



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103211616 B

(45)授权公告日 2017.04.12

(21)申请号 201310018739.0

(22)申请日 2013.01.18

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103211616 A

(43)申请公布日 2013.07.24

(30)优先权数据
2012-008748 2012.01.19 JP

(73)专利权人 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
72001

代理人 何欣亭 李浩

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1494873 A, 2004.05.12, 全文.

CN 102309339 A, 2012.01.11, 全文.

JP 特开2011-110182 A, 2011.06.09, 全文.

审查员 刘珊珊

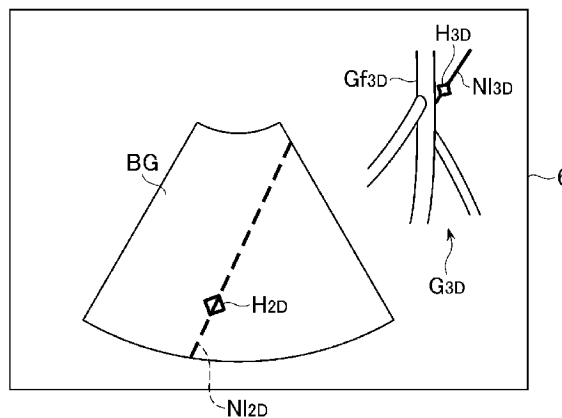
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(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第一阈值时,通过将文字信息或表示距离的数字信息显示在显示部而报警,在该距离计算部计算出的距离小于比第一阈值小的第二阈值时,通过在所述显示部显示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而报警。
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1~4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1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。
8. 如权利要求7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。
9. 如权利要求7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。
10. 如权利要求1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。
11. 如权利要求10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。
12. 如权利要求11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。
13. 如权利要求1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。

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;

[0008] 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;

[0009] 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;

[0010] 图4是表示显示B模式图像的显示部的一个例子的图;

[0011] 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;

[0012] 图6是表示显示3D图像的显示部的一个例子的图;

[0013] 图7是表示显示2D图像的显示部的一个例子的图;

[0014] 图8是表示显示2D图像的其它例子的图;

[0015] 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;

- [0016] 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；
- [0017] 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；
- [0018] 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；
- [0019] 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；
- [0020] 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

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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1(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。

[0037] 报警的文字信息1,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。

[0038] 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}。

[0039] 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}。

[0040] 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 $N1_{3D}$ 。

[0041] 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 $H2D$ 。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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 $N1_{2D}$ 。

[0046] 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)。

[0047] 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 $H2D$ 在所述B模式图像BG上显示。

[0048] 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 。

[0049] 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。

[0050] $D < Dth2$ ($Dth2 > Dth1$) 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1。该报警的文字信息1,在B模式图像BG的旁边显示。所述报警的文字信息1,既可以为红色等,还可以闪烁。

[0051] 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 $H2D$ 。

[0052] 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 $G3D$ 。

[0053] 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 $G3D$ 。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 $G3D$ 。所述3D图像 $G3D$ 旋转时,所述3D图像 $G3D$ 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。

[0054] 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1,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。

[0055] 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。

[0056] 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_{f2D}、二维针形线N_{12D}、所述二维前端显示H_{2D}'构成。

[0057] 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_{f2D}。该二维的流体图像G_{f2D},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。

[0058] 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_{f3D}及所述二维的流体图像数据G_{f2D},可以显示流体的最大直径的图像和现在的流体的图像。

[0059] 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_{fMAX}和现在的流体的图像G_{fPRE}构成的二维的流体图像G_{f2D}。例如半透明地显示所述图像G_{fMAX},用既定的颜色显示所述图像G_{fPRE}(在图8中,用点显示所述图像G_{fPRE})。

[0060] 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。

[0061] 所述图像G_{fMAX}是一个心律周期中的流体的最大直径的图像。该图像G_{fMAX}在每个心律周期中被更新。所述图像G_{fMAX}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_{fMAX}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。

[0062] 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。

[0063] 所述图像G_{fPRE}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。

[0064] 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1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。

[0065] 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_{13D}。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_{12D}。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 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。

[0069] 符号说明:

[0070] 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)。

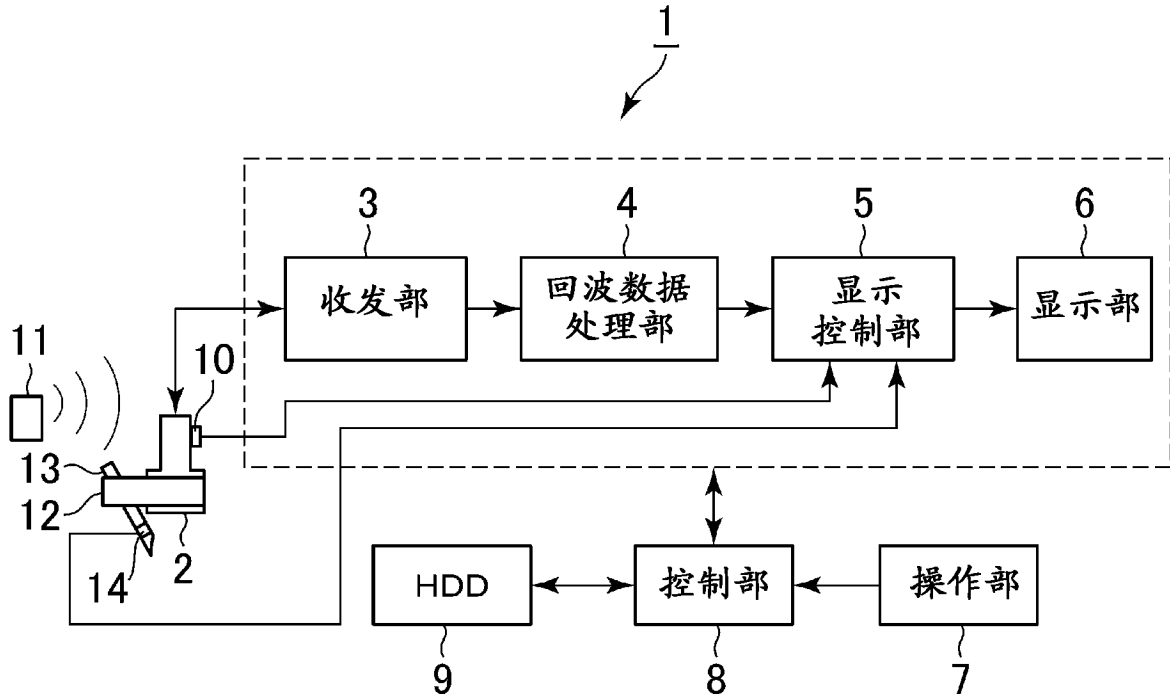


图 1

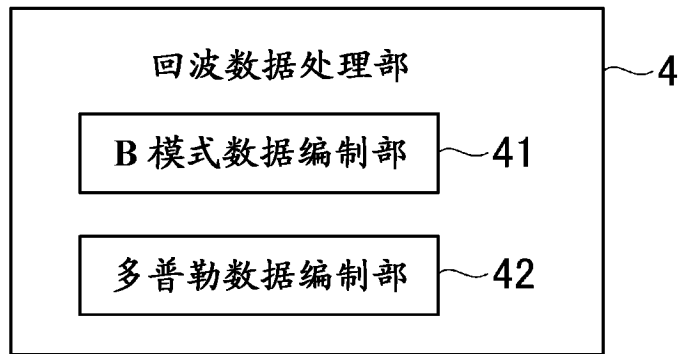


图 2

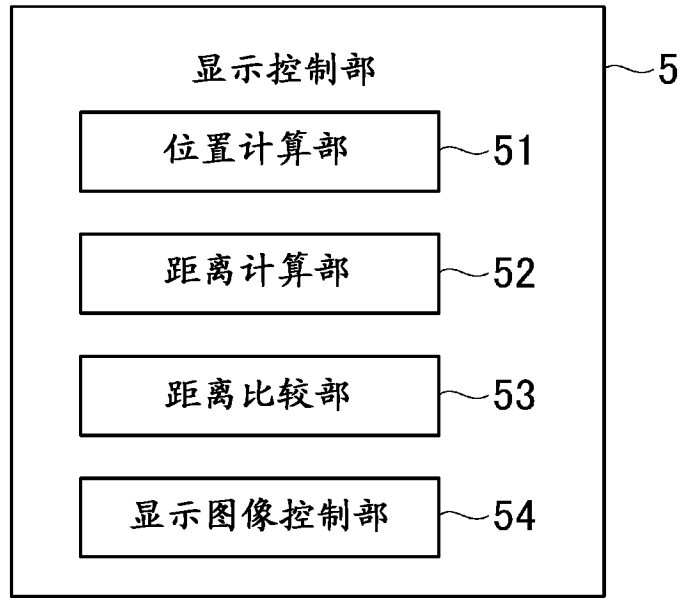


图 3

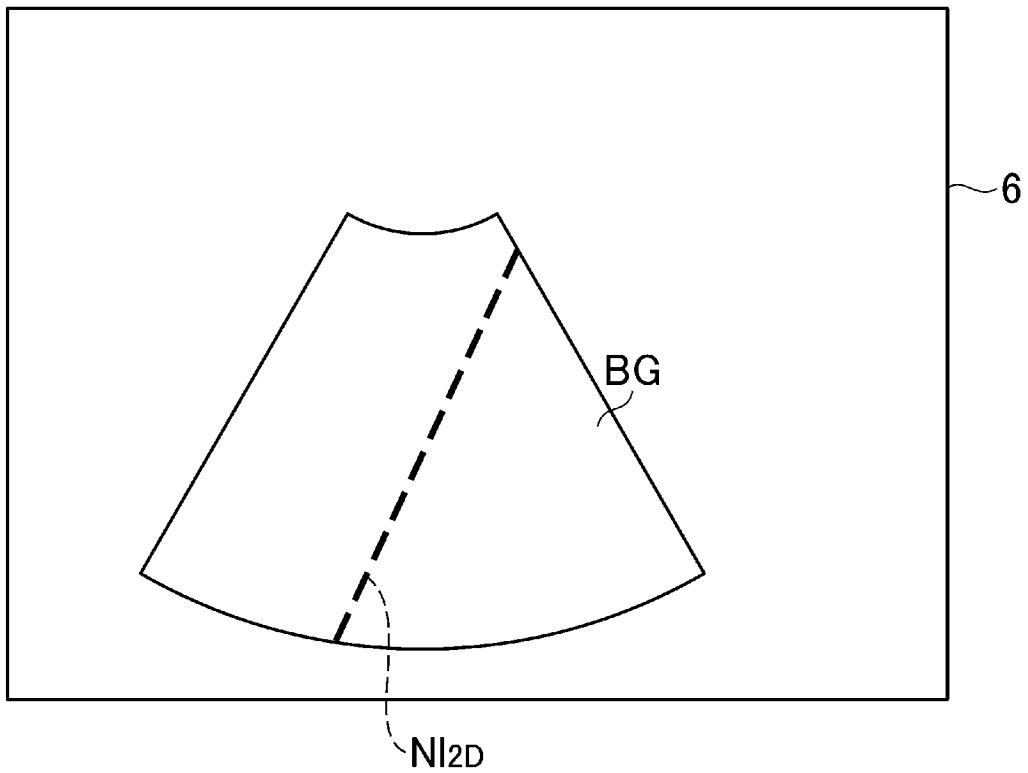


图 4

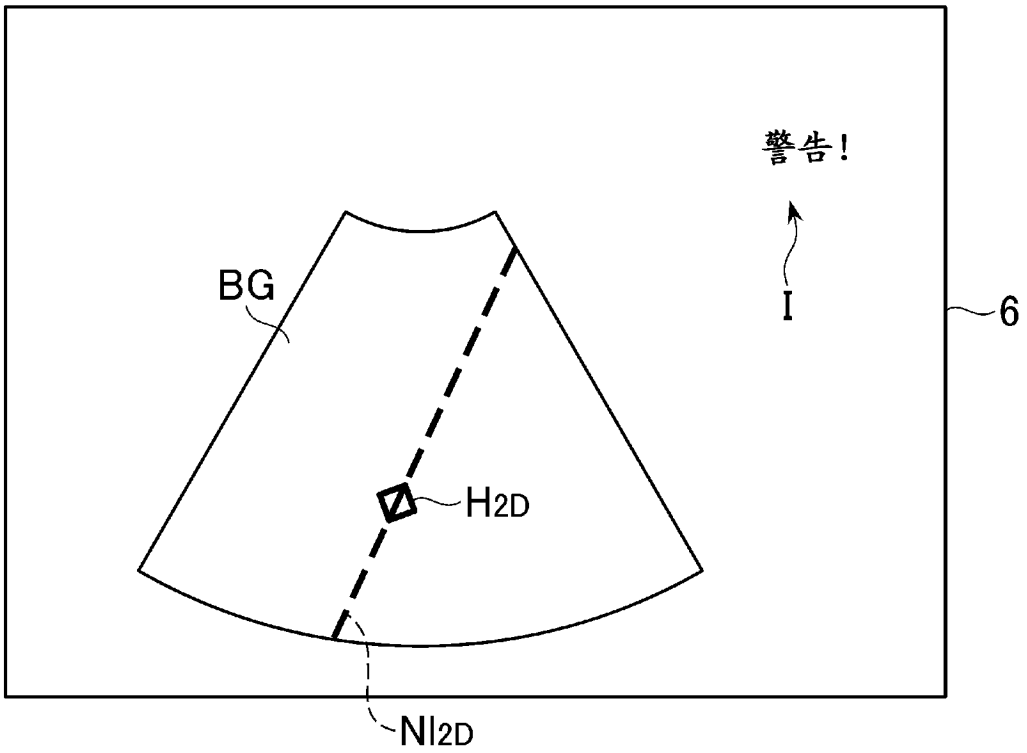


图 5

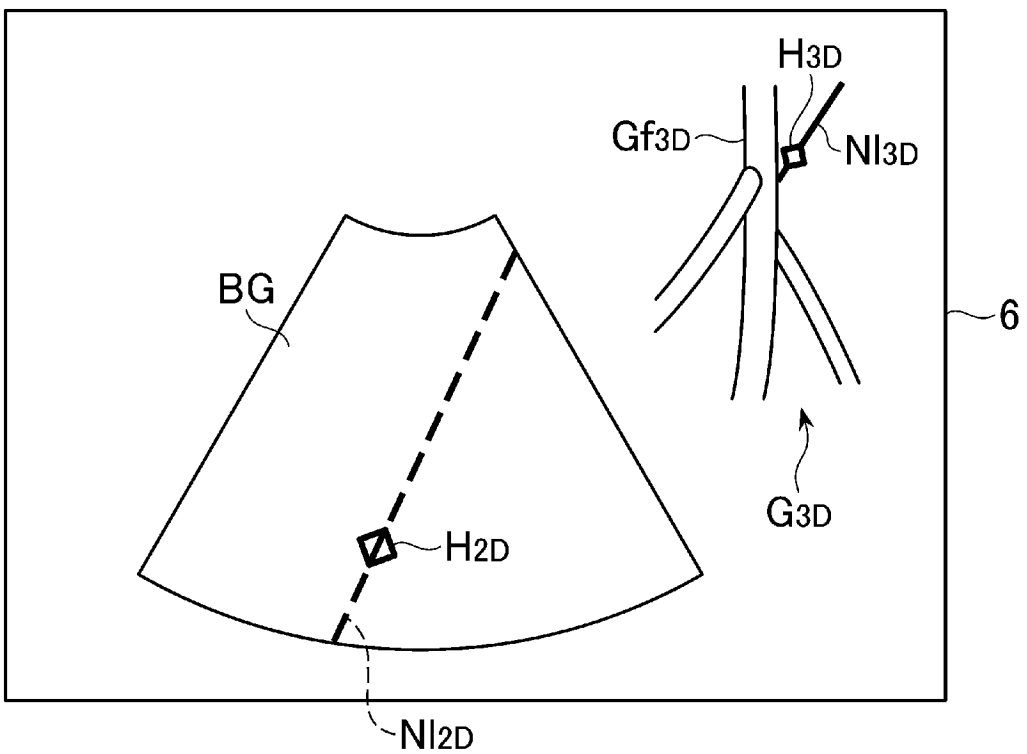


图 6

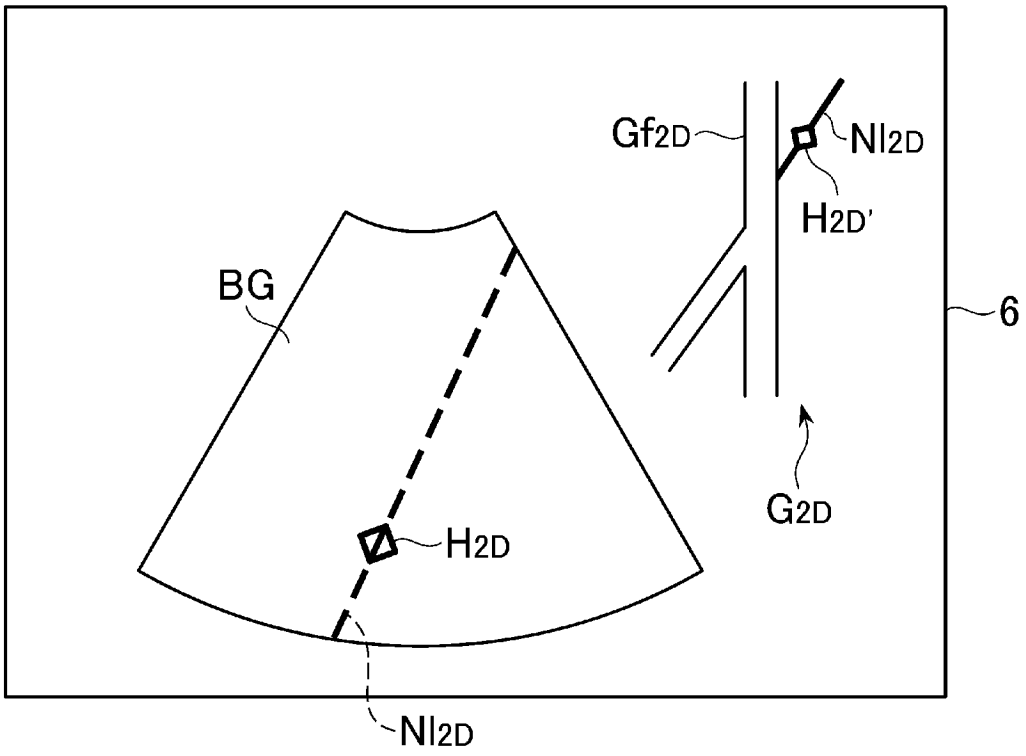


图 7

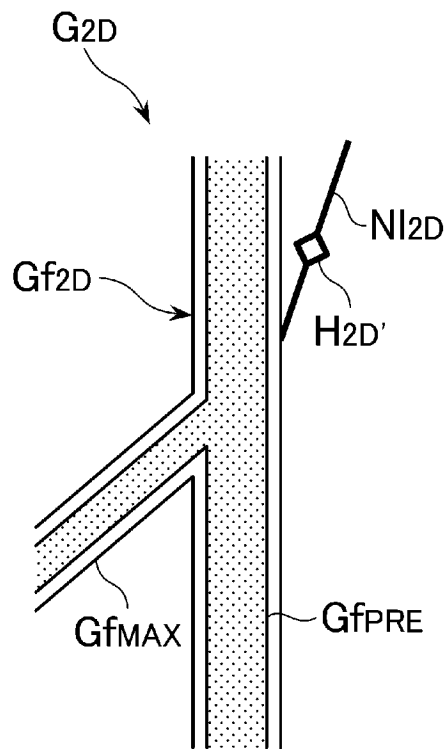


图 8

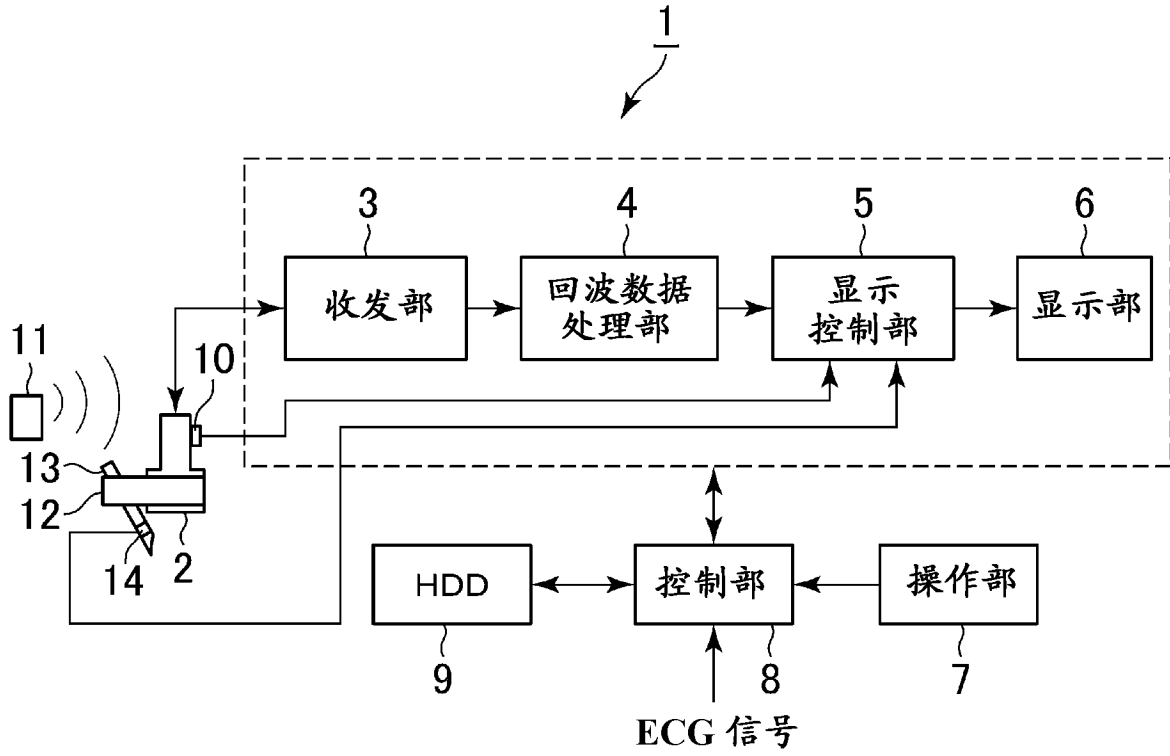


图 9

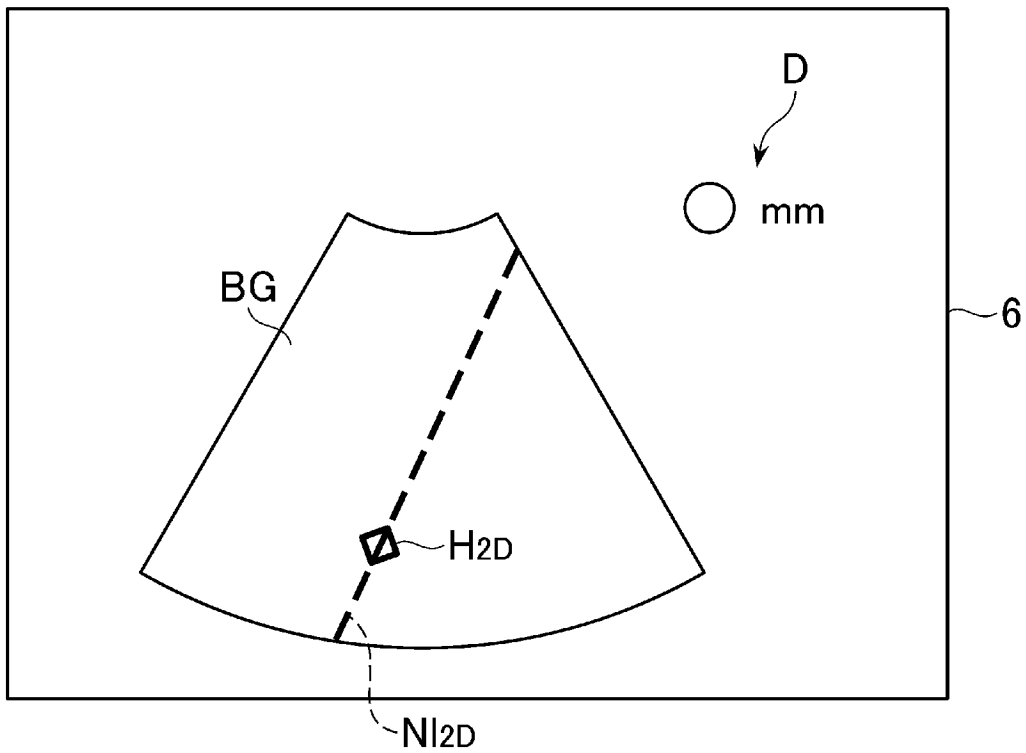


图 10

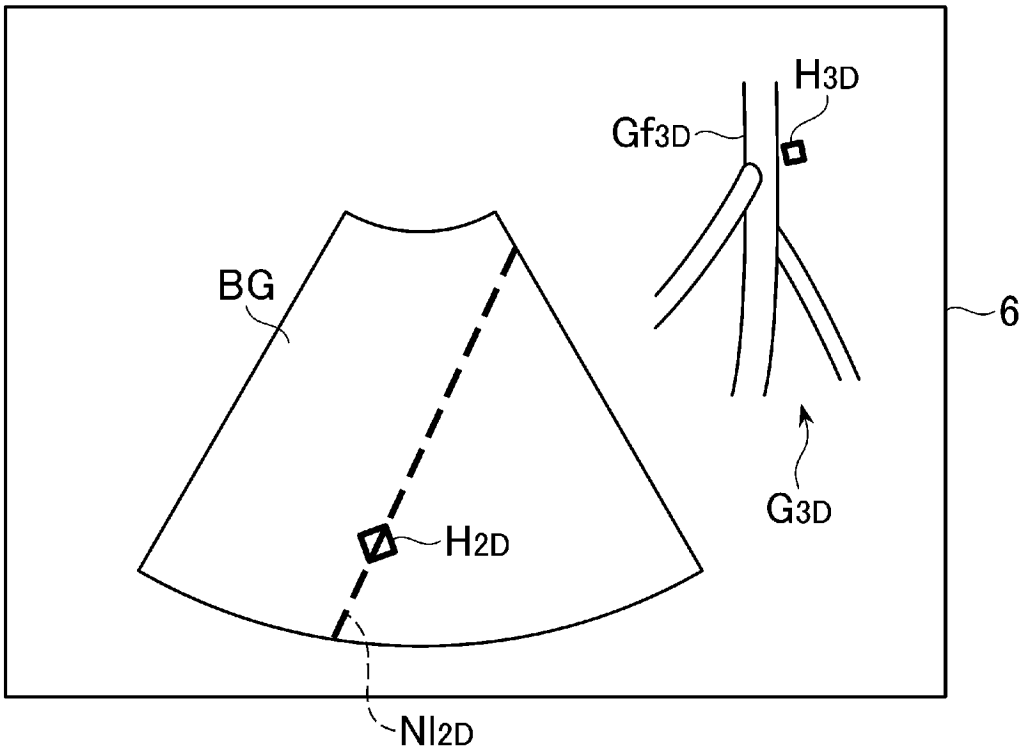


图 11

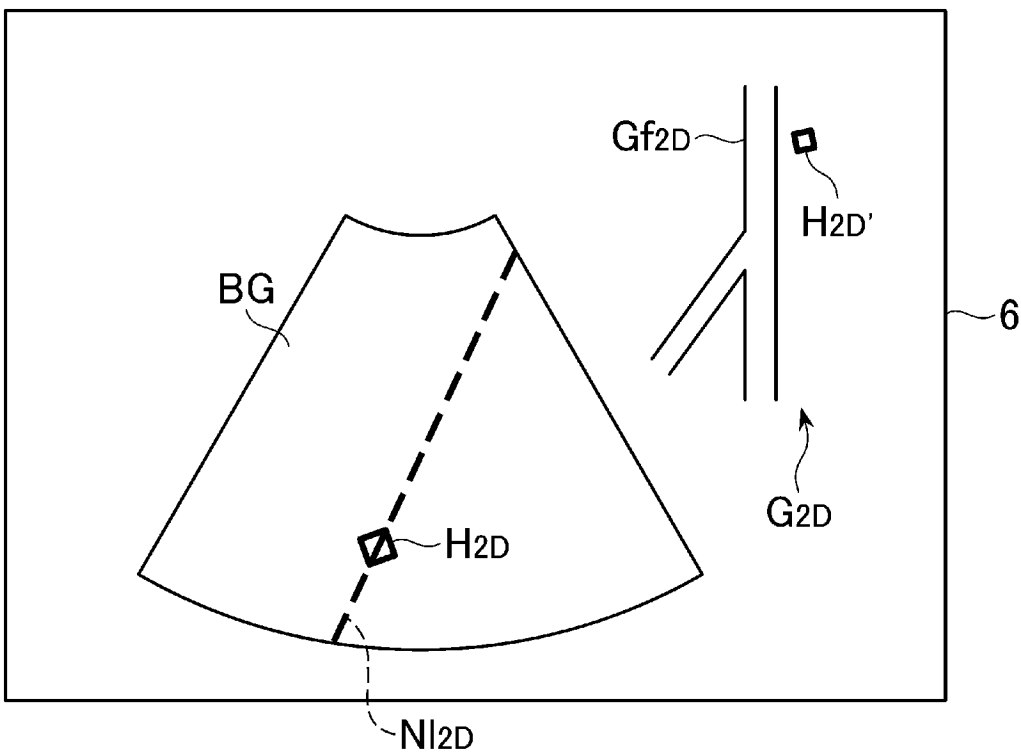


图 12

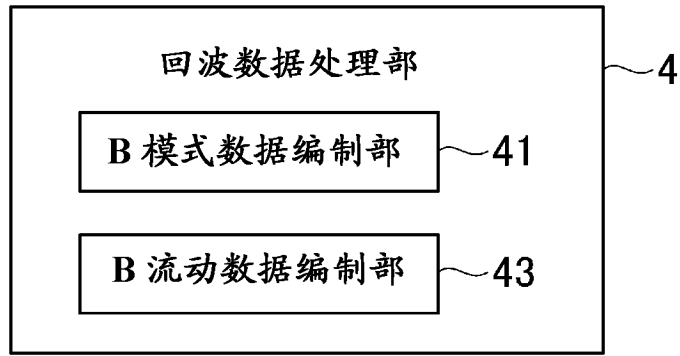


图 13

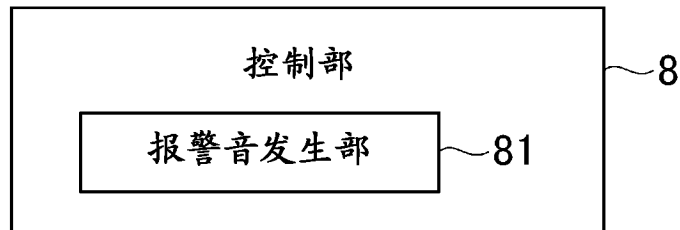


图 14

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN103211616B	公开(公告)日	2017-04-12
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	A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/52 A61B10/0233 A61B17/3403 A61B2017/3413		
代理人(译)	李浩		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2012008748 2012-01-19 JP		
其他公开文献	CN103211616A		
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。

