



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480027684.9

[43] 公开日 2006年11月1日

[11] 公开号 CN 1856273A

[22] 申请日 2004.9.22  
 [21] 申请号 200480027684.9  
 [30] 优先权  
     [32] 2003.9.24 [33] JP [31] 331961/2003  
 [86] 国际申请 PCT/JP2004/014293 2004.9.22  
 [87] 国际公布 WO2005/027747 日 2005.3.31  
 [85] 进入国家阶段日期 2006.3.24  
 [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 福喜多博

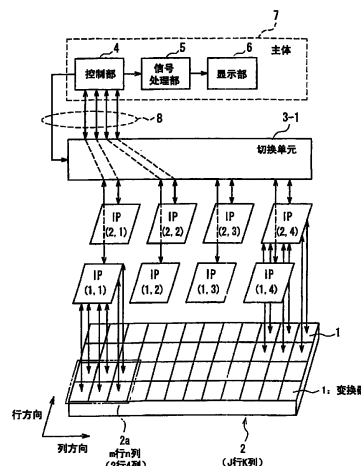
[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
 代理人 胡建新

权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 8 页

[54] 发明名称  
 超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明涉及一种超声波诊断装置，变换器 1 以  $M(M=4)$  行  $N(N=12)$  列 2 维排列构成的 2 维阵列 (2)，被划分成由  $m(m=2)$  行  $n(n=3)$  列的 6 个变换器 1 构成的 8 个子阵列。由  $J(J=2)$  行  $K(K=4)$  列构成的子阵列，分别连接到 8 个组内处理器 IP (JJ、KK) (JJ=1~2、KK=1~4) 上。切换单元 3-1 在组内处理器 IP (JJ、KK) 内，沿列方向移动进行对行方向上  $j(j \leq J) = 2$  个、列方向上  $k(k < K) = 2$  个的共计 4 个处理器的选择。能够减少与主体相连接的电缆中所包含的信号线的数量，也能够减小功耗。



1、一种超声波诊断装置，其特征在于，具有：电声变换机构，具有由  $m$  行  $n$  列的电声变换元件构成的子阵列至少以 2 维排列  $J$  行  $K$  列的、 $M$  行  $N$  列的电声变换元件，其中  $M=m \times J$ 、 $N=n \times K$ ；

$J$  行  $K$  列的组内处理器，与上述各子阵列相对应地设置；以及选择机构，在列方向上移动进行对上述  $J$  行  $K$  列的组内处理器中的、作为对象的  $j$  行  $k$  列的组内处理器的选择，其中  $j \leq J$ ， $k < K$ 。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述选择机构在行方向上移动进行对作为上述对象的  $j$  行  $k$  列的组内处理器的选择。

3、如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述选择机构具有接收切换单元，该接收切换单元把来自上述组内处理器的接收信号有选择地连接到接收波束形成器。

4、如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述选择机构具有数据切换单元，该数据切换单元把组聚焦数据有选择地供给到上述组内处理器。

5、如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述选择机构具有电源切换单元，该电源切换单元把组电源有选择地供给到上述组内处理器。

6、如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置，其特征在于：上述选择机构具有时钟切换单元，该时钟切换单元把时钟信号有选择地供给到上述组内处理器。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置具有由多个电声元件（以下简称为变换器）二维排列的二维阵列，用于对被检查体进行三维扫描。

### 背景技术

现有的超声波诊断装置，如图8所示，由以下两部分构成：一是二维阵列102，将多个变换器（transducer）101按二维排列而构成；二是组内处理器IP（J、K）（J=1、2，K=1、2），连接在由2行2列变换器101构成的子阵列上。组内处理器IP（J、K）经电缆108连接到主体107的控制部104。

来自子阵列的接收信号被组内处理器IP（J、K）形成波束（ビームフォーム），再由控制部104内的延迟加法运算部（未图示）形成波束。实际上，例如，变换器设置3000个，组内处理器设置120个，消耗功率共计2瓦，电缆8内至少包含120条信号线（例如参见特开2000-33087号公报、第3页、第10-11页和图3）。

在这种现有的超声波诊断装置中，像凸半圆阵列那样，在长轴方向（列方向）上有多个（N=200）变换器的情况下，若对变换器在短轴方向（行方向）上进行划分（M=60）来构成二维阵列，则变换器为12000个，是图8所示例的4倍。所以，组内处理器的数量也达到4倍的480个，消耗功率为8瓦，产生发热问题，并且，电缆内至少包含480条信号线，出现的问题是电缆粗而不好使用。

### 发明内容

本发明是为了解决上述现有的问题，其目的是，提供这样一种超声波诊断装置，它能够有选择地使组内处理器动作，减少与主体相连接的电缆内所包含的信号线的数量，也能控制消耗功率。

为了达到上述目的，涉及本发明的超声波诊断装置，具有：电声变换机构，具有由  $m$  行  $n$  列的电声变换元件构成的子阵列至少以 2 维排列  $J$  行  $K$  列的、 $M$  行  $N$  列 ( $M=m \times J$ 、 $N=n \times K$ ) 的电声变换元件； $J$  行  $K$  列的组内处理器，与各子阵列相对应地设置；以及选择机构，在列方向上移动进行对  $J$  行  $K$  列的组内处理器中的、作为对象的  $j$  ( $j \leq J$ ) 行  $K$  ( $k < K$ ) 列的组内处理器的选择。

利用该结构，能够使组内处理器有选择地工作，减少与主体相连接的电缆中所包含的信号线的数量，也能够控制消耗功率。

并且，在本发明的超声波诊断装置中，能够形成以下结构：选择机构在行方向上移动进行对作为对象的  $j$  行  $k$  列的组内处理器的选择。利用该结构，能够进一步减少与主体相连接的电缆中所包含的信号线的数量，也能够控制消耗功率。

并且，在本发明的超声波诊断装置中，能够形成以下结构：选择机构具有接收切换单元，该接收切换单元把来自组内处理器的接收信号有选择地连接到接收波束形成器。利用该结构，能够减少与主体相连接的电缆中所包含的信号线的数量。

并且，在本发明的超声波诊断装置中，能够形成以下结构：选择机构具有数据切换单元，该数据切换单元把组聚焦数据有选择地供给到组内处理器。利用该结构，能够减少供给到组内处理器的组聚焦数据量。

再者，在本发明的超声波诊断装置中，能够形成以下结构：选择机构具有电源切换单元，该电源切换单元把组电源有选择地供给到组内处理器。利用该结构，能够减小组内处理器的消耗功率。

再者，在本发明的超声波诊断装置中，能够形成以下结构：选择机构具有时钟切换单元，该时钟切换单元把时钟信号有选择地供给到组内处理器。利用该结构，能够减小组内处理器的消耗功率。

## 附图说明

图 1 是表示本发明第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

图 2 是用于说明图 1 的 2 维阵列的动作的概要图。

图 3 是表示本发明第 2 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。

图 4 是表示本发明第 3 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。

图 5 是表示本发明第 4 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。

图 6 是表示本发明第 5 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。

图 7 是表示本发明第 6 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。

图 8 是表示现有的超声波诊断装置的构成的框图。

## 具体实施方式

以下，参照附图详细说明本发明的较佳实施方式。

### 〈第 1 实施方式〉

图 1 是表示本发明第 1 实施方式的超声波诊断装置的结构框图。

在图 1 中，作为电声变换元件的变换器 1 按  $M$  ( $M=4$ ) 行  $N$  ( $N=12$ ) 列 2 维排列，构成 2 维阵列 2 (电声变换机构)。2 维阵列 2 被划分成由  $m$  ( $m=2$ ) 行  $n$  ( $n=3$ ) 列的 6 个变换器 1 构成的 8 个子阵列 2a。所以，子阵列 2a 具有  $J$  ( $J=2$ ) 行  $K$  ( $K=4$ ) 列的排列，具有  $M=m \times J$ 、 $N=n \times K$  的关系。各子阵列 2a 连接到 8 个组内处理器  $IP(JJ, KK)$  ( $JJ=1 \sim 2, K k=1 \sim 4$ ) 上。组内处理器  $IP(JJ, KK)$  连接到切换单元 3-1 (选择机构) 上。

利用切换单元 3—1 在组内处理器  $IP(JJ, KK)$  内进行选择，在行方

向上选择  $j$  ( $j \leq J$ ) = 2 个, 在列方向上选择  $k$  ( $k < K$ ) = 2 个, 共计选择 4 个。来自被选择的组内处理器 IP 中的接收信号, 经电缆 8 内的信号线而供给到控制部 4, 进行延迟加法运算。来自控制部 4 的延迟加法信号被供给到信号处理部 5, 处理成图像信号, 在显示部 6 显示图像。在此, 由控制部 4、信号处理部和显示部 6 来构成主体 7。

以下参照图 1 和图 2, 说明以上结构的超声波诊断装置的动作。图 2 是用于说明图 1 的 2 维阵列 2 的动作的概要图。

首先, 控制部 4 控制切换单元 3-1, 选择组内处理器 IP (JJ、KK) 中的由 JJ=1~2、KK=1~2 所构成的共计 4 个处理器。在 4 个组内处理器 IP 上分别连接由 2 行 3 列变换器 1 构成的子阵列 2a, 所以选择 4 行 6 列的变换器 1。控制部 4 向组内处理器 IP 发送数据, 以使 4 行 6 列的变换器 1 中的 4 行 4 列产生发送脉冲。在图 2 中, 用  $T = (L_r, L_c)$  表示组内处理器 IP 的发送状态。这里,  $L_r$  ( $1-L_rMAX$ ) 表示行方向的区段扫描方向,  $L_c$  表示列方向的变换器 1 的选择状态。如图 2 所示, 在  $T = (L_r, 1)$  中, 在列方向上选择从第 1 到第 4 的变换器列, 来形成开口 A, 进行行方向的区段扫描。在  $T = (L_r, 2)$  中, 在列方向上选择第 3 到第 6 变换器列, 形成开口 (未图示), 进行行方向的区段扫描。这样, 以比子阵列 2a 的列方向宽度小的间隔来移动开口, 由组内处理器 IP (JJ、KK) 中的 JJ=1~2、KK=1~2 完成发送。

然后, 控制部 4 控制切换单元 3-1, 选择组内处理器 IP (JJ、KK) 中的 JJ=1~2、KK=2~3 所构成的共计 4 个处理器。在发送的状态  $T = (L_r, 3)$  下, 在列方向上选择从第 4 到第 9 变换器列来形成开口, 进行行方向的区段扫描。这样, 由组内处理器 IP (JJ、KK) 中的 JJ=1~2、KK=2~3 完成发送。

这样, 一边使在列方向上选择的变换器列移动, 一边进行行方向的区段动作, 由 2 维阵列 2 来完成一个发送周期。对上述各个发送, 按以下方法对接收信号进行处理。

在发送的状态为  $T = (L_r, L_c)$  的情况下, 由控制部 4 向组内处理器

IP 发送数据，使被选择的 4 个组内处理器 IP 接收的方向性与发送的方向性相一致。在 4 个组内处理器 IP 中被形成波束的 4 个接收信号，经切换单元 3-1、和电缆 8 内的 4 条信号线，被发送到控制部 4。在控制部 4 内所包含的接收波束形成器（未图示）中，对接收信号进行延迟加法运算，使其变成延迟加法信号。在不设置切换单元 3-1 的情况下，必须把所有的组内处理器 IP 的 8 条输出信号线连接到控制部 4，但根据本实施方式，则能够使输出信号线减少到 4 条。并且，控制部 4 的接收波束形成器具有并联接收功能，通过使其在与发送的方向性稍稍偏离的多个方向上具有接收的方向性，通过一次发送即可进行宽大区域的扫描。

如上所述，根据本实施方式，通过 J 行 K 列的组内处理器中的 j 行 k 列的组内处理器被切换单元 3-1 选择，并使作为对象的组内处理器的选择在列方向上移动，由此能够减少用于把来自组内处理器的接收信号连接到控制部 4 的、电缆 8 内的信号线的数量。

而且，在以上的说明中，关于在行方向上选择的组内处理器的数 j 和全部行方向的组内处理器的数 J，设定为  $j \leq J$ 。但也可以设定为  $j < J$ ，以使组内处理器的选择在行方向上移动。

### 〈第 2 实施方式〉

图 3 是表示本发明第 2 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。而且，在图 3 中，对其结构和功能与第 1 实施方式的说明中所参照的图 1 相同的部分，标注相同的符号或标记，其说明从略。此外，图 3 中未示出的其他结构要素与图 1 相同。

在图 3 中，切换单元 3-2（选择机构）包括：接收切换单元 31 和发送切换单元 32。控制部 4-1 包括：切换单元控制部 41、发送触发生成器 42 和接收波束形成器 43。切换单元 3-2 和控制部 4-1 由电缆 8 进行连接。接收切换单元 31 和发送切换单元 32，由 J（ $J=2$ ）行 K（ $K=4$ ）列的组内处理器 IP（JJ、KK）（ $JJ=1\sim 2$ 、 $KK=1\sim 4$ ）进行连接。

以下参照图 3，详细说明如上构成的超声波诊断装置的切换单元 3-2

和控制部 4-1 的动作。

首先，切换单元控制部 41 控制发送切换单元 32，把发送触发脉冲生成器 42 所输出的触发信号供给到组内处理器 IP (JJ、KK) 内的  $j$  ( $j=2$ ) 行  $k$  ( $K=2$ ) 列内。被供给了触发信号的组内处理器 IP 生成发送脉冲，把发送脉冲供给到与组内处理器 IP 相连接的子阵列变换器。子阵列的变换器向指定方向发出超声波脉冲，并接收来自被检查体的回波。来自子阵列的接收信号在组内处理器 IP 中形成波束。

接收切换单元 31 通过切换单元控制部 41 的控制，来选择 2 行 2 列的组内处理器 IP 的 4 个波束形成器输出信号，并经电缆 8 内的 4 条信号线而供给到接收波束形成器 43。在此，接收切换单元 31 由模拟切换单元构成，该模拟切换单元具有  $J \times K$  个输入端子和  $j \times k$  个输出端子。在不设置接收切换单元 31 的情况下，必须把所有的组内处理器 IP 的 8 条输出信号线连接到接收波束形成器 43 上。但根据本实施方式，则能够把与接收波束形成器 43 相连接的输出信号线减少到 4 条。接收波束形成器 43 对接收信号进行延迟加法运算。

如上所述，根据本实施方式，通过设置接收切换单元 31，即可把 8 个组内处理器的接收信号经电缆 8 内的 4 条信号线供给到接收波束形成器 43，并可对接收信号进行延迟加法运算，能够减少电缆 8 内所包含的信号线数量。

### 〈第 3 实施方式〉

图 4 是表示本发明第 3 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。而且，在图 4 中，对其结构和功能与第 1 实施方式的说明中所参照的图 1 相同的部分，标注相同的符号或标记，其说明从略。此外，图 4 中未示出的其他结构要素与图 1 相同。

在图 4 中，切换单元 3-3 (选择机构) 包括数据切换单元 33，控制部 4-2 包括数据控制部 44 和组聚焦数据生成部 45。切换单元 3-3 和控制部 4-2 由电缆 8 进行连接。组内处理器 IP (JJ、KK) (JJ=1~2、KK=1~4) 与

数据切换单元 33 连接。而且，在该例中，数据切换单元 33 具有 1 个输入端和 4 个输出端，向邻接的 2 个输出端输出组聚焦数据生成部 45 的数据。而且，图示省略了以下内容，即在切换单元 3-3 中，如图 3 所示的结构，包括发送切换单元或接收切换单元，对组内处理器与控制部的接收波束形成器或发送触发脉冲生成器之间的通信进行控制。

以下参照图 4，详细说明如上构成的超声波诊断装置的切换单元 3-3 和控制部 4-2 的动作。

首先，组聚焦数据生成部 45 在组内处理器中产生超声波脉冲，或者产生对进行接收信号的波束形成所必须的数据。在组聚焦数据生成部 45 中产生的数据被传送到数据切换单元 33，通过数据控制部 44 的控制，把数据供给到组内处理器 IP (JJ、KK) 内的被选择的 2 行 2 列。这时，组内处理器 IP (1、KK) 的数据经组内处理器 IP (2、KK) 而供给。

在不设置数据切换单元 33 的情况下，必须把数据供给到 8 个所有的组内处理器 IP。但根据本实施方式，仅把数据供给到 4 个组内处理器 IP 即可。

如上所述，根据本实施方式，通过设置数据切换单元 33，即可仅在被选择的组内处理器 IP 产生超声波脉冲，或者供给对进行接收信号的波束形成所必须的数据，与向所有的组内处理器 IP 供给数据时相比，能够减小数据量，并能够缩短数据的传输时间。

#### 〈第 4 实施方式〉

图 5 是表示本发明第 4 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。而且，在图 5 中，对其结构和功能与第 3 实施方式的说明中所参照的图 4 相同的部分，标注相同的符号或标记，其说明从略。此外，图 5 中未表示的其他结构要素与图 1 相同。

在图 5 中，切换单元 3-4 包括数据切换单元 33 和数据选择器 DS (I) (I=2~4)，控制部 4-2 包括数据控制部 44 和组聚焦数据生成部 45。切换单元 3-4 和控制部 4-2 由电缆 8 连接。组内处理器 IP (JJ、KK) (JJ=1~2、

KK=1~4) 连接到数据切换单元 33 或数据选择器 DS (I) (I=2~4) 上。而且, 图示省略了以下内容, 即在切换单元 3-4 中, 如图 3 所示的结构, 包括发送切换单元或接收切换单元, 对组内处理器和控制部的接收波束形成器或发送触发脉冲生成器 42 之间的通信进行控制。

以下参照图 5, 详细说明按以上方法构成的超声波诊断装置的切换单元 3-4 和控制部 4-2 的动作。

首先, 组聚焦数据生成部 45 在组内处理器中生成发送脉冲, 或者产生对接收信号的波束形成所必须的数据。在组聚焦数据生成部 45 中生成的数据被传送到数据切换单元 33, 通过数据控制部 44 的控制, 把数据供给到在组内处理器 IP (JJ、KK) 内被选择的 2 行 2 列。

这时, 在选择了组内处理器 IP (JJ、KK) 内的 JJ=1~2、KK=1~2 的情况下, 数据通过组内处理器 IP (2、1)、IP (1、1)、数据选择器 DS (2)、IP (2、2)、IP (1、2) 的路线被供给。

并且, 在选择了组内处理器 IP (JJ、KK) 内的 JJ=1~2、KK=2~3 的情况下, 数据通过数据选择器 DS (2)、组内处理器 IP (2、2)、IP (1、2)、数据选择器 DS (3)、IP (2、3)、IP (1、3) 的路线被供给。

在不设置数据切换单元 33 和数据选择器 DS (I) 的情况下, 必须向所有的组内处理器 IP 供给数据。但根据本实施方式, 只要向 4 个组内处理器 IP 供给数据即可。

如上所述, 根据本实施方式, 通过设置数据切换单元 33 和数据选择器 DS (I), 即可以仅在被选择的组内处理器 IP 生成发送脉冲, 能够供给对接收信号的波束形成所需的数据, 与向所有的组内处理器 IP 供给数据时相比, 能够减少数据量, 并缩短数据的传输时间。

#### 〈第 5 实施方式〉

图 6 是表示本发明第 5 实施方式的超声波诊断装置的主要部分结构例的框图。而且, 在图 6 中, 对其结构和功能与第 1 实施方式的说明中所参照的图 1 相同的部分, 标注相同的符号或标记, 其说明从略。此外,

图6中未示出的其他结构要素与图1相同。

在图6中,切换单元3-5(选择机构)包括电源切换单元34,控制部4-3包括组电源控制部46。切换单元3-5通过电缆8而与控制部4-3及组电源部9相连接。组内处理器IP(JJ、KK)(JJ=1~2、KK=1~4)与电源切换单元34相连接。而且,图示省略了以下内容,即如图3所示的结构,在切换单元3-5中包括发送切换单元或接收切换单元,对组内处理器和控制部的接收波束形成器或者发送触发脉冲生成器之间的通信进行控制。

以下参照图6,详细说明如上所述构成的超声波诊断装置的切换单元3-5和控制部4-3的动作。

首先,电缆电源部9生成组内处理器的动作所需的电压。电源切换单元34把电压供给到通过组电源控制部46的控制而选择的组内处理器。被供给电压的组内处理器能够生成发送脉冲,或者进行接收信号的波束形成。未被选择的组内处理器因为不被供给电压,所以没有功率消耗。

如上所述,根据本实施方式,通过设置电源切换单元34,即可使被供给电压的组内处理器生成发送脉冲,或对接收信号形成波束,在未被选择的组内处理器中,由于不被供给电压,所以能够消除功耗,从整体上看能够减小功耗。

### 〈第6实施方式〉

图7是表示本发明的第6实施方式的超声波诊断装置的主要部分的结构例的框图。而且,在图7中,对其结构和功能与第1实施方式的说明中所参照的图1相同的部分,标注相同的符号或标记,其说明从略。此外,图7中未示出的其他结构要素与图1相同。

在图7中,切换单元3-6(选择机构)包括时钟切换单元35,控制部4-4包括时钟控制部47。切换单元3-6通过电缆8而与控制部4-4及时钟脉冲生成部10相连接。组内处理器IP(JJ、KK)(JJ=1~2、KK=1~4)与时钟切换单元35相连接。而且,图示省略了以下内容,即如图3所示的结构,在切换单元3-6中包括发送切换单元或接收切换单元,对组内处理

器和控制部的接收波束形成器或者发送触发脉冲生成器之间的通信进行控制。

以下参照图 7，详细说明如上构成的超声波诊断装置的切换单元 3-6 和控制部 4-4 的动作。

首先，时钟生成部 10 生成组内处理器的动作所需的时钟信号。时钟切换单元 35 把时钟信号供给到通过时钟控制部 47 的控制而选择的组内处理器。被供给时钟信号的组内处理器能够生成发送脉冲，或者利用根据时钟信号来对接收信号进行延迟的延迟元件，来进行接收信号的波束形成。未被选择的组内处理器中，因为不供给时钟信号，所以一部分电路不工作，使功耗减小。

如上所述，根据本实施方式，通过设置时钟切换单元 35，即可使接收时钟信号供给的组内处理器生成发送脉冲，或对接收信号形成波束，在未被选择的组内处理器内，由于不供给时钟信号，所以能够减小功耗。

### 产业上的可利用性

本发明的超声波诊断装置，其优点是：能够减少连接主体内的控制部和组内处理器的电缆的数量，并且，能够减少向组内处理器内供给的数据的传输时间，并且能够减小组内处理器的功耗，具有 2 维排列的变换器，能够作为对被检查体进行 3 维扫描的超声波诊断装置等来使用，适用于医疗等用途。

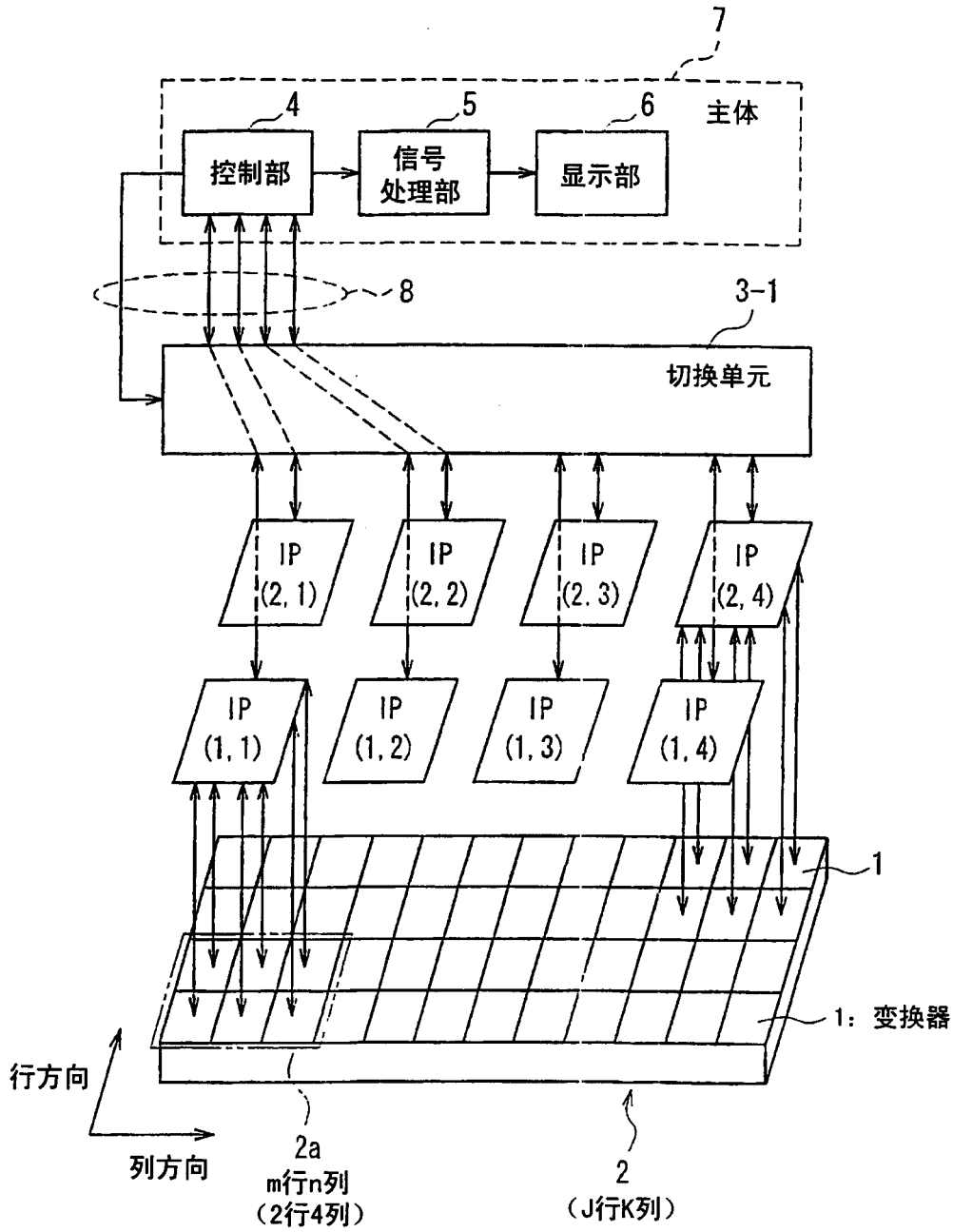


图1

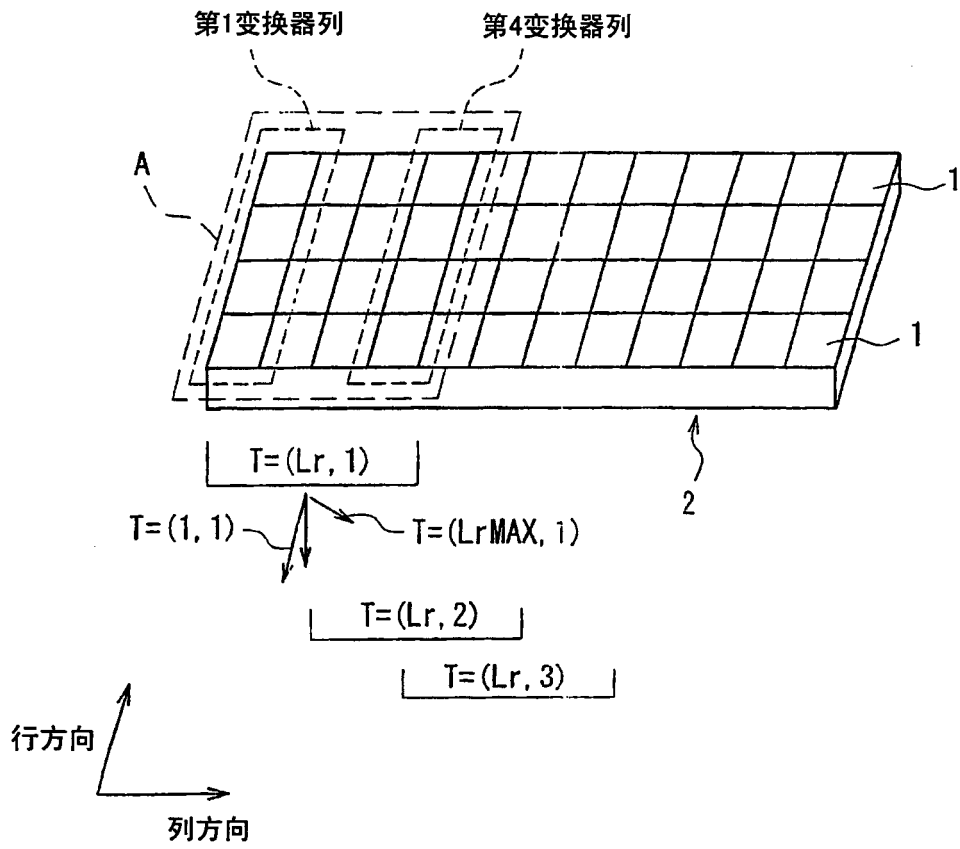


图2

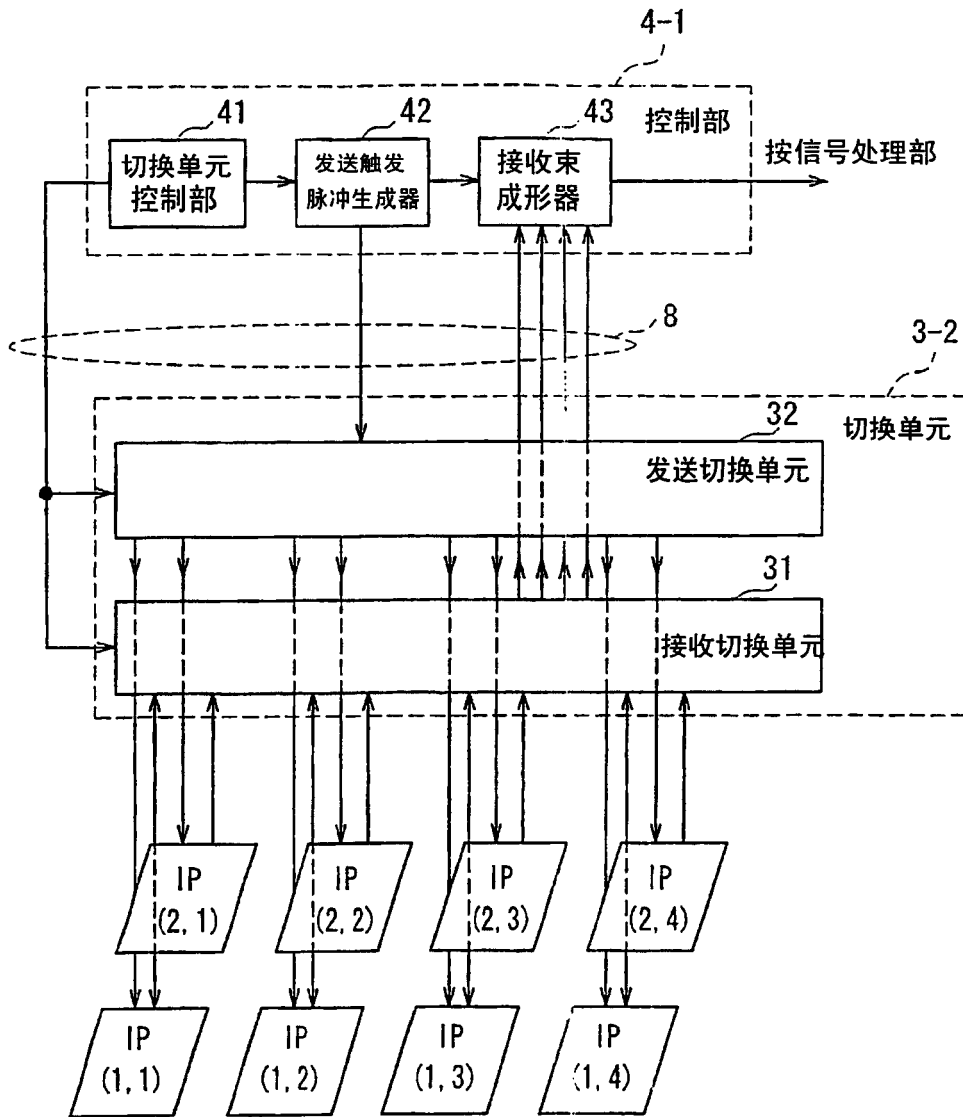


图3

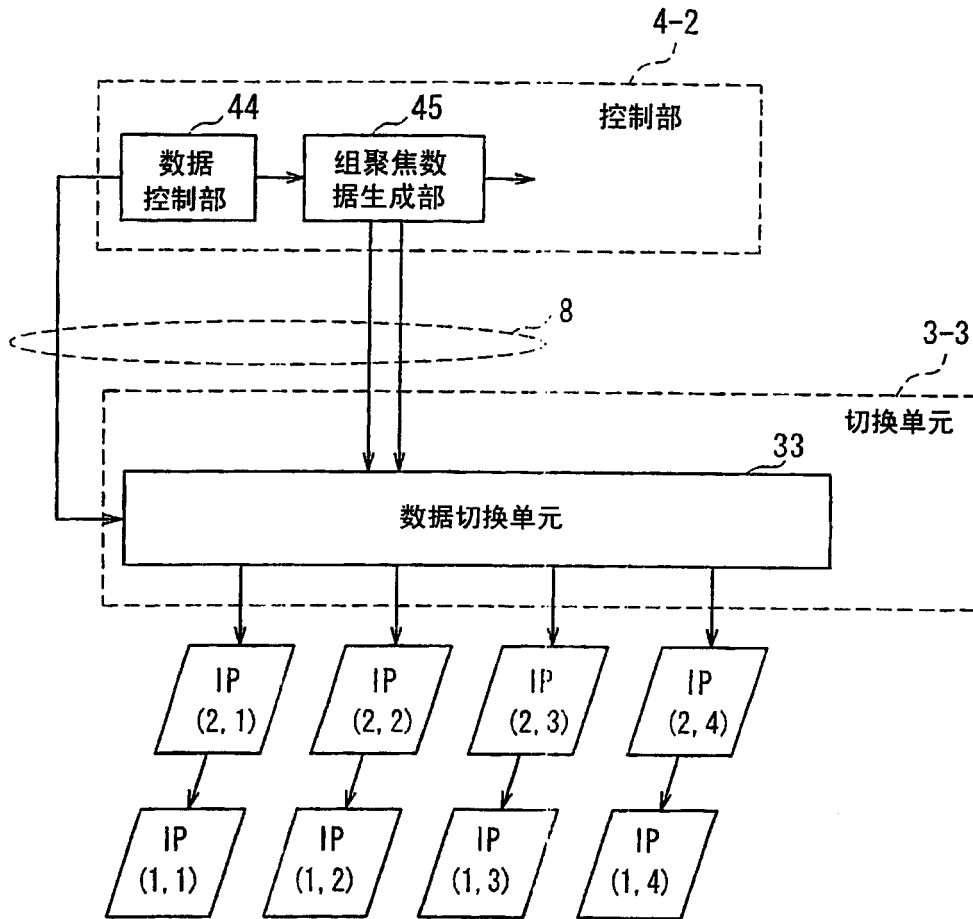


图4

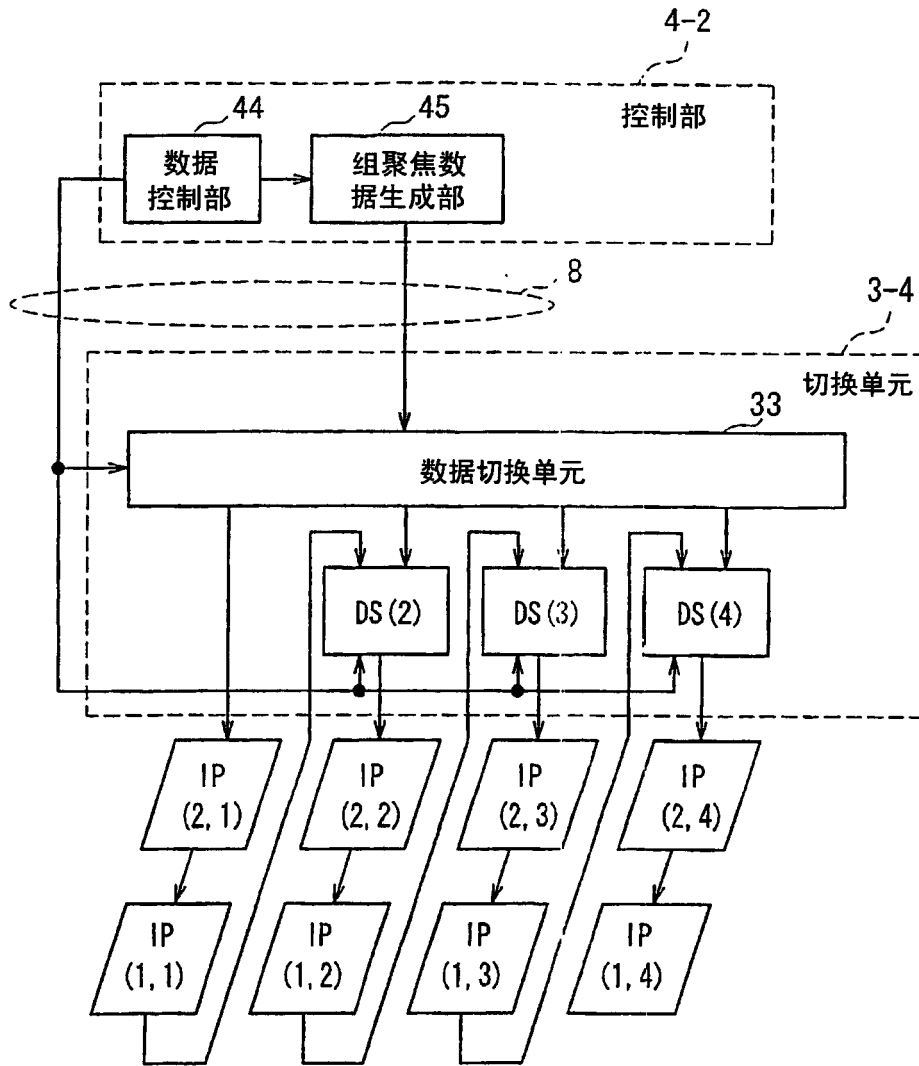


图5

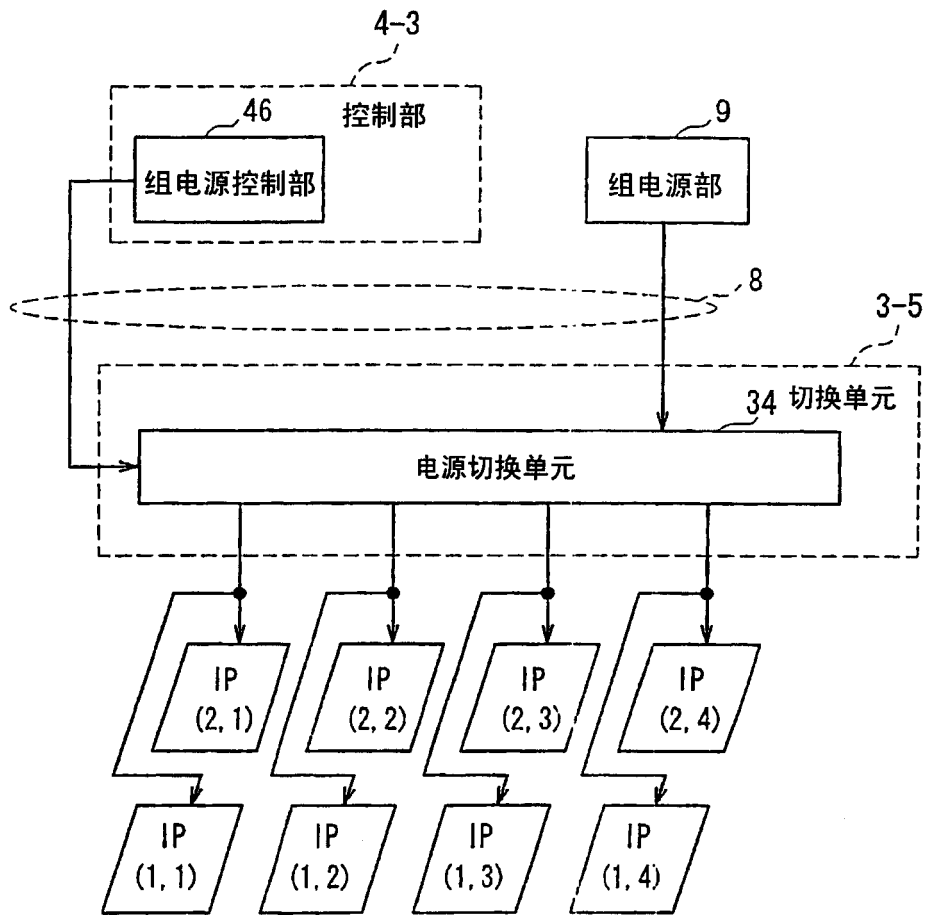


图6

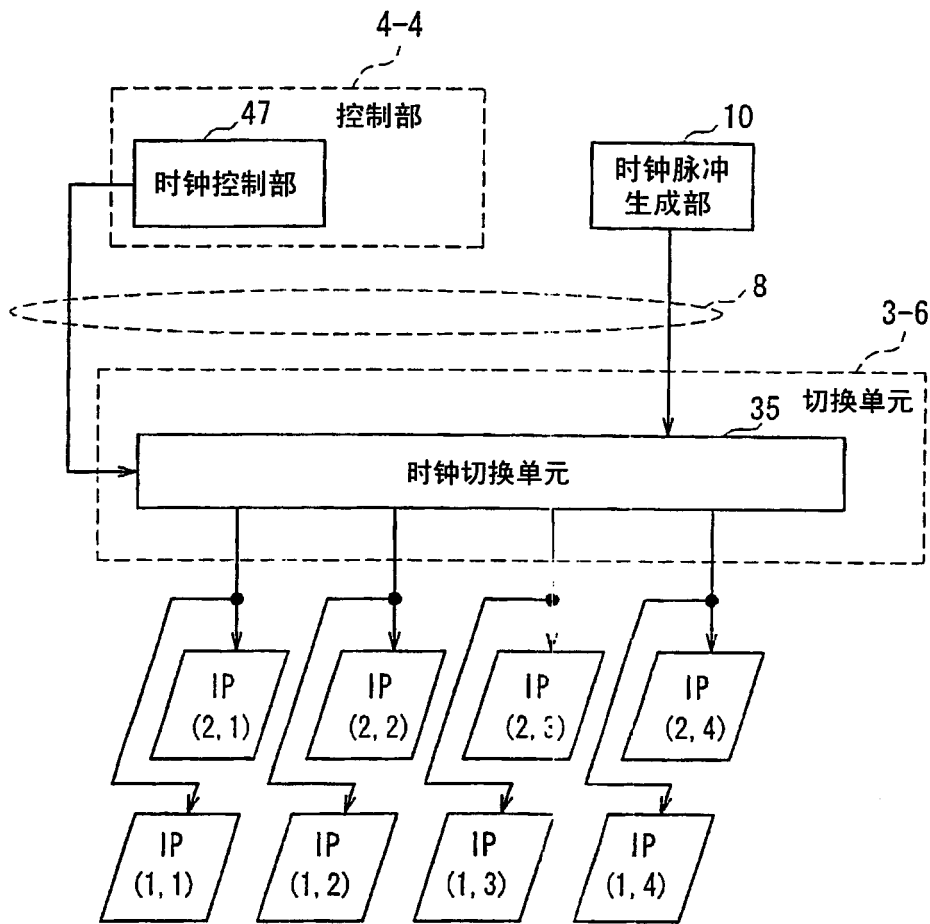


图7

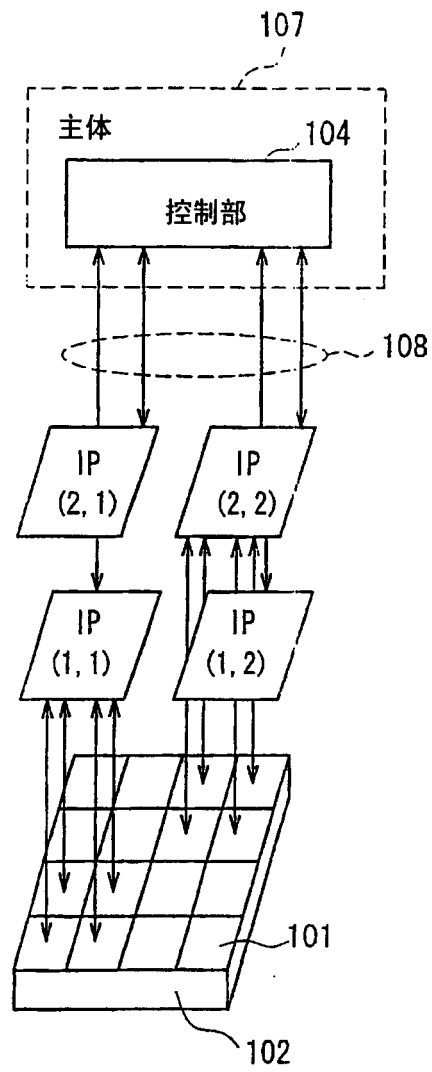


图8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1856273A</a>	公开(公告)日	2006-11-01
申请号	CN200480027684.9	申请日	2004-09-22
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福喜多博		
发明人	福喜多博		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G10K11/34		
CPC分类号	G01S15/8925 A61B8/56 G01S7/5208 G01S15/8927 G10K11/341		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2003331961 2003-09-24 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种超声波诊断装置，变换器1以M(M = 4)行N(N = 12)列2维排列构成的2维阵列(2)，被划分成由m(m = 2)行n(n = 3)列的6个变换器1构成的8个子阵列。由J(J = 2)行K(K = 4)列构成的子阵列，分别连接到8个组内处理器IP(JJ、KK)(JJ = 1~2、KK = 1~4)上。切换单元3-1在组内处理器IP(JJ、KK)内，沿列方向移动进行对行方向上j(j ≤ J) = 2个、列方向上k(k < K) = 2个的共计4个处理器的选择。能够减少与主体相连接的电缆中所包含的信号线的数量，也能够减小功耗。

