



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106137164 B

(45) 授权公告日 2021. 02. 23

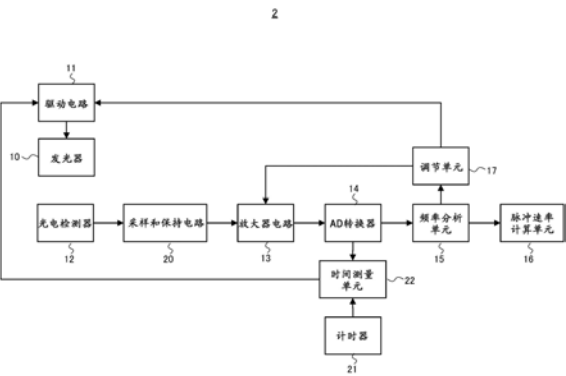
(21) 申请号 201610319457.8
(22) 申请日 2016.05.13
(65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 106137164 A
(43) 申请公布日 2016.11.23
(30) 优先权数据
 2015-099747 2015.05.15 JP
(73) 专利权人 瑞萨电子株式会社
 地址 日本东京都
(72) 发明人 广岛茜 清水裕司
(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
 11256
 代理人 李辉 张昊

(51) Int.Cl.
 A61B 5/024 (2006.01)
 A61B 5/00 (2006.01)
(56) 对比文件
 JP 2014076273 ,2014.05.01
 JP 2014076273 ,2014.05.01
 JP 2012183139 ,2012.09.27
 US 2014275850 ,2014.09.18
 审查员 舒玉

权利要求书2页 说明书14页 附图15页

(54) 发明名称
 脉搏计以及脉搏计的调节方法
(57) 摘要

本公开涉及脉搏计以及脉搏计的调节方法，可以减少脉搏计的功耗同时抑制测量脉搏的精度的恶化。脉搏计1包括发光器10、光电检测器12、AD转换器14、频率分析单元15和调节单元17。发光器10对测量目标的血管发光。光电检测器12检测由所述发光器发出的经由血管的光。AD转换器14模拟/数字地转换所述光电检测器12的输出信号。频率分析单元15对AD转换器14转换的数据进行频率分析。调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来调节发光器10的发光量。



1. 一种脉搏计,包括:

发光器,用于对测量目标的血管发光;

光电检测器,用于检测由所述发光器发出的经由所述血管的光;

模/数转换器,用于对所述光电检测器的输出信号进行模/数转换;

频率分析单元,用于对所述模/数转换器转换的数据进行频率分析;以及

调节单元,用于基于所述频率分析单元的分析结果来调节所述发光器的发光量,

其中所述调节单元通过第一评估值、第二评估值和预定目标评估值来计算所述发光器的发光量以获得目标评估值并且基于计算结果来调节所述发光器的发光量,所述第一评估值与当所述发光器发出第一光量的光时的脉搏信号的强度有关,所述第二评估值与当所述发光器发出第二光量的光时的脉搏信号的强度有关,所述预定目标评估值与所述脉搏信号的强度有关。

2. 根据权利要求1所述的脉搏计,还包括放大器电路,用于放大所述光电检测器的输出信号,其中:

所述模/数转换器对所述放大器电路放大的信号进行模/数转换;以及

所述调节单元基于所述频率分析单元的分析结果来调节所述发光器的发光量或者所述放大器电路的增益。

3. 根据权利要求2所述的脉搏计,其中所述调节单元基于所述频率分析单元的分析结果来调节输入到所述放大器电路的偏置电压。

4. 根据权利要求1所述的脉搏计,其中所述调节单元将通过所述频率分析单元的分析结果计算的S/N比率与预定阈值进行比较并且根据比较结果来执行调节。

5. 根据权利要求1所述的脉搏计,其中在所述发光器的发光量被调节增大的情况下所述调节单元在预定周期执行的调节的调节宽度大于在所述发光器的发光量被调节减少的情况下所述调节单元在预定周期执行的调节的调节宽度。

6. 根据权利要求1所述的脉搏计,其中所述调节单元针对在预定周期的调节确定设置值,并且在所述预定周期内以分散的多次执行所述设置值的调节。

7. 根据权利要求6所述的脉搏计,其中所述调节单元确定在所述频率分析单元的分析周期处的设置值,并且根据所述模/数转换器的转换时段以分散的多次执行所述设置值的调节。

8. 根据权利要求1所述的脉搏计,其中所述光电检测器检测来自所述发光器的在所述血管中反射的光。

9. 根据权利要求1所述的脉搏计,其中所述频率分析单元通过快速傅里叶变换来执行所述频率分析。

10. 一种脉搏计的调节方法,包括:

向测量目标的血管发光;

检测经由所述血管的光;

对所述光的检测信号进行模/数转换;

对经过模/数转换的数据进行频率分析;

基于所述频率分析的结果调节发射到所述血管的光的光量;以及

通过第一评估值、第二评估值和预定目标评估值来计算发光器的发光量以获得目标评

估值并且基于计算结果来调节所述发光器的发光量,所述第一评估值与当所述发光器发出第一光量的光时的脉搏信号的强度有关,所述第二评估值与当所述发光器发出第二光量的光时的脉搏信号的强度有关,所述预定目标评估值与所述脉搏信号的强度有关。

11.根据权利要求10所述的调节方法,其中在发光量被调节增大的情况下在预定周期执行的调节的调节宽度大于在发光量被调节减少的情况下在预定周期执行的调节的调节宽度。

12.根据权利要求10所述的调节方法,包括:针对在预定周期的对发射到所述血管的光量调节确定设置值,并且在所述预定周期内以分散的多次执行所述设置值的调节。

脉搏计以及脉搏计的调节方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于2015年5月15日提交的日本专利申请No.2015-099747且要求其的优先权,其全部内容以引用的方式引入本申请。

技术领域

[0003] 本发明涉及脉搏计和脉搏计的调节方法,例如,涉及一种对血管发光的脉搏计和脉搏计的调节方法。

背景技术

[0004] 已经知道了使用诸如发光二极管(LED)的发光器和诸如光电晶体管或光电二极管的光电检测器的脉搏计。一般来说,脉搏计被配置成通过电池来驱动,这意味着需要抑制功耗。

[0005] 已经知道了一种抑制LED中的功耗来抑制发光的测量设备中的功耗的技术。例如,日本未审专利申请公开No.2005-278758公开了以下配置,作为一种能够实现功率节省的用于测量血液中光吸收物质的浓度的装置。即,公开了一种用于测量血液中光吸收物质浓度的装置,其中:光接收装置接收来自多个光发射装置的发射到包括血管的活体组织的具有不同波长的光,从光接收装置获得的脉冲波被处理,以及,血液中的光吸收物质的浓度被获得;以及公开了一种用于控制多个光发射装置的驱动电流以使脉冲波的AC分量具有预定值的电流优化装置。

发明内容

[0006] 根据日本未审专利申请公布No.2005-278758,通过光接收信号的幅值来控制LED的驱动电流。然而,光接收信号除了脉搏信号分量以外还包括噪声分量。噪声信号的幅值大于脉搏信号分量的幅值。因此,当仅通过光接收信号的幅值来控制LED的驱动电流时,可能不能正确地确保测量脉搏信号分量所需的LED光量。

[0007] 例如,当仅基于光接收信号的幅值来调节光量时,即使在需要增加光量来测量脉搏信号分量时,由于出现了除了脉搏信号分量以外的其它信号分量,光接收信号的幅值的量值也被确定为是足够的。因此,即使需要增加光量,也没有增加光量或者降低了光量,这造成了测量精度的恶化。

[0008] 通过本申请的说明书和附图,现有技术的其它问题和本发明的新颖特性将变得明显。

[0009] 根据一个实施例,一种脉搏计包括调节单元,所述调节单元基于由模/数转换器转换的频率分析数据的结果来调节发光器的光量。

[0010] 根据一个实施例,可以减少脉搏计的功耗,同时抑制测量脉搏的精度的恶化。

附图说明

[0011] 结合附图通过以下具体实施例的描述,上述和其它方面、优点和特征将更加明显,在附图中:

[0012] 图1是示出根据第一实施例的脉搏计的配置的框图;

[0013] 图2是示出通过发光器和光电检测器获得的脉搏信号的状态的示意性视图;

[0014] 图3A是示出频率分析单元的频率分析结果的示例的图,且示出了脉搏信号的频谱的量值小于预定标准的情况的示例;

[0015] 图3B是示出频率分析单元的频率分析结果的示例的图,且示出了脉搏信号的频谱的量值大于预定标准的情况的示例;

[0016] 图4A是示出根据比较示例的脉搏计中的光接收信号的幅值的示例的图,且示出了当光接收信号中没有噪声时的幅值的示例;

[0017] 图4B是示出根据比较示例的脉搏计中的光接收信号的幅值的示例的图,且示出了当光接收信号中包括由于身体移动导致的噪声时的幅值的示例;

[0018] 图5是示出了根据比较示例调节光量的状态的示例的图,其中上图示出了发射的光量随时间的变化,中间的图示出了检测的光接收信号随时间的变化,且下图示出了光接收信号的幅值随时间的变化;

[0019] 图6是用于描述调节宽度的计算的图,且示出了示出发光器发光量与脉冲信号S/N比率之间关系的图;

[0020] 图7是示出了根据第二实施例的在脉搏计中调节光量的状态的示例的图,其中上图示出了发射的光量随时间的变化,中间的图示出了检测的光接收信号随时间的变化,且下图示出了已获得的脉冲信号S/N比率随时间的变化;

[0021] 图8是示出了根据第三实施例的在脉搏计中调节光量的状态的示例的图,其中上图示出了发射的光量随时间的变化,中间的图示出了检测的光接收信号随时间的变化,且下图示出了已获得的脉冲信号S/N比率随时间的变化;

[0022] 图9是示出根据第四实施例的脉搏计中的调节操作的一个示例的流程图;

[0023] 图10是示出根据第四实施例的脉搏计的脉搏信号S/N比率与发光器的光量随时间变化的一个示例的图;

[0024] 图11是示出根据第五实施例的脉搏计的配置的框图;

[0025] 图12是用于描述根据第五实施例的发光器的发光时间的设置的图,上图示出了发光器的发光状态随时间变化,下图示出了发光器发光时AD转换器的输出值随时间变化;

[0026] 图13是示出根据第五实施例的脉搏计的电路配置的一个示例的电路图;

[0027] 图14是示出根据第五实施例的在脉搏计中切换发光控制状态和偏置电压生成状态时的时序的一个示例的时间图;以及

[0028] 图15是示出根据第五实施例的脉搏计的另一配置的框图。

具体实施方式

[0029] 为了清楚描述,适当地省略或简化了以下的描述和附图。此外,执行各种处理的在附图中示出为功能块的每个元件可以由CPU、存储器或其它硬件电路来形成,且可以通过以软件形式加载在存储器中的程序来实现。因此,本领域技术人员将理解到,这些功能块可以

仅通过硬件、仅通过软件或者它们的组合以各种方式来实现而没有任何限制。在附图中，相同的部件通过相同的附图标记来标注，且适当地省略了重复的描述。

[0030] 此外，使用任意类型的非短时性计算机可读介质可以将上述的程序储存和提供给计算机。非短时性计算机可读介质包括任意类型的实体储存介质。非短时性计算机可读介质的示例包括磁储存介质（诸如软盘、磁带、硬盘驱动器等）、光磁储存介质（例如磁光盘）、光盘只读存储器（CD-ROM）、CD-R、CD-R/W以及半导体存储器（诸如掩蔽ROM、可编程ROM（PROM）、可擦除PROM（EPROM）、闪存ROM、随机存取存储器（RAM）等）。可以使用任意类型的短时性计算机可读介质将程序提供给计算机。短时性计算机可读介质的示例包括电信号、光信号和电磁波。短时性计算机可读介质可以经由有线通信线路（例如电线、光纤）或无线通信线路来提供程序至计算机。

[0031] <第一实施例>

[0032] 图1是示出根据这个实施例的脉搏计1的配置的框图。脉搏计1包括发光器10、驱动电路11、光电检测器12、放大器电路13、AD转换器14（模拟/数字转换器）、频率分析单元15、脉冲速率计算单元16和调节单元17。

[0033] 发光器10例如是LED。发光器10通过驱动电路11来驱动并发光。当测量脉冲时，发光器10向目标的血管发光。发光器10可以包括一个或多个LED。发光器10发出的光可以具有期望的颜色（例如绿色、红色、红外颜色）。在这个实施例中，发光器10由发绿光的两个LED形成。

[0034] 当发光器10发光时，驱动电路11控制光量和发光时序。在这个实施例中，驱动电路11同时点亮或熄灭发绿光的两个LED。驱动电路11控制LED，使得在恒定周期交替重复点亮和熄灭。从人体反射的光的强度由于皮肤颜色、皮肤厚度等不同而变化。因此，当测量脉冲时需要根据测量目标来调节光量。驱动电路11根据以下描述的调节单元17的指令来控制发光器10的光量。驱动电路11例如能够通过DA转换器（数字/模拟转换器）将从调节单元17输出的数字控制信号转换成模拟信号，并调节发光器10的发光量。

[0035] 光电检测器12例如由光电晶体管或光电二极管形成。光电检测器12检测在测量脉冲时发光器10发出的经由目标的血管的光。在这个实施例中，如图2所示，发光器10和光电检测器12被布置成使得关于目标的人体部分（图2中所示示例的手指50）处于相同方向上。因此，光电检测器12检测由发光器10发出的光通过目标的人体部分反射而获得的光。即，当测量脉搏时，光电检测器12检测发光器10发出的光在目标的血管中反射而获得的光。发光器10发出的光照明的人体部分不限于手指，且可以例如是手臂。当如上所述使用反射传感器时，不需要将发光器和光电检测器提供成相互相对且人体插在中间，由此可以减少器件的大小。此外，由于在这个实施例中采用了向人体发光来测量脉搏的配置，所以可以减少目标的负担。

[0036] 光电检测器12检测到的光的强度根据血管中的脉搏而波动。如随后的描述，脉搏计1通过捕捉这种波动来计算脉冲速率。

[0037] 放大器13放大光电检测器12的输出信号。放大器电路13包括可编程仪表放大器，且放大器电路13的增益可以改变。此外，放大器电路13包括差分放大器电路，消除后面要描述的DC偏移信号，以及放大脉搏信号。具体来说，经由光电检测器12获取的指示生物特征信号的电压和用以消除DC偏移信号的偏置电压被输入到差分放大器电路作为输入信号。放大

器电路13放大的信号被输入到AD转换器14。

[0038] AD转换器14模拟/数字地转换光电检测器12的输出信号。更具体而言,AD转换器14以恒定周期模拟/数字地转换放大器电路13放大的信号。这样,从放大器13输出的模拟信号被转换成数字数据,其是用于计算脉冲速率的采样数据。当开始测量时,发光器10的光发射被重复,这使得AD转换器14连续地输出采样数据。

[0039] 频率分析单元15对AD转换器14转换的数据进行频率分析。每次在预定量的采样数据从AD转换器14被输入到频率分析单元15中时,频率分析单元15对由预定量的采样数据形成的数据串进行频率分析。具体而言,频率分析单元15以预定周期在采样数据的数据串上执行快速傅里叶变换(FFT)处理。频率分析单元15将分析结果输出到脉冲速率计算单元16和调节单元17。

[0040] 脉冲速率计算单元16通过频率分析单元15的分析结果来计算脉冲速率。具体来说,脉冲速率计算单元16从与频率分析单元15分析的脉冲相对应的频带(例如,0.5Hz-2Hz)的频率分量中提取出谱值最大的频率分量作为与所述脉冲相对应的频率,并通过提取的频率计算存储脉搏速率。通过将提取的频率转换成每分钟的振动频率来计算出脉冲速率。

[0041] 调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来调节发光器10的发光量和放大器电路13的增益。此外,调节单元17基于频率分析单元15的分析结果根据DC偏置信号的信号强度来将要输入到放大器电路13的偏置电压调节为偏置电压。

[0042] 现在,将描述发光器10发光量的调节和放大器电路13的增益调节。在脉搏计1中,为了准确地测量脉冲,发光器10的发光量或者放大器电路13的增益需要通过要检测的脉搏信号的量值来调节。然而,通过光电检测器12获得的生物特征信号除了指示脉冲信息的生物特征信号(脉搏信号)以外,包括除了脉搏以外的其它位置(例如,皮肤、骨骼)处通过光发射获得的生物特征信号。除了脉搏以外的其它位置处通过光反射获得的生物特征信号的值变得大于脉搏信号的值。具体来说,当使用图2所示的反射传感器时,明显出现了除了脉搏以外的其它位置处通过光反射获得的生物特征信号。在这个示例中,除了脉搏以外的其它位置处通过光反射获得的生物特征信号被定义为DC偏移信号。

[0043] 当DC偏移信号总是恒定时,可以容易地从生物特征信号中仅提取出脉搏信号。然而,DC偏移信号的量值针对每个目标而变化,且根据测量期间的状态(诸如测量期间目标的姿势、光电检测器12和测量对象之间的距离、周围环境的光照等)而波动。DC偏移信号的波动通过低频信号来表示,且具有接近脉搏信号的带宽的带宽。因此,为了实现从生物特征信号中仅消除DC偏移信号波动的处理且通过滤波处理来提取脉搏信号,需要高维滤波器处理。然而,当使用这种滤波器时,需要花费时间来使滤波器的输出稳定,且计算负载变大。

[0044] 在这个实施例中,作为通过滤波处理来提取脉搏信号的代替,基于频率分析单元15的分析结果来提取脉搏信号,并确定脉搏信号的信号电平。图3A和图3B均是示出频率分析单元15的频率分析结果的示例的图。图3A示出了脉搏信号的频谱的量值小于预定标准的情况,图3B示出了脉搏信号的频谱的量值大于预定标准的情况。如上所述,脉冲速率计算单元16通过频率分析单元15的分析结果找出脉搏信号,并计算脉冲速率。因此,脉冲速率计算单元16例如在频率分析单元15分析的脉冲所对应的频带的频率分量中,提取出具有最大谱值(见图3A和3B)的频率分量60。

[0045] 根据频率分析单元15的频率分析,如图3A和3B所示,可以获得每个频率分量的信

号强度(频谱)。即,可以容易地通过频率分析单元15的分析结果来获得脉搏信号的信号强度。调节单元17通过频率分析单元15的分析结果来获取脉搏信号的信号强度,且当脉搏信号的信号强度小于预定标准时,增加发光器10的发光量以使得其大于当前发光量,或者增加放大器13的增益以使其高于当前增益。此外,调节单元17通过频率分析单元15的分析结果来获取脉搏信号的信号强度,且当脉搏信号的信号强度等于或大于预定标准时,降低发光器10的发光量以使其小于当前发光量,或者降低放大器电路13的增益以使其低于当前增益。

[0046] 更具体来说,在这个实施例中,调节单元17如下地工作。调节单元17根据频率分析单元15的分析结果计算脉搏信号的噪声电平,即S/N比率(信噪比),将S/N比率与预定阈值进行比较,并根据比较结果执行调节。除了脉搏信号的频率以外的频率分量被定义为噪声。调节单元17从频率分析单元15的分析结果中计算与脉搏信号有关的S/N比率。当计算的S/N比率大于或等于预定阈值时,发光器10的发光量或者放大器电路13的增益被减少,以说明噪声较小。此外,调节单元17从频率分析单元15的分析结果中计算与脉搏信号有关的S/N比率,并且当计算的S/N比率小于预定阈值时,发光器10的发光量或者放大器电路13的增益被增大,以说明噪声较大。调节单元17确定设置值来调节光量或增益,并且每次频率分析单元15输出频率分析结果时执行调节。在这个实施例中,当调节单元17确定光量或增益需要增加时,例如,调节单元17将光量的设置值或者增益的设置值增加预定的固定调节宽度。另一方面,当调节单元17确定光量或增益需要减少时,调节单元17将光量的设置值或者增益的设置值减少预定的固定调节宽度。

[0047] 如上所述,通过调节单元17执行调节,可以在保持脉搏测量时减少功耗。

[0048] 此外,如图3A和3B所示,从频率分析单元15的分析结果中,获得DC偏移信号作为预定频带的频率分量,更具体来说,频率约为0Hz的频率分量61。因此,从频率分析单元15的分析结果,可以获得包括在通过光电检测器12获得的生物特征信号中的DC偏移信号的强度。因此,调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来获得DC偏移信号的信号强度。然后,调节单元17根据DC偏移信号的信号强度来将要输入到放大器电路13的偏置电压调节至偏置电压。因此,可以从放大器电路13中的光电检测器12的信号输出中消除DC偏移信号并且放大剩余的信号分量。因此,可以提高测量脉冲的精度。

[0049] 尽管以上已经描述了根据此实施例的通过调节单元17的调节,现在将描述根据比较示例的光量调节。假设,在根据比较示例的脉搏计中,仅基于光电检测器12接收的信号(此后该信号将被称作光接收信号)的幅值来调节发光器10的发光量。光接收信号对应于上述的生物特征信号。在这种情况下,根据比较示例的脉搏计具有以下问题。

[0050] 图4A和4B每个都是示出根据比较示例的脉搏计中的光接收信号的幅值的示例的图。图4A示出当光接收信号中没有噪声时的幅值的示例;图4B示出当光接收信号中包括由于身体移动等导致的噪声时的幅值的示例。当如图4A所示光接收信号中没有噪声时,即使脉搏信号的幅值相对较小也可以测量脉搏。然而在根据比较示例的脉搏计中,仅通过幅值来调节发光器10的发光量。因此,当幅值较小时,即使S/N比率足够高来测量脉搏,也执行这种调节以增加光量。因此,不必要地增加了功耗。当如图4B所示,在光接收信号中包括了诸如身体移动的噪声时,由于噪声的影响可能错误地检测到脉搏信号的幅值。例如,由于身体移动导致的噪声分量的幅值通常大于脉搏信号的幅值。因此,当将身体移动导致的幅值错

误地确定为脉搏信号的幅值时,即使当光量不够时也可以不增加光量。在这种情况下,光量不够且不能测量脉搏信号。

[0051] 另一方面,在根据此实施例的调节中,基于根据频率分析单元15的分析结果的脉搏信号的信号强度来执行调节,由此可以减少由于噪声分量导致的错误调节。因此可以适当减少脉搏计的功耗,同时抑制测量脉冲的精度恶化。此外,由于发光器10发出的光量或者放大器电路13的增益通过频率分析单元15的频率分析结果来设置,不需要提供用来从光接收信号中仅提取脉搏信号的滤波器,由此可以降低处理负载。由于频率分析单元15的频率分析需要通过脉冲计算单元16计算脉冲速率,无需施加额外的负载来调节光量和增益。

[0052] 在这个实施例中,在计算的S/N比率等于或大于预定阈值的情况下或者在计算的S/N比率小于预定阈值的情况下,调节单元17增加或减少发光器10的发光量或者放大器电路13的增益。然而,这个调节可以在上述情况中的一个中执行。此外,调节单元17可以只调节发光器10的发光量和放大器电路13的增益中的一个。

[0053] 频率分析单元15、脉冲速率计算单元16和调节单元17通过例如微控制单元(MCU)来实现。更具体来说,MCU通过中央处理单元(CPU)、非易失性存储器等来形成,对应于频率分析单元15、脉冲速率计算单元16和调节单元17的程序储存在非易失性存储器中,通过由CPU执行相应的程序来执行每个处理。频率分析单元15、脉冲速率计算单元16和调节单元17可以通过主CPU和子CPU来处理。此外,放大器电路13和AD转换器14可以提供在MCU外部或者被包括在MCU内部。

[0054] <第二实施例>

[0055] 接着,将描述第二实施例。将省略对以上已经描述的部件的描述。第二实施例与第一实施例的不同之处在于计算了调节发光器10发光量时的调节宽度。因而,在这个实施例中,例如在调节单元17确定需要增加光量时,调节单元17将光量增加与计算出的调节宽度对应的量,而不是将光量增加与不依赖于测量环境的固定宽度对应的量。

[0056] 当发光器10发出光且发出的光经由手指或手臂被光电检测器12接收到之后,由于被每个人散射吸收的光量不同,所以接收到的光量也会变化。虽然在发光器10发出的光量和光电检测器12接收的光量之间有相关关系,但是这种相关关系并非一定是线性关系,而是根据情况诸如每个人皮肤的特性和厚度而不同。因此理论上难以提前推出相关表达式。此外,即使当发光器10发出恒定量的光,光电探测器12接收的光量也会根据测量环境(诸如光电检测器12和测量目标之间的距离)而改变。因此,需要自动且不时地调节发光器10发出的光量。在第一实施例中,如上所述,通过监视光接收状态,通过调节单元17来适当地调节发光器10发出的光量。

[0057] 现在,将描述光量设置值的调节宽度被固定的情况。图5是示出了根据比较示例的光量被调节的状态的示例的图。图5的上图示出了发射的光量随时间的变化,图5的中图示出了检测的光接收信号随时间的变化,且图5的下图示出了光接收信号的幅值随时间的变化。在图5所示的比较示例中,基于光接收信号的幅值与阈值的比较结果,将发射的光量调节了固定的调节宽度。即,在根据比较示例的脉搏计中,在预定周期执行的调节的调节宽度是固定宽度。换句话说,在预定周期执行的每次调节中,一次调节中的调节宽度是固定宽度。这时,如图5所示,在根据比较示例的脉搏计中,对于每次调节,发射的光量的设置值被

改变了固定宽度W。因此,在根据比较示例的脉搏计中,当光接收信号的幅值等于或小于阈值时,光量增加了固定宽度W,直到光接收信号的幅值达到阈值时为止。此外,在根据比较示例的脉搏计中,当光接收信号的幅值超过阈值时,光量以固定宽度W来减少。随着固定宽度W变小,当光量变化时响应度降级。因此,当在测量的启动阶段光量不足时,需要时间来启动正常测量。另一方面,当固定值W太大时,当光量增加时光量也变的太大,这会造成光接收信号的AD转换值处于饱和状态。在这种情况下,不能获得脉冲信息。

[0058] 在这个实施例中,当开始测量时,发射的光量和接收的光量之间的关系通过测量推出,且发光器10发射的光量的调节宽度通过推导结果来确定。即,调节单元17计算光量来从第一评估值、第二评估值和预定目标评估值获得目标评估值,第一评估值与当发光器10发出第一光量的光时脉搏信号的强度有关,第二评估值与当发光器10发出第二光量的光时脉搏信号的强度有关,预定目标评估值与脉搏信号的强度有关。然后,调节单元17基于计算结果来调节发光器10发出的光量。目标评估值例如是与稳定测量所需的脉搏信号有关的S/N比率,且可以通过实验提前获得。

[0059] 在这个实施例中,调节单元17如下地具体地计算发光器10的发光量的调节宽度。图6是用于描述根据这个实施例的调节宽度的计算的图,且示出了示出发光器10的发光量与脉冲信号S/N比率之间关系的图。在图6中,LED_A对应于第一光量,LED_B对应于第二光量,SN_A对应于第一评估值,SN_B对应于第二评估值,SN_X对应于目标评估值。

[0060] 首先,调节单元17使发光器10在理想光量的情况下发光,并记录此时的光量(图6中的LED_A)和与脉搏信号有关的S/N比率(图6中的SN_A)。接着,调节单元17以预定的固定宽度来改变光量并使发光器10发光,并且记录此时的光量(图6中的LED_B)和与脉搏信号有关的S/N比率(图6中的SN_B)。接着,调节单元17通过记录结果来近似发光器10的发光量和与脉搏信号有关的S/N比率之间的关系。即,上述关系被近似为直线,具有为 $(SN_B - SN_A) / (LED_B - LED_A)$ 的斜率k和为 $SN_A - LED_A \times (SN_B - SN_A) / (LED_B - LED_A)$ 的截距i。然后,调节单元17计算用以获得目标S/N比率(图6中的SN_X)的发光器10(图6中的LED_X)的发光量。具体来说,通过 $LED_X = (SN_X - \text{截距} i) / \text{斜率} k$ 来计算发光器10的发光量。调节单元17调节发光器10的发光量来使发光器10发出计算的光量。

[0061] 如上所述,在这个实施例中,针对每个测量环境计算了调节宽度,由此可以获得适合于测量环境的调节宽度。图7是示出了根据这个实施例的在脉搏计中光量被调节的状态的示例的图。图7的上图示出了发射的光量随时间的变化,图7的中图示出了检测的光接收信号随时间的变化,且图7的下图示出了已获得的脉冲信号S/N比率随时间的变化。在这个实施例中,如图7所示,调节发光器10的发光量以获得计算的光量LED_X,由此可以提高反应性同时防止光接收信号的AD转换值进行保护状态。因此,与不包括这种配置的情况相比,可以减少开始正常测量的时间。

[0062] <第三实施例>

[0063] 接着,将描述第三实施例。将省略对以上已经描述的部件的描述。在这个实施例中,根据光量被调节为增加或者光量被调节为减少,当调节发光器10发出的光量时的调节宽度被设置为不同的值。更具体来说,在根据这个实施例的脉搏计1中,当为了增大而调节发光器10的发光量时、以预定周期执行的调节单元17的调节的调节宽度大于当为了减少而调节发光器10的发光量时、以预定周期执行的调节单元17的调节的调节宽度。换句话说,在

预定周期执行的每次调节中,在增加光量时一次调节的调节宽度被设置成大于在减少光量时一次调节的调节宽度。

[0064] 改变发光器10发光量有两个目的。第一个目的在于:当由于发光器10的发光量不够所以在光电检测器12中获得的生物特征信号不包括脉搏信息或者将不包括脉搏信息时,增加光量并正确地获取脉搏信息。第二目的在于抑制发光器10的发光量并减少能够正常测量脉搏时的功耗。

[0065] 关于第一目的,测量不能执行或将不执行。因此,要求在增加光量时的高响应性能。另一方面,关于第二目的,测量已经正确地执行。因此,保持能够正确地执行测量的状态比高响应性能更重要。当通过调节单元17执行调节时,由于调节在脉搏信号波形中可能出现失真。这种失真在调节宽度变大时也变大。因此,关于第二目的,优选地调节宽度尽可能地小。考虑到上述讨论,在这个实施例中,调节单元17根据调节光量以增大光量还是调节光量以减少光量来改变调节宽度。即,如图8所示,在增加光量时,调节单元17通过调节宽度 W_{up} 来调节光量;在减少光量时,调节单元17通过调节宽度 W_{down} 来调节光量。调节宽度 W_{up} 大于调节宽度 W_{down} 。调节宽度 W_{up} 例如可以是预定调节宽度或者可以是用于将光量调节至上文在第二实施例中计算出的光量的调节宽度。此外,尽管调节宽度 W_{down} 是比调节宽度 W_{up} 小的调节宽度就足够了,但是调节宽度 W_{down} 例如优选地是用于减少信号波形失真的可配置的最小调节宽度。即使当在不能正常执行测量时增加光量而在信号波形中出现失真,由于开始就没有正常执行测量所以这种失真不会造成任何问题。即,由于包括失真的信号波形的数据不能用来计算脉搏速率,所以所有的数据应被丢弃。

[0066] 根据这个实施例的脉搏计1,可以实现测量所需的高响应性能以及正确执行测量的状态的保持。

[0067] <第四实施例>

[0068] 接着,将描述第四实施例。将省略对以上已经描述的部件的描述。在发光器10的发光量的调节中或者在用于消除DC偏移信号的调节中,在一起执行调节而不考虑调节宽度时,在脉搏信号中可能出现失真。如果调节时序被设置成与脉搏信号无关的周期,在执行频率分析时可以消除由调节产生的频率。然而,考虑到折叠频率等的影响,难以确定调节时序。在这个实施例中,将提出用于抑制由调节造成的脉冲信号的失真的调节时序。

[0069] 在这个实施例中,在执行调节时调节单元17通过分散的多次来执行调节。具体来说,根据这个实施例的调节单元17确定在预定周期的用于调节的设置值,并在预定周期内通过多个分散处理来执行确定的设置值的调节。即,调节单元17通过分散时序来设定设置值,以便调节发光器10的发光量和偏置电压来取消DC偏移信号。

[0070] 图9是示出根据这个实施例的脉搏计1中的调节操作的一个示例的流程图。在这个实施例中,调节单元17通过AD转换器14的转换时段执行调节或者在频率分析单元15执行频率分析时的时段执行调节。当调节量大于或等于预定阈值时,即当计算的设置值和当前设置值之间的差大于或等于预定阈值时,调节单元17以分散处理在AD转换器14的转换期中执行调节。此外,当调节量小于预定阈值时,即当计算的设置值和当前设置值之间的差小于预定阈值时,调节单元17在执行调节时在频率分析单元15的分析周期执行调节而没有分散时序。在图9所示的示例中,每次AD转换器14输出N个转换值时,频率分析单元15执行FFT。

[0071] 此后,将描述图9所示的流程图。在后面描述中,被设置用来调节发光器10的发光

量的设置值和用来调节用于消除DC偏移信号的偏置电压的设置值被称作参数值。

[0072] 在步骤100 (S100), AD转换器14输出一个转换值。

[0073] 在步骤101 (S101), 判断现在是否正在执行最优调节。即, 判断是否需要调节单元17的调节。当需要调节时 (S101中的否), 处理进行到步骤102。当不需要调节时 (S101中的是), 处理进行到步骤103。

[0074] 在步骤102 (S102) 中, 调节单元17设置已经分散的参数值。因而, 调节单元17在分散处理中在AD转换器14的转换时段中执行调节。当没有分散的参数值时, 即当不在分散的处理中执行调节时, 调节单元17在步骤102中不执行调节。后面将描述参数值的分散。

[0075] 在步骤103 (S103), 判断通过频率分析单元15分析的AD转换结果的数目是否达到N。当AD转换器14的转换值的输出次数是N或更大时, 处理进行到步骤104。另一方面, 当AD转换器14的转换值的输出次数小于N时, 意味着用于频率分析单元15的频率分析的数据片的数目不够。在这种情况下, 处理返回到步骤100。

[0076] 在步骤104 (S104) 中, 频率分析单元15在AD转换器14的转换结果上执行FFT操作。

[0077] 在步骤105 (S105) 中, 调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来计算参数值。即, 调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来确定发光器10的发光量的设置值。此外, 调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来确定偏置电压的设置值以消除DC偏移信号。

[0078] 接着, 在步骤106 (S106) 中, 调节单元17判断是否按照分散的处理来设置在步骤105中计算的参数值。更具体而言, 调节单元17判断在步骤105中计算的参数值和当前设置的参数值之间的差是否大于或等于预定阈值。当确定在步骤105中计算的参数值应该按照分散的处理来设置时 (步骤106中是), 处理进行到步骤107。另一方面, 当确定在步骤105中计算的参数值不应该按照分散的处理来设置时 (步骤106中否), 处理进行到步骤108。

[0079] 在步骤107 (S107) 中, 调节单元17分散在步骤105中计算的参数值并且依次确定要设置的值。例如, 调节单元17确定每次的调节量, 以便在多个分散的次数中调节按照在步骤105中计算的参数值的调节量。在步骤107后, 处理返回到步骤100。因而, 在步骤102中, 在分散的处理中执行了调节。

[0080] 另一方面, 在步骤108 (S108) 中, 调节单元17设置在步骤105中计算的参数值并执行调节。因而, 在没有分散处理的情况下执行了调节。在步骤108之后, 处理返回到步骤100。

[0081] 如上所述, 在根据这个实施例的脉搏计1中, 在分散的处理中执行调节, 由此可以抑制由于调节造成的信号波形的失真。因此, 由于调节造成的伪信号的出现可以被抑制, 且可以抑制测量精度的恶化。虽然在上述描述中在调节量大于或等于预定阈值时才在分散的处理中执行调节, 也可以与调节量的量值无关地在分散的处理中执行调节。

[0082] 现在, 通过脉搏信号的S/N比率和发光器10的发光量随时间变化, 来示出根据这个实施例的脉搏计1的操作的一个示例。图10是示出根据这个实施例的脉搏计1的脉搏信号S/N比率与发光器10的发光量随时间变化的一个示例的图。在图10所示的示例中, 在时间 t_1 至 t_2 , 脉搏信号S/N比率大于或等于第一阈值 Tr_1 , 并且在执行测量时发光器10的发光量足够大。在这种情况下, 调节单元17调节发光器10的发光量以减少发光量来减少功耗 (图10中的时间 t_2 至 t_3)。调节单元17执行调节, 使得每次减少的光量处于不会在信号波形中造成失真的范围之内。即, 当基于上述步骤105计算的参数值的减少量大于预定阈值时, 调节单元17通过在AD转换器14的转换时段 (即采样时段) 分散处理来执行减少量的调节。例如, 假设不

会在信号中造成失真的范围是用来控制调节的DA转换器的10LSB,当前设置值是20LSB,且设置值是50LSB。在这种情况下,当一次设置30LSB时,在信号波形中出现失真。因此,调节单元17通过三个分散的处理来执行设置。当通过多个分散的处理来执行设置时,需要花时间来完成期望的设置。然而,由于在时间t1正常执行测量时没有产生因为调节造成的信号失真,所以这没有造成问题。

[0083] 当S/N比率达到第一阈值Tr1时,调节单元17确定发光器10的发光量是合适的。在这种情况下,调节单元17既不增加也不降低发光器10的发光量,且保持发光器10的发光量为恒定(图10中的时间t3至t4以及时间t6至t7)。此外,当S/N比率低于第一阈值Tr1时,调节单元17执行调节以形成不影响信号的S/N比率、第一阈值Tr1(图10中的时间t4至t5以及t5至t6)。根据需要,也可以在分散的处理中执行此时的调节。例如当光电检测器12和测量目标之间的距离偏差时,可以出现S/N比率的恶化。此外,当S/N比率大幅恶化且达到第二阈值Tr2时,测量的信号没有用。在这种情况下,调节单元17大幅增加发光器10的发光量并再次执行测量(图10中的时间t8)。在这种情况下例如如下地执行调节。即,光量可以增加与计算的调节宽度对应的量,如第二实施例所述。由于S/N比率低于第二阈值Tr2的数据没有包括脉搏信息,故所有的数据被丢弃。

[0084] <第五实施例>

[0085] 接着,将描述第五实施例。将省略对以上已经描述的部件的描述。在这个实施例中,包括了采样和保持电路,且根据与光电检测器12的上升时间以及采样和保持电路的充电时间对应的时间测量值来设置发光器10的单次发光的时序时间。

[0086] 图11是示出根据这个实施例的脉搏计2的配置的框图。脉搏计2包括发光器10、驱动电路11、光电检测器12、采样和保持电路20、放大器电路13、AD转换器14、频率分析单元15、脉冲速率计算单元16、调节单元17、计时器21和时间测量单元22。

[0087] 采样和保持电路20在预定周期获得和保持与发光器10在所述预定周期的发光有关的光电检测器12的输出电压。因此,AD转换器14模拟/数字地转换采样和保持电路20的输出电压。更具体而言,AD转换器14将通过放大器电路13放大采样和输出电路20的输出获得的模拟信号进行转换。采样和保持电路20例如可以与实现频率分析单元15的MCU集成形成,或者可以形成为设置在MCU外部的电路。定时器21例如是包括在MCU中的定时器且对时间计数。时间测量单元22测量从发光器10开始发光的时刻到采样和保持电路20的输出恒定的时刻的时间。在这个实施例中,具体地,时间测量单元22通过计时器21来测量从发光器10开始发光的时刻到发光后AD转换器14的输出恒定的时刻的时间,由此测量了采样和保持电路20的输出恒定的时间。类似于例如频率分析单元15等,时间测量单元22通过MCU来实现。

[0088] 使用采样和保持电路20的一个优势在于可以减少发光器10的发光时间。当没有使用采样和保持电路20时,发光器10的发光时间依赖于光电检测器12的上升时间和AD转换器14的转换时间。具体来说,当执行高精度测量时,数字西格玛AD转换器可以用作AD转换器14。在这种情况下,转换时间变得长于使用另一AD转换器的情况下的转换时间。因此,需要增加发光器10的发光时间,这造成了功耗增加。另一方面,当使用采样和保持电路20时,发光器10的发光时间可以被限制至光电检测器12的上升时间和采样和保持电路20的充电时间,由此可以减少功耗。

[0089] 如上所述,考虑到节省电力,发光器10的发光时间优选被设置为光电检测器12的

上升时间与采样和保持电路20的充电时间之和。光电检测器12的上升时间与采样和保持电路20的充电时间之和的时间通常基于部件的规格等通过推断而计算出来。然而,事实上,即使使用相同规格的光电检测器12,光电检测器12之间的上升时间也不同。因此,当基于部件等的规格来设置发光时间时,发光时段比光电检测器12的上升时间与采样和保持电路20的充电时间之和更长。在这个实施例中,在实际使用的系统中测量了与光电检测器12的上升时间以及采样和保持电路20的充电时间对应的时间。

[0090] 具体来说,驱动电路11先使发光器10发光。在发光器10发光后,时间测量单元22监视AD转换器14的输出值。时间测量单元22使用计时器21测量从发光器10开始发光的时刻,直到AD转换器14输出变为恒定的时刻。AD转换器14的输出变为恒定的时刻对应于采样和保持电路20的输出电压变为恒定的时刻。由于时间测量单元22测量的时间是与光电检测器12的上升时间与采样和保持电路20的充电时间对应的时间测量值,时间测量单元22将测量的时间设置为发光器10的单次发光的持续时间。因此,控制发光器10,使得以预定周期即采样周期重复的发光器的单次发光持续时间变为等于时间测量单元22测量的时间。

[0091] 图12是用于描述发光器10的发光时间的设置的图,上图示出了发光器10的发光状态随时间变化,下图示出了发光器10发光时AD转换器14的输出值随时间变化。在图12中,发光器10在基于光电检测器12与采样和保持电路等的规格计算出的、与光电检测器12的上升时间与采样和保持电路20的充电时间之和对应的时段内发光。如图12所示,在从开始发光到AD转换器14的输出变为恒定的时刻,发光器10发光是足够的。因此,对于过长的非必要时段,不再发光。因此,可以抑制功耗。尽管在这个实施例中脉搏计2包括计时器2和时间测量单元,根据与发光器10中的采样和保持电路20的充电时间以及光电检测器12的上升时间对应的时间测量值,来设置单次发光的持续时间也是足够的。包括计时器21和时间测量单元22也并非必需。此外,尽管在这个实施例中时间测量单元22监视用于测量脉搏的AD转换器14的输出,但是除了AD转换器14以外也可以监视接收采样和保持电路20的输出电压(例如,放大器电路13的输出)的AD转换器的输出。此外,当使用了除了AD转换器14以外的、其中高速操作是可能的AD转换器时,可以更精细的测量时间。由于使用AD转换器来判断输出是否到达预定值,所以AD转换器的精度可以低于AD转换器14的精度。

[0092] 接着,将描述根据这个实施例的电路配置。当控制发光器10的发光量时,需要提供DA转换器,其数字/模拟地转换控制光量的控制信号。此外,当从经由光电检测器12获取的生物特征信号中消除DC偏移信号时,需要提供DA转换器,其数字/模拟地转换产生要输入到放大器电路13的偏置电压的控制信号。然而,通常的MCU不是总是包括两个或更多个DA转换器。因此,将提出使用一个DA转换器和一个运算放大器来控制光量和偏置电压二者的技术。

[0093] 图13是示出根据这个实施例的脉搏计2的电路配置的一个示例的电路图。在图13所示的示例中,在形成脉搏计2的部件中,示出了发光器10、驱动电路11、光接收感测电路120、采样和保持电路20、放大器电路13和AD转换器14。

[0094] 发光器10由LED 100和101形成。LED 100和101并联连接在电源电压VDD的线路与接地电压VSS的线路之间。更具体而言,LED 100和101每个都具有连接到电源电压VDD的线路的一个端子以及连接到形成驱动电路11的N沟道MOS晶体管的漏极的另一个端子。

[0095] 驱动电路11包括DA转换器DAC、运算放大器AMP1、开关SW1、SW2和SW3、电阻元件R1、R2和R3以及N沟道MOS晶体管NMOS。除了起驱动发光器10作用的电路以外,驱动电路11还具

有产生要供给到放大器电路13的偏置电压的作用。可以通过改变开关SW1、SW2和SW3来切换这些功能。

[0096] DA转换器DAC例如是12位DA转换器。DA转换器DAC接收控制光量的数字控制信号或者数字控制偏置电压的数字控制信号、将输入到DA转换器DAC的数字控制信号转换成模拟信号、并且将转换的信号输出到运算放大器AMP1的非反相输入端子。运算放大器AMP1的反相输入端子连接到节点N1。运算放大器AMP1的输出端子连接到开关SW1。开关SW1经由电阻元件R1连接到N沟道MOS晶体管NMOS的栅极。此外,提供在电阻元件R1和N沟道MOS晶体管NMOS之间的节点N2连接到经由电阻元件R2连接到节点电压VSS的线路。N沟道MOS晶体管NMOS的源极经由电阻元件R3连接到接地电压VSS的线路。

[0097] 此外,开关SW2具有连接到节点N1的一个端子以及连接到提供在运算放大器AMP1和开关SW1之间的节点N3的另一端子。即,开关SW2具有经由节点N1连接到运算放大器AMP1的反相输入端子的一个端子以及经由节点N3连接到运算放大器AMP1的输出端子的另一个端子。因此,当开关SW2接通时,形成了运算放大器AMP1的负反馈回路。节点N3还连接到放大器电路13。

[0098] 开关SW3具有连接到节点N1的一个端子以及连接到提供在N沟道MOS晶体管NMOS的源极和电阻元件R3之间的节点N4的另一个端子。

[0099] 当调节发光器10的发光量的控制信号被输入到DA转换器DAC时,开关SW1接通,开关SW3接通,开关SW2关断,且运算放大器AMP1、开关SW1和SW3、电阻元件R1、R2和R3以及N沟道MOS晶体管NMOS形成恒定电流驱动电路。

[0100] 此外,当控制要供给到放大器电路13的偏置电压的控制信号被输入到DA转换器DAC时,开关SW1关断,开关SW3关断,开关SW2接通,且运算放大器AMP1和开关SW2形成缓冲器电路以供给根据控制信号而产生的偏置电压至放大器电路13。

[0101] 如上所述,开关SW1、SW2和SW3切换光发射控制状态(第一状态)和偏置电压生成状态(第二状态),光发射控制状态是其中运算放大器AMP1用作恒定电流驱动电路以基于用于控制光量的信号来驱动发光器10的状态,偏置电压生成状态是其中运算放大器AMP1用作缓冲器电路以将基于控制偏置电压的信号而产生的偏置电压供给到放大器电路13的状态。因此,可以使用一个运算放大器AMP1和一个DA转换器DAC来控制光量和偏置电压二者。因此,可以减少部件数目。此外,当偏置电压被供给到放大器电路13时,运算放大器AMP1被用作缓冲器放大器。因此,DA转换器DAC的输出处于低阻抗状态,由此可以抑制DA转换器DAC的电阻值对放大器电路13的增益的影响。

[0102] 光接收感测电路120包括用作光电检测器12的光电晶体管PT以及电阻元件R4,且光电晶体管PT和电阻元件R4串联连接在电源电压VDD的线路和接地电压VSS的线路之间。节点N5提供在光电晶体管PT和电阻元件R4之间,且节点N5连接到采样和保持电路20。光接收感测电路120经由节点N5输出光接收信号至采样和保持电路20。

[0103] 采样和保持电路20包括开关SW4、运算放大器AMP2和作为容性元件的电容器C。开关SW4具有连接到光接收感测电路120的节点N5的一个端子以及连接到运算放大器AMP2的非反相输入端子的另一个端子。此外,节点N6提供在开关SW4和运算放大器AMP2的非反相输入端子之间。电容器C提供在节点N6和接地电压VSS的线路之间。因此,在光接收感测电路120输出光接收信号且开关SW4接通时,电容器C被充电至光接收感测电路120的输出电压。

即使在开关SW4关断时,电容器C也将充电期间光接收感测电路120的输出电压供给到运算放大器AMP2。在运算放大器AMP2中,形成负反馈回路。同时,运算放大器AMP2的输出端子连接到放大器电路13的电阻元件R5。在具有上述配置的采样和保持电路20中,开关SW4根据发光器10的发光时段来控制。

[0104] 放大器电路13包括运算放大器AMP3、可编程仪表放大器PGA和电阻元件R5、R6、R7、R8、R9和R10。运算放大器AMP3的反相输入端子通过电阻元件R6连接到驱动电路11的节点N3。此外,运算放大器AMP3的输出端子通过电阻元件R7连接到提供在运算放大器AMP3的反相输入端子和电阻元件R6之间的节点N7,且形成了负反馈回路。运算放大器AMP3的非反相输入端子通过电阻元件R5连接到采样和保持电路20的输出端子。节点N8提供在运算放大器AMP3的非反相输入端子和电阻元件R5之间,且运算放大器AMP3的非反相输入端子经由节点N8连接到电阻元件R8。电阻元件R8具有连接到节点N8的一个端子和连接到提供在电阻元件R9和电阻元件R10之间的节点N9的另一个端子。电阻元件R9和R10串联连接在电源电压VDD的线路和接地电压VSS的线路之间,且形成分压电路。根据上述配置,运算放大器AMP3形成了差分放大器电路且基于经由节点N3输入的偏置电压消除了包括在从采样和保持电路20输出的信号中的DC偏移信号。如上所述当脉搏计2被切换到偏置电压发生状态时,形成了缓冲器电路,由此可以减少差分放大器电路的增益误差。运算放大器AMP3的输出端子连接到可编程仪表放大器PGA的输入端子。可编程仪表放大器PGA是可以通过上述调节单元17来改变增益的放大器。可编程仪表放大器PGA的输出被输入到AD转换器14。AD转换器14例如是数字西格玛AD转换器,且模拟/数字地转换从可编程仪表放大器PGA输出的信号。

[0105] 图14是示出在脉搏计2中切换发光控制状态和偏置电压生成状态时的时序的一个示例的时间图。图14示出了脉搏计2中的一个采样操作的时间图。在图14所示的示例中,可以假设发光器10从时间T1至T2发光。

[0106] 在时间T1,发光器10发光。这时,脉搏计2从偏置电压生成状态切换到发光控制状态。即,在时间T1,开关SW1和开关SW3从关断切换到接通,且开关SW2从接通切换到关断。然后,在时间T2,发光器10停止。这时,脉搏计2从发光控制状态切换到偏置电压生成状态。即,在时间T2,开关SW1和开关SW3从接通切换到关断,且开关SW2从关断切换到接通。此外,在时间T2,开关SW4从接通切换到关断。时间T1到时间T2是执行采样和保持电路20的采样操作和电容器C通过光接收感测电路120的输出来充电的时段。此后,在时间T3,AD转换器14开始转换。时间T2至时间T3对应于用于等待模拟前端的设置时间的预定等待时间。具体地,例如当发光控制状态切换到偏置电压生成状态时出现等待时间。在时间T4,开关SW4接通且AD转换器14完成转换。电容器C保持充电状态,直到开关SW4在时间T4关断的时刻。即,时间T2到时间T4是执行采样和保持电路20的保持操作的时段。当开关SW4在时间T4接通时,电容器C开始放电操作。在时间T5,发光器10再次发光,且在脉搏计2中重复上述操作。

[0107] 尽管已经基于实施例具体描述了发明人完成的本发明,但是不用说本发明不限于以上已经说明的实施例,且可以在不离开本发明的精神的情况下对实施例进行各种改变。

[0108] 例如,尽管在图1中示出了包括放大器电路13的脉搏计1以及在图1中描述了其中调节单元17调节发光器10的发光量和放大器电路13的增益的示例,但是在调节单元17不执行增益调节时脉搏计1可以不必包括放大器电路13。

[0109] 此外,尽管在图11中示出了根据第五实施例的脉搏计2的配置,但是在脉搏计2中

也可以不提供调节单元17。即,可以如图15所示地形成脉搏计2。当来自采样和保持电路20的输出足够时,可以忽略放大器电路13。此外,如上所述,在脉搏计2中,根据测量值来设置发光器10的发光时间是足够的。脉搏计2可以不是必须包括计时器21和时间测量单元22。如上所述,在根据第五实施例的脉搏计2中,可以不提供调节单元17或者可以提供第一至第四实施例中描述的调节单元17的配置。

[0110] 此外,尽管在以上实施例中采用了其中从图2所示的反射传感器获取脉搏信号的配置,但是也可以使用透射型传感器,其向手指发光、在与发光侧相对的一侧接收通过手指的光、并获得脉搏信号。此外,测量目标不限于人体,也可以是动物。此外,测量位置可以是手指以外的位置,且可以是手臂、手掌或脚。此外,本发明可以应用到脉搏血氧仪中的脉搏测量。

[0111] 本领域技术人员根据需要可以组合第一至第五实施例。

[0112] 尽管关于多个实施例描述了本发明,本领域技术人员应理解,在所附权利要求的精神和范围内,可以利用各种改型来实现本发明,且本发明不限于所描述的示例。

[0113] 此外,权利要求的范围不受上述实施例的限制。

[0114] 此外,应注意:即使在后续程序中有修改,申请人也意图涵盖所有权利要求内容的等同。

1

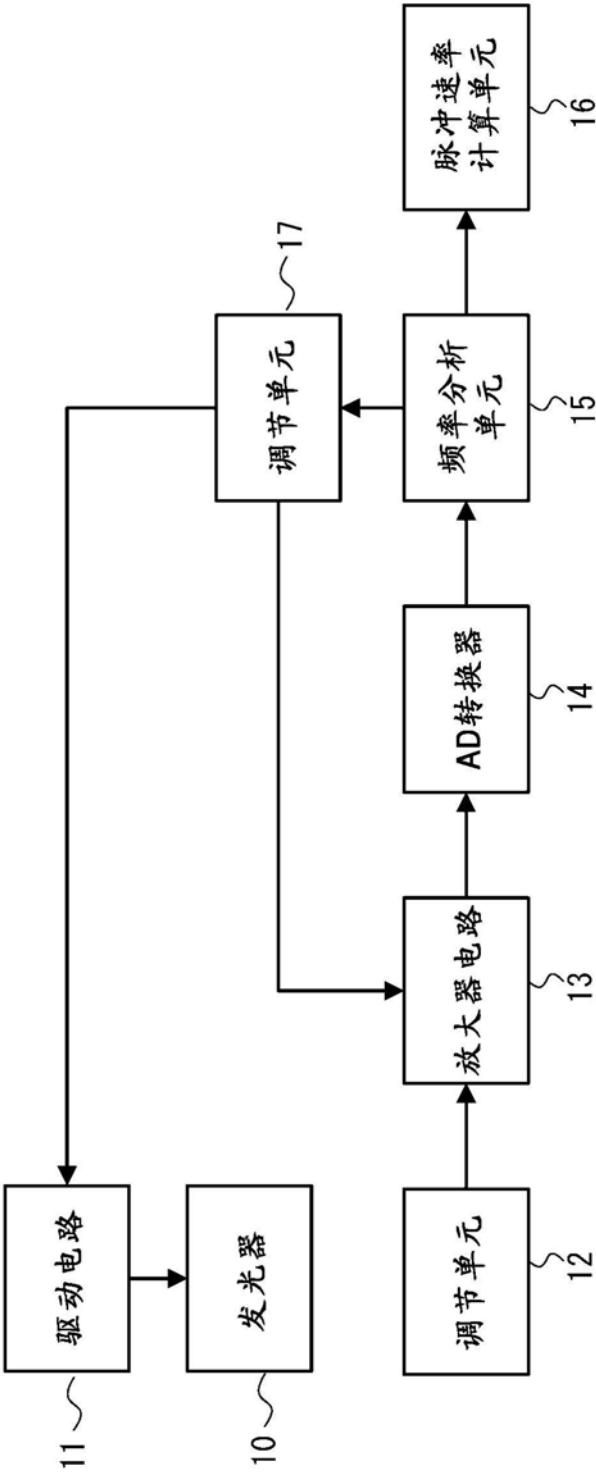


图1

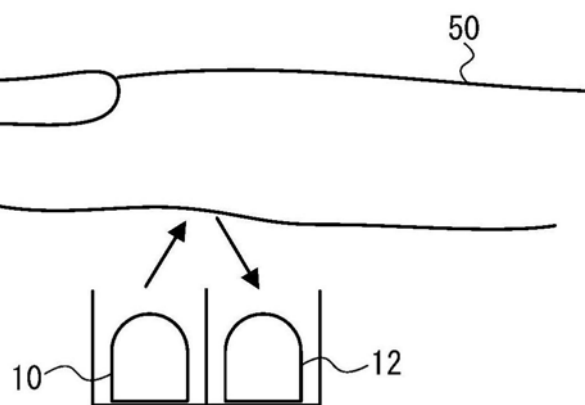


图2

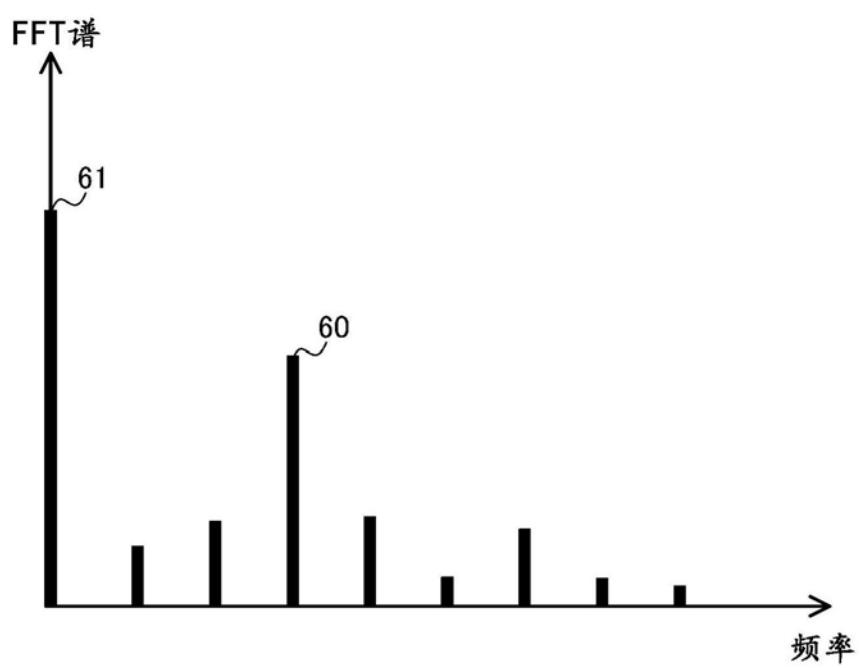


图3A

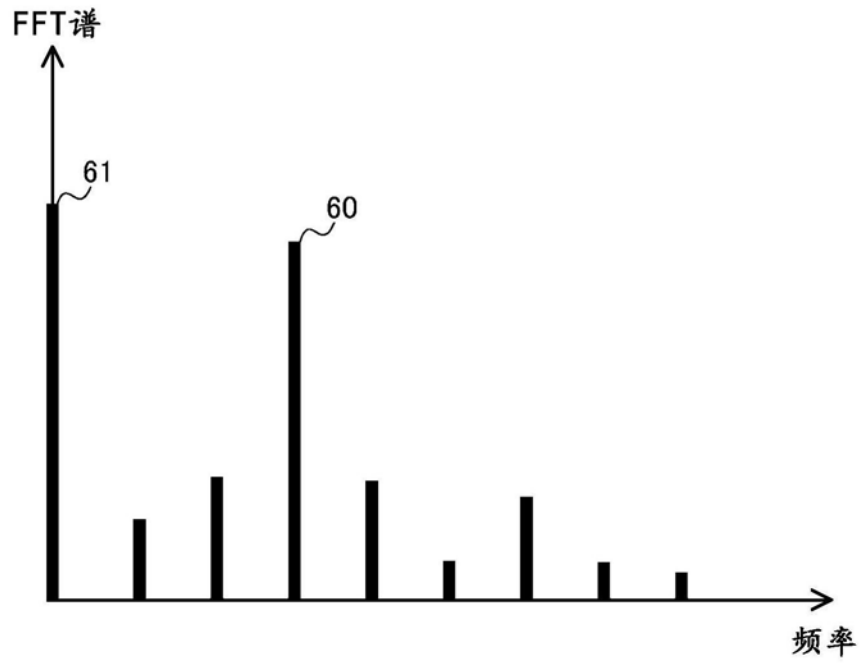


图3B

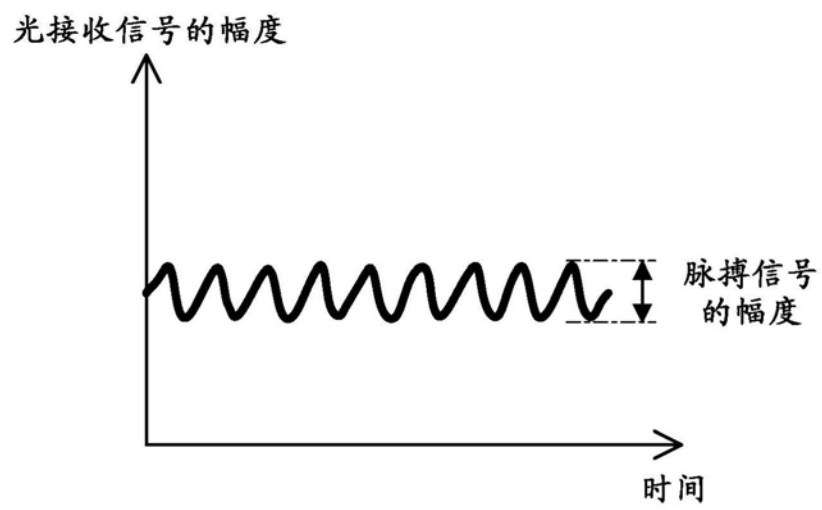


图4A

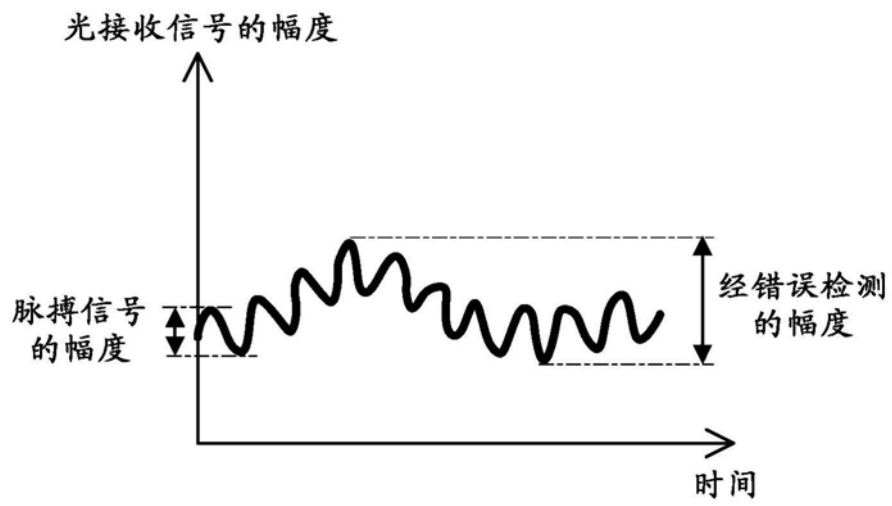


图4B

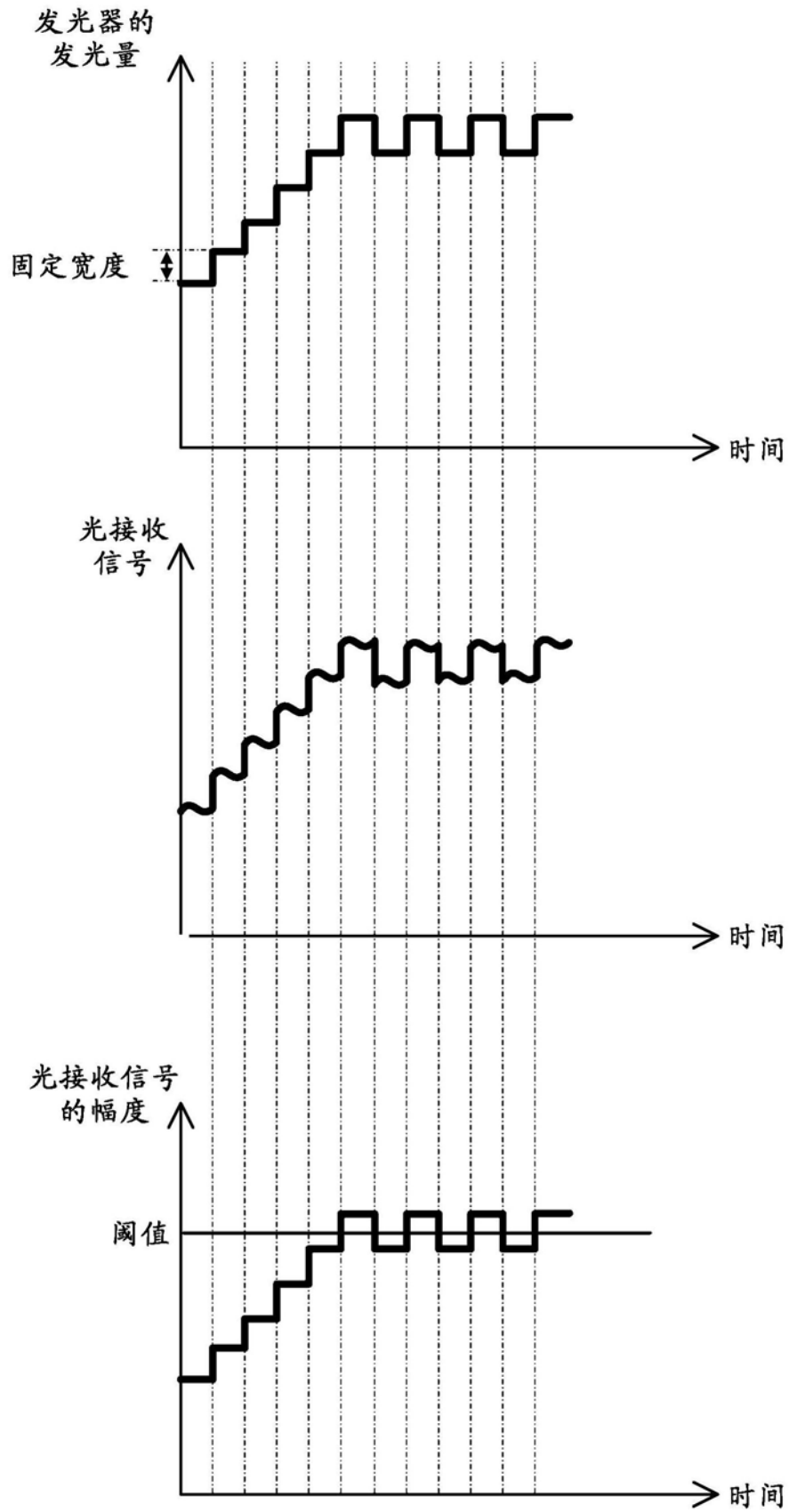


图5

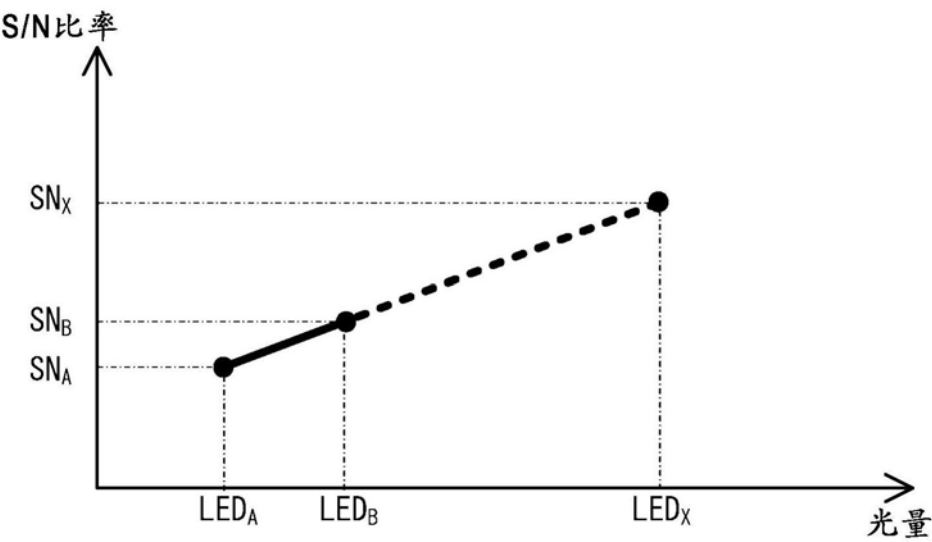


图6

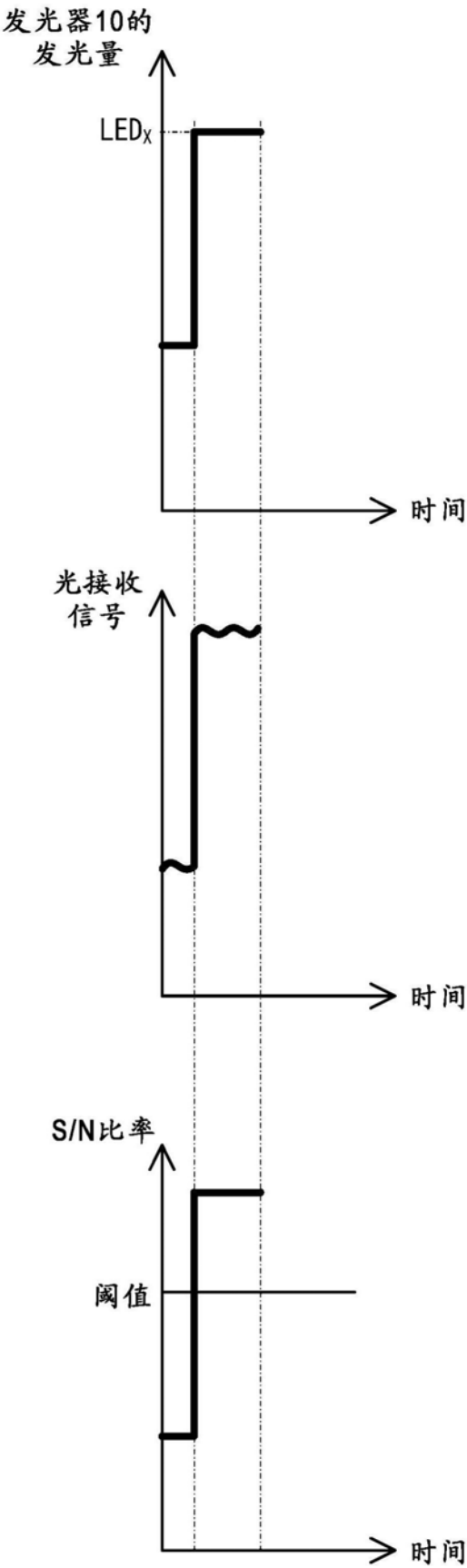


图7

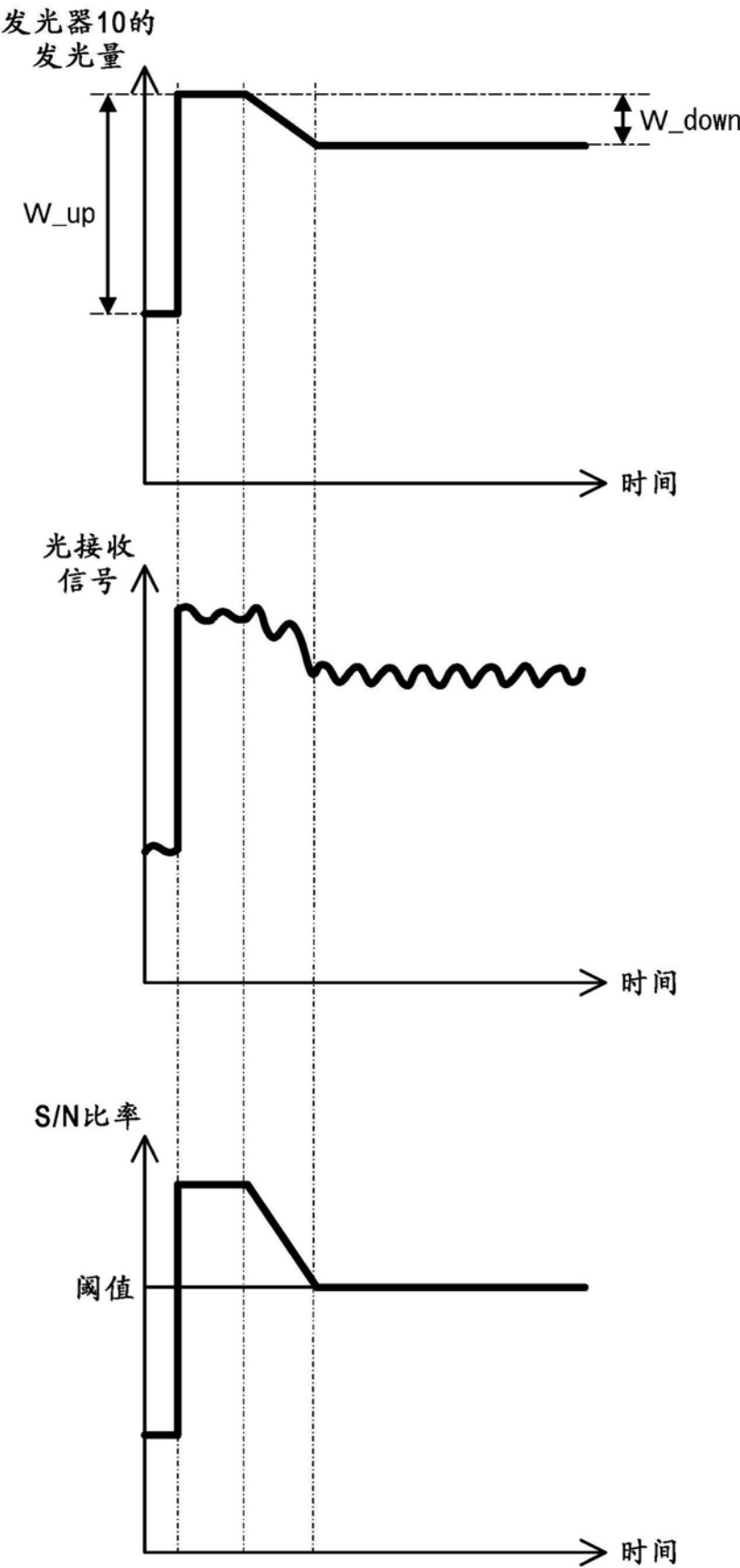


图8

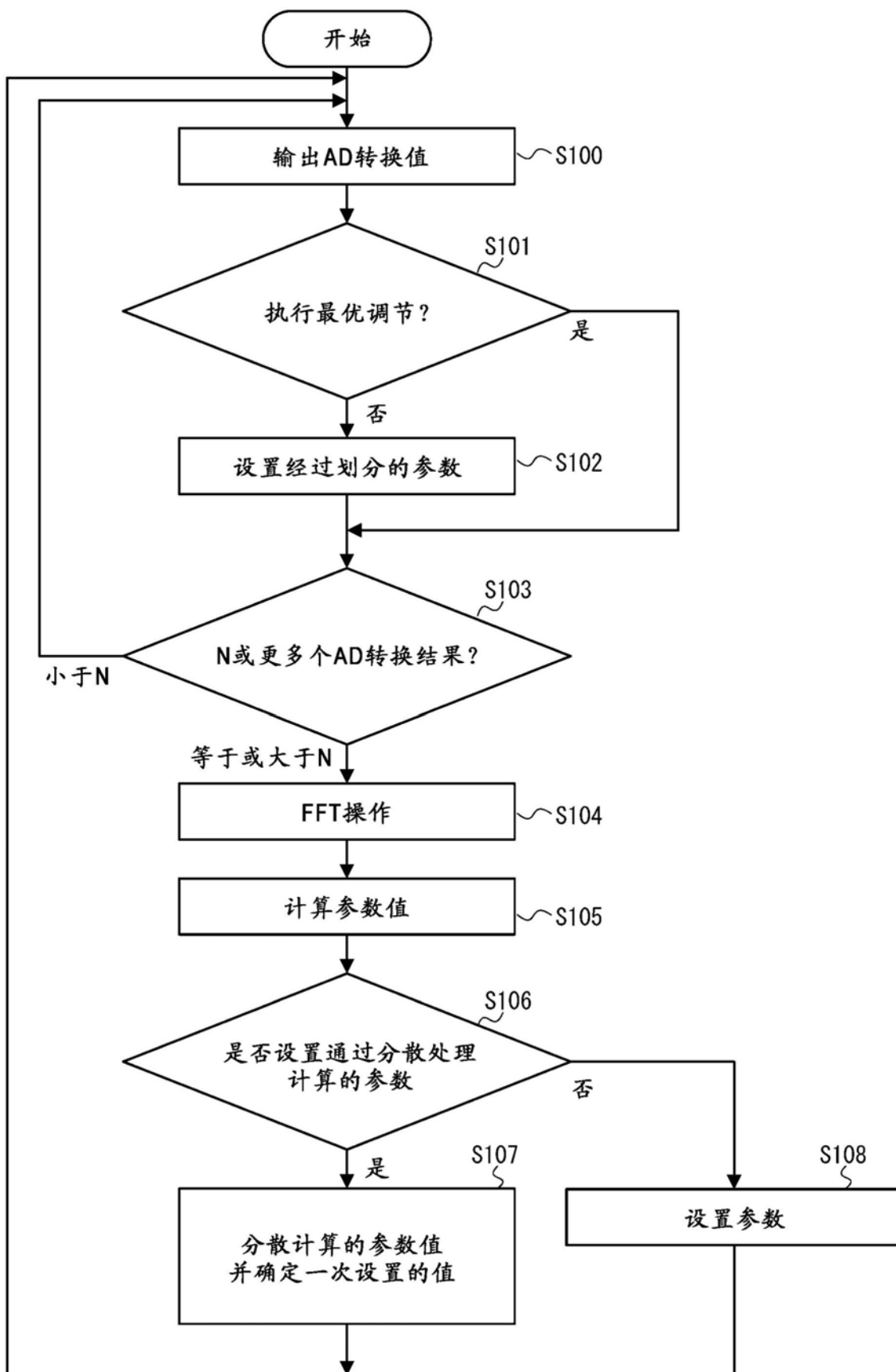


图9

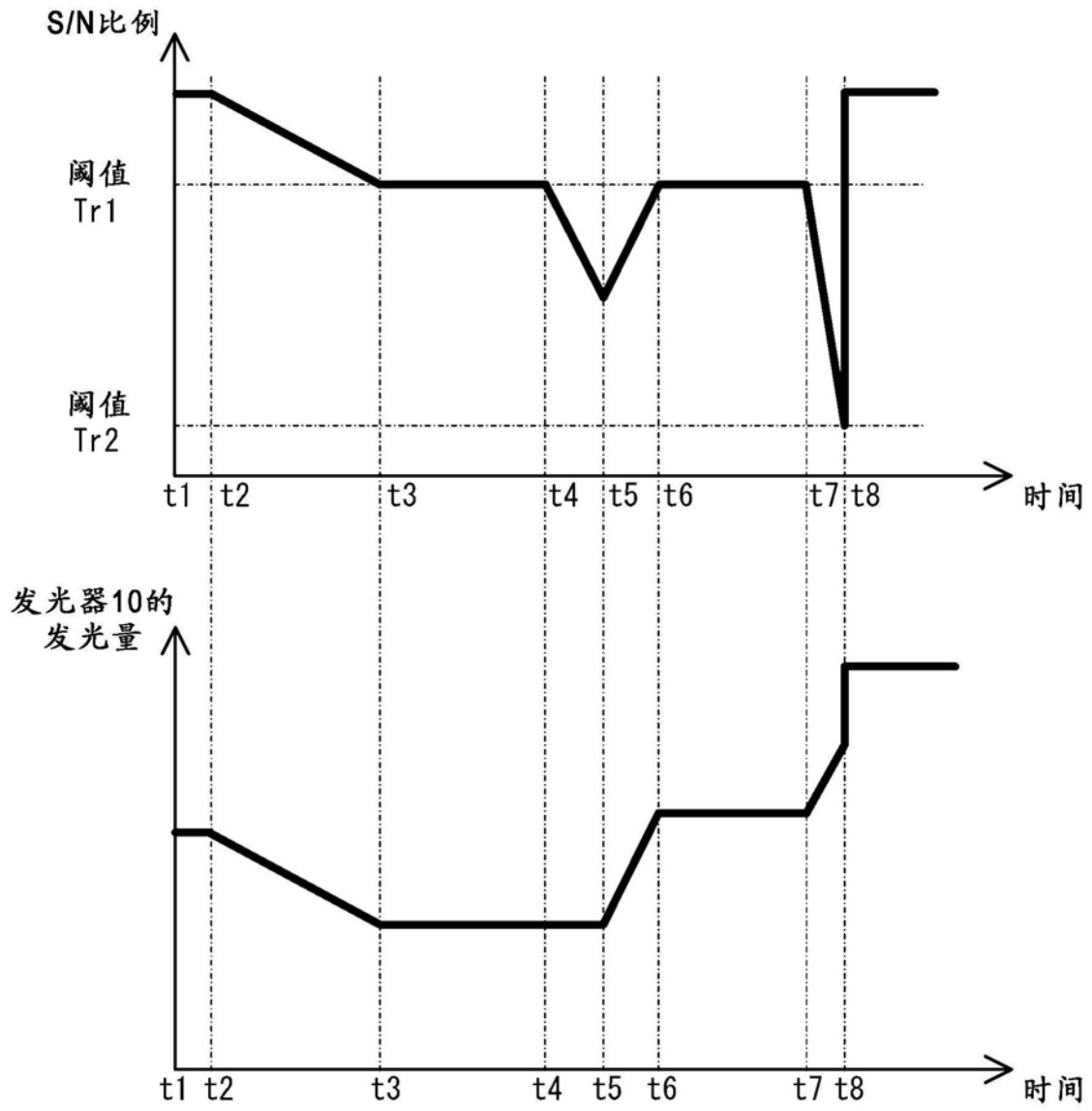


图10

2

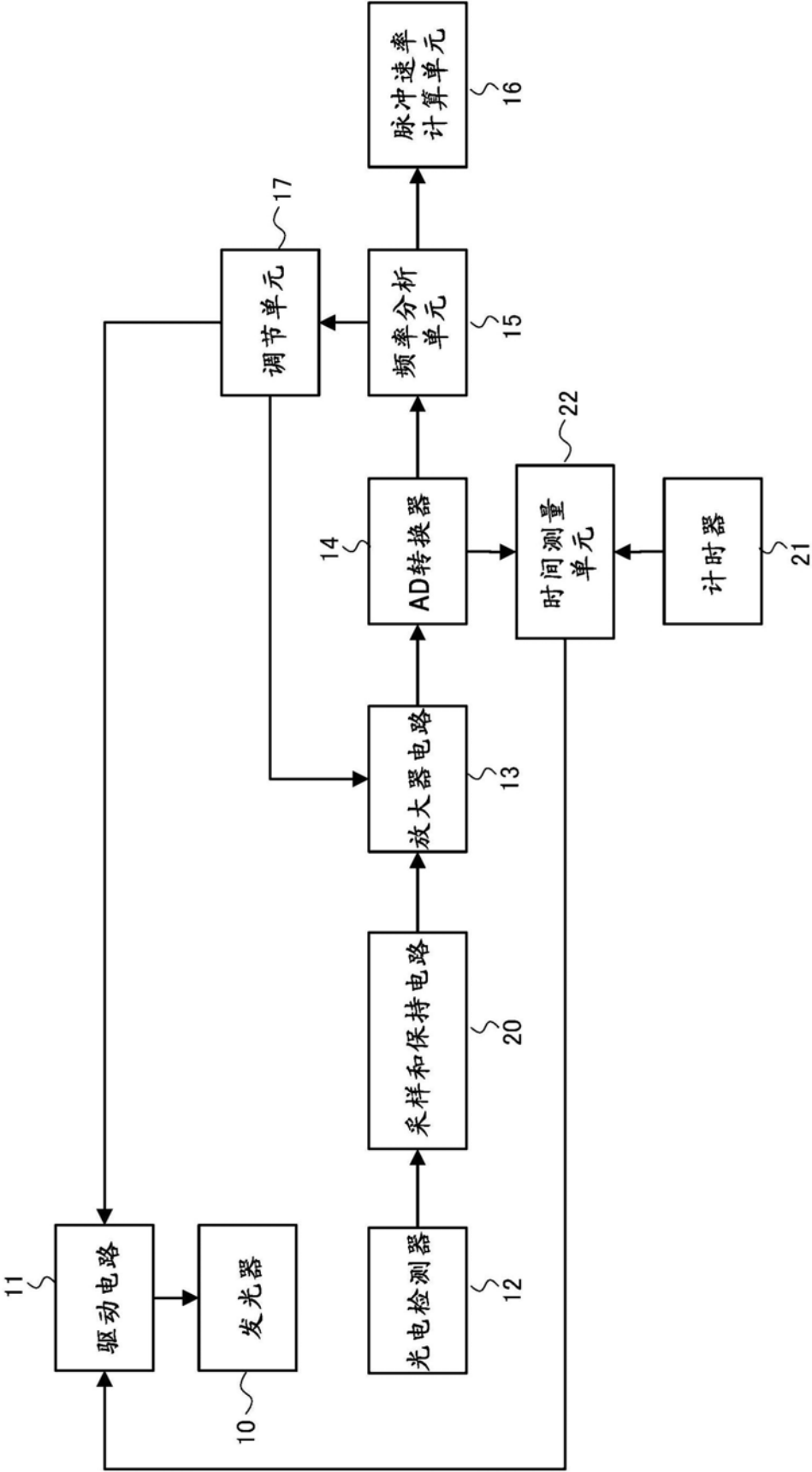


图11

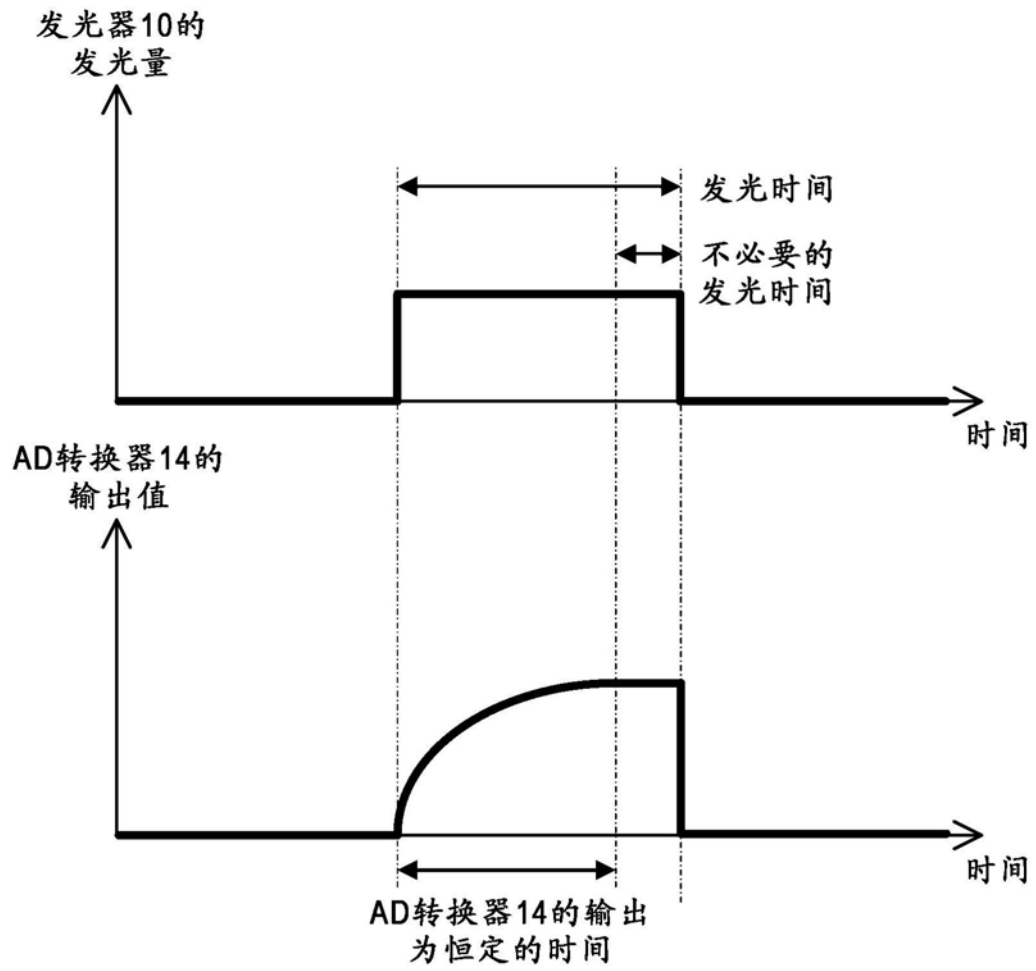


图12

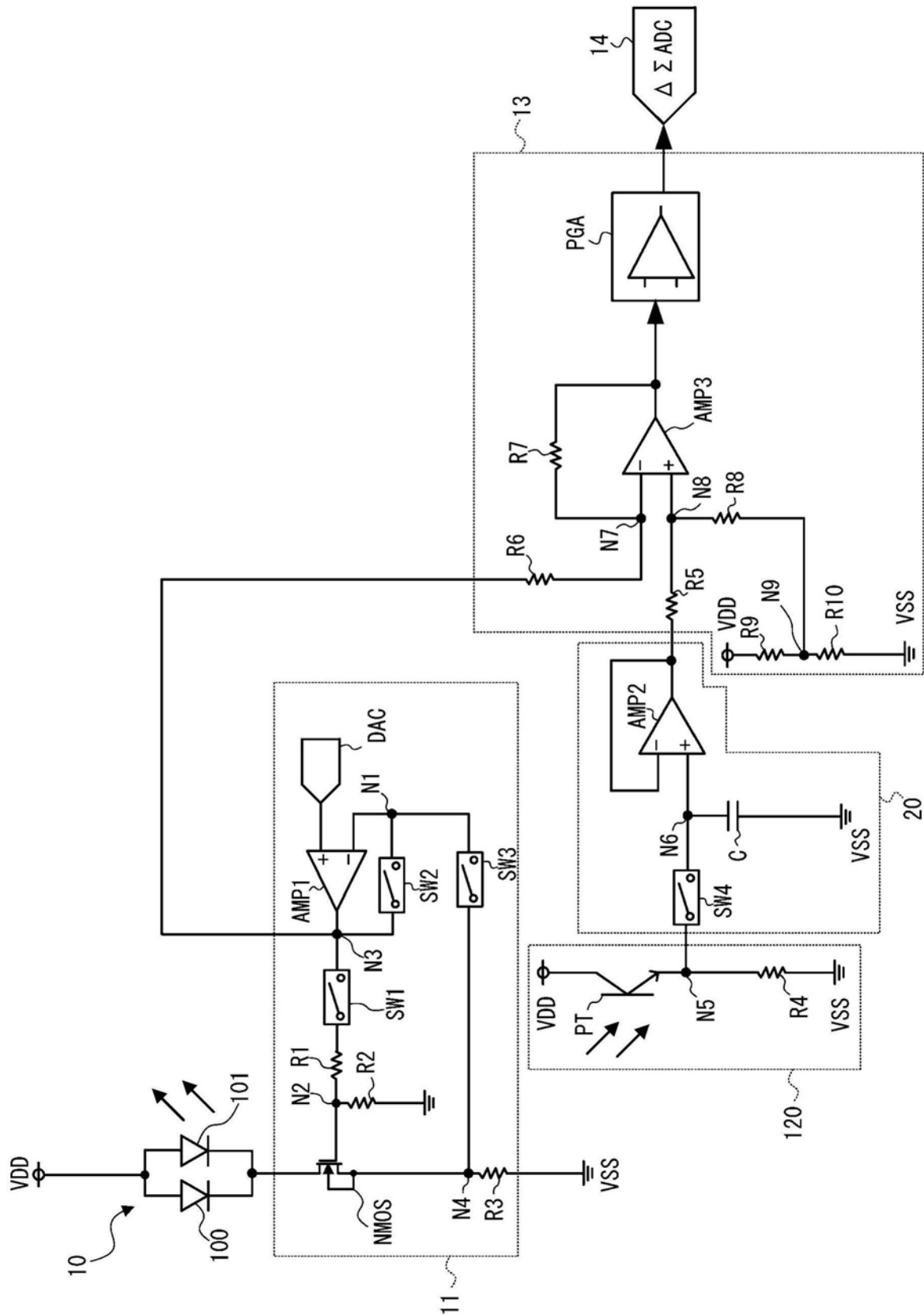


图13

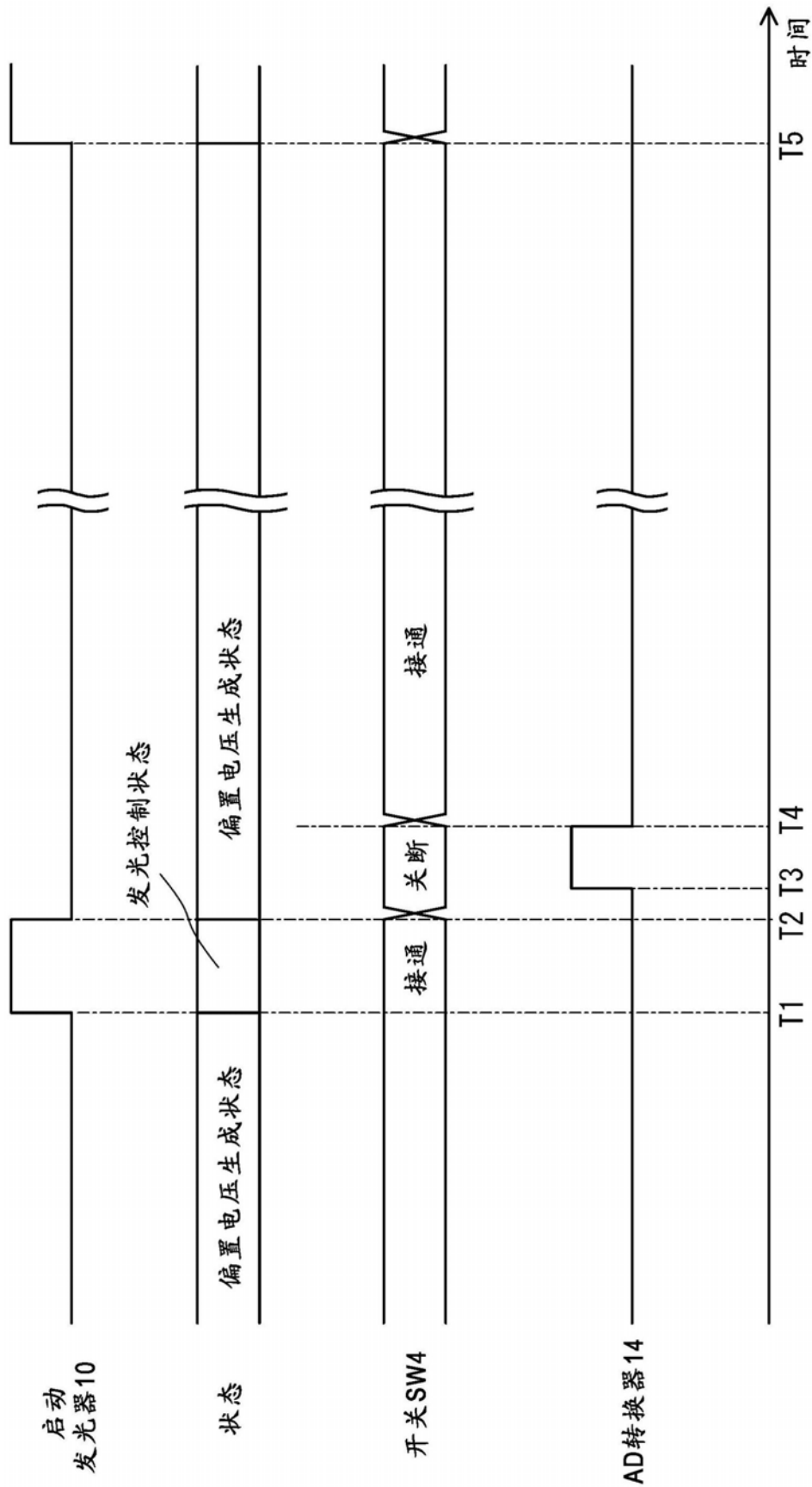


图14

2

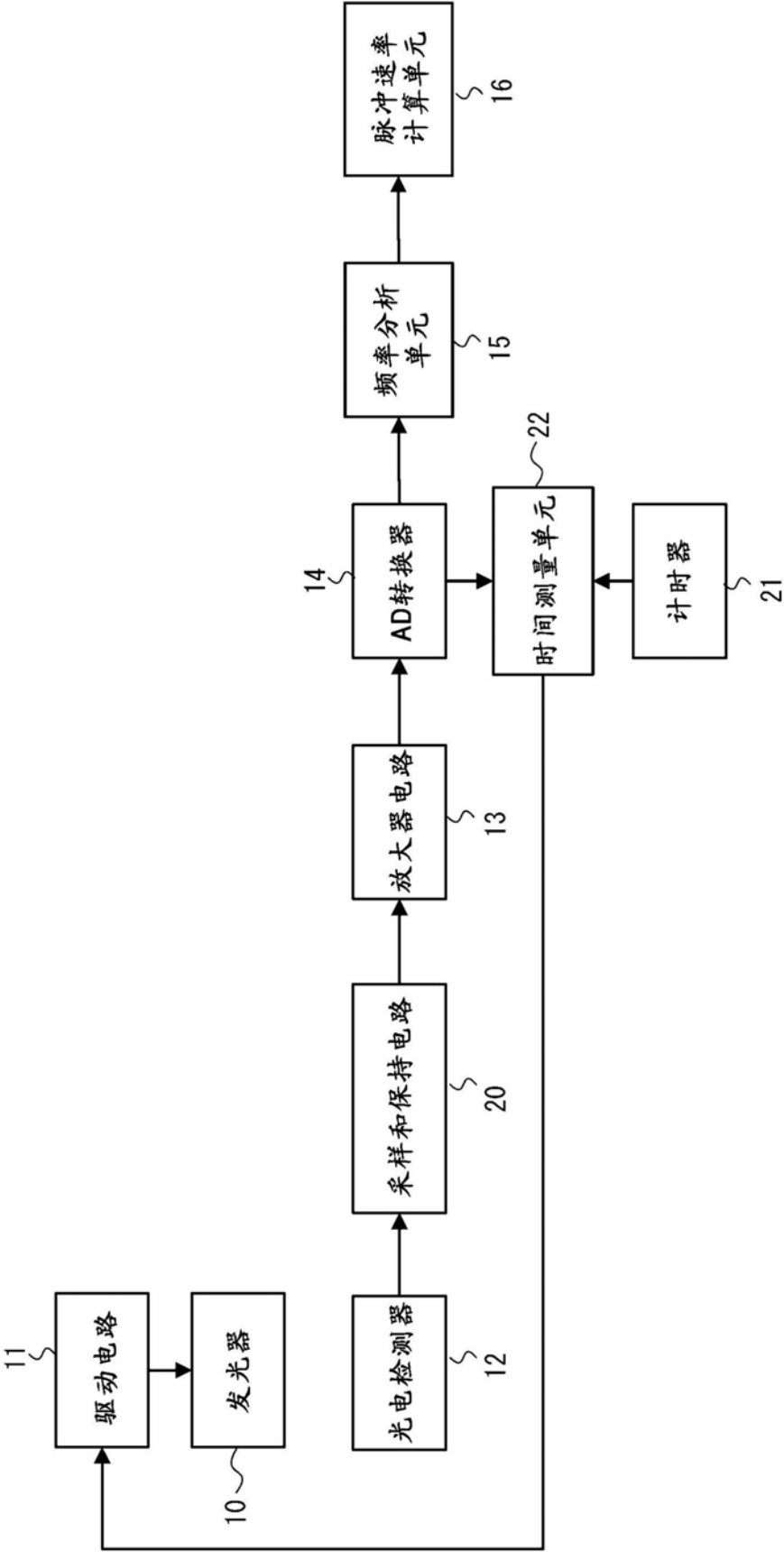


图15

专利名称(译)	脉搏计以及脉搏计的调节方法		
公开(公告)号	CN106137164B	公开(公告)日	2021-02-23
申请号	CN201610319457.8	申请日	2016-05-13
[标]申请(专利权)人(译)	瑞萨电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	瑞萨电子株式会社		
[标]发明人	广岛茜 清水裕司		
发明人	广岛茜 清水裕司		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
代理人(译)	李辉 张昊		
优先权	2015099747 2015-05-15 JP		
其他公开文献	CN106137164A		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本公开涉及脉搏计以及脉搏计的调节方法，可以减少脉搏计的功耗同时抑制测量脉搏的精度的恶化。脉搏计1包括发光器10、光电检测器12、AD转换器14、频率分析单元15和调节单元17。发光器10对测量目标的血管发光。光电检测器12检测由所述发光器发出的经由血管的光。AD转换器14模拟/数字地转换所述光电检测器12的输出信号。频率分析单元15对AD转换器14转换的数据进行频率分析。调节单元17基于频率分析单元15的分析结果来调节发光器10的发光量。

