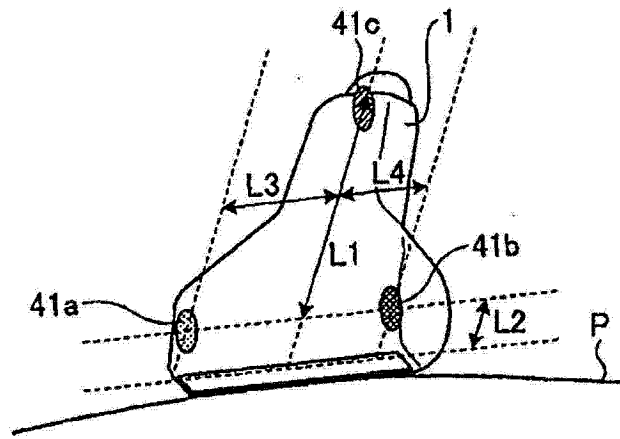


图 5B

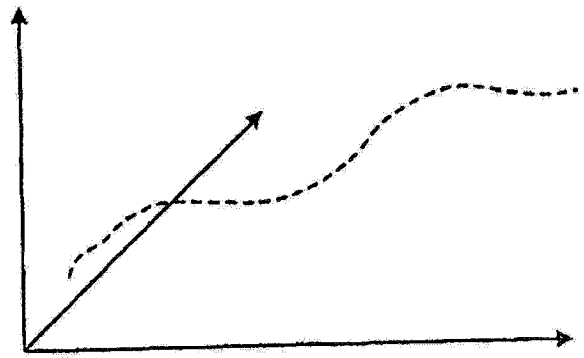
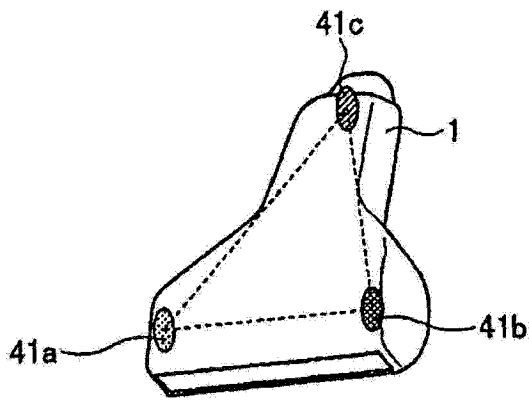


图 7A

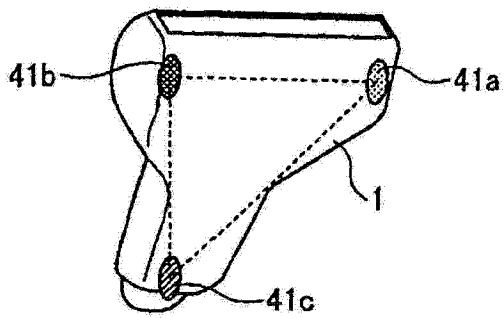
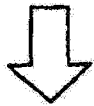
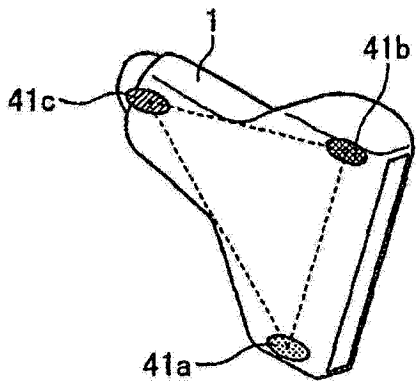
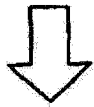


图 6

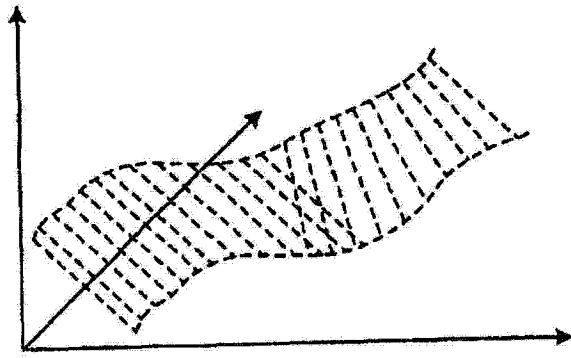


图 7B

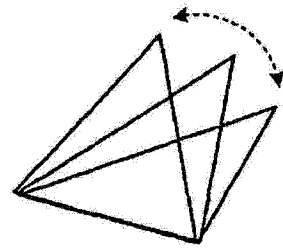


图 7C

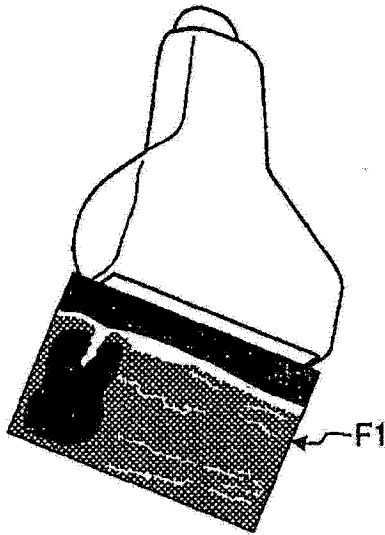


图 8

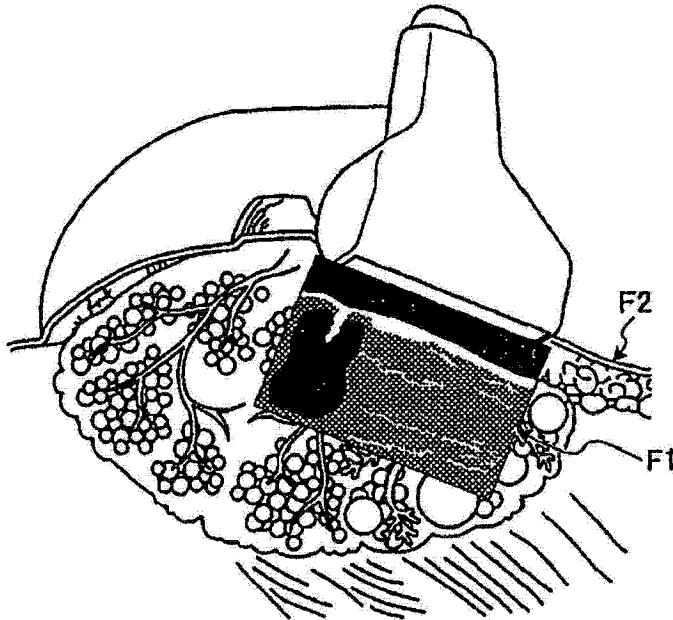


图 9

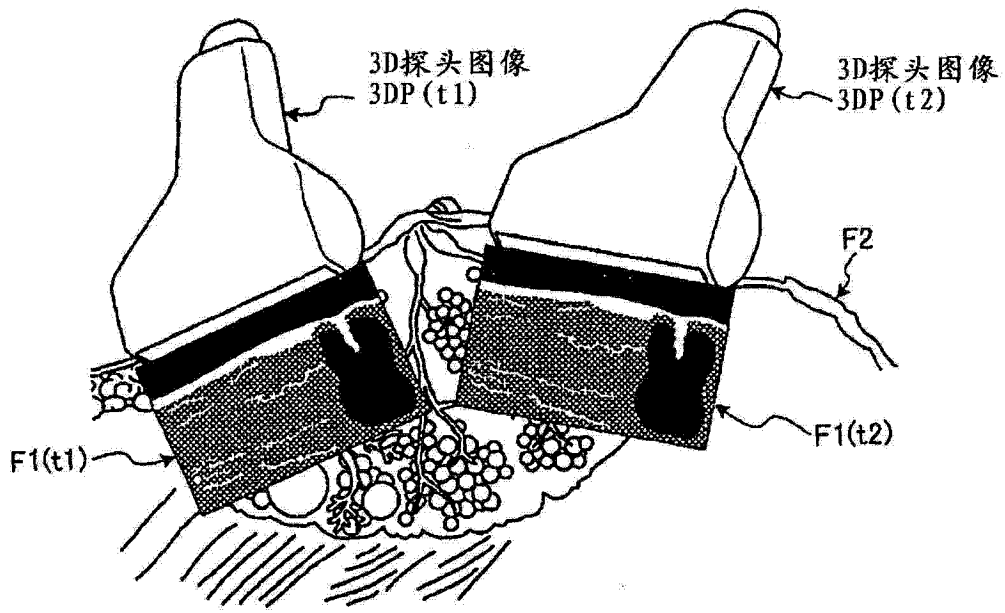


图 10

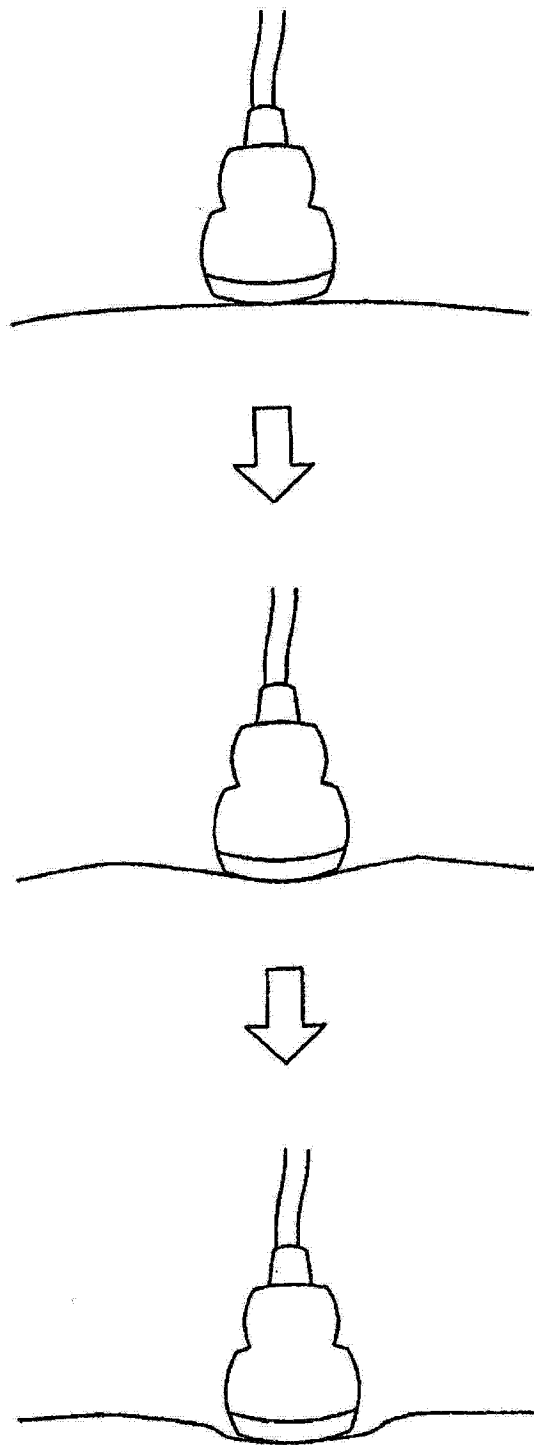


图 11

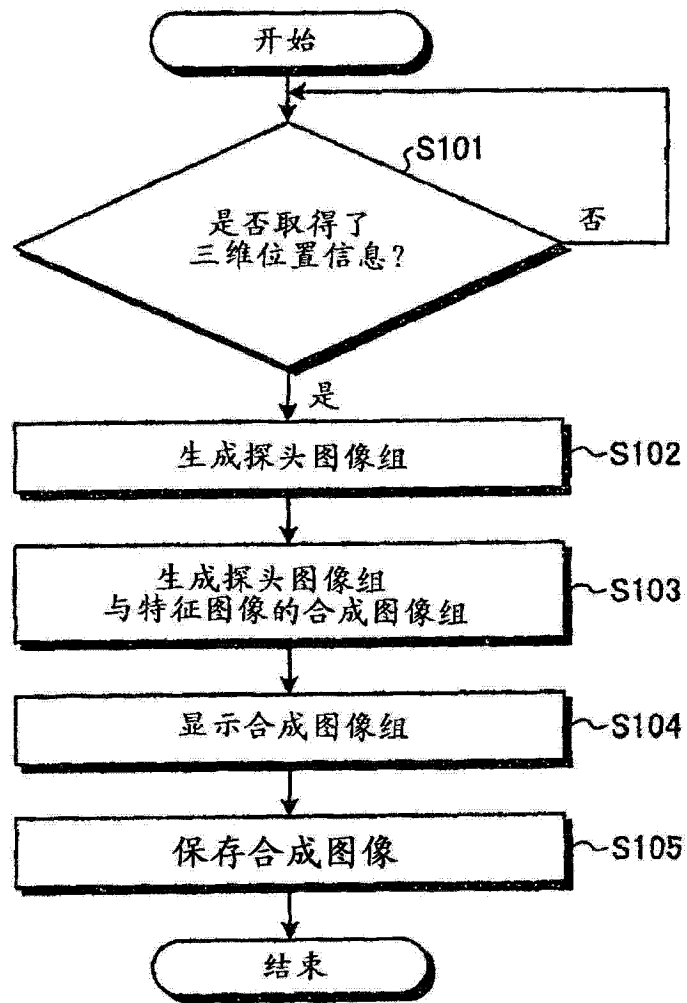


图 12

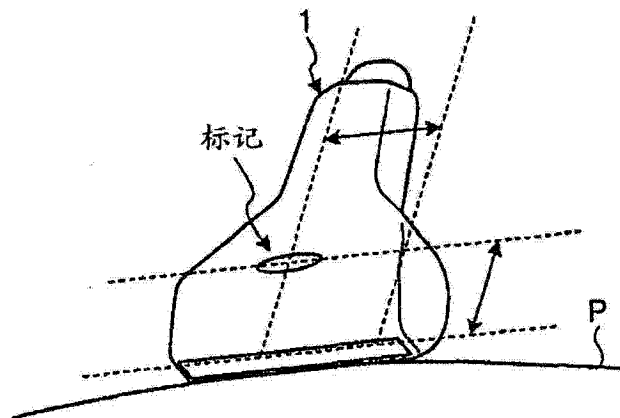


图 13

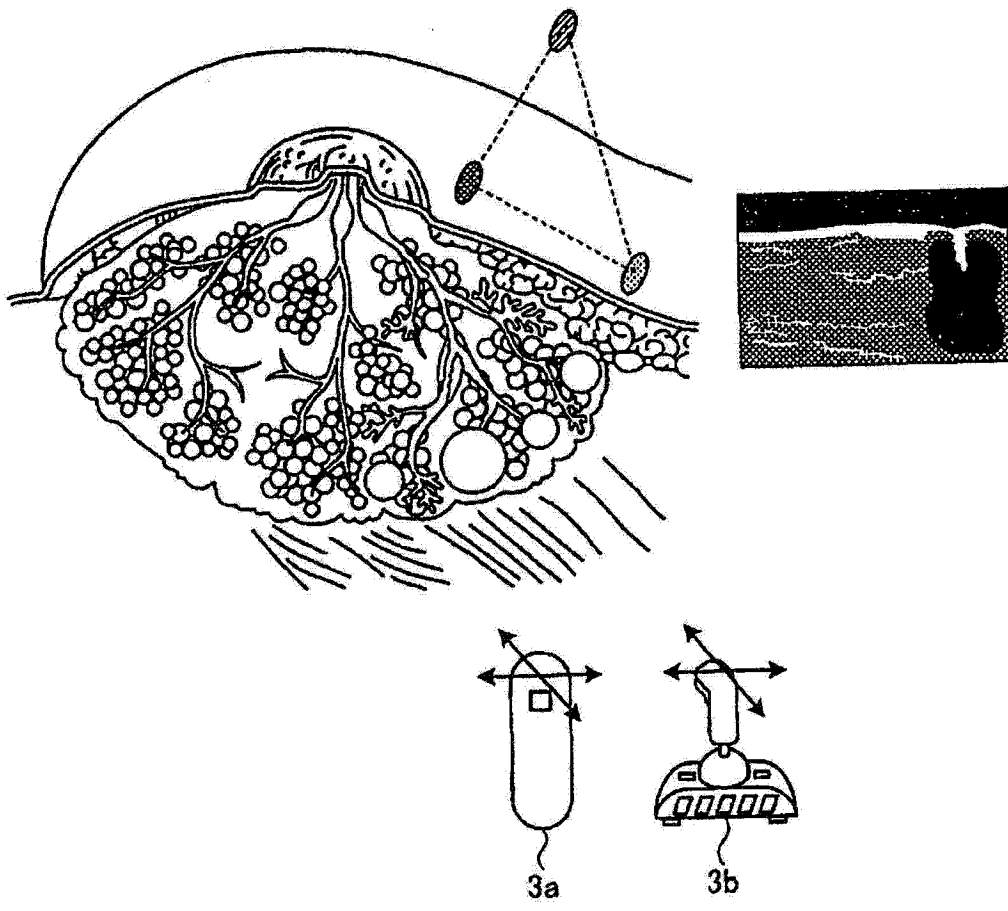


图 14

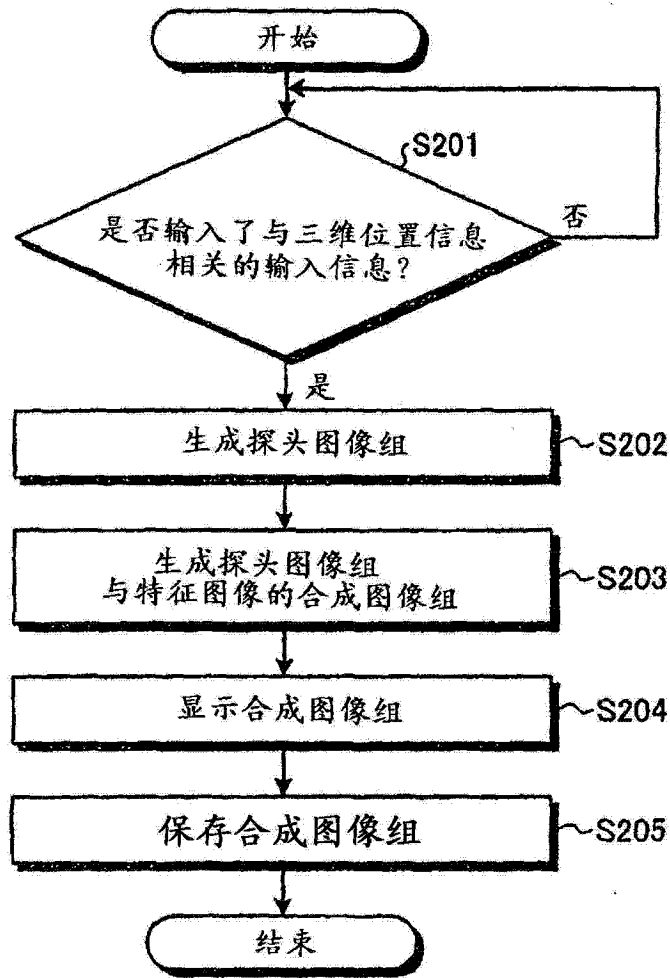


图 15

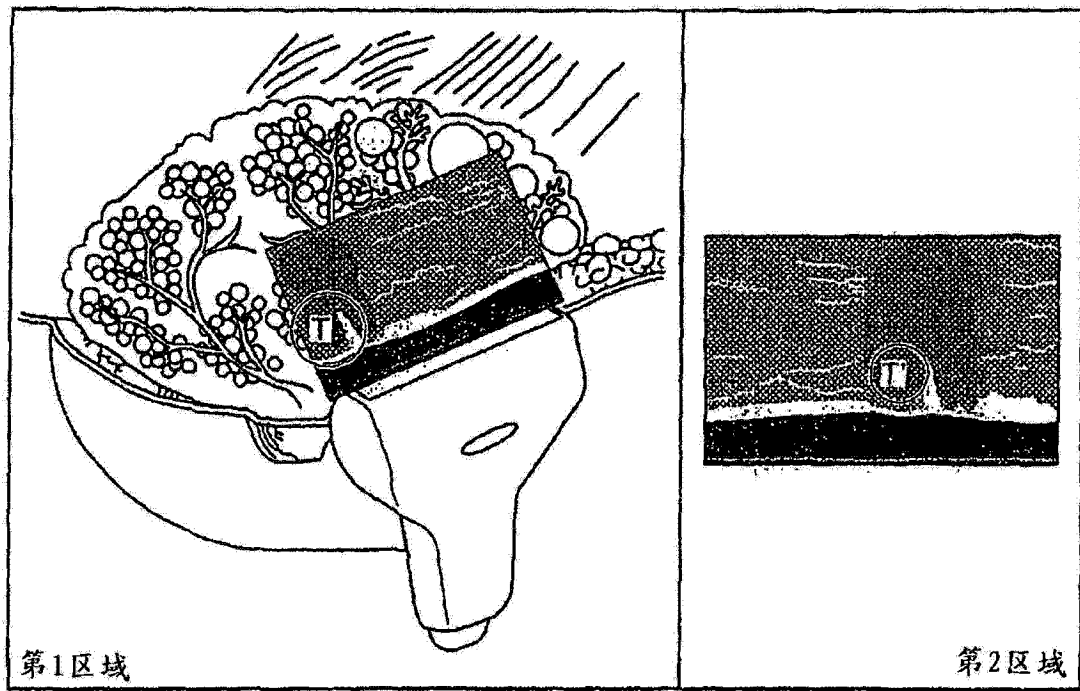


图 16A

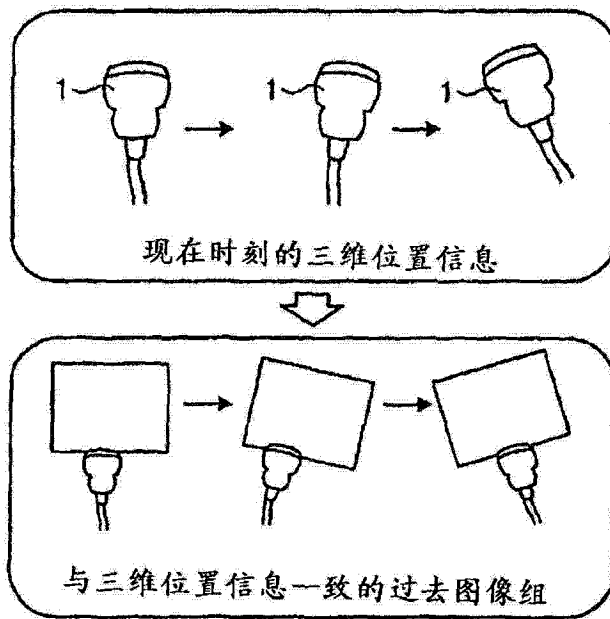


图 16B

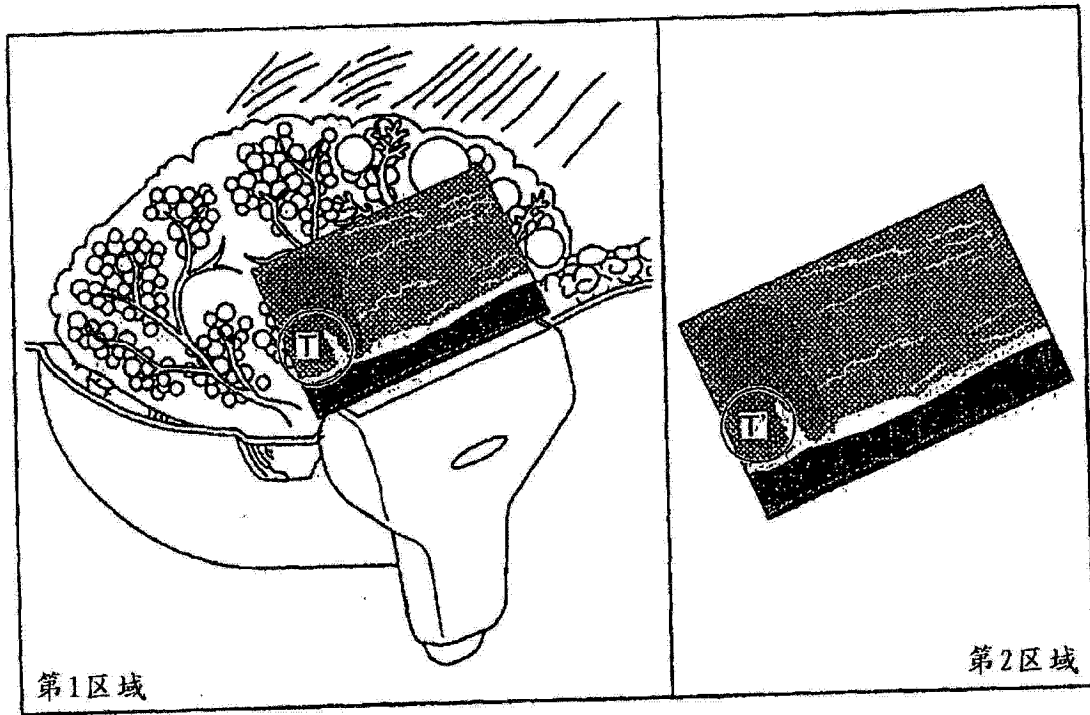


图 17

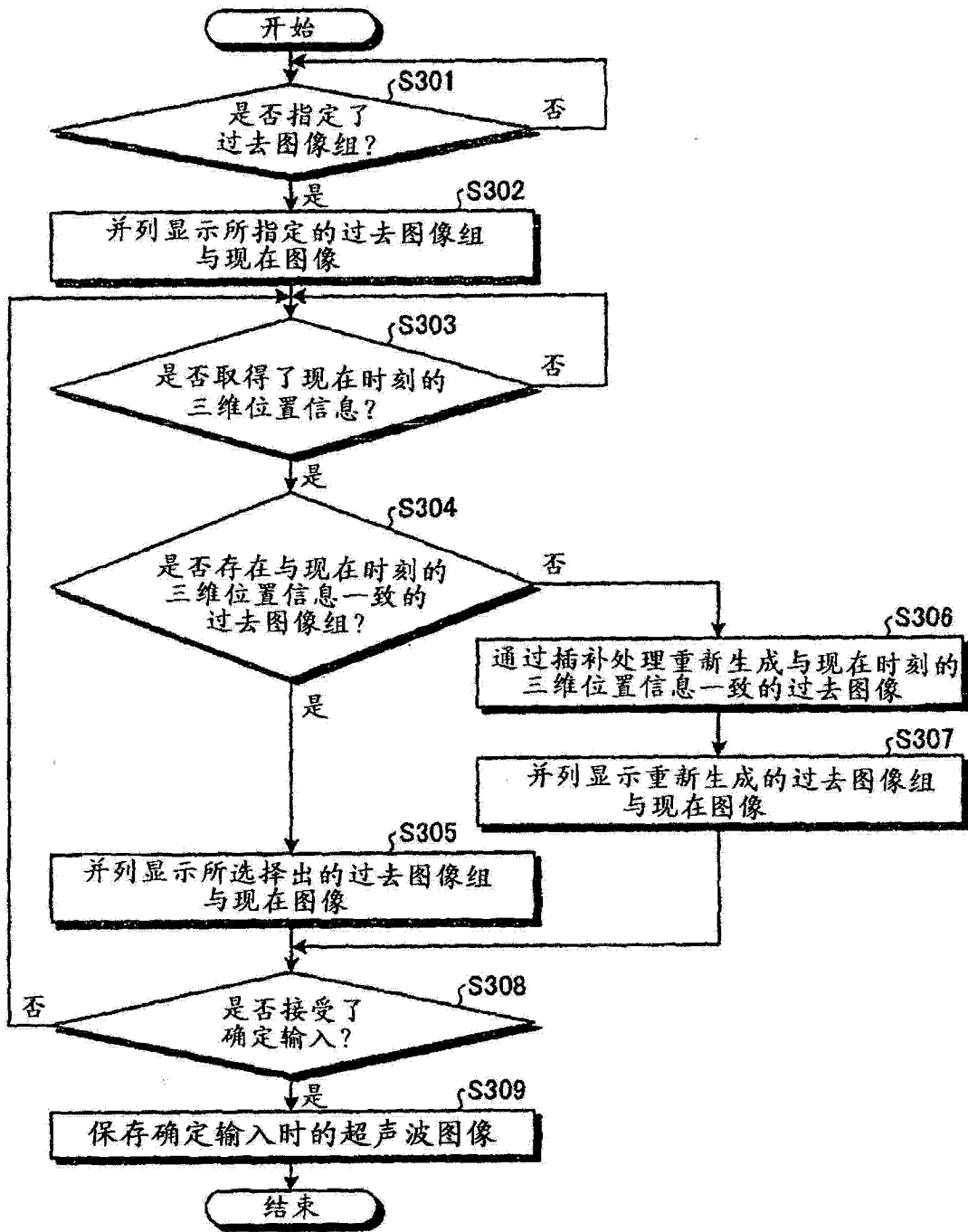


图 18

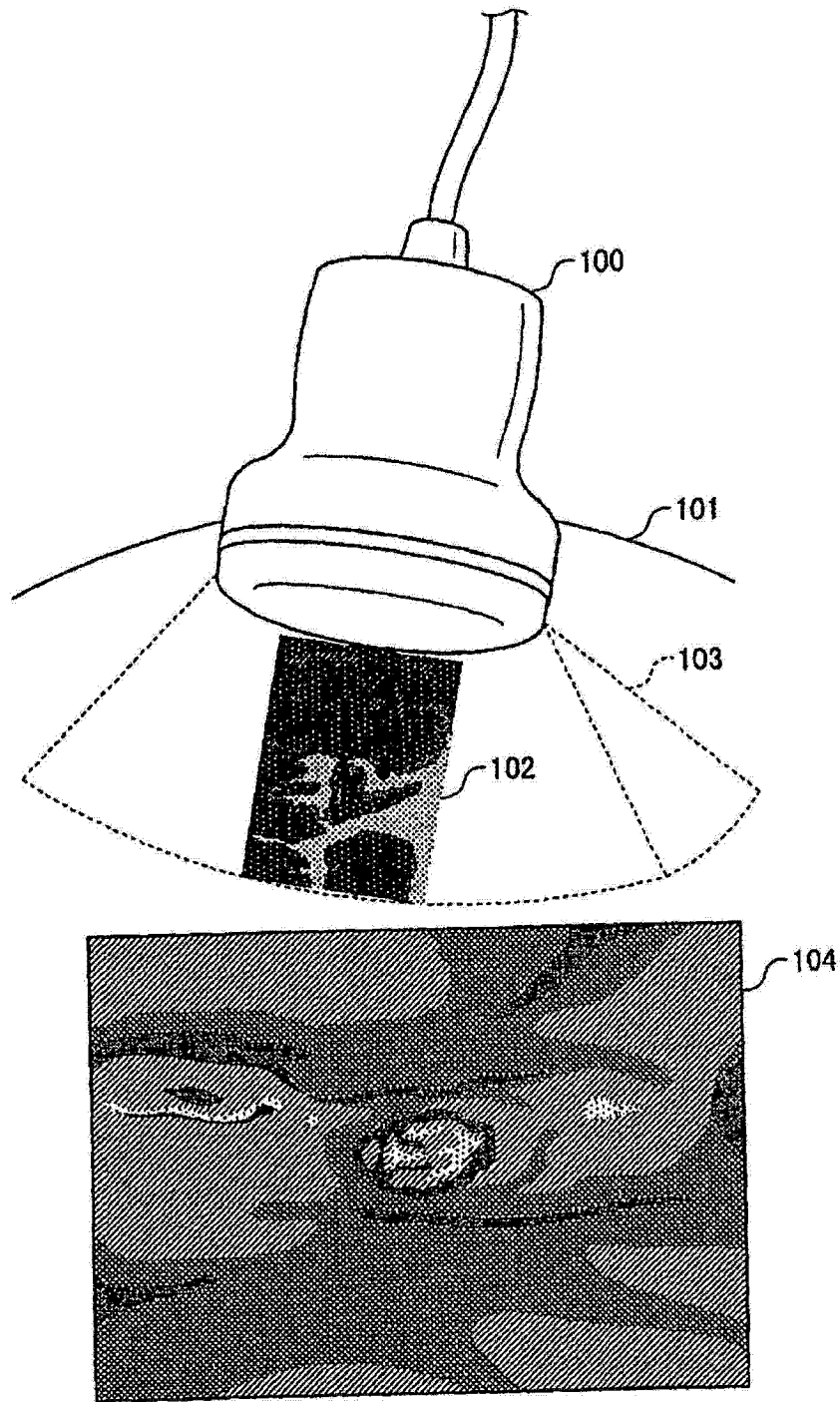


图 19

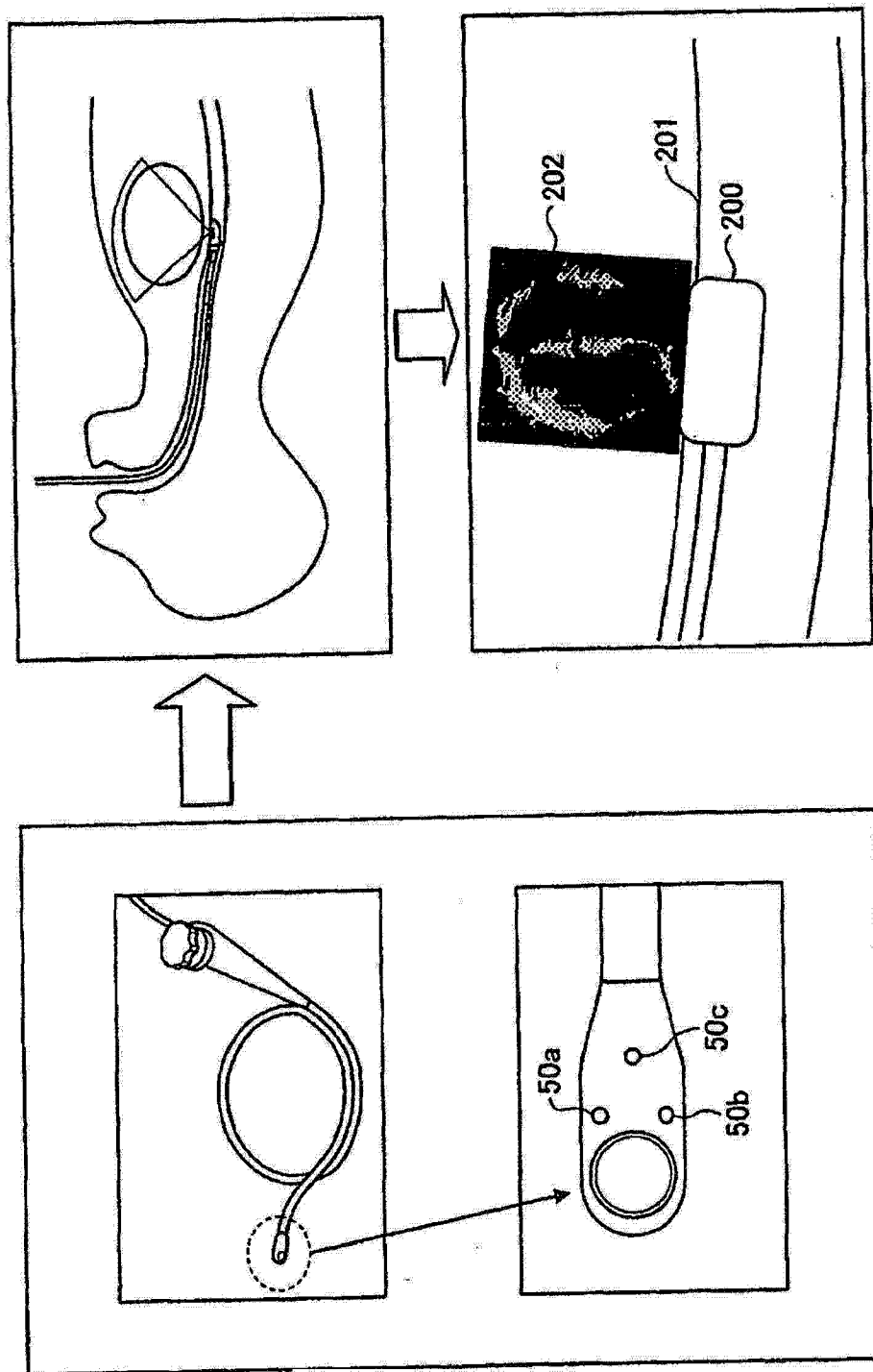


图 20

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102905623A</a>	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN201280000669.X	申请日	2012-05-17
[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	市冈健一 中屋重光 今村智久		
发明人	市冈健一 中屋重光 今村智久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4263 A61B8/08 A61B5/1077 A61B8/4254 A61B8/5292 H04N13/0282 H04N13/0007 A61B8/5253 A61B8/467 A61B8/54 A61B8/463 A61B8/4444 A61B8/466 H04N2213/007 A61B8/5261 A61B8/5207 A61B5/7425 H04N13/0438 A61B8/12 A61B8/462 A61B8/483 G09B23/28 H04N13/106 H04N13/282 H04N13/341		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2011118328 2011-05-26 JP		
其他公开文献	CN102905623B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

实施方式的超声波诊断装置具备：监视器（2）、图像生成部（15）、取得装置（4）、绘制处理部（16）、控制部（18）。监视器（2）显示视差图像组，并显示由观察者立体地识别的立体图像。图像生成部（15）根据抵接到被检体P的体表的超声波探头（1）所接收到的反射波生成超声波图像。取得装置（4）取得摄影时的超声波探头（1）的三维位置信息。绘制处理部（16）根据三维位置信息，生成探头图像组，该探头图像组是用于将超声波探头（1）作为立体图像虚拟地识别的视差图像组。控制部（18）进行控制，以使得将表示摄影状况的特征的特征图像和探头图像组，按照基于三维位置信息的位置关系在显示器（2）进行显示。

