

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510106706.7

[43] 公开日 2006年3月1日

[11] 公开号 CN 1739457A

[22] 申请日 2005.5.11

[21] 申请号 200510106706.7

[30] 优先权

[32] 2004.5.11 [33] JP [31] 2004-141432

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同申请人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 浜田贤治

[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

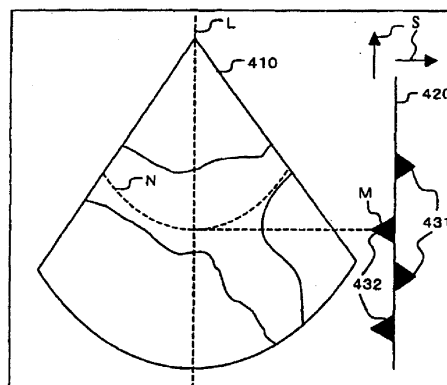
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

[54] 发明名称

超声波成像装置和超声波成像方法

[57] 摘要

本发明涉及一种超声波诊断装置，包括：对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，控制上述超声波探头，使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的2个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，按照上述各聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的显示单元。



- 1、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：
对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，
5 控制上述超声波探头以使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的2个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，
根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，和
关于上述各聚焦方向，在显示上述超声波图像的同时还显示上述聚焦位置的显示单元。
- 10 2、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探头还包括：至少配置在2个方向上的超声波振子。
- 3、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述控制器对至少沿着上述超声波振子的2个排列方向的延迟时间进行控制，来进行超声波的发送接收。
- 15 4、如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探头具备：配置在与上述2个聚焦方向一致的上述2个方向上的超声波振子。
- 5、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述显示单元按照上述聚焦方向，使位置、色彩和形态中至少1个不同来显示上述聚焦位置。
- 20 6、如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述显示单元显示所发送的上述超声波束。
- 7、一种超声波诊断装置，其特征在于，包括：
对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，
控制上述超声波探头，使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的2个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，
25 根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，和
关于上述聚焦方向中与上述超声波图像大致正交的聚焦方向，在显示上述超声波图像的同时还显示上述聚焦位置的显示单元。
- 8、如权利要求7所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探头还具备：至少排列在2个方向上的超声波振子。
- 30 9、如权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述控制器对至少沿着上述超声波振子的2个排列方向的延迟时间进行控制，来进行超声波的

发送接收。

10、如权利要求 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述超声波探头具备：排列在与上述 2 个聚焦方向一致的上述 2 个方向上的超声波振子。

11、如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述显示单元显示所发送的上述超声波束。

12、如权利要求 7 所述的超声波诊断装置，其特征在于，还具备：选择是否在上述显示单元中显示上述聚焦位置的选择单元。

13、一种超声波成像方法，其特征在于，包括：

控制超声波探头以使超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上，对被检测体发送超声波束并接收反射的超声波的步骤，

根据上述反射波来生成超声波图像的步骤，和

关于上述各聚焦方向，在显示上述超声波图像的同时还显示上述聚焦位置的步骤。

14、如权利要求 13 所述的超声波成像方法，其特征在于，在上述显示步骤中，按照上述聚焦方向，使位置、色彩和形态中至少 1 个不同来显示上述聚焦位置。

15、如权利要求 13 所述的超声波成像方法，其特征在于，上述显示步骤显示所发送的上述超声波束。

16、一种超声波成像方法，其特征在于，包括：

控制超声波探头以使超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上，对被检测体发送超声波束并接收反射的超声波的步骤，

根据上述反射波来生成超声波图像的步骤，

关于在上述聚焦方向中与上述超声波图像大致正交的聚焦方向，在显示上述超声波图像的同时还显示上述聚焦位置的步骤。

17、如权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，上述显示步骤显示所发送的上述超声波束。

18、如权利要求 16 所述的超声波成像方法，其特征在于，还具备：选择是否在上述显示单元中显示上述聚焦位置的步骤。

超声波成像装置和超声波成像方法

5 发明领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，特别是涉及可以显示聚焦位置的超声波诊断装置。

背景技术

10 超声波诊断装置是将内置在超声波探头中的超声波振子所产生的超声波束照射到被检测体内，然后通过上述超声波振子接收由于被检测体组织的声阻抗的差异导致产生的超声波反射波，并将其在监视器上显示的装置。该诊断方法，由于只需将超声波探头与体表接触，就可以通过简单的操作容易的观察到实时的 2 维图像，所以广泛应用于对生物体的各种内脏的机能诊断和形态诊断
15 中。

作为超声波诊断装置中的超声波的扫描方式的代表性的例子，可以举出电子扫描的方式。电子扫描方式就是通过电子开关和延迟回路等控制在超声波探头的前端上配置的多个超声波振子的方式，通过个别的控制各个超声波振子的超声波发波时间以及接收的信号的产生时间，可以自由的控制在超声波振子的
20 配置方向上的超声波束的方向和焦点。

在超声波束最集中的位置上，可以得到具有比其他的点更强的强度的超声波束的反射波。如此，虽然在焦点位置的附近能够得到分辨率很高的图像，但是在远离焦点位置的地方就只能得到分辨率很低的图像。

因此、通过与各个超声波振子连接的延迟回路来给与一定的延迟量，采用
25 了这种方法使得在被检测体内部的想要观察的部位处的焦点位置能够一致。

然而，仅从通过超声波的发送波产生的诊断图像中识别焦点位置是非常困难的。因此，为了把握诊断图像上的哪个部位是焦点，研究出了一种如特公昭 62-25375 号公报中所揭示的超声波诊断装置。其是一种具备识别超声波束的焦点位置的波束特性识别设备和显示用该波束特性识别设备识别出的波束特性的
30 显示设备的装置。根据该超声波诊断装置，可以识别用超声波的发送接收波显

示的诊断图像中的哪个部分是最高分辨率的部分。

可是、在各种场合中，超声波束发送接收波方向的超声波的强度的均匀性和图像分辨率的均匀性都很重要。比如、被称为对比响应法的方法中，就是测量随着注入被检测体的血管内的空气的微小气泡（泡泡）的由于微强超声波导致的破坏的高次谐波信号。这里，如果微强超声波不均匀的话气泡的破坏也不可能均匀的进行，就无法正确的把握想要观察的血管。

此外、在被称为彩色流体映射（CFM）的方法中，将通过多普勒方法得到的血流等的流速的信息，重叠显示在表示形态的超声波图像上。即使这里想要观察的部位是血管，但是由于横跨整个大范围内的比较、对照也是很重要的，所以也要求画质的均匀性。

而且、在对被检测体插入穿刺针的时候，为了被检测体内的穿刺针的识别，也多采用超声波诊断装置。该情况下也是，越是能够在从体表附近到穿刺针所插入的目的部位的较大范围的区域中显示均匀的画质，就越容易把握穿刺针的插入路径。

在这样的各种方法中，与局部的画质的优良相比，超声波的强度的均匀性和整体的画质的均匀性被更为看重。因此，过去采用上述方法的时候，常见的方法是通过特地将超声波束散焦，或者采用在变化焦点位置的同时进行多次波发送的被称为多次聚焦的方法，来使得诊断图像的分辨率均匀，并提高画质的均匀性。

在这样的情况下，特公昭 62-25375 号公报中所揭示的技术是有效的。在参照显示的波束特性的同时，通过调节焦点位置的方法，可以得到所期望的画质。

可是、近年来提出的 2 维阵列探头等中，超声波振子是 2 维配置的，可以对超声波振子的配置的 2 个方向分别进行延迟控制。上述的诊断图像的均匀性非常重要的同时，如果分别独立的控制与该 2 个方向对应的焦点位置，将 2 个焦点配置在夹着关心区域的不同的位置上的话，可以实现接近与关心区域同样的显示。

由于在进行波束的散焦和多次聚焦以提高画质的均匀性的情况下，具有分别使得画质降低和帧频降低的缺点，所以独立的控制 2 个方向的焦点位置的方法是非常有效的办法。

然而，在特公昭 62-25375 号公报中揭示的那样的过去的技术是以对 1 维的

方向的超声波扫描为前提而构建的技术方案，其结构仅能显示仅在 1 维探头的超声波振子的配置方向的 1 个方向上进行的焦点控制。

因此没有考虑将超声波振子的配置的 2 个方向的焦点控制适用于可能的 2 维阵列探头的焦点控制中，焦点位置的把握和设定。

5 因此、如果把在特公昭 62-25375 号公报中揭示的那样的在先技术，运用在使用 2 维阵列探头的超声波诊断装置中来进行诊断的情况中的话，存在不易同时把握和设定与超声波振子的配置的 2 个方向分别相对的焦点位置的相互关系的问题。

10 发明内容

鉴于上述问题的存在，本发明的目的在于：提供一种对超声波束的预定方向的焦点位置的把握和设定非常容易的超声波诊断装置。

为了解决上述问题，本发明的一个实施例中，包括：对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，控制上述超声波探头，使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，按照上述各聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的显示单元。

此外、作为本发明的另一个实施例，包括：对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，控制上述超声波探头，使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，按照在上述聚焦方向中与上述超声波图像大致正交的聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的显示单元。

此外，作为本发明的又一个实施例，包括：控制超声波探头，使超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上，对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的步骤，根据上述反射波来生成超声波图像的步骤，按照上述各聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的步骤。

此外、作为本发明的又一个实施例，包括：控制超声波探头，使超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的 2 个聚焦方向的预定聚焦位置上，对被

检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的步骤，根据上述反射波来生成超声波图像的步骤，按照在上述聚焦方向中与上述超声波图像大致正交的聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的步骤。

5 附图说明

图 1 是表示本发明的实施例的结构图。

图 2 是表示图 1 的显示单元产生的图像的第 1 实施例的图。

图 3 是用于说明聚焦点和超声波束形状的关系的图。

图 4 是表示图 1 的显示单元产生的图像的第 2 实施例的图。

10 图 5 是表示图 1 的显示单元产生的图像的第 3 实施例的图。

图 6 是表示图 1 的显示单元产生的图像的第 4 实施例的图。

图 7 是表示本实施例的焦点位置的变更动作的流程图。

图 8 是表示本实施例的对比响应法的动作的一个例子的流程图。

图 9 是表示本实施例的变形例所产生的图像的一个例子的图。

15

具体实施例

下面，参照附图对本发明的超声波诊断装置的优选实施例进行说明。图 1 所示的超声波诊断装置就是采用了用超声波束进行 2 维方向的扫描来获得其 3 维图像的系统的装置，具备：可以进行超声波束的 2 维扫描的 2 维阵列探头 100，
20 与该 2 维阵列探头 100 连接的装置主体 200，与该装置主体 200 连接的监视器 300。

2 维阵列探头 100 上在 X 方向、Y 方向这两个方向上以 2 维方式配置有多个超声波振子 101。该各个超声波振子基于装置主体 200 的控制被驱动，随着预先设定的超声波束形状，将超声波束向被检测体 OBJ 内的诊断部位进行信号发
25 送。

与此同时，由于被检测体 OBJ 内的声音阻抗边界处的反射和微小散射体的散射导致该超声波束返回到 2 维阵列探头 100，2 维阵列探头 100 将该返回的超声波响应信号转换成微弱的电压响应信号并进行信号接收，并将接收信号发送到装置主体 200。

30 装置主体 200 具备：与 2 维阵列探头 100 连接的，超声波信号发送部 210

和超声波信号接收部 220, 与该超声波信号接收部 220 的输出侧连接的图像处理部 240, 与该图像处理部连接的显示单元 250, 与上述的装置主体 200 的各个部分连接的主机 CPU260, 与该主机 CPU 连接的操作面板 270。

超声波信号发送部 210, 具备: 脉冲发生器 211 和信号发送延迟回路 212。

- 5 用脉冲发生器 211 产生的施加了由信号发送延迟回路 212 导致的延迟的脉冲来驱动 2 维阵列探头 100, 通过该方式, 将脉冲状的超声波发送到被检测体 OBJ 的关心部位。此时、通过信号发送延迟回路 212 的延迟处理可以控制由 2 维阵列探头 100 发出的超声波的焦点位置。

- 10 由于使用了本实施例的 2 维阵列探头, 通过对超声波振子 101 的配置的 X 方向和 Y 方向进行延迟处理, 可以进行对 X 方向和 Y 方向的 2 个方向的焦点控制。

- 15 超声波信号接收部 220 具备: 前置放大器 221, 信号接收延迟回路 222, 加法器 223, 接收部 224。从 2 维阵列探头 100 向每个信道输出的信号接收信号, 在每个信道中通过前置放大器 221 放大, 并进行 A/D 转换。来自前置放大器 221 的输出信号通过信号接收延迟回路 222, 来施加在信号接收指向性的决定中所需要的延迟时间。来自信号接收延迟回路 222 的输出信号通过加法器 223 进行加法运算。通过该运算强调来自和信号接收指向性相应的方向的信号接收信号。接收部 224 具备接收来自加法器 223 的输出信号的、未图示的对数放大器, 包络检波回路, 并将其输出向图像处理部 240 输出。

- 20 图像处理部 240 由响应处理器 241 以及多普勒处理器 242 构成, 根据需要将来自接收部 224 的信号接收信号进行信号发送。响应处理器 241, 用预定的参考频率对来自信号接收延迟回路 5 的信号接收信号进行正交检波, 根据该检波信号的信号振幅产生表示被检测体 OBJ 内的 3 维形状信息 (投放了造影剂的情况下是包括造影剂的信息的对比图像) 的 3 维空间分布图像数据, 并将该图像数据传送到显示单元 250。此外, 多普勒处理器 242, 通过检测相对来自信号接收延迟回路 5 的信号接收信号的相位的时间变化的方法产生表示被检测体 OBJ 的血流信息的速度、能量、离散等的 3 维空间分布图像数据, 并将该图像数据传送到显示单元 250。

- 30 显示单元 250, 具备: 超声波图像产生功能 253, X 方向焦点产生功能 251, Y 方向焦点产生功能 252, 和图像合成功能 254。超声波图像产生功能 253, 对

来自图像处理部 240 的 3 维图像数据, 进行类似切出任意截面的处理、用预定的 2 维映射法从任意的视点在 2 维平面上的映射处理等等, 生成超声波图像信息, 并传送到图像合成功能 254。

X 方向焦点显示功能 251 获取对应于从主机 CPU260 得到的超声波振子 101 的配置的 X 方向的焦点位置信息, 将对应现在设定的超声波束形状的 X 方向的焦点位置图像化。将图像化的焦点作为 X 方向焦点图像信息传送到图像合成功能 254。对 Y 方向焦点产生功能 252 也是类似的, 将对应现在设定的超声波束形状的 Y 方向的焦点位置图像化, 并将其作为 Y 方向焦点图像信息传送到图像合成功能 254。图像合成功能 254 将 X 方向焦点图像信息和 Y 方向焦点图像信息合成为超声波图像信息, 转换成对应于监视器 300 的扫描线信号列的显示图像信息, 并传送到监视器中去。

主机 CPU260 具有: 超声波束形状设定功能 261, X 方向延迟量计算功能 262, Y 方向延迟量计算功能 263, 信号发送延迟信号产生功能 264, 信号接收延迟信号产生功能 265。此外、虽然未图示, 主机 CPU 还具有对装置整体进行整体控制的功能。

超声波束形状设定功能 261 就是设定超声波信号发送中的超声波束的形状的功能。这里、超声波信号发送中的超声波束形状的设置通过来自操作面板 270 的输入进行。此外、信号接收中的超声波束形状的设置, 由于反射超声波是根据被检测体的对象部位和 2 维阵列探头 100 的距离依次进行信号接收的, 需要对应于超声波信号发送和到该超声波的反射波的信号接收的时间间隔自动的进行设定。对于信号接收, 由于来自被检测体的各个部分的反射超声波, 是根据探头和被检测体部位之间的距离依次进行信号接收的, 在一次超声波信号发送接收中, 可以在时间序列中进行多段的焦点控制的同时进行信号接收。

超声波束形状设定功能 261 将表示超声波束形状的信息向 X 方向延迟量计算组件 262 以及 Y 方向延迟量计算组件 263 发送。此外、超声波束形状设定功能 261, 基于设定的超声波束形状, 将表示焦点位置的信息发送到显示单元 250。

X 方向延迟量计算功能 262 以及 Y 方向延迟量计算功能 263, 基于用超声波束形状设定组件 261 设定的超声波束形状, 计算 X 方向、Y 方向的各自方向对应的延迟量。

将与该算出的 X 方向以及 Y 方向对应的延迟量, 向信号发送延迟信号产生

功能 264 以及信号接收延迟信号产生功能 265 进行信号发送。在信号发送延迟
信号产生功能 264 以及信号接收延迟信号产生功能 265 中基于这些延迟量, 分
别对所驱动的超声波振子 101 产生信号发送延迟信号和信号接收延迟信号。通
过将该信号发送延迟信号传送到超声波信号发送部 210 的信号发送延迟回路
5 212 进行超声波信号发送信号的延迟处理, 通过将该信号接收延迟信号传送到超
声波信号接收部 220 的信号接收延迟回路 222 进行超声波信号接收信号的延迟
处理。

在操作面板 270 中, 安置了关于超声波束的信号发送接收条件等的各种设
定、变更用的操纵杆和轨迹球之类的输入设备(其他开关、各种按钮, 键盘),
10 通过其输入操作将操作者所指示的信息传送到主机 CPU260, 如此在装置主体
200 内的各个部分进行设定、变更。比如, 可以实现操作者在观察监视器 300
的画面的同时通过操作操作面板 270 来对超声波束的焦点进行设定、变更。这
样的焦点的设定、变更方法如下所述。

下面, 用图 2 至图 6, 来对焦点的显示进行说明。图 2 表示显示单元 250
15 产生的图像的一个例子。这里显示单元的产生图像是 2 维截面图像 410 和在他
的旁边表示通过 2 维阵列探头 100 发送的超声波束的方向的方向线 420 和焦点
431、432, 其显示了在方向线 420 上用于表示超声波束聚焦的位置的焦点
431、432。

该焦点 431、432 与 2 维截面图像 410 中的中央线 L 附近的图像和该图像
20 上的横方向大致对应。操作者, 通过将焦点 431、432 与 2 维截面图像 410 一并
观察的方法, 可以把握超声波束聚焦在 2 维截面图像 410 上的哪个位置。比如,
操作者通过参考用图 2 的 M 所表示的焦点, 可以把握超声波束聚焦在用 2 维截
面图像 410 的弧线 N 表示的地方附近。而且, 也可以不显示线 L 以及弧线 N。

而且, 这里, 虽然仅说明了通过来自平面上构成的超声波振子 101 的延迟
25 控制, 进行扇形超声波扫描的扇型扫描方式的情况, 但是本实施例同样可以适
用于在与超声波振子 101 的平面大致垂直的方向上进行超声波信号发送的线性
方式。该情况下, 将焦点 431、432 和 2 维截面图像 410 按照与图像上的横方向
对应的形式进行显示。

此外, 该焦点 431、432 可以显示为如图 2 那样的 2 种形式。各种焦点与在
30 立体发送的超声波束在不同的 2 个面上投影的时候被聚焦的位置分别对应。不

同的2个面就是如图3那样的在超声波发送方向的箭头R上正交的,按照超声波振子101的配置方向X方向、Y方向的2个面A、B。

这里、2维截面图像410可以通过超声波图像产生功能253的功能对任意的截面的图像化。这里、与焦点431、432对应的X方向、Y方向可以按照与2维截面图像之间存在某种关系的方式来显示。图2中,2维截面图像410是在与X方向平行的面上产生的,箭头S表示和与如图所显示的焦点431、432对应的面之间的位置关系。由于焦点431上的箭头S表示的是横方向,操作者可以从感觉上把握与焦点431对应的焦点控制在与对应于2维截面图像410的面大致平行的面中进行。

该情况下,图2的焦点431是基于图3中表示的面A和发送的超声波束之间交叠的区域而得到的焦点,焦点432是基于面B和超声波束之间交叠的区域而得到的焦点。

此外、在实施变化焦点位置的同时还进行多次波发送的多段聚焦的情况下,分别显示与段数对应的数量的焦点431、432。比如、对同一个方向,进行2次超声波波发送的情况下,焦点431、432每个分别产生两个。

这里、作为焦点431、432和方向线410的显示形式除了图2所示那样之外还考虑有如下的形式。首先,如图4所示的例子中,方向线420象421、422的那样显示两个,在方向线421上有焦点431,表示面A的超声波束聚焦的位置,方向线422上有焦点432,表示面B的超声波束聚焦的位置。

此外、在图5所示的例子中,通过改变焦点431和焦点432的色彩,能够容易的表现出两者的区别。而且、在图6的例子中,显示了将超声波束形状用投影在上述的面A、B的时候的形状分别表示的波束形状标记441、442。

接着、对进行焦点的设定、变更的时候的装置的操作参照图7进行说明。焦点的设定、变更虽然可以对X方向或者Y方向的两个方向进行,这里仅对进行Y方向的焦点的设定、变更的情况的操作进行说明。首先、基于预先设定的超声波束形状的焦点以如图2等所示的形式显示在监视器300上。这里显示的2维截面图像410是通过对被检测体OBJ的关心部位的扫描得到的图像,可以是实时获取的图像,也可以是预先摄影的静止图像。这里以2维截面图像410是实时图像为例进行说明。

步骤S1中,操作者观察2维截面图像410,为了对关心部位进行同样的显

示, 利用操作面板 270 变更对应于 Y 方向的聚焦的位置。具体而言、通过操作设置在操作面板 270 上的开关、鼠标、或者轨迹球等设备, 从操作面板 270 将表示聚焦的位置的变动量的信息传送到主机 CPU260。

接着、步骤 S2 中、基于该聚焦位置的变动量的信息, 主机 CPU260 的超声波束形状设定功能 261 设定超声波束形状。而且、超声波束形状设定功能 261 计算出, 设定的超声波束形状中的焦点位置与监视器 300 所显示的图像的方向线 420 的某个位置相当。计算出的焦点 432 的位置信息, 传送到 Y 方向焦点产生功能 252。此外、超声波束形状的信息也传送到 Y 方向延迟量算出功能 263, 用变更的超声波束形状的条件进行被检测体 OBJ 的扫描。

接着、步骤 S3 中、基于步骤 S2 产生的位置信息, 产生焦点 432 的图像数据。将各个图像信息传送到图像合成功能 254。

接着、步骤 S4 中, 将这些图像信息, 与超声波图像产生功能 253 产生的 2 维截面图像信息合成, 并传送到监视器 300。在监视器 300 中, 随着焦点位置的变更, 显示焦点 432。

在步骤 S5 中, 操作者参考在监视器 300 中显示的图像, 判断焦点位置是否在所期望的位置。具体而言, 通过观察 2 维截面图像 410 的关心区域和焦点 431 与 432 的位置关系、2 维截面图像 410 的关心区域的画质等, 来判断焦点位置是否合适。判断合适的情况下, 结束焦点位置的变更, 进行诊断和其他的调整。判断不合适的情况下回到步骤 S1。

这样, 焦点 431、432, 随着焦点位置的变更一个一个的更新, 以大致实时的方式, 实现了对面 A 和面 B 的 2 个面的波束形状的信息和超声波图像的显示。

接着、作为对整体的操作的说明, 参考图 8 对实施作为造影剂的注入到被检测体 OBJ 内的空气的微小气泡被 2 维阵列探头发出的超声波破坏, 测量在此时产生的高次谐波信号的被称为对比响应法的情况进行说明。

首先、在步骤 S11 中, 操作者用来自 2 维阵列探头 100 的超声波束对包含被检测体 OBJ 内的关心区域的部分进行扫描。这样、在装置主体 200 内产生 2 维截面图像, 并以图 2 所示的形式显示在监视器 300 上。这里、焦点 431、432, 显示在基于预先设定的波束形状的位置上。

接着、在步骤 S12 中, 操作者参考显示的 2 维截面图像 410 的同时, 设定超声波束形状。设定按照将焦点 431、432, 通过操作操作面板 270, 来使其移

动的方式进行。操作者移动焦点 431、432 使得关心区域能够大致相同的对焦。

焦点 431、432 的移动通过操作面板 270 进行。该操作信息用操作面板 270 传送到主机 CPU260，通过设定超声波束形状，计算应该给与各超声波振子的超声波信号发送接收的延迟量。

5 在步骤 S13 中，用对比响应法进行摄像。具体而言、将基于存储的延迟量形成的超声波束以同样的强度向被检测体 OBJ 内的关心区域照射，被检测体 OBJ 内的关心区域中造影剂同样的被破坏，测量伴随该破坏的高次谐波信号。

在步骤 S14 中，基于得到的高次谐波信号响应处理器 241 产生 3 维对比图像数据。产生的 3 维对比图像数据被传送到显示单元 250，显示单元 250 产生多个沿着预先设定的截面的 2 维截面图像等，并将这些图像单独的或者与各种 3 维图像一起在监视器 300 上显示。

除此之外，在向被检测体 OBJ 内插入穿刺针的时候，在对穿刺针的位置进行确认的时候，由于即使是使用在 B 模式截面图像上用颜色来显示叠加血流信息的彩色流体映射法来确认血管的连续性的情况下，也需要在很大范围内的图像的均匀性，所以需要进行如上所述那样的焦点的调整。该情况下的装置的操作类似如图 8 所示那样的操作。具体而言，操作者参照对被检测体 OBJ 的 2 维截面图像等的同时，调整焦点位置使得在从穿刺针达到预定目的部位到穿刺针插入被检测体 OBJ 的体表附近都能够同样的显示。

接着对本发明的变形例，参照图 9 进行说明。在上述的实施例中，虽然仅能对信号发送的超声波束形状进行设定，但是在信号接收的焦点方面也可以通过用操作面板 270 进行设定，来与本实施例大致类似的进行适用。该情况下，如图 9 所示，用不同的形式显示波束发送的焦点位置和波束接收的焦点位置，对应各自的段数进行显示。具体而言，与信号发送的情况类似的，在方向线 520 上，将对应 X 方向的信号接收焦点 531 以及对应 Y 方向的信号接收焦点相互带有区别的进行显示。操作者参照焦点 531 以及 532 来进行信号接收中的超声波束形状的把握以及设定。

此外、本实施例中虽然是以用 2 维阵列探头的超声波诊断装置的例子来进行说明的，但利用在其上安置的显示单元 250 以及主机 CPU260，焦点设定组件也可以适用于可以进行 2 个面以上的焦点设定的超声波诊断装置。比如，在使用 1.5D 阵列探头的超声波诊断装置中由于可以进行 2 个方向的焦点控制，所

以也可以适用于这样的超声波诊断装置。

如上所述,根据本实施例,可以提供一种能够容易的把握以及设定超声波束的2个方向的焦点位置的超声波诊断装置。

在本实施例中,由于2个面的超声波束的焦点与2维截面图像一起同时显示,所以操作者只要看一下,就能设想超声波束形状。而且、通过参照同时显示

5 的2维截面图像,超声波束形状的位置关系的把握就容易了。
而且、这两种焦点,通过参照2维截面图像的同时来使其移动,由于设定、变更了超声波束的形状,与2面对应的超声波束形状的设置就容易了。

此外、由于2面的焦点的设置容易了,比如,通过偏移图3的面A、面B

10 中的焦点的方法,设定在整个宽广区域中的焦点大致相同的超声波束形状就容易了。而且、考虑到信号发送多段焦点使得帧频降低,以及相应于超声波束的散焦而使得画质大幅度劣化的情况,根据本实施例的方法得到与在先技术相比没有招致帧频降低而且在整个宽广范围内具有均匀且良好的画质的超声波图像就容易了。

15 在整个宽广范围内得到具有均匀且良好画质的超声波图像的这一点,对于在对比响应法中的造影剂的破坏,彩色流体映射法中的血管连续性的辨认,采用了2维截面图像和3维图像等等形式的图像的穿刺针的辨认之类的情況下是非常有效的。因此,根据本实施例病症部位的发现和治疗变得容易了。
本发明不限于上述优选实施例,还可以包括其他变形例。比如:在上述实

20 施例中虽然仅展示了同时显示2个方向的焦点位置的例子,但是也可以进一步比如设置对任一方向或者两个方向进行显示、非显示切换的选择单元。此外、上述实施例中虽然是以2维阵列探头的例子进行说明的,但是也可以是通过将1维阵列探头机械移动的方式来使得超声波束在两个方向上聚焦。
本申请基于并要求2004年5月11日在日本提出的申请号为

25 No.P2004-141432的在先申请的优先权。

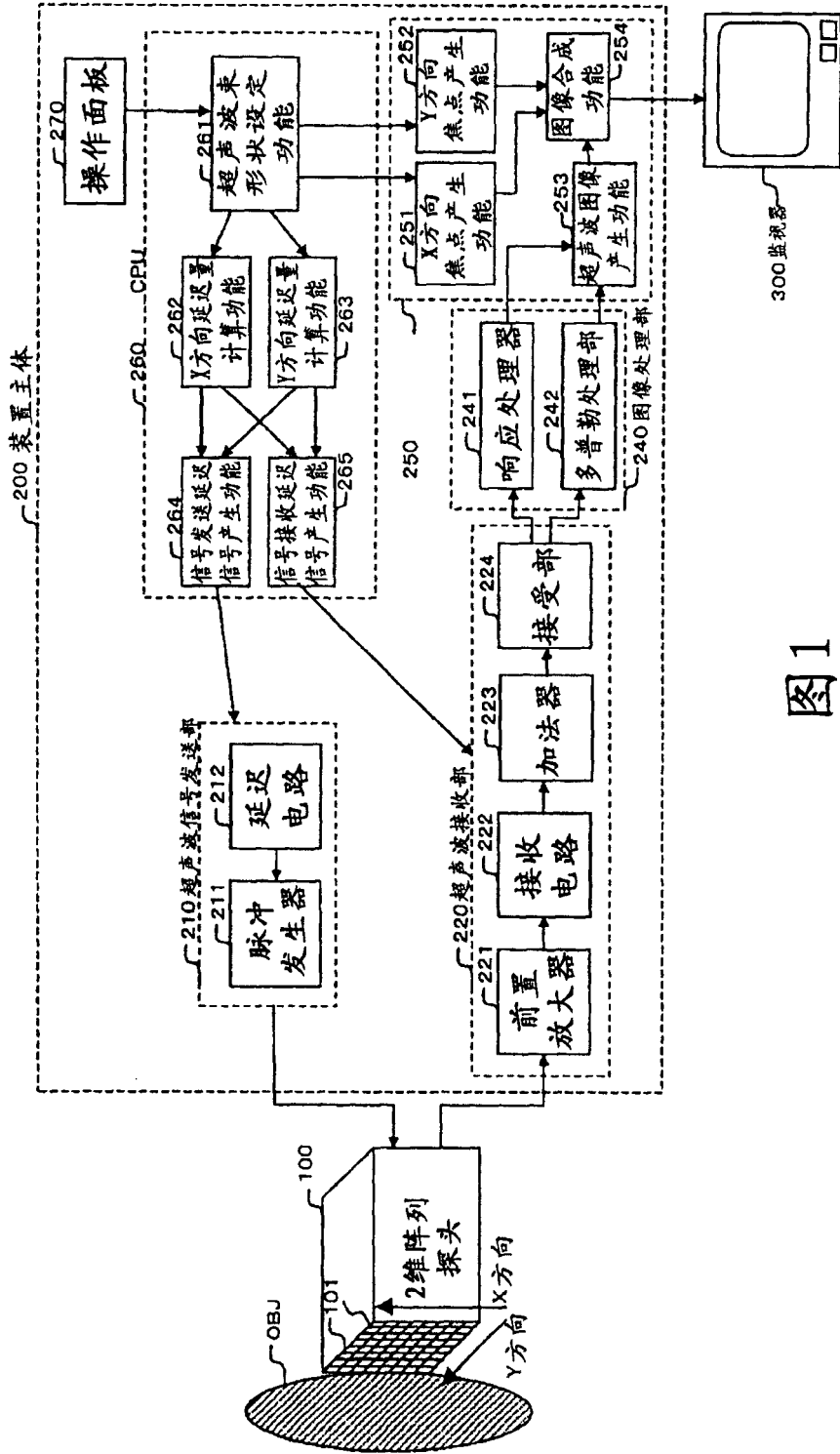


图1

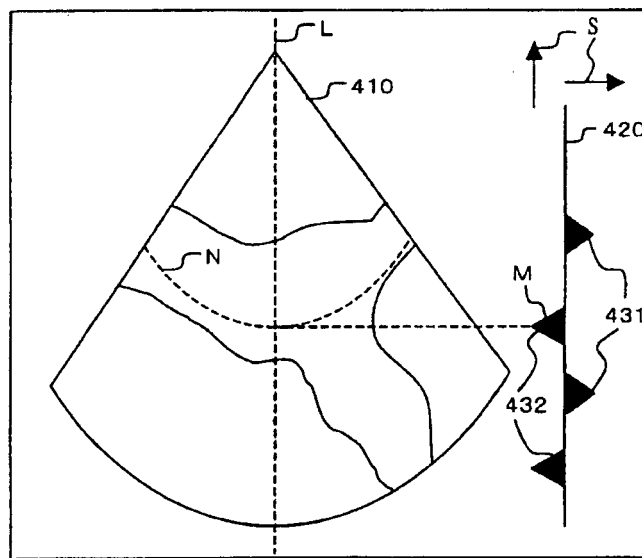


图2

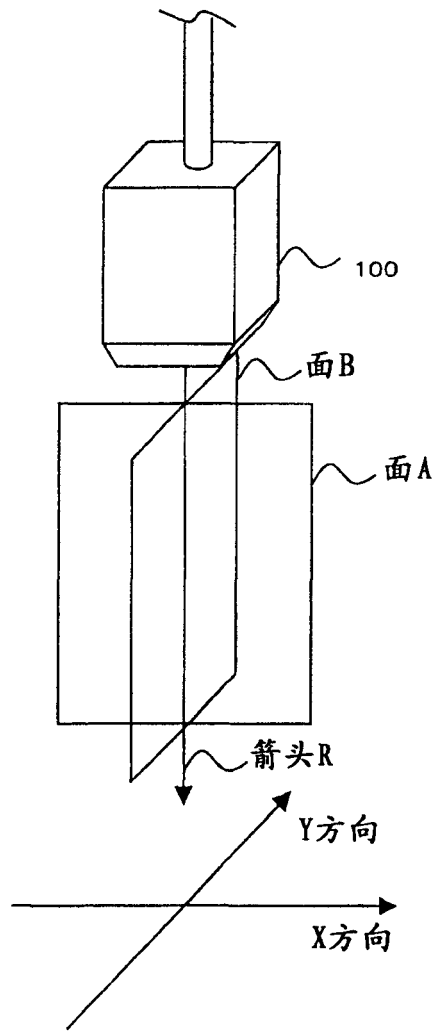


图3

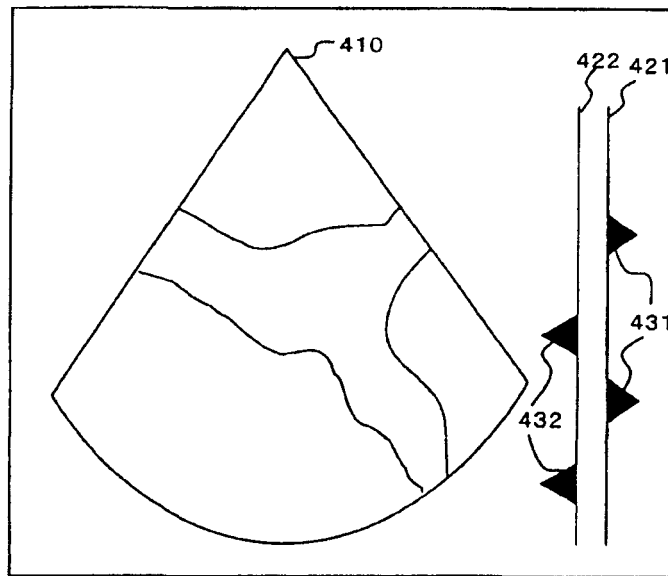


图4

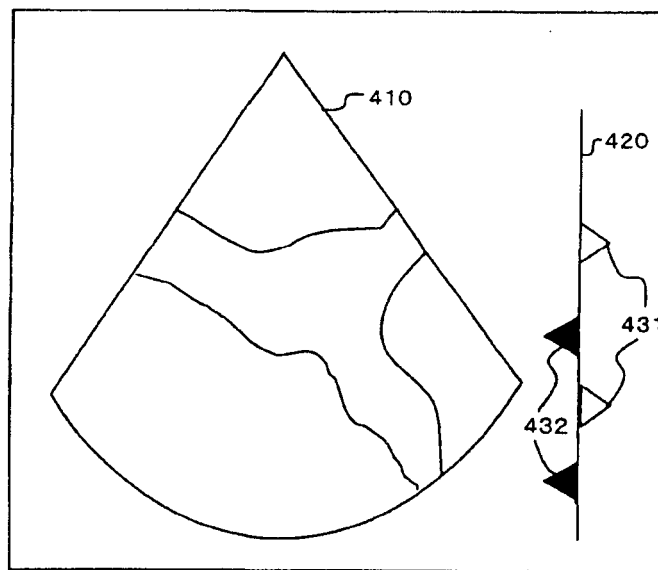


图5

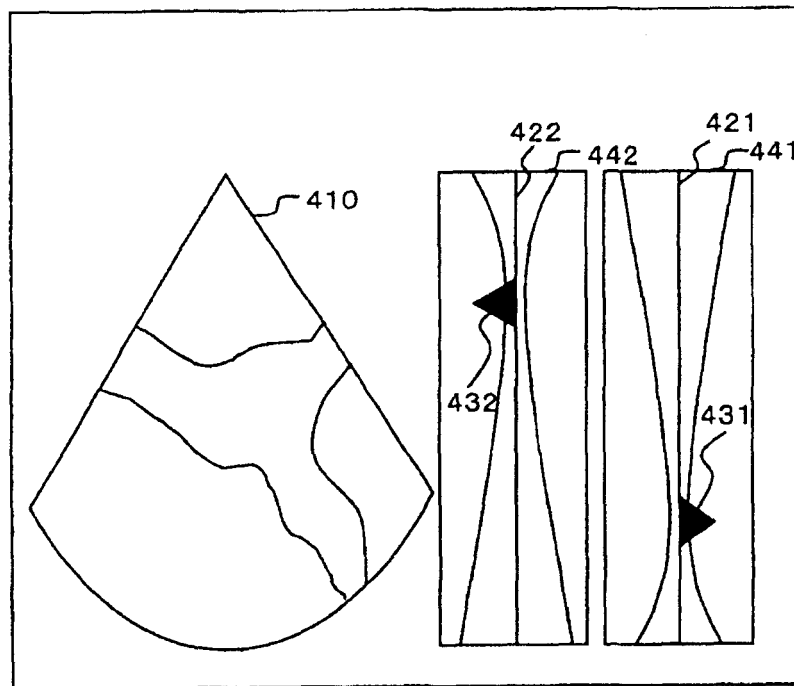


图6

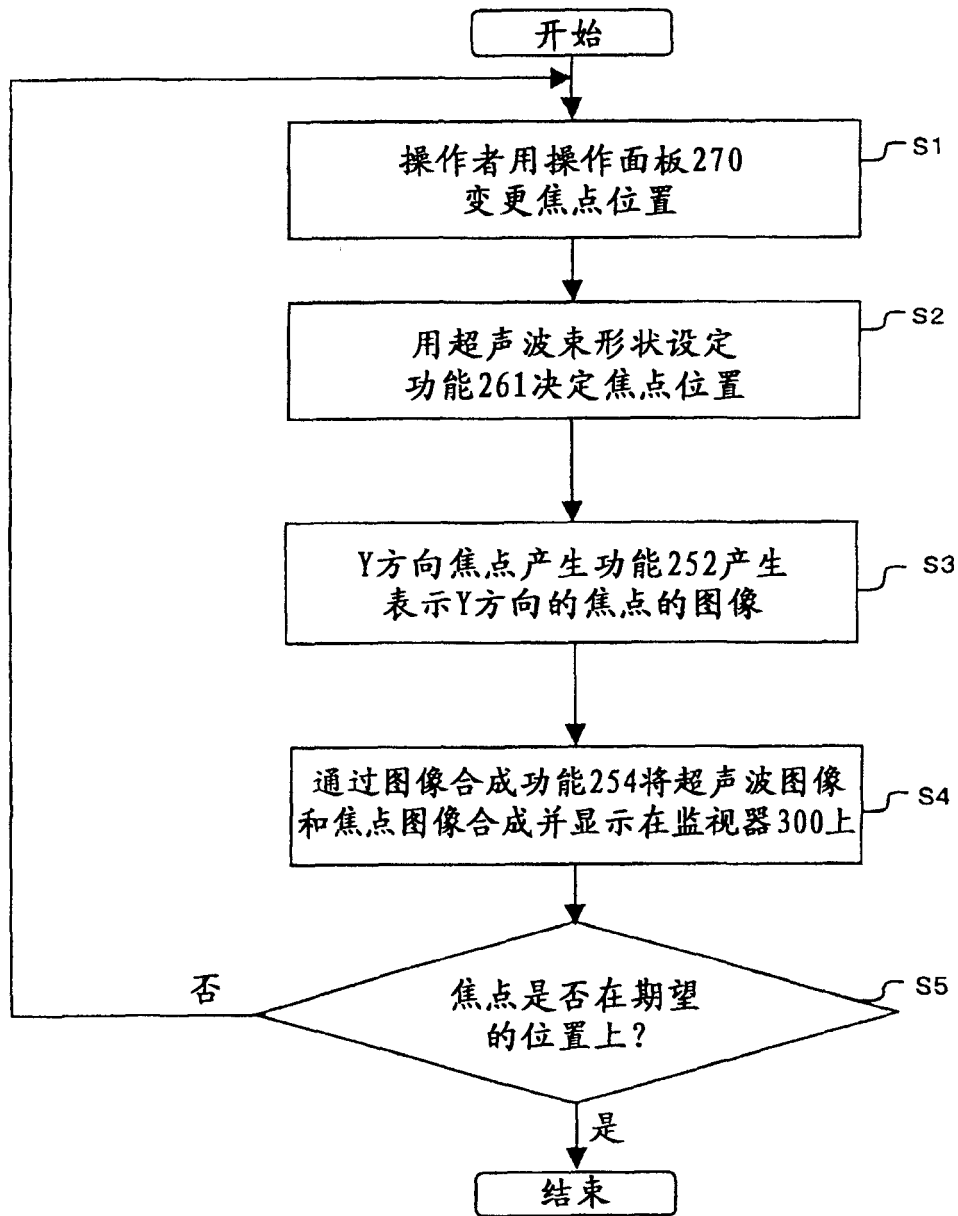


图7

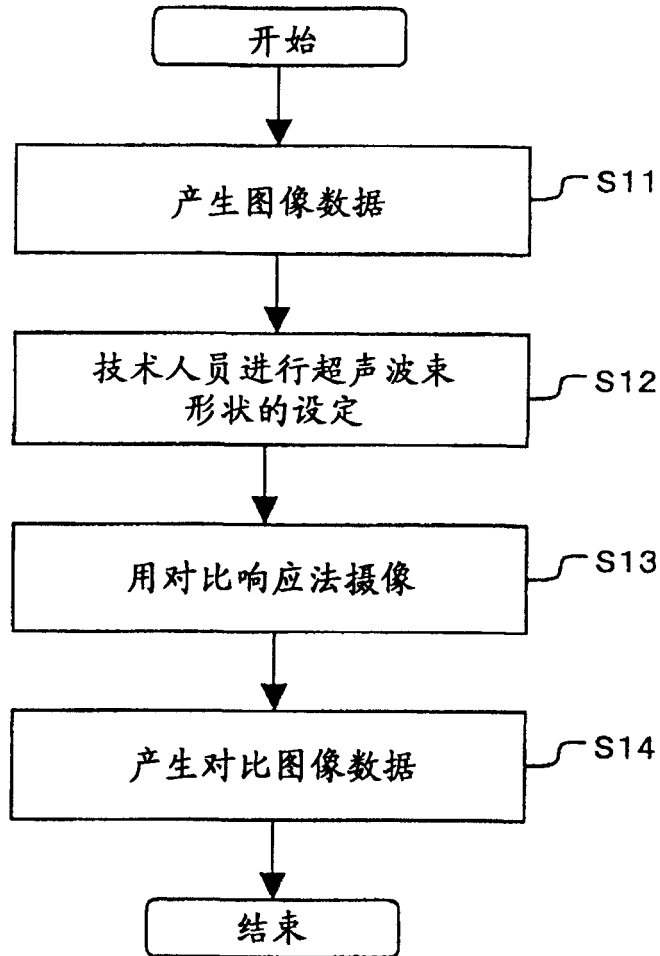


图 8

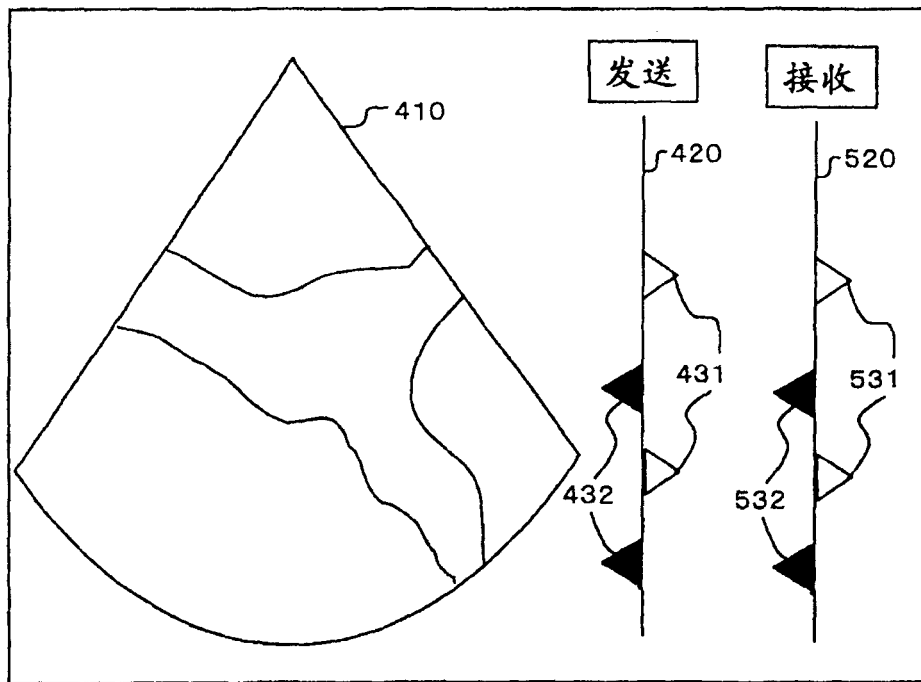


图9

专利名称(译)	超声波成像装置和超声波成像方法		
公开(公告)号	CN1739457A	公开(公告)日	2006-03-01
申请号	CN200510106706.7	申请日	2005-05-11
[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	浜田贤治		
发明人	浜田贤治		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/145 A61B8/13 A61B8/14 G01S15/8925 A61B8/463 A61B8/461 G01S7/52041 A61B8/06 G01S7/52063		
代理人(译)	李德山		
优先权	2004141432 2004-05-11 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声波诊断装置，包括：对被检测体发送超声波束，并接收反射的超声波的超声波探头，控制上述超声波探头，使上述超声波束聚焦在与信号发送接收方向大致正交的2个聚焦方向的预定聚焦位置上的控制器，根据上述反射波来生成超声波图像的图像产生单元，按照上述各聚焦方向在显示上述超声波图像的同时，还显示上述聚焦位置的显示单元。

