

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01N 29/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03125566.3

[43] 公开日 2004 年 5 月 12 日

[11] 公开号 CN 1494873A

[22] 申请日 2003.6.12 [21] 申请号 03125566.3

[30] 优先权

[32] 2002. 6.12 [33] JP [31] 171367/2002

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 武内俊

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

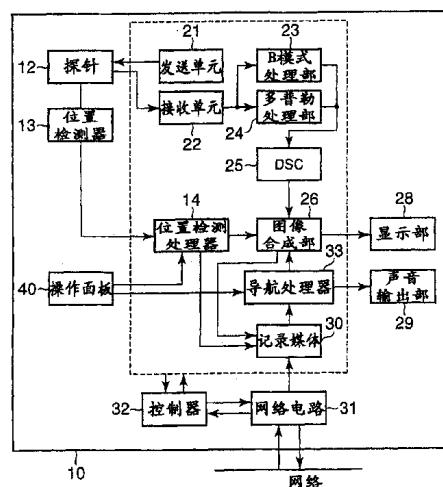
代理人 李德山

权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 8 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置、超声波探针和超声波图像摄影支持方法

[57] 摘要

将预先取得的参照图像(42)、现在摄影中的超声波图像(41)、摄影参照图像(42)时的超声波探针的位置、和表示与现在的超声波探针的位置关系的位置信息(44)作为导航信息显示到显示部(28)。另外,在取得下面的诊断图像的情况下,将表示超声波探针的移动位置的探针移动信息(46)作为导航信息显示到显示部(28)上。



ISSN 1008-4274

1. 一种超声波诊断装置，其特征在于包含：
超声波探针，根据驱动信号对被检体发送超声波，接收来自该被检体的反
5 射波；
驱动信号发生器，将所述驱动信号提供给所述超声波探针；
图像生成器，根据所述接收的反射波，生成摄影图像；
位置检测器，检测所述超声波探针的位置；
存储器，存储过去取得的参照图像和作为与该参照图像有关的超声波探针
10 位置的参照位置；
导航信息生成单元，根据所述参照图像、所述参照位置、所述摄影图像、
与所述摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置，生成支持操作用的
导航信息，其中该操作用于取得与所述参照图像相同或类似的超声波图像；以
及
15 输出单元，输出所述导航信息。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述导航信息包括所述参照图像、所述参照位置、所述摄影图像、与所述
摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置、根据所述参照图像和所
述摄影图像决定的离开基准位置的所述超声波探针的偏差量、根据所述参照位置
20 和所述位置检测器检测的所述超声波探针位置决定的所述超声波探针的移动方
向和移动距离的至少一个、所述参照图像和所述摄影图像的相似度等信息中的至
少一个。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述参照图像是摄影所述被检体而取得的图像；
25 所述参照位置是摄影所述参照图像时的超声波探针的位置。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述输出单元同时显示所述摄影图像和所述导航信息。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：
所述输出单元以声音输出所述导航信息。
- 30 6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：

所述参照图像是根据动态图像、X射线CT装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个而生成的疑似超声波图像;

所述参照位置是假定由超声波诊断装置取得所述疑似超声波图像情况下的超声波接收时的超声波探针的位置。

5 7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

所述位置检测器是使用磁的无线或有线检测器。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于:

所述存储器响应于预定操作, 将所述摄影图像作为所述参照图像, 将该摄影图像取得时的所述超声波探针的位置作为所述参照位置来进行存储。

10 9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

对应获取单元, 通过获取设定在卷数据上的切断面和所述摄影图像的对应关系, 使所述切断面与所述超声波探针的位置运动连动地在所述卷数据上移动, 其中所述卷数据是基于由X射线CT装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个所取得的医用图像的卷数据;

15 所述存储器响应于预定的操作, 将所述切断面作为所述参照图像, 将对应于所述切断面的所述超声波探针的位置作为所述参照位置来进行存储。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于还包括:

推定单元, 将任意的切断面设定到卷数据上, 推定假定由超声波诊断装置取得该切断面情况下的超声波收发时的超声波探针的位置, 其中所述卷数据是基于由X射线CT装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个所取得的医用图像的卷数据;

所述存储器响应于预定操作, 将所述切断面作为所述参照图像, 将所述推定的所述超声波探针的位置作为参照位置来进行存储。

25 11. 一种超声波探针, 连接到超声波诊断装置上, 对被检体发送超声波, 接收来自该被检体的反射波, 其特征在于包括:

显示装置, 根据来自所述超声波装置的控制, 显示用于取得所希望的超声波图像的该超声波探针的移动方向或移动距离的至少一个。

12. 一种超声波图像摄影支持方法, 其特征在于包括如下工序:

使用超声波探针以超声波扫描被检体内部, 生成摄影图像,

30 检测出所述超声波探针的位置;

根据过去取得的参照图像、与该参照图像有关的超声波探针位置即参照位置、所述摄影图像、与所述摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置,生成支持操作的导航信息,其中该操作用于取得与所述参照图像相同或类似的超声波图像; 以及

5 输出所述导航信息。

13. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

所述导航信息包括所述参照图像; 所述参照位置; 所述摄影图像; 与所述摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置; 根据所述参照图像和所述摄影图像决定的离开基准位置的所述超声波探针的偏差量; 根据所述参照位置
10 和所述位置检测器检测的所述超声波探针位置决定的所述超声波探针的移动方向和移动距离的至少一个; 所述参照图像和所述摄影图像相似度等信息中的至少一个。

14. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

所述参照图像是摄影所述被检体取得的图像,

15 所述参照位置是摄影所述参照图像时的超声波探针的位置。

15. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

在所述输出中, 同时显示所述摄影图像和所述导航信息。

16. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

在所述输出中, 以声音输出所述导航信息。

20 17. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

所述参照图像是根据动态图像、X射线CT装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个而生成的疑似超声波图像;

所述参照位置是假定由超声波诊断装置取得所述疑似超声波图像情况下的超声波收发时的超声波探针的位置。

25 18. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

响应于预定操作, 将所述摄影图像作为所述参照图像, 将该摄影图像取得时的所述超声波探针的位置作为所述参照位置来进行存储。

19. 根据权利要求12所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

通过获得在卷数据中设定的切断面和所述摄影图像的对应关系, 使所述切
30 断面与所述超声波探针的位置运动地在所述卷数据上移动, 其中所述卷数据是基

于由 X 射线 CT 装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个所取得的医用图像的卷数据;

响应于预定的操作, 将所述切断面作为所述参照图像, 将对应于所述切断面的所述超声波探针的位置作为所述参照位置来进行存储。

- 5 20. 根据权利要求 12 所述的超声波图像摄影支持方法, 其特征在于:

在卷数据上设定任意的切断面, 推定假定由超声波诊断装置取得该切断面情况下的超声波收发时的超声波探针的位置, 其中所述卷数据是基于由 X 射线 CT 装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置中的任一个所取得的医用图像的卷数据;

- 10 响应于预定操作, 将所述切断面作为所述参照图像, 将所述推定的所述超声波探针的位置作为参照位置来进行存储。

超声波诊断装置、超声波探针 和超声波图像摄影支持方法

5

技术领域

本发明涉及用于例如医疗等的超声波诊断装置、超声波探针和超声波图像摄影支持方法。

10 背景技术

超声波图像诊断装置是由使用超声波的无侵袭检查法显示组织的断层像的装置。即使在临床情况下，该超声波图像诊断装置的实用性也很高，例如只通过体表接触超声波探针的简单操作就能以实时显示的方式得到心脏的跳动或胎儿运动的样子。另外，由于不使用X射线等，所以不用担心辐射而能反复地进行检查。更进一步地说，系统的规模比X射线、CT、MPI等其他诊断设备小，也可移动到床附近检查，而且还开发出了更小型化的超声波诊断装置。

但是，该操作一般需要高度的技术和知识，所以医疗设备只由特定的专业医生或工程师来操作。但是，随着近年来的技术进步，医疗设备也可由专业外或经验少的医生或工程师来操作。尤其就超声波诊断装置而言，可从上述特性，考虑将来在远程医疗或在家医疗等中，由患者自己操作超声波诊断装置。

但是，要由现有的超声波装置来摄影合适的诊断图像，需要超声波的读像能力、解剖学的掌握能力等。因此，不容易由专业外或经验少的医生或工程师，或患者操作，不能摄影合适的诊断图像。

25 发明内容

本发明鉴于上述情况而作出，其目的是提供一种超声波诊断装置、超声波探针和超声波图像摄影支持方法，即使是专业外或经验少的医生或工程师，也可容易且适当地操作。

根据本发明，可提供一种超声波诊断装置，包括：超声波探针，根据驱动信号将超声波发送到被检体，接收来自该被检体的反射波；驱动信号发生器，将所

述驱动信号提供给所述超声波探针；图像生成器，根据所述接收到的反射波，生成摄影图像；位置检测器，检测所述超声波探针的位置；存储器，存储过去取得的参照图像和作为与该参照图像有关的超声波探针位置的参照位置；导航信息生成单元，根据所述参照图像、所述参照位置、所述摄影图像、与所述摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置，生成支持操作的导航信息，该操作用于取得与所述参照图像相同或类似的超声波图像，输出单元，输出所述导航信息。

另外，根据本发明，可提供一种超声波探针，该探针被连接到超声波诊断装置，将超声波发送到被检体，接收来自该被检体的反射波，包括显示装置，根据来自所述超声波装置的控制，显示该超声波探针的移动方向或移动距离中的至少一个，该超声波探针用于取得所希望的超声波图像。

另外，根据本发明，可提供一种超声波图像摄影支持方法，包括：使用超声波探针，以超声波扫描被检体内部，生成摄影图像，检测所述超声波探针的位置，根据过去所取得的参照图像、与该参照图像有关的超声波探针位置即参照位置、所述摄影图像、与所述摄影图像有关的超声波接收时的所述超声波探针的位置，生成支持操作的导航信息，该操作用于取得与所述参照图像相同或类似的超声波图像，输出所述导航信息。

附图说明

图1是表示根据第1实施例的超声波诊断装置10的简略构成框图；

图2是说明由位置检测器13和位置检测处理器14得到的超声波探针12的位置和姿势的手法用的图；

图3是表示具有丰富经验的工程师等取得使用为导航信息的参照图像情况下的处理倾向的流程图；

图4是表示显示现在取得的超声波图像和现在的超声波探针12的位置的显示部28的显示屏幕；

图5是说明本导航系统的动作作用的流程图；

图6是表示显示部28的参照图像的显示形态的图；

图7A是表示导航信息的显示形态的一例的图；图7B是象征性地表示现在的探针位置和姿势与应为目标的目标的探针位置和姿势；图7C表示具有显示探针移动

信息用的显示部的超声波探针的图;

图 8 是说明根据第 2 实施例的导航系统的动作用的流程图;

图 9 是说明根据第 3 实施例的导航系统的动作用的流程图。

5 具体实施方式

下面,根据附图来说明本发明的第 1 实施例~第 3 实施例。在下面的说明中,对于具有大致相同的功能和构成的构成元件,赋予相同符号,只在需要的场合进行重复说明。

(第 1 实施例)

10 图 1 是表示根据本实施例的超声波诊断装置 10 的简略构成的框图。如图所示,超声波诊断装置 10 包括:超声波探针 12,位置检测器 13,位置检测处理器 14,超声波发送单元 21,超声波接收单元 22,B 模式处理部 23,多普勒处理部 24,DSC(数字扫描转换器)25,图像合成部 26,显示部 28,声音输出部 29,存储媒体 30,网络电路 31,控制器 32,导航处理器 33 和操作面板 40。

15 超声波探针 12 具有作为压电陶瓷等的声/电可逆变换元件的多个压电振子。排列这些压电振子,装备到超声波探针 12 的前端。在后面将详细说明本超声波探针 12 的构成。

位置检测器 13 被设置在超声波探针 12 的内部,或用附属装置等固定到超声波探针 12 上。检测出确定该超声波探针 12 的位置和姿势(方向)用的位置信息。该位置检测器 13 是例如由磁场等来检测位置的传感器,为了取得超声波探
20 针 12 的至少两点位置信息,设置至少两个有线或无线的传感器。作为位置检测器 13 的具体例,可使用 Polhemus Inc. 的“Fastrack”或 Ascension Technology, Corp. 的“Flock of Birds”等。由该位置检测器 13 检测出的位置信息被随时发送到位位置检测处理器 14。

25 位置检测处理器 14 根据位置检测器 13 检测出的位置信息,确定超声波探针 12 的位置和姿势(即,相对于超声波探针 12 的水平面的倾角和中心轴附近的旋转角度)。具体的,例如,如下那样,位置检测处理器 14 确定超声波探针 12 的位置和姿势。

图 2 是说明由位置检测器 13 和位置检测处理器 14 得到超声波探针 12 的位
30 置和姿势的特定手法用的图。如图所述,位置检测器 13a 和位置检测器 13b 以

不沿探针 12 的中心轴（与超声波发射面垂直方向的轴：在图 2 上的箭头）的状态被设置到超声波探针 12 内部的两个位置上。

各传感器 13a、13b 检测出点 P1 和点 P2 两点的位置。将点 P1 和点 P2 的位置信息随时发送到位置检测处理器 14 中。位置检测处理器 14 根据点 P1 或点 P2 的位置检测出超声波探针 12 的位置，根据点 P1 和点 P2 的关系检测出超声波探针 12 的姿势。更具体的，位置检测处理器 14 从联结位置检测器 13a 的中心和位置检测器 13b 的中心的直线与超声波探针 12 的中心轴构成的角度确定旋转角度（该超声波探针 12 绕所述中心轴旋转多少）和倾角（相对于水平面的角度）。

超声波发送单元 21 由图中未示出的触发产生器、延迟电路和脉冲发生器电路构成，产生脉冲驱动信号。通过从超声波发送单元 21 向超声波探针 12 提供该驱动信号，向被检体发送会聚超声波脉冲。被发送的超声波通过被检体内的组织散射，作为反射信号再次由超声波探针 12 接收，而由超声波接收单元 22 获取。

超声波接收单元 22 具有图中未示出的预放大器、A/D 转换器、接收延迟电路和加法器。由超声波接收单元 22 获取的反射信号由预放大器按每个频道放大，在 A/D 变换后由接收延迟电路提供决定接收指向性所需的延迟时间，由加法器进行加法运算。由该加法运算强调从对应于接收指向性方向来的反射信号。由该发送指向性和接收指向性形成发射信号强度数据。

B 模式处理部 23 输入在超声波接收单元 22 中处理的反射信号。B 模式处理部 23 对所输入的反射信号施加对数放大、包络检波等处理，生成信号强度由亮度的明暗来表现的信号。所生成的信号被送到 DSC25，作为由亮度表示反射波强度的 B 模式图像显示到显示部 28。

多普勒处理部 24 根据多普勒效果抽出血流成分（造影剂反射成分），求出多点的平均速度、分散、动力等的血流信息。这些血流信息被送到 DSC25，作为平均速度图像、分散图像、动力图像。这些的组合图像以彩色显示到显示部 28。

在 DSC25 上，从超声波扫描的扫描线信号列变换为以视频等为代表的普通视频格式的扫描线信号列。

图像合成部 26 合成从 DSC25 输出的实时图像、各种设定参数的字符信息或刻度、后述的导航信息，作为视频信号输出到显示部 28。另外，图像合成部 26 响应于预定的操作，有选择地显示作为导航信息的参照图像。

显示部 28 除显示超声波图像、后述的导航信息外，也是作为执行各种解析程序时的控制窗而起作用的 CRT 等。

声音输出部 29 用声音将后述执行导航系统时的导航信息提供给操作者。

存储媒体 30 对每个患者存储预定义的诊断解析程序，本装置 10 或其他装置
5 过去收集的作为参照图像的超声波图像，和收集各超声波图像时的超声波探针 12 的位置信息。另外，存储媒体 30 存储由后述生成疑似超声波图像用的其他模式得到的诊断图像（X 射线 CT 图像、MR 图像等）或执行所述的导航系统用的软件程序、声音、图像等的库。该存储媒体 30 可使用例如 PROM（EPROM、EEPROM、Flash、EPROM）、DRAM、SRAM、SDRAM 等的其他 IC 存储器、光盘、磁盘、磁光盘、半导体存储装置等。另外，存储在存储媒体 30 的数据，经网络电路 31 路径，可有线或无线地网络传送到外部外围装置。
10

网络电路 31 经医院内的 LAN、WAN、因特网等的网络，与其他装置进行各种数据的收发。

控制器 32 具有作为信息处理装置（计算机）的功能，控制本超声波诊断装置主体的动作。
15

导航处理器 33 由预定程序而执行导航系统。该导航系统的内容将在后进行详细说明。

操作面板 40 是连接到该装置 10 且输入操作者的指示信息用的装置，是可进行诊断装置的控制和各种画质条件设定的按钮、键盘、鼠标、跟踪球、TCS（触摸屏，Touch Command Screen）等。操作者从该操作面板 40 输入后述的导航系统的开始、终止指示或参照图像的取得指示等。
20

（导航系统）

下面，说明由本超声波诊断装置 10 提供的导航系统。所谓导航系统，是指用用户友好的形态来提供支持本超声波诊断装置 10 的操作的导航信息。通过本导航系统，即使是初级者例如经验少的工程师或者是患者本人，也可容易操作该超声波诊断装置。
25

为了将初级者作为参考，作为导航信息，存在由高级者（例如具有丰富经营的医生或工程师等）取得的参照图像、作为该参照图像取得时的探针位置信息的参照位置信息、现在的探针位置信息、探针移动信息等，该探针移动信息是从参照位置信息和现在的探针位置信息导出的表示探针 12 的移动方向和移动量等。
30

这些信息根据状况而有选择地或同时地作为导航信息显示。另外，上述各信息只是导航信息的例示，也可是包含其他信息的构成。例如，也可算出摄影中的超声波图像和参照图像的相似度，包含到导航信息中显示。

本导航系统的操作大多可分类为两种。一种是，参照图像和参照位置信息的取得操作，另一种是诊断时的导航信息的提供操作。下面，由导航信息的提供顺序说明参照图像和参照位置信息的取得。

图3是表示具有丰富经验的工程师等操作者取得参照图像和参照位置信息情况下的处理倾向的流程图。首先，操作者根据预定操作转移到参照图像等取得模式，如图4所示，使实时取得的超声波图像和现在的超声波探针12的位置信息显示到显示部28（步骤S0）。

下面，操作者在观察实时显示的超声波图像的同时，决定为适当取得例如心脏等的长轴断层像用的超声波探针12的位置（步骤S1）。这样，决定了探针12的位置后，通过按下操作面板40的保存按钮，使现在摄影中的超声波图像作为参照图像存储到存储媒体30上，存储这时的探针12的位置来作为参照位置信息（步骤S2）。

下面，在进一步取得其他参照图像、例如变更超声波探针12位置的其他参照图像的情况下，反复执行步骤S2和步骤S3的处理，另一方面，在不需要其他参照图像的情况下，终止参照图像的取得（步骤S3）。这样，根据最终收集顺序彼此关联获得所取得的多个参照图像，作为一个导航信息存储到存储媒体30上。

继续说明导航信息的提供操作。下面，作为例子说明例如经验少的工程师在诊断中参照所提示的导航信息的同时，取得多个心脏长轴断层像的情况。

图5是表示本导航系统的导航信息提供操作中的处理倾向的流程图。如图5所示，首先，从操作面板40输入导航系统的执行指示，使用导航信息的选择指示等时，导航处理器33从存储媒体30读出所选择的导航信息，将一个参照图像显示到显示部28（步骤S4）。在该情况下，所读出的导航信息是作为参照图像的多个心脏长轴断层像和与此对应的参照位置信息。另外，该多个心脏长轴断层像与作为现在诊断对象的患者有关。

图6是表示显示部28的参照图像的显示状态的图。如图所示，与实时显示的超声波图像41和现在的超声波探针12的位置信息44一起显示参照图像42。

下面，操作者在观察比较所显示的摄影中的超声波图像和参照图像的同时，

进行超声波探针 12 的位置决定, 以得到与该参照图像相同的超声波图像 (步骤 S5)。在该决定的超声波探针位置中, 通过按下参照图像参照按钮, 判别被显示的参照图像 42 与现在摄影中的超声波图像是否一致 (步骤 S6)。在导航处理器 33 中, 该判别由例如图像处理或图像识别等求出两图像的相似度, 在相似度比
5 预定值高的情况下判定为一致。另外, 也可不进行这样的判定, 在按下参照图像参照按钮的时间点上, 自动进行下面步骤的复位操作。

在判别诊断图像和参照图像一致的情况下, 根据预定操作地或者自动地复位位置检测器 13 的检出值, 如图 6 所示的超声波探针 12 的位置信息 44 全变为 “0” (步骤 S7)。通过该复位操作, 根据参照图像和现在收集的超声波图像, 完成现
10 在使用的超声波探针 12 和收集参照图像时的超声波探针 12 的位置配合。在该复位以后, 显示到显示部 28 的位置信息 44 是表示离开收集作为样本的参照图像时的超声波探针 12 的位置的偏差。因此, 操作者可从由该位置信息 44 得到的希望的超声波探针 12 的配置位置 (参照位置信息) 中迅速且定量地把握自己操作的超声波探针 12 位置偏差了多少。另外, 在步骤 S6 中, 在判别诊断图像
15 和参照图像不一致的情况下, 直到一致才执行超声波探针的位置决定。

在超声波探针 12 的位置决定后, 根据预定操作获得摄影中的图像来作为诊断图像, 存储到存储媒体 30 (步骤 S8)。同时, 位置检测器 13 检测出的超声波探针 12 的位置信息也对应于该诊断图像获得和存储。

继续转移到下面诊断图像的取得。导航处理器 33 将取得下面诊断图像用的
20 参照图像和表示为摄影该参照图像而使超声波探针 12 沿哪个方向运动的探针移动信息作为导航信息显示 (步骤 S9)。该探针移动信息可根据参照位置信息和现在位置检测器 13 检测出的超声波探针 12 的位置信息来计算, 该参照位置信息与取得下面诊断图像用的参照图像有关。

图 7A 是表示转移到取得下面诊断图像情况下的导航信息 (参照图像 42、探针移动信息 46) 的显示例。超声波探针移动信息 46 是表示现在的超声波探针
25 12 的位置与收集参考图像用的超声波探针 12 的位置关系的图。如图所示的探针移动信息 46 由表示现在的超声波探针 12 的位置和姿势的探针 A (实线) 与表示应移动的超声波探针 12 的位置和姿势的探针 B (虚线) 构成。用预定的位置和姿势静止显示探针 B, 而使探针 A 与超声波探针 12 的运动连动地移动。

30 下面, 在操作者观看该探针移动信息 46 的同时, 控制超声波探针 12 的位置

和姿势,使得所显示的实线A的探针与虚线的探针B重合,进行该超声波探针12的位置决定(步骤S10)。这时,最好随着接近于探针B而彩色显示探针A,在一致和闪烁的情况下,用预定显示形态向操作者积极提示探针A和探针B的位置关系。通过提供这样的导航信息,即使是经验少的工程师等,也可容易把握下面应移动的超声波探针12的位置。

而且,探针移动信息最好是由来自声音输出部29的声音来提供的构成。在该情况下,为了使超声波探针12移动到得到的参照图像的位置,声音输出例如使该探针12移动的方向和距离、使探针倾斜的方向和角度、摆弄探针的方向和角度。

10 另外,如果暗示相同的内容,探针移动信息的显示形态也可以是其他构成,而不限定于图7所示例。例如,如图7B所示,也可以是作为探针移动信号将象征性表示该超声波探针12的空间位置和姿势的目标显示到显示部46的构成。在图7B中,实线象征性地表示现在的探针位置和姿势,虚线象征性地表示应为目标的探针位置和姿势。

15 如图7C所示,也可以是在超声波探针12主体上设有显示部120,将探针移动信息显示到该显示部的构成。进一步,也可以是在超声波探针12上设有表示上下左右方向的多个发光二极管,通过闪烁二极管来显示移动方向和移动量的构成。根据这样的构成,操作者可将主要注意力放到超声波探针上。因此,可对摄影操作不熟练的人提供容易使用的摄影系统。

20 下面,在所决定的超声波探针位置上,通过按下参照图像参照按钮,判断所显示的参照图像与现在摄影中的超声波图像是否一致(步骤S11)。在判断为不一致的情况下,直到一致为止执行超声波探针12的位置决定,另一方面,在判断为一致的情况下,根据预定操作取得两个诊断图像,存储到存储媒体30上(步骤S12)。

25 在还继续取得其他诊断图像的情况下,再次反复进行从步骤S9~步骤S12的处理。另外,在完成准备的参照图像部分的诊断图像摄影等、终止取得其他诊断图像的情况下,终止该导航系统的操作(步骤S13)。

而且,在该导航系统中,也不需要一定摄影所准备的全部参照图像部分的诊断图像,也可适当跳过预定的参照图像。

30 根据上述的构成,在诊断时,可对操作者提供应参照的参照图像和探针位置

信息等来作为导航信息。操作者通过参照该导航信息,可在把握例如参照图像和现在摄影的超声波图像之间的差异或对应关系等的同时,摄影诊断图像。因此,即使是经验少的工程师或患者本人摄影图像的情况下,也可取得与诊断部位有关的合适诊断图像。

- 5 另外,根据本导航系统,为了摄影参照图像,指示应有的探针位置(参照位置信息)和现在的探针位置的偏差量,为了取得下面的诊断图像,指示应移动的超声波探针的位置和方向。因此,即使是初学者的操作者,也可定量且具体地把握下面的探针操作,可迅速进行摄影处理。

进一步,导航信息可根据需要通过网络电路31经网络从主要医院等接收。

- 10 因此,即使例如在远程或患者家等中,也可根据导航信息摄影超声波图像。该患者通过将根据导航信息适当摄影的超声波图像传送到主要医院等,通过合适的诊断图像来接受高质量的诊断。

(第2实施例)

- 15 第2实施例是根据由不同的模态(X射线CT装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置等)所取得的图像,例如三维的X射线CT图像或MRI图像等,生成导航信息而提供的例子。该例在相似于例如患者过去的图像数据,CT图像等比超声波图像还充实的情况下有实际好处。

- 20 图8是说明收集及生成根据实施例2的导航系统的参照图像等操作作用的流程图。在图8中,首先,由其他模态,例如X射线CT装置收集、再构成诊断图像,生成卷(volume)数据(步骤S21)。

- 25 下面,在该卷数据中设定基准断面(步骤S22)。该基准断面的设定,例如由下面这样执行。首先,通过MPR(multi plane reconstruction)等手法,从卷数据中生成断面图像。下面,操作者使该断面图像的位置移动到希望位置,作为设为基准的断面图像(基准断面)来设定。而且,该基准断面图像最好与超声波图像具有相同形状,例如为扇形。可通过预定的坐标变换来实现该形状的对应。

- 30 下面,获得上述基准断面与摄影中的超声波图像的对应(位置配合)(步骤S23)。具体的,运动超声波探针12,调整摄影中的超声波图像的位置,使之显示与基准断面相同的断面。在认为是一致的位置上,通过复位等的预定操作获得上述基准断面与超声波图像的对应(位置配合)。在获得该对应后,超声波图像和MPR图像与超声波探针12的运动连动地移动。

而且, 为了得到更高精度的对应, 上述对应获取也可通过图像识别或图像处理等求出两图像的相似度, 可取得相似度仅在阈值以上的情况的构成。

下面, 为了取得参照位置信息, 进行超声波探针 12 的位置决定 (步骤 S24)。即, 通过步骤 S23 的对应获取, 连动于该超声波探针 12 的运动的超声波图像和 MPR 图像被显示到显示部 28。操作者在参照连动的两个图像的同时, 可通过使探针 12 任意移动, 进行取得参照图像用的位置决定。

在决定合适的探针 12 位置后, 通过在该探针位置按下操作面板 40 的参照保存按钮, 取得作为参照图像的 MPR 图像 (步骤 S25)。当按下参照保持按钮时, 导航处理器 33 将这时得到的 MPR 像作为参照图像存储到存储媒体 30 上。同时, 位置检测器 13 检测出的超声波探针 12 的位置信息也对应于该参照图像获得并存储。由此, 取得该患者的参照图像和超声波探针 12 的位置关系。这时, 也可能是还同时将摄影中的超声波图像作为副参照图像存储的构成。

在还继续需要其他参照图像的情况下, 反复执行步骤 S24 和步骤 S25 的处理。另一方面, 在不需要其他参照图像的情况下, 终止参照图像的取得 (步骤 S26)。这样, 最终根据收集顺序彼此关联的获得所取得的多个参照图像, 作为一个导航信息存储到存储媒体 30 上。

通过上述的一系列处理所取得的参照图像, 通过与实施例 1 相同的手法, 在诊断时作为导航信息被提供 (参照图 5)。

根据这样的构成, 也可使用由其他模态所取得的医用图像来作为导航信息, 可得到与实施例 1 相同的效果。另外, 在本实施例中, CT 图像和超声波像在同时观察像的同时决定超声波探针的位置, 所以可取得更高质量的参照图像。进一步, 由于可同时取得 CT 图像的参照图像、超声波图像的参照图像, 所以可减轻参照图像生成中的操作负担。

(第 3 实施例)

第 3 实施例是根据由不同模态 (X 射线 CT 装置、磁共振诊断装置、核医学诊断装置等) 所取得的图像生成导航信息来进行提供的另一例子。即, 在实施例 2 中, 是参照与超声波探针连动的超声波图像和 CT 图像, 取得作为参照图像的 CT 图像的构成。相反, 在本实施例中, 是不与超声波图像连动, 而完全只从 CT 图像生成参照图像的例子。

图 9 是说明收集及生成根据实施例 3 的导航系统的参照图像等操作用的流程

图。在图9中,首先,由其他模态例如X射线CT装置收集、再构成诊断图像,生成卷数据(步骤S31)。

下面,根据由操作者的位置设定执行三维位置计算,在卷数据的对应位置上自动设定由例如预定切片宽度或角度间隔设定的断面(例如MPR像)(步骤S32)。

- 5 作为由操作者设定位置的具体手法,例如是从预先编程的多个位置进行选择,通过在象征模型上手工操作卷数据而设定切断面等。

下面,根据所设定的断面,推定将该断面看作超声波图像的情况下所配置的超声波探针的位置,将与该断面有关的图像作为参照图像、将所推定的超声波探针的位置作为参照位置信息,保存到存储媒体30上(步骤S33)。

- 10 下面,在进一步需要其他参照图像的情况下,反复执行步骤S32和S33的处理。另一方面,在不需要其他参照图像的情况下,终止参照图像的取得(步骤S34)。这样,最终根据收集顺序彼此关联地获得所取得的多个参照图像,作为一个导航信息存储到存储媒体30上。

- 15 这样,根据所得到的导航信息,可由与实施例1相同的步骤取得诊断图像(参照图5)。

根据这样的构成,可使用由其他模态所取得的图像来作为导航信息。因此,即使是专业外或经验少的医生或工程师等,也可实现容易且适当地操作的超声波诊断装置、超声波探针、和超声波图像摄影支持方法。

- 20 以上,虽然根据实施例说明了本发明,但是,在本发明思想的范畴中,本领域的普通技术人员可得到各种变更和修正,可了解这些变形和修正属于本发明的范围。例如,如下面的(1)和(2)所示,可在不变更该要点的范围内作出各种变形。

- 25 (1)在上述各实施例中,使用从实际的被检体所取得的诊断图像来作为参照图像。但是,并不限于此,例如,也可将预先生成的动态图像作为参照图像使用的构成。

- 30 (2)在上述各实施例中,作为导航信息,例示了参照图像、参照位置信息、现在的探针位置信息、现在的探针位置的偏差信息等。但导航信息并不限于此,如果是诊断中实现操作支持的信息,可也是任何信息。例如,是通过定量地适当显示参照图像和摄影图像的相似度判断结果,对操作者积极提示探针操作的正确度的构成。

图1

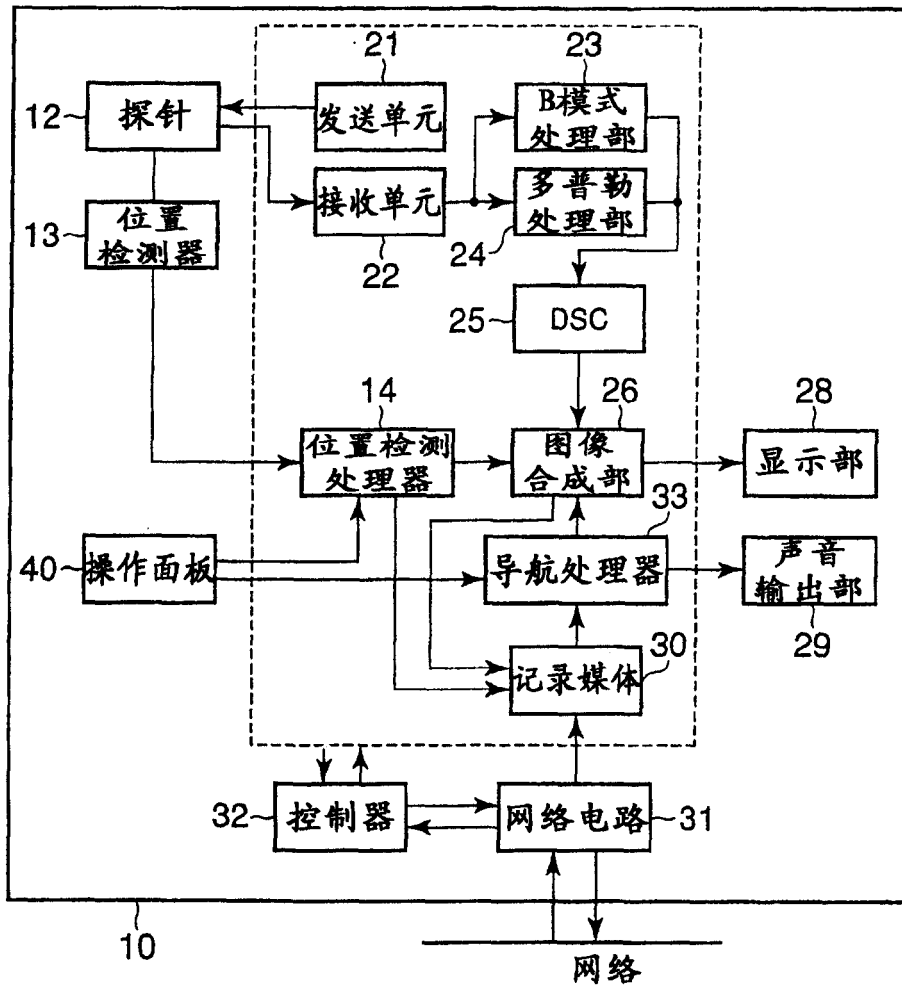


图2

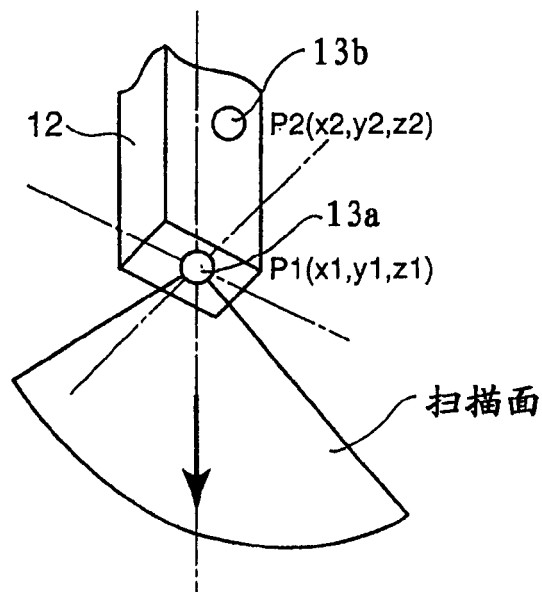


图3

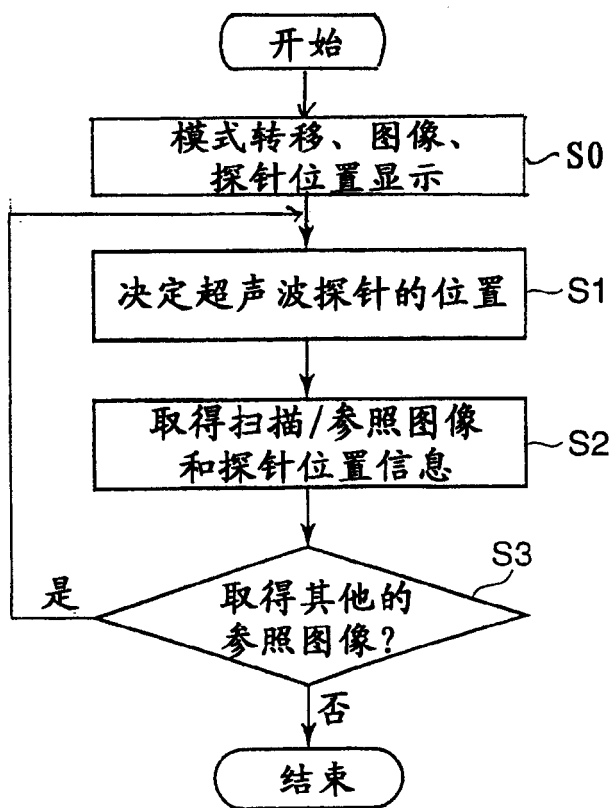


图 4

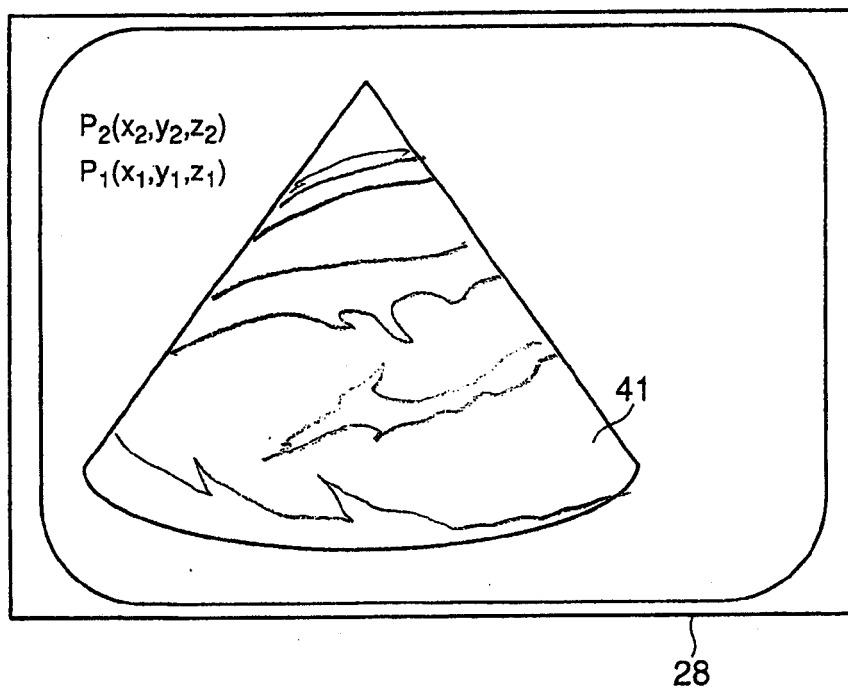


图5

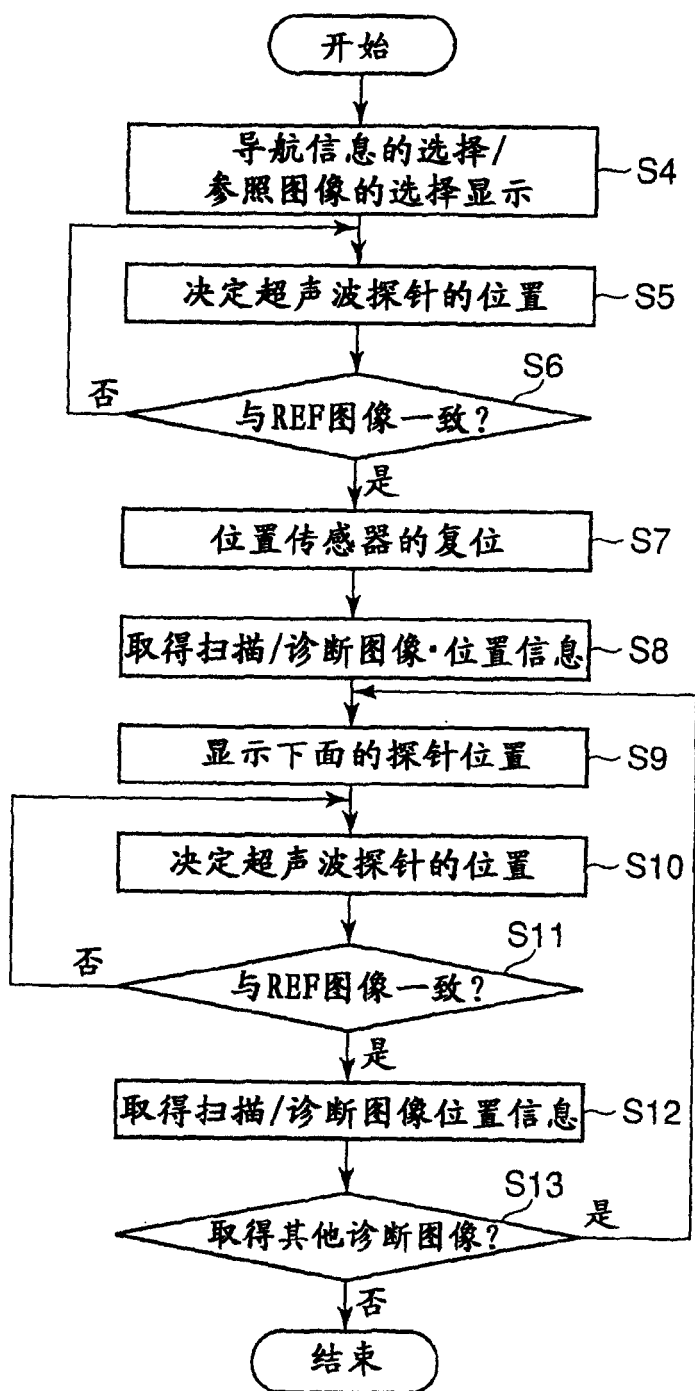


图6

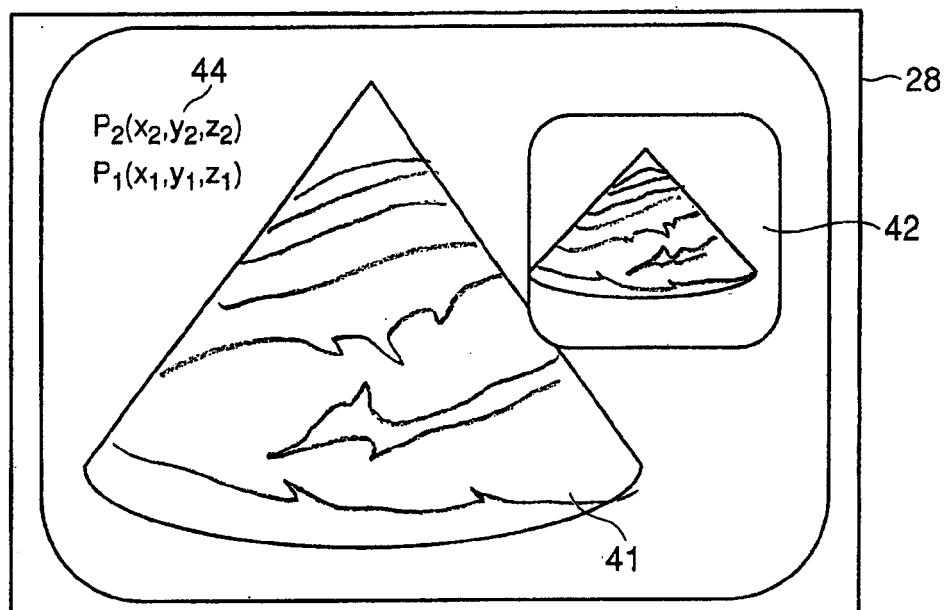


图7A

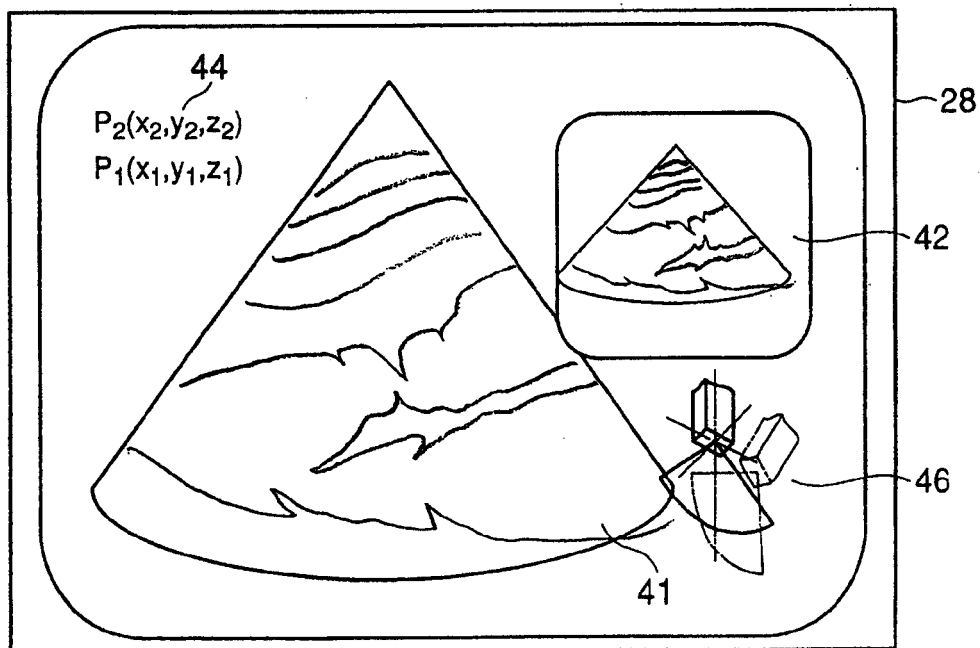


图 7B

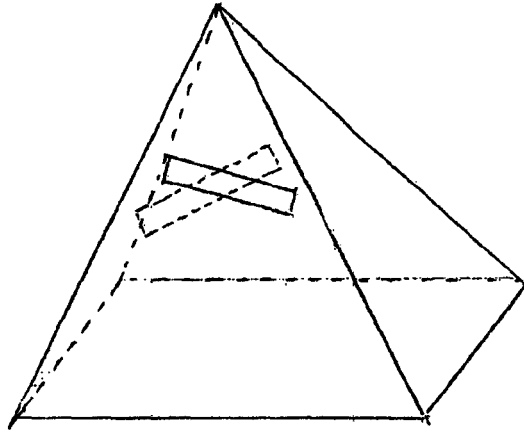


图 7C

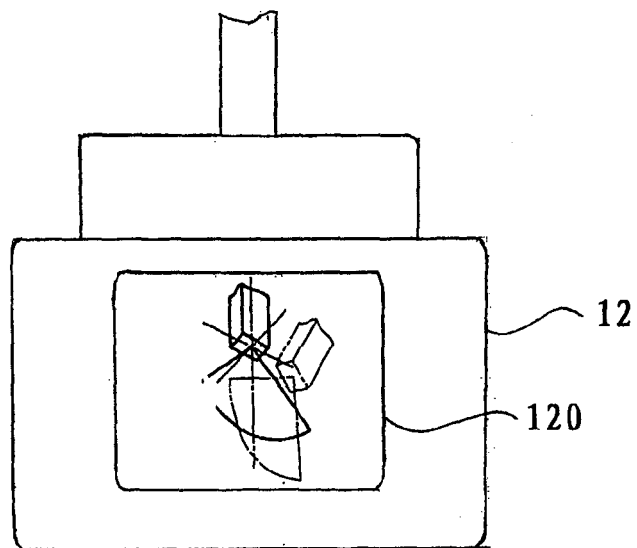


图8

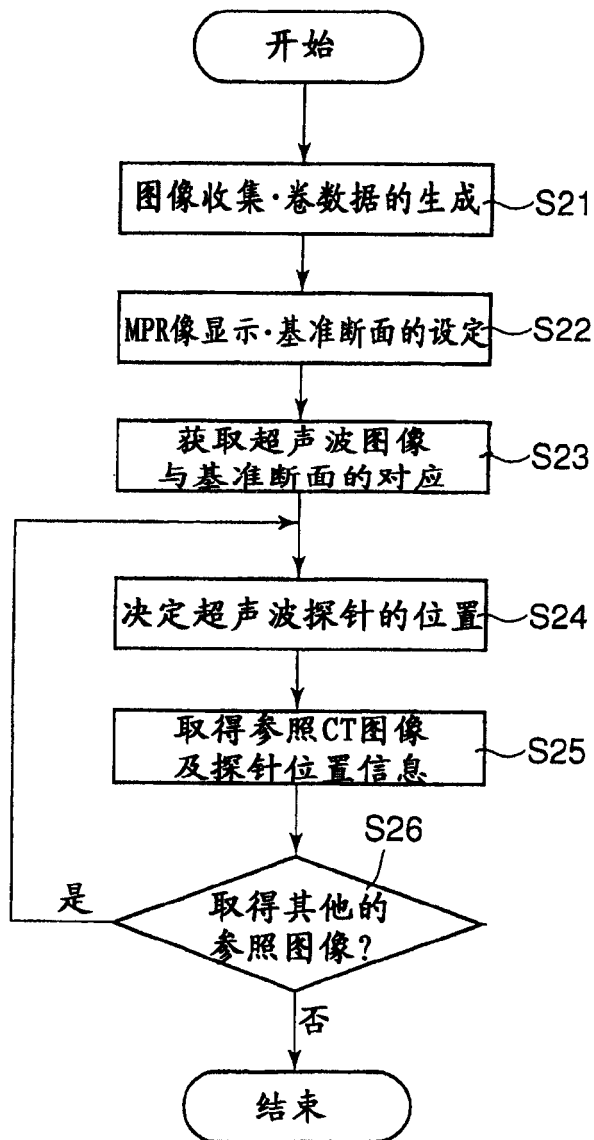
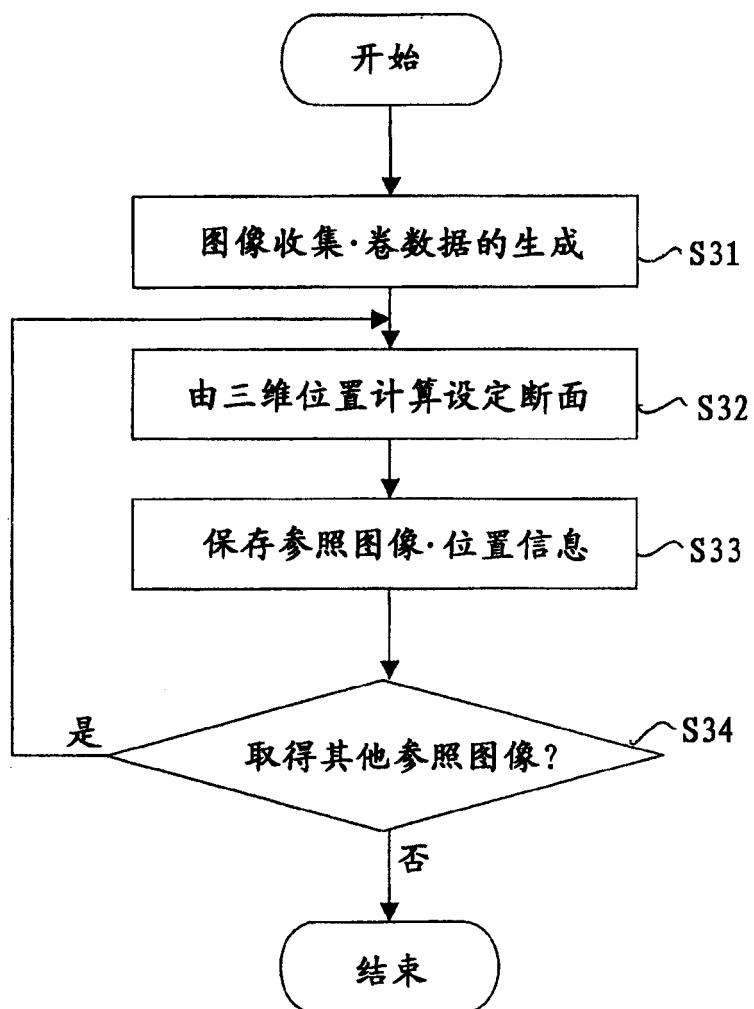


图9



专利名称(译)	超声波诊断装置、超声波探针和超声波图像摄影支持方法		
公开(公告)号	CN1494873A	公开(公告)日	2004-05-12
申请号	CN03125566.3	申请日	2003-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	武内俊		
发明人	武内俊		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14 G06T1/00 G01N29/00		
CPC分类号	G06F19/321 A61B8/14 G06F19/325 G06F19/3406 A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/463 G16H30/20 G16H40/63 G16H70/60		
代理人(译)	李德山		
优先权	2002171367 2002-06-12 JP		
其他公开文献	CN100525710C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将预先取得的参照图像(42)、现在摄影中的超声波图像(41)、摄影参照图像(42)时的超声波探针的位置、和表示与现在的超声波探针的位置关系的位置信息(44)作为导航信息显示到显示部(28)。另外，在取得下面的诊断图像的情况下，将表示超声波探针的移动位置的探针移动信息(46)作为导航信息显示到显示部(28)上。

