



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03809669.2

[43] 公开日 2005年8月3日

[11] 公开号 CN 1649545A

[22] 申请日 2003.4.18 [21] 申请号 03809669.2
 [30] 优先权
 [32] 2002.4.30 [33] JP [31] 128522/2002
 [86] 国际申请 PCT/JP2003/004964 2003.4.18
 [87] 国际公布 WO2003/092505 日 2003.11.13
 [85] 进入国家阶段日期 2004.10.29
 [71] 申请人 松下电器产业株式会社
 地址 日本大阪府门真市
 [72] 发明人 西垣森绪 铃木隆夫

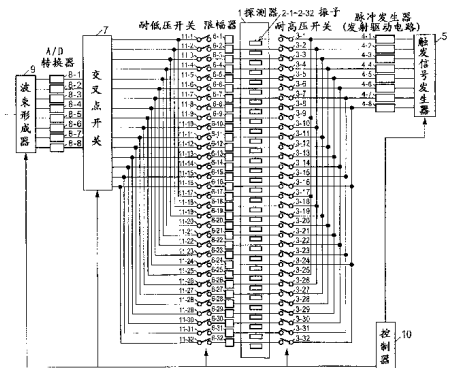
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 徐谦 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 13 页

[54] 发明名称 超声诊断仪

[57] 摘要

本发明公开了这样一种超声诊断仪：减少了用于产生发射脉冲的发射驱动电路的个数，能够降低成本。从施加发射脉冲的振子 2-1~2-32 之中选择 8 个，决定孔径的耐高压开关 3-1~3-32；从接收超声波回波的振子 2-1~2-32 之中选择 16 个的耐低压开关 11-1~11-16；这两种开关分别设置。用于发射的耐高压开关 3 把 4 个输入合并成 1 个，构成 1:4 的分配电路。用于接收的耐低压开关 11 把 2 个输出合并成 1 个，形成 2:1 的多路复用器。仅用 8 个脉冲发生器(发射驱动电路)4-1~4-8 进行线性扫描。用于发射超声波的耐高压开关 3 和用于接收的耐低压开关 11 是分开的，因此可以减少脉冲发生器(发射驱动电路)4 的数量，能够在保持性能的同时减少电路成本。



1. 一种超声诊断仪，具备：
 - 探测器，具有线阵列排列的多个超声波振子；
 - 多个发射驱动电路，驱动上述超声波振子；
 - 5 多个耐高压开关，连接上述超声波振子和上述发射驱动电路；
 - 多个限幅器，对上述发射驱动电路所产生的规定电压及其以上电压的发射脉冲进行限制；
 - 交叉点开关，具有多于上述发射驱动电路数量的输入端子、将上述超声波振子接收到的信号进行重新排列和相加；
 - 10 耐低压开关，将上述限幅器的输出信号连接到上述交叉点开关的输入端子上面；
 - A/D 转换器，将上述交叉点开关的输出信号变换为数字信号；
 - 波束形成器，将上述 A/D 转换器的输出信号延迟相加。
2. 如权利要求 1 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 15 改变上述耐高压开关的连接模式的装置；
 - 在孔径大于由上述发射驱动电路数量所决定的最小限度孔径的连接模式下打关闭上述耐高压开关的装置。
3. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 识别所连接探测器种类的装置；
 - 20 对应上述探测器种类改变上述孔径大小的装置。
4. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 输入显示深度的装置；
 - 对应输入的上述显示深度改变上述孔径大小的装置。
5. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 25 输入显示模式的装置；
 - 对应输入的上述显示模式改变上述孔径大小的装置。
6. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 输入发射聚焦深度的装置；
 - 对应输入的上述发射聚焦深度改变上述孔径大小的装置。
- 30 7. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪，还具备：
 - 输入发射脉冲中心频率的装置；
 - 对应输入的上述中心频率改变上述孔径大小的装置。

-
8. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪, 还具备:
选择高分辨率优先还是选择动态范围广度优先的装置;
对应所选优先特性来选择所用振子的装置。
9. 如权利要求 1 所述的超声诊断仪, 在上述波束形成器的输出端
- 5 设置:
保存 1 声线数据量的存储器;
将上述存储器的输出与上述波束形成器的输出相加的加法器。
10. 如权利要求 2 所述的超声诊断仪, 还具备:
连接相邻的 2 个振子的耐高压开关。
- 10 11. 如权利要求 10 所述的超声诊断仪, 还具备: 插在上述耐高压
开关和上述振子之间的二极管。

超声诊断仪

技术领域

- 5 本发明涉及超声诊断仪，尤其是使用使用阵列振子进行线性扫描的超声诊断仪。

背景技术

- 10 超声诊断仪是通过从排列有超声振子的超声探头（探测器）向被检查体内发射超声波，被检查体内反射回来的超声波通过超声探头接收，接收到的超声波经信号处理成像，由此来观察被检查体内状态的仪器。超声诊断仪中超声波束的控制方法有扇形扫描法和线性扫描法。扇形扫描法是用极坐标表示计量剖面层，以超声波的发射位置为极点，超
15 声波前进方向为极轴方向，超声波发射方向为极角方向的扫描方法。线性扫描法是用直角坐标表示计量剖面层，超声波前进方向为一轴，超声波的发射位置沿另一正交轴移动的扫描方法。

- 使用超声探头的阵列振子进行线性扫描的超声诊断仪中，利用了同时使用阵列排列的多个振子进行超声波束收敛的聚焦技术。有一种将施加给超声探头各个振子的脉冲的开始发生时刻错开，控制超声波束收敛于体内的某一被检查部位的发射聚焦技术。另外也有进行合成孔径扫描的超声诊断仪。

- 简单说明聚焦技术。以超声波束能够同时到达期望汇聚部位的时刻，从发射时刻控制电路向驱动器输出发射时刻信号。驱动器根据发射
25 时刻信号产生超声波发射脉冲，传给振子。各个驱动器和各个振子1对1连接。信号经振子变换为超声波，在被检查体内反射，又被振子变换成电信号，在接收波束形成器上延迟相加。

- 在合成孔径扫描中，发射电路产生驱动脉冲，驱动被选择的振子。振子产生超声脉冲；超声脉冲在被检查体内反射后，作为回声超声波被振子接收。接收到的信号经放大后，变换成数字化数据，写入存储器。向
30 存储器的写入完成后，再选择不同振子，进行上述同样动作，将接收到的信号写入存储器。保存在存储器中的各个接收信号被给与指定时间差

后相加。相加后的接收信号经信号处理部件进行信号处理，在显示器上显示出来。信号接受过程中如果被检查体保持静止，就能够强化来自被检查体特定部位的信号，获得强接收指向性。下面列举几种现有的超声诊断仪的例子。

5 特开平 7-67879 号公报中公开的“超声诊断仪”是在进行合成孔径的超声诊断仪中防止由于被检查体活动而导致画质变坏的诊断仪。由发射电路驱动阵列振子，向被检查体内发射超声波。从振子接收到的回波中通过开关选择规定振子的信号。经放大器适当放大，用 A/D 转换器转换为数字信号后，在波束合成部件中延迟相加，存入存储器。同样地，
10 再次发射超声波，通过开关选择其它振子的信号。经放大器、A/D 转换器、波束合成部件进行同样的信号处理，再与存储器中保存的延迟相加信号合成。合成后的信号经信号处理部件进行信号处理后，在显示器上显示出来。

特开 2000-152937 号公报中公开的“超声诊断仪”是接收信号波束
15 形状无损坏、减少了发射驱动器数量的超声诊断仪。通过在发射驱动器和振子之间插入开关（二极管），1 个驱动器能够驱动多个振子。接收信号时，能够独立地处理各个振子的信号。

参考图 13 说明现有的进行线性扫描的超声诊断仪的具体实例。图 13 是超声诊断仪前端部位的框图。图 13 中，探测器 1 是由振子 2-1 ~
20 2-32 的阵列所构成的超声探头。振子 2-1 ~ 2-32 是发射和接收超声波的致动器/感应器。耐高压开关 3-1 ~ 3-32 是选择对应所用孔径的振子施加高压发射脉冲的开关。脉冲发生器 4-1 ~ 4-16 是产生发射脉冲的发射驱动电路。触发信号发生器 5 是产生发射触发信号的装置。限幅器 6-1 ~
25 6-16 用来限制高压的发射脉冲，保护后级电路。交叉点开关（CPS）7 用来对限幅器的输出进行重新排列与相加。A/D 转换器 8-1 ~ 8-8 用来把接收到的模拟信号转换成数字信号。波束形成器 9 用来把数字化变换后的数据延迟相加。控制器 10 用来控制发射电路和接收电路的时刻。

下面说明具有上述结构的现有的超声诊断仪的工作。触发信号发生器 5 产生作为输出超声脉冲的时刻信号的发射触发信号。根据发射触发
30 信号，脉冲发生器 4-1 ~ 4-16 产生发射脉冲。为了保护后级交叉点开关等电路不受脉冲发生器 4-1 ~ 4-16 所产生的高压发射脉冲的影响，用限幅器 6-1 ~ 6-16 来限制进入交叉点开关 7 的高压发射脉冲。通过有选择

地打开关断耐高压开关 3-1 ~ 3-32，只给要驱动的振子施加高压发射脉冲。通过这种选择操作来决定探测器 1 的孔径位置和宽度。通过探测器 1 中被选择的 16 个振子，向被检查体发射超声波。

振子 2-1 ~ 2-32 接收来自被检查体的反射超声波。接收到的信号通过被选择的 16 个耐高压开关后，经过限幅器 6-1 ~ 6-16，进入交叉点开关 7。接收到的信号经交叉点开关 7 重新排列和相加，成为 8 个合成的接收信号。A/D 转换器 8-1 ~ 8-8 把合成的接收信号变换成数字信号。波束形成器 9 把数字化变换后的接收信号延迟相加，调整其指向性。这样得到的输出信号经过图中没有表示出来的电路变换成图像信号后显示出来。控制器 10 控制这些超声波发射系统的电路和接受系统的电路的时刻。

然而，上述现有的超声诊断仪中，由于需要多个电路，因而存在成本昂贵的问题。尤其是存在产生发射脉冲的发射驱动电路（脉冲发生器）的成本相当昂贵的问题。

发明内容

本发明的目的是解决上述现有的问题，提供能够用少量发射驱动电路进行线性扫描的超声诊断仪。

为了解决上述问题，本发明中的超声诊断仪由：阵列排列的多个超声波振子；驱动超声波振子的多个发射驱动电路；连接超声波振子和发射驱动电路的多个耐高压开关；将发射驱动电路产生的规定电压以及超过该指定电压的发射脉冲进行限制的多个限幅器；具有多于发射驱动电路数量的输入端子、将超声波振子接收到的信号进行重新排列和相加的交叉点开关；将限幅器的输出信号连接到交叉点开关的输入端子的耐低压开关；将交叉点开关的输出信号变换为数字信号的 A/D 转换器；将 A/D 转换器的输出信号延迟相加的波束形成器来构成。通过这种结构，可以分别改变用于发射信号的耐高压开关的连接模式和用于接收信号的耐低压开关的连接模式，用少量的发射驱动电路即可进行充分精确的线性扫描。

另外，结构中具有改变耐高压开关连接模式的装置，还具有在孔径大于由发射驱动电路数量所决定的最小限度的孔径的连接模式下打开

关断耐高压开关的装置。通过这种结构，改变用于发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得孔径大于由发射驱动电路数量所决定的最小限度的孔径的孔径直径，尤其是在聚焦部位设定于深处的情况下，能够改善波束形状。

5 另外，结构中具有识别所连接的探测器种类的装置，又具有对应探测器种类改变孔径大小的装置。通过这种结构，对应探测器的种类改变用来发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得适合于探测器的最佳孔径直径，改善波束形状。

10 另外，结构中具有输入显示深度的装置，还具有对应输入的显示深度改变孔径大小的装置。通过这种结构，对应显示深度改变用于发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得适合于探测器的最佳孔径直径，改善波束形状。

15 另外，结构中具有输入显示模式的装置，还具有对应输入的显示模式改变孔径大小的装置。通过这种结构，对应显示模式改变用来发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得适合于探测器的最佳孔径直径，改善波束形状。

20 另外，结构中具有输入发射信号聚焦深度的装置，还具有对应输入的发射信号聚焦深度改变孔径大小的装置。通过这种结构，对应发射信号聚焦深度改变用来发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得适合于探测器的最佳孔径直径，改善波束形状。

另外，结构中具有输入发射脉冲中心频率的装置，还具有对应输入的中心频率改变孔径大小的装置。通过这种结构，对应发射脉冲的中心频率改变用来发射信号的耐高压开关的连接方法，可以获得适合于探测器的最佳孔径直径，改善波束形状。

25 另外，结构中还具有选择高分辨率优先还是动态范围广度优先的装置，还具有对应所选优先特性来选择所用振子的装置。通过这种结构，在孔径直径大于由发射驱动电路数量所决定的最小限度孔径时，通过把不使用的振子集中到中央附近或集中到顶端，能够相应地选择提高分辨率还是降低旁瓣，显示出易于诊断的图像。

30 另外，在波束形成器的输出端设置了保存 1 声线数据量的存储器，以及将存储器的输出与波束形成器的输出相加的加法器。通过这种结构，振子分为 2 组驱动进行孔径合成，由此能够实现最佳波束形状。

另外，设置了连接 2 个相邻的振子的耐高压开关。通过这种结构，最多能够同时驱动 2 倍于发射驱动电路数量的振子，尤其是能够改善聚焦设定于深处部位情况下的波束形状，获得高画质。

另外，在耐高压开关和振子之间插入了二极管。通过这种结构，能够进行接收信道的分离，实现最佳波束形状。

附图说明

图 1 是本发明的第 1 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 2 是表示本发明的第 2 实施方式中超声诊断仪的耐高压开关的连接
10 的说明图。

图 3 是本发明的第 3 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 4 是本发明的第 4 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 5 是本发明的第 5 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 6 是本发明的第 6 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。
15

图 7 是本发明的第 7 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 8 是表示本发明的第 8 实施方式中超声诊断仪的耐高压开关的连接
的说明图。

图 9 是本发明的第 9 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 10 是表示本发明的第 9 实施方式中超声诊断仪的耐高压开关的
20 连接的说明图。

图 11 是本发明的第 10 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 12 是本发明的第 11 实施方式中超声诊断仪的前端部位的框图。

图 13 是现有的超声诊断仪的前端部位的框图。
25

具体实施方式

下面就本发明的实施方式的超声诊断仪，参照图 1~图 12 进行详细
说明。

[第 1 实施方式]

本发明的第 1 实施方式是将对发射超声波的振子进行选择的开关，
与对接收振子进行选择的开关分离的超声诊断仪。

图 1 是本发明的第 1 实施方式的超声诊断仪的发射接收电路的框图。图 1 中, 探测器 1 是由振子 2-1 ~ 2-32 的阵列所构成的超声探头。振子 2-1 ~ 2-32 是发射和接收超声波的致动器/感应器。耐高压开关 (HV-SW) 3-1 ~ 3-32 选择对应所用孔径的振子施加高压发射脉冲。脉冲发生器 4-1 ~ 4-16 是产生高压发射脉冲的发射驱动电路。触发信号发生器 5 用来产生作为输出超声脉冲的时刻信号的发射触发信号。限幅器 6-1 ~ 6-32 是为了保护后续交叉点开关 7 等电路不受脉冲发生器 4-1 ~ 4-8 所产生的高压发射脉冲的影响, 对进入交叉点开关 7 的高压发射脉冲进行限制 (限制电压值) 的装置。交叉点开关 7 用来将限幅器 6-1 ~ 6-32 的输出信号进行重新排列相加成为合成的接收信号。A/D 转换器 8-1 ~ 8-8 用来把模拟的合成接收信号变换成数字信号。波束形成器 9 用来把数字化变换后的合成接收信号延迟相加, 调整其指向性。控制器 10 用来控制超声波发射系统的电路和接收系统的电路的时刻。耐低压开关 (LV-SW) 11-1 ~ 11-16 是从限幅器 6-1 ~ 6-32 的输出信号中选择出要使用的接收信号的开关。

下面说明具有上述结构的本发明第 1 实施方式的超声诊断仪的工作。耐高压开关 3-1 ~ 3-32 为发射超声脉冲而对振子进行选择, 耐低压开关 11-1 ~ 11-16 对接收了超声波回波的振子进行选择; 将这两种开关分离, 是与现有的超声诊断仪所不同的地方。在超声波脉冲发射电路中, 进入到耐高压开关 3-1 ~ 3-32 之中规定的 4 个的输入, 被集中到脉冲发生器 4-1 ~ 4-8 之中规定的 1 个, 构成 1:4 的分配电路。因此, 发射超声脉冲时, 8 个脉冲发生器可以驱动 32 个振子 2-1 ~ 2-32, 从而能够进行线性扫描。在超声波回波的接收电路中, 耐低压开关 11-1 ~ 11-16 之中每 2 个的输出被合二为一, 成为 2:1 多路复用器。

作为超声脉冲发射中的聚焦调整方法, 不可能采用信号接收时那样的动态聚焦。因此, 几乎没有使用多频道的振子来将超声波集中到目标深度的一点上的波束控制的做法。因此, 超声脉冲的发射系统电路可以少于接收电路的频道数量。

触发信号发生器 5 产生作为输出超声脉冲的时刻信号的发射触发信号。根据发射触发信号, 脉冲发生器 4-1 ~ 4-8 产生发射脉冲。通过有选择地打开耐高压开关 3-1 ~ 3-32 之中的 8 个, 只给探测器 1 的阵列排列的振子 2-1 ~ 2-32 之中需要驱动的振子施加高压发射脉冲。通过这种

选择操作，决定探测器 1 的孔径位置和幅度。探测器 1 中被选择的 8 个振子向被检查体发射超声波。为了保护后续交叉点开关等电路不受施加给振子的高压发射脉冲的影响，用限幅器 6-1 ~ 6-32 来限制进入交叉点开关 7 的高压发射脉冲。

5 被检查体内反射回来的超声波由振子 2-1 ~ 2-32 接收。接收到的信号通过耐低压开关 11-1 ~ 11-32 之中选择出来的 16 个之后进入交叉点开关 7。交叉点开关 7 把接收到的信号重新排列相加后，成为 8 个合成接收信号。A/D 转换器 8-1 ~ 8-8 将合成接收信号变换成数字化信号。波束形成器 9 把数字化变换后的接收信号延迟相加，调整其指向性。这样
10 得到的输出信号经过图中没有表示出来的电路变换成图像信号后显示出来。控制器 10 控制这些超声波发射系统电路和接受系统电路的时刻。

如上所述，本发明第 1 实施方式中的超声诊断仪采用将用来选择发射超声波的振子的开关 3-1 ~ 3-32，和选择接收信号的振子 2-1 ~ 2-32 的开关 11-1 ~ 11-32 分离的结构，所以能够减少发射驱动电路（脉冲发
15 生器）的数量，保持性能的同时降低成本。

[第 2 实施方式]

用图 1 及图 2 来说明本发明的第 2 实施方式的超声诊断仪。本发明的第 2 实施方式的超声诊断仪中，耐高压开关选择发射超声波的振子，通过控制器 10 改变耐高压开关的连接模式，设定连接模式使得孔径大
20 于由发射驱动电路数量所决定的最小限度孔径大小，进一步通过控制器 10 来打开关闭耐高压开关。

图 2 是本发明的第 2 实施方式的超声诊断仪中发射电路的高压开关的连接方法说明图。振子 2-1 ~ 2-32 是发射和接收超声波的致动器/感应器。耐高压开关（HV-SW）3-1 ~ 3-32 选择对应所用孔径的振子施加高
25 压发射脉冲。第 2 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。

下面说明具有上述结构的本发明第 2 实施方式的超声诊断仪的工作。通过改变耐高压开关的打开关闭模式，实现大于由发射驱动电路数量（8）所决定的最小限度孔径（以振子阵列行距为单位、8）大小的孔
30 径。模式 P1 是通常的开关连接模式。●标志表示打开的开关的位置。发射驱动电路数量（8）决定了最小限度孔径（8）。模式 P1 的 PA1 中，孔径位置#1 为孔径中心。模式 P1 的 PA2 中，孔径位置#2 为孔径中心。模

式 P1 的 PA3 中, 孔径位置#3 为孔径中心。模式 P1 的 PA4 中, 孔径位置#4 为孔径中心。

模式 P2 中孔径大小为 12。模式 P2 的 PB1 中, 孔径位置#1 为孔径中心。模式 P2 的 PB2 中, 孔径位置#2 为孔径中心。模式 P2 的 PB3 中, 孔径位置#3 为孔径中心。模式 P2 的 PB4 中, 孔径位置#4 为孔径中心。模式 P3 中孔径大小为 16。模式 P3 的 PC1 中, 孔径位置#1 为孔径中心。模式 P3 的 PC2 中, 孔径位置#2 为孔径中心。模式 P3 的 PC3 中, 孔径位置#3 为孔径中心。模式 P3 的 PC4 中, 孔径位置#4 为孔径中心。

这样, 通过改变选择发射超声波的振子的耐高压开关的打开连接的位置, 实现大于由发射驱动电路数量(8)所决定的最小限度的孔径(8)的孔径。在由于探测器 1 的振子频道间距狭窄等原因而需要较大孔径的情况下, 能够简单地扩大孔径。

如上所述, 本发明第 2 实施方式中的超声诊断仪, 采用改变耐高压开关的连接模式, 在孔径大于由发射驱动电路数量所决定的最小限度孔径的连接模式下打开关闭耐高压开关的结构, 所以能够实现减少发射驱动电路(脉冲发生器)的数量, 保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 3 实施方式]

本发明的第 3 实施方式是在探测器内设置了 ID 发生器, 在装置主体装备了 ID 编码器的超声诊断仪。

图 3 是本发明的第 3 实施方式的超声诊断仪中发射和接收电路的框图。图 3 中, ID 发生器 12 用来产生表示探头种类的识别信号。ID 编码器 13 用来把识别信号变换为控制信号。第 3 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在探测器 1 内设置 ID 发生器、在装置本体设置 ID 编码器这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 3 实施方式的超声诊断仪的工作。把探测器 1 连接到装置主体上, ID 发生器 12 产生表示探头种类的识别符号, 传给装置主体所带有的 ID 编码器 13。ID 编码器 13 把识别符号变换成控制信号, 输出到控制器 10。这样一来, 使用 ID 发生器 12 和 ID 编码器 13, 通过控制器 10 来读取探头的种类。根据探头种类, 控制器 10 通过改变耐高压开关 3-1~3-32 的打开连接模式, 来控制超声波束的孔径直径。

如上所述, 本发明第 3 实施方式中的超声诊断仪采用在探测器内设

置 ID 发生器，在装置主体装备 ID 编码器的结构，所以能够实现针对各个探头实现最佳孔径直径，减少信号发射电路数量，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 4 实施方式]

5 本发明的第 4 实施方式是附加了显示深度输入设备的超声诊断仪。

图 4 是本发明的第 4 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 4 中，显示深度输入设备 14 用于输入表示目标显示深度的数据。第 4 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在附加了显示深度输入设备 14 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 4 实施方式的超声诊断仪的工作。显示深度输入设备 14 给控制器 10 提供显示深度信息。根据显示深度，控制器 10 通过改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，来控制超声波束的孔径直径。显示深处部位的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 15 3-32 的打开连接模式来扩大超声波束的孔径直径。显示浅层部位的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式来缩小超声波束的孔径直径。

如上所述，本发明第 4 实施方式中的超声诊断仪采用附加了显示深度输入设备的结构，所以能够实现针对显示深度实现最佳孔径直径，减少信号发射电路数量，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 5 实施方式]

本发明的第 5 实施方式是附加了显示模式输入设备的超声诊断仪。

图 5 是本发明的第 5 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 5 中，显示模式输入设备 15 用于输入表示目标的显示模式的数据。第 5 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在附加了显示模式输入设备 15 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 5 实施方式的超声诊断仪的工作。超声诊断仪有 B 模式、彩色多普勒模式、脉冲多普勒模式等各种信号处理/显示模式，所适合的孔径直径各不相同。显示模式输入设备 15 给控制器 10 提供显示模式信息。根据显示模式，控制器 10 通过改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，来控制超声波束的孔径直径。

B 模式是直线式移动脉冲发射位置或发射方向，显示进行了亮度调制的回波接收信号的包络线波形的对象的断层图像的模式。在 B 模式显示的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，以扩大超声波束的孔径。

5 彩色多普勒模式是用彩色多普勒法（将在二维断层面的流速分布可视化的方法），把超声波束上测量的各个频道内流速（平均多普勒偏差频率）量子化为大约 8 个等级，把接近探头的流变换为红色系彩色亮度信息，把远离探头的流变换为蓝色系彩色亮度信息，在显示器上显示出来的同时，顺序扫描测量波束方向的模式。用彩色多普勒模式显示的情况
10 下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，以缩小超声波束的孔径直径。

脉冲多普勒模式是通过多普勒法把发射的超声波脉冲化，由此确定并显示发射部位的模式。在以脉冲多普勒模式显示的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，以缩小超声波束的孔径直径。

15 如上所述，本发明第 5 实施方式中的超声诊断仪采用了附加了显示模式输入设备的结构，所以能够实现针对显示模式实现最佳孔径直径，减少信号发射电路数量，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 6 实施方式]

20 本发明的第 6 实施方式是附加了信号发射聚焦深度输入设备的超声诊断仪。

图 6 是本发明的第 6 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 6 中，信号发射聚焦深度输入设备 16 用于输入表示目标的信号发射聚焦深度的数据。第 6 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在附加了信号发射聚焦深度
25 输入设备 16 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 6 实施方式的超声诊断仪的工作。超声诊断仪即使在相同显示深度下，也能够改变信号发射的聚焦位置；对应聚焦深度，适合的孔径直径不同。信号发射聚焦深度输入设备 16 给控制器 10 输入表示目标的信号发射聚焦深度的数据。根据信号发射
30 聚焦深度，控制器 10 通过改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，来控制超声波束的孔径直径。

发射聚焦深度较深的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连

接模式来扩大超声波束的孔径直径。信号发射聚焦深度较浅的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式来缩小超声波束的孔径直径。

如上所述，本发明第 6 实施方式中的超声诊断仪采用附加了聚焦深度输入设备的结构，所以能够实现针对各个信号发射聚焦深度实现最佳孔径直径，减少信号发射电路数量，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 7 实施方式]

本发明的第 7 实施方式是附加了中心频率输入设备的超声诊断仪。

图 7 是本发明的第 7 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 7 中，中心频率输入设备 17 用于输入表示信号发射脉冲的中心频率的数据。第 7 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在附加了中心频率输入设备 17 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 7 实施方式的超声诊断仪的工作。超声诊断仪中，即使是同一个探测器，也能够针对诊断部位改变信号发射脉冲的中心频率设定。对应中心频率，适合的孔径直径不同。中心频率输入设备 17 给控制器 10 输入表示信号发射脉冲的中心频率的数据，。对应信号发射脉冲的中心频率，控制器 10 通过改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式，来控制超声波束的孔径直径。

在信号发射脉冲的中心频率较低的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式以扩大超声波束的孔径直径。在信号发射脉冲的中心频率较高的情况下，改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式以缩小超声波束的孔径直径。

如上所述，本发明第 7 实施方式中的超声诊断仪采用附加了中心频率输入设备的结构，能够实现针对各个中心频率实现最佳孔径直径，减少信号发射电路数量，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 8 实施方式]

本发明的第 8 实施方式是选择优先考虑高分辨率还是优先考虑动态范围广度，根据优先考虑的特性，来选择所用的振子的超声诊断仪。

图 8 是本发明的第 8 实施方式的超声诊断仪中信号发射电路的耐高压开关的连接方法说明图。图 8 中，振子 2-1 ~ 2-32 是发射和接收超声

波的制动器/感应器。耐高压开关 (HV-SW) 3-1 ~ 3-32 选择对应所用孔径的振子施加高压发射脉冲。第 8 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。

下面说明具有上述结构的本发明第 8 实施方式的超声诊断仪的工作。即使是同样的孔径直径, 通过改变耐高压开关 3-1 ~ 3-32 的打开连接模式, 也能够改变波束形状。模式 P2 中, 所用振子相对位于孔径中心; 模式 P4 中, 所用振子相对分布在孔径端部。模式 P2 中, 能够获得旁瓣很少的波束形状。模式 P4 中, 能够获得细主瓣的波束形状。操作员切换开关 (无图示) 来选择其中的一个模式。

模式 P2 中, 孔径宽度用所用振子个数表示的话是 12 个, 获得旁瓣很少的波束形状, 动态范围变宽。模式 P2 的 PB1 中, 孔径位置#1 为孔径中心。模式 P2 的 PB2 中, 孔径位置#2 为孔径中心。模式 P2 的 PB3 中, 孔径位置#3 为孔径中心。模式 P2 的 PB4 中, 孔径位置#4 为孔径中心。

模式 P4 中, 孔径宽度同样是 12, 但获得了细主瓣的波束形状, 分辨率提高。模式 P4 的 PD1 中, 孔径位置#1 为孔径中心。模式 P4 的 PD2 中, 孔径位置#2 为孔径中心。模式 P4 的 PD3 中, 孔径位置#3 为孔径中心。模式 P4 的 PD4 中, 孔径位置#4 为孔径中心。

如上所述, 本发明第 8 实施方式中的超声诊断仪采用选择优先考虑高分辨率还是优先考虑动态范围广度, 根据优先考虑的特性, 来选择所用的振子的结构, 所以能够实现信号发射驱动电路 (脉冲发生器) 数量减少, 保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 9 实施方式]

本发明的第 9 实施方式是在波束形成器的输出端附加了存储器 18 和加法器 19 的超声诊断仪。

图 9 是本发明的第 9 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 9 中, 存储器 18 用于保存第 1 次的接收信号。加法器 19 用于把第 1 次和第 2 次接收信号相加。第 9 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在波束形成器的输出端附加了存储器 18 和加法器 19 这一点上有所不同。图 10 是本发明的第 9 实施方式的超声诊断仪的工作说明图。

下面说明具有上述结构的本发明第 9 实施方式的超声诊断仪的工

作。使用探测器 1 的 32 个振子中的 16 个，设置成如图 10 所示的孔径 K1~K4。把这个孔径一分为二，进行 2 次超声波的发射和接收。第 1 次如图 10 的孔径 K1 的 1A 所示，利用孔径中心部位的 8 个振子发射超声波。第 2 次如图 10 的孔径 K1 的 1B 所示，利用孔径两端的 8 个振子发射。第 1 次的接收信号保存到存储器 18。对应第 2 次接收信号自波束形成器输出的时刻，从存储器 18 输出第 1 次接收信号。2 个信号经加法器 19 相加。孔径的宽度为 16 个（通过所用振子个数来表示的情况下）的孔径 K1 的中心，成为孔径位置 K1。孔径 K2 宽度为 16，其中心成为孔径位置 K2。孔径 K3 宽度为 16，其中心成为孔径位置 K3。孔径 K4 的孔径宽度为 16 个（通过所用振子个数来表示的情况下），其中心成为孔径位置 K4。通过这样的孔径合成，1 次信号发射接收，可以获得用 2 倍于发射驱动电路频道数的孔径进行信号发射接收的同样效果。

如上所述，本发明第 9 实施方式中的超声诊断仪采用了在波束形成器的输出端附加了存储器和加法器的结构，所以可以实现信号发射电路数量少，能够在保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 10 实施方式]

本发明的第 10 实施方式是附加了连接相邻振子的耐高压开关的超声诊断仪。

图 11 是本发明的第 10 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 11 中，耐高压开关 20-1~20-16 是连接相邻的振子的开关。第 10 实施方式的超声诊断仪与图 1 所示的第 1 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在附加了连接相邻振子的耐高压开关 20-1~20-16 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 10 实施方式的超声诊断仪的工作。用第 2 实施方式中说明过的方法扩大超声波束的孔径直径后，被驱动的振子之间会出现不受驱动的振子，因此相应位置的声压降低。扩大孔径时用耐高压开关连接相邻的振子以防止产生不受驱动的振子。以相邻的被驱动振子在相同的时刻来驱动不受驱动的振子，以此来防止声压的降低。

如果用图 2 所示孔径 K2 的 PA1 为例说明，由于振子 2-8 不受驱动，打开耐高压开关 20-4，就可以用驱动振子 2-7 的高压发射脉冲来驱动振子 2-8。由于振子 2-10、2-15、2-17 也不受驱动，所以打开耐高压开关

20-5、20-8、20-9，也可以用驱动振子 2-9、2-16、2-18 的高压发射脉冲来驱动振子 2-10、2-15、2-17。

如上述，本发明第 10 实施方式中的超声诊断仪采用附加了连接相邻振子的耐高压开关的结构，所以能够实现在扩大孔径时能够防止声压下降，信号发射电路数量少，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

[第 11 实施方式]

本发明的第 11 实施方式是在振子与耐高压开关之间插入了二极管的超声诊断仪。

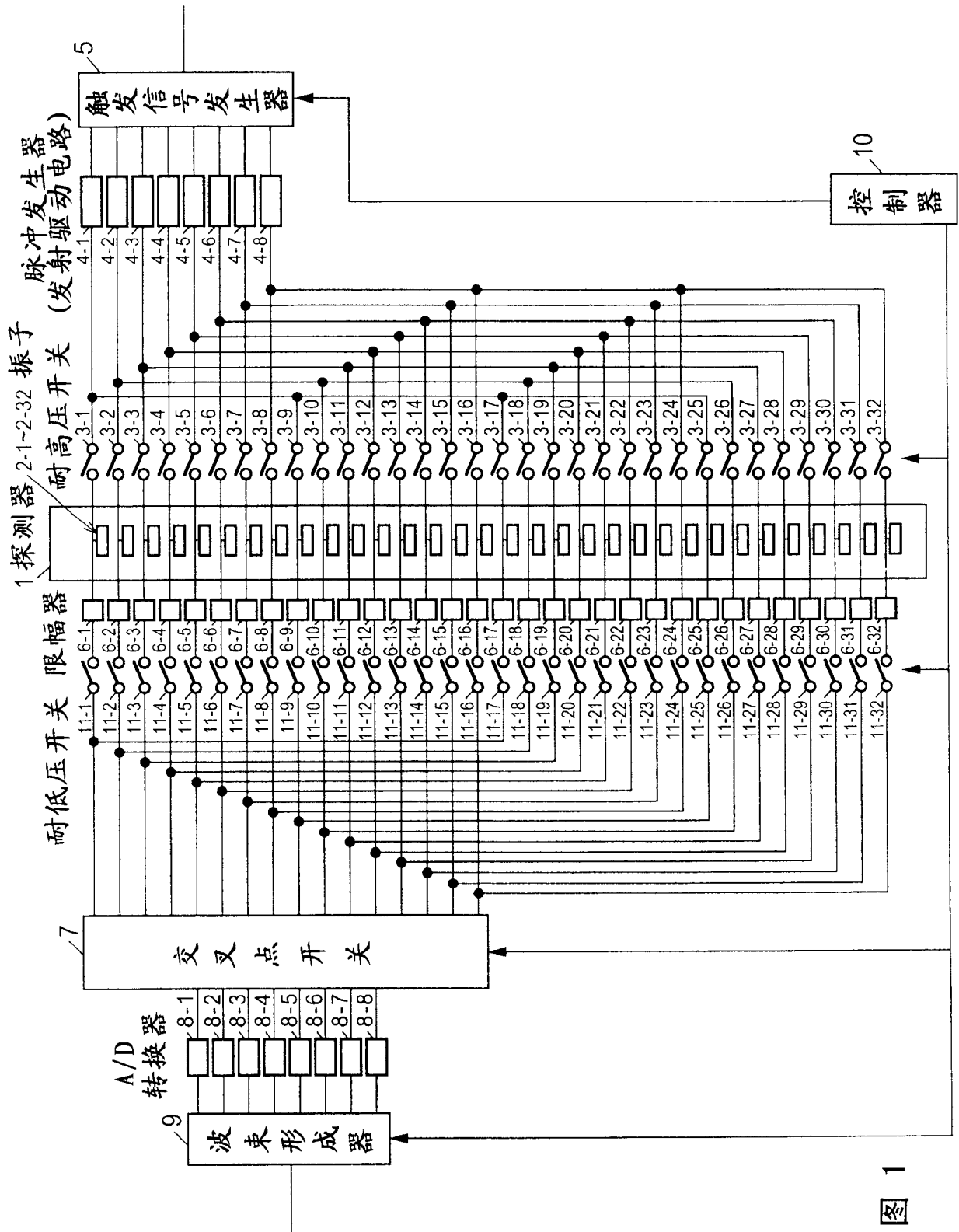
图 12 是本发明的第 11 实施方式的超声诊断仪中信号发射和接收电路的框图。图 12 中，二极管 21-1~21-32 用来按照振子 2-1~2-32 分离出接收信号。第 11 实施方式的超声诊断仪与图 11 所示的第 10 实施方式的超声诊断仪的整体结构相同。仅在振子与耐高压开关之间串联连接了二极管 21-1~21-32 这一点上有所不同。

下面说明具有上述结构的本发明第 11 实施方式的超声诊断仪的工作。第 10 实施方式中，连接相邻振子后，接收信号也变得一样了。为了避免这一点，经由二极管 21-1~21-32 给振子施加高压发射脉冲。振幅相对较小的接收信号，二极管 21-1~21-32 成为关闭状态，可以维持接收频道的独立。由此，能够防止接收波束变坏。

如上述，本发明第 11 实施方式中的超声诊断仪采用了在振子与耐高压开关之间插入了二极管的结构，所以可以实现防止了接收波束变坏，信号发射电路数量少，保持性能的同时便宜的超声诊断仪。

工业适用性

如上述所表明的，本发明中，为了选择性地连接超声诊断仪的超声波振子和发射驱动电路的耐高压开关；为了选择性地使用接受超声回波的超声波振子的耐低压开关；这两种开关分别设置，因而通过分别改变用于信号发射的耐高压开关的连接模式和用于信号接收的耐低压开关的连接模式，可以得到实现即使减少发射驱动电路数量，也能够无损精度地进行线性扫描的，电路规模小、成本低的超声诊断仪。



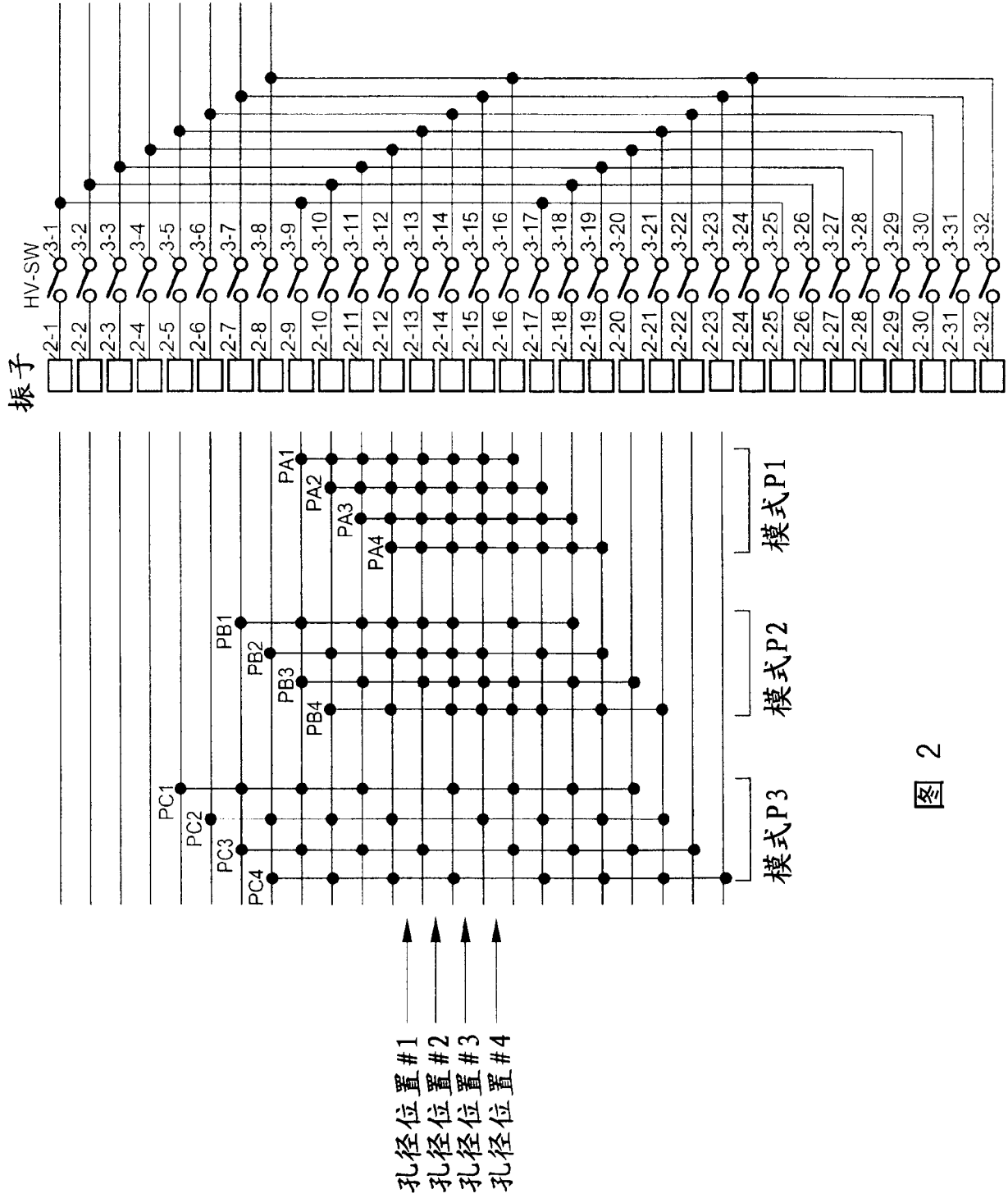


图 2

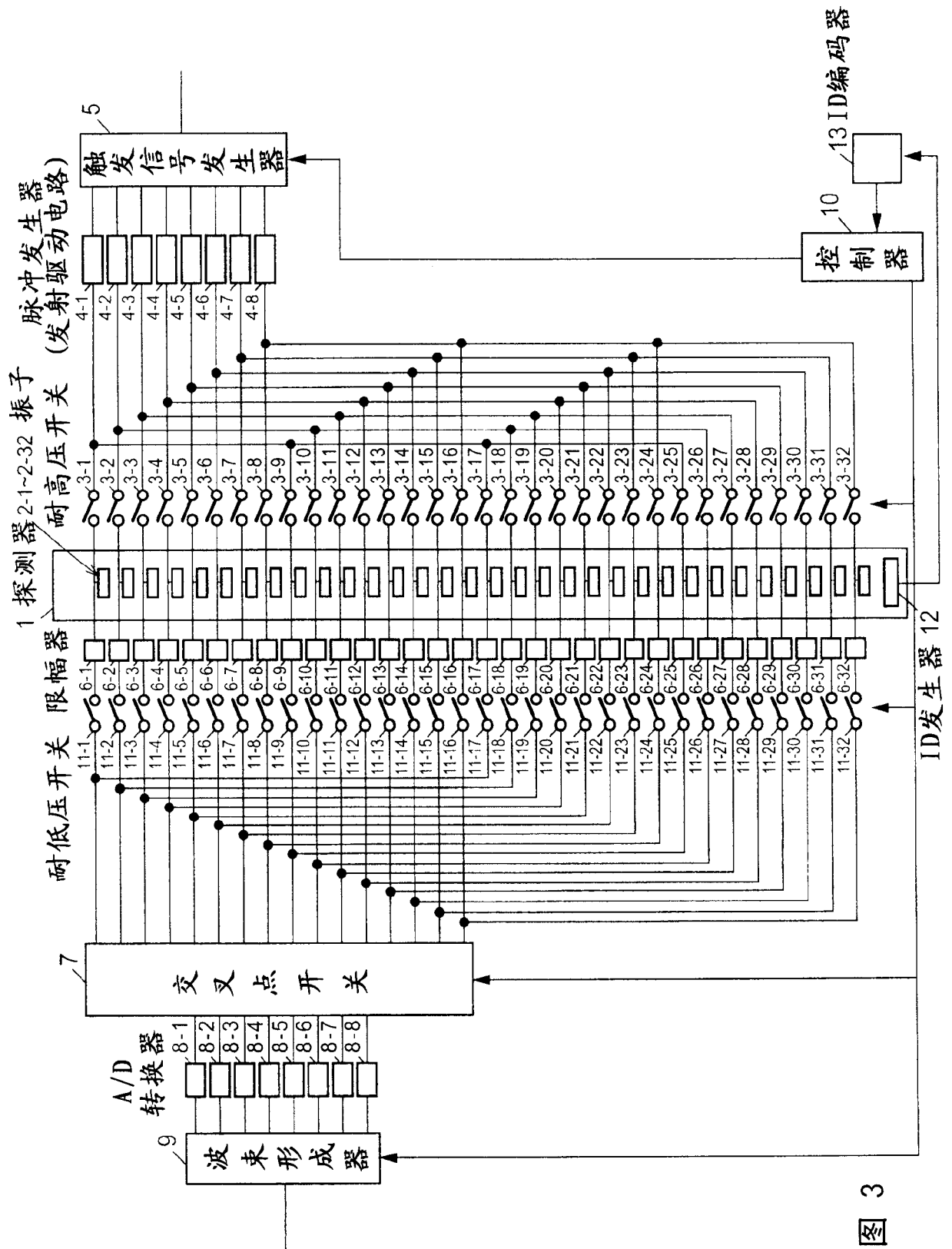


图 3

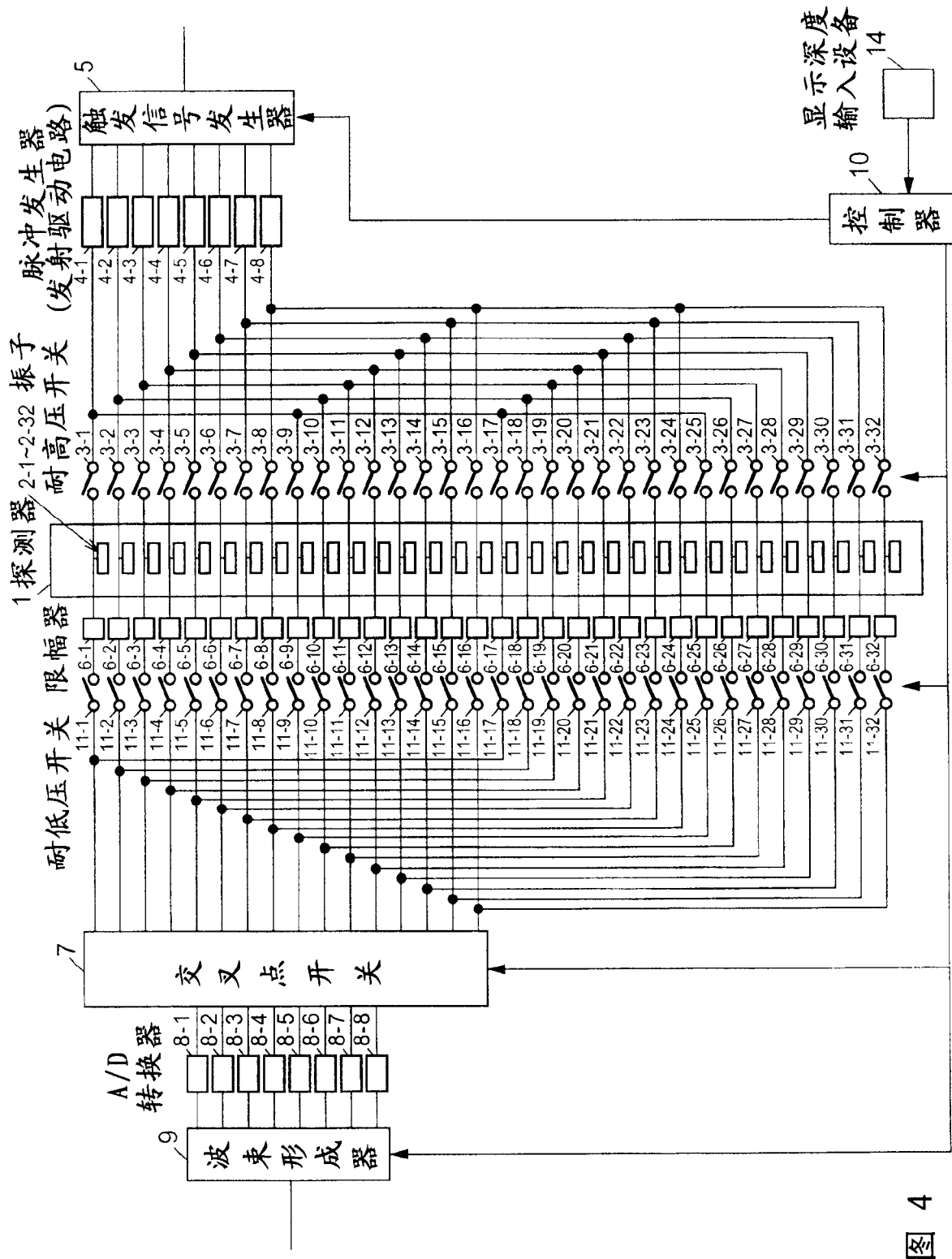


图 4

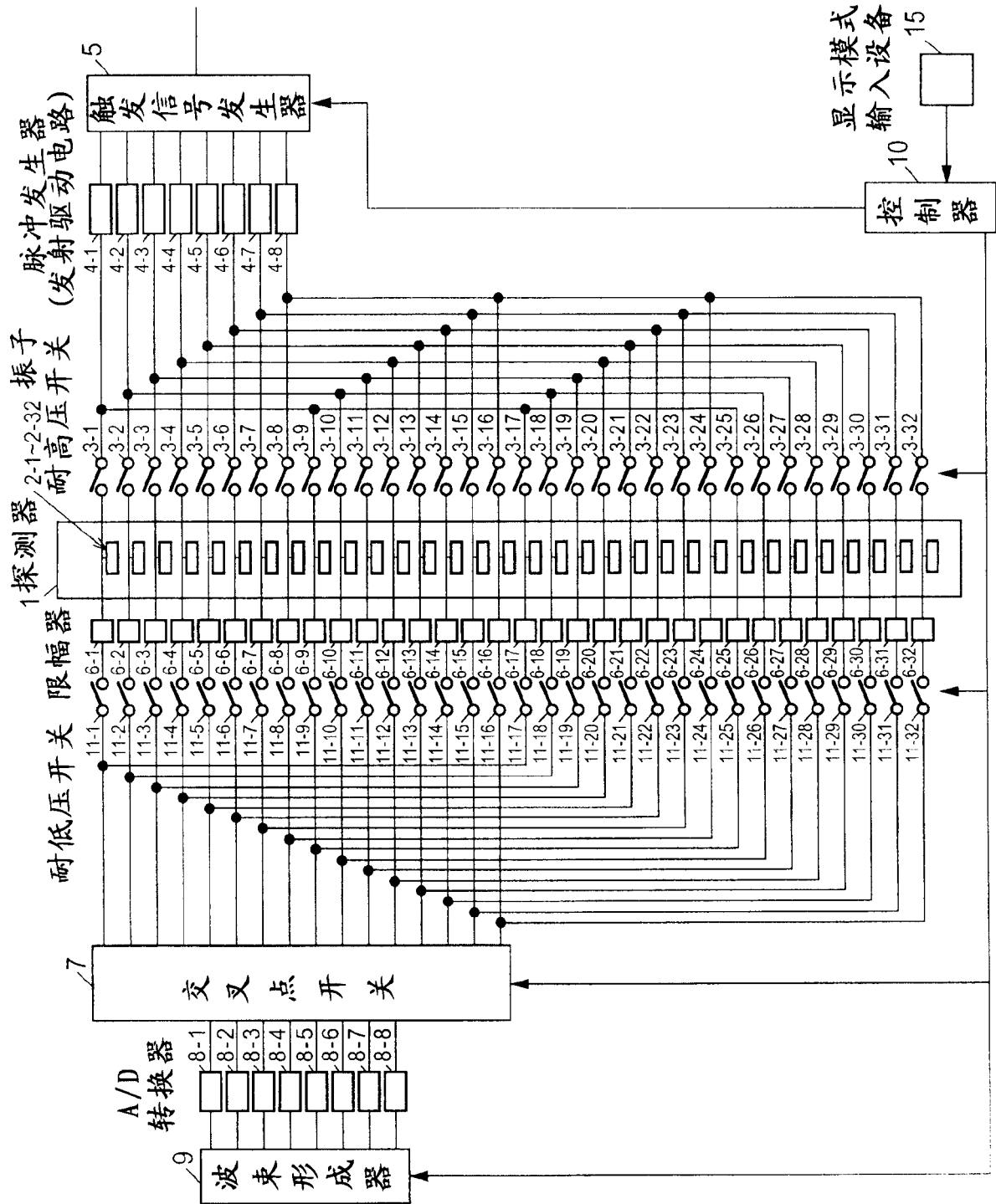


图 5

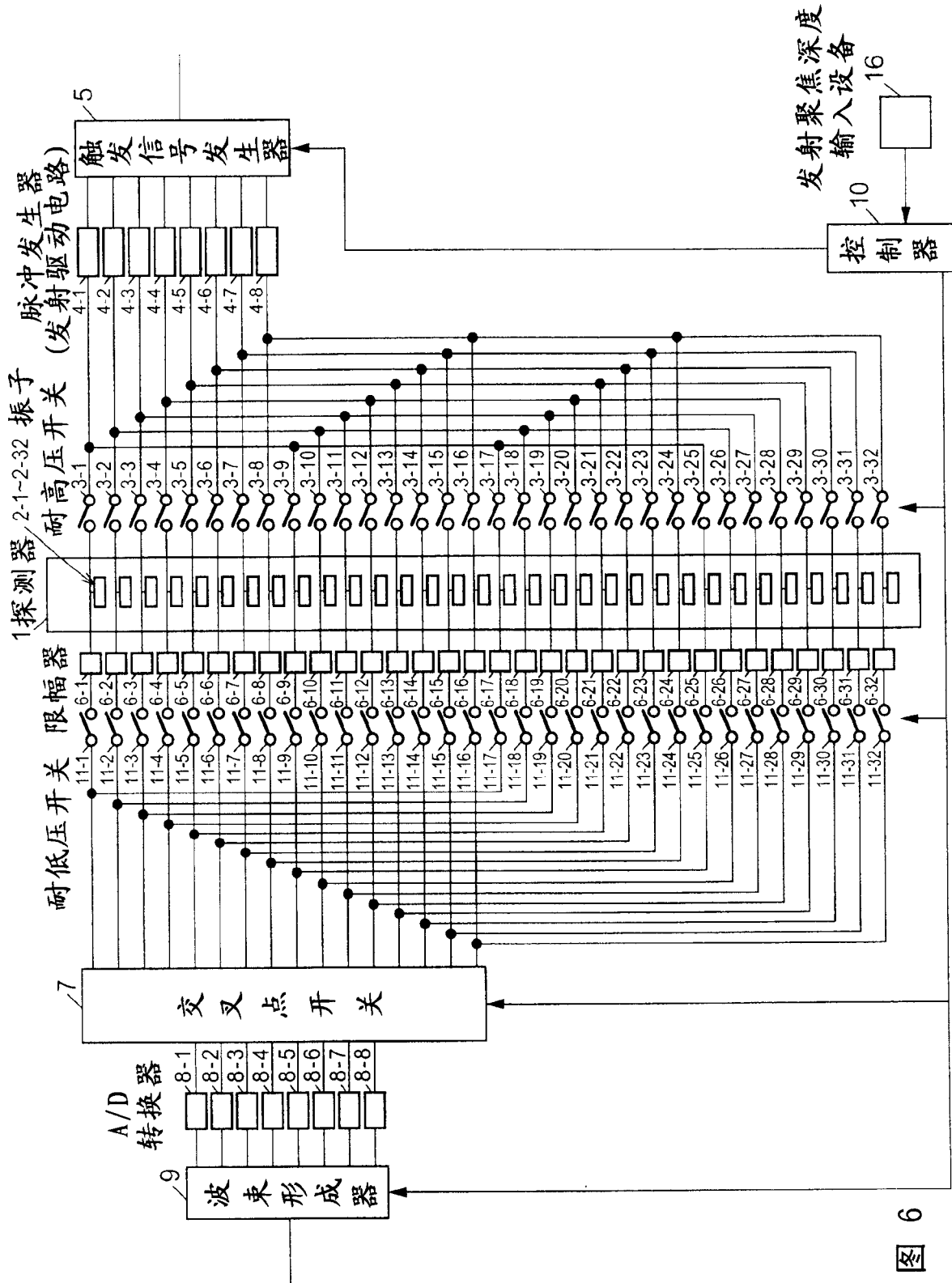


图 6

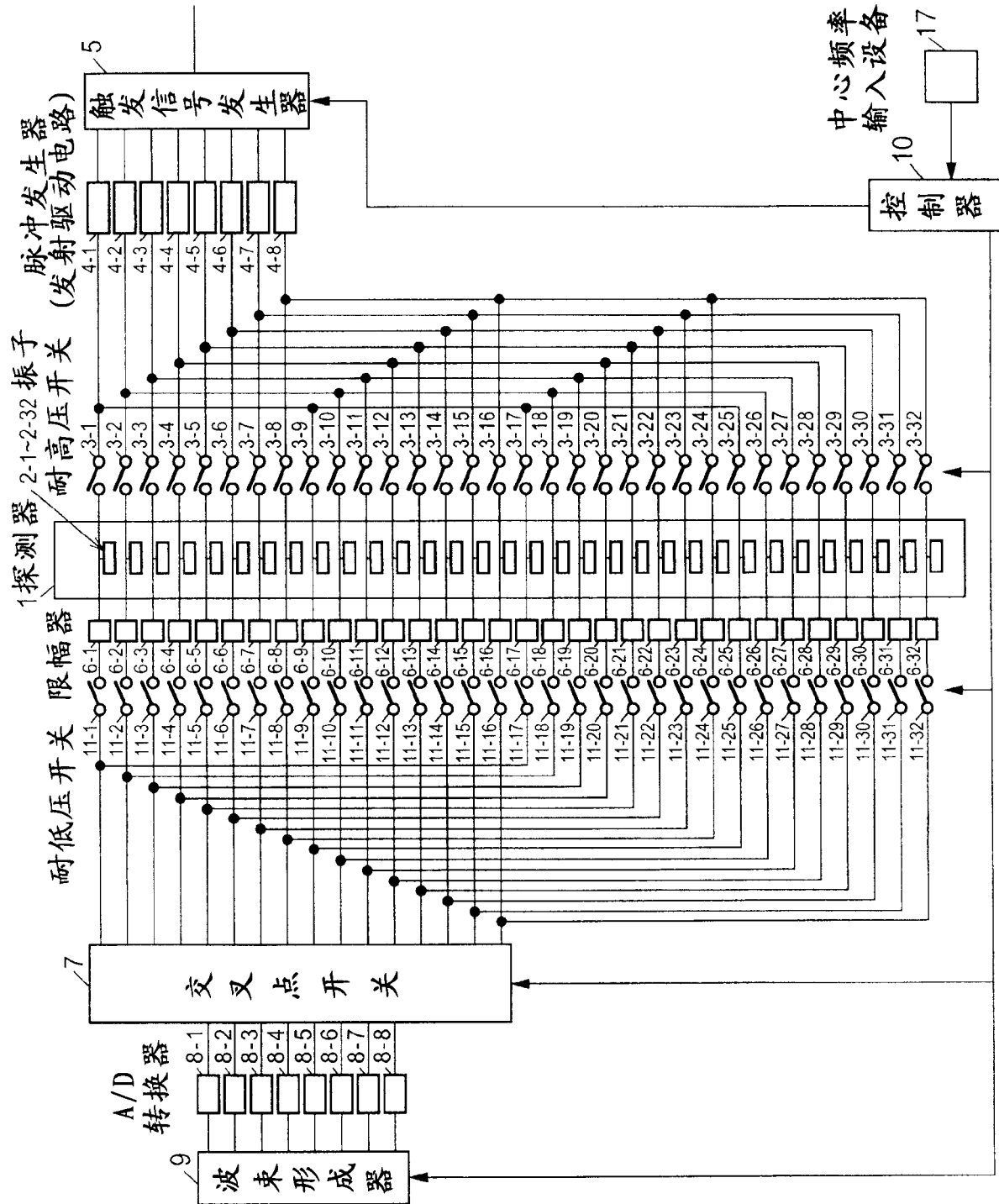


图 7

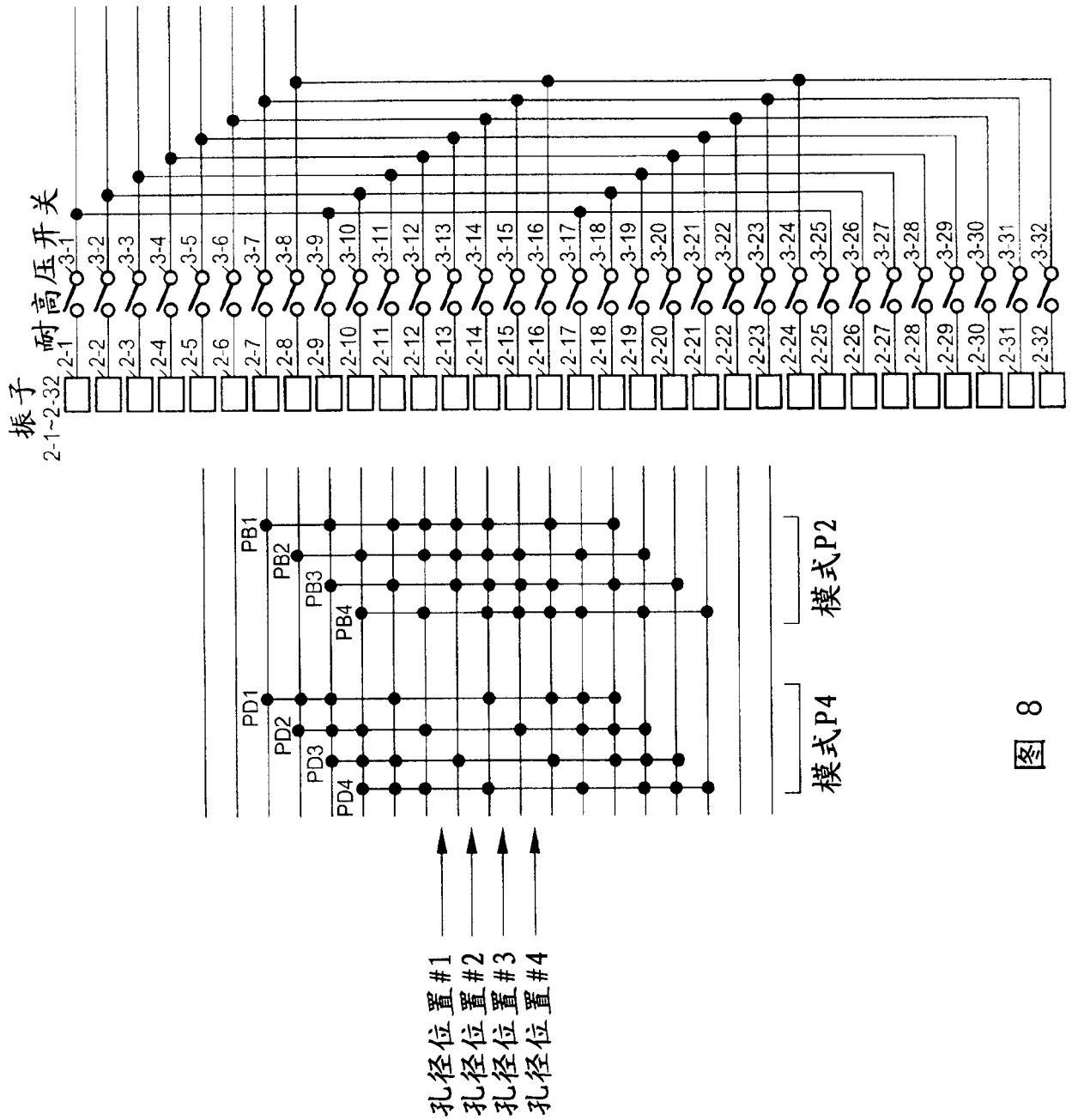


图 8

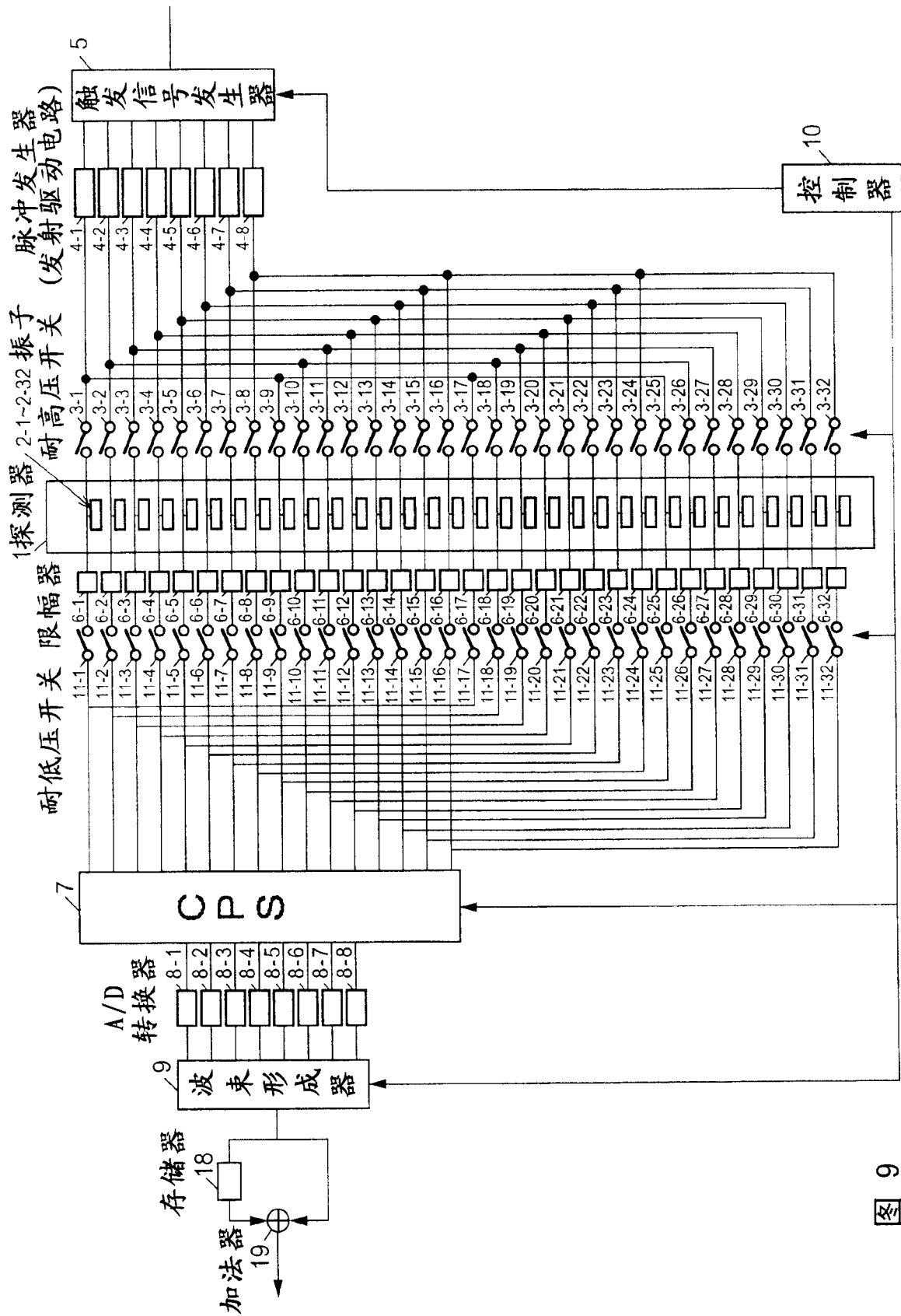


图 9

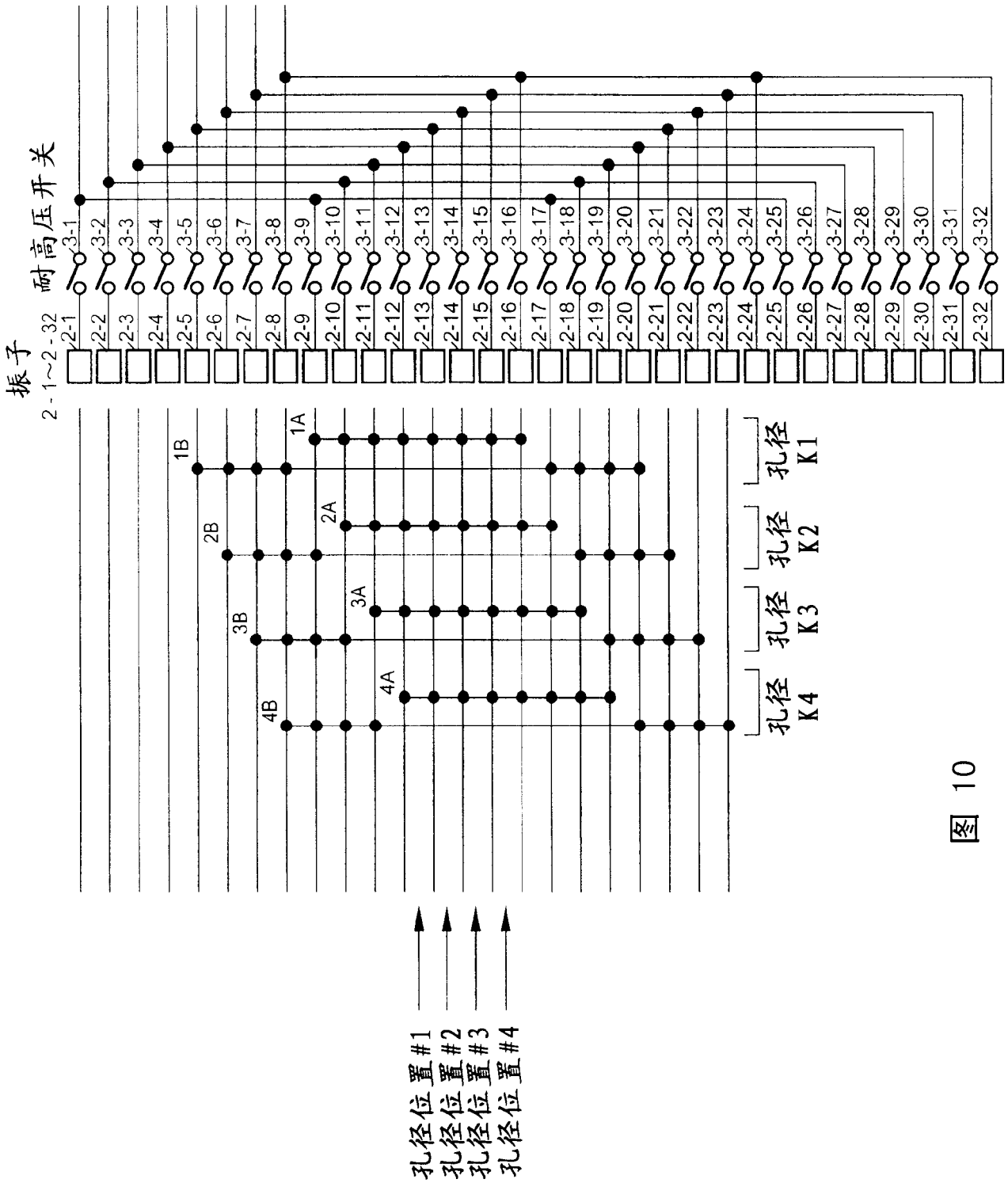


图 10

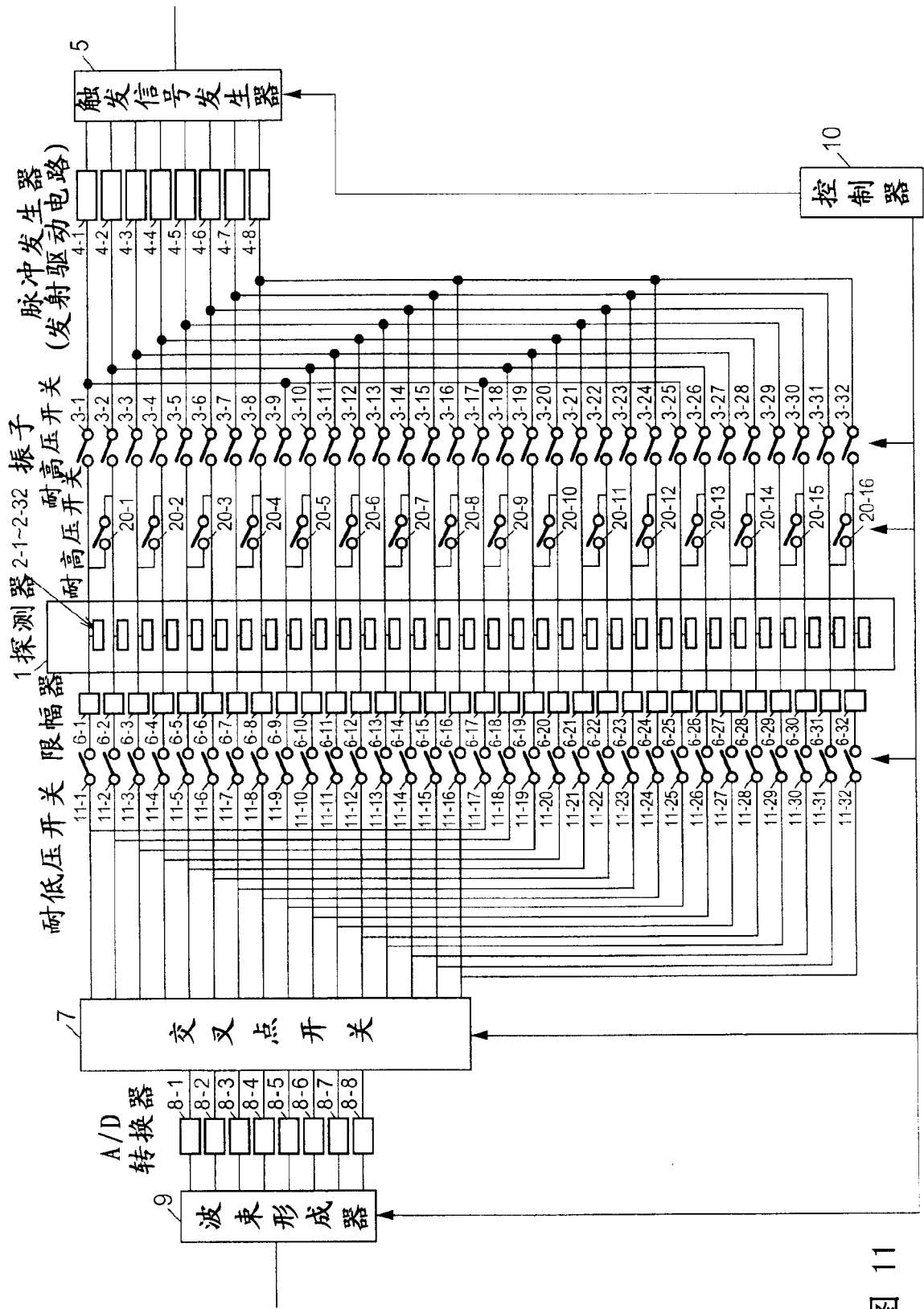


图 11

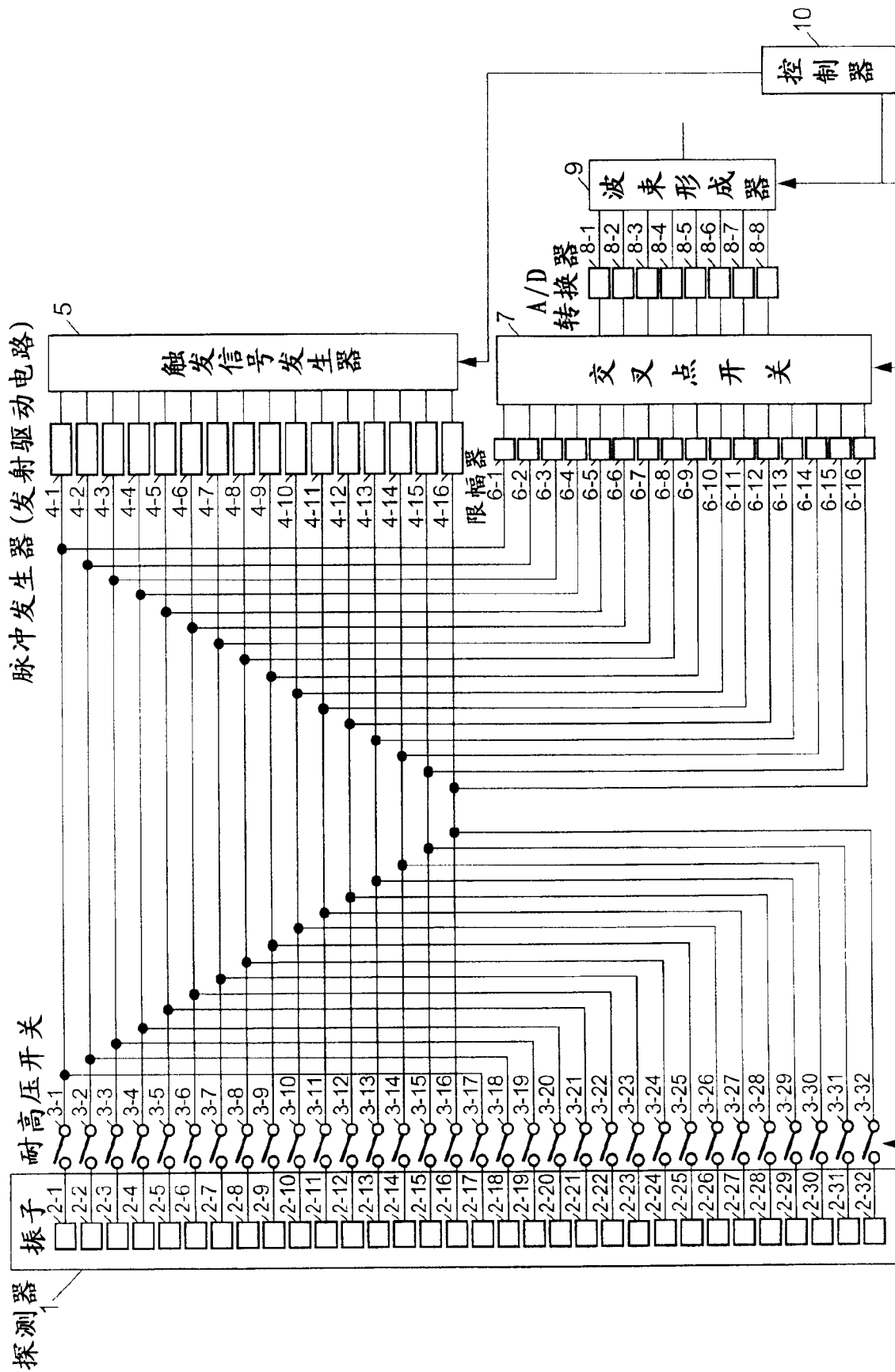


图 13

专利名称(译)	超声诊断仪		
公开(公告)号	CN1649545A	公开(公告)日	2005-08-03
申请号	CN03809669.2	申请日	2003-04-18
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 铃木隆夫		
发明人	西垣森绪 铃木隆夫		
IPC分类号	G01N29/26 A61B8/00 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/341 G10K11/346		
代理人(译)	徐谦		
优先权	2002128522 2002-04-30 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了这样一种超声诊断仪：减少了用于产生发射脉冲的发射驱动电路的个数，能够降低成本。从施加发射脉冲的振子2-1~2-32之中选择8个，决定孔径的耐高压开关3-1~3-32；从接收超声波回波的振子2-1~2-32之中选择16个的耐低压开关11-1~11-16；这两种开关分别设置。用于发射的耐高压开关3把4个输入合并成1个，构成1:4的分配电路。用于接收的耐低压开关11把2个输出合并成1个，形成2:1的多路复用器。仅用8个脉冲发生器(发射驱动电路)4-1~4-8进行线性扫描。用于发射超声波的耐高压开关3和用于接收的耐低压开关11是分开的，因此可以减少脉冲发生器(发射驱动电路)4的数量，能够在保持性能的同时减少电路成本。

