



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103635142 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 21

(21) 申请号 201380000777. 1

(22) 申请日 2013. 06. 20

(30) 优先权数据

2012-147412 2012. 06. 29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/066974 2013. 06. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/002870 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 米山直树

(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 11038

代理人 肖靖

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101060813 A , 2007. 10. 24,

CN 102247166 A , 2011. 11. 23,

CN 1168625 A , 1997. 12. 24,

JP 特开 2006-340745 A , 2006. 12. 21,

JP 特开 2010-253031 A , 2010. 11. 11,

US 2012/0143055 A1 , 2012. 06. 07,

审查员 孙晓彤

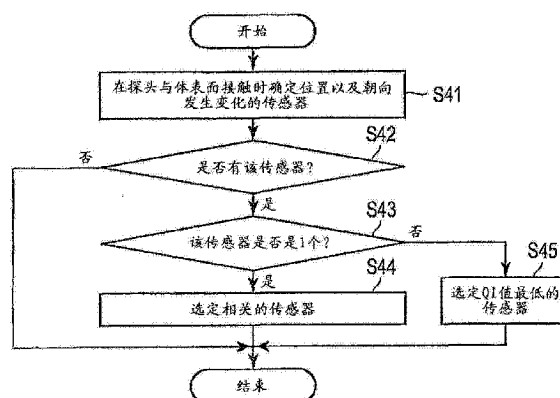
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及传感器选定装置

(57) 摘要

提高将用于检测位置以及朝向的传感器安装于超声波探头来实施的诊断、治疗等中的便利性。一实施方式所涉及的超声波诊断装置具备探头切换部和传感器选定部。上述探头切换部在分别安装了检测表示规定空间内的位置以及朝向的物理量的传感器的多个超声波探头之间, 切换在超声波发送接收中使用的超声波探头。当通过上述探头切换部切换了在超声波发送接收中使用的超声波探头时, 上述传感器选定部基于根据上述各传感器的检测结果确定的位置以及朝向的至少一方的变化, 从上述各传感器中选定安装于通过该切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

探头切换部,在分别安装了传感器的多个超声波探头之间,切换在超声波发送接收中使用的超声波探头,上述传感器检测表示规定空间内的超声波探头的位置以及朝向的物理量;

传感器选定部,当通过上述探头切换部切换了在超声波发送接收中使用的超声波探头时,基于根据各上述传感器的检测结果确定的位置以及朝向的至少一方的变化,从各上述传感器中选定安装于通过该切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

各上述传感器检测磁场发生源所发生的磁场作为上述物理量,

上述传感器选定部将在各上述传感器中的、根据其检测结果确定的位置以及朝向的至少一方的变化超过预先确定的阈值的传感器选定为安装于通过由上述探头切换部进行的切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器,当存在上述位置以及朝向的至少一方的变化超过上述阈值的多个传感器时,将表示根据这些传感器的检测结果导出的磁场的扰动的指标为最良好的传感器选定为安装于通过该切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备直方图生成部,上述直方图生成部生成与超声波图像所包含的像素的亮度相关的直方图,上述超声波图像使用通过由上述探头切换部进行的切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头而得到,

当在上述直方图生成部所生成的直方图中发生了规定的变化时,上述传感器选定部将根据检测结果确定的位置以及朝向的至少一方发生变化的传感器选定为安装于通过由上述探头切换部进行的切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述直方图生成部生成与以下区域的任一个所包含的像素的亮度相关的直方图,这些区域是:在通过由上述探头切换部的切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头所进行的超声波发送的焦点附近所设定的区域、在上述超声波图像的中心部分附近所设定的区域、或者由操作者指定的任意区域。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

上述超声波诊断装置还具备通知部,该通知部当上述传感器选定部不能选定传感器时通知错误。

6. 一种传感器选定装置,其特征在于,

上述传感器选定装置具备传感器选定部,当在分别安装了检测表示规定空间内的超声波探头的位置以及朝向的物理量的传感器的多个超声波探头之间切换在超声波发送接收中使用的超声波探头时,上述传感器选定部基于根据各上述传感器的检测结果确定的位置以及朝向的至少一方的变化,从各上述传感器中选定安装于通过该切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

7. 根据权利要求 6 所述的传感器选定装置,其特征在于,

各上述传感器检测磁场发生源所发生的磁场作为上述物理量,

上述传感器选定部将在各上述传感器中的根据其检测结果所确定的位置以及朝向的

至少一方的变化超过预先确定的阈值的传感器选定为安装于通过上述切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器,当存在上述位置以及朝向的至少一方的变化超过上述阈值的多个传感器时,将表示根据这些传感器的检测结果导出的磁场的扰动的指标为最良好的传感器选定为安装于通过上述切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

8. 根据权利要求 6 所述的传感器选定装置,其特征在于,

上述传感器选定装置还具备直方图生成部,上述直方图生成部生成与超声波图像所包含的像素的亮度相关的直方图,上述超声波图像使用通过上述切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头而得到,

当在上述直方图生成部所生成的直方图中发生了规定的变化时,上述传感器选定部将根据检测结果确定的位置以及朝向的至少一方发生变化的传感器选定为安装于通过上述切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

9. 根据权利要求 8 所述的传感器选定装置,其特征在于,

上述直方图生成部生成与以下区域的任一个所包含的像素的亮度相关的直方图,这些区域是:在由通过上述切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头来进行的超声波发送的焦点附近所设定的区域、在上述超声波图像的中心部分附近所设定的区域、或者由操作者指定的任意区域。

10. 根据权利要求 6 所述的传感器选定装置,其特征在于,

上述传感器选定装置还具备通知部,该通知部当上述传感器选定部不能选定传感器时通知错误。

超声波诊断装置以及传感器选定装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及通过超声波对被检体的体内进行成像的超声波诊断装置以及传感器选定装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是取得生物体内信息的超声波图像并显示的装置,与 X 射线诊断装置、X 射线 CT (Computer Tomography) 装置等其他图像诊断装置相比较,廉价且没有辐射,作为用于实时地观察被检体的体内的有用的装置而被利用。

[0003] 超声波诊断装置在例如用于癌症检查的确定诊断的活组织检查、用于 RFA (Radiofrequency Ablation, 射频切除) 治疗的穿刺的引导等发挥超声波诊断的实时性的用途方面需求很大。特别是近年来,开发了如下的技术,即、通过对超声波探头安装用于检测位置以及朝向的传感器,将包含病灶部分的 CT 图像或者 MRI (Magnetic Resonance Imaging, 磁共振成像) 图像作为参照图像与超声波图像一起显示,根据由上述传感器检测到的位置以及朝向切换参照图像以使得与超声波图像联动,从而将超声波探头引导到病灶的位置。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 : 日本特开平 10-151131 号公报

[0007] 专利文献 2 : 美国专利第 6775404 号说明书

发明内容

[0008] 当进行使用超声波诊断装置的诊疗时,有时一边切换所使用的超声波探头一边进行作业。例如,在观察被检体的体内时,使用通用的超声波探头,在进行穿刺作业时,使用穿刺专用的超声波探头。

[0009] 在只准备了一个上述的传感器的情况下,当切换超声波探头时,必须将该传感器从切换源的探头更换为切换目标的探头。该作业很费事。另一方面,当对每个超声波探头都准备上述的传感器时,可能发生误认传感器与超声波探头的对应关系,具有由于误诊导致的危险性。

[0010] 这样,在对超声波探头安装用于检测位置以及朝向的传感器来实施的诊断、治疗等中,存在各种问题。

[0011] 因此,本发明要解决的问题在于,提高将用于检测位置以及朝向的传感器安装于超声波探头来实施的诊断、治疗等中的便利性。

[0012] 一实施方式所涉及的超声波诊断装置具备探头切换部和传感器选定部。在分别安装了检测表示规定空间内的位置以及朝向的物理量的传感器的多个超声波探头之间,上述探头切换部切换在超声波发送接收中使用的超声波探头。当通过上述探头切换部切换在超声波发送接收中使用的超声波探头时,上述传感器选定部基于根据各上述传感器的检测结

果确定的位置以及朝向的至少一方的变化,从各上述传感器中选定安装于通过该切换而成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

[0013] 提高将用于检测位置以及朝向的传感器安装于超声波探头来实施的诊断、治疗等中的便利性。

附图说明

[0014] 图 1 是表示一实施方式中的超声波诊断装置(传感器选定装置)的主要部分结构的框图。

[0015] 图 2 是表示该实施方式中的位置信息取得装置的主要部分结构的框图。

[0016] 图 3 是表示向超声波探头安装该实施方式中的磁性传感器的安装方式的一个例子的图。

[0017] 图 4 是表示该实施方式中的引导画面的一个例子的图。

[0018] 图 5 是表示该实施方式中的超声波诊断装置的动作的流程的流程图。

[0019] 图 6 是表示图 5 的流程图所包含的传感器选定处理的流程的流程图。

[0020] 图 7 是表示在该实施方式中配置了直方图的引导画面的一个例子的图。

[0021] 图 8 是表示在该实施方式中配置了直方图的引导画面的一个例子的图。

具体实施方式

[0022] 针对一实施方式,参照附图进行说明。

[0023] [超声波诊断装置]

[0024] 图 1 是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1(传感器选定装置)的主要部分结构的框图。如图 1 所示,本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 具备多个超声波探头 2、装置主体 3、显示器 4、输入装置 5、以及位置信息取得装置 6 等。特别地,在本实施方式中,设为超声波诊断装置 1 具备 4 个超声波探头 2a、2b、2c、2d。但是,超声波诊断装置 1 所具备的超声波探头的数量也可以小于 4 个或者小于等于 5 个。在以下的说明中,当没有特别地区别各超声波探头 2a、2b、2c、2d 时,简单地称为超声波探头 2。

[0025] 超声波探头 2 具备多个压电振子、设置于各压电振子的匹配层、以及防止超声波从各压电振子向后方传播的背衬材料等。各压电振子根据从装置主体 3 供给的驱动信号产生超声波。另外,各压电振子接收来自被检体 P 的反射波,输出与所接收到的反射波对应的电气信号。超声波探头 2 也可以是扇型、线型或者凸型等任何种类的探头。

[0026] 如果从超声波探头 2 向被检体 P 发送超声波,则所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反射,作为反射波信号由超声波探头 2 所具有的多个压电振子接收。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,所发送的超声波脉冲在正在移动的血流、心脏壁等表面被反射时的反射波信号由于多普勒效应,依存于相对于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频率偏移。

[0027] 输入装置 5 包含用于将来自操作者的各种指示、关心区域(ROI)的设定指示、以及各种画质条件设定所涉及的指示等取入装置主体 3 的鼠标、轨迹球、键盘、以及触摸面板等。

[0028] 显示器 4 显示用于超声波诊断装置 1 的操作者使用输入装置 5 输入各种指示的

GUI (Graphical User Interface, 图形用户接口), 或者显示在装置主体 3 中生成的超声波图像。

[0029] 位置信息取得装置 6 取得与规定空间内的超声波探头 2 的位置以及朝向相关的信息。针对位置信息取得装置 6 的详细结构, 在图 2 的说明中随后叙述。

[0030] 装置主体 3 具备探头连接器 10、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、内部存储部 16、接口部 17、以及控制部 18 等。

[0031] 探头连接器 10 分别连接从超声波探头 2a 延伸出的探头缆线 20a、从超声波探头 2b 延伸出的探头缆线 20b、从超声波探头 2c 延伸出的探头缆线 20c、以及从超声波探头 2d 延伸出的探头缆线 20d。在以下的说明中, 当不特别地区别各探头缆线 20a、20b、20c、20d 时, 简单地称为探头缆线 20。探头缆线 20 负责装置主体 3 与超声波探头 2 之间的电力供给以及信息传达。

[0032] 作为发送系统的电路, 发送接收部 11 具备触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等。脉冲发生器电路以规定的速率频率, 反复发生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路对脉冲发生器电路所发生的各速率脉冲赋予将超声波探头 2 所发生的超声波会聚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。触发发生电路以基于速率脉冲的定时向超声波探头 2 供给驱动信号(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, 来任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0033] 另外, 作为接收系统的电路, 发送接收部 11 具备放大器电路、A / D 转换器、以及加法器等。放大器电路将超声波探头 2 所接收到的反射波信号在每个通道中进行放大进行增益校正处理。A / D 转换器赋予对增益校正后的反射波信号进行 A / D 转换并确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对应的方向的反射分量。

[0034] B 模式处理部 12 从发送接收部 11 接收反射波数据, 对于所接收到的反射波数据实施对数放大、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)。

[0035] 多普勒处理部 13 根据发送接收部 11 所接收到的反射波数据对速度信息进行频率分析, 提取出基于多普勒效应的血流、组织, 生成针对多点提取出平均速度、方差、以及能量等移动体信息的数据(多普勒数据)。

[0036] 图像生成部 14 根据 B 模式处理部 12 所生成的 B 模式数据、多普勒处理部 13 所生成的多普勒数据, 生成超声波图像数据。具体而言, 图像生成部 14 通过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, 来根据 B 模式数据、多普勒数据生成显示用的超声波图像数据(B 模式图像数据、多普勒图像数据)。

[0037] 图像存储器 15 存储由图像生成部 14 生成的超声波图像数据。另外, 图像存储器 15 根据需要存储经由发送接收部 11 的紧接之后的输出信号(RF: Radio Frequency, 射频)、图像的亮度信号、各种原始数据、以及经由网络取得的图像数据等。图像存储器 15 所存储的图像数据的数据形式可以是显示器 4 所显示的视频格式转换后的数据形式, 也可以是作为由 B 模式处理部 12 以及多普勒处理部 13 生成的原始数据的坐标转换前的数据形式。

[0038] 内部存储部 16 存储诊断信息(例如, 患者 ID、医师的观察结果等)、诊断协议等各种数据、数据库 160、体数据 161 等。另外, 内部存储部 16 根据需要, 还用于图像存储器 15

所存储的图像数据的保管等。针对数据库 160 的用途,在图 5、图 6 的说明中之后进行叙述。体数据 161 是由 X 射线 CT 装置、MRI 装置等其他的医用图像摄影装置生成的与被检体 P 的规定部位相关的数据。

[0039] 接口部 17 控制输入装置 5、位置信息取得装置 6、以及网络等与装置主体 3 之间的各种信息的发送接收。

[0040] 控制部 18 具备 CPU (Central Processing Unit, 中央处理单元)、ROM (Read Only Memory, 只读存储器)、以及 RAM (Random Access Memory, 随机存储器) 等。控制部 18 统一地控制超声波诊断装置 1。具体而言,控制部 18 根据经由输入装置 5 由操作者输入的各种设定要求、从内部存储部 16 或者上述 ROM 等读取的各种控制程序以及各种设定信息,控制发送接收部 11、B 模式处理部 12、多普勒处理部 13 以及图像生成部 14 的动作,或者将图像存储器 15 所存储的超声波图像数据等显示于显示器 4。

[0041] 特别地,在本实施方式中,控制部 18 通过使上述 CPU 执行存储于上述 ROM 等的控制程序,来实现作为主处理部 100、显示处理部 101、探头切换部 102、位置记录部 103、直方图生成部 104、传感器选定部 105、以及通知部 106 的功能。针对这些各部的细节,在以后的说明中进行叙述。

[0042] [位置信息取得装置]

[0043] 接着,针对位置信息取得装置 6 的细节进行叙述。

[0044] 图 2 是表示位置信息取得装置 6 的主要部分结构的框图。位置信息取得装置 6 具备发射机 7 (磁场发生源)、多个磁性传感器 8、以及装置主体 9 等。特别地,在本实施方式中,设为位置信息取得装置 6 具备 4 个磁性传感器 8a、8b、8c、8d。但是,位置信息取得装置 6 所具备的磁性传感器 8 的数量也可以是小于 4 个或者是大于等于 5 个。在以下的说明中,当没有特别地区别各磁性传感器 8a、8b、8c、8d 时,简单地称为磁性传感器 8。

[0045] 发射机 7 以自身为中心朝向外侧形成磁场。

[0046] 磁性传感器 8 检测由发射机 7 形成的三维的磁场的强度以及该磁场的方向,生成与检测结果对应的信号,向装置主体 9 输出。

[0047] 位置信息取得装置 6 的装置主体 9 具备连接器 90、接口部 91、以及控制部 92 等。

[0048] 发射机 7 和连接器 90 通过发射机缆线 70 连接。磁性传感器 8a 和连接器 90 通过传感器缆线 80a 连接。磁性传感器 8b 和连接器 90 通过传感器缆线 80b 连接。磁性传感器 8c 和连接器 90 通过传感器缆线 80c 连接。磁性传感器 8d 和连接器 90 通过传感器缆线 80d 连接。在以下的说明中,当没有特别地区别各传感器缆线 80a、80b、80c、80d 时,简单地称为传感器缆线 80。发射机缆线 70 负责装置主体 9 与发射机 7 之间的信息传达。传感器缆线 80 负责装置主体 9 与磁性传感器 8 之间的信息传达。

[0049] 接口部 91 在超声波诊断装置 1 的装置主体 3 与位置信息取得装置 6 的装置主体 9 之间控制各种信息的发送接收。

[0050] 控制部 92 具备 CPU、ROM、RAM 等,统一地控制位置信息取得装置 6。

[0051] 磁性传感器 8 被装卸于超声波探头 2。图 3 表示将磁性传感器 8 安装于超声波探头 2 的方式的一个例子。在该例子中,磁性传感器 8 经由任意的形状的装卸机构安装于与超声波探头 2 连接的探头缆线 20 的根部。但是,磁性传感器 8 相对于超声波探头 2 所安装的位置也可以是其他的位置。

[0052] 控制部 92 例如根据从磁性传感器 8 接收到的信号,计算由以发射机 7 为原点的 X 轴、Y 轴、Z 轴定义的三维坐标空间(X, Y, Z)中的磁性传感器 8 的位置(x, y, z)以及朝向(θ_x , θ_y , θ_z)。在此, θ_x 是以 X 轴为中心的磁性传感器 8 的旋转角度, θ_y 是以 Y 轴为中心的磁性传感器 8 的旋转角度, θ_z 是以 Z 轴为中心的磁性传感器 8 的旋转角度。

[0053] 另外,控制部 92 计算表示磁性传感器 8 的位置的磁场的扰动的强度(磁场单位时间的变化频度)的 QI (Quality Index,质量索引)值。控制部 92 例如通过将每单位时间的位置(x, y, z)以及朝向(θ_x , θ_y , θ_z)的变化次数、变化量代入预先确定的计算式来计算该 QI 值。在本实施方式中,设为该计算式被定义为,磁场的扰动越大则 QI 值越大,磁场的扰动越小则 QI 值越小,另外,与位置(x, y, z)以及朝向(θ_x , θ_y , θ_z)的低频的变化相比较,高频的变化更良好地反映于 QI 值。上述低频的变化例如是由于通过人的手移动磁性传感器 8 时等而发生的变化。上述高频的变化例如是由于周边所存在的金属而导致磁场的扰动等而造成的变化。

[0054] 控制部 92 将计算出的位置(x, y, z)、朝向(θ_x , θ_y , θ_z)、以及 QI 值经由接口部 91 向超声波诊断装置 1 的装置主体 3 输出。

[0055] [引导功能]

[0056] 针对使用以上那样的结构的超声波诊断装置 1 而实施的诊断/治疗的一个方式进行说明。

[0057] 超声波诊断装置 1 具备引导功能,上述引导功能通过将超声波图像和参照图像显示于同一画面内,并以与基于超声波探头 2 的操作的超声波图像的变化联动的方式切换参照图像,从而将超声波探头 2 的位置以及朝向引导到通过使用了体数据 161 的诊断发现的肿瘤等目标。在本实施方式中,上述超声波图像是通过使用了超声波探头 2 的超声波的发送接收而得到的 B 模式图像。上述二维图像是根据通过其他的医疗图像摄影装置得到的体数据 161 而生成的二维图像。

[0058] 引导功能所涉及的主要的处理由主处理部 100 执行。另外,显示处理部 101、探头切换部 102、位置记录部 103、直方图生成部 104、传感器选定部 105、以及通知部 106 执行辅助性的处理。

[0059] 当利用引导功能时,将磁性传感器 8 安装于超声波的发送接收所使用的超声波探头 2 (以下,称为使用对象的超声波探头 2),并且为了确保准确的位置(x, y, z)以及朝向(θ_x , θ_y , θ_z)的检测,将发射机 7 配置在该超声波探头 2 的使用范围的附近。另外,作为引导的准备作业,进行肿瘤等目标的设定、使体数据 161 与超声波探头 2 的轴(角度)对准的轴对准、使轴对准后的坐标中的 1 点彼此对准的标记对准。另外,在本实施方式中,在进行该准备作业时,设为使用对象的超声波探头 2 与安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8 的组合是既知的。

[0060] 在目标的设定中,操作者通过操作输入装置 5 来指定体数据 161 所包含肿瘤等的中心位置以及范围。如果进行该操作,则主处理部 100 进行用于将该指定的中心位置以及范围的坐标设定为目标的处理。

[0061] 在轴对准中,操作者将使用对象的超声波探头 2 放置为与被检体 P 的体轴垂直(Axial 面方向),通过输入装置 5 的操作来指示轴对准的实施。根据该指示,主处理部 100 进行用于将安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8 的 3 轴 X、Y、Z 与体数据 161 的 3 轴对准

的处理。

[0062] 在标记对准中,操作者通过输入装置 5 的操作,来指定根据通过向使用对象的超声波探头 2 发送接收超声波而得到的超声波图像以及体数据 161 而生成的参照图像的双方所描绘出的特征部分。根据进行了该指定的情况,主处理部 100 进行用于将体数据 161 和磁性传感器 8 的坐标建立关联的处理。

[0063] 如果经过以上那样的准备处理,则能够根据体数据 161 生成与基于超声波探头 2 的超声波图像相同的剖面所涉及的参照图像,并将使用对象的超声波探头 2 向目标引导。

[0064] 在准备处理结束之后,显示处理部 101 例如如图 4 所示,将包含实时的超声波图像 201、和根据体数据 161 生成的参照图像 202 的引导画面 200 显示于显示器 4。

[0065] 显示处理部 101 通过图像生成部 14 生成使用对象的超声波探头 2 所涉及的超声波图像数据,每当将该超声波图像数据存储于图像存储器 15 时,通过基于该超声波图像数据的图像置换超声波图像 201。由此,实况显示描绘出被检体 P 的体内的超声波图像 201。另外,显示处理部 101 基于安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器 8 的位置(x, y, z)以及朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$),根据体数据 161 生成与超声波图像 201 对应的剖面的二维图像数据,通过基于该二维图像数据的图像置换参照图像 202。由此,超声波图像 201 和参照图像 202 连动。另外,当在超声波图像 201 以及参照图像 202 中描绘出所设定的目标时,显示处理部 101 在两图像 201, 202 上添加标记等,强调该目标。

[0066] [超声波探头的切换以及磁性传感器的选定]

[0067] 在正在进行使用上述那样的引导功能的诊断、治疗中,有时产生在超声波探头 2a ~ 2d 之间切换使用对象的超声波探头 2 的需要。例如,当实施 RFA 疗法时,一般通过能够得到以良好的分辨率以及对比度从浅部到深部描绘出的图像的大口径的凸型探头进行上述的准备作业,由小口径的凸型探头进行之后的穿刺。

[0068] 每当切换使用对象的超声波探头 2,操作者操作输入装置 5,从超声波探头 2a ~ 2d 之中指定切换后所使用的探头。该指定例如也可以通过将与探头连接器 10 的各连接端子对应的按钮设置于输入装置 5,操作这些按钮来进行。

[0069] 如果指定切换后所使用的超声波探头 2,则探头切换部 102 指示发送接收部 11,以使得将成为驱动脉冲以及反射波信号的输入输出目的地的超声波探头 2 设定为该指定的超声波探头 2。在接受了该指示之后,发送接收部 11 向该指定的超声波探头 2 依次供给驱动脉冲而产生超声波,并且依次接收来自该超声波探头 2 的反射波信号而生成反射波数据。经由 B 模式处理部 12 以及图像生成部 14 生成基于该反射波数据的超声波图像数据,并存储于图像存储器 15。从而,引导画面 200 所显示的超声波图像 201 也成为使用该切换后的超声波探头 2 而得到的图像。

[0070] 当切换使用对象的超声波探头 2 时,需要超声波诊断装置 1 识别安装于切换后的超声波探头 2 的磁性传感器 8。在本实施方式中,当切换使用对象的超声波探头 2 时,通过由控制部 18,特别地,由位置记录部 103、直方图生成部 104、传感器选定部 105、以及通知部 106 执行图 5、图 6 的流程图所示的处理,来使该识别所涉及的步骤自动化。

[0071] 以下,针对这些流程图进行说明。另外,作为前提,设为位置信息取得装置 6 周期性地计算各磁性传感器 8a ~ 8d 所有的位置(x, y, z)、朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)以及 QI 值,并向超声波诊断装置 1 的装置主体 3 发送。

[0072] 在图 5 的流程图中,首先,位置记录部 103 通过接口部 17 将从位置信息取得装置 6 接收的各磁性传感器 8a ~ 8d 的位置(x, y, z)、朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)以及 QI 值写入数据库 160 (步骤 S1)。

[0073] 接着,直方图生成部 104 生成在当前显示的超声波图像 201 中定义的规定区域所包含的像素的直方图数据(步骤 S2)。该直方图数据是表示每个亮度的像素数的分布的数据。上述规定区域例如是预先定义于超声波发送的焦点附近、显示图像的中心部附近的区域、或者由操作者任意地设定的 ROI 等区域。

[0074] 也可以将基于由步骤 S2 生成的直方图数据的直方图显示于引导画面 200。图 7、图 8 表示显示出基于直方图数据的直方图 203 的引导画面 200 的一个例子。图 7、图 8 中的矩形虚线 204 表示上述规定区域。直方图 203 的横轴是亮度,纵轴是像素数。图 7 所示的引导画面 200 是在未使用对象的超声波探头 2 接近被检体 P 的体表面的状态下显示的画面的一个例子。此时,由于几乎没有得到来自视野内的反射波,因此,超声波图像 201 整体上成为最低亮度的图像。从而,在直方图 203 中几乎不能看到像素数的分布。另一方面,图 8 所示的引导画面 200 是在使用对象的超声波探头 2 与被检体 P 的体表面接触的状态下显示的画面的一个例子。此时,由于从视野内得到良好的反射波,因此,超声波图像 201 整体上成为高亮度的图像。从而,在直方图 203 中出现清晰的像素数的分布。

[0075] 在步骤 S2 之后,直方图生成部 104 根据通过这次的步骤 S2 生成的直方图数据、和通过前次的步骤 S2 生成的直方图数据,判定处于没有与被检体 P 的体表面接触的状态的使用对象的超声波探头 2 是否移动到与被检体 P 的体表面接触(步骤 S3)。另外,在开始图 5 的流程图所示的处理的起初,不存在前次的直方图数据。此时,直方图生成部 104 判定为使用对象的超声波探头 2 没有移动到与被检体 P 的体表面接触(步骤 S3 否定),再次执行步骤 S1、S2。

[0076] 在步骤 S3 中的判定中,例如,能够使用根据直方图数据求得的平均亮度值。即,直方图生成部 104 计算这次生成的直方图数据的平均亮度值 B1 和前次生成的直方图数据的平均亮度值 B2,对这些的差分 $\Delta B (= B1 - B2)$ 和预先确定的阈值 B_s 进行比较。阈值 B_s 是划分能够判定为处于未与被检体 P 的体表面接触的状态的使用对象的超声波探头 2 与被检体 P 的体表面接触或者接近的情况或者不是这样的情况的价值。阈值 B_s 的具体值根据实验、经验、或者理论来确定。上述比较的结果,如果 $\Delta B \leq B_s$ 成立,则直方图生成部 104 判定为使用对象的超声波探头 2 没有移动到与被检体 P 的体表面接触(步骤 S3 的“否”)。此时,再次执行步骤 S1、S2。

[0077] 另一方面,如果 $\Delta B > B_s$ 成立,则直方图生成部 104 判定为使用对象的超声波探头 2 移动到与被检体 P 的体表面接触(步骤 S3 的“是”)。此时,传感器选定部 105 执行传感器选定处理(步骤 S4)。

[0078] 在传感器选定处理中,传感器选定部 105 按照图 6 的流程图进行动作。即,首先,传感器选定部 105 在使用对象的超声波探头 2 与被检体 P 的体表面接触时,确定位置(x, y, z)以及朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)的至少一方发生变化的磁性传感器 8 (步骤 S41)。具体而言,传感器选定部 105 参照数据库 160,在用于得到作为紧接之前的步骤 S2 中的直方图数据的生成源的超声波图像数据的超声波发送接收时附近,确定位置(x, y, z)变化预先确定的距离 D_s 以上、或者角度 $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ 的至少一个变化预先确定的角度 θ_s 以上的磁性传感器

8。距离 D_s 以及角度 θ_s 是划分能够判定为磁性传感器 8 与使用对象的超声波探头 2 一起移动的情况和不能判定的情况的阈值。距离 D_s 以及角度 θ_s 的具体的值根据实验、经验、或者理论来确定即可。

[0079] 接着,传感器选定部 105 判定在步骤 S41 中是否能够确定至少 1 个磁性传感器 8 (步骤 S42)。如果能够确定至少 1 个(步骤 S42 的“是”),则传感器选定部 105 判定能够确定的磁性传感器 8 是否只有 1 个(步骤 S43)。当能够确定的磁性传感器 8 只有 1 个时(步骤 S43 的“是”),则传感器选定部 105 将该磁性传感器 8 选定为安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器(步骤 S44)。

[0080] 另一方面,当在步骤 S41 中能够确定的磁性传感器 8 存在多个时(步骤 S43 的“否”),传感器选定部 105 从这些磁性传感器 8 中选定 1 个(步骤 S45)。具体而言,传感器选定部 105 参照数据库 160,将在用于得到作为紧接之前的步骤 S2 中的直方图数据的生成源的超声波图像数据的超声波发送接收时附近 QI 值最低(最良好的)的磁性传感器 8 选定为安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器。QI 值可以使用特定的 1 个时刻的值,也可以使用规定时间内的值的平均值。

[0081] 通过步骤 S44 或者步骤 S45,传感器选定处理结束。另外,当在步骤 S41 中不能确定至少一个磁性传感器 8 时(步骤 S42 的“否”),不选定磁性传感器 8 而传感器选定处理结束。

[0082] 在传感器选定处理之后,如图 5 的流程图所示,主处理部 100 判定在传感器选定处理中是否选定了安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器 8 (步骤 S5)。当经过步骤 S44 或者步骤 S45,传感器选定处理结束时,主处理部 100 判定为选定了磁性传感器 8 (步骤 S5 的“是”),将该选定的磁性传感器 8 设定为以后的引导用(步骤 S6)。通过步骤 S6 结束图 5 的流程图所示的处理。这以后,显示处理部 101 基于在步骤 S6 中设定的磁性传感器 8 的位置(x, y, z)以及朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$),根据体数据 161 生成与超声波图像 201 对应的剖面的二维图像数据,由基于该二维图像数据的图像置换参照图像 202。

[0083] 另外,当在传感器选定处理中没有选定磁性传感器 8 时(步骤 S5 的“否”),通知部 106 通知错误(步骤 S7)。该通知例如通过将磁性传感器 8 没有正确地安装于使用对象的超声波探头 2 的意思的消息显示于显示器 4 等来进行即可。该通知之后,处理返回步骤 S1。此时,如果操作者将使用对象的超声波探头 2 从被检体 P 的体表面远离,安装某一磁性传感器 8,使该超声波探头 2 再次与被检体 P 的体表面接触,则通过传感器选定处理来选定该磁性传感器 8。并且,将所选定的磁性传感器 8 设定为引导用,图 5 的流程图所示的处理结束。

[0084] 如以上说明的那样,当在超声波探头 2a ~ 2d 之间切换使用对象的超声波探头 2 时,本实施方式所涉及的超声波诊断装置 1 基于根据各磁性传感器 8a ~ 8d 的输出确定的位置(x, y, z)以及朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)的至少一方的变化,从各磁性传感器 8a ~ 8d 中选定安装于通过该切换新成为使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器。如果是这样的结构,则当切换使用对象的超声波探头 2 时,不需要操作者指定安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8。另外,当操作者指定磁性传感器 8 时,存在操作者弄错超声波探头 2 与磁性传感器 8 的对应关系而误诊的危险性,但在本实施方式的结构中不会发生这样的事态。

[0085] 具体而言,超声波诊断装置 1 将在各磁性传感器 8a ~ 8d 中的、根据其输出确定的位置(x, y, z)以及朝向($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)的至少一方的变化超过预先确定的阈值的传感器

选定为安装于使用对象的超声波探头 2 的传感器。另外,如果存在多个位置 (x, y, z) 以及朝向 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的至少一方的变化超过上述阈值的传感器,则超声波诊断装置 1 将根据这些传感器的输出计算出的 QI 值为最小的传感器选定为安装于使用对象的超声波探头 2 的传感器。通常,在使使用对象的超声波探头 2 与被检体 P 的体表面接触的状态下,为了使安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8 的磁场检测灵敏度变得良好,配置发射机 7、周边设备。因此,在使用对象的超声波探头 2 与被检体 P 的体表面接触的状态下,假设安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8 所涉及的 QI 值表示良好的值(低的值)。从而,如本实施方式那样,通过考虑 QI 值,从而能够准确地选定安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器 8。

[0086] 另外,超声波诊断装置 1 在与超声波图像 201 中的规定区域所包含的像素的亮度相关的直方图中发生规定的变化(超过阈值 B_s 的平均亮度值的变化)时,将位置 (x, y, z) 以及朝向 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的至少一方发生变化的磁性传感器 8 选定为安装于使用对象的超声波探头 2 的传感器。这样,当在直方图中发生变化时,假设使用对象的超声波探头 2 被操作者移动而与被检体 P 的体表面接触等。在该定时中,安装于该超声波探头 2 的磁性传感器 8 应该也会移动,因此,通过着眼于该定时中的各磁性传感器 8a ~ 8d 的位置 (x, y, z) 以及朝向 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的变化,从而,提高磁性传感器 8 的选定的精度。

[0087] 另外,超声波诊断装置 1 当不能选定安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器 8 时通知错误。通过该通知,能够使操作者注意忘记向使用对象的超声波探头 2 安装磁性传感器 8 等情况。

[0088] 这样,根据本实施方式所涉及的结构,能够大大地提高将磁性传感器 8 安装于超声波探头 2 来实施的诊断、治疗等中的便利性。

[0089] [变形例]

[0090] 另外,在上述实施方式中公开的结构能够进行各种变形实施。

[0091] 例如,在上述实施方式中,示例出了作为对位置 (x, y, z) 以及朝向 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 进行检测的传感器而使用磁性传感器 8 的情况。然而,代替磁性传感器 8,也可以使用检测表示位置 (x, y, z) 以及朝向 $(\theta_x, \theta_y, \theta_z)$ 的磁场以外的物理量的传感器。作为这样的传感器,例如,能够利用输出与接收的光对应的信号的光学传感器。

[0092] 另外,在上述实施方式中,示出了在步骤 S3 的判定中使用根据直方图数据求得的平均亮度值的情况。然而,在步骤 S3 的判定中也可以使用平均亮度值以外的参数。作为这样的参数,例如,能够利用根据直方图数据求得的方差的值。

[0093] 另外,在上述实施方式中,假设基于安装于使用对象的超声波探头 2 的磁性传感器 8 的位置 (x, y, z) ,根据体数据 161 生成参照图像 202 的图像数据。然而,对于超声波探头 2 的磁性传感器 8 的安装位置假设还依存于超声波探头 2 的形状等而不同的情况,因此,如果在切换前后的超声波探头 2 中磁性传感器 8 的安装位置不同,则在切换前后在位置 (x, y, z) 发生偏移。此时,需要再次执行标记对准等准备作业。鉴于该点,也可以考虑切换前后的超声波探头 2 中的磁性传感器 8 的安装位置等来校正在引导中使用的位置 (x, y, z) ,不需要再次执行准备作业。

[0094] 另外,超声波诊断装置 1 的装置主体 3 所具备的控制部 18 实现的主处理部 100、显示处理部 101、探头切换部 102、位置记录部 103、直方图生成部 104、传感器选定部 105、以及

通知部 106 的一部分或者全部也可以由位置信息取得装置 6 的装置主体 9 所具备的控制部 92 实现。特别地,当使控制部 92 实现包含传感器选定部 105 的要素时,位置信息取得装置 6 作为传感器选定装置来发挥作用。

[0095] 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提示的,并不意图限定本发明的范围。这些新的实施方式能够以其他的各种方式进行实施,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起,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

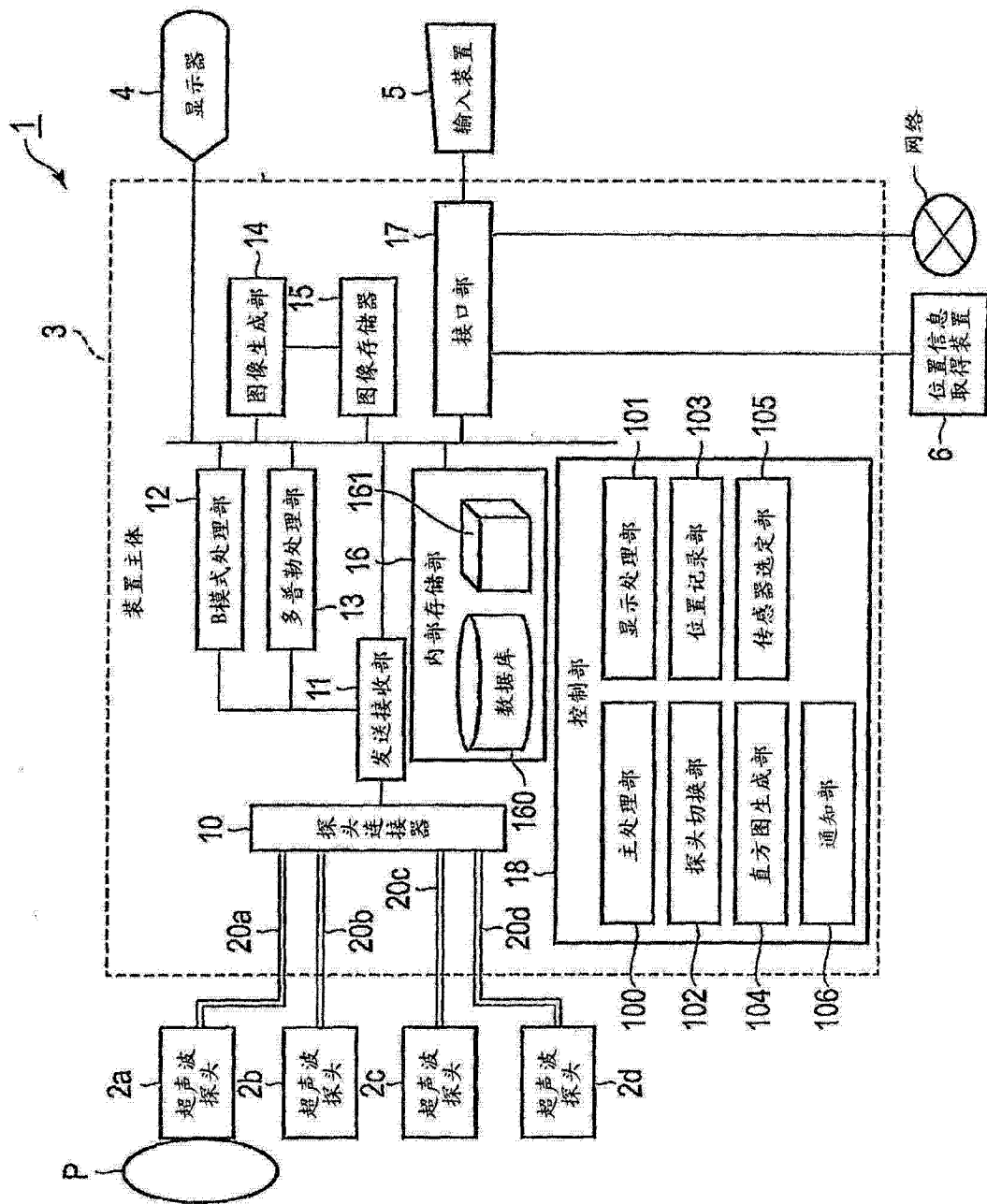


图 1

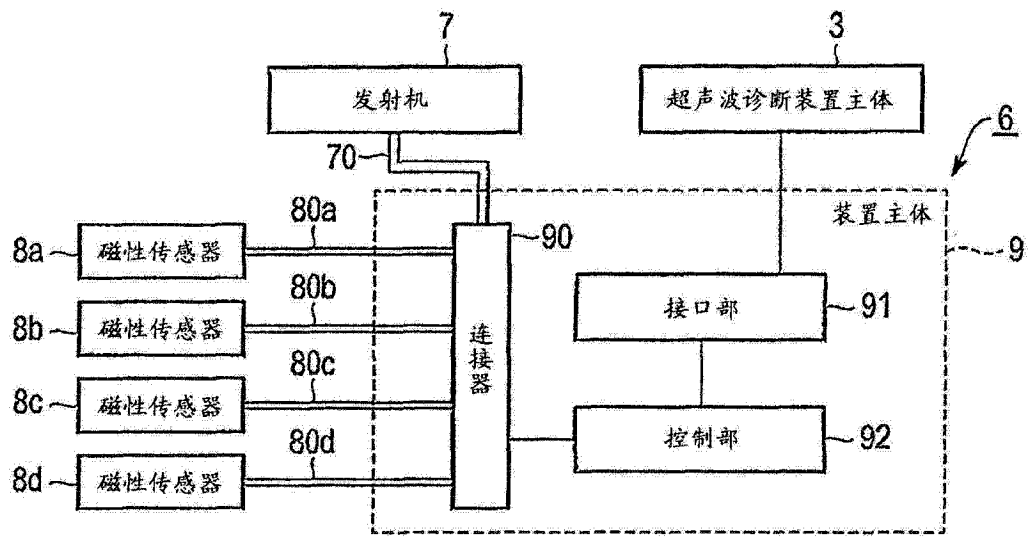


图 2

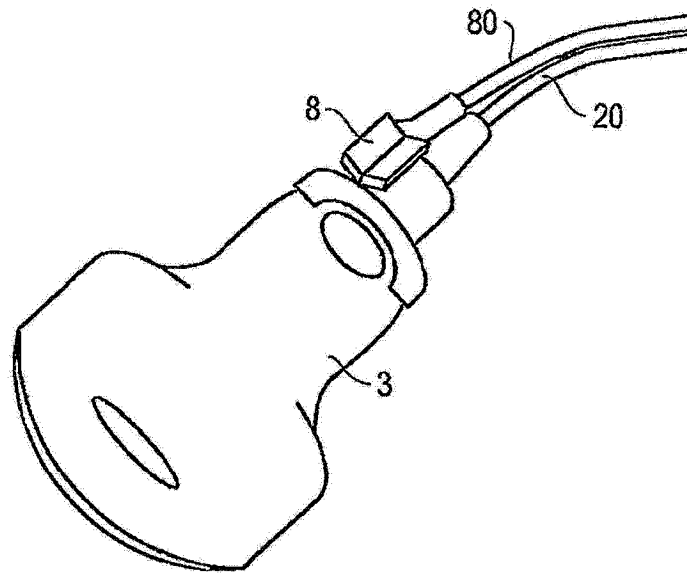


图 3

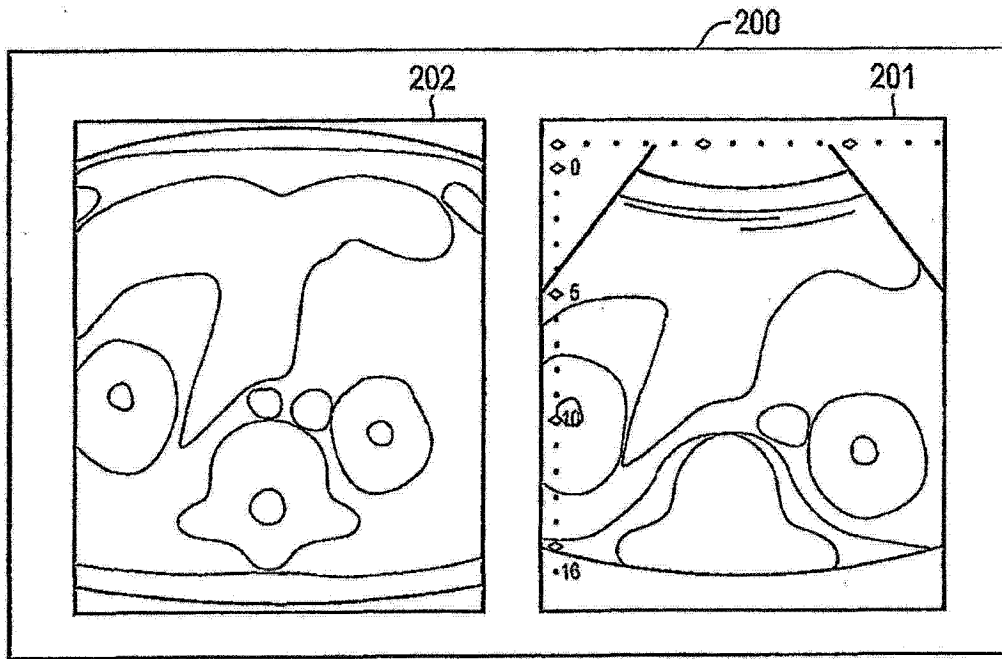


图 4

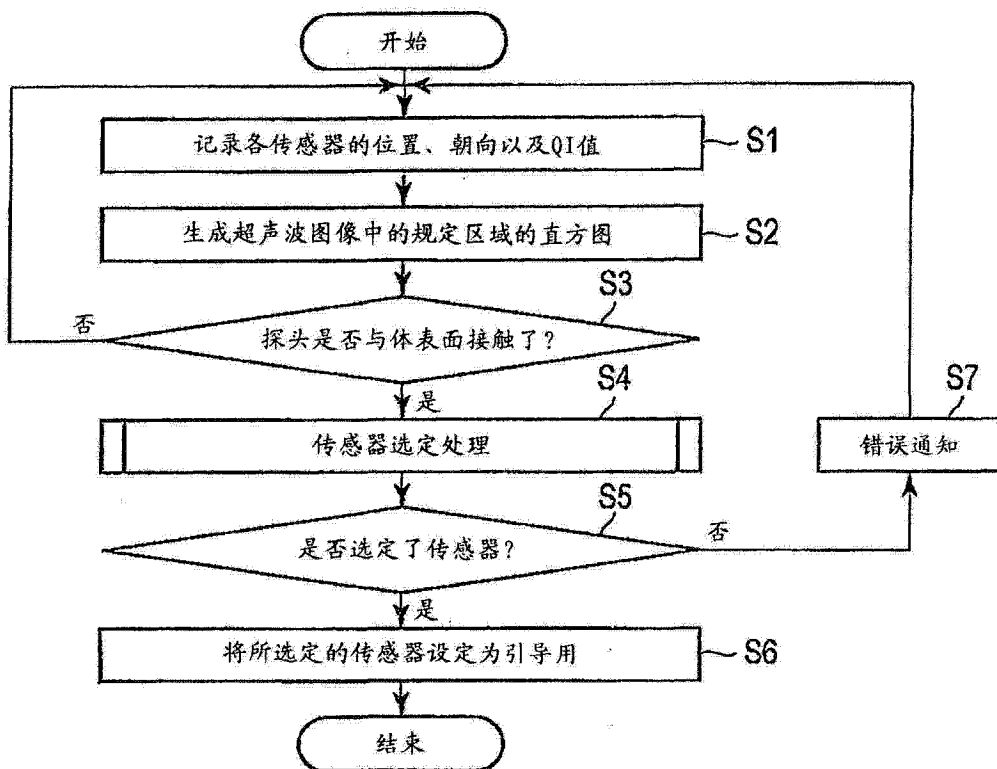


图 5

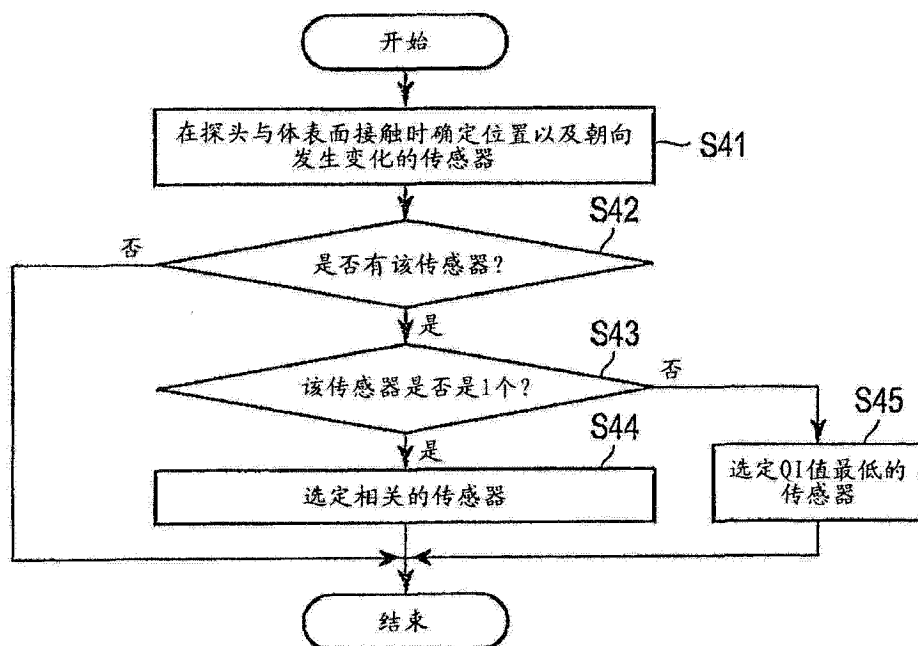


图 6

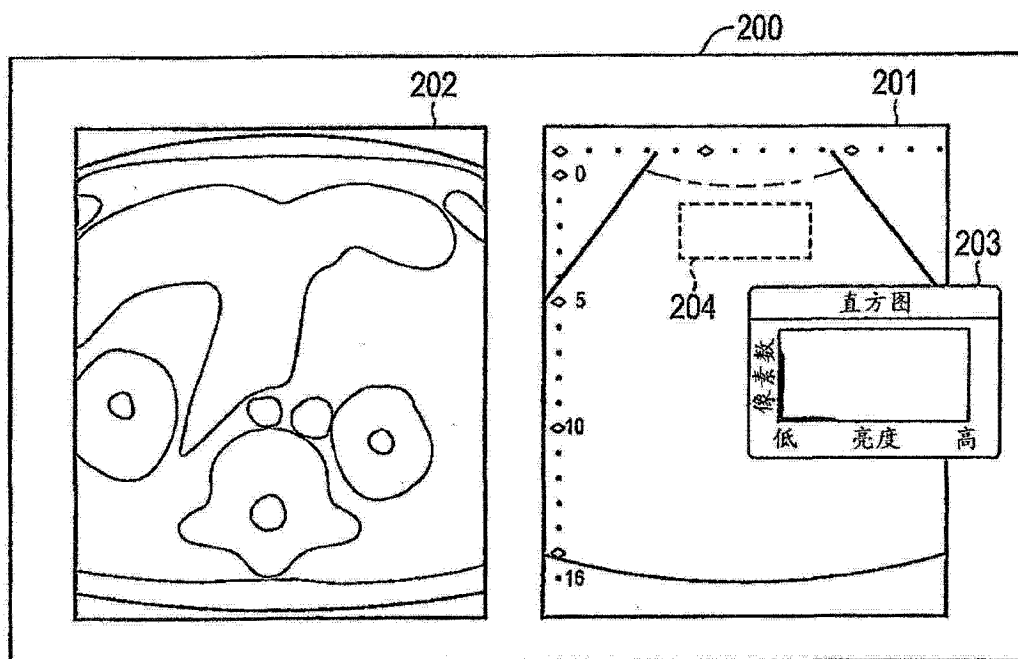


图 7

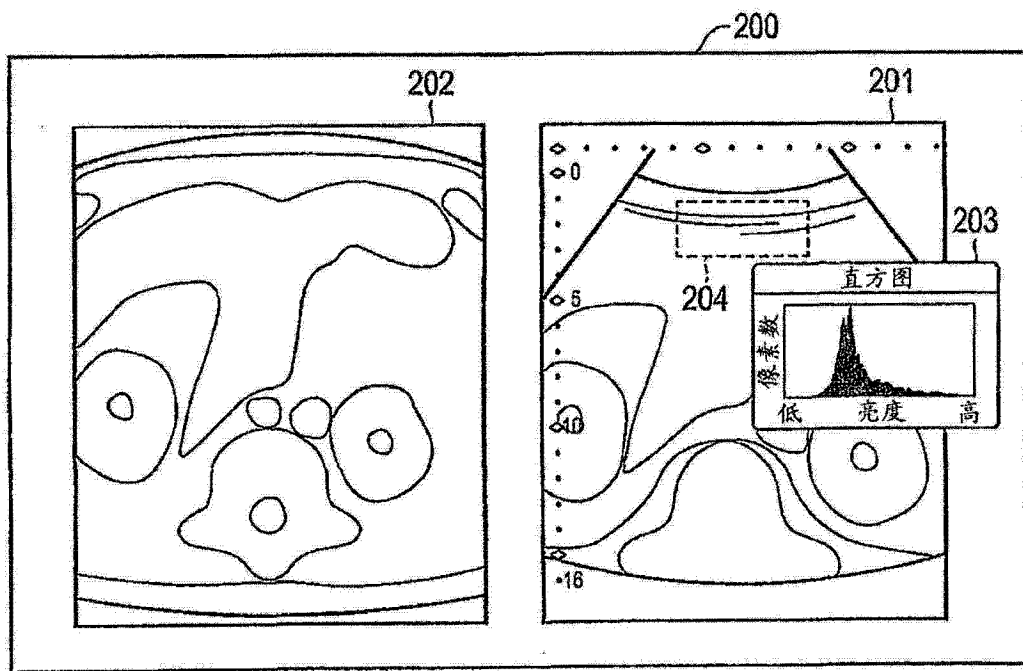


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置以及传感器选定装置		
公开(公告)号	CN103635142B	公开(公告)日	2015-10-21
申请号	CN201380000777.1	申请日	2013-06-20
[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	米山直树		
发明人	米山直树		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4477		
代理人(译)	肖靖		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2012147412 2012-06-29 JP		
其他公开文献	CN103635142A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提高将用于检测位置以及朝向的传感器安装于超声波探头来实施的诊断、治疗等中的便利性。一实施方式所涉及的超声波诊断装置具备探头切换部和传感器选定部。上述探头切换部在分别安装了检测表示规定空间内的位置以及朝向的物理量的传感器的多个超声波探头之间，切换在超声波发送接收中使用的超声波探头。当通过上述探头切换部切换了在超声波发送接收中使用的超声波探头时，上述传感器选定部基于根据上述各传感器的检测结果确定的位置以及朝向的至少一方的变化，从上述各传感器中选定安装于通过该切换成为在超声波发送接收中使用的超声波探头的传感器。

