



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102551805 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201110462541. 2

第 36 段、第 38-39 段、第 43-45 段、第 50 段及图 5-7.

(22) 申请日 2011. 11. 30

US 5588435 A , 1996. 12. 31, 说明书第 19 栏第 47-49.

(30) 优先权数据

2010-265868 2010. 11. 30 JP

审查员 杨星

(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 野崎光弘 小笠原正文

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张金金 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2885145 Y , 2007. 04. 04, 全文 .

US 2005/0090742 A1 , 2005. 04. 28, 全文 .

US 2009024039 A1 , 2009. 01. 22, 说明书

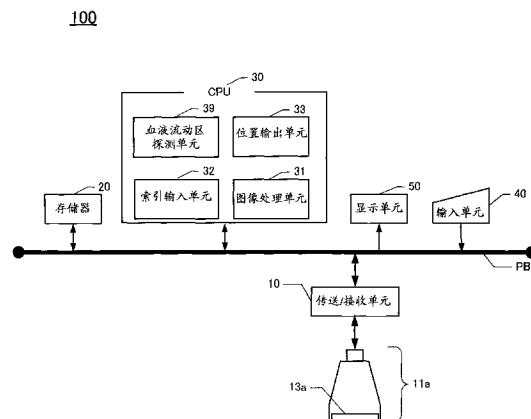
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

超声探头、位置显示设备和超声诊断设备

(57) 摘要

本发明涉及超声探头、位置显示设备和超声诊断设备。一种连接至超声诊断设备(其具有用于显示超声图像的显示单元)的超声探头,所述超声探头包括:在预定方向上排列的换能器阵列,用于传送超声至目标对象并且接收反射的超声;固定到所述超声探头的探头显示单元,其具有与所述超声探头中的所述换能器阵列的长度相同的长度或具有比所述换能器阵列的长度更长的长度;以及显示控制单元,用于基于由所述图像显示单元中显示的所述超声图像指定的具体信息将所述具体信息的对应位置显示到所述探头显示单元。



1. 一种连接至超声诊断设备的超声探头,所述超声诊断设备具有用于显示超声图像的图像显示单元,所述超声探头包括:

在预定方向上排列的换能器阵列,用于传送超声至目标对象并且接收反射的超声;

固定到所述超声探头的探头显示单元,其具有与所述超声探头中的所述换能器阵列的长度相同的长度或具有比所述换能器阵列的长度更长的长度;以及

显示控制单元,用于基于由在所述图像显示单元中显示的所述超声图像指定的具体信息将所述具体信息的对应位置显示到所述探头显示单元,其中所述的具体信息指示至少一对点;

所述的超声诊断设备可在超声图像上计算由所述至少一对点至目标对象的身体表面的路线,以及所述路线与身体表面的相交点;

其中所述的探头显示单元可显示与所述相交点所对应的显示索引。

2. 如权利要求 1 所述的超声探头,其中所述具体信息是对于所述预定方向的所述目标对象的部位的端部,并且所述显示控制单元将一个端部与另一个端部分开,用于在所述探头显示单元上显示两个点。

3. 如权利要求 1 所述的超声探头,其中所述具体信息是对于所述预定方向的所述目标对象的部位的宽度,并且所述显示控制单元在所述探头显示单元中显示所述宽度的区域。

4. 一种以可移除方式固定到超声探头的位置显示设备,所述超声探头连接至超声诊断设备,其包括用于显示超声图像的图像显示单元,所述位置显示设备包括:

固定到所述超声探头的探头显示单元,其具有与所述超声探头中的换能器阵列的长度相同的长度或具有比该换能器阵列的长度更长的长度;以及

显示控制单元,用于基于由在所述图像显示单元中显示的所述超声图像指定的具体信息将对应位置显示到所述探头显示单元,其中所述的具体信息指示至少一对点;

所述的超声诊断设备可在超声图像上计算由所述至少一对点至目标对象的身体表面的路线,以及所述路线与身体表面的相交点;

其中所述的探头显示单元可显示与所述相交点所对应的显示索引;

其中所述探头显示单元采用所述探头显示单元在所述换能器阵列排列的方向上对应于所述换能器阵列的方式固定到所述超声探头。

5. 如权利要求 4 所述的位置显示设备,其中所述具体信息是关于预定方向的所述目标对象的部位的端部,并且所述显示控制单元将一个端部与另一个端部分开,用于在所述探头显示单元上显示两个点。

6. 如权利要求 4 所述的位置显示设备,其中所述具体信息是对于预定方向的所述目标对象的部位的宽度,并且所述显示控制单元在所述探头显示单元中显示所述宽度的区域。

7. 一种超声诊断设备,其包括:

图像显示单元,用于显示超声图像;

具体信息输入单元,用于将具体信息输入到在所述图像显示单元中显示的预定方向上的所述超声图像;

输出单元,用于输出所述具体信息的信号;

超声探头,用于将换能器阵列对于所述预定方向放置,该超声探头传送超声至目标对象并从所述目标对象接收反射的超声;

固定到所述超声探头的探头显示单元,其具有与所述超声探头中的所述换能器阵列的长度相同的长度或具有比所述换能器阵列的长度更长的长度;以及

显示控制单元,用于基于从所述输出单元输出的信号将对应位置显示到所述探头显示单元;

所述显示控制单元,用于基于由在所述图像显示单元中显示的所述超声图像指定的具体信息将对应位置显示到所述探头显示单元,其中所述的具体信息指示至少一对点;

所述的超声诊断设备可在超声图像上计算由所述至少一对点至目标对象的身体表面的路线,以及所述路线与身体表面的相交点;

其中所述的探头显示单元可显示与所述相交点所对应的显示索引。

8. 如权利要求 7 所述的超声诊断设备,其中所述具体信息包括第一具体信息和在所述预定方向上不同于所述第一具体信息的第二具体信息,并且所述显示控制单元以对于所述预定方向可识别的方式在所述探头显示单元上显示所述第一具体信息和所述第二具体信息。

9. 如权利要求 7 所述的超声诊断设备,其中所述具体信息包括第一具体信息和在所述预定方向的正交方向上不同于所述第一具体信息的第二具体信息,并且所述显示控制单元以对于所述正交方向可识别的方式显示所述第一具体信息和所述第二具体信息。

10. 如权利要求 7 所述的超声诊断设备,其包括用于探测所述目标对象的血液流动区的血液流动区探测单元,其中所述具体信息输入单元输入由所述血液流动区探测单元探测到的所述血液流动区作为所述具体信息。

11. 如权利要求 7-9 中任一项所述的超声诊断设备,其中所述具体信息输入单元包括固定到所述图像显示单元的表面的触摸屏。

12. 如权利要求 7-10 中任一项所述的超声诊断设备,其中所述具体信息是对于预定方向的所述目标对象的部位的两端部,并且所述显示控制单元将一个端部与另一个端部分开,用于在所述探头显示单元上显示两个点。

13. 如权利要求 11 所述的超声诊断设备,其中所述具体信息是对于预定方向的所述目标对象的部位的两端部,并且所述显示控制单元将一个端部与另一个端部分开,用于在所述探头显示单元上显示两个点。

14. 如权利要求 7-10 中任一项所述的超声诊断设备,其中所述具体信息是对于所述预定方向的所述目标对象的部位的宽度,并且所述显示控制单元在所述探头显示单元中显示所述宽度的区域。

15. 如权利要求 11 所述的超声诊断设备,其中所述具体信息是对于所述预定方向的所述目标对象的部位的宽度,并且所述显示控制单元在所述探头显示单元中显示所述宽度的区域。

超声探头、位置显示设备和超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声探头、位置显示设备以及超声诊断设备,其中该超声诊断设备显示超声图像和指定具体区域,并且显示超声探头中换能器的对应位置。

背景技术

[0002] 超声诊断设备在图像显示单元上的 B 模式图像或彩色多普勒图像中显示目标对象的情况。如果该图像显示单元和超声探头的换能器阵列之间的位置关系不能被确定,操作者不能容易和准确地识别关于从超声探头观察到的目标对象的位置。专利文件 1 中公开的常规超声诊断设备指定了图像显示单元和超声探头的换能器阵列之间的位置关系。专利文件 1 中公开的常规超声诊断设备在超声探头的盖的侧边上以规律间隔形成位置标记,并在图像显示单元上以规律间隔显示对应于该位置标记的位置指示。

[0003] [现有技术]

[0004] [专利文件]

[0005] [专利文件 1] 日本专利 4489237B

[0006] [相关技术描述]

[0007] 遗憾的是,以规律间隔放置的位置标记和位置指示提供超声图像上任意地点的粗略位置,并且难以将超声探头中的换能器阵列和超声图像上的任意地点联系起来。而且,当操作者使用医疗笔在目标对象的表面上指示位置用于手术目的时,采用放大格式显示超声图像;采用放大格式指示放大图像的任意位置和超声探头中的换能器阵列之间的位置关系,这是优选的。

发明内容

[0008] 因此本发明的目的是提供超声诊断设备,其中该装置识别在超声探头中具体区域的位置,其通过操作者对图像显示单元中显示的超声图像设置该具体区域而实现。而且,本发明涉及超声探头和位置显示设备,该位置显示设备可以显示超声探头的位置以及超声探头的具体区域的对应位置。

[0009] 在其第一方面,本发明提供了连接至超声诊断设备的超声探头,该超声诊断设备包括用于显示超声图像的图像显示单元。超声探头包括:在预定方向上排列的换能器阵列,用于传送超声至目标对象并且接收反射的超声;固定到该超声探头的探头显示单元,其具有与该超声探头的换能器阵列相同的长度或具有比该换能器阵列的长度更长的长度;以及显示控制单元,用于基于由图像显示单元中显示的超声图像指定的具体信息将该具体信息的对应位置显示到该探头显示单元。

[0010] 在其第二方面,本发明提供了超声探头。具体信息是关于预定方向的目标对象的部位的两端部,并且显示控制单元将一个端部与另一个端部分开以用于在探头显示单元上显示两个点。

[0011] 在其第三方面,本发明提供了超声探头。具体信息是对于预定方向的目标对象的

部位的宽度,并且显示控制单元在探头显示单元中显示该宽度的区域。

[0012] 在其第四方面,本发明提供了位置显示设备,其以可移除方式固定到超声探头,该超声探头连接至超声诊断设备,该超声诊断设备包括用于显示超声图像的图像显示单元。该位置显示设备包括:固定到超声探头的探头显示单元,其包括具有与该超声探头内的换能器阵列相同的长度或具有比该换能器阵列的长度更长的长度的探头显示单元;以及显示控制单元,用于基于由图像显示单元中显示的超声图像指定的具体信息将对应位置显示到该探头显示单元。该位置显示单元采用探头显示单元以换能器阵列排列的方向对应于换能器阵列的方式固定到超声探头。

[0013] 在其第五方面,本发明提供了位置显示设备。具体信息是对于预定方向的目标对象的部位的两端部,并且显示控制单元将一个端部与另一个端部分开以用于在探头显示单元上显示两个点。

[0014] 在其第六方面,本发明提供了位置显示设备。具体信息是对于预定方向的目标对象的部位的宽度,并且显示控制单元在探头显示单元中显示该宽度的区域。

[0015] 在其第七方面,本发明提供了超声诊断设备,其包括:图像显示单元,用于显示超声图像;具体信息输入单元,用于将具体信息输入到在图像显示单元中显示的在预定方向上的超声图像;输出单元,用于输出具体信息的信号;用于将换能器阵列对于预定方向放置的超声探头,其传送超声至目标对象并且从目标对象接收反射的超声;固定到该超声探头的探头显示单元,其包括具有与该超声探头的换能器阵列相同的长度或具有比该换能器阵列的长度更长的长度的探头显示单元;以及显示控制单元,用于基于从输出单元输出的信号将对应位置显示到该探头显示单元。

[0016] 在其第八方面,本发明提供了超声诊断设备。具体信息包括第一具体信息和在预定方向上不同于第一具体信息的第二具体信息,并且显示控制单元以对于预定方向可识别的方式在探头显示单元上显示第一具体信息和第二具体信息。

[0017] 本发明第九方面提供了超声诊断设备。具体信息包括第一具体信息和在预定方向的正交方向上不同于所述第一具体信息的第二具体信息,并且显示控制单元以对于正交方向可识别的方式显示第一具体信息和第二具体信息。

[0018] 在其第十方面,本发明提供了超声诊断设备,其包括用于探测目标对象的血液流动区的血液流动区探测单元。具体信息输入单元输入由血液流动区探测单元探测到的血液流动区作为具体信息。

[0019] 在其第十一方面,本发明提供了超声诊断设备。具体信息输入单元包括固定到图像显示单元的表面的触摸屏。

[0020] 在其第十二方面,本发明提供了超声诊断设备。具体信息是对于预定方向的目标对象的部位的两端部,并且显示控制单元将一个端部与另一个端部分开,用于在探头显示单元上显示两个点。

[0021] 在其第十三方面,本发明提供了超声诊断设备。具体信息是对于预定方向的目标对象的部位的宽度,并且显示控制单元在探头显示单元中显示该宽度的区域。

附图说明

[0022] 图 1 是图示超声诊断设备的整体配置的框图。

- [0023] 图 2 是线性超声探头 11a 的透视图。
- [0024] 图 3(a) 是图示从肿瘤 TM 垂直穿刺至目标对象的表面的穿刺路线 GL1 设置的图。
- [0025] 图 3(b) 是图示从肿瘤 TM 以预定角度穿刺至目标对象的表面的穿刺路线 GL2 设置的图。
- [0026] 图 4 是图示在两个肿瘤上设置具体索引 MK1 和 MK2 并且在对应地点指示所显示的索引 PP1 和 PP2 的图。
- [0027] 图 5(a) 是通过使用放大超声图像 EG 指示具体索引 MK1 的示例。
- [0028] 图 5(b) 是在相同放大率下显示的图 5(a) 的超声图像 EG 的图。
- [0029] 图 6(a) 是指示两个所显示的索引 PP1 和 PP2 的图。
- [0030] 图 6(b) 是指示一个所显示区域 PA 的图。
- [0031] 图 7(a) 是指示目标对象的表面上的标记的示例的图。
- [0032] 图 7(b) 是超声图像 EG 在图 7(a) 中描述的线 A-A 处的示意图。
- [0033] 图 8(a) 是将探头显示单元 13a 固定到凸超声探头 11b 上的示意图。
- [0034] 图 8(b) 是将探头显示单元 13a 固定到扇面超声探头 11b 上的示意图。
- [0035] 图 9 是二维超声探头 11d 的配置的透视图。
- [0036] 图 10 是图示在超声图像 EG 上探测动脉 BVa 和静脉 BVb 的图。

具体实施方式

[0037] 在下文中,本发明的优选实施例将参照附图详细描述。同时,本发明的范围不限于这里描述的实施例,除非说明了本发明受限于下列描述中的任何特定实施例。

[0038] < 超声诊断设备的配置 >

[0039] 图 1 是图示超声诊断设备的整体配置的框图。

[0040] 超声诊断设备 100 包括并行总线、连接至并行总线 PB 的传送 / 接收单元 10、线型超声探头 11a、存储器 20、CPU(中央处理单元)30、输入单元 40 和显示单元 50。

[0041] 并行总线 PB 是用于传送 / 接收各种数据的通信装置,并且可以用例如串行总线等其他通信方法来取代。CPU 30 包括图像处理单元 31、索引输入单元 32、位置输出单元 33 和血液流动探测单元 39。CPU 30 控制超声诊断设备 100 并且处理各种数据。

[0042] 可移动线性超声探头 11a 连接至传送 / 接收单元 10。传送 / 接收单元 10 以预定扫描条件驱动线性超声探头 11a 用于扫描每个声线的超声波束。而且,传送 / 接收单元 10 对从线性超声探头 11a 接收到的回波信号进行模拟 / 数字转换,成为声线数据。声线数据输出至图像处理单元 31。从传送 / 接收单元 10 输出的声线数据可存储到存储器单元 20 内。

[0043] 线性超声探头 11a 包括换能器单元 12a 和探头显示单元 13a。该换能器单元 12a 和该探头显示单元 13a 嵌入线性超声探头 11a 内,并且换能器单元 12a 和探头显示单元 13a 通过并行总线 PB 与传送 / 接收单元 10 以及 CPU 30 通信。线性超声探头 11a 将在下文中详细描述。

[0044] 图像处理单元 31 通过图像处理创建声线数据的 B 模式图像或多普勒图像。图像处理单元 31 对声线数据进行对数压缩和包络解调处理,并且创建实时的 B 模式超声图像 EG(参考图 3 至图 7)。而且,多普勒图像从反射超声回波信号中提取相位变化信息,计算例如频移的平均频率值的平均速度、功率值和频散(dispersion)等血液流动信息(实时地),

以及设置用于在 B 模式图像顶部上显示的颜色。图像处理单元 31 可以基于存储在存储器 20 中的声线数据创建 B 模式图像和多普勒图像。

[0045] 索引输入单元 32 可以对应于在显示单元 50 中显示的超声图像 EG (参考图 3 至图 7) 输入关于期望的位置的索引。索引输入单元 32 从输入单元 40 接收轨迹球移动的信号, 用于将索引移动至超声图像 EG 上的期望的位置。当操作者对于期望的位置输入一个点时, 显示一个具体索引 MK1 (参考图 3 至图 5), 并且当操作者对于期望的位置输入两个点时, 可以选择任一个具体区域 MA (参考图 6 和图 7) 或两个具体索引 MK1 和 MK2 (参考图 6 至图 7)。而且, 当操作者指示三个或更多位置时, 可选择多个具体索引 MK 或多个区域 MA。索引输入单元 32 将在下文中详细描述。

[0046] 位置输出单元 33 传送设置在索引输入单元 32 中的具体索引 MK 的信号至探头显示单元 13a。位置输出单元 33 将设置在索引输入单元 32 中的具体索引 MK 解码到探头显示单元 13a 的坐标系。具体索引 MK 的解码信号通过并行总线传送至探头显示单元 13a。探头显示单元 13a 在期望的位置和以期望的形式显示具体索引 MK 的解码信号。位置输出单元 33 可以以相同的方式在探头显示单元 13a 上显示具体区域 MA。

[0047] 血液流动区探测单元 39 采集在图像处理单元 31 中计算的多普勒信息, 并且探测血液流动区的血管。血液流动区探测单元 39 将在下文在第四实施例中详细描述。

[0048] 输入单元 40 是使用轨迹球、鼠标或键盘的输入装置, 并且它包括固定在显示单元 50 上的触摸屏, 其将在下文描述。

[0049] 存储器 20 包括用于存储声线数据、超声图像 EG、各种数据和程序的存储器存储单元。在各种数据中, 包括将在下文描述的索引位置。在必要基础上存储和访问例如超声图像 EG 和索引位置等各种数据以及各种程序。存储器 20 可以通过网络连接至外部。

[0050] 显示单元 50 是用于显示由图像处理单元 31 使用例如晶体显示器等图像显示设备创建的超声图像 EG 的图像显示单元。而且, 用于显示单元 50 的图像显示设备可包括例如触摸屏等输入装置。触摸屏起到输入单元 40 的作用。

[0051] (第一实施例)

[0052] 在下文中, 基于图 2 至图 7 说明第一实施例。在第一实施例中, 基于使用线性超声探头 11a 做出说明。

[0053] <线性超声探头的配置>

[0054] 详细说明线性超声探头 11a。图 2 是该线性超声探头 11a 的透视图。

[0055] 如在图 2 中描述的, 线性超声探头 11a 包括换能器单元 12a、探头显示单元 13a、电缆 18 和用于存放该换能器单元 12a 和该探头显示单元 13a 的箱体 19。图 2 描述了线性超声探头 11a 的内部配置以提供更好的理解。

[0056] 换能器单元 12a 传送和接收扫描到目标对象上的超声波束, 用于采集超声图像 EG。线性超声探头 11a 的换能器单元 12a 的表面接触目标对象身体的表面, 并且超声波束通过换能器单元 12a 被传送和接收。

[0057] 换能器单元 12a 包括由多个换能器元件组成的线性换能器 14、用于匹配线性换能器单元 12a 和目标对象之间阻抗的匹配层 15 以及吸收目标对象的反向振动并且最小化超声波束的脉冲波的基底材料 16。

[0058] 线性换能器 14 在预定方向上朝向目标对象的表面形成多个矩形形状的换能器,

并且在施加电压时传送超声波束。而且,当超声波束朝目标对象的身体组织传送时,换能器单元 12a 可以接收其回波信号。线性换能器 14 沿直线进行电扫描。线性换能器 14 例如由 PZT(锆钛酸铅) 陶瓷组成, 其将电信号转化为用于传送的超声信号并且将接收到的回波信号转化为电信号。

[0059] 匹配层 15 由具有介于线性换能器 14 和目标对象之间的阻抗的材料构成, 用于最小化线性换能器 14 和身体组织之间的声阻抗, 并且匹配层 15 抑制了超声波束向线性换能器 14 的反射。

[0060] 基底材料 16 吸收从线性换能器 14 辐射的声能, 并且由例如环氧树脂构成, 该环氧树脂具有大的衰减系数和低阻抗。

[0061] 探头显示单元 13a 由例如有机 EL 显示器或晶体面板显示器等平板显示元件构成。平板的显示元件具有对于排列的线性换能器 14 的预定方向的长的形状。探头显示单元 13a 包括与线性换能器 14 的换能器的长度大约相同或比该换能器的长度更长的显示区。探头显示单元 13a 可以显示与在超声诊断设备 100 的显示单元 50 中显示的索引相似的索引。探头显示单元 13a 并不限于平板的显示元件。例如, 20-40 个 3mm 直径的 LED(激光发射二极管) 可以设置成对于预定方向在一行上。当 LED 用作探头显示单元 13a 时, 与线性换能器 14 的换能器长度相同或比该换能器长度更长的长度设置 LED。而且, 当使用 LED 时, 与在显示单元 50 上显示的索引的相似形式不能被显示, 相反, 索引通过显示其对应位置而显示或用不同颜色来显示。

[0062] < 在超声图像上输入索引位置 >

[0063] 在下文中, 使用图 3 至图 7 来说明在显示单元 50 中显示的超声图像上输入索引位置的操作。为了更好的理解, 图 3 至图 7 描述了超声图像 EG 和探头显示单元 13a。

[0064] < 采用索引显示坐标 >

[0065] 操作者使用输入单元 40 在超声图像 EG 上指示一个点并且基于一个点在索引输入单元 32 上显示具体索引 MK1 以用于在探头显示单元 13a 的一个位置上设置显示索引 PP1 的方法将在下面说明。

[0066] 当在索引输入单元 32 上输入一个点时, 该点用于穿刺至肿瘤 TM、例如血管或神经阻断的管腔结构。使用图 3 来详细说明穿刺至肿瘤 TM。图 3 是描述一个具体索引 MK1 和显示索引 PP1 之间关系的透视图。

[0067] 例如, 为了诊断身体组织, 操作者使用超声诊断设备 100 来穿刺至肿瘤 TM。在诊断身体组织中, 针穿刺至目标对象的肿瘤, 用于从穿刺的针中提取肿瘤。当诊断身体组织时, 操作者通过超声诊断设备 100 的显示单元 50 观察指示肿瘤 TM 的超声图像 EG, 并将针穿刺至目标对象的肿瘤。在该情况下, 索引输入单元 33 在超声图像 EG 上设置肿瘤 TM 的位置和穿刺路线 GL。

[0068] 穿刺路线 GL 可以垂直设置或以与身体的表面成某一角度设置。图 3(a) 是图示从肿瘤 TM 垂直穿刺至目标对象的表面的路线 GL1 设置的图。在图 3(a) 中, 探头显示单元 13a 的 X 轴方向坐标和超声图像 EG 的 X 轴方向坐标以相同放大率显示。

[0069] 如在图 3(a) 中显示的, 操作者使用触摸屏或例如鼠标等输入单元 40 在显示单元 50 中显示的超声图像 EG 上指示肿瘤 TM 的中心。索引输入单元 32 在肿瘤 TM 的中心上设置具体索引 MK1。在图 3(a) 中, 具体索引 MK1 用“×”标记选择, “×”标记表示索引的形状。

该具体索引 MK1 包括索引的形状信息以及对于 X 轴和 Z 轴方向的坐标信息。之后,索引输入单元 32 计算垂直穿刺路线 GL1(其垂直地连接具体索引 MK1 和身体表面)用于针穿刺,并且在超声图像 EG 上显示路线 GL1。而且,索引输入单元 32 指定穿刺路线 GL1 和身体表面的相交点作为边界位置 BP1。边界位置 BP1 是在探头显示单元 13a 中显示的位置。位置输出单元 33 解码边界位置 BP1 的坐标,并转化为对应于探头显示单元 13a 的坐标。在图 3 中,因为探头显示单元 13a 只能显示一维方向,可只显示对于 X 轴方向的解码的坐标位置。在探头显示单元 13a 中,具有与具体索引 MK1 相同形状的显示索引 PP1 在对应于边界点 BP1 的位置中显示。

[0070] 显示索引 PP1 包含索引的坐标信息和形状信息。操作者可以在探头显示单元 13a 上确认索引“×”,即具有与在具体索引 MK1 中设置的索引相同形状的索引。由此,操作者可以使用医疗笔在目标对象的身体表面上标记,用于在精确的位置上针穿刺。

[0071] 图 3(b) 是图示从肿瘤 TM 以预定角度穿刺至目标对象的表面的路线 GL2 设置的图。在图 3(b) 中,探头显示单元 13a 的 X 轴方向坐标和超声图像 EG 的 X 轴方向坐标以相同放大率显示。

[0072] 如在图 3(b) 中显示的,操作者使用例如触摸屏或鼠标等输入单元 40 在显示单元 50 中显示的超声图像 EG 上指示肿瘤 TM 的中心。索引输入单元 32 在肿瘤 TM 的中心上设置具体索引 MK1。在图 3(b) 中,具体索引 MK1 也以“×”标记来选择,“×”标记表示索引的形状。之后,索引输入单元 32 计算垂直穿刺路线 GL1(其垂直地连接具体索引 MK1 和身体表面)用于针穿刺,并且在超声图像 EG 上显示路线 GL1。

[0073] 操作者观察穿刺路线 GL1,并且如果沿穿刺路线 GL1 存在操作者想要避免穿刺的区域,例如血管 BV,操作者能够以任意角度设置穿刺路线 GL2 来避免穿刺这样的区域。索引输入单元 32 计算穿刺路线 GL2(其从目标对象的身体表面以任意角度穿刺至具体索引 MK1),并且在超声图像 EG 上显示穿刺路线 GL2。当将针穿刺进入目标对象时,穿刺导引附连物可固定到线性超声探头 11a 上。因为穿刺导引附连物提供了用于针穿刺的预定角度,索引输入单元 32 可以计算具有穿刺导引附连物的角度的穿刺路线 GL2 来代替具有任意角度的穿刺路线 GL2。

[0074] 而且,索引输入单元 32 可以计算穿刺路线 GL2 和身体表面之间的边界位置作为边界位置 BP2。该边界位置 BP2 是由探头显示单元 13a 显示的位置,并且位置输出单元 33 解码该边界位置 BP2 的坐标并转化为对应于探头显示单元 13a 的坐标。在探头显示单元 13a 中,具有与具体索引 MK1 相同形状的显示索引 PP2 在对应于该边界点 BP2 的位置中显示。如果穿刺角度不垂直于身体表面,则边界位置 BP 是重要的;如果穿刺角度垂直于身体表面,可以解码具体索引 MK1 的坐标来代替解码边界位置 BP2。此外,并不总是必须在超声图像 EG 上显示边界位置 BP。

[0075] 操作者可以在探头显示单元 13a 上确认索引“×”,即具有与在具体索引 MK1 中设置的索引相同形状的索引。因此,操作者可以采用医疗笔在目标对象的身体表面上标记,用于在精确的位置上针穿刺。

[0076] 图 4 是图示在显示单元 50 上的超声图像中显示的两个肿瘤上设置具体索引 MK1 和 MK2 并且对探头显示单元 13a 的两个对应位置指示所显示的索引 PP1 和 PP2 的图。

[0077] 如果必须穿刺多个肿瘤,操作者设置多个具体索引 MK。操作者使用输入单元 40 指

示每个肿瘤的中心。索引输入单元 32 基于其的输入设置具体索引 MK1 和 MK2。显示索引 PP1 和 PP2 包括每个索引的坐标信息和形状信息。在图 4 中,具体索引 MK1 用“×”标记选择,并且具体索引 MK2 用“△”标记选择。当索引输入单元 32 对多个具体标记 MK 中的每个指示不同形状时,即使在相同的超声图像 EG 上设置三个或以上具体索引 MK,操作者将不弄错每个索引。

[0078] 之后,索引输入单元 32 计算垂直穿刺路线 GL1 和 GL2(其分别垂直地连接具体索引 MK1 和身体表面、MK2 和身体表面)用于针穿刺,并且在超声图像 EG 上显示路线 GL1 和 GL2。而且,索引输入单元 32 分别指定穿刺路线 GL1 与身体表面之间的交叉点以及穿刺路线 GL2 与身体表面之间的交叉点作为边界位置 BP1 和 BP2。边界位置 BP1 和 BP2 是在探头显示单元 13a 中显示的位置。位置输出单元 33 解码具体索引 MK1 和 MK2 的坐标,并转化为对应于探头显示单元 13a 的坐标。在探头显示单元 13a 中,显示索引 PP1 在对应于边界位置 BP1 的位置用与具体索引 MK1 形状相同的标记“×”显示。而且,显示索引 PP2 在对应于边界位置 BP2 的位置用与具体索引 MK2 形状相同的标记“△”显示。

[0079] 操作者可以在探头显示单元 13a 上确认索引(“×”和“△”),即具有与在具体索引 MK1 和 MK2 中设置的索引相同的形状的索引。因此,操作者可以使用医疗笔在目标对象的身体表面上标记,用于在准确位置针穿刺。顺便地,具体索引 MK1 和其对应的显示索引 PP1 用标记“×”指示,并且具体索引 MK2 和其对应的显示索引 PP2 用标记“△”指示。然而形状并不限于上文的选择;具体索引 MK 和显示索引 PP 可以指定为具有相同形状,或者可以采用单独颜色设置以用于区分。

[0080] 尽管没有具体描述,如图 4 中示出的垂直于身体表面的穿刺路线 GL1 和 GL2 可以用任意的角度设置,如在图 3(b) 中显示的。图 3(a)、图 3(b) 和图 4 显示对于 X 轴方向的探头显示单元 13a 的坐标,并且对于 X 轴方向的超声图像 EG 以相同放大率显示。在放大图像中显示超声图像 EG 的示例将在下文描述。

[0081] 图 5(a) 是超声图像 EG 的一部分的放大。图 5(a) 显示对齐的放大超声图像 EG 和探头显示单元 13a。

[0082] 当操作者详细地观察肿瘤 TM 时,操作者可以采用放大方式显示超声图像 EG 的一部分(即样本区域 52)。之后,操作者在放大的超声图像 EG 上指示肿瘤 TM 的中心。索引输入单元 32 在肿瘤 TM 的中心上设置具体索引 MK1。在这样的情况下,具体索引 MK1 用标记“□”指示,如在图 5(a) 中指示的。之后,索引输入单元 32 计算垂直穿刺路线 GL1(其垂直地连接具体索引 MK1 和身体表面)用于针穿刺,并且在超声图像 EG 上显示路线 GL1。索引输入单元 32 计算穿刺路线 GL1 与身体表面之间的交叉点作为边界位置 BP1;然而,边界位置 BP1 将不在超声图像 EG 上显示。目标对象的身体表面不包括在具体区域 52 的放大视图中,因此不能显示边界位置 BP1。

[0083] 位置输出单元 33 基于具体索引 MK1 位置坐标和具体区域 52 的放大百分比计算显示索引 PP1 的坐标。在探头显示单元 13a 中,显示索引 PP1 在对应于边界位置 BP1 的位置上用标记“□”(具有与具体索引 MK1 相同形状的标记)指示。在放大超声图像 EG 中,具体索引 MK1 接近超声图像 EG 的中心安置;显示索引 PP1 在探头显示单元 13a 的左侧上显示。

[0084] 图 5(b) 是在放大超声图像 EG 上设置具体索引 MK1(如在图 5(a) 中显示的)之后以相同放大率显示超声图像 EG 的示例。当以相同放大率显示探头显示单元 13a 和超声图

像 EG 的位置时,具体索引 MK1 和显示索引 PP1 对于 X 轴方向的位置一致。在图 5(b) 中,另一个肿瘤 TM 在具体区域 54 中显示。操作可以通过放大具体区域 54 来指示肿瘤 TM 的中心,如在图 5(b) 中显示的,或者在具体区域 54 中以相同放大率指示肿瘤 TM 的中心,如在图 5(b) 中显示的。

[0085] 显示单元 50 能够以任意放大率放大或缩小地显示超声图像 EG。只要不以相同放大率显示超声图形 EG,边界位置 BP1 和显示索引 PP1 在不同位置中显示。当操作者在放大图像中显示超声图像 EG 时,难以确定肿瘤在探头显示单元 13a 中显示的位置。然而,在该实施例中,即使当通过观看放大超声图像 EG 来指示肿瘤 TM 时,也能够确定目标对象身体表面上用于准确针穿刺的位置。

[0086] 《使用索引显示区域(范围)的示例》

[0087] 在一些情况下,当手术去除肿瘤 TM 或异物时,在探头显示单元 13a 中指示区域(范围)来代替坐标(点),这可是优选的。操作者能够通过目标对象身体表面上标记肿瘤 TM 的大小和位置来计划切口部位。

[0088] 当在超声图像 EG 上设置范围时,使用在超声图像 EG 上设置两个具体索引以在探头显示单元 13a 上指示两个显示索引的方法。而且,还使用在超声图像 EG 上设置两个具体索引来设置一个显示区域的方法。

[0089] 图 6 是图示超声图像 EG 的示意图,其指示要手术去除的目标肿瘤。图 6(a) 是指 4 个显示的索引 PP1-PP4 的图,并且图 6(b) 是指探头显示单元 13a 中的两个显示区域 PA1-PA2 的图。在图 6(a) 和图 6(b) 中,探头显示单元 13a 对于 X 轴方向的坐标和超声图像 EG 对于 X 轴方向的坐标以相同放大率显示。

[0090] 例如,如在图 6(a) 中指示的,当操作者操作线性超声探头 11a 并且在显示单元 50 上显示要手术去除的肿瘤 TM 的超声图像 EG 时,肿瘤 TM 的两个部分(TM1 和 TM2) 凸出。操作者使用输入单元 40 指示肿瘤 TM 的四个端点,其平行于身体表面的 X 轴方向。操作者在肿瘤 TM1 的两端上指示两个端点,并且在肿瘤 TM2 的两端上指示两个端点。索引输入单元 32 设置具体索引 MK1-MK4,并用标记“▼”指示索引 MK1 和 MK2(具有对于 Z 轴方向相同高度的索引),以及用标记“□”指示索引 MK3 和 MK4(具有对于 Z 轴方向相同高度的索引)。索引输入单元 32 计算四条路线 GL1-GL4(其垂直地连接具体索引 MK1-MK4 和身体表面),并且在超声图像 EG 上显示路线 GL1-GL4。而且,计算四条路线 GL1-GL4 的每条与身体表面的交叉点作为四个边界位置 BP1-BP4。

[0091] 位置输出单元 33 解码具体索引 MK1-MK4 的坐标,并转化为用于在探头显示单元 13a 上显示的具有缩减比例的坐标。而且,因为图 6 的探头显示单元 13a 具有对于 Z 轴方向的宽度,并可以以二维显示,具体索引 MK1-MK4 不仅解码 X 轴方向的位置,还解码 Z 轴方向的位置。

[0092] 显示索引 PP1 和 PP2 设置有相同的标记“▼”,并且显示索引 PP3 和 PP4 设置有相同的标记“□”(在对于 Z 轴方向的较低侧上),使得所计算的坐标对应于具体索引 MK1-MK4。由此可以显示具有两个各自向 Z 轴方向膨胀的凸起的肿瘤 TM 的尺寸。操作者能够在肿瘤 TM 的范围内在身体表面上标记四个显示索引 PP1-PP4。如果对应的索引具有相同的形状,操作者可以容易地区分肿瘤 TM 的区域来指示该区域(范围)。

[0093] 如在图 6(b) 中显示的,可以显示两个显示区域 PA1 和 PA2 来代替显示四个具体索

引 MK1-MK4。操作者指示肿瘤 TM1 的一端至另一端并且指示肿瘤 TM2 的一端至另一端,其都平行于身体表面的 X 轴方向。索引输入单元 32 设置肿瘤 TM1 的一端至另一端的具体区域 MA1,并且设置肿瘤 TM2 的一端至另一端的具体区域 MA2。而且,索引输入单元 32 在具体区域 MA1 和具体索引 MA2 上设置颜色或样式用于区分它们。

[0094] 而且,因为图 6 的探头显示单元 13a 具有对于 Z 轴方向的宽度并且可以以二维显示,位置输出单元 33 解码具体索引 MK1-MK4 的坐标,并转化为对应于探头显示单元 13a 的坐标。在探头显示单元 13a 中,显示该显示区域 PA1 和 PA2 用于指示肿瘤 TM1 和 TM2 在对于 Z 轴方向的不同高度上的尺寸。而且,探头显示单元 13a 采集在超声图像 EG 中显示的具体区域 MA1 和 MA2 的颜色或样式信息。从而,在探头显示单元 13a 中,显示区域 PA1 和 PA2 显示有对应的具体区域 MA1 和 MA2 的相同颜色或样式。

[0095] 操作者能够确认具体区域 MA1 和 MA2 的实际尺寸,并使用医疗笔在目标对象的身体表面上标记切口部位。

[0096] 设置多个具体区域 MA 用于避开肿瘤 TM 上方的区域的详细示例在下文说明。当使用医疗标记在目标对象的身体表面上标记肿瘤 TM 的形状和范围时,标记将以二维形式在身体表面上画出。

[0097] 图 7(a) 是使用探头显示单元 13a 在身体表面上标记的详细示例。操作者可以通过改变肿瘤 TM 的超声图像 EG 的角度在身体表面上画出肿瘤线 TL 作为肿瘤 TM 的轮廓。同时,操作者可以画出血管线 BL,用于避开血管 BV 的目的。

[0098] 图 7(b) 是超声图像 EG 在图 7(a) 中描述的线 A-A 的示意图。超声图像 EG 在线 A-A 的横截面可以通过在图 7(a) 中描述的线 A-A 上放置线性超声探头 11a 来获取。如在图 7(b) 中示出的,肿瘤 TM 和血管 BV 在超声图像 EG 上出现。操作者在肿瘤 TM 上指示具体区域 MA1,并且在血管上指示具体区域 MA2。具体区域 MA1 和具体区域 MA2 分别作为显示区域 PA1 和显示区域 PA2 在探头显示单元 13a 上显示。操作者在身体表面上标记显示区域 PA1 和显示区域 PA2。由于应用上的约束,具体区域 MA 和显示区域 PA 之间颜色差异通过区分式样差异来描述。

[0099] 使用通过在相对于 Y 轴方向平行的方向上移动线 A-A(其也是线性超声探头 11a 的位置)采集的超声图像 EG 或者使用通过与旋转方向成 180 度角旋转 A-A 线采集的超声图像 EG,操作者在身体表面上标记显示区域 PA1 和显示区域 PA2。从而,操作者可以在身体表面上以二维形式画出肿瘤线 TL 和血管线 BL,如在图 7(a) 中指示的。因此,操作者能够画出切口线 CL 来识别用于进行安全手术的切口方向。

[0100] 在图 6 和图 7 中,探头显示单元 13a 和超声图像 EG 的位置以相同放大率显示。当超声图像 EG 放大或缩小时,位置输出单元 33 根据放大率将边界位置的坐标转化为探头显示单元 13a 的坐标。

[0101] 在图 6 中,计算两条路线 GL1 和 GL2(两个具体索引 MK1 和 MK2 与身体表面垂直交叉的路线)以及两个边界位置 BP1 和 BP2 并在超声图像 EG 上显示它们;然而,在身体表面上标记肿瘤 TM 范围的情况下,因为不必倾斜路线 GL,从而可以从显示单元 50 中消除两条路线 GL1 和 GL2 以及两个边界位置 BP1 和 BP2。

[0102] (第二实施例)

[0103] 在第二实施例的超声诊断设备中,在第一实施例中说明的探头显示单元 13a 配置

为位置显示设备并且作为可移除形式配置。

[0104] 将探头显示单元 13a 和位置显示处理单元 34 改变为可移除形式的益处是增加了可移除超声探头的种类。

[0105] 超声诊断设备 120 的配置与先前在第一配置中说明的配置类似；因此，相同的编号用于相同配置，并且省略先前说明过的相同配置的说明。

[0106] 具有可移除位置显示单元的超声探头不仅可以与第一实施例中描述的线性超声探头 11a 一起使用，还可以与凸超声探头 11b 或者扇面超声探头 11c 一起使用。将探头显示单元 13a 固定至凸超声探头 11b 和扇面超声探头 11c 的示例在下文说明。尽管在图中没有描述，位置显示设备在探头显示单元 13a 上具有固定设备，例如夹子。

[0107] 当超声诊断设备 120 想要在身体表面上标记索引时，探头显示单元 13a 固定到预定超声探头。图 8(a) 是将探头显示单元 13a 固定到凸超声探头 11b 上的示意图。

[0108] 因为凸超声探头 11b 的超声换能器（未在图上描述）以扇形形成，超声图像 EG 也以扇形显示。如在图 8(a) 中描述的，超声图像 EG 是从凸超声探头 11b 和身体表面的接触点延展的横截面图像。而且，探头显示单元 13a 在可以由凸超声探头 11b 对于 X 轴方向采集的范围中形成。

[0109] 超声诊断设备的位置输出单元 33（参考图 1）根据从凸超声探头 11b 采集的信息校正向扇形方向延展的超声图像 EG 的具体索引 MK 的坐标，转化为探头显示单元 13a 的坐标并以实际尺寸显示。而且，超声诊断设备 120 在存储器 20 中存储由凸超声探头 11b 采集的超声图像 EG 的坐标的校正值。

[0110] 探头显示单元 13a 基于索引形状或例如颜色等附加信息显示所采集的具体索引 MK 的位置信息作为显示索引 PP。

[0111] 图 8(b) 是将探头显示单元 13a 固定到扇面超声探头 11c 上的示意图。扇面超声探头 11c 配置成具有与凸超声探头 11b 相比更狭窄的超声换能器（未在图上描述），并且它的超声图像 EG 以扇形显示。

[0112] 如在图中示出的，扇面超声探头 11c 采用具有比凸超声探头 11b（在图 8(a) 中描述）更小的接触点的方式来配置。而且，相比于超声探头 11b，超声图像向扇形方向延展。

[0113] 相似地，超声诊断设备的位置输出单元 33 根据从扇面超声探头 11c 采集的信息校正向扇形方向延展的超声图像 EG 的具体索引 MK 的坐标，转化为探头显示单元 13a 的坐标并以实际尺寸显示。同样，超声诊断设备 120 在存储器 20 中存储由凸超声探头 11c 采集的超声图像 EG 的坐标的校正值。

[0114] 在该实施例中，具体索引 MK 用于说明；与第一实施例相似，具体区域 MA 可以在探头显示单元 13a 中显示。

[0115] （第三实施例）

[0116] 在第一实施例和第二实施例中的探头显示单元 13a 指示对于长轴方向（X 轴方向）的超声探头的位置。在第三实施例中的二维超声探头 11d 上，探头显示单元 13b 固定到对于短轴方向（Y 轴方向）的二维超声探头 11d。二维超声探头 11d 在第一实施例和第二实施例中指示的超声诊断设备中使用。将二维超声探头 11d 固定到第一实施例的超声诊断设备的示例在下文说明。相同的编号用于相同配置，并且省略先前说明过的相同配置的说明。

[0117] 该实施例中的二维超声探头 11d 包括矩阵阵列换能器 17，其以二维形式放置。图

9 是二维超声探头 11d 配置的透视图。

[0118] 如在图 9 中说明的,二维超声探头 11d 包括箱体 19、换能器单元 12b、探头显示单元 13a、13b 和电缆 18。图 2 描述了二维超声探头 11d 的内部配置以提供更好的理解。

[0119] 在二维超声探头 11d 中,嵌入的换能器单元 12b 和探头显示单元 13a 和 13b 通过并行总线 PB 与传送 / 接收单元 10 以及 CPU30(参考图 1) 通信。如在图中指示的,换能器单元 12b 包括矩阵阵列换能器 17、匹配层 15 和基底材料 16。

[0120] 矩阵阵列换能器 17 配置有在朝 X 轴方向和 Y 轴方向的二维中放置的多个超声换能器。传送 / 接收单元 10 驱动矩阵阵列换能器 17,来形成扫描预置三维感兴趣区域的超声波束。传送的超声波束在目标对象内部反射,并且反射波由矩阵阵列换能器 17 接收。传送 / 接收单元 10 放大并延迟在矩阵阵列换能器 17 中接收的信号,并产生对应于感兴趣区域的多个波束形成信号。图像处理单元 31 基于预置透视,通过处理在矩阵阵列换能器 17 中产生的波束形成信号,产生感兴趣区域的绘制图像。显示单元 50 显示由图像处理单元 31 产生的渲染图像。

[0121] 因此,通过在多个三维区域上使用超声进行扫描、在每个扫描区域上独立地设置透视点以及以并行方式显示多个图像,矩阵阵列换能器 17 可以采集关于多个三维区域的体渲染图像。由此矩阵阵列换能器 17 可以高速地扫描多个三维感兴趣区域。

[0122] 探头显示单元 13a 和探头显示单元 13b 配置成具有液晶面板。探头显示单元 13a 安置在对于长轴(X轴)方向的二维超声探头 11d 中,并且探头显示单元 13b 安置在对于短轴(Y轴)方向的二维超声探头 11d 中。

[0123] 索引输入单元 32 从渲染图像设置具体区域 MK,位置输出单元将具体索引 MK 转化为实际尺寸的坐标,并划分为对于 X 轴方向的位置和对于 Y 轴方向的位置用于输出。

[0124] 探头显示单元 13a 用索引显示对于 X 轴方向的具体索引 MK 的位置。探头显示单元 13b 用索引显示对于 Y 轴方向的具体索引 MK 的位置。而且,探头显示单元 13a 和探头显示单元 13b 不仅可以显示具体索引 MK,还可以显示具体区域 MA。

[0125] 在第三实施例中,探头显示单元 13a 和探头显示单元 13b 固定到二维超声探头 11d;然而,如在第二实施例中指示的,可以使用可移除的探头显示单元 13a 和探头显示单元 13b。

[0126] (第四实施例)

[0127] 在第四实施例中的超声诊断设备 100 中,可以探测血管的范围以在超声探头 11 上显示。在下文说明血液流动探测单元 39,其为探测血液流动区的部分。

[0128] 在第一实施例中,说明了使用超声诊断设备 100 将针穿刺至肿瘤;相同的方法可应用于将针穿刺至血管 BV。在第四实施例中,说明了操作者在超声诊断设备 100 中选择血管穿刺模式的情况。

[0129] 在输入单元 40 中,选择血管穿刺模式,并且 CPU 30 的血液流动区探测单元 39 开始运转(参考图 1)。血液流动区探测单元 39 采用后台处理,并且操作者能够通过超声探头 11 的探头显示单元 13a 确认血液流动区探测单元 39 的处理结果。血液流动区探测单元 39 获得由图像处理单元 31 计算的多普勒信息,并探测血管 BV。而且,血液流动区探测单元 39 可以自动传输坐标信号至位置输出单元 33。

[0130] 图 10 是图示在超声图像 EG 上探测动脉 BVa 和静脉 BVb 的图。如图上描述的,显

示了动脉 BVa 和静脉 BVb 的血管 BV 的短轴图像。血液流动区探测单元 39 从多普勒信息识别血管 BV, 并且一旦血管 BV 识别为动脉 BVa 或静脉 BVb, 超声图像 EG 将它在超声图像 EG 顶部上的区域作为颜色信息显示。例如, 动脉 BVa 可以以红色显示, 并且静脉 BVb 可以以蓝色显示。

[0131] 血液流动区探测单元 39 采集对于 X 轴方向的动脉 BVa 和静脉 BVb 的范围、Y 轴的位置以及颜色信息, 并传送至位置输出单元 33。位置输出单元 33 以实际尺寸转化为短轴图像的位置和宽度 (血管直径), 并传送至探头显示单元 13a。探头显示单元 13a 可以分别将动脉 BVa 和静脉 BVb 的位置作为显示区域 PA1 和显示区域 PA2 而显示。

[0132] 超声诊断设备 100 可以在操作血液流动区探测单元 39 时在探头显示单元 13a 上一直显示探测到的血管 BV; 因此, 当操作者将血管 BV 的显示角度从短轴方向改变至长轴方向时, 操作者可以确认所期望的血管 BV 是动脉 BVa 还是静脉 BVb。例如, 当超声探头 11 安置在动脉 BVa 的顶部上时, 探头显示单元 13a 的颜色变红。

[0133] 而且, 在由第四实施例中指示的矩阵阵列换能器 17 组成的超声探头 11d 的情况下, 即使捕获了对于长轴方向的血管的图像, 该血管 BV 的位置也可以在探头显示单元 13b 上显示。

[0134] 部件列表

[0135]	100	超声诊断设备	120	超声诊断设备
[0136]	10	传送 / 接收单元	11	探头
[0137]	11a	线性超声探头	11b	凸超声探头
[0138]	11c	扇面超声探头	11d	二维超声探头
[0139]	12a	换能器单元	12b	换能器单元
[0140]	13a	探头显示单元	13b	探头显示单元
[0141]	14	线性换能器	15	匹配层
[0142]	16	基底材料	17	矩阵阵列换能器
[0143]	18	电缆	19	箱体
[0144]	20	存储器	30	CPU
[0145]	31	图像处理单元	32	索引输入单元
[0146]	33	位置输出单元	39	血液流动区探测单元
[0147]	40	输入单元	50	显示单元
[0148]	BL	血管线	BP1	边界位置
[0149]	BP2	边界位置	BV	血管
[0150]	CL	切口线	EG	超声图像
[0151]	GL1	路线	GL2	路线
[0152]	MA1	具体区域	MA2	具体区域
[0153]	MK1	具体位置	MK2	具体位置
[0154]	PA1	显示区域	PA2	显示区域
[0155]	PB	并行总线	PP1	显示位置
[0156]	PP2	显示位置	TL	肿瘤线
[0157]	TM	肿瘤	BVa	血管 (动脉)

[0158] BVb 血管（静脉）

100

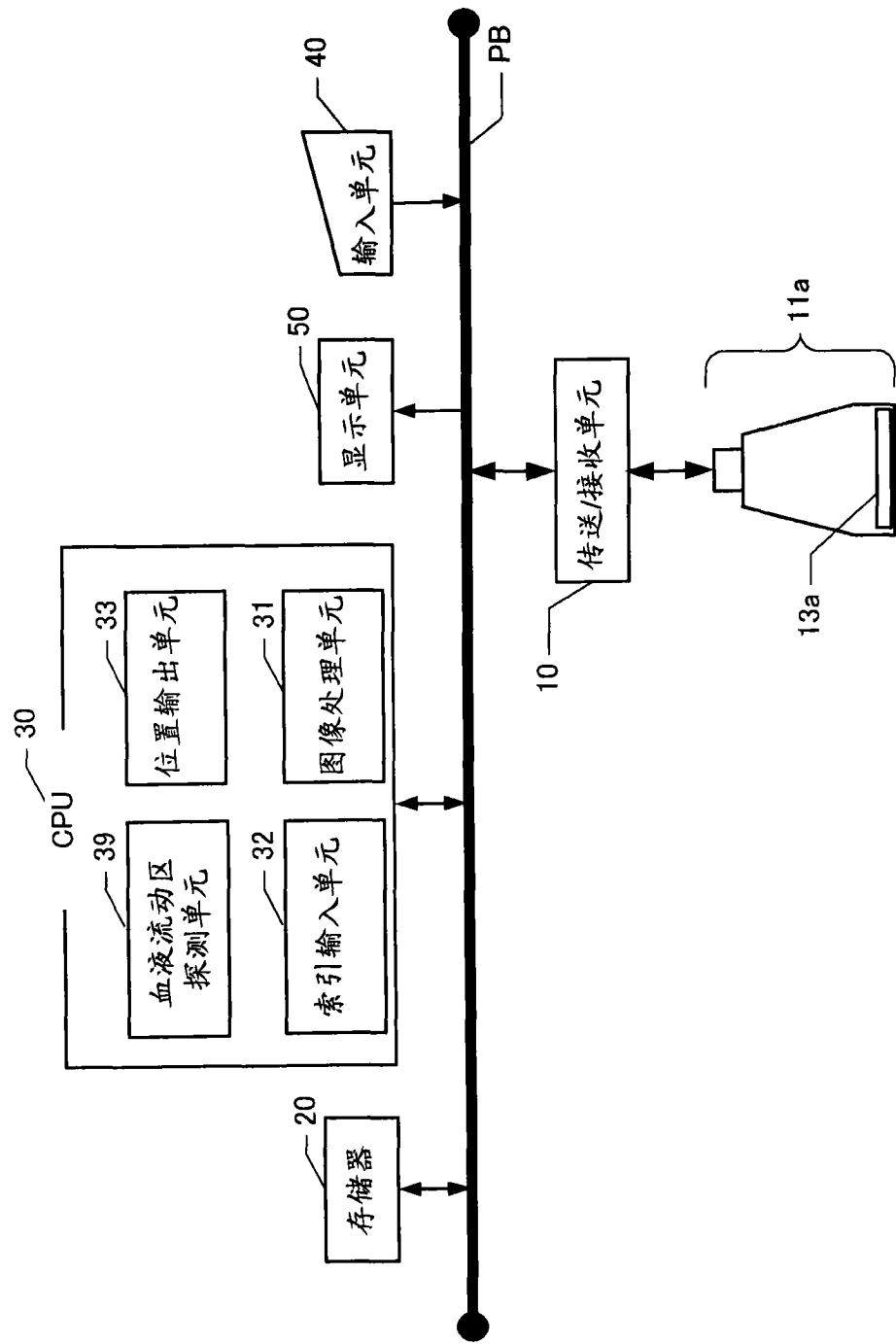


图 1

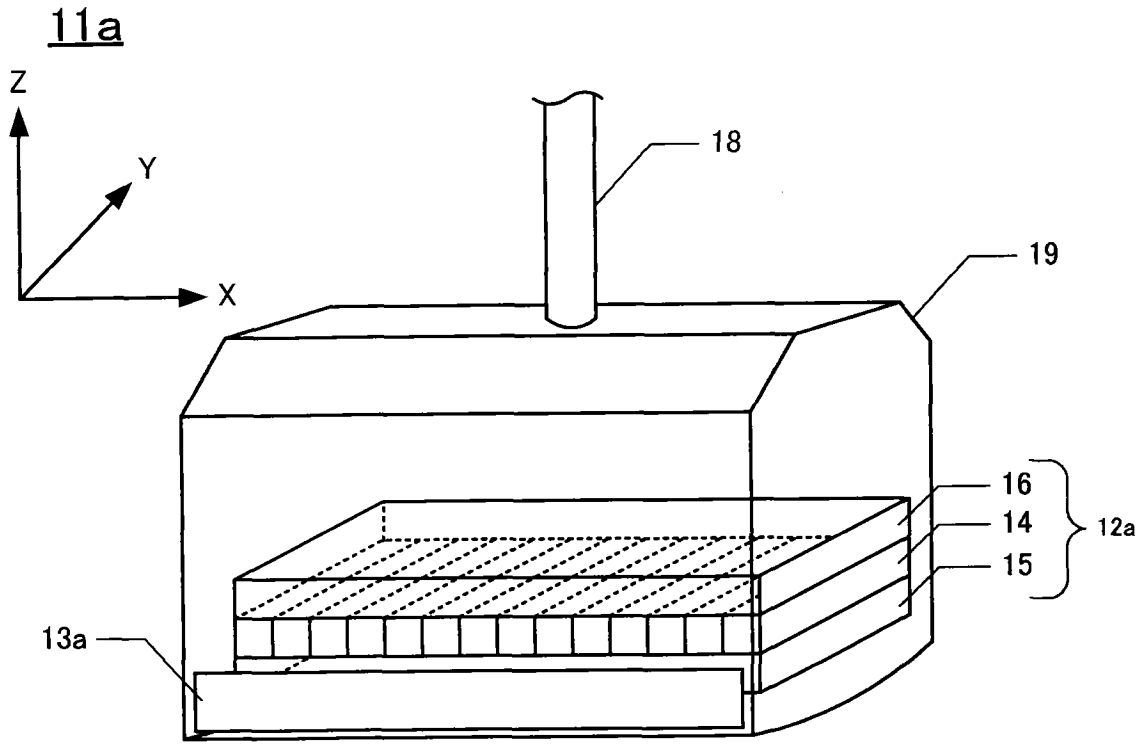


图 2

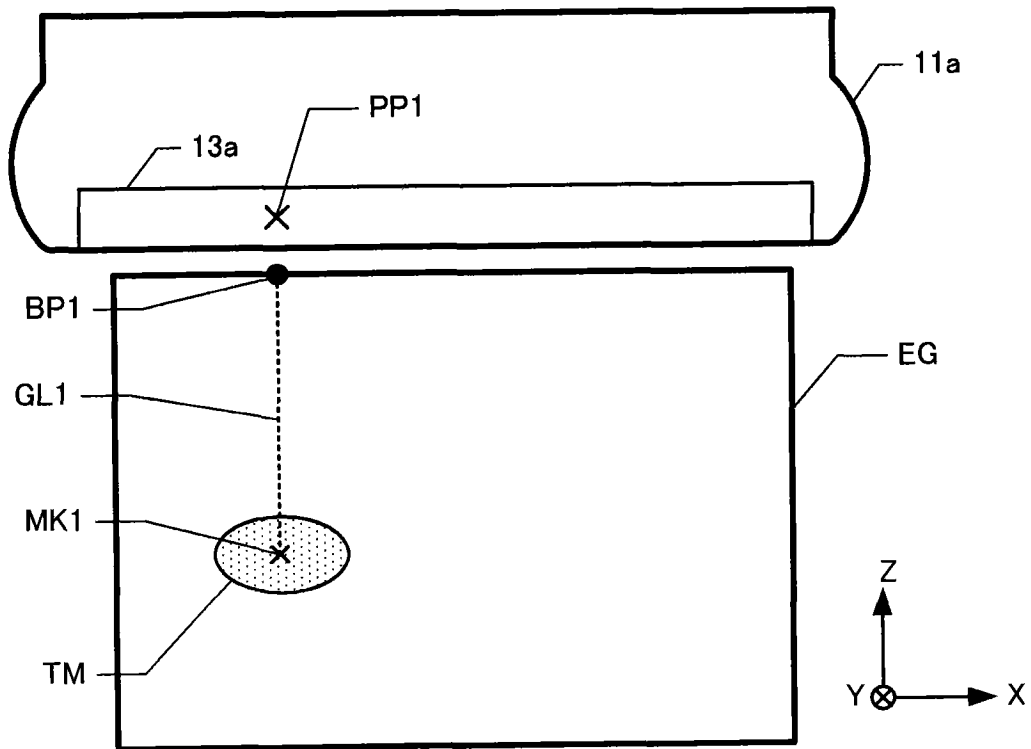


图 3(a)

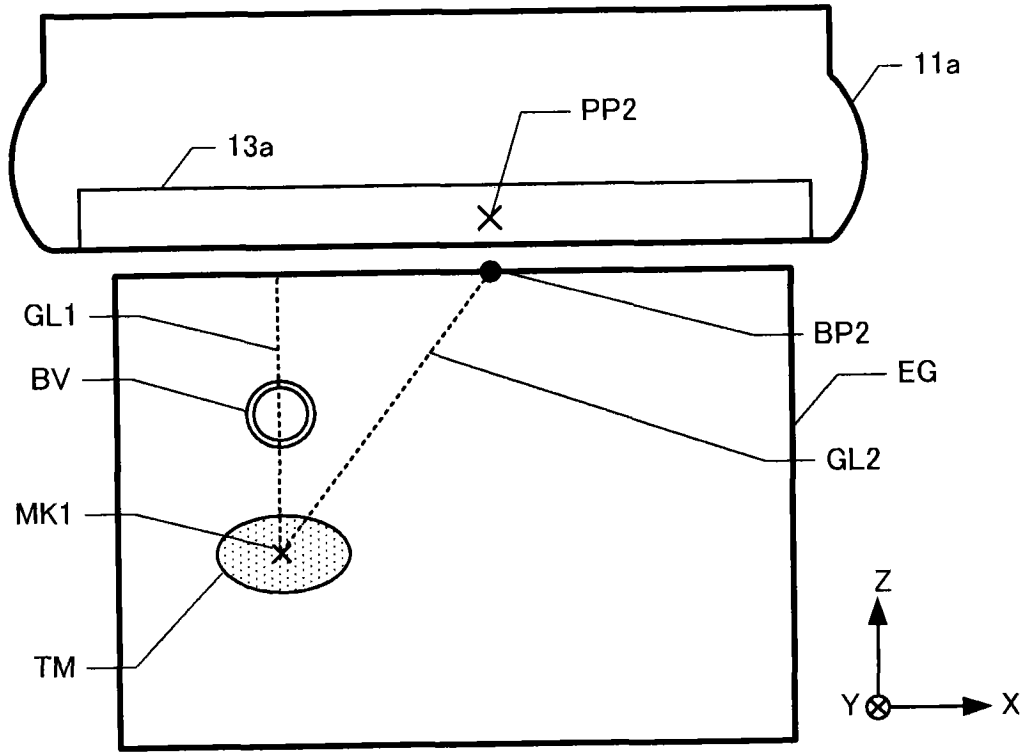


图 3(b)

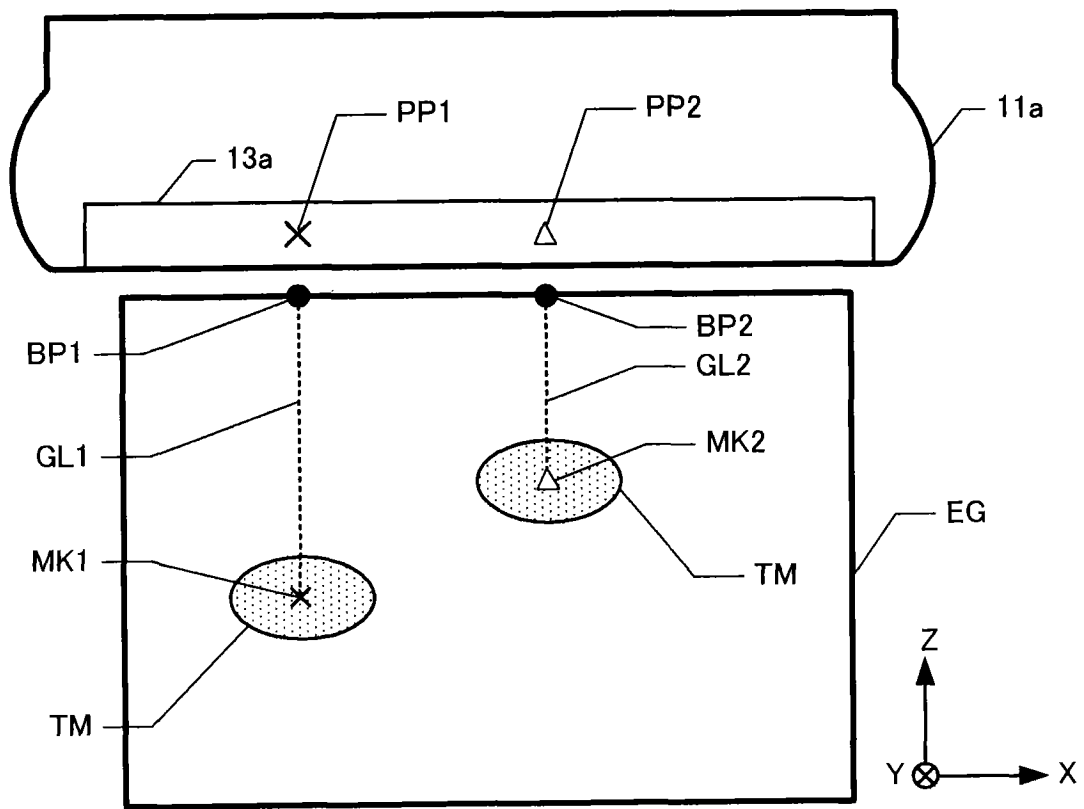


图 4

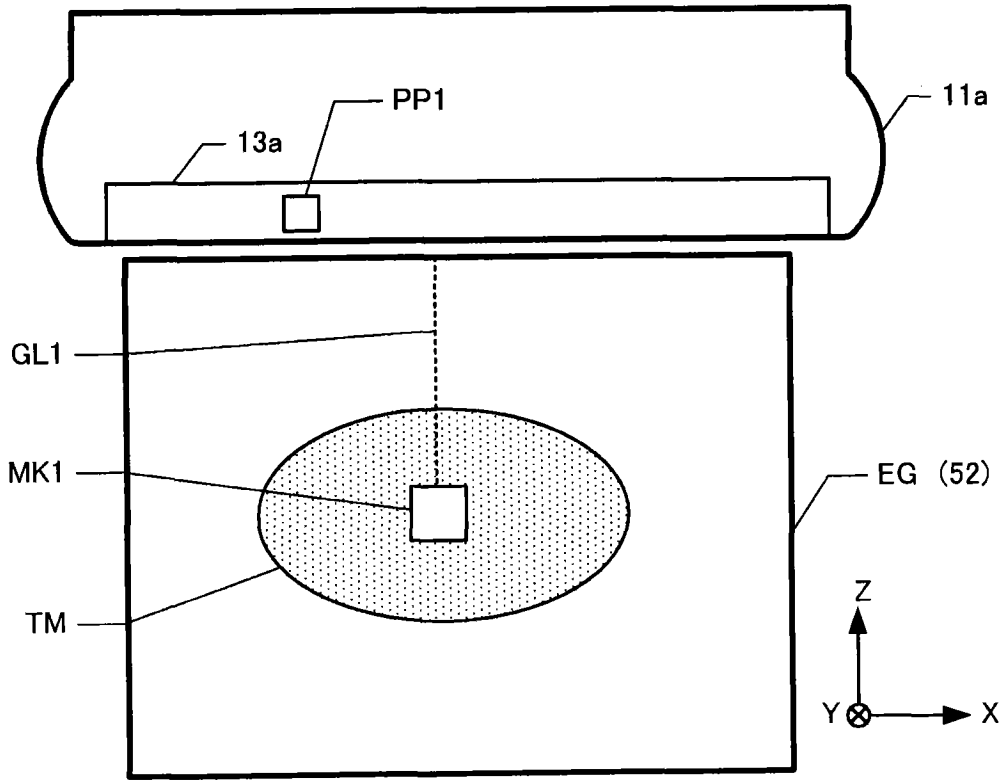


图 5(a)

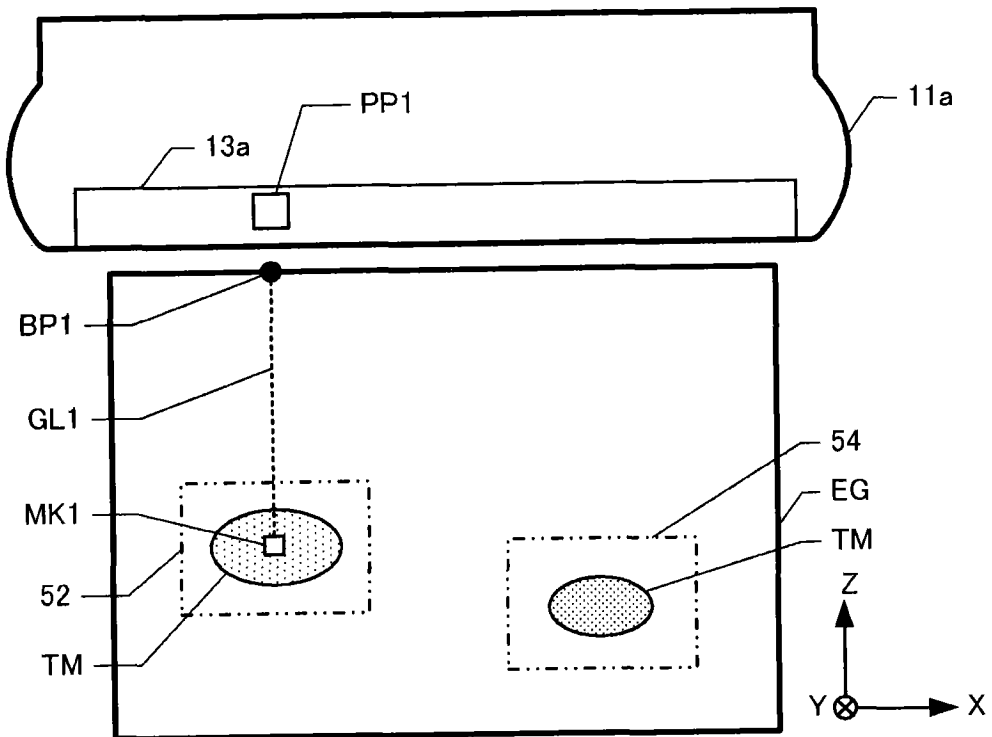


图 5(b)

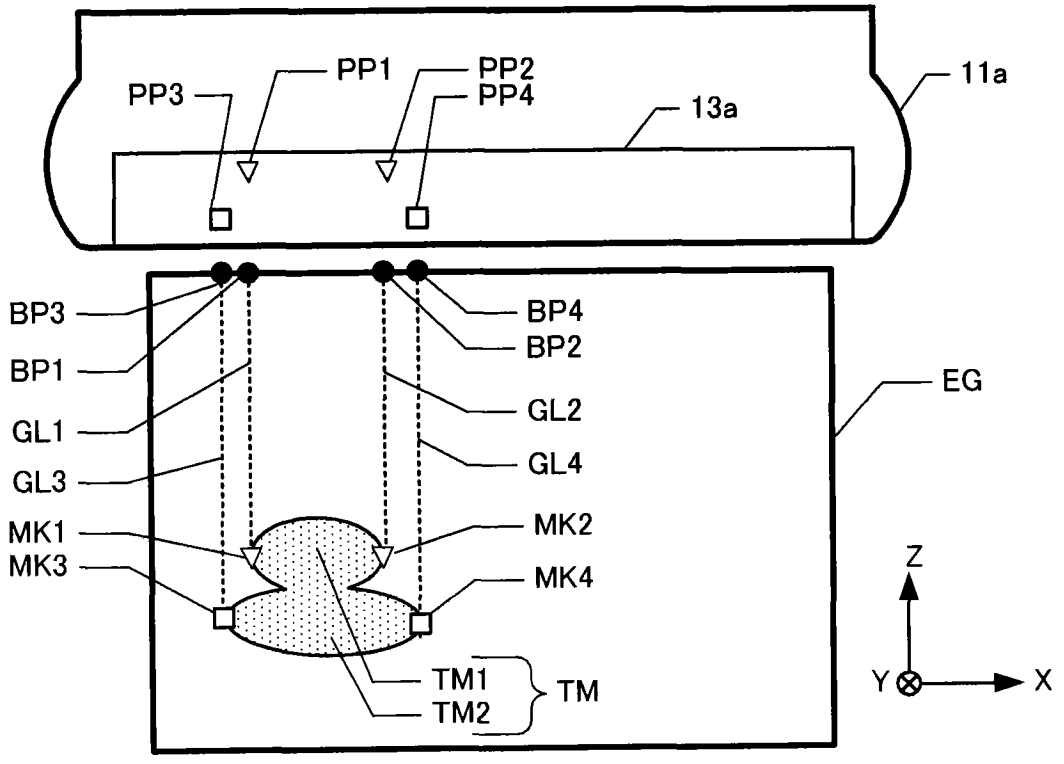


图 6(a)

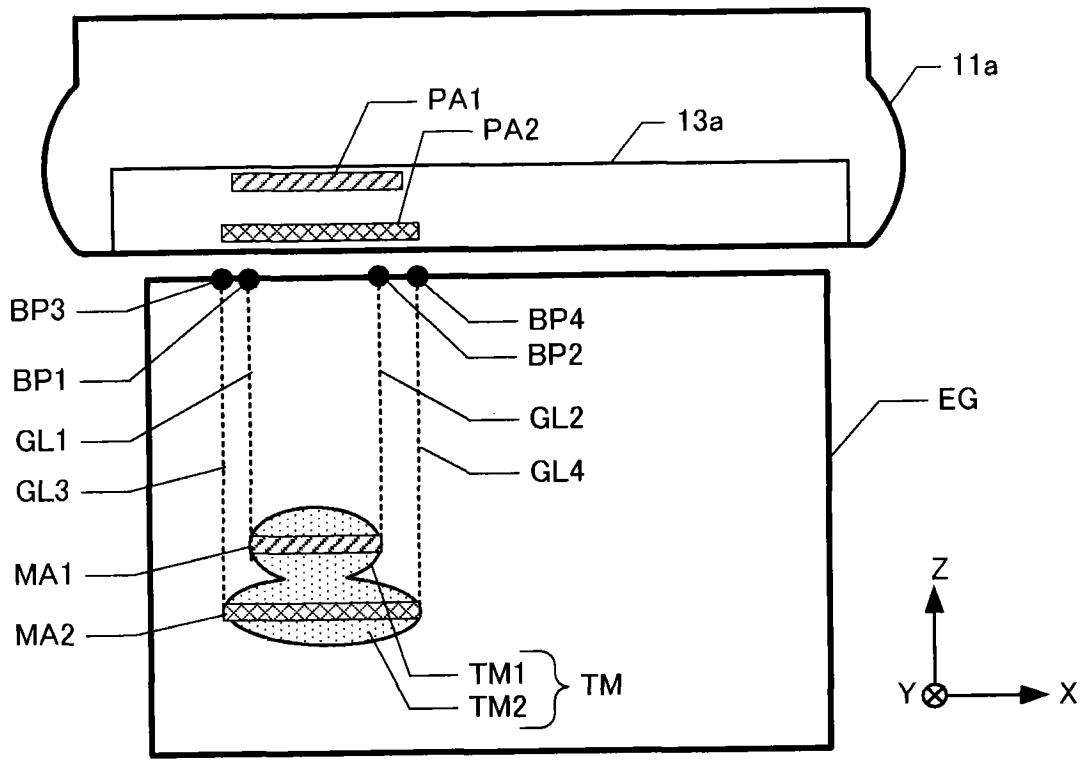


图 6(b)

图 7(a)

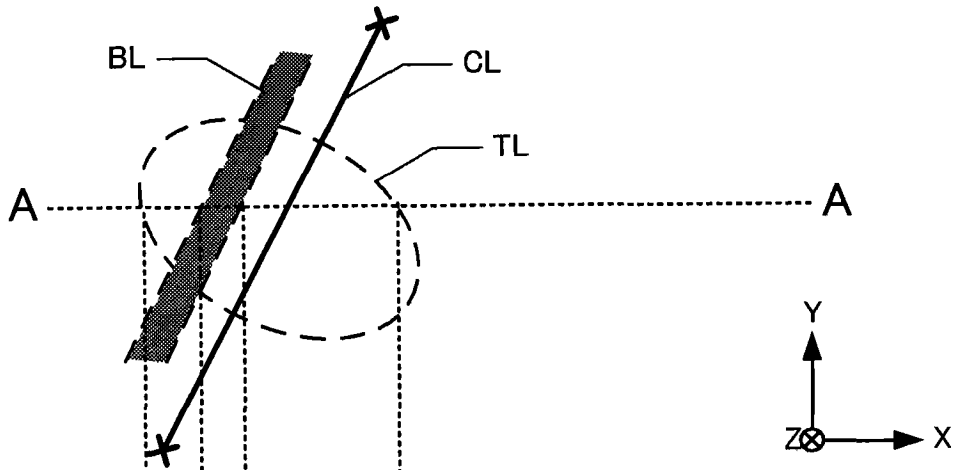
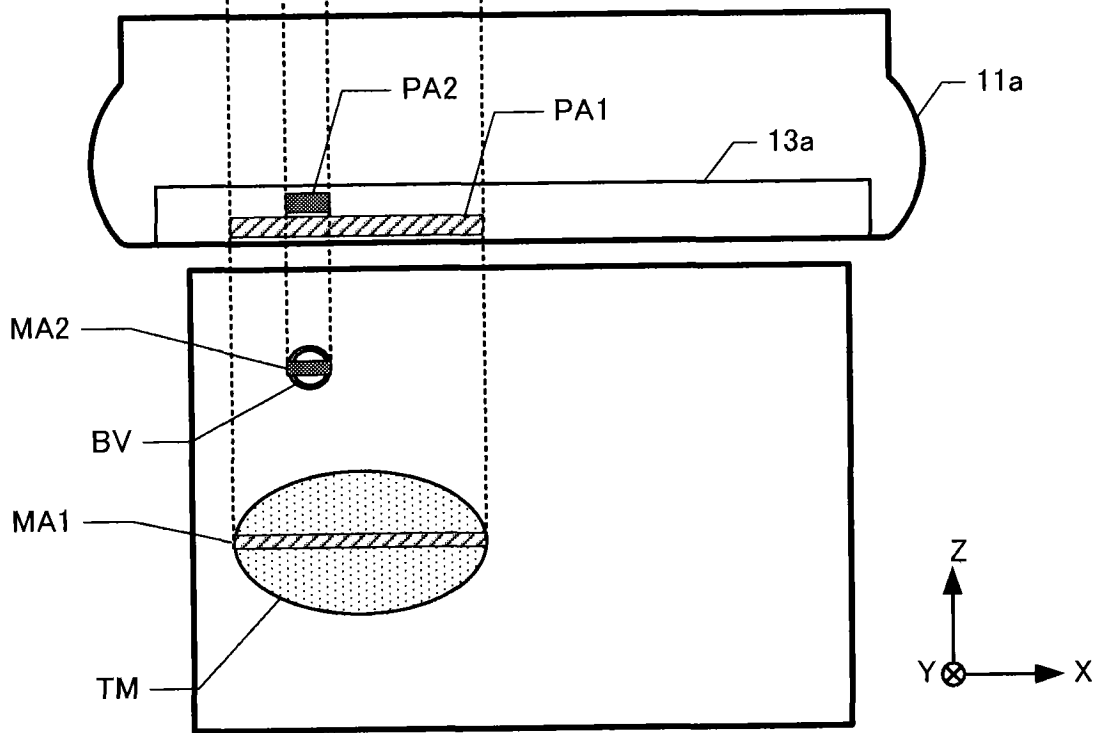


图 7(b)



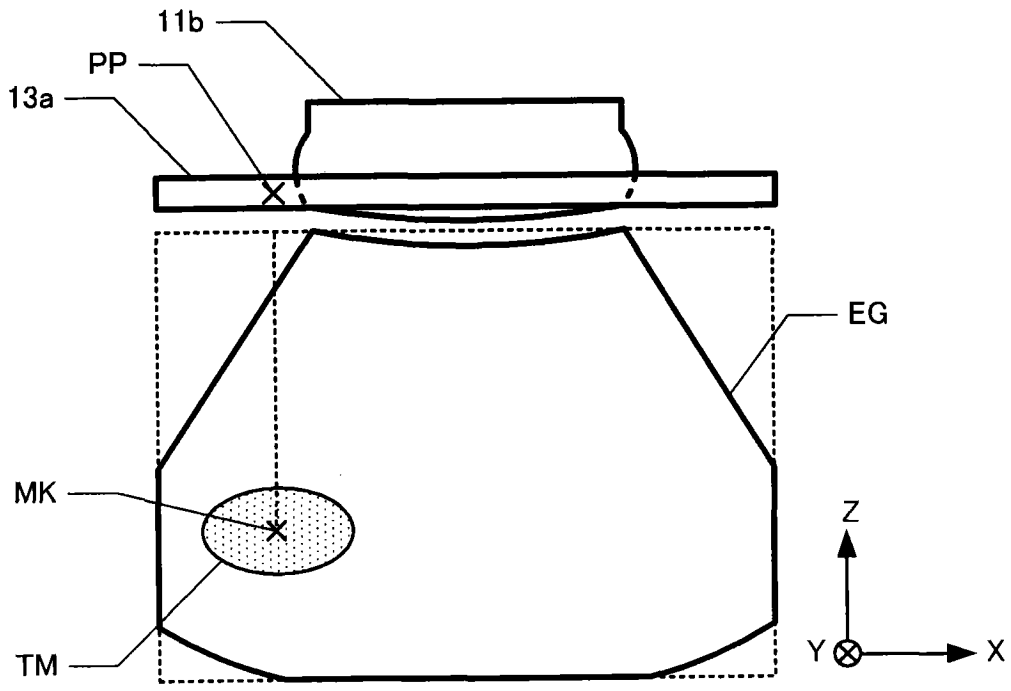


图 8(a)

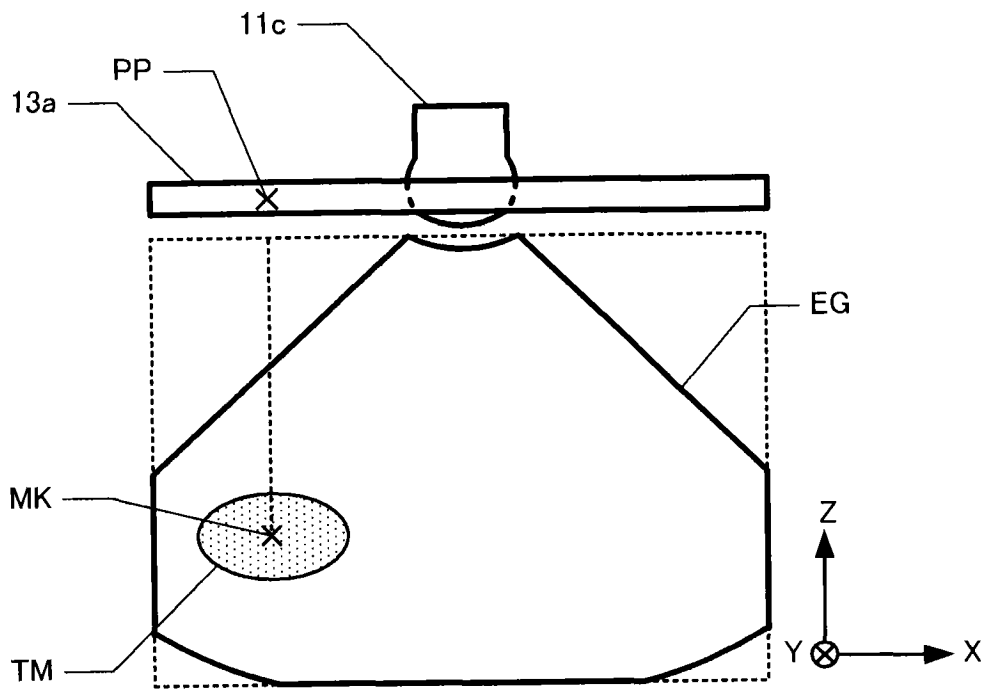


图 8(b)

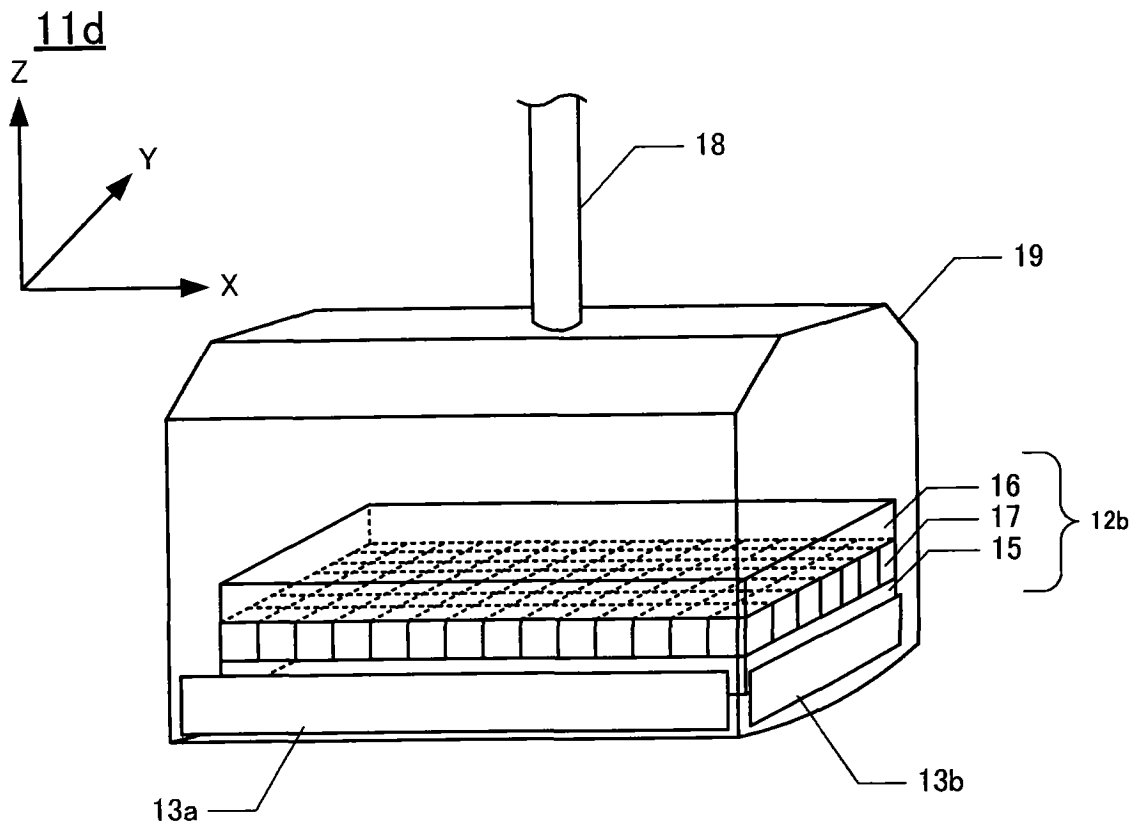


图 9

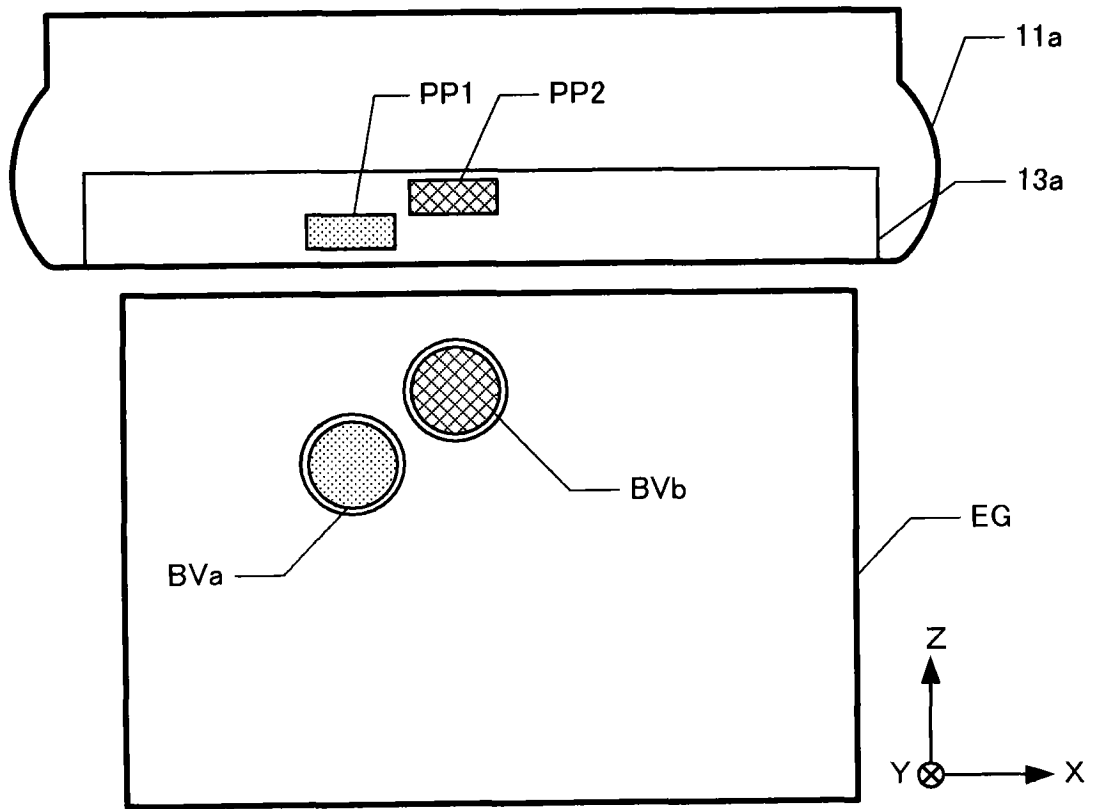


图 10

专利名称(译)	超声探头、位置显示设备和超声诊断设备		
公开(公告)号	CN102551805B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201110462541.2	申请日	2011-11-30
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	野崎光弘 小笠原正文		
发明人	野崎光弘 小笠原正文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4263 A61B8/462 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5292		
代理人(译)	张金金		
审查员(译)	杨星		
优先权	2010265868 2010-11-30 JP		
其他公开文献	CN102551805A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声探头、位置显示设备和超声诊断设备。一种连接至超声诊断设备(其具有用于显示超声图像的显示单元)的超声探头,所述超声探头包括:在预定方向上排列的换能器阵列,用于传送超声至目标对象并且接收反射的超声;固定到所述超声探头的探头显示单元,其具有与所述超声探头中的所述换能器阵列的长度相同的长度或具有比所述换能器阵列的长度更长的长度;以及显示控制单元,用于基于由所述图像显示单元中显示的所述超声图像指定的具体信息将所述具体信息的对应位置显示到所述探头显示单元。

