



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102920431 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201210390097. 2

(56) 对比文件

(22) 申请日 2009. 06. 11

US 5713356 A, 1998. 02. 03, 全文.

(30) 优先权数据

US 2002/0193678 A1, 2002. 12. 19, 全文.

2008-159313 2008. 06. 18 JP

CN 1518953 A, 2004. 08. 11, 全文.

2009-029953 2009. 02. 12 JP

CN 1575770 A, 2005. 02. 09, 全文.

(62) 分案原申请数据

审查员 谢楠

200980122054. 2 2009. 06. 11

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 依田晴夫

(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 11038

代理人 卜荣丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

权利要求书1页 说明书10页 附图14页

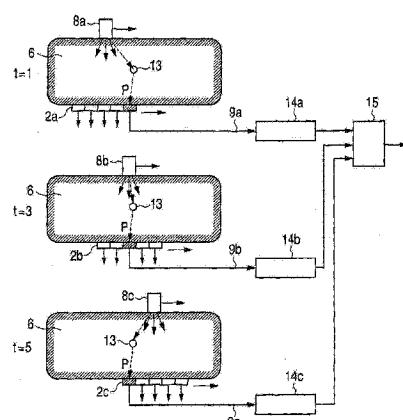
A61B 8/08 (2006. 01)

(54) 发明名称

生物信息获取装置

(57) 摘要

本发明涉及生物信息获取装置及方法。所述装置包括：机电转换元件，被配置为接收用电磁波照射测试体所产生的弹性波，并将接收的弹性波转换成电信号；移动器件，被配置为移动机电转换元件；信号处理器件，被配置为基于电信号计算图像值。其中，所述移动器件被配置为使得所述机电转换元件能够被从第一位置移动到不同于第一位置的第二位置，所述机电转换元件在第一位置处接收第一弹性波并将接收的第一弹性波转换成第一电信号，并且在第二位置处接收第二弹性波并将接收的第二弹性波转换成第二电信号，以及所述信号处理器件在所述机电转换元件在第二位置处接收第二弹性波时，基于第一电信号计算在所述测试体内的规定位置处的第一图像值。



1. 一种生物信息获取装置，包括：

包含布置的多个机电转换元件的机电转换元件组，每一个机电转换元件被配置为接收用电磁波照射测试体所产生的弹性波，并将接收的弹性波转换成电信号；

移动器件，包含被配置为沿第一方向移动机电转换元件组的第一移动机构、以及被配置为沿与第一方向垂直的第二方向移动机电转换元件组的第二移动机构；

信号处理器件，被配置为基于电信号计算图像值，

其中，所述移动器件被配置为使得所述机电转换元件组能够被从第一位置移动到不同于第一位置的第二位置，

所述机电转换元件组在第一位置处接收第一弹性波并将接收的第一弹性波转换成第一电信号，并且在第二位置处接收第二弹性波并将接收的第二弹性波转换成第二电信号，以及

所述信号处理器件在所述机电转换元件组在第二位置处接收第二弹性波时，基于第一电信号计算在所述测试体内的规定位置处的第一图像值。

2. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，

其中，所述信号处理器件还基于第二电信号计算在所述规定位置处的第二图像值，以及

所述生物信息获取装置还包括加法器件，所述加法器件被配置为将所述规定位置处的第一图像值和第二图像值相加。

3. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，还包括：

电磁波源，被配置为在第一时间点发射第一电磁波并在晚于第一时间点的第二时间点发射第二电磁波，

其中，在第一位置处接收的第一弹性波是通过第一电磁波产生的弹性波，以及在第二位置处接收的第二弹性波是通过第二电磁波产生的弹性波。

4. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，其中，所述移动器件被配置为连续地移动所述机电转换元件组。

5. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，

其中，所述多个机电转换元件被一维地或二维地布置，以及

所述移动器件被配置为沿布置方向移动所述多个机电转换元件。

6. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，

其中，所述多个机电转换元件被一维地或二维地布置，以及

所述移动器件被配置为沿与布置方向垂直的方向移动所述多个机电转换元件。

7. 根据权利要求 1 的生物信息获取装置，

其中，所述多个机电转换元件被一维地或二维地布置，以及

所述移动器件被配置为沿布置方向以及沿与布置方向垂直的方向移动所述多个机电转换元件。

生物信息获取装置

[0001] 本申请是申请日为 2009 年 6 月 11 日、国际申请号为 PCT/JP2009/061059、国家申请号为 200980122054.2、发明名称为“光声成像装置”的专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于将从测试体发射的弹性波成像的生物信息获取装置。

背景技术

[0003] 作为生物信息获取方法的光声成像方法是如下方法，其检测通过将脉冲激光照射到活体而在活体的内部引起的声波，由此将活体的内部的三维结构成像。通过向活体内的测试对象照射脉冲激光以引起活体内部的测试对象的热膨胀，来产生声波。并且，通过改变脉冲激光的波长的波长，能够使具有波长的吸收带的诸如血液中的血红素和葡萄糖的特定物质的分布可视化。因此，由于可以非侵入地确定诸如新血管的异常生长的潜在肿瘤，因此，近年来，光声成像方法已被视为用于筛查(screening)乳癌或者其早期检测的潜在设备。

[0004] 光声成像方法的常规具体过程在例如 PCT 申请 No. 2001-507952 的公布日文翻译中被公开如下。

[0005] (1) 二维布置的机电转换元件(换能器)位于测试体的表面上，并且，对于测试体照射单一脉冲电磁能量。

[0006] (2) 在紧接着照射电磁能量之后，由各机电转换元件接收的信号被采样以被存储。

[0007] (3) 关于要被可视化的测试体中的点 r' ，计算使声波从点 r' 到达各机电转换元件 i 的位置 r 所需要的延迟时间，并且，与计算的延迟时间对应的各机电转换元件 i 的信号彼此相加，以被设为点 r' 处的图像值。

[0008] (4) 对于要成像的各点 r' 重复步骤(3)。

[0009] 并且，日本专利申请公开 No. 2005-021380 公开了通过使用常用的一维布置的机电转换元件重构光声图像和普通的超声波回波图像的方法，以及通过在一维布置的机电转换元件之间使用玻璃纤维来布置照明系统的配置。由于在该日本专利申请公开 No. 2005-021380 中公开的方法使用一维布置的机电转换元件，因此，为了重构三维图像，该方法需要通过将一维布置的机电转换元件机械移动到与换能器的布置方向垂直的方向来重复重构。

[0010] 为了通过使用光声成像方法重构三维图像，希望使用二维布置的机电转换元件，以便减少图像分辨率的方向依赖性。作为用于在使用二维布置的机电转换元件的前提下在宽广的区域中获得光声图像的方法，可以考虑以下的方法：(1) 在整个宽广的区域上布置机电转换元件的方法；和(2) 使比较小规模的机电转换元件组(由布置的机电转换元件构成的组)位于分步重复系统中以执行机械扫描的方法。但是，由于方法(1)的接收系统的规模扩大，因此方法(1)具有在成本上难以实现商业可行性的问题。并且，方法(2)具有在二维布置的机电转换元件的中心部分和端部之间出现敏感度的不均匀性的问题。并且，方法

(2) 具有在分步重复系统中浪费时间以将机电转换元件组定位于依次地下一位置的问题。

发明内容

[0011] 因此,本发明旨在提供能够通过使用机电转换元件组执行机械扫描以接收在宽广检查区域中的弹性波,并能够高速输入具有均匀的敏感度和高的 SN 比的信号的生物信息获取装置。

[0012] 本发明的一个方面是一种生物信息获取装置,该生物信息获取装置包括:包含多个布置的机电转换元件的机电转换元件组,每个机电转换元件接收从测试体中的测试对象发射的弹性波,以将接收的弹性波转换成电信号;移动器件,所述移动器件将机电转换元件组移动到机电转换元件的布置方向;加法器件,所述加法器件将从所述多个机电转换元件发送的电信号相加;和处理器件,所述处理器件基于由加法器件相加的相加信号重构测试体的内部的图像;其中,移动器件移动机电转换元件组,使得在第一时间点位于第一位置处的机电转换元件组可在第二时间点位于第二位置处,机电转换元件组在第一位置处在第一时间点接收从测试对象发射的弹性波,并且在第二位置处在第二时间点接收从测试对象发射的弹性波,并且,加法器件将在第一时间点处接收的弹性波的电信号之中的从与测试体的规定位置对应的第一机电转换元件发送的电信号和在第二时间点处接收的弹性波的电信号之中的从与规定位置对应的第二机电转换元件发送的电信号相加。

[0013] 根据本发明的该方面,通过使用机电转换元件组的机械扫描,接收宽广检查区域中的弹性波,因此,可以高速地输入具有均匀的敏感度和高的 SN 比的信号。

[0014] 本发明的另一方面是一种生物信息获取装置,包括:包含多个布置的机电转换元件的机电转换元件组,每个机电转换元件接收通过将电磁波照射到测试体中的测试对象而发射的弹性波,以将接收的弹性波转换成电信号;移动器件,所述移动器件将机电转换元件组移动到机电转换元件的布置方向;加法器件,所述加法器件将从所述多个机电转换元件的至少两个或更多个电磁换能器发送的电信号相加。其中,移动器件移动机电转换元件组,使得在第一时间点处位于第一位置处的机电转换元件组可在第二时间点处位于第二位置处;机电转换元件组在第一位置处接收弹性波,该弹性波是通过在第一时间点处向测试对象照射电磁波而发射的,并且在第二位置处接收弹性波,该弹性波是通过在第二时间点处向测试对象照射电磁波而发射的;并且,加法器件将在第一时间点处接收的弹性波的电信号之中的从与测试体的规定位置对应的第一机电转换元件发送的电信号和在第二时间点处接收的弹性波的电信号之中的从与规定位置对应的第二机电转换元件发送的电信号相加。

[0015] 可选地,由第一机电转换元件和第二机电转换元件产生的电信号是一维数字波形信号,并且,加法器件将在第一时间点处接收的弹性波之中的由与测试体中的规定位置对应的第一机电转换元件产生的一维数字波形信号和在第二时间点处接收的弹性波之中的由与规定位置对应的第二机电转换元件产生的一维数字波形信号相加。

[0016] 可选地,机电转换元件组的机电转换元件被以二维栅格布置。

[0017] 可选地,机电转换元件组在布置的内部包含机电转换元件的布置间距的整数倍的尺寸的间隙。

[0018] 可选地,所述机电转换元件组是通过接合多个机电转换元件组形成的。

[0019] 可选地,机电转换元件组的机电转换元件中的每一个被以二维栅格布置,并且,沿与机电转换元件组的移动方向垂直的方向定位的不同的机电转换元件接收弹性波并且在测试体的规定位置处传送电信号,并且,加法器件将电信号彼此相加。

[0020] 可选地,生物信息获取装置还包括产生电磁波的电磁波源,其中,电磁波源在保持关于机电转换元件组的一定相对位置的情况下移动。

[0021] 可选地,电磁波源被布置在所述间隙中。

[0022] 可选地,生物信息获取装置包括:如上所述的机电转换元件组;和接收照射到测试体中的测试对象的反射超声波的不同的机电转换元件组。其中,两个所述机电转换元件组一体化地经受连续的移动。

[0023] 参照附图阅读示例性实施例的以下说明,本发明的其它特征将变得显而易见。

附图说明

[0024] 图 1 是示出根据第一实施例的生物信息获取装置的原理的视图。

[0025] 图 2 是示出根据第一实施例的宽广区域的声波的输入方法的视图。

[0026] 图 3 是示出根据第一实施例的用于机械扫描的 X-Y 移动机构的视图。

[0027] 图 4 是示出根据第一实施例的生物信息获取装置的操作原理的视图(在一体化地移动光源和机电转换元件组的情况下)。

[0028] 图 5 是用于描述作为第一实施例实现的本发明的优点的视图。

[0029] 图 6 是示出根据第一实施例的生物信息获取装置的操作原理的视图(在固定光源并移动机电转换元件组的情况下)。

[0030] 图 7 是示出根据第一实施例的生物信息获取装置的接收信号处理单元的具体配置的视图。

[0031] 图 8 是示出根据第一实施例的生物信息获取装置的累积加法处理的流程图的示图。

[0032] 图 9 是示出在根据第一实施例的生物信息获取装置中的累积加法的时间变迁的示图(在移动一个元件宽度时)。

[0033] 图 10 是示出在根据第一实施例的生物信息获取装置中的累积加法的时间变迁的示图(在移动二个元件宽度时)。

[0034] 图 11 是示出根据第二实施例的具有间隙的机电转换元件组的扫描的示图。

[0035] 图 12 是示出根据第二实施例的生物信息获取装置(具有间隙)中的累积加法的时间变迁的示图(在移动六个元件宽度时)。

[0036] 图 13 是示出根据第二实施例的生物信息获取装置(具有间隙)中的累积加法的时间变迁的示图(在移动二个元件宽度时)。

[0037] 图 14 是示出根据第二实施例的具有在间隙部分中布置的光源的机电转换元件组的视图。

[0038] 图 15 是示出根据第二实施例的使用间隙部分作为接合部分的机电转换元件组的视图。

[0039] 图 16 是示出根据第三实施例的用于将在条带中的以二维方式布置的接收信号表现为一维布置的方法的视图。

[0040] 图 17 是示出根据第三实施例的在移动条带的同时执行累积加法时的时间变迁的示图。

[0041] 图 18A 和图 18B 是示出根据第三实施例的通过使用具有间隙的机电转换元件组执行累积加法时的时间变迁的示图。

[0042] 图 19 是示出根据第三实施例的具有间隙的机电转换元件组的另一例子的示图。

[0043] 图 20 是示出根据第四实施例的通过组合用于超声波回波图像的一维布置的发送和接收元件和用于光声成像方法的二维布置的机电转换元件而配置的布置元件的例子的视图。

具体实施方式

[0044] 本发明中的弹性波包含称为声波、超声波、音波和光声波的波，并且包含例如当向测试体的内部照射诸如近红外线的作为电磁波的光时在测试体的内部产生的声波。并且，从测试体发射的弹性波包含在测试体的一些部分或某个部分处产生的弹性波。即，本发明的生物信息获取装置包括光声成像装置，该光声成像装置向测试体的内部照射作为电磁波的光并用探针接收在测试体的内部中产生的声波，以显示测试体的内部的组织图像。

[0045] 可以使用激光作为本发明中的电磁波源，并且，除了激光以外，甚至从发光二极管和氩气灯等发射的电磁波也一般可被用于本发明中。

[0046] (第一实施例)

[0047] 以下，将描述本发明的第一实施例。根据本实施例的生物信息获取装置包括：光源，作为用于产生脉冲激光的电磁波源；和机电转换元件组，其包含多个布置的机电转换元件，每个机电转换元件接收作为通过将来自光源的脉冲激光照射到测试体中的测试对象而产生的弹性波的声波，并将接收的声波转换成电信号。并且，生物信息获取装置包括用于将机电转换元件组移动到机电转换元件的布置方向的移动器件，用于使从所述多个机电转换元件发送的电信号彼此相加的加法器件和用于基于通过加法器件相加的相加信号获得图像信息的处理器件。

[0048] 以下，将参照附图描述本发明的实施例。图 1 是示出接收声波信号的原理的视图。在图 1 中，测试体 6 被固定以从其上下两侧被加压板 7a 和 7b 夹持。从位于加压板 7a 上的用于向测试体 6 产生脉冲激光的作为电磁波源的光源 8 照射脉冲激光。作为结果，测试体 6 的内部中的测试对象中的血红素等吸收激光的能量，并且，测试对象的温度根据吸收的能量的量上升。测试对象由于温度的上升而立即膨胀，以产生声波。通过被布置为与下侧加压板 7b 接触的机电转换元件组 2，产生的声波被转换成电信号 9，并且，转换的电信号 9 被输出到随后的级。顺便说一句，光源 8 可发射通过反射镜或玻璃纤维引自远处的光源的光。并且，光源 8 可以与本发明的生物信息获取装置一体化地被设置，或者可被设置为与生物信息获取装置分开。

[0049] 为了有效地从测试对象产生声波，希望光源 8 为能够产生几纳秒到几百纳秒的量级的脉冲激光的脉冲激光源。在这种情况下，脉冲激光的波长可处于从 400nm 到 1600nm 的范围内，包括 400nm 和 1600nm。并且，波长可更优选处于从 700nm 到 1100nm 的区域内，在该区域中，活体中的激光的吸收很少。作为激光器，可以使用诸如固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器的各种激光器。

[0050] 下面,将参照图 2 描述根据接收原理在宽广区域 3 中输入声学信号的方法。在图 2 中,机电转换元件组 2 为二维栅格(grating)形式的多个机电转换元件 1 的布置。在宽广检查区域 3 中接收声波时,如图 2 所示,机电转换元件组 2 沿一方向(X 方向)移动,以完成条带区域 4 中的声波的接收,然后,机电转换元件组 2 沿与第一移动方向垂直的方向(Y 方向)移动以被定位。然后,机电转换元件组 2 重新移动以在邻接的条带区域 5 中执行接收,并由此可通过重复上述的过程执行声波的接收。如上所述,本发明中的机电转换元件组 2 移动到机电转换元件 1 的布置方向意味着在以二维栅格布置机电转换元件 1 的情况下将机电转换元件 1 移动到 X 方向或 Y 方向。

[0051] 并且,本实施例的机电转换元件 1 需要检测从吸收了从光源 8 照射到测试体 6 的光的能量的一部分的测试体 6 中的测试对象 13 产生的声波,以将检测的声波转换成电信号 9。因此,希望根据测试体 6 中的测试对象 13 的尺寸优化机电转换元件 1 可接收的频带。

[0052] 任何检测器,诸如利用压电效应的换能器、利用光的共振的换能器和利用容量的变化的换能器,只要检测器可检测声波,就可被用作机电转换元件 1。例如,如果接收从各种尺寸的测试体产生的声波,那么可以使用利用宽的检测频带的容量的变化的换能器或具有不同的检测频带的多个换能器。

[0053] 图 3 示出用于沿着测试体 6 机械扫描机电转换元件组 2 和光源 8 的 X-Y 移动机构。如图 3 所示,通过 X 方向移动机构 11a 和 11b 以及 Y 方向移动机构 12a 和 12b 的组合,可以容易地实现本发明的移动,所述 Y 方向移动机构 12a 和 12b 执行 X 方向移动机构 11a 和 11b 向 Y 方向的分步重复移动。光源 8 可以与机电转换元件组 2 无关地移动,但是,由于光源 8 可照明的范围一般受到限制,因此光源 8 优选与机电转换元件组 2 一体化地移动。

[0054] 图 4 是示出在光源 8 和机电转换元件组 2 一体化移动到箭头方向的情况下操作原理的视图。在图 4 中,在测试对象 13 中存在要被检测的血液中的血红素等,并且,光源 8 和机电转换元件组 2 在各时间点($t = 1, t = 3$ 和 $t = 5$) (为了简化, $t = 2$ 和 $t = 4$ 的情况被省略) 如光源 8a、8b 和 8c 和机电转换元件组 2a、2b 和 2c 那样被定位。

[0055] 在时间 $t = 1$ 处,由光源 8a 照射的测试对象 13 产生声波,并且,到达作为测试体 6 中的规定位置的点 P 的位置的声波通过第一机电转换元件被转换成电信号 9a,以被存储于暂时存储存储器 14a 中。

[0056] 在时间 $t = 3$ 处,被光源 8b 照射的测试对象 13 的声波通过第三机电转换元件被转换成作为测试体 6 中的与时间 $t = 1$ 处的点 P 相同的规定位置的点 P 处的电信号 9b,以被存储于暂时存储存储器 14b 中。

[0057] 类似地,在时间点 $t = 5$ 处,声波通过第五机电转换元件被转换成规定位置的点 P 处的电信号 9c,以被存储于暂时存储存储器 14c 中。此时,几个存储的电信号 9 是激光照射之后一定时间段的信号,并且通过被 AD 转换器(未示出)转换成一维数字波形信号而被存储。

[0058] 在本实施例中,移动设备移动机电转换元件组 2,使得机电转换元件组 2 可分别在时间点 $t = 1, t = 3$ 和 $t = 5$ 的时间处如机电转换元件组 2a、2b 和 2c 那样被定位。

[0059] 即,移动设备移动机电转换元件组 2,使得测试体 6 中的规定位置的点 P 处的声波可分别在时间点 $t = 1, t = 3$ 和 $t = 5$ 的时间处被第一、第三和第五机电转换元件接收。

[0060] 在本实施例中,移动设备一般移动机电转换元件组 2,使得在预定的时间点处到达

测试体 6 中的规定位置的声波可被不同的机电转换元件接收。通过以这种方式移动机电转换元件组 2，移动设备可将由声波导致的并在预定的时间点处到达测试体 6 中的规定位置的电信号 9 彼此相加。

[0061] 机电转换元件组 2 通过本实施例的移动设备的移动基于以下的考虑。即，由于机电转换元件组 2 在接收声波的同时连续移动，因此，存在声波的接收位置在声波的接收过程中移动的问题。但是，在照射脉冲激光之后，声波的接收时间在这里是最多 $50 \mu s \sim 100 \mu s$ 的程度那样的极短的时间。另一方面，为了避免损伤活体，脉冲激光的照射时间段一般限于 $100ms$ 的程度的慢时间段。因此，机电转换元件应根据慢照射时间段以低速移动，因此，在连续移动的同时接收声波的情况和在停止的状态下接收声波的情况之间几乎不产生效果的差异。即，光照射、声波产生和声波接收的时间点可被视为处于同一时间。通过以这种方式在连续移动的同时接收声波，机电转换元件组 2 的移动时间和用于定位机电转换元件组 2 的时间可被省略，并且，可以执行高速信号输入。

[0062] 存储的一维数字波形信号在适当的时间点被并行地读出，并且，通过加法电路 15 被彼此相加为一维波形信号。通过这种处理，多次的到达来自同一测试对象 13 的同一点 P 的声学信号被相加，并且，可以提高点 P 处的接收信号的 SN 比。并且，关于此时的测试体 6 上的同一点 P，相加的声学信号是在图 5 所示的相对不同的位置处示出的相加的声波信号，并且等同于在同一时间从不同的位置处的三个光源 8a、8b、8c 发射的声学信号。因此，光源 8a、8b、8c 的空间照射不均匀性被平滑化，并且，可以实现接收信号的质量的进一步提高。特别地，在本实施例的系统的情况下，在条带中的任何位置处执行这样的照射的平滑化，并因此可以减少特别变为问题的机电转换元件组 2 的边界部分处的照射不均匀性。

[0063] 顺便说一句，可通过在一维布置的机电转换元件和二维布置的机电转换元件两者中移动到布置方向实现该特征。在二维布置的机电转换元件的情况下，可通过假想的多个一维布置的机电转换元件的并行处理，获得加速效果。

[0064] 并且，在图 4 中示出随着时间点从 $t = 1$ 变为 $t = 5$ ，作为光源 $8a \sim 8c$ 的光源 8 移动的例子，但是，如图 6 所示，光源 8 可保持固定于规定的位置处。但是，由于照射来自光源 8 的脉冲激光的范围受到限制，因此，光源 8 必须移动，使得脉冲激光可至少到达测试对象 13。即，为了使得脉冲激光可到达测试对象 13，光源 8 优选地移动以保持对于机电转换元件组 2 的一定相对位置。

[0065] 顺便说一句，为了简化描述，参照图 4 描述了从测试对象 13 产生的声波之中的到达点 P 的声波。但是，由于从测试对象 13 产生的声波实际沿各方向传播，因此，在规定位置的点 P 以外的位置处检测到声波。

[0066] 上述的内容被概述如下。

[0067] 移动设备移动机电转换元件组 2，使得在第一时间点(例如， $t = 1$)处于第一位置的机电转换元件组 2a 可移动作为在第二时间点(例如， $t = 3$)处于第二位置的机电转换元件组 2b。

[0068] 光源 8a 在第一时间点($t = 1$)将脉冲激光照射到测试对象 13，并且，机电转换元件组 2 在相同的第一时间点作为第一位置处的机电转换元件组 2a 接收来自测试对象 13 的声波。并且，光源 8b 在第二时间点($t = 3$)将脉冲激光照射到测试对象 13，并且，机电转换元件组 2 在相同的第二时间点作为第二位置处的机电转换元件组 2b 接收从测试对象 13 产

生的声波。

[0069] 作为加法器件的加法电路 15 将以下的电信号 9a 和 9b 彼此相加。即，电信号 9a 是在第一时间点($t = 1$)接收的声波之中的由与测试体 6 中的规定位置(点 P)对应的第一机电转换元件(第一换能器)产生的电信号。电信号 9b 是在第二时间点($t = 3$)接收的声波之中的由与规定位置(点 P)对应的第二机电转换元件(第三换能器)产生的电信号。

[0070] 下面，将参照图 7 描述接收信号处理单元的具体配置。作为用于控制整体并从接收的信号执行图像重构的处理器 21 位于图 7 中的右端，并且，包含测试体 6 的用于信号输入的机械部分位于图 7 中的左端。光源 8 和机电转换元件组 2 分别被安装在台 23 和 24 上，并且通过台控制单元 22 移动。在该图中，作为具体例子，机电转换元件组 2 使用四乘四元件布置。

[0071] 光源 8 被控制以与机电转换元件组 2 的位置同步地通过激光控制电路 25 发光，并且，从四乘四接收元件并行输入激光发射之后的一定时间内的声波信号。在电路块 40 中，来自沿由图 7 中的箭头表示的移动方向布置的四个元件(位于沿纸面的法线方向的最内部的四个元件)的信号 S00、S01、S02 和 S03 分别被 AD 转换器 27a、27b、27c 和 27d 转换成一维数字波形信号。然后，转换的信号作为波形信号通过分别使用加法器 29a、29b、29c 和 29d 在由旋转偏移电路 28 选择的暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc 和 Md 中经受累积加法。在暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc 和 Md 中经受了预定次数的累积加法的一维数字波形信号通过选择电路 31 和 32 被传送到处理器 21。沿移动方向布置的四个元件以外的机电转换元件的信号也通过类似的电路块 41、42 和 43 被并行处理，并且通过分时被传送到处理器 21。这些系列的过程被从处理器 21 接收指令的时间点控制电路 26 控制。处理器 21 基于传送的数字波形信号在与接收的条带对应的位置处重构三维图像。

[0072] 图 8 以流程图的格式示出旋转偏移电路 28 和累积加法电路(各对的加法器 29a 和存储器 Ma、加法器 29b 和存储器 Mb、加法器 29c 和存储器 Mc 以及加法器 29d 和存储器 Md)的具体操作。在该流程图中，与暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc 和 Md 中的每一个对应的处理均被并行执行，被并行执行的处理在并排的各块中表示。

[0073] 首先，将依次描述与暂时存储存储器 Ma 对应的处理。在用于接收声波的各时间段 T 中逐个地处理流程图中的各块。在时间点 $t = 4m*T$ 处，暂时存储存储器 Ma 将其内容传送到处理器 21，并且原样输入和存储信号 S00 而不执行其的加法处理。在时间点 $t = (4m+1)*T$ 处，暂时存储存储器 Ma 将信号 S01 加到暂时存储存储器 Ma 的内容上作为一维波形，并且再存入 restore 相加的内容。在时间点 $t = (4m+2)*T$ 处，暂时存储存储器 Ma 将信号 S02 加到暂时存储存储器 Ma 的内容上作为一维波形，并且再存入相加的内容。在时间点 $t = (4m+3)*T$ 处，暂时存储存储器 Ma 将信号 S03 加到暂时存储存储器 Ma 的内容上作为一维波形，并且再存入相加的内容。在完成时间点 $t = (4m+3)*T$ 处的处理之后，暂时存储存储器 Ma 将字母 m 加 1，以将其处理重新返回到时间点 $t = 4m*T$ 的处理。通过执行上述的处理，对于每四个时间段，四个换能器信号的加法结果被存储在暂时存储存储器 Ma 中，并且，存储的内容被传送到处理器 21。

[0074] 如图 8 的流程图所示，在从对于暂时存储存储器 Ma 的处理的时间点偏移时间段 T 的时间点处，对于暂时存储存储器 Mb 执行与暂时存储存储器 Ma 类似的处理。对于暂时存储存储器 Mc 和 Md 的处理相同。即，以暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc、Md、Ma…的次序，对于作

为单位时间的每个时间段 T, 从特定的接收元件输入的信号与暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc 和 Md 相关。由于各信号的暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc 和 Ma 在该时间的相同时间点处不相互重叠, 因此, 可通过上述的旋转偏移电路 28 实现接收信号的分配。并且, 由于对于处理器 21 的传送时间点也通过暂时存储存储器 Ma、Mb、Mc、Md 中的每一个被依次处理, 因此, 可容易地执行通过分时的传送。

[0075] 图 9 通过以移动方向的位置为横轴并以输入时间为纵轴示出累积加法的时间变迁。在图 9 中, 四个换能器沿它们的布置方向移动, 并且, 对于元件的宽度的每次移动, 激光源 8 发光以输入声学信号。

[0076] 如果以这种方式输入声学信号并且对于测试体 6 的各位置执行累积加法, 那么, 如最下面的步骤的数字所示, 除了第一部分以外, 对于各区域, 信号可被彼此相加四次。由于可望通过四次的信号加法实现 SN 比的约二倍的改善, 因此, 可通过将执行四次的加法的部分输入到处理器 21 中作为可用的输入区域以使用用于图像重构的区域, 产生具有改善的 SN 比的三维图像。

[0077] 图 10 是示出累积加法的时间变迁的另一例子的示图。图 10 示出对于二个元件宽度的每次移动输入声学信号时的情况。由于信号在这种情况下在每个区域中被相加两次, 因此, SN 比的改善速率比前面的例子稍小, 但是, 扫描条带的台速度被提高到两倍。一般地, 如果声学信号被设为对于 d 元件宽度的每次移动被输入, 其中, d 是在移动包含 M 个元件的布置元件的情况下 M 的测量中的一个, 那么可以获得 M/d 倍的相加信号, 并且, 条带扫描速度与 d 成比例地变快。在 d = 1 时, 最大相加次数为 M 次, 并且, 在 d = M 时, 最小相加次数为 1 次。并且, 虽然通过使用沿其移动方向一维布置的机电转换元件描述了图 9 和图 10 的例子, 但是, 在沿与元件组的移动方向垂直的方向包含 N 个布置元件的二维布置元件组的情况下, 如上面描述的那样并行执行 N 组的处理。

[0078] 根据本发明的本实施例, 可以在机械扫描机电转换元件组以输入宽广检查区域的声学信号的生物信息获取装置中以高速输入具有均匀的敏感度和高的 SN 比的信号。

[0079] (第二实施例)

[0080] 下面, 将描述本发明的第二实施例。第二实施例使用与第一实施例不同的机电转换元件组。第二实施例的其它方面与第一实施例相同。

[0081] 如图 11 所示, 根据本实施例的机电转换元件组 51 沿它们的移动方向布置六个机电转换元件 52, 使得在机电转换元件 52 之间具有分别为二个元件宽度的两个间隙 53。图 12 示出通过使用机电转换元件组 51 对于六个元件宽度的每次移动输入声学信号时的时间变迁。如图 12 所示, 尽管在这种情况下使用具有间隙 53 的机电转换元件组 51, 但可以在连续的位置中执行经受一次加法的声学信号的输入。本实施例的机电转换元件组 51 一般具有机电转换元件 52 的布置间距的整数倍的尺寸的间隙 53。

[0082] 图 13 示出通过使用与图 11 相同的机电转换元件组 51 对于二个元件宽度的每次移动输入声学信号的情况下时间变迁。在这种情况下, 可以执行三次的声学信号相加。以这种方式, 即使在机电转换元件组 51 中存在间隙 53, 也可执行与没有间隙的机电转换元件组的信号输入相同的信号输入。因此, 例如, 通过如图 14 所示那样在机电转换元件 54 之间的间隙部分 55 中布置光源单元 56, 从布置的机电转换元件 54 侧的脉冲激光的照射变得容易。由于通过光声成像方法, 测试体中的光强度的衰减大, 因此从布置的机电转换元件 54

侧的脉冲激光的照射对于提高重构图像的质量极其有效。

[0083] 并且,在制造具有大量元件的机电转换元件组的情况下,可以采用通过将可容易地制造的多个小的机电转换元件组接合在一起形成大的机电转换元件组的方法。并且,在这种情况下,如果小的机电转换元件组的边界部分 57 如图 15 中所示的那样被配置为与上述的间隙部分类似的间隙部分,那么获得可以扩大边界部分 57 的尺寸以使得它们的制造变得容易的优点。

[0084] 根据本实施例,如上所述,可通过设计机电转换元件的布置和输入声学信号的时间点,执行各种的输入方法。一般地,为了避免损伤测试体,声学信号输入的重复周期常被限制到一定周期或更短。因此,在需要高速输入的情况下,要选择加大移动速度以减少相加时间的方法,并且,在需要高质量信号输入的情况下,要选择降低移动速度以增加相加次数的方法。

[0085] (第三实施例)

[0086] 下面,将描述本发明的第三实施例。除了沿机电转换元件组的移动方向的加法处理以外,第三实施例还沿与机电转换元件组的移动方向垂直的方向实现加法处理。其它的方面与第一和第二实施例相同。

[0087] 如果通过使用沿移动方向布置 M 个机电转换元件并沿与移动方向垂直的方向布置 N 个机电转换元件的机电转换元件组,执行声学信号输入,那么与 N 个机电转换元件的宽度的条带长度对应的信号波形的数量在完成移动时的时间点处已被输入到处理器 21 中。然后,如果相邻条带被设定使得该相邻条带的一部分可与前一条带重叠并且声波信号通过类似的连续的移动被取入处理器 21 中,那么可以在处理器 21 上执行重叠区域中的数据的相加。

[0088] 将参照图 16 描述这种情况。如果通过如图 16 所示的那样将输入信号波形布置成移动方向,由小的矩形区域表现输入信号波形中的每一个,那么条带区域 4 中的声波数据 58 可由沿纵向连续的 N 个(对于图 16 的情况)小的矩形 59 表现。图 17 示出使用这种表现的加法处理的时间变迁。图 17 示出通过在将条带位置偏移元件的纵向宽度的同时使用 N = 4 的二维布置元件执行信号输入的情况的例子。并且,在这种情况下,与上述的连续移动类似,可通过使用处理器 21 执行四次移动的加法。

[0089] 图 18A 示出使用沿与移动方向垂直的方向(条带移动方向)在机电转换元件区域 61 中具有间隙区域 62 的机电转换元件组 60 的情况的例子。并且,在这种情况下,如图 18B 所示,与移动方向的情况类似,可通过将条带位置偏移二个元件的纵向宽度,执行三次的累积加法。

[0090] 图 19 示出沿机电转换元件 63 的移动方向和与移动方向垂直的方向(条带移动方向)均具有间隙 64 的机电转换元件组 65 的例子。由于上述的原因,即使这样的机电转换元件组 65 也可执行位置致密的信号输入和加法输入。

[0091] 通过使用上述的二维布置的机电转换元件,通过不仅沿移动方向而且沿与移动方向垂直的方向(条带移动方向)执行累积加法,相加信号的数量变大,因此,相加信号的 SN 比得到提高。由于还可沿两个维度使照明不均匀性平滑化,因此,可以执行具有更好的质量的图像重构。

[0092] 由于输入信号的图像重构处理常是线性处理或近线性处理,因此,可通过在重构

后将三维体元(voxel)图像相加而不是直接将输入信号相加,获得等同的优点。在这种情况下,可以在输入条带区域4中的声学信号的同时执行条带区域4中的图像重构,并且,可以减少用于等待输入相邻的条带的浪费时间。

[0093] (第四实施例)

[0094] 下面,将描述本发明的第四实施例。第四实施例集成用于超声波回波信号的一维布置的发送和接收元件(第二机电转换元件组)和接收通过照射电磁波产生的声波的机电转换元件组(第一机电转换元件组)。本实施例对于同时产生超声波回波图像和光电图像的诊断设备也是有效的。本实施例的其它方面与其它的实施例相同。

[0095] 在光电成像方法中,希望使用用于实现光电图像分辨率的各向同性的二维布置的机电转换元件。还希望针对超声波回波图像使用二维布置的超声波发送和接收元件,但是,由于超声波的频率相对地高,因此必须使用许多小的发送和接收元件,因此,二维布置导致信号处理电路的尺寸扩大并且成本扩大的问题。因此,许多实际的装置在连续移动一维布置的发送和接收元件的同时输入三维超声波回波信号。因此,如图20所示,通过形成用于超声波回波信号的一维布置的发送和接收元件71和沿两个维度布置机电转换元件的机电转换元件组72的一体化结构73并通过连续移动一体化结构73,可以同时重构高质量光声图像和超声波回波图像。

[0096] 虽然已参照行示例性实施例说明了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。以下的权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有的变更方式以及等同的结构和功能。

[0097] 本申请要求在2008年6月18日提交的日本专利申请No.2008-159313和在2009年2月12日提交的日本专利申请No.2009-029953的权益,在此通过引用并入其全部内容。

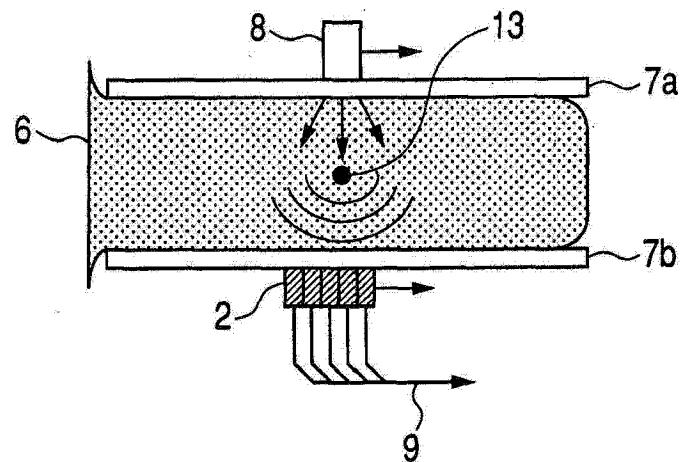


图 1

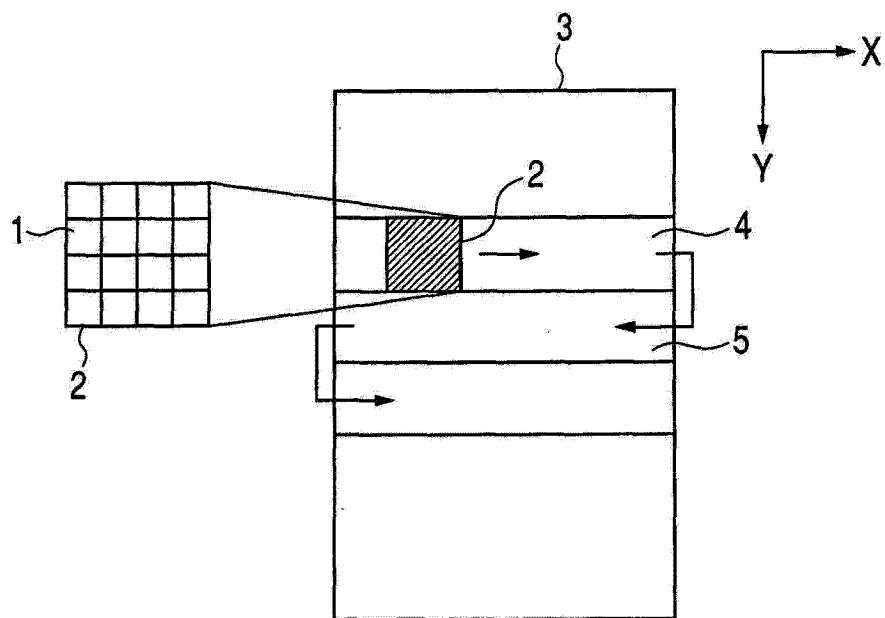


图 2

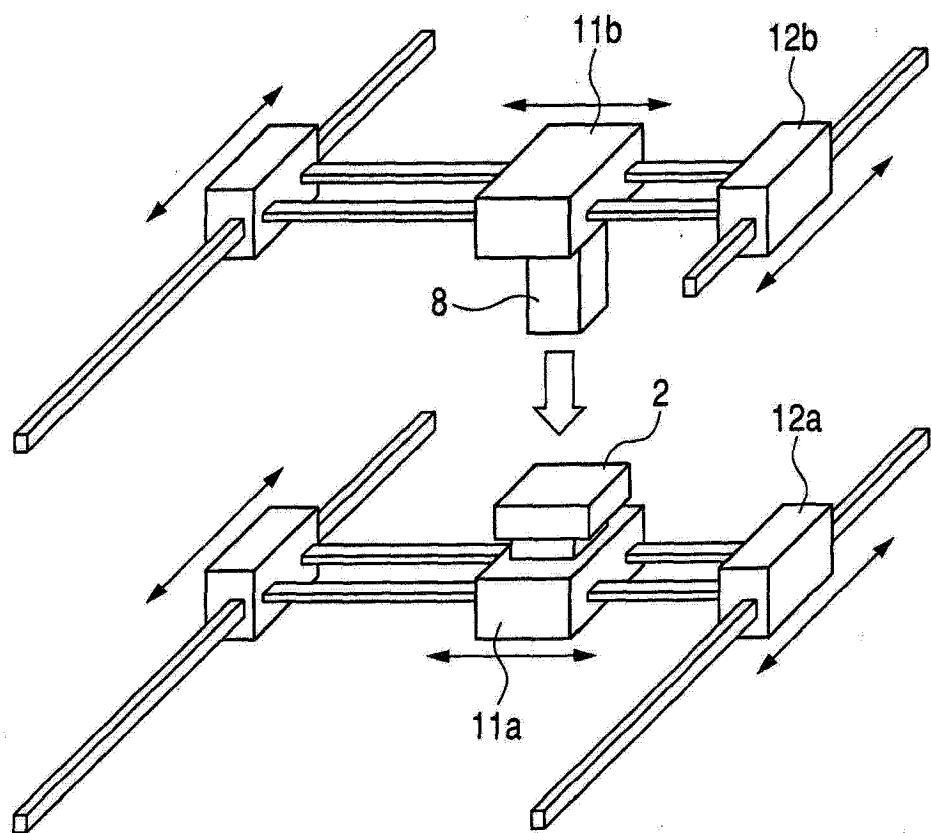


图 3

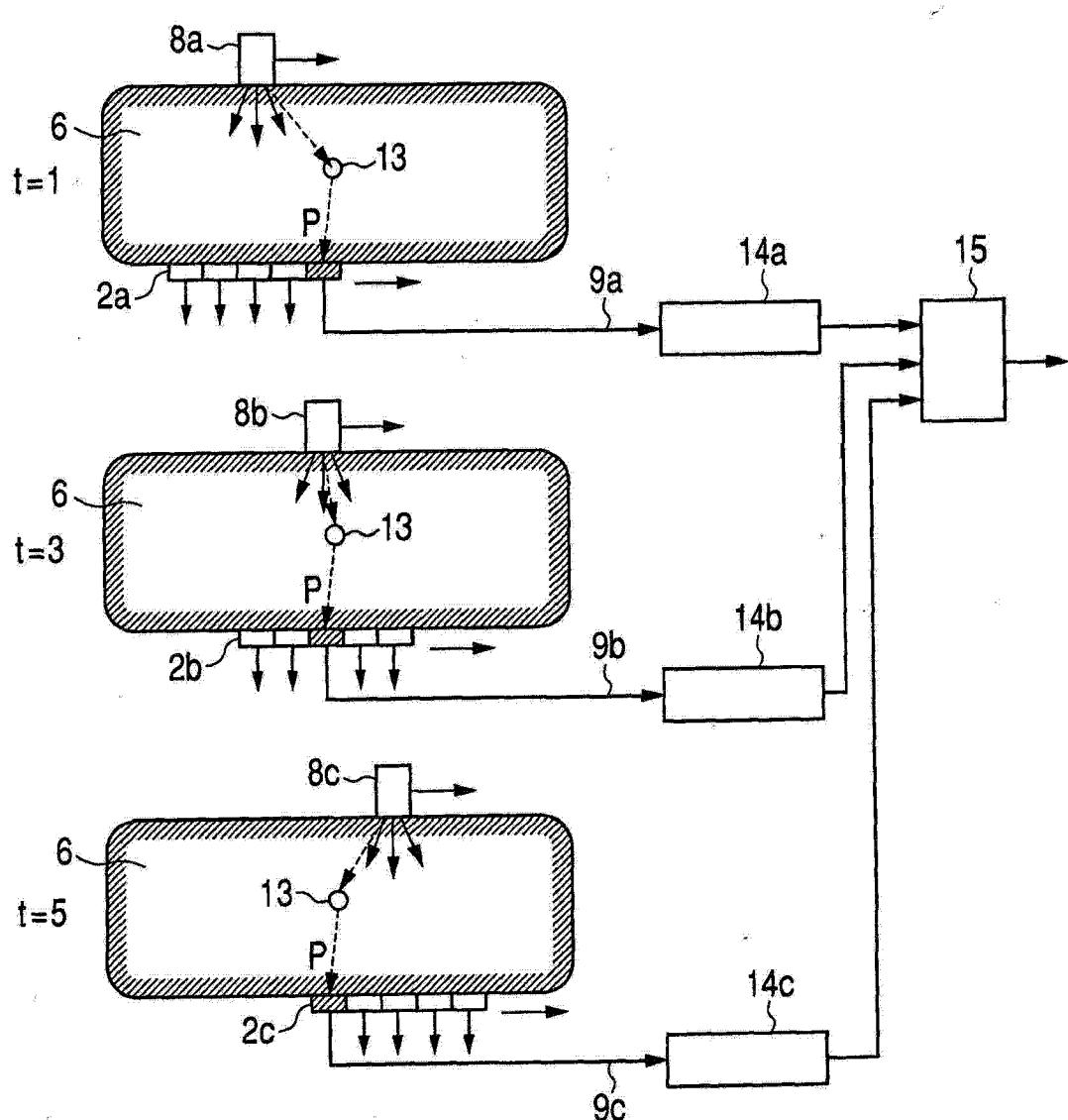


图 4

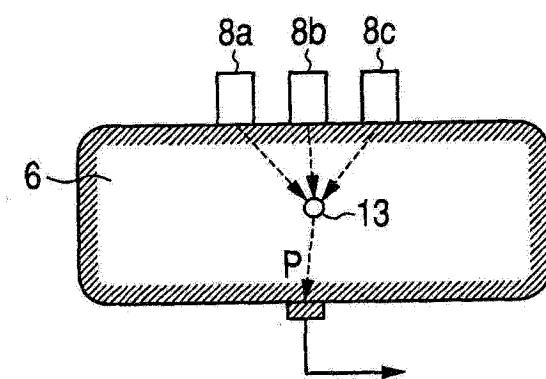


图 5

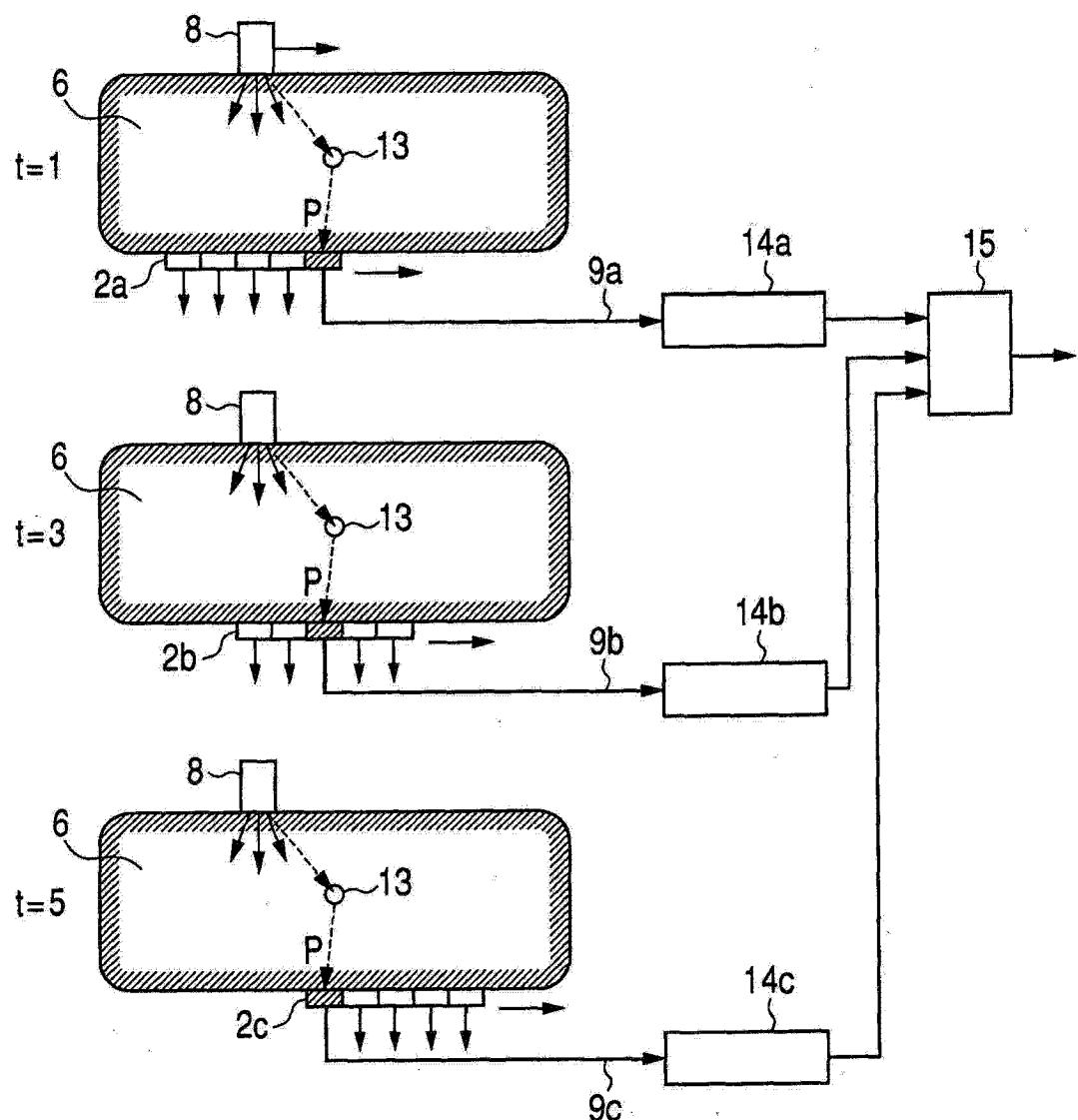


图 6

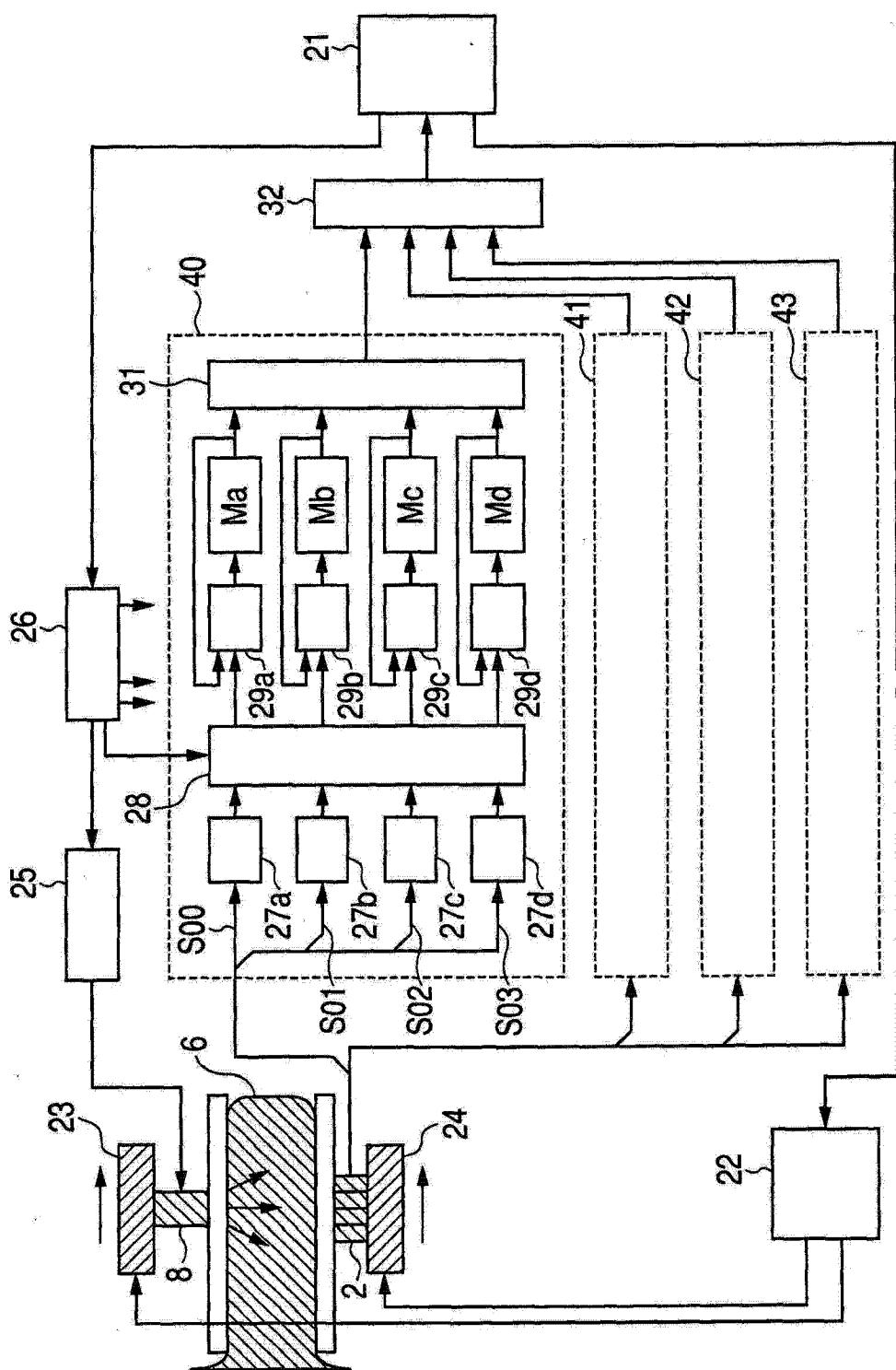


图 7

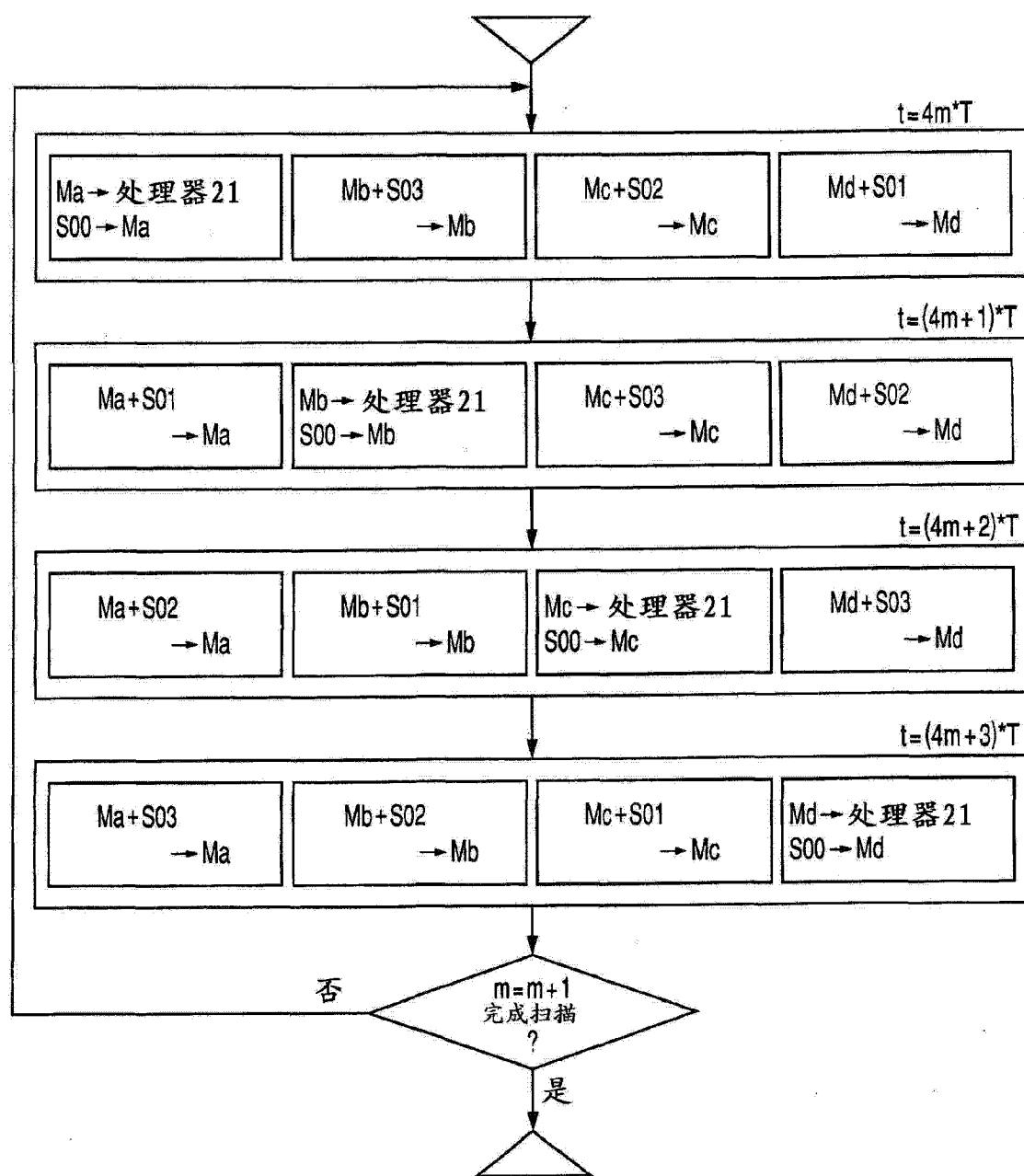


图 8

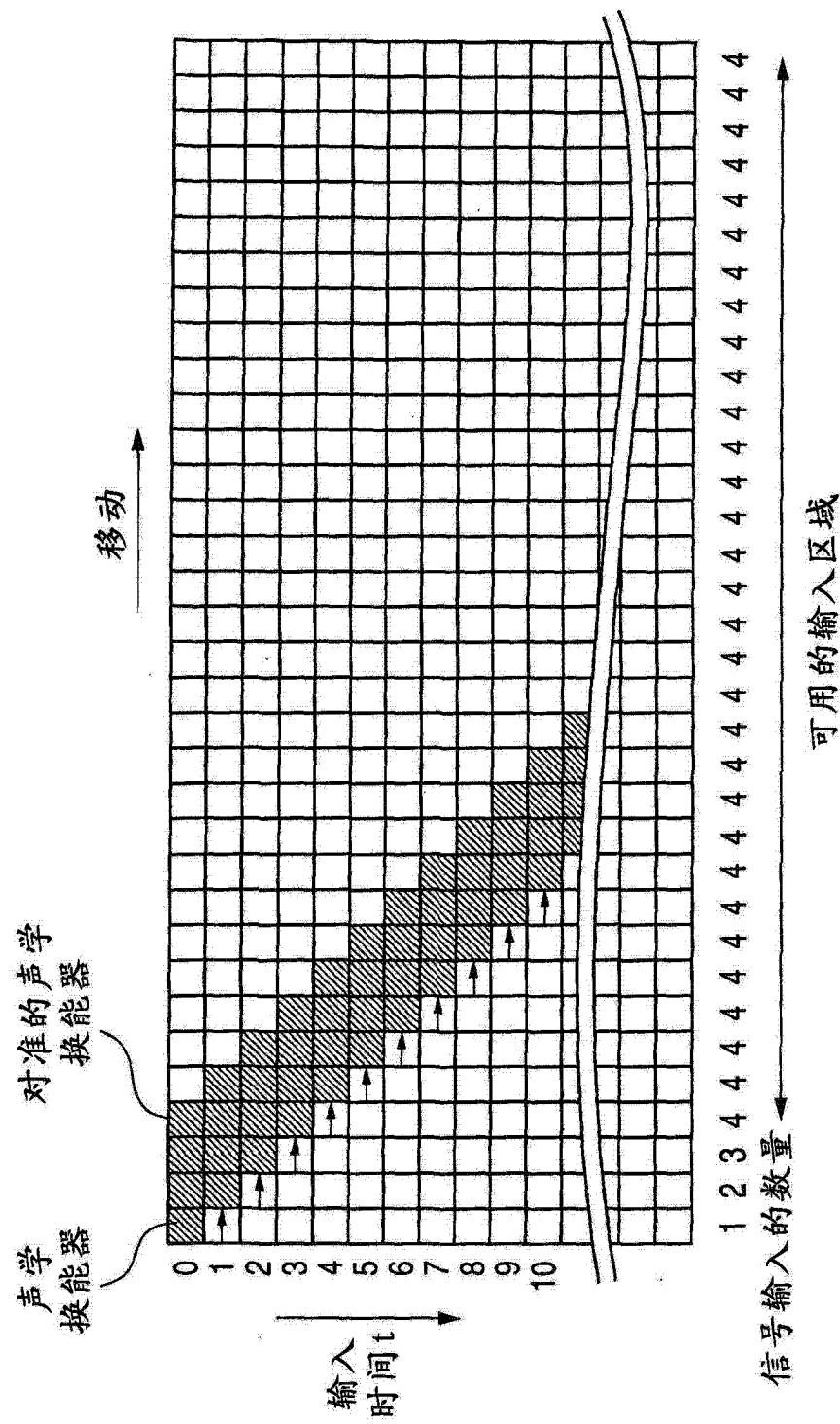


图 9

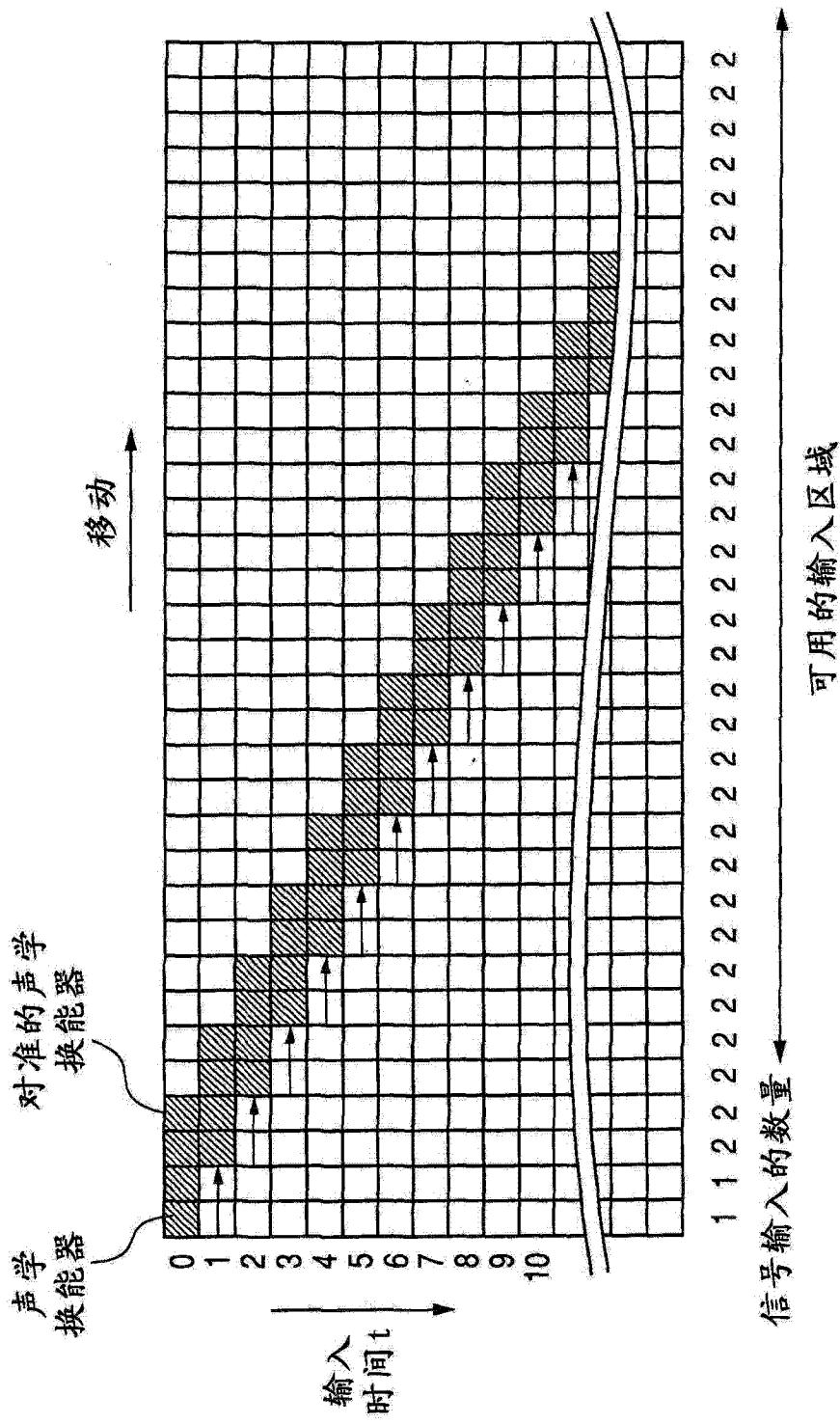


图 10

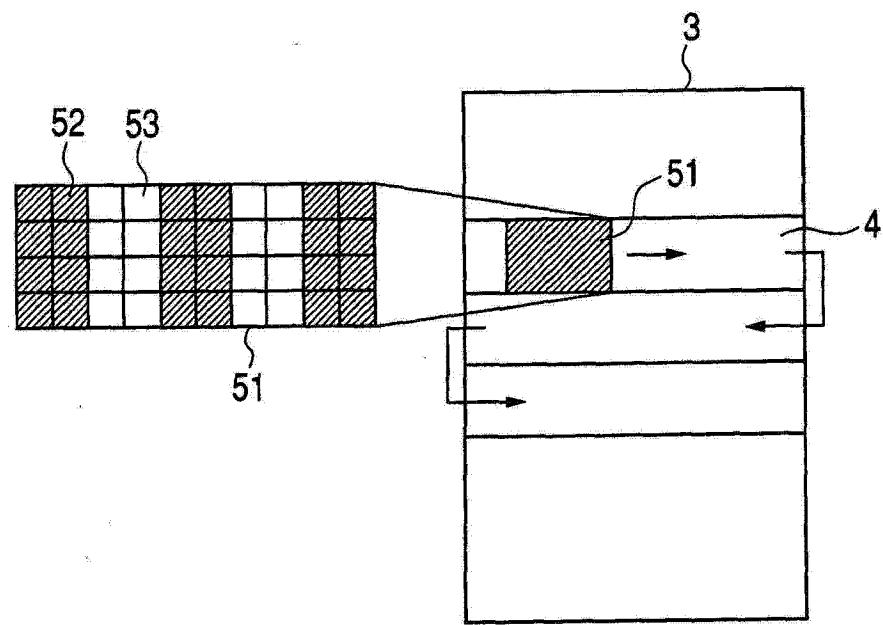


图 11

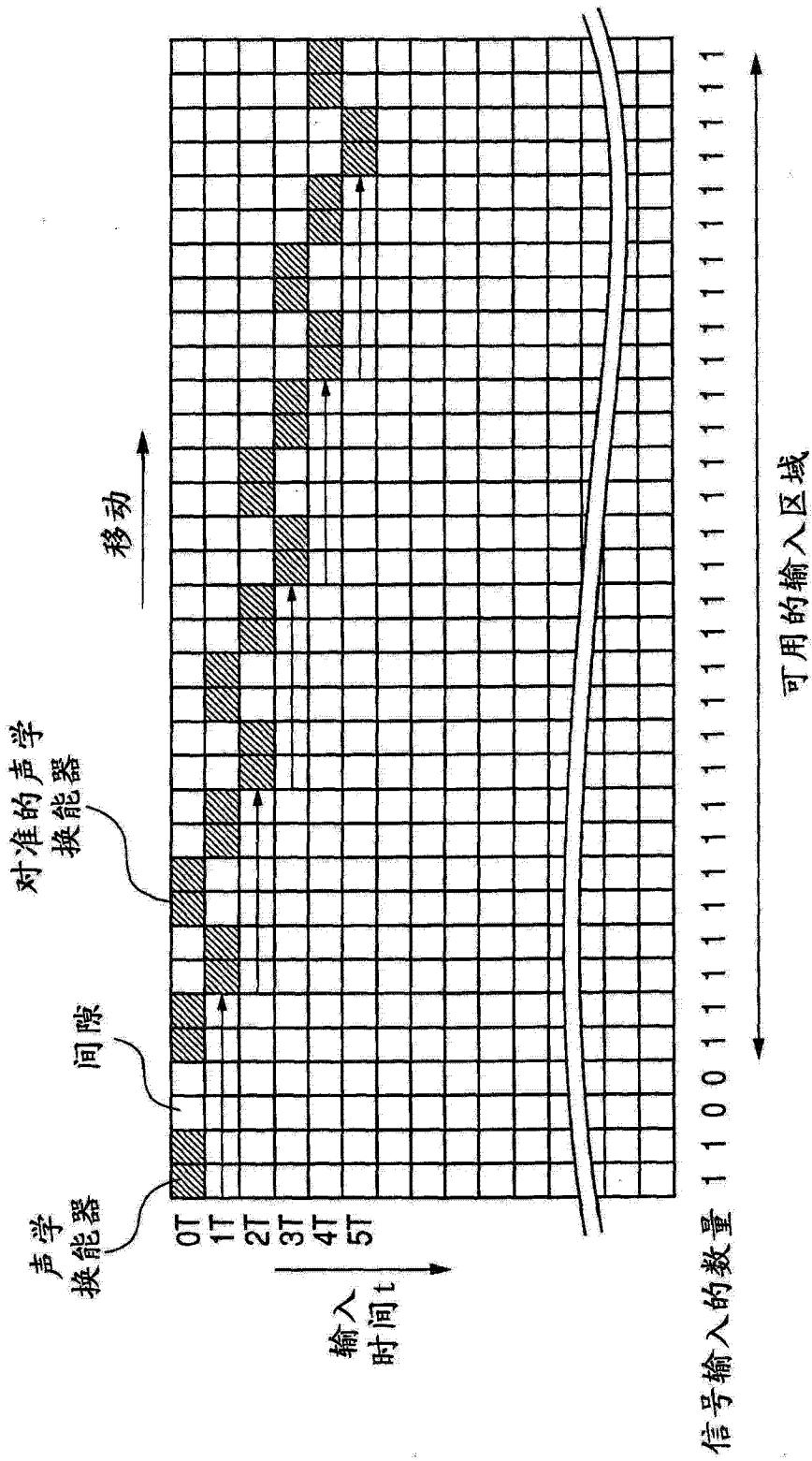


图 12

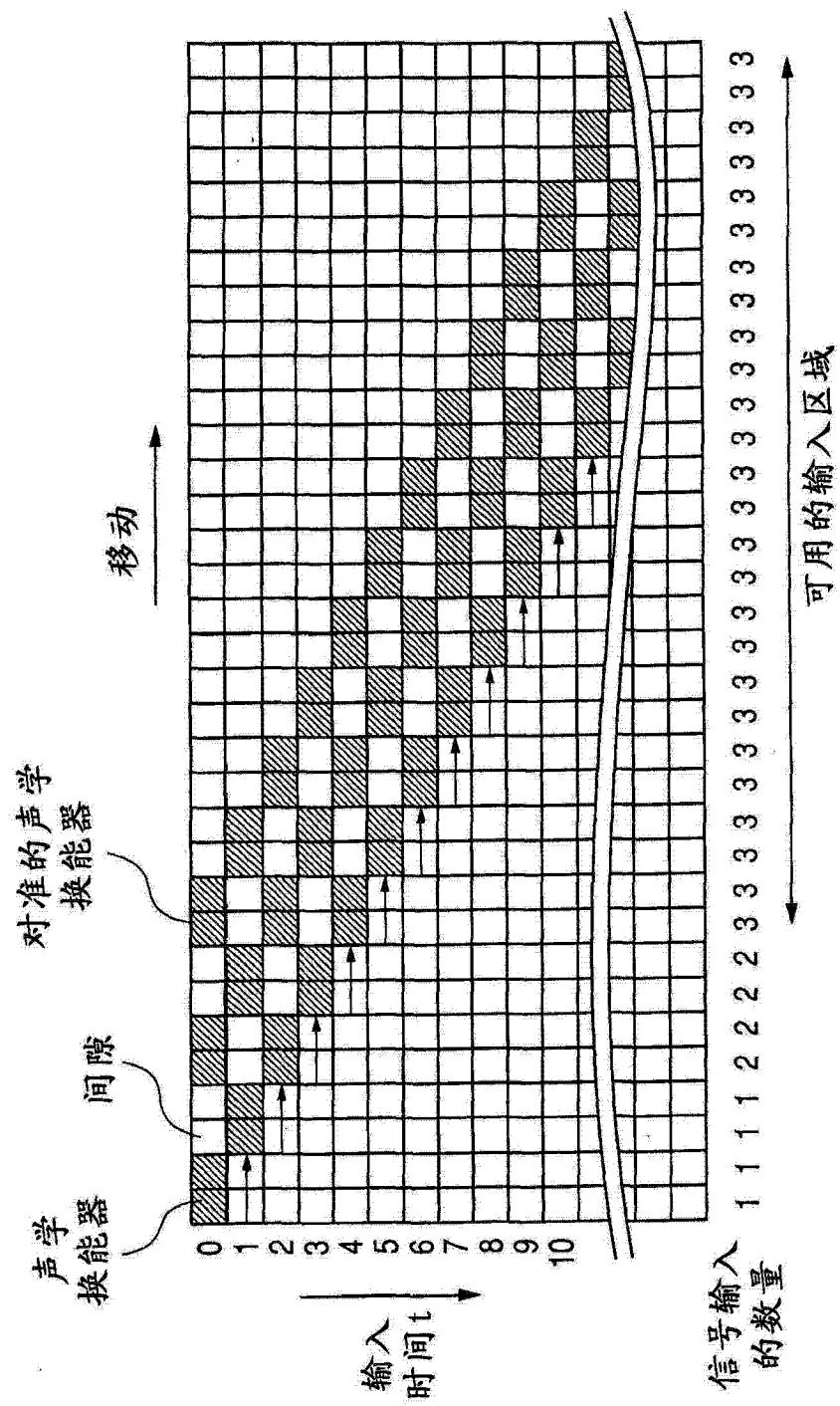


图 13

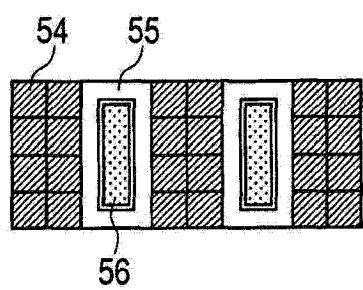


图 14

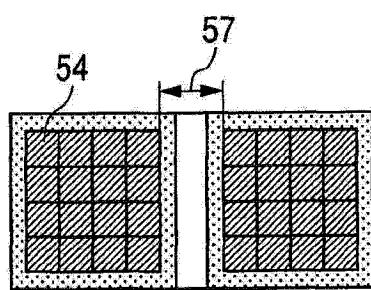


图 15

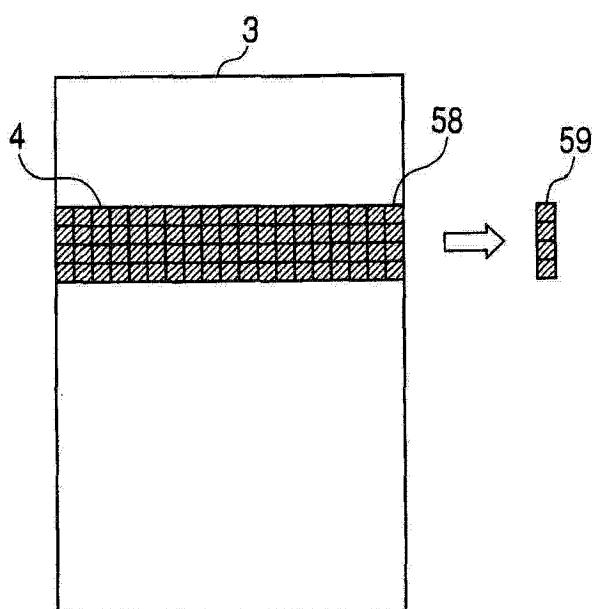


图 16

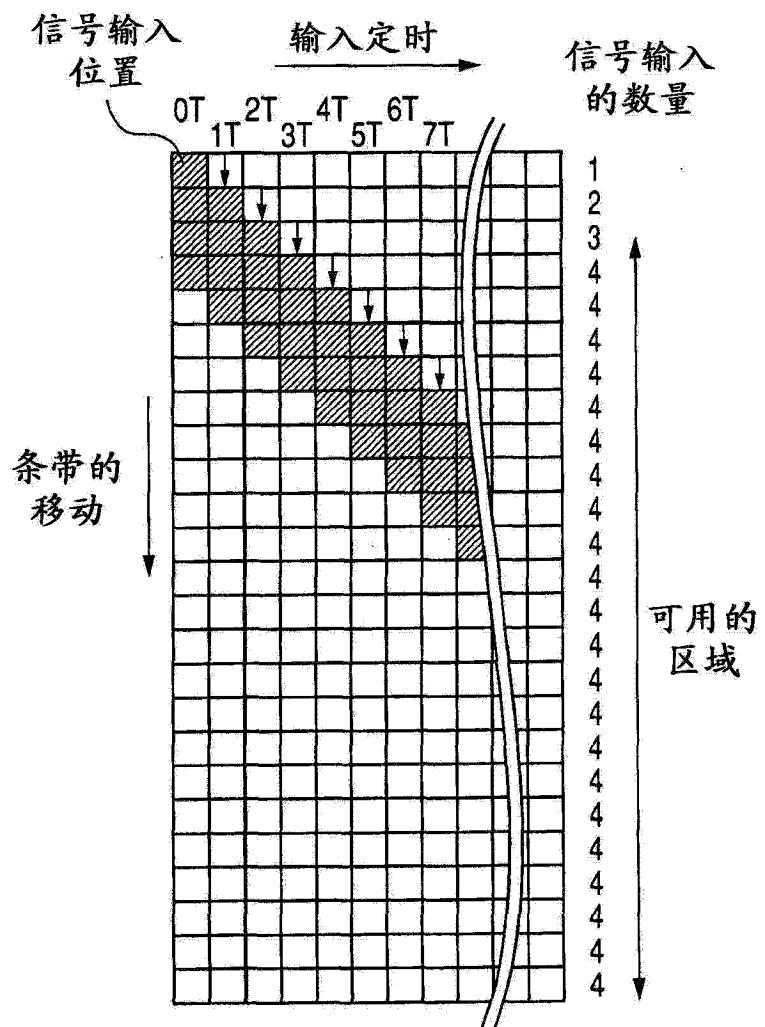


图 17

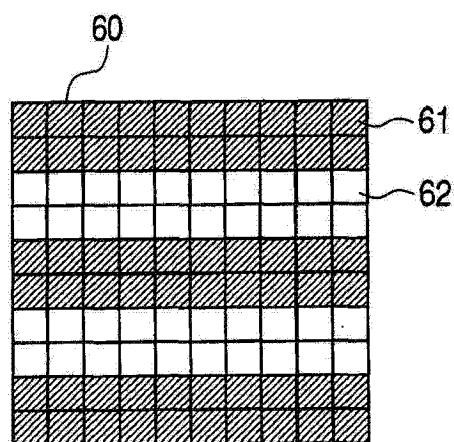


图 18A

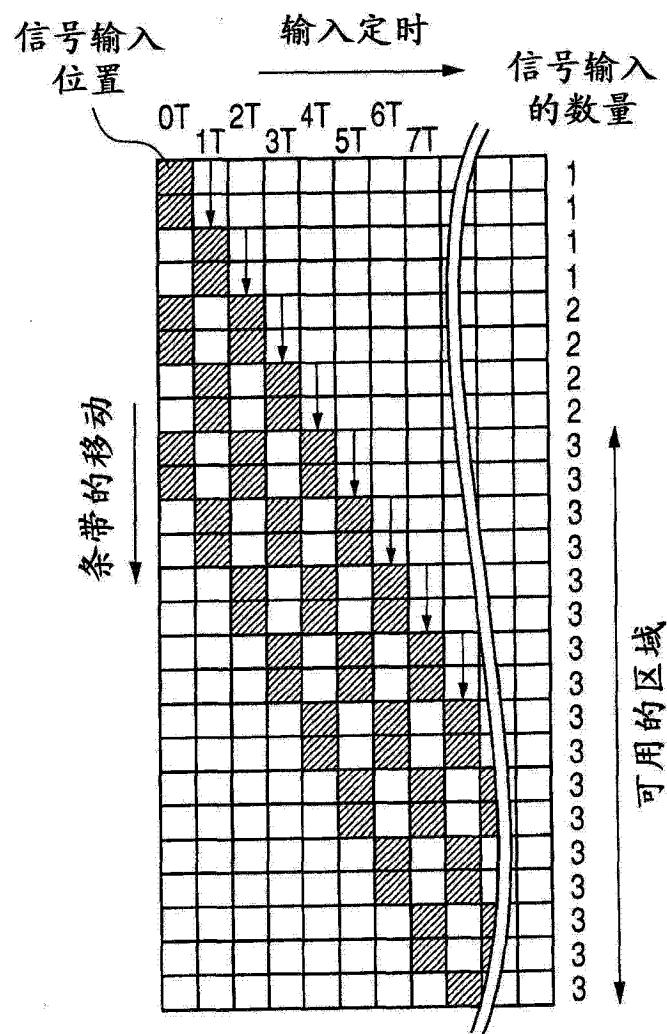


图 18B

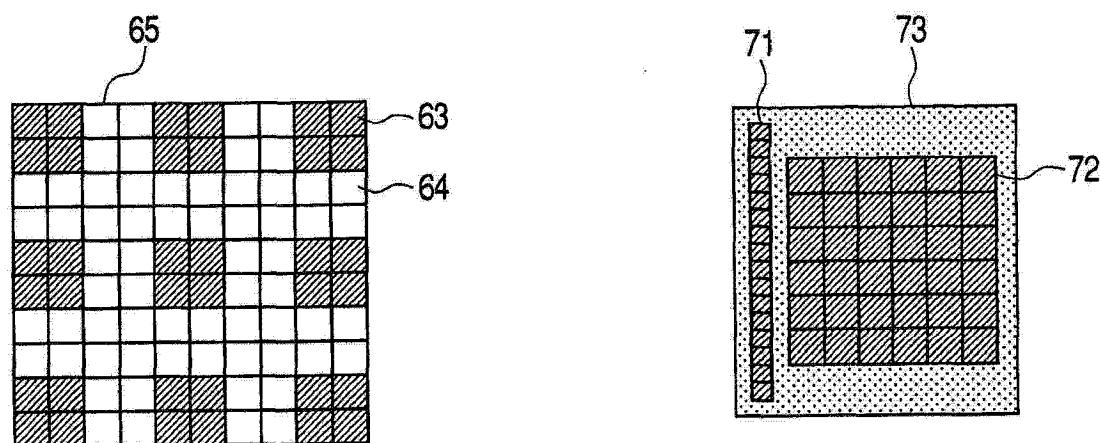


图 19

图 20