



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02161125.4

[43] 公开日 2003 年 10 月 22 日

[11] 公开号 CN 1450358A

[22] 申请日 2002.12.13 [21] 申请号 02161125.4

[30] 优先权

[32] 2001.12.14 [33] JP [31] 381594/2001

[32] 2002.3.13 [33] JP [31] 068966/2002

[32] 2002.10.4 [33] JP [31] 292005/2002

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 町田好男 滨村良纪 葛西由守

冈本和也 相马一裕

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利

商标事务所

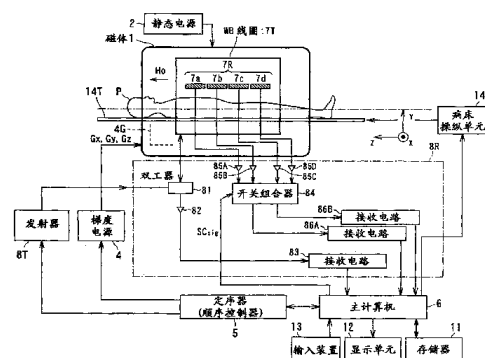
代理人 董 莘

权利要求书 5 页 说明书 33 页 附图 22 页

[54] 发明名称 采用由多个单元线圈构成的多线圈的并行磁共振成像

[57] 摘要

一种磁共振成像系统，包括具有接收多线圈和切换组件的 MR 信号接收装置。所述接收多线圈接收 MR 信号，并由多个单元线圈构成。所述切换组件被配置为响应于成像条件而切换由多个单元线圈接收的 MR 信号的接收状态。所述切换组件还响应于成像条件而将 MR 信号的输出路径从所述多个单元线圈连接到一接收机，以及所述接收机内的接收通道。所述接收通道的数量小于所述单元线圈的数量。所述成像条件例如是指向并行 MR 成像。



1. 一种MR信号接收装置, 包括:
 - 一被配置为接收MR信号且由多个单元线圈组成的接收多线圈; 以及
 - 5 一被配置为响应于成像条件来切换由多个单元线圈接收的MR信号的接收状态的切换组件。
2. 权利要求1的MR信号接收装置, 其中所述切换组件包括一器件, 该器件用于响应于成像条件而将MR信号的输出路径从所述多个单元线圈连接到一接收机, 以及所述接收机内的接收通道, 所述接收通道的数量小于所述
10 单元线圈的数量。
3. 权利要求2的MR信号接收装置, 其中所述成像条件是用于并行MR成像的条件。
4. 权利要求3的MR信号接收装置, 其中所述切换组件包括一组合单元, 所述组合单元被配置为将来自所述多个单元线圈的MR信号组合为其数量对
15 应于所述接收通道的数量的信号, 并将组合后的信号输出到所述接收机。
5. 权利要求3的MR信号接收装置, 其中所述切换组件包括一被配置为仅将由所述多个单元线圈输出的MR信号的一部分输出到所述接收机的器件。
6. 权利要求3的MR信号接收装置, 其中所述成像条件至少是相位编码方向和并行MR成像的检测区域中的一个。
- 20 7. 权利要求1的MR信号接收装置, 其中至少一个所述多个单元线圈包括QD(正交检测)线圈。
8. 权利要求1的MR信号接收装置, 其中所述切换组件被配置为选择性地
地将所述多个单元线圈从按照所述成像条件预定的多种组合线圈模式切换为一种模式。
- 25 9. 权利要求8的MR信号接收装置, 其中所述多种组合线圈模式为包括第一和第二组合线圈模式的两种组合线圈模式。
10. 权利要求9的MR信号接收装置, 其中所述成像条件被作为并行MR成像中的相位编码方向提供。
11. 权利要求10的MR信号接收装置, 其中所述的多线圈是由两个单元
30 线圈组成的QD线圈,

其中所述第一组合线圈模式被设置，从而使得所述 QD 线圈的两个单元线圈中的一个发展为 8 字型线圈，且所述第二组合线圈模式被设置，从而使得所述两个单元线圈中一个发展为两个环形线圈。

12. 权利要求 11 的 MR 信号接收装置，其中所述切换组件包括可根据控制信号切换到交叉内部路径或是平行内部路径的开关装置，所述开关装置被设置在所述 8 字型线圈的线圈环路之间的交叉区域处。

13. 权利要求 12 的 MR 信号接收装置，其中所述切换组件还包括被配置为在所述第二组合线圈模式期间内将所述 QD 线圈的其余单元线圈切换到断开状态的装置。

14. 权利要求 2 的 MR 信号接收装置，其中所述切换组件包括允许多个单元线圈选择性地连接到所述接收通道的线圈连接单元，其中所述线圈连接单元包括

多个输入端，每一个所述输入端都连接到所述多个单元线圈；

一个连接到所述接收通道的输出端；

多个连接/断开选择开关，每一个所述连接/断开选择开关都连接到所述多个输入端，并被配置为选择将每一个单元线圈都连接到所述线圈连接单元所执行的连接方案，或是将所述的每一个单元线圈都从所述线圈连接单元所执行的所述连接方案断开；

多个通道选择开关，每一个所述多个通道选择开关都连接到所述多个连接/断开选择开关，并被配置为允许所述单元线圈选择性地连接到所述接收通道；以及

一加法器，所述加法器连接到所述输出端，并被配置为将来自所述多个单元线圈中的指定单元线圈的 MR 信号累加，所述来自指定线圈的 MR 信号由所述连接/断开选择开关和所述通道选择开关分配给同一接收通道。

15. 一种 MR 成像接收线圈，包括：

多个接收单元线圈；以及

一切换组件，该切换组件被配置为可选择性地将所述多个单元线圈切换为按照成像条件预定的多种组合线圈模式中的一种。

16. 一种磁共振成像系统，包括：

一接收多线圈，该接收多线圈被配置为包括多个用于接收 MR 信号的单

元线圈;

一接收机电路, 该接收机电路被配置为处理来自所述单元线圈的 MR 信号; 以及

一切换组件, 该切换组件被配置为响应于成像条件而切换从所述多个单元线圈到所述接收机电路的 MR 信号输出路径。

17. 权利要求 16 的磁共振成像系统, 其中至少一个所述多个单元线圈包括 QD (正交检测) 线圈。

18. 权利要求 17 的磁共振成像系统, 其中所述切换组件包括一被配置为允许所述多个单元线圈选择性地连接到所述接收通道的线圈连接单元, 其中所述线圈连接单元包括

多个输入端, 每一个所述多个输入端都连接到所述多个单元线圈;

一连接到所述接收通道的输出端;

多个连接/断开选择开关, 每一个所述连接/断开选择开关都连接到所述多个输入端, 并被配置为选择将每一个单元线圈都连接到所述线圈连接单元所执行的连接方案, 或是将所述的每一个单元线圈都从所述线圈连接单元所执行的所述连接方案断开;

多个通道选择开关, 每一个所述多个通道选择开关都连接到所述多个连接/断开选择开关, 并被配置为允许所述单元线圈选择性地连接到所述接收通道;

一加法器, 所述加法器连接到所述输出端, 并被配置为将来自所述多个单元线圈中的指定单元线圈的 MR 信号累加, 所述来自指定线圈的 MR 信号由所述连接/断开选择开关和所述通道选择开关分配给同一接收通道; 以及

一切换控制组件, 所述切换控制组件被配置为按照所述成像条件来切换所述连接/断开选择开关和所述通道选择开关。

19. 一种线圈连接单元, 其被设置在装有包括多个单元线圈的 RF 接收线圈, 以及提供一个或多个接收通道的一个或多个接收电路的磁共振成像系统内, 并被设置为用于将所述 RF 接收线圈连接到所述接收电路, 所述线圈连接单元包括:

多个输入端, 每一个所述多个输入端都连接到所述多个单元线圈;

一个或多个输出端, 每一个所述一个或多个输出端都连接到所述一个或

多个接收通道;

多个连接/断开选择开关, 每一个所述连接/断开选择开关都连接到所述多个输入端, 并被配置为选择将每一个单元线圈都连接到所述线圈连接单元所执行的连接方案, 或是将所述的每一个单元线圈都从所述线圈连接单元所执行的所述连接方案断开;

多个通道选择开关, 每一个所述多个通道选择开关都连接到所述多个连接/断开选择开关, 并被配置为允许所述单元线圈选择性地连接到所述一个或多个接收电路中的指定接收电路; 以及

一个或多个加法器, 每一个所述一个或多个加法器都连接到所述一个或多个输出端, 并被配置为将来自所述多个单元线圈中的指定单元线圈的 MR 信号累加, 所述来自指定单元线圈的 MR 信号由所述连接/断开选择开关和通道选择开关分配给同一接收通道。

20. 权利要求 19 的线圈连接单元, 其中至少一个从所述多个单元线圈到所述多个输入端的连接路径包括用于调整通过所述连接路径的信号的相位的相位移相器。

21. 一种线圈连接单元, 其被设置在装有包括多个单元线圈的 RF 接收线圈, 以及提供一个或多个接收通道的一个或多个接收电路的磁共振成像系统内, 并被设置为用于将所述 RF 接收线圈连接到所述接收电路, 所述线圈连接单元包括:

多个通道选择开关, 每一个所述多个通道选择开关都连接到所述多个连接/断开选择开关, 并被配置为允许所述单元线圈选择性地连接到所述一个或多个接收电路中的指定接收电路; 以及

一个或多个加法器, 每一个所述一个或多个加法器都连接到所述一个或多个接收电路, 并被配置为将来自所述多个单元线圈中的指定单元线圈的 MR 信号累加, 所述来自指定单元线圈的 MR 信号由所述通道选择开关分配给同一接收通道。

22. 权利要求 21 的线圈连接单元, 还包括多个连接/断开选择开关, 每一个所述多个连接/断开选择开关都介于所述多个输入端和所述多个用于每个单元线圈的通道选择开关之间, 并被配置为选择将每一个单元线圈都连接到所述线圈连接单元所执行的连接方案, 或是将所述的每一个单元线圈都从

所述线圈连接单元所执行的所述连接方案断开,

其中所述一个或多个加法器被配置为将来自所述多个单元线圈中的指定单元线圈的 MR 信号累加, 所述来自指定单元线圈的 MR 信号由所述连接/断开选择开关和通道选择开关分配给同一接收通道。

采用由多个单元线圈构成的
多线圈的并行磁共振成像

5

背景技术

本发明涉及磁共振成像，用于获得基于物体自旋的磁共振现象的物体的MR（磁共振）图象；尤其是涉及一种在由RF线圈接收的MR信号被输入到一用于接收的信号处理装置时的信号或线圈的切换技术。

10

本发明的一个优选实施例是一种在多个单元线圈所接收MR信号被输入到一用于接收的信号处理装置时的信号或线圈的切换技术，所述多个单元线圈包括多线圈，作为接收RF线圈。这样的多线圈称为相位线圈阵列（PAC）。另一个优选实施例是将上述切换技术应用于快速MR成像，其使用前述的多线圈以便以更高的速度成像（下文中，这样的成像称为并行MR成像）。

15

（相关技术）

磁共振成像可以概括为一种成像技术，凭借该技术，一种置于固定磁场内的物体的原子核自旋受到施加于物体上的具有拉莫尔频率的射频信号的磁激励，且受激感生的MR信号被用于重建图象。

20 在这种磁共振成像的领域内，一种特别令人感兴趣的成像技术是快速成像，近年来对其的研究很活跃。其中一个快速成像的例子是使用包括多个RF线圈（称为单元线圈）的多线圈来完成。这样的快速成像一般被称为“并行MR成像”。按照过去的观点，并行MR成像也被称为多线圈快速成像、一种PPA（部分并行采集）技术或是一种子编码技术。

并行成像实际上可以被简化地应用在不同类型的方案中。在早期阶段，
25 有以下方案提出，（1）：“Carlson J.W. and Minemura T., 通过多接收线圈获得数据及重建图象来缩短成像时间，MRM 29: 681-688, 1993”以及（2）：“Ra J.B. and Rim C.Y., 使用多探测器子编码数据装置的快速成像，MRM 30:142-145, 1993。”

另外，从早期方案改进而来的其他一些成像方案也被提出。这样的成像
30 方案包括一种SMASH技术，由（3）：“Sodikson D.K. and Manning W.J., 空

间谐波的同时获得(SMASH):使用RF线圈阵列的快速成像,MRM 38: 591-603, 1997”或其它方案提出;还有一种SENSE技术,由(4):“Pruessman K. P., Weiger M., Scheidegger M. B., and Boesiger P., SENSE:用于快速MRI的灵敏编码,MRM 42:952-962, 1999”提出;以及一种基于(5):
5 “M. A. Griswold, P. M. Jakob, M. Nittka, J. W. Goldfarb and A. Haase, 使用定域灵敏度的部分并行成像(PILS), ISMRM 2000, p. 273.”的技术。

虽然方案之间有少许区别,但并行成像的基本概念是一样的。就是说,包括多个RF线圈(单元线圈)的多线圈用于从这些RF线圈同时接收MR信号,而独立的图象数据根据被每个单元线圈接收的回波信号而产生。如果通
10 过多个线圈同时完成接收,则每个RF线圈的编码次数减小到一个通过以RF线圈的数量除用于图象再现的预定编码次数而计算出的量。因此,每个RF线圈的图象的FOV(检测的区域)变小,从而使扫描时间缩短。

然而,这会引发每幅图象边缘的重叠现象(或称为周边扭曲)。为了消除这种情况,通过利用多个RF线圈的灵敏度彼此不同这一事实,并行MR成
15 像采用去重叠处理,作为对于从每个RF线圈获得的多个图象的后处理。实际上,去重叠处理过程执行时利用了每个RF线圈的空间灵敏度图。

由于物体的尺寸和/或电负荷不同会使空间灵敏度图发生改变,每当一名新的病人被检测,校准数据就会被频繁的获得和更新。由于这种原因,在
20 经过多个病人后继续使用校准数据并不受欢迎。获得校准数据的技术包括一种“独立扫描技术”:在检查之间进行与主扫描无关的灵敏度图扫描,以及一种“自校准技术”:将获得灵敏度图的扫描附加地合并到每次主扫描内。

去重叠处理后的多幅图象然后被组合为一幅最终图象,FOV覆盖其全部期望区域。因此,这种并行MR成像使得扫描过程变快(即:快速成像),以及提供诸如覆盖整个腹部的图象的宽幅图象成为可能。

25 另外,可以这样归纳前述参考文献(1)至(5)中的成像技术,参考文献(1)和(3)提供的成像技术专用于特殊形状的单元线圈,而参考文献(2)提供的技术依赖于单元线圈的形状。参考文献(4)建议的成像技术是从参考文献(2)建议的成像技术发展而来。参考文献(5)提供的技术基于组合平方和图象,这只在特殊的情况下是稳定的。

30 并行MR成像领域的最新趋势是提高将被使用的单元线圈(RF线圈)的

数量 N_{coil} ，以满足日益增长快速成像的需要。通常，单元线圈的数量越多，安装在处理所接收 MR 信号所需的接收装置内的通道的数量 N_{ch} 就越多。只有 N_{ch} 的数量等于或大于 N_{coil} 的数量，被单元线圈检测的信号才能被各自输入接收装置。

- 5 但是，由于提高通道的数量 N_{ch} 会导致制造 MRI 系统的成本提高是众所周知的事实，通道的数量 N_{ch} 在实际 MRI 系统内会受到限制。尽管单元线圈的适当安排通常依赖于成像条件（尤其是编码方向和 FOV 的大小）。如果没有正确的安排，图象质量会因为 SNR 的减少或人为现象而恶化，或是导致成像条件受限。此外，当通道数量增加时，应当在接收装置内处理的数据量也会变大，数据处理所需时间被迫变长。

在被检测对象的腹部接受并行磁共振成像的情况下，专用于腹部的 RF 线圈沿身体腹部和背部表面放置。换句话说，一对腹部专用的 RF 线圈排列在被检测对象腹部周围。例如，腹部专用的 RF 线圈是多线圈，其最好形成由一 8 字形线圈和一环状线圈结合构成的 QD（正交检测）线圈。

- 15 这样，为了利用单个 QD 线圈来实施并行 MR 成像，最优选的是将用于成像的相位编码方向设置在从被检测对象的背部至被检测对象的腹部的方向上。因为，当并行成像充分地运行时，需要将多个单元线圈转移到相位编码方向上。例如，相位编码方向对一个特殊方向的限制会导致严重的成像条件限制，这样就会引起成像不能优先地显示出被检测对象体内的器官和血流状态的问题。

20 发明内容

本发明的目的是克服前述的各种问题，其主要目的是提供一种 MR 信号接收装置，其中包括有一种能够以简单的方式来运行并行 MR 成像的 RF 线圈，以及一种其中使用所述 MR 信号接收装置的磁共振成像系统。

- 25 本发明一个具体目的是，在使用包括多个单元线圈的多线圈来实现并行磁共振成像的情况下，可以在不同成像条件下以有效的方式提供高质量 MR 图像，而无需增加接收通道的数量。

- 本发明进一步的具体目的是，在使用包括多个单元线圈的多线圈来实现并行磁共振成像的情况下，提高设置诸如相位编码方向的成像条件的自由
30 度。

本发明另一个具体目的是，提供一种能够任意地将组成 RF 接收线圈的多个单元线圈分配给接收机内的一个或多个接收通道的线圈连接单元，以及一种包括这种线圈连接单元的磁共振成像系统。

5 为了实现上述目的，根据本发明的一方面，提供了一种信号接收装置，包括：一个用于接收 MR 信号的由多个单元线圈组成的接收线圈；以及一用于响应于成像条件来切换多个单元线圈所接收 MR 信号的接收状态的切换组件。这种配置例如有利于并行 MR 成像的实施。

例如，所述切换组件包含有一个用于响应于成像条件来将从多个单元线圈到接收器的 MR 信号的输出路径连接到接收器内接收通道的器件，所述接收通道的数量小于单元线圈的数量。因此，为了实施并行 MR 成像，即使接收通道的数量少于单元线圈的数量，被单元线圈检测的信号也可被接收机以
10 一种稳定的方式处理。因此，随着接收电路的规模和复杂程度受到抑制，较少质量损失的 MR 图象可以通过较低图像质量来获得，并高效地响应不同成像条件。

15 例如，成像条件为用于并行 MR 成像的条件。优选地是，切换组件包括组合单元，其被配置为将来自多个线圈的 MR 信号组合为与接收通道的数量相应的信号，并将组合后的信号输出到接收器。切换组件可能包括被配置为只将一部分由多个单元线圈输出的 MR 信号输出到接收器的单元。优选地是，成像条件至少是相位编码方向以及并行 MR 成像的检测区域中的一个。更优选地是，多个单元线圈中至少有一个单元线圈包括 QD（正交检测）线圈。
20

根据本发明的另一方面，切换组件被配置为选择性地多个单元线圈切换为按照成像条件预定的多种组合线圈模式中的一种模式。这种选择配置能够增加设置多个单元线圈的方向的数量，并能够提高设计诸如相位编码方向的成像条件的自由度。

25 例如，多种组合线圈模式是包括第一和第二组合线圈模式的两种类型。例如，成像条件被提供为并行 MR 成像中的相位编码方向。

更优选的是，多线圈是一包括两个单元线圈的 QD 线圈，其中设置第一组合线圈模式，以将 QD 线圈中的两个单元线圈中的一个设置为一 8 字型线圈，并设置第二组合线圈模式，以将两个单元线圈中的这一个单元线圈设置
30 为两个环形线圈。

另外,优选的是切换组件包括可依照控制信号切换到交叉内部通路或平行内部通路的切换器件,所述切换器件设置在8字型线圈的线圈环路之间的交叉区域处。例如,切换组件还包括在第二组合线圈模式期间内被配置为将QD线圈中的其余单元线圈切换为关断状态的器件。

- 5 根据本发明的另一方面,提供了一种MR成像接收线圈,包括:多个接收单元线圈;以及一切换组件,其被配置为可选择性地将多个单元线圈切换为按照成像条件预定的多种组合线圈模式中的一种。

10 仍然根据本发明的另一方面,提供了一种磁共振成像系统,其包括:包括多个用于接收MR信号的单元线圈的接收多线圈;用于处理来自单元线圈的MR信号的接收电路;以及用于响应成像条件来切换从多个单元线圈到接收电路的MR信号输出路径的切换组件。

15 优选地是,切换组件包括被配置为允许多个单元线圈选择性地连接到接收通道的线圈连接单元,其中所述线圈连接单元包括都连接到多个单元线圈的多个输入端;连接到接收通道的输出端;多个连接/断开选择开关,其每一个都连接到多个输入端,且被配置为选择单元线圈到或从线圈连接单元所执行的连接方案的连接或断开状态;都连接到多个连接/断开选择开关,且被配置为允许单元线圈选择性的连接到接收通道的多个通道选择开关;连接到输出端,且被配置为将来自多个单元线圈中的指定单元线圈的信号相加的加法器,所述来自指定线圈的MR信号通过连接/断开选择开关和通道选择开关被分派到同一个接收通道;以及被配置为按照成像条件来切换连接/断开选择开关和通道选择开关的切换控制组件。

此外,本发明还单独提供一种以上述方式配置的线圈连接单元。

附图说明

在附图中:

- 25 图1是功能性地示出根据本发明实施例的磁共振成像系统的方框图;
图2示出了根据本发明第一实施例的多线圈包含的单元线圈的排列状态,以及对被单元线圈检测的信号进行切换和组合的情况;
图3示出第一实施例的磁共振成像系统的开关组合器的电路图;
图4功能性地解释了图2所示的多线圈的单元线圈的一种切换与组合状
30 态;

图5功能性地解释了图2所示的多线圈的单元线圈的另一种切换与组合状态;

图6解释一个采用传统方式的多线圈来检测信号的实例,用于对比性地描述根据第一实施例的磁共振成像系统的操作和优点;

5 图7解释另一个采用传统方式的多线圈来检测信号的例子,用于对比性地描述第一实施例的磁共振成像系统的操作和优点;

图8是示出对第一实施例中所使用开关组合器的第一种改进的电路图;

图9图示出由图8所示的开关组合器实现的不同类型切换与组合模型;

图10图示出由图8所示的开关组合器实现的另一种切换与组合模型;

10 图11是示出第一实施例中所使用开关组合器的第二种改进的电路图;

图12A至12C是示出第一实施例中所使用开关组合器的第三种改进的方框图;

图13A至13C图示出根据本发明第二实施例的磁共振成像系统所使用多线圈的单元线圈的排列;

15 图14示出图13所示的多线圈所检测的信号的一种切换和组合状态;

图15示出图13所示的多线圈所检测的信号的另一切换和组合状态;

图16进一步示出图13所示的多线圈所检测的信号的另一切换和组合状态;

20 图17是根据本发明第三实施例的磁共振系统内的一种MR信号接收装置的轮廓图,并且示出了构成QD线圈(多线圈)的单元线圈的排列状态,以及由所述装置中的单元线圈检测的信号的一种切换和组合状态;

图18是应用在第三实施例中的一种电子开关的结构;

图19是一用作电子开关的开关元件的实际结构;

图20A和20B解释每种开关模式的电子开关的功能;

25 图21A和21B是电子开关的每种开关模式的等效电路图;

图22是根据第三实施例改进的电子开关的电路图;

图23A和23B示出第三实施例的另一种改进,其中为电子开关的每种开关模式示出了电子开关的设置位置;

30 图24是描述根据本实施例的磁共振成像系统所使用躯干线圈阵列的配置的透视图;

图 25A 至 25C 是解释第四实施例中所使用的各种躯干线圈阵列的线圈连接模式的透视图;

图 26 是示出用于选择躯干线圈阵列的理想线圈连接模式的方案的流程图;

5 图 27 是解释一种第四实施例可实施的并行 MR 成像方案的流程图;

图 28 是解释另一种第四实施例可实施的并行 MR 成像方案的流程图; 以及

图 29 是解释另一种第四实施例可实施的并行 MR 成像方案的流程图;

具体实施方式

10 以下将参照附图详述根据本发明的 MR 信号接收装置和磁共振成像(MRI)系统的各个实施例。

(第一实施例)

以下将参照附图 1 至 7 详细描述根据本发明的 MR 信号接收装置和磁共振成像系统的第一实施例进行。

15 在此实施例中, 磁共振成像系统将实施并行 MR 成像, 其中所述的磁共振成像系统功能性地包括 MR 信号接收装置。

以下参照图 1 描述了根据本发明实施例的磁共振成像系统的全部配置。

20 此成像系统被配置为利用用于 MR 图象的多线圈来实施并行 MR 成像。如图 1 所示, 该系统包括: 作为成像被检测对象的患者 P 躺的病床、用于产生一静态磁场的静态场产生部分、用于给静态磁场增加位置信息的梯度磁场产生部分、用于发射和接收射频 (RF) 信号的发射/接收部分以及用于控制整个系统和图象重建的控制/计算部分。

25 固定磁场产生部分包括一磁体 1, 它比如是一超导型和一静态电源 2, 用于给磁体 1 提供电流。因此, 磁体 1 在一轴向 (在系统中的直角坐标系中对应于 Z 轴方向) 上在一圆柱孔内 (作为一诊断空间) 内产生一静态磁场 H_0 , 所述的被检测对象 P 被安置在该圆柱孔内以成像。

30 病床包括一床面 14T, 被检测对象 P 躺在上面, 而且床面 14T 可被插入磁体 1 的孔中, 从而使得床面可借助病床操纵单元 14D 的帮助而收回。病床操纵单元 14D 能够响应一下述主计算机 6 发出的操纵信号, 结果是床面 14T 能够沿着它的纵向 (即, Z 轴方向) 运动。作为一种模式, 患者 P 将沿着床

面 14T 的纵向躺在床面 14T 上。

梯度磁场产生部分包括与磁体 1 合为一体的一梯度单元线圈 4G。梯度单元线圈 4G 具有三对(种) x-线圈, y-线圈以及 z-线圈(没有示出), 其用于产生在 X-轴, Y-轴和 Z-轴方向上, 即在磁体 1 的互为直角的物理轴向上的强度变化的磁场梯度。这种梯度磁场产生部分还包括一梯度电源 4, 用于给 x-线圈, y-线圈以及 z-线圈提供电流。在一下述的定序器 5 的控制下, 这种梯度电源 4 提供给 x 线圈-, y-线圈和 z-线圈脉冲电流, 以产生磁场梯度。

由梯度电源 4 提供给 x-线圈、y-线圈和 z-线圈的脉冲电流是受控的, 因此可被在三个物理轴向(就是 X-, Y-, 和 Z-向)上改变强度的磁场梯度是相互合成的。这种合成可能使得在切片方向上产生一切片磁场梯度 G_s , 在相位编码方向上产生一相位编码磁场梯度 G_e , 并在读出方向上产生一读出(频率编码)磁场梯度 G_r , 这样梯度 G_s 、 G_e 和 G_r 可被有选择性地规定和任意改变强度。切片、相位编码和读出方向是逻辑轴方向, 它们也是互为直角的。产生于逻辑轴方向上的磁场梯度 G_s 、 G_e 和 G_r 叠加在静态磁场 H_0 上。

所述发送/接收部分包括一用作射频(RF)线圈的总体(WB)线圈 7T, 其被放置在位于磁体 1 内的诊断空间中的被检测对象 P 附近, 以及一用于接收的多线圈 7R。此部分还包括一发射器 8T 和一接收器 8R, 它们与线圈 7T 和 7R 构成通路。

在只有线圈 7T 被单独安装的情况下, 总体线圈 7T 可被同时用于发送和接收信号。同时, 多线圈 7R 作为一接收 RF 线圈来负责接收信号, 而总体线圈 7T 作为一专用发射 RF 线圈工作。

形成高 S/N 线圈的阵列的多线圈 7R 分别包括多个作为单元线圈的 RF 线圈 7a 至 7d。在本实施例中, 总共 4 个 RF 线圈 7a 至 7d 被用于提供 4 个通道。每个 RF 线圈 7a(至 7d)形成一圆型表面线圈, 并具有一适当地确定的直径, 从而使得全部 4 个 RF 线圈 7a 至 7d(即四通道 RF 线圈)就沿着被检测对象 P 覆盖出一个期望的检测区域(FOV)。

实际上, 如附图 2 所示, 四通道 RF 线圈 7a 至 7d 在本实施例中是按照三维来布置的, 这使得它们形成一沿 X-Z 表面的矩形 FOV。来自各个 RF 线圈 7a 至 7d 的输出被单独发送到接收器 8R 内。

另外, 图 1 图示出多线圈 7 包括沿着被检测对象 P 身体表面排列的四通

道 RF 线圈 7a 至 7d 的情况。但是，多线圈 7R 并不仅限于这种表面线圈布置的结构，其有可能由多个线圈或 QD（正交检测）线圈构成。作为修改，多线圈 7R 可附加于病床或直接安排在患者 P 身上。

发射器 8T 和接收器 8R 都受控于定序器 5，这将在以下描述。发射器 8T 5 将具有拉莫尔频率的射频脉冲电流提供给总体线圈 7T，以使被检测对象 P 内的磁自旋产生核磁共振（NMR）。接收器 8R 接收总体线圈 7T 或多线圈 7R 检测到的一回波信号（RF 信号），并生成回波数据（称为未加工数据或原始数据）。

实际上，如图 1 所示，接收器 8R 包括一总体线圈接收单元和一多线圈 10 接收单元。

所述总体线圈接收单元装备了一连接到总体线圈 7T 的双工器 81，一连接到双工器 81 的前置放大器 82，以及用于从前置放大器 82 接收接收信号的一接收电路 83。所述的双工器 81 也与发射器 8T 耦合。

传送时，双工器 81 允许来自发射器 8T 的发射驱动脉冲被送到总体线圈 15 7T，接收时，双工器 81 将总体线圈 7T 所检测到的回波信号提供给前置放大器 82。所述的前置放大器 82 用于对所接收的回波信号进行前置放大，并将放大的信号送到接收电路 83。在接收电路 83 对处理过的信号执行 A/D 切换以产生回波数据（称为未加工数据或原始数据）之前，接收电路 83 对输入的回波信号进行不同类型的信号处理，例如中频切换、相位检测、低频放大 20 以及滤波。

另一方面，多线圈接收单元包括一开关组合器 84，以接收来自四通道 RF 线圈 7a 至 7d 的回波信号。在此接收单元中，在开关组合器 84 的输入端上，四个前置放大器 85A 至 85D 分别被插入从四 RF 线圈 7a 至 7d 的输入路径内。因此，紧跟着回波信号被 RF 线圈 7a 至 7d 接收，在被发送到开关组 25 合器 84 之前，所述信号将经受前置放大，例如增益放大。

开关组合器 84 响应来自主计算机的一开关控制信号 SC_{sig} ，这样开关组合器能够具有可选择地将四通道输入信号（回波信号）交换和组合为两通道信号的功能。为了实现这一功能，如下所述，开关组合器 84 由具有开关阵列和模拟加法器的电子开关电路配置。这些开关例如是以结型晶体管或场效 30 应型晶体管制造的，这样开关就可以响应开关控制信号 SC_{sig} 的控制而进行开

关切换。

实际上，如图3所示，所述开关组合器84具有四个输入端IN1至IN4，以及两个输出端OUT1至OUT2。所述四个输入端IN1至IN4分别经过前置放大器85A至85D耦合于四个RF线圈7a至7b，而所述两个输出端OUT1和OUT2
5 耦合于接收电路86A和86B（例如，两个接收通道）。

开关SW109、SW209、SW309和SW409分别连接到输入端IN1至IN4，它们执行与每个RF线圈7a至7d间的连接和断开。

当每个开关SW109、SW209、SW309和SW409处于导通状态时，一已到达输入端IN1（至IN4）的信号被通过所述的已导通开关发送到一特定的接收
10 通道（接收电路）。相反，当每个开关SW109、SW209、SW309和SW409处于断开状态时（例如其内部端子接地），所述开关会阻止信号发送到接收器108R，从而使得没有信号会被发送到接收器108R。受控开关SW109至SW409响应于开关控制信号 SC_{sig} ，使得选择一个或多个用于获得回波信号的RF线圈成为可能。相反，上述开关技术允许选定一个或多个去除信号延迟的RF
15 线圈。

开关SW109的一个输出端连接到一单输入和双输出型的开关SW110的输入端。开关SW110的双输出端的一个连接到另一开关SW101的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关SW101的另一输入端接地，同时其输出端连接到一四输入型加法器PC1的第一输入端。

20 同样，开关SW110另外的输出端连接到另一开关SW201的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关SW201的另一输入端接地，同时其输出端连接到另一四输入型加法器PC2的第一输入端。

因此，控制开关SW110的操作使得将来自RF线圈7a的信号通过输入端IN1分配给输出端OUT1或OUT2，即接收通道1或2成为可能。

25 开关SW209的一个输出端连接到一单输入和双输出型开关SW210的输入端。开关SW210的双输出端的一个连接到另一开关SW102的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关SW102的另一输入端接地，其输出端同时连接到一四输入型加法器PC1的第二输入端。

30 同样，开关SW210另外的输出端连接到另一开关SW202的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关SW202的另一输入端接地，其

输出端同时连接到另一四输入型加法器 PC2 的第二输入端。

因此，控制开关 SW210 的操作使得将来自 RF 线圈 7b 的信号通过输入端 IN2 分配给输出端 OUT1 或 OUT2，即接收通道 1 或 2 成为可能。

此外，开关 309 的一个输出端连接到一单输入和双输出型开关 SW310 的
5 输入端。开关 SW310 的双输入端的一个连接到另一开关 SW103 的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输入类型。开关 SW103 的另一输入端接地，其输出端同时连接到一四输入型加法器 PC1 的第三输入端。

同样，开关 SW310 另外的输出端连接到另一个开关 SW203 的双输入端的一个。开关 SW203 的另一输入端接地，同时输出端连接到另一四输入类型的
10 加法器 PC2 的第三输入端。

因此，控制开关 SW310 的操作使得将来自 RF 线圈 7c 的信号通过输入端 IN3 分配给输出端 OUT1 或 OUT2，即接收通道 1 或 2 成为可能。

此外，开关 409 的一个输出端连接到一单输入和双输出型开关 SW410 的
15 输入端。开关 SW410 的双输出端的一个连接到另一开关 SW104 的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关 SW104 的另一输入端接地，其输出端同时连接到一四输入型加法器 PC1 的第四输入端。

同样，开关 SW410 另外的输出端连接到另一开关 SW204 的双输入端的一个，这样构成了一双输入和单输出类型。开关 SW204 的另一输入端接地，其
20 输出端同时连接到另一四输入型加法器 PC2 的第四输入端。

因此，控制开关 SW410 的操作使得将来自 RF 线圈 7d 的信号通过输入端 IN4 分配给输出端 OUT1 或 OUT2，即接收通道 1 或 2 成为可能。

加法器 PC1 和 PC2 的输出端分别连接到输出端 OUT1 和 OUT2。

因此，控制开关 SW109 和 SW110 的开关操作允许输出端 IN1 接地，或是
25 连接到加法器 PC1 或 PC2。控制开关 SW209 和 SW210 的开关操作允许输出端 IN2 接地，或是连接到加法器 PC1 或 PC2。控制开关 SW309 和 SW310 的开关操作允许输出端 IN3 接地，或是连接到加法器 PC1 或 PC2。此外，控制开关 SW409 和 SW410 的开关操作允许输出端 IN4 接地，或是连接到加法器 PC1 或 PC2。

每个加法器 PC1 和 PC2 都可以模拟的方式将其输入信号彼此相加，并向
30 每个输出端 OUT1 和 OUT2 提供累加后的模拟信号。

开关组合器 84 的操作响应指示第一开关模式或第二模式的开关控制信号 SC_{sig} 。当开关控制信号 SC_{sig} 指示第一开关模式时，开关组合器 84 将来自第一/第二通道 RF 线圈 7a 和 7b (例如，进入输入端 IN1 和 IN2 的回波信号) 的回波信号彼此以模拟方式相加，并以一输出信号“A”(例如，一到输出端 5 OUT1 的信号) 输出其累加后的信号，与此同时，开关组合器 84 将来自第三/第四通道 RF 线圈 7c 和 7d (例如，进入输入端 IN3 和 IN4 的回波信号) 的回波信号彼此以模拟方式相加，并以一输出信号“B”(例如，一到输出端 OUT2 的信号) 输出其累加后的信号。

当开关控制信号 SC_{sig} 指示第二开关模式时，开关组合器 84 将来自第一/ 10 第三通道 RF 线圈 7a 和 7c 的回波信号 (例如，进入输入端 IN1 和 IN3 的回波信号) 彼此以模拟方式相加，并以一输出信号“A”(例如，一到输出端 OUT1 的信号) 输出其累加后的信号，与此同时，开关组合器 84 将来自第二/第四通道 RF 线圈 7b 和 7d 的回波信号 (例如，进入输入端 IN2 和 IN4 的回波信号) 彼此以模拟方式相加，并以一输出信号“B”(例如，一到输出端 15 OUT2 的信号) 输出其累加后的信号。

从开关组合器 84 输出的组合后的两通道信号分别被发送到接收电路 86A 至 86B。如上所述，每个接收电路 86A 和 86B 都对输入信号进行不同类型的信号处理，包括中频变换、相位检测、低频放大和滤波，在对处理过的信号执行 A/D 切换之前产生回波数据。如上所述，信号在每个接收电路 86A 20 或 86B 内经历预定接收处理，并被发送到主计算机 6。

此外，控制/计算部分包括上述的定序器 5、主计算机 6、存储器 11、显示单元 12 以及输入装置 13。

其中，主计算机 6 基于安装在其内的内存或存储器 11 的一软件程序的进程运行。特别地，除了对系统的全部操作进行管理之外，所述软件程序允 25 许主计算机 6 向定序器 5 提供关于与并行 MR 成像有关的预扫描和成像扫描的脉冲排序信息。此外，在该程序的控制之下，主计算机 6 产生前述的符合由一操作者在例如输入装置 13 的帮助下规定的成像条件的开关信号。所产生的开关控制信号被送入开关组合器 84，其授权系统具有各种功能。这些功能包括可选择地开关/组合由多线圈 7R 中的 RF 线圈 7a 至 7d 所检测到的回 30 波信号的功能、推测多线圈 7R 的 RF 线圈 7a 至 7d 的灵敏度的功能、通过利

用回波信号实现重建处理的而计算图象数据的功能，以及控制病床驱动单元14D的驱动器的功能。所述成像条件包括关于并行MR成像的相位编码方向、位置、大小以及FOV形状的信息。

5 基于脉冲序列信息的扫描用于获得重建图象所需要的一组回波数据的理想数量。脉冲序列用于完成三维(3D)扫描或是二维(2D)扫描。由这种扫描使用的脉冲序列可以基于SE(自旋回波)技术、FSE(快速SE)技术、FASE(快速非对称SE;也称为“半傅立叶FSE技术”)技术、EPI(回波平面成像)技术、FE(场梯度回波)技术、FFE(快速FE)技术、分段FFE技术等来实现。FASE技术依靠FSE技术和半傅立叶技术的相互组合来实现。

10 包含有CPU和内存的定序器5能够存储来自主计算机6的脉冲序列信息。基于这些脉冲序列信息，定序器5负责控制一系列由梯度电源4、发射器8T以及接收器8R进行的操作。脉冲序列信息包括按照期望的脉冲序列来操作梯度电源4、发射器8T以及接收器8R所需的全部信息。这样的信息包括应当被应用于x-、y-和z-线圈的脉冲电流的强度、持续时间以及操作时限。

15 通过并行MR成像重建与合成的图象显示在显示单元12上，而它们的数据被存储在存储器11内。所期望的成像条件、所期望的脉冲序列以及与图象的合成与差别计算相关的信息通过由操作者操作的输入装置13输入到主计算机6。

20 现在将对根据实施例的磁共振成像系统所实施的并行MR成像的操作和优点进行描述，其中主要关注开关组合器84的操作。

现在假定由包括在如图2所示布置的多线圈内的RF线圈7a至7d执行并行MR成像。

作为一个实例，主计算机6确定包含在借助输入装置13所确定的成像条件中的相位编码方向是X-轴方向还是Z-轴方向。

25 如果指定X-轴为用于并行MR成像的相位编码方向，则主计算机6向开关组合器84提供指示第一开关模式的开关控制信号 SC_{sig} 。这使得开关组合器84不仅能够将来自作为第一和第二通道的RF线圈7a和7b的回波信号相互累加，从而将相加后的模拟信号以一输出通道信号“A”输出，而且可以将来自作为第三和第四通道的RF线圈7c和7d的回波信号相互累加，从而
30 将相加后的模拟信号以一输出通道信号“B”输出。

上述对从 RF 线圈 7a 至 7d 检测到的回波信号的合成在功能上等同于利用 RF 线圈“1+2 (；由线圈 7a+7b 构成) 和 RF 线圈“3+4 (；由线圈“7c+7d”构成) 所进行的双通道信号采集, 如图 4 所示, 这用于沿相位编码方向 (这种情况下是 X-轴方向) 覆盖一个需要的 FOV (检测区域)。

- 5 同时, 在指定 Z-轴为相位编码方向时, 主计算机 6 向开关组合器 84 提供指示第二开关模式的开关控制信号 SC_{sig} 。这使得开关组合器 84 不仅能将来自作为第一和第三通道的 RF 线圈 7a 和 7c 的回波信号相互累加, 从而将相加后的模拟信号以一输出通道信号“A”输出, 而且可以将来自作为第二和第四通道的 RF 线圈 7b 和 7d 的回波信号相互累加, 从而将相加后的模拟
- 10 信号以一输出通道信号“B”输出。

上述对从 RF 线圈 7a 至 7d 检测到的回波信号的合成在功能上等同于利用 RF 线圈“1+3 (；由线圈 7a+7c 构成) 和 RF 线圈“2+4 (；由线圈“7b+7d”构成) 所进行的双通道信号的采集, 如图 5 所示, 这是用于沿相位编码方向 (这种情况下是 Z-轴方向) 覆盖一个需要的 FOV (检测区域)。

- 15 如上所述, 在并行 MR 成像基于已知的技术运行之前, 都是首先通过开关组合器 84 来选择第一或第二开关模式的。

为了使本实施例所采用的开关和组合技术的功能特性更为清楚, 现结合图 6 和 7 对常规多线圈的布置进行解释。

- 图 6 所示的多线圈包括四个 RF 线圈 1 至 4, 如前述实施例中一样。但是, 被 RF 线圈 1 至 4 检测到的回波信号作为接收信号 A 至 D 发送到一接收器, 而无需经过任何组合处理。图中没有示出的接收器具有四通道接收处理系统 (例如接收电路), 以分别处理来自 RF 线圈 1 至 4 的回波信号。在这种线圈处理的情况下, 通过可能会被指定为 X-轴或是 Z-轴方向的相位编码方向, 单元线圈的数量 N_{coil} 应该与接收通道的数量 N_{ch} 相等, 这是不同于本实施
- 20 例的。换言之, 接收器内接收处理通道的数量应该是四个, 这就使得接收器电路的结构变得更加复杂且尺寸也会变大, 由此增加了制造成本。

- 此外, 图 7 所示的多线圈由排列在 X-轴方向的两个椭圆型表面线圈 (RF 线圈) 1 和 2 构成。由所述表面线圈检测到的回波信号不经过任何组合处理即被作为接收信号 A 和 B 发送到一接收机中。该接收机 (没有示出) 具有分
- 30 别处理接收信号 A 和 B 的双通道接收处理系统。在这种情况下, 只有具有相

位编码方向被设置为 X-方向的并行 MR 成像是容许的。换言之，其不便利之处在于，如果相位编码方向为 Z-轴方向，则无法实施并行 MR 成像。

上述通常遇到的不便利之处和问题可以通过使用本实施例中的结构加以解决。

- 5 尤其是在本实施例中，即使在接收机中通道的数量 N_{ch} 小于包含在多线圈 7R 中的 RF 线圈 7a 至 7d 的数量（例如，单元线圈的数量 N_{coil} ）（ $N_{ch} < N_{coil}$ ）时，在确保尽可能彼此独立地检测两个回波信号的前提下，RF 线圈可被两个两个地组合，以接收双通道信号。

- 10 因为可以保持 $N_{ch} < N_{coil}$ 这种关系，那么即使排列了大量的单元线圈也无需增加接收机中通道的数量，从而避免了系统结构变大和复杂化。也避免了因增加接收通道的数量而导致的系统制造成本的提高。

- 此外，相位编码方向指定的自由度可以提高，从而使得相位编码方向可被设置在 X-轴方向和 Z-轴方向上。除了使用便利的改进外，这还将使得相位编码方向的设置取决于被成像器官的位置和特性，以及被观察的血液流动方向成为可能。因此，提高了成象性能，允许并行 MR 成像提供更高质量的 MR 图象以及更多的检查信息。
- 15

- 虽然，在上述实施例的接收器 8R 内是在开关组合器 84 之前设置了前置放大器 85A 至 85D，但前置放大器 85A 至 85D 也可被在开关组合器 84 之后设置。作为选择，前置放大器 85A 至 85D 被设置在开关组合器 84（在加法器之前或之后）内也是可能的。
- 20

以下将对上述的第一实施例中的开关组合器 84 的不同修改进行描述。

<第一实施例的第一种改进>

参照图 8 和 9，以下为对开关组合器 84 的第一种改进所作的说明。

- 25 开关组合器 84 具有将包括在诸如多线圈 7R 的一 RF 接收线圈中的多个单元线圈任意连接到接收机 8R 中的多个接收通道的功能。所述 RF 接收线圈并不仅限于前述的多线圈 7R，任何 RF 接收线圈都是可以接受的，只要其具有多个单元线圈。

- 虽然接收器 8R 能够具有一单接收通道或多个接收通道，但以下将相对于具有多个接收通道的配置来解释这种改进。开关组合器 84 可以构造为通过
- 30 使用连接器来连接到 RF 接收线圈和接收器 8R。

图8示出了按照这种改进的开关组合器84的结构。开关组合器84具有多个输入端IN1至IN4,所述输入端连接到一RF接收线圈的多个单元线圈,以及多个输出端OUT1至OUT4,所述输出端连接到接收机8R的多个接收通道。除了这些端子外,开关组合器84还具有能够任意控制多个输入端IN和多个输出端OUT之间的连接,即多个单元线圈和多个接收线圈之间的连接的功能。连接包括不同类型的连接模式,例如每个连接通道分别连接到一单元线圈的一对一模式、每个连接通道连接到任何两个或多个单元线圈的一对多模式,以及其中规定一个或多个接收通道不与任何单元线圈连接的非连接模式。如下所述,开关组合器84可被配置为使单元线圈完全自由地连接到接收通道。尽管输入端IN和输出端OUT的数量可以在设计时任意设定,但以下将这种改进示为四个输入端、四个输出端。

换言之,开关组合器84具有四个输入端IN1至IN4,以及四个输出端OUT1至OUT4。一RF接收线圈中的多个单元线圈分别连接到输入端IN1至IN4,与此同时,接收机8R中的多个接收电路分别连接到输出端OUT1至OUT4。

为了控制单元线圈的连接和断开,每个电子开关SW109、SW209、SW309和SW409与每个输出端IN1至IN4相耦合。每个开关SW109(至SW409)例如都可以使用结型晶体管或场效应型晶体管来制造。下述的各种其它电子开关也可以采用与开关SW109至SW409同样的方式制成。在连接到每个开关SW109(至SW409)的连接端时,进入每个输入端IN1(至IN4)的信号被通过开关SW109(至SW409)发送到接收器8R的接收通道。相反,当连接到开关SW109(至SW409)的接地触点时,该信号就会被发送到地而不是发送到接收器8R。即,这些电子开关SW109、SW209、SW309和SW409允许开关组合器84选择将被使用的单元线圈,或是指定将不被使用的单元线圈。

开关SW109的单输出端连接到另一电子开关SW110的一单输入端。所述开关SW110具有两个输出端,其中一个连接到另一电子开关SW111的单输入端。开关SW110的另一输出端连接到另一电子开关SW112的单输入端。以分级方式相互连接的所述三个开关SW110、SW111和SW112的切换使得一在输入端IN1处接收的信号被送到四个输出端OUT1至OUT4的任意一个,即接收器8R的任何一个通道成为可能。

开关SW209的单输出端连接到另一电子开关SW210的一单输入端。此开

关 SW210 具有两个输出端, 其中一个连接到另一电子开关 SW211 的单输入端。开关 SW210 的另一输出端连接到另一电子开关 SW212 的一单输入端。以分级方式相互连接的所述三个开关 SW210、SW211 和 SW212 的切换使得一在输入端 IN2 处接收的信号被送到四个输出端 OUT1 至 OUT4 中的任意一个, 即接收器 8R 的任一通道成为可能。

开关 SW309 的单输出端连接到另一电子开关 SW310 的一单输入端。此开关 SW310 具有两个输出端, 其中一个连接到另一电子开关 SW311 的单输入端。开关 SW310 的另一输出端连接到另一电子开关 SW312 的一单输入端。以分级方式相互连接的所述三个开关 SW310、SW311 和 SW312 的切换使得一在输入端 IN3 处接收的信号被送到四个输出端 OUT1 至 OUT4 中的任意一个, 即接收器 8R 的任一通道成为可能。

开关 SW409 的单输出端连接到另一电子开关 SW410 的一单输入端。此开关 SW410 具有两个输出端, 其中一个连接到另一电子开关 SW411 的单输入端。开关 SW410 的另一输出端连接到另一电子开关 SW412 的一单输入端。以分级方式相互连接的所述三个开关 SW410、SW411 和 SW412 的切换使得一在输入端 IN4 处接收的信号被送到四个输出端 OUT1 至 OUT4 中的任意一个, 即接收器 8R 的任一通道成为可能。

同时, 输出端 OUT1 至 OUT4 分别连接到加法器 PC1 至 PC4。

因此, 输入端 IN1 通过上述四个开关 SW109 至 SW112 的切换可以选择性地接地, 或是连接到加法器 PC1 至 PC4 中的任何一个。输入端 IN2 通过上述四个开关 SW209 至 SW212 的切换可以选择性地接地, 或是连接到加法器 PC1 至 PC4。输入端 IN3 通过上述四个开关 SW309 至 SW312 的切换可以选择性地接地, 或是连接到加法器 PC1 至 PC4。输入端 IN4 通过上述四个开关 SW409 至 SW412 的切换可以选择性地接地, 或是连接到加法器 PC1 至 PC4。

每个加法器 PC1、PC2、PC3 和 PC4 被配置为具有四个输入端, 并将输入的信号以模拟方式进行相互累加, 且将相加后的信号提供给每个输出端 OUT1 至 OUT4。

在图 8 中, 每个与输入端 IN1、IN2、IN3 和 IN4 相关的参考标记 CH-11, CH-21, ..., CH-12, CH-22, ..., CH-13, CH-23, ..., CH-14, CH-24, ..., CH-44 表示其通道连接到与输出端 OUT1、OUT2、OUT3 和 OUT4 相关的同样的

参考标记所指示的通道。

至于图 8 所示的开关组合器 84 的结构，其输入端和输出端的数量都为四个，以下将对于用于将单元线圈连接到接收通道的一些典型变化进行描述。通过切换上述电子开关来改变模式，以响应来自主计算机 6 的开关控制
5 信号 SC_{sig} 。

在图 9 中，由 (a) 至 (d) 指示的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的一个连接到输出端 OUT1。实际上，图 9 的 (a) 表示的模式是在其它三个开关 SW209、SW309 和 SW409 接地的情况下，通过切换开关 SW109 至它的连接端（非地），以及切换后面的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端来实现的。
10 的。开关 SW110、SW111 和 SW112 的切换允许一输入端 IN1 处的信号被发送到任一输出端 OUT。

图 (9) 的 (b) 表示的模式是在其它三个开关 SW109、SW309 和 SW409 接地的情况下，通过切换开关 SW209 至它的连接端（非地），以及切换后面的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端来实现的。图 9 的 (c) 和 (d) 所
15 表示的模式也是以同样的方式来实现的。

由 (e) 至 (g) 所指示的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的任意两个分别连接到两个输出终端 OUT1 和 OUT2。图 9 的 (e) 所表示的模式是在切换开关 SW109 和 SW209 到其连接端的情况下，在其余的两个开关 SW309 和 SW409 都接地时，切换开关 SW109 之后的开关 SW110S 和 SW111 到它们的 CH-11 端，
20 并切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-22 端来实现的。因此，切换开关 SW110、SW111 和 SW112 允许一输入端 IN1 处的信号被发送到任一输出端 OUT。同样，切换开关 SW210、SW211 和 SW212 允许一输入端 IN2 处的信号被发送到任一输出端 OUT。

图 9 的 (f) 表示的模式是在切换开关 SW209 和 SW309 到其连接端的情况下，在其余两个开关 SW109 和 SW409 都接地时，切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端，并切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-23 端来实现的。
25

图 9 的 (g) 表示的模式是在切换开关 SW309 和 SW409 到其连接端的情况下，在其余两个开关 SW109 和 SW209 都接地时，切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端，并切换开关 SW409 之后的开关 SW410
30

和 SW411 到它们的 CH-24 端来实现的。

由 (h) 至 (j) 指示的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的任意两个处的信号被相互累加, 以被发送到信号输出端 OUT1。其中, 图 9 的 (h) 表示的模式是通过切换开关 SW109 和 SW209 到它们的连接端, 将其余两个开关 SW309 和 SW409 接地, 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端, 并切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端来实现的。

图 9 的 (i) 内表示的模式是通过切换开关 SW209 和 SW309 到它们的连接端, 将其余两个开关 SW109 和 SW409 接地, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 并切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端来实现的。

图 9 的 (j) 表示的模式是通过切换开关 SW309 和 SW409 到它们的连接端, 将其余两个开关 SW109 和 SW209 接地, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-14 端来实现的。

此外, 图 9 的 (k) 至 (l) 指示的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的任意三个分别连接到三个输出端 OUT1, OUT2 和 OUT3。其中, 图 9 的 (k) 表示的模式是通过切换开关 SW109、SW209 和 SW309 到它们的连接端, 将余下的一个开关 SW409 接地, 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-22 端, 并切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-33 端来实现的。

图 9 的 (l) 表示的模式是通过切换开关 SW209、SW309 和 SW409 到它们的连接端, 将余下的一个开关 SW109 接地, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-23 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-34 端来实现的。

图 9 的 (m) 至 (n) 内的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的任意三个处的信号相互累加, 以被发送到信号输出端 OUT1。其中, 图 9 的 (m) 表示的模式是通过切换开关 SW109、SW209 和 SW309 到它们的连接端, 将余下的一个开关 SW409 接地, 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的

CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 并切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端来实现的。

图 9 的 (n) 表示的模式是通过切换开关 SW209、SW309 和 SW409 到它们的连接端, 将余下的一个开关 SW109 接地, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210
5 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-14 端来实现的。

图 9 的(o)内的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 分别连接到输出端 OUT1 至 OUT4。该模式是通过切换全部开关 SW109、SW209、SW309 和 SW409 到它
10 们的连接端, 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-22 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-33 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-44 端来实现的。

图 9 的 (p) 内的模式表示四个输入端 IN1 至 IN4 处的信号相互累加,
15 并被发送到信号输出端 OUT1。该模式是通过切换全部开关 SW109、SW209、SW309 和 SW409 到它们的连接端的, 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-14 端来实现
20 的。

此外, 图 9 的 (q) 和图 10 内的模式都表示四个输入端 IN1 至 IN4 中的任意两个处的信号相互累加, 并被发送到输出端 OUT1, 与此同时, 其余两个输入端的信号相互累加, 并被发送到输出端 OUT2。其中, 图 9 的 (q) 内的模式是通过切换全部开关 SW109、SW209、SW309 和 SW409 到它们的连接端,
25 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它们的 CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-12 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-23 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-24 端来实现的。

图 10 内的模式是通过切换全部开关 SW109、SW209、SW309 和 SW409 到
30 它们的连接端 (on-状态), 切换开关 SW109 之后的开关 SW110 和 SW111 到它

们的 CH-11 端, 切换开关 SW209 之后的开关 SW210 和 SW211 到它们的 CH-22 端, 切换开关 SW309 之后的开关 SW310 和 SW311 到它们的 CH-13 端, 并切换开关 SW409 之后的开关 SW410 和 SW411 到它们的 CH-24 端来实现的。顺便提及, 为了实现四输入和两输出开关/组合的配置, 可以任意选择使用哪两个加法器 (也就是哪两个输出端)。图 10 表示使用两个加法器 PC1 和 PC2, 即两个输出端 OUT1 和 OUT2 的配置情况。

在每个加法器 PC1 至 PC4 到四个输入端的途中, 如图 3 所示的配置情况那样, 分别提供了四个电子开关 SW101 至 SW104 (SW201 到 SW204, SW301 到 SW304, 或 SW401 到 SW404), 以将输入信号分别切换为接通或断开。在上述的各个连接模式中, 这些开关也受控于来自自主计算机 6 的开关控制信号 SC_{sig} 。因此, 在切换输入端的末级通道选择开关 SW111、SW112、SW211、SW212、SW311、SW312、SW411 和 SW412 的情况下, 开关控制信号 SC_{sig} 与这些通道的数量相符。

如上所述, 图 8 所示的开关切换器 84 的配置能够处理具有最大四个单元线圈的 RF 接收线圈和具有最大四个接收线圈的接收器 8R。换言之, 只要接收 RF 线圈的单元线圈的数量和接收器的接收通道的数量满足上述条件, 则开关组合器 84 能够编排出任意的连接形式。当然, 如果接收 RF 线圈具有大于四个的单元线圈, RF 线圈本身也能够使用, 尽管多余的单元线圈是无法用于信号检测的。

在这种情况下, 只要以一个能够处理更多单元线圈的新装置将开关组合器 84 替换掉即可以消除前述的多余线圈无法用于信号检测的局限性。

<第一实施例的第二种改进>

参见图 11, 以下将解释对开关组合器 84 的第二种改进。

图 11 表示另一种开关组合器 84 的配置, 其中可处理的单元线圈数量是八个, 是图 8 中所示数量的两倍。

图 11 所示的开关组合器 84 包含有八个输入端 IN1 至 IN8 和四个输出端 OUT1 至 OUT4。与输入端 IN1 至 IN8 连接的分别是电子开关 SW109、SW209、SW309、SW409、SW509、SW609、SW709 及 SW809, 它们用于实现一个单元线圈与每个开关之间的接通或断开的切换。

与附图 8 中相同, 每个开关 SW109、SW209、SW309、SW409、SW509、

SW609、SW709 及 SW809 的输出端可以选择性的连接到四个加法器 PC11、PC12、PC13 和 PC14 中的一个的八个输出端的某一个指定输出端，这种连接是利用下述分别包含有三个开关的各个开关组来实现的：SW110、SW111、SW112；SW210、SW211、SW212；SW310、SW311、SW312；SW410、SW411、SW412；SW510、SW511、SW512；SW610、SW611、SW612；SW710、SW711、SW712；SW810、SW811、SW812。

由上述内容可知，输入端 IN 和/或输出端 OUT 数量的增加或减少可通过设计上的改变轻易地实现。即，当输入端 IN 的数量增加或减少时，则开关以和开关 SW109 至 SW112 的同样的排列模式增加或减少即可。同时，如果输出端 OUT 的数量增加或减少，则开关 SW109 至 SW112 的层级结构数量随着增加或减少，而加法器 PC 的数量也随着增加或减少。

<第一实施例的第三种改进>

参见图 12A 至 12C，以下将描述第三种改进的实例。

与沿着被检测对象身体轴线进行排列不同，包括多个单元线圈 CE、CE2、CE3 和 CE4 的一 RF 线圈排列为环绕在被检测对象周围的环形形状，如图 12A 所示。在这种布置中，单元线圈 CE1 至 CE4 所接收的信号因信号相位相差 90 度而彼此不同。因此，如果累加时不采用某种手段进行相位调整的话，这种相位差异就会导致成像质量变差。

为了避免这一问题，一相位移相器被设置在前述的加法器 PC 的每个输入路径上，以便将所有的相位数值调制为同相位。例如，如图 12B 所示，如果两个单元线圈 CE1 和 CE2 被以相互垂直的方式放置，一个单元线圈 CE2 检测到一信号，其相位比由另一单元线圈 CE1 检测到的信号快 90 度。因此，便将一 90 度延迟线 DL 设置在连接到单元线圈 CE2 的输入路径上。

实际上，如果单元线圈 CE2 是示例性的，如图 12C 所示，则一相位移相器 PS 放置在输入端 IN2 和开关 209 之间。相位移相器 PS 受其电压控制，以调整相位数值。这种调整允许单元线圈中的相位得到移相校正。另外，如果被单元线圈检测到的信号的相位彼此相同，则开关 SW221 和 SW222 被切换为选择一旁路路线，以绕过相位移相器 PS。

(第二实施例)

参见图 13A 至 13C 直至图 16，从不同类型多线圈检测到的信号的不同组

合和切换的配置用于执行根据第一实施例的并行 MR 成像。这些配置用于基于被作为成像条件给出的 FOV (检测的区域) 的大小来切换和组合信号。

图 13A 至 13C 示出多线圈 20 的布置, 其通道的数量大于第一实施例中描述的四通道。在本实施例中, 如图 13C 所示, 多线圈 20 由安排在被检测对象 P 的成像区域 (包括一关注的区域) 周围的二十四个 RF 线圈 (即, 二十四个通道) 构成。所述 RF 线圈包括设置在被检测对象右侧的线圈 R1 至 R4, 设置在被检测对象右前方的线圈 AR1 至 AR4, 设置在被检测对象左前方的线圈 AL1 至 AL4, 设置在被检测对象左侧的线圈 L1 至 L4, 设置在被检测对象左后方的线圈 PL1 至 PL4, 设置在被检测对象右后方的线圈 PR1 至 PR4。图 13A 图示出了观察被检测对象的局部时的线圈排列情况, 该局部与被检测对象的身体轴线垂直, 图 13B 图示出每个沿身体轴线的线圈阵列的第一线圈。

如图 14 所示, 借助实例提供了使用该多线圈 20 来检测信号和切换/组合检测到的信号的配置。为了处理检测到的信号, 这种配置在接收器 8R 中只具有六通道接收处理电路。为了接收来自二十四个 RF 线圈的回波信号, 开关组合器 84 设置在接收器 8R 的输入端上, 其中一对相位移相器 90 和前置放大器 85 被逐信道地设置在到开关组合器 84 的每一输入路径上。

如前所述, 相位移相器 90 响应于来自主计算机 6 的相位控制信号 PC_{sig} , 控制每个信号的相位, 以便使累加的信号彼此同相。如果没有这样的相位控制, 可能会引起期望的图象区域的 SNR 减少。为了避免这种问题, 如图 14 所示, 优选的是每个信号的相位受控于每个单元线圈。当本实施例中有数量巨大的单元线圈时, 有可能完成多种类型的信号组合 (合成)。对于每种信号组合而言, 存在一个最优的相位调整值。因此, 相位控制可被这样执行, 即与单元线圈的组合一致, 用于最优相位控制的相位控制信号 PC_{sig} 被从主计算机 6 发送到每个相位移相器 90。

开关组合器 84 可由任何一个如图 3, 8, 11 所示的前述配置构成。

在图 14 所示的配置中, 相位编码方向安排在 Z—方向。另外, 开关组合器 84 操作以产生六通道信号 1 至 6。通道 1 的信号由六个 RF 线圈 AR1、AL1、L1、PL1、PR1 和 R1 检测到的回波信号累加产生。通道 2 的信号由三个线圈 PR2、R2 和 AR2 检测到的回波信号累加产生。通道 3 的信号由三个线圈 AL2、L2 和 PL2 检测到的回波信号累加产生。通道 4 的信号由三个线圈 PR3、R3

和 AR3 检测到的回波信号累加产生。此外，通道 5 的信号由三个线圈 AL3、L3 和 PL3 检测到的回波信号累加产生。通道 6 的信号由六个 RF 线圈 AR4、AL4、L4、PL4、PR4 和 R4 检测到的回波信号累加产生。

<第二实施例的第一种改进>

- 5 如上所述，用于检测信号和切换/组合信号的第二种改进如图 15 所示。所述第二种改进用于具有二十四个 RF 线圈和只具有四通道接收处理电路的接收机。为了使二十四个 RF 线圈的回波信号输入到四通道接收处理电路，开关组合器 84 被设置在接收机 8R 的输入端。在图 15 所示的配置中，相位编码方向安排在 X-轴方向。另外，开关组合器 84 操作以产生四通道信号 1
- 10 至 4。通道 1 的信号由四个 RF 线圈 R1 至 R4 检测到的回波信号累加产生。通道 2 的信号由八个线圈 AR1 至 AR4 和 PR1 至 PR4 检测到的回波信号累加产生。通道 3 的信号由八个线圈 AR1 至 AR4 和 PL1 至 PL4 检测到的回波信号累加产生。通道 4 的信号由四个 RF 线圈 L1 至 L4 检测到的回波信号累加产生。

(第二实施例的第二种改进)

- 15 用于检测信号和切换/组合信号的第二种改进如图 16 所示，其中带有二十四个 RF 线圈以及具有六通道接收处理电路的接收器 8R。但是，所述 RF 线圈是被本地使用，使用的 RF 线圈的位置按照指定的 FOV 的位置和大小来确定。图 16 单独示出了一些用于探测的 RF 线圈。在图 16 所示的改进中，只使用了十二个 RF 线圈，且这些线圈检测到的回波信号被输入到六通道接收处理电路。为了完成这种输入操作，开关组合器 84 设置在接收机 8R 的输入端。在图 16 所示的配置中，相位编码方向安排在 Z-轴方向。另外，开关组合器 84 操作以产生六通道信号 1 至 6。通道 1 的信号由两个 RF 线圈 AR2 和 AR3 检测到的回波信号累加产生。通道 2 的信号由两个线圈 AL2 和 AL3 检测到的回波信号累加产生。通道 3 的信号由两个线圈 L2 和 L3 检测到的回波
- 20 信号累加产生。通道 4 的信号由两个线圈 PL2 和 PL3 检测到的回波信号累加产生。通道 5 的信号由两个线圈 PR2 和 PR3 检测到的回波信号累加产生。另外，通道 6 的信号由两个线圈 R2 和 R3 检测到的回波信号累加产生。顺便提及，虽然未使用的 RF 线圈检测到的回波信号可以被发送到开关组合器 84，但是这些信号被开关组合器 84 删除。

- 30 因此，图 14 至 16 所示的实例揭示了这些用于从包括在多线圈 20 中的

多个 RF 线圈获得的回波信号的组合类型可被自由改变，以响应于作为一因素包含在成像条件中的 FOV。因此，减少接收通道的数量是可能的，无需准备具有与多线圈中的单元线圈的数量同样多的数量的接收通道。

本实施例中，与使用全部二十四个单元线圈相比，每个通道的单元线圈的数量减少，从而使得探测的区域变小，但 SNR 相应地提高。

(第三实施例)

参见图 17 至 21，以下将对根据本发明的 MR 信号接收装置的第三实施例进行说明。本实施例中，与前述第一实施例中描述的一致或相同的结构将使用同样的方法介绍，但省略或简化了解释。

第三实施例实质上涉及一 MR 信号接收装置，其具有一包括多个单元线圈的接收多线圈，和用于切换由单元线圈基于成像条件检测到的 MR 信号的接收状态的切换组件。所述切换组件包括用于将多个单元线圈从多个按照成像条件预定的组合线圈模式选择性的切换为一期望模式的组件。

图 17 概述了按照本实施例的 MR 信号接收装置的配置。这种 MR 信号接收装置优选的是用于并行成像，其具有一对用作多线圈的 QD (正交检测) 线圈 31A 和 31B。QD 线圈 31A 和 31B 例如分别布置在患者 P 腹部的正面和背面。在实施并行成像中，这种排列允许两个 QD 线圈 31A 和 31B 接收由于响应前述总体线圈 7T 发送的 RF 信号的来自被检测对象 P 的 MR 信号。

如图 17 所示，每个 QD 线圈 31A (31B) 由一与 XZ 平面平行的表面线圈形成，并包括一 8 字型线圈 41A (41B) 和一与线圈 41A (41B) 空间交叠的环形线圈 42A (42B)。QD 线圈 31A 和 31B 具有同样的结构，因此以下将仅代表性地解释一个 QD 线圈。

8 字型线圈 41A 对检测来自被检测对象 P 成像区域的 MR 信号的某一方向 (例如，X-方向) 灵敏。同时，环形线圈 42A 对检测与其垂直的方向 (例如，Y-方向) 灵敏。

8 字型线圈 41A 包括在线圈 41A 的中央区域相互交叉两次的线圈部分。一电子开关 43 设置在线圈的交叉部分。如图 18 所示，电子开关 43 具有四个开关元件 43a 至 43d，用于那里的 a 至 d 四个端点的切换。第一端点 a 与第一和第二开关元件 43a 和 43b 的一端相连，而第一和第二开关元件 43a 和 43b 的另外一端分别与第三和第四端点 c 和 d 相连。第二端点 b 与第三和第

四开关元件 43c 和 43d 的一端相连, 而第三和第四开关元件 43c 和 43d 的另外一端分别与第三和第四端点 c 和 d 相连。

鉴于开关元件 43a 至 43d 内部的这种连接, 例如可由主计算机 6 提供一开关控制信号。开关元件 43a 至 43d 包括电子切换部分, 以响应所述开关控制信号。图 18 中示出了每个开关元件的结构的一个实例。

对于开关元件 43a 至 43d, 由第一和第四开关元件 43a 和 43d 组成的一对和由第二和第三开关元件 43b 和 43c 组成的另一对以这种方式受控于开关控制信号, 即每对的接通和断开的操作是相反的。尤其是, 如图 18 所示的它们的开关部分, 第一和第四开关元件 43a 和 43d 断开, 而第二和第三开关元件 43b 和 43c 接通 (称为第一开关模式)。电子开关 43 在这种受控状态下变为图 20A 所示的等效电路, 其中具有一内部交叉信号线连接。相反, 当第一和第四开关元件 43a 和 43d 接通时, 则第二和第四开关元件 43b 和 43c 断开 (称为第二开关模式)。电子开关 43 在这种受控状态下变为图 20B 所示的等效电路, 其中具有一内部平行信号线电路。

如上所述, 电子开关 43 是设置在 8 字型线圈 41A 中央的双交叉部分的。因此, 如果实现了提供交叉信号线连接的第一开关模式, 则电路中共出现了三个交叉点, 这样正好保持了像 8 字型线圈一样的路径 (参见图 21A 所示的等效电路图)。相反, 当实现了提供平行信号线电路的第二开关模式时, 电路中总共只出现了两个交叉点。在这种情况下, 8 字型线圈 41A 被分成两个环形线圈 44 和 45, 结果是每个环形线圈 44 (45) 变成一独立磁性线圈 (参见图 21B 所示的等效电路图)。

8 字型线圈 41A 的每个环路, 即环形线圈 44 (45) 具有一输出端, 其经过一调谐/匹配电路 46 (47) 和一前置放大器 48 (49) 连接到电子开关 50 (51)。图 1 所示的开关组合器 84 和接收器 8R 中的前置放大器 85A 与 85B 被这些调谐/匹配电路 46 和 47、前置放大器 48 和 49 与电子开关 50 与 51 所代替。

电子开关 50 与 51 响应一来自主计算机 6 的开关控制信号 SC_{sig} , 使其得以切换。其中, 接收来自环形线圈 44 的输出信号电子开关 50 属于单输入和双输出型, 其中一个输出端没有连线。因此, 开关 50 实质上变成可以开/关的开关。电子开关 50 的另外的输出端连接到一没有示出的接收电路。接

收来自另一环形线圈 45 的输出信号。电子开关 51 属于单输入和双输出型。开关 51 的一输出端连接到一没有示出的接收电路，而另一输出端连接到 QD 处理器 52 的一个输入端。

5 安排在 QD 线圈 31A 中部的环形线圈 42A 的输出端经过一前置放大器 53 连接到 QD 处理器 52 的另一输入端。环形线圈 42A 包括一开关部分 54，用于在发送 RF 信号时关断（接通）环路。

为了使用前述的 MR 信号接收装置运行并行 MR 成像，操作者使用输入装置 13 向此装置提供期望的成像条件。响应此成像条件，主计算机 6 输出一脉冲序列信息和处理命令，这些是并行 MR 成像所需要的。

10 当假设包括在成像条件中的关于相位编码方向的信息指示 Y-轴方向时（参见图 17），主计算机 6 将发出第一开关模式（如图 20A 所示）给电子开关 43。这允许 QD 线圈 31A 并行保持 8 字型线圈 41A 和环形线圈 42A。同时，主计算机 6 使得一个电子开关 50 切换其内部开关路径到空置端，并使得另外的电子开关 51 切换其内部开关路径到 QD 处理器 52。另一 QD 线圈 31B 也
15 经历相同的控制方式。因为电子开关 50 同样处于断开状态，所以开关 50 将会包括在信号检测内。

所述 QD 处理器 52 以模拟的方式对来自 8 字型线圈 41A 和环形线圈 42A 的输出信号进行相互累加，并输出一经过 QD 处理的信号。

20 因此，只要相位编码方向安排在 Y-轴方向，每个 QD 线圈 31A（31B）就对包括水平和垂直方向的两个方向的检测都敏感。即，多个 QD 线圈 31A 和 31B 沿着相位编码方向出现，这样可以减少相位编码次数，这对于获得一个期望的矩阵大小来说是必要的，所述相位编码次数可以减小到原来的一半。这样，并行 MR 成像使能够在扫描时间减小一半的情况下完成。另外，因为 QD 线圈的使用，SNR 会提高，这就可以提供更高质量的图象。

25 同时，如果作为一个因素包括在指定的成像条件中的相位编码方向是 X 方向（参见图 17），主计算机 6 会给电子开关 43 发出第二开关模式（如图 20B 所示）。这允许 QD 线圈 31A 变为排列在 X 方向上的两个环形线圈 44 和 45。同时，主计算机 6 发出没有示出的开关控制信号到原来的环形线圈 42A 的开关部分 54，以使线圈 42A 的磁性消失。主计算机 6 也使得一个电子开关 50
30 切换其内部开关路径到接收电路，并使得另一电子开关 51 切换其内部开关

路径到接收电路，而不是到 QD 处理器 52。另一 QD 线圈 31B 也经受同样的控制方式。

5 结果，当脉冲编码方向安排为 X-方向时，每个 QD 线圈 31A (31B) 都作为两个线圈 44 和 45 存在，对垂直方向 (即 Y-轴方向) 的检测敏感。换言之，在被检测对象身体的前面和背面上，环形线圈 44 和 45 出现在沿相位编码的方向上。这使得相位编码次数减少到原来的一半成为可能，这是获得一个期望的矩阵大小所需要的，并使得并行 MR 成像能够在扫描时间减小一半的情况下完成成为可能。

10 常规技术是将 QD 线圈简单的排列在被检测对象的前面和后面。但这会使的相位编码方向安排在 X-轴方向 (与第一开关模式相符) 的并行 MR 成像变得困难。因为以高度独立的检测方式在 X-轴方向上安排两个或多个单元线圈是不可能的。

15 但是，第三实施例中的 MR 信号接收装置可以提供第二开关模式。因此，第二开关模式下的开关控制可以使得以高度独立的检测方式在 X 轴方向上安排两个或多个线圈成为可能。在上述实施例中，环形线圈 44 和 45 实际上沿 X 轴方向设置。

20 如上所述，在图 17 所示的一对 QD 线圈 31A 和 31B 设置在成像被检测对象的腹部和背部上时，相位编码方向可以设置为任何从多个方向中选定的方向，如 X-轴方向和 Y-轴方向。因此，决定相位编码方向的设计自由度提高了，这样就减轻了操作者设定成像条件的工作量。

下面对第三实施例可能的不同类型的改变进行描述。

25 第一种修改是关于精确地调整单元线圈的特性曲线的波动。在实现了前述的第一和第二开关模式时，8 字型线圈 41A 分别提供了图 21A 和 21B 所示的等效电路。在每个单元线圈 (即 8 字型线圈或环形线圈) 中，以一期望的频率谐振的条件建立在基于单元线圈周围电感的电抗和基于单元线圈离散电容的电抗之间。但是，每个单元线圈特性曲线实际上都因为离散电容或其它原因而波动，这样就有必要精确调整特性曲线的波动。如图 22 所示，为了校正这种波动，可以在电子开关 43 上附加多个微调电容 55。

30 第二种修改涉及到用于控制开关模式的电子开关 43 的排列位置。在第三实施例中，电子开关 43 安排在 8 字型线圈 41A 的双交叉部分的中心位置，

但排列位置并不仅限于这种布局。如图 23A 所示，如果 8 字型线圈 41A 中只有一个交叉部分（在第一开关模式中），也可能如图 23B 所示的提供另一交叉部分以形成两个环形线圈 44 和 45。这样，电子开关 43 可以安排在图 23A 和 23B 中虚线圆形的位置处。因此，赋予电子开关 43 的切换功能与第三实
5 施例中所解释的是相反的。即，电子开关 43 改变为，在第一开关模式下变为一平行信号线电路，而在第二开关模式下提供一交叉连接电路。

（第四实施例）

参见图 24 至 29，以下将对本发明第四实施例进行描述。

本实施例提供了一个用于并行 MR 成像的完整方案，包括按照本发明构
10 成的多线圈的又一实施例、对多线圈中的单元线圈的选择、怎样进行这种选择以及怎样获得校准数据（空间灵敏度图的数据）。

图 24 表示一用于被检测对象腹部成像的 8 通道躯干线圈阵列 101。所述
躯干线圈阵列 101 使用作为单元线圈的表面线圈 101a 至 101h 构成一多线圈，
其中一些 QD 表面线圈（例如，两片）布置在相互垂直的三个方向上。理想
15 的情况是每个表面线圈都做成 QD 型线圈，因为 SNR 较高。在本实施例中，
表面线圈由 QD 表面线圈构成。每个 QD 表面线圈 101a（至 101h）由一 8 字
型线圈和一矩型线圈构成。

在本实施例中，上下两个单元线圈内合并了四个 QD 表面线圈 101a 至
101d（101e 至 101h）。每个单元线圈都布置于被检测对象的腹部。躯干线圈
20 阵列 101 具有对任意部分，包括倾斜部分的成像的相位编码方向自由选择
的特性。

躯干线圈阵列 101 的设置代替了图 1 内所示的磁共振成像系统的接收 RF
线圈 7R。

现在假定在所述的磁共振成像系统中的接收通道的数量是四个，如图 1
25 所示。在可能的四通道连接中，从临床角度考虑有价值的典型连接实施例如
图 25A 至 25C 所示。基于图 25A 中的类型“A”的连接实施例提供了这样一
种配置，即仅合并到上部单元线圈内的四个 QD 表面线圈 101a 至 101d 分别
连接到四个接收通道。在这一连接实例中，观察区域会变窄，但 SNR 会较高。

基于图 25B 中的类型“B”的连接实例提供了这样一种配置，即在八个
30 QD 表面线圈 101a 至 101h 中，每对分布在 X-轴方向上的两个 QD 表面线圈通

过开关组合器 84 相互累加其检测到的信号，从而产生 4 个发送到四个接收通道的信号。另外，基于图 25C 中的类型“C”的连接实例提供了这样一种配置，即在八个 QD 表面线圈 101a 至 101h 中，每对分布在 Z-轴方向上的两个 QD 表面线圈通过开关组合器 84 相互累加其检测到的信号，这样产生 4 个发送到四个接收通道的信号。“B”型连接实例的 SNR 比“C”型连接实例的 SNR 要大。但是，如果横向（X-轴方向）被安排为相位编码方向，则实施并行 MR 成像（例如去重叠处理）就容易失败，因而在实施并行 MR 成像时最好不要尝试获得头部图象。图 25C 所示的连接实例虽然在 SNR 方面比图 25B 所示的连接实例稍差，但其可使并行 MR 成像的相位编码方向安排在 X-轴或是 Y-轴方向。因此，图 25C 所示的连接实例更适合通常情况下的临床成像条件所采用。

如上所述，由于躯干线圈阵列 101 的连接方式具有不同的优缺点，可以根据这些优缺点选择一期望的连接方式。图 26 表示使用图 24 所示的躯干线圈阵列的情况下需要的选择的标准。第一，确定是否应该以狭窄的观测区域为代价来提高 SNR（步骤 S1）。如果确定是，则适合采用由“A”型所示的连接到四个接收通道的方式（参见图 25A）。基于这种连接方式的并行 MR 成像适合于胸部检查和 MRCP（胆胰成像）检查。

下一步要确定的是将要成像的部分为轴向部分或是矢状部分（步骤 S2）。如果确定是，推荐采用基于“B”型（参见图 25B）的连接到接收单元的方式。使用这种连接方式的并行 MR 成像例如适合于进行仅使用一个轴成像的肝脏检查。

然后确定扫描的部分是否包括头部（步骤 S3）。如果这一步确定的结果为是，则基于类型“C”（参见图 25C）的连接到接收通道的方式是合适的。使用这种连接方式的并行 MR 成像例如适合于进行血管成像（经常用在头部成像）。

利用图 27 到 29 所示的流程图，以下将对并行 MR 成像整个方案的一些实施例进行描述，其中所考虑的是如何选择前述的躯干线圈阵列 101 的单元线圈，以及怎样获得校准数据。这些流程图所示的处理过程由一交互式界面实现，所述界面包括图 1 所示的主计算机 6、输入装置 13 和显示单元 12。

（第一成像方案）

在流程图 27 所示的成像方案中, 先进行用于定位的预扫描(步骤 S11), 然后确定包括期望类型的主扫描成像条件(扫描条件)(步骤 S12)。接着设置对于指定类型主扫描而言最适合的一种线圈连接模式(即, 从前述的 A 至 C 连接类型中进行任意选择)(步骤 13), 并执行包括自校准扫描的并行 MR 5 成像(PI)(步骤 14)。然后, 确定是否期望的主扫描都已完成, 如果还有一些主扫描未完成, 则重复前述的步骤 S12 至 S14(S15)。

换言之, 根据主扫描的每次扫描条件, 从图 25A 至 25C 显示和说明的连接类型中选择一适当的线圈连接类型。因此, 这种成像方案对于执行基于自校准技术的主扫描而言是有效的, 其中每次执行主扫描时都需要获得实施并 10 行 MR 成像所必需的灵敏度图。

例如, 用于整体检查的第一成像方案示例如下:

- i) 执行引导扫描(例如, 扫描相互垂直的三个部分);
- ii) 执行轴向 T1-增强扫描(其中相位编码方向安排在前-后方向上);
- iii) 执行轴向 T2-增强扫描(其中相位编码方向安排在前、后方向上);
- 15 以及
- iv) 头部对比 MRA 扫描(其中相位编码方向安排在偏左方向上)。

在所述的成像方案中, 为以上 ii) 至 iv) 项的扫描设置了三种类型主扫描。在步骤 S13 中选择和设置的线圈连接类型优选的是, 类型 B 用于执行第 ii) 项中的扫描, 类型 B 用于执行第 iii) 项中的扫描, 类型 C 用以执行 20 第 iv) 项中的扫描, 其中在每次成像条件设定后再确定每种类型。对于倾斜成像, 基于系统中指定部分的角度(就是倾斜角度和旋转角度)大于或小于 45 度的规则, 预先判定选择的连接类型即可。

(第二成像方案)

在流程图 28 所示的第二成像方案中, 根据多种类型主扫描的成像条件 25 来选择和设置一种最适合的线圈连接模式。优选的是, 这一成像方案使用独立的扫描技术, 从而以独立于所述的主扫描的方式获得灵敏度图。

实际上, 如图 28 所示, 首先定义一组要研究的成像方案(S21), 然后根据用于全部主扫描的成像条件来选择前述的类型 A 至 C 中的任一类型来作为最适合的线圈连接模式(步骤 S22)。其次, 执行定位引导扫描(步骤 23), 30 并执行用于获得灵敏度图的预扫描(步骤 S24), 且设置成像条件(即扫描条

件), 包括指示主扫描类型的信息(步骤 25)。然后, 执行不包括自校准扫描的并行成像(PI)(步骤 26)。最后, 确定是否期望的主扫描都已完成, 如果还剩下一个或更多主扫描, 则重复前述步骤 S25 和 S26 (步骤 S27)。

例如, 用于整体检查的第二成像方案示例如下:

5 i) 执行引导扫描(例如, 扫描相互垂直的三个部分);

i') 执行用于获得灵敏度图的独立扫描;

ii) 执行轴向 T1 - 增强扫描(其中相位编码方向安排在前-后方向上);

10 iii) 执行轴向 T2 - 增强扫描(其中相位编码方向安排在前-后方向上);

iv) 头部对比 MRA 扫描(其中相位编码方向安排在偏左方向上), 其中在第一成像方案上执行的扫描中增加了独立扫描 i')。

15 在以上的扫描中, 引导扫描 i) 在步骤 S23 内执行, 用于获得灵敏度图的独立扫描 i') 在步骤 S24 内执行, 而扫描 ii) 至 iv) 作为主扫描在步骤 26 内执行, 其每次处理过程是重复的。在步骤 26 中, 在每次重复处理过程中执行一次主扫描。

20 用于临床检查的主扫描的基本流程通常预先确定。在这种情况下, 优选的是运用独立扫描技术, 从而以独立于主扫描的方式单独获得一灵敏度图。如果这样处理的话, 就无需在全部主扫描过程中改变躯体干线圈阵列的单元线圈的连接, 也避免了对灵敏度图的重复获取。因为上述的第二成像方案中包括了获得轴向图象和头部图象, 基于类型 C (参见图 25C) 的线圈连接模式在所有的主扫描的步骤 i)、i')、ii)、iii) 至 iv) 中都是可用的。

25 图 29 所示的流程图表示的是第三种成像方案, 其中依据用于所有主扫描类型的成像条件来选择和设置最适合的一种线圈连接模式, 而灵敏度图是通过自校准技术来获得的。

30 实际上, 如图 29 所示, 首先定义一组要研究的方案(S31), 然后依据用于全部主扫描的成像条件将最适合的线圈连接模式确定为前述类型 A 至 C 中的任一种类型(步骤 S32)。其次, 执行定位引导扫描(步骤 33)。包括指示主扫描类型信息的成像条件(即扫描条件)用于细微调整(步骤 34), 然后执行包括自校准扫描的并行成像(PI)(步骤 35)。最后, 确定是否期望的

主扫描都已完成, 如果还剩下一个或更多主扫描, 则重复前述步骤 S34 和 S35 (步骤 S36)。

如上所述, 第四个实施例能够提供这样的配置, 即能够根据每种线圈连接模式合适的线圈特性来选择和设置一种最适合于主扫描的线圈连接模式。

5 作为选择, 可以利用多种技术来进行上述的线圈连接模式的选择和设置。例如, 表示关于并行 MR 成像扩展处理的品质因素的 g-图作为定量技术使用。g-图是由 g-因子组成的图象, g-因子可以显示取决于扩展处理的 SNR 的减少 (例如, 参见参考文献 “Pruessman K 等, SENSE: 用于快速 MRI, MRM 的灵敏编码 42:952-962, 1999)。

10 一种实际应用是在主扫描之前计算出每个组合单元线圈在主扫描所扫描部分上的 g-图, 并选择线圈的排列, 使其能够将 g-图的最大值 (或统计值, 如平均值) 最小化。例如, 在使用独立扫描技术的情况下, 如果多个组合单元线圈的敏感度图已经预先计算出来, 则这种使用 g-图的技术就可实际中得到简化。

15 另外, 如上所述, 在实际进行临床检查时, 检查方案通常局限于一些根据被检测对象情况而制定的典型方案。例如, 普通肝脏检查常常取决于 “选择单元线圈连接的具体数量”。这样, 确定具体线圈连接类型的过程就会被引入到各个临床检查方案中。相反, 磁共振成像系统可能具有基于并行 MR 成像的成像条件来选择单元线圈的功能, 这样可以让操作者进行实际的选择。
20 通常出现在显示单元上的下拉菜单就可以实现这样的功能。

虽然以上对各实施例进行了描述, 但是本发明并不仅限于这些实施例。本领域技术人员在不脱离本发明范围的情况下可能会根据从现有技术中获得的方法对其进行变动或修改。

图1

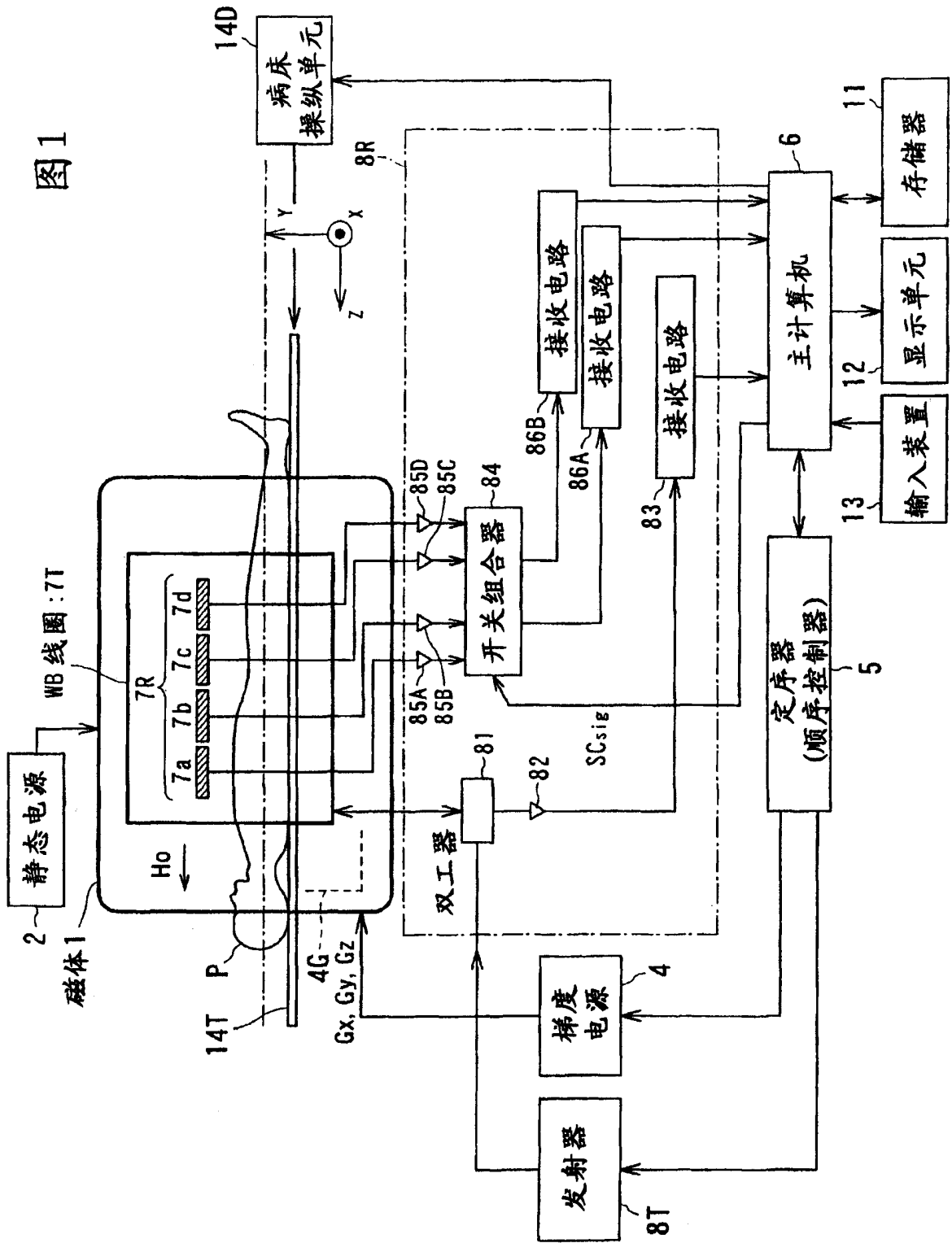
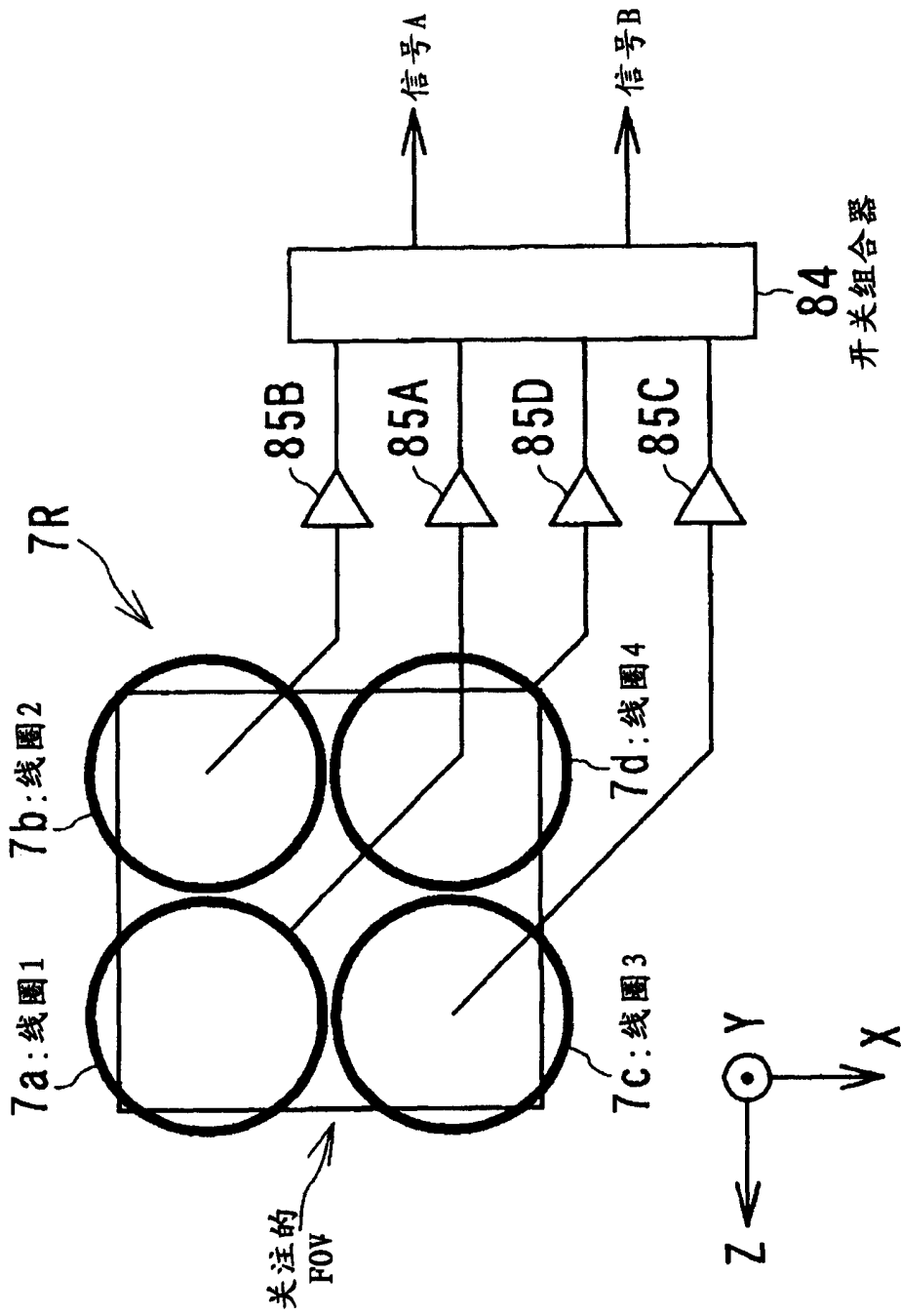


图2



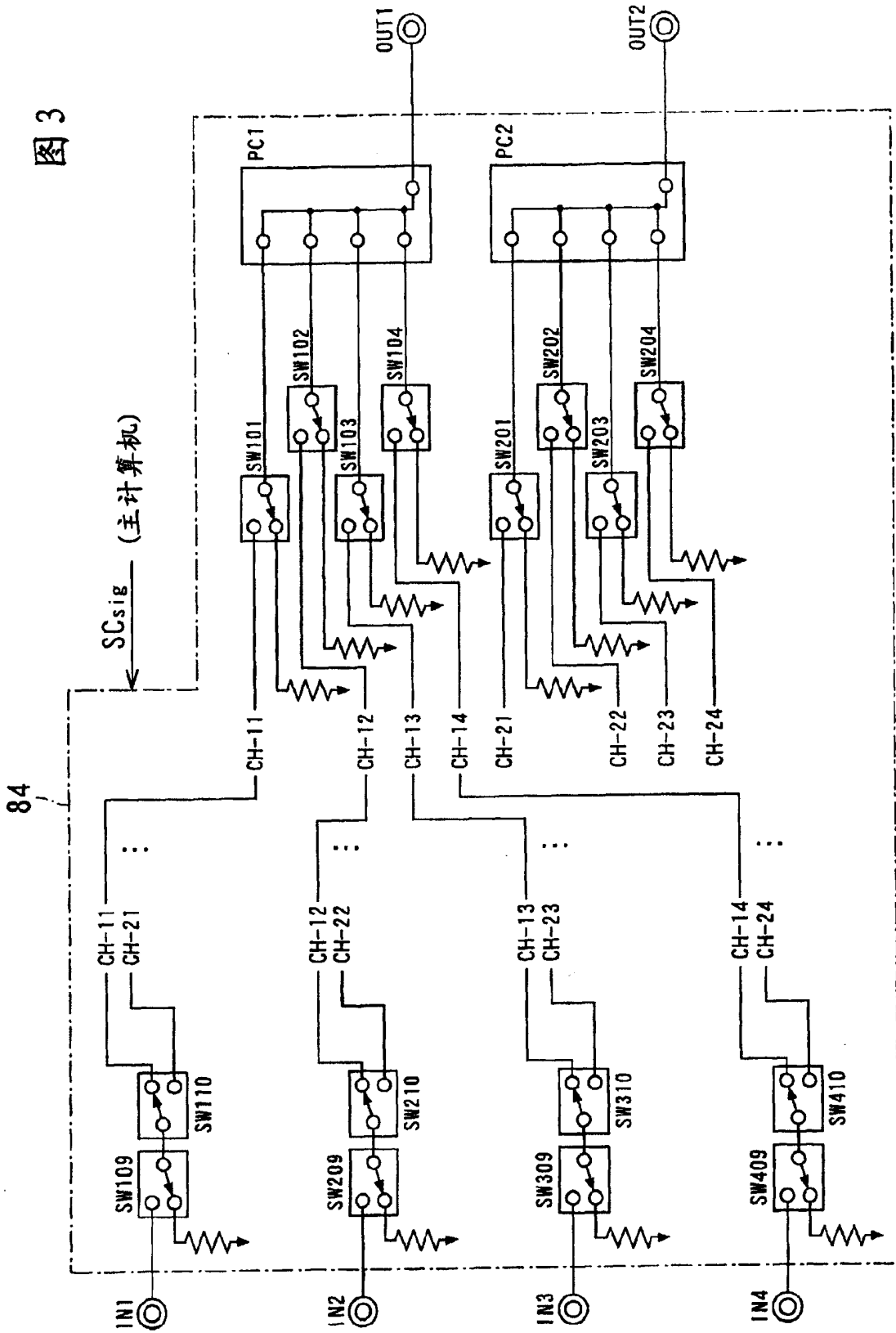


图4

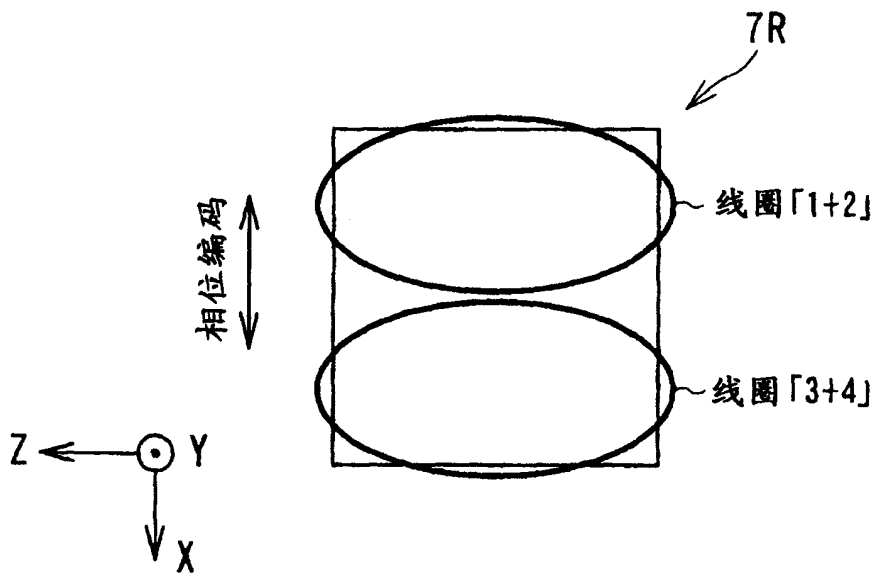


图5

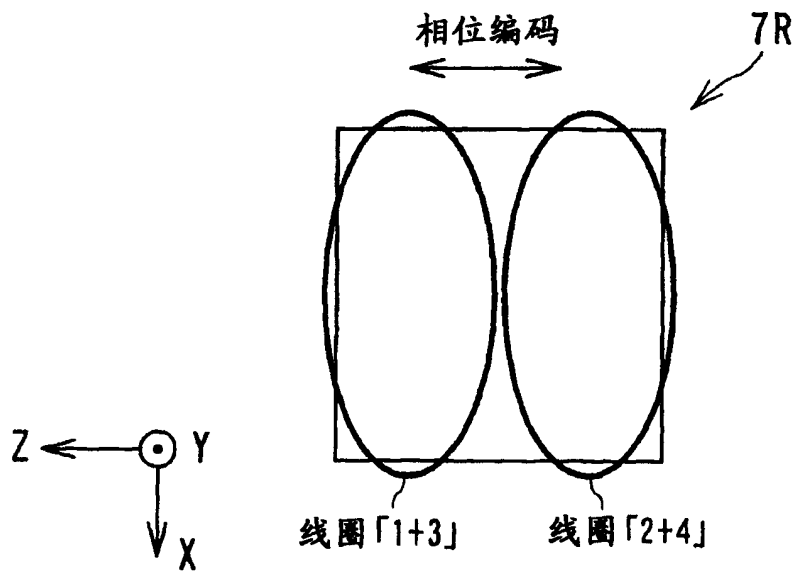


图6
现有技术

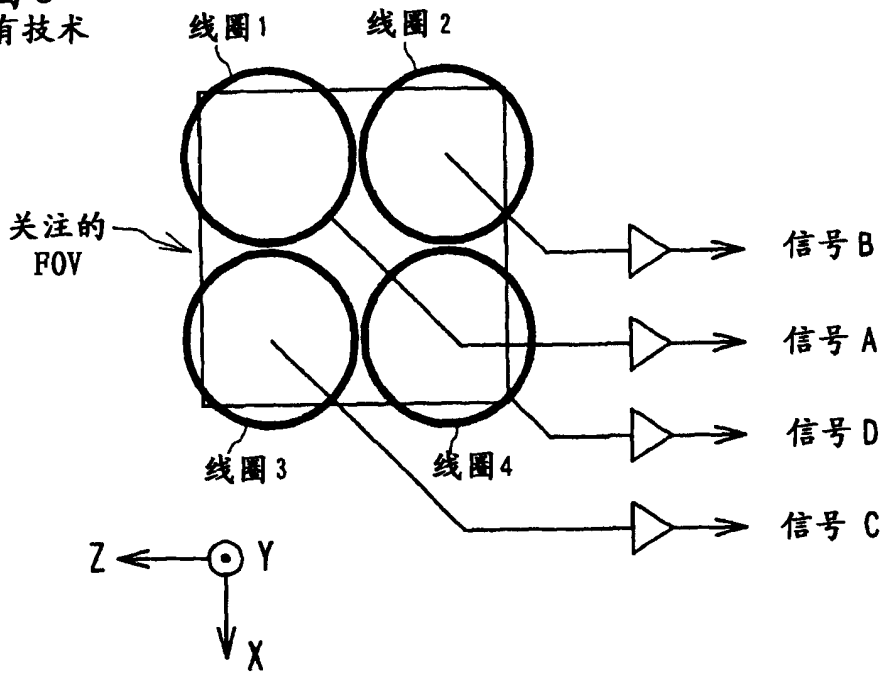


图7
现有技术

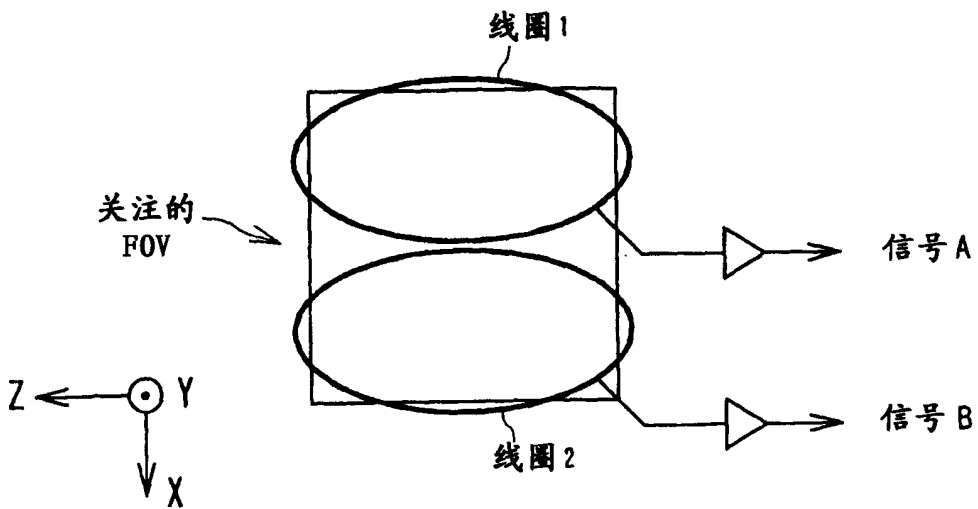
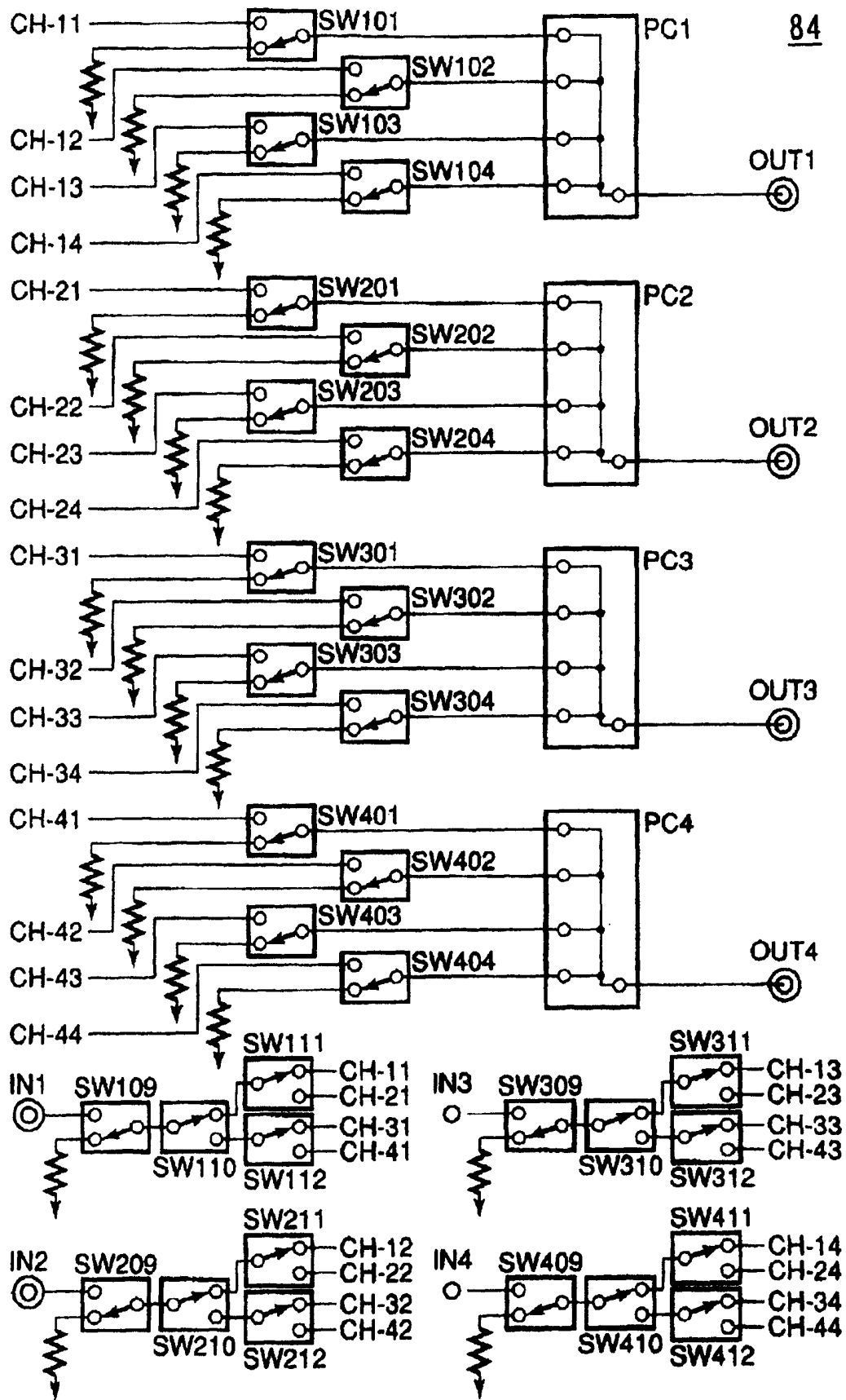


图 8



84

图9

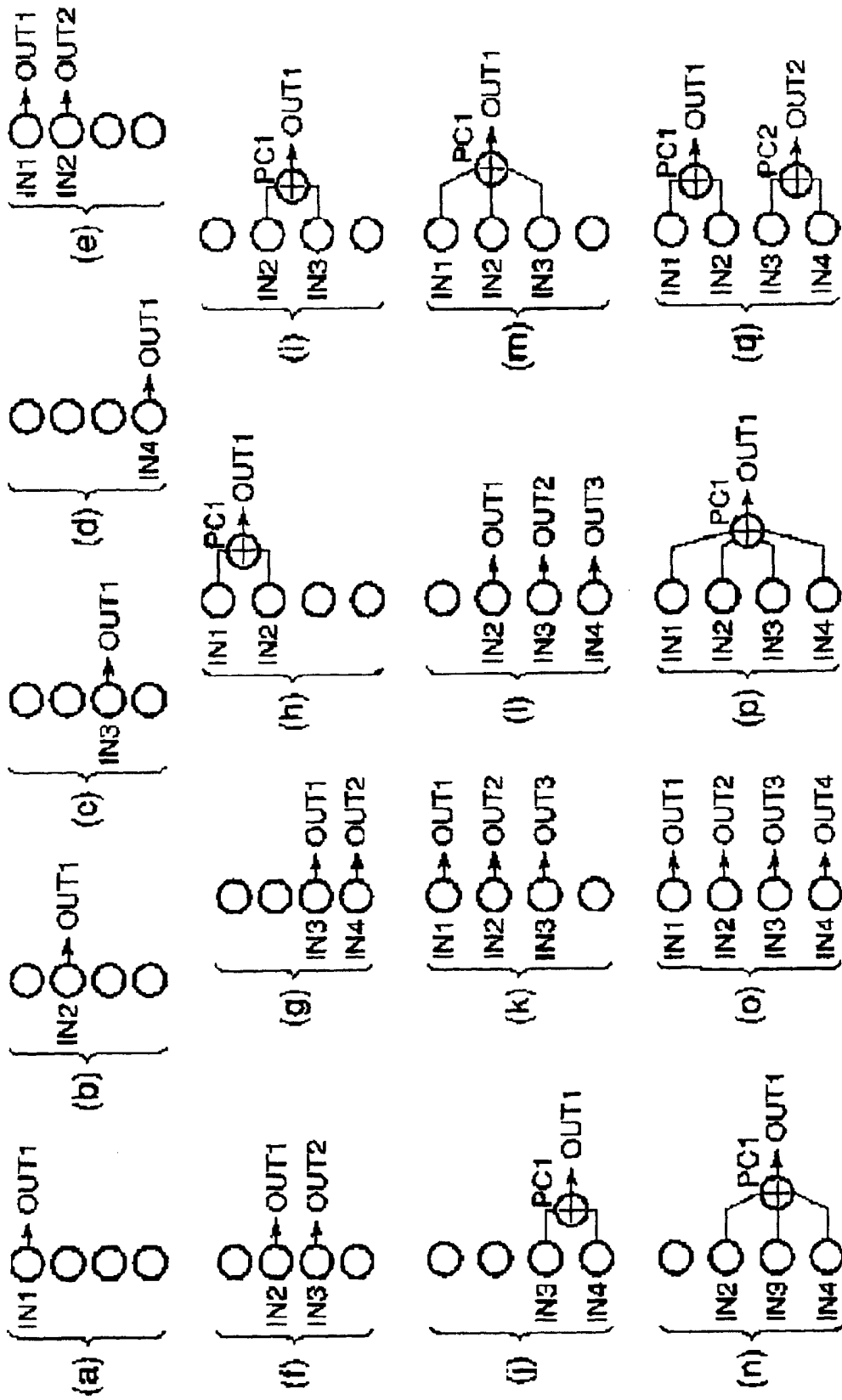


图10

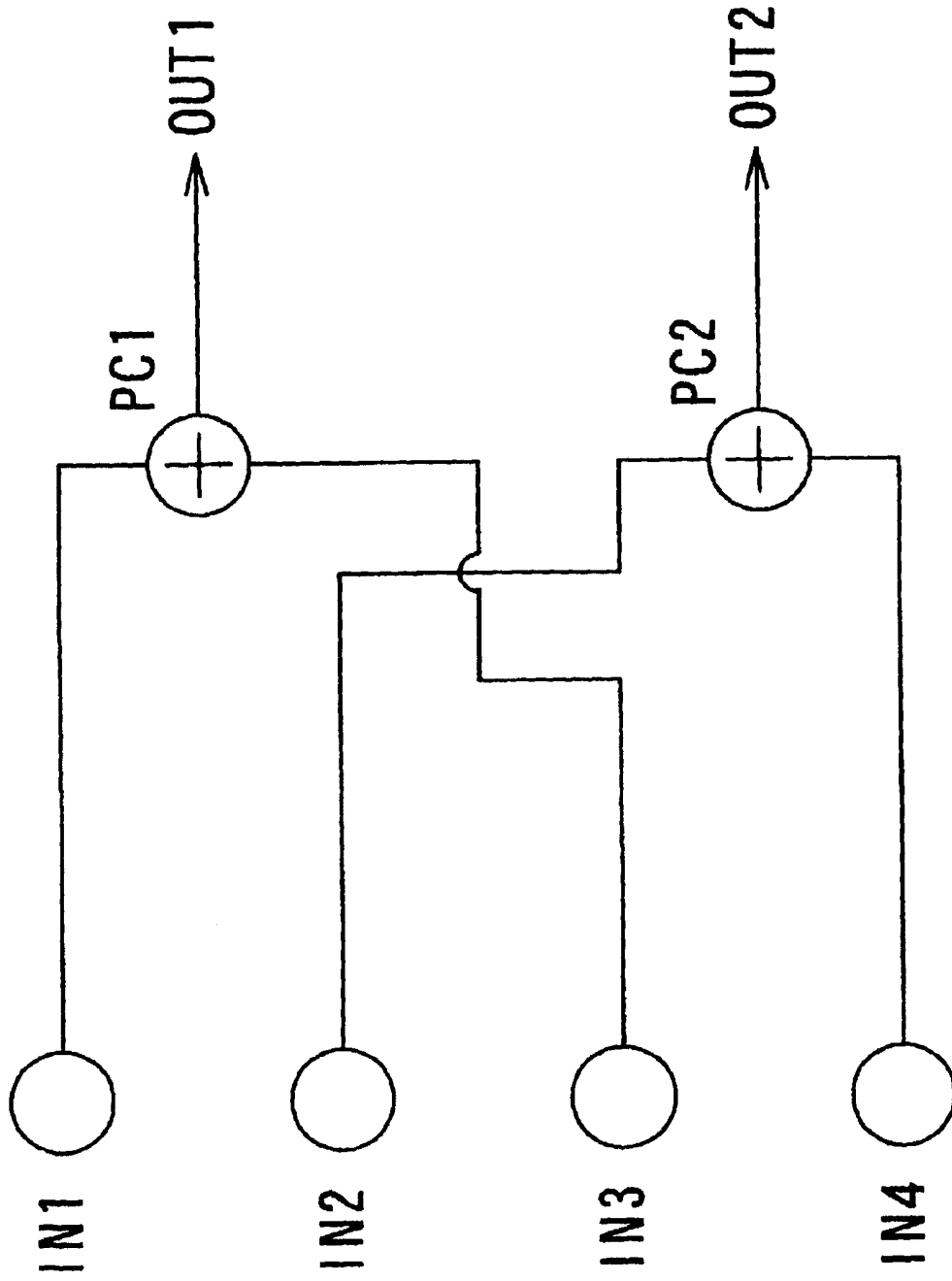


图 11

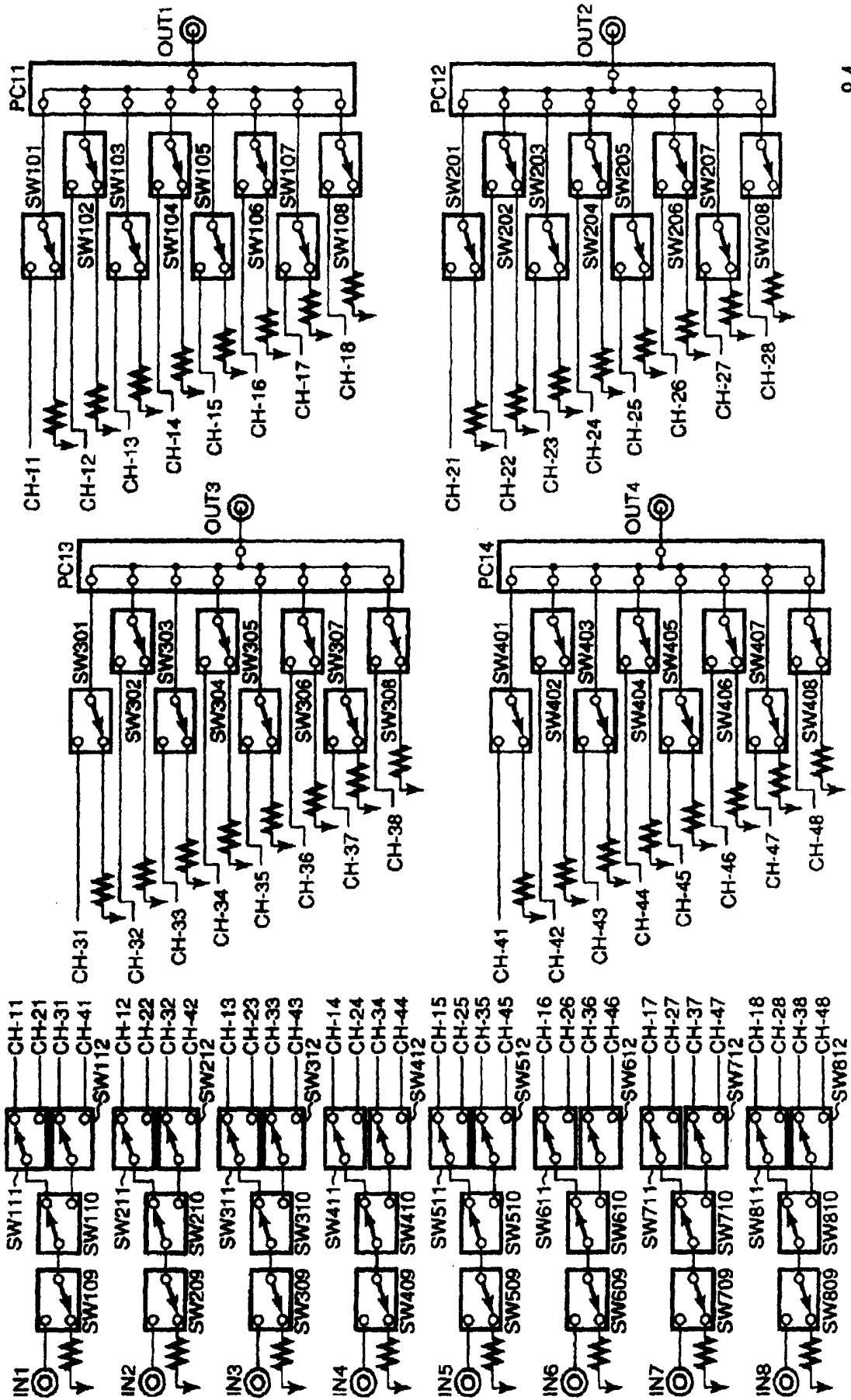


图 12A

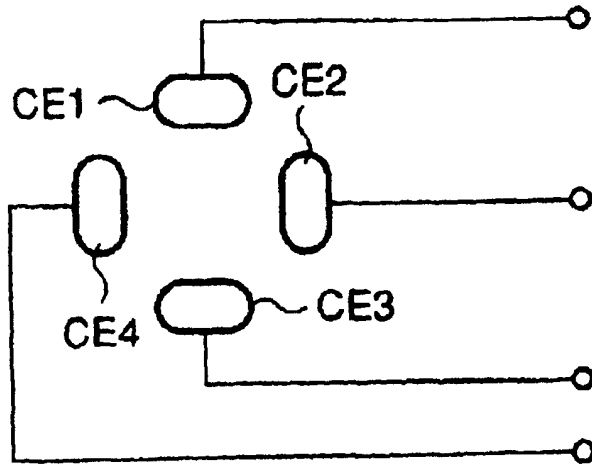


图 12B

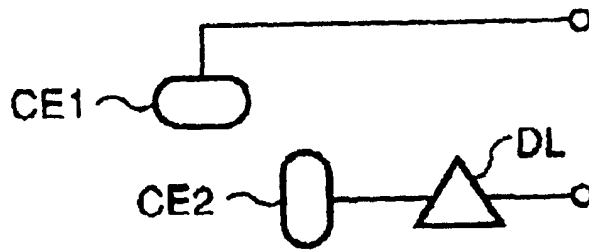


图 12C

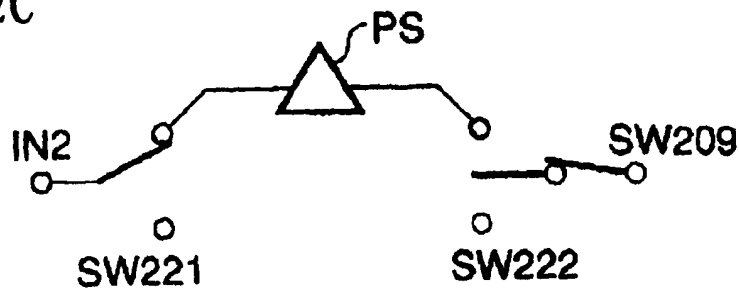


图13A

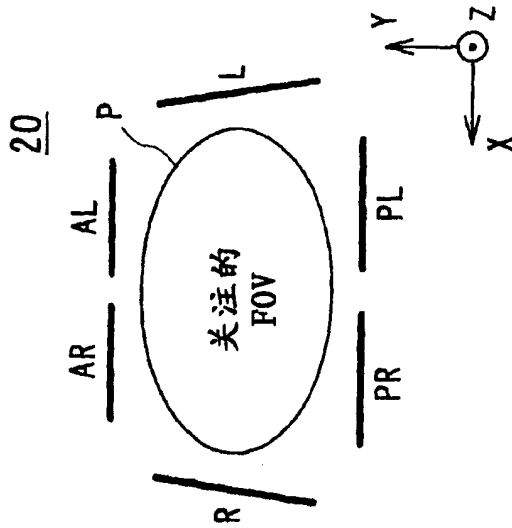


图13B

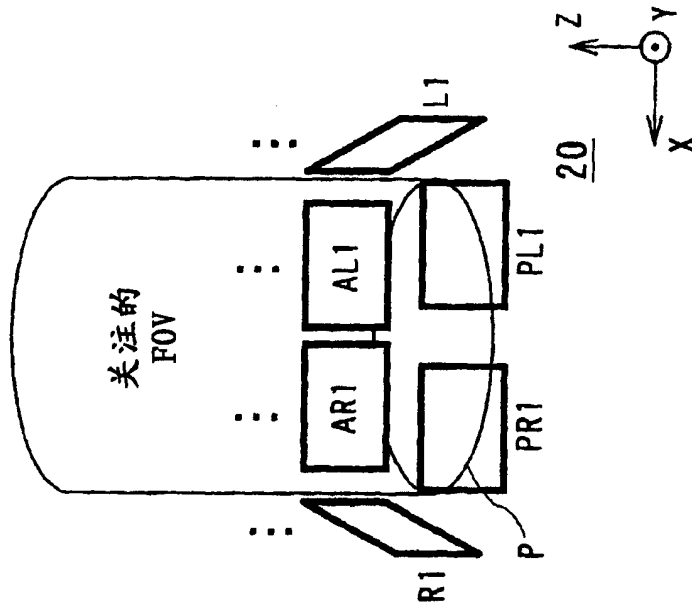


图13C

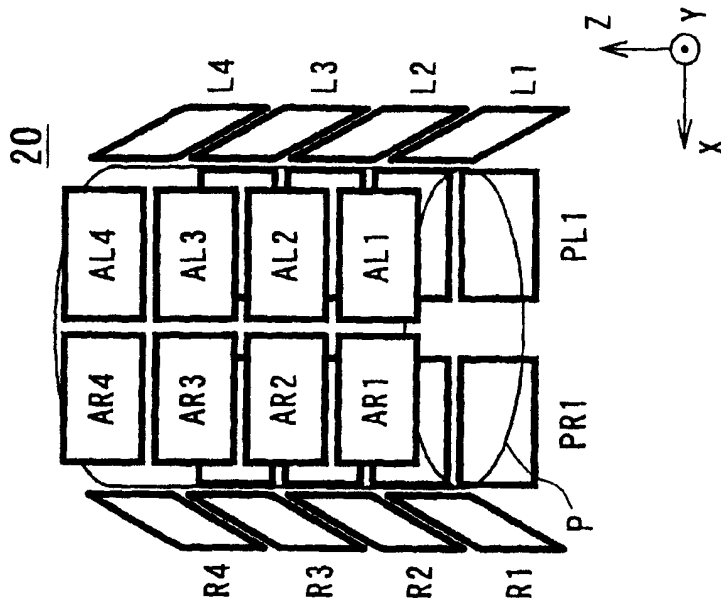


图 14

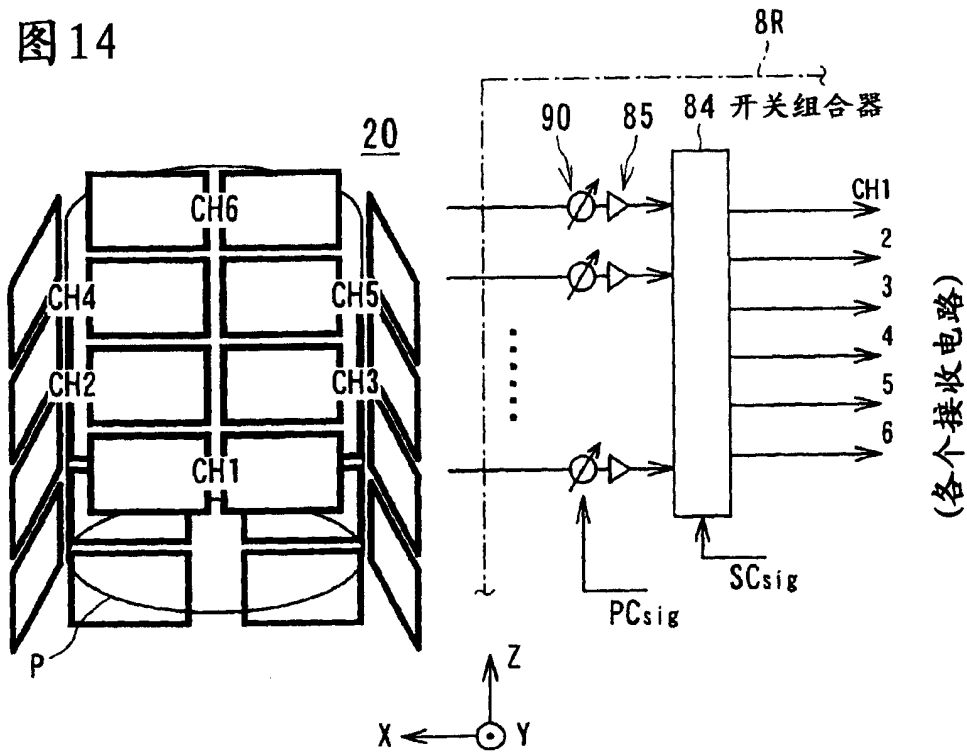


图 15

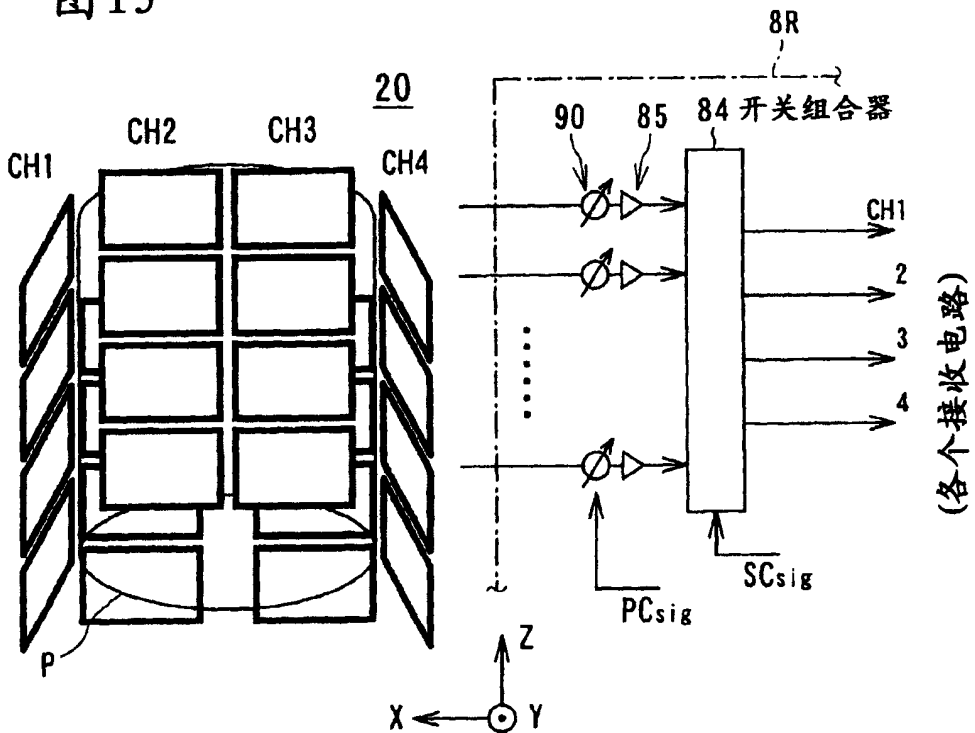


图16

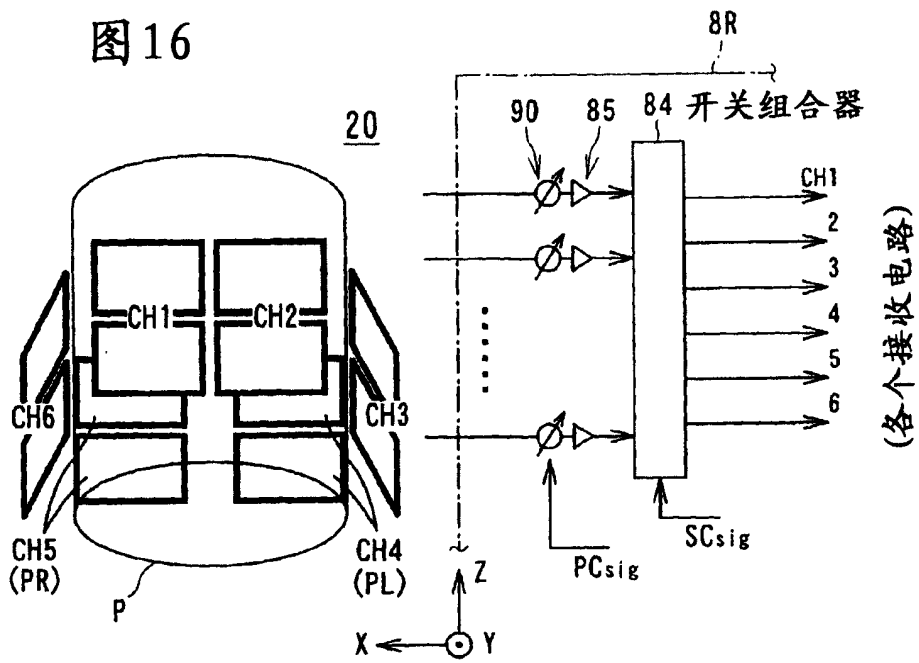


图17

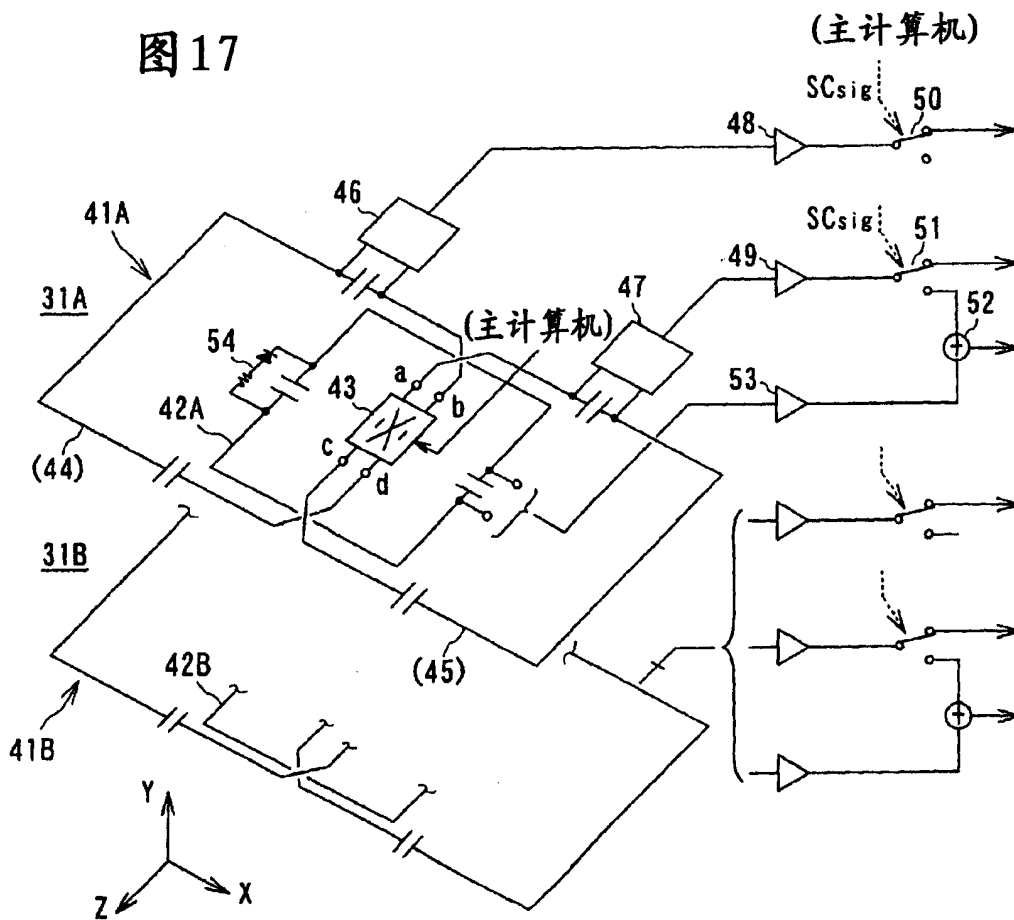


图 18

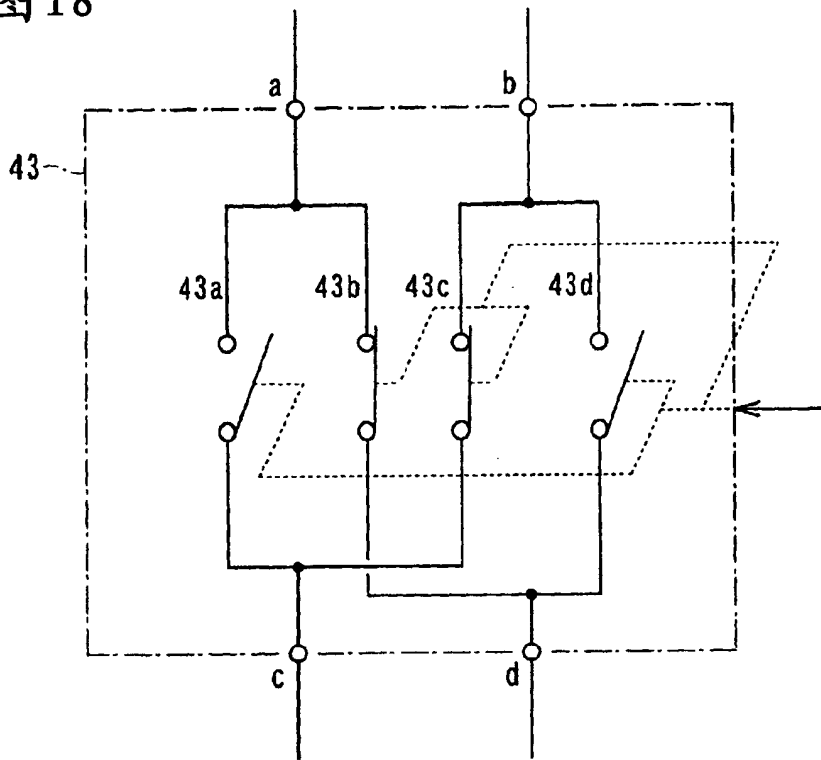


图 19

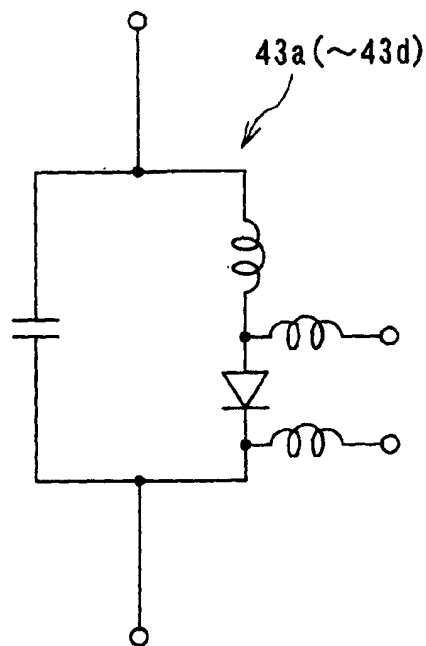
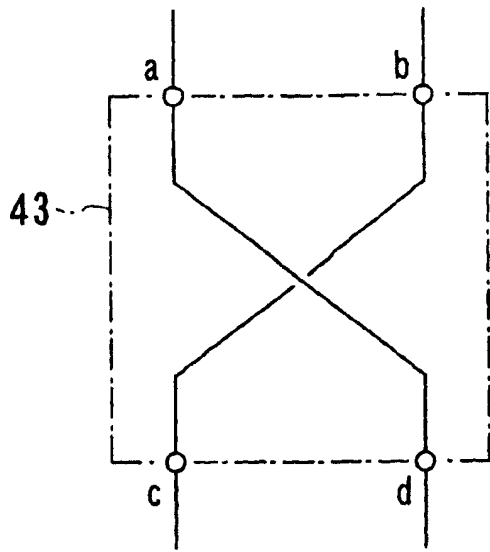
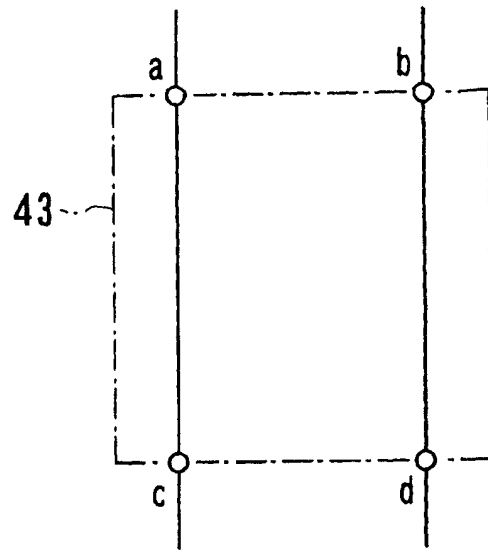


图 20A



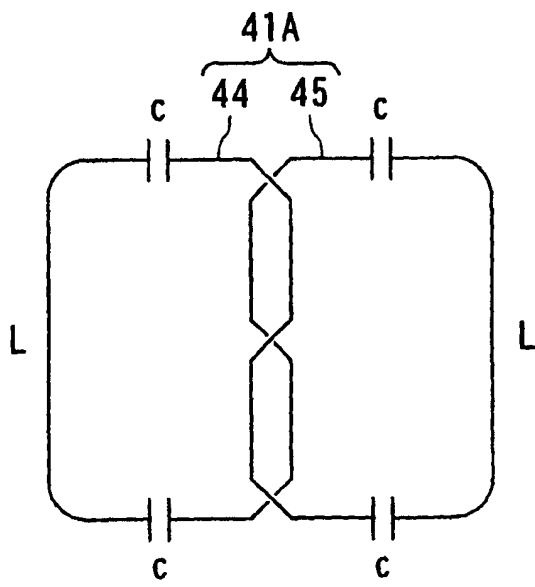
(第一开关模式)

图 20B



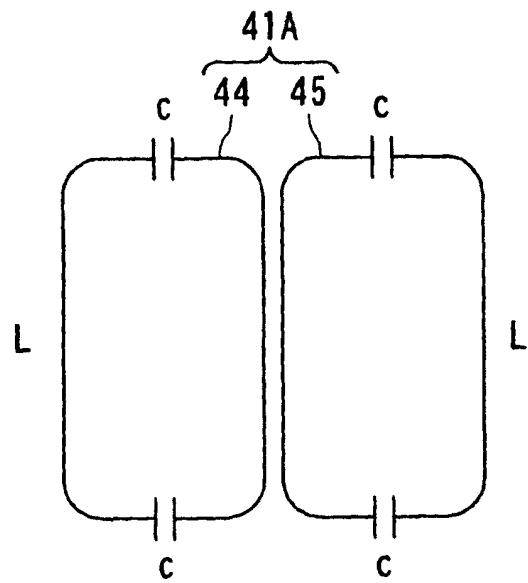
(第二开关模式)

图 21A



(第一开关模式)

图 21B



(第二开关模式)

图 22

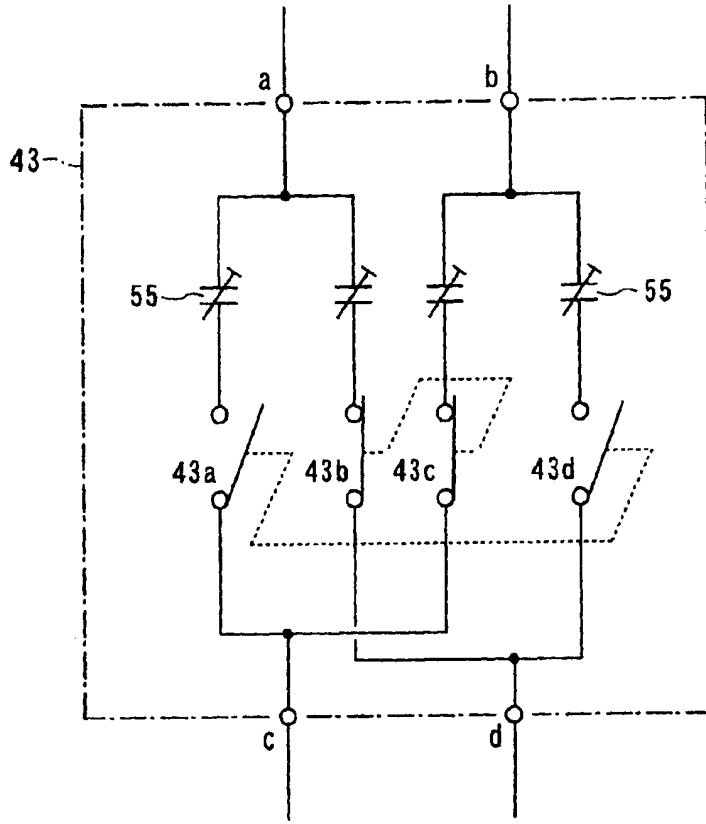


图 23A

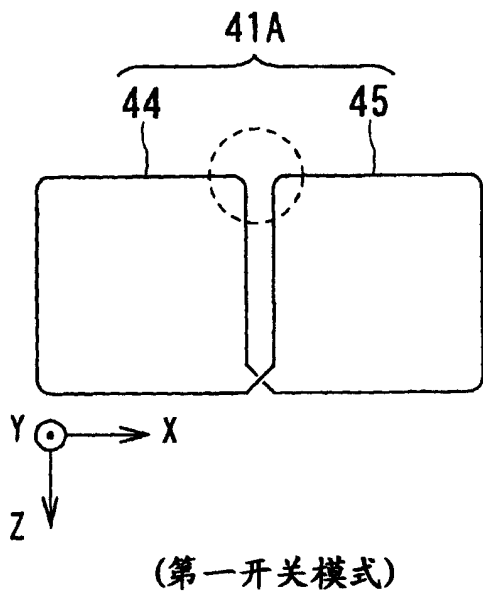


图 23B

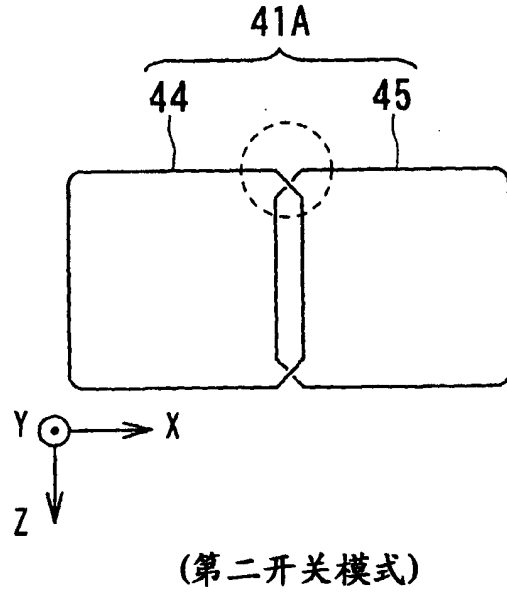


图24

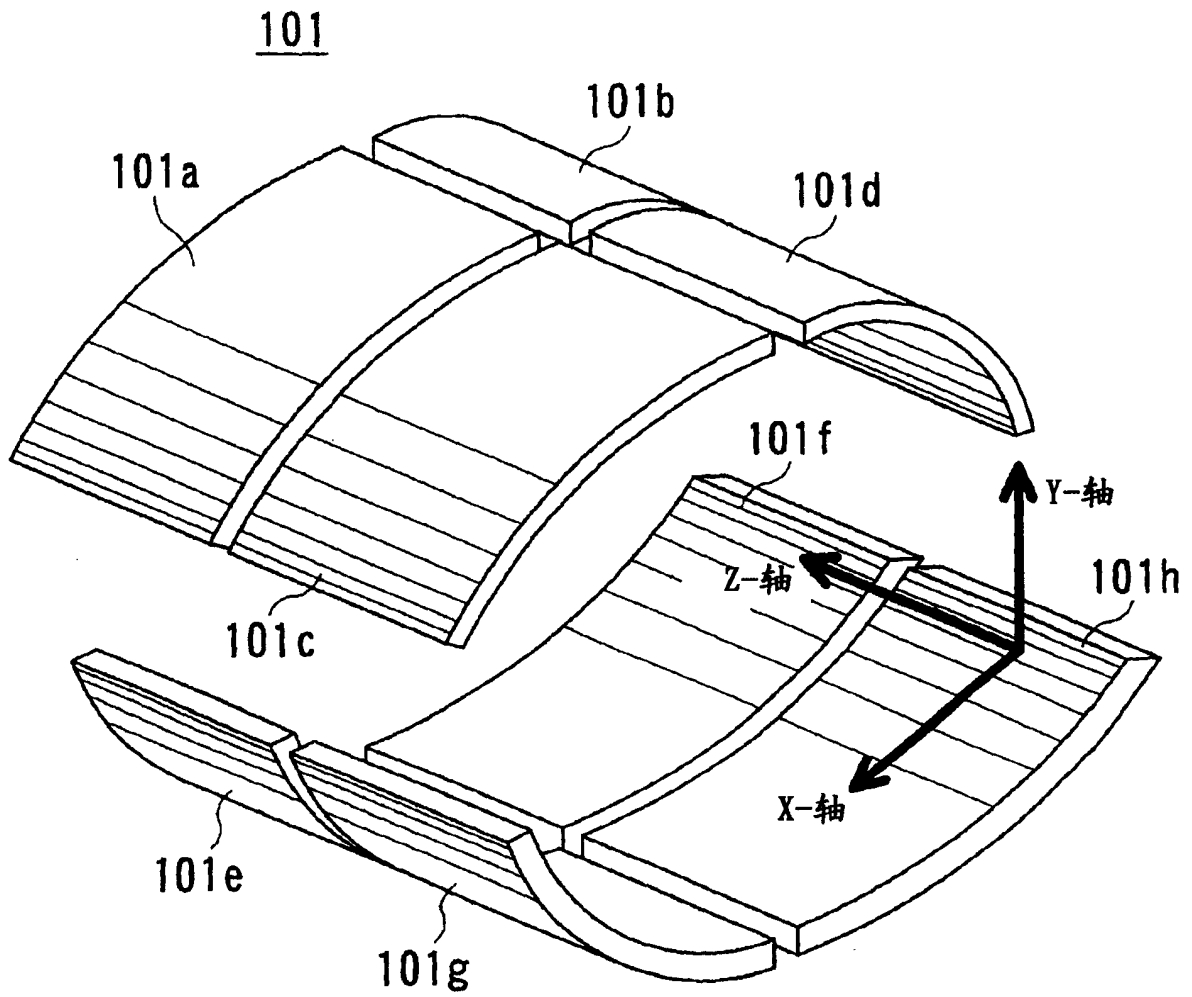
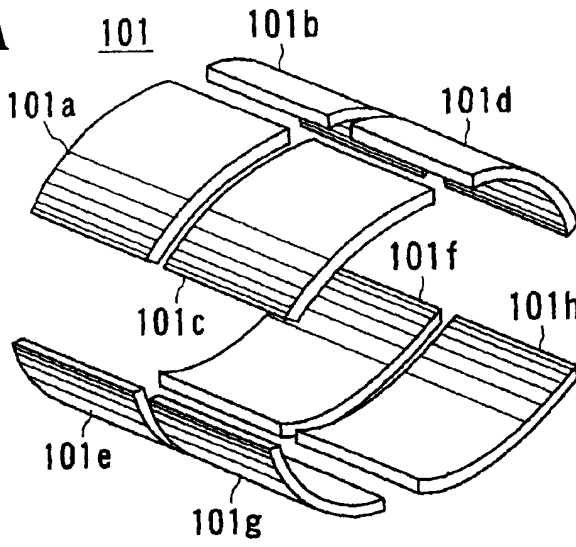
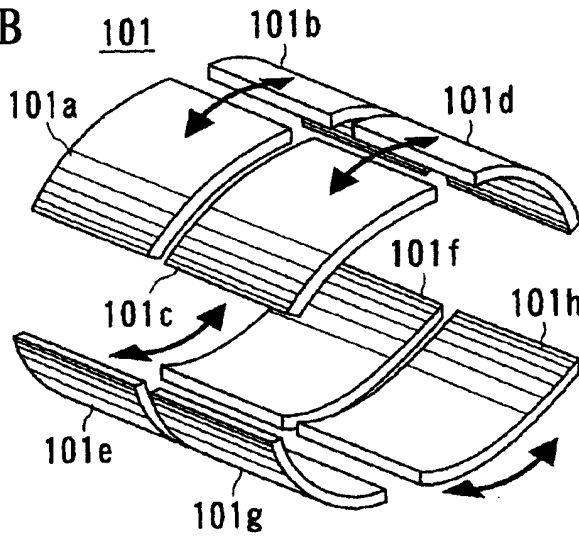


图 25A



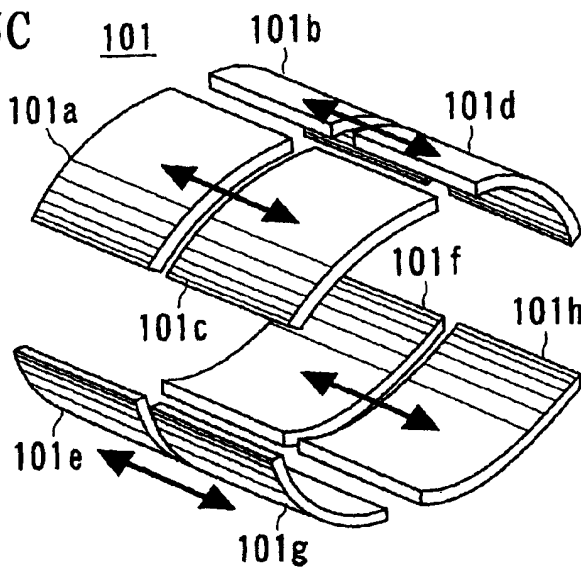
使用上面
4个通道
(类型A)

图 25B



在X-方向
上增加

图 25C



在Z-方向
上增加

图26

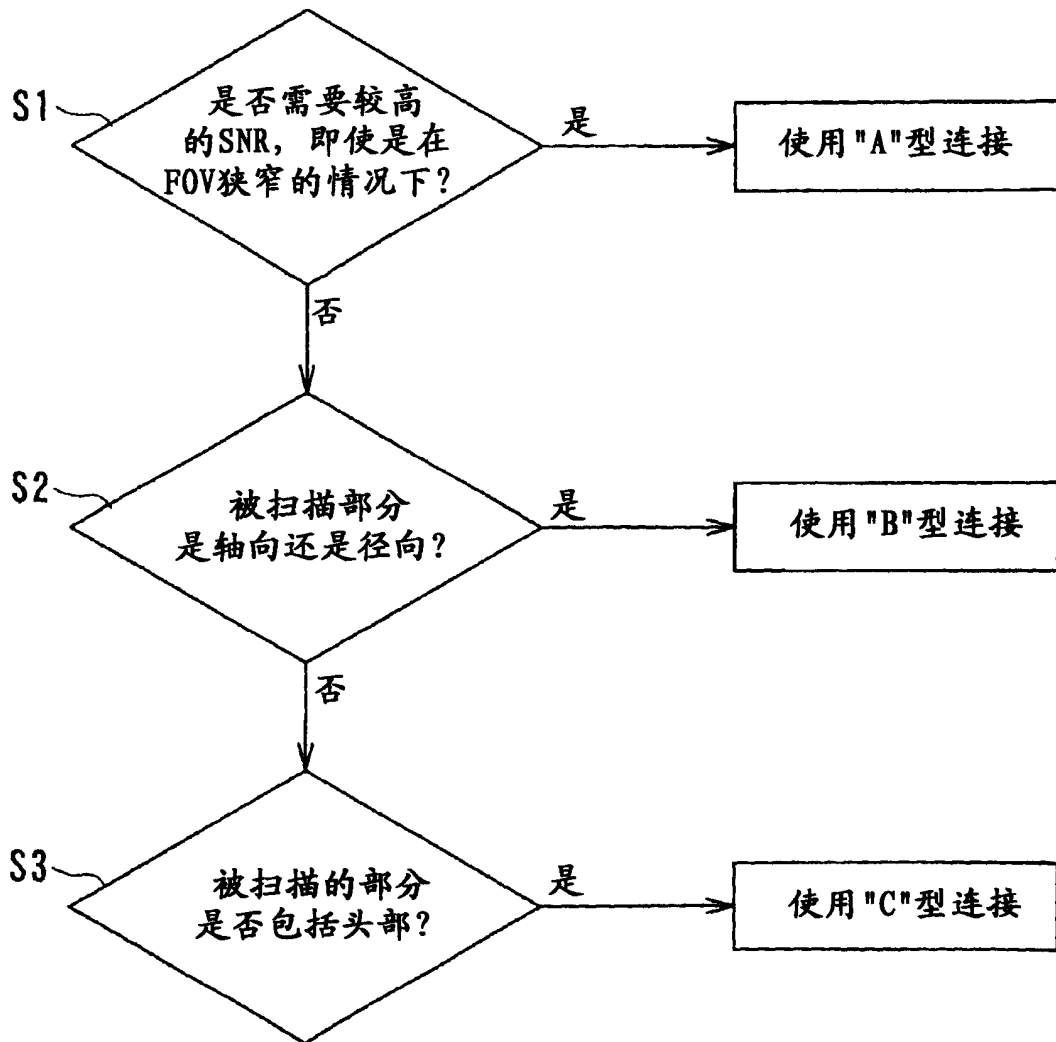


图 27

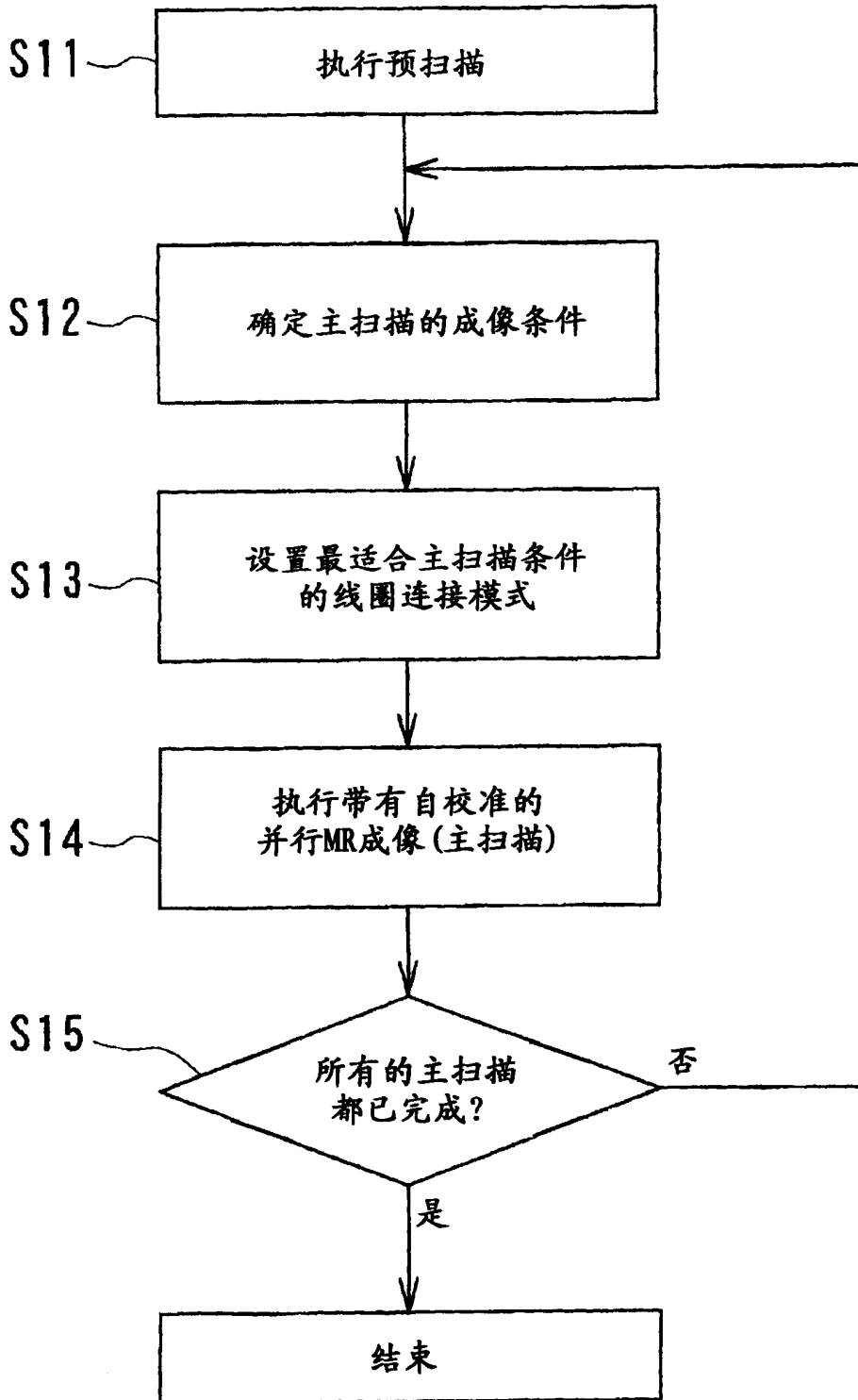


图28

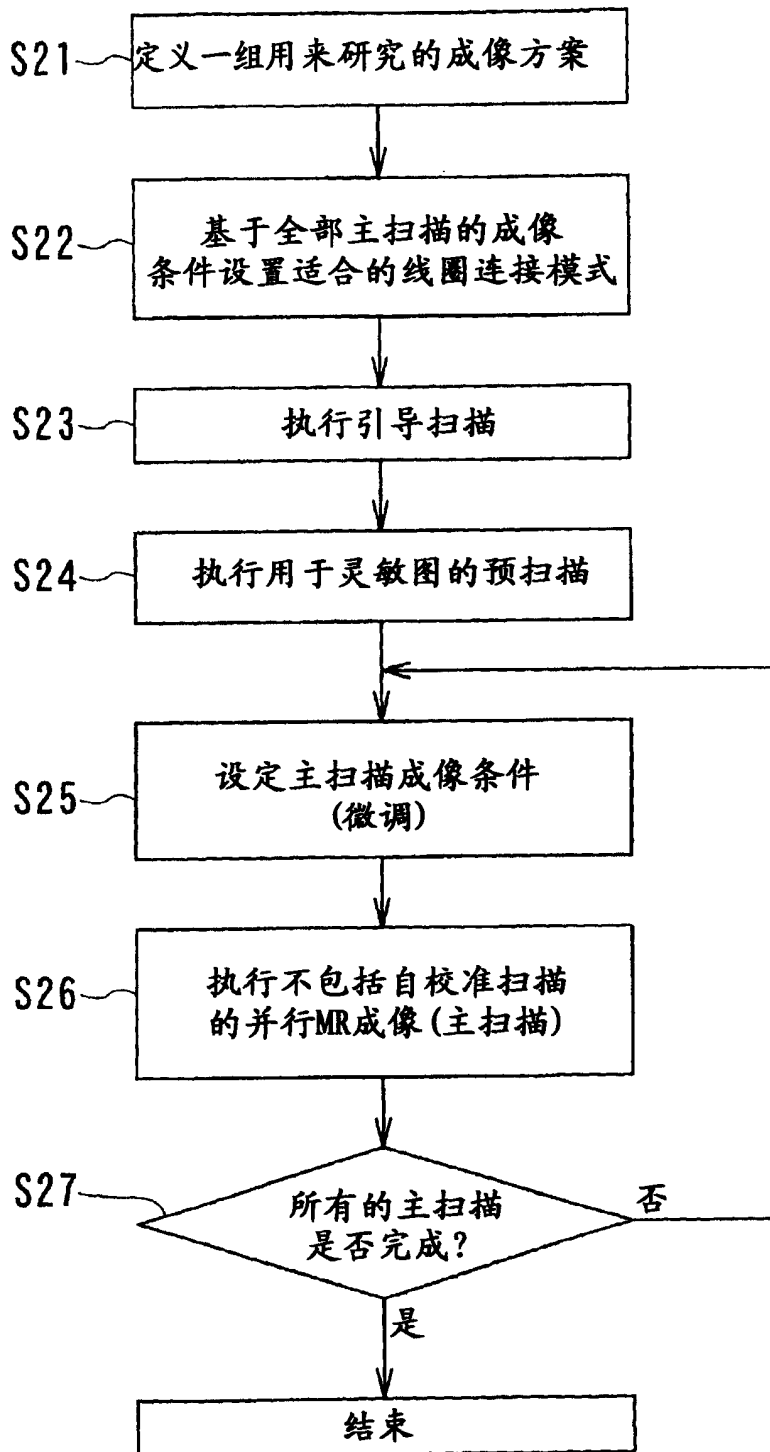


图29

