

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680012654.X

[43] 公开日 2008 年 4 月 9 日

[11] 公开号 CN 101160098A

[22] 申请日 2006.5.9

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司

[21] 申请号 200680012654.X

代理人 李贵亮

[30] 优先权

[32] 2005.5.9 [33] JP [31] 136444/2005

[32] 2005.6.23 [33] JP [31] 183763/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/309302 2006.5.9

[87] 国际公布 WO2006/121034 日 2006.11.16

[85] 进入国家阶段日期 2007.10.16

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 押木光博 篠村隆一

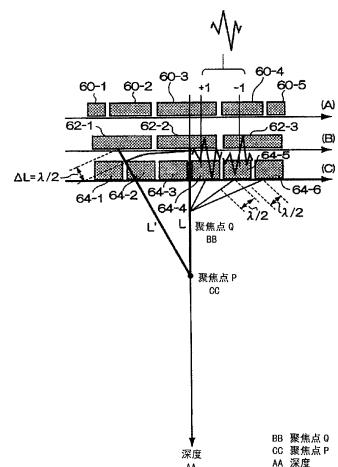
权利要求书 3 页 说明书 27 页 附图 21 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

为了实现更适于一边抑制聚焦数据数目的增大而一边会聚射束宽度的超声波诊断装置，具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头(10)、向超声波探头(10)供给驱动信号的发送机构(12)、处理从超声波探头(10)输出的接收信号的接收机构(16)、基于从接收机构(16)输出的信号重新构成超声波像的机构(18)、和显示超声波像的机构(20)，设置有元件选择机构(22)，其从构成超声波探头(10)的且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择用于形成超声波收发的口径的多个驱动振动单元，元件选择机构(22)按照聚焦点的深度将多个驱动振动单元分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组。



1、一种超声波诊断装置，

具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头；向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构；处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构；基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的机构；和显示上述超声波像的机构，

设置有元件选择机构，其从构成上述超声波探头的且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择用于超声波收发的多个驱动振动单元，

上述元件选择机构，按照聚焦点的深度将上述多个驱动振动单元分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组。

2、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述元件选择机构，将位于上述探头的短轴方向的中央的组至聚焦点的距离设为基准距离，求出其他组到上述聚焦点的距离和上述基准距离之间的距离差，按照该距离差处于基于上述超声波的波长  $\lambda$  所设定的容许范围内的方式，决定上述组以及该组所属的上述驱动振动单元的数目。

3、根据权利要求 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述元件选择机构，按照上述距离差收敛于以上述超声波的波长的  $\lambda$  的  $1/2$  整数倍为基准所设定的允许范围内的方式，决定上述组以及该组所属的上述驱动振动单元的数目。

4、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述元件选择机构，将向上述所决定的组以及该组所属的上述驱动振动单元供给上述驱动信号的指令输出到上述发送机构。

5、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述振动单元，是随着与上述驱动信号叠加而被施加的偏置电压的大小而超声波收发灵敏度变化的器件，通过半导体微细加工工艺被制造。

6、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述多个振动单元至少被排列在上述探头的短轴方向，上述元件选择机构沿上述短轴方向将上述驱动振动单元分为上述多个组。

7、根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述发送机构，根据从上述元件选择机构输出的指令，向位于上述短轴方向的中央的组所属的驱动振动单元供给第 1 驱动信号，向上述其他组所属的驱动振动单元供给第 2 驱动信号，上述第 2 驱动信号是根据上述距离差而使上述第 1 驱动信号的相位旋转后的信号。

8、一种超声波诊断装置，

具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头；向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构；处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构；基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的机构；和显示上述超声波像的机构，

设置有元件选择机构，其从构成上述超声波探头的且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择收发超声波的多个驱动振动单元，

上述元件选择机构，通过变更聚焦点的位置来决定规定组所属的上述驱动振动单元的数目。

9、根据权利要求 1 或 8 所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有：

聚焦控制机构，其以上述组单位进行相位控制，形成具有第 1 焦点的超声波射束且进行控制，形成具有深度比第 1 焦点深的第 2 焦点的超声波射束且进行控制；和

合成机构，将第 1 超声波射束对应的接收信号中的与上述被检体的浅部对应的信号和第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的信号进行连结，生成上述超声波像的数据。

10、一种超声波诊断装置，

具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头；向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构；处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构；基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的图像处理机构；和显示上述超声波像的显示机构，

上述超声波探头，不仅将超声波和电信号相互地变换的多个振动单元排列为细长状，而且具有在与上述细长轴正交的短轴方向分割的对置电极，在超声波收发侧配设声学透镜而构成，

具有：聚焦控制机构，其将在上述短轴方向分割的对置电极分为多个

---

组，以组单位进行相位控制，形成具有第 1 焦点的超声波射束且进行控制，通过上述声学透镜形成具有深度比上述第 1 焦点深的第 2 焦点的超声波射束且进行控制；和

合成机构，其将上述第 1 超声波射束对应的接收信号中的与上述被检体的浅部对应的信号和与上述第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的信号进行连结，生成上述超声波像的数据。

11、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述聚焦控制机构，以上述组单位付与不同的相位，形成上述第 1 超声波射束；对上述组的全部组付与共同的相位，形成上述第 2 超声波射束。

12、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述聚焦控制机构，按照上述第 1 焦点比上述第 2 焦点更处于近距离的方式进行控制。

13、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述聚焦控制机构，将上述多组中的一组到上述聚焦点的距离设为基准距离，求出其他组到上述聚焦点的距离和上述基准距离之间的距离差，按照该距离差处于以上述超声波的波长  $\lambda$  的  $1/2$  的整数倍为基准所设定的范围内的方式，决定上述组以及该组所属的上述驱动振动单元的数目，而使组间的间距可变。

14、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述超声波探头，将上述振动单元至少沿短轴方向排列形成。

15、根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

上述振动单元，采用根据所施加的直流偏压的大小而电机械耦合系数变化的器件，在上述直流偏压的极性被反相时将收发超声波的振幅反相。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及对作为被检体的诊断图像的超声波像进行摄像的超声波诊断装置。

### 背景技术

对作为被检体的诊断图像的超声波像进行摄像的超声波诊断装置，介由超声波探头（probe）在与被检体之间收发超声波，且基于从超声波探头输出的接收信号再次构成被检体的超声波像。这里的超声波探头公知有将超声波和电信号相互变换的多个振动单元进行排列，且选择用于形成超声波收发口径的多个驱动振动单元的器件。

超声波像的图像分辨率被由超声波探头收发的超声波射束的聚焦点 P 的宽度或者直径（以下总称为射束宽度）所左右。即若会聚射束宽度来提高方位分辨率，则图像分辨率提高。

为了会聚射束宽度，公知有聚焦（focus）技术。例如将位于口径中央的驱动振动单元 A 的至聚焦点 P 为止的距离设为基准距离，求出其他驱动振动单元 B 的至聚焦点 P 为止的距离与基准距离之间的距离差  $\Delta L$ 。这里的距离差  $\Delta L$  与用于各超声波相位匹配（整合）的延迟时间对应。因此，通过预先准备与该距离差  $\Delta L$  对应的聚焦数据且基于所准备的聚焦数据使由驱动振动单元 A 及 B 收发的超声波延迟，将各超声波在聚焦点 P 进行相位匹配来进行射束宽度会聚（例如参照专利文献 1）。

专利文献 1：特开平 2004—274756 号公报

然而，专利文献 1 那样的现有技术，将在驱动振动单元 A 和驱动振动单元 B 之间所代表的要素间的间隔（间距，pitch）固定，没有按每个聚焦深度设定驱动振动单元。此外，随着聚焦点 P 的深度位置而距离差  $\Delta L$  产生偏差。因此，考虑将与距离差  $\Delta L$  的偏差对应的聚焦数据准备多个的方

式。但是，该方式由于聚焦数据的数目变得庞大，所以保存聚焦数据的存储器容量增加等而使电路规模增大。

此外，作为会聚射束宽度的技术，公知有所谓菲涅耳束（束ね）完成的聚焦控制。例如将多个振动单元分到由一个或邻接的多个振动单元构成的组中，基于各组的至聚焦点为止的距离差，以组单位付与不同的相位。由此，将以各组单位收发的超声波在聚焦点进行相位匹配来进行射束宽度会聚（参照例如专利文献2）。

#### 专利文献2：美国专利公开第2004/0160144号

但是，在专利文献2的方式中，由于射束宽度虽然在聚焦点会聚但随着深度自聚焦点变大而射束宽度逐渐变宽，因此存在与被检体的深部对应的图像分辨率劣化等画质降低之虞。

此外，在聚焦点被设定于较深的深部的情况下，至聚焦点为止的距离与邻接元件间或邻接组间的距离相比变为极大，其结果有时可认为各元件间或各组中的至聚焦点为止的距离大致相同。此时，由于基于各组至的聚焦点为止的距离差的菲涅耳聚焦控制变得困难，所以存在与被检体的深部对应的图像分辨率劣化等画质降低之虞。

## 发明内容

本发明的目的在于，实现更适于一边抑制聚焦数据数目的增大而一边会聚射束宽度的超声波诊断装置。

为了实现本发明的目的，具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头、向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构、处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构、基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的机构、和显示上述超声波像的机构，设置有元件选择机构，其从构成上述超声波探头且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择用于超声波收发的多个驱动振动单元，上述元件选择机构，按照聚焦点的深度将上述多个驱动振动单元分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组。

上述元件选择机构，将位于上述探头的短轴方向的中央的组至聚焦点的距离设为基准距离，求出其他组到上述聚焦点的距离和上述基准距离之

间的距离差，按照该距离差处于基于上述超声波的波长 $\lambda$ 设定的容许范围内的方法，决定上述组以及该组所属的上述驱动振动单元的数目。

此外，具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头、向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构、处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构、基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的机构、和显示上述超声波像的机构，设置有元件选择机构，其从构成上述超声波探头且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择用于形成超声波收发的口径的多个驱动振动单元，上述元件选择机构，通过变更聚焦点的位置来决定规定组所属的上述驱动振动单元的数目。

具有：聚焦控制机构，其以上述组单位进行相位控制，形成具有第1焦点的超声波射束且进行控制，形成具有深度比第1焦点深的第2焦点的超声波射束且进行控制；和合成机构，其将第1超声波射束对应的接收信号中的与上述被检体的浅部对应的信号和第2超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的信号进行连结，生成上述超声波像的数据。

具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头、向上述超声波探头供给驱动信号的发送机构、处理从上述超声波探头输出的接收信号的接收机构、基于从该接收机构输出的信号重新构成超声波像的图像处理机构、和显示上述超声波像的显示机构，上述超声波探头，不仅将超声波和电信号相互地变换的多个振动单元排列为细长状，而且具有在与上述细长轴正交的短轴方向分割的对置电极，在超声波收发侧配设有声学透镜而构成，具有：聚焦控制机构，其将在上述短轴方向分割的对置电极分为多个组，以组单位进行相位控制，形成具有第1焦点的超声波射束且进行控制，通过上述声学透镜形成具有深度比上述第1焦点深的第2焦点的超声波射束且进行控制；和合成机构，其将上述第1超声波射束对应的接收信号中的与上述被检体的浅部对应的信号和上述第2超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的信号进行连结，生成上述超声波像的数据。

## 附图说明

图1为表示适用本发明的第1实施方式的超声波诊断装置的结构的框图。

图 2 为用于说明图 1 的超声波探头的结构的图。

图 3 为图 2 的振荡器 26a 的放大立体图。

图 4 为图 3 的振动单元 34-1 的纵剖面图。

图 5 为说明图 4 的振动单元 34-1 的动作的纵剖面图。

图 6 为将多个振荡器在短轴方向分为多个组的方式的说明图。

图 7 为将多个振动单元分为多个组的方法的说明图。

图 8 为表示比较的方式的图。

图 9 为将多个振荡器在短轴方向分为多个组的方式的说明图。

图 10 为基于从各组的最外郭点至聚焦点 P 为止的距离来决定距离差  $\Delta L$  的示例的示意图。

图 11 为基于位于分割点的边界的组的面积占有率来决定聚焦数据的方式的示意图。

图 12 为表示适用本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置的结构的框图。

图 13 为表示图 12 的超声波探头的结构的图。

图 14 为图 12 的振荡器的超声波收发面的正面图。

图 15 为表示图 12 的振荡器的电极结构的示意图。

图 16 为表示图 12 的超声波探头和偏置 (bias) 机构之间的连接方式以及超声波探头和整相 (phasing: 相位调整) 加法运算机构之间的连接方式的图。

图 17 为表示通过图 12 的短轴控制机构的控制所形成的第 1 超声波射束和第 2 超声波射束的形状的图。

图 18 为用于说明形成第 1 超声波射束的菲涅耳束的图。

图 19 为表示用于形成第 1 超声波射束的菲涅耳束的其他例子的图。

图 20 为说明图 12 的超声波探头的合成机构的动作的图。

图 21 为说明在图 12 的合成机构安装的亮度补正机构的动作的图。

图 22 为将由图 12 的超声波探头收发的超声波射束的射束图案与比较例一起进行表示的图。

## 具体实施方式

### (第 1 实施方式)

参照附图,对适用本发明的超声波诊断装置的第 1 实施方式进行说明。

图 1 为表示适用本发明的一实施方式的超声波诊断装置的结构的框图。如图 1 所示,超声波诊断装置具备:在与被检体之间收发超声波的超声波探头 10(以下称作探头 10);向探头 10 供给驱动信号的发送机构 12;按照与供给到探头 10 的驱动信号叠加的方式施加直流偏压(bias)的偏置机构 14;处理从探头 10 输出的接收信号的接收机构 16;基于从接收机构 16 输出的信号重新构成超声波像的图像处理机构 18;和显示从图像处理机构 18 输出的超声波像的显示机构 20。

另外,还设置有向发送机构 12、偏置机构 14、接收机构 16、图像处理机构 18、显示机构 20 输出控制指令的控制机构 21。此外,接收机构 16 具有放大从探头 10 输出的接收信号的放大机构 24、和对从放大机构 24 输出的接收信号进行整相加法运算的整相加法运算机构 25。

在此,本发明相关的超声波诊断机构由将超声波和电信号相互变换的多个振动单元构成探头 10。设置有从这些振动单元中选择用于收发超声波的多个驱动振动单元的元件选择机构 22。该元件选择机构 22,将多个驱动振动单元分为由一个或者邻接的多个驱动振动单元构成的多个组,将位于短轴方向的中央的一组的至聚焦点 P 为止的距离设为基准距离 L,求出其他组的至聚焦点 P 为止的距离  $L'$  与基准距离 L 之间的距离差  $\Delta L$ ,按照距离差  $\Delta L$  处于基于超声波的波长  $\lambda$  设定的允许范围内(例如相对  $\lambda/2$  的整数倍的  $\pm \alpha$  的范围内)的方式决定组以及组所属的驱动振动单元的数目。另外,这里的元件选择机构 22 被安装在控制机构 21,但并不限于此。

总之,本实施方式的超声波诊断装置为基于由探头 10 收发的超声波射束的聚焦点 P 的位置和超声波的波长  $\lambda$  而可以改变组间的间距的系统。这里所述的组间的间距为位于中央的一组的中心位置与其他组的中心位置的间隔。这里的组也可由单一的驱动振动单元构成,也可由多个驱动振动单元构成。

更详细地对超声波诊断装置进行说明。图 2 为用于说明图 1 的探头 10 的结构的图。如图 2 所示,将探头 10 形成为多个振荡器(Oscillator) 26a~26m(m: 2 以上的整数)配设成细长状的一维阵列型。但是,可将本发明

适用于将振荡器 26a~26m 二维配置的二维阵列型或将振荡器 26a~26m 配设为扇形状的凸面型等的其他方式的超声波探头。在振荡器 26a~26m 的超声波射出面侧层叠设置有匹配 (matching) 层 30。在匹配层 30 的被检体侧配设有声学透镜 32。此外，振荡器 26a~26m 的背面侧叠加设置有衬持 (backing) 件 28。

振荡器 26a 排列有多个振动单元，其不仅将由发送机构 12 供给的驱动信号变换为超声波并向被检体送波，并且将从被检体产生的超声波受波并变换为电信号。振荡器 26b~26m 也相同。衬持件 28 通过吸收从振荡器 26a~26m 向背面侧射出的超声波的传播，而进行振荡器 26a~26m 的机械的衰减 (damping)。这里的衰减是指可抑制振荡器 26a~26m 的多余的振动。匹配层 30 通过整合匹配振荡器 26a~26m 和被检体之间的声音阻抗，使超声波的传送效率提高。声学透镜 32 将由振荡器 26a~26m 收发的超声波射束的短轴方向的射束宽度进行会聚。另外，将振荡器 26a~26m 的排列方向称为长轴方向 X，将与长轴方向 X 正交的方向称为短轴方向 Y。补充而言，长轴方向 X 与电子扫描的方向对应，短轴方向 Y 与振荡器 26a 的长边方向对应。

图 3 为图 2 的振荡器 26a 的放大立体图。如图 3 所示，振荡器 26a 形成为例如具有多个六边形的振动单元 34—1~34—30。振动单元 34—1~34—30 为例如数微米的超微细加工超声波换能器 (transducer)。作为这里的振动单元 34—1~34—30，能够适用超声波收发灵敏度即电机械耦合系数随着按照叠加到从发送机构 12 供给的驱动信号的方式被施加的偏置电压的大小而变化的、例如 c MUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer: IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr. Vol45 pp.678~690 May 1998 等)。c MUT 为通过半导体微细加工工序 (例如 LPCVD: Low Pressure Chemical Vapor Deposition) 制造的超微细容量型超声波换能器。但是，不限于 c MUT，也可适用超微细加工超声波换能器。如图 3 所示，这种振动单元 34—1~34—30 形成为在长轴方向 X 以及短轴方向 Y 以均等间隔或不均等间隔而排列。另外，其他振荡器 26b~26m 也相同地构成。此外，为了便于说明，将振动单元的数目简单化，但并不限于该方式。

图 4 为图 3 的振动单元 34—1 的纵剖面图。如图 4 所示，振动单元 34

—1 由硅基板 40、在硅基板 40 的上表面形成的筒状的壁 42 和将壁 42 的顶部开口密封而形成的薄膜 44 等形成。通过硅基板 40 和壁 42 以及薄膜 44 来划分内部空间 48。将内部空间 48 处于具有规定的真空度的状态或者填充有规定的气体的状态。此外，具有在硅基板 40 的背面侧的一面配设的电极即公共驱动电极 35—1 和在薄膜 44 的上表面配设的驱动电极 35—2。将公共驱动电极 35—1 通过连接端子 49—1 与发送机构 12 的驱动信号电源 50 连接。驱动电极 35—2 通过连接端子 49—2 与偏置机构 114 的直流偏压电源 51 连接。总之，振动单元 34—1 从电方面来说，具有电容器那样的结构。

图 5 为说明图 4 的振动单元 34—1 的动作的图。例如通过直流偏压电源 51 向振动单元 34—1 施加直流偏压  $V_a$ 。通过被施加的直流偏压  $V_a$  在振动单元 34—1 的内部空间 48 产生电场。通过所产生的电场而使薄膜 44 拉紧，振动单元 34—1 的电机械耦合系数成为  $S_a$ （图 5A、图 5B）。之后，从驱动信号电源 50 向振动单元 34—1 供给驱动信号时，所供给的驱动信号基于电机械耦合系数而被变换为超声波。这里的驱动信号为具有超声波频率的电信号。此外，通过振动单元 34—1 受波从被检体产生的超声波时，振动单元 34—1 的薄膜 44 基于电机械耦合系数  $S_a$  而被激励。由此，硅基板 40 和薄膜 44 之间的距离变化，因此内部空间 48 的容量变化。变化后的容量作为电信号被获取。

另一方面，在将直流偏压  $V_b$  ( $V_b > V_a$ ) 施加到振动单元 34—1 来代替直流偏压  $V_a$  时，通过所施加的直流偏压  $V_b$  而薄膜 44 的拉紧度变化，从而振动单元 34—1 的电机械耦合系数变为  $S_b$  ( $S_b > S_a$ )（图 5A、图 5C）。之后，从驱动信号电源 50 向振动单元 34—1 供给驱动信号时，所供给的驱动信号基于电机械耦合系数  $S_b$  而被变换为超声波。振动单元 34—2～34—30 也相同。

如上所述，振动单元 34—1～34—30 的每一个，其大小形成为超微细（例如数微米）。因此，为了在摄像诊断图像时确保充分的超声波强度，振动单元 34—1～34—30 被分为由一个或邻接的多个振动单元构成的多个组。属于相同组的振动单元（例如振动单元 34—1～34—10）互相电连接。通过向属于相同组的振动单元（例如振动单元 34—1～34—10）施加公共

的直流偏压以及驱动信号，而确保在实际的诊断中够用的超声波的强度。这种组为收发超声波的一个单位，与例如以往的一个振荡器对应。此外，关于组，也可称为振动单元群或振动单元类。

对上述那样构成的超声波诊断装置的基本动作进行说明。首先，使探头 10 的超声波收发面侧与被检体的例如体表接触。按照从控制机构 21 输出的指令，通过发送机构向探头 10 供给驱动信号，并且按照叠加到驱动信号的方式将直流偏压施加到探头 10。按照被施加的驱动信号，从探头 10 射出送波射束。这里的送波射束是在聚焦点 P 射束宽度被会聚的射束。超声波在被检体内传播的过程中产生反射回波。所产生的反射回波通过探头 10 被接收而变换为接收信号。从探头 10 输出的接收信号，通过放大机构 24 实施放大处理。被放大的接收信号，通过由整相加法运算机构 25 实施整相加法处理而形成受波射束。这里的受波射束也是在聚焦点 P 射束宽度被会聚。基于从整相加法运算机构 25 输出的接收信号，由图像处理机构 18 重新构成超声波像（例如断层像）。重新构成的超声波像被显示在显示机构 20 的显示画面上。

由这种超声波诊断装置所摄像的超声波像，图像分辨率被由探头 10 收发的超声波射束的聚集点 P 的宽度或者直径（以下总称为射束宽度）所左右。以下，在本实施方式的超声波诊断装置中，对通过使射束宽度会聚来提高方位分辨率的动作详细地进行说明。

图 6 为用于说明元件选择机构 22 的动作的图，为表示将多个振荡器在短轴方向上分为多个组的方式的图。此外，图 7 为说明将多个振动单元分为多个组的方法的图。另外，图 6 以及图 7，为了便于说明而将振动单元和组的数目简单化，但并不限于该方式。

图 6 的上部，为表示将由一个或多个驱动振动单元构成的多个组在短轴方向分开的三种方式的振动单元组的侧面图（图 6（A）、图 6（B）、图 6（C））。图 6 的下部为表示图 2 的振荡器 26a、26b 的超声波收发侧面的正面图。

如图 6 的下部所示，多个振动单元 34—1～34—k（k：2 以上的整数）形成在振荡器 26a、26b 的超声波收发面。更具体地来说，在振荡器 26a、26b 的超声波收发面，沿长轴方向 X 延伸的多个公共驱动电极 35—1～35

—12 沿短轴方向 Y 排列而形成。共同驱动电极 35—1~35—12 将邻接振荡器（例如振荡器 26a 和振荡器 26b）连结。在这些公共驱动电极 35—1~35—12 上多个振动单元 34—1~34—30 沿长轴方向 X 排列形成。另外，在公共驱动电极 35—1 上排列的振动单元 34—1~34—18 中的振动单元 34—1~34—9 被配设在与振荡器 26a 对应的位置，振动单元 34—10~34—18 被配设在与振荡器 26b 对应的位置。在公共驱动电极 35—2~35—12 上也形成与公共驱动电极 35—1 基本相同的排列。

这里的元件选择机构 22 从多个振动单元 34—1~34—k 中将用于收发超声波的驱动振动单元进行选择且分为多个组。例如如图 6 (A) 所示，元件选择机构 22 将多个振动单元 34—1~34—k 沿短轴方向 Y 分为五个组 60—1~60—5。这里的组 60—1 为具有配设在公共驱动电极 35—1 的振动单元作为该组的驱动振动单元，且施加波形相同的公共的驱动信号的单位。组 60—2 具有配设在公共驱动电极 35—2~35—4 的振动单元作为该组的驱动振动单元。组 60—3 具有配设在公共驱动电极 35—5~35—8 的振动单元作为该组的驱动振动单元。组 60—4 具有配设在公共驱动电极 35—9~35—11 的振动单元作为该组的驱动振动单元。组 60—5 具有配设在公共驱动电极 35—12 的振动单元作为该组的驱动振动单元。总之，在如图 6 (A) 所示的方式中，按照随着从口径的短轴方向的中央朝向端部而减少组所属的振动单元的数目 ways，将振动单元 34—1~34—30 在短轴方向分为多个组 60—1~60—5。

此外，如图 6 (B) 所示，元件选择机构 22 也可将多个振动单元 34—1~34—k 在短轴方向 Y 分为三个组 62—1~62—3。组 62—1 具有配设在公共驱动电极 35—1~35—4 的振动单元作为该组的驱动振动单元。组 62—2 具有配设在公共驱动电极 35—5~35—8 的振动单元作为该组的驱动振动单元。组 62—3 具有配设在公共驱动电极 35—9~35—12 的振动单元作为该组的驱动振动单元。总之，在图 6 (B) 所示的方式中，按照属于各组 62—1~62—3 的振动单元的数目为相同的方式，将振动单元 34—1~34—k 在短轴方向分为多个组 62—1~62—3。此外，在图 6 (B) 中，将多个公共驱动电极 35—1~35—12 在短轴方向按每 4 个束为一组而分为多个组 62—1~62—3，但也可以如图 6 (C) 所示，将多个公共驱动电极

35-1~35-12 在短轴方向按每 2 个束为一组而分为多个组 62-1~62-6。

接下来，如图 6 所示的方式，参照图 7 对振动单元 34-1~34-k 分为多个组的方法进行说明。图 7 的上部为与图 6 的上部对应的振动单元群的侧面图，下部为表示在被检体的深度方向设定的聚焦点 P 的图。以下，以图 7 (B) 所示的方式为例进行说明，但图 7 (A) 或图 7 (C) 所示的方式也相同。

以位于短轴方向的中央的组 62-2 到聚焦点 P 的距离设为基准距离 L，组 62-1 或组 62-3 到聚焦点 P 的距离设为 L'，求得该距离 L' 和基准距离 L 之间的距离差  $\Delta L$ 。按照该距离差  $\Delta L$  处于基于超声波的波长  $\lambda$  设定的允许范围的方式，决定 3 个组 62-1~62-3 以及属于组 62-1~62-3 的驱动振动单元的数目。例如，按照距离差  $\Delta L$  与超声波的波长  $\lambda$  的  $1/2$  整数倍一致的方式，决定组 62-1~62-3 以及属于组 62-1~62-3 的驱动振动单元的数目。组 62-1~62-3 以及属于组 62-1~62-3 的驱动振动单元的数目从元件选择机构 22 被输出到发送机构 12 以及偏置机构 14。

总之，基于距离差  $\Delta L$  和超声波的波长  $\lambda$  决定组 62-1~62-3 以及属于组 62-1~62-3 的驱动振动单元的数目，使组 62-1~62-3 之间的间距可变。这里的组间间距是指组 62-1 的中心位置和组 62-2 或组 62-3 的中心位置之间隔。

如上所述，基于图 7 所示的方法，通过元件选择机构 22 将多个振动单元 34-1~34-k 分为多个组。被分的组以及该组所属的振动单元的数目从作为单元选择机构的元件选择机构 22 被输出到例如发送机构 12 以及偏置机构 14。发送机构 12，按照从元件选择机构 22 输出的单元选择指令，向公共驱动电极 35-1~35-12 供给规定的驱动信号。同样，偏置机构 14 按照从元件选择机构 22 输出的单元选择指令，向公共驱动电极 35-1~35-12 供给规定的直流偏压。由此，通过改变驱动信号的供给目标或者直流偏压的施加目标，可变更各组的大小（宽度）而使组间的间距可变。另外，以由探头 10 送波的送波射束的聚焦处理为中心进行了说明，但由探头 10 受波的受波射束的聚焦处理也相同。在受波射束的聚焦之际，元件选择机构 22 向偏置机构 14 以及整相加法运算机构 25 输出单元选择指令。此外，

从多个振动单元 34-1~34-k 中将施加驱动信号以及直流偏压的单元适当称为驱动振动单元，将没有施加驱动信号或直流偏压的单元适当称为无效振动单元。

如上所述，本实施方式的超声波诊断装置注目于各组间的间距和聚焦数据的关系，使聚焦点 P 和聚焦数据联系在一起实现各组间的间距的最优化。即通过本实施方式，基于距离差  $\Delta L$  和超声波的波长  $\lambda$  决定组以及组所属的驱动振动单元的数目并使组和组之间的间距可变。换言之，能够对各组至聚焦点 P 为止的距离进行微调整。因此，如果按照距离差  $\Delta L$  处于允许范围内的方式使组间的间距可变，则能避免互相邻接的驱动振动单元间的与基准距离的距离差  $\Delta L$  的偏差。其结果，只准备与规定的距离差  $\Delta L$  对应的聚焦数据即可，因此能够抑制聚焦数据数目的增大。此外，由于通过采用这些聚焦数据对由各组收发的超声波进行延迟控制而提高各超声波的相位整合的精度，因此能够使射束宽度更加会聚。

例如，按照使图 7 (B) 所示的距离差  $\Delta L$  与波长  $\lambda/2$  的整数倍一致的方式，调整组 62-1~62-3 的间距。此时，向组 62-2 供给相对基本波形为相同相位的驱动信号，向组 62-1 和组 62-3 供给相对基本波形而相位旋转  $\pi$  后的逆相位的驱动信号。总之，以组 62-2 为一单位，施加相同相位的公共波形；以组 62-1 和组 62-3 为一单位，施加相位的公共波形。由此，由组 62-2 收发的超声波和由组 62-1 和组 62-3 收发的超声波在聚焦点 P 相位整合，因此形成射束宽度被会聚的超声波射束。此外，作为聚焦数据，为根据距离差  $\Delta L$  求得的“+1”或“-1”的数据即可，因此能够抑制聚集数据数目的增大。这里的“+1”的聚焦数据为用于供给相对基本波形为相同相位的驱动信号的数据。“-1”的聚焦数据为用于供给相对基本波形为相反相位的驱动信号的数据。

此外，图 7 (B) 将聚焦点 P 中的短轴方向 Y 的射束宽度会聚。此外，图 7 (C) 将比聚焦点 P 的深度浅的聚焦点 Q 中的短轴方向 Y 的射束宽度会聚。图 7 (B) 是为了进行聚焦到较深深度的聚焦点而分为由多个驱动振动单元构成的多个概略的组的方式。图 7 (C) 是为了进行聚焦到较浅深度的聚焦点而分为由多个驱动振动单元构成的多个细微的组的方式。

也即，当聚焦点的深度较深时按照相邻之组的大小变大的方式进行设

定。原因在于，如果聚焦点较深，则聚焦点和相邻组之间的距离差就较小。例如，组 62—1 和聚焦点 P 之间的距离，与组 62—2 和聚焦点 P 之间的距离之差为波长  $\lambda$  的 1/2。此外，组 64—3 和聚焦点 Q 之间的距离，与组 64—2 和聚焦点 Q 之间的距离之差为波长  $\lambda$  的 1/2。

通过本实施方式，以图 6 或图 7 为代表，由于以基于聚焦点 P 的位置和超声波的波长  $\lambda$  所分开的组单位进行超声波的相位整合处理，因此根据聚焦点 P 的深度位置的变更能将射束宽度随机应变地会聚。

#### (比较的方式)

图 8 为用于与本实施方式进行比较的方式的图。如图 8 所示，多个振动单元在短轴方向被分为多个组 70—1～组 70—6。这里的组 70—1～70—6 间的间距被等间隔固定。通过由各组 70—1～70—6 收发的超声波形成超声波射束。超声波射束具有在规定的深度的聚焦点 P 会聚的形状。为了使超声波射束的强度在聚焦点 P 最大，也可使由各组 70—1～70—6 收发的超声波的相位在聚焦点 P 一致。例如，将组 70—4 到聚焦点 P 的距离设为 L，组 70—5 到聚焦点 P 的距离设为 L'。在考虑送波射束的情况下，由组 70—4 送波的超声波和由组 70—5 送波的超声波之间的相位差  $\Phi$  如式(1) 表示。 $f$  表示超声波的频率， $c$  表示音速， $\Delta L$  表示距离 L 和距离 L' 之间的距离差。总之，式(1) 将距离差  $\Delta L$  换算为相位差  $\Phi$ 。

$$\Phi = 2\pi f \Delta L / c \quad (1)$$

考虑根据式(1) 求得的相位差  $\Phi$ ，通过使从组 70—4 送波的超声波和从组 70—5 送波的超声波的发送定时错开，而这些超声波在聚焦点 P 以相同相位会合，由此送波射束的强度在聚焦点 P 增强。此外，在受波射束的情况下也基于相同的方法，考虑相位差  $\Phi$ ，通过整相加法运算机构 25 将由组 70—4 受波的超声波和由组 70—5 受波的超声波进行整相(phasing) 即可。

在此，由于将在组 70—4 和组 70—5 之间所代表的距离固定，因此距离差  $\Delta L$  随着聚焦点 P 的位置而产生偏差。因此，由于距离差  $\Delta L$  的偏差，相位差  $\Phi$  也产生偏差。其结果，考虑按照聚焦点 P 的变化，与相位差  $\Phi$  的偏差对应而准备多个聚焦数据的方式。但是，该方式由于聚焦数据的数目变得庞大，因而保存聚焦数据的存储器容量增加等而使电路规模增大。

在此，为了抑制聚焦数据数目的增大，在距离差  $\Delta L$  为例如  $\lambda/2$  以下（ $\lambda$ : 超声波的波长）的范围内的情况下，也尝试用第 1 聚焦数据将超声波以相同相位进行处理，按距离差  $\Delta L$  每超过  $\lambda/2$  就用第 2 聚焦数据使超声波的相位旋转  $\pi$  而使相位一致的方式。即是通过将距离差  $\Delta L$  以  $\lambda/2$  单位进行标准化，从而将聚焦数据数目限制为例如两个的方式。

对以  $\lambda/2$  单位标准化距离差的方式进行补充说明。向由组 70—4 收发的超声波和由组 70—5 收发的超声波付与的相位差，基于式 (1) 如式 (2) 所示那样表示。式 (2) 的 sign 函数为付与“+1”“-1”的值的符号函数。

$$S=\text{sign}[\text{mod}(\Phi, 2\pi) - \pi] \quad (2)$$

式 2 有如下意思。即在相位差  $\Phi$  满足 “ $0 \leq \Phi \leq \pi$ ” 的条件时，将由组 70—4 收发的超声波和由组 70—5 收发的超声波以相同相位进行处理。另一方面，在相位差  $\Phi$  满足 “ $\pi \leq \Phi \leq 2\pi$ ” 的条件时，将由组 70—4 收发的超声波和由组 70—5 收发的超声波以相反相位进行处理。总之，在相邻的组的距离差  $\Delta L$  为半波长以下时，使由其各组收发的超声波为相同相位；在距离差  $\Delta L$  超过超声波  $\lambda$  的  $1/2$  时，使由该各组收发的超声波为相反相位，也就是将振幅进行反相且整相。另外，以由组 70—4 收发的超声波和由组 70—5 收发的超声波的情况为例进行了说明，但其他组的情况也相同。

通过本比较方式，作为用于对由各组 70—1～70—6 收发的超声波进行整相的聚焦数据，根据距离差  $\Delta L$  求得的“+1”或“-1”的数据即可。因此，比将与距离差  $\Delta L$  的偏差对应的聚焦数据准备多个的方式能更进一步降低聚集数据的数目。

但是，本比较方式的情况下，会有由于舍去微小相位差的所谓舍入而产生各超声波的相位不整合的情况。当产生相位不整合时，射束宽度变得比较大，形成具有不需要的应答成分的超声波射束。在本比较方式中，只在相位差  $\Phi$  与  $\pi$  一致时相位整合不产生误差。

相对这种比较方式，参照图 1 到图 7 说明的本实施方式，代替距离差  $\Delta L$  以  $\lambda/2$  单位的标准化，基于聚焦点 P 的深度位置和超声波的波长  $\lambda$ ，决定组以及组所属的驱动振动单元的数目，而使组与组之间的间距可变。由此，能对各组的到聚焦点 P 的距离进行微调整。因此，由于只准备与规定的距离差  $\Delta L$  对应的聚焦数据即可，因此能够抑制聚焦数据数目的增大，

从而能够降低聚焦数据保存存储器量。此外，采用上述的聚焦数据来对由各组收发的超声波进行延迟控制，从而提高各超声波的相位整合的精度，因此能够使射束宽度进一步会聚。

以上，通过实施方式对本发明进行了说明，但并不限于此。例如，图6以及图7所示的方式以短轴方向Y的射束宽度会聚的情况为中心进行了说明，但为了将长轴方向X的射束宽度会聚，基于聚焦点P的位置或超声波的波长 $\lambda$ ，来决定将多个振动单元34-1~34-k在长轴方向划分的组以及该组所属的驱动振动单元的数目也可。另外，作为将长轴方向的射束宽度会聚的技术，在适用以排列在长轴方向的振荡器26a、26b单位进行数字整相所完成的数字聚焦时，也可同时采用该技术。

此外，在图6以及图7所示的方式中，对将聚焦点P的位置和聚焦数据联系起来而使各组间的间距最优化的例子进行了说明，但也可将聚焦点P的位置和各组之间的间距联系起来而最优化聚焦数据。这里所述的聚焦数据的最优化，是指为了按照将聚焦点P中的射束宽度进一步会聚的方式，将由各组收发的各超声波在聚焦点P进行相位整合，而对聚焦数据进行设计。

图9为说明将多个振荡器在短轴方向分为多个组的其他方式的图。图9A为分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组80-1~80-3，各组80-1~80-3的间距为等间隔的例子。图9B为分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组90-1~90-3，各组90-1~90-3的间距为等间隔的例子。这里的间距是指一组的中心位置和另一组的中心位置之间的间隔。在图9A以及图9B的任一个方式中，为了调整组间的间距，而从多个振动单元中选择驱动振动单元(active element)和无效振动单元(non-active element)。这里的无效振动单元是指按照从元件选择机构22输出的指令，从发送机构12不供给驱动信号的振动单元，或者从偏置机构14不施加直流偏压的振动单元。通过调整无效振动单元的选择数目，能够对组间的间距进行微调整。此外，通过选择无效振动单元，能降低在组间产生的超声波的串扰(crosstalk)。

此外，在图9B的方式中，按照随着从短轴方向的中央朝向端部而减小组所属的振动单元的数目方式，将多个振动单元在短轴方向分为多个

组 90-1~90-3。由此，能够增大由位于中央的组收发的超声波的强度，随着朝向口径的端部而减小由组收发的超声波的强度。因此，根据聚焦点 P 或 P' 的深度位置，能够将超声波射束的形状形成得尖锐。其结果，能够更加提高在聚焦点 P 或 P' 的方位分辨率，能够提高图像分辨率。

此外，本实施方式，以从探头 10 送波超声波而形成送波射束时的聚焦处理为中心进行了说明，但关于由探头 10 受波超声波并通过整相加法运算机构 25 形成受波射束时的聚焦处理，也基本上同样地适用。

此外，在图 7 所示的方式中，通过按照距离差  $\Delta L$  与超声波的波长  $\lambda/2$  的整数倍一致的方式来调整组间的间距，来准备使超声波针对基本波形为同相位的数据和使超声波针对基本波形为逆相位的数据这两种数据作为聚焦数据的例子进行了说明，但并不限于此。例如，按照使距离差  $\Delta L$  与超声波的波长  $\lambda$  的  $1/4$  的整数倍一致的方式来调整组间的间距也可。此时，作为聚焦数据只要准备以下四种数据即可：用于针对基本波形使超声波为相同相位的数据、用于针对基本波形使超声波相位旋转  $\pi/2$  的数据、用于针对基本波形使超声波相位旋转  $\pi$  的数据和用于针对基本波形使超声波相位旋转  $3\pi/2$  的数据。通过上述的方式，与准备与距离差  $\Delta L$  的偏差对应的庞大的聚焦数据的方式相比，能够不仅抑制聚焦数据数目的增大并且使射束宽度会聚。基于同样的方法，也可使距离差  $\Delta L$  与  $\lambda/6$  或  $\lambda/8$  一致来调整组件的间距。总之，将起因于聚焦点 P 的深度位置的距离差  $\Delta L$  限制于一个或多个规定值，通过按照该距离差  $\Delta L$  而使由各组收发的各超声波的相位旋转，能将上述超声波在聚焦点 P 进行相位整合。

此外，针对基本波形或旋转相位  $n \cdot \pi/2$  也可。在此，n 为自然数。通过由控制机构 21 调整 n，能够抑制聚焦数据数目的增大。

以上，关于组间的间距和聚焦数据的关系，基于各组的中心点和至聚焦点 P 的距离进行了定义，但并不只限于此。例如，也可基于中央对称的各组的最外郭点和到聚焦点 P 的距离来进行定义。总之，也可基于从各组的任意的确定的点到聚焦点 P 的距离来决定聚焦数据。

图 10 为表示基于从各组的最外郭点到聚焦点 P 的距离而决定距离差  $\Delta L$  的例子的图。上部表示排列多个作为振荡器最小单位的振动单元的方式。下部表示按照随着从口径的中央朝向端部而减少振动单元的数目的方

式，将振动单元群分为多个组 100-1~100-6 的方式情形。另外，为了便于说明，对分为 6 个组的例子进行了说明，但可对组以及组所属的振动单元的数目进行适当变更。如图 10 所示，在从中心位置到聚焦点 P 的距离设为基准距离的情况下，对振动单元付与聚焦数据“+1”直到距聚焦点 P 的距离与基准距离相比始终为  $(\lambda/2) \times n$  ( $n=1, 2 \dots$ ) 的振动单元为止。接下来，对到聚焦点 P 的距离与基准距离相比超过  $(\lambda/2)$  的振动单元付与聚焦数据“-1”。在振荡器的最小单位即振动单元与上述分割点不一致的情况下，只要选择例如面积占有率较大的振动单元即可。但是，并不限于该方式。

图 11 为表示基于位于分割点的边界的组的面积占有率决定聚焦数据的方式的图。这里，图 11A 表示到聚焦点 P 的距离始终以  $\lambda/2$  单位变化的理想组 110-1~110-3。另外，将图 11A 中的组间的边界称作分割点。图 11B 以及图 11C 表示分为大小不同的任意的组的例子。各组所属有一个和多个振动单元。

如图 11B 所示，从端部到位于第二的组 120 跨过分割点。此时，组 120 的与图 11A 的组 110-2 对应的面积比与组 110-1 对应的面积更大。即组 120 的相对组 110-2 的面积占有率大。因此，组 120 被付与聚焦数据“-1”。相对于此，如图 11C 所示，从端部到位于第二的组 130 的与图 11A 的组 110-1 对应的面积比与组 110-2 对应的面积更大。因此，组 130 被付与聚焦数据“+1”。由此，在组跨过分割点的情况下，能够更适当地决定付与该组的聚焦数据。

对上述本实施方式进行总括，也就是将多个驱动振动单元分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组，将位于中央的组的到聚焦点 P 的距离设为基准距离 L，求得其他组的到聚焦点 P 的距离  $L'$  与基准距离 L 之间的距离差  $\Delta L$ ，按照距离差  $\Delta L$  满足例如“ $\Delta L = (\lambda/2) \times n$  ( $n$ : 自然数)”的条件的方式，使各组间的间距可变。之后，向位于中央的组供给针对基本波形为相同相位的驱动信号，向相邻的组供给针对基本波形为相反相位的驱动信号。由此，由各组收发的超声波在聚焦点 P 进行相位整合。因此，由于各超声波互相增强，因此由探头 10 收发的超声波射束的射束宽度在聚焦点 P 被进一步会聚。其结果，可形成不需应答降低后的超声波

射束，能够提高图像分辨率。

此外，控制机构 21 以组单位控制相位并将具有第 1 焦点的超声波射束进行形成且进行控制，将具有深度比第 1 焦点更深的第 2 焦点的超声波射束进行形成且进行控制，也可具有合成机构，其将第 1 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的浅部对应的信号和第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的信号进行连结而生成超声波像的数据。由于能够将聚焦点 P 和比聚焦点 P 浅的深度的聚焦点 Q 以多级聚焦的方式交替地进行发送接收，因此能够在多个深度中几乎同时得到超声波图像。

### （第 2 实施方式）

参照附图，对适用本发明的超声波诊断装置的第 2 实施方式进行说明。本实施方式，是改善超声波射束的短轴方向的方位分辨率并提高超声波像的像质的例子。图 12 为表示本实施方式的超声波诊断装置的结构的框图。

如图 12 所示，超声波诊断装置具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头 10（以下称作探头 10）；向探头 10 供给驱动信号的发送机构 12；向在探头 10 排列的多个振动单元的电极施加直流偏压（bias）的偏置机构 14；处理从探头 10 输出的接收信号的接收机构 16；基于从接收机构 16 输出的信号重新构成超声波像（例如断层像、血流像）的图像处理机构 18；和显示超声波像的显示机构 20。

另外，还设置有向发送机构 12、偏置机构 14、接收机构 16、图像处理机构 18、显示机构 20 等输出控制指令的控制机构 21。

在此，适用于本实施方式的超声波诊断装置的超声波探头 10，将超声波和电信号相互转换的多个振动单元排列为细长状，并且具有在与上述细长轴正交的短轴方向分割的对置电极，在超声波收发侧配设有声学透镜。之后，该超声波诊断装置，在控制机构 21 安装作为聚焦控制机构的短轴控制机构 22，在图像处理机构 18 的后级具备合成机构 24。短轴控制机构 22 具有：将在上述短轴方向分割的对置电极分为多个组，以组单位进行相位控制，将具有第 1 焦点的超声波射束进行形成且进行控制的功能；和将具有深度比第 1 焦点深的第 2 焦点的超声波射束通过声学透镜进行形成且进行控制的功能。合成机构 24 具有将第 1 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的浅部对应的信号和第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被

检体的深部对应的信号进行连结而生成超声波像的数据的功能。另外，这里的短轴控制机构 22 被安装在控制机构 21，但并不限于此。

更详细地对超声波诊断装置进行说明。首先，对适用于超声波诊断装置的探头 10 进行描述。图 13 为表示图 12 的探头 10 的结构的图。

将探头 10 形成为多个振荡器（Oscillator）26a～26N（N：2 以上的整数）配设成细长状的一维阵列型。但是，可将本发明适用于将振荡器 26a～26N 二维配置的二维阵列型或将振荡器 26a～26N 配设为扇形状的凸面型等的其他方式。振荡器 26a～26N 形成有多个振动单元，其将由发送机构 12 供给的驱动信号变换为超声波且向被检体送波，并且将从被检体产生的超声波进行受波且变换为电信号。另外，匹配层、声学透镜、衬持件与图 2 所说明的相同。

如图 13 所示，振荡器 26a 将多个六角形的振动单元 34-1～34-27 形成在超声波收发面。振动单元 34-1～34-27 的每一个为例如数微米的超微细加工超声波换能器（transducer）。此外，也可适用包括电致伸缩材料所形成的超声波换能器来代替 c MUT。总之，按照施加偏压的大小而电机械耦合系数 Kt 变化且在直流偏压的极性被反相时可将收发超声波的振幅反相的元件，只要用作振动单元即可。

此外，多个振动单元 34-1～34-27 被排列在短轴方向 Y 以及长轴方向 X，至少只要将振动单元 34-1～34-27 排列在短轴方向 Y 上即可。这是因为，针对长轴方向 X，通过长轴控制机构 74 以振荡器 26a～26N 单位进行所谓聚焦控制。

此外，在振动单元 34-1～34-27 的背面形成多个作为下部对置电极的短轴公共电极。下部短轴公共电极沿短轴方向 Y 被分割为多个下部公共电极 131-1～131-4。即下部短轴公共电极 131-1～131-4 形成在长轴方向，且在短轴方向并列配设。更具体地来说，下部短轴公共电极 131-1～131-4 与由一个或邻接的振动单元构成的组相对应地配设。例如，下部短轴公共电极 131-1 作为公共电极与振动单元 34-1～34-6 分别连接。另外，以振荡器 26a、26b 单位公共连接有上部电极长轴元件电极。例如，在振荡器 26a（各振动单元 34-1～34-27）的超声波收发面侧形成有上部电极长轴元件电极。

图 14 为表示振荡器 26a、26b 的电极结构的图 13 的 IV-IV' 剖面图。如图 14 所示，在振荡器 26a、26b 的背面形成多个下部短轴公共电极 131-1~131-4。下部短轴公共电极 131-1~131-4 沿长轴方向延伸而形成，且在短轴方向并列配设。更具体地来说，下部短轴公共电极 131-1~131-4 与由一个或邻接的振动单元构成的组对应地配设。例如，如图 14 所示，下部短轴公共电极 131-1 作为公共电极与振动单元 34-1~34-6 分别连接。在这种下部短轴公共电极 131-1~131-4 的背面叠加有半导体基板 133。

此外，在振荡器 26a、26b 的超声波收发侧的面上配设有上部长轴元件电极 135。更具体地来说，上部长轴元件电极 135 沿短轴方向延伸而形成，在长轴方向并列配设多个。例如如图 14 所示，上部长轴元件电极 135 与振荡器 26a 的超声波对应地形成。另外，在上部长轴元件电极 135 和振荡器 26a 之间形成作为传感器部的空间 137。此外，在上部长轴元件电极 135 的被检体侧的面形成上部膜 139。上部膜 139 在向上部长轴元件电极 12 供给驱动信号时或输入从被检体产生的反射回波时进行振动。

图 15 为作为图 13 或图 14 的振动单元 34-1 适用的 cMUT 的纵剖面图的示意图。如图 15 所示，振动单元 34-1 为由半导体工序制造的微细（例如数微米）的超声波换能器。如图 15 所示，振动单元 34-1 由硅基板 150、形成在硅基板 150 的上表面的下部电极 152、形成在下部电极 152 的上面的筒形的壁 154、用于壁 154 的顶部开口密封而形成的薄膜 156 和形成在薄膜 156 的超声波射出侧的面的上部电极 158 等构成。在此的薄膜 156 是由硅化合物等构成的。此外，通过硅基板 150 和壁 154 以及薄膜 156 来划分内部空间 160。内部空间 160 处于具有规定的真空间度的状态或者填充有规定的气体的状态。总之，振动单元 34-1 从电方面来说，具有电容器那样的结构。

这种振动单元 34-1 在从偏置机构 14 的直流偏压电源 60 向下部电极 152 以及上部电极 158 施加直流偏压时，在内部空间 160 产生电场。通过该电场薄膜 156 拉紧。直流偏压的大小变化时，随着该变化而薄膜 156 的拉紧度也变化。在使薄膜 156 拉紧的状态下从发送机构 12 施加驱动信号时，薄膜 156 通过驱动信号被激励。由此，从振动单元 34-1 使超声波送

波。另一方面，在向振动单元 34—1 输入反射回波时，薄膜 156 通过反射回波被激励。通过薄膜 156 的激励而内部空间 160 的容量变化。通过将容量变化作为电压进行获取，将超声波变换为电信号。

接下来，对超声波诊断装置的主体部进行说明。图 12 所示的偏置机构 14 按照控制机构 21 的指令，向探头 10 的振动单元（例如振动单元 34—1）的电极施加直流偏压。发送机构 12 按照控制指令将驱动信号生成且供给到振动单元（例如振动单元 34—1）。接收机构 16 具有对从探头 10 输出的接收信号进行放大的放大机构 65 和将从放大机构 65 输出的接收信号进行整相加法运算而形成受波射束的整相加法运算机构 66。图像处理机构 18 对从接收机构 16 输出的信号实施检波等的处理而构成超声波像数据。

合成机构 24 具有：将从图像处理机构 18 输出的超声波像数据以帧单位存储的存储器 68 和将从存储器 68 读出的多个图像信号相加的信号加法运算机构 73。存储器 68 将构成超声波数据的各图像信号与深度方向建立关联进行保持，按照控制指令而读出与所指定的深度对应的图像信号。信号加法运算机构 73 按照控制信号将从存储器 68 读出的图像信号连结而形成一系列的图像信号，从而重新构成超声波像数据。合成机构 24 的后级配设有数字扫描变换器 72（以下为 DSC72）。DSC72 将从合成机构 24 输出的超声波像数据变换为显示用的信号并向显示机构 20 输出。显示机构 20 具有将 DSC72 输出的超声波像进行显示的监视器。

对以探头 10 为中心的连接方式添加说明。图 16 为表示探头 10 和偏置机构 14 之间的连接方式以及探头 10 和整相加法运算机构 66 之间的连接方式的图。另外，为了便于说明，在图 16 中省略放大机构 65。如图 16 所示，探头 10 将多个振荡器 26a～26N 沿长轴方向并列配设，并且将各振荡器 26a～26N 的下部短轴公共电极分割为多个组 S1～SM。这里的 N 相当于长轴方向的分割数，M 相当于短轴方向的分割数。之后，偏置机构 14 与探头 10 的短轴侧连接。该偏置机构 14 具有与每个组 S1～SM 连接的多个开关 81—1～81—M，和与各开关 81—1～81—M 的切换侧端子连接的正偏压电源 82 以及负偏压电源 84。另一方面，发送机构 12 和整相加法运算机构 66 经由收发分离电路 67a～67N 与探头 10 的长轴侧连接。发送

机构 12 具有为了形成送波射束而对各驱动信号的相位进行整相的送波整相电路 12b、和将从送波整相电路 12b 输出的驱动信号以各振荡器 26a～26N 单位进行供给的多个送波驱动器 12a—1～12a—N。即发送机构 12 为了实现长轴的送波聚焦，而通过送波整相电路进行聚焦控制。此外，整相加法运算机构 66 具备与每个振荡器 26a～26N 连接的多个延迟电路 86a～86N 和在各延迟电路 86a～86N 的后级设置的单一的加法运算电路 88。

上述那样构成的超声波诊断装置的控制装置 21，如图 12 所示，具有用于使长轴方向的射束宽度会聚的长轴控制机构 74 和用于使短轴方向的射束宽度会聚的短轴控制机构 22。长轴控制机构 74，对供给到探头 10 的驱动信号进行例如以振荡器 26a、26b 单位付与不同的相位而延迟的送波聚焦控制。对受波进行动态聚焦控制。短轴方向控制机构 22 以短轴方向的组单位（例如图 16 的组 S1～SM 单位）通过相位反相数据对探头 10 的多个振动单元进行菲涅耳束聚焦控制。此外，还具有通过向所有的组付与公共的相位由来于声学透镜 32 的曲率而形成超声波射束的控制。即通过以相同相位收发由各组收发的超声波，上述超声波由来于声学透镜的凸面的曲率而形成超声波射束。因此，通过将声学透镜的凸面设计为期望的曲率，而可在较深的深部设定聚焦点。

在此，以短轴控制机构 22 和合成机构 24 为中心对改善短轴射束来使图像分辨率提高的动作进行说明。图 17 为表示通过短轴控制机构 22 的控制所形成的超声波射束的形状的图。图 17 (A) 表示通过菲涅耳束完成的聚焦控制所形成的第 1 超声波射束。图 17 (B) 表示通过声学透镜 32 形成的第 2 超声波射束。

短轴控制机构 22 执行第 1 工序和第 2 工序，第 1 工序利用由菲涅耳束完成的聚焦控制来形成第 1 超声波射束并取得超声波像数据，第 2 工序通过声学透镜 32 形成第 2 超声波射束来取得超声波像数据。即短轴控制机构 22 至少执行两次一组的送波控制。另外，第 1 工序和第 2 工序的执行顺序也可相反。此外，以送波控制为中心进行了说明，但受波控制的情况也基本上相同，短轴控制机构 22 向整相加法运算机构 66 输出指令。

对形成第 1 超声波射束的动作进行说明。图 18 为用于说明形成第 1 超声波射束的菲涅耳分割所引起的聚焦控制的图。如图 18 所示，短轴控

制机构 22 在形成第 1 超声波射束时，将第 1 聚焦点 P1 设定为规定的深度。将聚焦点 P1 按照在被检体的深度方向属于近距离区域的方式设定。

为了超声波射束在聚焦点 P1 具有最大强度，只要使从各振动单元送波的波形的相位一致即可。例如，从组 S3 所属的振动单元到聚焦点的距离设为 L。从与组 S3 邻接的组 S2 所属的振动单元到聚焦点的距离设为 L'。基于该距离 L 和距离 L'，求得由组 S3 对应的振动单元收发的超声波和由组 S2 对应的振动单元收发的超声波的相位差  $\Phi$ 。从而，通过基于相位差  $\Phi$  使超声波的收发定时错开，而使各超声波在聚焦点 P1 成为同相位，相加而增强。

例如，短轴控制机构 22 求得邻接组间的至聚焦点 P1 的距离差  $\Delta L$ 。例如，求得从位于探头 10 的口径的中心的组 S3 到聚焦点 P1 的距离作为基准距离 L 后，求得与组 S3 邻接的组 S2 至聚焦点 P1 的距离 L'和基准距离 L 之间的距离差  $\Delta L$ 。关于其他组，也求得基于基准距离 L 的距离差  $\Delta L$ 。

接下来，短轴控制机构 22 基于各组 S1~SM 的距离差  $\Delta L$ ，控制由与各组 S1~SM 对应的振动单元送波的超声波的相位，因此以组 S1~SM 单位决定直流偏压的极性。即短轴控制机构 22 在距离差  $\Delta L$  每次超过超声波  $\lambda/2$  时使发送超声波的相位以  $\pi$  单位错开，从而决定施加到组 S1~SM 的直流偏压的正负。例如，在组 S3 位于口径的中心的情况下，由于从组 S3 的振动单元送波与基本波相同相位的超声波，因此向组 S3 施加正偏压。另一方面，由于从与组 S3 邻接的组 S2 的振动单元送波与基本波相反相位的超声波，因此向组 S2 施加负偏压。

更具体地来说，偏置机构 14 按照控制指令，判定将与基本波相同相位的超声波应送波的组（例如组 S3、组 S1），将与该组对应的开关（例如开关 81-3、开关 81-1）切换到正偏压电源 82 侧。此外，偏置机构 14 按照控制指令，判定将与基本波相反相位的超声波应送波的组（例如组 S2），将与该组对应的开关（例如开关 81-2）切换到负偏压电源 84 侧。在将驱动信号从发送机构 12 输入到各组 S1~SM 时，从与各组 S1~SM 对应的振动单元使超声波送波。被送波的各超声波，按照从偏置机构 14 施加的偏压的极性使相位以  $\pi$  单位进行延迟，因此在图 17 (A) 等所示的聚焦点 P1 相位一致。换句话说，被送波的各超声波形成在聚焦点 P1 被会

聚的第 1 超声波射束。通过这种第 1 超声波射束而使从被检体产生的反射回波，同样在短轴方向被菲涅耳聚焦且介由探头 10 实施规定处理后，作为第 1 超声波像数据保存在合成机构 24 的存储器 68。另外，在形成第 1 超声波射束时，声学透镜 32 的凸面的曲率等也产生影响，但也考虑到该曲率等的影响而决定聚焦点 P1 用的元件束（束ね）。此外，图 18 表示按照随着从短轴方向的中心朝向端部而下部短轴公共电极的宽度减小的方式分割的方式，但如图 19 所示，将下部短轴公共电极在短轴方向等间隔分割也可。

对形成第 2 超声波射束的动作进行说明。短轴控制机构 22，在形成第 2 超声波射束时，在各组 S1～SM 的全部组中将公共的相位生成且向偏置机构 14 输出。偏置机构 14 将开关 81—1～81—M 全体切换到正偏压电源 82 或负偏压电源 84 的任一方。将驱动信号从发送机构 12 输入到与各组 S1～SM 对应的振动驱动单元时，从与各组 S1～SM 对应的振动单元送波超声波。被送波的各超声波，由于声学透镜 32 的曲率而被聚集。即被送波的各超声波，如图 17 所示，形成在深度比聚焦点 P1 深的聚焦点 P2 被会聚的超声波射束。通过这种第 2 超声波射束而使从被检体产生的反射回波，介由探头 10 被实施规定的处理后且作为第 2 超声波像数据被保存在合成机构 24 的存储器 68。

图 20 为用于说明合成机构 24 的动作的图。图 20 (A) 为第 1 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的浅部对应的图像信号的概念图。图 20 (B) 为第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的图像信号的概念图。图 20 (C) 为通过合成机构 24 生成的超声波像数据的图像信号的概念图。另外，为了便于说明，各图的图像信号与单一的扫描线对应。

合成机构 24 抽出并读出第 1 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的浅部对应的图像信号。更具体地来说，如图 20 (A) 所示，读出第 1 超声波射束对应的接收信号中的与近距离区域对应的图像信号。此外，合成机构 24 抽出并读出与第 2 超声波射束对应的接收信号中的与被检体的深部对应的图像信号。更具体地来说，如图 20 (B) 所示，读出第 2 声波射束对应的接收信号中的与远距离区域对应的图像信号。之后，如图 20

(C) 所示，合成机构 24 通过结合与近距离区域对应的图像信号和与远距离区域对应的图像信号来生成与一条扫描线对应的图像信号作为合成信号。关于其他扫描线也相同。这种合成信号从合成机构 24 被输出后，通过 DSC72 的处理，作为超声波像被显示在显示机构 20。

通过本实施方式，通过合成机构 24 生成的合成信号中与浅部对应的信号，成为通过菲涅耳束聚焦控制在射束的宽度比较会聚的部分所得到的信号。另一方面，合成信号中与深部对应的信号，是通过声学透镜 32 在射束的宽度比较会聚的部分所得到的信号。因此，合成信号成为在从被检体的浅部到深部而信号灵敏度提高等的图像构成良好的信号。基于这种合成信号的超声波像，由于提高图像分辨率等而提高像质，从而能够从浅部到深部忠实地描绘出被检体。

总之，本实施方式的超声波诊断装置，通过组合菲涅耳束聚焦控制完成的短轴方向的聚焦处理和声学透镜 32 所产生的短轴方向的聚焦处理，改善短轴射束从而显示高像质的超声波像。

此外，如本实施方式所示，仅使直流偏压的极性反相就能以  $\pi$  为单位进行超声波的相位延迟，其原因在于，作为振动元件 34—1 适用以 c MUT 所代表的元件。由此，不对每个组 S1～SM 准备延迟电路（整相电路）等即可，能够抑制电路规模的增大。

此外，如图 12 所示的合成机构 24 能够安装亮度补正机构 71，其在生成合成信号时，将与近距离区域对应的图像信号的强度（亮度信号）和与远距离区域对应的图像信号的强度（亮度信息）实现整合。图 21 为说明被安装在合成机构 24 的亮度补正机构 71 的动作的图。如图 21 (A) 所示，由第 1 超声波射束得到的接收信号，在聚焦点 P1 强度最大。另一方面，如图 21 (B) 所示，由第 2 超声波射束得到的接收信号，在聚焦点 P2 强度最大。此时，将图 21 (A) 所示的信号中与近距离区域对应的图像信号和图 21 (B) 所示的信号中与远距离区域对应的图像信号进行结合（繋ぎ合わせる）时，如图 21 (C) 所示，在其结合处产生强度差即亮度的间断 (gap)。该亮度的间断在超声波像中作为噪声被明显化。在此，如图 21 (D) 所示，亮度补正机构 71 在结合这些信号时，通过对结合处附近的图像信号乘以加权系数（亮度补正系数），而降低结合处的亮度间断。例如，

亮度补正机构 71 随着上述亮度间断增大而将加权系数设定得较大，通过乘以加权系数而降低上述亮度间断。

此外，在本实施方式中，如图 16 所示，各振荡器 26a～26N 在短轴方向被等分割为组 S1～SM，但也可以不等间隔进行分割。例如，通过以驱动信号的规定频率或规定的聚焦数据为基准，将各振荡器 26a～26N 在短轴方向进行菲涅耳分割也可。此外，通过随着从短轴方向的中心朝向端部而减小组 S1～SM 的各个宽度并进行分割，使射束形状形成得更尖锐也可。此外，在将各振荡器 26a～26N 等分割的情况下，通过增加其分割数而提高菲涅耳束精度，因此提高聚焦精度。此外，超声波射束，与长轴方向相同，在短轴方向也产生栅瓣，但通过增加各振荡器 26a～26N 的分割数，能够减小栅瓣的相对主瓣的发生角度，因此其结果能够降低在超声波像中产生的噪声。此外，为了实现电路规模的减小，将开关 81-1～81-M 以短轴的中心为基准在短轴方向对称地连接，但不限于此。

此外，图 22 为与比较例一起表示由本实施方式的探头 10 收发的超声波射束的射束图案的图。图 22 (A) 为仅由声学透镜进行聚焦处理后的超声波射束的比较例。图 22 (B) 为仅由菲涅耳束进行聚焦处理后的超声波射束的比较例。图 22 (C) 为由本实施方式的探头 10 收发的超声波射束的例子。另外，各图表的横轴与短轴方向对应，纵轴与射束强度对应。

在图 22 (A) 的比较例中，将超声波频率设计为 10MHz，短轴口径为 10mm，声学透镜聚焦距离为 15mm，各深度（例如 15mm、25mm、45mm）中的射束图案的计算结果。如图 22 (A) 所示，在聚焦点 (15mm) 射束宽度被会聚，但在比聚焦点深的点 (45mm) 的射束宽度扩展。该扩展成为被检体的深部所对应的图像信号的灵敏度降低的原因。此外，在图 22 (B) 的比较例中，将超声波频率设计为 10MHz，短轴口径为 10mm，菲涅耳聚焦距离为 15mm，计算各深度中的射束图案。如图 22 (B) 所示，在聚焦点 (15mm) 射束宽度被会聚，但在比聚焦点深的点 (45mm) 的射束宽度扩展。此外，图 22 (C) 为进行短轴分割使驱动信号同相只通过透镜而在远距离聚焦的例子，在 45mm 是良好的，但除此之外劣化。

另一方面，在图 22 (D) 的例子中，将超声波频率设计为 10MHz，短轴口径为 10mm，菲涅耳聚焦距离为 15mm，透镜聚焦距离为 45mm，计

算各深度中的射束图案。如图 22 (D) 所示，相对于图 22 (A) 以及图 22 (B)、(C) 所示的射束图案，形成在各测量点宽度被会聚的良好的超声波射束。即本实施方式的探头 10，按照将声学透镜 32 的聚焦处理和菲涅耳束控制的聚焦处理双方实现且形成为一体化的方式构成。此外，第 1 次适用图 22 (D) 的菲涅耳束，由第 2 次的送波只进行透镜的聚焦，通过合成图 22 (C) 和图 22 (D) 的良好之处得到更良好的射束。因此，从被检体的浅部到深部，能够使各测量点的短轴方向的射束宽度进一步会聚。其结果，能够提高从被检体的浅部到深部所描绘的超声波像的像质。

此外，本实施方式的情况下，会有由于舍去微小相位差的所谓舍入而产生各超声波的相位不整合的情况。产生相位不整合时，射束宽度变得比较宽，形成具有不需应答成分的超声波射束。在此，采用以下的第 3 实施方式，说明通过基于聚焦点 P 的深度位置和超声波的波长  $\lambda$  而使各组的宽度（间距）可变，且降低因舍入引起的相位不整合的方式。

### (第 3 实施方式)

参照附图，对适用本发明的超声波诊断装置的第 3 实施方式进行说明。本实施方式，为进一步改善短轴方向的方位分辨率并进一步提高超声波像的像质的例子。更具体地来说，本实施方式，在基于聚焦点 P1 的深度位置和超声波的波长  $\lambda$  而使各组 S1~SM 的宽度（间距）可变这一方面，与各组 S1~SM 的宽度固定的上述实施方式不同。

在参照图 12 以及图 18 等进行说明的情况下，短轴控制机构 22 将在短轴方向排列的振动单元群分为多个组 S1~SM 时，设一组（例如组 S3）的到聚焦点 P1 的距离 L 为基准距离，求出其他组（例如组 S2）到聚焦点的距离  $L'$  与基准距离之间的距离差  $\Delta L$ 。接下来，短轴控制机构 22 按照距离差  $\Delta L$  处于以超声波的波长  $\lambda/2$  的整数倍为基准的设定范围内的方式，决定组的数目以及各组所属的振动单元的数目并使组 S1~SM 间的间距可变。

通过本实施方式，即使在变更各聚焦点 P1 的位置的情况下，按照该变更能够使距离差  $\Delta L$  与规定值一致。因此，只要准备与规定的距离差  $\Delta L$  对应的菲涅耳束图案和相位反相的数据即可，因此能够抑制聚焦数据的增大。

#### (第 4 实施方式)

对适用本发明的超声波诊断装置的第 4 实施方式进行说明。

本实施方式为通过菲涅耳束而形成第 1 超声波射束和第 2 超声波射束的例子。更具体地来说，本实施方式，通过菲涅耳束而形成在深度比聚焦点 P1 深的聚焦点 P2 被会聚的超声波射束。通过由菲涅耳束形成的第 2 超声波射束而使从被检体产生的反射回波，介由探头 10 实施规定处理后作为第 2 超声波像数据被保存在合成机构 24 的存储器 68 中。另外，关于第 1 超声波射束，与上述相同，因此省略说明。

通过合成机构 24 生成的合成信号中的与浅部对应的信号和与深部对应的信号，是通过菲涅耳束聚焦控制在射束的宽度比较会聚的部分得到的信号。

以上，通过第 1～第 4 实施方式对本发明进行了说明，但并不限于此。例如，以超声波射束的短轴方向的方位分辨率为中心进行了说明，但也可适用于改善长轴方向的方位分辨率。但是，关于超声波射束的长轴方向，一般适用通过长轴控制机构 74 以振荡器 26a、26b 单位使超声波延迟的聚焦控制。此时，同时使用这种聚焦控制，或者也可代替该控制而适用本实施方式的整相控制。

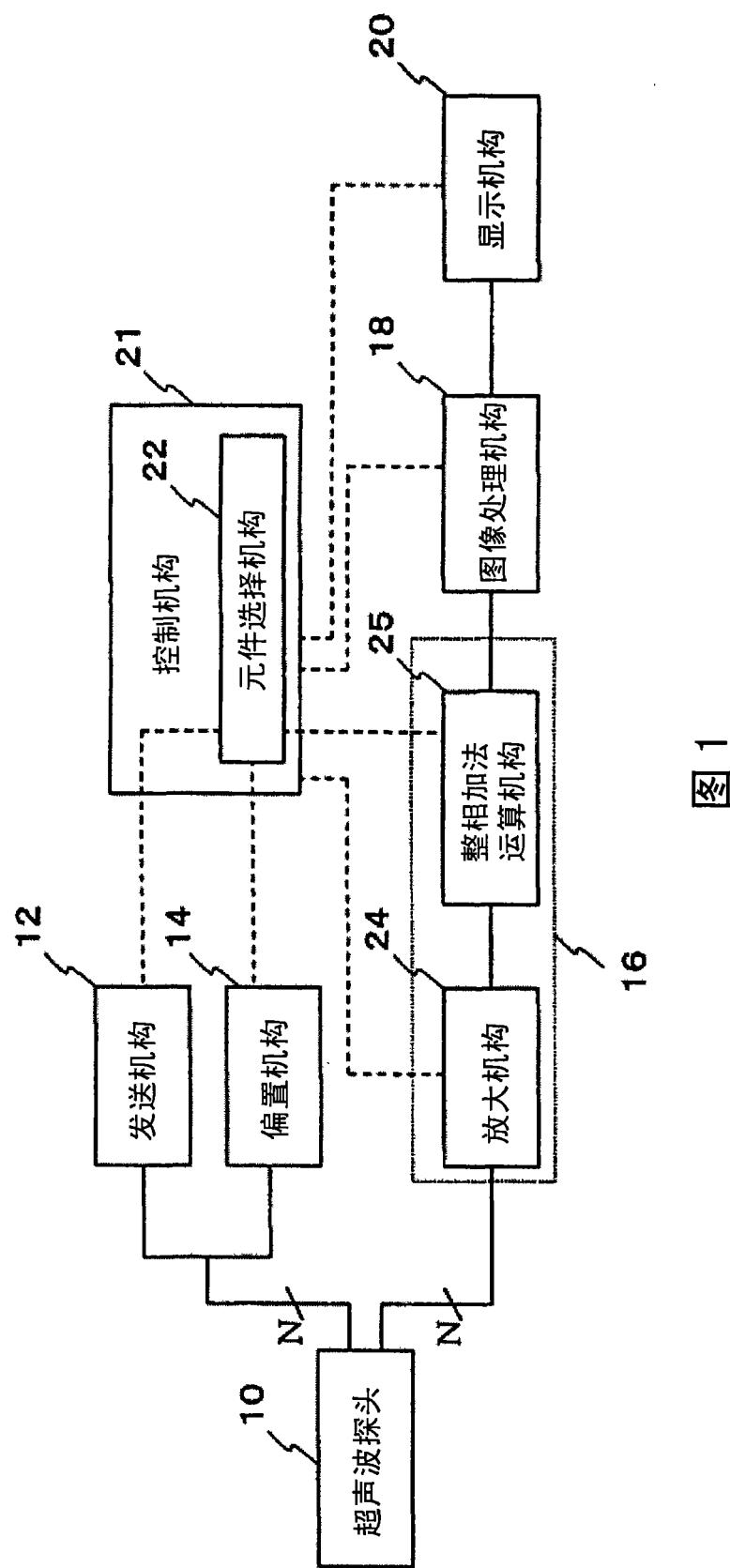


图 1

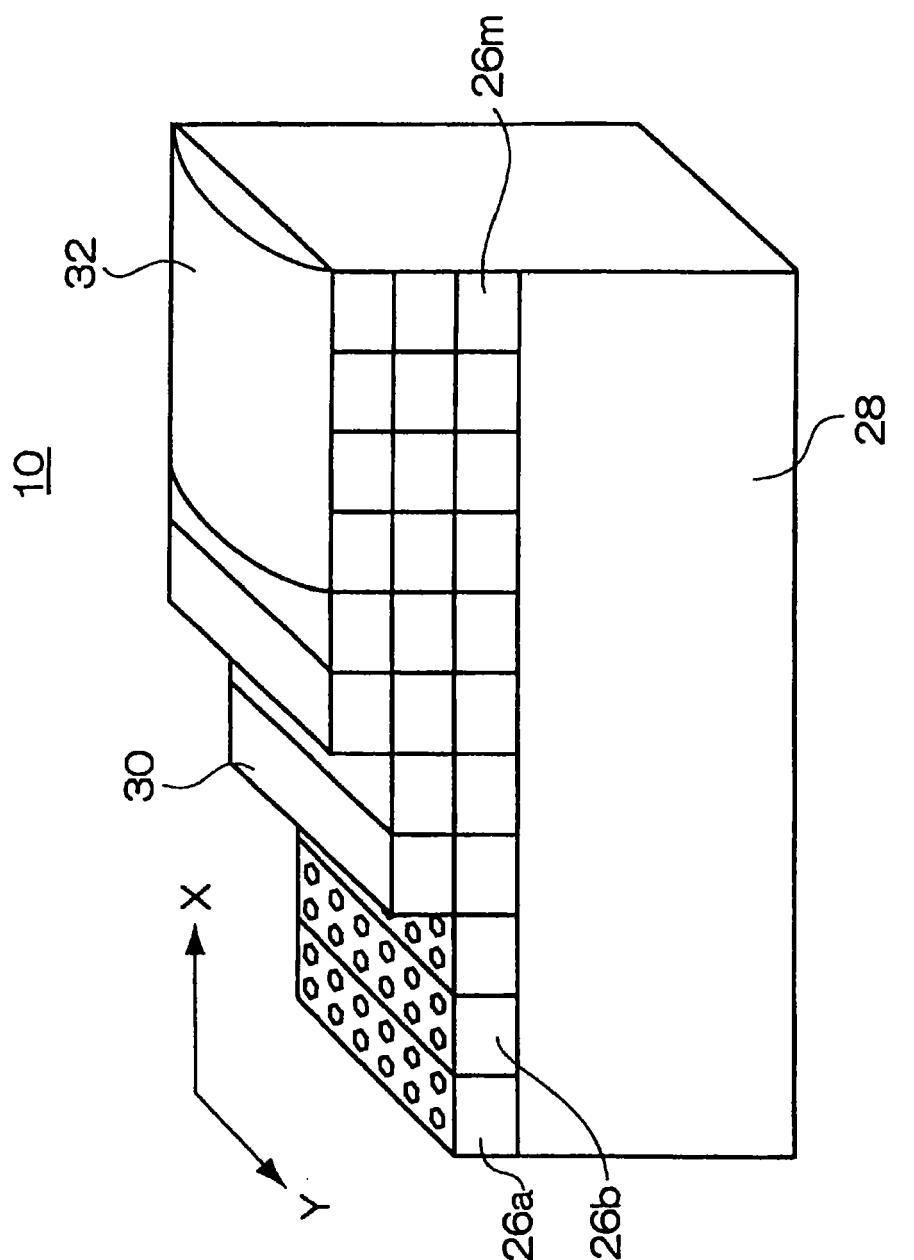


图 2

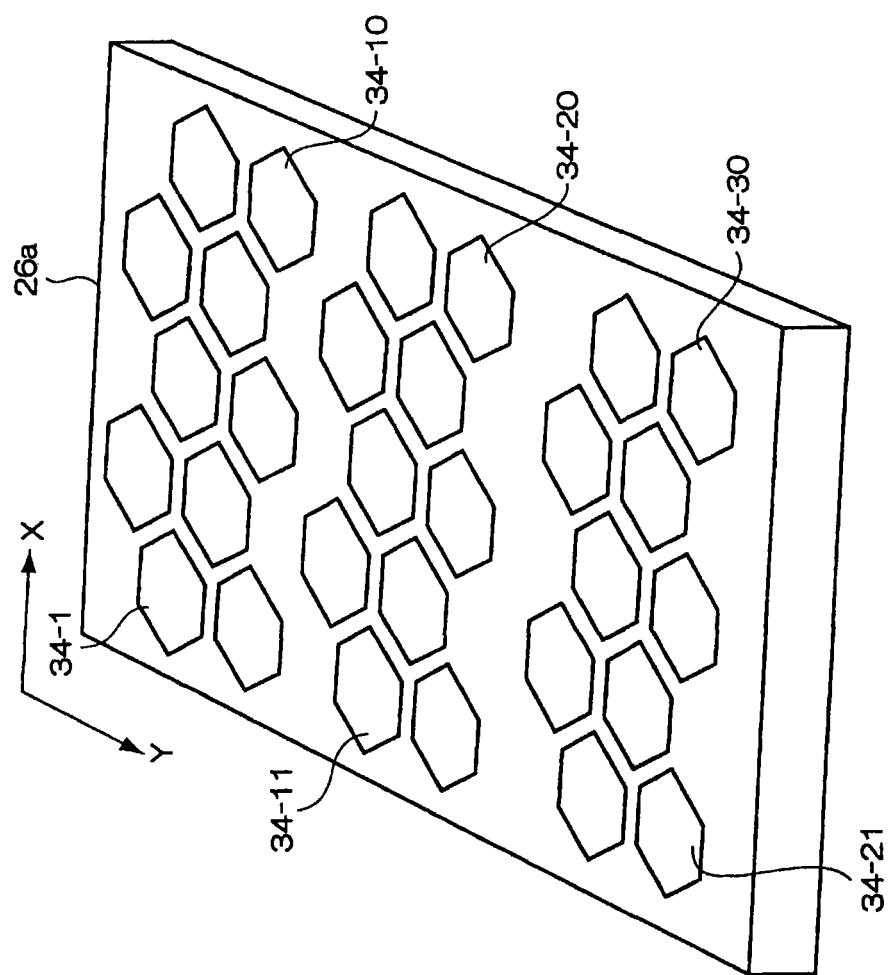


图 3

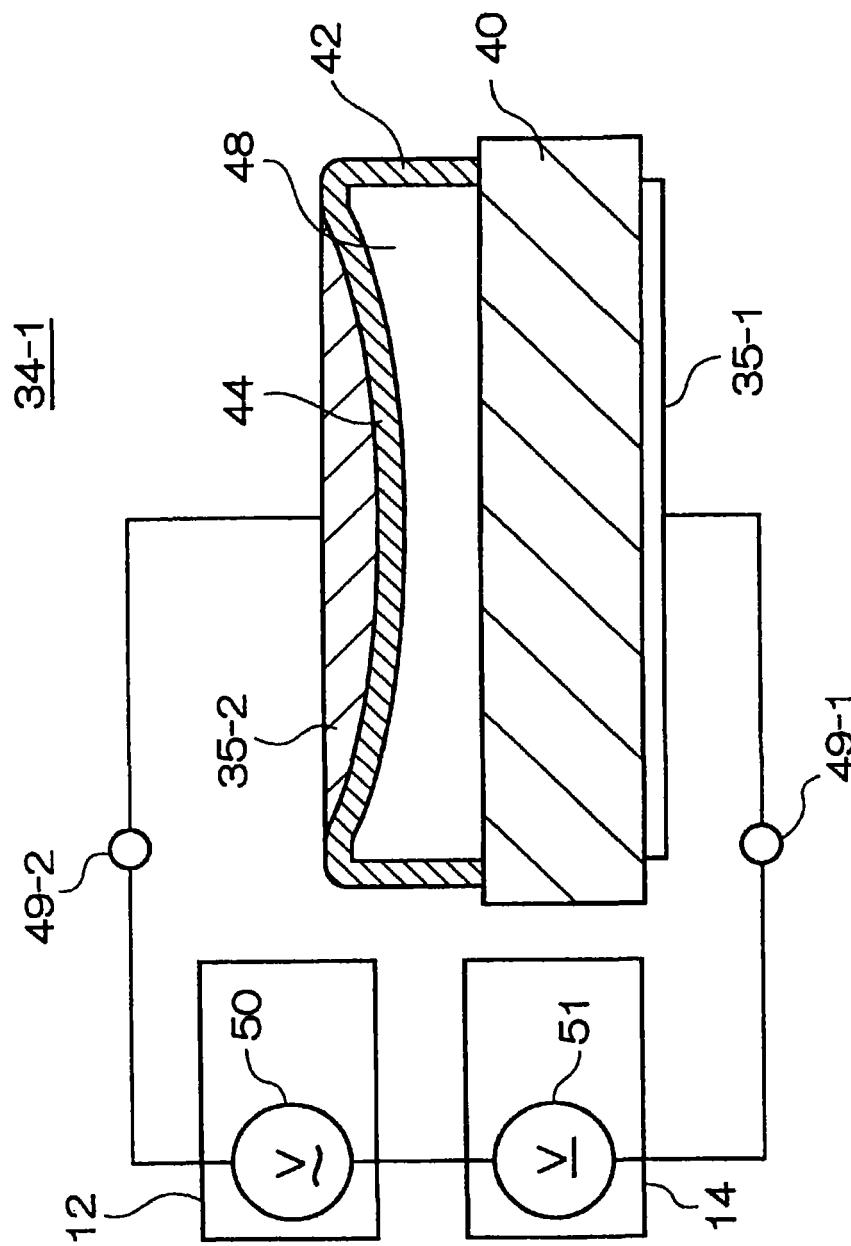


图 4

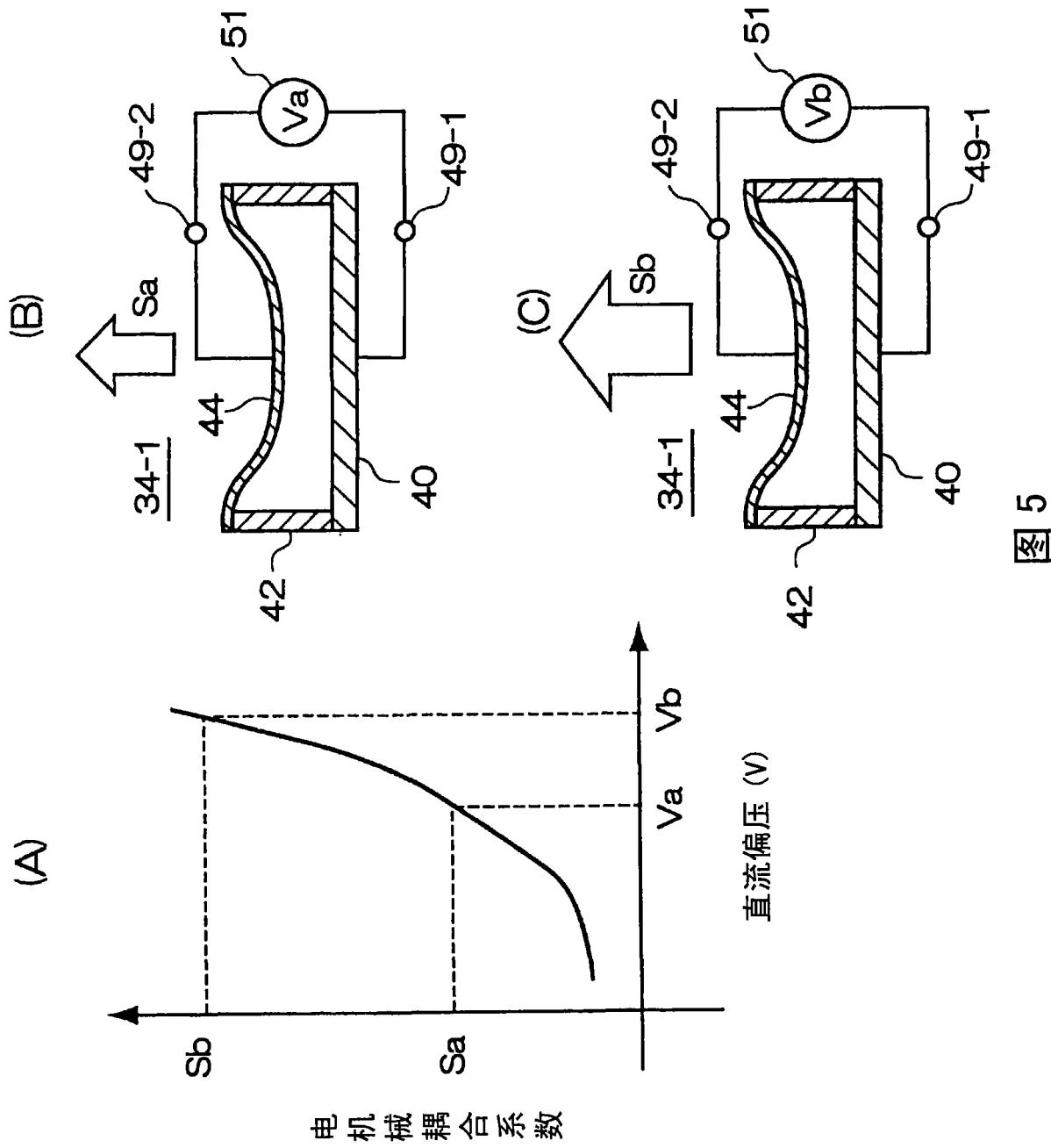


图 5

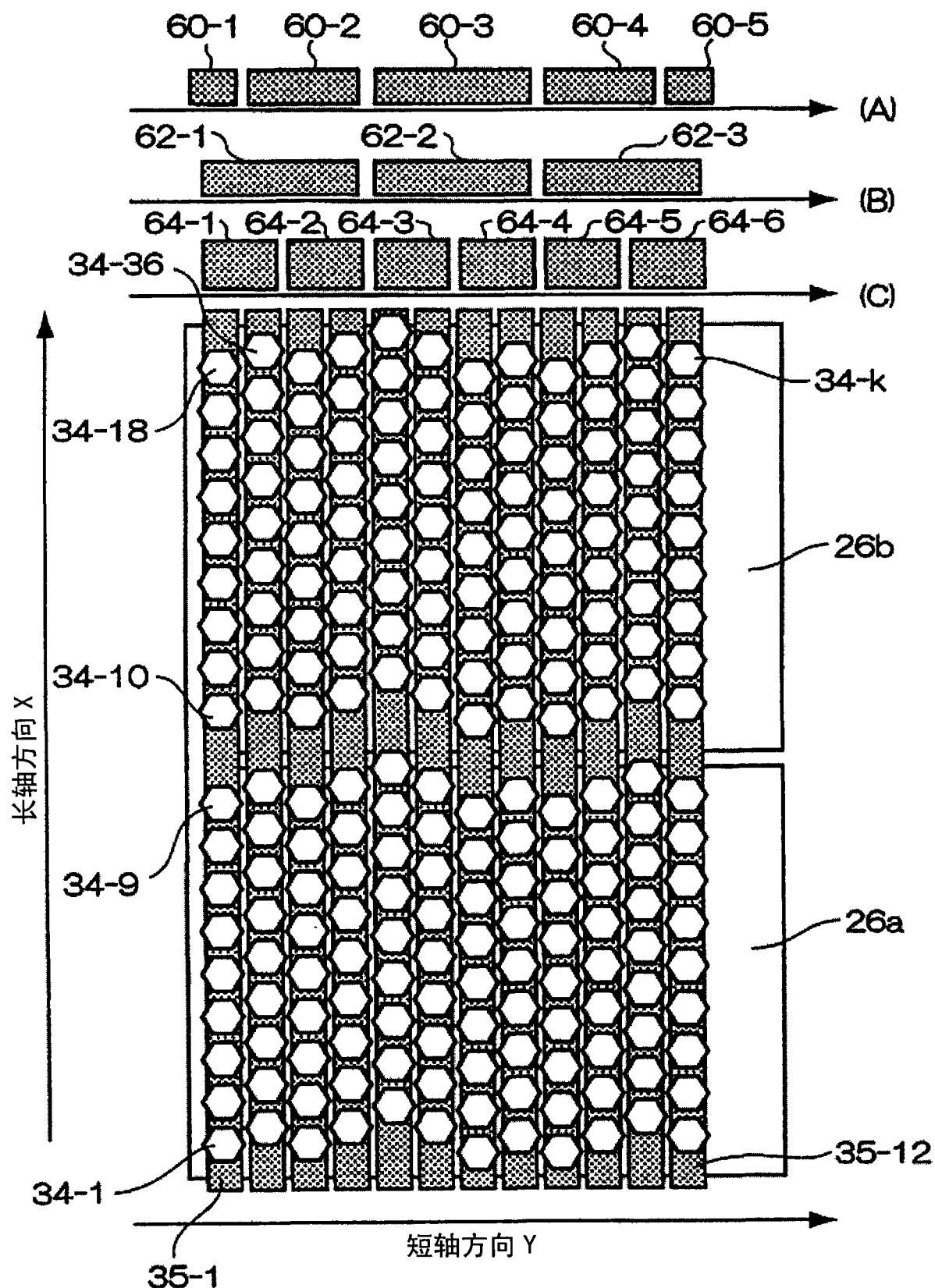


图 6

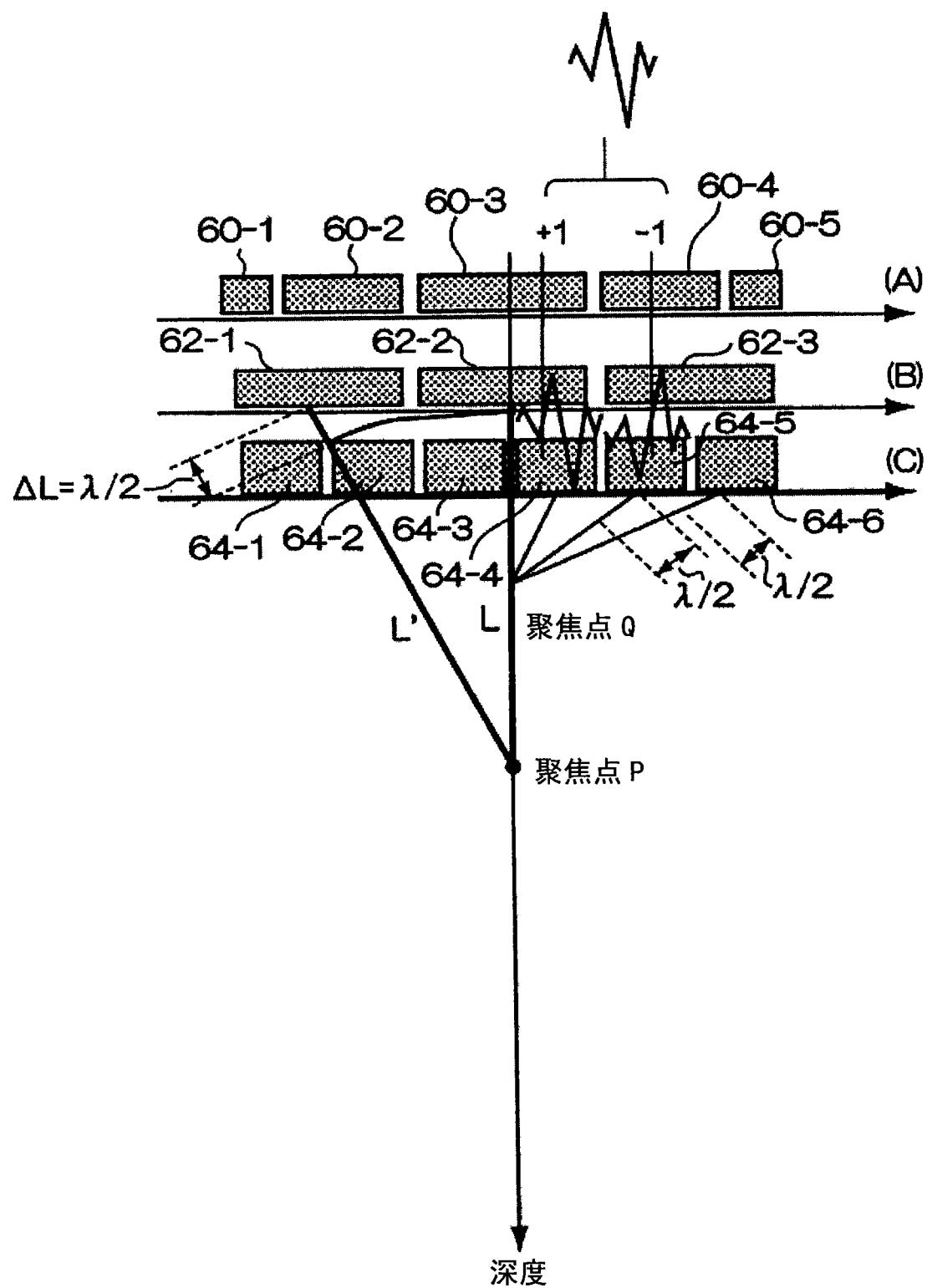
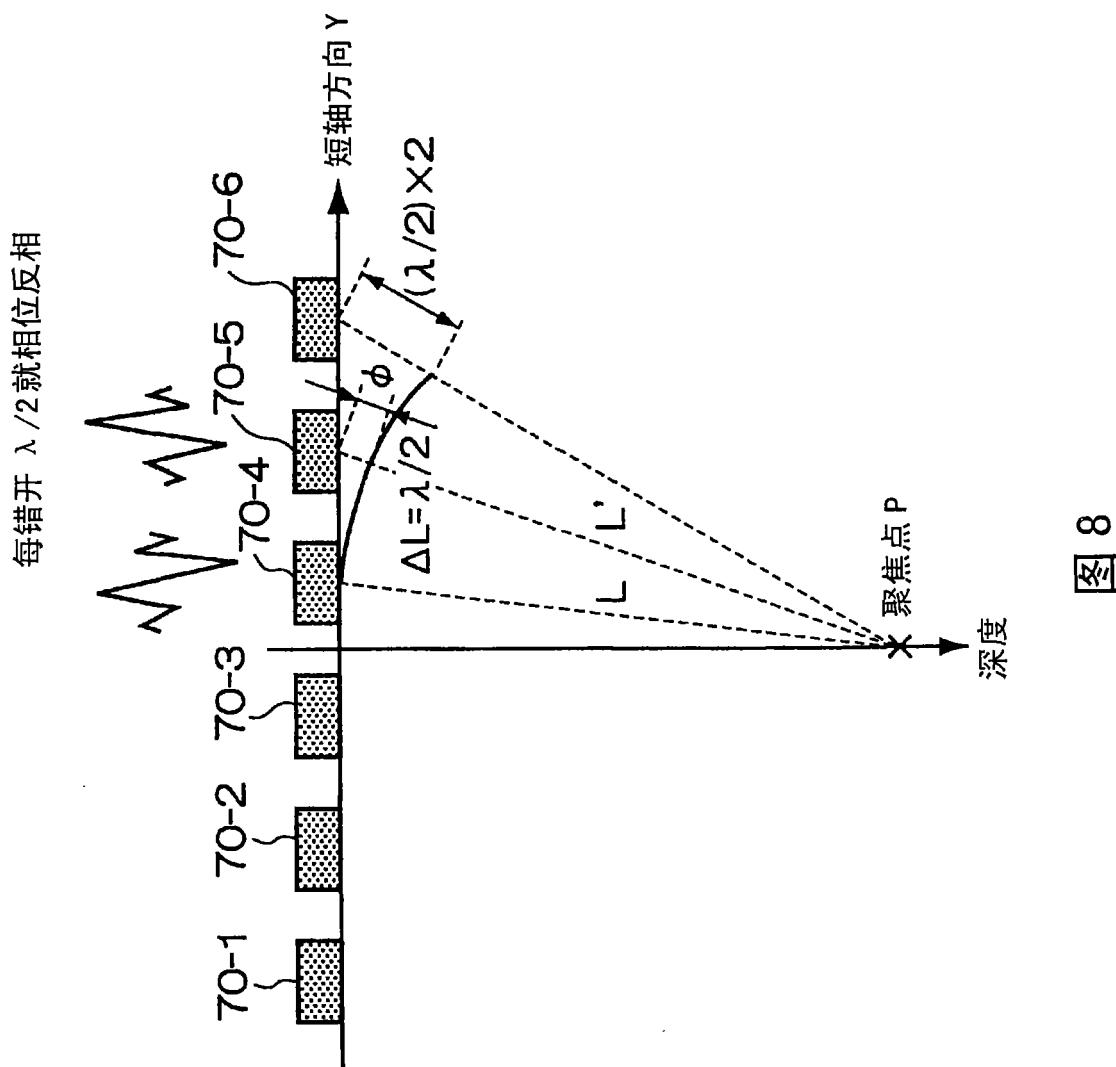


图 7



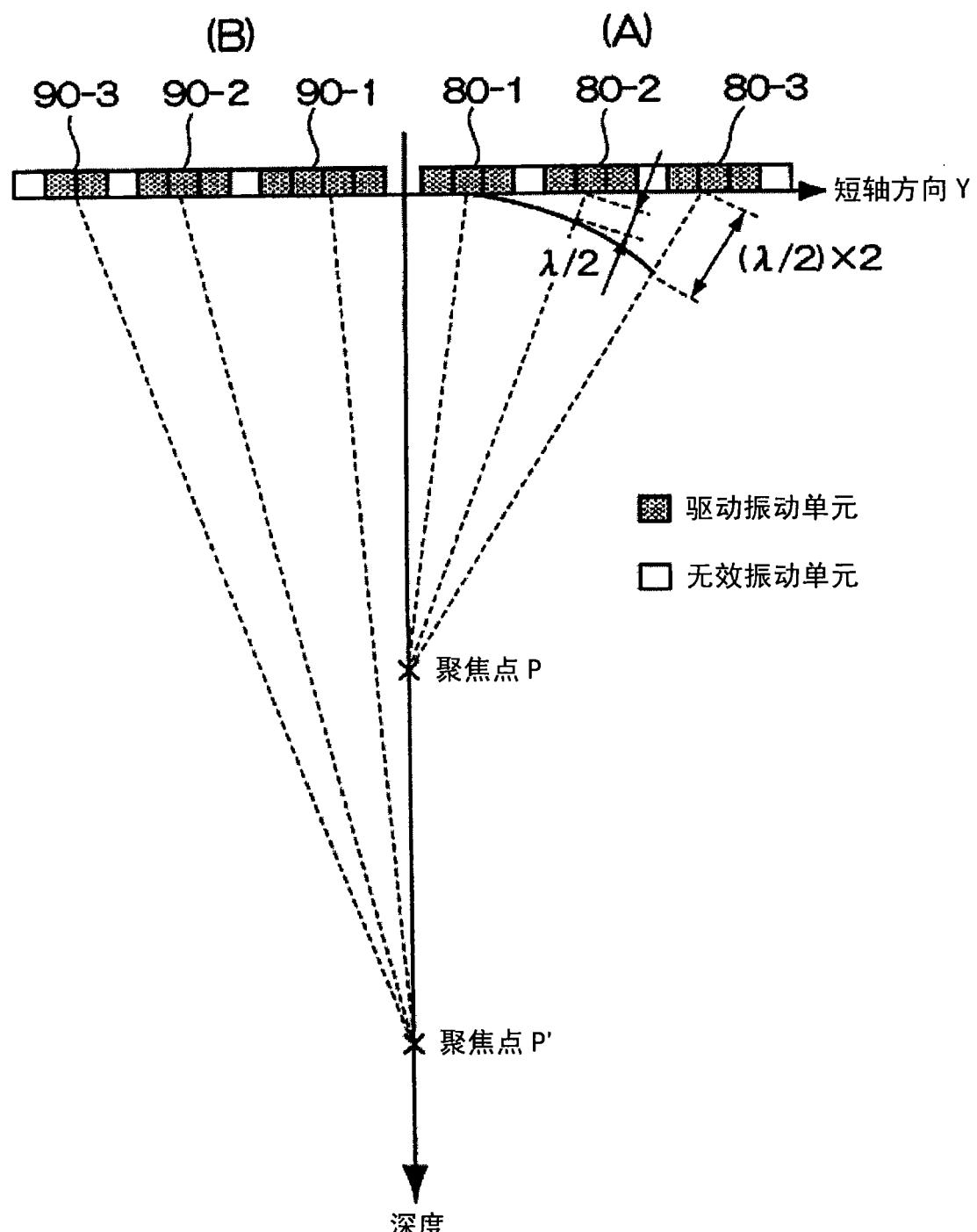


图 9

同一聚焦数据付与元件群

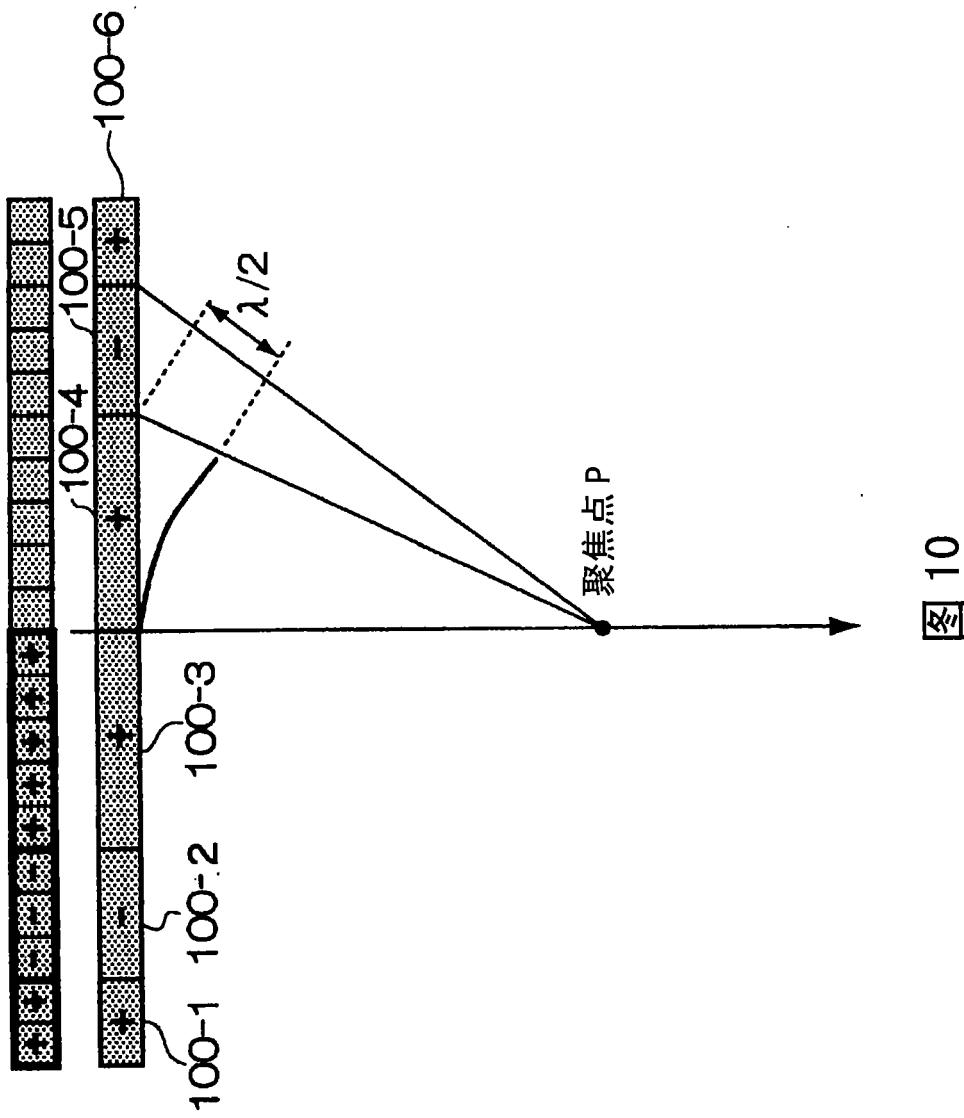


图 10

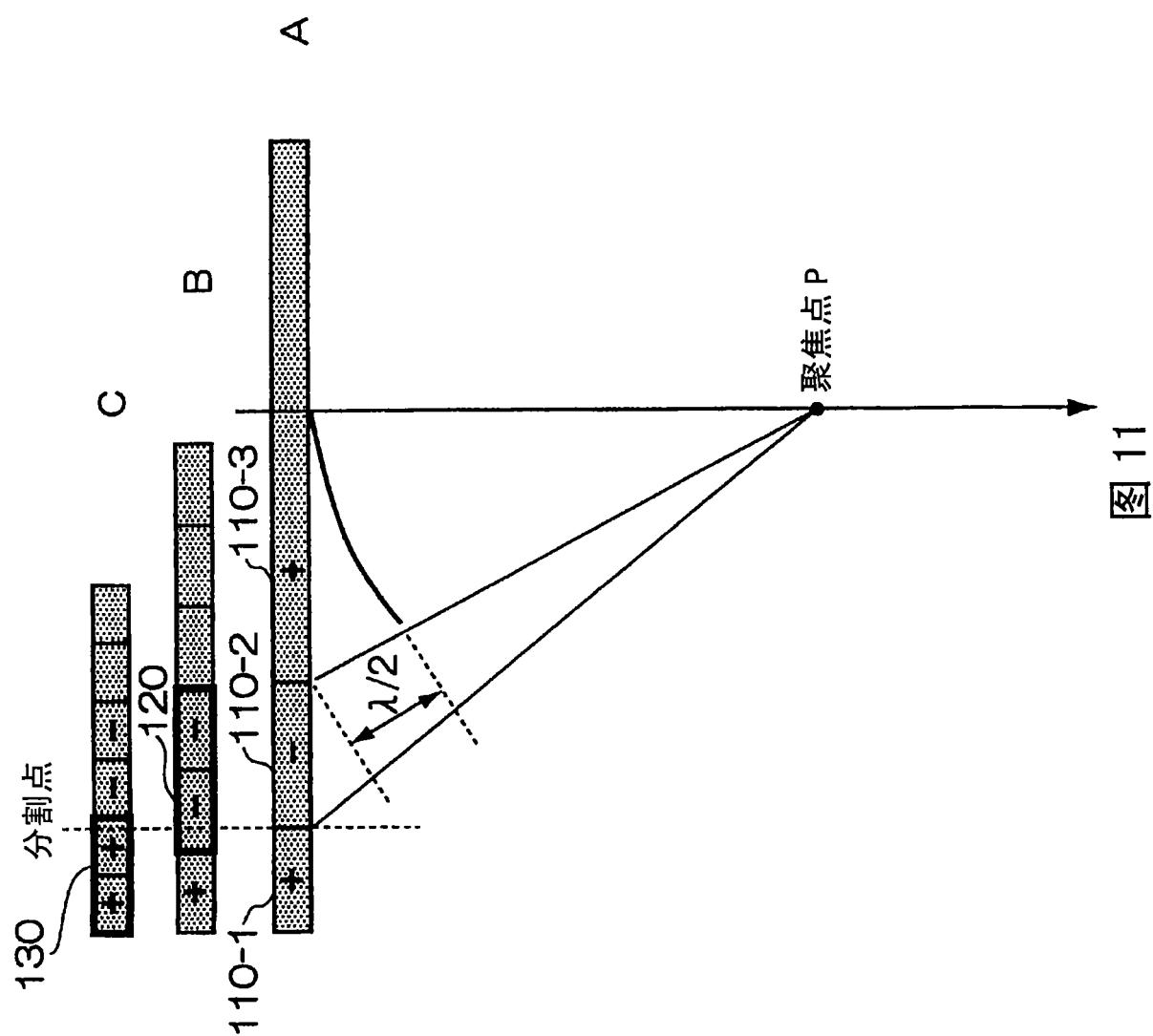


图 11

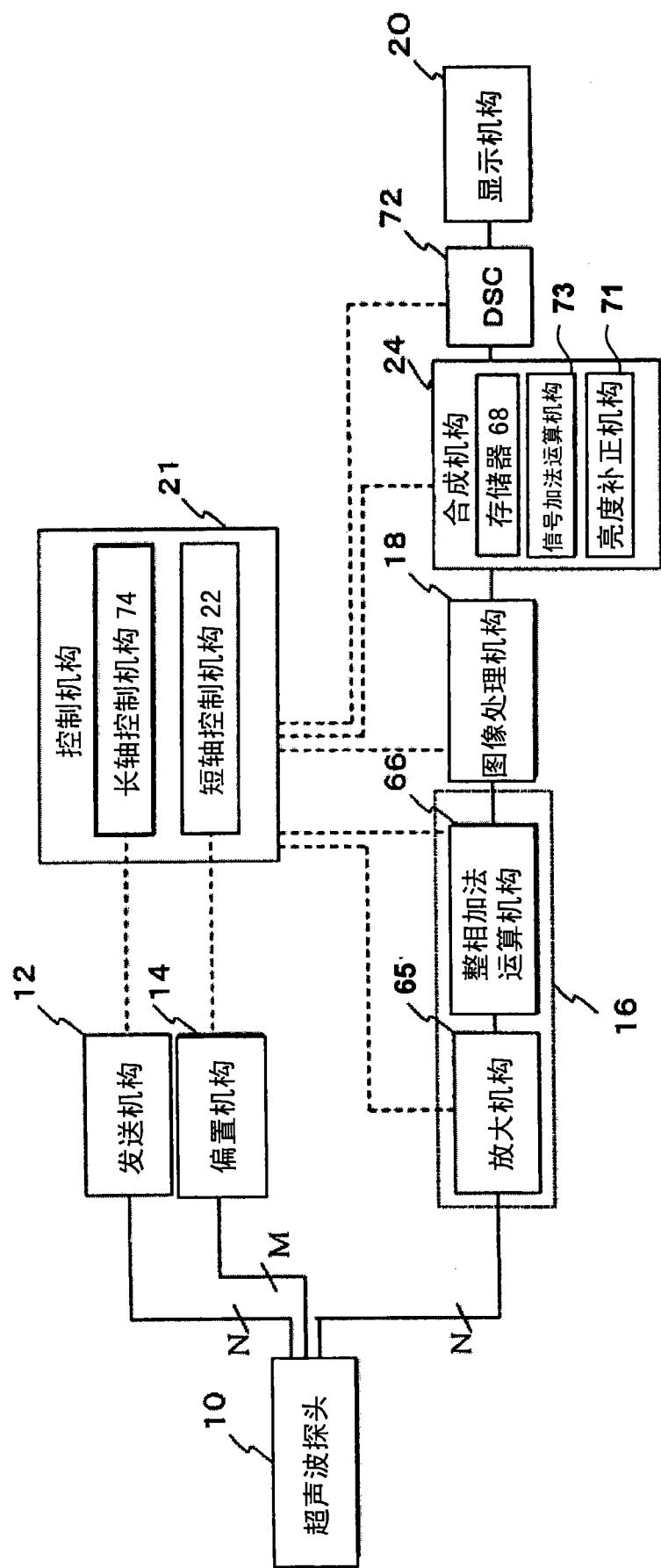


图 12

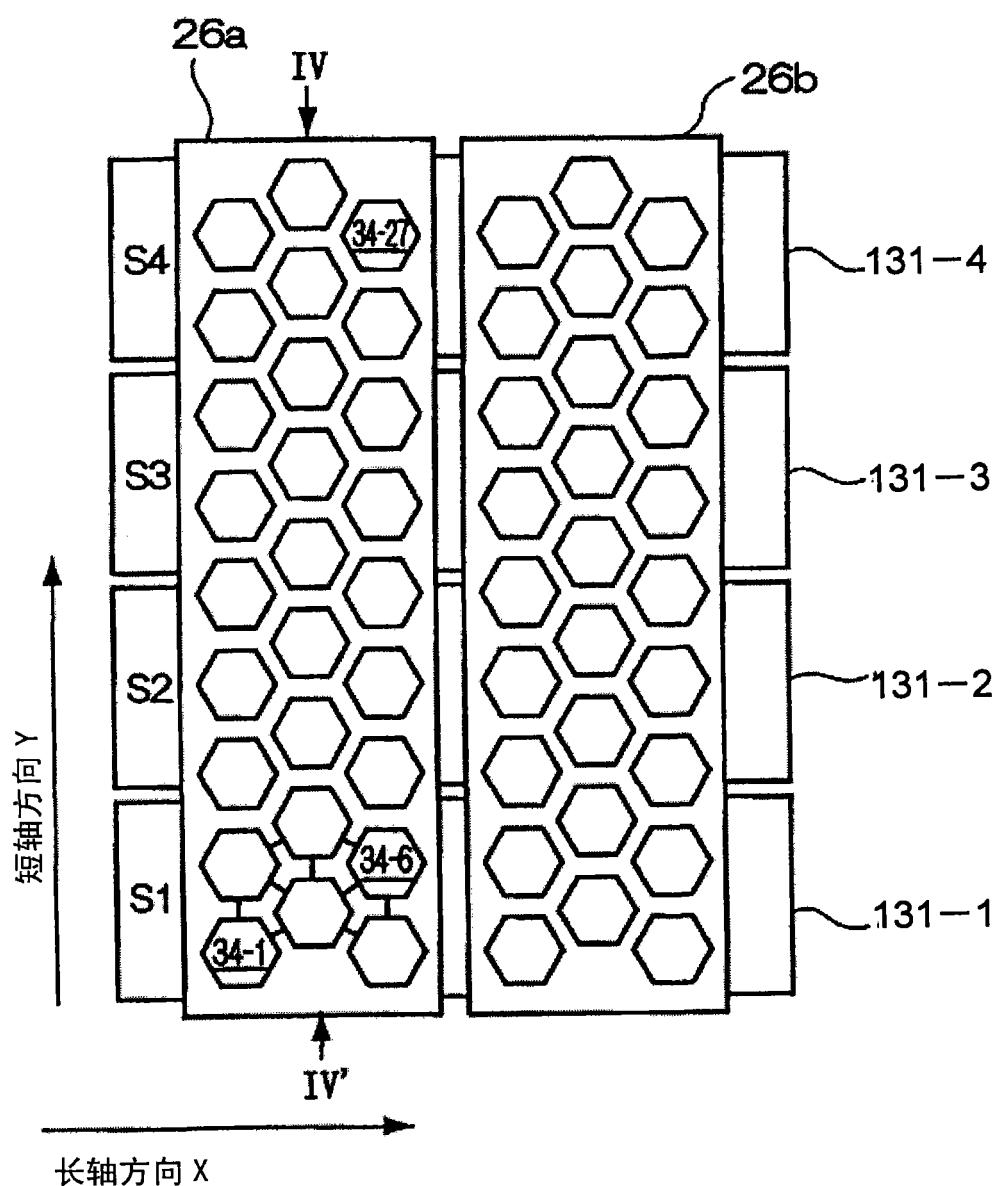


图 13

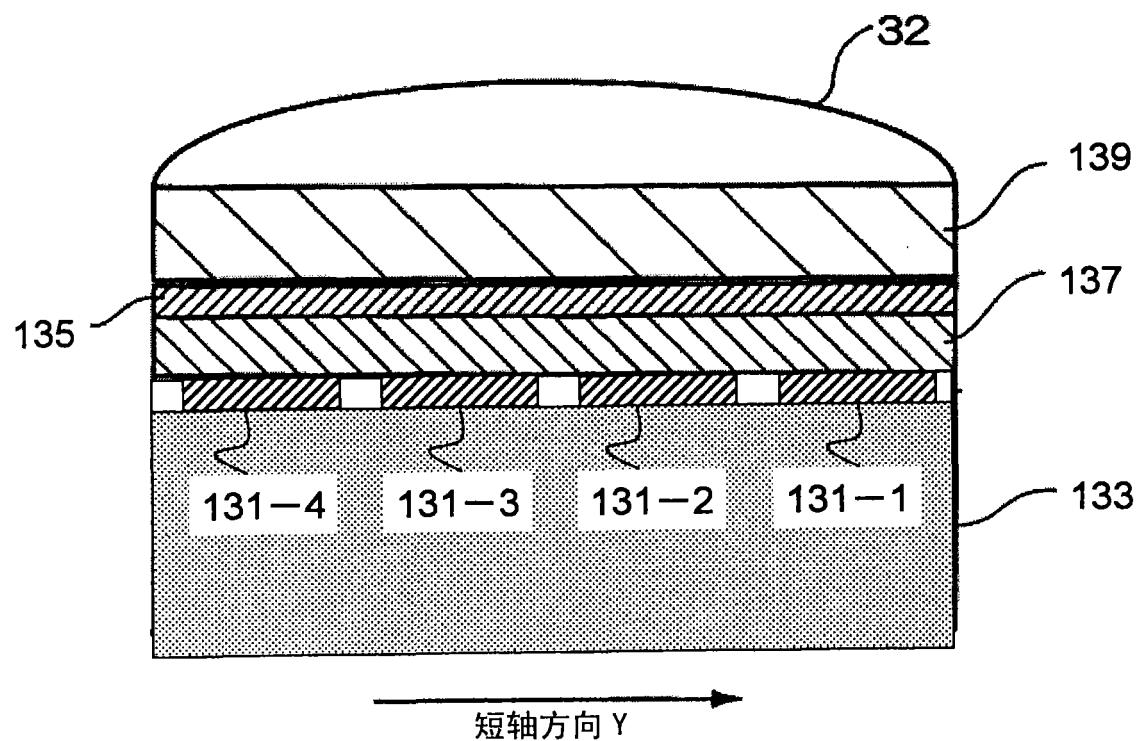


图 14

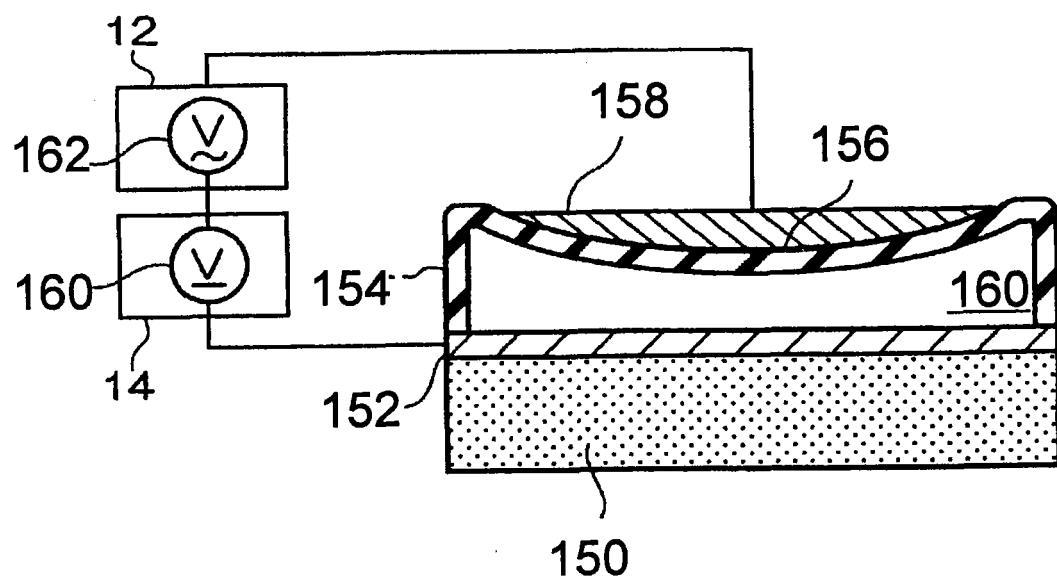
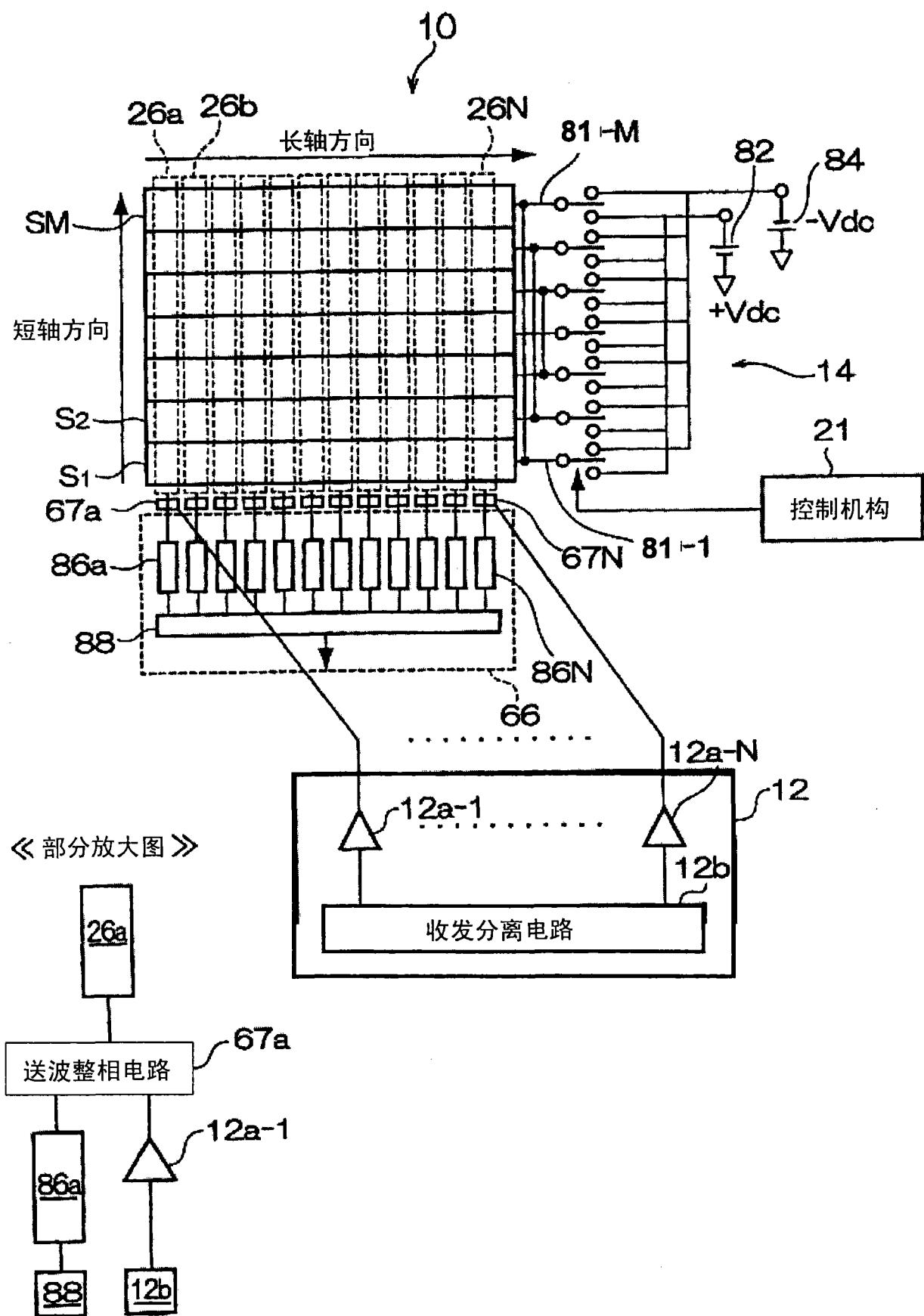
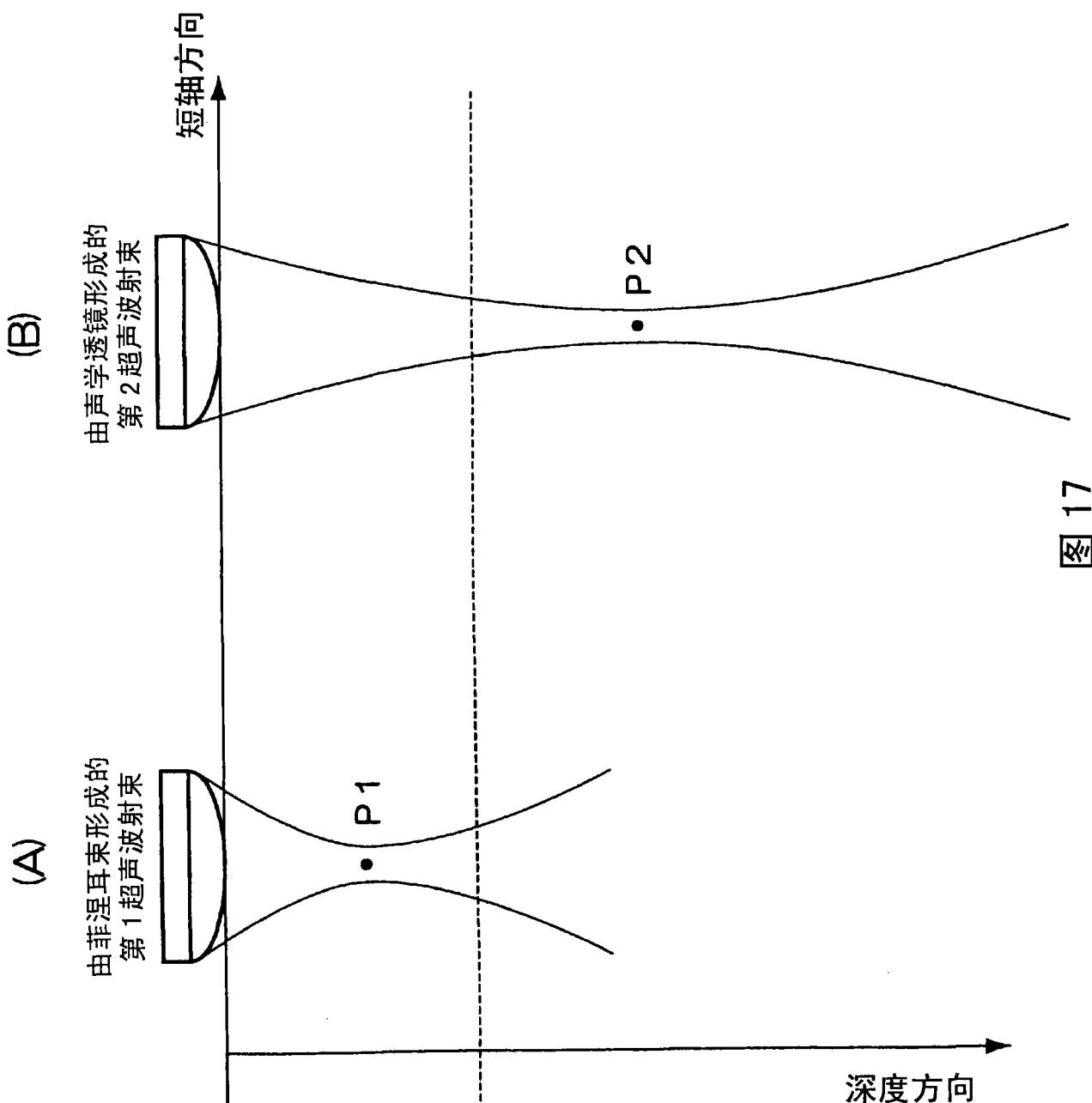
34-1

图 15





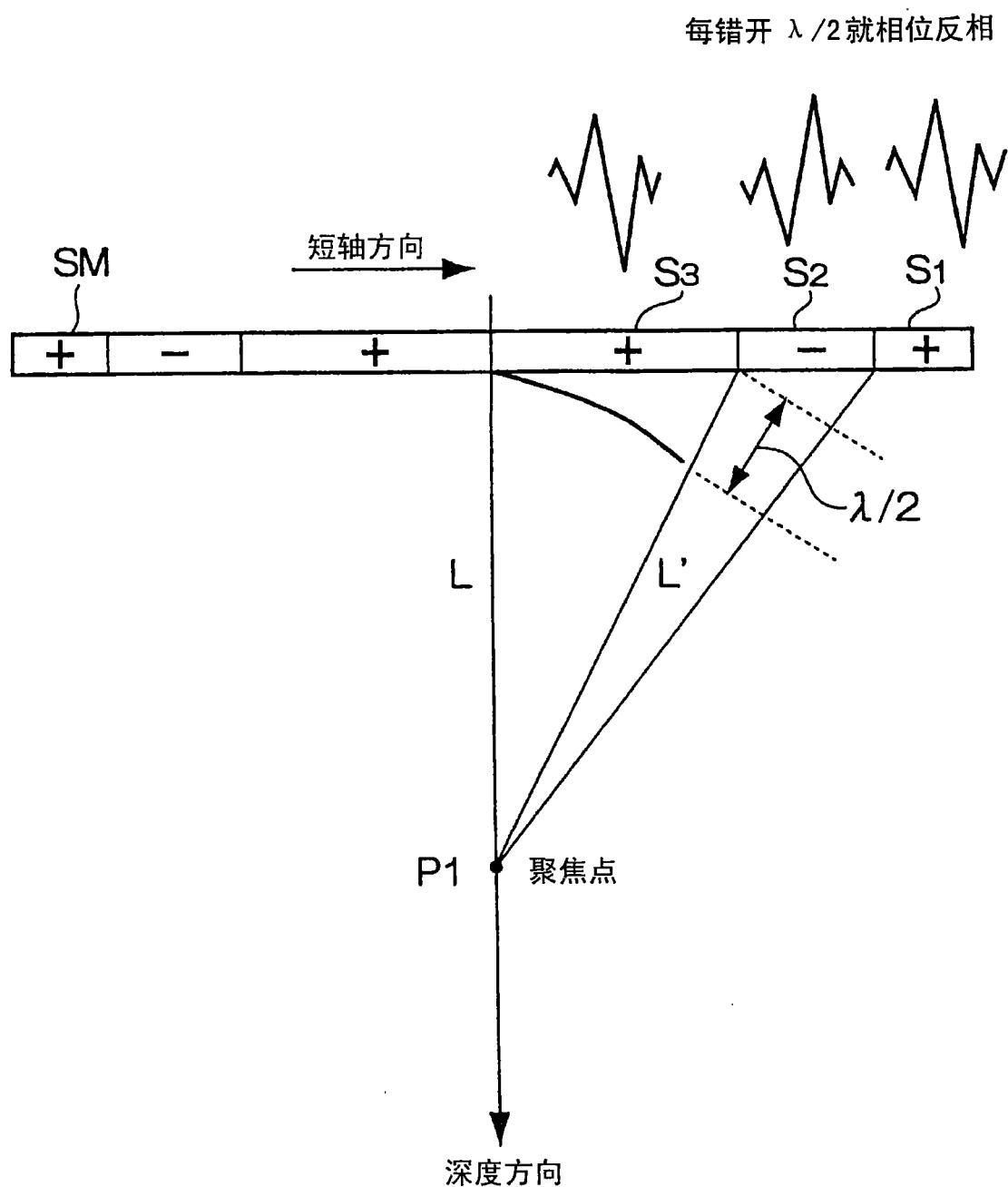


图 18

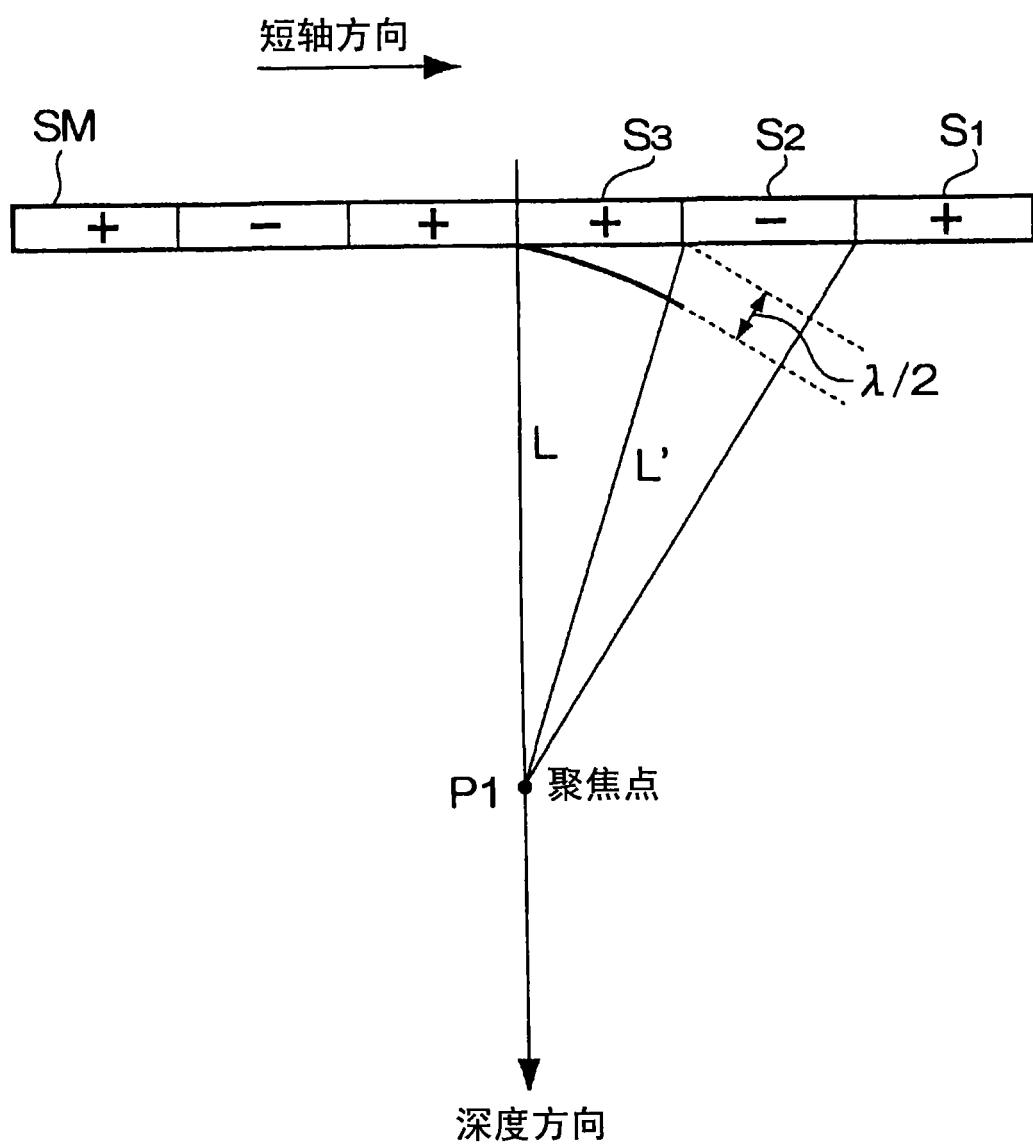


图 19

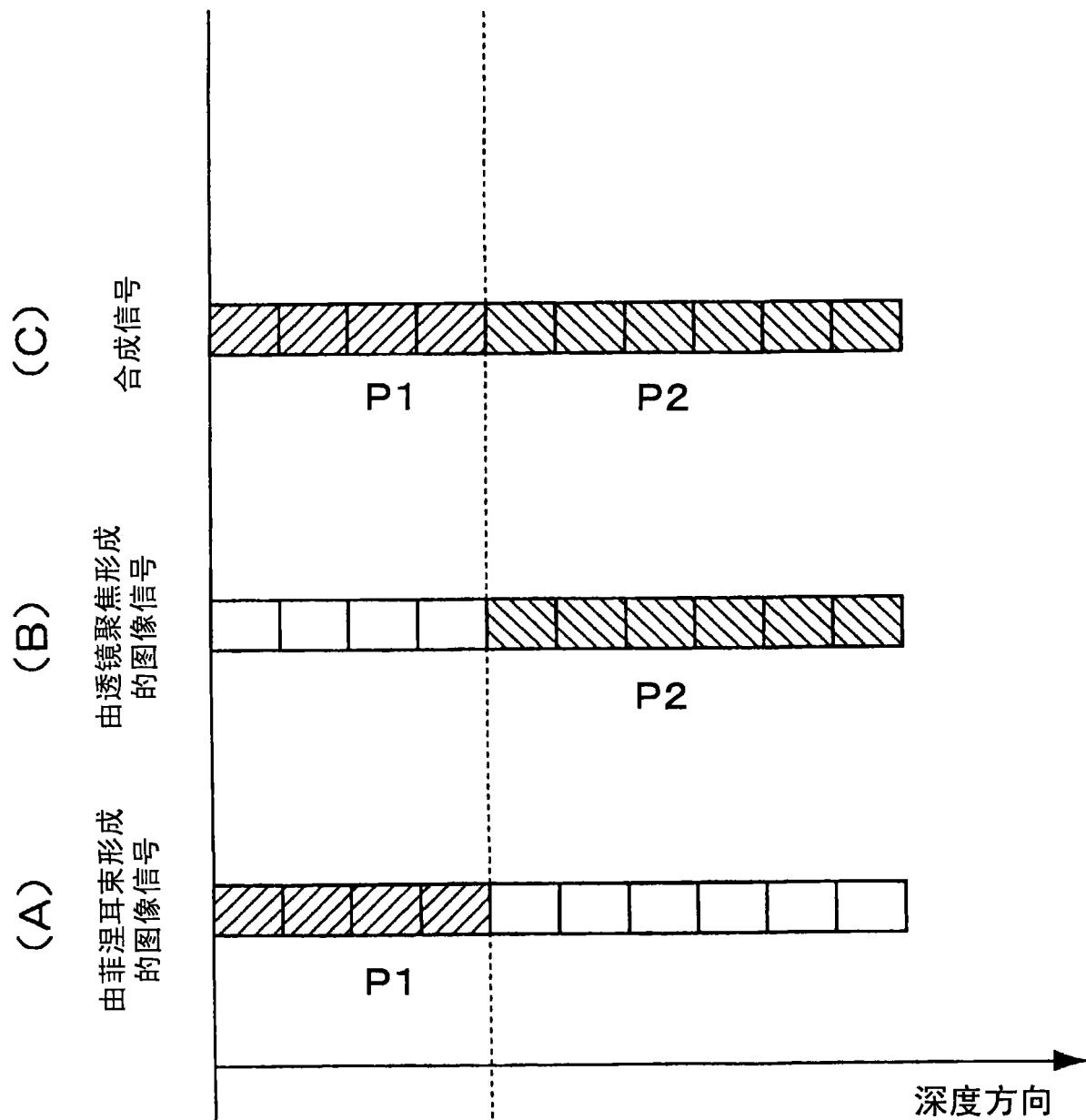


图 20

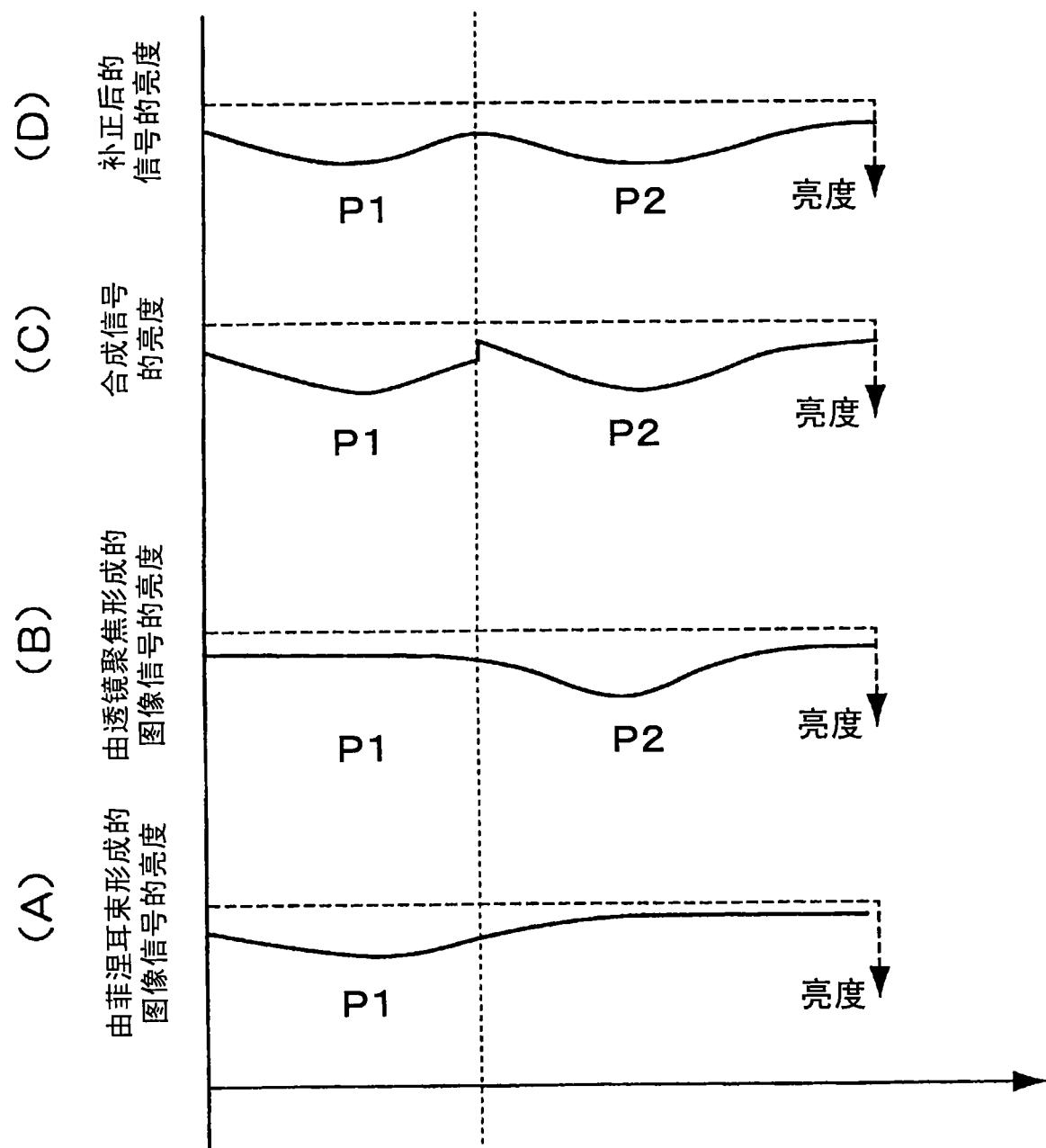


图 21

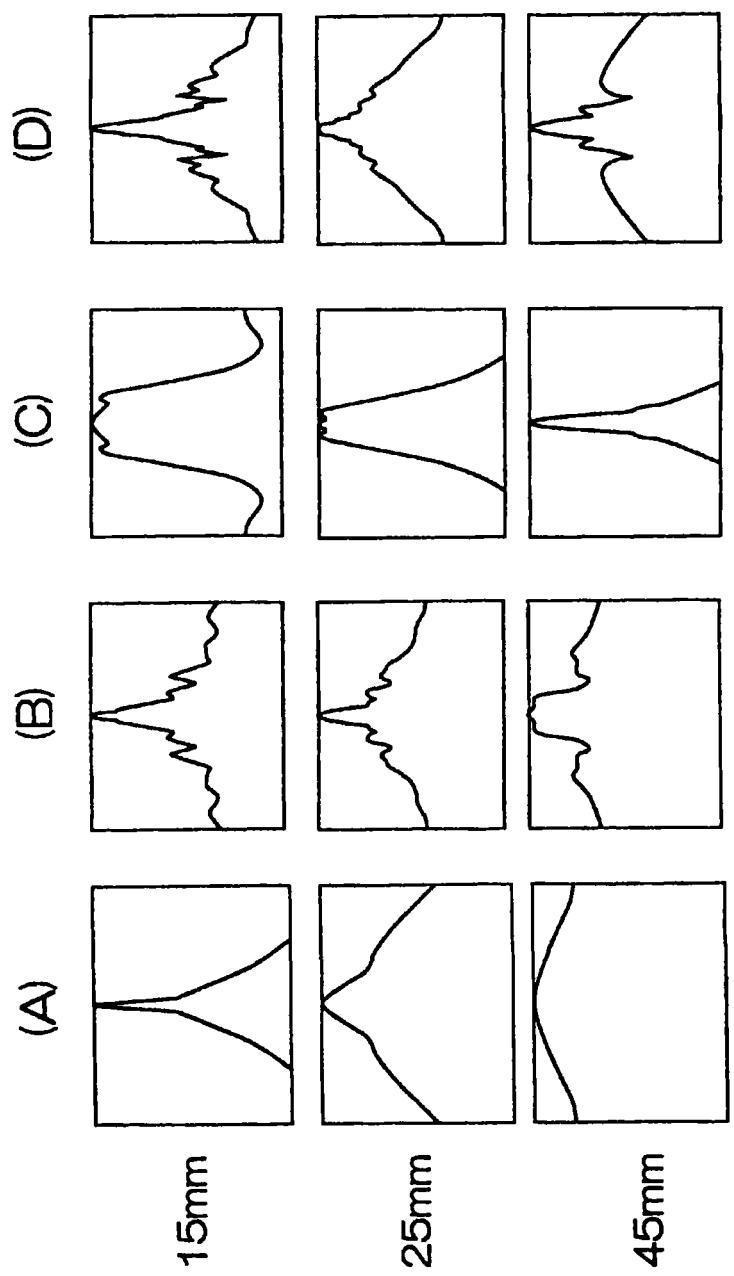


图 22

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101160098A</a>	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	CN200680012654.X	申请日	2006-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	押木光博 筱村隆一		
发明人	押木光博 筱村隆一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/346 G01S15/8927 G01S15/8925 G01S7/52046		
代理人(译)	李贵亮		
优先权	2005136444 2005-05-09 JP 2005183763 2005-06-23 JP		
其他公开文献	CN101160098B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

为了实现更适于一边抑制聚焦数据数目的增大而一边会聚射束宽度的超声波诊断装置，具备：在与被检体之间收发超声波的超声波探头(10)、向超声波探头(10)供给驱动信号的发送机构(12)、处理从超声波探头(10)输出的接收信号的接收机构(16)、基于从接收机构(16)输出的信号重新构成超声波像的机构(18)、和显示超声波像的机构(20)，设置有元件选择机构(22)，其从构成超声波探头(10)的且将超声波和电信号相互变换的多个振动单元中选择用于形成超声波收发的口径的多个驱动振动单元，元件选择机构(22)按照聚焦点的深度将多个驱动振动单元分为由一个或邻接的多个驱动振动单元构成的多个组。

