



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200380104688.8

[43] 公开日 2006年1月11日

[11] 公开号 CN 1720007A

[22] 申请日 2003.10.8
 [21] 申请号 200380104688.8
 [30] 优先权
 [32] 2002.10.9 [33] JP [31] 296634/2002
 [32] 2002.10.28 [33] JP [31] 313121/2002
 [86] 国际申请 PCT/JP2003/012896 2003.10.8
 [87] 国际公布 WO2004/032747 日 2004.4.22
 [85] 进入国家阶段日期 2005.5.31
 [71] 申请人 松下电器产业株式会社
 地址 日本大阪府
 [72] 发明人 西垣森绪 佐藤利春 萩原尚
 反中由直

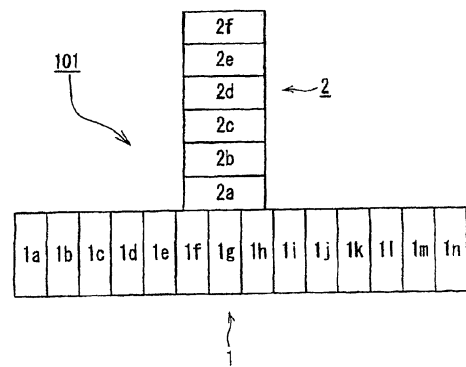
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 杨凯 刘宗杰

权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 16 页

[54] 发明名称
 超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明公开了可容易且正确高再现性地进行探针和被测物的位置对准的超声波诊断装置。超声波诊断装置中设有：对活体内发送超声波，并接收来自所述活体内被测物的反射波的探针，根据所述探针接收的信号作成所述被测物的断层像的图像作成部，以及显示所述断层像的图像显示部。所述探针设有使振子排列方向互相交叉地配置的第一排列振子和第二排列振子。另外，所述图像作成部和所述图像显示部作成并显示所述第一排列振子接收的信号对应的第一断层像和所述第二排列振子接收的信号对应的第二断层像。



1. 一种超声波诊断装置，其中，设有任意角度接合的多个排列振子和显示从所述多个排列振子各自分别得到的图像的部件；所述排列振子由多个振子以并行状态排列而构成。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：使所述多个排列振子的排列方向正交地配置。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述多个排列振子中2个排列振子呈T字形配置。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述多个排列振子中2个排列振子呈十字形配置。

5. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述多个排列振子中3个排列振子呈H字形配置。

6. 一种超声波诊断装置的特征在于设有：对活体内发送超声波，并接收来自所述活体内被测物的反射波的探针，根据所述探针接收的信号作成所述被测物的断层像的图像作成部，以及显示所述断层像的图像显示部；

所述探针设有使振子排列方向互相交叉地配置的第一排列振子和第二排列振子，

所述图像作成部和所述图像显示部作成并显示所述第一排列振子接收的信号对应的第一断层像和所述第二排列振子接收的信号对应的第二断层像。

7. 如权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述图像显示部显示被测物的断层像，同时显示表示所述第一排列振子和所述第二排列振子位置的标志线。

8. 如权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：使所述第一排列振子和所述第二排列振子配置成不重叠。

9. 如权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于：在所述

第一排列振子中进行线性扫描。

10. 如权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：所述第二排列振子收发对活体表面倾斜传输的超声波。

11. 如权利要求9所述的超声波诊断装置，其特征在于：在所述
5 第二排列振子中进行扇形扫描。

12. 如权利要求8所述的超声波诊断装置，其特征在于：经调整使所述第一排列振子的宽度在接近第二排列振子的部分上较小。

13. 如权利要求6所述的超声波诊断装置，其特征在于：被测物是血管内存在的粉瘤。

超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及利用排列振子进行超声波收发，并获得体内信息的超声波诊断装置。

本发明还涉及例如用以获得如血管那样线状的内脏信息的超声波诊断装置。

10

背景技术

超声波诊断装置通过对活体进行超声波收发来获得活体内2维信息，广泛用于各种医疗领域。作为这种超声波诊断装置，公知有利用振幅信息得到被测物断层像的B模式显示装置、利用移动血液反射波的相位随时间变化的情况的多普勒血流计和彩色流动血流图像装置等。另外，近年还提出了不仅得到血液流动等比较迅速的动态信息还得到内脏移动等比较缓慢的动态信息的超声波诊断装置（例如，特公平7-67451号公报）。这种超声波诊断装置设有将超声波送入活体内的被测物，并接收来自被测物的反射波的探针。该探针中设有排列振子，从而反复进行对体内的超声波收发，得到体内的2维信息。

图15是上述公报记载的装置的框图。图15中，收发器111输出的高压电脉冲在超声波探针112中变换成超声波信号，向要获得活体113信息的方向传送。超声波脉冲在要获得活体113内信息的内脏（或血管等）反射并由超声波探针112接收，经由收发器111在正交检波器114利用与发送频率大致相等频率的参考信号进行检波，输出I、Q两个信号。

I、Q两个信号输入振幅运算器116并变换成振幅信息，该信号用

于B模式显示。I、Q信号还输入自相关器124，通过在自相关器124中对2次同方向收发信号的同一深度取得相关，求出相位的旋转量。相位的旋转量与内脏移动量成比例。进行该计算的装置就是变位量运算器125。用变位量运算器125运算的变位量由变位量积分器126积分，能够从某一时刻的微小变动的总量求出内脏移动到哪里。

振幅运算器116求出的B模式图像与变位量积分器126求出的变位量经由扫描变换器121在显示器122中显示。另外，活体信号传感器129和活体信号检测器127探测活体113的信息例如心跳等，确定变位量积分器126中的基准位置。依次改变对活体113发射超声波脉冲方向进行上述动作，可作为2维图像显示变动。

图16是表示一例构成传统的超声波诊断装置的探针的示意图。该探针中设有多个振子10a~10n在一个方向上排列而成的排列振子10。

但是，在上述的超声波诊断装置中，存在测定时难以对准探针位置的问题。关于此问题，以被测物为血管内的粉瘤时为例，参照图17A、图17B及图18进行说明。

图17A是表示传统的超声波诊断装置在使用时探针与被测物的位置关系的示意图，相当于俯视图，图17B相当于其X-X'剖视图。图18是一例这时的画面显示的示意图。

如图17A所示，测定时，探针配置成使排列振子10的排列方向与血管4的血流方向一致，并且粉瘤5位于排列振子10下方。这时，如图18所示，显示画面示出血管4的断层像7，同时示出排列振子10的中心位置即表示超声波束6的发送方向的标志线（guide line）8。通过移动探针执行探针的位置对准，以使标志线8位于断层像7的粉瘤5上。但是，显示画面上即使标志线8与粉瘤5的位置一致，实际上如图17B所示，在血管4的横截面方向（与血管4的中心轴方向垂直的方向）上也有可能出现排列振子10的中心位置与粉瘤5的错位。若产生这样的错位，则难以准确且高再现性地测定粉瘤5的内部状态。这

在粉瘤以外的被测物（例如，肝脏内的肿瘤、胆囊内的息肉等）中也是同样产生的问题。

传统例中，观察线状内脏例如血管时，发生难以将超声波探针112的排列方向对齐到血管方向的问题。这里，最好对齐超声波探针112，以输出超声波探针112附近的血管壁、血液部分、离超声波探针112较远的血管壁等图像，但这需要熟练的技术。

发明的公开

本发明第一目的在于提供一种超声波诊断装置，解决这些问题，可不需要熟练的技术而对准血管等线状内脏位置进行观察，并可得到高精度的移动信息。

另外，本发明第二目的在于提供一种超声波诊断装置，可使探针准确且高再现性地对准被测物的位置。

本发明为达到上述第一目的而设有：任意角度接合的多个排列振子和显示从所述多个排列振子各自分别得到的图像的部件；所述排列振子由多个振子以并行状态排列而构成。

就是说，作为一例，使多个排列振子的排列方向正交地配置。具体地说，例如，2个排列振子是T字形配置，另外，2个排列振子是十字形配置，另外，3个排列振子是H字形配置。

通过上述结构，能够将多个排列振子的一方中心对准到线状内脏位置后，将另一排列方向对准到线状内脏方向位置，因此不需要熟练的技术就能够对准血管等线状内脏位置进行观察，可得到高精度的移动信息。

为达成上述第二目的，本发明的超声波诊断装置的特征在于设有：对活体内发送超声波，并接收来自所述活体内被测物的反射波的探针，根据所述探针接收的信号制作所述被测物的断层像的图像作成部，以及显示所述断层像的图像显示部；

所述探针设有使振子排列方向互相交叉地配置的第一排列振子

和第二排列振子，

所述图像作成部和所述图像显示部制作并显示所述第一排列振子接收的信号对应的第一断层像和所述第二排列振子接收的信号对应的第二断层像。

5 上述超声波诊断装置中，探针具备多个排列振子，显示与各排列振子对应的多个断层像。因此，可从不同的多个方向确认探针与被测物的位置，因此能够将探针位置容易且可靠且高再现性地对准到被测物位置上。结果，可高再现性地得到与被测物对应的信号。

10 所述超声波诊断装置中，图像显示部最好显示被测物的断层像，以及表示第一排列振子和第二排列振子位置的标志线。依据该优选例，可容易确认断层像上探针的位置，因此可更容易进行探针的位置对准。

15 另外，在所述超声波诊断装置中，最好使第一排列振子和第二排列振子不重叠地配置。若使第一排列振子与第二排列振子交叉，则必然造成交叉部分上彼此振子的宽度变窄等排列振子的形状变更，但这些变更有时会降低超声波的接收灵敏度。但是，依据该优选例可避免这样的问题。

20 这时，第一排列振子可进行线性扫描。另一方面，第二排列振子可收发对活体表面倾斜传输的超声波。另外，第二排列振子可以进行扇形扫描。

另外，在所述超声波诊断装置中，最好经调整使第一排列振子的宽度在接近第二排列振子的部分上较小。

25 作为所述超声波诊断装置的对象的可测物，例如有活体内的内脏、血管、血管内存在的粉瘤等。其中，知道粉瘤的状态对心肌梗塞、心绞痛等动脉硬化症诊断来说很重要，所述超声波诊断装置适合得到该粉瘤状态相关的信息。

附图的简单说明

图1A是表示利用本发明实施例1中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示2个排列振子A、B的配置方向的俯视图；

图1B是表示利用本发明实施例1的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子B的位置对准中的状态的俯视图；

5 图1C是表示利用本发明实施例1的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示用排列振子B完成位置对准的状态的右侧视图；

图1D是表示利用本发明实施例1的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子A的位置对准中的状态的俯视图；

10 图1E是表示利用本发明实施例1的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示利用排列振子A完成位置对准的状态的正视图；

图2是表示一例本发明实施例1的超声波诊断装置的框图；

图3是表示本发明实施例1的超声波诊断装置的另一例的框图；

15 图4A是表示利用本发明实施例2中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示2个排列振子A、B的配置方向的俯视图；

图4B是表示利用本发明实施例2中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子B的位置对准中的状态的俯视图；

20 图4C是表示利用本发明实施例2中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示完成排列振子B的位置对准的状态的右侧视图；

图4D是表示利用本发明实施例2中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子A的位置对准中的状态的俯视图；

25 图4E是表示利用本发明实施例2中的2个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示完成排列振子A的位置对准的状态的正视图；

图5A是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示3个排列振子A、B、C的配置方向的俯视图；

5 图5B是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子B的位置对准中的状态的俯视图；

图5C是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示完成排列振子B的位置对准的状态的右侧视图；

10 图5D是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示排列振子C的位置对准中的状态的俯视图；

图5E是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示完成排列振子C的位置对准的状态的左侧视图；

15 图5F是表示利用本发明实施例3中的3个排列振子的探针和其位置对准的说明图，且是表示完成排列振子C的位置对准的状态的正视图；

图6是说明本发明的超声波诊断装置的结构的一例的构成图；

20 图7是一例构成本发明实施例4的超声波诊断装置的探针的示意图；

图8A是上述超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是俯视方向的示意图；

25 图8B是上述超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是其II-II' 截面方向的示意图；

图8C是上述超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是I-I' 截面方向的示意图；

图9是一例上述超声波诊断装置中的画面显示的示意图；

图10是另一例上述超声波诊断装置使用时的探针的示意图，是图8A的I-I' 截面方向的示意图；

图11是一例构成本发明实施例5的超声波诊断装置的探针的示意图；

5 图12是上述超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是图11的IV-IV' 截面方向的示意图；

图13是一例构成本发明实施例6的超声波诊断装置的探针的示意图；

10 图14是上述超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是图13的V-V' 截面方向的示意图；

图15是传统例的超声波诊断装置的框图；

图16是说明一例构成传统的超声波诊断装置的探针的示意图；

图17A是传统的超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是俯视方向的示意图；

15 图17B是传统的超声波诊断装置使用时的探针和被测物的位置关系的示意图，是其X-X' 截面方向的示意图；

图18是一例传统的超声波诊断装置的画面显示的示意图。

本发明的最佳实施方式

20 以下将参照图1~图14就本发明实施方式进行说明。

实施例1

25 图1A~图1E是将本发明实施例1的多个排列振子的被测区域对准到血管的说明图。图1A是表示2个排列振子A、B的配置方向的俯视图。排列振子A由振子a~n线状排列而构成，排列振子B由振子a~j线状排列而构成。排列振子A和排列振子B如图1A所示，相对被测体T字形配置，排列振子B的中心位于穿过排列振子A的振子a~n的中心

图2示出与2个排列振子A、B连接的超声波诊断装置的框图的例

子。图2与图15所示的传统例的装置相比其不同点在于，设有用于排列振子B的收发器11、正交检波器14、振幅运算器16，扫描变换器121的输入端有3个，显示器122上还可以显示排列振子B的振幅信息的图像。

5 就是说，图2中超声波探针（以下简称为探针）12由2个排列振子A、B构成，从收发器111、11分别向排列振子A、B输出高压电脉冲，在排列振子A、B中变换成超声波信号，向要获得活体13的信息的方向传送。排列振子A、B的超声波脉冲分别在要获得活体13内信息的内脏（或血管等）反射，并由排列振子A、B接收，经由收发器111、
10 11在正交检波器114、14中利用与发送频率大致相等频率的参考信号进行检波，输出I、Q两个信号。

 来自正交检波器114、14的I、Q两个信号分别输入振幅运算器116、16并变换成振幅信息，该信号用于B模式显示。I、Q信号还输入自相关器124，自相关器124中，对2次同方向收发的信号的同一深度
15 取相关，从而求出相位的旋转量。相位旋转量与内脏移动量成比例。进行该计算的是变位量运算器125。在变位量运算器125运算的变位量由变位量积分器126积分，从而根据从某一时刻的微小移动的总量，能够求出内脏移到哪里。振幅运算器116、16求出的B模式图像和变位量积分器126中求出的变位量，经由扫描变换器121在显示器
20 器122中显示。

 图3是与2个排列振子连接的超声波诊断装置另一框图。该例中，省略了图2所示的排列振子B侧的电路11、14、16，可通过开关32切换到排列振子A、B之一而使用。

 接着说明本实施例的动作。图1B是表示在血管4上放置探针12的状态的俯视图。该时刻，排列振子B的图像在显示器122中显示。操作
25 员调节探针12的位置，以使血管4的径向（切圆方向）中心来到排列振子B的中央部分的振子e和f之间。这时，若在图像上显示与振子e和f之间相当的线，则容易进行调节。在调节结束的阶段，排列振子

B和血管4的关系如图1C的右侧视图所示，各中心的位置对准。

接着操作员操作探针12，使排列振子A与血管4的长度方向一致。这时，如图1D的俯视图所示，以排列振子B的中心点o为轴使排列振子A（排列方向 β ）圆弧状移动，从而能够沿血管4的方向对准位置。该操作过程中，排列振子A的图像显示。这时操作上，排列振子B的形状若为凸状，可不偏离中心点o地进行圆弧状操作。结束对准时的排列振子A和血管4的位置关系如图1E的正视图所示，其各方向的位置对准。

如以上所述，通过使用排列振子A和正交的排列振子B，能够确定排列振子A的一端，然后，经圆弧状操作使排列振子A能够容易对准到血管4的长度方向，可得到优异的血管图像。

实施例2

图4A~图4E是将本发明实施例2中的多个排列振子的被测区域与血管对准的说明图。图4A是表示2个排列振子A、B的配置的俯视图。与实施例1同样，排列振子A由各个振子a~r构成，排列振子B由各个振子a~j构成。排列振子A和排列振子B如图4A所示配置成十字形，穿过排列振子A的振子a~r中心的中心线（未图示）和穿过排列振子B的振子a~j中心的中心线（未图示）呈直角交叉。

本发明实施例2中，如图4B、图4C的俯视图、右侧视图分别所示，在显示排列振子B的图像的同时对准排列振子B中心和血管4中心。接着以排列振子A和排列振子B的交点为中心，如图4D的俯视图所示，通过旋转排列振子A，如图4E的正视图所示，能够与血管4的长度方向对准。

实施例3

图5A~图5F是将本发明实施例3的多个排列振子的被测区域与血管对准的说明图。该实施例中采用3个排列振子A、B、C。图5A是表示3个排列振子A、B、C的配置的俯视图。排列振子A由各个振子a~j构成，排列振子B、C分别由各个振子a~j构成。排列振子A、排列

振子B和排列振子C如图5A所示配置成H字形，穿过排列振子A的振子a~j中心的中心线（未图示）的延长线位于排列振子B和排列振子C的中心。

5 与本发明实施例3的探针连接的超声波诊断装置大致与图2、3同样，是在图2中增加排列振子C用的电路，或将图3的开关32形成3分支。

本实施例中，首先，利用平行的排列振子B、C内任意的例如排列振子B显示其图像，如图5B、图5C的俯视图、右侧视图所示，将排列振子B和血管4的各中心对准。接着显示与排列振子B平行的排列振子C的图像，如图5D的俯视图所示，以排列振子B的中心O1为轴旋转探针，如图5E的左侧视图所示，使排列振子C和血管4的中心对准。这时，排列振子A和血管4的长度方向如图5F的正视图所示对准。

还有，排列振子的配置并不受限于以上说明的实施例，可为组合它们的状态，例如，组合2个以上T字形、H字形的梯形。

15 实施例4

图6是表示一例本发明实施例4的超声波诊断装置的构成图。该超声波诊断装置中设有：对活体3进行超声波信号的收发的探针101、对探针101进行电信号的收发的收发部102、基于收发部102接收的电信号作成断层像的图像作成部103、显示图像作成部103作成的断层像的图像显示部104。

20 探针101对活体3进行超声波信号的收发。图7是一例探针结构的示意图。该探针101中设有第一排列振子1和第二排列振子2。第一排列振子1中包含多个振子1a~1n，第二排列振子2中包含多个振子2a~2f。这些排列振子使振子排列方向彼此交叉地配置。另外，最好使各排列振子彼此不重叠地配置。例如，本实施例中，如图所示，第一排列振子1和第二排列振子2构成T字形地配置。

接着，就上述超声波诊断装置的动作进行说明。

首先，使探针101与检查对象即活体3表面接触。从收发部102向

排列振子发送电信号（发送信号），在排列振子中将该发送信号转换成超声波信号，并发送给活体3。传输给活体3的超声波信号在活体3内被测物（例如，血管内的粉瘤等）反射。排列振子接收该反射波，并转换成电信号（接收信号），发送给收发部102。收发部102
5 对接收信号进行适当的处理（例如，检波、放大等），其输出信号输入到图像作成部103。在排列振子中一边进行超声波扫描一边重复进行这样的收发动作。

上述动作在第一排列振子1和第二排列振子2中分别执行。这时，超声波扫描方法在第一排列振子1中为线性扫描，在第二排列振子2
10 中为倾斜扫描。这里，“倾斜扫描”指的是对排列振子的收发面（与活体3表面相接或相对的面）倾斜进行超声波收发的扫描。

接着，在图像作成部103中，基于用第一排列振子1得到接收信号，作成被测物的第一断层像，基于用第二排列振子2得到的接收信号，作成被测物的第二断层像。图像作成方法上并没有特别的限定，
15 例如，可采用数字扫描换算法等。然后，将图像作成部103作成的第一断层像和第二断层像在图像显示部104上显示。这时，图像显示部104中，最好显示被测物的断层像，同时显示表示各排列振子的中心位置的标志线。

另外，基于图像显示部104显示的第一断层像和第二断层像，进行探针和被测物的位置对准。就该探针的位置对准，以被测物是血管内形成的粉瘤时为例进行说明。图8A~图8C是进行该探针的位置
20 对准时的第一和第二排列振子与被测物的位置关系的示意图，图8A相当于俯视图，图8B相当于其II-II'剖视图，图8C相当于I-I'剖视图。

如图8A~图8C所示，进行探针的位置对准，使得血管4位于第一排列振子1的正下方，且其血流方向与第一排列振子1的排列方向一致。还有，血管4内形成的粉瘤5在第一排列振子1的正下方，并位于
25 第二排列振子2的排列方向延伸的中心线延长线上，进行位置对准。

图9是一例位置对准后的画面显示的示图。依据这样的上述超声波诊断装置，作为第一断层像7a显示血管4的纵截面（包含血管4的中心轴的截面），而作为第二断层像7b显示血管4的横截面（与血管4的中心轴正交的截面），在双方的断层像上标志线8与粉瘤5的位置一致。这样，上述位置对准通过将图像显示部104显示的标志线8与断层像中的粉瘤5的位置一致来执行。

这样，依据上述超声波诊断装置，探针设有使其排列方向彼此交叉地配置的多个排列振子，能够显示与各排列振子对应的多个断层像。因此，至少能够从二个方向确认探针和被测物的位置，能够使探针位置容易且可靠地对准到被测物的位置。结果，能够高再现性地得到与被测物对应的信号。

特别是，在本实施例中，如图8C所示，在第二排列振子2中进行倾斜扫描。使第二排列振子2不作倾斜扫描而作通常的线性扫描（对排列振子的收发面大致垂直地进行的超声波进行收发的扫描）时，若要使第二排列振子得到被测物的断层像，则需要第二排列振子正下方存在被测物。因而，这种情况下，需要使第一排列振子和第二排列振子交叉，但交叉部分的振子的形状成为问题。例如，在交叉部分收窄彼此间的振子宽度，可造成该部分的灵敏度降低。

对此，用第二排列振子2进行倾斜扫描时，即使在第二排列振子2的正下方没有被测物，也能通过第二排列振子2得到被测物的断层像。因而，无需使第一排列振子1和第二排列振子2交叉，例如可配置成T字形，因此可抑制上述那样的灵敏度下降。

还有，在上述说明中，例示了在第二排列振子2中进行倾斜扫描的场合，如图10所示，也可在第二排列振子2中进行扇形扫描。与上述同样地，根据这样的形态，即使在第二排列振子的正下方没有被测物的状态，也能通过第二排列振子得到被测物的断层像，可无需使第一排列振子1和第二排列振子交叉地配置。

实施例5

接着，就本发明实施例5的超声波诊断装置的一例进行说明。该超声波诊断装置与实施例4同样地设有探针、收发部、图像作成部和图像显示部。

图11是一例本实施例的探针结构的示意图。另外，图12是超声波诊断装置使用时的探针的示意图，与图11的IV-IV'剖视图相当。

该探针具备第一排列振子1和第二排列振子2。第一排列振子1中包含多个振子1a~1n，第二排列振子2包含多个振子2a~2f。这些排列振子与实施例4同样，振子排列方向彼此交叉地配置。

本实施例中，对第一排列振子1的收发面，第二排列振子2的收发面倾斜。换言之，第二排列振子2在超声波诊断装置使用时，如图12所示，配置成超声波的收发面与活体3表面倾斜。

这样的配置，如图所示，能够通过将第二排列振子2放在台座9上来实现。作为该台座9，例如可采用在容器内填充媒体的物体。这时，容器具有柔性，以与活体3表面紧密接触，最好可按活体3表面形状自由变形。构成容器和媒体的材料只要不妨碍超声波传输，并不作特别地限定。例如，作为容器可使用硅橡胶、聚氨酯橡胶等，作为媒体可使用水、含水性凝胶等。

还有，上述超声波诊断装置的动作与实施例4同样。但是，本实施例中，如图12所示，在第二排列振子2中进行线性扫描。

根据上述超声波诊断装置，也与实施例4同样，至少可从二个方向确认探针和被测物的位置，能够容易且可靠地将探针位置对准到被测物位置。结果，可高再现性地得到与被测物对应的信号。

另外，如上所述，本实施例中，第二排列振子2上进行线性扫描。第二排列振子2使其收发面与活体3表面倾斜地配置。因此，该第二排列振子上进行线性扫描时，会收发对活体3表面倾斜传输的超声波。因而，如实施例4说明的那样，能够得到与第二排列振子上进行倾斜扫描时同样的效果。

实施例6

接着，就本发明实施例6的超声波诊断装置的一例进行说明。该超声波诊断装置与实施例4同样，设有探针、收发部、图像作成部和图像显示部。

5 图13是一例本实施例的探针结构的示意图。另外，图14是超声波诊断装置使用时的探针的示意图，相当于图13的V-V'剖视图。还有，图14的斜线部表示第一排列振子1距离第二排列振子2的部分（与图13的振子1a或1n相当的部分）的投影。

10 该探针具备第一排列振子1和第二排列振子2。第一排列振子1包含多个振子1a~1n，第二排列振子2包含多个振子2a~2f。这些排列振子与实施例4同样，使振子排列方向彼此交叉地配置。例如，本实施例中，如图所示，使第一排列振子1和第二排列振子2构成T字形地配置。

15 在本实施例中，如图13所示，经调整使第一排列振子1的宽度在接近第二排列振子2的部分小。这里，“排列振子的宽度”指的是与2个排列振子形成的平面平行，且与排列方向正交的方向上的尺寸。与该第二排列振子接近的部分的宽度的减小，如图所示，最好通过使第一排列振子1的第二排列振子2侧端面向第一排列振子1的宽度中心线侧凹进来实现。这种情况下，第一排列振子1的端面在接近第二排列振子2的部分上，例如，可凹进到1a部分的宽度的70%左右，最好可凹进到75%左右。另外，为防止超声波画面品质恶化，第一排列振子1的宽度，例如在中心频率7MHz的探针中，最好使其最小部分也在4mm以上。

20 还有，上述超声波诊断装置的动作与实施例4同样，第二排列振子2中的超声波的扫描执行倾斜扫描或扇形扫描。

25 通过上述超声波诊断装置，也与实施例4同样，至少能从二个方向确认探针与被测物的位置，因此能够容易且可靠地将探针位置对准到被测物位置。结果，可高再现性地得到与被测物对应的信号。

另外，如上所述，本实施例中第一排列振子的宽度在接近第二

排列振子的部分上较小。因此，如图14所示，与实施例4相比，第二排列振子2的位置成为接近被测物的位置。因而，在倾斜扫描第二排列振子时，能够增大对活体3表面的超声波传输方向的角度（相对活体3表面接近垂直的方向），结果，能够提高所获得的断层像的图像品质。另外，即使在用第二排列振子进行扇形扫描时，由于在超声波束偏向较少的范围内可扫描被测物，因而也能够得到良好的图像品质。

由上述实施例1~3清楚可知本发明采用具有2个以上的排列振子的探针，首先用1个探针对齐血管的切圆方向，接着圆弧状地操作与之正交的另一探针，可容易做到血管长度方向与振子方向的对准，可得到图像品质良好的图像，且不需要熟练而可对准到血管等线状的内脏并加以观察，能够提供可得到高精度的移动信息的超声波诊断装置。

由上述实施例4~6清楚可知，本发明的探针具有多个排列振子，由于显示与各排列振子的接收信号对应的多个断层像，可从多个方向确认探针与被测物的位置。因此，本发明能够提供准确且高再现性地可将探针位置对准到被测物位置的超声波诊断装置。

工业上的利用可能性

本发明提供容易进行位置对准且可得到良好的图像的超声波诊断装置，本发明可用于进行诊断或治疗的医疗，并且在包含超声波诊断装置的医疗设备开发、制造上也有用。

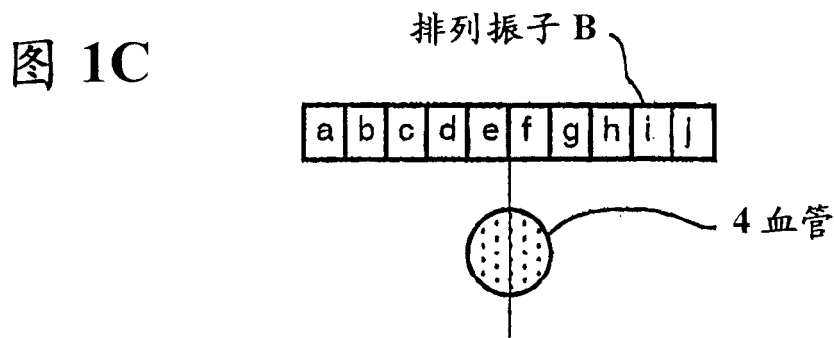
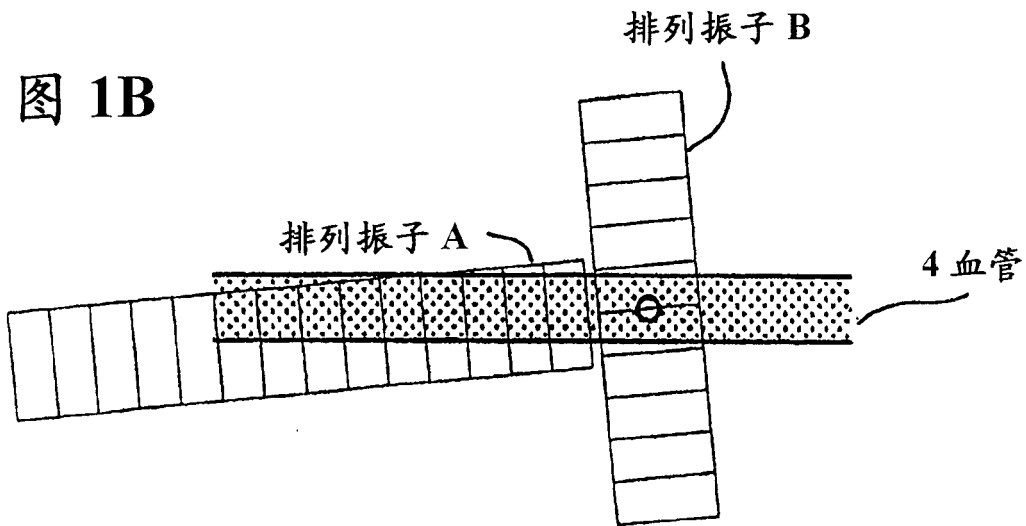
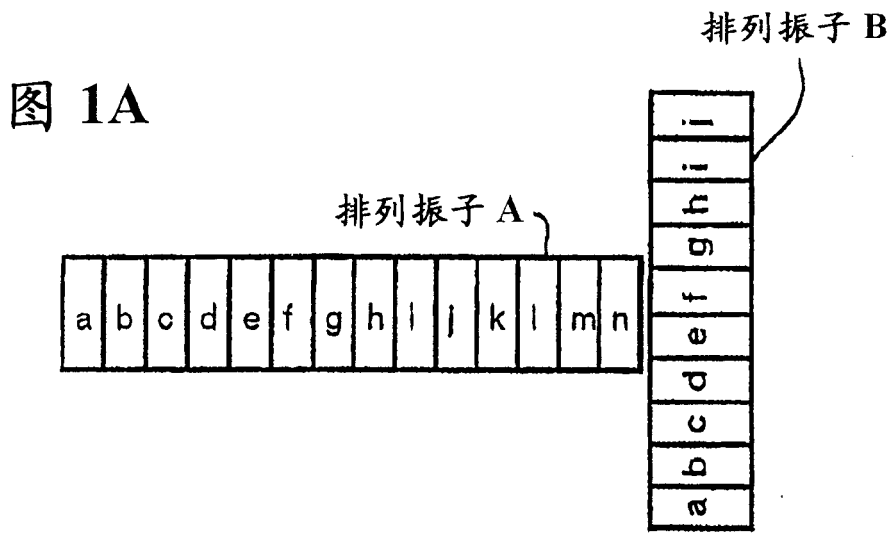


图 1D

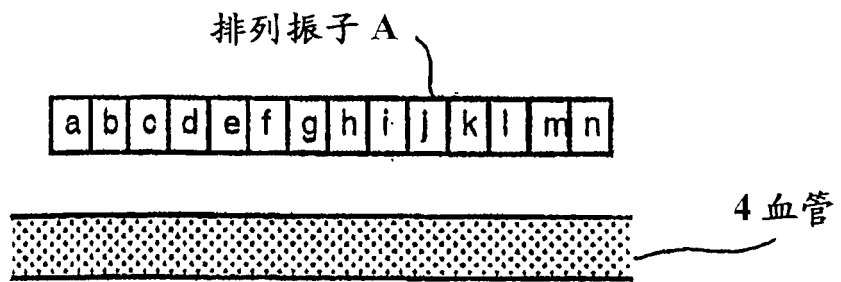
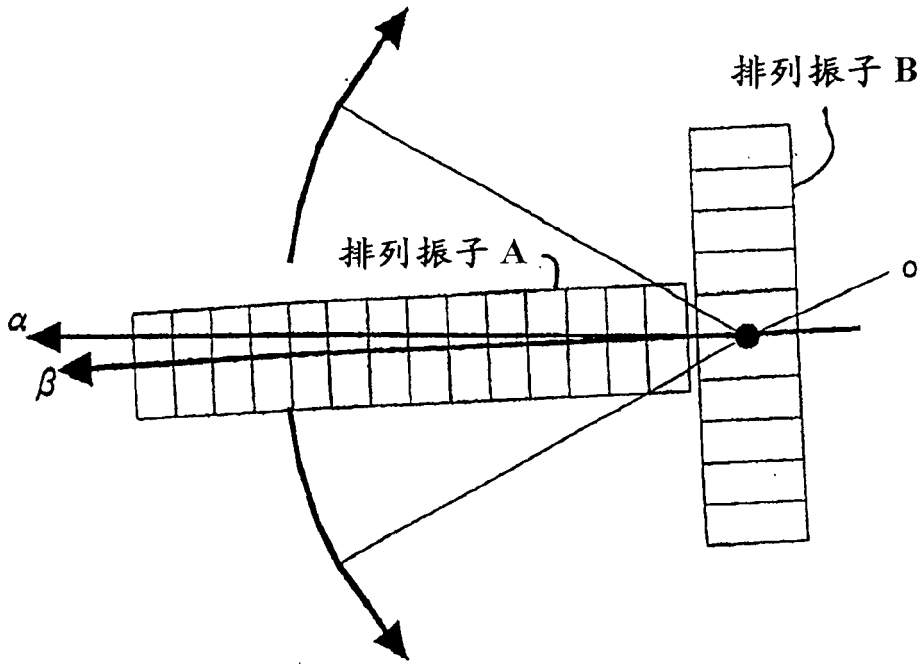


图 1E

图 2

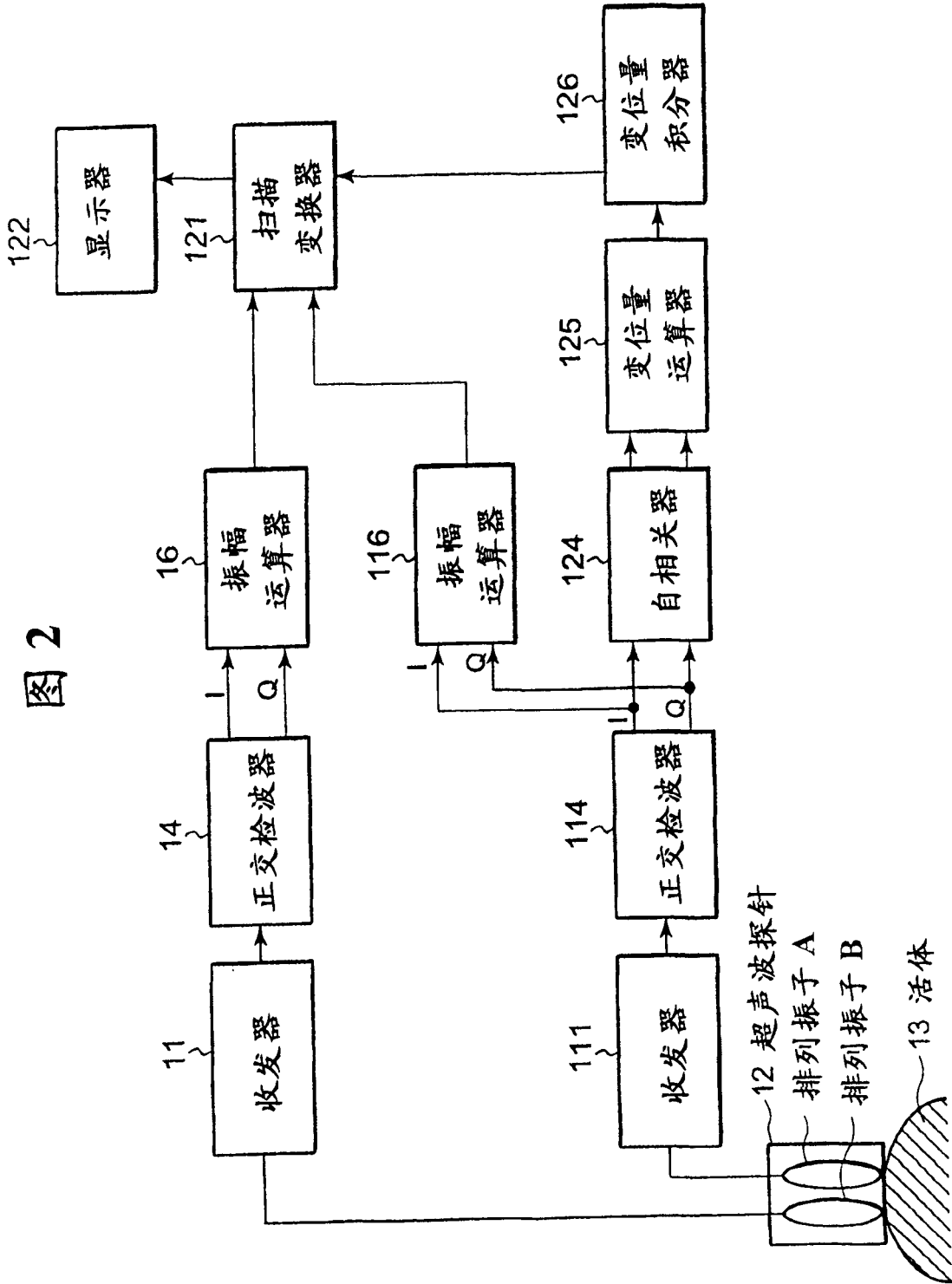


图 3

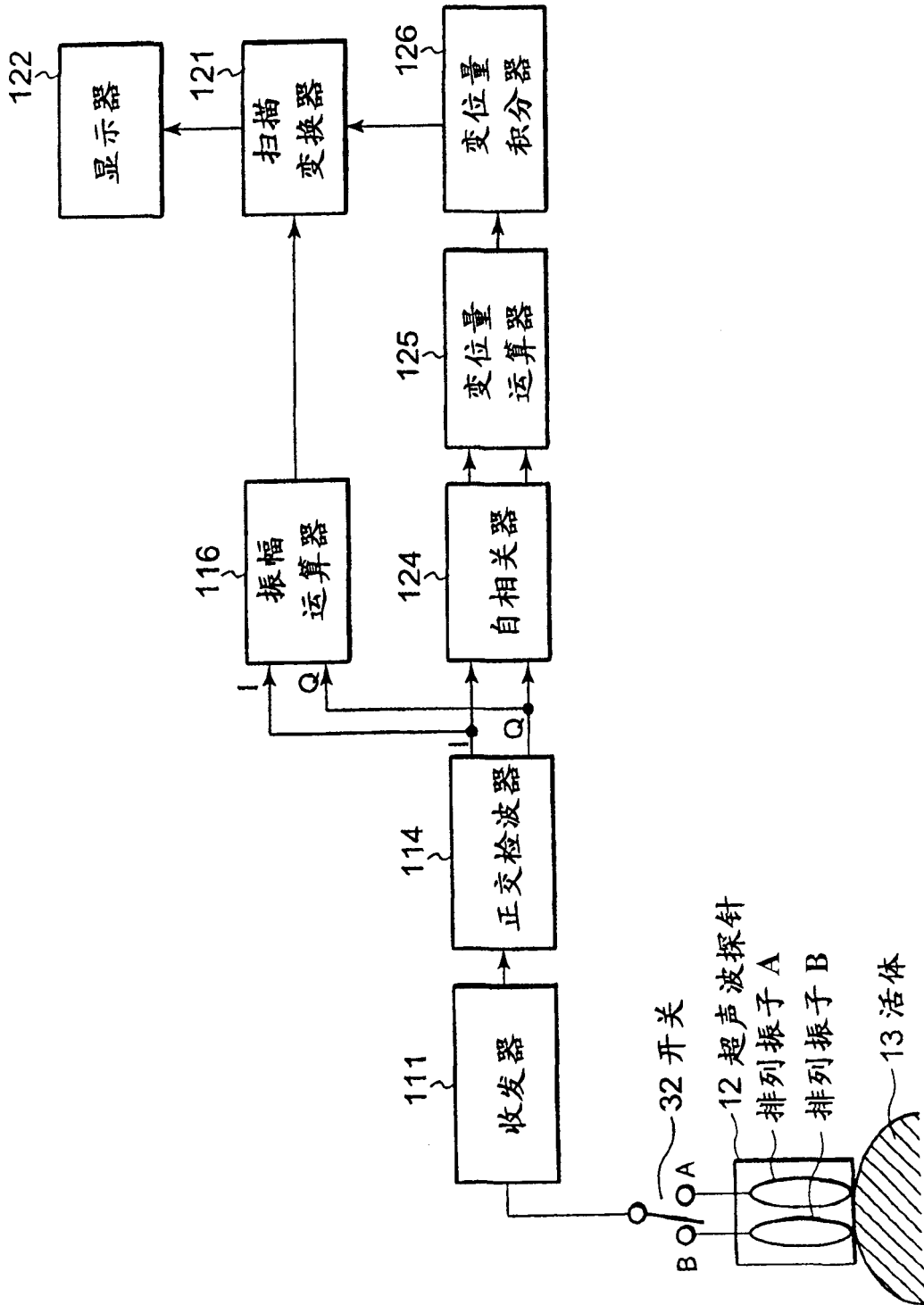


图 4A

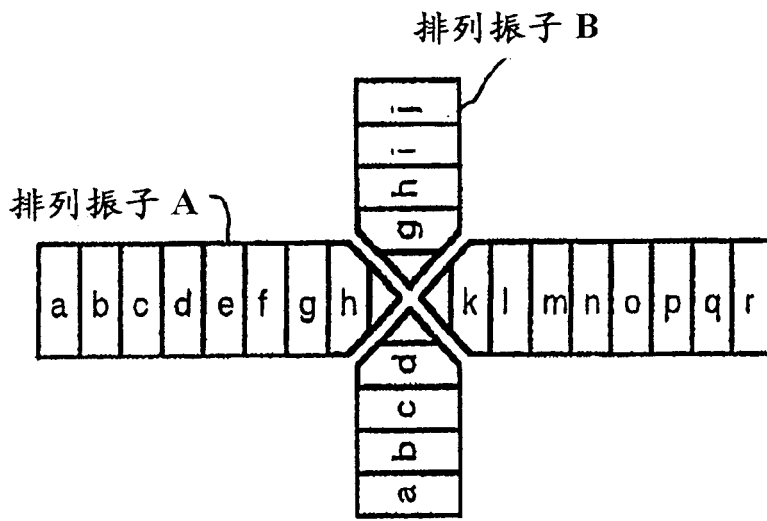


图 4B

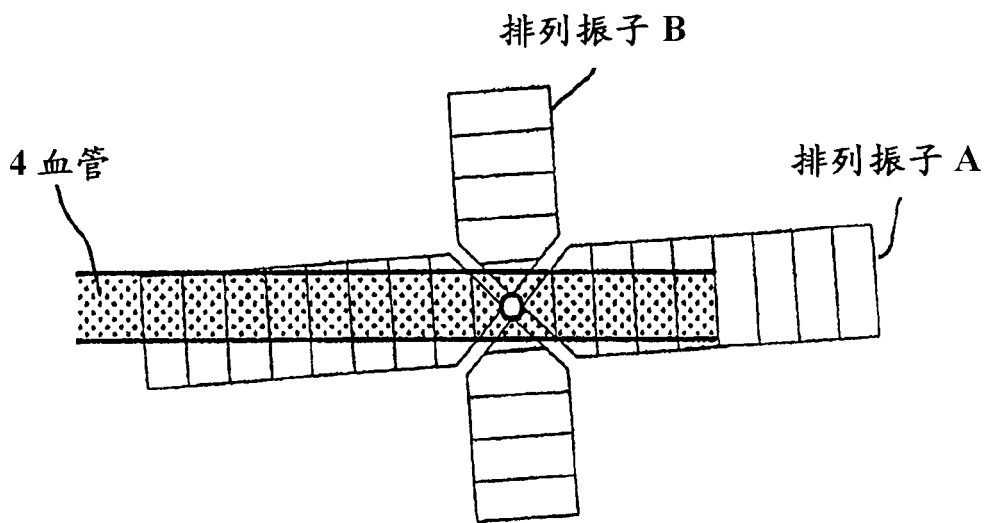


图 4C

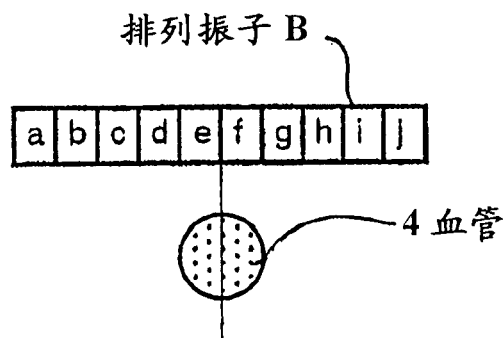


图 4D

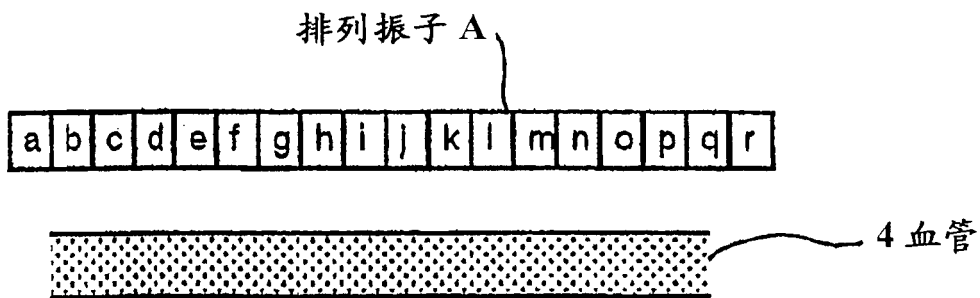
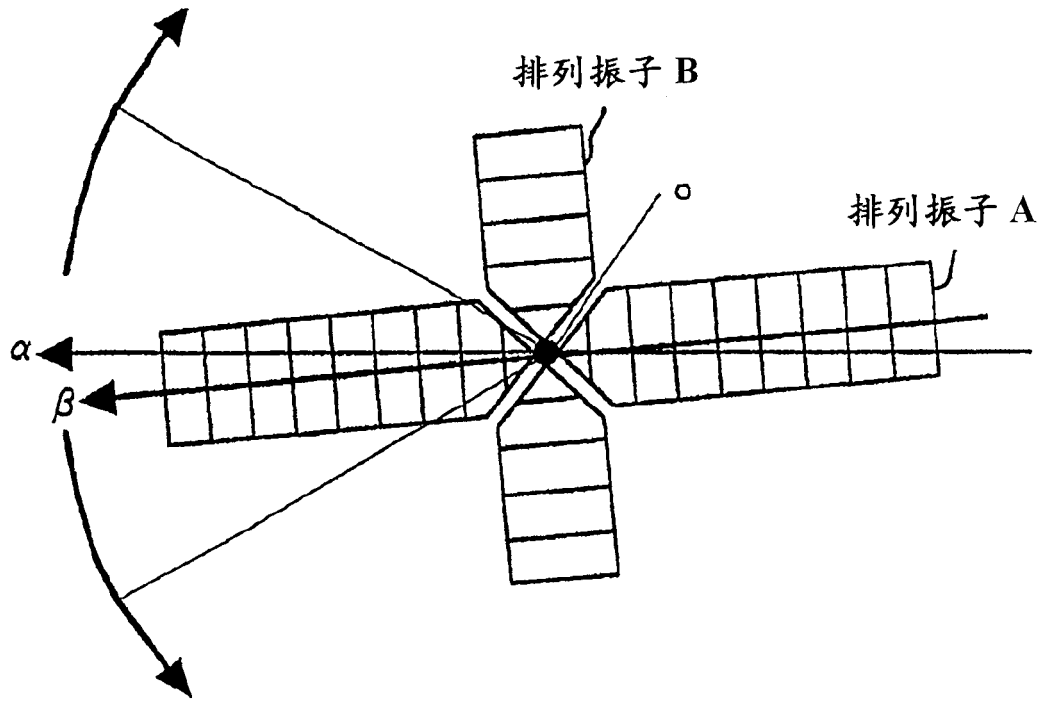


图 4E

图 5A

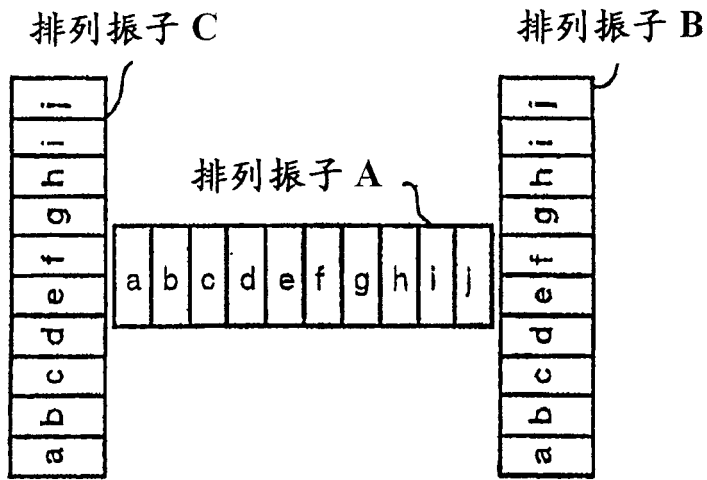
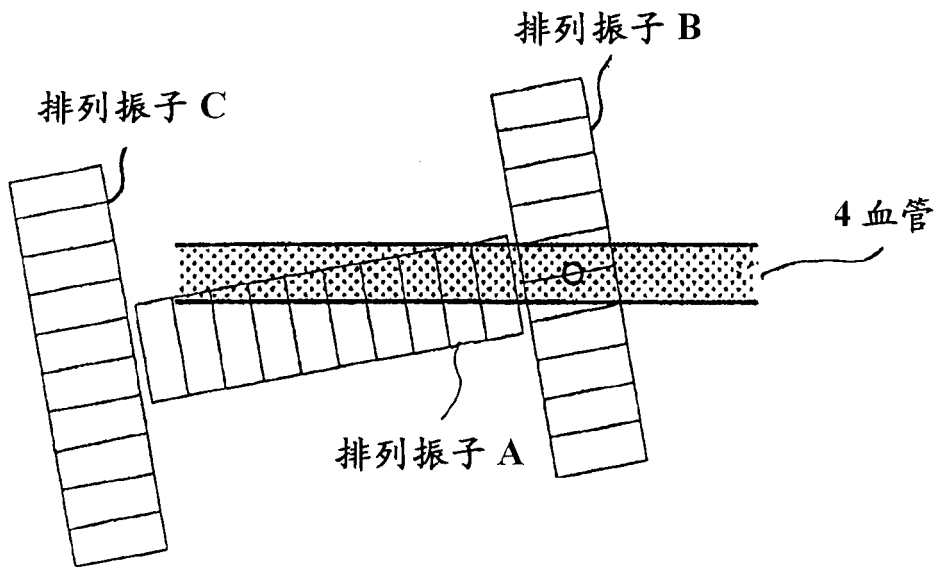


图 5B



排列振子 B



图 5C

图 5D

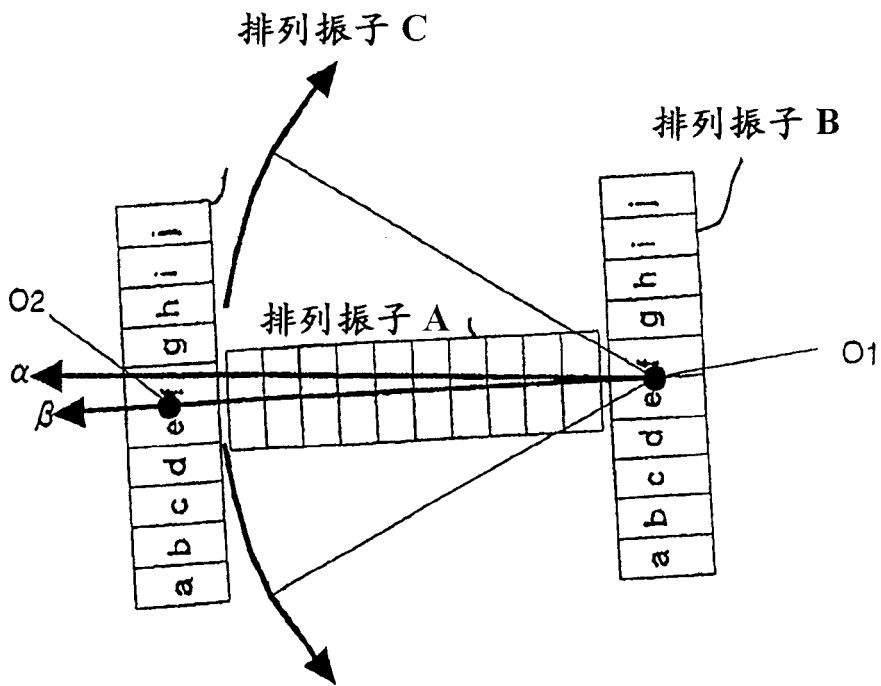


图 5E

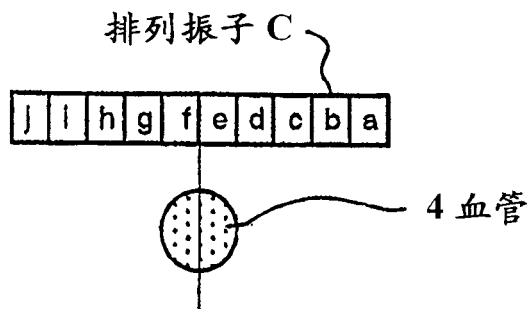


图 5F

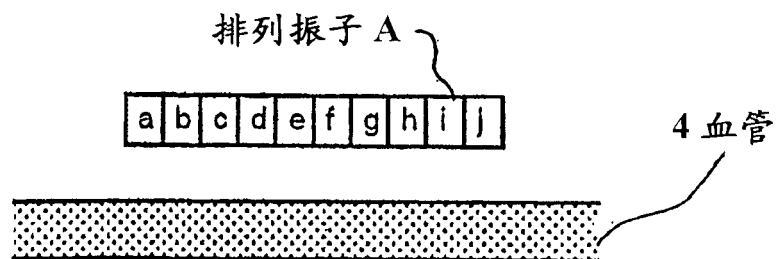


图 6

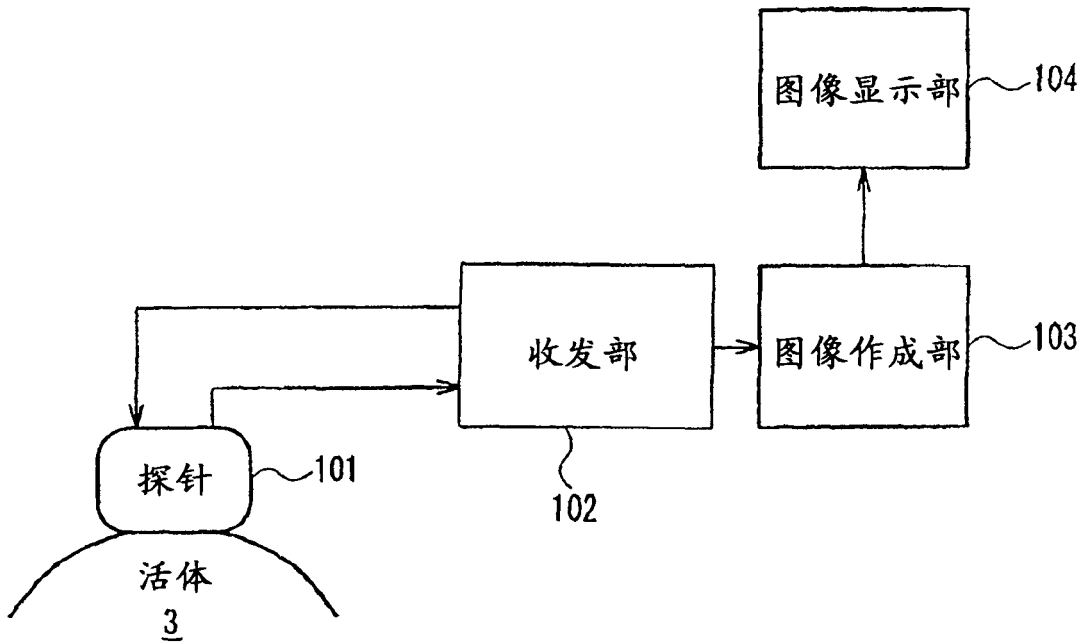


图 7

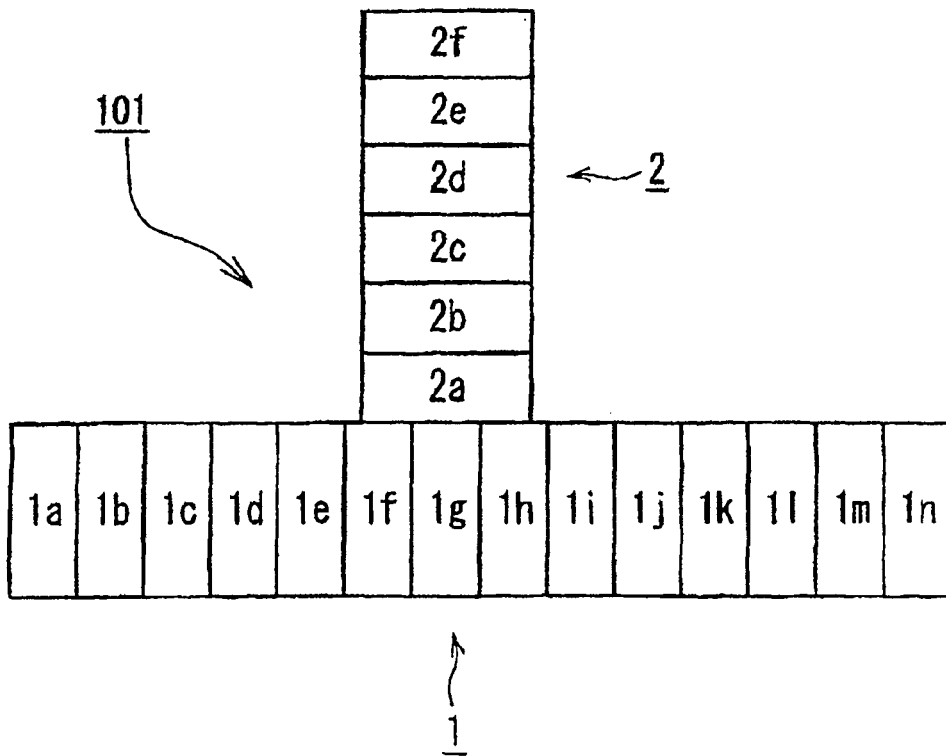


图 8A

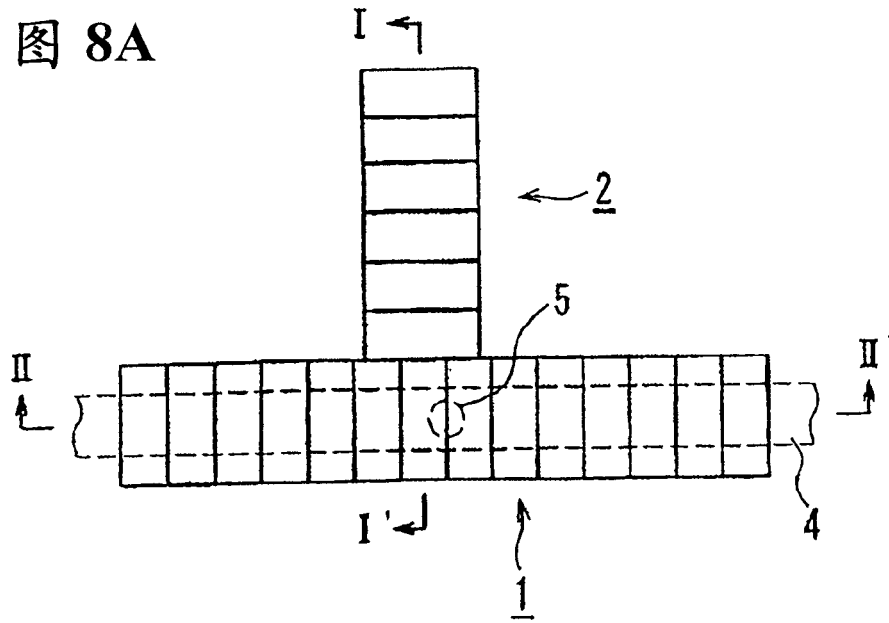


图 8B

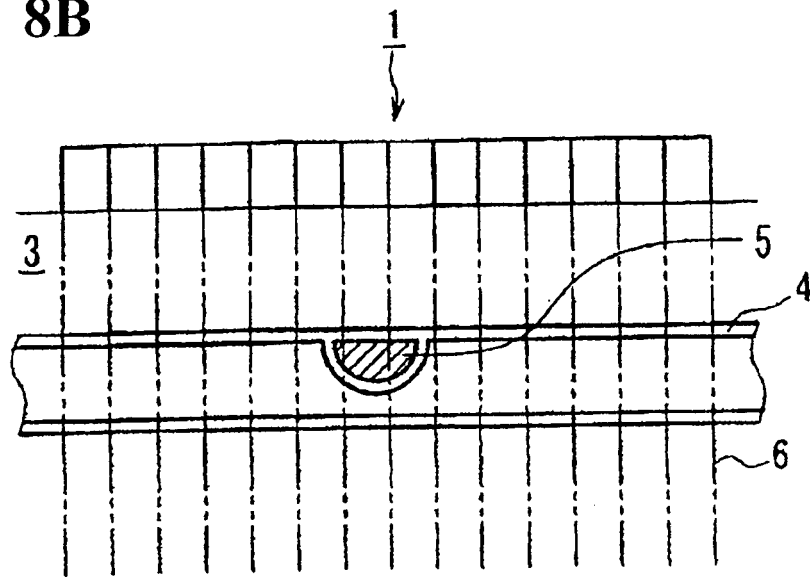


图 8C

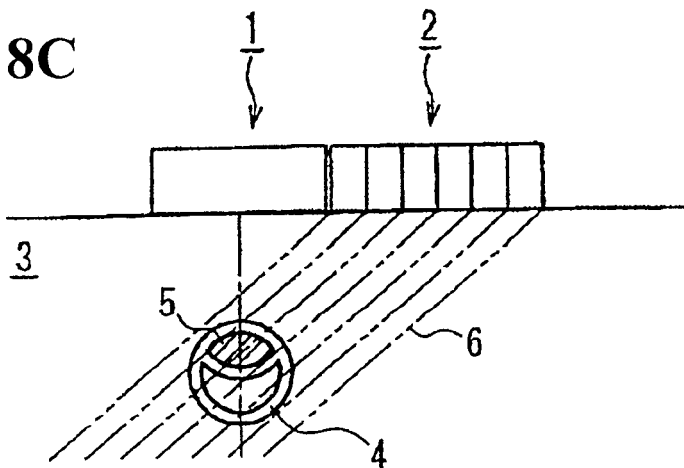


图 9

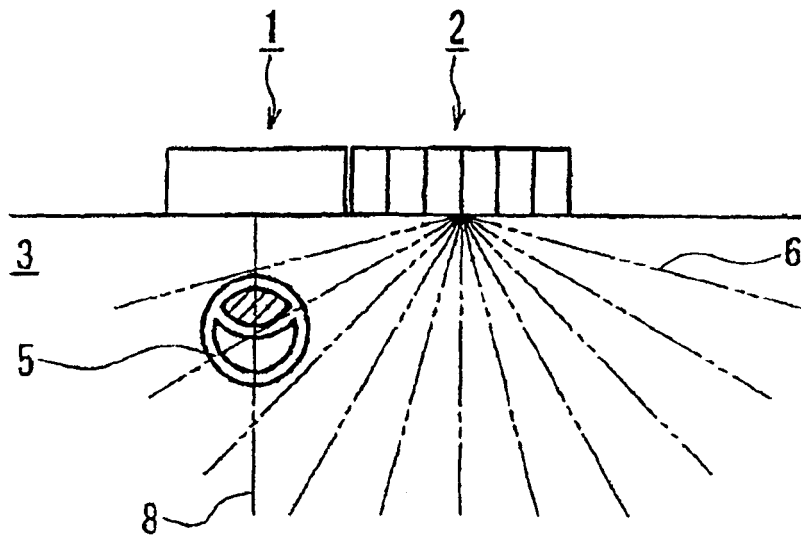
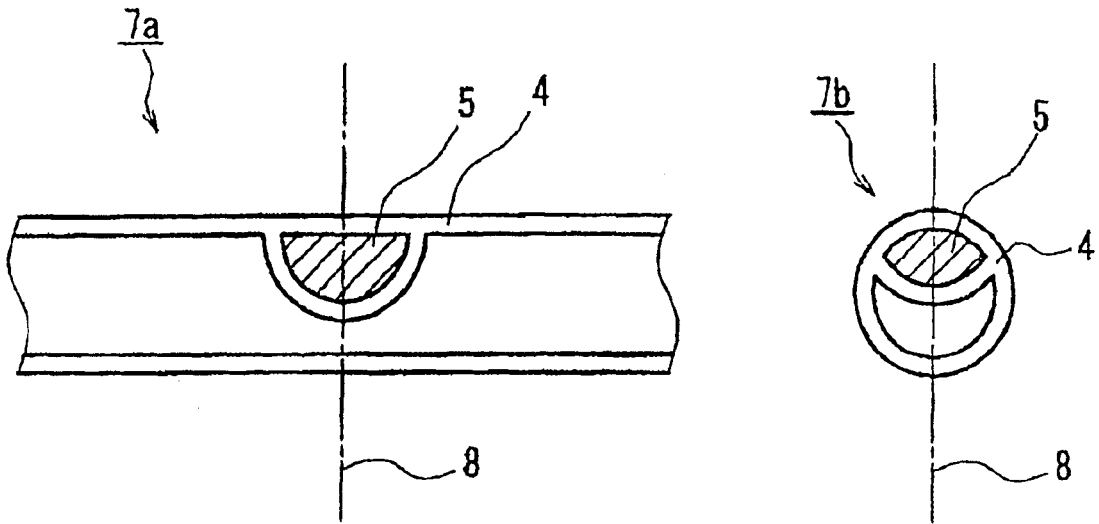


图 10

图 11

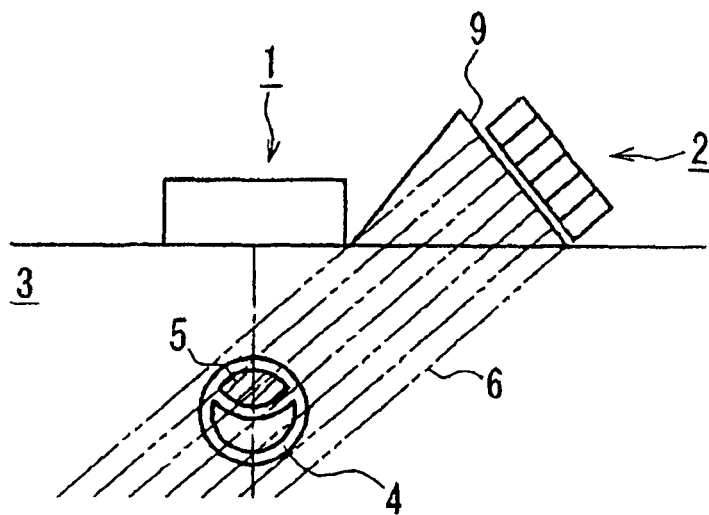
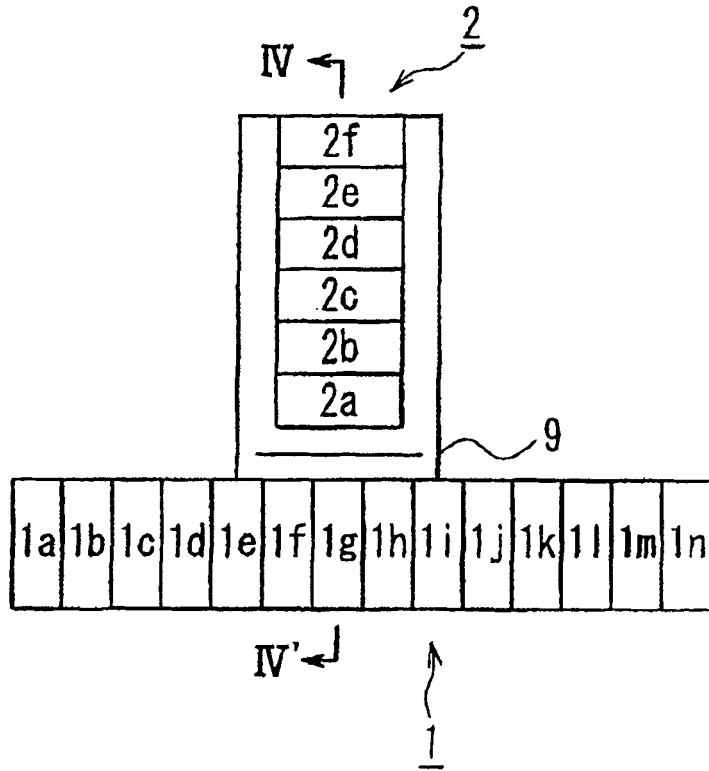


图 12

图 13

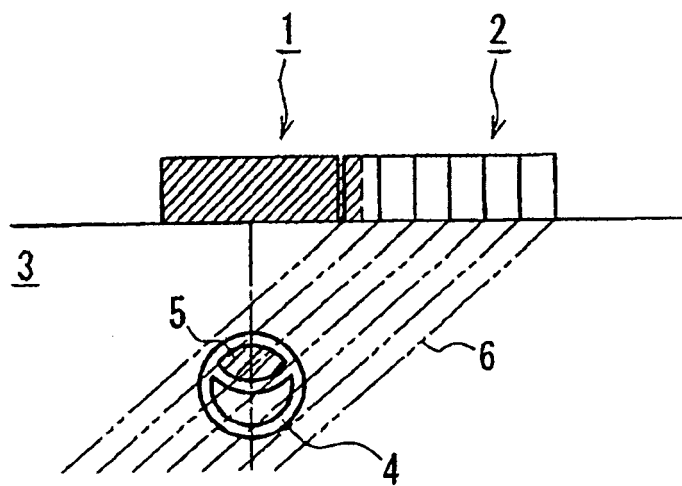
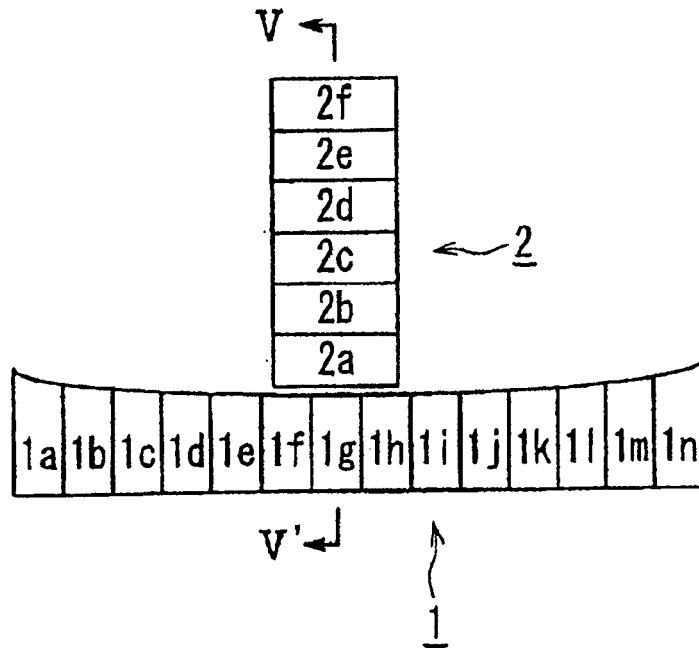


图 14

图 15

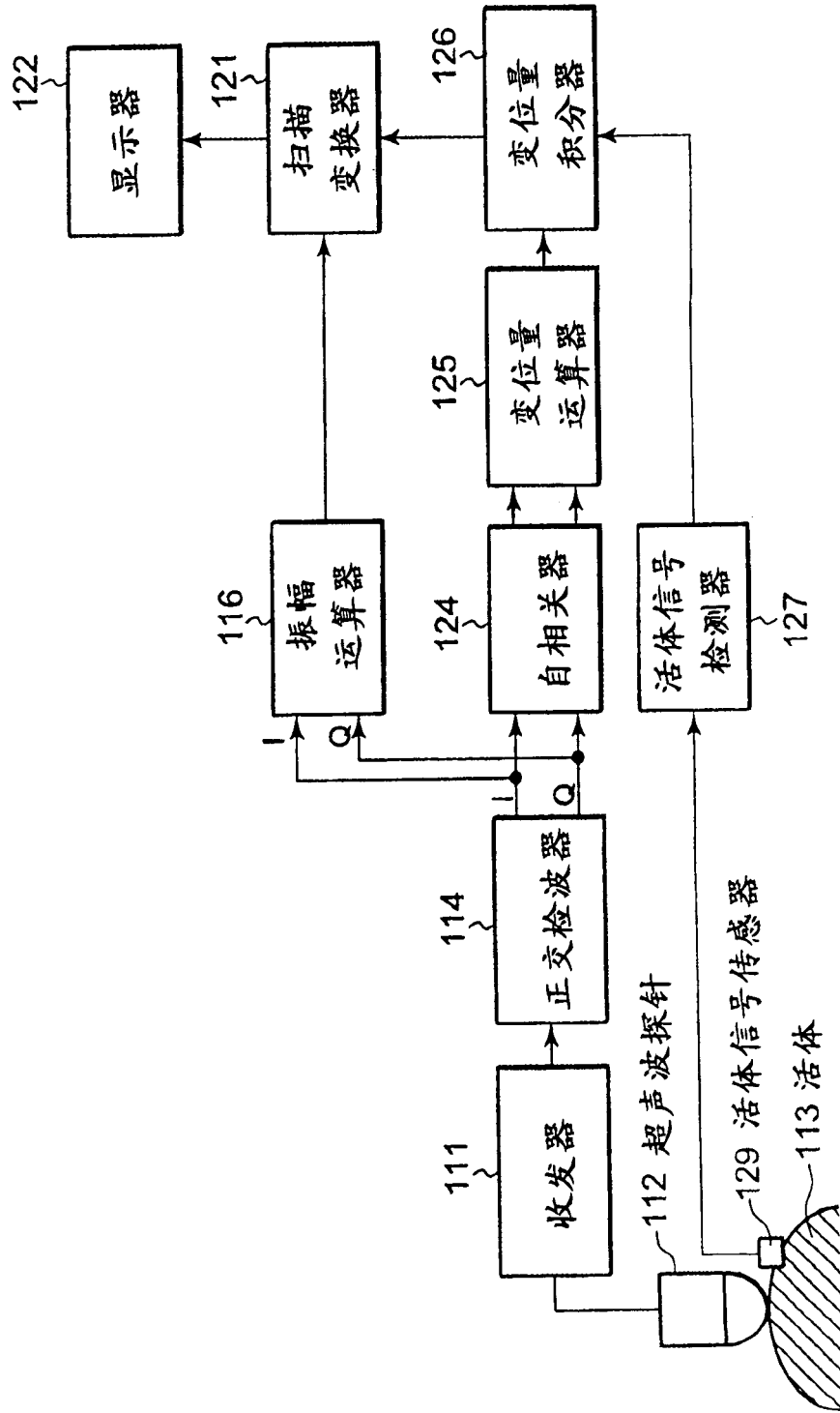


图 16

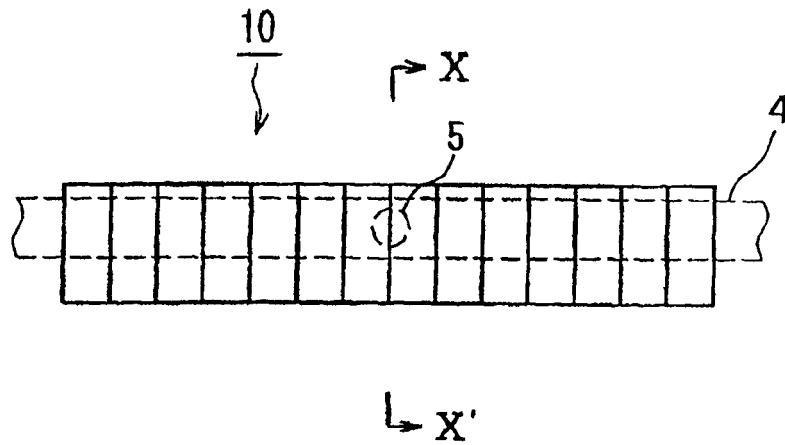
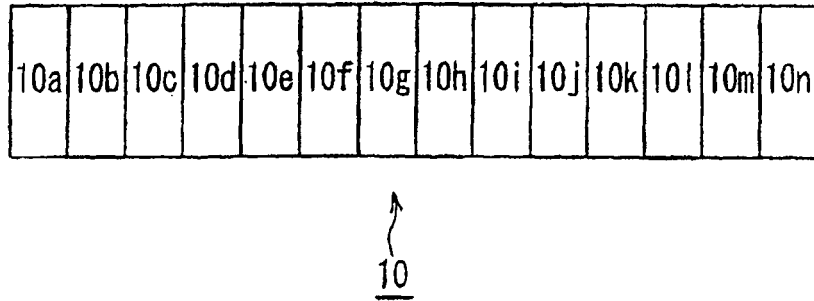


图 17A

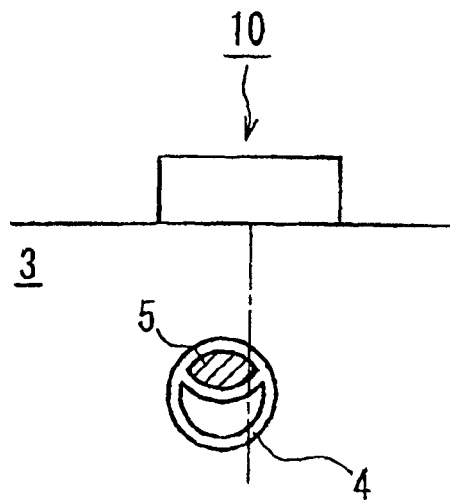
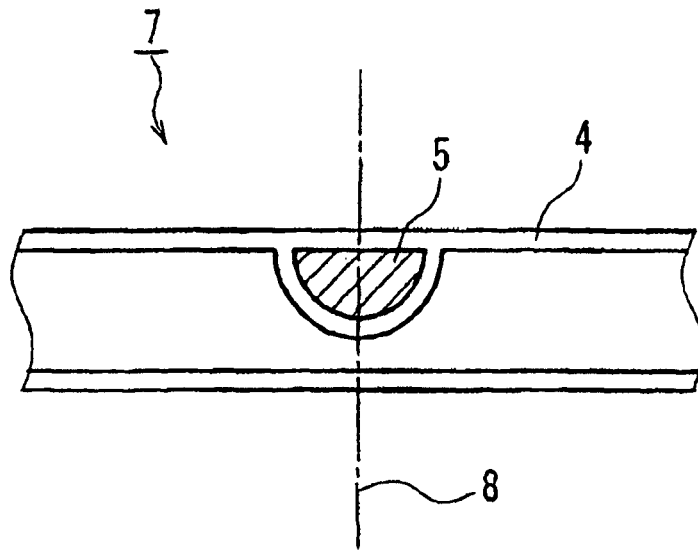


图 17B

图 18



专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1720007A	公开(公告)日	2006-01-11
申请号	CN200380104688.8	申请日	2003-10-08
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西垣森绪 佐藤利春 萩原尚 反中由直		
发明人	西垣森绪 佐藤利春 萩原尚 反中由直		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
代理人(译)	杨凯 刘宗杰		
优先权	2002313121 2002-10-28 JP 2002296634 2002-10-09 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了可容易且正确高再现性地进行探针和被测物的位置对准的超声波诊断装置。超声波诊断装置中设有：对活体内发送超声波，并接收来自所述活体内被测物的反射波的探针，根据所述探针接收的信号作成所述被测物的断层像的图像作成部，以及显示所述断层像的图像显示部。所述探针设有使振子排列方向互相交叉地配置的第一排列振子和第二排列振子。另外，所述图像作成部和所述图像显示部作成并显示所述第一排列振子接收的信号对应的第一断层像和所述第二排列振子接收的信号对应的第二断层像。

