



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107126229 A

(43)申请公布日 2017.09.05

(21)申请号 201710108956.7

(22)申请日 2017.02.27

(30)优先权数据

2016-035842 2016.02.26 JP

(71)申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 西垣森绪 蒲泽美有纪 佐藤利春  
武田义浩

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 胡金琰 金兰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 17/34(2006.01)

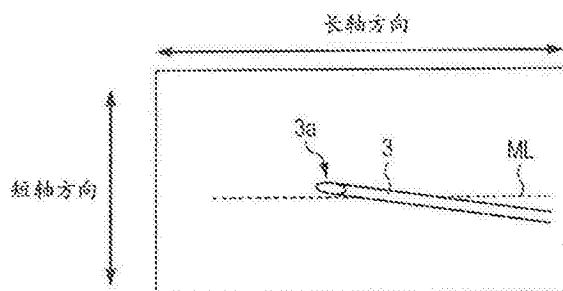
权利要求书2页 说明书18页 附图13页

### (54)发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

### (57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。一种超声波诊断装置，其从超声波探头接收与反射波相关的接收信号，该超声波探头包括：沿第一方向配置，向受检体发送超声波束并接收其反射波的多个振子；以及控制向所述多个振子的驱动信号，使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子切换部，其中，包括：位置确定部，其基于所述接收信号的随时间变化，确定所述受检体的内部的检测对象物的深度；以及位置确定部，其基于所述超声波束的所述发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成所述接收信号，确定所述第一方向上的所述检测对象物的位置。



1. 一种超声波诊断装置, 其从超声波探头接收与反射波相关的接收信号, 所述超声波探头具有: 沿第一方向排列, 向受检体发送超声波束并接收其反射波的多个振子; 控制向所述多个振子的驱动信号, 使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子切换部, 其特征在于, 该超声波装置包括:

第一位置确定部, 其基于所述接收信号的随时间变化, 确定所述受检体的内部的检测对象物的深度;

第二位置确定部, 其基于所述超声波束的发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波所生成的所述接收信号, 确定所述第一方向上的所述检测对象物的位置; 以及

输出控制部, 其以所述超声波探头的操作者能够识别的方式输出所述第一方向上的所述检测对象物的位置。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第二位置确定部参照表示以所述超声波束的所述发送方向是所述第一以及第二角度时的测量条件对所述超声波束进行发送接收的情况下所估计的、通过来自处于所述深度的所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号的信号强度、与所述检测对象物在所述第一方向上的位置之间的关系的发送接收指向特性数据,

基于该发送接收指向特性数据、以及所述超声波束的所述发送方向是所述第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号的信号强度的差值, 确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第二位置确定部进一步参照表示以所述超声波束的发送方向是第三角度时的测量条件进行所述超声波束的发送接收的情况下所估计的、通过来自处于所述深度的所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号的信号强度、与所述检测对象物在所述第一方向上的位置的关系的发送接收指向特性数据,

基于该发送接收指向特性数据、以及所述超声波束的所述发送方向是所述第一、第二角度以及所述第三角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号的信号强度, 确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置。

4. 根据权利要求1~3的任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述第二位置确定部作为从所述多个振子发送的所述超声波束从中心轴偏转的位置, 确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其中,

所述超声波探头进一步具有多个振子, 其沿与所述第一方向交叉的第二方向排列, 向所述受检体发送超声波束并接收其反射波,

所述第一位置确定部基于沿着所述第二方向配置的所述多个振子的所述接收信号的随时间变化, 确定沿着所述第二方向的多个地点上的所述检测对象物的深度,

所述第二位置确定部在沿着所述第二方向的多个地点确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置, 其中,

所述检测对象物是穿刺针, 所述第二方向是沿着穿刺该穿刺针方向的方向, 所述第一

方向是与穿刺该穿刺针的方向正交的方向。

7. 根据权利要求5或6所述的超声波诊断装置, 其中,

进一步具有检测对象确定部, 其基于在沿着所述第二方向的多个地点所确定的、所述检测对象物在所述第一方向上的位置的连续状态, 确定所述检测对象物的种类。

8. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置, 其中,

所述输出控制部基于在沿着所述第二方向的多个地点所确定的所述检测对象物在所述第一方向上的位置, 使表示所述检测对象物在所述第一方向上的位置的图像以与沿所述第二方向所生成的所述受检体的断层图像对应地显示。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其中,

所述输出控制部以使以与所述检测对象物在所述第一方向上的位置相应的报告方式, 向所述超声波探头的操作者报告。

10. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置, 其中, 包括:

定相加法部, 其对从所述多个振子得到的接收信号进行定相相加;

存储器, 其暂时存储通过由在所述第一方向上沿任一系列排列的第一振子组取得的接收信号求出的、第一定相相加后的接收数据; 以及

存储器, 其将所述存储器中存储的所述第一定相相加后的接收数据、以及通过由与所述第一方向上的所述第一振子组不同列的第二振子组取得的接收信号求出的、第二定相相加后的接收数据相加,

通过向长轴方向上的同一声线多次发送超声波束来进行偏转控制。

11. 一种超声波诊断装置的控制方法, 该超声波诊断装置从超声波探头接收与所述反射波相关的接收信号, 所述超声波探头包括: 沿第一方向排列, 向受检体发送超声波束并接收其反射波的多个振子; 以及控制向所述多个振子的驱动信号, 使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子切换部, 其特征在于, 该方法具有:

基于所述接收信号的随时间变化, 确定所述受检体的内部的检测对象物的深度的工序;

基于所述超声波束的所述发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号, 确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置的工序; 以及

以所述超声波探头的操作者能够识别的方式输出所述检测对象物在所述第一方向上的位置的工序。

## 超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

### 背景技术

[0002] 以往,存在一种超声波诊断装置,其通过将超声波束发送到受检体内部,接收其反射波(回波)并进行规定的信号数据处理,从而对受检体的内部结构进行检查。这种超声波诊断装置广泛应用于以医疗为目的的检查、治疗之类的各种用途。

[0003] 超声波诊断装置不仅对取得的反射波的数据进行处理并显示图像,而且能够利用下述超声波图像,即、例如、在受检体内的特定部位(目标)进行样本采取、或排出水分等、或者向特定部位注入或留置药剂或记号等时,在一边视觉识别用于上述目的的穿刺针与目标位置,一边将该穿刺针向目标位置刺入的情况下,通过超声波束的发送接收而取得的超声波图像(下面称为“超声波图像”)(超声波引导下穿刺术)(参照下述图6)。通过这种超声波图像的利用,能够迅速、可靠且容易地对受检体内的目标进行处置。

[0004] 在超声波诊断装置中,多数情况下,通过对进行超声波束的发送接收的振子进行一维排列,将用于超声波束的发送接收的振子进行电切换并使其扫描(电子扫描),从而进行二维图像显示。在显示这种图像的超声波诊断装置中,例如、通过将穿刺针沿着该扫描的方向(长轴方向)刺入,在从向受检体的刺入位置至到达目标的期间,穿刺针持续处于可拍摄的范围内。然而,在受检体内存在来自穿刺针以外的身体组织的反射,难以从这些混合了身体组织的图像和穿刺针的图像的图像视觉识别出穿刺针。此外,由于受检体的内部状态、结构或穿刺针的前端形状等,穿刺针不一定能够准确地朝向最初的刺入方向,或者穿刺针有可能会弯曲。其结果,可能会产生穿刺针向与长轴方向正交的方向(短轴方向)偏移、从可拍摄的范围偏离从而不能对穿刺针(或者其一部分)进行拍摄的问题。

[0005] 为了应对这些问题,提出了下面几个设想。关于穿刺针与身体组织的辨别,例如专利文献1中公开了通过取得多个帧的超声波图像数据,在每个帧确定反射体的位置,从而辨别穿刺针与身体组织并检测穿刺针的移动的技术。此外,关于穿刺针的位置偏离到短轴方向,例如在专利文献2中公开了通过使用沿着与扫描方向正交的方向排列的二维排列振子,设置对各自的动作定时进行变更的延迟电路,切换该多个振子的延迟量的大小关系,从而使超声波的前进方向偏转,进行原来的超声波发送接收宽度外侧的拍摄的技术。

[0006] 专利文献1:(日本)特开2014-212922号公报

[0007] 专利文献2:(日本)特开2000-139926号公报

### 发明内容

[0008] 然而,专利文献1是通过使用所拍摄的多个超声波图像数据检测穿刺针的移动从而确定穿刺针的技术,在生成超声波图像时,由于来自身体组织的反射波也会被检测,在穿刺针没有移动时,不能辨别是来自该身体组织的反射波,还是来自穿刺针的反射波,还存在将身体组织错误检测为穿刺针的问题。

[0009] 另一方面,如专利文献2中,为了通过电子扫描使超声波束偏转,需要电子延迟部件,从而会产生部件数量或成本增加的问题。

[0010] 另外,通过使超声波束向短轴方向偏转,除了将穿刺针描绘成超声波断层像,还希望能够准确地确定穿刺针向短轴方向的偏移的大小。

[0011] 本发明的目的在于提供一种在使用超声波探头检测受检体内部的检测对象物(例如、穿刺针、身体组织)时,能够更准确地确定该检测对象物的位置(特别是从超声波束的发送接收方向偏移的量)的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

[0012] 为了实现上述目的中的其中一个,反映本发明的一个侧面的超声波诊断装置是从超声波探头接收关于反射波的接收信号的超声波诊断装置,该超声波探头包括:多个振子,其沿着第一方向排列,向受检体发送超声波束并接收其反射波;振子切换部,其控制向所述多个振子的驱动信号,使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转,

[0013] 其中,包括:

[0014] 第一位置确定部,其根据所述接收信号的随时间变化,确定所述受检体的内部的检测对象物的深度;

[0015] 第二位置确定部,其基于所述超声波束的发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号,确定所述第一方向上的所述检测对象物的位置;以及

[0016] 输出控制部,其以所述超声波探头的操作者能够识别的方式输出所述第一方向上的所述检测对象物的位置。

[0017] 为了实现上述目的中的至少一个,反映本发明的一个侧面的超声波诊断装置的控制方法是从超声波探头接收关于反射波的接收信号的超声波诊断装置的控制方法,该超声波探头包括:多个振子,其沿第一方向排列,向受检体发送超声波束并接收其反射波;以及振子切换部,其控制向所述多个振子的驱动信号,使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转,其中,该超声波诊断装置的控制方法包括:

[0018] 基于所述接收信号的随时间变化,确定所述受检体的内部的检测对象物的深度的工序;

[0019] 基于所述超声波束的所述发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号,确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置的工序;以及

[0020] 以所述超声波探头的操作者能够识别的方式输出所述检测对象物在所述第一方向上的位置的工序。

[0021] 根据本公开,使用超声波探头检测受检体的内部的检测对象物时,能够更加准确地确定该检测对象物的位置。

## 附图说明

[0022] 图1是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置的整体结构的一例的图。

[0023] 图2是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置的内部结构的一例的框图。

[0024] 图3是表示第一实施方式所涉及的超声波探头中的振子排列的一例的图。

[0025] 图4是表示第一实施方式所涉及的超声波探头的振子排列的沿短轴方向的截面结

构的一例的图。

[0026] 图5是表示第一实施方式所涉及的驱动的振子与超声波束的发送接收方向的关系的一例的图。

[0027] 图6是表示第一实施方式所涉及的超声波探头与穿刺针的位置关系的一例的图。

[0028] 图7A是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置显示的图像的一例的图。

[0029] 图7B是表示第一实施方式所涉及的超声波诊断装置显示的图像的一例的图。

[0030] 图8是表示生成第一实施方式所涉及的超声波诊断装置显示的图像时,控制部执行的控制步骤的一例的图。

[0031] 图9A是表示第一实施方式所涉及的与偏转角度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0032] 图9B是表示第一实施方式所涉及的与偏转角度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0033] 图10A是表示第一实施方式所涉及的与深度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0034] 图10B是表示第一实施方式所涉及的与深度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0035] 图10C是表示第一实施方式所涉及的与深度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0036] 图11是对第一实施方式所涉及的连续状态的判定方法进行说明的图。

[0037] 图12是对第一实施方式的变形例所涉及的确定穿刺针的短轴位置的方法进行说明的图。

[0038] 图13是对第二实施方式所涉及的确定穿刺针的短轴位置的方法进行说明的图。

[0039] 图14是表示第二实施方式所涉及的生成超声波诊断装置显示的图像时控制部执行的控制步骤的一例的图。

[0040] 图15是表示第3实施方式所涉及的用于报告穿刺针的短轴位置的报告部的一例的图。

[0041] 图16是表示其他实施方式所涉及的超声波诊断装置的内部结构的一例的框图。

[0042] 附图标记

[0043] 1 超声波诊断装置主体

[0044] 2 超声波探头

[0045] 3 穿刺针

[0046] 4 安装部

[0047] 5 电缆

[0048] 11 控制部

[0049] 12 发送驱动部

[0050] 13 接收处理部

[0051] 14 发送接收切换部

[0052] 15 图像处理部

[0053] 16 操作输入部

- [0054] 17 输出显示部
- [0055] 18 报告部
- [0056] 19 存储器
- [0057] 21 振子排列
- [0058] 22 声透镜
- [0059] 23 布线路径
- [0060] 24 振子切换部
- [0061] 210 振子
- [0062] 230 开关元件
- [0063] 240 寄存器

### 具体实施方式

[0064] 下面,基于附图对本发明的实施方式进行说明。

[0065] (第一实施方式)

[0066] 在本实施方式中,作为一例,对生成B模式(Brightness Mode)的超声波图像的超声波诊断装置进行说明。

[0067] 图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置U的整体结构的一例的图。图2是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置U的内部结构的一例的框图。该超声波诊断装置U包括:超声波诊断装置主体1、经由电缆5与超声波诊断装置主体1连接的超声波探头2(超声波探测器)、穿刺针3以及安装在超声波探头2的安装部4等。

[0068] 超声波探头2作为将超声波束(在这里,大约为1~30MHZ)发送给生物体等受检体的同时,接收送出的超声波中在受检体内部反射的反射波(回波)并转换为电信号的声音传感器起作用。该超声波探头2包括:发送接收超声波束的振子210的排列即振子排列21、对振子排列21中的进行发送接收的振子210进行切换控制的振子切换部24、操作输入部28等。

[0069] 操作者使该超声波探头2中的超声波束的发送接收面、即从振子排列21发送超声波的方向的面接触受检体,并使超声波诊断装置U动作,进行超声波诊断(参照图6后面详述)。另外,在这里,虽然将超声波探头2作为从外部(表面)向受检体内部发送超声波并接收其反射波的装置,但作为超声波探头2,也可以是插入消化管、血管等的内部、或者体腔内等而使用的装置,按照其用途也可以有各种尺寸、形状等。

[0070] 振子排列21(参照图3后面详述)使多个振子210排列。另外,振子210是例如由压电体与设置在该压电体的两端的电极构成的压电元件。

[0071] 在这里,穿刺针3具有中空状的长针形状,按照由安装部4的设定所规定的方向刺入受检体。穿刺针3可以按照选取的目标(检体)或注入的药剂等的种类或量而更换为具有合适的粗细、长度或前端形状的穿刺针。

[0072] 安装部4将穿刺针3以所设定的朝向(方向)保持。安装部4安装在超声波探头2的侧部,可以适当地变更并设定穿刺针3的朝向。安装部4不仅能够使穿刺针3向刺入方向移动,而且能够使该穿刺针3在围绕针轴转动(旋转)的同时刺入。另外,代替安装部4,也可以在超声波探头2直接设置将穿刺针3朝向刺入方向而保持的引导部。另外,最近,有时也根据穿刺的目的或操作者的技术水平等,不设置安装部4就进行穿刺。

[0073] 在超声波诊断装置主体1(下面,也称为“超声波诊断装置1”)设置有操作输入部16和输出显示部17。另外,如图2所示,除此之外,超声波诊断装置主体1还包括控制部11、发送驱动部12、接收处理部13、发送接收切换部14以及图像处理部15等。

[0074] 根据从外部对操作输入部16的键盘或鼠标之类的输入设备进行的输入操作,超声波诊断装置主体1的控制部11向超声波探头2输出驱动信号使其输出超声波束,或者,从超声波探头2取得与反射波相关的接收信号并进行各种处理,并根据需要在输出显示部17的显示画面等显示结果等。

[0075] 控制部11包括:切换控制部11a、位置确定部11b、检测对象确定部11c以及输出控制部11d。

[0076] 控制部11由运算处理器、存储器等电路构成。具体地,包括CPU(中央处理单元)、ROM(只读存储器)以及RAM(随机存取存储器)等。CPU读取ROM中存储的各种程序并加载到RAM,根据该程序统括控制超声波诊断装置U的各部分的动作。ROM存储使超声波诊断装置U动作的控制程序以及各种处理程序、或各种设定数据等。除ROM之外,这些程序或设定数据也可以以可读写、更新的方式存储在例如使用了包括SSD(Solid State Drive)在内的闪存等非易失性存储器的辅助存储装置中。RAM是SRAM或DRAM等易失性存储器,向CPU提供动作用的存储器空间,存储临时数据。切换控制部11a、位置确定部11b、检测对象确定部11c以及输出控制部11d的功能设为例如通过由CPU执行程序而实现。

[0077] 切换控制部11a控制发送驱动部12、接收处理部13以及发送接收切换部14,以使向各振子210-1~210-n中的被选择的振子发送驱动信号,或者,接收来自各振子210-1~210-n中的被选择的振子的接收信号。另外,切换控制部11a控制超声波探头2的振子切换部24,分别切断振子排列21(参照图3后面详述)中进行发送接收的振子210-1~210-n中的被选择的振子。

[0078] 另外,位置确定部11b基于从接收处理部13取得的接收信号,确定穿刺针3的前端部分3a的位置(参照图7后面详述)。另外,位置确定部11b包括:确定穿刺针3的前端部分3a的深度的第一位置确定部;确定穿刺针3的前端部分3a的短轴方向的位置的第二位置确定部。

[0079] 另外,检测对象确定部11c基于检测对象物的短轴位置在长轴方向上的连续状态,确定检测对象物的种类(穿刺针、身体组织等)。

[0080] 另外,输出控制部11d基于位置确定部11b以及检测对象确定部11c所确定的表示检测对象物的位置或种类的数据,以超声波探头2的操作者能够识别地方式输出穿刺针3的短轴位置。在这里,输出控制部11d向图像处理部15输出穿刺针3的短轴位置,使其生成表示穿刺针3的位置的俯视图,并显示在输出显示部17。

[0081] 发送驱动部12是根据从控制部11输入的控制信号,输出要向超声波探头2提供的脉冲信号(下面也称为“驱动信号”),使超声波探头2发出超声波的电路。关于发送驱动部12的内容以及动作是公知的,且与本申请没有直接关系所以省略。

[0082] 接收处理部13是根据控制部11的控制取得从超声波探头2输入的接收信号的电路。接收处理部13包括:例如增益可变放大器、A/D转换电路、定相加法电路。定相加法电路向A/D转换后的接收信号施加与振子210的位置对应的延迟时间,将它们相加(定相加法),生成经过波束成形的声线数据。接收处理部13的内容和动作是公知的,且与本申请没有直



接关系,因此省略。

[0083] 发送接收切换部14是基于控制部11的控制,在从振子210发送超声波束的情况下使驱动信号从发送驱动部12向振子210发送,另一方面在取得与振子210-1~210-n中的被选择的振子发送的超声波相关的信号的情况下,进行用于使接收信号向接收处理部13输出的切换动作的电路。

[0084] 图像处理部15生成基于超声波的接收数据的诊断用图像。另外,图像处理部15对从接收处理部13输入的声线数据进行检波(包络线检波)并取得信号,此外,根据需要进行对数放大、过滤(例如、低频过滤、平滑化等)、增强处理、动态范围的调整等。

[0085] 图像处理部15生成与表示截面内的二维结构的B模式显示相关的各帧图像(诊断图像)数据作为诊断用图像之一,截面内的二维结构包括信号的发送接收方向(受检体的深度方向)与超声波探头2发送接收的超声波的扫描方向。另外,图像处理部15基于从控制部11(位置确定部11b、检测对象确定部11c)接收的用于确定穿刺针3的前端部分3a的位置的数据以及表示检测对象物的种类的数据,生成显示穿刺针3的前端部分3a的位置的俯视图图像。

[0086] 该图像处理部15由运算处理器、存储器等电路构成,对接收处理部13的数据进行扫描转换,或者进行图像的帧间处理等图像处理。具体地,可以设为具有用于这种图像生成的专用CPU或RAM的结构。在图像处理部15中,具有图像生成所涉及的专用硬件结构,该结构可以在基板(ASIC

[0087] (Application-Specific Integrated Circuit)等)上形成,或由FPGA(Field Programmable Gate Array)形成。或者,图像处理部15也可以是通过控制部11的CPU以及RAM进行与图像生成相关的处理的结构。图像处理部15包括存储部,其将诊断用图像数据(帧图像数据)以帧为单位存储最近的规定帧数。并且,根据控制部11的控制,存储在存储部的诊断用图像数据被读取、被发送给输出显示部17,或者经由通信线路(未图示)被输出到超声波诊断装置U的外部。此时,输出显示部17的显示方式是电视的方式时,在存储部与输出显示部17之间设置DSC(Digital Signal Converter),在转换扫描格式后输出即可。

[0088] 操作输入部16包括:按钮开关、键盘、鼠标或者光标、输出显示部上的触摸面板、或者它们的组合,将操作者的输入操作转换为操作信号,并输入到超声波诊断装置主体1。

[0089] 输出显示部17包括以LCD(Liquid Crystal Display)为代表的各种显示器构成的显示画面及其驱动部。输出显示部17根据从控制部11输出的控制信号、或者从图像处理部15输出的图像数据生成显示画面(各显示像素),在显示画面上进行与超声波诊断相关的菜单、状态、基于接收的超声波的测量数据的显示。

[0090] 电缆5在其一端具有与超声波诊断装置主体1之间的连接器(未图示),超声波探头2以通过该连接器相对于超声波诊断装置主体1能够拆卸的方式构成。

[0091] 图3是显示本实施方式所涉及的超声波探头2中的振子排列21的一例的图。本实施方式所涉及的超声波诊断装置U中的振子排列21是在由规定的方向(长轴方向、第二方向)以及与该长轴方向正交的短轴方向(第一方向)规定的二维面(不是平面也可以)内,矩阵状地排列的多个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c。在此,向着长轴方向的振子21的排列数比向着短轴方向的振子21的排列数多。在短轴方向,三个振子(例如,在图3的左端的210-1a、210-1b、210-1c)按顺序排列。这样,沿着短轴方向排列的三个振子210a~210c的

组在以下还称为“振子组”。振子排列21中的各个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c与电缆5内的布线路径23连接,从而能够通过开关元件等分别供给脉冲电压。换言之,振子排列21的各个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c能够分别在驱动状态与非驱动状态间切换。

[0092] 通过向各个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c供给驱动脉冲,被供给了该驱动脉冲的振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c的压电体根据电场而变形(伸缩),由此发送超声波束。此时,超声波束被发送到与被供给了电压脉冲的振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c的位置、方向、超声波束的收敛方向以及定时的偏离(延迟)的大小对应的位置、方向。另外,如果在受检体内反射了的反射波被射入振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c中,则根据其声压,压电体的厚度发生变化(振动),由此产生与该变化量对应的电荷,并转换为与该电荷量对应的电信号,作为接收信号输出到接收处理部13。在生成B模式图像时(参照图7后面详述),沿着长轴方向,以规定数量的振子组为单位顺序地(包括一部分重复的情况)被供给驱动脉冲。

[0093] 振子切换部24是用于切换振子排列21的各个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c的驱动状态的选择器。振子切换部24具有用于在短轴方向上切换各个振子210-1a~c、210-2a~c、……、210-na~c的驱动状态与非驱动状态的开关元件(参照图4后面详述)。振子切换部24进行各振子组的a~c振子的驱动、非驱动状态的切换,但是,原则上,也可以兼做以切换长轴方向的开口位置为目的。

[0094] 图2的操作输入部28接受操作者的输入操作,以使进行与操作内容相应的动作。例如,根据对操作输入部28的操作,能够手动地变更振子切换部24的设定。

[0095] 接下来,对本实施方式中与超声波诊断装置U的超声波束的发送接收方向的偏转相关的结构进行说明。

[0096] 图4是表示本实施方式的超声波探头2的振子排列21的沿短轴方向(振子组)的截面结构的图。在此,示出了图3的振子组210-ma~210-mc中的短轴截面A-A上的截面结构。

[0097] 如图4所示,该超声波探头2中设置有相对于沿短轴方向排列的三个振子210a~210c成为凸状的声透镜22(收敛部)。并且,由各振子210a~210c生成的超声波束被声透镜22折射,在短轴方向的中心点,其发送接收宽度被收敛。在声透镜22中通常使用硅等。或者,也可以根据所希望的超声波折射率酌情选择其他材质。

[0098] 另外,在该超声波探头2设置有用于在短轴方向控制各个振子210的开闭的开关元件230a~230c和寄存器240(对应振子切换部24)。开关元件230a~230c分别介于布线路径23与各振子210a~210c之间,控制驱动信号向各振子210a~210c的发送,并控制在各振子210a~210c中生成的接收信号的取得。另外,作为开关元件230a~230c,虽没有特殊限定,但考虑到耗电量或与超声波的发送接收相关的耐压性能等,优选使用例如FET(场效应晶体管)。

[0099] 另外,在开关元件230a~230c的控制电极分别连接有寄存器240,开关元件230a~230c分别根据从寄存器240输出的开关切换信号而对导通和断开进行切换。寄存器240存储用于使超声波束的发送接收方向偏转到短轴方向的设定,根据该设定,向各开关元件230a~230c的控制电极输出开关切换信号,对各开关元件230a~230c的导通和断开进行切换操作。另外,通过由控制部11(切换控制部11a)串行地向寄存器240发送控制信号,从而实现设

定变更。这样,由于能够通过串行信号设定寄存器240,得以减少控制部11与寄存器240之间的信号线的根数。

[0100] 这样,振子切换部24通过变更振子组的开关元件230a~230c中的导通和闭合的组合,使振子组的超声波束的发送接收方向相对于短轴方向偏转。并且,振子切换部24可以对沿长轴方向排列的每个振子组设置寄存器240。换言之,振子切换部24设为可以对每个振子组设定超声波束的发送接收方向的偏转角度。另外,在关闭开关元件230后,不向振子210发送驱动信号,并且,该振子210也不输出由反射波生成的接收信号。然而,振子切换部24也可以以只关闭超声波束的发送,而进行反射波的接收的方式进行控制。

[0101] 图5是表示驱动的振子210a~210c与超声波束的发送接收方向之间的关系的一例的图。在图5中以纵轴为短轴方向,横轴为深度方向,示出了来自振子210a~210c的发送接收面的中心0点的超声波束的发送方向。在图5的图表的左侧,结合图表的纵轴,示出了振子210a~210c的排列位置。另外,振子210a~210c接收反射波的方向成为与超声波束的发送方向相反的方向。

[0102] 在这里,实线W1表示驱动了所有振子210a~210c时的超声波束的发送方向。虚线W2表示只驱动振子210a时的超声波束的发送方向。点划线W3表示只驱动了振子210c时的超声波束的发送方向。并且,实线W1、虚线W2、点划线W3表示该深度的、相对于超声波发送接收束的信号强度的峰值为-6dB的位置,在两根线之间存在该深度的指向性的最大点。换言之,超声波束的指向性随着深度而变化。因此,实线W1、虚线W2、点划线W3中的两根线之间的宽度(相对于超声波束的信号强度的峰值为-6dB的位置)随着图5中的深度d1、d2、d3而成为不同的宽度(参照图10后面详述)。

[0103] 如图5所示,在使用了全部振子210a~210c时(实线W1),超声波束不发生偏转而直线前进(表示偏转角度为0度。下面也称为“第一超声波束”)。另一方面,在只使用了振子210a时(虚线W2),由于声透镜22的折射,超声波束的发送方向相对于中心0点向短轴方向的振子210c侧偏转(在此,表示偏转角度大约为-3度。下面也称为“第二超声波束”)。另外,在只使用了振子210c时(点划线W3),超声波束的发送方向相对于中心0点向短轴方向的振子210a侧偏转(在此,表示偏转角度为大约+3度。下面也称为“第三超声波束”)。另外,在图中,双点划线(T线)表示超声波束的中心轴。另外,偏转角度是指从超声波束的中心轴T线倾斜的角度,换言之,表示从振子210a~210c的超声波束的发送接收面的法线方向对短轴方向倾斜的角度(下面,也称为“超声波束的偏转角度”)。另外,深度方向表示发送超声波束的受检体Q(图6)的内部的方向,深度是指受检体Q内部的深度位置,表示与振子210a~210c的超声波束的发送接收面之间的距离。

[0104] 如上所述,通过使用短轴方向的多个振子210a~210c中的一部分振子就能够使超声波束的发送接收方向向短轴方向偏转。另外,在不驱动振子210a,而驱动了振子210b、210c时,与只驱动振子210c相比,还能够使相对于短轴方向的偏转角度更小。另外,在选择驱动对象的振子210时,通过还对长轴方向上的振子210的驱动状态、非驱动状态进行控制(例如,关于对应于振子210c的长轴方向的列的振子210,交替地开闭。打开长轴方向的第偶数个振子并用于发送接收,关闭第奇数个而不用于发送接收。),还能够更加细微地变更偏转角度。

[0105] <超声波图像的生成方法>

[0106] 下面,参照图6~图11,对本实施方式所涉及的超声波图像的生成方法进行说明。

[0107] 图6是表示超声波探头2与穿刺针3的位置关系的一例的图。图7是表示超声波诊断装置U显示的图像的一例的图。图8是表示在生成超声波诊断装置U显示的图像时由控制部11执行的控制步骤的一例的图。

[0108] 在本实施方式中,对使用平行法向受检体Q的内部穿刺穿刺针3的方式进行说明(参照图6)。在平行法中,穿刺针3沿着超声波探头2的长轴方向,从受检体Q的外部的表皮部分向受检体Q的表皮内部穿刺。

[0109] 在本实施方式所涉及的超声波诊断装置U中,在将穿刺针3向受检体Q的表皮内部的目标G(例如,肿瘤)穿刺时,显示超声波断层图像(图7B)与从上面观察穿刺针3时的俯视图(图7A)。这些图像通过在使超声波探头2与受检体Q的表面接触的状态下将超声波束向受检体内部发送并接收其反射波而生成。

[0110] 图7B所示的超声波断层图像是B模式图像。该B模式图像基于在向受检体Q的内部(相对于振子210的发送接收面为大致法线方向)发送超声波束时,反射波引起的接收信号随时间的变化而生成。换言之,B模式图像是基于发送的超声波被反射并返回所经过的时间或其强度,作为受检体Q内部的断层像而生成的。该B模式图像是将超声波探头2的长轴方向与组织的内部方向作为截面的断层图像,使利用者掌握穿刺针3(特别是前端部分3a)与目标G的位置关系。

[0111] 图7A所示的俯视图是作为表示在长轴方向的多个地点所确定的、穿刺针3在短轴方向上的位置(下面称为“短轴位置”)的图像而生成的。该俯视图是作为在与B模式图像的长轴方向对应的位置从上面观察穿刺针3的图像而生成的,使操作者掌握穿刺针3的短轴位置。另外,图7A的中心线ML是超声波束的中心轴的位置,是在不偏转振子210a~210c就使用的情况下的发送接收面的短轴方向上的中心截面的位置。图7A不必如图7B那样为超声波B模式断层像,只要能够掌握穿刺针的短轴方向、长轴方向的位置即可。在实际应用中,也可以只显示穿刺针的记号等。

[0112] 首先,对穿刺针3的某一地点的、求出短轴位置的步骤进行说明。

[0113] 控制部11(位置确定部11b)首先确定穿刺针3的该地点的深度。穿刺针3由于超声波的反射强度大(相对于人体的体内细胞,声音阻抗的差大),穿刺针3的深度作为在检测反射波的接收信号随时间变化时信号强度变强的定时被求出。因此,该穿刺针3的深度在生成B模式图像时被求出。另外,穿刺针3的深度表示振子210的超声波束的发送接收面与穿刺针3的发出反射波的部位之间的距离。

[0114] 通过确定穿刺针3的深度,就能够确定在确定穿刺针3的短轴位置时参照的超声波束的发送接收指向特性曲线。另外,超声波束的发送接收指向特性曲线随着穿刺针3存在的深度而描画不同的曲线(参照图10后面描述)。

[0115] 图9A是表示超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。

[0116] 发送接收指向特性曲线是表示在规定的测量条件下,针对检测对象物发送接收了超声波束时所估计的、接收信号的信号强度与该检测对象物在短轴方向上的位置之间的关系的数据(下面也称为“发送接收指向特性数据”)。发送接收指向特性曲线可以在各点实验性地求出,或者,也可以基于穿刺针3与超声波束的发送接收点之间的距离、穿刺针3或被检身体组织Q的声音阻抗、在受检体Q的内部的超声波的衰减特性等模拟地求出。另外,作为规

定的测量条件,可以举出驱动的振子、驱动的振子与检测对象物的距离、超声波束的偏转角度、超声波束的发送强度、脉冲宽度以及受检体内的衰减率等。

[0117] 与图5对应地,图9A表示在使超声波束偏转的情况下的、某一深度的发送接收指向特性曲线W1a(偏转角度为0度的第一超声波束)、W2a(偏转角度为-3度的第二超声波束)、以及W3a(偏转角度为+3度的第三超声波束)。图中的纵轴(dB)表示(来自穿刺针3的反射波的接收强度/超声波束的发送信号的信号强度)的传递函数。换言之,表示在假设穿刺针3在该深度存在横轴上的偏转角度(短轴位置)时,穿刺针3反射并检测的超声波束的信号强度(下面也称为“接收强度”)。另外,横轴(度)表示在深度方向(超声波探头2的发送接收面的法线方向),以某一深度为基准的、相对于短轴方向的偏转角度。根据图9A所示的发送接收指向特性曲线可知,例如、第一超声波束(实线W1a)、第二超声波束(虚线W2a)、第三超声波束(点划线W3a)的指向方向不同,以及第二、第三超声波束的峰值相对于第一超声波束的峰值,相对低大约7dB。

[0118] 穿刺针3等的短轴位置一般能够根据使超声波束的发送接收方向偏转并使其接收信号的信号强度成为最高值时的偏转角度来确定。关于这一点,切换短轴的振子组中的用于发送接收的振子210,在使超声波束的发送接收方向相对于短轴方向偏转的情况下,偏转角度的调整是阶段性的,因此,参照接收信号的信号强度成为某种程度高的值时的偏转角度与上述的发送接收指向特性曲线,就能够确定穿刺针3的短轴位置。

[0119] 然而,当通过振子的切换来变更超声波束的偏转角度的情况下(虚线、点划线),如图9A的发送接收指向特性曲线所示,由于超声波束的指向性很宽,来自穿刺针3的接收强度即使在峰值时从峰值稍微偏离,其变化程度也会变小。其结果,在确定穿刺针3的短轴位置时,有可能成为误差的范围成为比实际位置宽的范围(例如,-8度到-2度左右),不能准确地确定穿刺针3的短轴位置。另外,在通过开关选择用于发送接收的振子的方式中,由于偏转角度的变动少,不能实现正好面向穿刺针位置的偏转。

[0120] 因此,在本实施方式所涉及的超声波诊断装置U中,通过使超声波束的发送接收方向偏转,检测偏转角度的两个方向(包括0度)的接收信号,能够根据该两个方向的接收信号抵消掉这种指向性的平缓(gentle)或者偏转角度的选项的限制引起的误差而提高分辨率。具体地,如图9B所示,使用了在发送接收短轴方向具有某个偏转角的第一超声波束时的来自穿刺针3的反射波的接收强度与,在发送接收具有其他偏转角度的第二超声波束时的来自穿刺针3的反射波的接收强度与之间的差值。在该图中显示了从发送接收指向特性曲线W2a与发送接收指向特性曲线W1a搜索使用第一超声波束时的接收强度与使用第二超声波束时的接收强度的差值一致的位置的方法的一例。在本方式中,穿刺针的反射率大致是一定的。

[0121] 图9B是对本实施方式所涉及的穿刺针3的短轴位置的确定方法进行说明的图。图9B是在与图9A对应的图中追加了将第二超声波束的发送接收指向特性曲线W2a作为整体降低3dB后的线W2b。在此,为了便于说明,设为使用第一超声波束时检测出的接收强度是-16dB,使用第二超声波束时检测出的接收强度为-13dB。

[0122] 具体地,控制部11(位置确定部11b)首先根据使用第一超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度-16dB与使用第二超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度-13dB,算出差值3dB。接着,控制部11(位置确定部11b)将第二超声波束的原来的发送接收指向特

性曲线(虚线W2a)作为整体移动该差值3dB,从而生成虚线W2b。由此,控制部11(位置确定部11b)能够确定:使用第一超声波束时的接收强度与使用第二超声波束时的接收强度的差值3dB在该虚线W2b与第一超声波束的发送接收指向特性曲线W1a的交点N一致。换言之,控制部11(位置确定部11b)可以确定穿刺针3的短轴位置是该交点N的位置(-5度)。

[0123] 如上所述,在本实施方式中,代替根据来自穿刺针3的反射波的接收强度,使用发送接收指向特性曲线直接确定穿刺针3的短轴位置的方法,而使用两个方向的接收强度的差与各自的对应的发送接收指向特性曲线,确定穿刺针3的短轴位置。由此,能够抵消上述的波束的指向性的宽度或可能的偏转角度的限制引起的误差。换言之,能够提高测量穿刺针3的短轴位置时的分辨率。另外,控制部11(位置确定部11b)可以将检测对象物的短轴方向上的位置作为坐标数据来求出,也可以作为偏转角度来求出。

[0124] 如上所述,能够求出穿刺针3的某一地点的短轴位置。

[0125] 另外,在使用两个方向的超声波束时,本方式中优选使用使误差变小的偏转角度。根据图9A、图9B也能够掌握地,例如、在确定偏转角度在-3度附近时,如果使用发送接收指向特性曲线W1a与W3a,则两个曲线的倾斜在-3度附近基本上是一致的,因此,如果采用本方法误差会变大。此时,通过使用发送接收指向特性曲线W2a代替W3a,就能够得到精度高的结果。

[0126] 图10是表示与深度对应的超声波束的发送接收指向特性曲线的一例的图。图9表示了某个深度的发送接收指向特性曲线,但超声波束的指向性(接收强度)随深度而变化。因此,即使超声波束的发送接收方向的偏转角度相同,发送接收指向特性曲线也会随着深度变化。

[0127] 图10A、图10B、图10C分别表示与图5所示的深度d1、d2、d3对应的位置上的超声波束的发送接收指向特性曲线。与图5对应地,各图表示使用振子组的所有振子时的第一超声波束(实线)、只使用振子210a时的第二超声波束(虚线)、只使用振子210c时的第三超声波束(点划线)的发送接收指向特性曲线。这样,通过在每个深度预先求出发送接收指向特性曲线,就能够根据穿刺针3被检测出的深度,使用对应的发送接收指向特性曲线求出穿刺针3的短轴位置。此外,由图10A~C的发送接收指向特性曲线可知,在比振子的透镜焦点浅的位置,短轴方向上的波束的位置会左右相反,不能简单地辨别是左侧的超声波束、右侧的超声波束,从这一点也可以说利用本方式确定正确的位置也是有意义的。

[0128] 接着,参照图8对用于生成俯视图像(图7A)的处理进行说明。在此,设在控制部11的控制下,进行了用于生成B模式图像(图7B)的处理后,进行用于生成俯视图像(图7A)的处理。

[0129] 若图像显示处理开始,则控制部11使图像处理部15生成中心截面的B模式图像(S1)。具体地,控制部11(切换控制部11a)控制振子切换部24,通过沿着长轴方向依次切换振子排列21中的驱动对象的振子210,以使生成B模式图像(阵列型电子扫描)。

[0130] 此时,振子210向深度方向发送脉冲状的超声波束,发送超声波束后,接收来自反射体(目标G或穿刺针3)的反射波。接着,振子210生成与该反射波的声压对应的信号强度的接收信号,向接收处理部13发送该接收信号。由振子210生成的接收信号在接收处理部13被A/D转换等后,作为信号强度(振幅)的随时间变化被存储到图像处理部15的线存储器。然后,对超声波束进行发送接收的振子210沿着长轴方向依次、分别或者以块为单位(多个振

子210为单位)被切换。这样,接收信号沿着长轴方向被存储到多个线存储器,通过将接收信号的信号强度转换为亮度,生成二维的B模式图像。

[0131] 通过重复进行(S2)~(S6)的工序,在沿着长轴方向的多个地点确定短轴方向上的穿刺针3的短轴位置而生成俯视图像(图7A)。

[0132] 控制部11(位置确定部11b)首先根据取得B模式图像时的接收信号的随时间变化,确定求出穿刺针3的短轴位置的对象地点的深度(S2)。此外,控制部11(位置确定部11b)通过确定穿刺针3的深度,如图10所示,决定确定穿刺针3的短轴位置时参照的超声波束的发送接收指向特性曲线,此外穿刺针3的深度也可以使用模式图像,根据该图像内的穿刺针3图像的位置来求出。此时,控制部11(位置确定部11b)可以将穿刺针3的深度作为坐标数据来求出,也可以作为从超声波束的发送至接收的时间来求出。

[0133] 接着,控制部11(切换控制部11a)向寄存器240输出用于变更振子切换部24的设定的控制信号,使超声波束的发送接收方向相对于中心截面(短轴方向)依次向两侧偏转,从而进行超声波束的发送接收(S3)。然后,控制部11(位置确定部11b)取得来自穿刺针3的反射波的接收强度变大时的超声波束的偏转角度上的接收强度,并获得取得B模式图像时的(偏转角度为0度)来自穿刺针3的反射波的接收强度(S4)。之后,控制部11(位置确定部11b)算出在对该两个方向的偏转角度的超声波束进行发送接收时检测出的接收强度的差值(S5)。然后,控制部11(位置确定部11b)基于该两个方向的偏转角度上的接收强度的差值,如图9B中所述,进行与该两个方向的偏转角度上的发送接收指向特性曲线的拟合,确定穿刺针3在某一地点的短轴位置(S6)。

[0134] 另外,在根据两个方向的偏转角度上的接收强度的差值确定短轴位置时,不一定使用图表上的发送接收指向特性曲线,当然,也可以搜索数值数据一致的点。此外,在这里使用了由传递函数表示的接收强度的差值,但当然也可以使用由接收信号的波形的振幅表示的接收强度的差值。

[0135] 如上所述,控制部11在沿着长轴方向的多个地点,进行(S2)~(S6)的工序,在该多个地点,确定穿刺针3的短轴位置。

[0136] 接下来,控制部11(检测对象确定部11c)判断穿刺针3的短轴位置是否沿着长轴方向连续(S7)。虽然来自受检体内的强反射是穿刺针3的可能性很高,但纤维组织的边界面等也可能引起强反射,在(S6)的结果中,这些反射引起的数据与穿刺针的数据混杂在一起。作为是否是穿刺针的判断,在这些回波的位置沿着长轴方向不连续时,设为不是穿刺针的数据而丢弃。然后,控制部11将被判断为连续状态的检测对象物确定为穿刺针3,通过向图像处理部15输出被来自该穿刺针3的反射波而检测出的与短轴位置相关的坐标数据,从而使图像处理部15生成俯视图像(图7A)(S8)。

[0137] 图11是对上述(S7)的工序中的连续状态的判定方法进行说明的图。图11表示在生成图7A的俯视图像时的原数据。图中所示的记号a1~a10表示在沿着长轴方向的多个地点进行(S2)~(S6)工序而确定的短轴方向的位置。图中的记号A设为在长轴方向的位置a4与穿刺针3一并被检测。图中的ML与图7A的中心线ML对应,是超声波束的中心轴,是振子210a~210c的发送接收面在短轴方向上的中心截面的位置。

[0138] 记号a1~a10的位置是例如,从与a1对应的位置依次在a2、a3、a4……以及长轴方向的各位置进行(S2)~(S6)的工序而确定的短轴方向的位置。在受检体Q的内部,存在如肿

瘤那样反射率高的部位,因此,如记号A所示,穿刺针3以外的也会被检测。

[0139] 鉴于此,如图11所示,控制部11(检测对象确定部11c)通过使用在长轴方向的多个地点确定的、穿刺针3的短轴位置的数据,能够判断在各位置被检测的反射体沿着长轴方向是否连续。换言之,控制部11(检测对象确定部11c)能够判别记号a1~a10是通过来自穿刺针3的反射波检测的,记号A是通过来自穿刺针3以外的反射波检测的。

[0140] 具体地,设控制部11(检测对象确定部11c)在长轴方向相邻的地点上的检测位置(短轴位置)相距规定距离(例如、0.5mm)的情况下,判断为不是连续状态。并且,基于短轴位置的沿着长轴方向的连续状态,判别通过来自穿刺针3以外的A的反射波而检测出的与短轴位置相关的坐标数据与通过来自穿刺针3的反射波而检测出的与短轴位置相关的坐标数据。这样,控制部11就能够从检测出的穿刺针3的候补(反射体)中确定作为检测对象物的穿刺针3。另外,控制部11(位置确定部11b)能够确定超声波束覆盖的从穿刺针3的根部到前端部分3a的各位置。

[0141] 通过表示这样生成的穿刺针3的位置的俯视图,操作者能够一边掌握穿刺针3的前端部分3a向短轴方向的哪一侧偏转何种程度,一边向受检体Q的内部的目标G穿刺穿刺针3。另外,图像处理部15能够基于例如提前准备的穿刺针3的图像格式数据与如上所述地确定的穿刺针3的位置,生成俯视图。

[0142] 如上所述,根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置,关于两个方向,通过参照使用相对于短轴方向偏转的超声波束(包括偏转角度为0度)时的、来自穿刺针等检测对象物的反射波的接收信号,能够更加高精度地确定检测对象物在短轴方向上的位置。并且,由于能够将检测对象物的位置确定为从超声波束的中心轴偏转的位置,因此,在生成B模式图像时等,能够更好地使用。

[0143] 特别地,超声波诊断装置使用与两个方向的偏转角度相关的反射波的接收强度的差值来确定检测对象物的短轴方向上的位置,因此能够降低超声波束的指向性的平缓导致的误差,提高测量检测对象物的短轴方向上的位置时的分辨率。

[0144] 并且,超声波诊断装置基于穿刺针3的短轴位置在长轴方向上的连续状态而判断是穿刺针3还是身体组织,因此能够高精度地确定超声波束覆盖的从穿刺针3的根部到前端部分3a的各位置,能够防止将运动着的身体组织等错误检测成穿刺针3。

[0145] 另外,在上述实施方式中,设为显示B模式图像和俯视图两者,但其显示方式可以进行各种变更。例如,在穿刺针3向短轴方向偏转的情况下,也可以设为在B模式图像中通过颜色或者线条种类进行显示以使能够识别该偏转状态。另外,也可以单纯通过字符或者标识来显示穿刺针3的偏转状态。

[0146] (第一实施方式的变形例)

[0147] 在上述实施方式中,在确定检测对象物的短轴位置时,虽然使用两个方向的偏转角度的超声波束的接收信号,但还可以使用其他的单方向的偏转角度的超声波束的接收信号。此时也如上所述地,求出使用不同偏转角度的超声波束时的接收强度与差值,通过搜索与对应的发送接收指向特性曲线的接收强度的差值(纵轴)一致的短轴位置(横轴),能够求出检测对象物的短轴位置。

[0148] 图12是对基于使用第一超声波束、第二超声波束以及第3超声波束时的接收强度,确定穿刺针3的短轴位置的方法进行说明的图。图12是与图9B对应的图。



[0149] 图12中的虚线W2c是将第二超声波束的原来的发送接收指向特性曲线W2a作为整体下移大约1dB的线。另外,图12中的点划线W3c是将第3超声波束的原来的发送接收指向特性曲线W3a作为整体大约拉高5dB的线。在这里,为了方便说明,设使用第一超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度为-10dB,使用第二超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度为-9dB,使用第3超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度为-15dB。

[0150] 控制部11(位置确定部11b)首先将第二超声波束的原来的发送接收指向特性曲线(虚线W2a)作为整体下移使用第一超声波束时的接收强度-10dB与使用第二超声波束时的接收强度-9dB的差值1dB,从而移动到虚线W2c。此时,如图12所示,实线W1a与虚线W2c成为在P点和Q点两个点交叉的状态。也就是说,仅仅通过使用第一超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度与使用第二超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度的值,不能确定P点和Q点中的哪个位置是穿刺针3的短轴位置。

[0151] 因此,控制部11(位置确定部11b)利用使用第3超声波束时检测出的来自穿刺针3的接收强度(点划线W3c),确定P点和Q点中的哪个位置是穿刺针3的短轴位置。

[0152] 此时,控制部11(位置确定部11b)将第3超声波束的原来的发送接收指向特性曲线(虚线W3a)作为整体上拉使用第一超声波束时的接收强度-10dB与使用第3超声波束时的接收强度-15dB之间的差值5dB,从而偏移到点划线W3c。由此,控制部(位置确定部11b)能够确定点划线W3c与实线W1a和虚线W2c交叉的P点和Q点中的哪一个一致。在这里,由于检测到点划线W3c与P点一致,因此能够确定穿刺针3的短轴位置在P点侧。也就是说,能够确定穿刺针3的短轴位置是-3度左右的位置。

[0153] 如上所述,在确定穿刺针3的短轴位置时,在即使使用两个方向的偏转角度的超声波束中的接收信号也不能唯一地确定的情况下,优选进一步采用其他的一个方向的偏转角度的超声波束上的接收信号。换言之,通过使用三个方向以上的偏转角度的超声波束上的接收信号,能够进一步提高测量检测对象物的短轴方向上的位置的分辨率。

[0154] (第二实施方式)

[0155] 本实施方式的超声波诊断装置U在确定穿刺针3的短轴位置时,采用两个方向的偏转角度的超声波束的接收信号的时间差(相位差),这一点上与第一实施方式不同。另外,关于与第一实施方式相同的结构,省略说明(下面,对其他实施方式也一样)。

[0156] 图13是对确定穿刺针3的短轴位置的方法进行说明的图。图13表示短轴方向上的振子210a、210b、210c与作为反射体的穿刺针3的某一点的位置关系。另外,在图13中,省略了声透镜22。

[0157] 在该图的位置关系中,穿刺针3与振子210c的距离小于穿刺针3与振子210a的距离。因此,例如,使用振子210a进行了超声波束的发送接收时发送超声波束后至作为反射波而显示为止的时间长于使用振子210c进行超声波束的发送接收时发送超声波束后至作为反射波而显示为止的时间。然后,由于能够预先求出受检体Q的内部超声波的传播速度,因此,能够根据发送超声波束后至在穿刺针3反射而接收为止的传播时间,求出从振子210a、210c的发送接收面到穿刺针3的一个地点为止的距离La、Lc。然后,振子210a与振子210c的位置关系是已知的,与第一实施方式相同地,能够在生成B模式图像时求出从振子210a~210c的发送接收面的中心点O点到穿刺针3的深度D。

[0158] 图14是表示控制部11执行的控制步骤的一例的图。作为具体的控制流程,控制部

(位置确定部11b) 首先基于取得B模式图像时的接收信号的随时间变化, 确定用于求出中心点0点与穿刺针3的短轴位置的对象地点的深度D (S12)。接着, 控制部11 (切换控制部11a) 向寄存器240输出用于变更振子切换部24的设定的控制信号, 在只驱动振子210a并进行超声波束的发送接收, 并只驱动振子210c并进行超声波束的发送接收 (S13)。然后, 控制部11 (位置确定部11b) 基于仅驱动振子210a时的随时间变化而算出距离La, 基于仅驱动振子210c时的随时间变化而算出距离Lc (S14)。之后, 控制部11 (位置确定部11b) 基于深度D、距离La、距离Lc, 算出中心点0点与B点在短轴方向上的距离 (S15)。之后, 与上述第一实施方式相同地, 确定长轴方向的多个地点的短轴位置, 进行检测对象物的连续状态的判断 (S16), 生成俯视图图像 (S17)。

[0159] 由此, 控制部 (位置确定部11b) 能够使用距离La、Lc与深度D, 算出穿刺针3的短轴位置。另外, 在求出距离La、Lc时, 更为优选的是, 通过相位检波, 使用各自的接收信号的相位差。由此, 即使在反射波的波形不尖锐, 不能明确地求出接收信号的到达时间的情况下, 也能正确地求出距离La、Lc。

[0160] 如上所述, 如同本实施方式所涉及的超声波诊断装置U那样, 通过参照在使用了相对短轴方向向两个方向偏转的超声波束 (也包括偏转角度为0度) 时的、来自穿刺针等检测对象物的反射波的接收信号, 能够更加高精度地确定检测对象物的短轴方向上的位置。

[0161] (第3实施方式)

[0162] 本实施方式的超声波诊断装置U作为用于使操作者识别穿刺针3的短轴位置的结构, 设为包括报告部18, 这一点上不同。

[0163] 图15是表示用于报告穿刺针3的短轴位置的报告部18的一例的图。

[0164] 与图7A所示的俯视图图像相同地, 报告部18使操作者掌握穿刺针3的前端部分3a向短轴方向的哪一侧偏转。如图15所示, 报告部18包括: 例如, 设置在超声波探头2的红、蓝两色的LED灯18a、18b; LED驱动电路 (未图示)。此外, 报告部18根据来自控制部11 (第二输出控制部11d) 的控制信号控制LED驱动电路, 使LED灯18a、18b动作。该图表示在穿刺针3的前端部分3a从短轴方向的中央偏转时, 偏转的方向的LED灯18a、18b中的任一个闪烁的方式。

[0165] 另外, 报告部18的报告方式也可以根据穿刺针3的前端部分3a的短轴位置而变化。例如, 报告部18在穿刺针3的前端部分3a从短轴方向的中央位置偏转的程度越大时, 使闪烁周期变短, 如果偏转的程度变小则使闪烁周期变长, 偏转消除 (短轴方向的中央位置) 时, 则使两个LED点亮。此时, 控制部11 (第二输出控制部11d) 根据确定的穿刺针3的短轴位置, 控制LED驱动电路即可。

[0166] 如上所述, 根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置U, 操作者能够在一边掌握穿刺针3的前端部分3a在向短轴方向的哪一侧偏转怎样的程度, 一边向受检体Q的内部的目标G穿刺穿刺针3。

[0167] (第3实施方式的变形例)

[0168] 代替通过LED灯报告穿刺针3的短轴位置的结构, 报告部18也可以设为通过声音报告的结构。此时, 报告部18作为具有扬声器和扬声器驱动电路的结构, 控制部11 (第三输出控制部11d) 根据确定的穿刺针3的短轴位置, 控制扬声器驱动电路即可 (未图示)。

[0169] 作为通过扬声器的声音报告的方式, 向操作者通知穿刺针3的前端部分3a正在向短轴方向的哪一侧偏转。例如, 向穿刺针3的前端部分3a偏移的方向输出声音, 或者, 输出一

个声音是频率高的声音(例如、“pi”的声音),另一个声音是频率低的声音(例如、“pu”的声音)。另外,报告部18将声音设为间歇声,从短轴方向的中央位置偏转的程度越高越以高频率输出,偏转的程度越低越以低频率输出,偏转消除(短轴方向的中央位置)时,或不发声或者发出连续声。

[0170] 由此,操作者能够一边掌握穿刺针3的前端部分3a正在向短轴方向的哪一侧以怎样的程度偏转,一边向受检体Q的内部的的目标G穿刺穿刺针3。

[0171] 另一方面,报告部18也可以设为向操作者通知穿刺针3与目标G的距离的结构。此时,控制部11(第三输出控制部11d)基于例如、B模式图像等确定目标G的位置,基于穿刺针3的前端部分3a与目标G的距离,使报告方式不同。并且,设为报告部18例如在穿刺针3的前端部分3a接近目标G时开始间歇地发出声音,随着接近,使间歇的间隔变小,若到达目标G,则发出连续音等。

[0172] 通过设为这样的结构,操作者能够一边掌握穿刺针3的前端部分3a正在以怎样的程度接近受检体Q的内部的的目标G,一边穿刺穿刺针3。

[0173] (其他实施方式)

[0174] 本发明不限于上述实施方式,能够考虑各种变形方式。

[0175] 在上述实施方式中,作为振子切换部24的结构的一例,示出以下的方式:通过使短轴方向的振子组210a~210c中的一部分的振子210不进行发送接收,从而使超声波束的发送接收方向偏转。但是,代替该方式,也能够通过图16所示的方式使发送接收方向偏转。图16在图5的结构中添加了存储器19。例如,使用短轴方向的振子210a的列(第一振子组)进行超声波束的发送接收,将通过接收处理部13的定相加法部(定相加法电路)的定相加法处理得到的数据存储在存储器19中。接着,使用振子210b的列(第二振子组),同样地,对长轴方向的同一声线进行超声波束的发送接收,并将通过接收处理部13的定相加法部(定相加法电路)的定相加法处理得到的数据与先前在存储器19中存储的数据相加,然后将该相加后的数据存储在存储器19。接收处理部13将这样生成的数据从存储器19发送到图像处理部15。这样,在与存储器19的数据相加时,通过将定时错开与偏转部分对应的量,相加后的信号能够偏转到合适的角度。同样地,通过使存储器19具有两个声线,还能够添加振子210的a列、b列、c列的偏转并进行加法运算。

[0176] 此外,在上述实施方式中,作为多个振子210的结构的一例,示出在长轴方向以及短轴方向二维的平面矩阵状地排列了振子210的振子排列21的方式。但是,多个振子210的方式是任意的,例如,将多个振子210排列的部位可以设为凸型,也可以是从多个振子210辐射状地发送超声波束的凸面型等。此外,也可以是将多个振子210配置在凹凸面上的结构。此时,每个振子210发送超声波束的方向不同,因此,即使不在多个振子210的发送接收面设置声透镜22,通过驱动的振子210也能够使超声波束偏转。

[0177] 另外,在上述实施方式中,作为用于确定检测对象物的位置等的动作主体(运算主体)的结构的一例,示出一个控制装置11具有位置确定部11b、位置确定部11b、检测对象确定部11c的所有结构的方式。然而,其动作主体不一定是一个装置,也可以设为通过多个动作主体实现这些结构。例如,图像处理部15也可以设为基于B模式图像的图像数据而确定穿刺针3的深度(在位置确定部11b)。

[0178] 根据本说明书和附图的记载,至少可以确定以下事项。

[0179] 一种控制装置11,其从超声波探头2接收关于反射波的接收信号,所述超声波探头2具有:沿第一方向(例如,短轴方向)排列,对受检体Q发送超声波束并接收其反射波的多个振子210;以及控制向所述多个振子210的驱动信号,使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子切换部24,其特征在于,包括:位置确定部11b,其基于所述接收信号的随时间变化,确定所述受检体Q的内部的检测对象物3的深度;以及位置确定部11b,其在所述超声波束的所述发送方向是不同的第一和第二角度时,基于由来自所述检测对象物3的反射波生成的所述接收信号,确定所述检测对象物3在所述第一方向上的位置。根据该超声波诊断装置,能够更加高精度地确定检测对象物在第一方向上的位置。

[0180] 在此,所述位置确定部11b也可以参照表示以所述超声波束的所述发送方向是所述第一以及第二角度时的测量条件对所述超声波束进行了发送接收的情况下所估计的、由来自处于所述深度中的所述检测对象物3的反射波而生成的所述接收信号的信号强度、与所述检测对象物3在所述第一方向上的位置之间的关系的发送接收指向特性数据,基于该发送接收指向特性数据、以及在所述超声波束的所述发送方向是所述第一以及第二角度时由来自所述检测对象物3的反射波生成的所述接收信号的信号强度的差值,确定所述检测对象物3在所述第一方向上的位置。根据该超声波诊断装置,能够降低测量环境引起的误差,提高检测对象物在第一方向上的位置的测量的分辨率。

[0181] 此外,在此,所述位置确定部11b还可以参照表示以所述超声波束的所述发送方向是不同的第三角度时的测量条件对所述超声波束进行了发送接收的情况下所估计的、由来自处于所述深度的所述检测对象物3的反射波而生成的所述接收信号的信号强度、以及所述检测对象物3在所述第一方向上的位置之间的关系的发送接收指向特性数据,基于该发送接收指向特性数据、以及在所述超声波束的所述发送方向是所述第一、第二角度以及所述第三角度时由来自所述检测对象物3的反射波生成的所述接收信号的信号强度,确定所述检测对象物3在所述第一方向上的位置。根据该超声波诊断装置,能够进一步提高检测对象物在第一方向上的位置的测量的分辨率。

[0182] 此外,在此,所述第二位置确定部也可以作为从所述多个振子发送的所述超声波束从中心轴偏转的位置,确定所述检测对象物在所述第一方向上的位置。

[0183] 此外,在此,所述超声波探头也可以还具有沿与所述第一方向交叉的第二方向(例如,长轴方向)排列,向所述受检体Q发送超声波束并接收其反射波的多个振子210,所述位置确定部11b基于沿所述第二方向排列的所述多个振子210的所述接收信号的随时间变化,确定沿着所述第二方向的多个地点上的所述检测对象物3的深度,所述位置确定部11b在沿着所述第二方向的多个地点,确定所述检测对象物3在所述第一方向上的位置。根据该超声波诊断装置,能够确定到检测对象物的前端部分为止在第一方向上的各位置。

[0184] 此外,在此,所述检测对象物3是穿刺针,所述第二方向是沿着穿刺该穿刺针的方向的方向,所述第一方向也可以是与穿刺该穿刺针的方向正交的方向。根据该超声波诊断装置,能够确定到穿刺针的前端部分的末端为止在第一方向上的各位置。

[0185] 此外,在此,还可以具有检测对象确定部11c,其基于在沿着所述第二方向的多个地点确定的、所述检测对象物3在所述第一方向上的位置的连续状态,确定所述检测对象物3的种类。根据该超声波诊断装置,能够判别检测对象以外的反射体与检测对象物,能够确定到检测对象物的前端部分的末端为止在第一方向上的各位置。

[0186] 此外,在此,输出控制部11d也可以使得基于在沿着所述第二方向的多个地点所确定的所述检测对象物3在所述第一方向上的位置,生成表示所述检测对象物3在所述第一方向上的位置的图像,以使其与沿着所述第二方向生成的所述受检体Q的断层图像对应。根据该超声波诊断装置,操作者能够一边掌握穿刺针3的前端部分3a向短轴方向的哪一侧偏转何种程度,一边向受检体Q的内部的目标G穿刺穿刺针3。

[0187] 此外,在此,输出控制部11d也可以与所述检测对象物3在所述第一方向上的位置相应的报告方式,向所述超声波探头2的操作者进行报告。根据该超声波诊断装置,操作者能够一边掌握穿刺针3的前端部分3a向短轴方向的哪一侧偏转何种程度,一边向受检体Q的内部的目标G穿刺穿刺针3。

[0188] 此外,在此,也可以是具有:定相加法部,其对从所述多个振子得到的接收信号进行定相加法运算;存储器,其暂时存储通过由在所述第一方向沿任一系列排列的第一振子组取得的接收信号所求出的、第一定相加法运算后的接收数据;以及存储器,其将所述存储器中存储的、所述第一定相加法运算后的接收数据与第二定相加法运算后的接收数据相加,该第二定相加法运算后的接收数据通过由与所述第一方向上的所述第一振子组不同列的第二振子组取得的接收信号求出,通过向长轴方向上的同一声线多次发送超声波束,从而进行偏转控制。

[0189] 此外,公开了一种超声波诊断装置的控制程序,该超声波诊断装置从超声波探头接收与反射波相关的接收信号,超声波探头具有:沿着第一方向排列,向受检体Q发送超声波束并接收其反射波的多个振子210;以及控制向所述多个振子210的驱动信号,使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子210切换部,其特征在于,具有:基于所述接收信号的随时间变化,确定所述受检体Q的内部的目标G的深度工序;以及基于所述超声波束的所述发送方向是不同的第一以及第二角度时,通过来自所述检测对象物3的反射波而生成的所述接收信号,确定所述检测对象物3在所述第一方向上的位置的工序。

[0190] 以上对本发明的具体例子详细进行了说明,但这些只是举例,不能限定权利要求的范围。权利要求书中记载的技术包括对上述例示的具体例子进行的各种变形、变更。

[0191] 本公开适合用于使用超声波探头确定受检体的内部的目标G的位置。

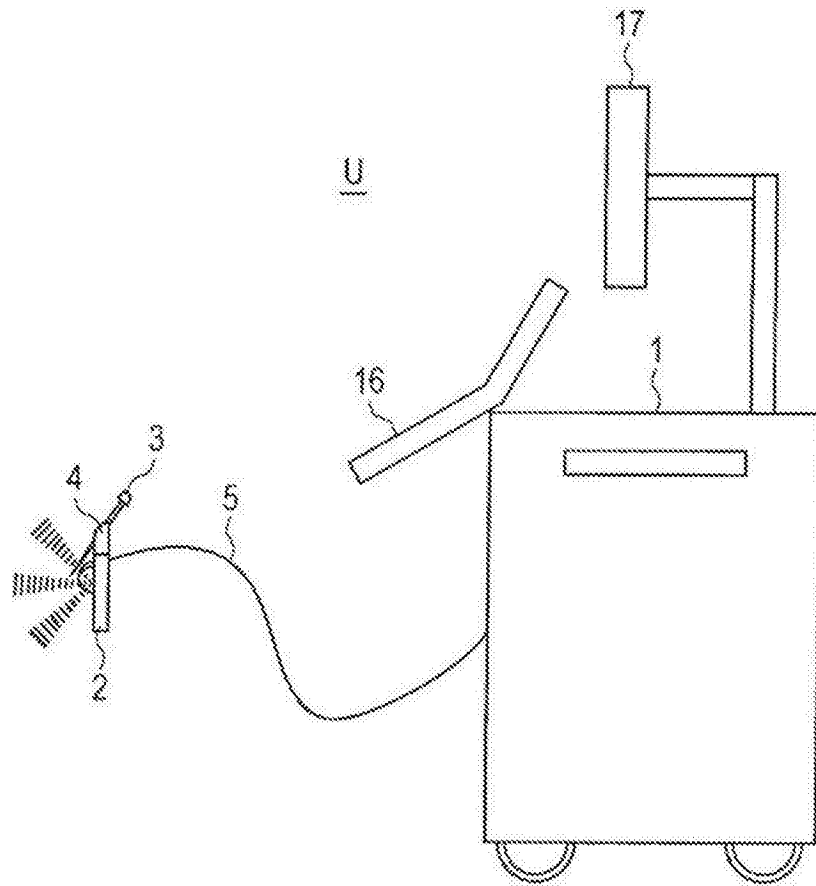


图1

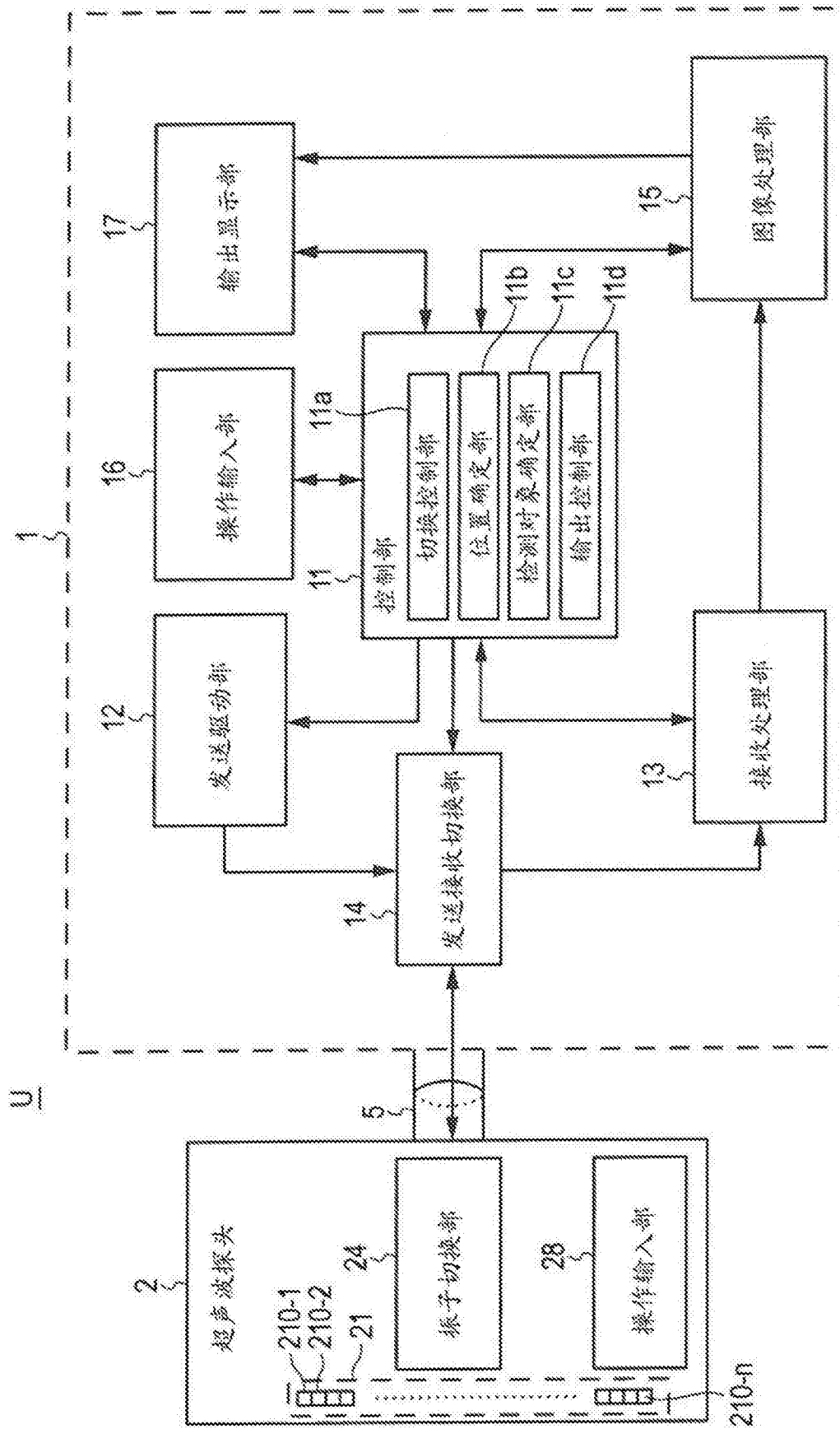


图2

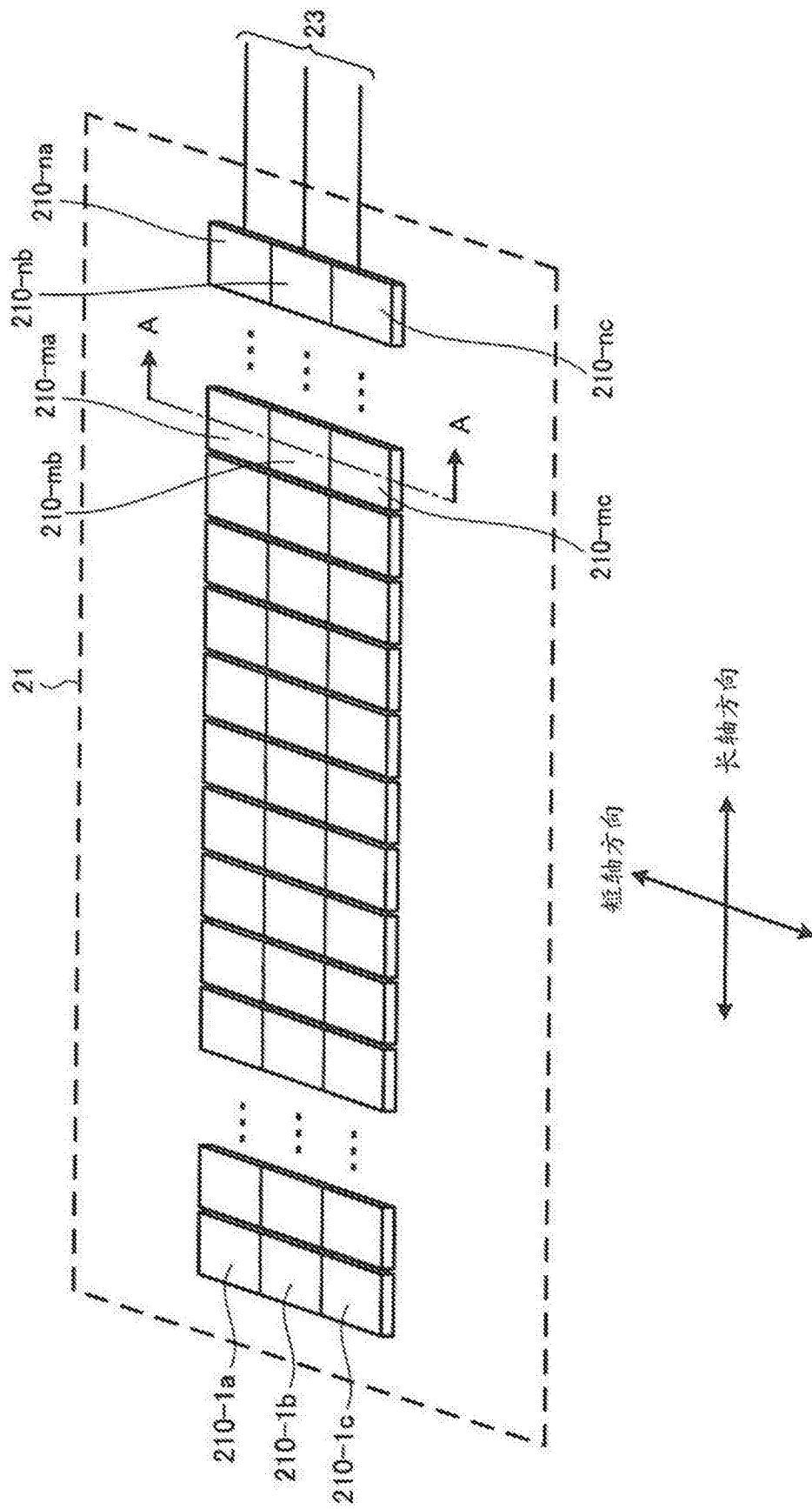


图3



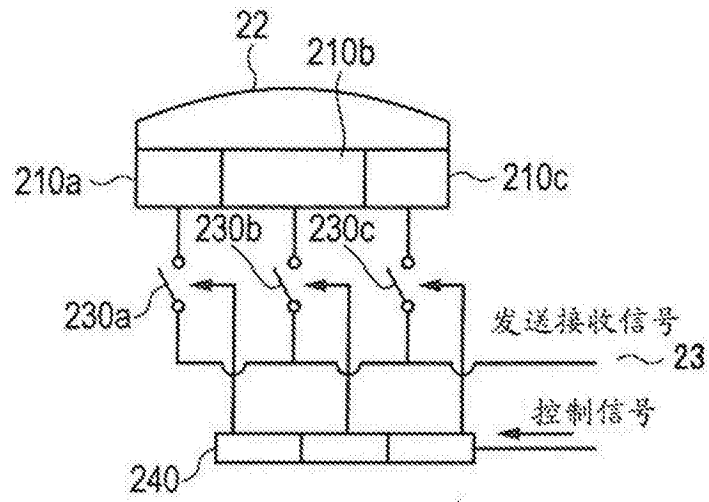


图4

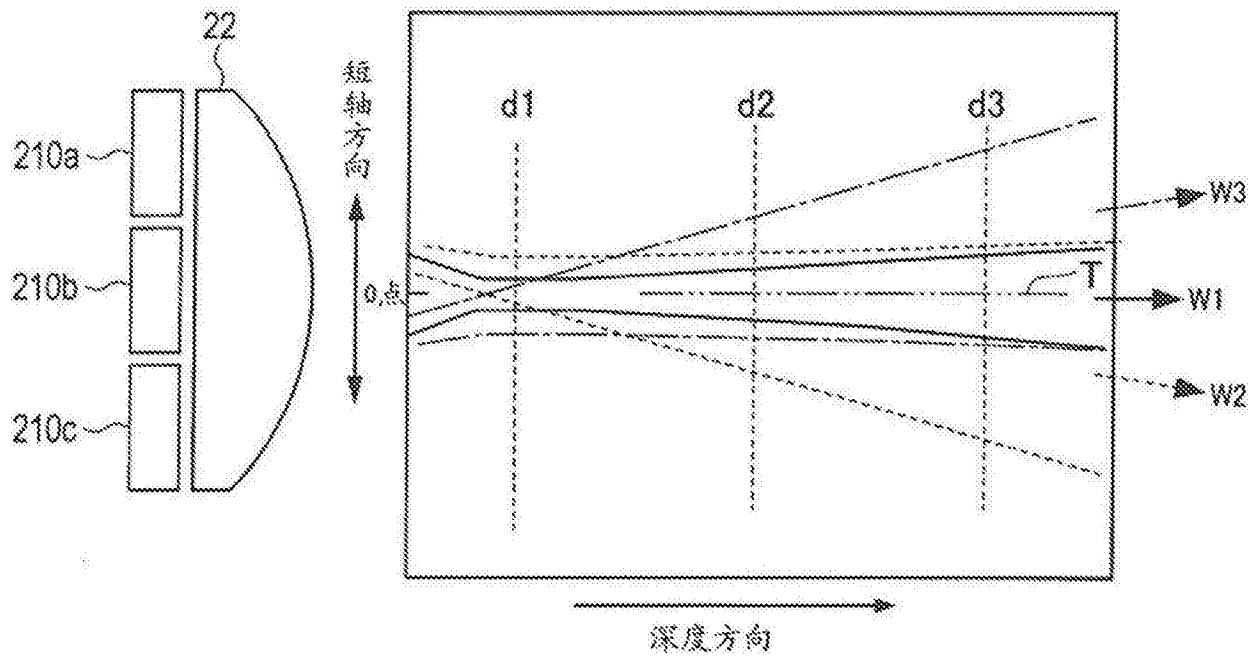


图5

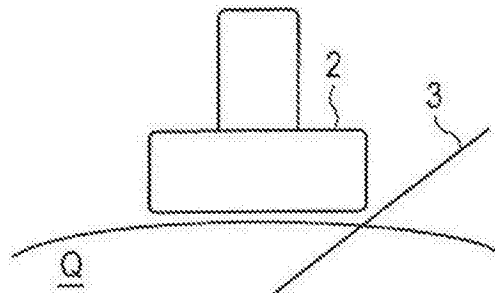


图6

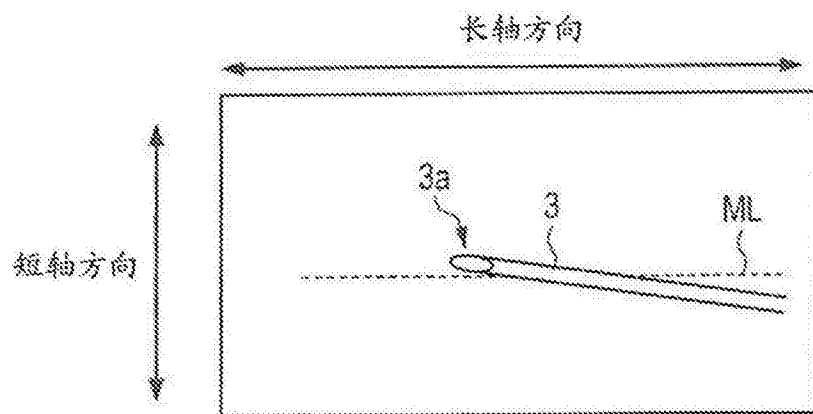


图7A

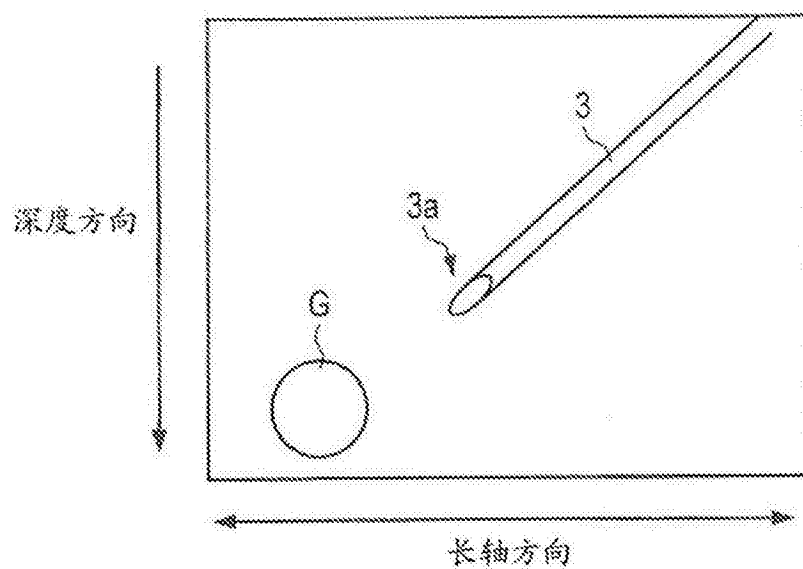


图7B

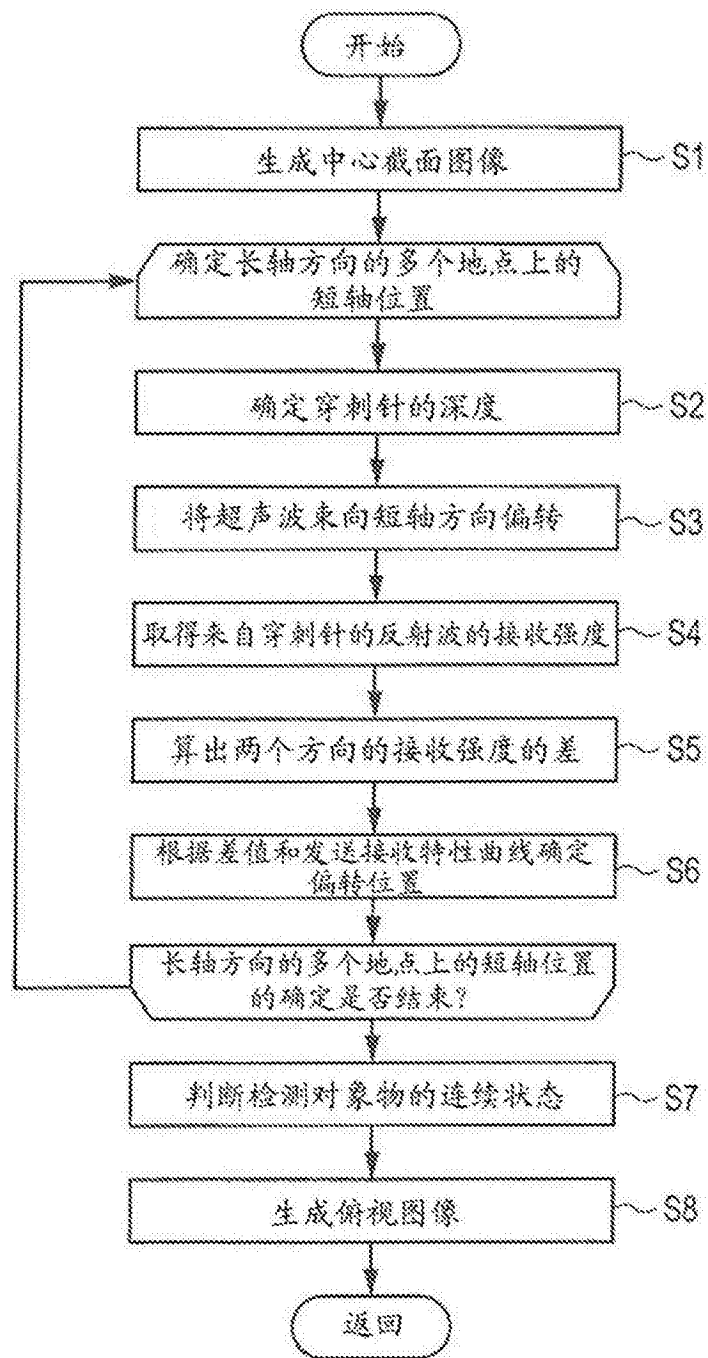


图8

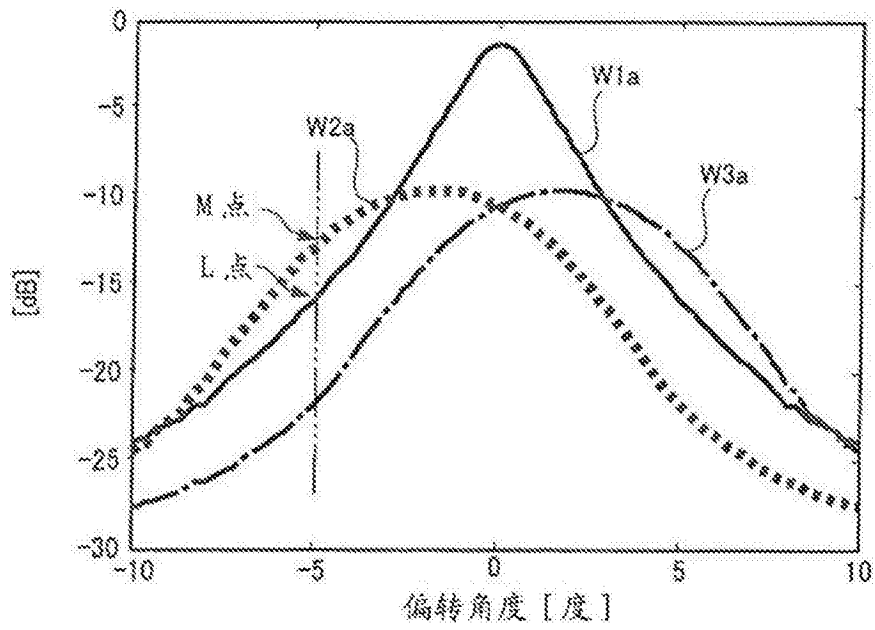


图9A

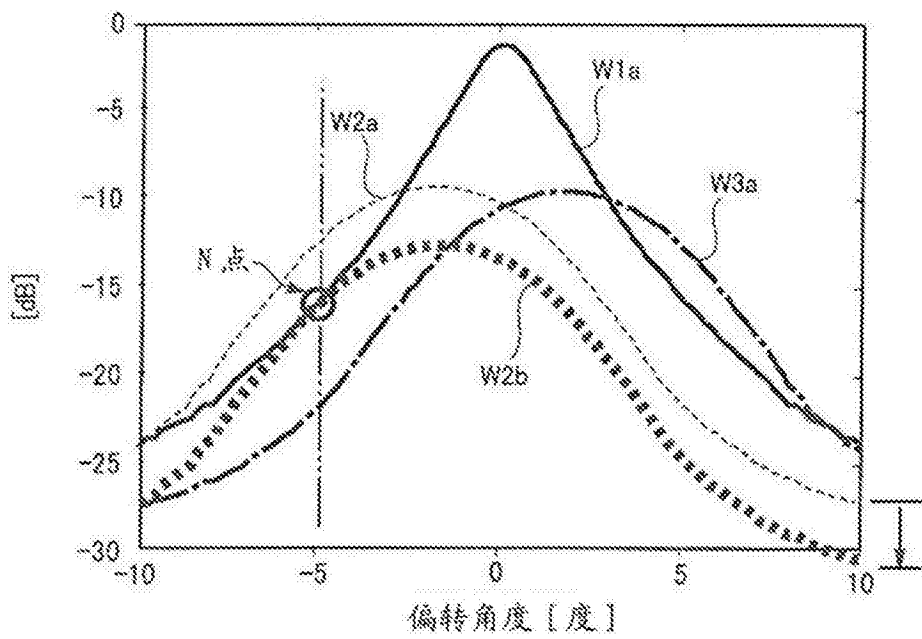


图9B

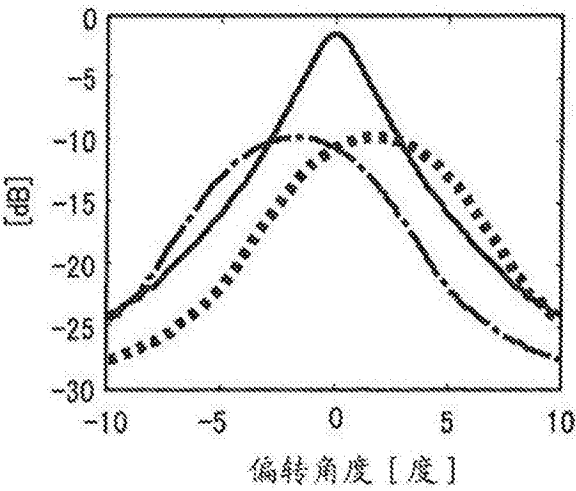


图10A

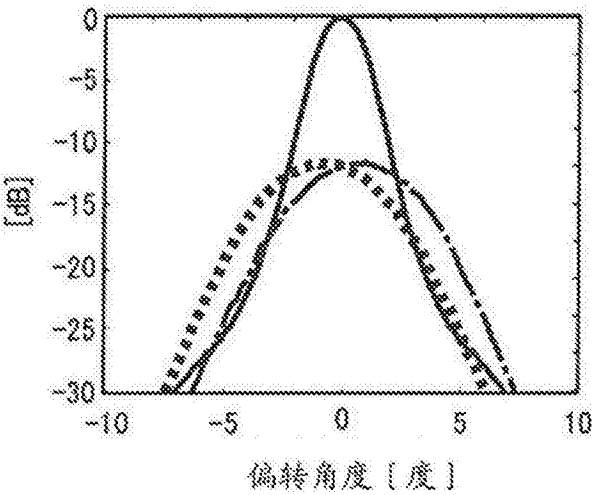


图10B

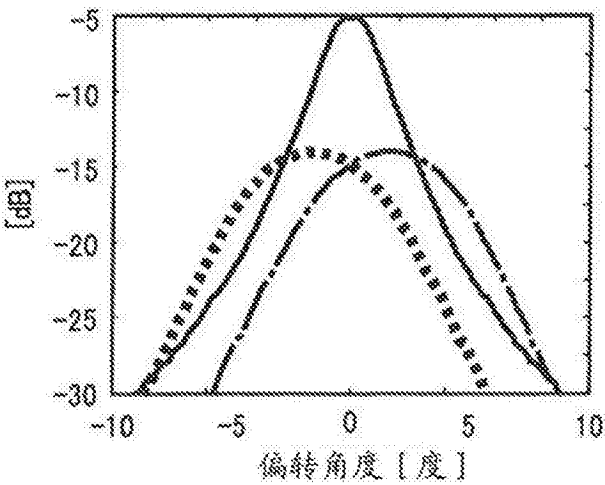


图10C

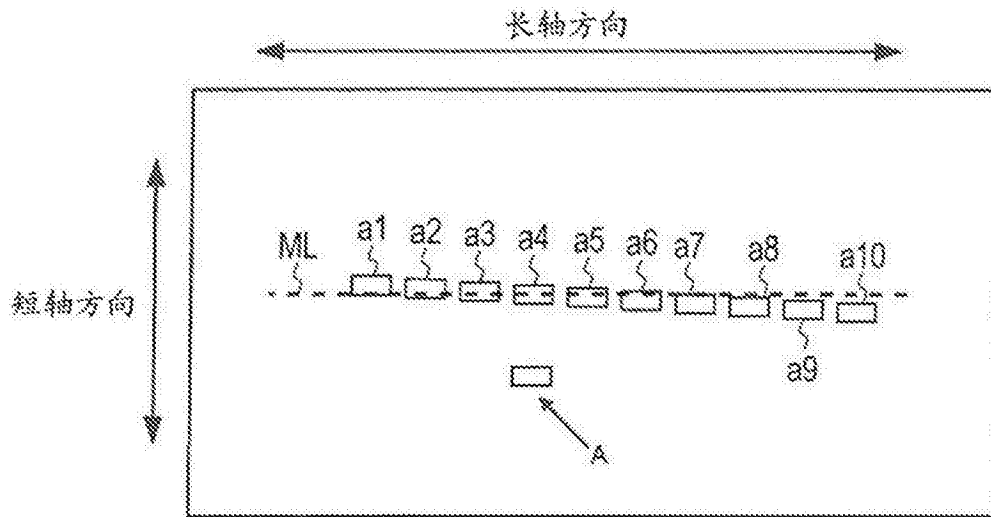


图11

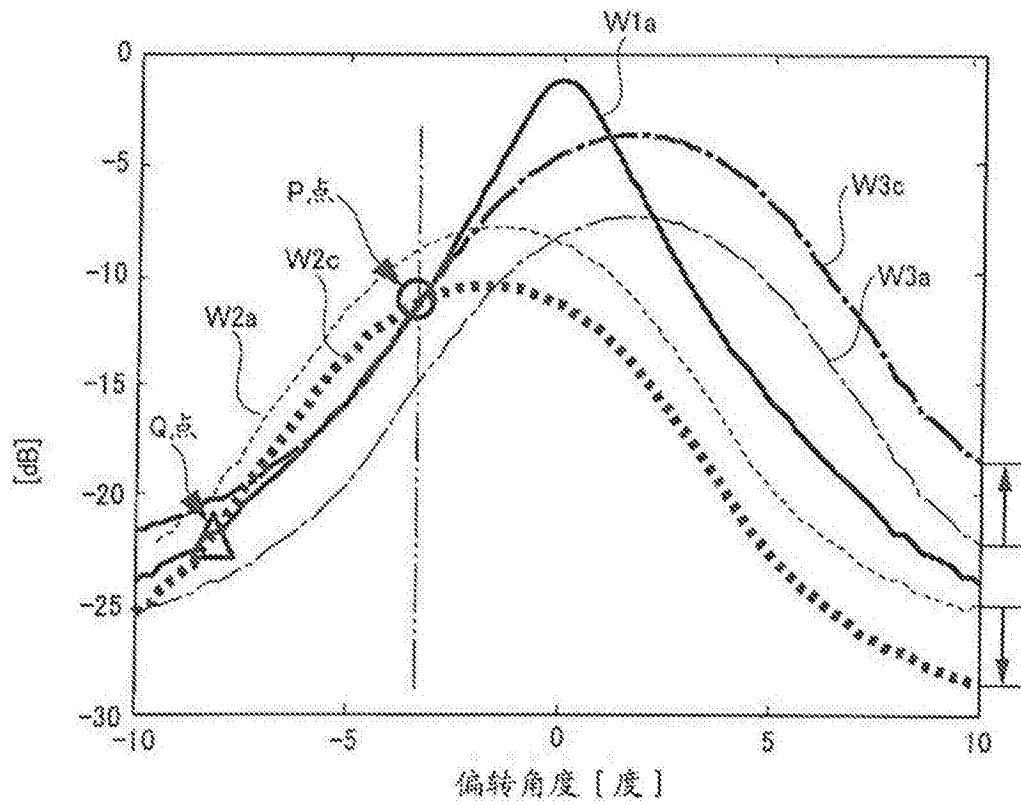


图12

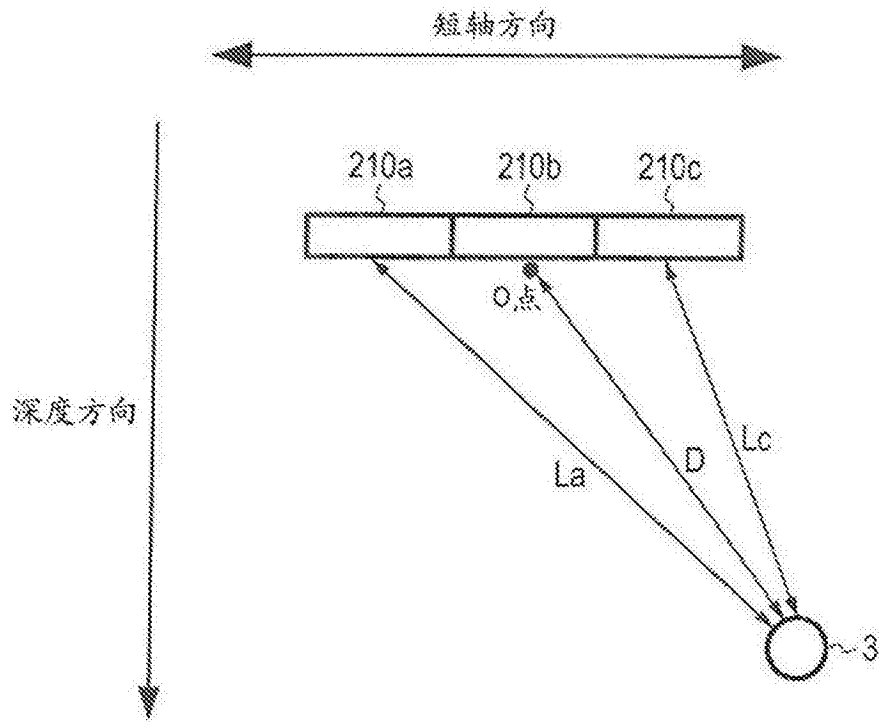


图13

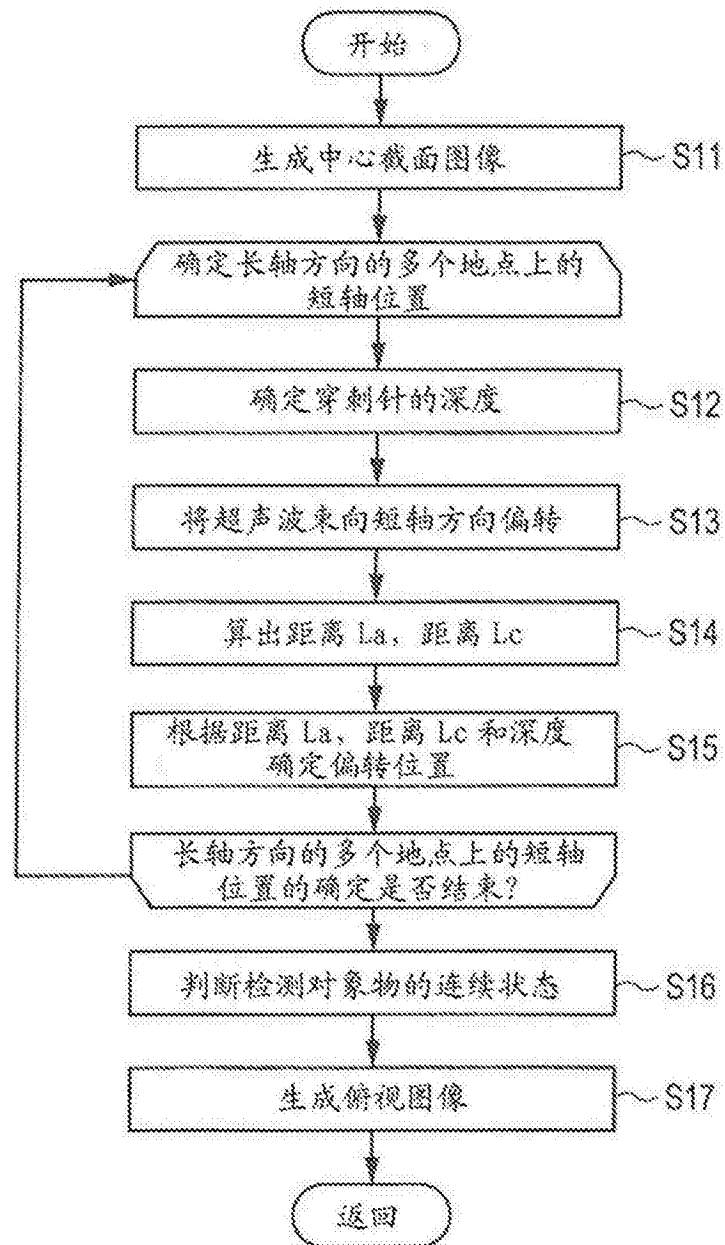


图14



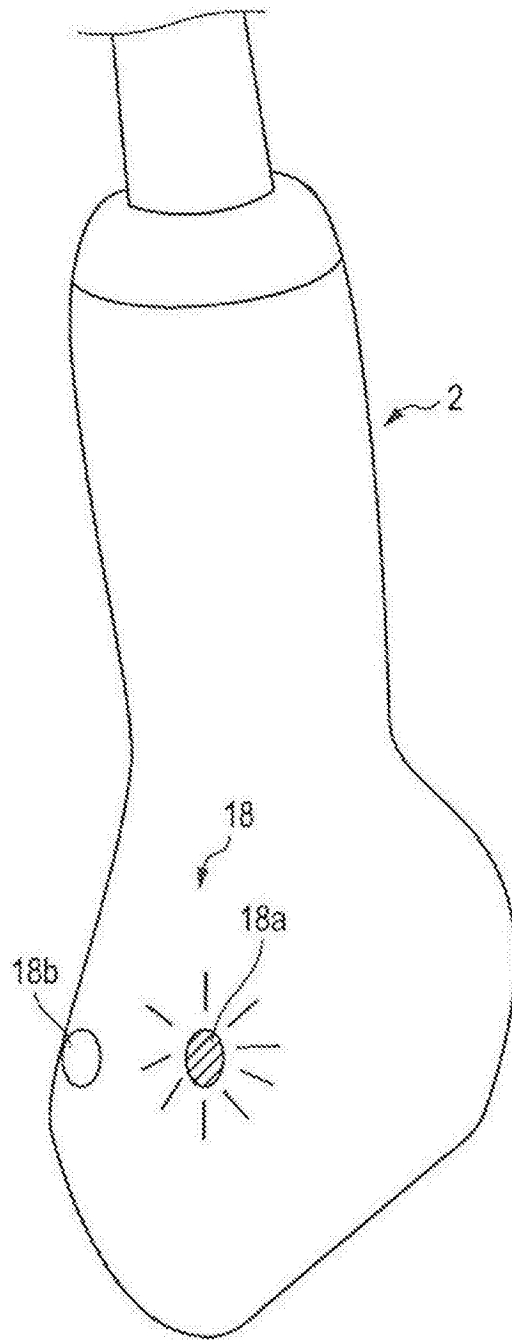


图15

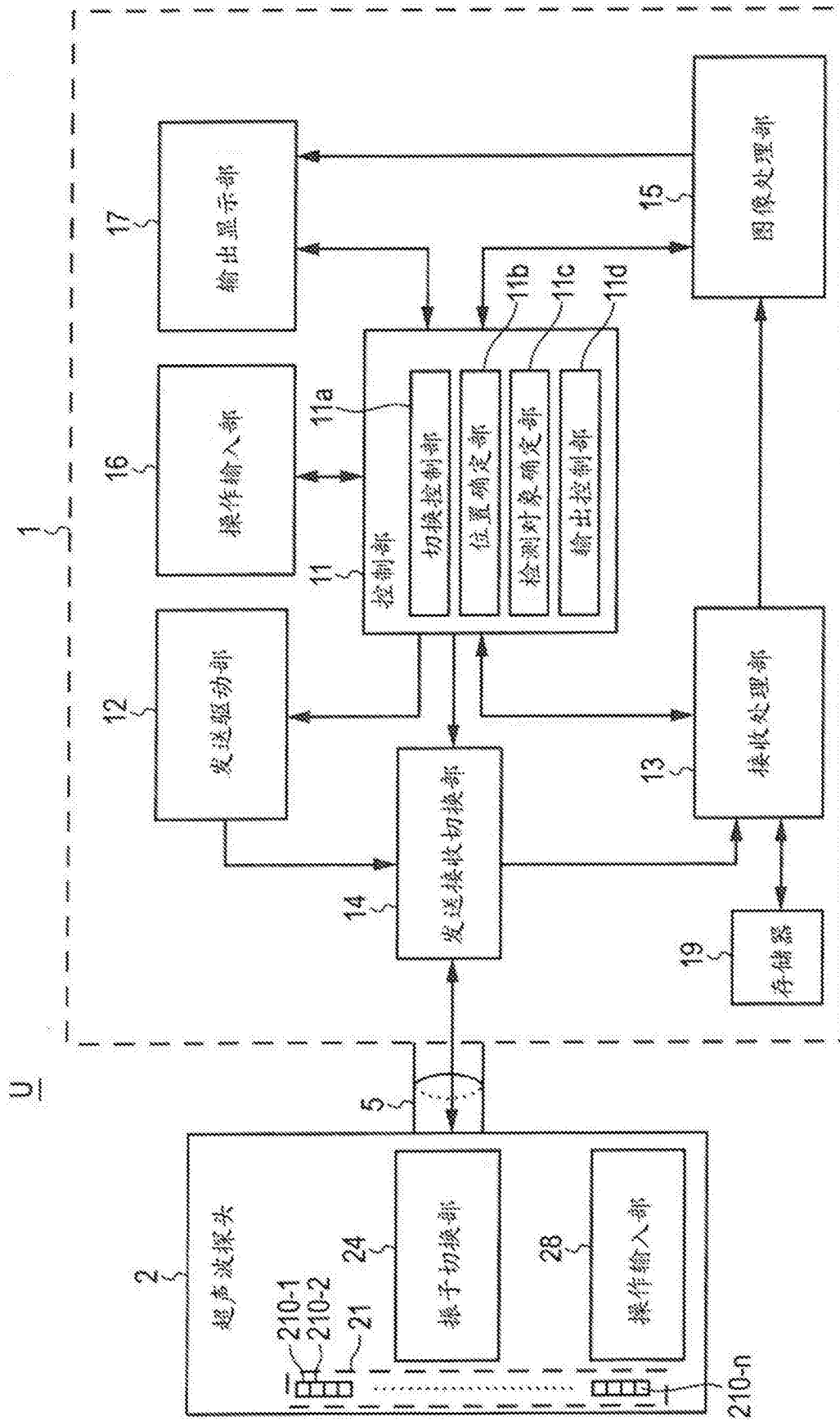


图16

|                |                                                                                                                                  |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法                                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107126229A</a>                                                                                                     | 公开(公告)日 | 2017-09-05 |
| 申请号            | CN201710108956.7                                                                                                                 | 申请日     | 2017-02-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 柯尼卡株式会社                                                                                                                          |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 柯尼卡美能达株式会社                                                                                                                       |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 柯尼卡美能达株式会社                                                                                                                       |         |            |
| [标]发明人         | 西垣森绪<br>蒲泽美有纪<br>佐藤利春<br>武田义浩                                                                                                    |         |            |
| 发明人            | 西垣森绪<br>蒲泽美有纪<br>佐藤利春<br>武田义浩                                                                                                    |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00 A61B17/34                                                                                                               |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/4411 A61B8/4444 A61B8/5215 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B8/0841 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/52 |         |            |
| 代理人(译)         | 金兰                                                                                                                               |         |            |
| 优先权            | 2016035842 2016-02-26 JP                                                                                                         |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                   |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。一种超声波诊断装置，其从超声波探头接收与反射波相关的接收信号，该超声波探头包括：沿第一方向配置，向受检体发送超声波束并接收其反射波的多个振子；以及控制向所述多个振子的驱动信号，使所述超声波束的发送方向向所述第一方向偏转的振子切换部，其中，包括：位置确定部，其基于所述接收信号的随时间变化，确定所述受检体的内部的检测对象物的深度；以及位置确定部，其基于所述超声波束的所述发送方向是不同的第一以及第二角度时通过来自所述检测对象物的反射波而生成的所述接收信号，确定所述第一方向上的所述检测对象物的位置。

