



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105640496 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201510846561. 8

A61B 5/0402(2006. 01)

(22) 申请日 2015. 11. 27

A61B 5/026(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-242454 2014. 11. 28 JP

2015-204123 2015. 10. 15 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

关谷岳史

(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 宋岩

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

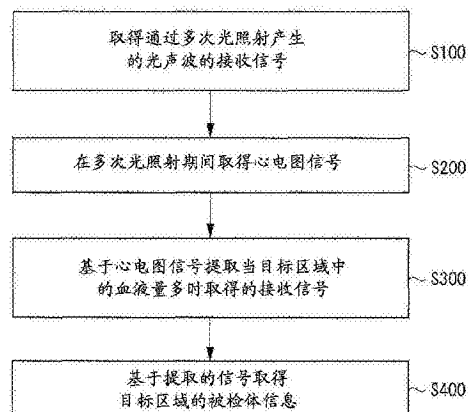
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

光声装置和被检体信息取得方法

(57) 摘要

公开了光声装置和被检体信息取得方法。光声装置包括：被配置为利用脉冲光多次照射被检体的光照射单元；被配置为接收通过利用来自光照射单元的脉冲光多次照射被检体产生的光声波并且输出与所述多次光照射对应的多个信号的接收单元；被配置为取得关于被检体的血液量的信息的血液信息取得单元；及被配置为基于所述多个信号取得在被检体中的目标区域的被检体信息的被检体信息取得单元，其中，被检体信息取得单元基于在血液量的重复的波动周期中的各波动周期内的共同时段中取得的多个信号来取得被检体信息。



1. 一种光声装置,其特征在于,包括:

光照射单元,被配置为利用脉冲光多次照射被检体;

接收单元,被配置为接收通过利用来自光照射单元的脉冲光多次照射被检体而产生的光声波,并且输出与所述多次光照射对应的多个信号;

血液信息取得单元,被配置为取得关于被检体的血液量的信息;及

被检体信息取得单元,被配置为基于所述多个信号取得在被检体中的目标区域的被检体信息,

其中,被检体信息取得单元基于在血液量的重复的波动周期中的各波动周期内的共同时段中取得的多个信号来取得被检体信息。

2. 如权利要求 1 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元使显示单元显示被检体信息。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元取得基于在所述周期中的各周期内的第一时段中取得的多个信号的第一被检体信息,并且取得基于在所述周期中的各周期内的与第一时段不同的第二时段中取得的多个信号的第二被检体信息。

4. 如权利要求 3 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元使显示单元将第一被检体信息和第二被检体信息彼此并排显示。

5. 如权利要求 4 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元使显示单元显示第一被检体信息和第二被检体信息以使得第一被检体信息和第二被检体信息重叠。

6. 如权利要求 2 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元使显示单元显示指示出在所述周期中的各周期内的共同时段的信息。

7. 如权利要求 2 所述的光声装置,其中,血液信息取得单元包括被配置为取得被检体的心电图信号的心电图取得单元,及

其中,被检体信息取得单元使显示单元显示心电图信号。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的光声装置,其中,血液信息取得单元包括被配置为取得被检体的心电图信号的心电图取得单元,及

其中,被检体信息取得单元利用与如下光声波对应的信号的至少一部分来取得被检体信息,该光声波是在从基于心电图信号的 R 波的产生定时确定的开始定时起直到从心电图信号的 R 波的产生定时到心电图信号的 T 波的产生定时的第一时间逝去为止的时段中产生的,并且被检体信息取得单元不利用对应于在除从开始定时起直到第一时间逝去为止的时段之外的时段中产生的光声波的信号。

9. 如权利要求 8 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元基于心电图信号来确定心电图信号的 R 波的产生定时和心电图信号的 T 波的产生定时。

10. 如权利要求 8 或 9 所述的光声装置,其中,被检体信息取得单元利用与如下光声波对应的信号的至少一部分来取得被检体信息,该光声波是在从基于心电图信号的 R 波的产生定时确定的开始定时起直到大于等于 0.3 秒且小于等于 0.45 秒的时间逝去为止的时段中产生的。

11. 如权利要求 8 或 9 所述的光声装置,还包括:

输入单元,被配置为允许输入目标区域的类型;及

存储单元,被配置为存储目标区域的类型和从 R 波的产生定时到开始定时的第二时间

的关系表，

其中，被检体信息取得单元从关系表中读出与经由输入单元输入的目标区域的类型对应的第二时间，及

进一步地其中，被检体信息取得单元基于心电图信号的 R 波的产生定时和从关系表中读取的第二时间来设置开始定时。

12. 如权利要求 8 所述的光声装置，其中，被检体信息取得单元基于心电图信号的 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以及关于血流速度的信息来设置开始定时。

13. 如权利要求 8 所述的光声装置，其中，光照射单元以恒定的重复频率利用脉冲光多次照射被检体。

14. 如权利要求 8 所述的光声装置，其中，光照射单元包括能够发射具有多个彼此不同的波长的脉冲光的光源，及

其中，光源在除从开始定时起直到第一时间逝去为止的时段之外的时段中切换所述多个波长。

15. 如权利要求 8 所述的光声装置，还包括被配置为存储所述多个信号的存储单元，

其中，被检体信息取得单元从存储在存储单元中的所述多个信号中提取对应于在从开始定时起直到第一时间逝去为止的时段中产生的光声波的信号的至少一部分，并且基于所提取的信号来取得被检体信息。

16. 一种基于多个信号来取得被检体信息的被检体信息取得方法，所述多个信号与多次光照射对应并且通过接收利用脉冲光照射被检体所述多次所产生的光声波而被取得，其特征在于，该方法包括：

基于在血液量的重复的波动周期中的各波动周期内的共同时段中取得的多个信号来取得被检体信息。

17. 如权利要求 16 所述的被检体信息取得方法，其中，基于在所述周期中的各周期内的第一时段中取得的多个信号的第一被检体信息被取得，并且基于在所述周期中的各周期内的与第一时段不同的第二时段中取得的多个信号的第二被检体信息被取得。

18. 如权利要求 16 或 17 所述的被检体信息取得方法，其中，被检体信息是通过从所述多个信号中选择性地利用与如下光声波对应的信号的至少一部分而被取得的，该光声波是在从基于从被检体取得的心电图信号的 R 波的产生定时确定的开始定时起直到从心电图信号的 R 波的产生定时到心电图信号的 T 波的产生定时的第一时段逝去为止的时段中产生的。

19. 一种光声装置，其特征在于，包括：

光照射单元，被配置为利用脉冲光照射被检体；

接收单元，被配置为接收通过利用来自光照射单元的脉冲光照射被检体而产生的光声波，并且输出信号；

被检体信息取得单元，被配置为基于所述信号取得被检体信息；及

血流信息取得单元，被配置为取得被检体的血流信息，

其中，被检体信息取得单元在不利用基于如下光声波的信号的情况下基于血流信息来取得被检体信息，该光声波是在被检体的目标区域中重复的血流波动周期内血流相对少的

时段中产生的。

光声装置和被检体信息取得方法

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] 光声成像技术是一种使用光的成像技术。在光声成像中,首先,利用由光源产生的脉冲光照射被检体。照射光被传播和扩散到被检体中并且在被检体的多个部位处被吸收以产生光声波。换能器将光声波转换成电信号,并且处理装置对电信号执行分析处理来取得关于在被检体中的光学特征值的信息。

[0003] 从被检体中的光吸收体产生的光声波的产生的声压 P_0 (在下文中也被称为“初始声压”) 可以通过以下公式来表达:

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

[0005] 其中, Γ 是 Gruneisen 系数,它是将体积膨胀系数 β 与声速 c 的平方的乘积除以在恒定压力 C_p 下的比热的商,并且 Φ 是在某位置处(局部区域)的光量(已到达吸收体的光量,其也被称为“光注量”)。

[0006] 初始声压 P_0 可以利用从已接收到光声波的探头输出的接收信号(光声(PA)信号)来计算。

[0007] 已经知道如果组织被确定,则 Gruneisen 系数的值是基本上恒定的。因此,光吸收系数 μ_a 与光量 Φ (即,光能量吸收密度)的乘积可以通过在多个部分处测量和分析 PA 信号中的时间变化来获得。

[0008] 日本专利申请特许公开号 2013-248077 讨论了被配置为基于由光诱导的光声波生成血管的光声图像的光声图像生成装置。

[0009] 同时,在其中测量目标是活生物体的情况下,通过光声测量获得的信号会受到活生物体的搏动的影响。例如,在其中光吸收体是血红蛋白的情况下,如果信号是在血管中的血液量多的时间取得的,那么由于在被测区域中存在的血红蛋白的量多,因此根据公式(1),所产生的光声波的声压高。因此,可以预测,获得的信号的信噪比(S/N)相对高。另一方面,如果信号是在其中血管中的血液量少的时间取得的,那么由于在被测区域中存在的血红蛋白量少,因此即使被测区域是相同的,所产生的光声波的声压也低。因此,可以预测,在其中血液量少的时间产生的光声波的接收信号的 S/N 比相对低。换句话说,所取得的被检体信息的精度取决于血管中的血液量而不同。

发明内容

[0010] 根据本发明的一方面,光声装置包括:被配置为利用脉冲光多次照射被检体的光照射单元;被配置为接收通过利用来自光照射单元的脉冲光多次照射被检体产生的光声波并且输出与所述多次光照射对应的多个信号的接收单元;被配置为取得关于被检体的血液量的信息的血液信息取得单元;及被配置为基于所述多个信号取得在被检体中的目标区域的被检体信息的被检体信息取得单元,其中,被检体信息取得单元基于在血液量的重复的

波动周期中的各波动周期内的共同 (common) 时段中取得的多个信号来取得被检体信息。

[0011] 参考附图,本发明的其它特征将从以下示例性实施例的说明中变得清楚。

附图说明

[0012] 图 1 示出了根据示例性实施例的光声装置的构造。

[0013] 图 2 是示出根据第一示例性实施例的被检体信息取得方法的流程图。

[0014] 图 3A 至 3D 示出了根据第一示例性实施例的各种类型的序列。

[0015] 图 4 是示出根据第二示例性实施例的被检体信息取得方法的流程图。

[0016] 图 5 示出了根据第二示例性实施例的显示例子。

具体实施方式

[0017] 本发明的各种示例性实施例将在以下参考附图进行详细描述。原则上,相同的部件被给予相同的标号,并且其说明被省略。

[0018] 如上所述,在其中血液量少的区域中产生的光声波的接收信号的 S/N 比相对低。因此,当光声装置取得目标区域的被检体信息时,在其中血液量少的时段中取得的被检体信息的精度可能低。在第一示例性实施例中,将给出其中基于心电图信号来估计在被检体区域中的血液量并且基于在其中血液量相对多的时段中产生的声波来取得被检体信息的例子的描述。

[0019] 根据本示例性实施例的光声装置是被配置为基于光声波的接收信号取得被检体信息的装置。根据本示例性实施例的被检体信息指从由光声效应产生的光声波的接收信号取得的关于被检体的信息。具体而言,被检体信息是产生的声压(初始声压)、光能量吸收密度、光吸收系数、形成组织的物质的浓度等等。物质的浓度指氧饱和度、氧合血红蛋白浓度、脱氧血红蛋白浓度、总血红蛋白浓度等等。总血红蛋白浓度指氧合血红蛋白浓度与脱氧血红蛋白浓度的和。此外,被检体信息可以是分布数据,诸如光吸收系数分布、氧饱和度分布等。

[0020] (基本构造)

[0021] 以下参考图 1 描述根据本示例性实施例的光声装置的基本构造。

[0022] 图 1 是示出根据本示例性实施例的光声装置的构造的示意图。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、心电图取得单元 150、输入单元 170、显示单元 180 以及处理单元 190。光照射单元 110 包括光源 111 和光学系统 113。其详细构造将在下面进行描述。

[0023] 首先,来自光源 111 的脉冲光 112 被光学系统 113 引导。从光学系统 113 中发射的脉冲光 112 被照射到被检体 120 上并且到达被检体 120 中的光吸收体 121。光吸收体 121 通常是活体内的血管,尤其是诸如在血管中存在的血红蛋白、肿瘤等物质。光吸收体 121 吸收光的能量以产生光声波 122。产生的光声波 122 在被检体中传播并且到达声波接收单元 130。

[0024] 声波接收单元 130 接收光声波 122 以输出时间序列接收信号。从声波接收单元 130 输出的接收信号被顺序地输入到处理单元 190。上述步骤在多次光照射中的每一次光照射中执行以取得对应于这多次光照射的多个时间序列接收信号。

[0025] 处理单元 190 利用这多个输入的时间序列接收信号产生目标区域的被检体信息。然后,处理单元 190 将产生的被检体信息数据发送到显示单元 180,以使显示单元 180 显示目标区域的被检体信息的图像和 / 或数值。目标区域可以被预先设置或者由用户经由输入单元 170 输入。目标区域被设置为使得包括被检体 120 的至少一部分。被检体信息取得方法的细节将在下面进行描述。

[0026] 同时,在其中光吸收体是血红蛋白的情况下,由于血红蛋白的量在其中血管中的血液量少的区域中小,因此该区域的光吸收系数相对低。因此,根据公式 (1),产生的光声波的声压低。换句话说,在其中血液量少的区域中产生的光声波的接收信号的 S/N 比相对低。此外,在其中血液量非常少的情况下,光声波的接收信号会被淹没在噪声中。因此,当光声装置取得目标区域的被检体信息时,其中血液量少的区域取得的被检体信息的精度可能低。

[0027] 鉴于上述问题,根据本示例性实施例的光声装置包括被配置为取得被检体 120 的心电图信号的心电图取得单元 150。基于由心电图取得单元 150 取得的心电图信号的波形,可以估计被检体 120 的心脏的状态,并且可以相应地估计被检体 120 的血流状态。因此,处理单元 190 在不使用对应于多次光照射的多个接收信号中的当目标区域中的血液量少时产生的光声波的接收信号的情况下,基于被检体 120 的心电图信号来取得目标区域的被检体信息。换句话说,处理单元 190 利用对应于多次光照射的多个接收信号中的当目标区域中的血液量多时产生的光声波的接收信号的至少一部分来取得目标区域的被检体信息。在本示例性实施例中,心电图取得单元 150 对应于血液信息取得单元。

[0028] 被用于取得被检体信息的信号以以下方式被提取,即,使得被检体信息可以利用更多的当血液量多时(即当作为光吸收体的血红蛋白的量多时)产生的具有高 S/N 比的光声波的接收信号来取得的方式。此外,根据本示例性实施例,可以在不使用当血液量少时产生的具有低 S/N 比的光声波的接收信号的情况下取得被检体信息。这允许具有高精度的对目标区域的被检体信息的取得。信号提取定时的细节将在下面进行描述。

[0029] 以下描述根据本示例性实施例的光声装置的每个部件块。

[0030] (光源 111)

[0031] 光源 111 优选地是能够产生纳秒或微秒级脉冲光的脉冲光源。具体而言,脉冲宽度优选地为大约 1 至 100 纳秒。而且,波长优选地在大约 400nm 至大约 1600nm 的范围内。尤其在高分辨率成像活生物体的表面附近的血管的情况下,光的波长优选地是在可见光的范围内(400nm 至 700nm,其中包括 400nm 和 700nm)。另一方面,在成像活生物体的深的部位的情况下,优选地使用具有较不可能被活生物体的背景组织吸收的波长(700nm 至 1100nm,其中包括 700nm 和 1100nm)的光。但是,也可以使用太赫兹波、微波和无线电波的范围。

[0032] 具体而言,光源 111 优选地是激光器。而且,在利用多个波长的光测量的情况下,能够发射可变波长的激光器是更优选的。在其中要用多个波长的光照射被检体 120 的情况下,可以通过切换发射光的激光器或者通过使激光器交替地发射光,使用发射彼此具有不同波长的光的多个激光器。在利用多个激光器的情况下,这多个激光器被统称为光源。

[0033] 可以使用各种激光器,诸如固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器。尤其诸如 Nd:YAG 激光器和变石(alexandrite)激光器的脉冲激光器是优选的。此外,可以使用利用 Nd:YAG 激光器光作为激发光的 Ti:sa 激光器,或者光参量振荡器(OPO)激光

器。此外,可以使用发光二极管等代替激光器。

[0034] (光学系统 113)

[0035] 光学系统 113 将脉冲光 112 从光源 111 发送到被检体 120。诸如透镜、反射镜和光纤的光学元件可以被用作光学系统 113。此外,根据本示例性实施例的光学系统 113 包括用于改变脉冲光 112 的行进方向的光学反射镜 114、光调整单元 115 和扩散板 116。

[0036] 在其被检体是乳房等的生物信息取得装置中,光学系统 113 的光发射单元优选地发射光束直径通过扩散板 116 等而变宽的脉冲光。另一方面,在光声显微镜中,光学系统 113 的光发射单元优选地包括透镜等并且以聚焦的光束直径照射光以提高分辨率。

[0037] 此外,光学系统 113 可以包括能够调整从光源 111 发射的脉冲光 112 的衰减量的光调整单元 115。诸如机械快门和液晶快门的能够调整脉冲光 112 的衰减量的任何单元都可以被用作光调整单元 115。

[0038] 此外,光学系统 113 可以相对于被检体 120 被移动以允许成像被检体 120 的宽广范围。

[0039] 此外,光源 111 可以直接将光照射到被检体 120 上而无需利用光学系统 113。

[0040] (被检体 120)

[0041] 以下描述被检体 120,但是被检体 120 并不构成根据本示例性实施例的光声装置的一部分。使用根据本示例性实施例的光声装置的主要目的是人或动物的恶性肿瘤、血管疾病等的诊断,化疗的随访观察,等等。因此,被检体 120 被假定为活生物体,并且特定的诊断目标区域被假定为人体或动物的乳房、颈部、腹部等。

[0042] 此外,被检体 120 中的光吸收体 121 优选地是在被检体 120 中具有相对高光吸收系数的光吸收体。例如,在其中测量目标是人体的情况下,光吸收体 121 可以是氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、含有大量氧合血红蛋白或脱氧血红蛋白的血管、或者在肿瘤附近形成的新生血管。

[0043] (声波接收单元 130)

[0044] 声波接收单元 130 包括一个或多个转换元件和外壳。可以使用能够接收声波并将声波转换为电信号的任何转换元件。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,以及诸如电容式微加工超声换能器 (CMUT) 的静电电容转换元件。在其中声波接收单元 130 包括多个转换元件的情况下,这多个转换元件优选地被排列在平坦或弯曲的表面上,被称为 1D 阵列、1.5D 阵列、1.75D 阵列、2D 阵列等等。

[0045] 此外,为了取得大范围的被检体信息,声波接收单元 130 优选地被配置为通过扫描机构(未示出)相对于被检体 120 被机械地移动。此外,光学系统 113(脉冲光 112 的照射位置)和声波接收单元 130 优选地彼此同步进行移动。

[0046] 此外,在其中声波接收单元 130 是手持式声波接收单元的情况下,声波接收单元 130 包括用户利用其把持声波接收单元 130 的把持单元。此外,可以在声波接收单元 130 的接收表面上提供声透镜。此外,声波接收单元 130 可以包括多个转换元件。

[0047] 此外,声波接收单元 130 可以包括被配置为放大从转换元件输出的时间序列模拟信号的放大器。

[0048] (心电图取得单元 150)

[0049] 心电图取得单元 150 取得被检体 120 的心电图信号。通常,心电图取得单元 150 包括用于提取心电图信号的感应电极、放大器、模数 (A/D) 转换器等。例如,在日本专利申请特许公开号 2014-128455 或 2014-100244 中讨论的装置可以被用作心电图取得单元 150。基于由心电图取得单元 150 取得的心电图信号,可以估计被检体 120 的心脏的状态。此外,基于根据心电图信号估计的心脏的状态,可以估计血管中的血流。

[0050] (输入单元 170)

[0051] 输入单元 170 从用户 (主要是诸如医疗人员的检查者) 接收各种类型的输入,并且将输入信息经由系统总线发送到诸如处理单元 190 的部件。例如,利用输入单元 170,用户可以设置与成像有关的参数、输入成像开始指令、设置诸如目标区域的范围和形状的观察参数以及进行与图像有关的其它图像处理操作。

[0052] 输入单元 170 包括鼠标、键盘、触摸面板等,并且根据用户操作向诸如在控制单元 193 上运行的操作系统 (OS) 的软件执行事件通知。此外,在手持式光声装置的情况下,手持式光声装置优选地包括用于输入光照射单元 110 的驱动指令的输入单元 170。作为这种输入单元 170,可以采用被提供给探头的按钮开关、脚踏开关等。

[0053] (显示单元 180)

[0054] 显示单元 180 可以是显示器,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。替代地,显示单元 180 不是被包括在根据本示例性实施例的光声装置中,而是可以被准备为单独的设备并且连接到光声装置。

[0055] (处理单元 190)

[0056] 作为计算机的处理单元 190 包括计算单元 191、存储单元 192 和控制单元 193。

[0057] 计算单元 191 收集从声波接收单元 130 输出的时间序列接收模拟信号,并且执行信号处理,诸如放大接收信号、AD 转换接收模拟信号以及存储数字化的接收信号。一般地,被称为“数据取得系统 (DAS)”的电路可以被用作配置为执行上述处理的计算单元 191。具体而言,计算单元 191 包括被配置为放大接收信号的放大器、被配置为数字化接收模拟信号的 AD 转换器等。

[0058] 此外,计算单元 191 可以利用接收信号取得在被检体中的每个位置处产生的声压信息。在被检体中的每个位置处产生的声压信息也被称为被检体中的初始声压分布。在其中光声装置是光声层析成像 (tomography) 装置的情况下,计算单元 191 利用取得的接收信号执行图像重构,以取得对应于在二维或三维空间坐标上的位置的产生的声压数据。计算单元 191 可以使用公知的图像重构方法作为图像重构方法,诸如通用反投影 (universal back projection, UBP)、滤波反投影 (filtered back projection, FBP) 和模型库方法。此外,计算单元 191 可以使用延迟与求和 (delay-and-sum) 处理作为图像重构方法。

[0059] 此外,计算单元 191 可以相对于时间变化向取得的接收信号应用包络检测,将在时间轴方向上的各个光脉冲的包络检测信号的幅度值转换为在转换元件的深度方向上的幅度值,并且在空间坐标的指向方向 (通常,深度方向) 上绘制转换的幅度值。计算单元 191 为转换元件的每个位置执行上述处理,从而获得初始声压分布数据。使用上述方法是优选的,尤其在其中光声装置是光声显微镜的情况下。

[0060] 诸如中央处理单元 (CPU) 和图形处理单元 (GPU) 的处理器或者诸如现场可编程门

阵列 (FPGA) 芯片的计算电路可以被用作配置为执行处理以取得产生的声压信息的计算单元 191。计算单元 191 可以包括单个处理器或计算电路,或者多个处理器或计算电路。

[0061] 存储单元 192 可以存储已经历 AD 转换的接收信号、各种类型的分布数据、显示图像数据、各种类型的测量参数等等。此外,要在以下描述的被检体信息取得方法中执行的每个处理可以被存储在存储单元 192 中作为要被处理单元 190 中的控制单元 193 执行的程序。其中要存储程序的存储单元 192 是非暂时性记录介质。存储单元 192 通常是存储介质,诸如先入先出 (FIFO) 存储器、只读存储器 (ROM)、随机存取存储器 (RAM) 和硬盘。存储单元 192 可以包括单个存储介质或多个存储介质。

[0062] 此外,处理单元 190 包括用于控制光声装置的每个部件块的操作的控制单元 193。控制单元 193 经由总线向光声装置的每个部件块提供必要的控制信号和数据。具体而言,控制单元 193 提供用于指示光源 111 来发射光的光发射控制信号、用于声波接收单元 130 中的转换元件的接收控制信号等等。控制单元 193 通常是 CPU。

[0063] 处理单元 190 的部件可以被集成到单个设备中或者可以是单独的设备。此外,计算单元 191 和控制单元 193 可以被包括在单个设备中。换句话说,处理单元 190 可以包括被配置为执行计算单元 191 和控制单元 193 的功能的单个设备。

[0064] [被检体信息取得方法]

[0065] 以下参考图 2 描述由根据本示例性实施例的光声装置执行的被检体信息取得的流程。控制单元 193 读取其中描述了被检体信息取得方法的并且存储在存储单元 192 中的程序,并且使光声装置执行以下被检体信息取得方法。

[0066] (步骤 S100:取得通过多次光照射产生的光声波的接收信号的步骤)

[0067] 在步骤 S100 中,光照射单元 110 利用脉冲光 112 照射被检体 120。然后,声波接收单元 130 接收通过脉冲光 112 的照射产生的光声波 122,并且输出时间序列接收模拟信号。计算单元 191 收集从声波接收单元 130 输出的时间序列接收模拟信号,并且对接收信号执行放大处理和对接收模拟信号执行 AD 转换处理。然后,计算单元 191 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 中的时间序列接收信号数据也被称为光声数据。在本公开内容中,术语“接收信号”的范围包括模拟信号和数字信号两者。

[0068] 此外,在步骤 S100 中,光照射单元 110 执行多次光照射,使得对应于这多次光照射的多个时间序列接收信号被存储在存储单元 192 中。

[0069] 在其中光源 111 是利用容易产生热的灯激发的固态激光器的情况下,为了实现光源 111 的稳定驱动,优选地以恒定的重复频率发射光并且在被检体 120 上执行多次光照射。图 3A 示出了根据本示例性实施例的光源 111 的驱动顺序。如在图 3A 中所示出的,在本示例性实施例中,光源 111 以预定的重复频率(大约 5Hz)发射光。

[0070] (步骤 S200:取得在多次光照射期间的心电图信号的步骤)

[0071] 在步骤 S200 中,心电图取得单元 150 取得被检体 120 的心电图信号,并且将心电图信号发送到处理单元 190。在心电图取得单元 150 中包括的电极被适当地布置,使得与心脏有关的肌电图信号(心电图信号)可以被取得。

[0072] 图 3B 示出了由心电图取得单元 150 取得的心电图信号的典型波形。在图 3B 中示出的心电图信号具有大约 1.2 秒的周期的波形。通常,心电图信号的波形由 P 波、Q 波、R 波、S 波和 T 波的组合形成。一般地,从 R 波的顶点到 T 波的结束附近的时段对应于心室收

缩阶段,并且血液被泵送到动脉。此外,从 T 波的结束附近到 R 波的顶点的时段对应于心室扩张阶段。如本文所使用的,从 R 波的顶点到 T 波的结束附近的时间 t_1 将被称为“从 R 波的产生定时 (generation timing) 到 T 波的产生定时的第一时间”。

[0073] 图 3C 是示出在目标区域中的血液量的变化的图。如上所述,关于由心电图信号的 R 波触发的心脏的状态,开始心室收缩,并且相应地血液开始被泵送到动脉中。但是,如可以从图 3C 中理解的,目标区域中的血液量不是在 R 波的产生定时增加,而是具有从 R 波的产生定时到与心室收缩对应的血流到达目标区域的定时的时间 t_2 的时间滞后。然后,在时间 t_2 从 R 波的产生定时起逝去之后,其中血液量多的时段被考虑为保持达心室收缩时段的时间 t_1 。

[0074] 如本文所使用的,从 R 波的产生定时到与心室收缩对应的血流到达目标区域的定时的时间 t_2 也被称为“延迟时间”。

[0075] (步骤 S300:基于心电图信号提取当目标区域中的血液量多时取得的接收信号的步骤)

[0076] 在步骤 S300 中,作为被检体信息取得单元的计算单元 191 基于在步骤 S200 中取得的心电图信号从在步骤 S100 中取得的对应于多次光照射的多个时间序列接收信号中提取要被用于取得被检体信息的信号。

[0077] 基于由心电图取得单元 150 取得的心电图信号,计算单元 191 确定在目标区域中的血液量多的定时。然后,计算单元 191 从存储单元 192 中读取在该定时产生的光声波的接收信号。另一方面,计算单元 191 不从存储单元 192 中读取在目标区域中的血液量少的定时产生的光声波的接收信号,并且在该定时产生的接收信号不被用于取得被检体信息。

[0078] 图 3D 示出了由计算单元 191 执行的信号提取顺序,并且指示计算单元 191 提取在“读取”时取得的接收信号。计算单元 191 从在步骤 S100 中取得的多个时间序列接收信号中提取在从延迟时间 t_2 自心电图信号的 R 波的产生定时起逝去的定时到心室收缩的时间 t_1 逝去的定时的时段中产生的光声波的接收信号。换句话说,计算单元 191 从存储单元 192 中读取通过在其中电刺激引起的血流在目标区域中存在的时段中(即其中血液量多的时段中)执行的光照射产生的光声波的接收信号。另一方面,计算单元 191 不从存储单元 192 中读取通过在除了其中血液量多的时段之外的时段中执行的光照射产生的光声波的接收信号。

[0079] 在步骤 S300 中提取的信号是在血液量由于心室收缩而增加的定时产生的光声波的接收信号。因此,所提取的信号包括许多具有高 S/N 比的信号。

[0080] 由于光速比光声波的速度快得多,因此可以认为光声波在利用脉冲光 112 照射被检体 120 的定时在目标区域的各个位置处被同时产生。在本说明书中,利用脉冲光 112 照射被检体的定时被称为通过脉冲光 112 产生光声波的定时。

[0081] 此外,已知通常从 R 波的产生定时到 T 波的产生定时的时间 t_1 是大于等于 0.3 秒并且小于等于 0.45 秒。因此,计算单元 191 可以从存储单元 192 中读取在其中血液量多的时段中(即,在时间 t_2 自 R 波产生定时起逝去之后大于等于 0.3 秒且小于等于 0.45 秒的预定时间中)产生的光声波的接收信号。

[0082] 同时,计算单元 191 可以从心电图信号中检测产生诸如 R 波和 T 波的特定波的定时。例如,计算单元 191 可以把具有比预定幅度大的幅度的心电图信号的波检测为 R 波。此

外,例如,计算单元 191 可以利用存储在存储单元 192 中的 R 波和 T 波的模板波形执行心电图信号的模板匹配,并且具有高相似性的波可以被检测为 R 波或 T 波。用于检测特定波的方法可以是任何方法,只要诸如 R 波和 T 波的特征波形可以被检测到。

[0083] 由于 R 波已被产生,因此在对应于将心脏和目标区域之间的血管长度除以血流速度获得的值的时间逝去之后,对应于心室收缩的血流到达目标区域。因此,计算单元 191 可以基于 R 波的产生定时、关于心脏和目标区域之间的血管长度的信息和关于血流速度的信息来确定要用于取得被检体信息的信号的提取开始定时。但是,在上述方式中,为了确定要使用的信号的提取开始定时,必须为每个被检体测量心脏与目标区域之间的距离和血流速度。这会导致装置尺寸的增加。

[0084] 因此,优选地从为对应于被检体的不同部位的不同区域预先确定的那些提取开始定时中选择提取开始定时。更具体而言,存储单元 192 优选地包括指示出目标区域的类型和延迟时间 t_2 之间的关系的关系表。此外,光声装置优选地包括被配置为允许用户输入目标区域的类型的输入单元 170。例如,输入单元 170 可以被配置为允许用户从在显示单元 180 上显示的多种类型或被检体的部位中选择目标区域的类型。然后,计算单元 191 可以从存储在存储单元 192 中的关系表中读出对应于经由输入单元 170 输入的地类型的延迟时间 t_2 。计算单元 191 从心电图信号中检测 R 波的产生定时,并且可以从在自检测到的产生定时起从存储单元 192 中读取的延迟时间 t_2 逝去之后产生的光声波的接收信号中提取期望的信号。

[0085] 虽然以上描述了目标区域的类型作为确定延迟时间 t_2 所必需的信息,但是确定延迟时间 t_2 所必需的信息不限于目标区域的类型。例如,可以认为,即使目标区域的类型是相同的,延迟时间 t_2 也可取决于例如被检体的年龄而不同。因此,除目标区域的类型之外,输入单元 170 优选地被配置为还允许输入诸如被检体的年龄等的信息。换句话说,输入单元 170 优选地被配置为允许输入至少目标区域的类型。此外,控制单元 193 优选地从关系表中读取对应于诸如被检体年龄的输入信息的延迟时间 t_2 。

[0086] 此外,在其中光声装置的目标区域是预定的情况下,存储单元 192 优选地存储关于预先获得的延迟时间 t_2 的信息。然后,计算单元 191 可以从心电图信号中检测 R 波的产生定时,并且从在自检测到的产生定时起存储在存储单元 192 中的延迟时间 t_2 逝去之后产生的光声波的接收信号中提取期望的信号。

[0087] 在其中从 R 波的产生定时到对应于心室收缩的血流到达目标区域的定时的时段可以被忽略的情况下,R 波的产生定时可以被用作提取开始定时。换句话说,在这种情况下,延迟时间 t_2 可以为 $t_2 = 0$ 。

[0088] 在本示例性实施例中,接收信号提取定时是基于假设血液量在自 R 波的产生定时起延迟时间 t_2 逝去之后的心室收缩期阶段的时间 t_1 期间增加来设置的。但是,提取定时设置不限于此。例如,定时 t_1 对应于心室收缩阶段的时间,并且取决于储存的血液量,可能存在其中大部分血液的泵送是在时间 t_1 逝去之前完成的情况。换句话说,可能存在其中心室收缩阶段的时间与泵送血液所需的时间不匹配的情况。在这种情况下,血液量只可能在比时间 t_1 短的时段增加。在这种情况下,处理单元 190 优选地利用在自 R 波的产生定时起延迟时间 t_2 逝去之后在时间 t_1 逝去之前产生的光声波的接收信号的至少一部分取得被检体信息。更具体而言,处理单元 190 优选地使用在自 R 波的产生定时起延迟时间 t_2 逝去之

后在电压施加时间 t_1 逝去之前取得的接收信号中的、在时间 t_1 的一半逝去之前取得的多个接收信号。

[0089] 此外,例如,即使在自 R 波的产生定时起延迟时间 t_2 逝去之后的时间 t_1 期间,在血液量的增加不足够多的定时,要被取得的接收信号也可能不具有足够高的 S/N 比。因此,计算单元 191 优选地提取在自 R 波的产生定时起延迟时间 t_2 逝去之后的电压施加时间 t_1 期间具有比预定值大的幅度的接收信号。以这种方式,具有特别高 S/N 比的接收信号可以被选择性地其中血液量增加的时段中提取。

[0090] 在图 3D 中示出的序列可以与图 3A 至 3C 中示出的序列实时地并行执行,或者可以在图 3A 至 3C 中示出的序列在所有时段中被完成之后执行。

[0091] 在本示例性实施例中,期望的信号是从存储在存储单元 192 中的多个时间序列接收信号中提取的。但是,这不是限制性的例子,而是任何方法都可以被使用,只要被检体信息可以通过选择性地利用期望的信号来取得。例如,在从声波接收单元 130 中输出的模拟电信号中,对应于当血液量少时产生的光声波的接收信号的模拟电信号可以从要存储在存储单元 192 中的信号中排除。因此,当血液量多时产生的光声波的接收信号被选择性地存储在存储单元 192 中。然后,计算单元 191 可以通过选择性地利用存储在存储单元 192 中的当血液量多时产生的光声波的接收信号来取得被检体信息。

[0092] (步骤 S400:基于提取的接收信号取得目标区域的被检体信息的步骤)

[0093] 在步骤 S400 中,计算单元 191 基于在步骤 S300 中提取的接收信号取得目标区域的被检体信息。在本示例性实施例中,计算单元 191 计算在目标区域中的每个位置处的光声波的产生的声压信息(即,初始声压分布)作为被检体信息,并且将该被检体信息存储到存储单元 192 中。

[0094] 由于在步骤 S400 中取得的初始声压分布是基于在步骤 S300 中提取的具有高 S/N 比的信号计算的,因此精度高。因此,如果计算单元 191 使显示单元 180 显示存储在存储单元 192 中的初始声压分布的图像,则具有高的诸如分辨率和对比度的图像质量的图像可以被提供给用户。

[0095] 计算单元 191 可以计算光注量,即,已到达目标区域中的每个位置的脉冲光 112 的光量分布。在本示例性实施例中,计算单元 191 可以通过求解在 Bin Luo and Sailing He, Optics Express, Vol. 15, Issue 10, pp. 5905-5918 (2007) 中讨论的光扩散方程来取得关于在目标区域中的脉冲光 112 的光量分布的信息,并且可以将取得的信息存储在存储单元 192 中。计算单元 191 可以利用任何方法取得光量分布,只要在目标区域中的光量分布可以被取得。

[0096] 然后,计算单元 191 可以利用在存储单元 192 中存储的目标区域中的初始声压分布和光量分布根据公式 (1) 取得在目标区域中的光吸收系数分布作为被检体信息。

[0097] 在步骤 S400,计算单元 191 可以取得在步骤 S300 中提取的信号中的通过单脉冲光照射取得的时间序列接收信号中的一个帧的被检体信息。此外,计算单元 191 可以取得在步骤 S300 中提取的信号中的通过多次光照射取得的多个时间序列接收信号中的一个帧的被检体信息。换句话说,计算单元 191 只需要利用当血液量多时产生的光声波的接收信号的至少一部分来取得被检体信息。

[0098] 根据上述被检体信息取得方法,可以抑制血管中血液量对取得的被检体信息的精

度的影响。

[0099] 此外,根据本示例性实施例的光声装置可以利用具有不同波长的光执行上述步骤来类似地取得光吸收系数分布。然后,计算单元 191 可以利用对应于具有彼此不同波长的光的多个光吸收系数分布取得在被检体 120 中包括的物质的浓度分布信息作为被检体信息。

[0100] 但是,在其中使用单个光源来产生多个波长的光的情况下,可能需要时间来切换波长。如果波长是在血液量多时被切换的,那么当血液量多时可以被执行的光照射的次数降低,从而导致被检体信息的精度较低。因此,优选地在血液量少时切换波长。例如,光照射单元 110 在心电图信号的一个周期期间利用第一波长 $\lambda 1$ 的光照射被检体 120,其中一个周期是从 R 波到下一个 R 波。然后,在其中血液量在该周期中少的时段中,光源 111 中的波长改变机构被驱动,使得光源 111 准备好产生第二波长 $\lambda 2$ 的光。然后,在下一周期中,光照射单元 110 利用第二波长 $\lambda 2$ 的光照射被检体 120。

[0101] 以这种方式,波长可以在其中血液量少并且其接收信号被确定为不被使用的时段中进行切换。这使得当血液量多时利用多个波长的光高效地照射被检体 120,而不会降低在其中血液量多并且其接收信号被确定为要使用的时段中可以被执行的光照射的次数。此外,在本示例性实施例中,可以有效地确保可以被提取用于取得被检体信息的信号,使得可以有效地增加被检体信息取得的精度。

[0102] 如上所述,在本示例性实施例中,被检体信息是基于多个接收信号取得的,这多个接收信号是在与被检体的脉搏相关联地被重复多次的血液量的每个波动周期中的共同时段中取得的。被检体信息是从同一定时的接收信号中取得的。这可以抑制血液量的变化对要取得的被检体信息的影响。尤其,在本示例性实施例中,使用在其中血液量在波动周期中多的时段中取得的接收信号,使得可以取得具有高精度的被检体信息的图像。

[0103] 以下描述第二示例性实施例。

[0104] 在第一示例性实施例中,被检体信息只根据在其中血液量多的时段中取得的接收信号产生。但是,用户可能希望在其中血液量少的时段中观察被检体区域。因此,在本示例性实施例中,将给出对以下情况的描述,即,其中取得在不被用于第一示例性实施例的被检体信息取得的其中血液量少的时段中取得的接收信号并且基于取得的接收信号取得被检体信息的情况。

[0105] 根据本示例性实施例的光声装置具有与第一示例性实施例中所描述的类似的构造。

[0106] 以下参考图 4 描述由根据本示例性实施例的光声装置取得被检体信息的流程。步骤 S100 和 S200 类似于在第一示例性实施例中的那些步骤。

[0107] (步骤 S500:基于心电图信号提取当目标区域中的血液量多时取得的接收信号作为第一接收信号和在其他定时取得的接收信号作为第二接收信号的步骤)

[0108] 在步骤 S500 中,计算单元 191 作为被检体信息取得单元基于在步骤 S200 中取得的心电图信号,从在步骤 S100 中取得的对应于多次光照射的多个时间序列接收信号中提取要用于取得被检体信息的信号。

[0109] 计算单元 191 基于由心电图取得单元 150 取得的心电图信号估计其中在目标区域中的血液量多的时段。然后,计算单元 191 从存储单元 192 中读取在该时段中产生的光声

波的接收信号作为第一接收信号。另一方面,计算单元 191 从存储单元 192 中读取在目标区域中的血液量少的定时产生的光声波的接收信号作为第二接收信号。换句话说,计算单元 191 提取在图 3D 中的“读取”时取得的接收信号作为第一接收信号,并且提取在“读取”之外的定时取得的接收信号作为第二接收信号。以这种方式提取为不同类型的接收信号的每一种被称为接收信号分组。

[0110] 在步骤 S500 中提取的信号将在血液量由于心室收缩而增加的定时产生的光声波和在血液量由于心室扩张而降低的定时产生的光声波读作不同的接收信号。因此,在产生信号的各个定时的血液量的波动在每个接收信号分组中小。

[0111] (步骤 S600:基于提取的第一和第二接收信号来取得和显示目标区域的被检体信息的步骤)

[0112] 在步骤 S600 中,计算单元 191 基于在步骤 S500 中提取的第一和第二接收信号中的每一个取得目标区域的被检体信息。在本示例性实施例中,计算单元 191 计算在目标区域中的每个位置处的光声波的产生的声压信息(即,初始声压分布)作为被检体信息,并且将该被检体信息存储在存储单元 192 中。

[0113] 如在第一示例性实施例中所描述的,被检体信息不限于初始声压分布,并且可以是在被检体 120 中包含的物质的光吸收系数分布信息或浓度分布信息。

[0114] 存在已知的平均从多次激光照射取得的光吸收系数分布或物质浓度分布的数值以增加这些数值的 S/N 比的方法。同时,光吸收系数分布和物质浓度分布与血红蛋白的量成比例,因此,可以说光吸收系数分布和物质浓度分布与血液量成比例。因此,与从血管中的血液量无关地取得的多个接收信号中取得的被检体信息的平均值相比,具有较小血液量波动的被检体信息可以根据从第一接收信号中取得的被检体信息的平均值和从第二接收信号中取得的被检体信息的平均值取得。

[0115] 以下参考附图 5 描述显示取得的被检体信息的方法。

[0116] 区域 220 是其中显示从第一接收信号产生的初始声压分布的图像的区域。区域 221 是其中显示从第二接收信号产生的初始声压分布的图像的区域。一般地,初始声压分布被取得为三维(3D)图像。因此,至于初始声压分布的显示,可以显示 3D 图像,或者可以显示 3D 图像的截面图,某个范围的最大强度投影(MIP)图像,等等。

[0117] 区域 200 是这样的区域,其中显示接收信号在其中被提取为第一接收信号的范围和接收信号在其中被提取为第二接收信号的范围。范围 204 是指示在第一示例性实施例中描述的时间 t_2 的范围。范围 205 是指示在第一示例性实施例中描述的时间 t_1 的范围。范围 201 指示从 P 波的开始到自 R 波的顶点起时间 t_2 逝去的定时的时段,并且是其中接收信号被提取为第二接收信号的范围。范围 202 指示时间 t_1 ,并且是其中接收信号被提取为第一接收信号的范围。范围 203 指示从时间 t_1 的结束到 P 波的开始的范围,并且是其中接收信号被提取为第二接收信号的范围。典型的心电图波形可以被显示在区域 200 的背景中使得用户容易理解。此外,可以显示由心电图取得单元 150 实际取得的最新心电图波形。典型的心电图波形和最新的心电图波形可以被并排(alongside)显示在区域 200 中。

[0118] 项 210 是利用其可以输入/改变时间 t_1 的用户界面(UI)部分。项 211 是利用其可以输入/改变时间 t_2 的 UI 部分。范围 205 和 204 的宽度可以结合利用项 210 和 211 做出的改变进行改变。此外,步骤 S500 的第一和第二接收信号提取处理基于结合项 210 和

211 中的变化而最新设置的时间 t_1 和 t_2 被再次执行。此外,被检体信息被再次取得,并且要被显示在区域 220 和 221 上的图像被更新。在图 5 所示的例子中,如果用户选择被指示为项 210 的上部或下部三角形,则在文本框中指示的时间 t_1 的长度被更新,并且限定时间 t_1 的虚线之间的距离在区域 200 上被改变。用户可以通过直接将数字输入到文本框中或者通过利用鼠标等拖动区域 200 中的虚线等来设置时间 t_1 的范围,从而确定时间 t_1 的开始时间和结束时间。时间 t_2 可以利用类似于用于时间 t_1 的方法的方法来设置。

[0119] 要被显示的被检体信息不限于初始声压分布并且可以是光吸收系数分布或物质浓度分布。

[0120] 在本示例性实施例中,已经给出了以下示例情况的描述,即,其中心电图波形的一个周期被划分为两个时段,其中一个是在其中被检体区域中的血液量多的时段(图 5 中的时段(1)),并且其中另一个是在其中血液量少的时段(图 5 中的时段(2))。可替代地,一个周期可以被划分为三个或更多个片段。如果一个周期被划分为更多数量的片段,则在每个片段中血液量的波动变得较小。因此,可以获得更均匀信号电平接收的信号。另一方面,如果心电图波形的划分数量增加,则在每个片段中取得的接收信号的数量减少,因此通过平均接收信号产生的增加 S/N 比的效果减小。在确定一个周期要被划分的划分数量时考虑这种权衡是所期望的。

[0121] 虽然基于第一接收信号的图像和基于第二接收信号的图像在本示例性实施例中显示为彼此并排,但是任何其它显示方法也可以被使用。例如,两个图像可以被重叠并且显示。此外,图像可以被交替地显示。如果心电图波形的划分数量增加,则取得的图像可以像运动图像那样来显示。由于通过多次照射取得的接收信号的平均值的图像被顺序地显示,因此与其中每个初始声压分布都是从通过单次激光照射取得的接收信号中取得的初始声压分布像运动图像那样被顺序地显示的情况相比,基于具有高 S/N 比的图像的运动图像可以被提供给用户。

[0122] 虽然在本示例性实施例中,被检体信息在光声波信号和心电图信号的取得之后被取得和显示,但是被检体信息也可以在光声波信号和心电图信号被取得的同时实时地被取得和显示。此外,在其中被检体信息被实时地取得和显示的情况下,不是利用从取得开始时取得的所有光声波信号和心电图信号,而是只有部分光声波信号和心电图信号可被使用。例如,可以考虑使用在从当前时间之前给定时间的时间到当前时间的时段期间取得的光声波信号和心电图信号。以这种方式,即使被检体被移动,也可以取得较准确的被检体信息。

[0123] 上述第二示例性实施例产生了与第一示例性实施例类似的优点。此外,根据本示例性实施例中,可以向用户提供在血液量的波动周期中的各不同时段期的被检体信息。动脉在其中血液量增加的定时搏动,并且认为动脉和静脉可以通过比较多条被检体信息进行彼此区分。

[0124] 本发明的(一个或多个)实施例也可以由系统或装置的计算机来实现,其中计算机读出并执行记录在存储介质(也可以更完整地被称为“非临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),以执行上述(一个或多个)实施例之中的一个或多个实施例的功能,和/或计算机包括用于执行上述(一个或多个)实施例之中的一个或多个实施例的功能的一个或多个电路(例如,专用集成电路(ASIC)),并且由系统或装置的计算机通过例如从存储介质中读出并执行计算机可执行指令以便执行上述(一

个或多个) 实施例之中的一个或多个实施例的功能和 / 或控制一个或多个电路执行上述 (一个或多个) 实施例之中的一个或多个实施例的功能所执行的方法来实现。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)) 并且可以包括独立计算机或独立处理器的网络来读出和执行计算机可执行指令。计算机可执行指令可以从例如网络或存储介质中提供给计算机。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器、光盘 (诸如压缩盘 (CD)、数字多样化盘 (DVD) 或蓝光盘 (BD)TM)、闪存存储器设备、存储卡等等当中的一种或多种。

[0125] 其它实施例

[0126] 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。

[0127] 虽然前面描述了本发明的特定示例性实施例, 但是应当理解, 上述特定示例性实施例不是要限制本发明的范围, 并且在本发明的技术构思内可以进行修改。

[0128] 例如, 虽然前面描述了其中心电图仪被用作配置为确定被测目标中的血液量增加 / 减少的血液信息取得单元的情况, 但是被测目标中的血液量可以利用用于测量被检体脉搏的任何其它方法来确定。例如, 可以使用红外脉搏计。

[0129] 虽然本发明已经参考示例性实施例进行了描述, 但是应当理解, 本发明不限于所公开的示例性实施例。以下权利要求的范围是要赋予最广泛的解释, 从而涵盖所有此类修改和等同结构及功能。

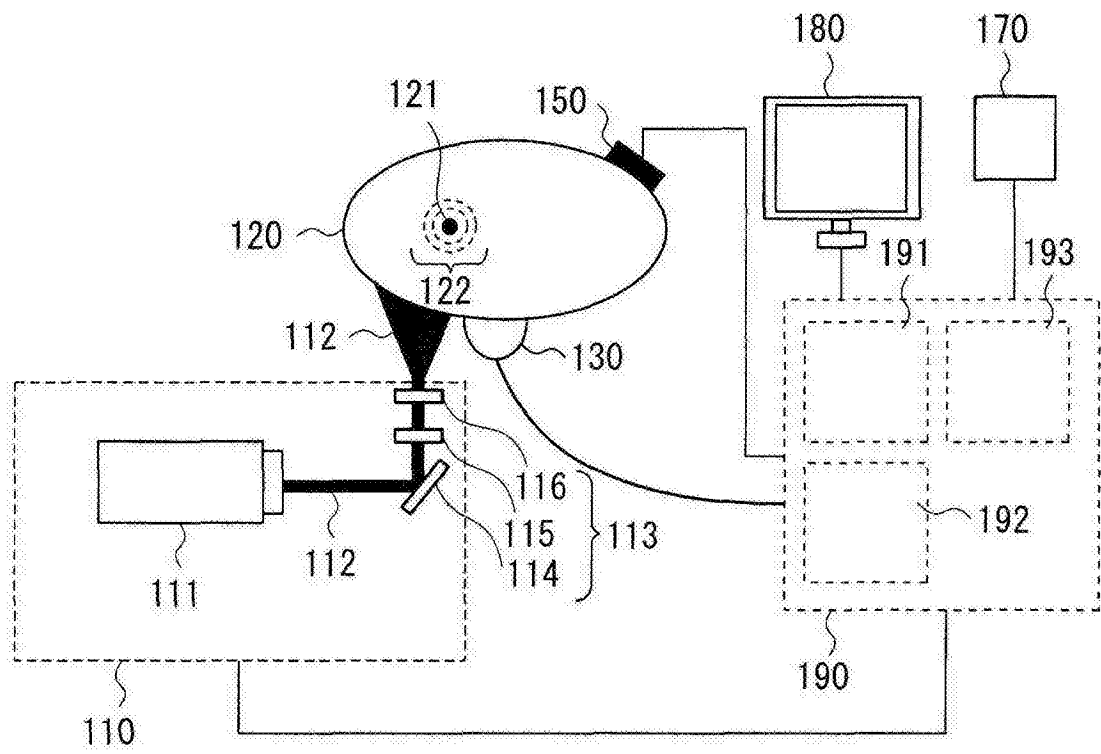


图 1

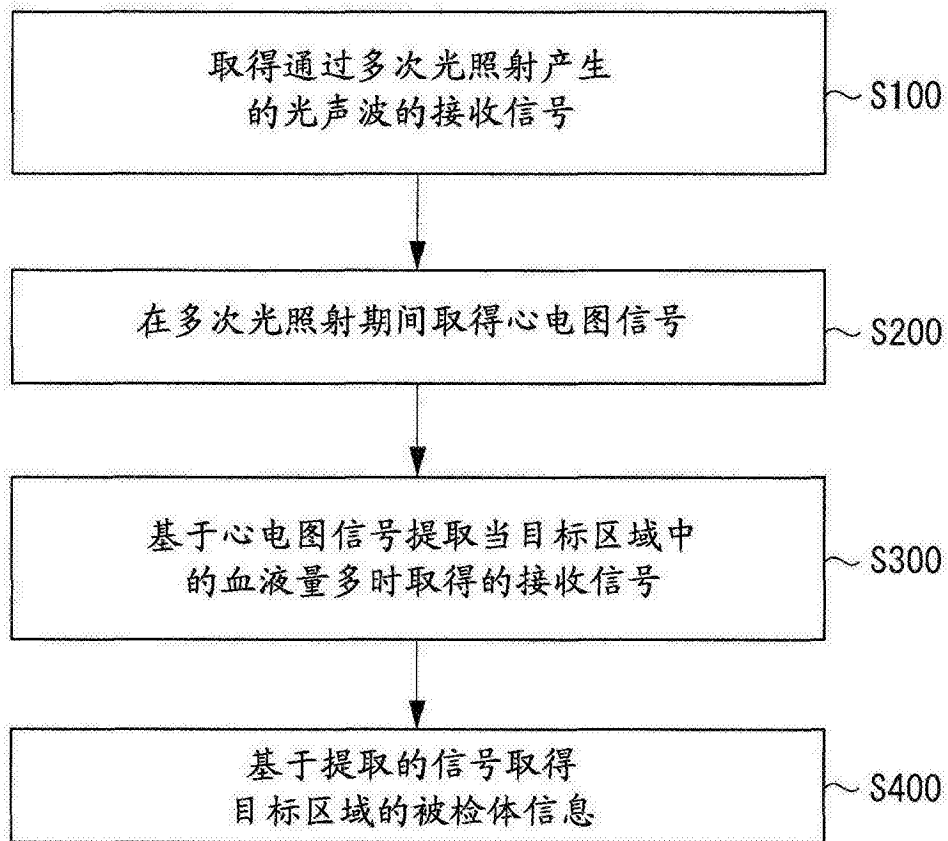
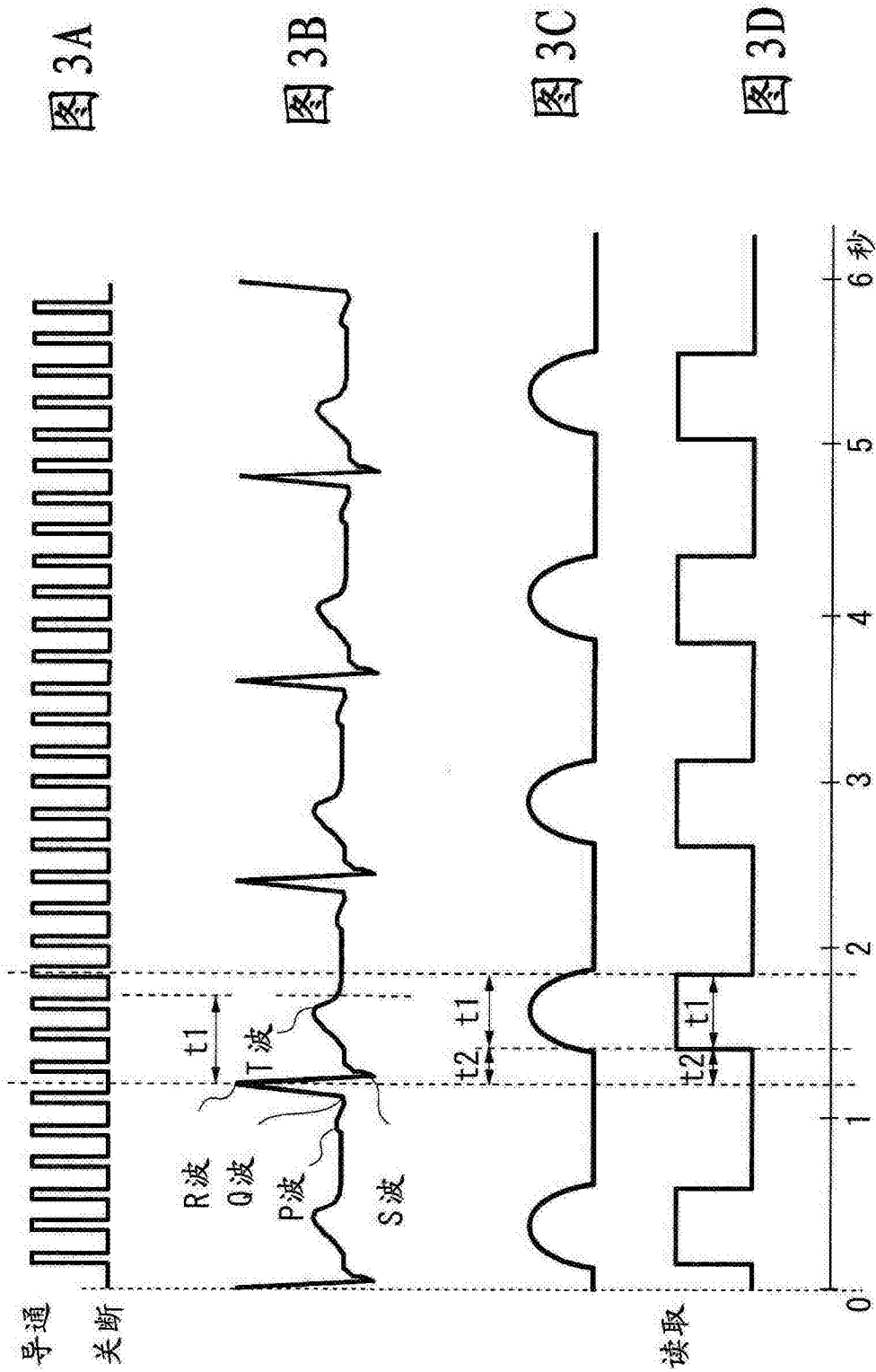


图 2



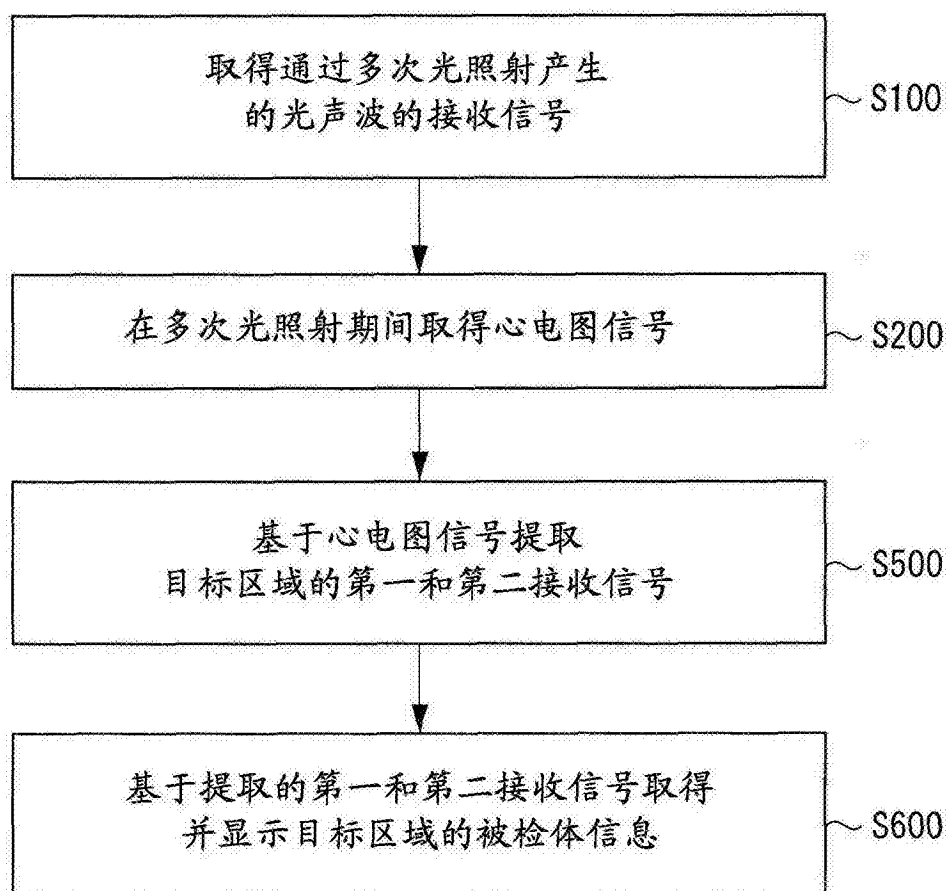


图 4

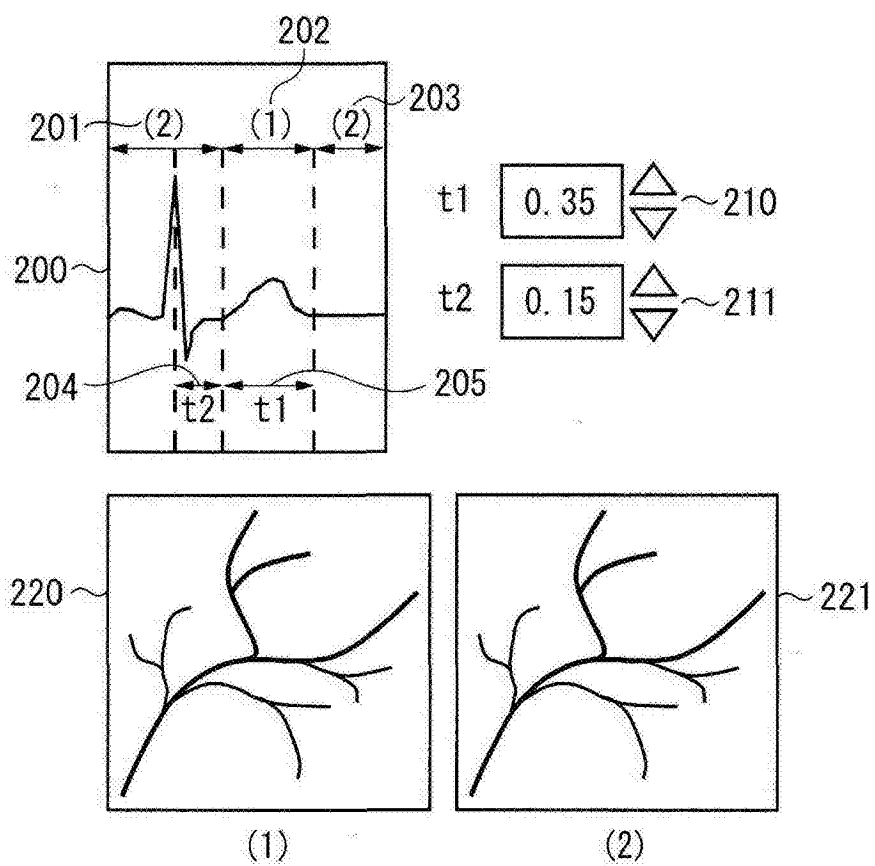


图 5

专利名称(译)	光声装置和被检体信息取得方法		
公开(公告)号	CN105640496A	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201510846561.8	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 关谷岳史		
发明人	大古场稔 长永兼一 冈一仁 关谷岳史		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455 A61B5/0402 A61B5/026		
代理人(译)	宋岩		
优先权	2014242454 2014-11-28 JP 2015204123 2015-10-15 JP		
其他公开文献	CN105640496B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了光声装置和被检体信息取得方法。光声装置包括：被配置为利用脉冲光多次照射被检体的光照射单元；被配置为接收通过利用来自光照射单元的脉冲光多次照射被检体产生的光声波并且输出与所述多次光照射对应的多个信号的接收单元；被配置为取得关于被检体的血液量的信息的血液信息取得单元；及被配置为基于所述多个信号取得在被检体中的目标区域的被检体信息的被检体信息取得单元，其中，被检体信息取得单元基于在血液量的重复的波动周期中的各波动周期内的共同时段中取得的多个信号来取得被检体信息。

