



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103211616 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 24

(21) 申请号 201310018739. 0

(22) 申请日 2013. 01. 18

(30) 优先权数据

2012-008748 2012. 01. 19 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 刘磊

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 何欣亭 李浩

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

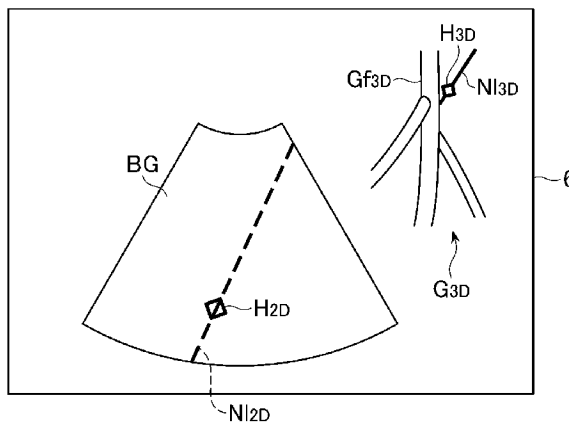
权利要求书2页 说明书6页 附图12页

(54) 发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57) 摘要

本发明提供能够更容易地向被检查体内插入穿刺针的超声波诊断装置。其特征在于,具备:距离计算部,该距离计算部根据三维空间中的多普勒数据或B流动数据的位置和穿刺针的位置,计算出流体和穿刺针的距离;显示图像控制部,该显示图像控制部在距离计算部计算出的距离小于既定的阈值时,显示3D图像(G_{3D})。所述3D图像(G_{3D})由三维的流体图像(Gf_{3D})、表示穿刺针的预定插入路线的三维针形线(Nl_{3D})、表示所述穿刺针(13)的前端部分的三维前端显示(H_{3D})构成。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
流体位置检测部,该流体位置检测部检测被检查体内的流体的位置;
穿刺针位置检测部,该穿刺针位置检测部检测插入所述被检查体内的穿刺针的位置;
距离计算部,该距离计算部根据所述流体位置检测部检测的所述流体的位置和所述穿刺针位置检测部检测的所述穿刺针的位置,计算出所述流体和所述穿刺针的距离;以及
告知部,该告知部在该距离计算部计算出的距离小于既定的阈值时报警。
2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,所述流体位置检测部具有:第1位置传感器,该第1位置传感器用于检测超声波探测器在将既定的点作为原点的三维空间中的位置;流体信息数据编制部,该流体信息数据编制部根据利用所述超声波探测器向被检查体收发超声波后取得的所述回波信号,编制被检查体中的流体信息数据;以及位置计算部,该位置计算部根据所述位置传感器检测的所述超声波探测器的位置,计算出所述三维空间中的所述流体信息数据的位置。
3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述流体信息数据编制部根据所述回波信号,编制多普勒数据。
4. 如权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述流体信息数据编制部根据所述回波信号,编制B流动数据。
5. 如权利要求1~4的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述穿刺针位置检测部具有:第2位置传感器,该第2位置传感器用于检测所述穿刺针在将既定的点作为原点的三维空间中的位置;以及位置计算部,该位置计算部根据来自该第2位置传感器的输入信号,计算出所述三维空间中的所述穿刺针的位置。
6. 如权利要求1~5的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:具备距离比较部,该距离比较部对于所述距离计算部计算出的距离和既定的阈值加以比较;
所述告知部根据所述距离比较部的比较结果报警。
7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:具有多个所述既定的阈值。
8. 如权利要求1~7的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警是被显示部显示的文字信息。
9. 如权利要求1~8的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警是被显示部显示的报警图像,是包含所述流体的图像和表示所述穿刺针的位置的显示的报警图像。
10. 如权利要求9所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警图像是根据所述流体位置检测部检测的所述流体的位置和所述穿刺针位置检测部检测的穿刺针的位置,确定所述流体及所述穿刺针的位置关系后显示的图像。
11. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警图像是三维图像。
12. 如权利要求10所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警图像是二维图像。
13. 如权利要求9~12的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:作为所述流体的图像,显示流体的最大直径的图像。
14. 如权利要求13所述的超声波诊断装置,其特征在于:对于同一个超声波的收发面,依照将多帧根据向被检查体收发超声波后获得的回波信号编制的流体信息数据相加后获得的数据,编制所述流体的最大直径的图像。

15. 如权利要求 14 所述的超声波诊断装置,其特征在于:根据将多帧的一个心律周期中的收缩期的所述流体信息数据相加后获得的数据,编制所述流体的最大直径的图像。

16. 如权利要求 8 ~ 15 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述显示部显示实时的超声波图像。

17. 如权利要求 1 ~ 7 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警是显示所述距离计算部计算出的距离。

18. 如权利要求 1 ~ 7 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:所述报警是声音。

19. 一种超声波诊断装置的控制程序,其特征在于,使计算机执行下述功能:

流体位置检测功能,该流体位置检测功能检测被检查体内的流体的位置;

穿刺针位置检测功能,该穿刺针位置检测功能检测插入所述被检查体内的穿刺针的位置;

距离计算功能,该距离计算功能根据所述流体位置检测功能检测的所述流体的位置和所述穿刺针位置检测功能检测的所述穿刺针的位置,计算出所述流体和所述穿刺针的距离;

告知功能,该告知功能在该距离计算功能计算出的距离小于既定的阈值时报警。

超声波诊断装置及其控制程序

技术领域

[0001] 本发明涉及在操作人员插入穿刺针之际给予支援的超声波诊断装置及其控制程序。

背景技术

[0002] 为了对活体组织进行取样、使用无线电波进行烧灼治疗,往往要将穿刺针插入被检查体。在插入该穿刺针之际,必须避免损伤血管等脉管。超声波诊断装置因为能够一边对被检查体进行超声波的收发,一边实时地显示被检查体的超声波图像,所以能够一边确认超声波图像一边插入穿刺针(例如参照专利文献1)。

[0003] 专利文献1:日本特开2011-229837号公报。

[0004] 可是,一边确认超声波图像一边避免损伤脉管等地插入穿刺针,需要具备娴熟的技术。所以,进行穿刺手术的医务人员希望有能够更加容易地插入穿刺针的超声波诊断装置。

发明内容

[0005] 为了解决上述课题而推出的本发明的超声波诊断装置,其特征在于,具备:流体位置检测部,该流体位置检测部检测被检查体内的流体的位置;穿刺针位置检测部,该穿刺针位置检测部检测插入所述被检查体内的穿刺针的位置;距离计算部,该距离计算部根据所述流体位置检测部检测的所述流体的位置和所述穿刺针位置检测部检测的所述穿刺针的位置,计算出所述流体和所述穿刺针的距离;告知部,该告知部在该距离计算部计算出的距离小于既定的阈值时报警。

[0006] 依据上述观点的发明,因为在距离计算部计算出的距离小于既定的阈值时报警,所以能够更容易地向被检查体内插入穿刺针。

附图说明

[0007] 图1是表示本发明涉及的超声波诊断装置的实施方式的简要结构的1个例子的方框图;

图2是表示图1所示的超声波诊断装置中的回波数据处理部的结构的方框图;

图3是表示图1所示的超声波诊断装置中的显示控制部的结构的方框图;

图4是表示显示B模式图像的显示部的一个例子的图;

图5是表示显示报警的文字信息的显示部的一个例子的图;

图6是表示显示3D图像的显示部的一个例子的图;

图7是表示显示2D图像的显示部的一个例子的图;

图8是表示显示2D图像的其它例子的图;

图9是表示本发明涉及的超声波诊断装置的实施方式的简要结构的其它例子的方框图;

图 10 是表示显示距离计算部计算出的距离的显示部的一个例子的图；
图 11 是表示在第 4 变形例中显示 3D 图像的显示部的其它例子的图；
图 12 是表示在第 4 变形例中显示 2D 图像的显示部的其它例子的图；
图 13 是表示第 5 变形例中的回波数据处理部的结构的方框图；
图 14 是表示第 6 变形例中的控制部的结构的方框图。

具体实施方式

[0008] 下面,根据图 1~图 6,讲述本发明的实施方式。图 1 所示的超声波诊断装置 1 具备超声波探测器 2、收发部 3、回波数据处理部 4、显示控制部 5、显示部 6、操作部 7、控制部 8、HDD (硬盘驱动器:Hard Disk Drive) 9。

[0009] 所述超声波探测器 2,具有阵列状配置的多个超声波振动器(未图示),利用该超声波振动器,向被检查体发送超声波,接收其回波信号。所述超声波探测器 2 是本发明中的超声波探测器的实施方式的一个例子。

[0010] 在所述超声波探测器 2 中,设置例如用霍尔元件构成的第 1 磁性传感器 10。利用该第 1 磁性传感器 10 检测例如由磁性发生线圈构成的磁性发生部 11 产生的磁。所述第 1 磁性传感器 10 中的检测信号输入所述显示控制部 5。所述第 1 磁性传感器 10 中的检测信号既可以经由未图示的电缆输入所述显示控制部 5,也可以无线输入所述显示控制部 5。所述磁性发生部 11 及所述第 1 磁性传感器 10,如后文所述,是用于检测所述超声波探测器 2 的位置及倾斜的元件,是本发明中的第 1 位置传感器的实施方式的一个例子。

[0011] 另外在超声波探测器 2 中,利用穿刺针导向夹具 12 安装着穿刺针 13。在该穿刺针 13 中,设有检测所述磁性发生部 11 产生的磁的第 2 磁性传感器 14。该第 2 磁性传感器 14,例如设置在筒状地形成的所述穿刺针 13 的前端部分的中空部。所述磁性发生部 11 及所述第 2 磁性传感器 14,是用于检测设有该第 2 磁性传感器 14 的所述穿刺针 13 的前端部分的位置的元件,是本发明中的第 2 位置传感器的实施方式的一个例子。

[0012] 所述收发部 3 根据来自所述控制部 8 的控制信号,将用于使所述超声波探测器 2 按照既定的扫描条件发送超声波的电气信号供给所述超声波探测器 2。另外,所述收发部 3 对于用所述超声波探测器 2 接收的回波信号进行 A/D 转换、整相加法处理等信号处理,向所述回波数据处理部 4 输出信号处理后的回波数据。

[0013] 所述回波数据处理部 4,对所述收发部 3 输出的回波数据进行旨在编制超声波图像的处理。例如如图 2 所示,所述回波数据处理部 4 具有 B 模式数据编制部 41 和多普勒数据编制部 42。所述 B 模式数据编制部 41 对所述回波数据进行包含对数压缩处理、包络线检波处理等在内的 B 模式处理,编制 B 模式数据。

[0014] 所述多普勒数据编制部 42 对所述回波数据进行包含正交检波处理、自我相关运算处理等在内的多普勒处理,编制多普勒数据(doppler data)。该多普勒数据例如是回波源的流速及离散的数据。或者多普勒数据也可以是回波源的功率的数据。所述多普勒数据,是本发明中的流体信息数据的实施方式的一个例子。另外,所述多普勒数据编制部 42 是本发明中的流体信息数据编制部的实施方式的一个例子。

[0015] 所述显示控制部 5,如图 3 所示,具有位置计算部 51、距离计算部 52、距离比较部 53、显示图像控制部 54。所述位置计算部 51,根据来自所述第 1 磁性传感器 10 的磁性检测

信号,计算出将所述磁性发生部 11 作为原点的三维空间中的所述超声波探测器 2 的位置及倾斜的信息(以下称作“探测器位置信息”)。进而,所述位置计算部 51 根据所述探测器位置信息,计算出回波数据的所述三维空间中的位置信息。这样,计算出多普勒数据的所述三维空间中的位置信息,可以获得血流等流体的位置信息。

[0016] 用所述第 1 磁性传感器 10、所述磁性发生部 11、所述多普勒数据编制部 42、所述位置计算部 51 检测流体的位置(流体位置检测功能)。所述第 1 磁性传感器 10、所述磁性发生部 11、所述多普勒数据编制部 42、所述位置计算部 51 构成本发明中的流体位置检测部。

[0017] 另外,所述位置计算部 51 根据来自所述第 2 磁性传感器 14 的磁性检测信号,算出所述三维空间中的所述穿刺针 13 的前端部分的位置信息。用所述第 2 磁性传感器 14、所述磁性发生部 11、所述位置计算部 51 检测所述穿刺针 13 的前端部分的位置(穿刺针位置检测功能)。所述第 2 磁性传感器 14、所述磁性发生部 11、所述位置计算部 51 构成本发明中的穿刺针位置检测部。

[0018] 所述位置计算部 51,是本发明中的位置计算部的实施方式的一个例子。另外,将所述磁性发生部 10 作为原点的三维空间,是本发明中的三维空间的实施方式的一个例子。

[0019] 所述距离计算部 52 计算出流体和所述穿刺针 13 的距离。所述距离计算部 52 计算出设有所述第 2 磁性传感器 14 的所述穿刺针 13 的前端部分和流体的距离 D (距离计算功能)。作为所述距离 D,所述距离计算部 52 计算出所述三维空间中的所述多普勒数据的位置和所述穿刺针 13 的前端部分的位置的距离。详细内容将在后文讲述。所述距离计算部 52 是本发明中的距离计算部的实施方式的一个例子。

[0020] 所述距离比较部 53,对所述距离计算部 52 计算出的距离 D 和既定的阈值进行比较。既定的阈值,是第 1 阈值 Dth1 和第 2 阈值 Dth2($Dth1 < Dth2$)。详细内容将在后文讲述。

[0021] 顺便说一下,所述第 1 阈值 Dth1 及所述第 2 阈值 Dth2 被预先存储在所述 HDD9。操作人员利用所述操作部 7 的输入,可以变更这些第 1 阈值 Dth1 及第 2 阈值 Dth2。

[0022] 所述显示图像控制部 54 利用扫描转换器(Scan Converter)将所述 B 模式数据转换成 B 模式图像数据。然后,所述显示图像控制部 54 使所述显示部 6 显示基于所述 B 模式图像数据的 B 模式图像。

[0023] 另外,所述显示图像控制部 54 如后文所述,在所述距离 D 成为既定的阈值以下时,使所述显示部 6 显示报警的图像(报警显示功能)。报警的图像是报警的文字信息 I (参照图 5)和 3D 图像 G_{3D} (参照图 6)。所述显示图像控制部 54,是本发明中的告知部的实施方式的一个例子。另外,所述报警显示功能,是本发明中的告知功能的实施方式的一个例子。

[0024] 报警的文字信息 I,是警告所述穿刺针 13 正在靠近流体的短信息,由“警告(WARNING)!”等文字构成。

[0025] 另外,所述 3D 图像 G_{3D} ,由三维的流体图像 Gf_{3D} 、表示穿刺针的预定插入路线的三维针形线(needle line) Nl_{3D} 、表示所述穿刺针 13 的前端部分的三维前端显示 H_{3D} 构成。所述显示图像控制部 54 根据所述多普勒数据编制三维的流体图像数据,使所述显示部 6 显示基于该三维的流体图像数据的三维的流体图像 Gf_{3D} 。

[0026] 所述显示图像控制部 54 根据所述位置计算部 51 计算出的多普勒数据的位置信息及所述穿刺针 13 的前端部分的位置信息,确定所述三维空间中的流体和所述穿刺针 13 的

前端部分的位置关系,显示所述三维的流体图像 Gf_{3D} 及所述三维前端显示 H_{3D} 。

[0027] 另外,所述穿刺针 13 的预定插入路线和所述超声波探测器 2 的位置关系被预先设定。这样,能够根据所述位置计算部 51 计算出的探测器位置信息,确定所述三维空间中的所述穿刺针 13 的预定插入路线的位置。所述显示图像控制部 54 确定所述穿刺针 13 的预定插入路线和流体及所述穿刺针 13 的前端部分的位置关系,显示所述三维针形线 $N1_{3D}$ 。

[0028] 另外,所述显示图像控制部 54 如后文所述,在所述显示部 6 显示的 B 模式图像 BG 上显示二维针形线 $N1_{2D}$ 。另外,所述显示图像控制部 54 根据所述位置计算部 51 计算出的所述穿刺针 13 的前端部分的位置信息,在所述 B 模式图像 BG 上显示表示所述穿刺针 13 的前端部分的二维前端显示 H_{2D} 。

[0029] 所述显示部 6 由 LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode Ray Tube) 等构成。所述操作部 7 包含供操作人员输入指令及信息的键盘及指令器件(未图示)等而构成。

[0030] 所述控制部 8 具有 CPU (Central Processing Unit) 而构成。该控制部 8 读出被存储在所述 HDD9 的控制程序,执行以所述流体位置检测功能、所述穿刺针位置检测功能、所述距离计算功能、所述告知显示功能为首的所述超声波诊断装置 1 的各部中的功能。

[0031] 下面,讲述本例的超声波诊断装置 1 的作用。首先,利用所述超声波探测器 2 开始收发超声波,取得回波信号。利用所述超声波探测器 2 进行的超声波的收发,在三维区域中进行。这样,取得三维区域中的回波信号。

[0032] 在所述显示部 6 中,如图 4 所示地显示根据所述回波信号编制的 B 模式图像 BG。该 B 模式图像 BG 是二维的图像。在所述 B 模式图像 BG 上,显示所述二维针形线 $N1_{2D}$ 。

[0033] 另外,所述多普勒数据编制部 42 还根据所述回波信号编制多普勒数据。这里的多普勒数据是三维的数据(体数据)。

[0034] 操作人员一边观看实时的所述 B 模式图像 BG,一边将所述穿刺针 13 插入被检查体。操作人员沿着二维针形线 $N1_{2D}$ 地插入所述穿刺针 13。所述显示图像控制部 54,使所述二维前端显示 H_{2D} 在所述 B 模式图像 BG 上显示。

[0035] 所述距离计算部 52 计算出所述多普勒数据和所述穿刺针 13 的前端部分的距离 D。所述距离计算部 52 根据所述位置计算部 51 计算出的所述三维空间中的所述多普勒数据的位置及所述穿刺针 13 的前端部分的位置,计算出所述距离 D。

[0036] 所述距离比较部 53 对所述距离 D 和所述第 1 阈值 $Dth1$ 及所述第 2 阈值 $Dth2$ 加以比较。在这里,作为所述距离 D,可以计算出多普勒数据的多个部位和所述穿刺针 13 的前端部分的距离。这样计算出多个所述距离 D 时,所述距离比较部 53 可以对计算出的所述距离 D 中的最小的距离 $Dmin$ 和所述第 1 阈值 $Dth1$ 及所述第 2 阈值 $Dth2$ 加以比较。

[0037] $D < Dth2$ ($Dth2 > Dth1$) 时(但是 $D > Dth1$),所述显示图像控制部 54 如图 5 所示,使所述显示部 6 显示由文字“警告(WARNING)!”构成的报警的文字信息 I。该报警的文字信息 I,在 B 模式图像 BG 的旁边显示。所述报警的文字信息 I,既可以为红色等,还可以闪烁。

[0038] 顺便说一下,在图 5 中,在 B 模式图像 BG 中显示四边形的所述二维前端显示 H_{2D} 。

[0039] 另外, $D < Dth1$ 时,所述显示图像控制部 54 如图 6 所示,使所述显示部 6 显示 3D 图像 G_{3D} 。

[0040] 顺便说一下,所述显示图像控制部 54 可以通过操作人员利用所述操作部 7 的输

入,扩大或缩小所述 3D 图像 G_{3D} 。另外,所述显示图像控制部 54 可以通过操作人员利用所述操作部 7 的输入,旋转所述 3D 图像 G_{3D} 。所述 3D 图像 G_{3D} 旋转时,所述 3D 图像 G_{3D} 既可以将所述操作部 7 的输入作为契机自动地持续旋转,也可以通过操作人员利用所述操作部 7 的输入使所述 3D 图像 G_{3D} 只旋转操作人员希望旋转的角度。

[0041] 依据本例的超声波诊断装置 1,因为所述距离 D 小于所述第 2 阈值 D_{th2} 时就显示所述报警的文字信息 I ,进而所述距离 D 小于所述第 1 阈值 D_{th1} 时就显示所述 3D 图像 G_{3D} ,所以能够很容易地避免损伤血管等脉管地插入穿刺针。

[0042] 另外,因为显示所述 3D 图像 G_{3D} ,所以即使在 B 模式图像 BG 中没有显示所述穿刺针 13,也能够很容易地掌握所述穿刺针 13 和血流等脉管的位置关系。另一方面,因为所述 3D 图像 G_{3D} 只在所述距离 D 小于所述第 1 阈值 D_{th1} 时显示,所以能够维持所述 B 模式图像 BG 的帧速率。

[0043] 接着,讲述实施方式的变形例。首先讲述第 1 变形例。所述显示图像控制部 54 作为所述报警的图像,可以取代所述 3D 图像 G_{3D} ,如图 7 所示地显示 2D 图像 G_{2D} 。该 2D 图像 G_{2D} 由二维的流体图像 $G_{f_{2D}}$ 、二维针形线 $N_{l_{2D}}$ 、所述二维前端显示 H_{2D} 构成。

[0044] 所述显示图像控制部 54 根据所述多普勒数据编制二维的流体图像数据,根据该二维的流体图像数据显示所述二维的流体图像 $G_{f_{2D}}$ 。该二维的流体图像 $G_{f_{2D}}$,例如是有关和所述 B 模式图像 BG 同一个超声波的收发面的图像。

[0045] 接着讲述第 2 变形例。所述显示图像控制部 54 可以根据对同一个收发面加上多帧的多普勒数据后获得的数据,编制三维的流体图像数据或二维的流体图像数据。这时,作为所述三维的流体图像数据 $G_{f_{3D}}$ 及所述二维的流体图像数据 $G_{f_{2D}}$,可以显示流体的最大直径的图像和现在的流体的图像。

[0046] 如果举例讲述所述 2D 图像 G_{2D} ,就可以如图 8 所示地显示由流体的最大直径的图像 $G_{f_{MAX}}$ 和现在的流体的图像 $G_{f_{PRE}}$ 构成的二维的流体图像 $G_{f_{2D}}$ 。例如半透明地显示所述图像 $G_{f_{MAX}}$,用既定的颜色显示所述图像 $G_{f_{PRE}}$ (在图 8 中,用点显示所述图像 $G_{f_{PRE}}$)。

[0047] 顺便说一下,在图 8 中只显示所述 2D 图像 G_{2D} ,但是该 2D 图像 G_{2D} 可以和所述 B 模式图像 BG 一起显示。

[0048] 所述图像 $G_{f_{MAX}}$ 是一个心律周期中的流体的最大直径的图像。该图像 $G_{f_{MAX}}$ 在每个心律周期中被更新。所述图像 $G_{f_{MAX}}$ 可以根据将一个心律周期中的所述多普勒数据相加后获得的数据编制。另外,所述图像 $G_{f_{MAX}}$ 还可以根据将一个心律周期中的收缩期的多普勒数据相加后获得的数据编制。

[0049] 将收缩期的多普勒数据相加时,如图 9 所示,ECG (Electrocardiogram) 信号被输入所述控制部 8。根据该 ECG 信号确定收缩期。

[0050] 所述图像 $G_{f_{PRE}}$ 在每个帧中被更新,流体的直径伴随着流体的流量的变化而变化。

[0051] 再接着讲述第 3 变形例。作为所述距离 D 成为所述第 2 阈值 D_{th2} 以下时显示的报警的图像,所述显示图像控制部 54 可以取代所述报警的文字信息 I 及所述 3D 图像 G_{3D} 或所述 2D 图像 G_{2D} ,如图 10 所示地显示所述距离 D 。

[0052] 接着讲述第 4 变形例。可以如图 11 所示,在所述 3D 图像 G_{3D} 中不显示所述三维针形线 $N_{l_{3D}}$ 。另外,还可以如图 12 所示,在所述 2D 图像 G_{2D} 中不显示所述二维针形线 $N_{l_{2D}}$ 。

[0053] 再接着讲述第 5 变形例。可以如图 13 所示,所述回波数据处理部 4 取代所述多普

勒数据编制部 42, 具有 B 流动数据编制部 43。该 B 流动数据编制部 43 对所述回波数据进行 B 流动处理, 编制 B 流动数据。这时, 该 B 流动数据可以取代所述多普勒数据而使用。B 流动数据是本发明中的流体信息数据的实施方式的一个例子。另外, 所述 B 流动数据编制部 43 是本发明中的流体信息数据的实施方式的一个例子。

[0054] 接着讲述第 6 变形例。在本例中, 所述控制部 8 如图 14 所示, 具有报警音发生部 81。在所述距离 D 成为既定的阈值以下时, 所述显示图像控制部 54 取代显示报警的图像, 使该报警音发生部 81 发出报警音。

[0055] 以上, 通过所述实施方式讲述了本发明。但是毫无疑问, 本发明可以在不变更其主旨的范围内进行各种变更。例如操作人员可以利用所述操作部 7 进行输入操作, 切换成不显示所述报警图像的模式。

[0056] 符号说明:

1 超声波诊断装置; 2 超声波探测器; 6 显示部; 10 第 1 磁性传感器; 11 磁性发生部; 13 穿刺针; 14 第 2 磁性传感器; 42 多普勒数据编制部(流体信息数据编制部); 43 B 流动数据编制部(流体信息数据编制部); 51 位置计算部; 52 距离计算部; 53 距离比较部; 54 显示图像控制部(告知部); 81 报警音发生部(告知部)。

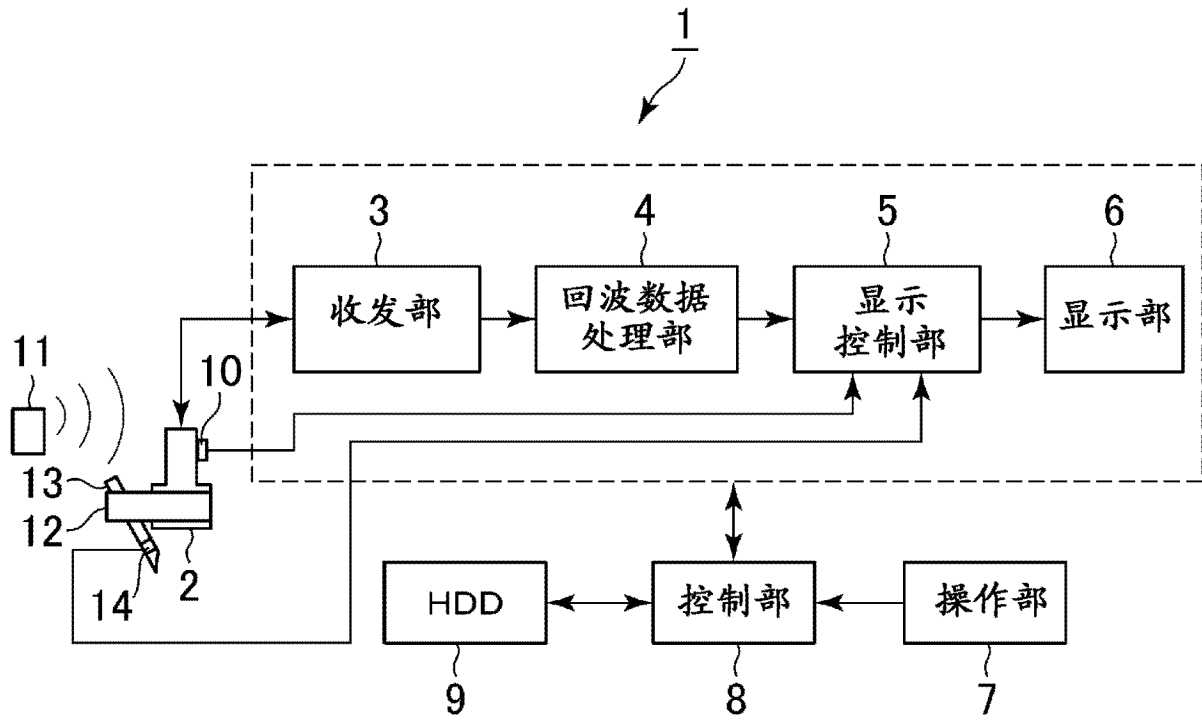


图 1

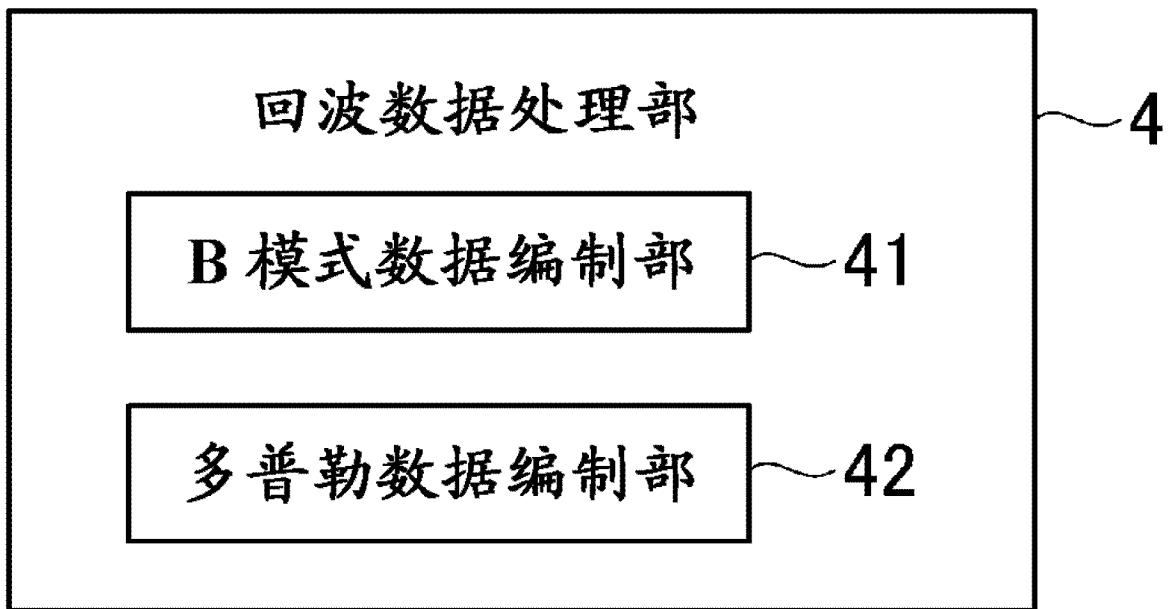


图 2

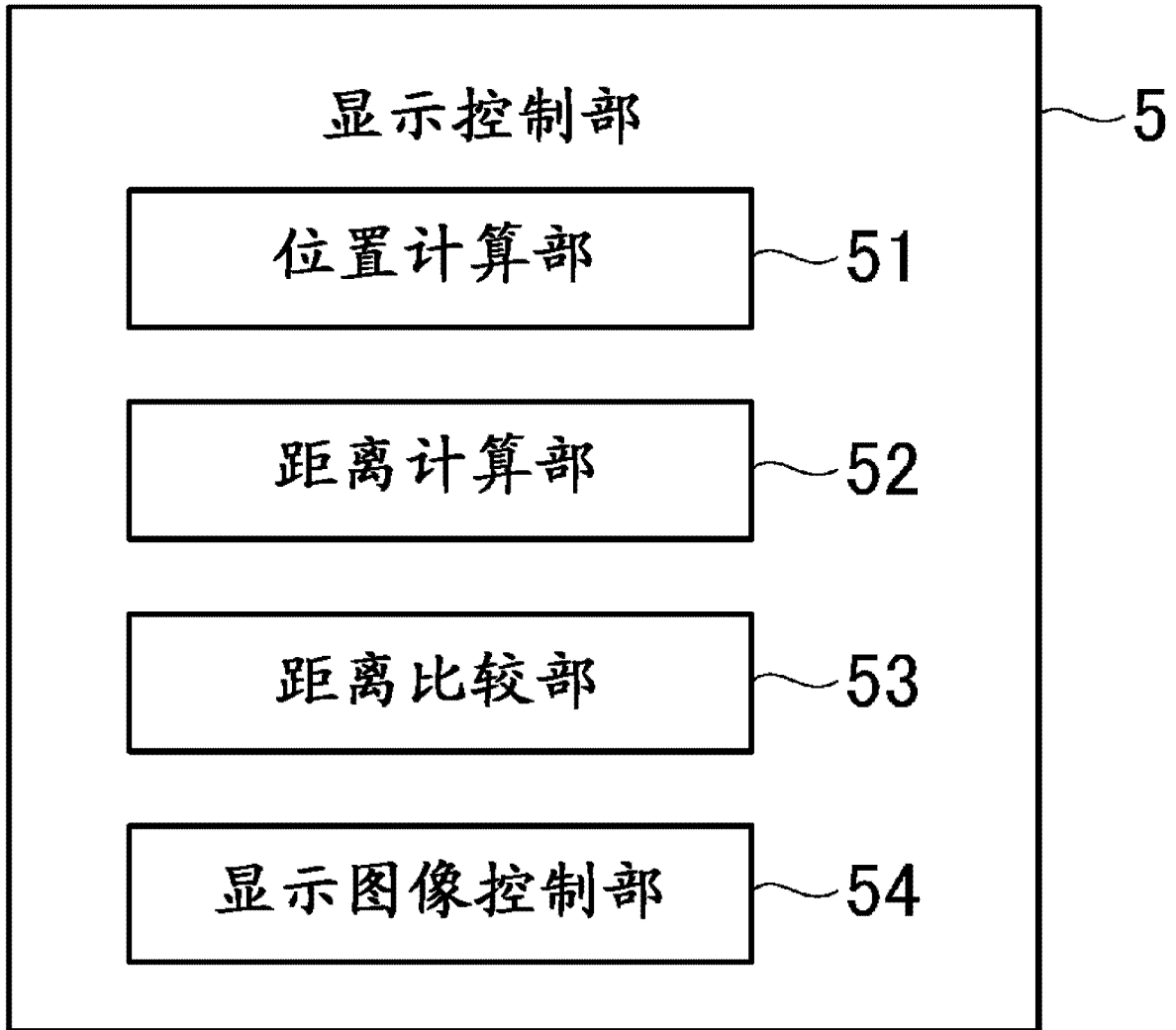


图 3

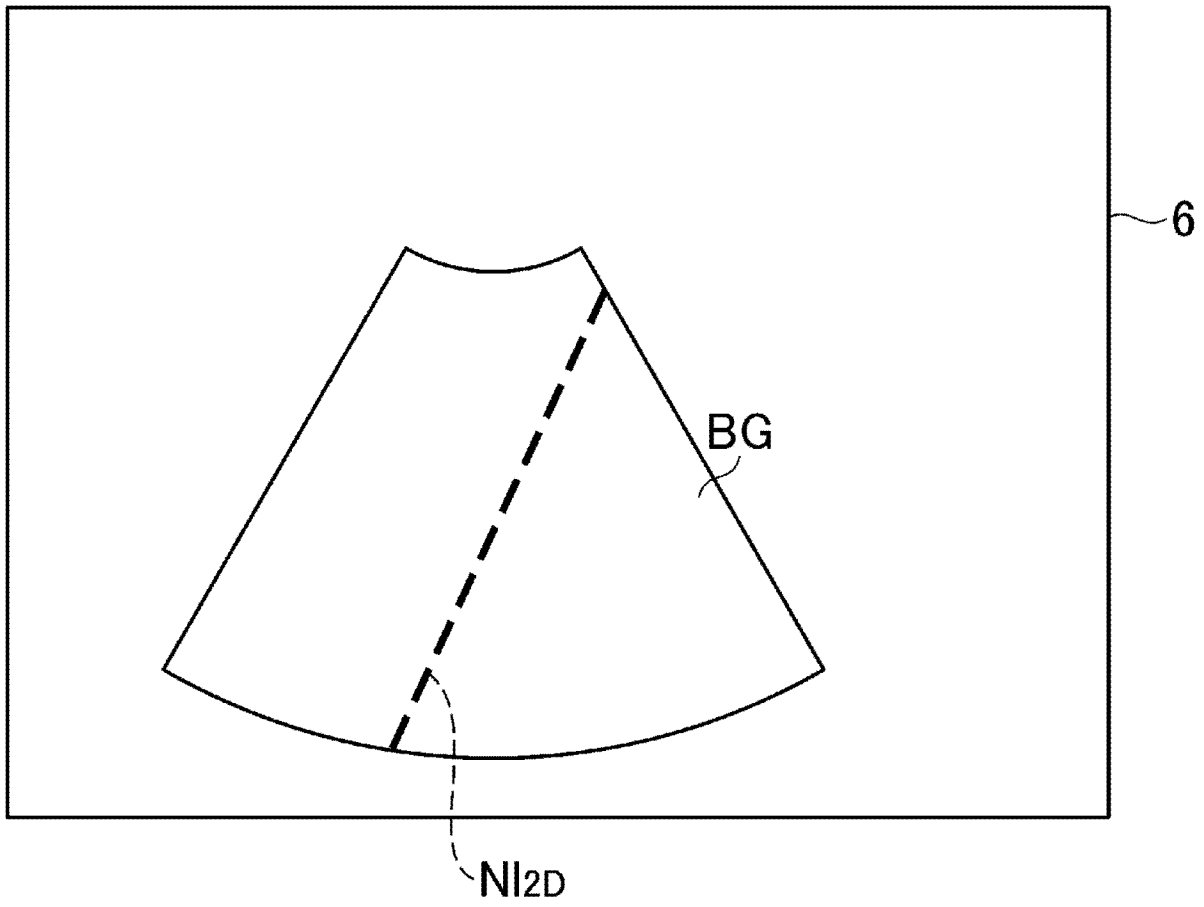


图 4

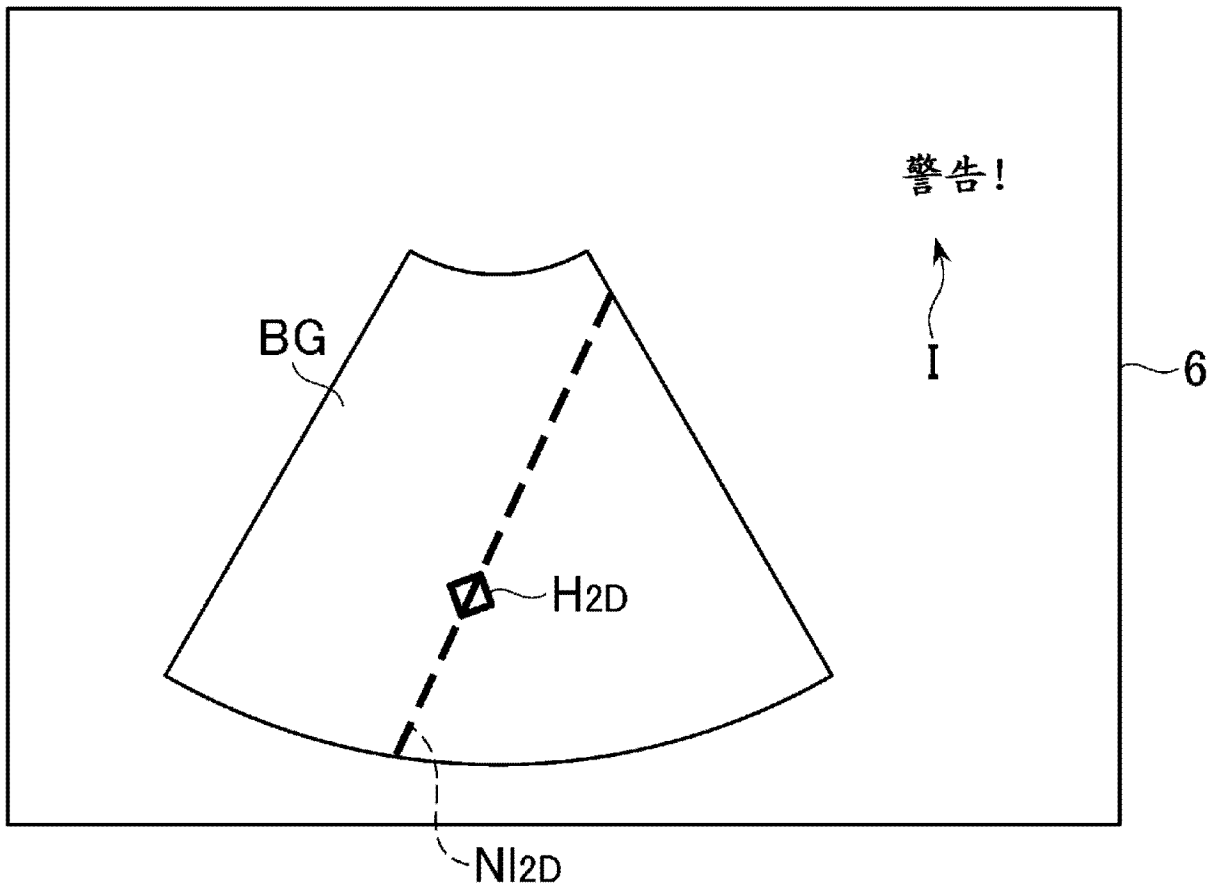


图 5

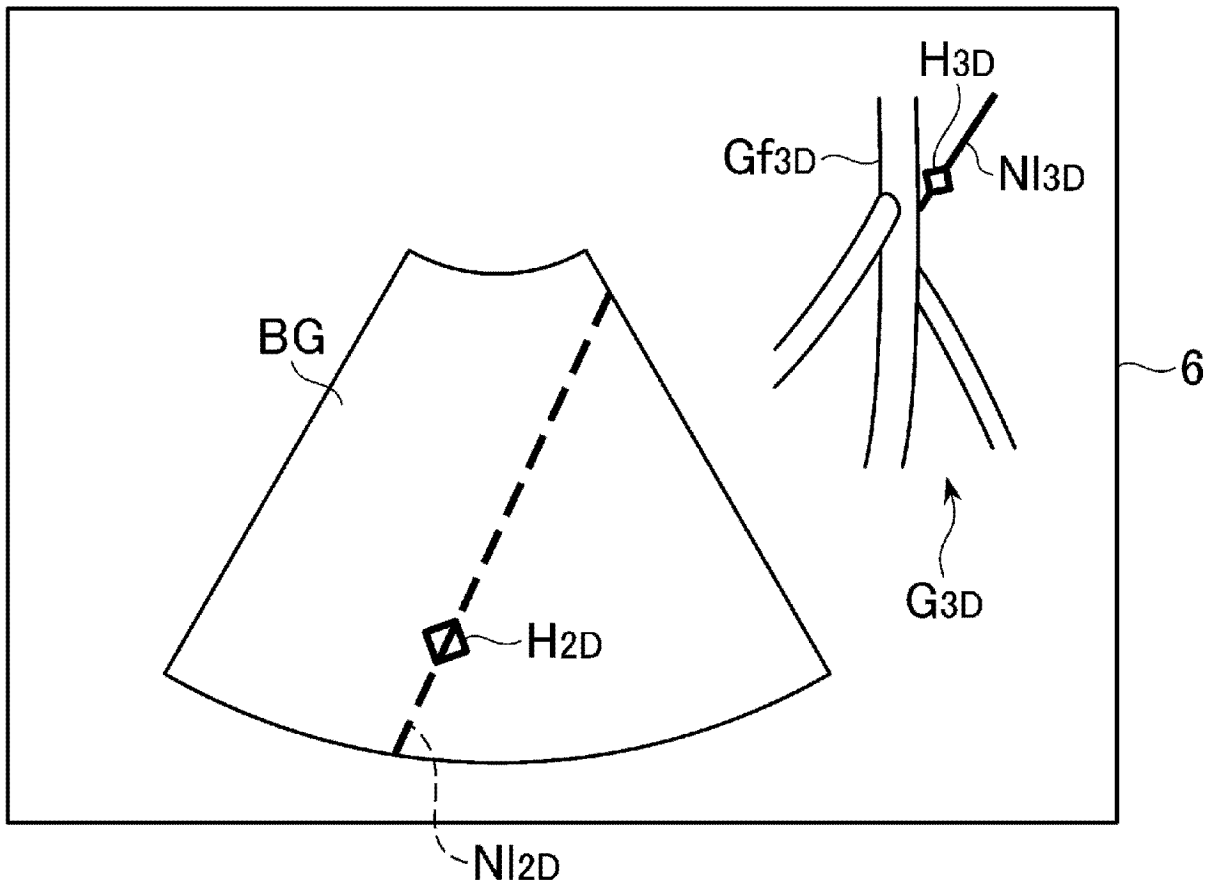


图 6

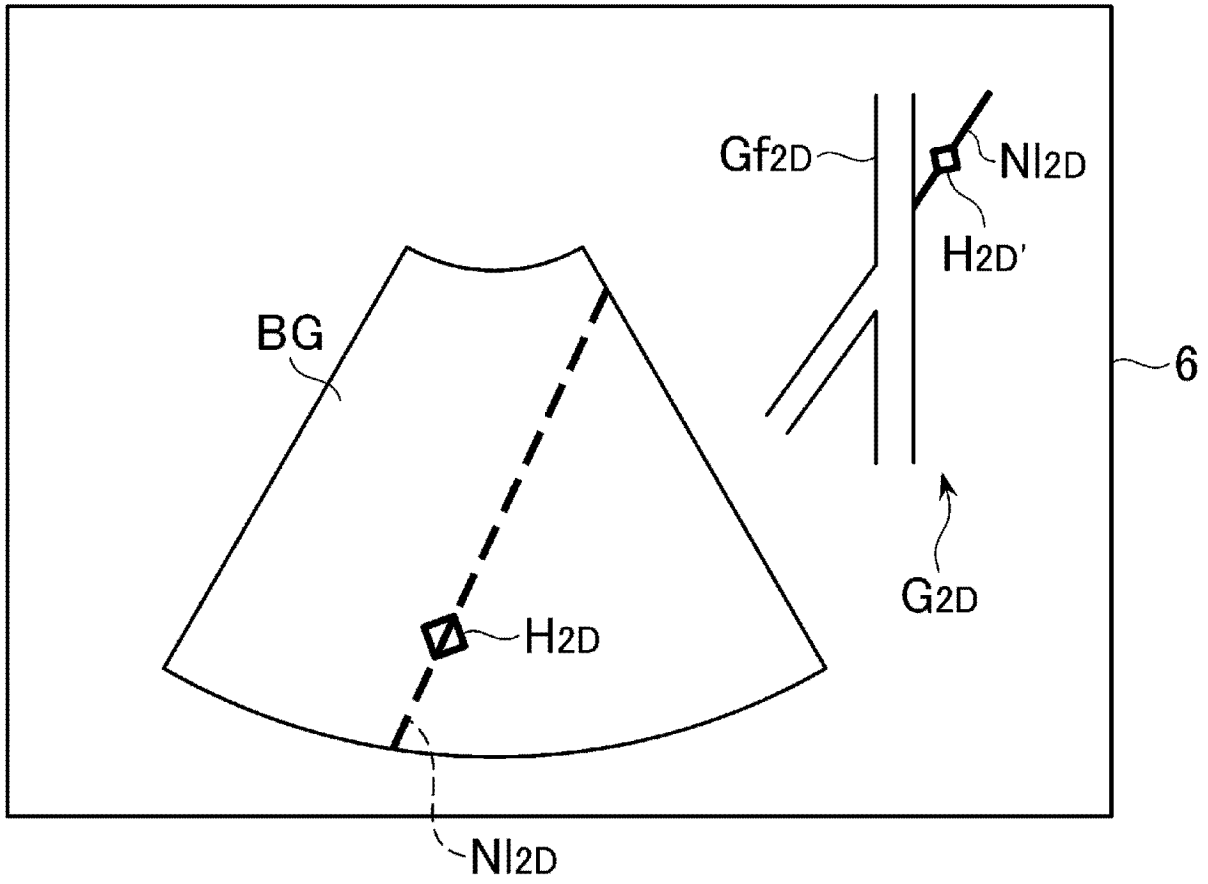


图 7

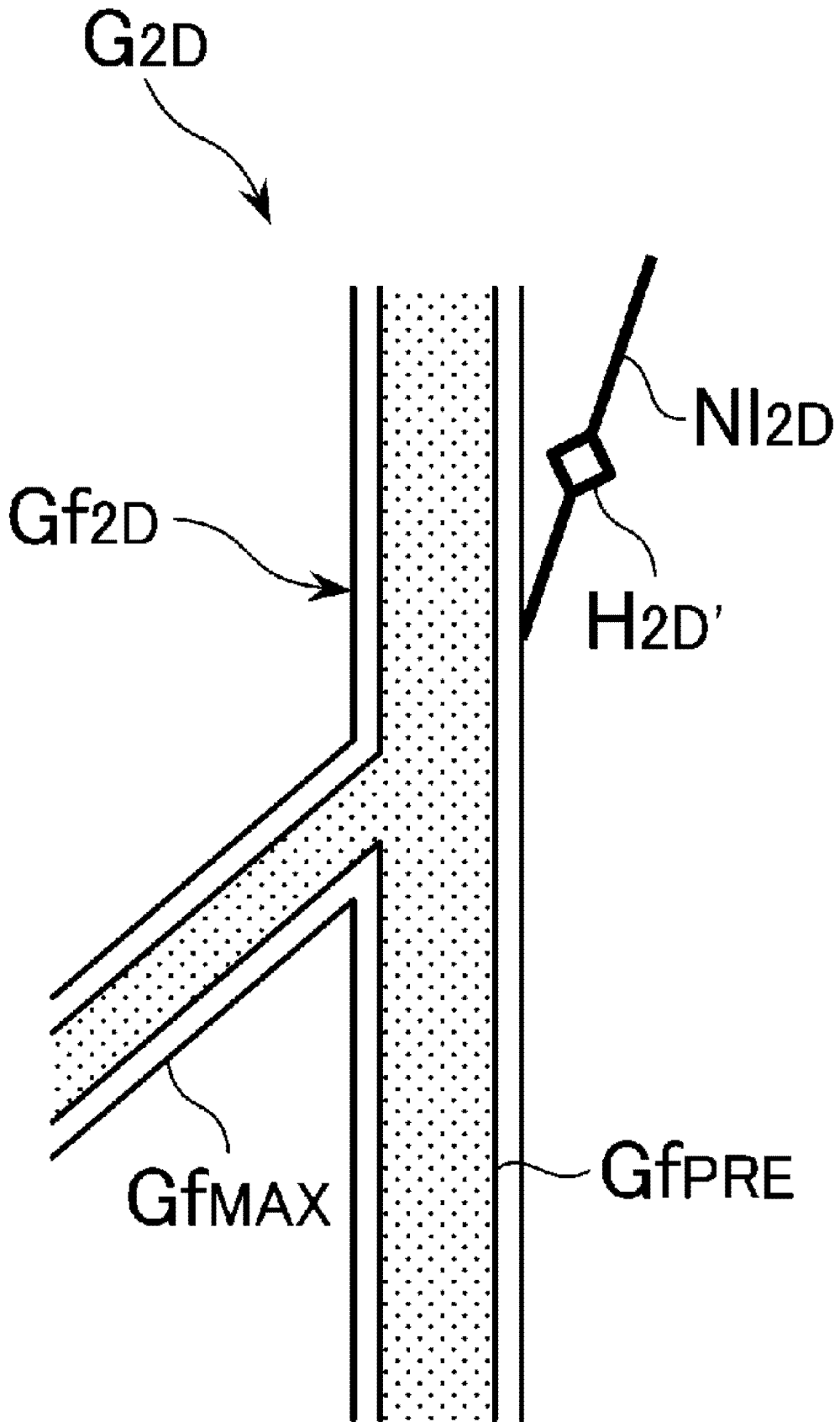


图 8

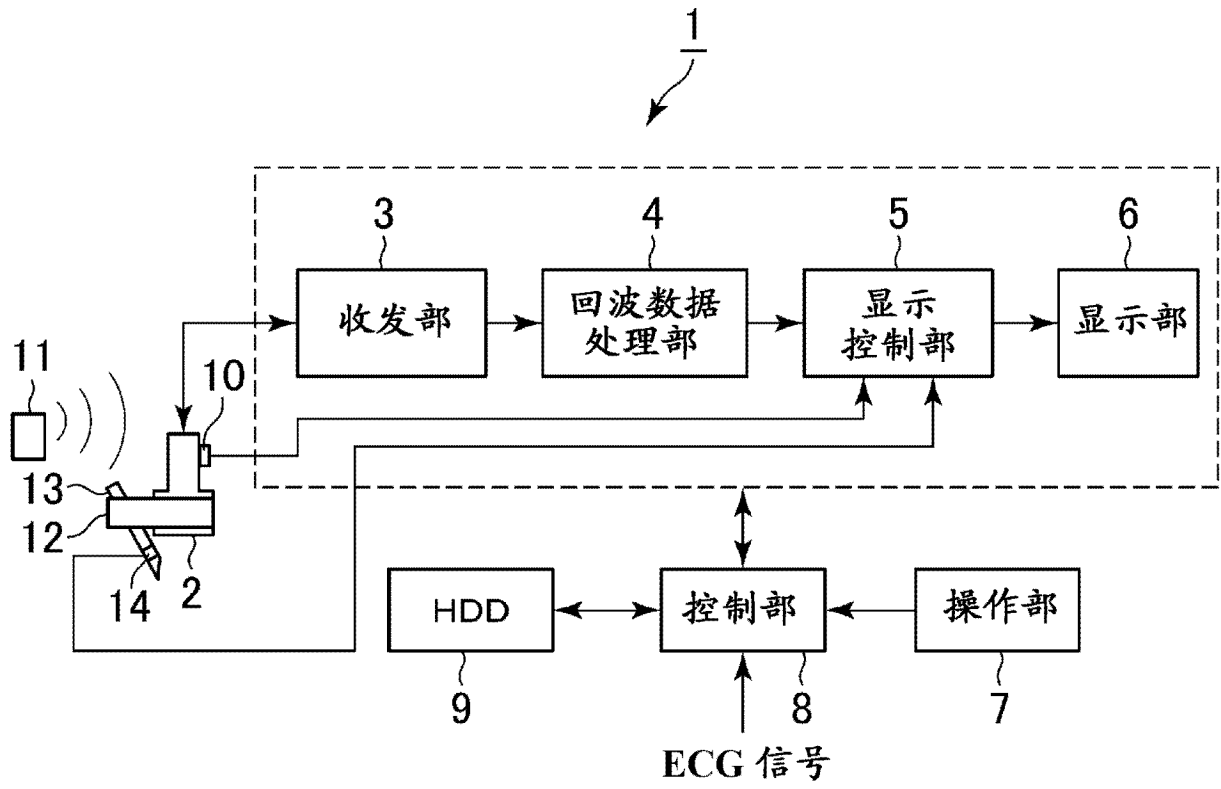


图 9

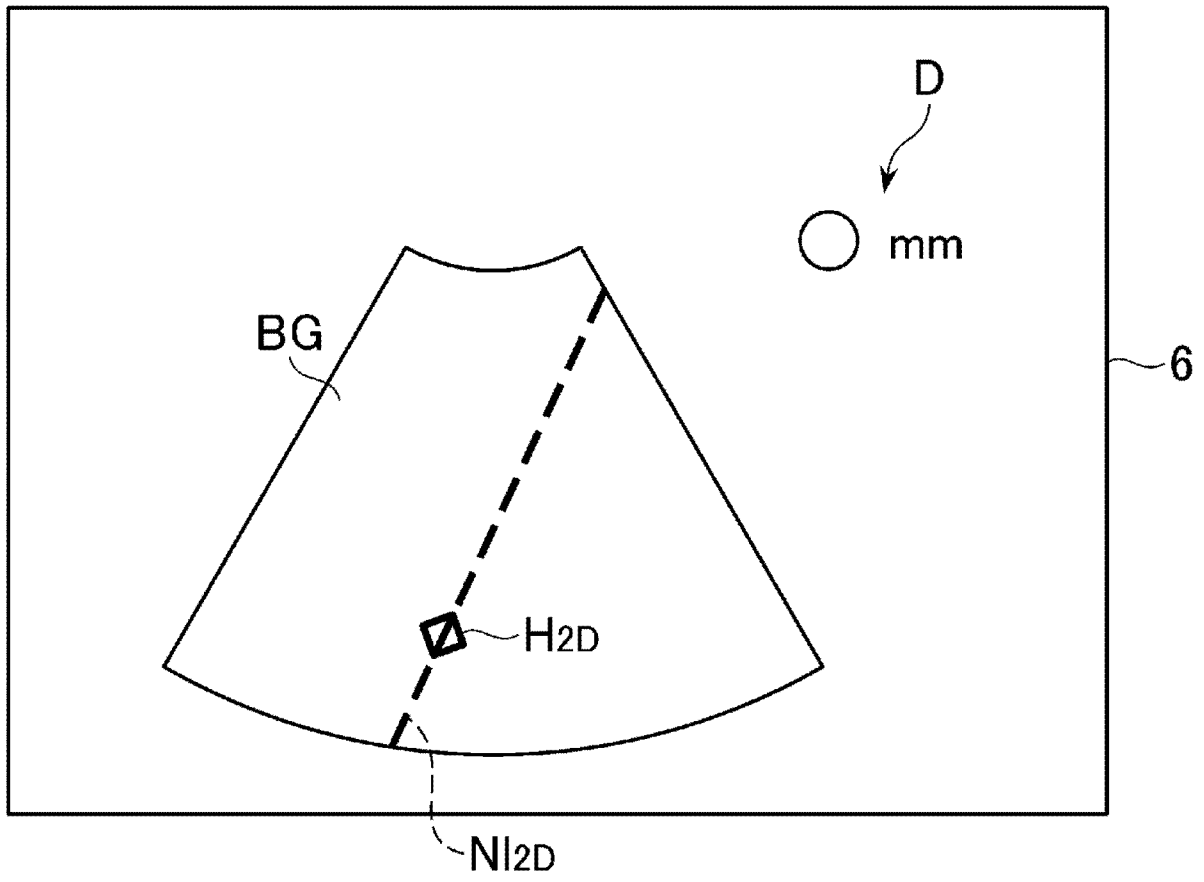


图 10

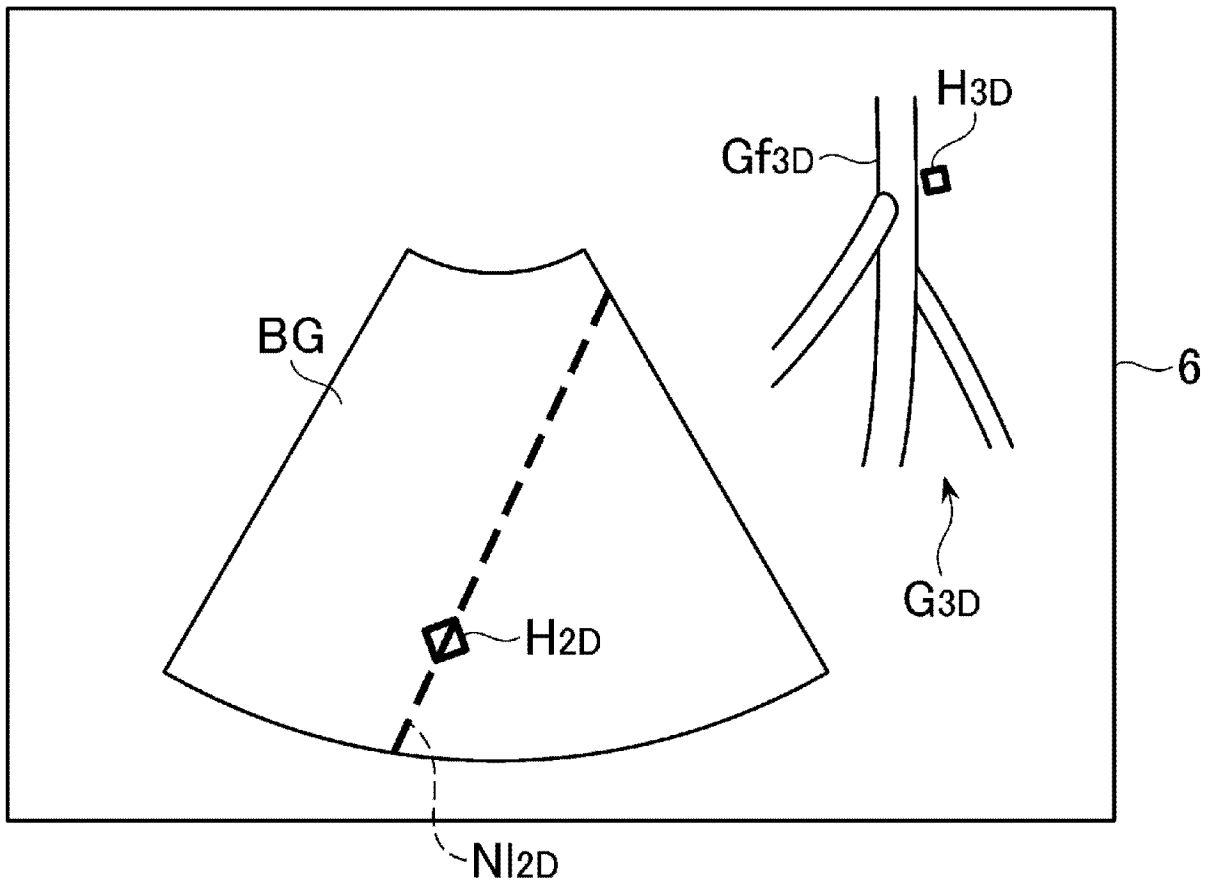


图 11

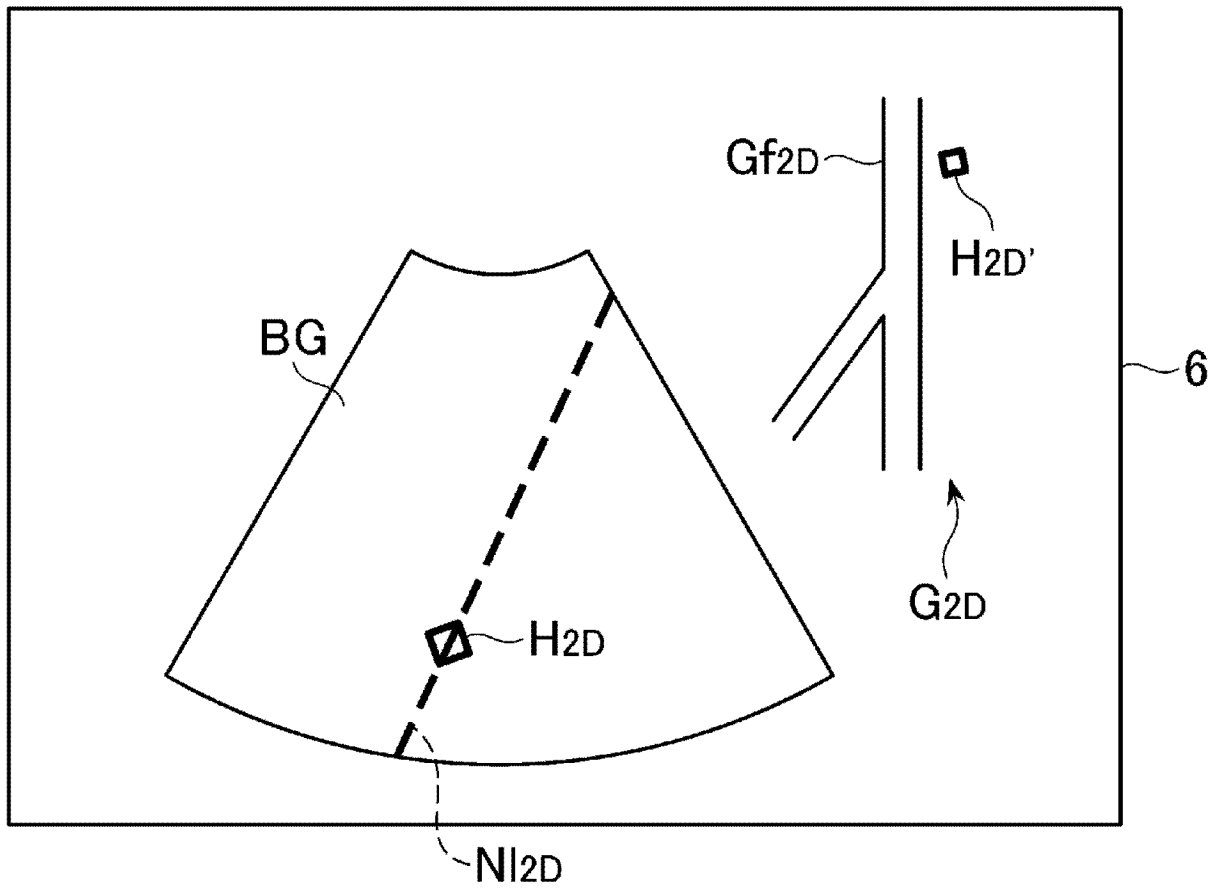


图 12

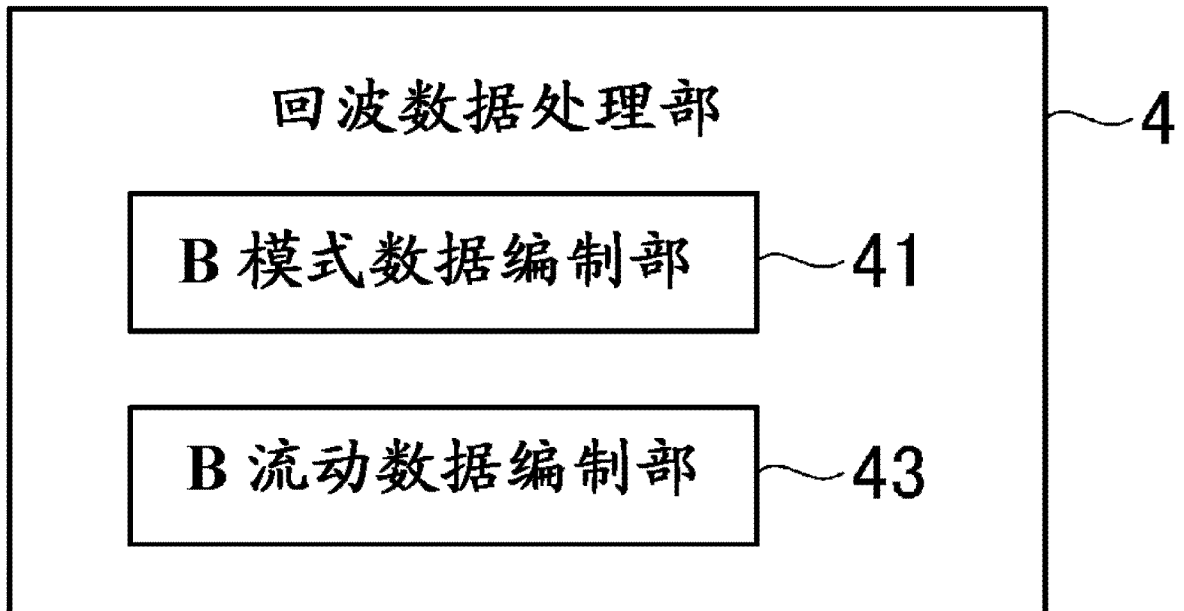


图 13

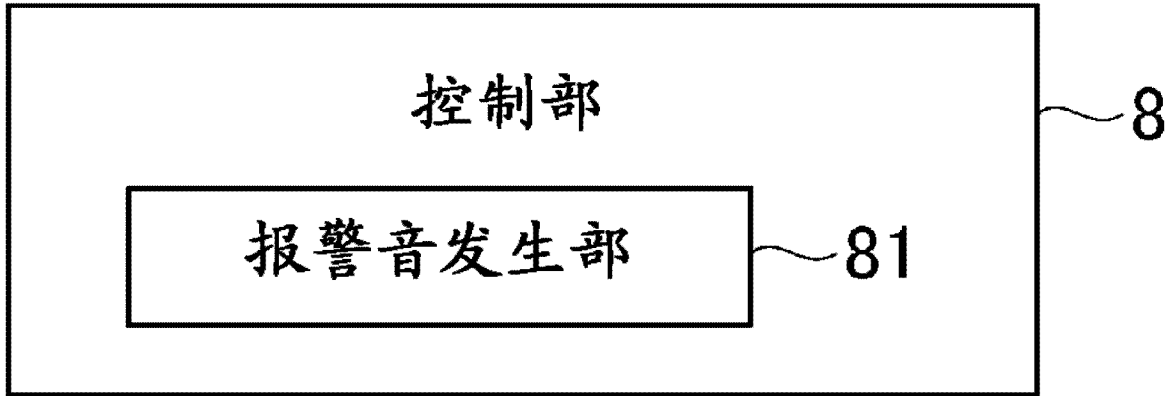


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN103211616A	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	CN201310018739.0	申请日	2013-01-18
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	刘磊		
发明人	刘磊		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B8/4245 A61B10/0233 A61B8/14 A61B8/52 A61B8/463 A61B17/3403 A61B8/488 A61B8/466 A61B8/4444 A61B8/0841 A61B2017/3413		
代理人(译)	李浩		
优先权	2012008748 2012-01-19 JP		
其他公开文献	CN103211616B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供能够更容易地向被检查体内插入穿刺针的超声波诊断装置。其特征在于，具备：距离计算部，该距离计算部根据三维空间中的多普勒数据或B流动数据的位置和穿刺针的位置，计算出流体和穿刺针的距离；显示图像控制部，该显示图像控制部在距离计算部计算出的距离小于既定的阈值时，显示3D图像（G3D）。所述3D图像（G3D）由三维的流体图像（Gf3D）、表示穿刺针的预定插入路线的三维针形线（NI3D）、表示所述穿刺针（13）的前端部分的三维前端显示（H3D）构成。

