



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101229054 B

(45) 授权公告日 2011.11.30

(21) 申请号 200710197108.4

(22) 申请日 2007.12.04

(30) 优先权数据

2007-014436 2007.01.25 JP

(73) 专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 敦森洋和 木口雅史 堀田忠宏

(74) 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司 11243

代理人 许静

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

审查员 陈响

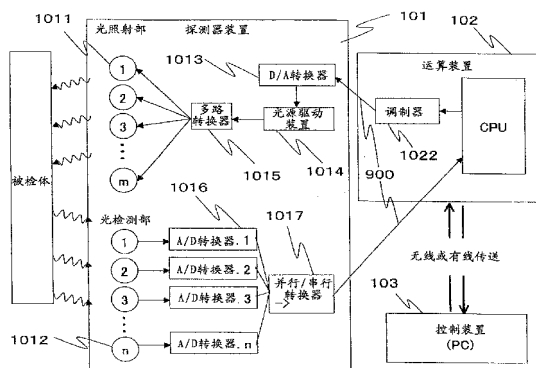
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 13 页

(54) 发明名称

生物体光测量装置

(57) 摘要

本发明提供一种生物体光测量装置。在生物体检测装置中,为了降低给予被检体的负荷而提供去除光纤且小型轻量的装置结构。通过在探测器装置(101)的内部具有1个光源驱动装置(1014)、1个分配器(1015),做成向多个光照射部(1011)传送光源驱动信号,并且将控制运算装置(102)和探测器装置(101)的收发信号作为1列串行数字信号的结构,除去光纤作成了小型轻量的生物体光测量装置。根据本发明的生物体光测量装置,可使装置小型化且轻量化,而且能够获得高精度的生物体信息。



1. 一种生物体光测量装置,其特征在于,

具有:

探测器装置,其用于对被检体照射光并检测透过所述被检体内部或者反射回的光;以及

控制运算装置,其对所述探测器装置发送光控制信号、且从所述探测器装置接收受光信号来获得生物体信号,

在所述探测器装置内部,具有:

多个光照射部,其用于照射光;

数字/模拟转换器,其用于将所述光控制信号从数字信号转换为模拟信号;

至少1个光源驱动装置,其接受已被转换为模拟信号的所述光控制信号并产生光源驱动信号;

分配器,其对应所述光源驱动装置,将所述光源驱动信号在时间上顺次分配到所述光照射部;

光检测部,其对透过被检体内部或者反射回的光进行检测;

第一模拟/数字转换器,其将由所述光检测部产生的受光信号从模拟信号转换为数字信号;以及

并行/串行转换器,其将已被转换为数字信号的受光信号从并行信号向串行信号转换;

在所述探测器装置与所述控制运算装置之间收发数字信号;其中,

所述分配器将所述光源驱动信号向所述多个光照射部错开定时地进行传输,所述多个光照射部根据所述光源驱动信号产生强度调制光,并依次对所述被检体进行照射。

2. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置,其特征在于,

在所述探测器装置内部,具有:

监视发光二极管,其用于观测利用所述光照射部对被检体进行照射的光的强度;以及

第二模拟/数字转换器,其将由所述监视发光二极管产生的观测信号从模拟信号向数字信号转换,

将所述观测信号向所述控制运算装置传送,并利用所述观测信号除以从所述光检测部向所述控制运算装置传送的所述受光信号。

3. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置,其特征在于,

在所述探测器装置内部,具有:

监视发光二极管,其用于观测由所述光照射部对被检体进行照射的光的强度;以及

第二模拟/数字转换器,其将由所述监视发光二极管产生的观测信号从模拟信号向数字信号转换,

将所述观测信号向所述控制运算装置传送,并根据所述观测信号调整所述光控制信号,将由所述光照射部产生的光的强度保持为大致恒定。

4. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置,其特征在于,

所述分配器具有多个,

从1个所述光源驱动装置向所述多个分配器传送所述光源驱动信号。

5. 根据权利要求1所述的生物体光测量装置,其特征在于,

所述光源驱动装置和所述分配器具有多个，
向所述多个光源驱动装置的每一个传送互不相同的调制频率或者代码的调制信号，
向所述分配器的每一个传送将已调制为所述互不相同的调制频率或者代码的调制信号的所述光源驱动信号。

6. 一种生物体光测量装置，其特征在于，

具有：

探测器装置，其用于对被检体照射光并检测透过所述被检体内部或者反射回的光；以及

控制运算装置，其对所述探测器装置发送光控制信号、且从所述探测器装置接受受光信号来获得生物体信号，

在所述探测器装置内部，具有：

至少 2 个光照射部，其用于对被检体照射光；以及

至少 1 个光检测部，其对透过所述被检体内部或者反射回的光进行检测，

至少 1 个光源驱动装置，其接受所述光控制信号并产生光源驱动信号；

分配器，其将所述光源驱动信号向所述至少 2 个光照射部错开定时地进行传输；

所述至少 2 个光照射部根据所述光源驱动信号产生强度调制光，并依次对所述被检体进行照射；

在所述控制运算装置中，对所述受光信号进行相位同步检波处理。

生物体光测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用光来测量生物体内部的信息的装置。

背景技术

[0002] 在临床医疗及脑科学等领域中使用了简便且对生物体无危害地测量生物体内部信息的装置。其中,特别是使用光的测量法为非常有效的手段。理由之一是生物体内部的氧气代谢功能与生物体中的特定色素(血色素、细胞色素 aa3、肌球素等)的浓度相对应,且这些色素浓度是可根据光的吸收量求出的。另外,光测量有效的第二、第三理由可以举出:光利用光纤处理是简便的,再者通过在安全基准范围内的使用可对生物体不造成危害。

[0003] 例如,在专利文献 1 和专利文献 2 中记载了活用这样的光测量的优点、使用从可见到红外波长的光对生物体内部进行测量的生物体光测量装置。在这些文献中记载的生物体光测量装置,利用半导体激光器产生光,通过光纤传导产生的光,使其照射在被检体上,对穿透生物体内或者反射回来的光进行检测,经由光纤将检测出的光导入发光二极管,根据检测光量来取得血液循环、血行动态、血色素变化等生物体信息。

[0004] 另外,为了实现这样的生物体测量,使用了让被检体接触光纤的生物体光探测器。该探测器由如下各部构成:对照射光的光照射部;对穿透生物体内或者反射回的光进行检测的光检测部;以及将所述光照射部和所述光检测部排列成格子状或者网眼状并固定的固定部件。另外,该固定部件形成为采用带子、橡皮带或者细带等使被检体接触光照射部和光检测部的形状。专利文献 3 等举出了这种生物体光测量探测器的例子。另外,通常情况下光纤为多个,在专利文献 4、专利文献 5、专利文献 6、专利文献 7、专利文献 8、专利文献 9 等中记载了具有捆绑这些多个光纤的构造的生物体光测量探测器。

[0005] 在上述专利文献中,通过将由装置主体发出的光用光纤向生物体传导来实现光测量,不过为了更简便并降低对被检体的负荷而希望不使用光纤。在专利文献 10、专利文献 11 等中记载了除去光纤来实现简便的测量的现有技术。这些是将光源以及接收光器装备在生物体光测量探测器中、并通过无线控制来获得生物体信息的技术。

[0006] [专利文献 1]:特开平 9-98972 号公报

[0007] [专利文献 2]:特开平 9-149903 号公报(对应 US2001/0018554)

[0008] [专利文献 3]:特开平 8-117209 号公报

[0009] [专利文献 4]:特开 2001-286449 号公报

[0010] [专利文献 5]:特开 2002-11012 号公报

[0011] [专利文献 6]:特开 2003-322612 号公报

[0012] [专利文献 7]:特开 2004-205493 号公报(对应 US2006/0058594)

[0013] [专利文献 8]:特开 2004-248961 号公报

[0014] [专利文献 9]:实开平 5-93403 号公报

[0015] [专利文献 10]:特开平 9-140715 号公报

[0016] [专利文献 11]:特开 2002-150123 号公报(对应 US2003/009336)

发明内容

[0017] 在生物体光测量中, 尽量降低对生物体的负荷是最重要的课题之一。当为了实现生物体光测量而使由光纤构成的生物体光测量探测器(以下, 称为探测器)接触作为被检体的生物体时, 要考虑由于光纤的长度而限制了生物体的可动范围、或者光纤的重量会给生物体带来负荷。由此为了在更自然的状态下实现生物体光测量, 而需要不使用光纤且小型轻量的生物体光测量装置。因此, 在现有技术中通过在探测器内部配置光源和检测器来去除光纤, 但是届时需要将光源驱动装置设置在可用模拟电信号与光源连接的位置, 为了尽量抑制电气的、或者能预料的全部噪音, 需要将光源驱动装置配置在探测器内部。另外, 当为了获得多个生物体信息而在探测器内部配置多个光源时, 列举出由于需要多个光源驱动装置而导致重量以及体积增大, 给予被检体的负荷变大的情况。以上, 不使用光纤且小型轻量的、可获得多个生物体信息的生物体光测量装置, 在此之前一直未能实现。

[0018] 在生物体光测量装置中, 具有: 探测器装置, 其用于对被检体照射光并检测透过所述被检体内部或者反射回的光; 以及控制运算装置, 其与探测器装置收发光控制信号和受光信号以获得生物体信号, 作为探测器装置内部最简单的结构, 做成配置下述部分的结构: 用于照射光的一个或者多个光照射部; 用于对透过被检体内部或者反射回的光进行检测的 1 个或者多个光检测部; 1 个光源驱动装置; 以及 1 个分配器。在本结构中配置了 1 个分配器, 由此即使在利用多个光照射部对生物体照射光的情况下, 只要 1 个光源驱动装置也就可以了, 所以可大幅降低探测器装置的重量, 并且能实现装置的小型化。

[0019] 另外在本结构中, 做成: 在探测器装置内部的光源驱动装置的前段设置数字/模拟转换器, 在光检测部的后段设置模拟/数字转换器和并行/串行转换器, 并在探测器装置与控制运算装置之间收发数字信号。通过将模拟的光控制信号以及受光信号的收发收纳于探测器装置内部, 能够抑制噪音并且将多个光控制信号以及受光信号分别作为 1 列串行信号使用, 这样可利用简单的结构来实现探测器装置与控制运算装置之间的信号收发。

[0020] 另外, 通过在探测器装置内部配置 2 个或者 2 个以上的分配器, 可利用上述结构配置至少 2 倍的光检测部, 这样既可维持重量降低的效果又能获得更多的生物体信息。另外, 根据需要在探测器装置内部配置 2 个或者 2 个以上的光源驱动装置以及与该装置对应的分配器, 由此可以获得多个生物体信息。

[0021] 另外在上述结构中, 使利用各光照射部进行照射的光在时间上独立地发出且将其进行强度调制, 在控制运算装置中对受光信号进行相位同步检波检测。因此可除去杂散光等噪音。

[0022] 根据本发明的生物体光测量装置, 可使装置小型化且轻量化, 并且能够获得高精度的生物体信号。

附图说明

[0023] 图 1 是本发明的生物体光测量装置的概略图。

[0024] 图 2 是在本发明的生物体光测量装置中表示信号流的概略图。

[0025] 图 3 是在本发明的生物体光测量装置中表示信号流的概略图。

[0026] 图 4 是在本发明的生物体光测量装置中表示光照射部以及光检测部的一例的概

略图。

[0027] 图 5 是在本发明的生物体光测量装置中表示在 1 个光检测部的近旁具备 2 个具有不同波长的 2 个光源和 1 个监视发光二极管的光照射部的例子的概略图。

[0028] 图 6 是在本发明的生物体光测量装置中表示用多个光照射部进行照射的光具有同一调制频率、并各光照射部中的照射定时在时间上不重复的情况的概念图。

[0029] 图 7 是在本发明的生物体光测量装置中利用具有 2 个不同的调制频率的光驱动信号来实现取得多个测量信号的结构的一例。

[0030] 图 8 是在本发明的生物体光测量装置中利用具有 1 个调制频率的光驱动信号来实现取得多个测量信号的结构的一例。

[0031] 图 9 是用于对光源驱动装置和光检测部提供电源的结构的一例。

[0032] 图 10 是让 2 个光源驱动装置所生成的光驱动信号具有相同的频率且使其相位反转时的信号的振幅变化、以及在此时生成的阻抗变动的一例。

[0033] 图 11 是在本发明的生物体光测量装置中在显示部上显示生物体信息的结构的一例。

[0034] 图 12 是在本发明的生物体光测量装置中用于在显示部上显示生物体信息的实际安装例。

[0035] 图 13 是在本发明的生物体光测量装置中在显示部上显示生物体信息的结构的一例。

[0036] 符号说明：

[0037] 101 探测器装置；1011 光照射部；1011a 波长 $\lambda 1$ 的光源；1011b 波长 $\lambda 2$ 的光源；1012 光检测部；1013D/A 转换器；1014 光源驱动装置；1015 多路转换器（分配器）；1016A/D 转换器；1017 并行/串行转换器；1018 缓冲存储器；1019A/D 转换器；102 运算装置；1022 调制器；103 控制装置；104 记录部；1041 外部存储器；109 监视发光二极管；2011 光照射部；2013 D/A 转换器；2014 光源驱动装置；2015 多路转换器（分配器）；2022 调制器；300 处理部；3011 第 1 显示部；3012 第 2 显示部；302 电缆；303 电缆；500 电源部；900 电缆；

具体实施方式

[0038] 以下，参照附图对本发明的实施方式进行详细说明。

[0039] [实施例 1]

[0040] 首先，对本发明的生物体光测量装置的第一实施方式进行说明。图 1 是表示本发明生物体光测量装置的装置结构一部分的概略图。生物体光测量装置 100，由探测器装置 101、运算装置 102、在探测器装置 101 与运算装置 102 之间传输信号的电缆 900 和控制装置 103 组成，利用运算装置 102 的未图示的无线收发部 1021 以及控制装置 103 的未图示的无线收发部 1031 来控制在探测器装置 101 以及运算装置 102 中的光驱动信号以及受光信号，可进行生物体光测量。运算装置 102 和控制装置 103 的信号交换，不需要是无线，也可以利用电缆进行有线的信号传输，此外还可作成不必分离运算装置 102 和控制装置 103 的一体化结构。另外，运算装置 102 具备用于对测量数据以及测量过程等进行记录的记录部 104，通过将外部存储器 1041 装卸到记录部 104 上，可取出已记录的数据，或者读出预先记录的测量过程。由记录部 104 以及外部存储器 1041 根据预先记录的测量过程来控制测量，并且

利用记录部 104 将测量数据记录到外部存储器 1041 中,由此,不使用控制装置 103 就可进行仅在探测器装置 101 以及运算装置 102 中的测量。这里,对仅在探测器装置 101 以及运算装置 102 中的测量进行记述。

[0041] 图 2 是表示关于图 1 所示的装置结构中的信号流的概略图。在探测器装置 101 中具有对生物体照射光的 1 个或者多个光照射部 1011、以及在生物体中穿透或者反射照射光并对其进行检测的 1 个或者多个光检测部 1012。根据本发明,用光照射部 1011 进行照射的光驱动信号,在位于运算装置 102 内部的调制器 1022 中,作为基于某特定频率或者某种符号的数字振幅调制信号产生,并到达探测器装置 101。在探测器装置 101 中,光驱动信号被 D/A 转换器 1013 转换为模拟的振幅调制信号,并被传送到 1 个光源驱动装置 1014。在光源驱动装置 1014 中将模拟的振幅调制信号转换为光驱动信号,利用多路转换器 1015 向 1 个或多个光照射部 1011 各个如图 6 所示那样错开定时地进行传输。在光照射部 1011 中根据光驱动信号来使之产生强度调制光,并依次对生物体进行照射。在光检测部 1012 中,穿透生物体或者反射的强度调制光作为模拟的振幅调制信号输出。该模拟的振幅调制信号在与各光检测部 1012 对应的 A/D 转换器 1016 中被转换为数字的振幅调制信号。该数字的振幅调制信号通过并行 / 串行转换器 1017 汇总为 1 个,并作为 1 个数字信号向运算装置 102 发送。这样,在探测器装置 101 内部,由于具有 D/A 转换器 1013、光源驱动装置 1014、多路转换器 1015、A/D 转换器 1016 和并行 / 串行转换器 1017,因此在探测器装置 101 和运算装置之间可以分别利用一根电缆来传输光源驱动侧以及光检测侧的信号交换。

[0042] 由本发明的生物体光测量装置,通过使用多路转换器 1015 可以从全部光照射部 1011 进行光照射。因此,不需要准备与各光照射部 1011 对应的光源驱动装置,仅使用 1 个光源驱动装置 1014 就可以了,此装置结构是实现装置小型化必不可缺的。

[0043] [实施例 2]

[0044] 下面,对在由于生物体或周围的温度变化等各种原因照射光量产生了变动时,校正检测光量的例子进行说明。图 3 表示本发明的 1 个实施方式,其省略了探测器装置 101 内的光检测部 1012、A/D 转换器 1016 以及并行 / 串行转换器 1017。根据本实施例,在各光照射部 1011 中具备监视发光二极管 109,其始终检测照射光量,通过缓冲存储器 1018 将检测信号汇总为 1 个并向 A/D 转换器 1019 发送,作为一连串的数字信号向运算装置 102 传输。另外在向该运算装置 102 传输之前的处理,也可以使用与图 2 所示的结构相同的、与光检测部 1012 对应的 A/D 转换器和并行 / 串行转换器。在本来应该照射的光量为 P_s 时,由于周围温度变化等各种原因,当某时刻 t 的实际照射光量变化为原来的 $k(t)$ 倍时,时刻 t 的实际照射光量成为 $P_s \times k(t)$ 。此时,向运算装置 102 传输用监视发光二极管 109 所观测到的照射光量 $P_s \times k(t)$,可通过已知的值 P_s 来计算 $k(t)$ 。另一方面,相对于本来应该照射的光量 P_s ,当将本来应该在光检测部 1012 进行检测的检测光量设为 $P_d(t)$ 时,在 $P_d(t)$ 中含有通过光穿透作为被检体的生物体内或者反射而得到的生物体信息的时间上的变动。因此,当产生照射光量的时间上的变动 $k(t)$ 时,检测光量为 $P_d(t) \times k(t)$,包含生物体信息的时间上的变动和照射光量的时间上的变动都被进行检测。这里,由于利用监视发光二极管 109 和运算装置 102 预先获得了照射光量的时间上的变动 $k(t)$,所以无论是实时处理还是事后处理都能够通过将检测光量除以 $k(t)$ 来恢复作为原来信号的 $P_d(t)$,因此可以记录与伴随着周围温度变化等各种原因而产生照射光量的变动无关的生物体信息测量数据。

[0045] 另外,将光源驱动信号设为 $V(t)$ 、将得到的 $k(t)$ 实时反馈给光源驱动信号,这样还可调节照射光量。即,在某时刻 t 使用此前取得的 $k(t-1)$,可将 $V(t) \div k(t-1)$ 作为光源驱动信号进行传输。由此,能够将在光照射部中产生的光的强度大致保持恒定。

[0046] [实施例 3]

[0047] 图 4 表示本发明中的一个实施方式,表示了配置在探测器装置 101 中的光照射部 1011 以及光检测部 1012。在该配置中,各光检测部 1012 对多个光照射部 1011 所照射的光进行检测,此时利用图 2 中的多路转换器 1015 来在时间上分离光照射部 1011 的光照射,因此通过在运算装置 102 中处理的照射定时,可以分离来自哪个光照射部 1011 的信号。另外,根据本发明的生物体光测量装置,因为是用各光照射部 1011 进行照射的光是强度调制光,所以在运算装置 102 中进行同步相位检波处理,因此除去由于进入到光检测部 1012 中的杂散光等各种原因而产生的噪音,可以精度良好地取得最初的生物体信号。

[0048] [实施例 4]

[0049] 在本实施例中,对作为在生物体光测量中的光照射部 1011 的光量等级设定,对用光检测部 1012 检测的来自多个光照射部 1011 的光量等级进行调整、并高效地设定 A/D 转换器 1016 的检测范围的例子进行了说明。在图 5 所示的例子中,各光照射部 1011 中具有波长 $\lambda 1$ 的光源 1011a、与 $\lambda 1$ 不同的波长 $\lambda 2$ 的光源 1011b 和对这 2 个光源的光强度进行监视的监视发光二极管 109,在光检测部 1012 中至少到达从 2 个光照射部 1011 来的 4 个光。此时,将到达光检测部 1012 的光的 4 个检测光量设为 $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ 、 $P4$ (光量大小为 $P1 < P2 < P3 < P4$)。因为这些是基于由多路转换器 1015 在时间上进行分离后进行照射的光,所以可独立地评价光量。在相对于 $P4$, $P1$ 、 $P2$ 、 $P3$ 弱时,通过给予在运算装置 102 中将光驱动信号分别设为 $(P4/P1)$ 倍、 $(P4/P2)$ 倍、 $(P4/P3)$ 倍的反馈,可以对照检测光量等级来调整照射光量。另一方面,因为需要确保照射光量的安全性,所以预先设定有安全基准等级 Pb ,在运算装置 102 中进行控制,以使利用监视发光二极管 109 来检测的照射光量不超过 Pb 。例如在上述例中将 4 个光源的照射光量设为 $Ps1$ 、 $Ps2$ 、 $Ps3$ 、 $Ps4$,且 $Ps2 < Pb < Ps3$ 时,在运算装置 102 中对光驱动信号给予反馈,以使照射光量分别为 $(Pb/Ps1)$ 倍、 $(Pb/Ps2)$ 倍、 $(Pb/Ps3)$ 倍、 $(Pb/Ps4)$ 倍。

[0050] [实施例 5]

[0051] 接着,对如下的实施例进行说明,该实施例,通过使用 2 个调制器、2 个 D/A 转换器、2 个光源驱动装置和 2 个多路转换器来构成至少具有 2 倍数目的光照射部 1011 且没有改变全部光照射部 1011 的照射时间的生物体光测量装置。即,如图 7 所示,在运算装置 102 内所具备的第 1 调制器 1022 中产生基于第 1 调制频率或者第 1 代码的数字振幅调制信号,通过电缆 900 将这个信号传输给第 1 D/A 转换器 1013,根据这个信号在第 1 光源驱动装置 1014 中生成第 1 光驱动信号,并传输给第 1 多路转换器 1015,利用第 1 多路转换器 1015 将第 1 光驱动信号分配到 $m1$ 个光照射部 1011,对被检体照射光,并且在运算装置 102 内所具备的第 2 调制器 2022 中产生基于与第 1 调制频率不相关的第 2 调制频率或者与第 1 代码不相关的第 2 代码的数字振幅调制信号,通过电缆 900 将这个信号传输给第 2 D/A 转换器 2013,根据这个信号在第 2 光源驱动装置 2014 中生成第 2 光驱动信号,并传输给第 2 多路转换器 2015,利用第 2 多路转换器 2015 将第 2 光驱动信号分配到 $m2$ 个光照射部 2011,对被检体照射光。此时,在光照射部 1011 以及光照射部 2011 中,同时对被检体照射具有第 1

调制频率或者第 1 代码的光和具有第 2 调制频率或者第 2 代码的光,而通过用运算装置 102 进行的相位同步检波处理来除去与作为对象的频率或者代码不同的光信号,因此不受具有不同的频率或者代码的光信号的影响、而不会使对于噪音的精度和测量时间恶化,能够取得更多的生物体信息。

[0052] [实施例 6]

[0053] 在上述实施例 5 所示的例子中,被判断为 :在空间上充分分离利用第 1 多路转换器 1015 来分配光驱动信号的光照射部 1011、和利用第 2 多路转换器 2015 来分配光驱动信号的光照射部 2011,且用其中的一个光照射部 1011 照射的光传播至被检体内、而在另一光照射部 2011 近旁衰减到几乎可忽视的程度时,就可使第 1 调制频率或者代码和第 2 调制频率或者代码相同。此时,如图 8 所示在具备第 1 多路转换器 1015 以及第 2 多路转换器 2015 的同时、仅分别具有 1 个调制器 1022、D/A 转换器 1013、光源驱动装置 1014,由此可利用更简单的装置结构得到多的生物体信息。另外,通过组合本实施例的结构和实施例 6 所示的装置结构,可以取得更多的生物体信息。

[0054] [实施例 7]

[0055] 另外,在上述实施例 5 以及实施例 6 的装置结构中,通过使利用第 1 光源驱动装置和第 2 光源驱动装置分别发出的光驱动信号的相位反转,可以抑制由电源带来的噪音。如图 9 所示,在第 1 光源驱动装置 1014、第 2 光源驱动装置 2014 以及光检测部 1012 由同一电源部 500 来提供电源的状况中,在由第 1 光源驱动装置 1014 以及第 2 光源驱动装置 2014 输出的模拟光驱动信号为用某特定频率调制的矩形波的振幅调制的情况下,从电源部 500 来看,伴随着振幅调制产生阻抗变动。因此,伴随着调制的变动有可能作为噪音蔓延到光检测部 1012。此时,当将由第 1 光源驱动装置 1014 发出的第 1 光驱动信号和由第 2 光源驱动装置 2014 发出的第 2 光驱动信号作成以同一频率进行调制的矩形波、且相位反转时,如图 10 所示,从电源部 500 看的阻抗变动大致为恒定。在本发明的生物体光检测装置中,通过使用上述第 1 以及第 2 光驱动信号,可抑制不需要的噪音。

[0056] [实施例 8]

[0057] 以下,对如图 11 所示,通过在探测器装置 101 中具备显示部 301 和 1 个处理部 300 来在探测器装置 101 上即时显示测量结果的实施例进行说明。用运算装置 102 进行处理并获得的生物体信息,通过连接运算装置 102 和探测器装置 101 的电缆 302 向处理部 300 即时传送,并由处理部 300 向各显示部 301 发送。显示部 301 可以是 LED、液晶等视觉性的显示装置、扬声器等声音提示装置或振动器等振动装置、或利用了热敏电阻等的温度提示装置。图 12 表示显示的生物体信息为 2 种的情况,且在探测器装置 101 的表面具备显示部 301、背面具备光照射部 1011 以及光检测部 1012 时的实施例。用虚线表示的光照射部 1011 以及光检测部 1012 表示其存在于背面。图 12 表示在光照射部 1011 和光检测部 1012 的大致中点上取得了生物体信息的情况的例子,在假定为取得生物体信息的位置上配置有显示部 301,不过显示部 301 也可以根据需要安装在适当的配置位置上。因为在该例中生物体信息有 2 种,所以在各显示部 301 中存在显示第 1 生物体信息的第 1 显示部 3011、和显示第 2 生物体信息的第 2 显示部 3012。例如,在第 1 显示部 3011 以及第 2 显示部 3012 都是 LED、而且是作为生物体信息表示生物体内的特定的 2 种物质的浓度的显示部时,伴随着物质浓度增大使发光量增大,而伴随着物质浓度减小使发光量减小,因此可以即时显示作为生物体信息

的各物质的浓度变化。另外如图 13 所示,代替电缆 302,通过在探测器装置 101 内部所具有的电缆 303,将由光检测部 102 取得的信号不经由运算装置 102 向处理部 300 进行传送,在处理部 300 实施用于获得生物体信息的必要的处理,并可控制显示部 301。

[0058] [产业上的可利用性]

[0059] 本发明的生物体光测量装置,利用在探测器装置内部具有 D/A 转换器、光源驱动装置、分配器、A/D 转换器和并行 / 串行转换器的装置结构,不仅除去了在现有生物体光测量装置中使用的光纤,还提出并实现了实际装置的小型化。伴随着小型化可降低对被检体的限制,由此可以实现不仅在医疗、福利机关或研究机关这样的专门机关中的,还可以在体育、娱乐以及教育等广泛领域中的应用。

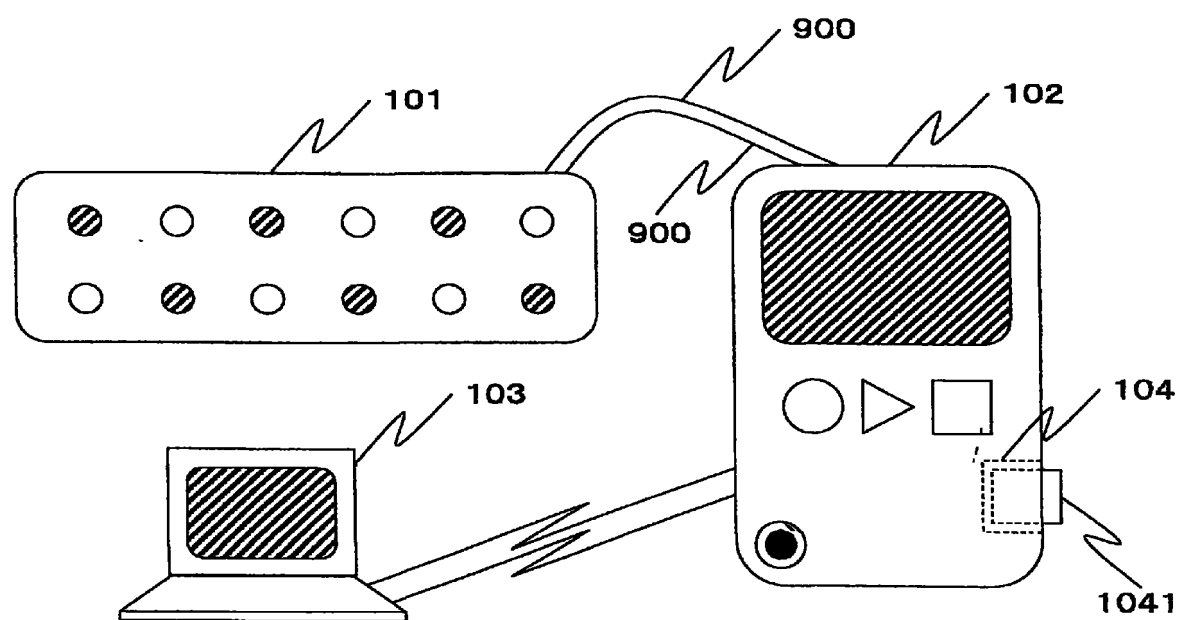


图 1

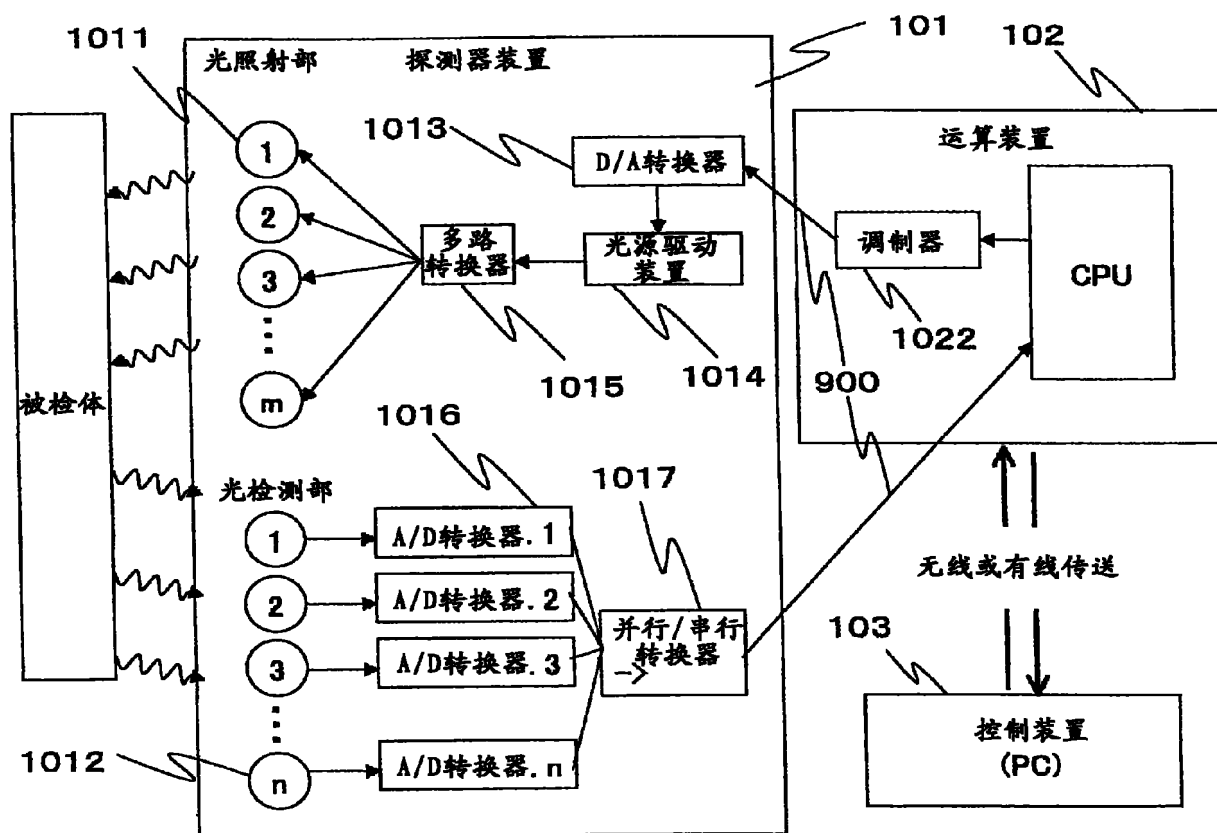


图 2

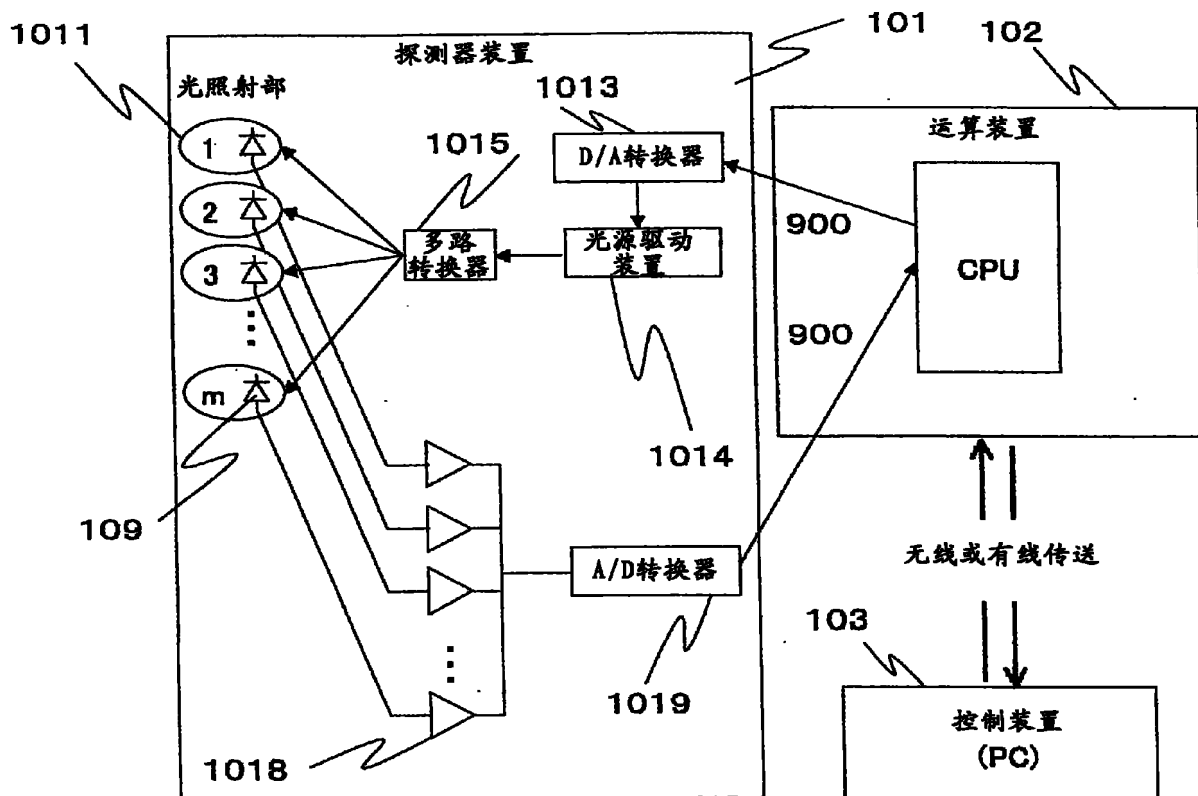


图 3

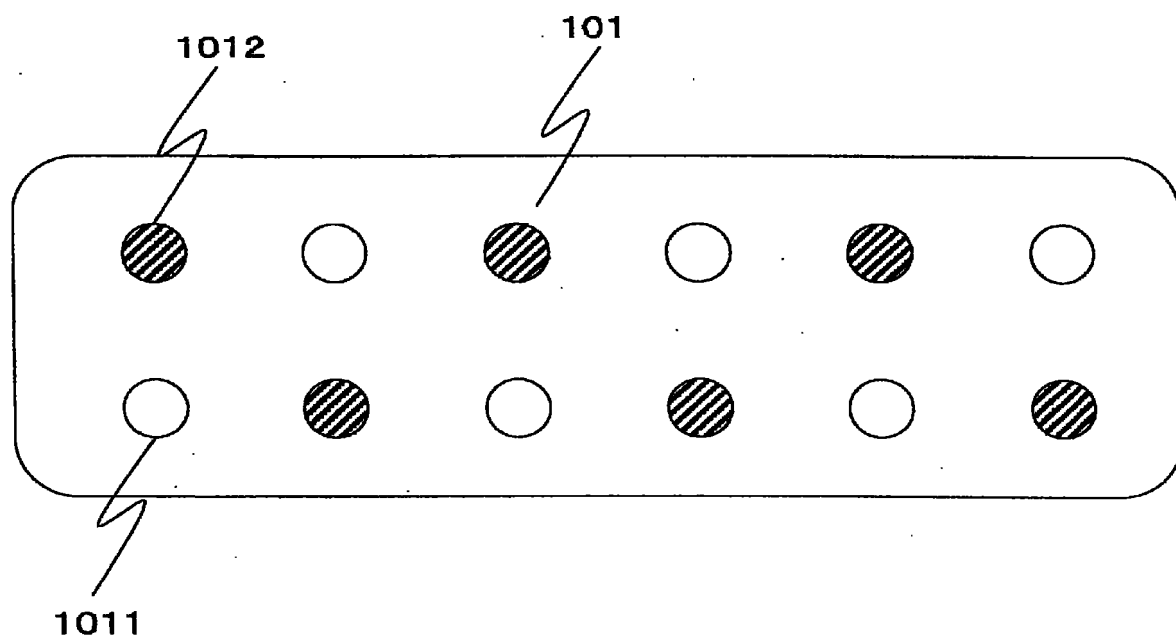


图 4

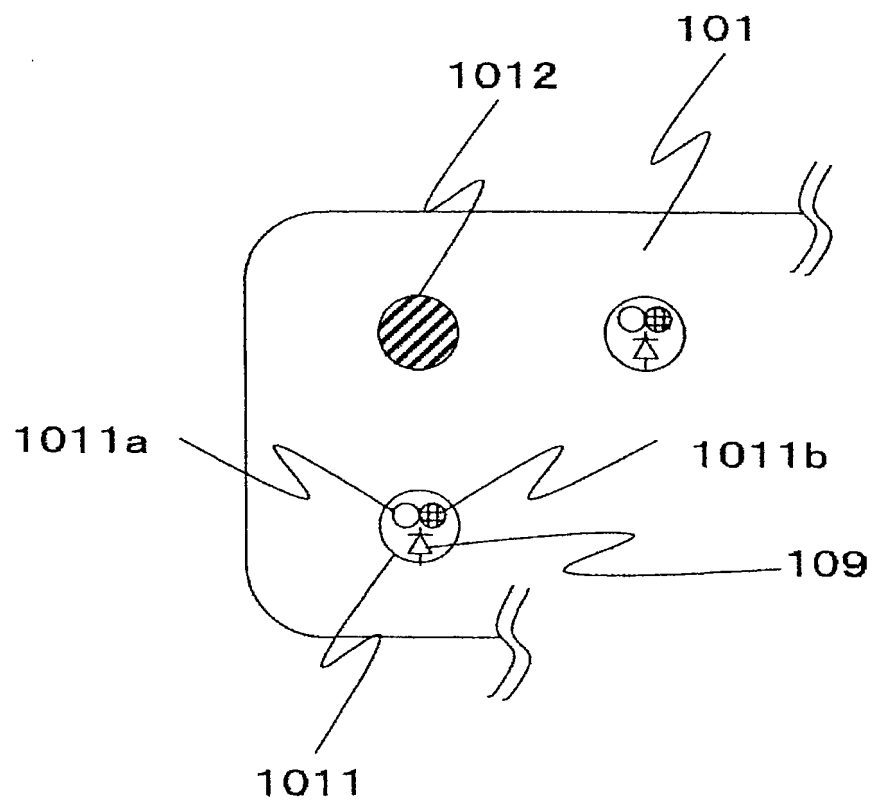


图 5

光照射部号码

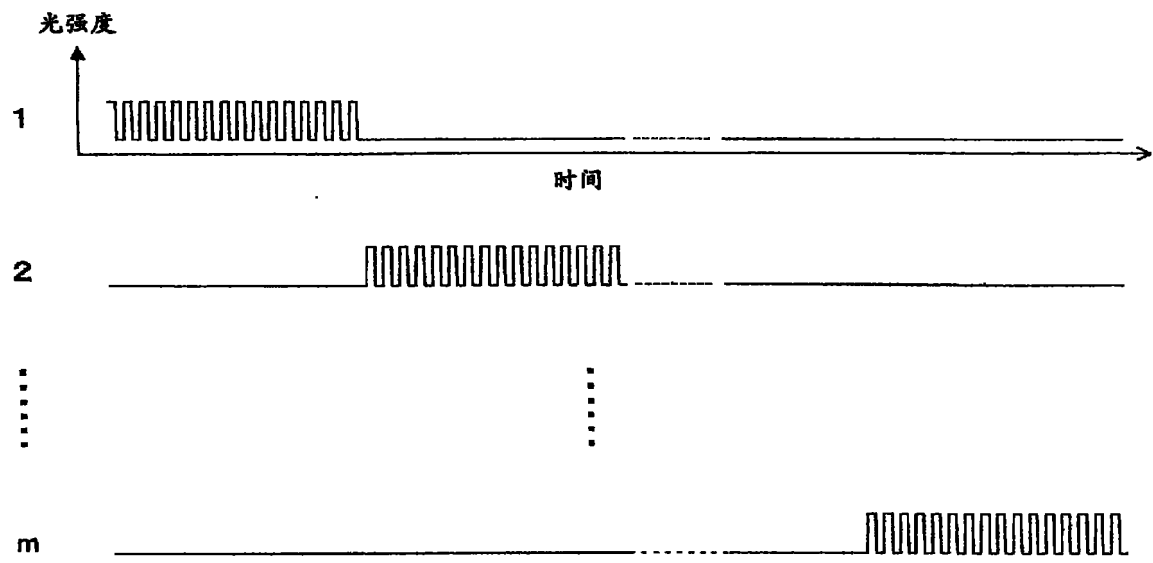


图 6

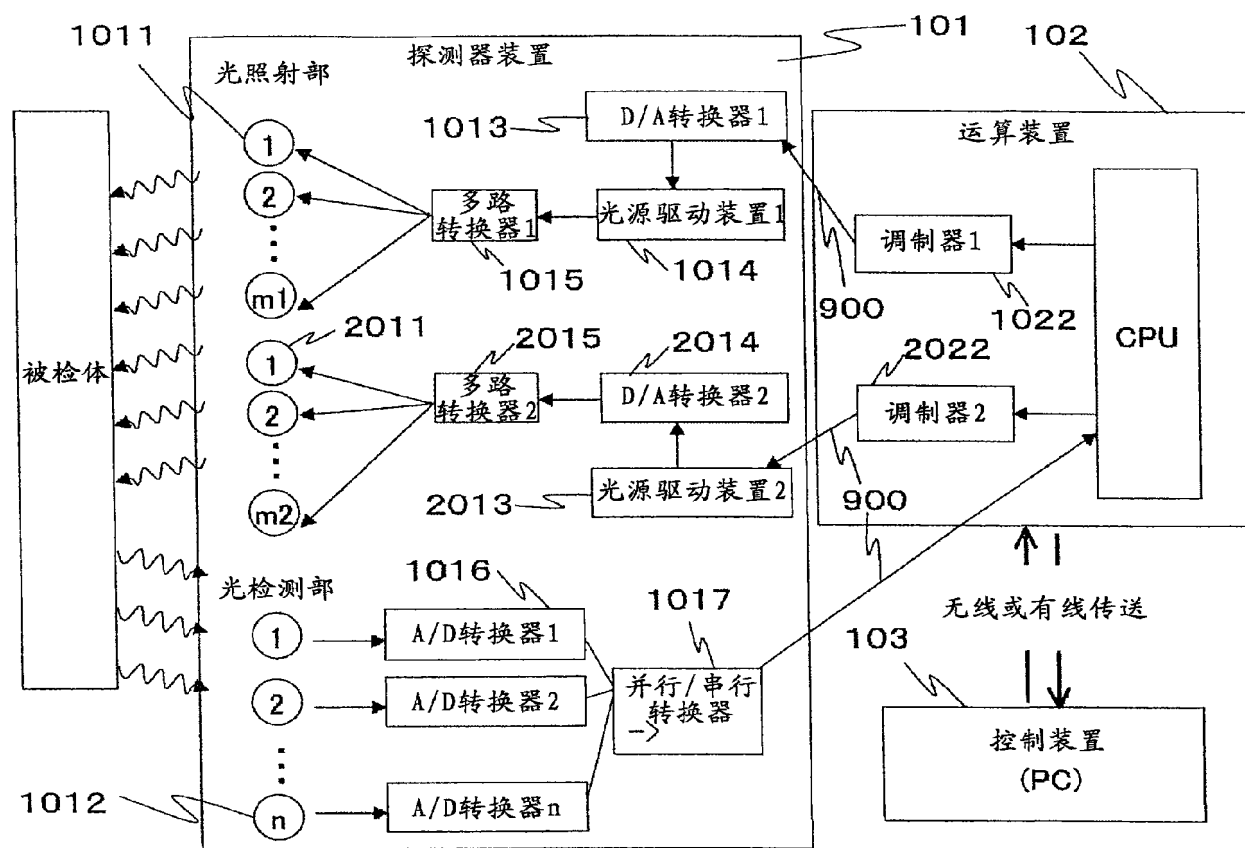


图 7

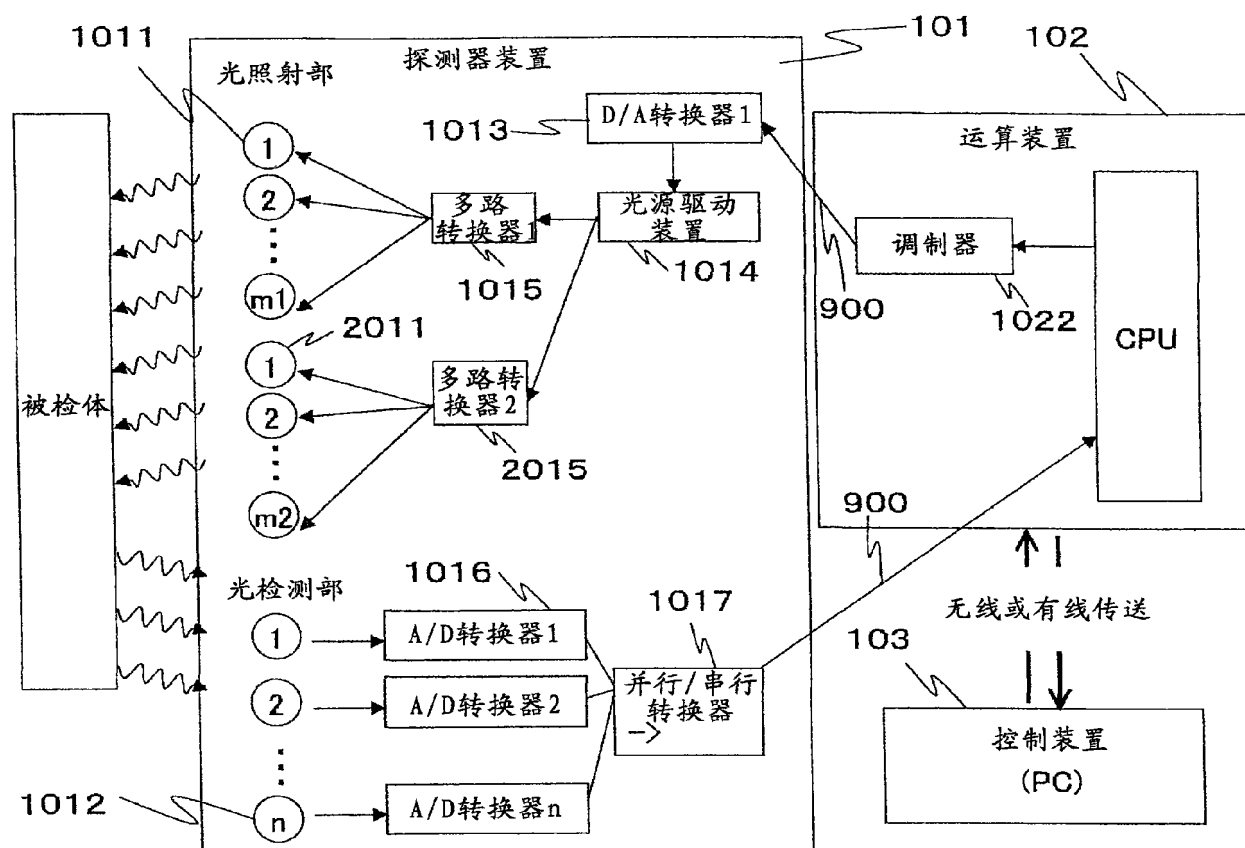


图 8

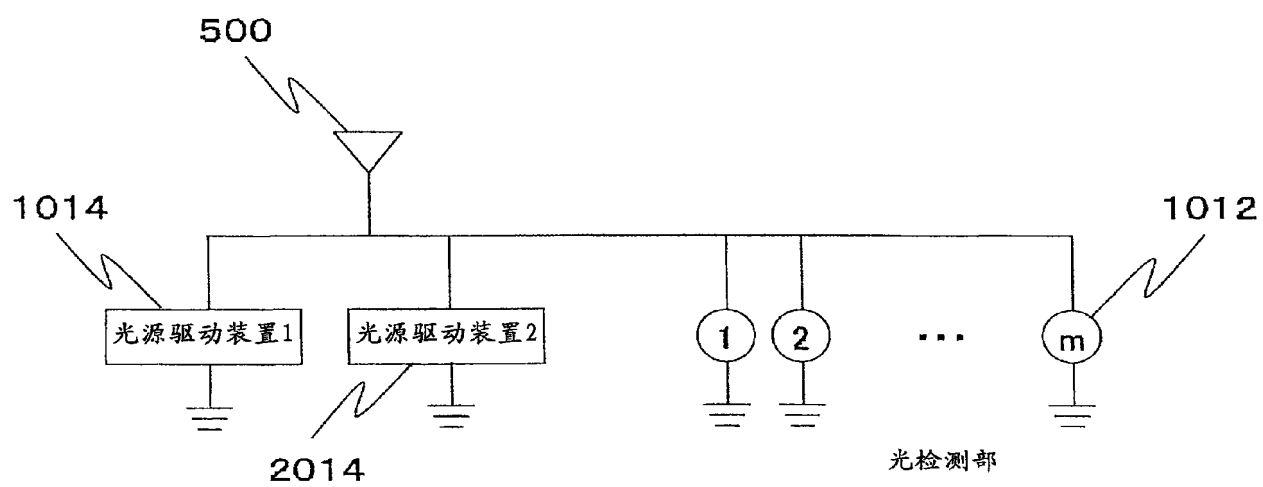


图 9

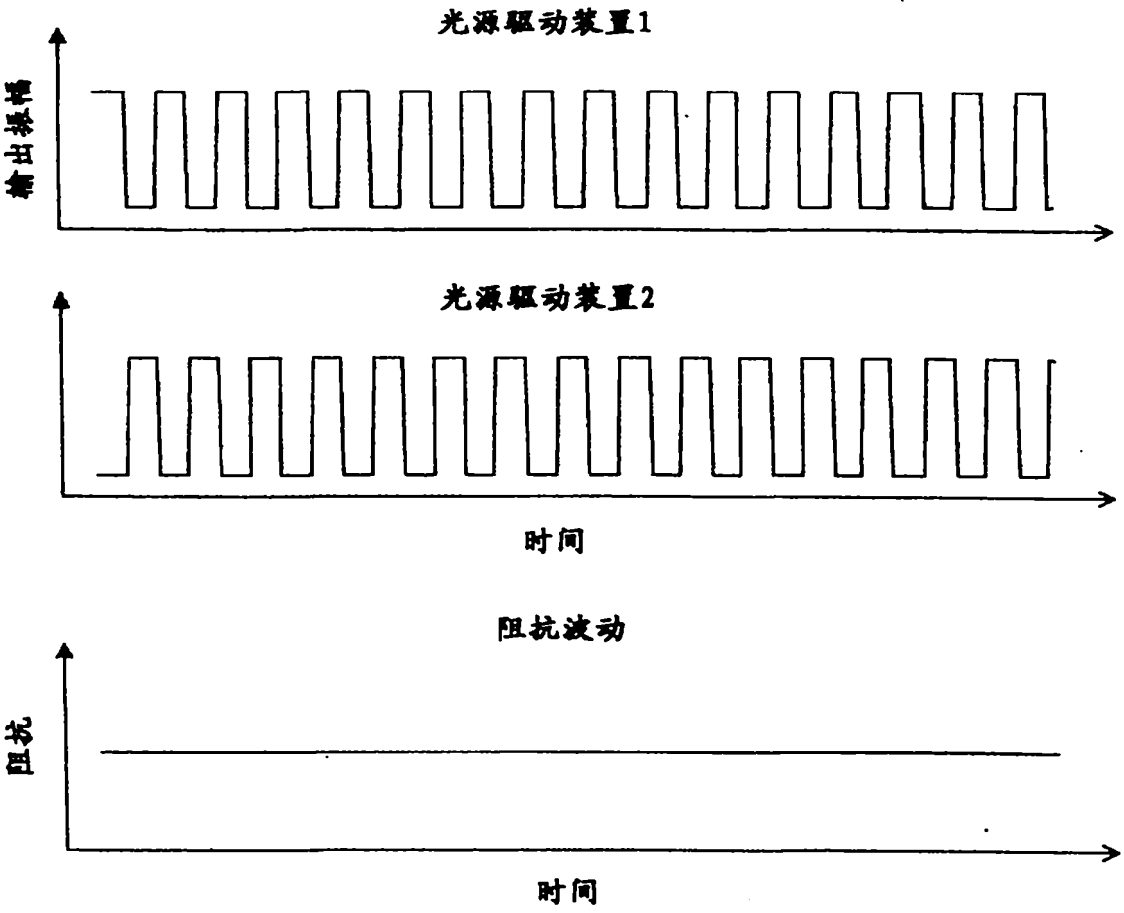


图 10

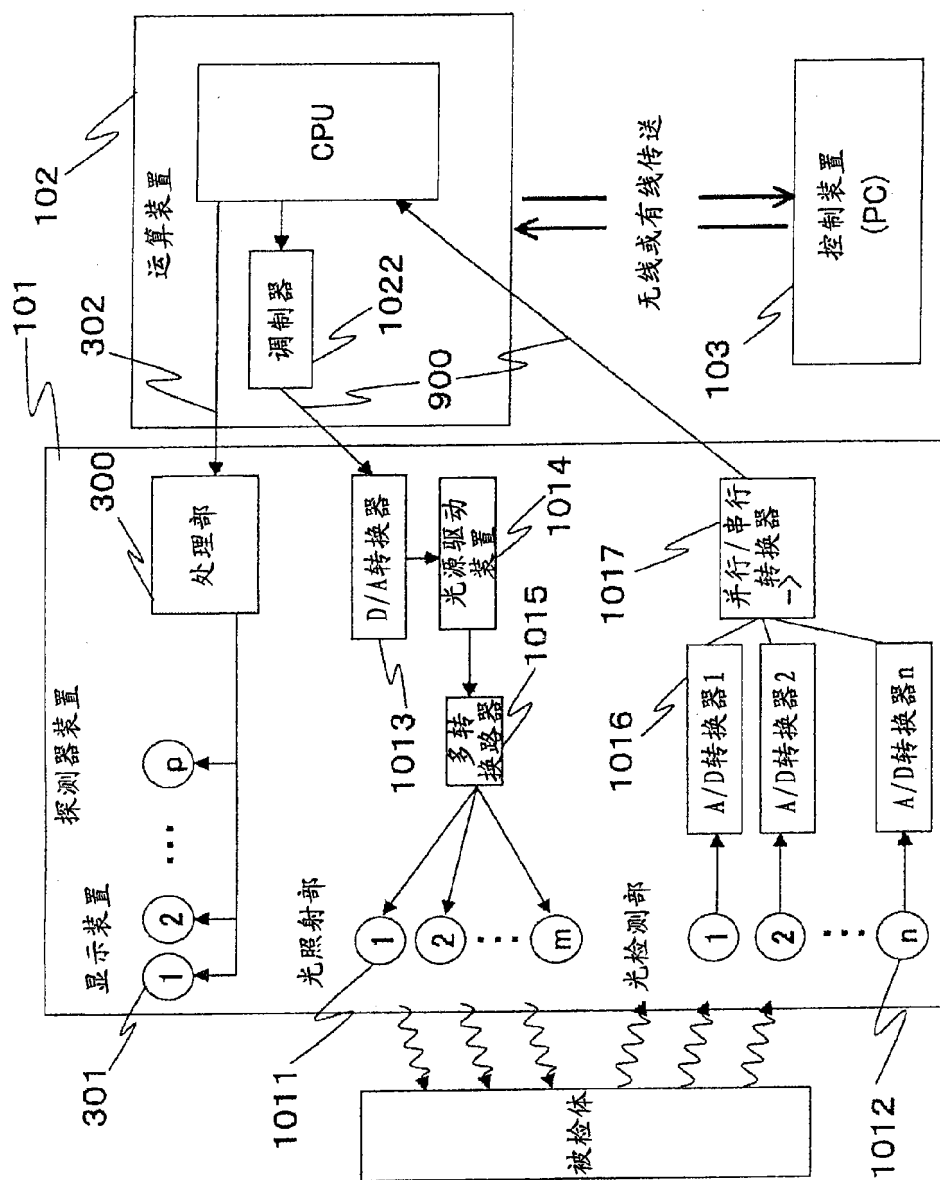


图 11

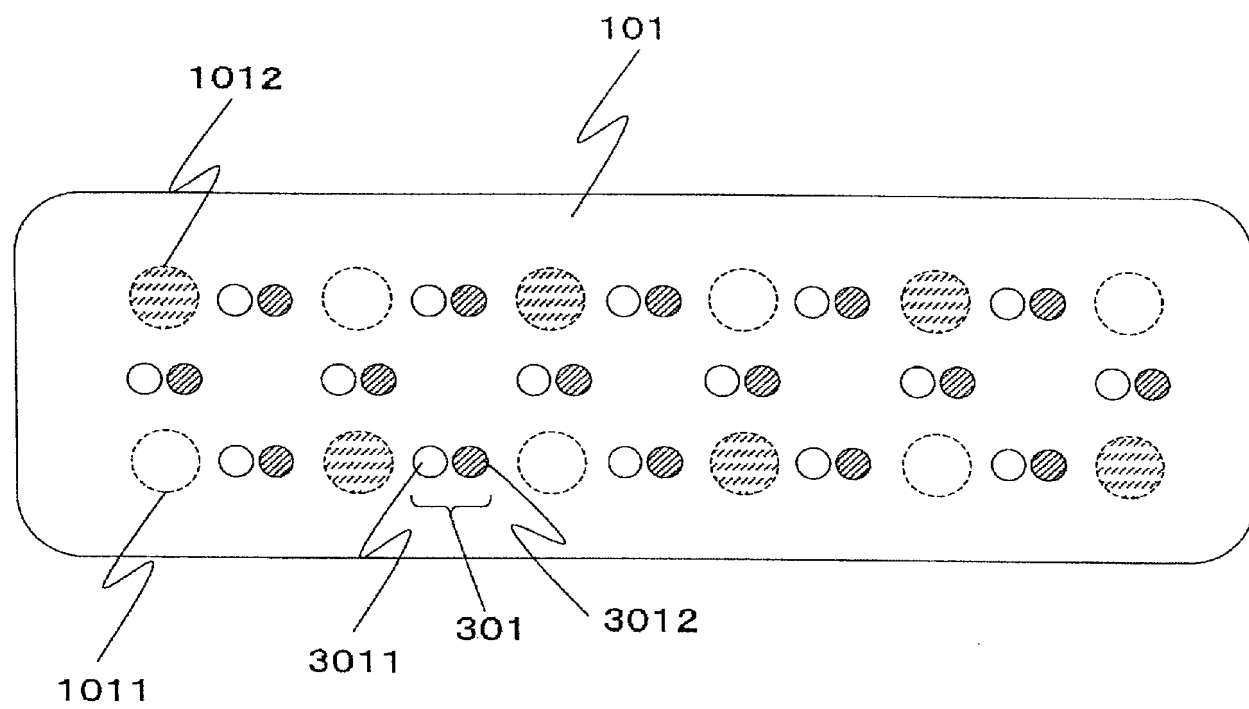


图 12

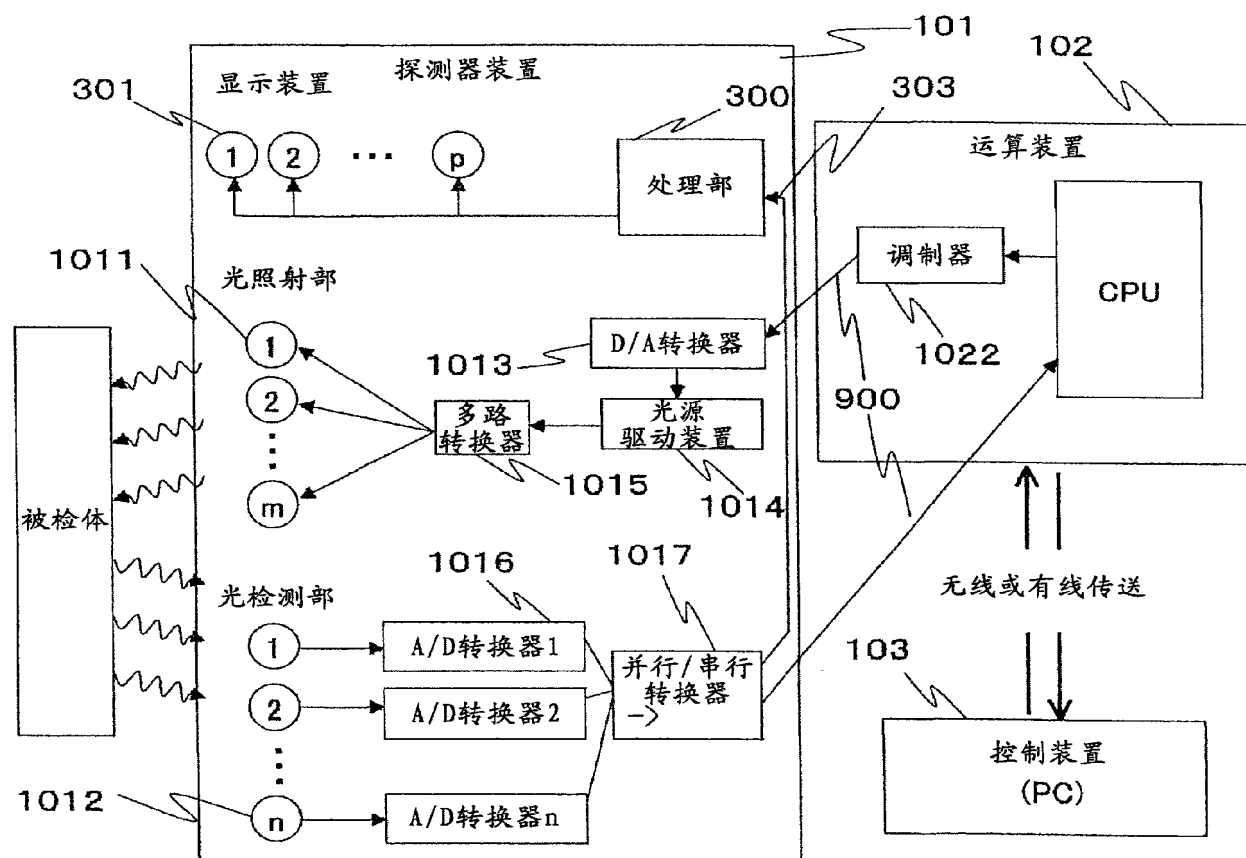


图 13