

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 8/06

A61B 8/13

A61B 8/00



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410100380.2

[43] 公开日 2005 年 6 月 15 日

[11] 公开号 CN 1626043A

[22] 申请日 2004. 12. 9

[21] 申请号 200410100380.2

[30] 优先权

[32] 2003. 12. 9 [33] JP [31] 410835/2003

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 雨宫慎一

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

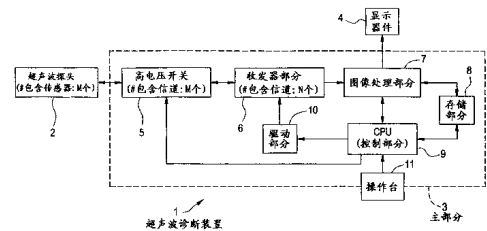
代理人 杨生平 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置及其方法

[57] 摘要

通过扩大发射超声波振动中的孔径区域来改善生成的图像的分辨率，并改善接收灵敏度，一种超声波诊断装置用于向对象连续发射超声波信号，连续接收对象响应发射的超声波信号反射的接收信号，并且基于接收到的信号生成对象的 X 射线断层图像，所述装置包含用于通过多个信道发射/接收超声波信号的发射/接收装置；以及一个扇形探头，该探头带有通过开关与信道相连的传感器，所述传感器的数量大于信道的数量且排列在一个方向上，在探头中，所述传感器中的一些与用于发射超声波信号的信道相连来发射超声波信号，排列在一个方向上的传感器以预定数量的传感器为间隔放置。



1、 一种超声波诊断装置(1),用于向对象连续发射超声波信号,连续接收所述对象响应发射的超声波信号反射的信号,并且基于接收的信号判断所述对象中血液流动的动态特性,所述装置包含:

5 一个发射/接收器件(6),用于通过多个信道连续发射/接收超声波信号;和

一个扇形探头(2),具有可以通过开关与所述信道相连的传感器(e0,e1,---),所述传感器(e0,e1,---)的数量大于所述信道的数量并且排列在一个方向上,

10 在所述扇形探头(2)中,排列在一个方向上的所述传感器(e0,e1,---)中的一些与所述信道相连来发射所述超声波信号,所述传感器以预定数量的所述传感器为间隔排列。

2、 如权利要求1所述的超声波诊断装置(1),其中:

15 在所述探头(2)中,所述传感器每隔一个与所述信道之一相连来发射所述超声波信号。

3、 如权利要求1所述的超声波诊断装置(1),其中:

在所述探头(2)中,所述传感器每隔两个与所述信道之一相连来发射所述超声波信号。

4、 如权利要求1所述的超声波诊断装置(1),其中:

20 在所述探头(2)中,所述传感器(e0,e1,---)与所述信道随机连接来在预定区域中发射所述超声波信号。

5、 如权利要求1—4任意一项所述的超声波诊断装置(1),其中:

25 在所述探头(2)中,其相应开关(SW0,SW1,---)被关闭的所述传感器(e0,e1,---)排列在所述传感器(e0,e1,---)之间来发射所述超声波信号。

6、 如权利要求1—5任意一项所述的超声波诊断装置(1),其中:

30 在所述探头(2)中,发射区域包含所有所述传感器(e0,e1,---)的1/4—1/2,其中用于发射所述超声波信号的所述传感器(e0,e1,---)从一端至另一端排列。

7、 如权利要求1—6任意一项所述的超声波诊断装置(1),

其中：

在所述探头（2）中，发射区域之外的所述传感器（e0, e1, ---）被用来接收所述超声波信号，在该发射区域中用于发射所述超声波信号的所述传感器（e0, e1, ---）从一端向另一端排列。

5 8、 如权利要求7所述的超声波诊断装置（1），其中：

在所述探头（2）中，在发射或接收所述超声波信号中未使用的所述传感器（e0, e1, ---）排列在所述发射区域以及接收区域之间，在该接收区域中排列着用于接收所述超声波信号的所述传感器（e0, e1, ---）。

10 9、 如权利要求8所述的超声波诊断装置（1），其中：

在所述探头（2）中，排列在所述发射区域和所述接收区域之间的所述传感器（e0, e1, ---）通过所述开关（SW0, SW1, ---）与所述发射/接收器件（6）相连。

15 10、 一种用于超声波诊断装置（1）的驱动方法，该超声波诊断装置（1）包含一个发射/接收器件（6），该器件用于通过信道连续发射/接收超声波信号，以及一个扇形探头（2），该探头具有可通过开关（SW0, SW1, ---）与所述信道相连的传感器（e0, e1, ---），所述传感器（e0, e1, ---）的数量大于所述信道的数量，并且排列在一个方向上，所述方法包含下述步骤：

20 当所述传感器（e0, e1, ---）与所述发射/接收器件（6）中的所述信道相连时，向对象连续发射超声波信号，并且当另一区域中的所述传感器（e0, e1, ---）与所述信道相连时，连续接收反射信号；和

基于接收到的信号生成所述对象的图像，

25 其中所述发射/接收步骤包含在预定区域中选择多个传感器（e0, e1, ---），所述传感器以预定数量的传感器（e0, e1, ---）为间隔放置，并且当所选择的传感器（e0, e1, ---）与所述信道相连时，发射超声波信号。

## 超声波诊断装置及其方法

### 技术领域

- 5 本发明涉及一种超声波诊断装置及其驱动方法,以及特别地涉及一种超声波诊断装置,该装置包含一个探头,该探头中的传感器的数量大于发送/接收装置中的信道的数量,以便通过连续波多普勒技术生成图像,以及针对这种装置的驱动方法。

### 10 背景技术

用于通过超声波扫描成像对象中的预定区域来生成对象图像的装置包含所述超声波诊断装置。该超声波诊断装置吸引了人们的注意,因为它能够在不使成像对象痛苦的情况下进行扫描并生成图像。

- 关于此超声波诊断装置,下述技术在确定血液流动的动态特性,即,速率信息中是众所周知的:一种连续波多普勒(在下文中有时缩写为CWD)方法以及一种脉冲波多普勒(在下文中有时缩写为PWD)方法。

- CWD方法在获得速率数据方面是有效的,因为它在发送超声波信号时使用连续波,并且它能够准确探测比较高的流速。在CWD方法中,一种包含发射关于对象偏转的连续波的技术通常被称为可控CWD,其中具有相位差的连续波从发射传感器发射进入对象,并且接收来自于对象的反射波。

- 当可控CWD在超声波诊断装置中执行时,该超声波诊断装置包含一个探头,其中线性排列了多个传感器,以及一个收发器部分,其信道与各自传感器相连,例如,在探头的中间或一侧的连续区域中的传感器可用作发射传感器。此外,除了那些在发射中使用的传感器之外,连续区域中的传感器被用作接收传感器。这样,传感器的数量就大于信道的数量。

- 作为这种传统的超声波装置,一种用于获得连续波多普勒数据的超声波诊断装置是众所周知的,所述装置即使在超声波探头和血管之间存在相对角变化时,仍然能够通过减少接收到的功率损耗来获得连续波多普勒数据,在血管中超声波探头的旋转轴的方向沿着发送和接收

元件排列的方向（例如，见专利文献1）。

如果如专利文献1所述，探头中排列在探头的任何一侧区域中的传感器被用于发送或接收，那么用于发送或接收的孔径会变得太小而不能获得足够的分辨率。例如，在血液流动成像中微妙逆流的灵敏度会变得不充足。

此外，在接收中使用的信道的数量是有限的，有时会导致不充足的接收灵敏度。

[专利文献1] 日本专利公开申请 No. 2001-170052。

## 10 发明内容

因此，本发明的目的是提供一种超声波诊断装置及其驱动方法，用于通过扩大在发送超声波信号中的孔径面积，来改善生成的图像的分辨率以及接收灵敏度。

为了实现上述目的，本发明的超声波诊断装置用于向对象连续发射超声波信号，连续接收对象响应发射的超声波信号反射的信号，并基于接收到的信号确定对象中血液流动的动态特性，并且所述装置包含：用于通过多个信道连续发射/接收超声波信号的发射/接收装置；以及一个扇形探头，其传感器与信道通过开关相连，所述传感器的数量大于信道的数量且排列在一个方向上，在该探头中，排列在一个方向上且以预定数量的所述传感器为间隔排列的所述传感器中的一些与信道相连来发射超声波信号。

根据本发明的超声波诊断装置，排列在一个方向上且以预定数量的所述传感器为间隔放置的所述传感器中的一些与信道相连来发射超声波信号。

为了实现上述目的，本发明的驱动方法用于超声波诊断装置，所述装置包含用于通过信道连续发射/接收超声波信号发射/接收的装置，以及一个扇形探头，该探头带有通过开关与信道相连的传感器，所述传感器的数量大于信道的数量且排列在一个方向上，并且所述方法包含下述步骤：当预定区域内的传感器与所述信道相连时向对象连续发射超声波信号，并且当其它区域内的传感器与所述信道相连时连续接收反射信号；并且基于接收到的信号生成对象的图像，其中发射/接收步骤包含在预定区域内选择多个传感器，所述传感器以预定数量的传

感器为间隔放置，并且当所选的传感器与信道相连时发射超声波信号。

根据本发明的驱动方法，当预定区域内的传感器与信道相连时，向对象连续发射超声波信号，并且当其它区域内的传感器与信道相连时，连续接收反射信号。

这样，预定区域内的多个传感器以预定数量的传感器为间隔选择，并且当所选择的传感器与信道相连时，发射超声波信号。

然后，基于接收到的信号生成对象的图像。

根据本发明的超声波诊断装置，通过扩大发射超声波振动的孔径区域来改善所生成的图像的分辨率，并且也改善了接收灵敏度。

根据本发明的驱动方法，通过扩大发射超声波振动的孔径区域改善了所生成的图像的分辨率，并且也改善了接收灵敏度。

本发明的更多目标和优点将通过本发明的下述优选实施例的描述并参考附图变得显而易见。

15

#### 附图说明

图 1 示出了依照本发明的一个实施例的超声波诊断装置 1 的示意图。

图 2 示出了本发明的超声波诊断装置 1 的实施例的放大示意图。

图 3 示出了图 2 所示的超声波诊断装置 1 中的收发器部分和传感器之间的连接的实施例的示意图。

图 4 示出了用来解释如图 1 所示的超声波诊断装置 1 的运行的流程图。

图 5 示出了用来解释如图 3 所示的超声波诊断装置 1 的运行的流程图。

图 6 示出了图 2 所示的超声波诊断装置 1 中的收发器部分和传感器之间的连接的另一实施例的示意图。

图 7 示出了本发明的超声波诊断装置 1 的实施例的放大示意图。

图 8 示出了如图 6 所示的超声波诊断装置 1 中的收发器部分与传感器之间的连接的实施例的示意图。

图 9 示出了如图 6 所示的超声波诊断装置 1 中的收发器部分与传感器之间的连接的另一实施例的示意图。

30

## 具体实施方式

现在参考实施例说明实施本发明的最优方式。

### 5 (第一实施例)

图 1 示出了依照本实施例的超声波诊断装置 1 的示意图。

依照本实施例的超声波诊断装置 1 包含一个超声波探头 2、一个主部分 3、以及一个显示器件 4。所述超声波探头 2 以及主部分 3 通过一根未示出的探头电缆相连。

10 在超声波成像中,例如,一个医生是使用超声波诊断装置 1 进行扫描的用户。在成像过程中,用户握住超声波探头 2,并且将其靠近对象。

超声波探头 2 通过主部分 3 中的高电压开关 5 与收发器部分 6 相连,主部分将在后面讨论。超声波探头 2 带有一个扇形阵列,其中 M 个传感器排列在一个方向上,例如。

15 超声波探头 2 使用传感器将来自于收发器部分 6 且经过高电压开关 5 的电信号转换为超声波并向对象发射。超声波探头 2 还使用传感器将来自于对象的反射波转换为电信号并通过高压开关 5 将其输出至收发器部分 6。由传感器发射且形成声传输线的超声波根据其在对象中传播期间对象内部组织的声阻抗差产生回声。这些回声被超声波传感  
20 器阵列接收并转换为电信号。在这里使用的术语超声波信号指的是传感器转换的电信号和超声波。

本实施例中使用的超声波探头 2 是用于扫描宽视场的扇形探头。本发明的探头的一个实施例对应于超声波探头 2。

25 主部分 3 包含高电压开关 5、收发器部分 6、图像处理部分 7、存储部分 8、CPU(控制部分)9、驱动部分 10、以及操作台 11。主部分 3 基于通过探头电缆提供的电信号(回声信号)产生数种对象的超声波图像。

在此实施例中,主部分 3 基于发送和接收波之间的偏移量产生对象的图像,即,例如多普勒图形。在下文中将描述主部分。

30 高电压开关 5 与收发器部分 6、超声波探头 2 以及控制部分 9 相连。高电压开关 5 包含,例如,M 个开关。高电压开关 5 基于来自于控制部分 9 的指令打开/关闭来连接收发器 6 和超声波探头 2。本发明的开关

的一个实施例对应于高电压开关 5。

收发器部分 6 与高电压开关 5、图像处理部分 7 以及驱动部分 10 相连。收发器部分 6 是用于信号发射和接收的接口。例如，收发器部分 6 具有 N 个信道。信道的数量 N 小于超声波探头 2 中传感器的数量 M。  
5 收发器部分 6 通过探头电缆向超声波探头 2 发送来自于驱动部分 10 的驱动信号来驱动超声波探头 2。此外，收发器部分 6 通过探头电缆向图像处理部分 7 发送从超声波探头 2 接收到的超声波信号。本发明的发射/接收方法的一个实施例对应于收发器部分 6。

10 控制部分 9 与驱动部分 10、图像处理部分 7、存储部分 8 以及操作台 11 相连。

控制部分 9 向驱动部分 10 输出命令信号，该命令信号使得超声波探头 2 发射用于成像的超声波。控制部分 9 还向图形处理部分 7 输出用于显示 X 射线断层摄影图像的命令信号，例如，根据来自于操作台 11 的操作信号代表的指令。此外，控制部分 9 基于来自于操作台 11  
15 的指令控制存储部分 8 中数据的存储。

驱动部分 10 使用例如电/电子电路实现。

驱动部分 10 产生用于驱动超声波探头 2 的驱动信号，使其根据来自于控制部分 9 的命令信号形成声传输线，并向收发器部分 6 发送所产生的驱动信号。

20 图像处理部分 7 基于收发器部分 6 发送的超声波信号产生对象的图像。所述图像处理部分 7 还使显示器件 4 显示根据来自于控制部分 9 的指令生成的图像。此外，图像处理部分 7 向存储部分 8 发送用于存储的图像数据。图像处理部分 7 包含程序等。

25 存储部分 8 可能包含数种存储器件例如半导体存储器以及硬盘驱动器。

存储部分 8 存储图像处理部分 7 发送的图像数据。所述存储部分 8 还存储用来操纵超声波诊断装置 1 的程序、在程序中使用的声传输线、以及多种参数例如到要成像的对象的距离。

30 操作台 11 是一种用来接收操作员的操作来操纵超声波诊断装置 1 的装置。操作台 11 包含输入部分例如键盘和开关。

显示器件 4 显示在主部分 3 中生成的图像及其它图像数据。显示器件 4 包含例如，CRT 或液晶显示面板。

图 2 示出了根据本发明的超声波探头 2 和收发器部分 6 之间的连接的说明性示意图。

虽然超声波诊断装置中的发射和接收信道的数量通常大于 32，但是本实施例提出了一种情况，其中简化起见收发器部分 6 中的信道的数量为  $N=32$ 。高电压开关 5 的数量以及超声波探头 2 中的传感器的数量此处为  $M=63$ 。超声波探头 2 中的元件排列在一个方向上。

信道标记表示为  $N=0-31$ ，第  $N$  个信道与第  $N$  个开关以及第  $(N+32)$  个开关并联。此外，在超声波探头 2 中第 0 个元件  $e_0$ —第 63 个元件  $e_{63}$  与特定信道通过第 0 个开关  $SW_0$ —第 63 个开关  $SW_{63}$  相连。

可控 CWD 方法以连续的方式进行发射和接收。因此，每个信道进行发射或接收。用于向元件发射超声波信号的信道有时被称为发射信道，并且用于从元件接收对象反射的超声波信号的信道在下文中被称为接收信道。

图 3 示出了信道和元件之间的连接的示意图。应该注意，图 2 中示出的开关  $SW_0$ — $SW_{63}$  在图 3 中被省略了。与发射信道通过高电压开关 5 相连的发射元件  $T$  被虚线环绕，并且与接收信道相连的接收元件  $R$  被实线环绕。

如图 3 所示，在第 0 个至第 27 个元件  $e_0$ — $e_{27}$  中，每三个元件与相对应的信道通过高电压开关 5 (未示出) 相连。与所选择的元件相应的信道输出发射信号，并且该信道被称为发射信道。此外，一端的元件至与这些信道相连的另一端的元件，即，第 0 个至第 27 个元件  $e_0$ — $e_{27}$ ，一起被称为发射区域。

另一方面，发射区域之外的第 33 至第 63 个元件  $e_{33}$ — $e_{63}$  与除了那些与前述元件相连的信道之外的所有信道相连。与第 33 至第 63 个元件  $e_{33}$ — $e_{63}$  相连的信道输入接收到的信号，并且该信道被称为接收信道。此外，第 33 至第 63 个元件  $e_{33}$ — $e_{63}$  一起被称为接收区域。

现在将参考附图描述根据本发明的超声波诊断装置 1 的运行。

图 4 示出了根据本实施例的超声波诊断装置 1 的运行的流程图。

首先，定义了超声波探头 2 扫描的范围 (ST11)。

用户将超声波探头 2 放在对象的特定位置上。这时，要扫描的范围的深度尺寸、方位角尺寸以及厚度尺寸根据频率或扫描形状确定，使得扫描的范围与要探测的物体相对应。扫描的范围最好定义为至少包

含要探测的物体。

其次，放在预定位置上的对象上在步骤 ST11 中确定的区域被成像 (ST12)。

5 用户将超声波探头 2 指向扫描位置。用户还操纵操作台 11 通过控制部分 9 向驱动部分 10 发送命令。

10 驱动部分 10，根据来自于控制部分 9 的命令信号，产生用于连续形成预定声传输线的驱动信号，该驱动信号是根据来自于超声波探头 2 中的超声波传感器阵列的超声波的组合波阵面产生的，并且驱动部分 10 将驱动信号通过收发器部分 6 中建立的发射信道向超声波探头 2 输出。

15 驱动部分 10 在预定区域中的一个平面（扫描平面）上连续形成多条声传输线，并且超声波探头 2 通过多条声传输线连续扫描扫描平面。超声波探头 2 还连续接收来自于对象内部的超声波信号。这种发射和接收是同时进行的。此步骤对应于本发明的一个实施例的发射/接收步骤。

在步骤 ST12 中向超声波探头 2 输出信号的步骤符合本发明的超声波诊断装置的驱动方法，驱动方法的细节将在后面讨论。

收发器部分 6 通过探头电缆向图像处理部分 7 发送超声波探头 2 连续接收的超声波信号。

20 基于收发器部分 6 向图像处理部分 7 发送的超声波信号，图像处理部分 7 连续比较发射和接收波来发现其间的偏移量，并分析发射和接收波之间的波长差，即，分析改变的频率分量，来产生多普勒图形，例如作为光谱显示的图形。此步骤对应于本发明的图像生成步骤的一个实施例。

25 捕捉的图像根据控制部分 9 的指令存储在存储部分 8 中。

存储在存储部分 8 中的捕捉的图像然后在显示器件 4 中被复制 (ST13)。

30 在步骤 ST12 中，控制部分 9 选择与发射信道相连的发射元件以及通过高电压开关 5 与接收信道相连的接收元件，并根据所选择的发射和接收元件打开高电压开关 5。这样，控制部分 9 选择多个元件与发射信道相连，所述发射元件在预定区域中被预定数量的元件分开，并打开高电压开关 5。

现在参考附图详细描述选择与发射和接收信道相连的元件的步骤。

图 5 示出了选择与发射和接收信道相连的元件的步骤的实施例的流程图。

5 控制部分 9 首先根据元件排列的方向确定发射区域的元件 (ST21)。

发射区域最好确定为包含元件总数的大约  $1/4-1/2$ 。小于  $1/4$ ，发射区域的孔径会变小。结果，超声波信号的发射角偏离使得分辨率下降。另一方面，大于  $1/2$ ，接受区域的孔径会变小且信/噪 (S/N) 比降低。例如，如图 3 所示排列的具有 64 个元件的超声波探头 2 中，  
10 第 0 个元件  $e_0$ —第 27 个元件  $e_{27}$  定义为发射区域。

其次，在以这种方式定义的发射区域中，发射超声波信号的元件被选择 (ST22)。

控制部分 9 在规定的发射区域中选择与发射信道相连的元件。例如，  
15 如图 3 所示，每隔三个元件被选择，在这种情况下预定间隔为二。所选择的元件被定义为发射元件。

再次，定义了接收区域 (ST23)。

控制部分 9 定义接收区域，该接收区域以预定间隔与发射区域分开。例如，如图 3 所示，接收区域定义为包含第 33 至第 63 个元件  $e_{33}$   
20  $-e_{63}$ ，所述元件  $e_{33}-e_{63}$  由第 28 至第 32 个元件  $e_{28}-e_{32}$  与发射区域分开。

再次，在接收区域中，不与发射信道相连的元件被选择 (ST24)。

控制部分 9 选择与信道相对应的元件，所述信道不与接收区域中的元件相连，如图 3 所示，并且将所选信道和元件定义为接收信道和接收元件。  
25

一旦发射和接收元件如上所述被选择，控制部分 9 打开与所选发射信道和接收信道相对应的高电压开关 5 (ST25)。

因此，所述信道通过不同的元件连续向/从收发器部分 6 发射/接收超声波信号。所述图像处理部分 7 就基于这样的发射/接收数据生成  
30 图像。

(变体)

图 6 示出了信道与元件之间的连接的另一实施例的示意图。

如图 6 所示, 在第 0 个至第 26 个元件  $e_0$ — $e_{26}$  中, 每隔三个或每隔两个元件与信道通过高电压开关随机相连来形成发射区域。

另一方面, 在发射区域之外的第 33 个至第 63 个元件  $e_{33}$ — $e_{63}$  中, 元件与除了那些与发射区域相连的信道之外的所有信道相连来形成接收区域。此外, 与第 27 个至第 32 个元件  $e_{27}$ — $e_{32}$  向对应的信道与连接元件的对应部分相连, 即, 第 0 个元件  $e_0$  以及第 59 个—第 63 个元件  $e_{59}$ — $e_{63}$ 。因此, 与第 27 个至第 32 元件  $e_{27}$ — $e_{32}$  相对应的高电压开关 52 被关闭。结果, 发射区域与接收区域之间的隔离被建立起来。

根据本发明的第一个实施例, 排列在一个方向上的元件被划分为一个发射区域和一个接收区域, 并且在发射区域中, 与发射信道相连的元件以预定的间隔隔开。结果, 发射区域被扩大来扩展孔径, 因此改善了生成的图像的分辨率。

此外, 由于除了发射信道之外的所有信道被定义为接收信道, 并且各接收信道与某些元件相连, 所以可使用多个信道进行接收。结果, 改善了接收灵敏度, 并且改善了信号噪声比 (有时缩写为信噪比)。

此外, 如变体 1 所述, 通过随机定义与发射信道相连的元件, 能够降低光栅瓣。CWD 方法通常使用低频超声波进行发射和接收。因此, 尽管每隔三个元件与发射信道相连, 那么与 B-模式技术相比光栅瓣被抑制了。

虽然如前述实施例所述, 发射区域预先定义并且发射元件在预定区域内选择, 但是发射元件可在没有定义发射区域时选择。

### (第二实施例)

现在描述第二个实施例。与第一实施例中相似的部分由相似的参考符号表示并且对其的描述将被省略。

图 7 示出了根据本发明的超声波探头 2 与收发器部分 6 之间的连接的另一个实施例的示意图。简化起见, 在本实施例中收发器部分 6 中的信道的数量表示为  $N=48$ 。

如图 7 所示, 当收发器部分 6 中的信道的数量为  $N=0$ — $47$  时, 第  $N$  个信道 ( $N < 15$ ) 与第  $N$  个开关以及第  $(N+48)$  个开关相连, 并且第  $N$  个信道 ( $16 < N < 47$ ) 个信道与第  $N$  个开关并联。

图 8 示出了如图 7 所示的信道和元件之间的连接的实施例的示意图。

如图 8 所示，在第 0 个至第 22 个元件  $e_0$ — $e_{22}$  中，每隔两个元件与相应的信道通过高电压开关 5 (未示出) 相连。与所选择的信道相对应的信道输出发射信号，并且被认为是发射信道。此外，第 0 个至第 22 个元件  $e_0$ — $e_{22}$  一起被认为是发射区域。

另一方面，发射区域之外的第 26 个至第 63 个元件  $e_{26}$ — $e_{63}$  与除了与前述元件相连的信道之外的所有信道相连。相连的信道输入接收的信号，并且被认为是接收信道。此外，第 26 个至第 63 个元件  $e_{26}$ — $e_{63}$  一起被认为是接收区域。

发射和接收区域之间的元件，即，第 23 个至第 25 个元件  $e_{23}$ — $e_{25}$  在发射或接收中未使用。在这种情况下，与这些元件  $e_{23}$ — $e_{25}$  相应的高电压开关 5 被打开，并且该高电压开关 5 与不进行发射或接收信道相连。结果，元件就被衰减了，从而电和机械地减小了从发射到接收的串扰。

此外，第 17 个元件  $e_{17}$  和第 19 个元件  $e_{19}$ ，例如，在发射区域中未在发射或接收中使用。在这种情况下，与第 17 个元件  $e_{17}$  和第 19 个元件  $e_{19}$  相应的该电压开关 5，例如，最好是被关闭。在超声波探头中，串扰在元件之间发生。结果，弱的超声波信号就在与相邻元件相对应的信道中发射。发射的超声波信号的数量依赖于电阻值，且如果电阻值低，那么超声波信号就被发射衰减了。结果，信号的数量就被减少了。因此，高电压开关被关闭，且介于发射信道之间的信道就能够被使用了。

(变体)

图 9 示出了信道与元件之间的连接的另一个实施例的示意图。

如图 9 所示，在第 0 个至第 28 个元件  $e_0$ — $e_{28}$  中，每隔两个元件通过高电压开关 5 (未示出) 与发射信道相连。与图 7 所示的连接相比较，发射区域的孔径被扩大了。

另一方面，发射区域之外的第 32 个至第 63 个元件  $e_{32}$ — $e_{63}$  与除了与这些元件相连的信道之外的所有信道相连，并且一起被称为接收区域。

与发射和接收区域之间的元件，即，第 29 个至第 31 个元件 e29—e31 相对应的高电压开关 5 被打开，并且与不进行发射和接收的信道相连。

此外，与在发射区域中未在发射或接收中使用的元件，例如第 17 个元件 e17 和第 19 个元件 e19，相对应的高电压开关 5 被关闭。

根据本实施例，定义了发射区域和接收区域，并且除了那些与发射区域相连的信道之外的所有信道均与接收区域中的元件相连且用于接收。结果，多个信道可被用于接收来改善接收灵敏度。

此外，与发射和接收区域之间的元件相对应的高电压开关 5 被打开从而电或机械的减少了从发射到接收的串扰。另一方面，与发射区域中未在发射或接收中使用的元件相对应的高电压开关 5 被关闭，并且发射信道之间产生的串扰可被用来在不驱动信道的情况下发射来自于相应元件的超声波信号。

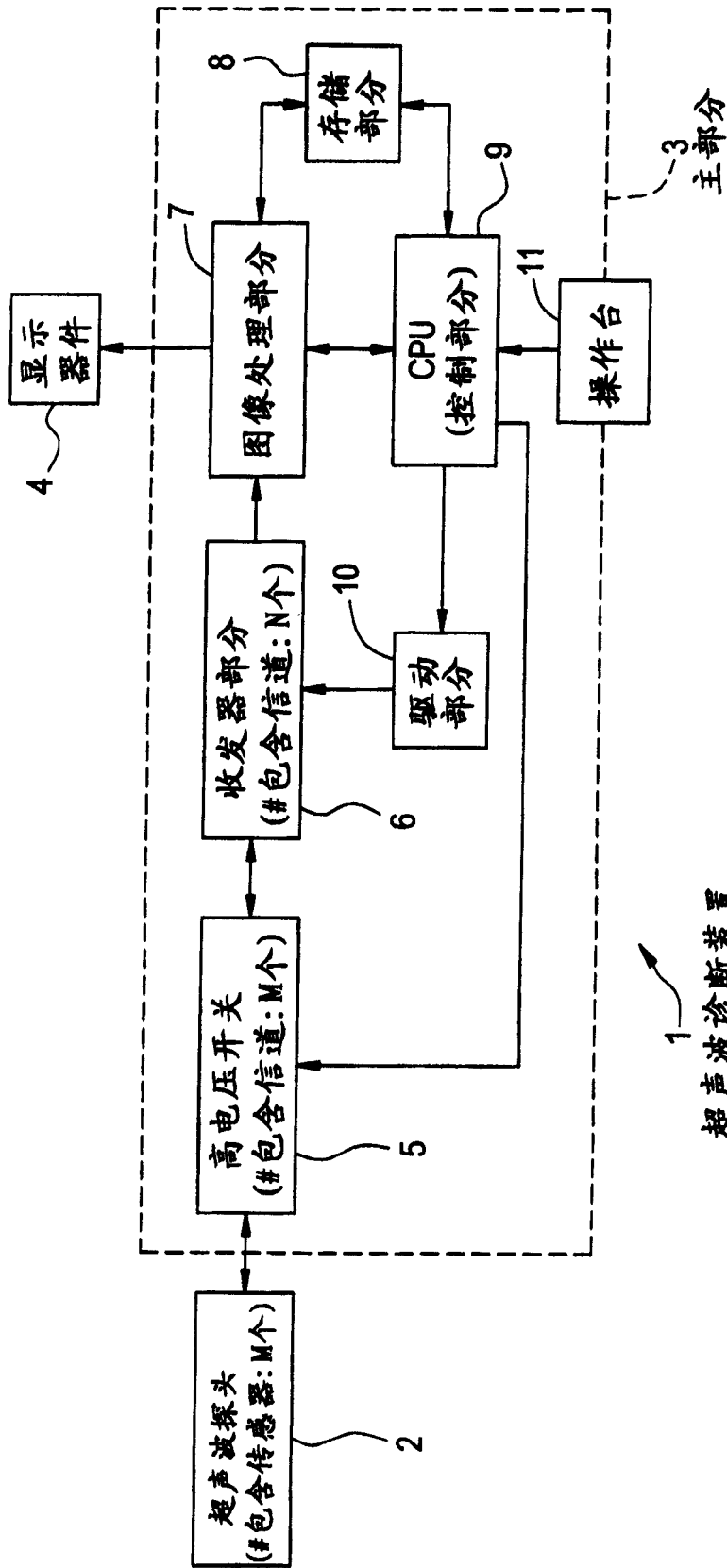
此外，既然如上所述多个接收信道可被提供，那么在这种变体中扩大发射区域中的孔径，并因此改善生成的图像的分辨率是可能的。

本发明的超声波诊断装置不局限于前述实施例。

例如，在本发明的超声波诊断装置中，传感器以二维方式排列的矩阵阵列探头可代替扇形探头使用。此外，收发器部分 6 中信道的数量以及超声波探头 2 中元件的数量通过实施例的方式描述，且可根据需要改变。

此外，多种修改可在不背离本发明的实质和范围的情况下进行。

本发明的多种差别较大的实施例可在不背离本发明的实质和范围的情况下配置。应该理解，本发明不局限于说明书中描述的特定实施例，除了附加权利要求所中定义的之外。



1 超声波诊断装置

图 1

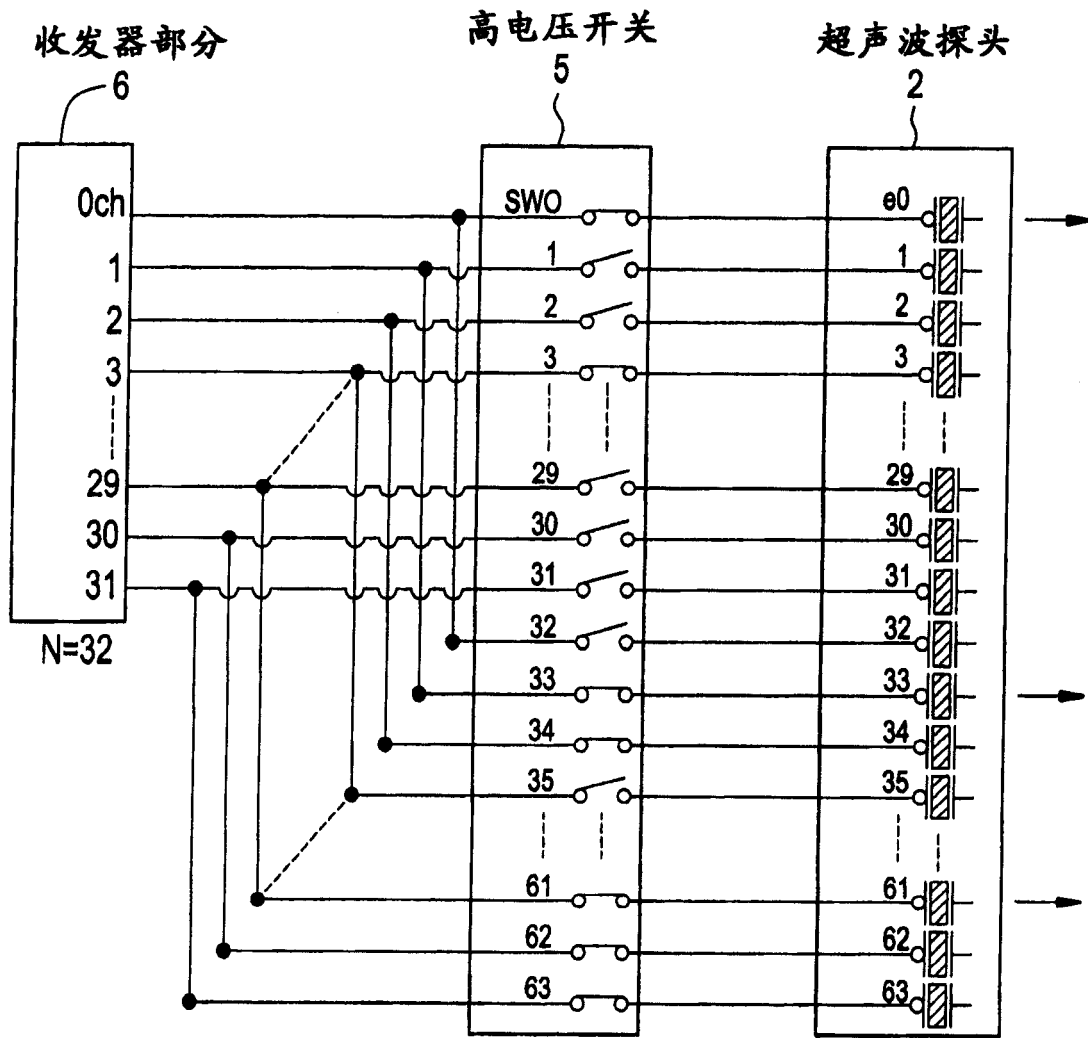


图 2

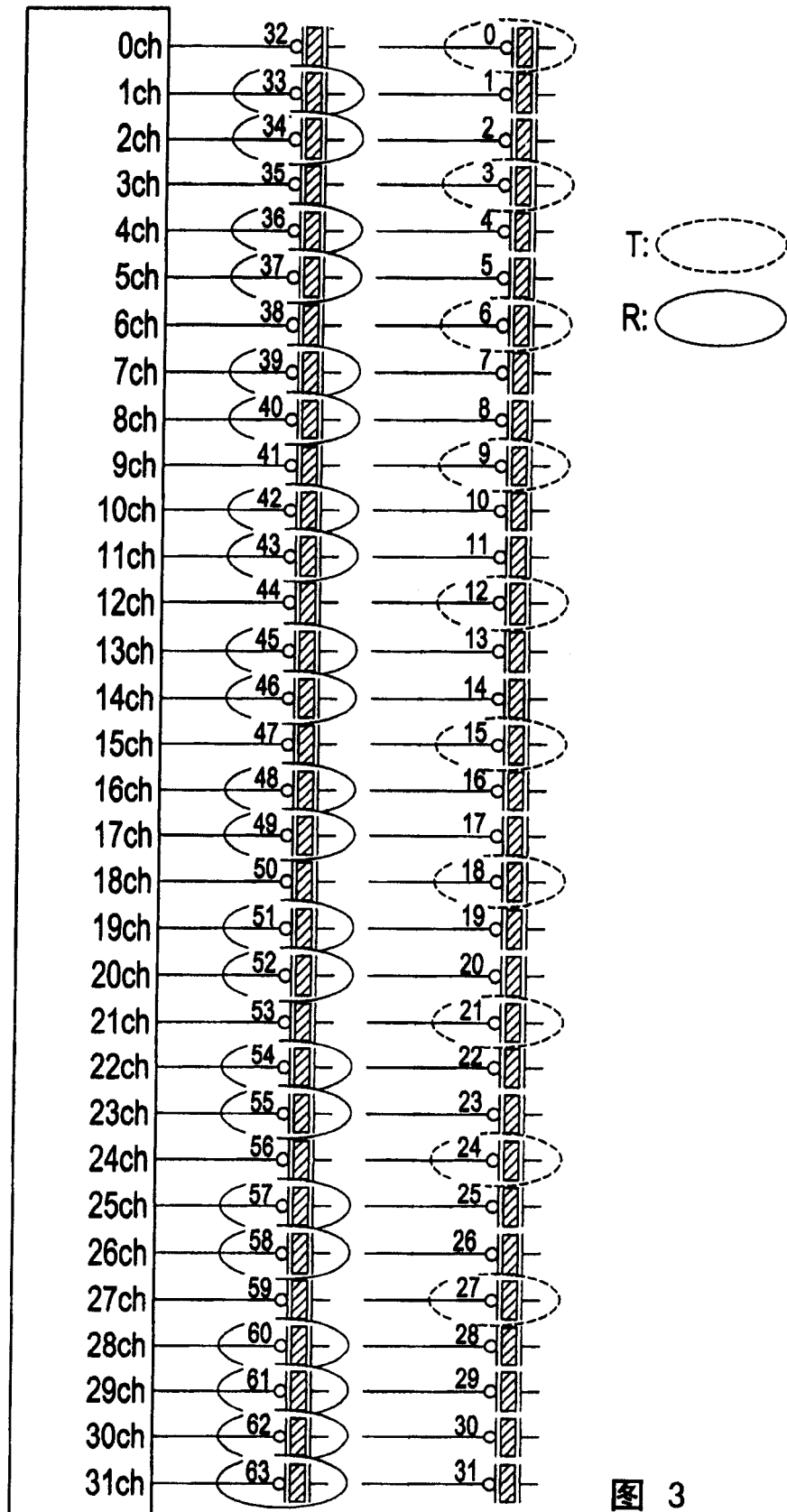


图 3

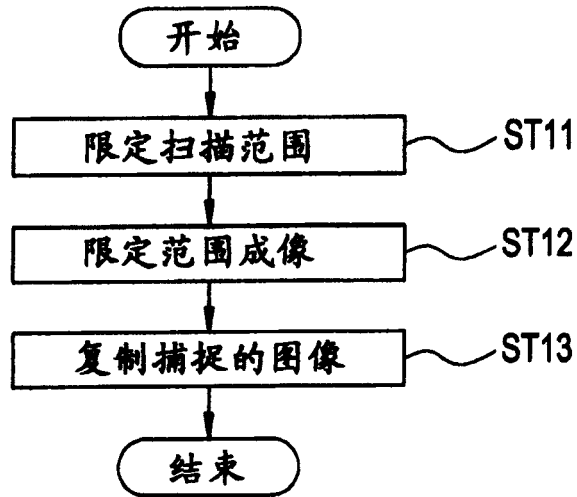


图 4

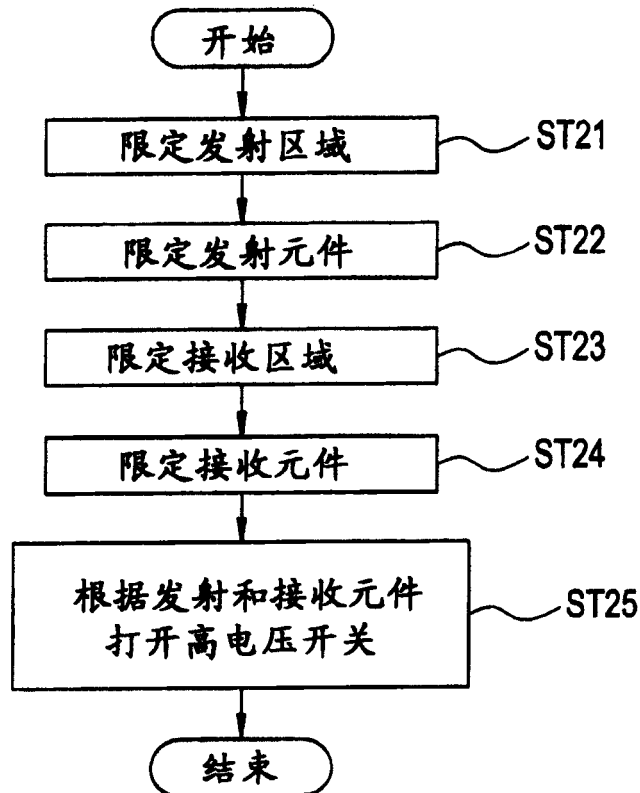


图 5

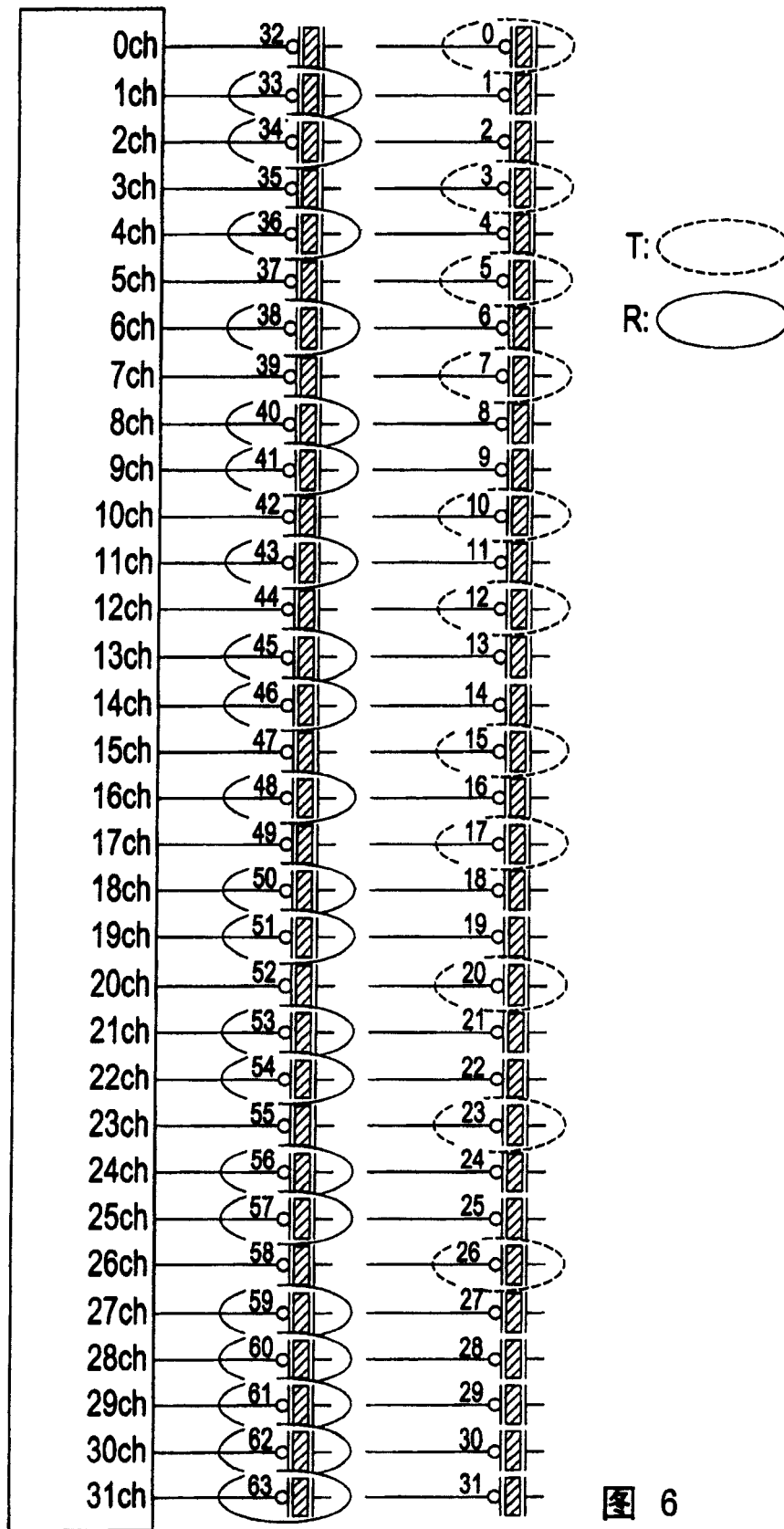


图 6

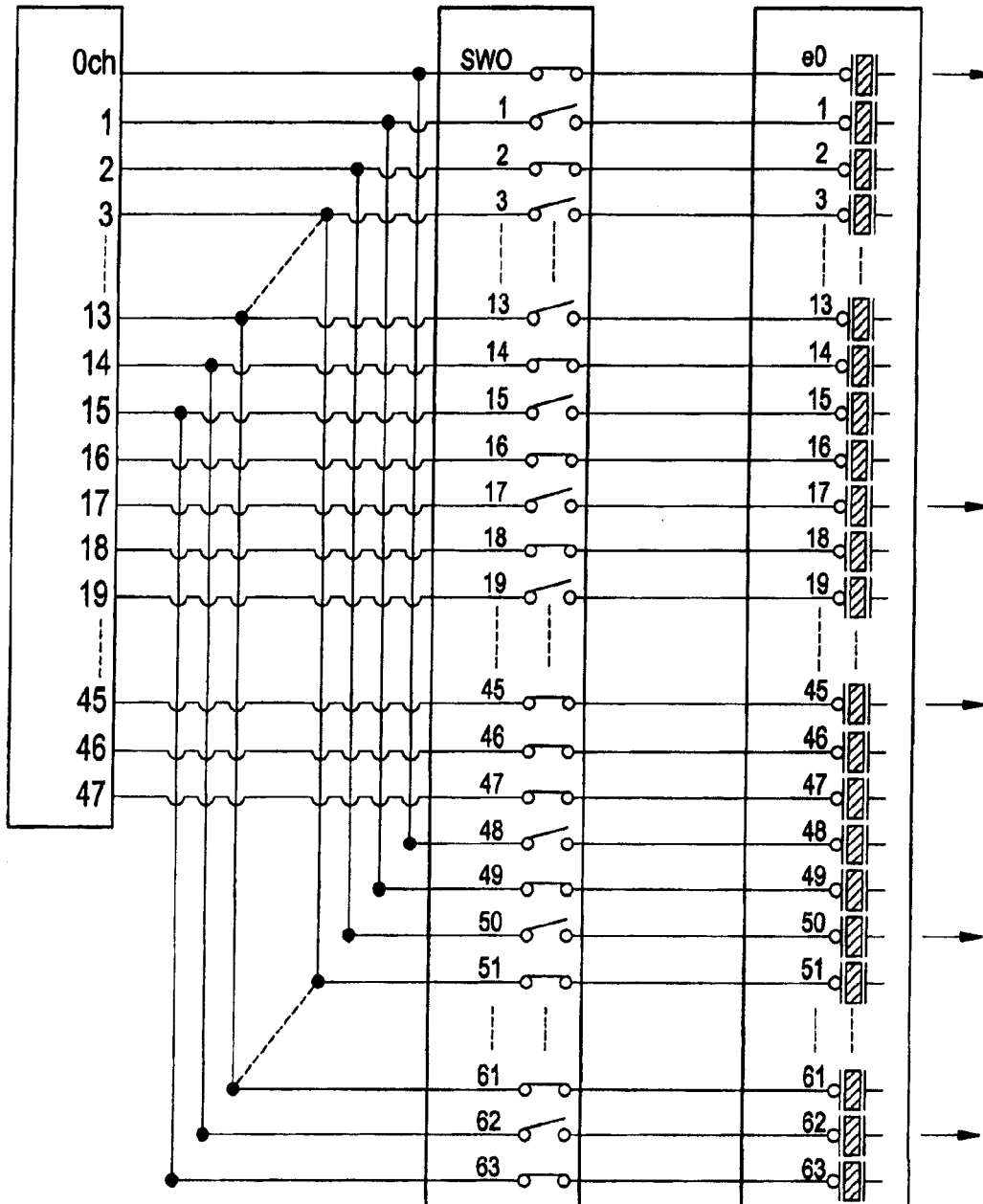


图 7

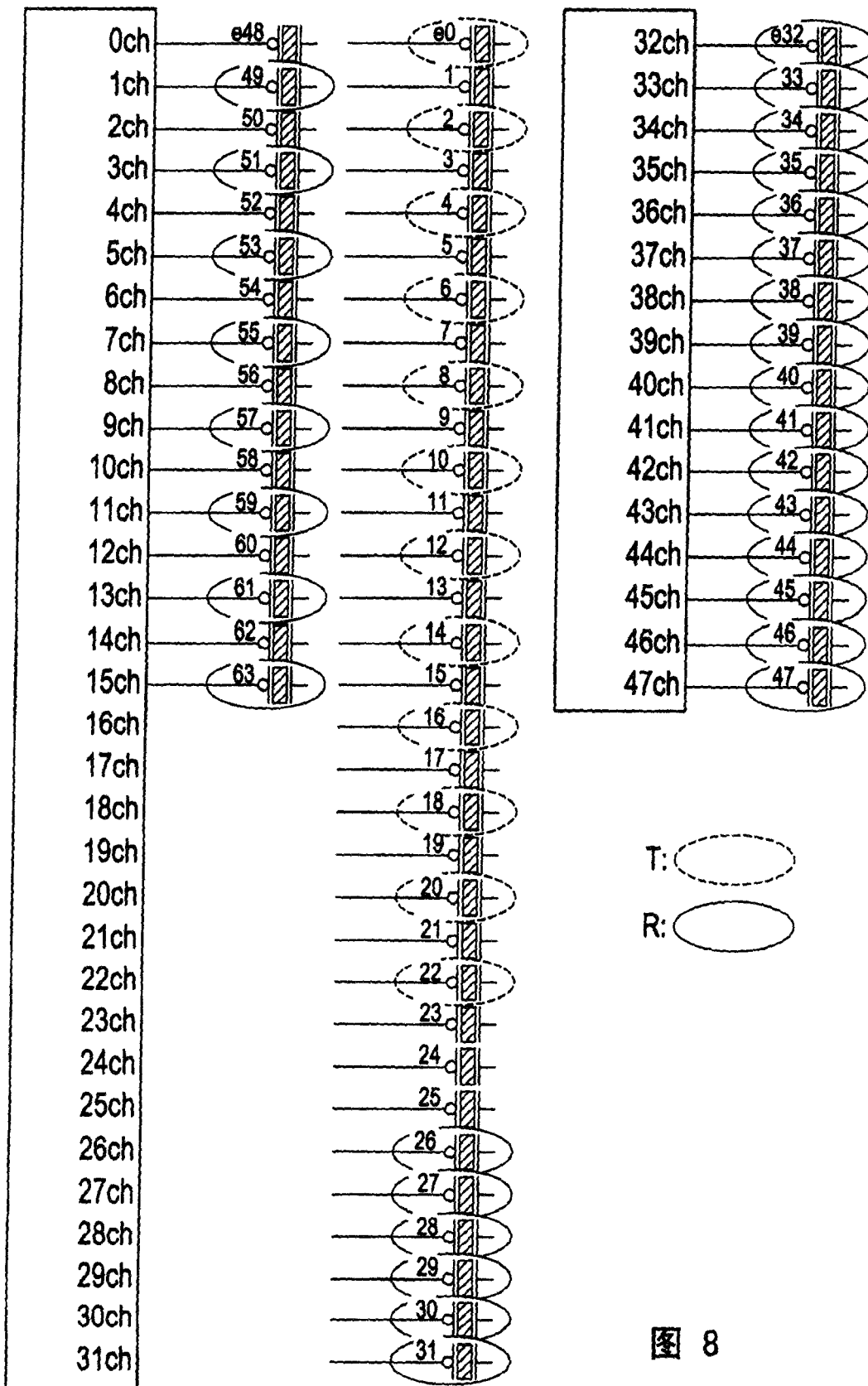


图 8

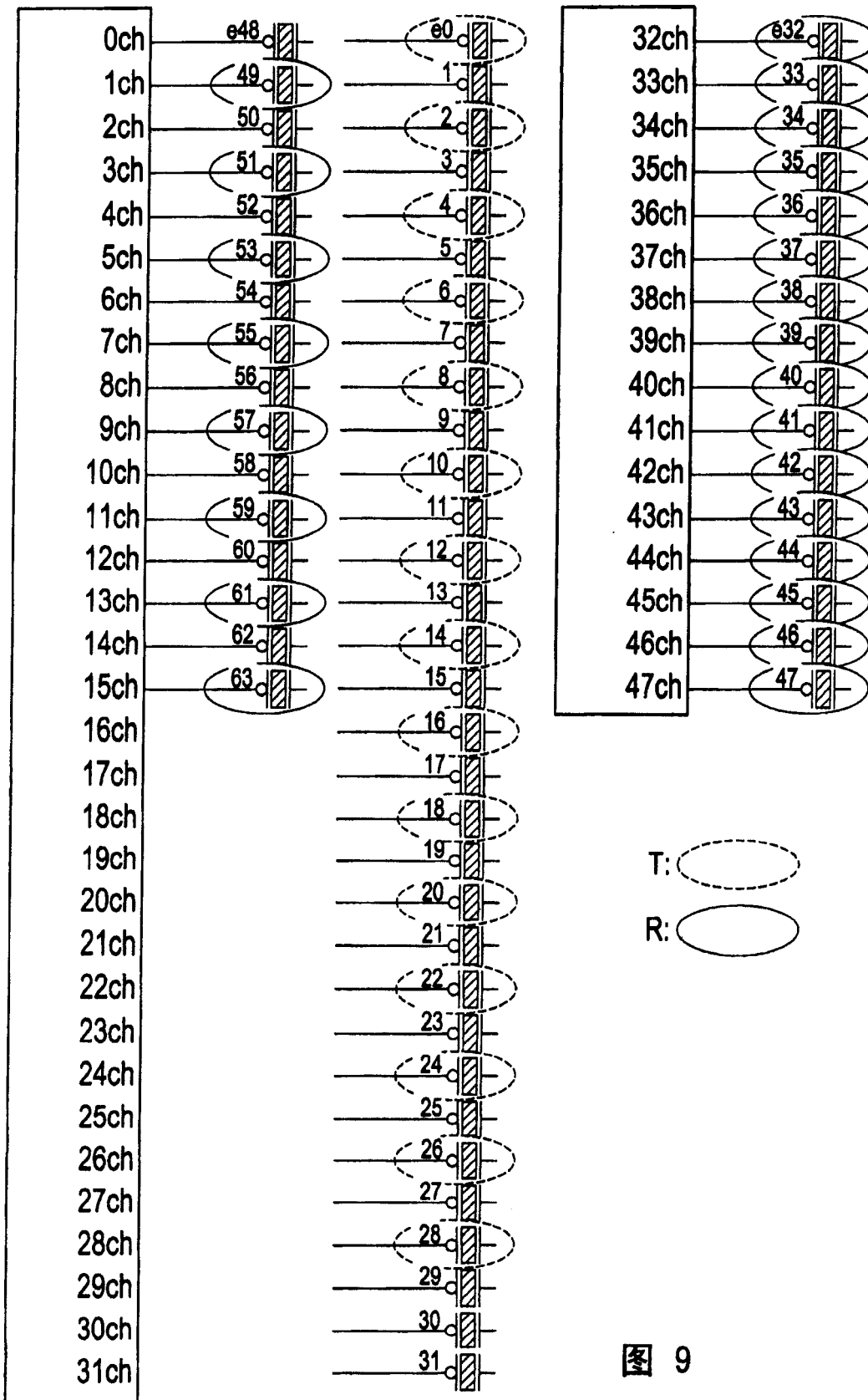


图 9

专利名称(译)	超声波诊断装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1626043A</a>	公开(公告)日	2005-06-15
申请号	CN200410100380.2	申请日	2004-12-09
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	雨宫慎一		
发明人	雨宫慎一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/02 A61B8/13 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 G01S7/5203 G01S7/52046 G01S15/8918		
代理人(译)	杨生平		
优先权	2003410835 2003-12-09 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

通过扩大发射超声波振动中的孔径区域来改善生成的图像的分辨率，并改善接收灵敏度，一种超声波诊断装置用于向对象连续发射超声波信号，连续接收对象响应发射的超声波信号反射的接收信号，并且基于接收到的信号生成对象的X射线断层图像，所述装置包含用于通过多个信道发射/接收超声波信号的发射/接收装置；以及一个扇形探头，该探头带有通过开关与信道相连的传感器，所述传感器的数量大于信道的数量且排列在一个方向上，在探头中，所述传感器中的一些与用于发射超声波信号的信道相连来发射超声波信号，排列在一个方向上的传感器以预定数量的传感器为间隔放置。

