



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105640495 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201510846318. 6

(22) 申请日 2015. 11. 27

(30) 优先权数据

2014-242455 2014. 11. 28 JP

(71) 申请人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 大古场稔 长永兼一 冈一仁

(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 宿小猛

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/026(2006. 01)

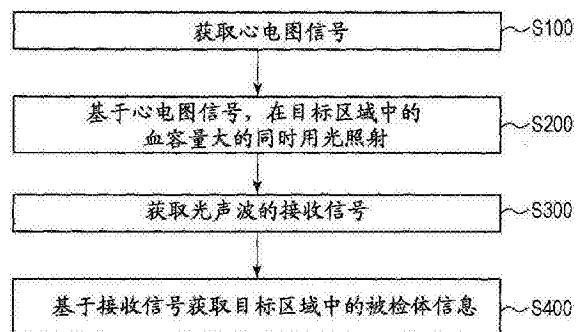
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54) 发明名称

光声装置

(57) 摘要

本发明涉及一种光声装置。该光声装置设定光照射定时,使得在从基于心电图信号中的R波的产生定时确定的开始定时延伸到经过了从心电图信号中的R波的产生定时延伸到心电图信号中的T波的产生定时的第一时间点的点的时间段内,用脉冲光照射被检体至少一次,并且设定光照射定时,使得在从开始定时延伸到经过了第一时间点的点的时间段以外的时间段中不用脉冲光照射被检体。



1. 一种光声装置,其特征在于,包括:
控制单元,被配置为设定光照射定时;
光照射单元,被配置为在光照射定时处用脉冲光照射被检体;
接收单元,被配置为接收响应来自光照射单元的脉冲光对被检体的照射而产生的光声波并且输出信号;
心电图获取单元,被配置为获取被检体的心电图信号;和
被检体信息获取单元,被配置为基于所述信号来获取被检体信息,
其中,控制单元被配置为:
设定光照射定时,从而使得在从基于心电图信号中的 R 波的产生定时而确定的开始定时延伸到经过了从心电图信号中的 R 波的产生定时延伸到心电图信号中的 T 波的产生定时的第一时间点的点的时间段期间,用脉冲光照射被检体至少一次;和
设定光照射定时,从而使得在从开始定时延伸到经过了第一时间点的点的时间段以外的时间段中不用脉冲光照射被检体。
2. 根据权利要求 1 所述的光声装置,其中,控制单元基于心电图信号确定心电图信号中的 R 波的产生定时和 T 波的产生定时。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,其中,控制单元设定光照射定时,从而使得在从基于心电图信号中的 R 波的产生定时而确定的开始定时延伸到经过了大于等于 0.3 秒且小于等于 0.45 秒的持续期的点的时间段期间,用脉冲光照射被检体至少一次。
4. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,还包括:
输入单元,被配置为接收目标区域中的部位的类型的输入;和
存储单元,被配置为存储限定目标区域中的部位的类型与从 R 波的产生定时延伸到开始定时的第二时间之间的关系的关系表,
其中,控制单元:
从关系表读出与通过输入单元输入的目标区域中的部位的类型对应的第二时间;和
基于心电图信号中的 R 波的产生定时和从关系表读出的第二时间,来设定开始定时。
5. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,其中,控制单元基于心电图信号中的 R 波的产生定时、关于被检体的心脏与目标区域之间的距离的信息和关于血流速度的信息,来设定开始定时。
6. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,
其中光照射单元包含被配置为发射脉冲光的光源,以及
其中控制单元通过基于心电图信号设定光源的发光定时来设定光照射定时。
7. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,
其中光照射单元包含:
光源,被配置为发射脉冲光;和
光学系统,被配置为控制来自光源的脉冲光的衰减,以及
其中控制单元通过基于心电图信号控制光学系统中的脉冲光的衰减来设定光照射定时。
8. 根据权利要求 7 所述的光声装置,
其中光学系统是被配置为阻挡来自光源的脉冲光的遮光单元,以及

控制单元通过基于心电图信号设定是否导致遮光单元遮挡来自光源的脉冲光,来设定光照射定时。

9. 根据权利要求 7 所述的光声装置,其中,光源以预定的重复率发射脉冲光。

10. 根据权利要求 8 所述的光声装置,其中,光源以预定的重复率发射脉冲光。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的光声装置,

其中光照射单元包含能够发射相互不同的多个波长的脉冲光的光源,以及光源在从开始定时延伸到经过了第一时间的时间段以外的时间段中在多个波长之间切换。

12. 一种光声装置,其特征在于,包括:

控制单元,被配置为设定光照射定时;

光照射单元,被配置为在光照射定时处用脉冲光照射被检体;

输入单元,被配置为从用户接收用于驱动光照射单元的指令;

接收单元,被配置为接收响应来自光照射单元的脉冲光对被检体的照射而产生的光声波并且输出信号;

心电图获取单元,被配置为获取被检体的心电图信号;和

被检体信息获取单元,被配置为基于所述信号获取被检体信息,

其中,控制单元被配置为:

设定光照射定时,从而使得在通过输入单元接收到与用于驱动的指令有关的信息的情况下,在从基于心电图信号中的 R 波的产生定时而确定的开始定时延伸到经过了从心电图信号中的 R 波的产生定时延伸到心电图信号中的 T 波的产生定时的第一时间的时间段期间,用脉冲光照射被检体至少一次;和

设定光照射定时,从而使得在从开始定时延伸到经过了第一时间的时间段以外的时间段中,或者在通过输入单元没有接收到与用于驱动的指令有关的信息的情况下,不用脉冲光照射被检体。

13. 一种光声装置,其特征在于,包括:

光照射单元,被配置为用脉冲光照射被检体;

接收单元,被配置为接收当用来自光照射单元的脉冲光照射被检体时产生的光声波并且输出信号;

被检体信息获取单元,被配置为基于所述信号获取被检体信息;

血流信息获取单元,被配置为获取被检体的血流信息;和

控制单元,

其中控制单元被配置为基于血流信息控制光照射单元,从而使得光照射单元在被检体的目标部位中重复的血流波动循环内的血流相对高的时间段中用脉冲光照射被检体。

光声装置

技术领域

[0001] 本发明涉及利用光声效应的光声装置。

背景技术

[0002] 光声成像是利用光的成像技术中的一种。在光声成像中,使用由光源产生的脉冲光照射被检体。照射光在被检体内传播和散射并在被检体内的多个部位处被吸收,并且相应地产生光声波。光声波通过换能器被转换成电信号,并且,通过处理设备分析和处理该电信号。因此,获取与指示被检体内的光学特性的值有关的信息。

[0003] 从被检体内的光吸收体产生的光声波的产生的声压(下文也被称为初始声压) P_0 可通过下式表达:

$$[0004] \quad P_0 = \Gamma \cdot \mu_a \cdot \Phi \quad (1)$$

[0005] 本文中, Γ 表示Gruneisen系数,并且是通过将体积膨胀系数 β 与声速 c 的平方的积除以恒定压力下的比热 C_p 而获得的。符号 Φ 表示给定位置(局部区域)处的光的量(即,已经到达吸收体的光的量,也被称为光通量)。

[0006] 可通过使用从已接收了光声波的探测器输出的接收信号(PA信号)来获得初始声压 P_0 。

[0007] 众所周知,Gruneisen系数对每个给定的组织取基本上恒定的值,并因此可以通过在多个部位处测量和分析PA信号随时间的变化来获得光学吸收系数 μ_a 和光的量 Φ 的积,或者说,换句话说,来获得光学能量吸收密度。

[0008] 日本专利公开 No. 2013-248077 公开了一种基于从光产生的光声波来产生血管的光声图像的光声图像产生装置。

[0009] 在血红蛋白用作要被测量的光吸收体的情况下,在血管内的血容量小的区域中血红蛋白的量少,因此,该区域中的光学吸收系数相对低。因此,根据式(1)产生的光声波的声压趋于低。换句话说,在血容量小的区域中产生的光声波的接收信号的S/N比率趋于相对低。因此,当要通过光声装置获得目标区域的被检体信息时,在血容量小的区域中,获取的被检体信息的精度可能劣化。

发明内容

[0010] 本公开的一个方面提供一种光声装置,该光声装置包括:被配置为设定光照射定时的控制单元;被配置为在光照射定时处用脉冲光照射被检体的光照射单元;被配置为接收当用来自光照射单元的脉冲光照射被检体时产生的光声波并且输出信号的接收单元;被配置为获取被检体的心电图信号的心电图获取单元;和被配置为基于该信号获取被检体信息的被检体信息获取单元。控制单元被配置为:设定光照射定时,从而使得在从基于心电图信号中的R波的产生定时而确定的开始定时延伸到经过了从心电图信号中的R波的产生定时延伸到心电图信号中的T波的产生定时的第一时间的点的时段内,用脉冲光照射被检体至少一次;和设定光照射定时,从而使得在从开始定时延伸到经过了第一时间的点的时

间段以外的时间段中不用脉冲光照射被检体。

[0011] 根据以下参考附图对示例性实施例的说明,本发明的其它特征将变得清楚。

附图说明

[0012] 图 1 示出根据示例性实施例的光声装置的配置。

[0013] 图 2 是根据示例性实施例的用于获取被检体信息的方法的流程图。

[0014] 图 3A、图 3B、图 3C、图 3D 和 3E 示出根据示例性实施例的各种序列。

[0015] 图 4A、图 4B、图 4C、图 4D 和 4E 示出根据示例性实施例的各种序列的另一例子。

具体实施方式

[0016] 以下将参照附图详细描述本发明的示例性实施例。应当注意,相同的构成元件一般被赋予相同的附图标记,并且将省略其描述。

[0017] 第一示例性实施例

[0018] 根据本示例性实施例的光声装置基于光声波的接收信号来获取被检体信息。根据本示例性实施例的被检体信息是从通过光声效应产生的光声波的接收信号获得的、与被检体有关的信息。具体而言,该被检体信息包含产生的声压(初始声压)、光学能量吸收密度、光学吸收系数和构成组织的物质的浓度等。物质的浓度的例子包括氧饱和度、氧合血红蛋白浓度、还原血红蛋白浓度和总血红蛋白浓度。总血红蛋白浓度是氧合血红蛋白浓度和还原血红蛋白浓度的和。另外,诸如光学吸收系数分布和氧饱和度分布的分布数据也可用作被检体信息。

[0019] 基本配置

[0020] 将参照图 1 描述根据本示例性实施例的光声装置的基本配置。

[0021] 图 1 示意性地示出根据本示例性实施例的光声装置的配置。根据本示例性实施例的光声装置包括光照射单元 110、声波接收单元 130、心电图获取单元 150、输入单元 170、显示单元 180 和处理单元 190。光照射单元 110 包括光源 111 和光学系统 113。将在后面详细描述光源 110 和光学系统 113 的配置。

[0022] 光源 111 发射脉冲光 112,并且由光学系统 113 引导脉冲光 112。从光学系统 113 发射的脉冲光 112 入射在被检体 120 上,并然后到达被检体 120 内的光吸收体 121。光吸收体 121 可典型地是血管,或者特别地是存在于生物体或肿瘤等内的血管中的物质(诸如血红蛋白)。光吸收体 121 吸收光的能量并且产生光声波 122。产生的光声波 122 在被检体 120 内传播并且到达声波接收单元 130。

[0023] 声波接收单元 130 接收光声波 122 并且相应地输出时序接收信号。处理单元 190 依次接收从声波接收单元 130 输出的接收信号。

[0024] 处理单元 190 基于输入的时序接收信号来产生目标区域中的被检体信息。处理单元 190 然后向显示单元 180 传送产生的被检体信息的数据,并且在显示单元 180 上显示目标区域中的被检体信息的图像和数值等。目标区域可被事先设定并且可由用户通过输入单元 170 输入。目标区域被设定为包括被检体 120 的至少一部分。将在后面详细描述用于获取被检体信息的方法。

[0025] 在血红蛋白用作光吸收体的情况下,在其中血管内的血容量小的区域中,血红蛋

白的量小,因此,该区域中的光学吸收系数相对低。因此,根据式(1)产生的光声波的声压趋于低。换句话说,在血容量小的区域中产生的光声波的接收信号的 S/N 比率相对低。另外,在血容量极小的情况下,光声波的接收信号可能被噪声淹没。因此,当要通过光声装置获得目标区域中的被检体信息时,在血容量小的区域中,获取的被检体信息的精度可能劣化。

[0026] 鉴于这种问题,根据本示例性实施例的光声装置包括被配置为获取被检体 120 的心电图信号的心电图获取单元 150。可从由心电图获取单元 150 获取的心电图信号的波形估计被检体 120 的心脏的条件,并且可由此估计被检体 120 的血流条件。因此,处理单元 190 基于由心电图获取单元 150 获取的被检体 120 的心电图信号来设定光照射单元 110 的光照射定时,从而使得在目标区域中的血容量小的同时光照射单元 110 不用脉冲光 112 照射被检体 120。另外,处理单元 190 设定光照射单元 110 的光照射定时,从而使得在目标区域中的血容量大的同时光照射单元 110 用脉冲光 112 照射被检体 120。

[0027] 以这种方式设定光照射定时使得可以在血容量大的同时(或者换句话说,在用作光吸收体的血红蛋白的量的大的同时)选择性地用脉冲光 112 照射被检体 120。因此,可以获取具有高 S/N 比率的光声波的多个接收信号。另外,根据本示例性实施例,不可能包含在血容量小的同时产生的具有低 S/N 比率的光声波的接收信号,因此,可以以高精度获取目标区域中的被检体信息。将在后面详细描述光照射定时。

[0028] 下文将描述根据本示例性实施例的光声装置的构成块中的每一个。

[0029] 光源 111

[0030] 光源 111 可以是可产生纳秒到微秒脉冲光的脉冲光源。具体而言,脉冲持续期优选处于约 1 ~ 100 纳秒的范围中。另外,波长优选处于约 400nm ~ 1600nm 的范围中。特别地,当要以高分辨率对生物体的表面附近的血管进行成像时,可以使用可见光范围中的波长(大于或等于 400nm 且小于或等于 700nm)的光。同时,当要对生物体内的深部位进行成像时,可以使用生物体的背景组织不大量吸收的光的波长(大于或等于 700nm 且小于或等于 1100nm)的光。作为替代地,还可使用太赫波范围、微波范围或无线电波范围的放射线。

[0031] 光源 111 可以优选为激光器。另外,在将通过使用具有不同波长的光实施测量的情况下,可使用振荡波长可改变的激光器。在要使用具有不同的波长的光照射被检体 120 的情况下,可在切换振荡的同时或者在以交替的方式照射被检体 120 的同时,使用发射相互不同的波长的光的多个激光器。即使当使用多个激光器时,激光器也被统称为光源。

[0032] 作为上述的激光器,可以使用包括固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器的各种激光器。特别地,可以适当地使用诸如 Nd:YAG 激光器和翠绿宝石激光器的脉冲激光器。另外,还可以使用通过 Nd:YAG 激光器泵浦(pump)的 Ti:蓝宝石激光器或光学参数振荡器(OPC)激光器。作为替代地,可以使用发光二极管,而不使用激光器。

[0033] 光学系统 113

[0034] 光学系统 113 可将来自光源 111 的脉冲光 112 传输到被检体 120。作为光学系统 113,可以使用包含透镜、镜子和光纤的光学元件。另外,根据本示例性实施例的光学系统 113 包含用于改变脉冲光 112 的行进方向的光学镜子 114、光控制单元 115 和扩散板 116。

[0035] 在检查诸如乳房的被检体的生物信息获取装置中,脉冲光可在光学系统 113 的发光部分上通过扩散板 116 等扩散其射束直径,并且可用这种脉冲光照射被检体。另一方面,

在光声显微镜中,可在光学系统 113 的发光部分上设置透镜等从而增加分辨率,并且用聚焦的射束照射被检体。

[0036] 另外,光学系统 113 可包含可改变由光源 111 发射的脉冲光 112 的衰减的光控制单元 115。光控制单元 115 可由可改变脉冲光 112 的衰减的任何设备(诸如机械快门和液晶快门)构成。应当注意,在本说明书中,表达方式“不用脉冲光照射被检体”包括其中照射脉冲光的强度被设定为 0 的情况以及其中用强度衰减到难以检测从该脉冲光产生的光声波的水平的脉冲光照射被检体的情况。在本公开中,可以说,用于调控脉冲光 112 的衰减的光学系统根据从心电图信号估计的血容量来对脉冲光 112 的衰减进行加权。

[0037] 另外,光学系统 113 可被配置为可相对于被检体 120 移动,并且,被检体 120 可然后在宽范围中被成像。

[0038] 还可以在不涉及光学系统 113 的情况下用来自光源 111 的光直接照射被检体 120。

[0039] 虽然被检体 120 不构成根据本公开的光声装置的部分,但下文将描述被检体 120。根据本示例性实施例的光声装置主要用于人和动物中的恶性肿瘤或血管疾病的诊断或者用于化疗的后续观察。因此,被检体 120 可以是生物体,或者具体而言可以是要进行诊断的部位,诸如人体或动物的乳房、颈部、腹部。

[0040] 另外,存在于被检体 120 内的光吸收体 121 可具有相对于被检体 120 内的其它部分高的光学吸收系数。例如,在人体是测量目标的情况下,光吸收体 121 可以是氧合血红蛋白、还原血红蛋白、大量存在氧合血红蛋白和还原血红蛋白的血管或在肿瘤附近形成的新生血管(neovessel)。

[0041] 声波接收单元 130

[0042] 声波接收单元 130 包含一个或更多个转换元件和外壳。对于转换元件,可以使用可接收声波并且将该声波转换成电信号的任何转换元件,并且这种转换元件的例子包括:利用压电现象的压电元件,诸如锆钛酸铅(PZT);利用光的共振的转换元件;和静电电容型转换元件,诸如电容微加工超声换能器(CMUT)。在设置多个转换元件的情况下,可沿着被称为 1D 阵列、1.5D 阵列、1.75D 阵列或 2D 阵列的平面或曲面布置转换元件。

[0043] 另外,为了获取宽范围的被检体信息,声波接收单元 130 可被配置为通过扫描机构(未示出)而机械地相对于被检体 120 移动。光学系统 113(脉冲光 112 的照射位置)和声波接收单元 130 可同步移动。

[0044] 在要使用手持型的声波接收单元 130 的情况下,声波接收单元 130 包含允许用户保持声波接收单元 130 的夹持部分。声波接收单元 130 可包含设置在其接收表面上的声学透镜。另外,声波接收单元 130 可包含多个转换元件。

[0045] 声波接收单元 130 还可包含被配置为放大从转换元件输出的时序模拟信号的放大器。

[0046] 心电图获取单元 150

[0047] 心电图获取单元 150 获取被检体 120 的心电图信号。典型地,心电图获取单元 150 包含用于提取心电图信号的感应电极、放大器和 A/D 转换器。例如,心电图获取单元 150 可由在日本专利公开 No. 2014-128455 或在日本专利公开 No. 2014-100244 中公开的设备构成。基于由心电图获取单元 150 获取的心电图信号,可估计被检体 120 的心脏的条件。另外,还可基于从心电图信号估计的心脏的条件来估计通过血管的血流。

[0048] 输入单元 170

[0049] 输入单元 170 从用户（主要是试验人员，诸如医疗人员）接收各种输入，并且通过系统总线向诸如处理单元 190 的部件传送输入信息。例如，输入单元 170 允许用户设定与成像有关的参数、发出用于开始成像的指令、设定包含目标区域的范围和形状的观察参数以及对图像实施图像处理操作。

[0050] 输入单元 170 由鼠标、键盘或触摸板等构成，并且根据用户的操作向软件（诸如在控制单元 193 上运行的操作系统 (OS)）发出事件通知。同时，手持型光声装置可被设置具有用于提供用于驱动光照射单元 110 的指令的输入单元 170。这种输入单元 170 可由设置在探测器上的按钮型开关或脚开关等构成。

[0051] 显示单元 180

[0052] 显示单元 180 可由诸如液晶显示器 (LCD)、阴极射线管 (CRT) 和有机电致发光 (EL) 显示器的显示器构成。显示单元 180 可不被包含于根据本示例性实施例的光声装置中，并且显示单元 180 可被单独地准备并且被连接到光声装置。

[0053] 处理单元 190

[0054] 用作计算机的处理单元 190 包括算术运算单元 191、存储单元 192 和控制单元 193。

[0055] 算术运算单元 191 收集从声波接收单元 130 输出的时序模拟接收信号，并且实施信号处理，包括接收信号的放大、模拟接收信号的 A/D 转换、被数字化的接收信号的存储。实施这种处理的算术运算单元 191 可由典型地被称为数据获取系统 (DAS) 的电路构成。具体而言，算术运算单元 191 由放大接收信号的放大器和对模拟接收信号进行数字化的 A/D 转换器等构成。

[0056] 另外，算术运算单元 191 可获取关于被检体内的每个位置处产生的声压的信息。关于被检体内的每个位置处产生的声压的信息还被称为被检体内的初始声压分布。在光声装置是光声断层装置的情况下，算术运算单元 191 通过使用获取的接收信号来重构图像，并可由此获得与二维或三维空间坐标上的位置对应的产生的声压的数据。算术运算单元 191 可使用公知的重构技术（诸如通用背投影 (UBP)、过滤背投影 (FBP) 和基于模型的技术）作为用于重构图像的技术。另外，算术运算单元 191 可使用延迟和 (delay and sum) 处理作为用于重构图像的技术。

[0057] 算术运算单元 191 可检测获取的接收信号的包络，并然后绘制其包络已在转换元件的指向方向（典型地在深度方向）上被检测的信号的时间轴方向上的振幅值。算术运算单元 191 在转换元件的每个位置上实施这种处理，并可由此获取初始声压分布数据。特别地，在光声装置是光声显微镜的情况下，可以使用上述的技术。

[0058] 实施获取关于产生的声压的信息的处理的算术运算单元 191 可由诸如中央处理单元 (CPU) 和图形处理单元 (GPU) 的处理器或诸如现场可编程门阵列 (FPGA) 芯片的算术运算电路构成。应当注意，算术运算单元 191 不仅可由单个处理器或算术运算电路构成，而且可由多个处理器或算术运算电路构成。

[0059] 存储单元 192 可存储已经受了 A/D 转换的接收信号、各种分布数据、显示数据图像和各种测量参数等。另外，存储单元 192 可以以要由处理单元 190 中的控制单元 193 执行的程序的形式、存储在将在后面描述的用于获取被检体信息的方法中实施的处理。存储

程序的存储单元 192 是非暂时性记录介质。存储单元 192 典型地由诸如先入先出 (FIFO) 存储器、只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM) 或硬盘的存储介质构成。存储单元 192 不仅可由单个存储介质构成,而且可由多个存储介质构成。

[0060] 另外,处理单元 190 包含用于控制光声装置的构成块中的每一个构成块的操作的控制单元 193。控制单元 193 通过总线向光声装置的构成块中的每一个供给所需的控制信号和数据。具体而言,控制单元 193 供给用于指示光源 111 发光的发光控制信号和用于声波接收单元 130 内的转换元件的接收控制信号等。控制单元 193 典型地由 CPU 构成。

[0061] 应当注意,被包含于处理单元 190 中的部件可一体化于单个器件中,或者可实现为分别分离的部件。另外,算术运算单元 191 和控制单元 193 可由单个器件实现。换句话说,处理单元 190 可包含实施算术运算单元 191 和控制单元 193 的功能的单个器件。

[0062] 用于获取被检体信息的方法

[0063] 下面将参照图 2 描述根据本示例性实施例的光声装置获取被检体信息的处理。控制单元 193 读出存储在存储单元 192 中并且描述用于获取被检体信息的方法的程序,并且导致光声装置执行以下的用于获取被检体信息的方法。

[0064] S100 :获取心电图信号的步骤

[0065] 在本步骤中,心电图获取单元 150 获取被检体 120 的心电图信号,并且向处理单元 190 传送获取的心电图信号。适当地布置在心电图获取单元 150 中设置的电极,从而可获取与心脏有关的肌电图信号(心电图信号)。

[0066] 图 3A 示出由心电图获取单元 150 获取的典型心电图信号的波形。图 3A 所示的心电图信号具有约 1.2 秒的循环的波形。典型地,心电图信号的波形具有作为 P 波、Q 波、R 波、S 波和 T 波的复合的形状。典型地,从 R 波的顶点延伸到接近 T 波的结束的点的时段与心室的收缩期(systole)对应,并且血液被喷射到动脉中。另外,从接近 T 波的结束的点延伸到 R 波的顶点的时间段与心室的舒张期对应。在本说明书中,从 R 波的顶点延伸到接近 T 波的结束的点的时段的时间 t_1 被称为从 R 波的产生定时延伸到 T 波的产生定时的第一时间。

[0067] 图 3B 是示出目标区域中的血容量的变化的图。如上所述,相对于心脏的条件,心室收缩在心电图信号中的 R 波处开始,并且血液开始喷射到动脉中。但是,如从图 3B 可以看出的,目标区域中的血容量在 R 波的产生定时处不开始增加,而是以从 R 波的产生定时延伸到与心室收缩对应的血液到达目标区域的点的时间 t_2 的时间滞后而开始增加。然后,在自 R 波的产生定时已经过了时间 t_2 之后,考虑其中血容量增加的时间段被保持心室收缩的时间 t_1 。

[0068] 在本说明书中,从 R 波的产生定时延伸到与心室收缩对应的血液到达目标区域的点的时间 t_2 还被称为延迟时间。

[0069] S200 :基于心电图信号在目标区域中的血容量大的同时用光照射被检体的步骤

[0070] 在该步骤中,控制单元 193 基于由心电图获取单元 150 获取的心电图信号确定目标区域中的血容量大处的定时。然后,控制单元 193 设定光照射单元 110 的光照射定时,从而使得光照射单元 110 在确定的定时处用脉冲光 112 照射被检体 120。

[0071] 同时,控制单元 193 设定光照射单元 110 的光照射定时,从而使得在目标区域中的血容量小的同时不用脉冲光 112 照射被检体 120。

[0072] 控制单元 193 基于在 S100 中获取的心电图信号向光照射单元 110 供给照射控制

信号。光照射单元 110 在基于从控制单元 193 供给的照射控制信号的光照射定时处用脉冲光 112 照射被检体 120。脉冲光 112 被被检体 120 吸收,并且,通过光声效应产生光声波 122。

[0073] 图 3C 示出控制单元 193 向光照射单元 110 供给的照射控制信号的例子。图 3C 指示,光照射单元 110 在信号为 1 时照射被检体 120,且在信号为 0 时不照射被检体 120。控制单元 193 供给照射控制信号,从而使得在自 R 波的产生定时已经过延迟时间 t_2 之后,在经过时间 t_1 的时间段中,光照射单元 110 用脉冲光 112 照射被检体 120。换句话说,控制单元 193 供给照射控制信号,使得光照射单元 110 在存在由心室收缩产生的血流且血容量大的同时照射被检体 120。同时,控制单元 193 供给照射控制信号,使得光照射单元 110 在血容量大的时间段以外的时间段中不照射被检体 120。

[0074] 光的速度远比光声波的速度高,因此可以假定在用脉冲光 112 照射被检体 120 的定时处在目标区域内的各个位置上同时产生光声波。在本说明书中,用脉冲光 112 照射被检体 120 的定时被视为产生由脉冲光 112 生成的光声波的定时。

[0075] 另外,典型地,从 R 波的产生定时延伸到 T 波的产生定时的时间 t_1 已知落在 0.3 秒(包含 0.3 秒)~0.45 秒(包含 0.45 秒)的范围内。因此,在自 R 波的产生定时已经过时间 t_2 之后,光照射单元 110 可在 0.3 秒(包含 0.3 秒)~0.45 秒(包含 0.45 秒)范围中的预定时间段照射被检体 120,该时间段与血容量大的时间段对应。

[0076] 这里,控制单元 193 从心电图信号检测诸如 R 波或 T 波的特定波的产生定时。例如,控制单元 193 可将心电图信号中的具有比预定振幅大的振幅的波检测为 R 波。另外,例如,控制单元 193 可使心电图信号经受其中比较存储于存储单元 192 中的 R 波或 T 波的模板波形与心电图信号的模板匹配,并且将示出高的类似性的波检测为 R 波或 T 波。作为用于检测特定波的方法,可以使用可检测 R 波和 T 波等的特性波形的任何方法。

[0077] 自己已经产生 R 波,在经过由通过将心脏与目标区域之间的血管的长度除以血流速度而获得的值所表示的时间之后,与心室收缩对应的血流到达目标区域。因此,控制单元 193 可基于 R 波的产生定时、关于心脏与目标区域之间的血管的长度的信息和关于血流速度的信息来确定光照射的开始定时。但是,为了如上面描述的那样确定光照射的开始定时,需要针对每个被检体测量心脏与目标区域之间的距离以及血流速度,因此,装置的尺度会增加。

[0078] 因此,光照射定时可选自针对目标区域中的每个部位事先确定的一组定时。换句话说,存储单元 192 可包括限定目标区域中的部位的类型与延迟时间 t_2 之间的关系的关系表。另外,光声装置可包括被配置为允许用户输入目标区域中的部位的类型的输入单元 170。例如,输入单元 170 可被配置为允许用户从在显示单元 180 上显示的部位的多个类型选择目标区域中的部位的类型。控制单元 193 可然后从存储于存储单元 192 中的关系表读出与通过输入单元 170 输入的部位的类型对应的延迟时间 t_2 。控制单元 193 可从心电图信号检测 R 波的产生定时,并且可在自检测的定时已经过了从存储单元 192 读出的延迟时间 t_2 时开始光照射。

[0079] 虽然目标区域中的部位的类型在本文被描述为确定延迟时间 t_2 所需要的信息,但确定延迟时间 t_2 所需要的信息不限于此。例如,即使目标区域中的部位的类型相同时,延迟时间 t_2 也被认为随被检体的年龄等改变。因此,输入单元 170 可被配置为除了部位的

类型以外还能够接收诸如被检体的年龄的这种信息的输入。换句话说,输入单元 170 可被配置为至少能够接收目标区域中的部位的地类型的输入。然后,控制单元 193 可从关系表读出与诸如被检体的年龄的输入信息对应的延迟时间 t_2 。

[0080] 另外,在事先确定光声装置的目标部位的情况下,存储单元 192 可存储关于事先获得的延迟时间 t_2 的信息。控制单元 193 可然后从心电图信号检测 R 波的产生定时,并且可在自检测的定时已经过了存储于存储单元 192 中的延迟时间 t_2 时开始光照射。

[0081] 在其中从 R 波的产生定时延伸到与心室收缩对应的血流到达目标区域的点的时间段可被忽略的情况下,R 波的产生定时可用作光照射的开始定时。换句话说,在这种情况下,延迟时间 t_2 可被设定为 0。

[0082] 另外,光照射单元 110 可在血流量大的时间段中用单个光的脉冲照射被检体 120,或者可用多个光的脉冲照射被检体 120。换句话说,光照射单元 110 可在血流量大的时间段中用脉冲光 112 照射被检体 120 至少一次。

[0083] 在其中光源 111 由通过容易发热的灯泵浦的固态激光器等构成的情况下,可致光源 111 以恒定的重复率发光,从而使得光源 111 可被稳定地驱动。可通过控制光学系统 113 来控制用光照射被检体 120 的定时。图 3D 示出光源 111 的驱动序列,并且指示光源 111 在导通状态中发光且在关断状态中不发光。从图 3D 可以看出的,光源 111 如上所述的那样以恒定的重复率 (5Hz) 发光。另外,图 3E 示出光学系统 113 的驱动序列,并且指示光控制单元 115 在 T 时间段期间透过来自光源 111 的光且光控制单元 115 在 S 时间段期间阻挡来自光源 111 的光。以这种方式,光照射单元 110 可根据图 3C 所示的照射控制信号来选择性地用脉冲光 112 照射被检体 120。

[0084] 但是,用于控制光照射单元 110 的光照射定时的方法不限于图 3A ~ 3E 所示的方法,并且可以使用允许在血容量大的同时选择性地用光照射被检体 120 的任何方法。例如,如图 4A ~ 4E 所示,可通过控制光源 111 的发光定时的控制单元 193 来控制光照射定时。图 4A ~ 4E 所示的序列的类型与图 3A ~ 3E 所示的序列的类型相同。如从图 4D 可以看出的,光源 111 由控制单元 193 控制,从而使得光源 111 在血容量小的同时不发光且在血容量大的同时发光。同时,光控制单元 115 由控制单元 193 控制,从而使得光控制单元 115 恒定地透过由光源 111 产生的脉冲光 112。在这种情况下,光照射单元 110 不必包括光控制单元 115。另外,在这种情况下,光源 111 发光的频率可减小,因此,构成光源 111 的部件的磨损可被减少。

[0085] 同时,现在将考虑设置如手持型光声装置中那样的、用作用于从用户接收用于驱动光照射单元 110 的指令的开关的输入单元 170 的情况。在这种情况下,光照射单元 110 可被配置为基于心电图信号、在血容量大的同时、并且仅在通过该开关接收与用于驱动光照射单元 110 的指令有关的信息时用脉冲光 112 照射被检体 120。换句话说,在血容量小的同时,或者在没有通过开关接收与用于驱动指令有关的信息时,光照射单元 110 可以不用光照射被检体 120。

[0086] 虽然在本示例性实施例中,在如下的假定设定光照射定时,在该假定中,在与自 R 波的产生定时已经过延迟时间 t_2 时开始的心室收缩对应的时间 t_1 期间血容量增加,但是,光照射定时的设定不限于这种模式。例如,虽然时间 t_1 与心室收缩持续期对应,但是可以考虑其中血液的喷射根据累积的血容量而主要在经过时间 t_1 之前完成的情况。换句话说,

可以考虑其中心室收缩持续期与喷射血液所花费的时间不匹配的情况。在这种情况下,仅针对比时间 t_1 短的持续期,血容量会增加。在这种情况下,控制单元 193 可控制光照射单元 110,从而使得在自 R 波的产生定时已经过延迟时间 t_2 之后,在经过时间 t_3 的同时用脉冲光 112 照射被检体 120 至少一次。换句话说,控制单元 193 可控制光照射单元 110,从而使得在自 R 波的产生定时已经过延迟时间 t_2 之后,在经过作为电压施加时间 t_1 的一半的时间的同时,与在已经过前述的时间之后的时间段中相比,用脉冲光 112 的更多脉冲照射被检体 120。

[0087] S300 :获取光声波的接收信号的步骤

[0088] 在该步骤中,声波接收单元 130 接收当在 S200 中用脉冲光 112 照射被检体 120 时产生的光声波 122,并且输出时序模拟接收信号。算术运算单元 191 收集从声波接收单元 130 输出的时序模拟接收信号并且执行该接收信号的放大处理和该模拟接收信号的 A/D 转换处理。算术运算单元 191 然后将数字化的接收信号存储到存储单元 192 中。存储在存储单元 192 中的时序接收信号数据还被称为光声数据。在该公开中,接收信号是包括模拟信号以及数字信号的概念。在本步骤中,可以选择性地获取当在目标区域中的血流量大的同时用脉冲光 112 照射被检体 120 时获得的具有高 S/N 比率的信号。

[0089] S400 :基于接收信号获取目标区域中的被检体信息的步骤

[0090] 在该步骤中,用作被检体信息获取单元的算术运算单元 191 基于在 S300 中获取的接收信号来获取目标区域中的被检体信息。在本示例性实施例中,算术运算单元 191 基于存储单元 192 中存储的接收信号来计算目标区域内每个位置处的光声波的生成的声压信息(或者换言之,计算初始声压分布),作为被检体信息,并且将计算的被检体信息存储到存储单元 192 中。

[0091] 该步骤中获得的初始声压分布是基于已经在 S300 中获得的具有高 S/N 比率的接收信号而被计算的,因此初始声压分布的精度高。因此,当算术运算单元 191 在显示单元 180 上显示存储单元 192 中存储的初始声压分布的图像时,可以向用户提供具有高分辨率和高对比度等的高质量图像。

[0092] 算术运算单元 191 可以计算已到达目标区域内的每个位置的脉冲光 112 的光通量,或者换言之,可以计算光量分布。在本示例性实施例中,算术运算单元 191 可以通过解 Bin Luo 和 Sailing He 在 *Optics Express* Vol. 15, Issue 10, pp. 5905–5918 (2007) 中描述的光扩散方程来获取关于目标区域内的脉冲光 112 的光量分布的信息,并且可以将获取的信息存储到存储单元 192 中。算术运算单元 191 可以通过任何方法来获取光量分布,只要目标区域内的光量分布可以被获取即可。

[0093] 然后,算术运算单元 191 可以基于存储单元 192 中存储的目标区域内的初始声压分布和光量分布,通过式 (1) 来获取目标区域内的光学吸收系数分布作为被检体信息。

[0094] 在该步骤中,算术运算单元 192 可以从通过单个脉冲的光照射获取的时序接收信号来获取单个帧的被检体信息,或者可以从通过多个光照射的实例获取的时序接收信号来获取单个帧的被检体信息。

[0095] 此外,例如,可能存在其中即使当自 R 波的产生定时已经过延迟时间 t_2 时,在血容量的增加不足够的定时处,获取的接收信号的 S/N 比率不足够高的情况。因此,算术运算单元 191 可以基于具有比预定值大的振幅的接收信号来获取被检体信息。

[0096] 虽然以上已经描述了用于获取被检体信息的方法,但是可以抑制血管中的血容量对要被获取的被检体信息的影响。

[0097] 根据本示例性实施例的光声装置还可以通过执行以上描述的、使用具有不同波长的光的步骤中的每一个,以类似的方式获取光吸收系数分布。然后,算术运算单元 191 还可以基于与具有彼此不同的波长的光对应的多个光吸收系数分布来获取关于构成被检体 120 的物质的浓度分布的信息,作为被检体信息。

[0098] 然而,在使用单个光源将要产生各个波长的光线的情况下,可能需要时间来切换波长。如果在血容量大的同时切换波长,那么在血容量大的同时可以用光照射被检体的频率可能降低,由此可能降低被检体信息的精度。因此,可以在血容量小的同时切换波长。例如,当限定周期为从给定 R 波到之后的 R 波的间隔时,光照射单元 110 在心电图信号的给定周期期间用第一波长 λ_1 的光照射被检体 120。然后,在该周期内的其中血容量小的时间段中,光源 111 内的波长变化机构被驱动从而使光源 111 进入其中光源 111 可以以第二波长 λ_2 发射光的状态。然后,在随后的周期内,光照射单元 110 用第二波长 λ_2 的光来照射被检体 120。

[0099] 以这种方式,可以在血容量小的时间段内切换波长,并且被检体被设定为不被该光照射。使用这种配置,可以在血容量大的同时用多个波长的光有效地照射被检体,而不降低血容量大的时间段内光照射的实例的数量,并且被检体被设定为被该光照射。

[0100] 其它实施例

[0101] 本发明的实施例还可以由系统或装置的计算机实现,该系统或装置的计算机读取并且执行记录在存储介质(其还可以被更完整地称为“非暂时性计算机可读存储介质”)上的计算机可执行指令(例如,一个或多个程序)以便执行一个或多个上述实施例的功能,和/或包括用于执行一个或多个上述实施例的功能的一个或多个电路(例如,专用集成电路(ASIC)),以及可由该系统或装置的计算机,例如通过从存储介质读取并执行计算机可执行指令以执行一个或多个上述实施例的功能,和/或控制一个或多个电路以执行一个或多个上述实施例的功能而执行的方法,实现本发明的实施例。该计算机可以包括一个或多个处理器(例如中央处理单元(CPU),微处理单元(MPU)),并且可以包括分离的计算机或者分离的处理器网络,以便读取并且执行该计算机可执行指令。该计算机可执行指令可例如被从网络或者存储介质提供给计算机。存储介质可以包括,例如,硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、分布式计算系统的存储设备、光盘(诸如压缩盘(CD)、数字通用盘(DVD)或者蓝光盘(BD)TM)、闪速存储器设备和存储卡等中的一个或多个。

[0102] 其它实施例

[0103] 本发明的实施例还可以通过如下的方法来实现,即,通过网络或者各种存储介质将执行上述实施例的功能的软件(程序)提供给系统或装置,该系统或装置的计算机或是中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)读出并执行程序的方法。

[0104] 虽然已参照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和等同的结构和功能。

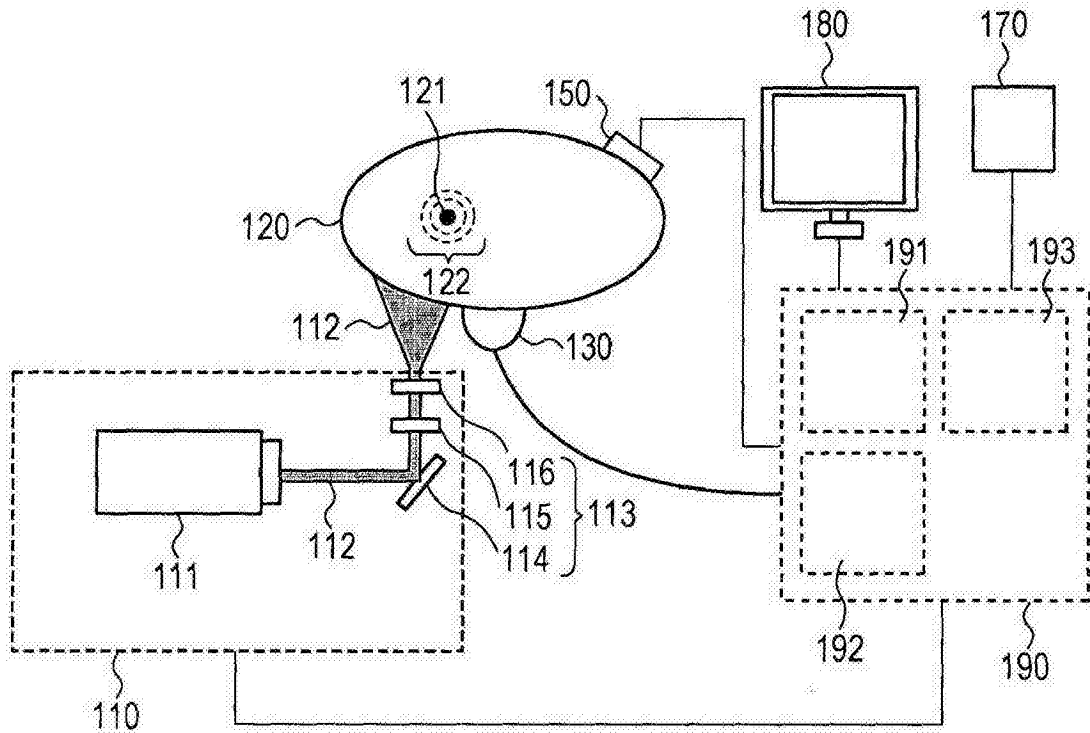


图 1

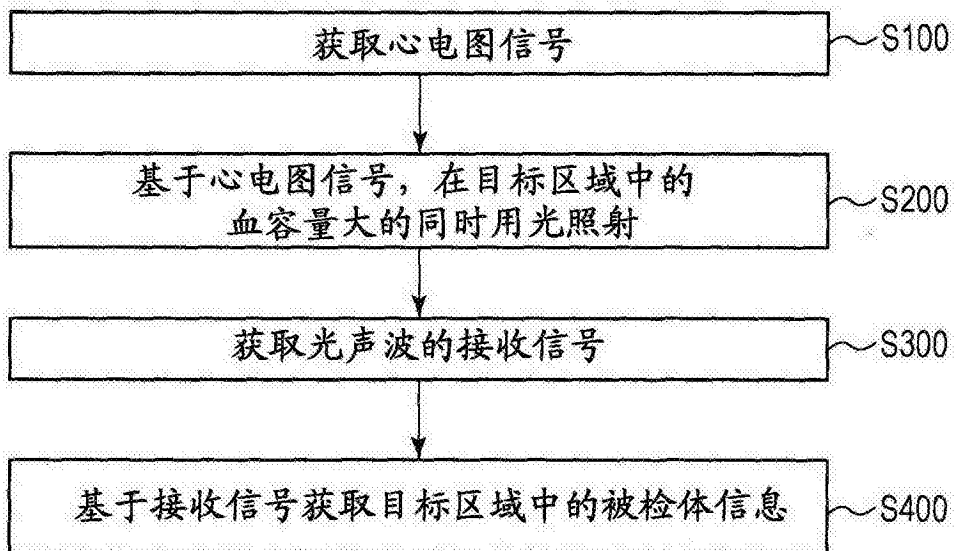
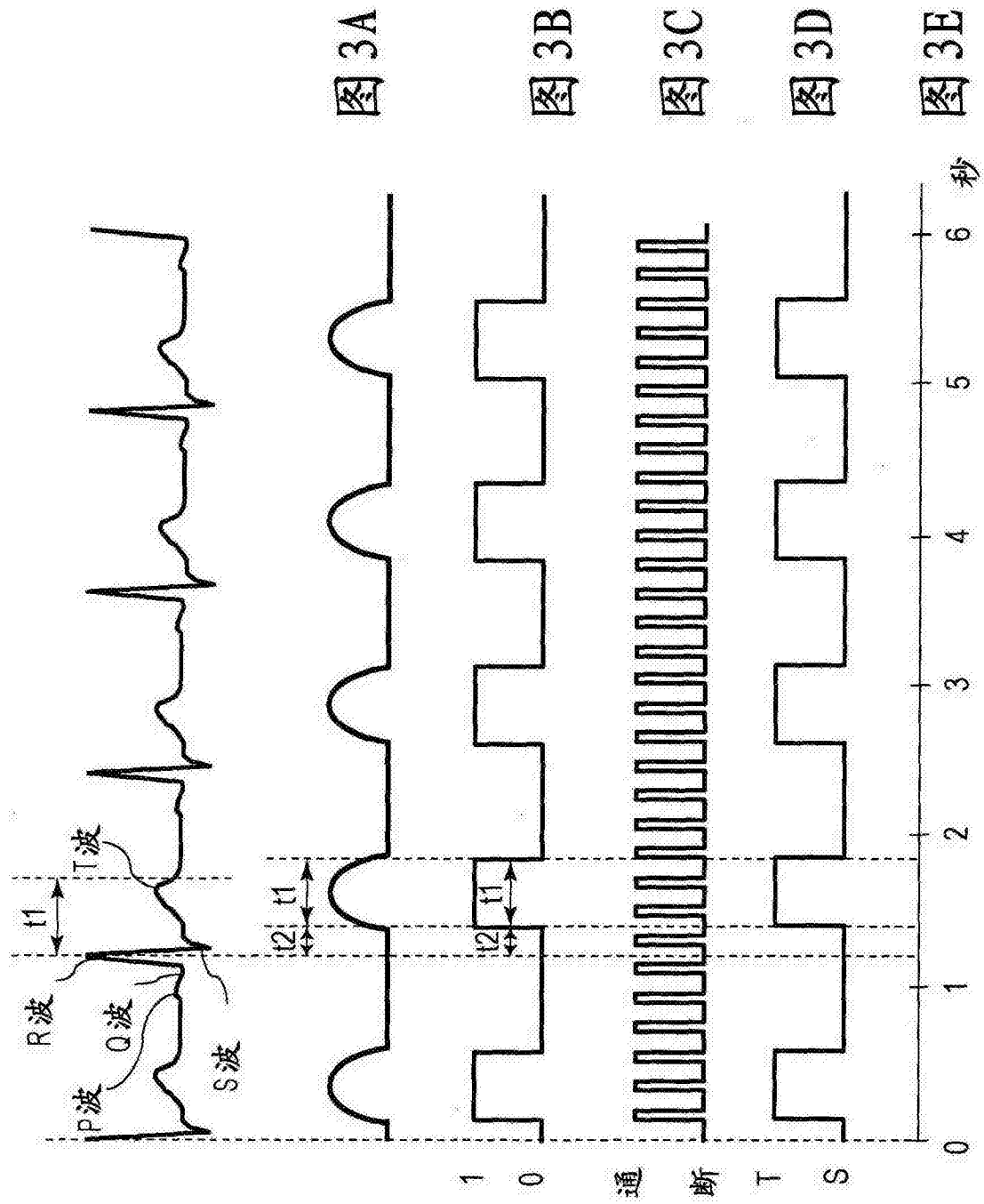
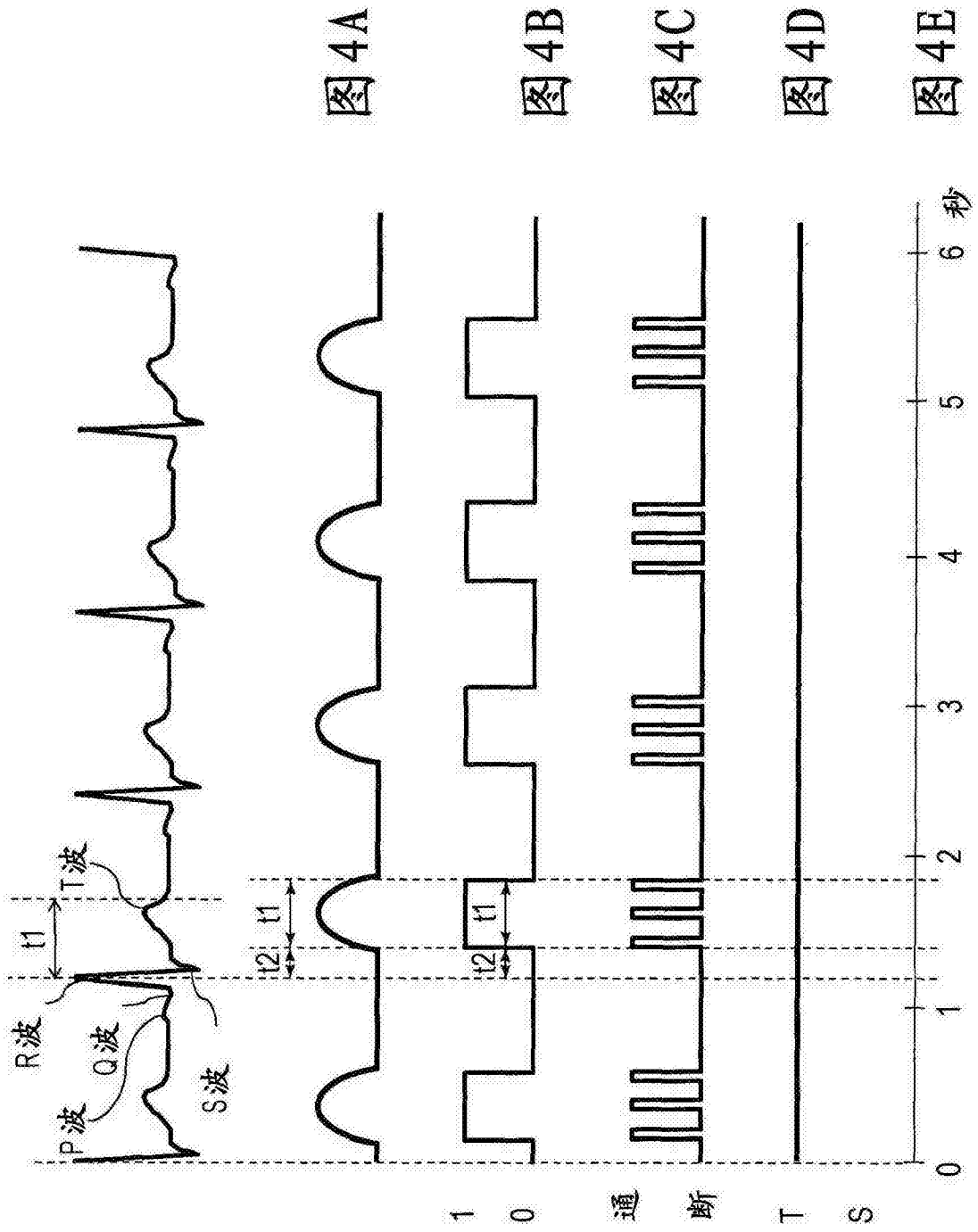


图 2





专利名称(译)	光声装置		
公开(公告)号	CN105640495A	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201510846318.6	申请日	2015-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	大古场稔 长永兼一 冈一仁		
发明人	大古场稔 长永兼一 冈一仁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/0402 A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/026 A61B5/0456 A61B5/7278 A61B5/7289 A61B5/743 A61B5/748		
优先权	2014242455 2014-11-28 JP		
其他公开文献	CN105640495B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种光声装置。该光声装置设定光照射定时，使得在从基于心电图信号中的R波的产生定时确定的开始定时延伸到经过了从心电图信号中的R波的产生定时延伸到心电图信号中的T波的产生定时的第一时间的点的时间段内，用脉冲光照射被检体至少一次，并且设定光照射定时，使得在从开始定时延伸到经过了第一时间的点的时间段以外的时间段中不用脉冲光照射被检体。

