



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107773225 A

(43)申请公布日 2018.03.09

(21)申请号 201710589803.9

(22)申请日 2017.07.19

(30)优先权数据

2016-166278 2016.08.26 JP

2017-083759 2017.04.20 JP

(71)申请人 松下知识产权经营株式会社

地址 日本大阪府

(72)发明人 村上健太 吉冈元贵 小泽顺

(74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 刘静 段承恩

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

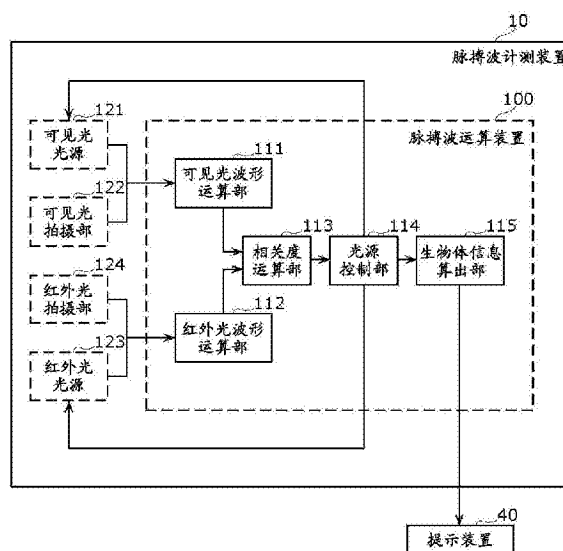
权利要求书10页 说明书37页 附图24页

(54)发明名称

脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质

(57)摘要

本公开涉及脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质。脉搏波计测装置具备处理器和存储器,处理器取得通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的可见光图像,取得通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的红外光图像,从所取得的可见光图像中,提取作为表示用户脉搏波的波形的可见光波形,从所取得的红外光图像中,提取作为表示用户脉搏波的波形的红外光波形,运算所提取的可见光波形与所提取的红外光波形之间的相关度,根据所运算出的相关度,将控制红外光光源发出的红外光的光量的控制信号输出到红外光光源,使用可见光波形和红外光波形的至少一方,算出生物体信息,输出所算出的生物体信息。



1. 一种脉搏波计测装置,具备处理器以及存储器,
所述处理器,

取得第1可见光图像,所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像,

取得第1红外光图像,所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的所述用户而得到的图像,

从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形,所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形,所述第1红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度,

进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定,

在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源,并且,将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源,

取得第2可见光图像,所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像,

取得第2红外光图像,所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像,

从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形,所述第2可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形,所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息,

输出所算出的所述生物体信息。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波计测装置,

所述处理器在所述第1相关度的运算中,

在将所述第1可见光波形分割成作为所述脉搏波的周期的脉搏波周期单位的多个第1单位波形时,针对所述多个第1单位波形的各第1单位波形,提取作为该第1单位波形中的最大值的第1顶点和作为该第1单位波形中的最小值的第1底点的一方即第1峰值点,由此从所述第1可见光波形中提取多个所述第1峰值点,

在将所述第1红外光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第2单位波形时,针对所述多个第2单位波形的各第2单位波形,提取作为该第2单位波形中的最大值的第2顶点和作为该第2单位波形中的最小值的第2底点的一方即第2峰值点,由此从所述第1红外光波形中提取多个所述第2峰值点,

针对所提取出的所述多个第1峰值点的各第1峰值点,算出该第1峰值点的第1时刻和在时间序列上与该第1峰值点相邻的其他的第1峰值点的第2时刻之间的时间间隔即第1心跳

间隔时间,由此算出多个所述第1心跳间隔时间,

针对所提取出的所述多个第2峰值点的各第2峰值点,算出该第2峰值点的第3时刻和在时间序列上与该第2峰值点相邻的其他的第2峰值点的第4时刻之间的时间间隔即第2心跳间隔时间,由此算出多个所述第2心跳间隔时间,

使用以下的(式1),运算在时间序列上互相对应的所述多个第1心跳间隔时间与所述多个第2心跳间隔时间之间的第1相关系数来作为所述第1相关度,

$$\rho_1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式 } 1)$$

ρ_1 :第1相关系数,

σ_{12} :所述多个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间的协方差,

σ_1 :所述多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差,

σ_2 :所述多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差。

3.根据权利要求2所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

进行判定是否为所述第1标准差超过第4阈值、且所述第2标准差超过所述第4阈值的第2判定,

在所述第2判定的结果是判定为所述第1标准差超过所述第4阈值、且所述第2标准差超过所述第4阈值的情况下,

进行第3判定以及第4判定,所述第3判定是所述多个第1心跳间隔时间中的一个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第1心跳间隔时间对应的一个第2心跳间隔时间之间的第1时间差是否小于第5阈值的判定,所述第4判定是所述第1时间差是否大于比所述第5阈值大的第6阈值的判定,

在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差大于所述第6阈值的情况下,将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,

在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差为所述第5阈值以上且所述第6阈值以下的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量增加的所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将使所述红外光光源的红外光的光量减少的所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

4.根据权利要求3所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差小于所述第5阈值的情况下,进行判定所述第2标准差是否为所述第4阈值以下的第5判定,

在所述第5判定的结果是判定为所述第2标准差为所述第4阈值以下的情况下,将所述第1控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,

在所述第5判定的结果是判定为所述第2标准差大于所述第4阈值的情况下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

5.根据权利要求4所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

使第1直线的斜率作为第1斜率存储于所述存储器,所述第1直线是连接所述多个第1顶

点中的一个第1顶点和所述多个第1底点中的在时间序列上紧接该一个第1顶点之后的一个第1底点的直线，

在将所述第2可见光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第3单位波形时，针对所述多个第3单位波形的各第3单位波形，提取作为该第3单位波形中的最大值的第3顶点和作为该第3单位波形中的最小值的第3底点的一方即第3峰值点，由此从所述第2可见光波形中提取多个所述第3峰值点，

在将所述第2红外光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第4单位波形时，针对所述多个第4单位波形的各第4单位波形，提取作为该第4单位波形中的最大值的第4顶点和作为该第4单位波形中的最小值的第4底点的一方即第4峰值点，由此从所述第2红外光波形中提取多个所述第4峰值点，

针对所提取出的所述多个第3峰值点的各第3峰值点，算出该第3峰值点的第5时刻和在时间序列上与该第3峰值点相邻的其他的第3峰值点的第6时刻之间的时间间隔即第3心跳间隔时间，由此算出多个所述第3心跳间隔时间，

针对所提取出的所述多个第4峰值点的各第4峰值点，算出该第4峰值点的第7时刻和在时间序列上与该第4峰值点相邻的其他的第4峰值点的第8时刻之间的时间间隔即第4心跳间隔时间，由此算出多个所述第4心跳间隔时间，

使用以下的(式2)，运算在时间序列上互相对应的所述多个第3心跳间隔时间与所述多个第4心跳间隔时间之间的第2相关系数，

反复进行所述第2可见光图像的取得、所述第2可见光波形的提取、所述第2红外光图像的取得、所述第2红外光波形的提取以及所述第2相关系数的运算，

在反复进行的所述第2相关系数的运算中，进一步，对通过反复进行而得到的所述第2红外光波形的第2直线的斜率即第2斜率与所述存储器所存储的所述第1斜率进行比较，所述第2直线是连接所述多个第4顶点中的一个第4顶点和所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该一个第4顶点之后的一个第4底点的直线，

将所述第2控制信号输出到所述红外光光源，直到所述第2斜率成为所述第1斜率为止，

$$\rho_2 = \frac{\sigma_{34}}{\sigma_3 \sigma_4} \quad (\text{式 } 2)$$

ρ_2 : 第2相关系数，

σ_{34} : 所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间的协方差，

σ_3 : 所述多个第3心跳间隔时间的标准差即第3标准差，

σ_4 : 所述多个第4心跳间隔时间的标准差即第4标准差。

6. 根据权利要求5所述的脉搏波计测装置，

所述处理器，进一步，

进行判定是否为所述第3标准差超过所述第4阈值、且所述第4标准差超过所述第4阈值的第6判定，

在所述第6判定的结果是判定为所述第3标准差超过所述第4阈值、且所述第4标准差超过所述第4阈值的情况下，

进行第7判定以及第8判定，所述第7判定是所述多个第3心跳间隔时间中的一个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第3心跳间隔时间对

应的一个第4心跳间隔时间之间的第2时间差是否小于所述第5阈值的判定,所述第8判定是所述第2时间差是否大于所述第6阈值的判定,

在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差大于所述第6阈值的情况下,将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,

在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差为所述第5阈值以上且所述第6阈值以下的情况下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

7. 根据权利要求6所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差小于所述第5阈值的情况下,进行判定所述第4标准差是否为所述第4阈值以下的第9判定,

在所述第9判定的结果是判定为所述第4标准差为所述第4阈值以下的情况下,将所述第1控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,

在所述第9判定的结果是判定为所述第4标准差大于所述第4阈值的情况下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

8. 根据权利要求5~7中任一项所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,

在反复进行的所述第2相关系数的运算中,

进行判定所述第3峰值点的个数或所述第4峰值点的个数在第1预定期间内是否超过第1阈值的第10判定,

在所述第10判定的结果是判定为所述第3峰值点的个数或所述第4峰值点的个数在所述第1预定期间内超过所述第1阈值的情况下,

针对所述多个第3顶点的各第3顶点,提取该第3顶点与所述多个第3底点中的在时间序列上紧接该第3顶点之后的第3底点之间的拐点即第1拐点,由此提取多个所述第1拐点,

针对所述多个第4顶点的各第4顶点,提取该第4顶点与所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该第4顶点之后的第4底点之间的拐点即第2拐点,由此提取多个所述第2拐点,

针对所提取出的所述多个第1拐点的各第1拐点,算出该第1拐点的第9时刻和与该第1拐点相邻的其他的第1拐点的第10时刻之间的时间间隔来作为所述第3心跳间隔时间,

针对所提取出的所述多个第2拐点的各第2拐点,算出该第2拐点的第11时刻和与该第2拐点相邻的其他的第2拐点的第12时刻之间的时间间隔来作为所述第4心跳间隔时间,

通过使用所述(式2)运算在时间序列上互相对应的使用所述第1拐点算出的所述多个第3心跳间隔时间与使用所述第2拐点算出的所述多个第4心跳间隔时间之间的相关系数来作为所述第2相关系数。

9. 根据权利要求5所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

在所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中的在时间序列上互相对应的所述第3心跳间隔时间与所述第4心跳间隔时间之间的绝对误差超过第3阈值的情况下,

对所述多个第3峰值点的个数和所述多个第4峰值点的个数进行比较,

在判定为超过所述第3阈值的所述第3心跳间隔时间和所述第4心跳间隔时间中,确定出根据所述比较的结果是判定为个数多的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间,

将成为了所确定出的心跳间隔时间的运算基准的峰值点从该心跳间隔时间的运算对象中排除。

10. 根据权利要求5所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,进一步,

对所述多个第3峰值点的个数和所述多个第4峰值点的个数进行比较,

在所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中,确定出根据所述比较的结果是判定为个数少的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间,

在所确定出的心跳间隔时间的标准差为所述第4阈值以下的情况下,

针对所述多个第3顶点的各第3顶点,提取该第3顶点与所述多个第3底点中的在时间序列上紧接该第3顶点之后的第3底点之间的拐点即第1拐点,由此提取多个所述第1拐点,

针对所述多个第4顶点的各第4顶点,提取该第4顶点与所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该第4顶点之后的第4底点之间的拐点即第2拐点,由此提取多个所述第2拐点,

针对所提取出的所述多个第1拐点的各第1拐点,算出该第1拐点的第13时刻和与该第1拐点相邻的其他的第1拐点的第14时刻之间的时间间隔来作为所述第3心跳间隔时间,

针对所提取出的所述多个第2拐点的各第2拐点,算出该第2拐点的第15时刻和与该第2拐点相邻的其他的第2拐点的第16时刻之间的时间间隔来作为所述第4心跳间隔时间,

通过使用所述(式2)运算在时间序列上互相对应的使用所述第1拐点算出的所述多个第3心跳间隔时间与使用所述第2拐点算出的所述多个第4心跳间隔时间之间的相关系数来作为所述第2相关系数。

11. 根据权利要求5所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,

在所述多个第1峰值点的提取中,从在除去通过所述第1控制信号控制所述可见光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第1可见光波形中,提取所述多个第1峰值点,

在所述多个第2峰值点的提取中,从在除去通过所述第2控制信号控制所述红外光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第1红外光波形中,提取所述多个第2峰值点,

在所述多个第3峰值点的提取中,从在除去通过所述第3控制信号控制所述可见光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第2可见光波形中,提取所述多个第3峰值点,

在所述多个第4峰值点的提取中,从在除去通过所述第4控制信号控制所述红外光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第2红外光波形中,提取所述多个第4峰值点。

12. 根据权利要求5所述的脉搏波计测装置,

所述处理器,

在所述第1控制信号或所述第3控制信号的输出中,使所述第1控制信号或所述第3控制信号的输出待机,直到在第2预定期间内从所述第1可见光波形中提取到连续的2个以上的所述第1峰值点为止、或者直到在第2预定期间内从所述第2可见光波形中提取到连续的2个以上的所述第3峰值点为止,

在所述第2控制信号或所述第4控制信号的输出中,使所述第2控制信号或所述第4控制信号的输出待机,直到在所述第2预定期间内从所述第1红外光波形中提取到连续的2个以

上的所述第2峰值点为止、或者直到在所述第2预定期间内从所述第2红外光波形中提取到连续的2个以上的所述第4峰值点为止。

13. 一种脉搏波计测方法,是具备处理器以及存储器的脉搏波计测装置所执行的方法,所述脉搏波计测方法包括:

取得第1可见光图像,所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像,

取得第1红外光图像,所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的图像,

从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形,所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形,所述第1红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度,

进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定,

在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源,并且,将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源,

取得第2可见光图像,所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像,

取得第2红外光图像,所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像,

从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形,所述第2可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形,所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息,

输出所算出的所述生物体信息。

14. 一种记录介质,是非易失性且计算机可读取的记录介质,存储有用于使具备处理器的设备执行处理的控制程序,

所述处理包括:

取得第1可见光图像,所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像,

取得第1红外光图像,所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的图像,

从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形,所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,

从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形,所述第1红外光波形是表示所

述用户的脉搏波的波形，

运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度，

进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定，

在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下，将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源，并且，将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源，

取得第2可见光图像，所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像，

取得第2红外光图像，所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像，

从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形，所述第2可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形，

从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形，所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形，

使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息，

输出所算出的所述生物体信息。

15. 一种程序，是使计算机执行脉搏波计测方法的程序，

所述脉搏波计测方法包括：

取得第1可见光图像，所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像，

取得第1红外光图像，所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的图像，

从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形，所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形，

从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形，所述第1红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形，

运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度，

进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定，

在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下，将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源，并且，将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源，

取得第2可见光图像，所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像，

取得第2红外光图像，所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像，

从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形，所述第2可见光波形是表示所

述用户的脉搏波的波形，

从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形，所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形，

使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息，

输出所算出的所述生物体信息。

16. 一种脉搏波计测方法，包括：

取得被照射了从可见光光源发出的第1可见光的用户的可见光区域内的多个第1可见光图像，

取得被照射了从红外光光源发出的第1红外光的用户的红外光区域内的多个第2红外光图像，

从所述多个第1可见光图像中，提取第1可见光波形，

从所述多个第1红外光图像中，提取第1红外光波形，

运算所述第1可见光波形与所述第1红外光波形之间的相关度，

在所述相关度为阈值以上的情况下，使所述可见光光源出射第2可见光，并且使所述红外光光源出射第2红外光，

所述第2可见光的每单位时间的量小于所述第1可见光的每单位时间的量，

所述第2红外光的每单位时间的量大于所述第1红外光的每单位时间的量，

取得被照射了所述第2可见光的用户的所述可见光区域内的多个第2可见光图像，

取得被照射了所述第2红外光的用户的所述红外光区域内的多个第2红外光图像，

从所述多个第2可见光图像中，提取第2可见光波形，

从所述多个第2红外光图像中，提取第2红外光波形，

使用所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方，算出生物体信息，

输出所述生物体信息，

所述相关度的运算包括以下处理：

(1) 提取多个第1单位波形所包含的多个第1期间中的多个第1峰值点，所述多个第1峰值点是所述多个第1单位波形所包含的多个第1最大值点或所述多个第1单位波形所包含的多个第1最小值点，所述第1可见光波形包含所述多个第1单位波形，所述多个第1最大值点与所述多个第1单位波形分别对应，所述多个第1最小值点与所述多个第1单位波形分别对应，所述多个第1单位波形与所述多个第1期间分别对应，

(2) 提取多个第2单位波形所包含的多个第2期间中的多个第2峰值点，所述多个第2峰值点是所述多个第2单位波形所包含的多个第2最大值点或所述多个第2单位波形所包含的多个第2最小值点，所述第1红外光波形包含所述多个第2单位波形，所述多个第2最大值点与所述多个第2单位波形分别对应，所述多个第2最小值点与所述多个第2单位波形分别对应，所述多个第2单位波形与所述多个第2期间分别对应，

(3) 基于所述多个第1峰值点算出多个第1心跳间隔时间，所述多个第1心跳间隔时间分别是第1峰值时刻和第2峰值时刻之间的时间，所述多个第1期间中的所述多个第1峰值点的峰值时刻包括所述第1峰值时刻和所述第2峰值时刻，所述多个第1期间所包含的所述多个第1峰值点的峰值时刻不位于所述第1峰值时刻与所述第2峰值时刻之间，

(4) 基于所述多个第2峰值点算出多个第2心跳间隔时间,所述多个第2心跳间隔时间分别是第3峰值时刻与第4峰值时刻之间的时间,所述多个第2期间中的所述多个第2峰值点的峰值时刻包括所述第3峰值时刻和所述第4峰值时刻,所述多个第2期间所包含的所述多个第2峰值点的峰值时刻不位于所述第3峰值时刻与所述第4峰值时刻之间,

(5) 使用以下的(式1)来运算所述相关度,

$$\rho 1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式 } 1)$$

$\rho 1$:第1相关系数,

σ_{12} :所述多个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间的协方差,

σ_1 :所述多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差,

σ_2 :所述多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差。

17.一种脉搏波计测方法,包括:

取得被照射了从可见光光源发出的第1可见光的用户的可见光区域内的多个第1可见光图像,

取得被照射了从红外光光源发出的第1红外光的用户的红外光区域内的多个第2红外光图像,

从所述多个第1可见光图像中,提取第1可见光波形,

从所述多个第1红外光图像中,提取第1红外光波形,

运算所述第1可见光波形与所述第1红外光波形之间的相关度,

在所述相关度为阈值以上的情况下,使所述可见光光源出射第2可见光,并且使所述红外光光源出射第2红外光,

所述第2可见光的每单位时间的量小于所述第1可见光的每单位时间的量,

所述第2红外光的每单位时间的量大于所述第1红外光的每单位时间的量,

取得被照射了所述第2可见光的用户的所述可见光区域内的多个第2可见光图像,

取得被照射了所述第2红外光的用户的所述红外光区域内的多个第2红外光图像,

从所述多个第2可见光图像中,提取第2可见光波形,

从所述多个第2红外光图像中,提取第2红外光波形,

使用所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方,算出生物体信息,

输出所述生物体信息,

所述相关度的运算包括以下处理:

(1) 在多个第1峰值时刻 $t1(i)$ 提取多个第1单位波形所包含的多个第1期间中的多个第1峰值点 $p1(i)$,所述 i 为1以上的自然数, $t1(i) < t1(i+1) < t1(i+2)$,所述多个第1峰值点是所述多个第1单位波形所包含的多个第1最大值点或所述多个第1单位波形所包含的多个第1最小值点,所述第1可见光波形包含所述多个第1单位波形,所述多个第1最大值点与所述多个第1单位波形分别对应,所述多个第1最小值点与所述多个第1单位波形分别对应,所述多个第1单位波形与所述多个第1期间分别对应,

(2) 在多个第2峰值时刻 $t2(i)$ 提取多个第2单位波形所包含的多个第2期间中的多个第2峰值点 $p2(i)$, $t2(i) < t2(i+1) < t2(i+2)$,所述多个第2峰值点是所述多个第2单位波形所包含的多个第2最大值点或所述多个第2单位波形所包含的多个第2最小值点,所述第1红外光

波形包含所述多个第2单位波形,所述多个第2最大值点与所述多个第2单位波形分别对应,所述多个第2最小值点与所述多个第2单位波形分别对应,所述多个第2单位波形与所述多个第2期间分别对应,

(3) 基于所述多个第1峰值时刻 $t_1(i)$ 算出多个第1心跳间隔时间 $t_3(i) = t_1(i+1) - t_1(i)$,

(4) 基于所述多个第2峰值时刻 $t_2(i)$ 算出多个第2心跳间隔时间 $t_4(i) = t_2(i+1) - t_2(i)$,

(5) 使用以下的(式1)来运算所述相关度,

$$\rho_1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式 1})$$

ρ_1 :第1相关系数,

σ_{12} :所述多个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间的协方差,

σ_1 :所述多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差,

σ_2 :所述多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差。

脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质

技术领域

[0001] 本公开涉及以非接触的方式计测人的脉搏波的脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质。

背景技术

[0002] 专利文献1中公开了使用毫米波、可见光、红外光等在非接触状态下计测心跳以及睡眠深度的技术。

[0003] 另外,专利文献2中公开了在拍摄装置中良好地进行从将红外光照射到被拍摄对象的红外拍摄模式向通常拍摄模式的切换的技术。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献1:日本特开2013-192620号公报

[0006] 专利文献2:日本特开2004-146873号公报

[0007] 专利文献3:日本特开2007-130182号公报

发明内容

[0008] 但是,在专利文献1、专利文献2所公开的技术中,需要进一步的改善。

[0009] 本公开的一个技术方案涉及的脉搏波计测装置,具备处理器以及存储器,所述处理器,取得第1可见光图像,所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像,取得第1红外光图像,所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的所述用户而得到的图像,从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形,所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形,所述第1红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度,进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定,在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源,并且,将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源,取得第2可见光图像,所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像,取得第2红外光图像,所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像,从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形,所述第2可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形,所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息,输出所算出的所述生物体信息。

[0010] 此外,这些总括性或具体的技术方案既可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机可读的记录介质来实现,也可以通过装置、系统、方法、集成电路、计算机程序

和记录介质的任意组合来实现。计算机可读的记录介质例如包括CD-ROM (Compact Disc-Read Only Memory) 等非易失性记录介质。

[0011] 根据本公开,能够实现进一步的改善。从本说明书及附图中可知晓本公开的一个技术方案的附加的益处及优点。该益处和/或优点可以单独地由本说明书及附图所公开的各种实施方式及特征而得到,无需为了获得一个以上益处和/或优点而实施所有的实施方式及特征。

附图说明

[0012] 图1是表示本实施方式的脉搏波计测装置被用户利用的情形的示意图。

[0013] 图2是从下方观察脉搏波计测装置的情况下的脉搏波计测装置的平面图。

[0014] 图3是表示脉搏波计测装置的硬件结构的一例的框图。

[0015] 图4是表示实施方式1涉及的便携终端的硬件结构的一例的框图。

[0016] 图5是用于说明脉搏波计测装置的使用例的图。

[0017] 图6是用于说明脉搏波计测装置的使用例的图。

[0018] 图7是表示本实施方式的脉搏波计测装置的功能结构的一例的框图。

[0019] 图8是表示本实施方式的可见光图像以及红外光图像的辉度变化的一例的坐标图。

[0020] 图9是表示本实施方式的脉搏波时刻的算出的一例的坐标图。

[0021] 图10是表示按时间序列取得的心跳间隔时间的例子的坐标图。

[0022] 图11是用于说明从脉搏波中提取拐点的方法的坐标图。

[0023] 图12是表示用于说明对可见光波形中的从顶点到底点之间的斜率进行运算的方法的可见光波形的坐标图。

[0024] 图13是按红外光光源的光量不同的等级表示由红外光摄像头取得了人的皮肤图像的情况下的红外光波形的坐标图。

[0025] 图14是表示将第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间分别按时间序列顺序的数据进行了描绘的坐标图。

[0026] 图15是用于对判定心跳间隔时间是否适当的具体例进行说明的图。

[0027] 图16是用于说明在可见光波形中进行峰值点的过剩取得并在对应的红外光波形中未进行峰值点的过剩取得的情况下的例子的图。

[0028] 图17是用于说明使用拐点来算出相关度的情况的图。

[0029] 图18是用于说明虽然峰值点的个数过剩但不符合第1预定期间内的峰值点的个数超过第1阈值这一条件的例子的图。

[0030] 图19是表示用于说明将在光源的光量的调整期间所取得的峰值点不用于可见光波形与红外光波形之间的相关度的运算这一情况的例子的图。

[0031] 图20是表示使用脉搏波计测装置使可见光光源的光量减少至0、且使红外光光源的光量增加至适当光量的最简单步骤的例子的图。

[0032] 图21是用于说明在可见光波形和红外光波形的各波形中,使光源控制待机,直到在第2预定期间内从该波形中提取到连续的2个以上的预定特征点为止的图。

[0033] 图22是表示向提示装置显示的显示例的图。

- [0034] 图23是表示本实施方式的脉搏波计测装置的处理的流程图。
- [0035] 图24是表示本实施方式中的峰值点的过剩取得判定处理的详细情况的流程图。
- [0036] 图25是表示本实施方式中的相关度的运算处理的详细情况的流程图。
- [0037] 图26是表示本实施方式中的光量的调整处理的详细情况的流程图。
- [0038] 图27是用于说明变形例涉及的脉搏波计测装置的特征的图。
- [0039] 标号的说明
- [0040] 10、10A 脉搏波计测装置
- [0041] 20 框体
- [0042] 21 可见光LED
- [0043] 22 可见光摄像头
- [0044] 23 红外光LED
- [0045] 24 红外光摄像头
- [0046] 25 驱动部
- [0047] 30 便携终端
- [0048] 40 提示装置
- [0049] 100 脉搏波运算装置
- [0050] 101 CPU
- [0051] 102 主存储器
- [0052] 103 储存器
- [0053] 104 通信IF
- [0054] 111 可见光波形运算部
- [0055] 112 红外光波形运算部
- [0056] 113 相关度运算部
- [0057] 114 光源控制部
- [0058] 115 生物体信息算出部
- [0059] 121 可见光光源
- [0060] 122 可见光拍摄部
- [0061] 123 红外光光源
- [0062] 124 红外光拍摄部
- [0063] 201 CPU
- [0064] 202 主存储器
- [0065] 203 储存器
- [0066] 204 显示器
- [0067] 205 通信IF
- [0068] 206 输入IF

具体实施方式

- [0069] (成为本公开的基础的见解)
- [0070] 本发明人对于在“背景技术”一栏中记载的技术,发现会产生以下的问题。

[0071] 在专利文献1中,对于在暗室取得脉搏波的情况下调整红外光源的光量并没有公开,因此存在难以在暗室以非接触的方式计测心跳、脉搏波这一问题。

[0072] 另外,在专利文献2中,虽然使用可见光的辉度与红外光的辉度之比进行了模式的切换,但在对暗室中的脉搏波计测适用了该模式的切换的情况下,存在通过基于辉度之比的切换无法容易地计测脉搏波这一问题。

[0073] 因此,本公开提供能够在暗室高精度地进行脉搏波计测的脉搏波计测装置等。

[0074] 本公开的一个技术方案涉及的脉搏波计测装置,具备处理器以及存储器,所述处理器,取得第1可见光图像,所述第1可见光图像是通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的图像,取得第1红外光图像,所述第1红外光图像是通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的所述用户而得到的图像,从所取得的所述第1可见光图像中提取第1可见光波形,所述第1可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,从所取得的所述第1红外光图像中提取第1红外光波形,所述第1红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,运算所提取出的所述第1可见光波形与所提取出的所述第1红外光波形之间的第1相关度,进行判定所运算出的所述第1相关度是否为第2阈值以上的第1判定,在所述第1判定的结果是判定为所运算出的所述第1相关度为所述第2阈值以上的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量减少的第1控制信号输出到所述可见光光源,并且,将使所述红外光光源的红外光的光量增加的第2控制信号输出到所述红外光光源,取得第2可见光图像,所述第2可见光图像是通过在可见光区域拍摄被所述可见光光源照射了基于所述第1控制信号的可见光的所述用户而得到的图像,取得第2红外光图像,所述第2红外光图像是通过在红外光区域拍摄被所述红外光光源照射了基于所述第2控制信号的红外光的所述用户而得到的图像,从所取得的所述第2可见光图像中提取第2可见光波形,所述第2可见光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,从所取得的所述第2红外光图像中提取第2红外光波形,所述第2红外光波形是表示所述用户的脉搏波的波形,使用所提取出的所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方来算出生物体信息,输出所算出的所述生物体信息。

[0075] 由此,运算从拍摄了用户脉搏波的第1可见光图像获得的第1可见光波形与从拍摄了同一脉搏波的第1红外光图像获得的第1红外光波形的第1相关度,根据第1相关度来控制红外光光源发出的红外光的光量。因此,能够适当地进行红外光光量的调整,能够高精度地算出生物体信息。

[0076] 另外,例如也可以:所述处理器在所述第1相关度的运算中,将所述第1可见光波形分割成作为所述脉搏波的周期的脉搏波周期单位的多个第1单位波形,针对所述多个第1单位波形的各第1单位波形,提取作为该第1单位波形中的最大值的第1顶点和作为该第1单位波形中的最小值的第1底点的一方即第1峰值点,由此从所述第1可见光波形中提取多个所述第1峰值点,在将所述第1红外光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第2单位波形时,针对所述多个第2单位波形的各第2单位波形,提取作为该第2单位波形中的最大值的第2顶点和作为该第2单位波形中的最小值的第2底点的一方即第2峰值点,由此从所述第1红外光波形中提取多个所述第2峰值点,针对所提取出的所述多个第1峰值点的各第1峰值点,算出该第1峰值点的第1时刻和在时间序列上与该第1峰值点相邻的其他的第1峰值点的第2时刻之间的时间间隔即第1心跳间隔时间,由此算出多个所述第1心跳间隔时间,针对所提取出的所述多个第2峰值点的各第2峰值点,算出该第2峰值点的第3时刻和在时间序列上与该第

2峰值点相邻的其他的第2峰值点的第4时刻之间的时间间隔即第2心跳间隔时间,由此算出多个所述第2心跳间隔时间,使用以下的(式1),运算在时间序列上互相对应的所述多个第1心跳间隔时间与所述多个第2心跳间隔时间之间的第1相关系数来作为所述第1相关度,

[0077]
$$\rho_1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式1})$$

[0078] ρ_1 :第1相关系数,

[0079] σ_{12} :所述多个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间的协方差,

[0080] σ_1 :所述多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差,

[0081] σ_2 :所述多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差。

[0082] 由此,通过对从第1可见光波形算出的第1心跳间隔时间与从第1红外光波形算出的第2心跳间隔时间进行比较,运算第1相关系数来作为第1相关度。因此,能够容易地运算第1可见光波形与第1红外光波形之间的第1相关度。

[0083] 另外,例如也可以:所述处理器进一步,进行判定是否为所述第1标准差超过第4阈值、且所述第2标准差超过所述第4阈值的第2判定,在所述第2判定的结果是判定为所述第1标准差超过所述第4阈值、且所述第2标准差超过所述第4阈值的情况下,进行第3判定以及第4判定,所述第3判定是所述多个第1心跳间隔时间中的一个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第1心跳间隔时间对应的一个第2心跳间隔时间之间的第1时间差是否小于第5阈值的判定,所述第4判定是所述第1时间差是否大于比所述第5阈值大的第6阈值的判定,在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差大于所述第6阈值的情况下,将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差为所述第5阈值以上且所述第6阈值以下的情况下,将使所述可见光光源的可见光的光量增加的所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将使所述红外光光源的红外光的光量减少的所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

[0084] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,在所述第3判定以及所述第4判定的结果是判定为所述第1时间差小于所述第5阈值的情况下,进行判定所述第2标准差是否为所述第4阈值以下的第5判定,在所述第5判定的结果是判定为所述第2标准差为所述第4阈值以下的情况下,将所述第1控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,在所述第5判定的结果是判定为所述第2标准差大于所述第4阈值的情况下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

[0085] 由此,能够适当地调整可见光光源以及红外光光源的光量。

[0086] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,使第1直线的斜率作为第1斜率存储于所述存储器,所述第1直线是连接所述多个第1顶点中的一个第1顶点和所述多个第1底点中的在时间序列上紧接该一个第1顶点之后的一个第1底点的直线,将所述第2可见光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第3单位波形,针对所述多个第3单位波形的各第3单位波形,提取作为该第3单位波形中的最大值的第3顶点和作为该第3单位波形中的最小值的第3底点的一方即第3峰值点,由此从所述第2可见光波形中提取多个所述第3峰值点,将所述第2红外光波形分割成所述脉搏波周期单位的多个第4单位波形,针对所述多个第4单位波形的

各第4单位波形,提取作为该第4单位波形中的最大值的第4顶点和作为该第4单位波形中的最小值的第4底点的一方即第4峰值点,由此从所述第2红外光波形中提取多个所述第4峰值点,针对所提取出的所述多个第3峰值点的各第3峰值点,运算该第3峰值点的第5时刻和在时间序列上与该第3峰值点相邻的其他的第3峰值点的第6时刻之间的时间间隔即第3心跳间隔时间,由此算出多个所述第3心跳间隔时间,针对所提取出的所述多个第4峰值点的各第4峰值点,算出该第4峰值点的第7时刻和在时间序列上与该第4峰值点相邻的其他的第4峰值点的第8时刻之间的时间间隔即第4心跳间隔时间,由此算出多个所述第4心跳间隔时间,使用以下的(式2),运算在时间序列上互相对应的所述多个第3心跳间隔时间与所述多个第4心跳间隔时间之间的第2相关系数,反复进行所述第2可见光图像的取得、所述第2可见光波形的提取、所述第2红外光图像的取得、所述第2红外光波形的提取以及所述第2相关系数的运算,在反复进行的所述第2相关系数的运算中,进一步,对通过反复进行而得到的所述第2红外光波形的第2直线的斜率即第2斜率与所述存储器所存储的所述第1斜率进行比较,所述第2直线是连接所述多个第4顶点中的一个第4顶点和所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该一个第4顶点之后的一个第4底点的直线,将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,直到所述第2斜率成为所述第1斜率为止,

$$[0087] \quad \rho_2 = \frac{\sigma_{34}}{\sigma_3 \sigma_4} \quad (\text{式 } 2)$$

[0088] ρ_2 :第2相关系数,

[0089] σ_{34} :所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间的协方差,

[0090] σ_3 :所述多个第3心跳间隔时间的标准差即第3标准差,

[0091] σ_4 :所述多个第4心跳间隔时间的标准差即第4标准差。

[0092] 由此,由于对调整了红外光光源的光量之后的第2红外光波形的第2斜率与存储器所存储的第1斜率进行比较,因此能够有效地判定红外光光源的光量是否成为适当的光量。

[0093] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,进行判定是否为所述第3标准差超过所述第4阈值、且所述第4标准差超过所述第4阈值的第6判定,在所述第6判定的结果是判定为所述第3标准差超过所述第4阈值、且所述第4标准差超过所述第4阈值的情况下,进行第7判定以及第8判定,所述第7判定是所述多个第3心跳间隔时间中的一个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第3心跳间隔时间对应的一个第4心跳间隔时间之间的第2时间差是否小于所述第5阈值的判定,所述第8判定是所述第2时间差是否大于所述第6阈值的判定,在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差大于所述第6阈值的情况下,将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差为所述第5阈值以上且所述第6阈值以下的情况下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

[0094] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,在所述第7判定以及所述第8判定的结果是判定为所述第2时间差小于所述第5阈值的情况下,进行判定所述第4标准差是否为所述第4阈值以下的第9判定,在所述第9判定的结果是判定为所述第4标准差为所述第4阈值以下的情况下,将所述第1控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第2控制信号输出到所述红外光光源,在所述第9判定的结果是判定为所述第4标准差大于所述第4阈值的情况

下,将所述第3控制信号输出到所述可见光光源,并且将所述第4控制信号输出到所述红外光光源。

[0095] 另外,例如也可以:所述处理器,在反复进行的所述第2相关系数的运算中,进行判定所述第3峰值点的个数或所述第4峰值点的个数在第1预定期间内是否超过第1阈值的第10判定,在所述第10判定的结果是判定为所述第3峰值点的个数或所述第4峰值点的个数在所述第1预定期间内超过所述第1阈值的情况下,针对所述多个第3顶点的各第3顶点,提取该第3顶点与所述多个第3底点中的在时间序列上紧接该第3顶点之后的第3底点之间的拐点即第1拐点,由此提取多个所述第1拐点,针对所述多个第4顶点的各第4顶点,提取该第4顶点与所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该第4顶点之后的第4底点之间的拐点即第2拐点,由此提取多个所述第2拐点,针对所提取出的所述多个第1拐点的各第1拐点,算出该第1拐点的第5时刻和与该第1拐点相邻的其他的第1拐点的第6时刻之间的时间间隔来作为所述第3心跳间隔时间,针对所提取出的所述多个第2拐点的各第2拐点,算出该第2拐点的第7时刻和与该第2拐点相邻的其他的第2拐点的第8时刻之间的时间间隔来作为所述第4心跳间隔时间,通过使用所述(式2)运算在时间序列上互相对应的使用所述第1拐点算出的所述多个第3心跳间隔时间与使用所述第2拐点算出的所述多个第4心跳间隔时间之间的相关系数来作为所述第2相关系数。

[0096] 因此,在取得很多峰值点的情况下,能够通过使用拐点来算出各心跳间隔时间。

[0097] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,在所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中的在时间序列上互相对应的所述第3心跳间隔时间与所述第4心跳间隔时间之间的绝对误差超过第3阈值的情况下,对所述多个第3峰值点的个数和所述多个第4峰值点的个数进行比较,在判定为超过所述第3阈值的所述第3心跳间隔时间和所述第4心跳间隔时间中,确定出根据所述比较的结果是判定为个数多的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间,将成为了所确定出的心跳间隔时间的运算基准的峰值点从该心跳间隔时间的运算对象中排除。

[0098] 因此,能够删除过剩取得的峰值点,能够求出适当值的第3心跳间隔时间或第4心跳间隔时间。

[0099] 另外,例如也可以:所述处理器,进一步,对所述多个第3峰值点的个数和所述多个第4峰值点的个数进行比较,在所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间中,确定出根据所述比较的结果是判定为个数少的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间,在所确定出的心跳间隔时间的标准差为所述第4阈值以下的情况下,针对所述多个第3顶点的各第3顶点,提取该第3顶点与所述多个第3底点中的在时间序列上紧接该第3顶点之后的第3底点之间的拐点即第1拐点,由此提取多个所述第1拐点,针对所述多个第4顶点的各第4顶点,提取该第4顶点与所述多个第4底点中的在时间序列上紧接该第4顶点之后的第4底点之间的拐点即第2拐点,由此提取多个所述第2拐点,针对所提取出的所述多个第1拐点的各第1拐点,算出该第1拐点的第9时刻和与该第1拐点相邻的其他的第1拐点的第10时刻之间的时间间隔来作为所述第3心跳间隔时间,针对所提取出的所述多个第2拐点的各第2拐点,算出该第2拐点的第11时刻和与该第2拐点相邻的其他的第2拐点的第12时刻之间的时间间隔来作为所述第4心跳间隔时间,通过使用所述(式2)运算在时间序列上互相对应的使用所述第1拐点算出的所述多个第3心跳间隔时间与使用所述第2拐点算出的所述多个第4心跳间

隔时间之间的相关系数来作为所述第2相关系数。

[0100] 由此,能够适当地调整可见光光源以及红外光光源的光量。

[0101] 另外,例如也可以:所述处理器,在所述多个第1峰值点的提取中,从在除去通过所述第1控制信号控制所述可见光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第1可见光波形中,提取所述多个第1峰值点,在所述多个第2峰值点的提取中,从在除去通过所述第2控制信号控制所述红外光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第1红外光波形中,提取所述多个第2峰值点,在所述多个第3峰值点的提取中,从在除去通过所述第3控制信号控制所述可见光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第2可见光波形中,提取所述多个第3峰值点,在所述多个第4峰值点的提取中,从在除去通过所述第4控制信号控制所述红外光光源的光量的期间之外的期间所取得的所述第2红外光波形中,提取所述多个第4峰值点。

[0102] 因此,能够分别适当地提取第1~第4峰值点,能够高精度地算出生物体信息。

[0103] 另外,例如也可以:所述处理器,在所述第1控制信号或所述第3控制信号的输出中,使所述第1控制信号或所述第3控制信号的输出待机,直到在第2预定期间内从所述第1可见光波形中提取到连续的2个以上的所述第1峰值点为止、或者直到在第2预定期间内从所述第2可见光波形中提取到连续的2个以上的所述第3峰值点为止,在所述第2控制信号或所述第4控制信号的输出中,使所述第2控制信号或所述第4控制信号的输出待机,直到在所述第2预定期间内从所述第1红外光波形中提取到连续的2个以上的所述第2峰值点为止、或者直到在所述第2预定期间内从所述第2红外光波形中提取到连续的2个以上的所述第4峰值点为止。

[0104] 因此,能够分别适当地提取第1~第4峰值点,能够高精度地算出生物体信息。

[0105] 另外,本公开的一技术方案涉及的脉搏波计测方法,包括:取得被照射了从可见光光源发出的第1可见光的用户的可见光区域内的多个第1可见光图像,取得被照射了从红外光光源发出的第1红外光的用户的红外光区域内的多个第2红外光图像,从所述多个第1可见光图像中,提取第1可见光波形,从所述多个第1红外光图像中,提取第1红外光波形,运算所述第1可见光波形与所述第1红外光波形之间的相关度,在所述相关度为阈值以上的情况下,使所述可见光光源出射第2可见光,并且使所述红外光光源出射第2红外光,所述第2可见光的每单位时间的量小于所述第1可见光的每单位时间的量,所述第2红外光的每单位时间的量大于所述第1红外光的每单位时间的量,取得被照射了所述第2可见光的用户的所述可见光区域内的多个第2可见光图像,取得被照射了所述第2红外光的用户的所述红外光区域内的多个第2红外光图像,从所述多个第2可见光图像中,提取第2可见光波形,从所述多个第2红外光图像中,提取第2红外光波形,使用所述第2可见光波形和所述第2红外光波形的至少一方,算出生物体信息,输出所述生物体信息,所述相关度的运算包括以下处理:(1)提取多个第1单位波形所包含的多个第1期间中的多个第1峰值点,所述多个第1峰值点是所述多个第1单位波形所包含的多个第1最大值点或所述多个第1单位波形所包含的多个第1最小值点,所述第1可见光波形包含所述多个第1单位波形,所述多个第1最大值点与所述多个第1单位波形分别对应,所述多个第1最小值点与所述多个第1单位波形分别对应,所述多个第1单位波形与所述多个第1期间分别对应,(2)提取多个第2单位波形所包含的多个第2期间中的多个第2峰值点,所述多个第2峰值点是所述多个第2单位波形所包含的多个第2最

大值点或所述多个第2单位波形所包含的多个第2最小值点,所述第1红外光波形包含所述多个第2单位波形,所述多个第2最大值点与所述多个第2单位波形分别对应,所述多个第2最小值点与所述多个第2单位波形分别对应,所述多个第2单位波形与所述多个第2期间分别对应,(3)基于所述多个第1峰值点算出多个第1心跳间隔时间,所述多个第1心跳间隔时间分别是第1峰值时刻和第2峰值时刻之间的时间,所述多个第1期间中的所述多个第1峰值点的峰值时刻包括所述第1峰值时刻和所述第2峰值时刻,所述多个第1期间所包含的所述多个第1峰值点的峰值时刻不位于所述第1峰值时刻与所述第2峰值时刻之间,(4)基于所述多个第2峰值点算出多个第2心跳间隔时间,所述多个第2心跳间隔时间分别是第3峰值时刻与第4峰值时刻之间的时间,所述多个第2期间中的所述多个第2峰值点的峰值时刻包括所述第3峰值时刻和所述第4峰值时刻,所述多个第2期间所包含的所述多个第2峰值点的峰值时刻不位于所述第3峰值时刻与所述第4峰值时刻之间,(5)使用以下的(式1)来运算所述相关度,

[0106]
$$\rho_1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式1})$$

[0107] ρ_1 :第1相关系数,

[0108] σ_{12} :所述多个第1心跳间隔时间和所述多个第2心跳间隔时间的协方差,

[0109] σ_1 :所述多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差,

[0110] σ_2 :所述多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差。

[0111] 此外,这些总括性或具体的技术方案既可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机可读的CD-ROM等记录介质来实现,也可以通过系统、方法、集成电路、计算机程序和记录介质的任意组合来实现。

[0112] (实施方式)

[0113] 在本实施方式中,对从用户的可见光图像和红外光图像分别取得用户的脉搏波,并基于所取得的2个脉搏波的特征量的相关度来控制光源的脉搏波计测装置进行说明。

[0114] [1-1.构成]

[0115] [1-1-1.脉搏波计测装置]

[0116] 对本实施方式涉及的脉搏波计测装置的构成进行说明。

[0117] 图1是表示本实施方式的脉搏波计测装置10被用户U利用的情形的示意图。图2是从下方观察脉搏波计测装置10的情况下的脉搏波计测装置10的平面图。图3是表示脉搏波计测装置10的硬件结构的一例的框图。

[0118] 图2是表示使便携终端30显示的用于操作脉搏波计测装置10的UI的一例的图。

[0119] 脉搏波计测装置10具备可见光LED21、可见光摄像头22、红外光LED23、红外光摄像头24和脉搏波运算装置100。此外,脉搏波计测装置10也可以是具备脉搏波运算装置100的构成。

[0120] 脉搏波计测装置10如图2所示那样具有框体20,在框体20的照射光一侧的面(例如下表面)配置有图3所示的各构成要素。具体而言,对于脉搏波计测装置10,在框体20的下表面配置有可见光LED(Light Emitting Diode,发光二极管)21、可见光摄像头22、红外光LED23、红外光摄像头24。另外,脉搏波计测装置10具备脉搏波运算装置100,该脉搏波运算装置100使用由可见光摄像头22以及红外光摄像头24拍摄到的图像来取得用户的脉搏波,

并基于所取得的2个脉搏波的相关度来进行可见光LED21以及红外光LED23的光量的控制。

[0121] 可见光LED21是照射可见光线的光源,例如是白色LED。可见光线是可见光区域(例如,400~800nm)的波长域的光。可见光LED21例如在框体20的下表面配置成圆环状。此外,可见光LED21可以由多个炮弹型的LED构成,也可以由多个表面安装型(SMD:Surface Mount Device)的LED构成,还可以由COB(Chip On Board,板上芯片)型的LED构成。另外,可见光LED21也可以不配置成圆环状。

[0122] 可见光摄像头22是拍摄可见光线的摄像头。可见光摄像头22配置在呈圆环状配置的可见光LED21的中心附近。也就是说,可见光摄像头22配置在由可见光LED21包围的位置。可见光摄像头22例如是具备CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合器件)或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor Image Sensor,金属氧化物半导体元件图像传感器)等图像传感器的摄像头。可见光摄像头22通过对图像传感器适用RGB的彩色滤光器(滤色片),能够使该图像传感器取得可见光、即位于400~800nm的波长域的光来作为RGB(Red,Green,Blue)的三种信号。

[0123] 红外光LED23是照射红外线的光源。红外线是红外光区域(例如,800~2500nm)的波长域的光。红外光LED23配置在可见光LED21的内侧,并配置成圆环状。红外光LED23可以由多个炮弹型的LED构成,也可以由多个表面安装型(SMD:Surface Mount Device)的LED构成,还可以由COB(Chip On Board)型的LED构成。此外,红外光LED23也可以不配置成圆环状。另外,红外光LED23设为了配置在可见光LED21的内侧,但也可以构成为配置在可见光LED21的外侧。

[0124] 红外光摄像头24是拍摄红外线的摄像头。红外光摄像头24也可以是拍摄包含可见光区域的一部分在内的波长区域(例如,700nm~900nm)的电磁波的摄像头。红外光摄像头24配置在呈圆环状配置的红外光LED23的中心附近。也就是说,红外光摄像头24配置在由红外光LED23包围的位置。红外光摄像头24通过具备与可见光摄像头22不同的滤光器,使该图像传感器取得红外光、即位于800nm以上的波长域的光来作为单色的一种信号。

[0125] 脉搏波运算装置100配置在框体20的内部。脉搏波运算装置100具备CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)101、主存储器(memory)102、储存器(storage)103以及通信IF(Interface,接口)104。

[0126] CPU101是执行储存器103等所存储的控制程序的处理器。

[0127] 主存储器102是作为在CPU101执行控制程序时使用的工作区而使用的易失性存储区域(主存储装置)。

[0128] 储存器103是保持控制程序、各种数据等的非易失性存储区域(辅助存储装置)。

[0129] 通信IF104是经由网络在与其他设备之间收发数据的通信接口。具体而言,通信IF104向可见光LED21、可见光摄像头22、红外光LED23以及红外光摄像头24输出用于控制这些设备的控制信号。另外,通信IF104取得在可见光摄像头22和红外光摄像头24的各摄像头中拍摄到的拍摄数据。

[0130] 另外,通信IF104也可以是能够与便携终端30通信连接的通信接口。具体而言,通信IF104既可以是符合IEEE802.11a,b,g,n标准的无线LAN(Local Area Network,局域网)接口,也可以是符合Bluetooth(注册商标)标准的无线通信接口。

[0131] [1-1-2.便携终端]

[0132] 使用图4对便携终端30的硬件结构进行说明。

[0133] 图4是表示实施方式1涉及的便携终端的硬件结构的一例的框图。

[0134] 如图4所示,便携终端30具备CPU201、主存储器202、储存器203、显示器204、通信IF205和输入IF206。便携终端30例如是智能手机、平板终端等能够通信的信息终端。

[0135] CPU201是执行储存器203等所存储的控制程序的处理器。

[0136] 主存储器202是作为在CPU201执行控制程序时使用的工作区而使用的易失性存储区域(主存储装置)。

[0137] 储存器203是保持控制程序、各种数据等的非易失性存储区域(辅助存储装置)。

[0138] 显示器204是显示CPU201的处理结果的显示装置。显示器204例如是液晶显示器、有机EL显示器。

[0139] 通信IF205是与脉搏波计测装置10通信的通信接口。通信IF205例如既可以是符合IEEE802.11a,b,g,n标准的无线LAN(Local Area Network)接口,也可以是符合Bluetooth(注册商标)标准的无线通信接口。另外,通信IF205也可以是符合第3代移动通信系统(3G)、第4代移动通信系统(4G)或者LTE(注册商标)等这样的移动通信系统所利用的通信标准的无线通信接口。

[0140] 输入IF206例如配置于显示器204的表面,是受理从用户向显示器204所显示的UI(User Interface,用户界面)的输入的触摸面板。输入IF206例如也可以是数字键或键盘等输入装置。

[0141] 图5以及图6是用于说明脉搏波计测装置10的使用例的图。

[0142] 便携终端30例如也可以如图5所示那样将用于操作脉搏波计测装置10的UI显示于显示器204。另外,便携终端30也可以根据向该UI的输入,将控制信号发送给脉搏波计测装置10。

[0143] 脉搏波计测装置10能够利用便携终端30来作为供用户切换可见光LED21、红外光LED23的开启/关闭(ON/OFF)的手段。例如,通过在便携终端30中启动用于控制脉搏波计测装置10的遥控器应用,能够将该便携终端30作为脉搏波计测装置10的遥控器来使用。如图5所示,用户通过选择“照明开启”,不管红外光LED23是开始还是关闭,都能够使可见光LED21开启。

[0144] 图6的(a)是可见光LED21为开启时的图像例。另外,当用户选择“红外开启”时,不管可见光LED21是开启还是关闭,都能够使红外光光源开启。例如,图6的(b)表示可见光LED21为关闭而红外光LED为开启的状态。在仅红外光照明的情况下,具有如下特征:由于用户不会感到刺眼,因此能够继续如常睡眠。进而,当用户选择“关闭”时,可见光LED21和红外光LED23都成为关闭,不再向用户照射任何光。

[0145] 并且,在用户选择了“休息模式”时,从可见光LED21为开启、红外光LED为关闭的状态开始,使可见光LED21的光量逐渐减少而成为关闭,使红外光LED23开启并逐渐提高光量,由此,决定最佳的红外光LED23的光量,使得即使用户处于睡眠中也能够取得脉搏波。

[0146] [1-2. 功能结构]

[0147] 接着,使用图7对脉搏波计测装置10的功能结构进行说明。

[0148] 图7是表示本实施方式的脉搏波计测装置的功能结构的一例的框图。

[0149] 如图7所示,脉搏波计测装置10具备可见光光源121、可见光拍摄部122、红外光光

源123、红外光拍摄部124和脉搏波运算装置100。

[0150] 可见光光源121对用户照射可见光,其照射的光量通过光源控制部114来调整。可见光光源121例如通过可见光LED21来实现。可见光光源121也可以通过荧光灯来实现。

[0151] 此外,可见光光源121的光量的控制设为了通过光源控制部114来进行,但并不限于此。可见光光源121例如也可以是用户自身使用控制器来手动地控制光量。由此,例如,在用户在预定光量以下的可见光下入睡的情况下,在由可见光光源121照射了该光量以下的可见光的状态下,既能够取得用户的脉搏波,用户又能够入睡。

[0152] 另外,可见光光源121也可以设定成每当用户进入房间时启动。由此,每当用户进入房间时,能够取得用户的脉搏波信息,能够获得睡眠时、以及睡眠前和/或睡眠后的脉搏波信息。

[0153] 可见光拍摄部122在可见光区域拍摄被可见光光源121照射了可见光的照射对象。具体而言,可见光拍摄部122将通过在可见光区域(例如,彩色)拍摄用户的皮肤作为照射对象而获得可见光图像输出到脉搏波运算装置100的可见光波形运算部111。可见光拍摄部122例如将在多个不同的时刻拍摄到的多个可见光图像输出到可见光波形运算部111。可见光拍摄部122例如将通过拍摄包含人的脸或手的皮肤而获得的皮肤图像作为可见光图像进行输出。皮肤图像是在时间上连续的多个时刻拍摄包含人的脸或手的皮肤中的同一部位而得到的图像,例如,由动态图像或多张静止图像构成。可见光拍摄部122例如通过可见光摄像头22来实现。

[0154] 红外光光源123对用户照射红外光,其照射的光量通过光源控制部114来调整。红外光光源123例如通过红外光LED23来实现。

[0155] 红外光拍摄部124在红外光区域拍摄被红外光光源123照射了红外光的照射对象。具体而言,红外光拍摄部124将在红外光区域(例如,单色)拍摄用户的皮肤作为照射对象而获得的红外光图像输出到脉搏波运算装置100的红外光波形运算部112。红外光拍摄部124例如将在多个不同的时刻拍摄到的多个红外光图像输出到红外光波形运算部112。红外光拍摄部124拍摄与由可见光拍摄部122拍摄的部位相同的部位。红外光拍摄部124例如将通过拍摄包含人的脸或手的皮肤而获得的皮肤图像作为红外光图像进行输出。这是因为:通过在红外光拍摄部124中也拍摄与可见光拍摄部122所拍摄的部位相同的部位,能够在可见光区域和红外光区域中取得同样的脉搏波,容易对特征量进行比较。

[0156] 此外,作为相同部位的拍摄方法,设定对可见光拍摄部122和红外光拍摄部124而言相同大小的关心区域(ROI)。并且,针对由可见光拍摄部122和红外光拍摄部124拍摄到的该ROI内的图像,例如也可以通过使用模式识别进行比较来判断是否拍摄了相同部位。另外,也可以:在由可见光拍摄部122获得的可见光图像和由红外光拍摄部124获得的红外光图像的各图像中进行面部识别,取得眼、鼻、口等特征点的坐标和大小,考虑眼、鼻、口等的大小之比,运算从眼、鼻、口等特征点起的坐标(相对位置),由此确定相同部位。

[0157] 由红外光拍摄部124获得的皮肤图像,与由可见光拍摄部122获得的皮肤图像同样地,是在时间上连续的多个时刻拍摄包含人的脸或手的皮肤中的同一部位而得到的图像,例如,由动态图像或多张静止图像构成。红外光拍摄部124例如通过红外光摄像头24来实现。

[0158] 脉搏波运算装置100具备可见光波形运算部111、红外光波形运算部112、相关度运

算部113、光源控制部114和生物体信息算出部115。以下,依次对脉搏波运算装置100的各构成要素进行说明。

[0159] (可见光波形运算部)

[0160] 可见光波形运算部111从可见光拍摄部122取得可见光图像,从所取得的可见光图像中提取作为表示用户的脉搏波的波形的可见光波形。可见光波形运算部111从在进行可见光光源121的光量的控制之前所取得第1可见光图像中,提取第1可见光波形。另外,可见光波形运算部111从在进行了可见光光源121的光量的控制之后所取得的第2可见光图像中,提取第2可见光波形。此外,进行可见光光源121的光量的控制是指:通过后述的光源控制部114,将使可见光光源121的可见光的光量减少的第1控制信号或者使可见光光源121的可见光的光量增加的第3控制信号输出到可见光光源121。如此,在从可见光拍摄部122取得的多个可见光图像中,包含在进行可见光光源121的光量的控制之前所取得的第1可见光图像和在进行了可见光光源121的光量的控制之后所取得的第2可见光图像。另外,在从多个可见光图像中提取的可见光波形中,包含从第1可见光图像中提取的第1可见光波形和从第2可见光图像中提取的第2可见光波形。

[0161] 可见光波形运算部111也可以提取多个第1特征点,该第1特征点是所提取出的第1可见光波形中的预定特征点。具体而言,可见光波形运算部111在将第1可见光波形分割成作为脉搏波的周期的脉搏波周期单位的多个第1单位波形时,针对多个第1单位波形的各第1单位波形,提取作为该第1单位波形中的最大值的第1顶点和作为该第1单位波形中的最小值的第1底点的一方即第1峰值点,由此从第1可见光波形中提取多个第1峰值点。此外,第1峰值点是第1特征点的一例。

[0162] 可见光波形运算部111取得脉搏波的时刻作为可见光波形的特征点,根据相邻的脉搏波的时刻来运算心跳间隔时间。也就是说,可见光波形运算部111针对所提取出的多个第1特征点的各第1特征点,算出该第1特征点和与该第1特征点相邻的其他的第1特征点之间的时间来作为第1心跳间隔时间。例如,可见光波形运算部111针对所提取出的多个第1峰值点的各第1峰值点,算出该第1峰值点的第1时刻和在时间序列上与该第1峰值点相邻的其他的第1峰值点的第2时刻之间的时间间隔即第1心跳间隔时间,由此算出多个所述第1心跳间隔时间。

[0163] 具体而言,可见光波形运算部111基于从与进行了拍摄的时刻分别关联的多个可见光图像中提取的辉度的时间变化,提取可见光波形。也就是说,从可见光拍摄部122取得的多个可见光图像分别与在可见光拍摄部122中拍摄到该可见光图像的时刻(time point)相关联。可见光波形运算部111通过取得可见光波形的预定特征点的间隔,取得用户的脉搏波的时刻(以下,也称为脉搏波时刻)。并且,可见光波形运算部111针对所取得的多个脉搏波时刻的各脉搏波时刻,算出该脉搏波时刻与后一个脉搏波时刻的间隔来作为心跳间隔时间。

[0164] 另外,可见光波形运算部111也可以提取多个第3特征点,该第3特征点是所提取出的第2可见光波形中的预定特征点。具体而言,可见光波形运算部111也可以在将第2可见光波形分割成脉搏波周期单位的多个第3单位波形时,针对多个第3单位波形的各第3单位波形,提取作为该第3单位波形中的最大值的第3顶点和作为该第3单位波形中的最小值的第3底点的一方即第3峰值点,由此从第2可见光波形中提取多个所述第3峰值点。此外,第3峰值

点是第3特征点的一例。

[0165] 可见光波形运算部111也可以针对所提取出的多个第3峰值点的各第3峰值点,算出该第3峰值点的第5时刻和在时间序列上与该第3峰值点相邻的其他的第3峰值点的第6时刻之间的时间间隔即第3心跳间隔时间,由此算出多个所述第3心跳间隔时间。

[0166] 例如,可见光波形运算部111使用所提取出的可见光波形,确定辉度的变化最大的时刻,将所确定出的时刻确定为脉搏波时刻。或者,可见光波形运算部111使用预先保持的脸或手的图案(pattern),确定多个可见光图像中的脸或手的位置,使用所确定出的位置的辉度的时间变化来确定可见光波形。可见光波形运算部111使用所确定出的可见光波形,算出脉搏波时刻。在此,脉搏波时刻是辉度的时间波形、即脉搏波的时间波形中的预定特征点的时刻。预定特征点例如是辉度的时间波形中的峰值位置(顶点或底点的时刻)。峰值位置例如可以使用包括使用了爬山法、自相关法以及微分函数的方法的公知的局部搜索法来确定。可见光波形运算部111例如通过CPU101、主存储器102以及储存器103等来实现。

[0167] 一般而言,脉搏波是伴随心脏跳动的末梢血管系内的血压或体积的变化。也就是说,脉搏波是通过心脏收缩导致从心脏送出血液并达到脸或手等时的血管的体积的变化。如此,当脸或手等处的血管的体积发生变化时,通过血管的血液的量会发生变化,皮肤的颜色取决于血红蛋白等血液中的成分的量而发生变化。因此,所拍摄到的图像中的脸或手的辉度根据脉搏波而发生变化。也就是说,如果使用从在多个时刻拍摄脸或手而得到的图像中获得的脸或手的辉度的时间变化,则能够取得与血液的移动有关的信息。如此,可见光波形运算部111通过根据按时间序列拍摄到的多个图像运算与血液的移动有关的信息,由此取得脉搏波时刻。

[0168] 对于可见光区域的脉搏波时刻的取得,也可以使用可见光图像中的拍摄到绿色波长域的辉度的图像。因为在可见光区域拍摄到的图像中,在绿色附近的波长域的辉度上出现较大的因脉搏波引起的变化。在包含多个像素的可见光图像中,与流入较多血液的状态的脸或手相当的像素的绿色波长域的辉度,小于与流入较少血液的状态的脸或手相当的像素的绿色波长域的辉度。

[0169] 图8的(a)是表示本实施方式的可见光图像的辉度变化、特别是绿色的辉度变化的一例的坐标图。具体而言,图8的(a)示出由可见光拍摄部122拍摄到的可见光图像中的用户脸颊区域的绿色成分(G)的辉度变化。在图8的(a)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示绿色成分(G)的辉度。对于图8的(a)所示的辉度变化,可知因为脉搏波而导致辉度周期性地变化。

[0170] 在日常环境下、即在可见光区域拍摄皮肤的情况下,由于照明的散射光或各种要因,可见光图像包含噪声。由此,可见光波形运算部111也可以对从可见光拍摄部122取得的可见光图像实施基于滤波器等信号处理,取得包含较多因脉搏波引起的皮肤的辉度变化的可见光图像。用于信号处理的滤波器的例子是低通滤波器。也就是说,在本实施方式中,可见光波形运算部111使用经过了低通滤波器的绿色成分(G)的辉度变化,进行可见光波形的提取处理。

[0171] 图9的(a)是表示本实施方式的脉搏波时刻的算出的一例的坐标图。在图9的(a)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度。在图9的(a)的坐标图的时间波形中,时刻 $t_1 \sim t_5$ 的各个点是拐点或顶点。该坐标图的时间波形中的各点包含作为特征点的拐点和峰值点

(顶点以及底点)。此外,顶点是在时间波形中向上凸的极大值的点,底点是在时间波形中向下凸的极小值的点。在时间波形所包含的上述的各点中,辉度比前后时刻的点都大的点(顶点)的时刻或辉度比前后时刻的点都小的点(底点)的时刻是脉搏波时刻。

[0172] 使用图9的(a)所示的坐标图的辉度时间波形,对确定顶点的位置的方法、即峰值搜索的方法进行说明。可见光波形运算部111在该辉度的时间波形中,将当前的参照点设为时刻 t_2 的点。可见光波形运算部111对时刻 t_2 的点和前一个时刻 t_1 的点进行比较,并且对时刻 t_2 的点和后一个时刻 t_3 的点进行比较。可见光波形运算部111在参照点的辉度比前一个时刻的点以及后一个时刻的点的各个点的辉度大的情况下,判定为正。也就是说,该情况下,可见光波形运算部111判定为参照点是峰值点(顶点)、且该参照点的时刻是脉搏波时刻。

[0173] 另一方面,可见光波形运算部111在参照点的辉度比前一个时刻的点以及后一个时刻的点的至少一方的辉度小的情况下,判定为否。也就是说,该情况下,可见光波形运算部111判定为参照点不是峰值点(顶点)、且该参照点的时刻不是脉搏波时刻。

[0174] 在图9的(a)中,时刻 t_2 的点的辉度比时刻 t_1 的点的辉度大,但时刻 t_2 的点的辉度比时刻 t_3 的点的辉度小,因此可见光波形运算部111将时刻 t_2 的点判定为否。接着,可见光波形运算部111将参照点递增一个,将接下来的时刻 t_3 的点设为参照点。时刻 t_3 的点的辉度比时刻 t_3 的前一个时刻 t_2 的点以及时刻 t_3 的后一个时刻 t_4 的点的各个点的辉度大,因此可见光波形运算部111将时刻 t_3 的点判定为正。可见光波形运算部111将判定为正的点的时刻作为脉搏波时刻输出到相关度运算部113。由此,如图9的(b)所示的,白圈标记的时刻被确定为脉搏波时刻。

[0175] 另外,可见光波形运算部111在脉搏波时刻的确定中,也可以基于一般的心跳数(例如60bpm~180bpm)的知识,考虑心跳间隔时间例如处于333ms~1000ms之间这一情况来确定脉搏波时刻。可见光波形运算部111通过考虑一般的心跳间隔时间,不需要对所有的点进行上述的辉度比较,只要对一部分点进行辉度比较,就能够确定适当的脉搏波时刻。也就是说,使用从最近取得的脉搏波时刻起处于333ms以后且1000ms以前的范围的各点作为参照点来进行上述的辉度比较即可。该情况下,能够不进行使用该范围以前的点作为参照点的辉度比较地确定下一个脉搏波时刻。因此,能够在日常环境时稳健地取得脉搏波时刻。

[0176] 可见光波形运算部111进一步通过算出所取得的相邻的脉搏波时刻的时间差来算出心跳间隔时间。心跳间隔时间按时间序列发生变动。因此,通过与根据在同一期间所取得的红外光波形确定出的脉搏波的心跳间隔时间进行比较,能够利用于可见光波形与红外光波形的预定特征点的相关度的运算。

[0177] 图10是表示按时间序列取得的心跳间隔时间的例子的坐标图。在图10的坐标图中,横轴表示与按时间序列取得的心跳间隔时间关联的数据编号,纵轴表示心跳间隔时间。如图10所示,可知心跳间隔时间随着时刻发生变动。此外,数据编号表示数据(在此为心跳间隔时间)被存储于存储器的顺序。也就是说,与第 n 个(n 为自然数)记录的心跳间隔时间对应的数据编号成为“ n ”。

[0178] 可见光波形运算部111也可以进一步在可见光波形中提取紧接脉搏波时刻之后的拐点的时刻。具体而言,可见光波形运算部111通过算出可见光波形的辉度值的一次微分来取得可见光微分辉度的极小点,将成为该极小点的时刻作为拐点的时刻(以下,称为拐点时

刻)来算出。也就是说,可见光波形运算部111也可以提取多个从顶点到底点之间的拐点来作为预定特征点。

[0179] 另外,可见光波形运算部111在拐点时刻的算出中,也可以基于一般的心跳数的知识,考虑心跳间隔时间例如处于333ms~1000ms之间这一情况来算出拐点时刻。由此,即使可见光波形中包含与心跳完全没有关系的拐点,由于没有确定该拐点,因此能够更准确地算出拐点时刻。

[0180] 图11是用于说明从脉搏波中提取拐点的方法的坐标图。具体而言,图11的(a)是表示从可见光图像获得的可见光波形的坐标图,图11的(b)是对图11的(a)的一次微分值进行了描绘的坐标图。在图11的(a)中,圈标记表示峰值点中的顶点,X标记表示拐点。在图11的(b)中,圈标记表示与图11的(a)中的顶点对应的点,X标记表示与图11的(a)中的拐点对应的点。在图11的(a)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度值。另外,在图11的(b)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度值的微分系数。

[0181] 在可见光波形的提取中,如前述那样使用特别是拍摄了绿色光的可见光图像。说明该可见光波形的提取的原理。在脸或手等的血管中的血液量随着脉搏波发生了增减的情况下,血中的血红蛋白的量随着血液量而增减。也就是说,随着血管中的血液量的增减,吸收绿色波长域的光的血红蛋白的量发生增减。因此,在可见光拍摄部122中拍摄到的可见光图像中,随着血液量的增减,血管附近的皮肤的颜色会发生变化,可见光的特别是绿色成分的辉度值发生变动。具体而言,由于血红蛋白吸收绿色的光,因此可见光图像中的辉度值减少与被血红蛋白吸收的量相当的量。

[0182] 进而,可见光波形具有与从底点到顶点的梯度相比从顶点到下一个底点的梯度陡这一特征。因此,在从底点到顶点之间,比较容易受到噪声的影响。另一方面,在从顶点到下一个底点之间,由于梯度陡,因此不容易受到噪声的影响。因此,位于从顶点到底点之间的拐点时刻也还具有不容易受到噪声的影响且比较容易稳定地取得这一特征。根据以上所述,可见光波形运算部111也可以将位于从顶点到底点的拐点间的时间差作为心跳间隔时间来算出。

[0183] 另外,前述的可见光波形的峰值点是在紧接拐点之前微分系数成为0的部分。具体而言,如图11的(b)所示,可知接近作为拐点的X标记之前的微分系数成为0的点的时刻,成为表示图11的(a)的顶点的圈标记的时刻。使用该特征,可见光波形运算部111也可以将从可见光波形中取得的顶点限定为接近拐点之前的顶点。

[0184] 可见光波形运算部111进一步算出可见光波形的从顶点到底点的斜率。可见光波形运算部111算出连接多个第1顶点中的一个第1顶点和多个第1底点中的在时间序列上接近该一个第1顶点之后的一个第1底点的第1直线的第1斜率。可见光波形的上述斜率也可以是通过调整可见光光源121的辉度而尽可能大的值。这是因为:斜率越大,则可见光波形中的顶点的尖度就越大,因滤波器处理等引起的脉搏波时刻的时间偏离就越小。

[0185] 图12是表示用于说明对可见光波形的斜率进行运算的方法的可见光波形的坐标图。在图12的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度值,圈标记表示顶点,三角标记表示底点。在可见光波形运算部111中,用直线连接顶点(圈标记)和位于其之后的底点(三角标记),算出该直线的斜率。在此算出的斜率根据可见光光源121的光源发出的光的光量、由可见光拍摄部122取得的用户的皮肤的部位等不同。因此,为了能够清晰地取得脉搏波,例

如为了在心跳间隔时间处于333ms~1000ms之间持续取得脉搏波,可以分别设定可见光光源121的光量、可见光拍摄部122中的与用户的部位对应的ROI,记录斜率信息,并与红外光的脉搏波的斜率信息进行比较。另外,可见光波形运算部111将从初始状态即可见光光源121成为开启到通过光源控制部114使可见光光源121的可见光的光量或红外光光源123的红外光的光量变化为止的状态下的、可见光波形的从顶点到底点之间的斜率作为第1斜率A记录于存储器(例如储存器103)。脉搏波计测装置10的特征在于:一边对可见光波形与红外光波形之间的特征点进行比较,一边逐渐使可见光光源121的光量成为0并使红外光光源123的光量增加。如此,由于使可见光的光量逐渐减少,因此可见光波形的从顶点到底点的斜率最大的是初始状态。

[0186] (红外光波形运算部)

[0187] 红外光波形运算部112从红外光拍摄部124取得红外光图像,从所取得的红外光图像中提取作为表示用户的脉搏波的波形的红外光波形。红外光波形运算部112从在进行红外光光源123的光量的控制之前所取得的第1红外光图像中,提取第1红外光波形。另外,红外光波形运算部112从在进行了红外光光源123的光量的控制之后所取得的第2红外光图像中,提取第2红外光波形。此外,进行红外光光源123的光量的控制是指:通过后述的光源控制部114,将使红外光光源123的红外光的光量增加的第2控制信号或使红外光光源123的红外光的光量减少的第4控制信号输出到红外光光源123。如此,在从红外光拍摄部124取得的多个红外光图像中,包含在进行红外光光源123的光量的控制之前所取得的第1红外光图像和在进行了红外光光源123的光量的控制之后所取得的第2红外光图像。

[0188] 红外光波形运算部112也可以提取多个第2特征点,该第2特征点是所提取出的第1红外光波形中的预定特征点。具体而言,红外光波形运算部112在将第1红外光波形分割成脉搏波周期单位的多个第2单位波形时,针对多个第2单位波形的各第2单位波形,提取作为该第2单位波形中的最大值的第2顶点和作为该第2单位波形中的最小值的第2底点的一方即第2峰值点,由此从第1红外光波形中提取多个第2峰值点。此外,第2峰值点是第2特征点的一例。

[0189] 红外光波形运算部112与可见光波形运算部111同样地,取得脉搏波的时刻作为红外光波形的特征点,根据相邻的脉搏波的时刻来运算心跳间隔时间。也就是说,红外光波形运算部112针对所提取出的多个第2特征点的各第2特征点,算出该第2特征点和与该第2特征点相邻的其他的第2特征点之间的时间来作为第2心跳间隔时间。具体而言,红外光波形运算部112基于从多个红外光图像中提取的辉度的时间变化,提取红外光波形。也就是说,从红外光拍摄部124取得的多个红外光图像分别与在红外光拍摄部124中拍摄了该红外光图像的时刻(time point)相关联。例如,红外光波形运算部112针对所提取出的多个第2峰值点的各第2峰值点,算出该第2峰值点的第3时刻和在时间序列上与该第2峰值点相邻的其他的第2峰值点的第4时刻之间的时间间隔即第2心跳间隔时间,由此算出多个第2心跳间隔时间。

[0190] 红外光波形运算部112也可以提取多个第4特征点,该第4特征点是所提取出的第2红外光波形中的预定特征点。具体而言,红外光波形运算部112也可以在将第2红外光波形分割成脉搏波周期单位的多个第4单位波形时,针对多个第4单位波形的各第4单位波形,提取作为该第4单位波形中的最大值的第4顶点和作为该第4单位波形中的最小值的第4底点

的一方即第4峰值点,由此从第2红外光波形中提取多个第4峰值点。此外,第4峰值点是第4特征点的一例。

[0191] 红外光波形运算部112也可以针对所提取出的多个第4峰值点的各第4峰值点,算出该第4峰值点的第7时刻和在时间序列上与该第4峰值点相邻的其他的第4峰值点的第8时刻之间的时间间隔即第4心跳间隔时间,由此算出多个第4心跳间隔时间。

[0192] 在此,红外光波形运算部112与可见光波形运算部111同样地,例如使用包括使用了爬山法、自相关法以及微分函数的方法在内的公知的局部搜索法,能够确定红外光波形的作为预定特征点的峰值位置。另外,红外光波形运算部112与可见光波形运算部111同样地,例如通过CPU101、主存储器102以及储存器103等来实现。

[0193] 一般而言,在红外光图像中,与可见光图像同样地,图像中的皮肤区域、例如脸或手的辉度取决于血红蛋白等血液中的成分的量而发生变化。也就是说,如果使用从在多个时刻拍摄脸或手而得到的图像中获得的脸或手的辉度的时间变化,则能够取得与血液的移动有关的信息。如此,红外光波形运算部112通过根据按时间序列拍摄到的多个图像运算与血液的移动有关的信息,由此取得脉搏波时刻。

[0194] 对于红外光区域的脉搏波时刻的取得,也可以使用红外光图像中的拍摄到800nm以上的波长域的辉度的图像。因为在红外光区域拍摄到的图像中,在800~950nm附近的波长域的辉度上出现较大的因脉搏波引起的变化。

[0195] 图8的(b)是表示本实施方式的红外光图像的辉度变化的一例的坐标图。具体而言,图8的(b)示出由红外光拍摄部124拍摄到的红外光图像中的用户脸颊区域的辉度变化。在图8的(b)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度。对于图8的(b)所示的辉度变化,可知因为脉搏波导致辉度周期性地变化。

[0196] 但是,在红外光区域拍摄皮肤的情况下,与在可见光区域拍摄皮肤的情况相比,由血红蛋白吸收的红外光的吸收量少。也就是说,由于体动等各种要因,在红外光区域拍摄到的红外光图像容易包含噪声。由此,也可以对所拍摄到的红外光图像实施基于滤波器等的信号处理,将适当的光量的红外光照射到用户的皮肤区域,由此取得包含较多因脉搏波引起的皮肤的辉度变化的红外光图像。用于信号处理的滤波器的例子是低通滤波器。也就是说,在本实施方式中,红外光波形运算部112使用经过了低通滤波器的红外光的辉度变化,进行红外光波形的提取处理。此外,关于由红外光光源123进行的红外光的光量的决定方法,在相关度运算部113或光源控制部114中进行记述。

[0197] 接着,对红外光波形运算部112中的峰值搜索的方法进行说明。红外光波形中的峰值搜索,可以利用与可见光波形中的峰值搜索同样的方法。

[0198] 红外光波形运算部112在脉搏波时刻的确定中,与可见光波形运算部111同样地,也可以基于一般的心跳数(例如60bpm~180bpm)的知识,考虑心跳间隔时间例如处于333ms~1000ms之间这一情况来确定脉搏波时刻。红外光波形运算部112通过考虑一般的心跳间隔时间,不需要对所有的点进行上述的辉度比较,只要对一部分点进行辉度比较,就能够确定适当的脉搏波时刻。也就是说,使用从最近取得的脉搏波时刻起处于333ms以后且1000ms以前的范围的各点作为参照点来进行上述的辉度比较即可。该情况下,能够不进行使用该范围以前的点作为参照点的辉度比较地确定下一个脉搏波时刻。

[0199] 红外光波形运算部112与可见光波形运算部111同样地,通过算出所取得的相邻的

脉搏波时刻的时间差来算出心跳间隔时间。另外,红外光波形运算部112也可以进一步在红外光波形中提取紧接脉搏波时刻之后的拐点的时刻。并且,例如,红外光波形运算部112通过算出红外光波形的辉度值的一次微分来取得红外光微分辉度的极小点,将成为该极小点的时刻作为拐点的时刻(拐点时刻)来算出。也就是说,红外光波形运算部112也可以提取多个从顶点到底点之间的拐点来作为预定特征点。

[0200] 另外,红外光波形运算部112与可见光波形运算部111同样地,进行关于红外光波形的从顶点到底点的斜率的运算。也就是说,红外光波形运算部112算出第2红外光波形的、连接多个第4顶点中的一个第4顶点和多个第4底点中的在时间序列上紧接该一个第4顶点之后的一个第4底点的第2直线的斜率即第2斜率。

[0201] 如上所述,红外光波形运算部112通过进行与可见光波形运算部111同样的处理,提取多个预定特征点作为第2特征点。但是,红外光波形相比于可见光波形,因从光源发出的红外光的光量而发生较大变化。也就是说,红外光波形相比于可见光波形更容易受到光源的光量的影响。

[0202] 图13是按红外光光源的光量不同的等级表示由红外光摄像头取得了人的皮肤图像的情况下的红外光波形的坐标图。在图13中,从(a)到(d)依次使红外光光源的光量的等级增加。即,对于光源等级,光源等级1表示光量最少,光源等级每次增加,光量都增多,光源等级4表示光量最多。此外,光源等级示出等级每增加一级光源的控制电压增加约0.5V。另外,图13的各坐标图中的圈标记表示脉搏波的峰值位置(顶点)。如图13的(a)所示,若光源的光量少,则噪声会比来自红外光光源的红外光多,难以进行脉搏波时刻的确定。另一方面,如图13的(c)、图13的(d)那样,若光源的光量多,则与脉搏波相应的皮肤的辉度变化会被光源的光量掩埋,脉搏波的形状减小,难以进行脉搏波时刻的确定。

[0203] 可是,在使用照射可见光并在可见光区域拍摄到的图像来取得脉搏波的情况下,即使以对用户的眼睛而言不会过强的光量照射可见光,也能够以该照射量充分地取得脉搏波。然而,在使用照射红外光并在红外光区域拍摄到的图像来确定脉搏波的情况下,即使对红外光的光量进行控制,也会如上述那样包含噪声或红外光的光量过多。因此,只是在相当小的光量的范围内,难以进行脉搏波的取得。另外,即使将红外光光源的光量预先决定为预定值,也会因要取得的皮肤的部位、用户的肤质、皮肤的颜色等发生变化,因此难以预先决定适当的光量。因此,需要通过下面叙述的相关度运算部113,一边缩小可见光的光量一边进行使红外光的光量成为适当的值的控制,以使得可见光波形与红外光波形一致。

[0204] (相关度运算部)

[0205] 相关度运算部113运算从可见光波形运算部111获得的可见光波形与从红外光波形运算部112获得的红外光波形之间的相关度。并且,相关度运算部113根据所算出的相关度,决定用于调整可见光光源121以及红外光光源123的各光量的指令,将所决定的指令发送给光源控制部114。

[0206] 相关度运算部113从可见光波形运算部111和红外光波形运算部112分别取得根据第1可见光波形算出的多个第1心跳间隔时间和根据第1红外光波形算出的多个第2心跳间隔时间。并且,相关度运算部113运算在时间序列上互相对应的多个第1心跳间隔时间与多个第2心跳间隔时间之间的第1相关度。

[0207] 另外,相关度运算部113从可见光波形运算部111和红外光波形运算部112分别取

得根据第2可见光波形算出的多个第3心跳间隔时间和根据第2红外光波形算出的多个第4心跳间隔时间。并且,相关度运算部113也可以运算在时间序列上互相对应的多个第3心跳间隔时间与多个第4心跳间隔时间之间的第2相关度。

[0208] 图14是表示将第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间分别按时间序列顺序的数据进行了描绘的坐标图。在图14的坐标图中,横轴表示时间序列上的数据编号,纵轴表示与各数据编号对应的心跳间隔时间。此外,在此,数据编号表示各心跳间隔时间的数据被存储于存储器的顺序。也就是说,在第1心跳间隔时间,与第n个(n为自然数)记录的心跳间隔时间对应的数据编号成为“n”。另外,在第2心跳间隔时间,与第n个(n为自然数)记录的心跳间隔时间对应的数据编号成为“n”。进而,第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间是对同一时刻的脉搏波进行了计测的结果,因此,只要原则上没有计测误差,如果数据编号相同则可以说是对大致相同时刻的脉搏波进行了计测的结果。也就是说,多个第1心跳间隔时间以及多个第2心跳间隔时间包含在时间序列上互相对应的一组第1心跳间隔时间及第2心跳间隔时间。

[0209] 相关度运算部113使用相关法,进行多个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间的相关度的运算。具体而言,相关度运算部113使用以下的(式1),运算在时间序列上互相对应的、多个第1心跳间隔时间与多个第2心跳间隔时间之间的第1相关系数来作为第1相关度。

$$[0210] \quad \rho_1 = \frac{\sigma_{12}}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{式 } 1)$$

[0211] ρ_1 :第1相关系数

[0212] σ_{12} :多个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间的协方差

[0213] σ_1 :多个第1心跳间隔时间的标准差即第1标准差

[0214] σ_2 :多个第2心跳间隔时间的标准差即第2标准差

[0215] 另外,相关度运算部113使用以下的(式2),运算在时间序列上互相对应的、多个第3心跳间隔时间与多个第4心跳间隔时间之间的第2相关系数来作为第2相关度。

$$[0216] \quad \rho_2 = \frac{\sigma_{34}}{\sigma_3 \sigma_4} \quad (\text{式 } 2)$$

[0217] ρ_2 :第2相关系数

[0218] σ_{34} :所述多个第3心跳间隔时间和所述多个第4心跳间隔时间的协方差

[0219] σ_3 :所述多个第3心跳间隔时间的标准差即第3标准差

[0220] σ_4 :所述多个第4心跳间隔时间的标准差即第4标准差

[0221] 例如,如果第1相关系数为第2阈值、例如0.8以上,则相关度运算部113判断为多个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间大致一致,向光源控制部114发送例如“TRUE”的信号来作为表示大致一致的信号。另一方面,如果相关系数是小于第2阈值、例如0.8的值,则相关度运算部113判断为多个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间不一致,向光源控制部114发送例如“FALSE”的信号来作为表示不一致的信号。相关度运算部113以与第1相关系数同样的方式对第2相关系数也进行上述的处理。

[0222] 另外,相关度运算部113也可以不仅运算第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的相关度,还判定各心跳间隔时间是否适当,将判定结果发送给光源控制部114。具体而言,相关度运算部113在多个第1心跳间隔时间以及多个第2心跳间隔时间中,判定在时间序列上

互相对应的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间之间的绝对误差是否超过第3阈值(例如200ms)。相关度运算部113例如算出数据编号相同的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的绝对误差,判定该绝对误差是否超过第3阈值。并且,相关度运算部113例如在判定为该绝对误差超过第3阈值的情况下,判定为可见光波形以及红外光波形中的某一方的峰值点的个数过剩。并且,相关度运算部将峰值点的个数过剩一方的波形(可见光波形或红外光波形)发送给光源控制部114。此外,绝对误差的运算通过下述的式3来进行。

$$[0223] \quad e = RRI_{RGB} - RRI_{IR} \text{ (式3)}$$

[0224] 在式3中,e表示对应的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的绝对误差, RRI_{RGB} 表示第1心跳间隔时间, RRI_{IR} 表示第2心跳间隔时间。

[0225] 另外,相关度运算部113,如果e小于 $(-1) \times$ 第3阈值(例如,-200ms),则判定为可见光中的峰值点的个数过剩,如果e大于第3阈值(例如,200ms),则判断为红外光中的峰值点的个数过剩。并且,相关度运算部113将表示峰值点的个数过剩一方的波形是可见光波形还是红外光波形的信息作为判定结果发送给光源控制部114。如此,根据2个波形的对应的心跳间隔时间的偏离,能够确定在哪个波形中过剩地取得了峰值点或者峰值点的取得失败。

[0226] 相关度运算部113例如在判定为对应的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的绝对误差超过第3阈值、且在可见光波形中过剩地取得了峰值点的情况下,向光源控制部114发送表示该判定结果的“FaIse,RGB”的信号。此外,相关度运算部113在判定为绝对误差超过第3阈值、且在红外光波形中过剩地取得了峰值点的情况下,向光源控制部114发送表示该判定结果的“FaIse,IR”的信号。

[0227] 图15是用于对判定心跳间隔时间是否适当的具体例进行说明的图。图15的(a)是表示所取得的多个心跳间隔时间不适当的情况的坐标图。图15的(b)是与图15的(a)对应的表示可见光波形或红外光波形的一例的坐标图。在图15的(a)的坐标图中,横轴表示时间序列上的数据编号,纵轴表示与各数据编号对应的心跳间隔时间。在图15的(b)的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示图像中的辉度。

[0228] 在图15的(a)中,由虚线包围的部分是2个点的心跳间隔时间不适当的部分。心跳间隔时间虽然通常晃动地变动,但急剧变动的情况几乎没有。例如,在如图15的(a)所示由虚线包围的部分以外的区域,平均值约为950ms,其标准差约为50ms。但是,由虚线包围的2个点的心跳间隔时间,值急剧变化为约600~700ms。这是由于取得了图15的(b)中划了虚线的部分作为峰值点而引起的。即,由于在可见光波形运算部111或红外光波形运算部112中过剩地取得了峰值点而引起。

[0229] 在可见光波形运算部111或红外光波形运算部112的仅某一方中得到了图15所示那样的结果的情况下,当对多个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间的数据数进行比较时,数据数会不一致。

[0230] 图16中示出该情形。图16是用于说明在可见光波形中进行了峰值点的过剩取得、且在对应的红外光波形中未进行峰值点的过剩取得的情况下的例子的图。

[0231] 多个第1或第2心跳间隔时间的数据例如以(数据No,心跳间隔时间)这一形式保存于存储器103。表示在可见光波形中取得的多个第1心跳间隔时间的数据例如成为 $(x, t20-t11)$ 、 $(x+1, t12-t20)$ 、 $(x+2, t13-t12)$ 。另外,表示在红外光波形中取得的多个第2心跳间隔时间的数据例如成为 $(x, t12-t11)$ 、 $(x+1, t13-t12)$ 。由此,当对在可见光波形和红外光波形

中分别取得的数据进行比较时,尽管是在同一时间区间 $t_{11} \sim t_{13}$ 之间取得的数据,但数据数发生了偏离。由此,之后的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间之间的数据的对应关系全部偏离,心跳间隔时间的时间变动的相关度会发生偏离。

[0232] 因此,相关度运算部113在由可见光波形运算部111和红外光波形运算部112得到的第3或第4心跳间隔时间的各数据编号的心跳间隔时间的绝对误差为第3阈值、例如200ms以上时,将峰值点的个数较多一方的脉搏波峰值删除一个。并且,相关度运算部113进行将从与进行了删除的峰值对应的数据编号起以后的数据编号逐个减一的处理。

[0233] 相关度运算部113在如上述那样判定为过剩地取得了峰值点(即,预定特征点)的情况下,也可以将预定特征点较多一方的波形(可见光波形或红外光波形)中的成为了心跳间隔时间的运算基准的预定特征点从该心跳间隔时间的运算对象中排除。也就是说,如果 e 小于 $(-1) \times$ 第3阈值,则相关度运算部113将成为了用于算出该 e 的 RRI_{RGB} 的运算基准的峰值点从第1心跳间隔时间的运算对象中排除。如果 e 大于第3阈值,则相关度运算部113将成为了用于算出该 e 的 RRI_{IR} 的运算基准的峰值点从第2心跳间隔时间的运算对象中排除。

[0234] 也就是说,相关度运算部113判定多个第3心跳间隔时间以及多个第4心跳间隔时间中的、在时间序列上互相对应的第3心跳间隔时间和第4心跳间隔时间之间的绝对误差是否超过第3阈值。并且,相关度运算部113在判定为绝对误差超过第3阈值的情况下,对多个第3峰值点的个数和多个第4峰值点的个数进行比较。相关度运算部113在判定为超过第3阈值的第3心跳间隔时间以及第4心跳间隔时间中,确定出根据比较的结果是判定为个数多的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间。相关度运算部113将成为了所确定出的心跳间隔时间的运算基准的峰值点从该心跳间隔时间的运算对象中排除。

[0235] 另外,峰值点的过剩取得是由于在所取得的波形(可见光波形或红外光波形)中噪声多而引起的。因此,掌握发生了过剩取得一方的波形是可见光波形还是红外光波形,例如如上述那样生成“FALSE,RGB”这样的信号,将所生成的信号发送给光源控制部114。也就是说,光源控制部114如果接收到“FALSE,RGB”的信号,则能够掌握可见光波形与红外光波形之间的心跳间隔时间不一致以及不一致的原因是可见光波形。如此,能够掌握可见光波形和红外光波形的峰值点的取得中的数据偏离,能够将表示所掌握的结果的信息发送给光源控制部114,因此能够更准确地取得可见光波形以及红外光波形中的用户的脉搏波。

[0236] 此外,在相关度运算部113中,在第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间的相关度的判定中将第2阈值作为0.8进行了判定,但并不限于此。具体而言,也可以根据用户想要计测的生物体信息的准确性来改变第2阈值。例如,在想要通过严格地进行用户睡眠时的红外光下的脉搏波提取来更准确地取得睡眠中的生物体信息例如心跳、血压等信息的情况下,也可以使成为判定基准的第2阈值加大,例如成为0.9等值。

[0237] 另外,在调整了成为基准的相关系数的第2阈值的情况下,也可以根据调整后的第2阈值,在提示装置40中显示取得数据的可靠度。例如,在可见光波形与红外光波形之间的特征量不怎么一致、在睡眠时等无法减少来自可见光的光源的光量的情况下,也可以将成为基准的相关系数的第2阈值变更为例如0.6等小于0.8的值。此时,因为与相关度有关的准确性小,所以也可以在提示装置40显示可靠度变小这一情况。

[0238] 相关度运算部113在从可见光波形以及红外光波形中按时间序列取得的第1以及第2心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值的情况下,或者在可见光波形运算部111以及红

外光波形运算部112中过剩取得了第1预定期间的峰值点的情况下,也可以使用可见光波形以及红外光波形各自的拐点来判定可见光波形与红外光波形的相关度。也就是说,也可以通过使用(式2)来运算在时间序列上互相对应的使用第1拐点算出的多个第3心跳间隔时间与使用第2拐点算出的多个第4心跳间隔时间之间的相关系数来作为第2相关系数。

[0239] 具体而言,如前所述,在可见光波形以及红外光波形中的第1以及第2心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值例如0.8的情况下,或者在由可见光波形运算部111以及红外光波形运算部112取得的峰值点的个数在第1预定区间(例如,5秒间)并不一致、至少一方的波形中的峰值点的个数超过了第1阈值(例如,10个)的情况下,也可以使用可见光波形和红外光波形这两方的波形中的拐点,判定各波形中的拐点间的时间间隔信息的相关度。

[0240] 也就是说,相关度运算部113进行判定多个第3峰值点的个数或多个第4峰值点的个数在第1预定期间是否超过第1阈值的第10判定。相关度运算部113在判定为第3峰值点的个数或第4峰值点的个数在第1预定期间超过第1阈值的情况下,也可以进行下面的处理。

[0241] 也就是说,相关度运算部113使可见光波形运算部111进行如下处理:针对多个第3顶点的各第3顶点,提取该第3顶点和多个第3底点中的在时间序列上接近该第3顶点之后的第3底点之间的拐点即第1拐点,由此提取多个所述第1拐点。另外,相关度运算部113使红外光波形运算部112进行如下处理:针对多个第4顶点的各第4顶点,提取该第4顶点和多个第4底点中的在时间序列上紧接该第4顶点之后的第4底点之间的拐点即第2拐点,由此提取多个第2拐点。另外,相关度运算部113使可见光波形运算部111进行如下处理:针对所提取出的多个第1拐点的各第1拐点,算出该第1拐点的第9时刻和与该第1拐点相邻的其他的第1拐点的第10时刻之间的时间间隔来作为第3心跳间隔时间。另外,相关度运算部113使红外光波形运算部112进行如下处理:针对所提取出的多个第2拐点的各第2拐点,算出该第2拐点的第7时刻和与该第2拐点相邻的其他的第2拐点的第8时刻之间的时间间隔来作为所述第4心跳间隔时间。并且,相关度运算部113通过使用(式2)来运算在时间序列上互相对应的使用第1拐点算出的多个第3心跳间隔时间与使用第2拐点算出的多个第4心跳间隔时间之间的第2相关系数来作为第2相关度。

[0242] 另外,相关度运算部113也可以不管第10判定的结果如何,都在下述情况下如上述那样的通过使用(式2)来算出使用第1拐点算出的多个第3心跳间隔时间与使用第2拐点算出的多个第4心跳间隔时间之间的第2相关系数来作为第2相关度。该情况是如下情况:根据比较的结果是判定为个数少的一方的峰值点而算出的心跳间隔时间的标准差为所述第4阈值以下。

[0243] 图17是用于说明使用拐点算出相关度的情况的图。图17的(a)是表示在可见光波形中取得的峰值点(顶点)的坐标图,图17的(b)是表示在红外光波形中取得的峰值点(顶点)的坐标图。在图17的(a)以及(b)中,都是横轴表示时间,纵轴表示辉度,黑点表示所取得的顶点,白圈表示所取得的拐点。

[0244] 在图17的(a)中,可知:在可见光波形中过剩地取得了峰值点,在第1预定期间(5秒间)峰值点存在第1阈值以上或超过第1阈值的10个或11个。另一方面,在图17的(b)中,在红外光波形中以一定的心跳间隔时间取得了峰值点,标准差为100ms以下。此时,表示可见光波形以及红外光波形中的第1以及第2心跳间隔时间的时间序列的数据编号会发生偏离。

[0245] 因此,相关度运算部113也可以利用由可见光波形运算部111和红外光波形运算部

112取得的位于各脉搏波的顶点-底点间的拐点,运算可见光波形与红外光波形之间的相关度。相关度运算部113例如使可见光波形运算部111以及红外光波形运算部112算出使用拐点算出的第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间,运算该第1和第2心跳间隔时间之间的相关度。作为具体的运算方法,通过可见光波形和红外光波形的拐点间的心跳间隔时间的相关以及/或者绝对误差来进行评价。

[0246] 此外,在相关度运算部113中,设为了在可见光波形或红外光波形中的心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值的情况下,或者对于可见光波形或红外光波形中的峰值点的个数而在第1预定期间至少一方的波形中的峰值点的个数多于第1阈值的情况下,使用拐点间的心跳间隔时间来运算可见光波形与红外光波形之间的相关度,但并不限于此。例如,相关度运算部113也可以不使用峰值点而从最初就使用拐点间的心跳间隔时间来运算可见光波形与红外光波形之间的相关度。由此,即使在未能高精度地从可见光波形或红外光波形中取得峰值点的情况下,也能够通过算出拐点间的心跳间隔时间来算出与心跳间隔时间类似的时间。但是,拐点间的心跳间隔时间相比于能够从峰值点取得的心跳间隔时间,具有虽然不容易附着噪声但拐点在顶点-底点间容易发生变动这一特征。即,具有如下趋势:顶点-顶点的心跳间隔时间稳定,例如标准差容易达到100ms以内,与拐点-拐点间的心跳间隔时间相比,时间误差小。因此,在本公开中,只要没有特别预告,优先使用根据峰值点运算的心跳间隔时间。

[0247] 另外,相关度运算部113在上述之外,也可以在满足了下述条件的情况下,取代根据峰值点运算的心跳间隔时间而将拐点间的心跳间隔时间用于相关度的运算。该条件例如是:多个心跳间隔时间以及多个心跳间隔时间中的、与可见光波形和红外光波形中的峰值点的个数较少一方的波形对应的心跳间隔时间的标准差为第4阈值(例如,100ms)以下。这存在如下可能性:在通过第1预定期间内的峰值点的个数来判定是否过剩地取得了峰值点的情况下,实际上,虽然峰值点的个数过剩,但却不符合第1预定期间内的峰值点的个数超过第1阈值这一条件,而是看漏掉过剩取得的峰值点。

[0248] 例如,图18是用于说明虽然峰值点的个数过剩但却不符合第1预定期间内的峰值点的个数超过第1阈值这一条件的例子的图。在图18的(a)以及(b)中,都是横轴表示时间,纵轴表示辉度,黑点表示所取得的顶点,白圈表示所取得的拐点。

[0249] 如图18的(a)所示,在可见光波形中,在5秒间取得的峰值点的个数为8个的情况下,不符合第1预定期间内的峰值点的个数超过第1阈值这一条件,而是取得了与在图18的(b)所示的红外光波形中取得的峰值点的个数不同个数的峰值点。此时,如前所述,当过剩地取得即使一个峰值点时,如果能够示出存在第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的数据编号逐个偏离一个这一问题、那么可见光波形和红外光波形的某一方的心跳间隔时间大致恒定这一情况,则能够根据该波形的峰值点的个数来进行调整(删除)。峰值点的调整的详细情况,如使用图16说明的那样。

[0250] 此外,相关度运算部113在可见光波形和红外光波形这两方的波形中第1预定期间的心跳间隔时间的标准差都超过第4阈值的情况下,判定为无法从两方的波形取得适当的脉搏波时刻,向光源控制部114发送表示无法从两方的波形取得适当的脉搏波时刻这一情况的“False,Both”的信号。

[0251] 相关度运算部113在开始使用脉搏波计测装置10时、且通过可见光波形运算部111

无法在第1预定期间适当地取得峰值点的情况(即,心跳间隔时间的标准差小于第4阈值的情况)下,将使可见光波形运算部111运算可见光波形的顶点-底点间的斜率作为第1斜率A而得到的结果存储于存储器。并且,相关度运算部113在每次通过光源控制部114使可见光光源121或红外光光源123的光量变化时,向光源控制部114发送指令,使得红外光波形的顶点-底点间的第2斜率成为第1斜率A。进而,相关度运算部113也可以不将在光源控制部114调整光源光量的调整期间所取得的峰值点用于可见光波形与红外光波形之间的相关度的运算。

[0252] 图19是用于说明不将在光源的光量的调整期间所取得的峰值点用于可见光波形与红外光波形之间的相关度的运算的例子的图。在图19的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度,在斜线的区域示出了正在调整光源的光量的情形。另外,白圈以及黑点表示所取得的峰值点。

[0253] 如图19所示,通过调整光源的光量,可见光波形或红外光波形的辉度的增益发生变化,与此相应地峰值点的尖度也发生变化。若在可见光波形运算部111或红外光波形运算部112中对尖度发生了变化后的峰值点实施滤波,则由于实施滤波之前的原波形的峰值的尖度,导致峰值点的位置在时间轴上发生前后上的变化。如果是算出心跳数作为生物体信息的程度,则该误差不会成为问题,但在根据脉搏波传播时间算出血压等情况下,因该误差导致的影响很大。因此,在本公开的脉搏波计测装置10中,也可以不从通过第1~第4控制信号(后述参照)控制可见光光源121或红外光光源123的光量的期间所取得的可见光波形或红外光波形中提取预定特征点(即,峰值点)。

[0254] 也就是说,可见光波形运算部111在多个第1峰值点的提取中,从在除去通过第1控制信号控制可见光光源121的光量的期间之外的期间所取得的第1可见光波形中提取多个第1峰值点。另外,可见光波形运算部111在多个第3峰值点的提取中,从在除去通过第3控制信号控制可见光光源121的光量的期间之外的期间所取得的第2可见光波形中提取多个第3峰值点。

[0255] 另外,红外光波形运算部112在多个第2峰值点的提取中,从在除去通过第2控制信号控制红外光光源123的光量的期间之外的期间所取得的第1红外光波形中提取多个第2峰值点。另外,红外光波形运算部112在多个第4峰值点的提取中,从在除去通过第4控制信号控制红外光光源123的光量的期间之外的期间所取得的第2红外光波形中提取多个第4峰值点。

[0256] 此外,相关度运算部113在可见光波形和红外光波形中的心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值的情况下,作为某一方或两方的波形的峰值点的个数过剩这一情况,算出心跳间隔时间的误差以及/或者各心跳间隔时间的标准差,在满足了预定条件的情况下,使用波形的从顶点到底点之间的拐点间的心跳间隔时间,但并不限于此。相关度运算部113例如在即使第1心跳间隔时间和第2心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值但已适当地取得了两波形中的峰值点(例如,两波形的心跳间隔时间的标准差都为第4阈值以下)的情况下,向光源控制部114发送“FaIse”的信号。

[0257] 如此,相关度运算部113向光源控制部114发送与所运算出的相关度和从可见光波形以及红外光波形中提取预定特征点的提取结果相应的信号(例如,“True”、“FaIse”、“FaIse,RGB”、“FaIse,IR”以及“FaIse,Both”的某一方)。

[0258] 如上述进行的说明,相关度运算部113基于第1心跳间隔时间以及第2心跳间隔时间来进行以下的判定。

[0259] 也就是说,相关度运算部113进行判定是否为第1标准差超过第4阈值、且所述第2标准差超过所述第4阈值的第2判定。另外,相关度运算部113在第2判定的结果是判定为第1标准差超过第4阈值、且第2标准差超过第4阈值的情况下,进行第3判定以及第4判定,所述第3判定是多个第1心跳间隔时间中的一个第1心跳间隔时间和多个第2心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第1心跳间隔时间对应的一个第2心跳间隔时间的第1时间差是否小于第5阈值的判定,所述第4判定是第1时间差是否大于比第5阈值大的第6阈值的判定。

[0260] 另一方面,相关度运算部113在第3判定以及第4判定的结果是判定为第1时间差小于第5阈值的情况下,进行判定第2标准差是否为第4阈值以下的第5判定。

[0261] 另外,相关度运算部113也可以基于第3心跳间隔时间以及第4心跳间隔时间来进行以下的判定。

[0262] 也就是说,相关度运算部113进行判定是否为第3标准差超过第4阈值、且第4标准差超过第4阈值的第6判定。另外,相关度运算部113在第6判定的结果是判定为第3标准差超过第4阈值、且第4标准差超过所述第4阈值的情况下,进行第7判定以及第8判定,所述第7判定是多个第3心跳间隔时间中的一个第3心跳间隔时间和多个第4心跳间隔时间中的在时间序列上与该一个第3心跳间隔时间对应的一个第4心跳间隔时间的第2时间差是否小于第5阈值的判定,所述第8判定是所述第2时间差是否大于第6阈值的判定。

[0263] 另一方面,相关度运算部113在第7判定以及第8判定的结果是判定为第2时间差小于第5阈值的情况下,进行判定第4标准差是否为第4阈值以下的第9判定。

[0264] (光源控制部)

[0265] 光源控制部114根据从相关度运算部113接收到的与相关度以及提取结果相应的信号,决定为使可见光光源121的可见光的光量和红外光光源123的红外光的光量的至少一方增加、减少、维持的某一方,将与决定结果相应的第1~第4控制信号输出到可见光光源121以及红外光光源123。

[0266] 光源控制部114在接收到“False”的信号的情况下,能够判断为虽然可见光波形以及红外光波形中的第1和第2心跳间隔时间的相关系数小于第2阈值但却已适当地取得了各波形的心跳间隔时间。此时,光源控制部114能够判断为是如下情况:虽然处于相对于可见光波形而言红外光波形的信号弱、且能够取得各波形中的预定特征点的状态,但例如由于峰值点的尖度小因而通过滤波器处理等导致每次峰值的位置发生了偏离。因此,在该情况下,光源控制部114使红外光光源123的光量增加,直到红外光波形的从顶点到底点的第2斜率成为存储器所存储的第1斜率A为止。

[0267] 另外,光源控制部114在接收到“True”的信号的情况下,能够判断为示出了可见光波形和红外光波形中的预定特征点一致这一情况。因此,光源控制部114使可见光光源121的可见光的光量减少,使红外光光源123的红外光的光量增加,直到红外光波形的从顶点到底点的第2斜率成为存储器所存储的第1斜率A为止。也就是说,光源控制部114在相关度为第2阈值以上的情况下,使可见光光源的可见光的光量减少,使红外光光源的红外光的光量增加。另外,在红外光的光量的增加中,使红外光的光量增加,直到红外光波形的第2斜率成为存储器(储存器103)所存储的第1斜率A为止。

[0268] 此外,第2可见光图像的取得、第2可见光波形的提取、第2红外光图像的取得、第2红外光波形的提取、以及第2相关系数的运算,在脉搏波运算装置100的各处理部中反复进行。光源控制部114在反复进行的第2相关系数的运算中,对第2斜率和存储器所存储的第1斜率进行比较,将第2控制信号输出到红外光光源123,直到第2斜率成为第1斜率为止。

[0269] 另外,光源控制部114例如在接收到“FaIse,IR”的信号的情况下,能够判断为红外光波形运算部112在红外光波形中无法适当地取得预定特征点。也就是说,例如,“FaIse,IR”的信号示出了在红外光波形中噪声多这一情况。因此,不调整可见光光源121的光量而使红外光光源123的光量增加。

[0270] 也就是说,光源控制部114在第3判定以及第4判定的结果是判定为作为第1时间差的绝对误差 e 大于第6阈值(200(ms))的情况下,将第2控制信号输出到红外光光源123。另外,光源控制部114在第7判定以及第8判定的结果是判定为作为第2时间差的绝对误差 e 大于第6阈值(200(ms))的情况下,将第2控制信号输出到红外光光源123。光源控制部114通过将第2控制信号输出到红外光光源123来使红外光光源123的光量增加。

[0271] 另外,光源控制部114在接收到“FaIse,RGB”的信号的情况下,能够判断为可见光波形运算部111在可见光波形中无法适当地取得预定特征点。另外,光源控制部114在该情况下,无法判断红外光波形运算部112是否在红外光波形中已适当地取得了预定特征点。因此,例如,如果在红外光波形中的第1预定期间的心跳间隔时间的标准差为第4阈值以下,则光源控制部114使可见光光源121的光源的光量减少,使红外光光源123的光源的光量增加,直到红外光波形的从顶点到底点之间的斜率成为 A 为止。另外,如果红外光波形中的上述标准差超过第4阈值,则光源控制部114判定为都无法取得信号,将信号变更为“FaIse,Both”。

[0272] 也就是说,光源控制部114在第5判定的结果是判定为第2标准差为第4阈值以下的情况下,将第1控制信号输出到可见光光源121,并且将第2控制信号输出到红外光光源123。光源控制部114在判定为第2标准差大于第4阈值的情况下,将第3控制信号输出到可见光光源121,并且将第4控制信号输出到红外光光源。此外,第5判定如上所述是在第3判定以及第4判定的结果是判定为第1时间差小于第5阈值的情况下进行的、第2标准差是否为第4阈值以下的判定。

[0273] 另外,光源控制部114在第9判定的结果是判定为第4标准差为第4阈值以下的情况下,将第1控制信号输出到可见光光源121,并且将第2控制信号输出到红外光光源123。光源控制部114在第9判定的结果是判定为第4标准差大于第4阈值的情况下,将第3控制信号输出到可见光光源121,并且将第4控制信号输出到红外光光源123。此外,第9判定如上所述是在第7判定以及第8判定的结果是判定为第2时间差小于第5阈值的情况下进行的、第4标准差是否为第4阈值以下的判定。

[0274] 另外,光源控制部114在接收到“FALSE,Both”的信号的情况下,能够判断为无论在可见光波形中还是在红外光波形中都无法取得预定特征点。光源控制部114在该情况下,使可见光光源121的光量增加,直到可见光波形的从顶点到底点的斜率成为第1斜率 A 为止。此外,如果存储器中存储有可见光波形的初始的光量,则光源控制部114也可以使可见光光源121的光量增加到该初始的光量为止。另外,光源控制部114使红外光光源123的光量减少至0。也就是说,光源控制部114在可见光波形和红外光波形这两方中都无法取得预定特征点的情况下,将能够最切实地进行取得的状态的可见光光源121的光量以及红外光光源123的

光量设为初始状态,再次进行光量的调整。

[0275] 也就是说,光源控制部114在第3判定以及第4判定的结果是判定为作为第1时间差的绝对误差 e 为第5阈值以上且第6阈值以下的情况下,将第3控制信号输出到可见光光源121,并且将第4控制信号输出到红外光光源123。另外,光源控制部114在第7判定以及第8判定的结果是判定为作为第2时间差的绝对误差 e 为第5阈值以上且第6阈值以下的情况下,将第3控制信号输出到可见光光源121,并且将第4控制信号输出到红外光光源123。光源控制部114通过将第3控制信号输出到可见光光源121,使可见光光源121的光量增加,通过将第4控制信号输出到红外光光源123,使红外光光源123的光量减少。

[0276] 也就是说,光源控制部114在多个第1心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且多个第2心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且在时间序列上互相对应的第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间之差小于第5阈值($(-1) \times$ 第3阈值)的情况下,使可见光光源121的可见光的光量减少,并且使红外光光源123的红外光的光量增加,在红外光的光量的增加中,使红外光的光量增加,直到红外光波形的第2斜率成为存储器所存储的第1斜率 A 为止。

[0277] 另外,光源控制部114在多个第1心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且多个第2心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且在时间序列上互相对应的第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间之差大于第6阈值(即第3阈值)的情况下,使红外光光源123的红外光的光量增加,在红外光的光量的增加中,使红外光的光量增加,直到红外光波形的第2斜率成为存储器所存储的第1斜率 A 为止。

[0278] 另外,光源控制部114在多个第1心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且多个第2心跳间隔时间的标准差超过第4阈值、且在时间序列上互相对应的第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间之差为从第5阈值到第6阈值之间的值的情况下,使可见光光源121的可见光的光量增加,并且使红外光光源123的红外光的光量减少。

[0279] 此外,光源控制部114设为了除了“FaIse,Both”等在可见光波形和红外光波形这两方中都无法取得预定特征点的情况以外,使红外光光源123的光量增加,直到红外光波形的第2斜率成为第1斜率 A 为止,但并不限于此。对于光源控制部114,例如在ROI中的平均辉度值超过第7阈值例如240的情况下,光源的光量会过强,导致从用户的皮肤拍摄的图像被噪声信息掩埋。此外,平均辉度的“240”是表示辉度的0~255的值中的“240”,越大的值表示辉度越大。因此,光源控制部114在该情况下,认为红外光波形的第2斜率超过了第1斜率 A ,因此也可以使红外光的光量减少,直到第2斜率成为第1斜率 A 为止。

[0280] 图20是表示使用脉搏波计测装置使可见光光源的光量减少到0,并且使红外光光源的光量增加到适当光量的最简单的步骤的例子的图。在图20的(a)~(d)的所有的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度。另外,在图20中,将可见光波形标记为RGB,将红外光波形标记为IR。

[0281] 图20的(a)是表示在用户通过脉搏波计测装置10将可见光光源121开启的初始状态下所取得的可见光波形以及红外光波形的图。图20的(a)的可见光波形是图20的(a)~(d)的可见光波形中的从顶点到底点的斜率最大的波形。因此,将此时的可见光波形的从顶点到底点的斜率作为第1斜率 A 存储于存储器。

[0282] 另外,此时,红外光光源123成为关闭。因此,几乎没有取得红外光波形。在该状态下,相关度运算部113向光源控制部114发送例如“FaIse,IR”这一信号。因此,光源控制部

114使红外光光源123的光量增加。此时,随着使红外光光源123的光量增加,在红外光波形运算部112中,变得能够取得红外光波形的预定特征点,能够取得第2心跳间隔时间。另外,所取得的第2心跳间隔时间的标准差会收敛在第4阈值以内。并且,如图20的(b)所示,一边维持将第2心跳间隔时间的标准差收敛在第4阈值以内的状态,一边使红外光光源123的光量增加,直到红外光波形的顶点-底点间的第2斜率成为第1斜率A为止。在第2斜率成为了第1斜率A的情况下,相关度运算部113向光源控制部114发送例如“TRUE,AMP=A”的信号。因此,光源控制部114在接收到“TRUE,AMP=A”的信号的时间点,暂时中止光源的调整。

[0283] 接着,从图20的(b)的状态开始,光源控制部114使可见光光源121的可见光源的光量减少。图20的(c)是在红外光波形运算部112中心跳间隔时间的标准差为第4阈值以下、可见光光源121的光源成为关闭的状态。另外,图20的(d)是进一步可见光光源121的光源成为关闭、且红外光波形的第2斜率成为第1斜率A的状态,即最终目标的状态。

[0284] 在从图20的(b)的状态变为图20的(c)的状态的过程中,使可见光的光量每隔一定间隔例如减少1W。并且,每当使可见光的光量减少时,红外光波形运算部112以及相关度运算部113确认在红外光波形中是否适当地取得了预定特征点。另外,红外光波形运算部112以及相关度运算部113如果确认到在红外光波形中适当地取得了预定特征点,则如图20的(d)所示,使红外光光源123的光源的光量增加,直到红外光波形的第2斜率成为第1斜率A为止。

[0285] 因此,在从图20的(b)的状态变为图20的(c)的状态的过程中,相关度运算部113向光源控制部114发送“True”的信号或“False,IR”的信号,光源控制部114每接收到“False,IR”的信号时调整红外光光源123的光量,直到成为“True”为止。并且,光源控制部114在通过使可见光光源121的光量减少而从相关度运算部113接收到“False,RGB”时,结束该过程。

[0286] 或者,在从图20的(c)的状态变为图20的(d)的状态的过程中,相关度运算部113向光源控制部114发送“False,RGB”的信号,光源控制部114使红外光光源123的光源的光量持续增加,直到红外光波形的第2斜率成为第1斜率A为止,例如,如果从相关度运算部113接收到表示无法取得可见光波形、且第2斜率成为了第1斜率A的“False,RGB,AMP=A”的信号,则结束光源控制部114对光源光量的控制。

[0287] 另外,光源控制部114具有如下特征:在可见光波形运算部111或红外光波形运算部112中,对于可见光波形和红外光波形的各波形,在从该波形取得了连续的2个以上的预定特征点之后,进行光源的控制。也就是说,光源控制部114在第1控制信号或第3控制信号的输出中,使第1控制信号或第3控制信号的输出待机,直到在第2预定期间内从第1可见光波形提取到连续的2个以上的第1峰值点,或者直到在第2预定期间内从第2可见光波形提取到连续的2个以上的第3峰值点。另外,光源控制部114在第2控制信号或第4控制信号的输出中,使第2控制信号或第4控制信号的输出待机,直到在第2预定期间内从第1红外光波形提取到连续的2个以上的第2峰值点为止,或者直到在第2预定期间内从第2红外光波形提取到连续的2个以上的第4峰值点为止。

[0288] 图21是用于说明对于可见光波形和红外光波形的各波形,使光源控制待机,直到在第2预定期间内从该波形提取到连续的2个以上的预定特征点为止的图。图21的坐标图表示可见光波形或红外光波形。在图21的坐标图中,横轴表示时间,纵轴表示辉度。

[0289] 当光源控制部114使可见光光源121或红外光光源123的光量变化时,可见光波形

或红外光波形的辉度的增益发生变化。并且,当辉度的增益变化时,脉搏波时刻的位置发生偏离,因此在心跳间隔时间等的时刻的算出中会产生很大误差。另外,在本公开中,作为可见光波形与红外光波形的相关度的判定材料,主要使用了心跳间隔时间,为了算出心跳间隔时间而需要2个连续的峰值点。因此,如图21所示,光源控制部114在可见光波形或红外光波形中确认到了连续地提取了2个以上峰值点之后,对光源量进行调整。

[0290] (生物体信息算出部)

[0291] 生物体信息算出部115使用由可见光波形运算部111取得的可见光波形和由红外光波形运算部112取得的红外光波形各自的特征量的某一方,算出用户的生物体信息。具体而言,生物体信息算出部115在可见光光源121为开启且在可见光波形运算部111中能够取得可见光波形的情况下,从可见光波形运算部111取得第1心跳间隔时间。并且,生物体信息算出部115使用第1心跳间隔时间,算出例如心跳数、压力指数等生物体信息。

[0292] 另一方面,生物体信息算出部115在可见光光源121为关闭或在可见光波形运算部111中无法取得可见光波形、且在红外光波形运算部112中能够取得红外光波形的情况下,从红外光波形运算部112取得第2心跳间隔时间。并且,生物体信息算出部115使用第2心跳间隔时间,同样地算出例如心跳数、压力指数等生物体信息。

[0293] 此外,生物体信息算出部115在可见光波形运算部111和红外光波形运算部112这两方中都能够提取各波形(可见光波形以及红外光波形)的特征量(心跳间隔时间)的情况下,使用来自可见光波形运算部111的第1心跳间隔时间,算出生物体信息。这是因为:相比于红外光,可见光具有应对体动等噪声的稳健性,可靠性高。

[0294] 此外,生物体信息算出部115既可以使用所取得的可见光波形的特征量来算出生物体信息,也可以使用所取得的红外光波形的特征量来算出生物体信息。另外,生物体信息算出部115既可以使用在从光源控制部114输出了第2控制信息之后所取得的第2可见光波形的特征量来算出用户的生物体信息,也可以使用在从光源控制部114输出第2控制信息之前所取得的第1可见光波形的特征量来算出用户的生物体信息。同样地,生物体信息算出部115既可以使用在从光源控制部114输出了第1控制信号之后所取得的第2红外光波形的特征量来算出用户的生物体信息,也可以使用在从光源控制部114输出第1控制信号之前所取得的第1红外光波形的特征量来算出用户的生物体信息。

[0295] 此外,要算出的生物体信息设为了心跳数、压力指数,但并不限于此。例如,也可以根据所获得的脉搏波来算出加速度脉搏波,算出动脉硬化指数。另外,也可以从用户的不同的2个地方的部位准确地取得脉搏波的时刻,根据其时间差(脉搏波传播时间)推定血压。另外,也可以根据心跳间隔时间的变动算出交感神经、副交感神经的占优性,算出睡眠深度。

[0296] 此外,作为压力指数,生物体信息算出部115也可以根据LF/HF的数值来输出表示“压力高”、“压力低”等的信息。

[0297] 另外,生物体信息算出部115可以如专利文献3所示那样作为睡眠深度来求出。睡眠深度具体可以基于LF、HF以及体动的有无来判定。此外,睡眠深度是表示受试者的脑部活动状态的程度的指标。例如,作为睡眠深度,也可以判定为符合non-REM睡眠、REM睡眠的哪一方。进而,在non-REM睡眠中,也可以进一步判定符合浅睡眠、深睡眠的哪一方。

[0298] 此外,生物体信息算出部115也可以通过每个所判定出的睡眠深度的阶段赋予与阶段相应的数值,将该数值作为睡眠深度进行输出。

[0299] 此外,LF (Low Frequency,低频) 以及HF (Hi Frequency,高频) 通过进行专利文献3所示那样的处理来获得。也就是说,将脉搏波间隔数据(心跳间隔时间)例如通过FFT (Fast Fourier Transform,快速傅里叶变换) 变换成频谱分布。接着,通过所获得的频谱分布,得到LF、HF。具体而言,取多个功率谱的峰值和以峰值为中心前后等间隔的1点这3个点的合计值的算术平均而设为LF、HF。此外,作为频率分析法的例子,在FFT法之外,可以使用AR模型、最大熵法、小波法等。

[0300] (提示装置)

[0301] 提示装置40是对从生物体信息算出部115接收到的生物体信息进行提示的装置。提示装置40具体是对从生物体信息算出部115获得的心跳数、压力指数、睡眠深度等生物体信息进行提示的装置。提示装置40例如通过便携终端30来实现,既可以在便携终端30的显示器204显示表示生物体信息的图形,也可以从便携终端30的未图示的扬声器输出表示生物体信息的声音。

[0302] 此外,提示装置40在脉搏波计测装置10内置有显示器的情况下,也可以通过该显示器来实现,在脉搏波计测装置10内置有扬声器的情况下,也可以通过该扬声器来实现。

[0303] 此外,提示装置40设为了对从生物体信息算出部115获得的生物体信息进行提示,但并不限于此。提示装置40例如也可以一直提示可见光光源121的光源的光量、红外光光源123的光源的光量。另外,提示装置40也可以将通过相关度运算部113得到的当前时间点的一致度例如作为可靠度以%的显示方式进行提示。具体而言,提示装置40也可以提示可见光波形与红外光波形之间的相关系数。

[0304] 图22是向提示装置显示的显示例的图。如图22所示,提示装置40显示表示心跳数、压力指数、睡眠深度、另外还有当前的可靠度(即,可见光波形和红外光波形的心跳间隔时间的相关系数)的图形。另外,提示装置40也可以还显示当前时间点的可见光光源与红外光光源的光量之比。另外,提示装置40也可以根据这些参数判断用户的睡眠状态是何种状态,通过参照使心跳数、压力指数以及睡眠深度的各数值与睡眠状态预先相关联的表来判定睡眠状态,显示所判定出的睡眠状态。提示装置40例如在心跳数为65以下、压力指数40为以下、睡眠深度为70以上时显示为“GOOD”。此外,提示装置40也可以将上述的生物体信息等的提示内容不是在刚算出之后就显示。也就是说,由于用户基本上正在睡眠,因此不是立即提示通过算出而得到的生物体信息等提示内容,例如也可以进行记录(蓄积),在用户例如第二天的早上醒来的时间点提示该提示内容。由此,用户能够在醒来后立即确认是否睡了一个好觉。

[0305] [1-3. 工作]

[0306] 接着,对本实施方式涉及的脉搏波计测装置10的工作进行说明。图23是表示本实施方式的脉搏波计测装置10的处理的流程的流程图。

[0307] 首先,可见光光源121在用户进入房间或通过用户自身使用控制器来启动。可见光波形运算部111取得通过在可见光区域拍摄被可见光光源121照射了可见光的用户而得到的可见光图像,从所取得的可见光图像中,提取作为表示用户的脉搏波的波形的可见光波形。可见光波形运算部111在可见光波形中提取多个作为预定特征点的第1特征点。然后,可见光波形运算部111算出第1心跳间隔时间来作为可见光波形的特征量(S001)。另外,可见光波形运算部111使此时的可见光波形的从顶点到底点的斜率作为第1斜率A存储于存储

器。

[0308] 接着,红外光波形运算部112取得通过在红外光区域拍摄被红外光光源123照射了红外光的用户而得到的红外光图像,从所取得的红外光图像中,提取作为表示用户的脉搏波的波形的红外光波形。红外光波形运算部112在红外光波形中提取多个作为预定特征点的第2特征点。然后,红外光波形运算部112算出第2心跳间隔时间来作为红外光波形的特征量(S002)。

[0309] 然后,相关度运算部113进行峰值点的判定(S003)。具体而言,相关度运算部113针对在可见光波形中提取出的第1特征点,判定是否不存在过剩取得的峰值点。另外,相关度运算部113针对在红外光波形中提取出的第2特征点,判定是否不存在过剩取得的峰值点。此外,后面叙述由相关度运算部113进行的峰值点的判定处理的详细情况。

[0310] 接着,相关度运算部113运算可见光波形和红外光波形的相关度(S004)。此外,后面叙述由相关度运算部113进行的相关度的运算处理的详细情况。

[0311] 接着,光源控制部114进行各光源的光量的调整(S005)。光源控制部114根据光量的调整的结果,输出用于控制各光源的光量的控制信号。此外,后面叙述由光源控制部114进行的光量的调整处理的详细情况。

[0312] 接着,生物体信息算出部115根据可见光波形的特征量和红外光波形的特征量的至少一方,算出生物体信息(S006)。

[0313] 接着,生物体信息算出部115将所算出的生物体信息向提示装置40输出(S007)。

[0314] 图24是表示本实施方式中的峰值点的过剩取得判定处理的详细情况的流程图。

[0315] 相关度运算部113算出第1心跳间隔时间的标准差 SD_{RGB} (S101)。

[0316] 接着,相关度运算部113判定标准差 SD_{RGB} 是否为第4阈值以下(S102)。

[0317] 相关度运算部113在判定为标准差 SD_{RGB} 为第4阈值以下的情况下(S102:是),算出第2心跳间隔时间的标准差 SD_{IR} (S103)。

[0318] 然后,相关度运算部113判定标准差 SD_{IR} 是否为第4阈值以下(S104)。

[0319] 如此,相关度运算部113通过进行步骤S102和步骤S104的至少一方,进行判定是否为所算出的标准差 SD_{RGB} 超过第4阈值、且所算出的标准差 SD_{IR} 超过所述第4阈值的第2判定。

[0320] 相关度运算部113在判定为标准差 SD_{IR} 为第4阈值以下的情况下(S104:是),将“False”的信号发送到光源控制部114(S105)。

[0321] 另一方面,相关度运算部113在判定为标准差 SD_{RGB} 超过第4阈值的情况下(S102:否)、或者在判定为标准差 SD_{IR} 超过第4阈值的情况下(S104:否),算出对应的第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间之间的绝对误差 e (S106)。

[0322] 相关度运算部113判定绝对误差 e 是否小于 $-200(\text{ms})$ (S107)。

[0323] 相关度运算部113在判定为绝对误差 e 小于 $-200(\text{ms})$ 的情况下(S107:是),将“False,RGB”的信号发送到光源控制部114(S109)。

[0324] 另一方面,相关度运算部113在判定为绝对误差 e 为 $-200(\text{ms})$ 以上的情况下(S107:否),判定绝对误差 e 是否大于 $200(\text{ms})$ (S108)。

[0325] 也就是说,相关度运算部113在第2判定的结果是判定为标准差 SD_{RGB} 超过第4阈值、且标准差 SD_{IR} 超过第4阈值的情况下,进行在时间序列上互相对应的第1心跳间隔时间与第2心跳间隔时间的绝对误差 e (时间差)是否小于第5阈值的第3判定、以及时间差是否大于比

第5阈值大的第6阈值的第4判定。

[0326] 相关度运算部113在判定为绝对误差 e 大于200(ms)的情况下(S108:是),将“FaIse,IR”的信号发送到光源控制部114(S110)。

[0327] 相关度运算部113在判定为绝对误差 e 为200(ms)以下的情况下(S108:否),将“FaIse,Both”的信号发送到光源控制部114(S111)。

[0328] 图25是表示本实施方式中的相关度的运算处理的详细情况的流程图。

[0329] 首先,相关度运算部113运算多个第1心跳间隔时间与多个第2心跳间隔时间的相关度(S201)。

[0330] 相关度运算部113判定通过进行运算而得到的相关度是否大于第2阈值(S202)。也就是说,相关度运算部113进行判定所运算出的相关度是否为第2阈值以上的第1判定。

[0331] 相关度运算部113在判定为相关度大于第2阈值的情况下(S202:是),将“True”的信号发送到光源控制部114(S203)。

[0332] 另一方面,相关度运算部113在判定为相关度为第2阈值以下的情况下(S202:否),将“FaIse”的信号发送到光源控制部114(S204)。

[0333] 图26是表示本实施方式中的光量的调整处理的详细情况的流程图。

[0334] 光源控制部114判定从相关度运算部113接收到的信号是“True”、“FaIse”、“FaIse,IR”、“FaIse,RGB”和“FaIse,Both”的信号的哪个信号(S301)。

[0335] 光源控制部114在所接收到的信号是“True”的信号的情况下,使可见光的光量减少,并且使红外光的光量增加(S302)。

[0336] 光源控制部114在所接收到的信号是“FaIse”或“FaIse,IR”的信号的情况下,使红外光的光量增加(S303)。也就是说,光源控制部114在通过相关度运算部113判定为绝对误差 e 大于第6阈值的情况下,由于接收“FaIse,IR”的信号,因此将使红外光光源123的红外光的光量增加的控制信号作为第2控制信号输出到红外光光源123。

[0337] 光源控制部114在通过步骤S302或步骤S303使红外光的光量增加了的情况下,判定红外光波形的第2斜率是否等于存储器所存储的第1斜率A(S304)。

[0338] 光源控制部114如果判定为第2斜率等于第1斜率(S304:是),则结束光量的调整处理。

[0339] 光源控制部114在所接收到的信号是“FaIse,RGB”的情况下,判定标准差 SD_{IR} 是否为第4阈值以下(S305)。也就是说,光源控制部114在通过相关度运算部113判定为绝对误差 e 小于第5阈值的情况下,进行判定标准差 SD_{IR} 是否为第4阈值以下的第5判定。

[0340] 光源控制部114在判定为标准差 SD_{IR} 为第4阈值以下的情况下(S305:是),进行步骤S302的处理。也就是说,光源控制部114在通过相关度运算部113判定为标准差 SD_{IR} 为第4阈值以下的情况下,将使可见光光源121的可见光的光量减少的第1控制信号输出到可见光光源121,并且将使红外光光源123的红外光的光量增加的第2控制信号输出到红外光光源123。

[0341] 光源控制部114在所接收到的信号是“FaIse,Both”的情况下,或者在判定为标准差 SD_{IR} 大于第4阈值的情况下(S305:否),使可见光的光量增加并回到初始的光量,并且使红外光的光量减少并使红外光光源123关闭(S306)。也就是说,光源控制部114在通过相关度运算部113判定为绝对误差 e 为第5阈值以上且第6阈值以下的情况下,由于接收“FaIse,

Both”的信号,因此将使可见光光源121的可见光的光量增加的控制信号作为第1控制信号输出到可见光光源121,并且将使红外光光源123的红外光的光量减少的控制信号作为第2控制信号输出到红外光光源123。或者,光源控制部114在通过相关度运算部113判定为标准差 SD_{IR} 大于第4阈值的情况下,将使可见光光源121的可见光的光量增加的控制信号作为第1控制信号输出到可见光光源121,并且将使红外光光源123的红外光的光量减少的控制信号作为第2控制信号输出到红外光光源123。

[0342] 光源控制部114在通过步骤S304判定为第2斜率与第1斜率A不同的情况下(S304:否)或者步骤S306已结束的情况下,返回到步骤S001。也就是说,脉搏波计测装置10在该情况下,当即使进行了可见光光源121的可见光的光量以及红外光光源123的红外光的光量的变更也不满足步骤S304的判定条件的情况下,返回到步骤S001,反复进行可见光图像的取得、红外光图像的取得、可见光波形的提取、红外光波形的提取以及相关度的运算,根据反复进行的相关度的运算的结果,进行第1控制信号的输出以及第2控制信号的输出。也就是说,反复进行可见光图像的取得、红外光图像的取得、可见光波形的提取、红外光波形的提取、相关度的运算、第1控制信号的输出以及第2控制信号的输出,直到满足步骤S304的判定条件为止。此外,将通过第2次以后的处理而反复取得的可见光图像设为第2可见光图像,将通过第2次以后的处理而反复取得的红外光图像设为第2红外光图像,将通过第2次以后的处理而反复提取出的可见光波形设为第2可见光波形,将通过第2次以后的处理而反复提取出的红外光波形设为第2红外光波形。

[0343] 例如,第1可见光图像是在输出第1控制信号或第3控制信号之前由可见光拍摄部122拍摄到的可见光图像,第2可见光图像是在输出了第1控制信号或第3控制信号之后由可见光拍摄部122拍摄到的可见光图像。另外,第1红外光图像是在输出第2控制信号或第4控制信号之前由红外光拍摄部124拍摄到的红外光图像,第2红外光图像是在输出了第2控制信号或第4控制信号之后由红外光拍摄部124拍摄到的红外光图像。

[0344] [1-4.效果等]

[0345] 根据本实施方式涉及的脉搏波计测装置10,运算从拍摄了用户的脉搏波而得到的可见光图像中取得的可见光波形与从拍摄了同一脉搏波而得到的红外光图像中取得的红外光波形的相关度,根据相关度来控制红外光光源发出的红外光的光量。因此,能够适当地进行红外光光量的调整,即使在睡眠中等昏暗状态下,也能够取得用户的生物体信息。由此,能够不设置与人接触的生物体传感器地,以非接触方式进行睡眠时的生物体监视等。

[0346] 另外,根据脉搏波计测装置10,相关度运算部113通过比较从可见光波形算出的第1心跳间隔时间和从红外光波形算出的第2心跳间隔时间,运算相关度。因此,能够容易地运算可见光波形与红外光波形之间的相关度。

[0347] 另外,根据脉搏波计测装置10,对调整了红外光光源的光量之后的红外光波形的第2斜率与存储器所存储的第1斜率A进行比较,因此能够判定红外光光源的光量是否成为了适当的光量。

[0348] 另外,根据脉搏波计测装置10,在绝对误差 e 超过第3阈值的情况下,将被判定为超过第3阈值的第1心跳间隔时间以及第2心跳间隔时间中的、成为预定特征点较多一方的波形中的心跳间隔时间的运算基准的预定特征点从该心跳间隔时间的运算对象中排除。因此,能够删除过剩取得的峰值点,能够求出适当值的第1心跳间隔时间或第2心跳间隔时间。

[0349] 另外,根据脉搏波计测装置10,根据所运算出的相关度和从可见光波形以及红外光波形提取预定特征点的提取结果,决定为使可见光光源以及红外光光源的光量分别增加、减少、维持的哪一方,根据决定结果将控制信号输出到可见光光源以及红外光光源。由此,能够适当地调整可见光光源以及红外光光源的光量。

[0350] 另外,根据脉搏波计测装置10,不从在通过控制信号控制可见光光源121或红外光光源123的光量的期间所取得的可见光波形或红外光波形中提取预定特征点。因此,能够适当地提取预定特征点,能够高精度地算出生物体信息。

[0351] 另外,根据脉搏波计测装置10,使用于控制可见光光源121的可见光的光量的控制信号或用于控制红外光光源的红外光的光量的控制信号的输出待机,直到在可见光波形和红外光波形的各波形中,在第2预定期间内从该波形中提取到连续的2个以上的预定特征点为止。因此,能够适当地提取预定特征点,能够高精度地算出生物体信息。

[0352] [1-5.变形例]

[0353] 虽然在上述实施方式中没有特别提及,但可见光光源121在从光量0启动的情况下,也可以控制成使光量成为预先设定的初始值。由此,在存在用户喜好的照度或对用户而言易于取得脉搏波的照度的情况下,能够立即成为该状态。

[0354] 另外,也可以对能够通过可见光波形运算部111取得可见光波形、且可见光波形的顶点-底点间的斜率最大时的、可见光光源121的光量进行记录,每当用户进入房间时,控制成使可见光光源121的光量成为所记录的值。

[0355] 另外,本实施方式的可见光光源121设为了固定的状态、例如通过荧光灯、白色LED来实现,但并不限于此。例如,可见光光源121也可以设为为了不仅能够变更要照射的光量还能够变更照射光的方向以及要拍摄的方向而具有驱动部的结构。图27中示出该例。

[0356] 图27是用于说明变形例涉及的脉搏波计测装置10A的特征的图。图27的(a)是从侧方观察脉搏波计测装置10A和用户U的图。图27的(b)是从天花板侧观察脉搏波计测装置10A以及用户U的图。图27的(c)是表示脉搏波计测装置10A的光源的光照射到用户U的脸上的情况下的可见光波形或红外光波形的图。图27的(d)是表示脉搏波计测装置10A的光源的光照射到被子的表面(除用户U的皮肤之外的部分)的情况下的可见光波形或红外光波形的图。

[0357] 如图27的(a)以及(b)所示,脉搏波计测装置10A能够通过对驱动部25进行驱动来变更以沿着天花板的方向为轴来照射可见光或红外光的方向。由此,例如,如图27的(b)所示,通过从向比脸靠身体侧的部分(即被子的表面)照射光的状态开始对驱动部25进行驱动,将光的照射范围以及拍摄范围改变到用户U的脸,由此能够高精度地取得可见光波形以及红外光波形的特征量。此外,作为确定照射该光的照射部位以及拍摄部位的确定方法,例如也可以通过在所拍摄到的图像中进行脸部识别,确定用户U的脸的位置,为了瞄准所确定出的脸中的例如脸颊来照射光,通过对驱动部25进行驱动来调整脉搏波计测装置10A的角度。

[0358] 此外,驱动部25如图27的(a)以及(b)所示那样安装于脉搏波计测装置10A的上侧,并具备马达。并且,通过将用于供用户使用便携终端30等的控制器控制马达的控制信号发送到脉搏波计测装置10,例如能够使脉搏波计测装置10的角度变化到用户的身高方向,因此能够应对纵向的照射位置的较大偏离。另外,脉搏波计测装置10也可以根据脸部识别的结果进行控制,以使得控制马达并拍摄脸部。

[0359] 此外,在图27的例子中,设为了用户的身高方向(用户横躺的状态下的用户的上下方向)的角度控制,但并不限于此。例如,也可以使得能够控制用户的横向(用户横躺的状态下的用户的左右方向)上的角度。由此,能够进行更大范围的微调整,例如,对于用户而言,即使睡觉的方向、睡觉的位置不同,也能够确定用户的脸并取得脉搏波。

[0360] 该情况下,由于有时根据可见光光源121的照射方向而无法取得脉搏波,因此在光源控制部114中,在可见光的光量超过预定阈值且在可见光波形运算部111中无法取得脉搏波的特征量的情况下,也可以对由可见光拍摄部122获得的图像使用脸部识别程序来确定用户的脸,向脸的方向变更光的照射方向。进而,此时,在向整个脸部照射了光的情况下,强光会刺入用户眼睛,因此例如在能够将可见光光源121设为像激光那样缩小位置进行照射的光源的情况下,也可以识别眼睛并使光汇聚到眼睛下方的脸颊周边。

[0361] 另外,虽然在上述实施方式中没有特别提及,但红外光存在若持续向人的眼睛照射则视力会下降的可能性。因此,红外光光源123也可以将ROI限定为用户的脸中的除人的眼睛之外的区域来照射红外光。红外光光源123例如在向用户的脸照射光的情况下,特别是在脸颊区域容易取得脉搏波。因此,光源控制部114也可以确定例如用户的眼睛下方的部分,使红外光光源123向该部分照射红外光。光源控制部114例如通过对由红外光拍摄部124拍摄到的图像进行分析来进行用户的脸部识别,使用脸部识别的结果来确定用户的眼睛下方的部分。另外,光源控制部114也可以在从红外光光源123照射的红外光的功率为预定阈值以上、且经过了预定的时间以上的情况下,调整红外光光源123的光量以使红外光的光量被抑制为小于预定光量。另外,如前所述,在红外光的情况下,会对用户的视力产生影响,因此也可以根据用户的脸部识别来确定脸颊位置,缩小照射区域以使得向用户的脸颊照射红外光。

[0362] 另外,在上述实施方式中,脉搏波计测装置10的脉搏波运算装置100内置于脉搏波计测装置10,但不限于此。例如,脉搏波运算装置100也可以作为外部的服务器装置来实现,也可以通过便携终端30来实现,还可以通过PC等信息终端来实现。也就是说,该情况下,只要是能够从可见光拍摄部122以及红外光拍摄部124读取所拍摄到的图像、并且能够控制可见光光源121以及红外光光源123的光量的结构,脉搏波运算装置100可以通过任何装置来实现。

[0363] 另外,脉搏波计测装置等所包含的各构成要素可以是电路。这些电路既可以作为整体构成一个电路,也可以分别是不同的电路。另外,这些电路分别既可以是通用的电路,也可以是专用的电路。也就是说,在上述各实施方式中,各构成要素也可以通过由专用的硬件构成或执行与各构成要素相适合的软件程序来实现。

[0364] 另外,各构成要素也可以通过CPU或处理器等程序执行部读出硬盘或半导体存储器等记录介质所记录的软件程序并执行来实现。在此,实现上述各实施方式的显示控制方法等的软件是如下这样的程序。

[0365] 即,该程序使计算机执行具备处理器以及存储器的脉搏波计测装置所执行的脉搏波计测方法,在所述脉搏波计测方法中,取得通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的可见光图像,取得通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的红外光图像,从所取得的所述可见光图像中,提取作为表示所述用户的脉搏波的波形的可见光波形,从所取得的所述红外光图像中,提取作为表示所述用户的脉

搏波的波形的红外光波形,运算所提取出的所述可见光波形与所提取出的所述红外光波形之间的相关度,根据所运算出的所述相关度,将控制所述红外光光源发出的红外光的光量的控制信号输出到所述红外光光源,根据所述可见光波形的特征量和所述红外光波形的特征量的至少一方,算出生物体信息,输出所算出的所述生物体信息。

[0366] 以上,基于实施方式对一个或多个技术方案涉及的脉搏波计测装置等进行了说明,但本公开并不限于该实施方式。在不脱离本公开的主旨的范围内,在本实施方式中实施本领域技术人员能想到的各种变形而得到的方式、组合不同实施方式中的构成要素而构成的方式,也可以包含在一个或多个技术方案的范围内。

[0367] 例如,在上述实施方式中,也可以取代特定的构成要素而由另外的构成要素来执行特定的构成要素所执行的处理。另外,也可以变更多个处理的顺序,也可以并行地执行多个处理。

[0368] 本公开作为能够高精度地算出生物体信息的脉搏波计测装置等而有用。

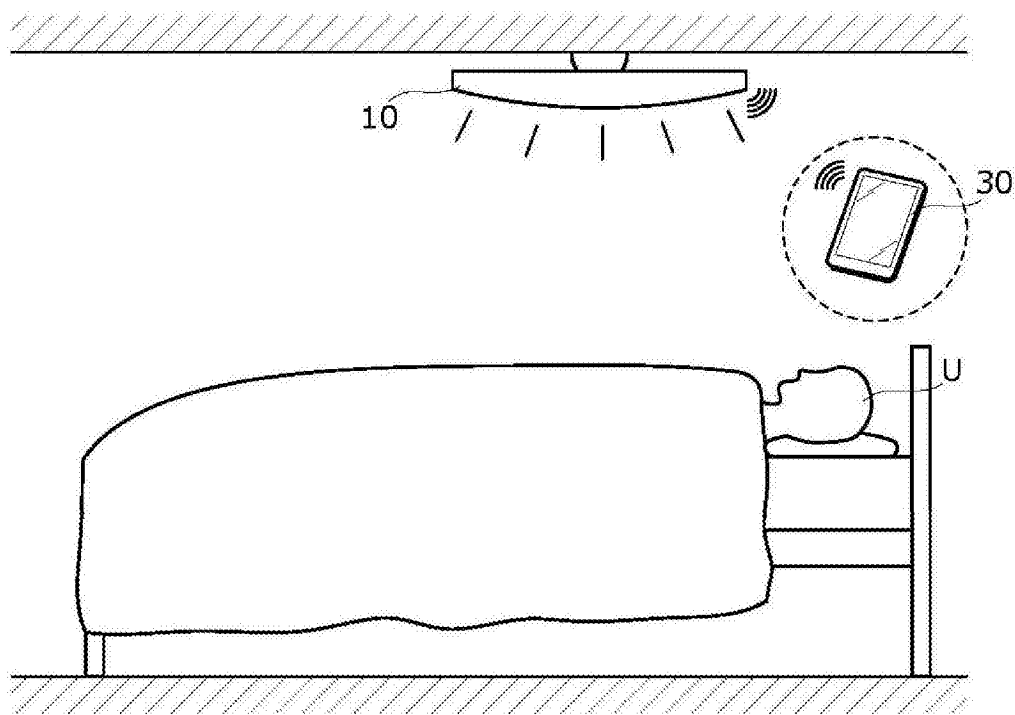


图1

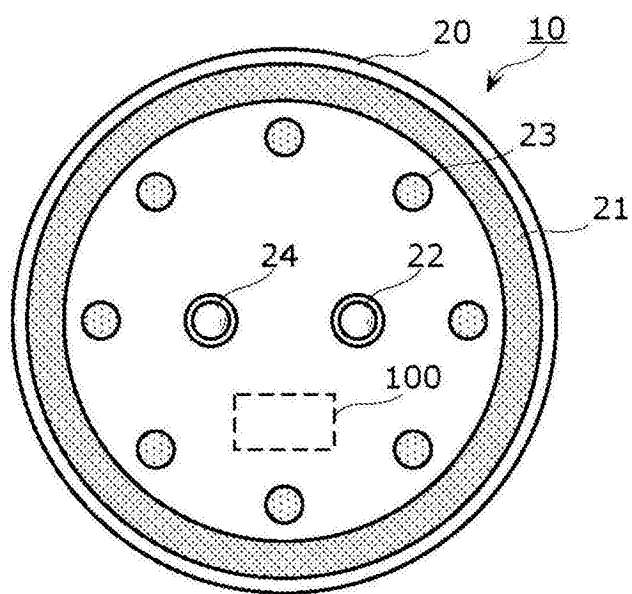


图2

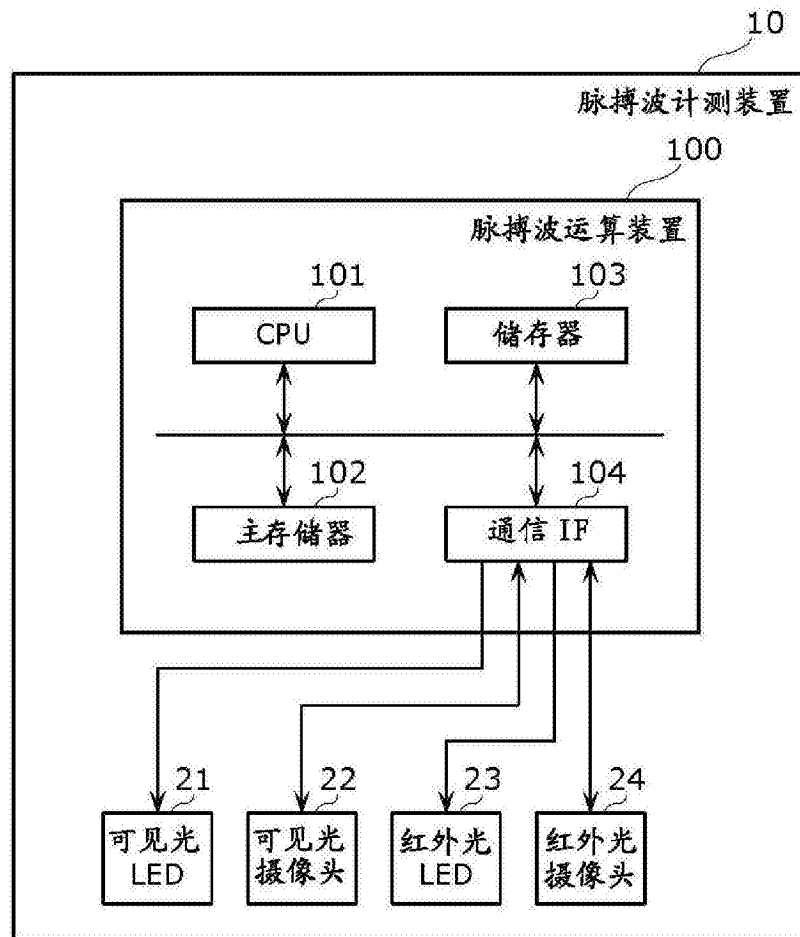


图3

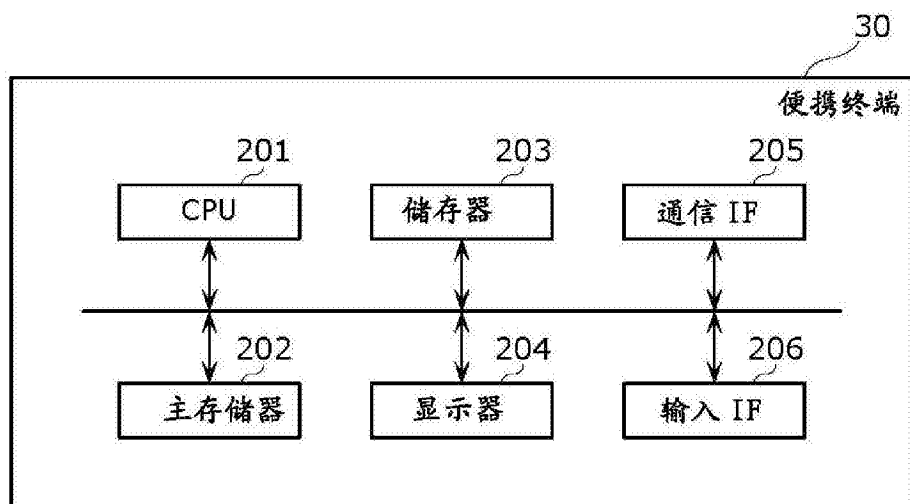


图4

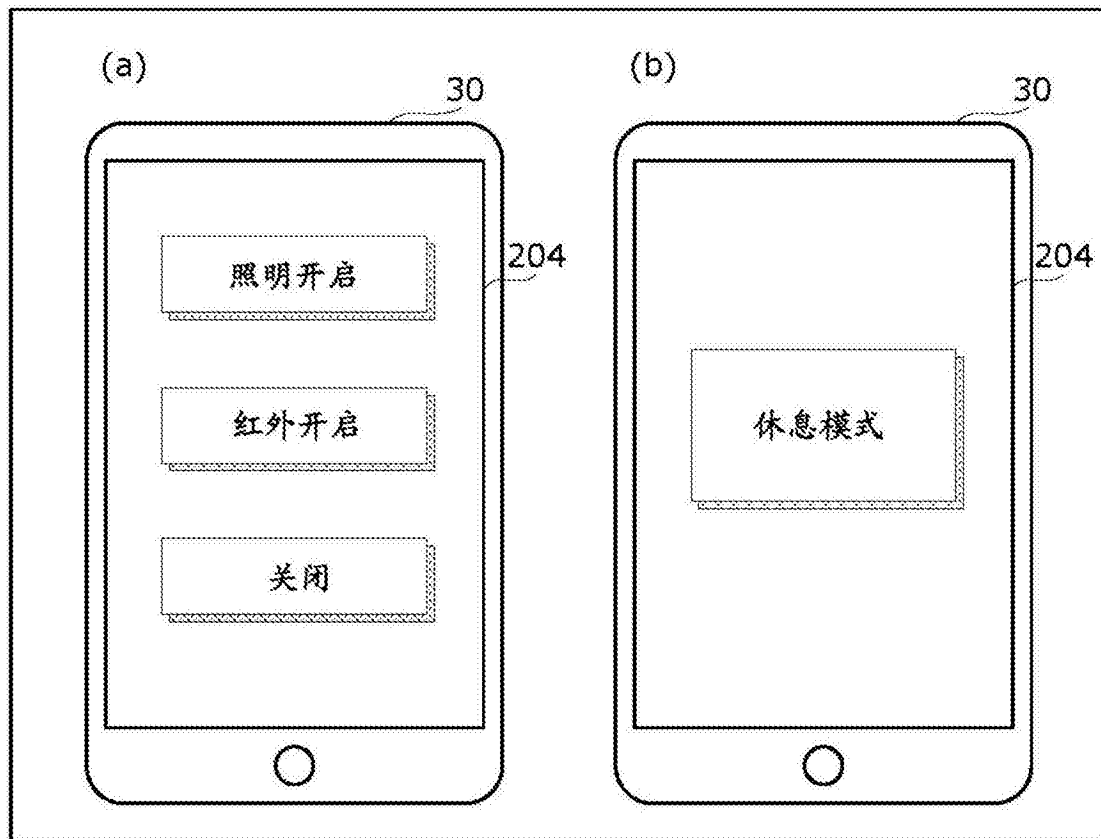


图5

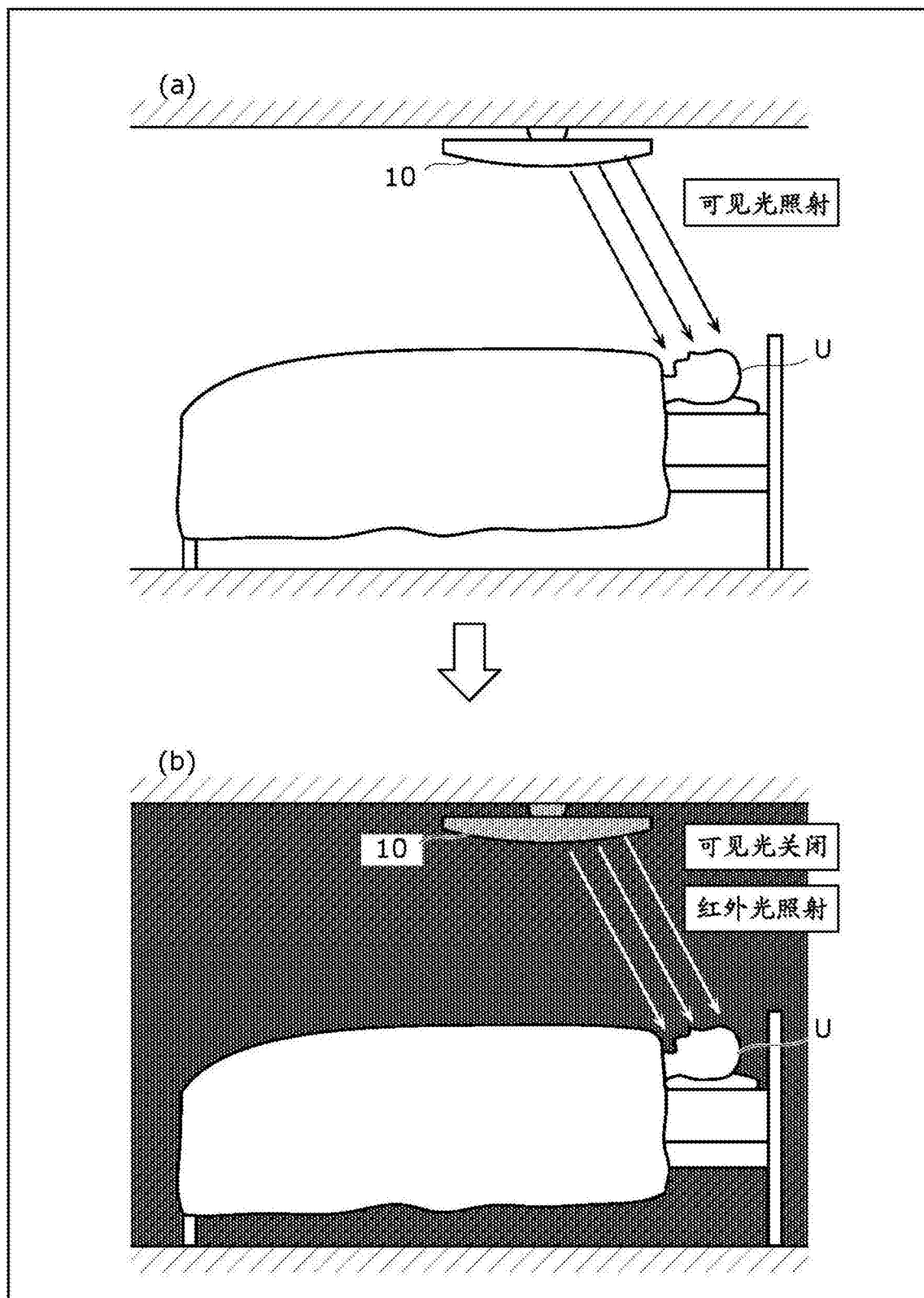


图6

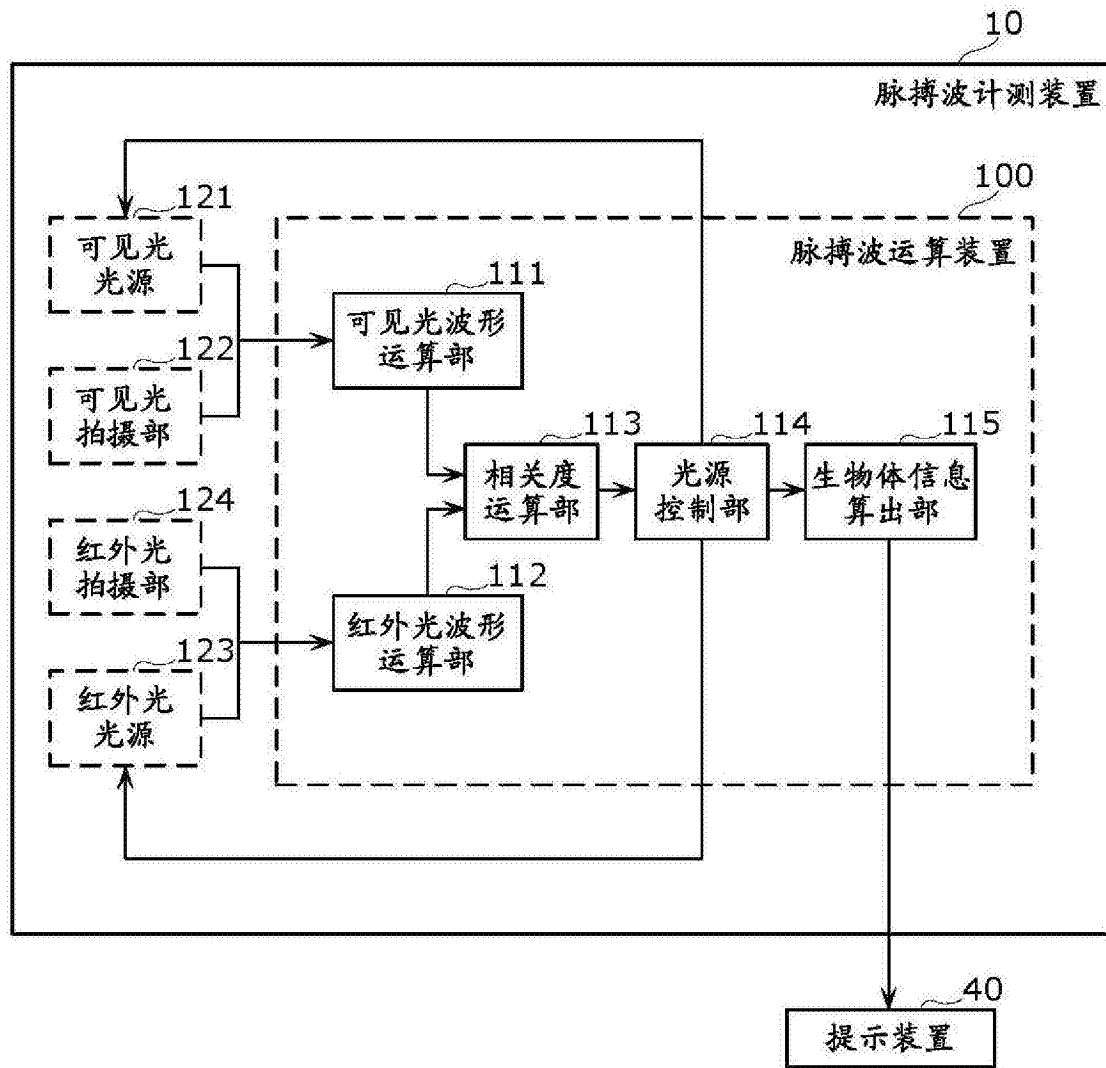


图7

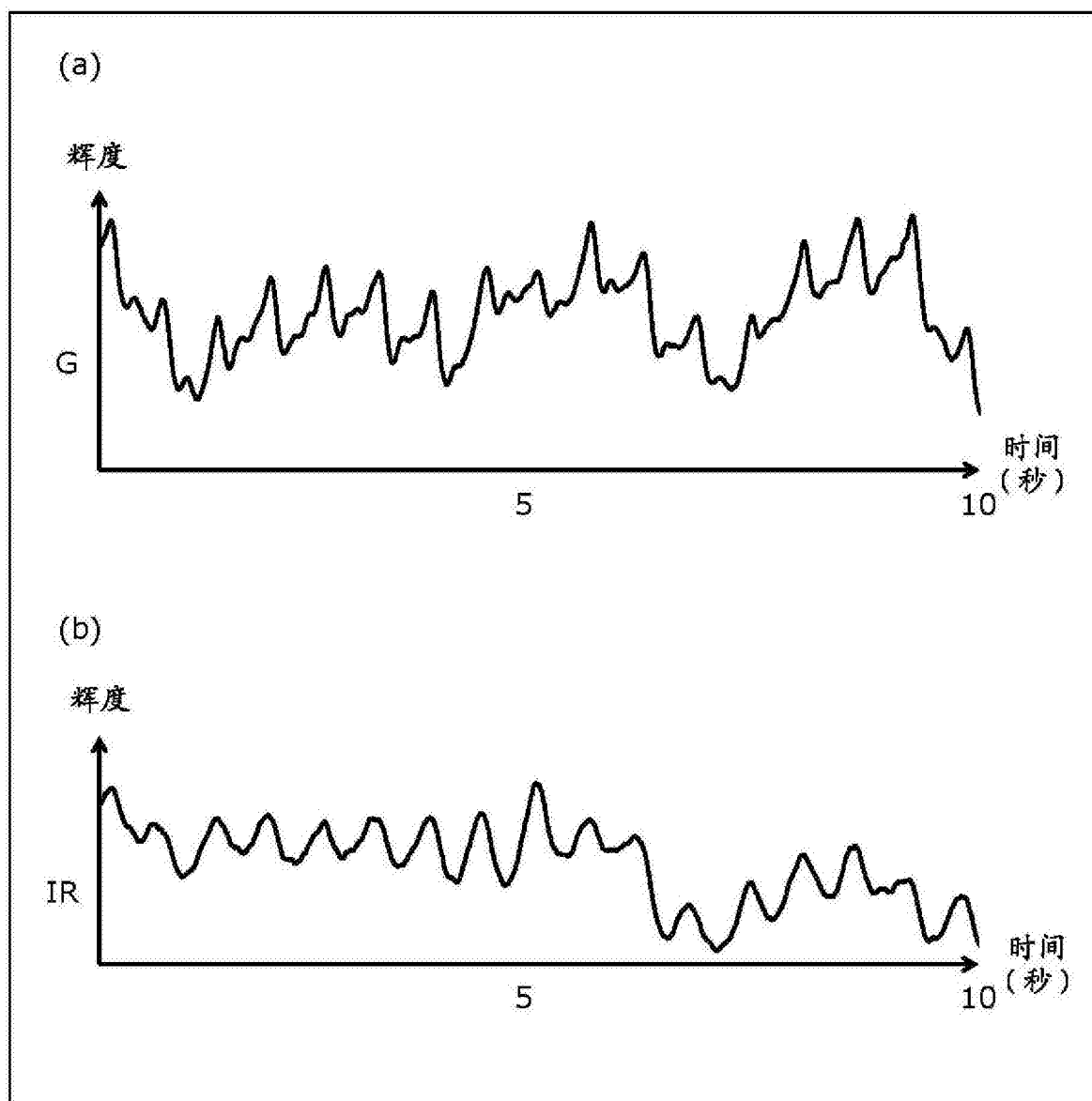


图8

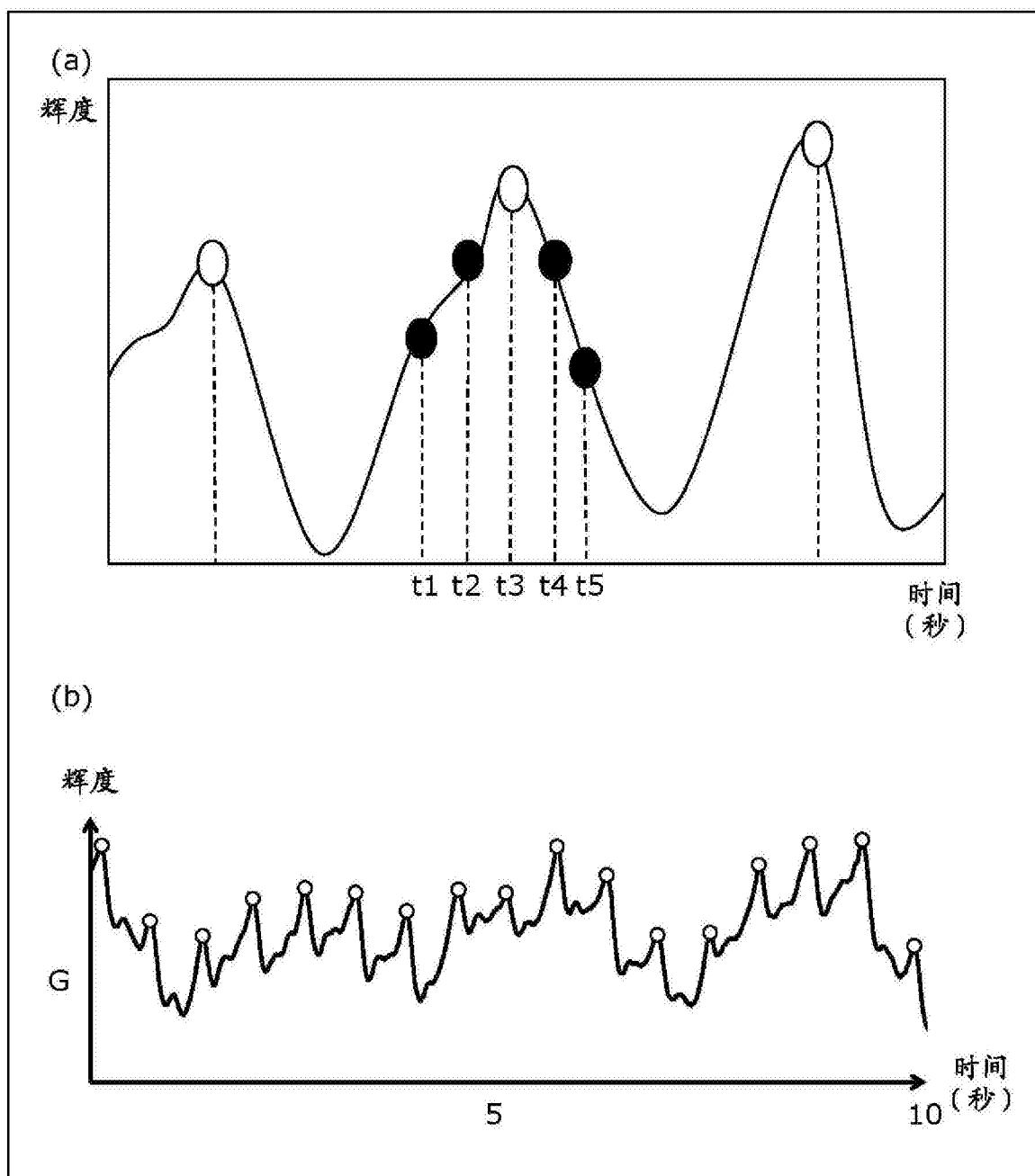


图9

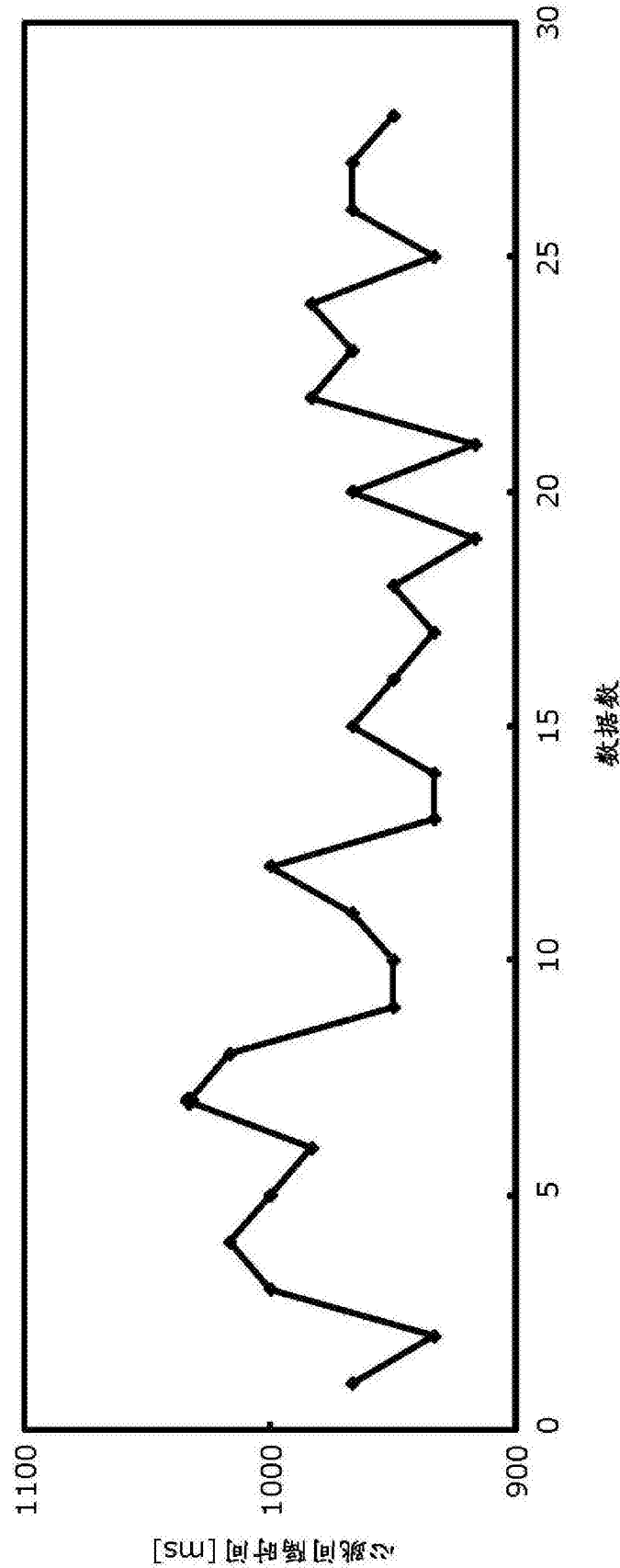


图10

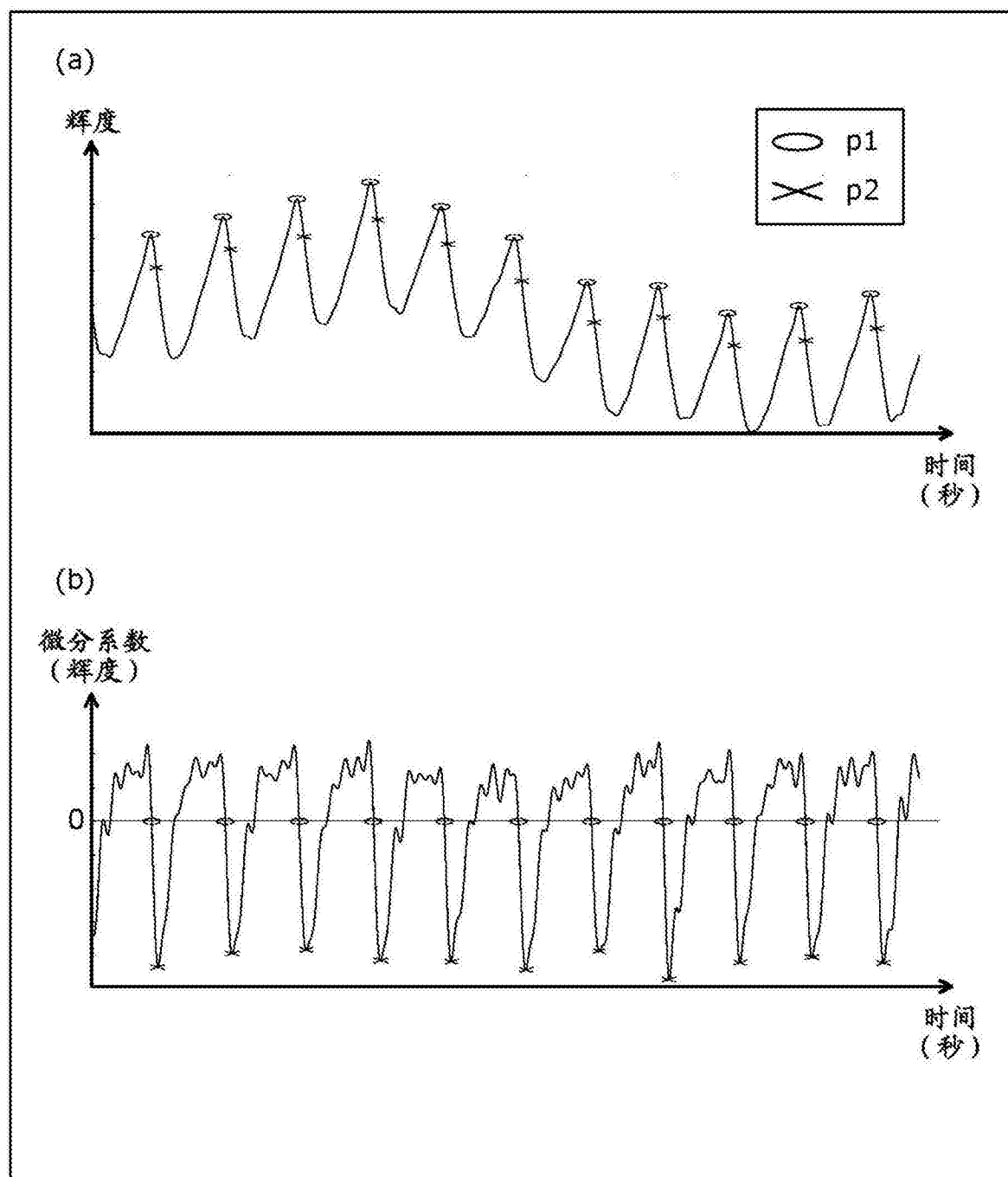


图11

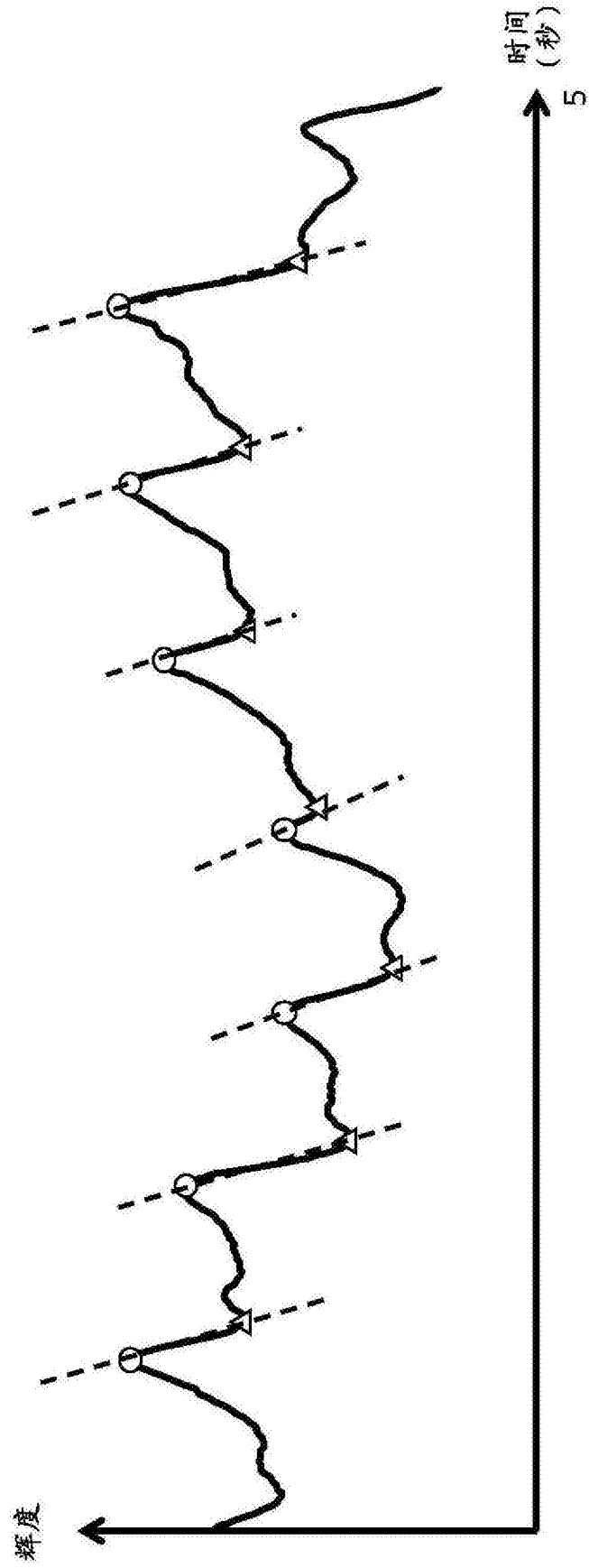


图12

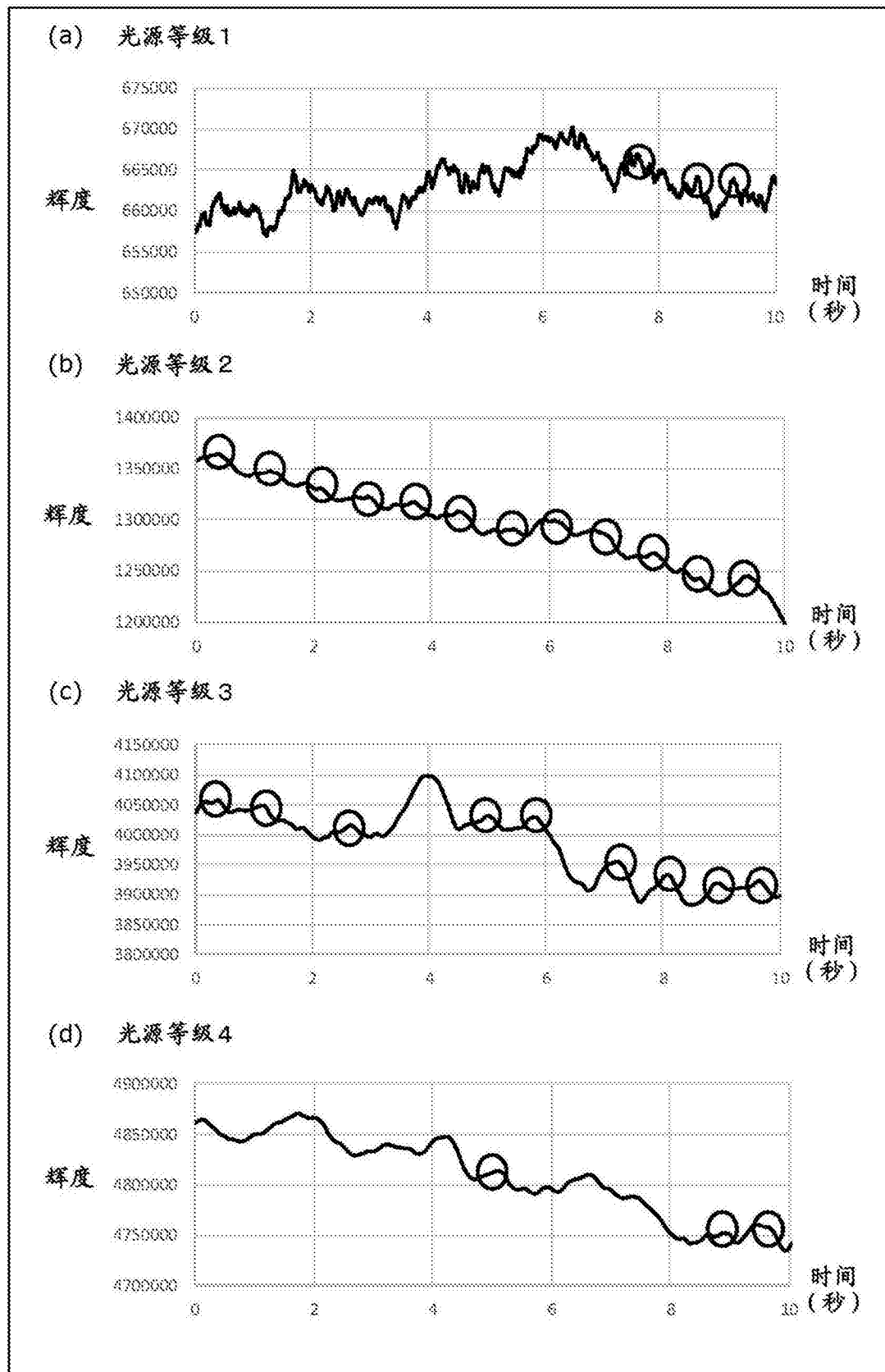


图13

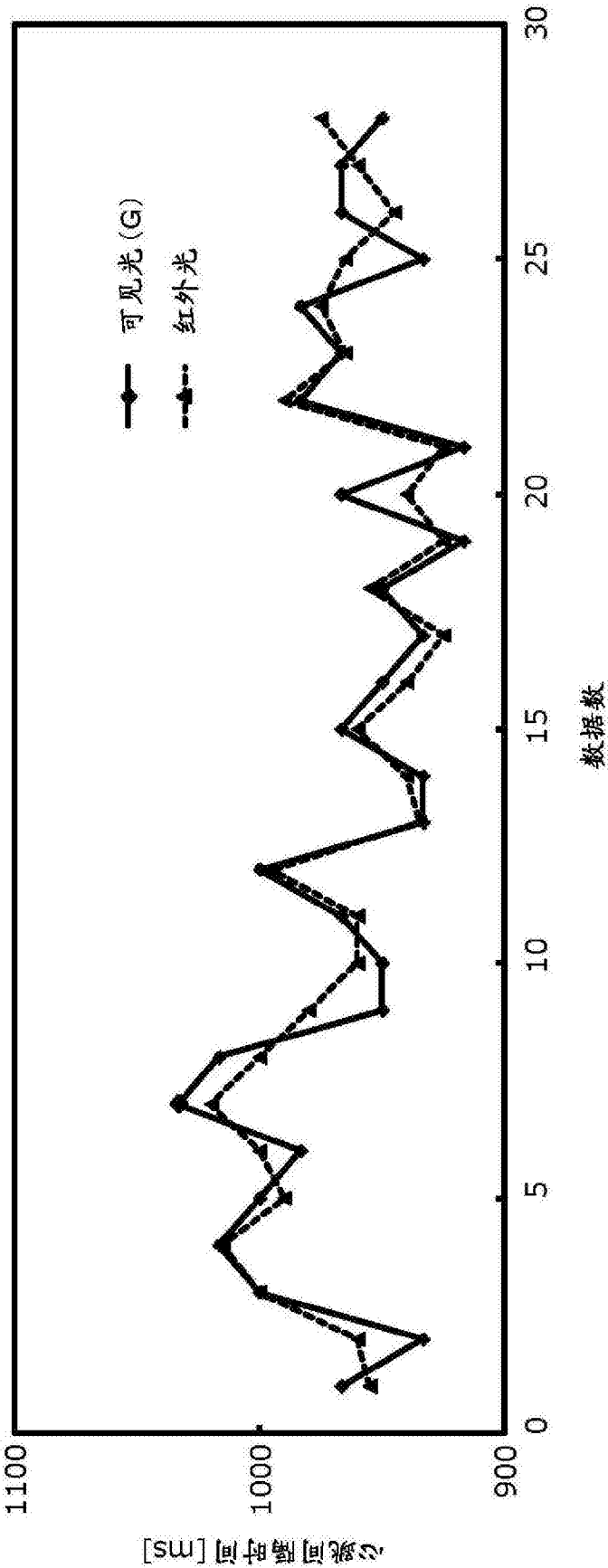


图14

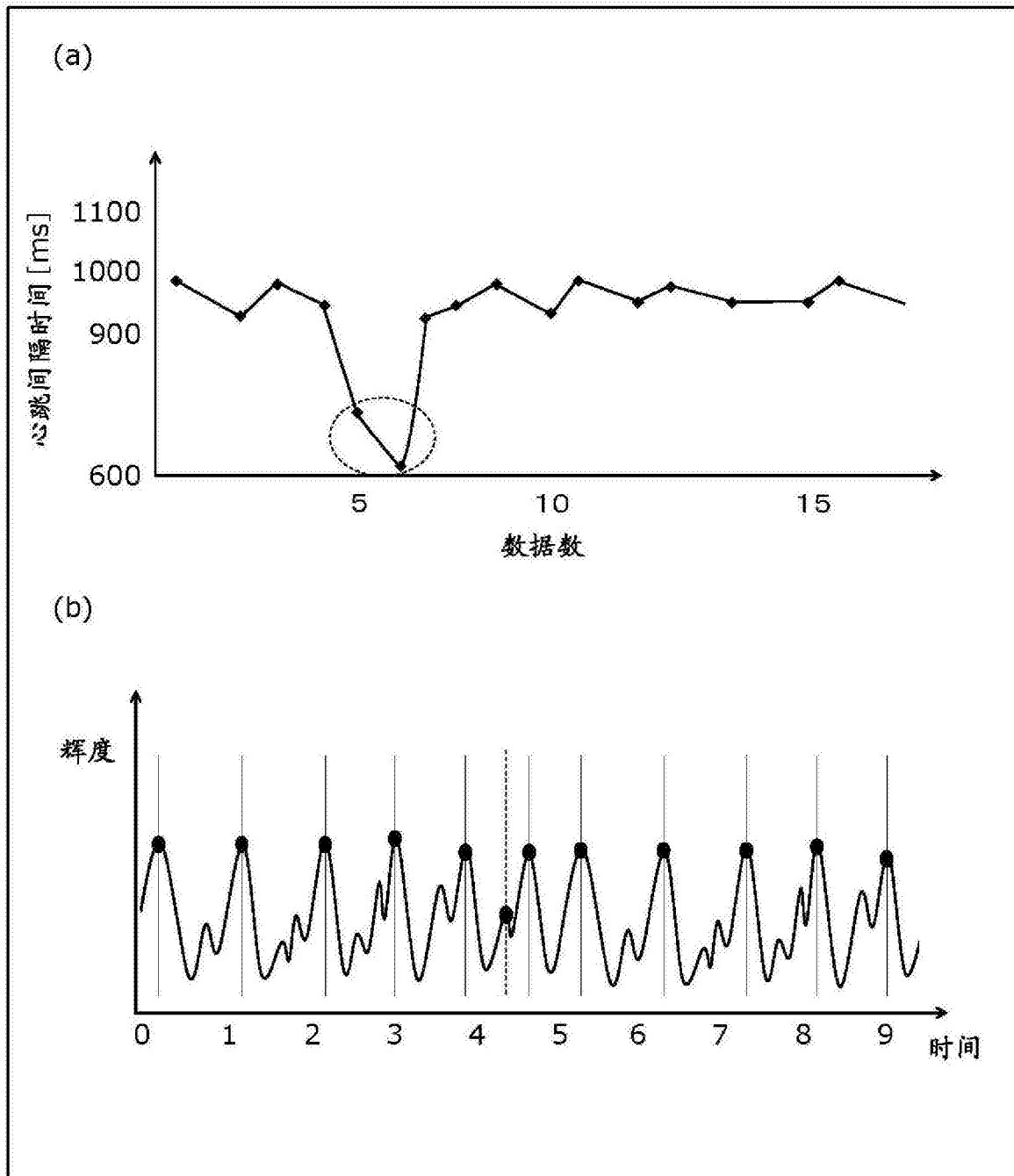


图15

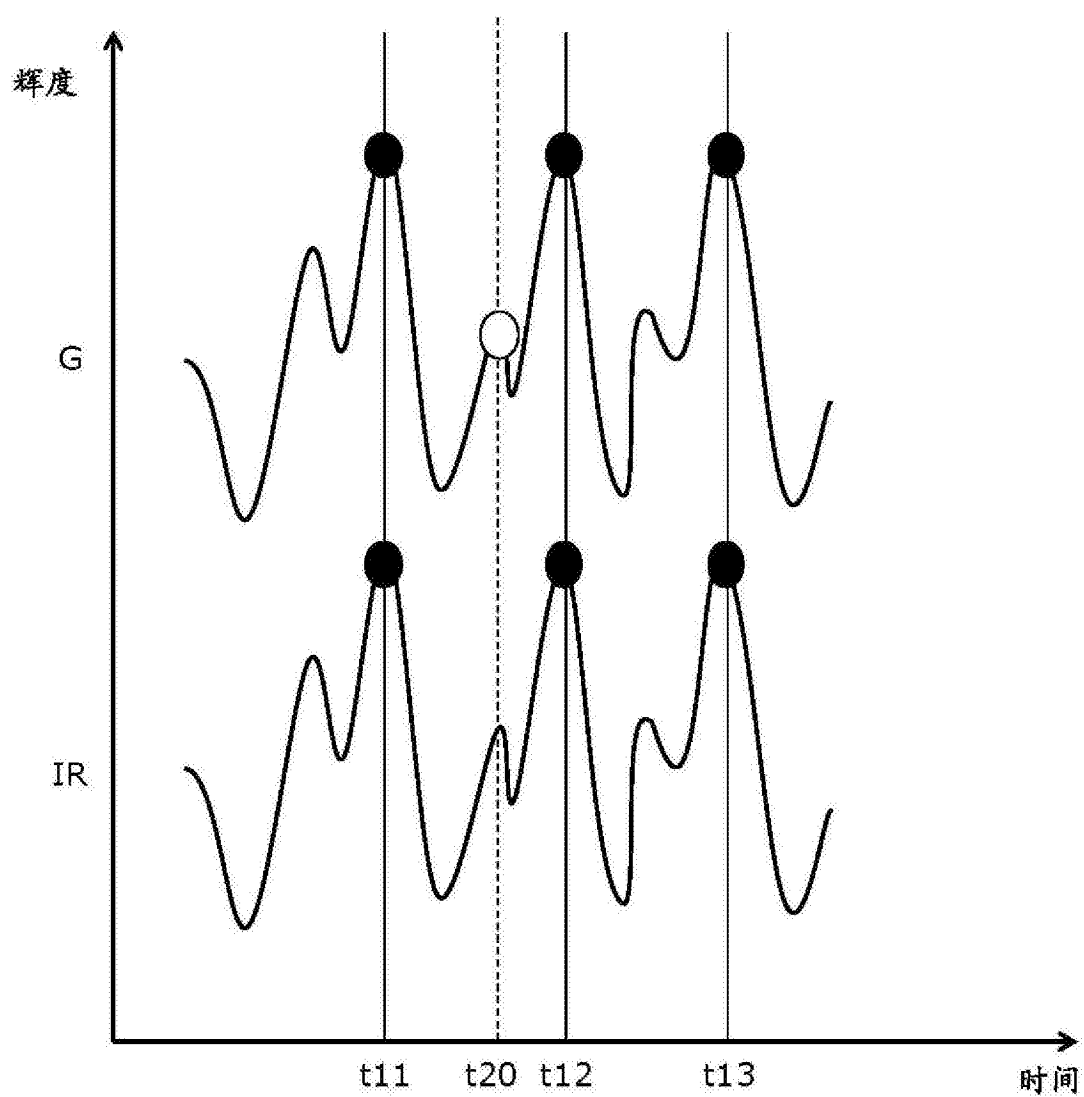


图16

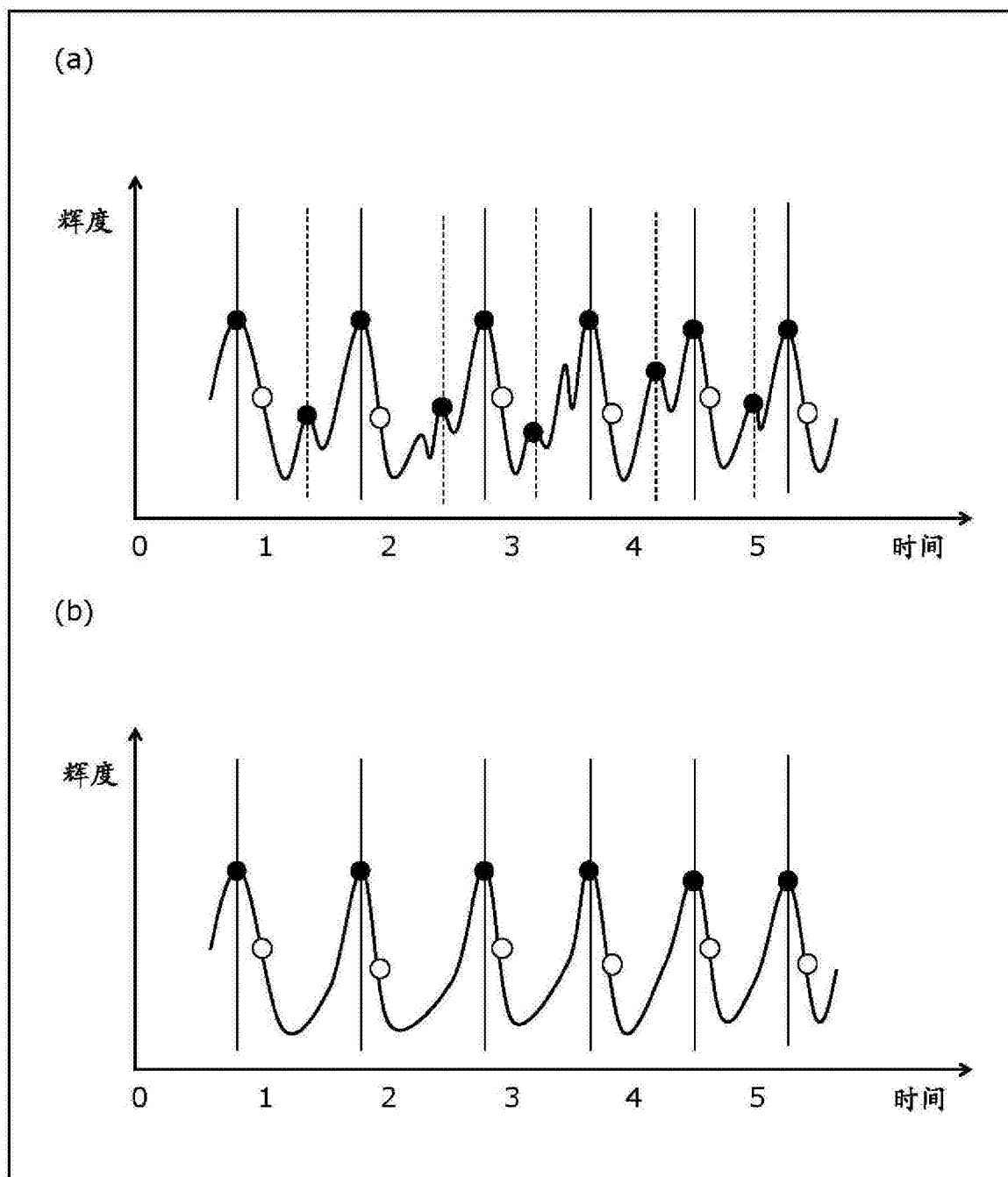


图17

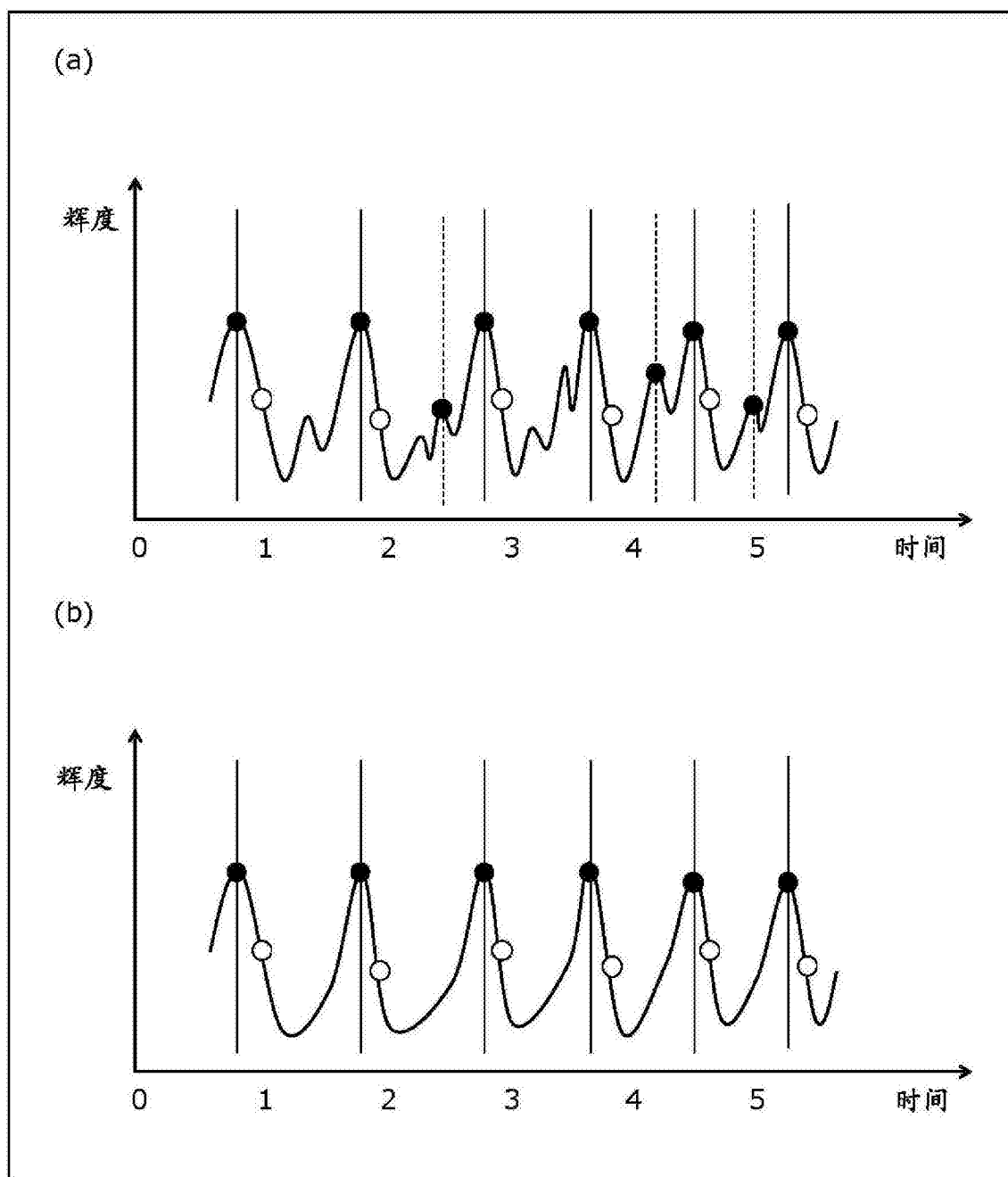


图18

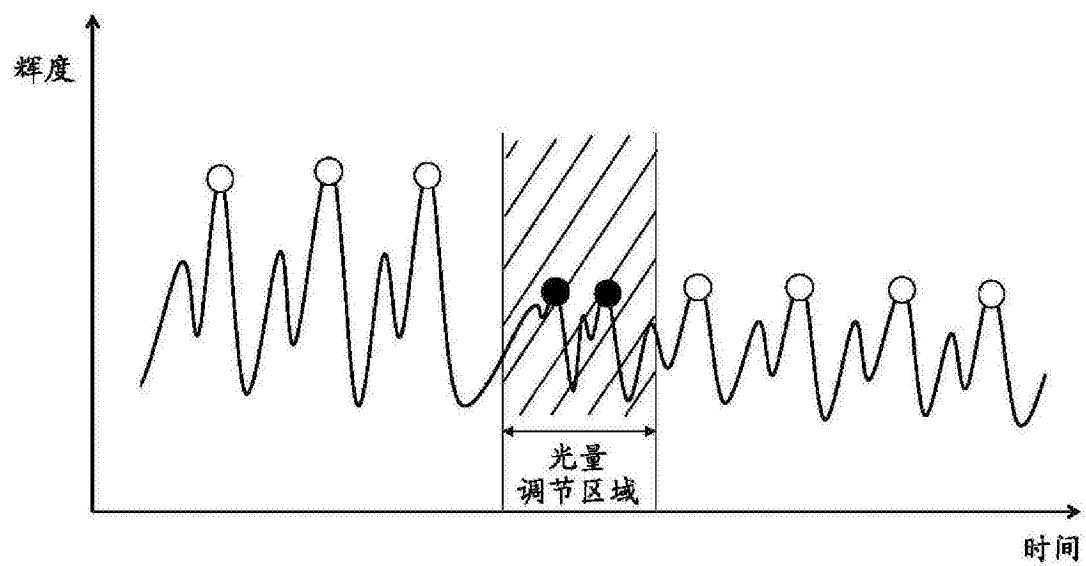


图19

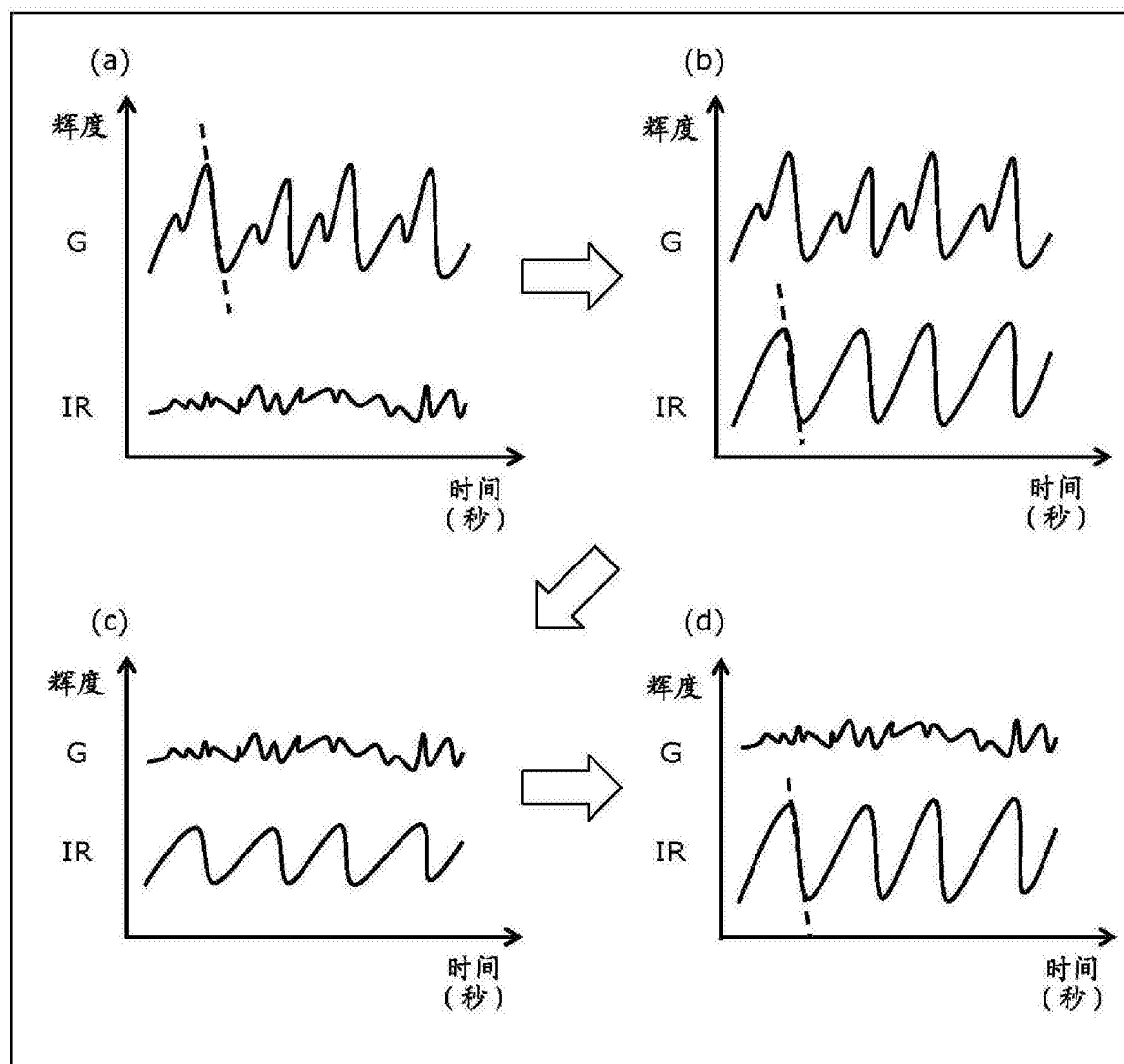


图20

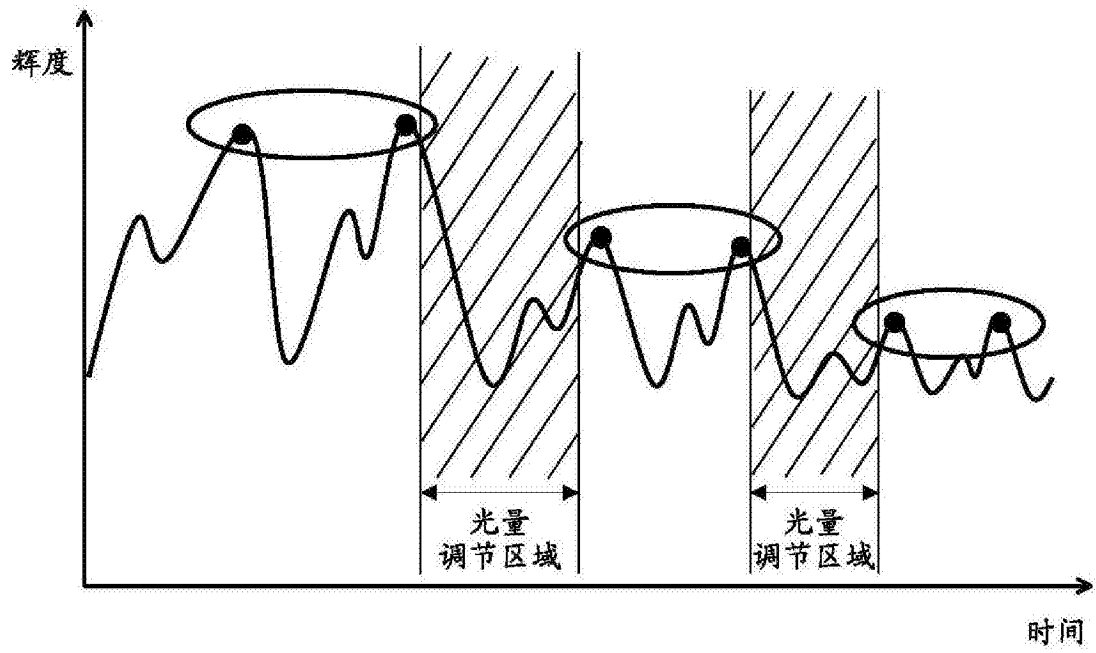


图21



图22

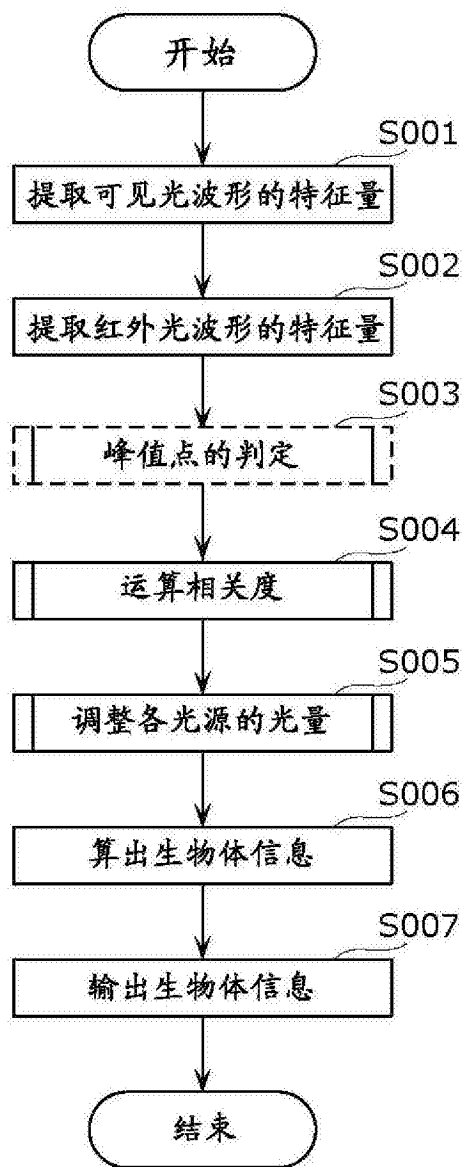


图23

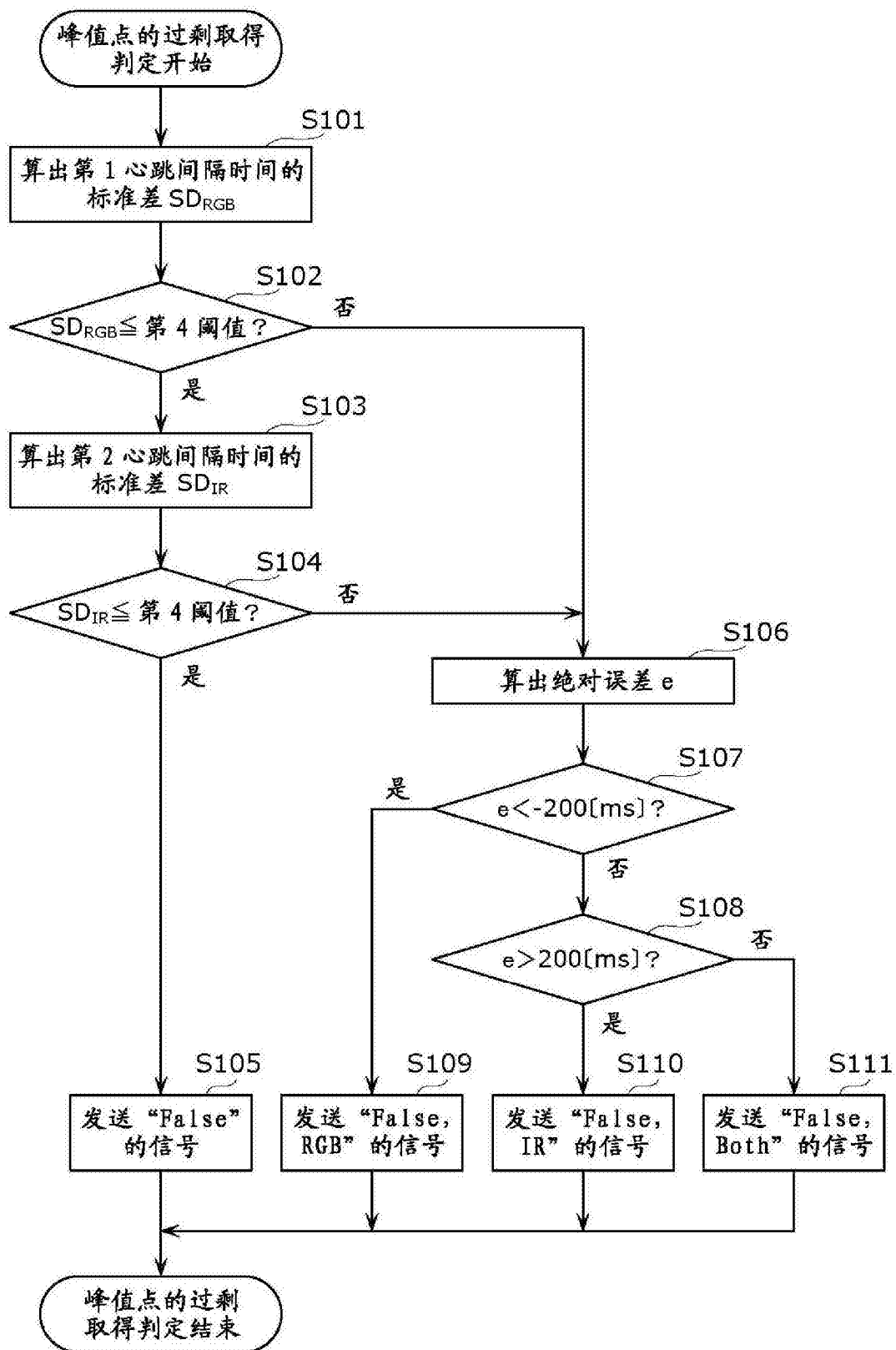


图24

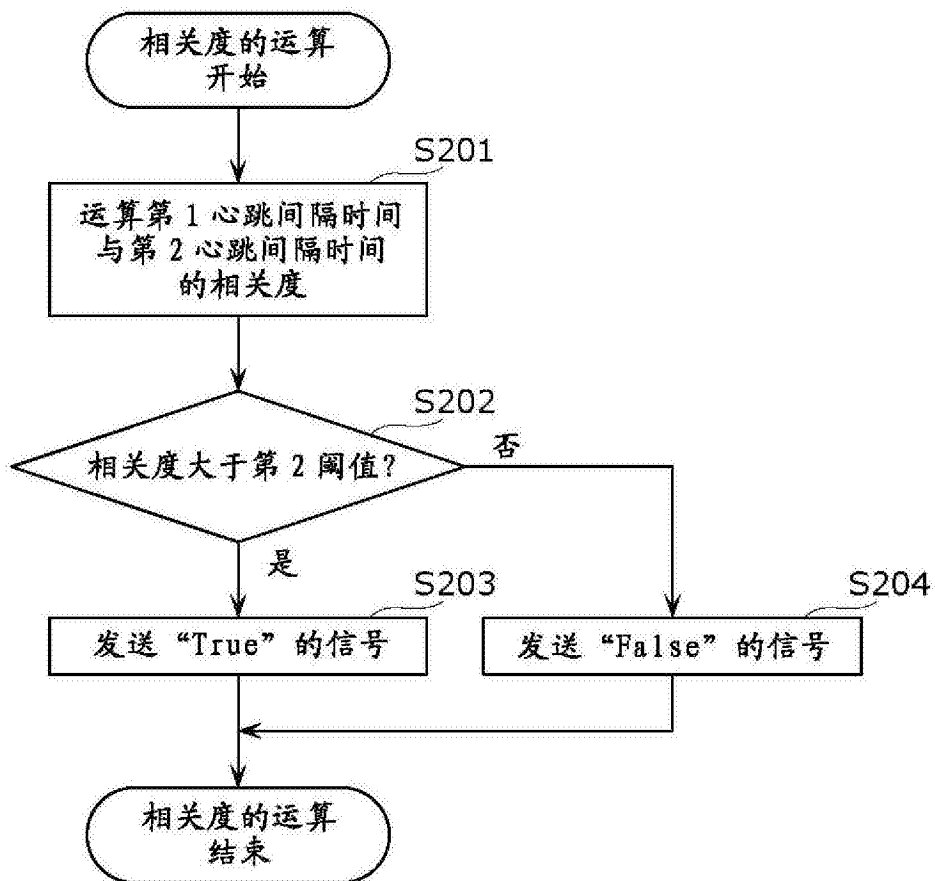


图25

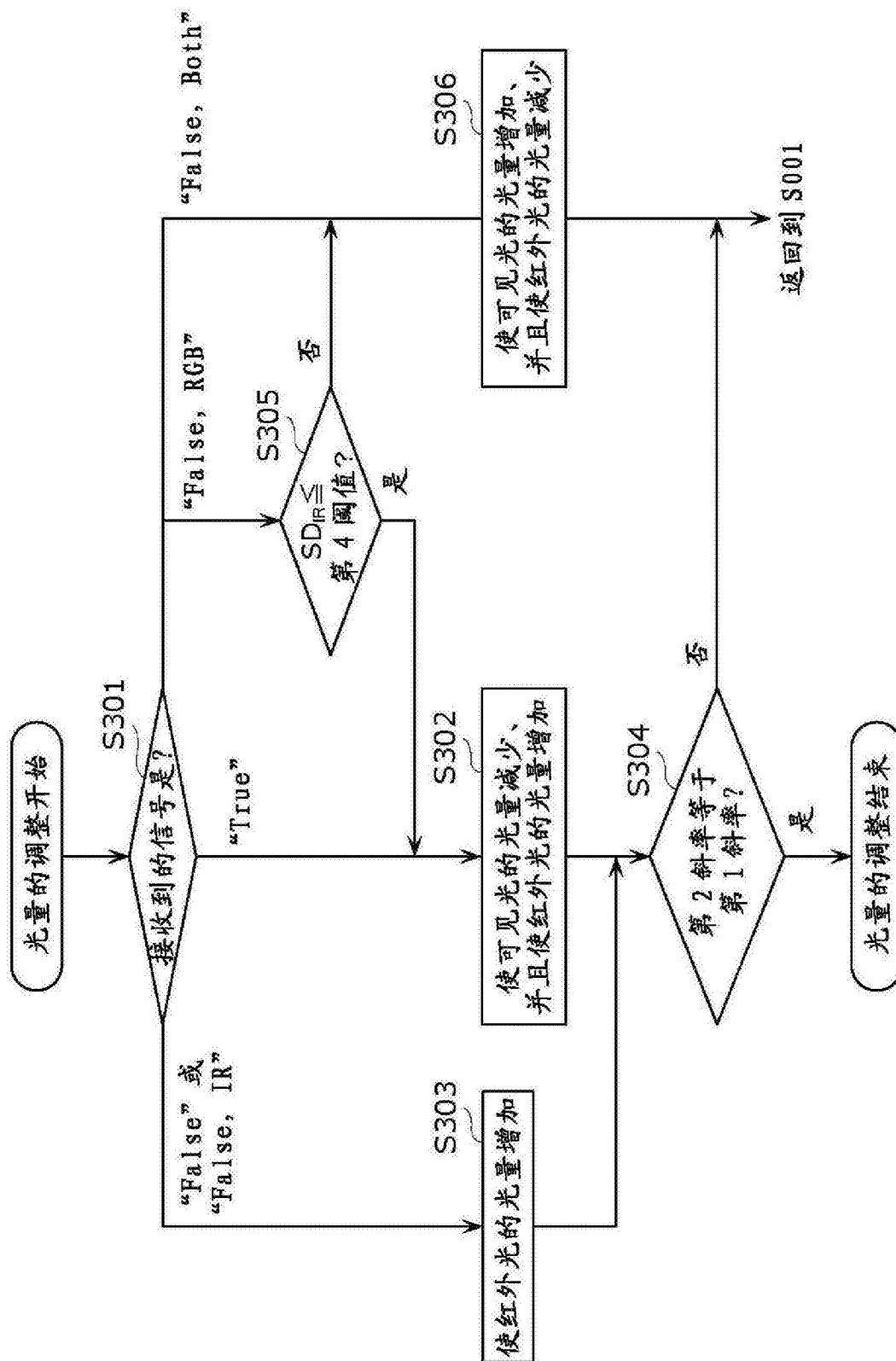


图26

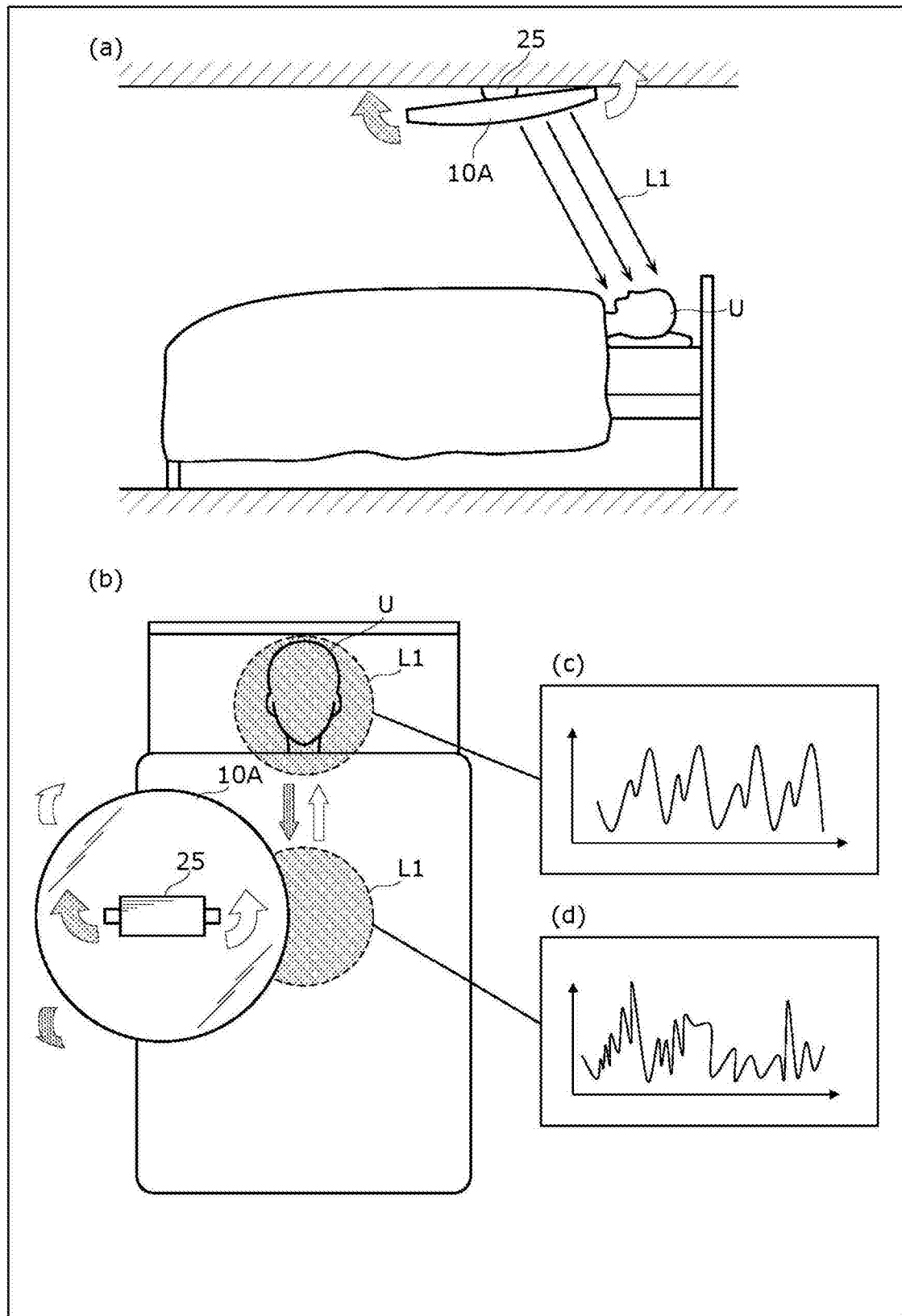


图27

专利名称(译)	脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质		
公开(公告)号	CN107773225A	公开(公告)日	2018-03-09
申请号	CN2017110589803.9	申请日	2017-07-19
申请(专利权)人(译)	松下知识产权经营株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下知识产权经营株式会社		
[标]发明人	村上健太 吉冈元贵 小泽顺		
发明人	村上健太 吉冈元贵 小泽顺		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0064 A61B5/0077 A61B5/02 A61B5/02125 A61B5/4806 A61B5/4812 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/7257 A61B5/0013 A61B5/02416 A61B5/02433 A61B5/0255 A61B5/6889 A61B5/6891 A61B5/7246 A61B5/742 A61B2576/00 G06K9/0053 G06K9/2018 G16H30/40 H04N5/2256 H04N5/332 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B2562/0233 A61B2562/063 G06K2209/05 G06T7/0016 G06T2207/30101		
代理人(译)	刘静 段承恩		
优先权	2016166278 2016-08-26 JP 2017083759 2017-04-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及脉搏波计测装置、脉搏波计测方法、程序以及记录介质。脉搏波计测装置具备处理器和存储器，处理器取得通过在可见光区域拍摄被可见光光源照射了可见光的用户而得到的可见光图像，取得通过在红外光区域拍摄被红外光光源照射了红外光的用户而得到的红外光图像，从所取得的可见光图像中，提取作为表示用户脉搏波的波形的可见光波形，从所取得的红外光图像中，提取作为表示用户脉搏波的波形的红外光波形，运算所提取的可见光波形与所提取的红外光波形之间的相关度，根据所运算出的相关度，将控制红外光光源发出的红外光的光量的控制信号输出到红外光光源，使用可见光波形和红外光波形的至少一方，算出生物体信息，输出所算出的生物体信息。

