



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114795151 A

(43) 申请公布日 2022. 07. 29

(21) 申请号 202210577419.8

(22) 申请日 2017.05.12

(30) 优先权数据

2016-130137 2016.06.30 JP

(62) 分案原申请数据

201710333097.1 2017.05.12

(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 渡边尚志

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

专利代理师 安香子

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/026 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

G06V 10/145 (2022.01)

G06V 40/40 (2022.01)

H04N 9/04 (2006.01)

H04N 13/239 (2018.01)

A61B 5/113 (2006.01)

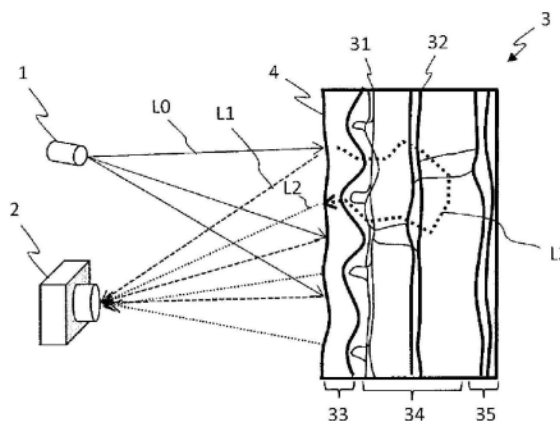
权利要求书1页 说明书27页 附图24页

(54) 发明名称

方法及系统

(57) 摘要

本发明提供一种方法及系统,方法包括:使光源射出照射第1区域的第1光;基于因所述第1光而产生的第2光,检测所述第1区域中的第1生物体的存在;基于所述第2光,检测所述第1生物体的身体运动;以及在关于所述第1生物体判定为一定时间以上没有所述身体运动的情况下,发出包含对所述第1生物体的注意提醒的第1警报。



1. 一种方法,其中,包括:
使光源射出照射第1区域的第1光;
基于因所述第1光而产生的第2光,检测所述第1区域中的第1生物体的存在;
基于所述第2光,检测所述第1生物体的身体运动;以及
在关于所述第1生物体判定为一定时间以上没有所述身体运动的情况下,发出包含对所述第1生物体的注意提醒的第1警报。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,还包括:
基于所述第2光,生成所述第1生物体的包含与心跳有关的信息的生物体信息;以及
在判定为一定时间以上没有所述身体运动之后,基于所述生物体信息检测到所述心跳的异常的情况下,对存在于与所述第1区域不同的第2区域中的第2生物体发出第2警报。
3. 如权利要求2所述的方法,其中,
所述第2警报包含对所述第2生物体委托所述第1生物体的救援的信息。
4. 如权利要求2所述的方法,其中,
所述第1区域是从由浴室、厕所以及寝室构成的群中选择的某一个空间的内部所包含的区域,
所述第2区域是所述空间的外部所包含的区域。
5. 如权利要求2所述的方法,其中,
所述第1光形成多个点像,
所述方法还包括基于所述第2光生成图像信号的处理,所述图像信号表示包含所述第1生物体的图像,
所述生物体信息基于所述图像信号来生成。
6. 一种系统,其中,具备:
光源,射出照射第1区域的第1光;
检测器,检测因所述第1光而产生的第2光;
扬声器,发出警报;以及
运算电路,
所述运算电路基于所述第2光,检测所述第1区域中的第1生物体的存在,
所述运算电路基于所述第2光,检测所述第1生物体的身体运动,
所述运算电路在关于所述第1生物体判定为一定时间以上没有所述身体运动的情况下,使包含对所述第1生物体的注意提醒的第1警报从所述扬声器发出。

方法及系统

[0001] 本申请是申请日为2017年5月12日、申请号为201710333097.1、发明名称为“生物体信息检测装置”的发明专利申请的分案。

技术领域

[0002] 本申请涉及生物体信息检测装置。例如涉及以非接触的方式检测心跳等生物体信息的生物体信息检测装置。

背景技术

[0003] 作为用于判断人的健康状态的基础性的参数,广泛使用心跳、血流量、血压、血氧饱和度等。与血液有关的这些生物体信息通常通过接触型的测量器测量。由于接触型的测量仪束缚受验者的生物体,尤其在长时间连续测量的情况下会导致受验者的不舒服。

[0004] 进行了简单地测量用于判断人的健康状态的基础性的生物体信息的各种各样的尝试。例如,日本特开2005-218507号公报公开了一种根据用摄像机拍摄的面部等的图像信息,以非接触的方式检测心率的方法。日本特表2003-517342号公报公开了一种使用白色光源和激光光源,利用在生物体表面的后方散射的激光的激光多普勒效应来测量血氧饱和度的方法。日本特表2014-527863号公报公开了一种使用普通的彩色摄像机并消除周围光的影响来测量血氧饱和度的方法。

发明内容

[0005] 有关本申请的一技术方案的方法包括:使光源射出照射第1区域的第1光;基于因所述第1光而产生的第2光,检测所述第1区域中的第1生物体的存在;基于所述第2光,检测所述第1生物体的身体运动;以及在关于所述第1生物体判定为一定时间以上没有所述身体运动的情况下,发出包含对所述第1生物体的注意提醒的第1警报。

[0006] 上述总括性或具体的形态也可以由元件、装置、系统、方法、集成电路、计算机程序、记录介质或它们的任意的组合实现。

附图说明

[0007] 图1A是用于说明本申请的一实施方式取得生物体信息的基本想法的图。

[0008] 图1B是用于说明由摄像装置取得的生物体表面的图像的特性的图。

[0009] 图2是表示实施方式1的生物体信息检测装置的结构图。

[0010] 图3A是表示实施方式1的摄像装置的结构及输出的图像及生物体信息的例子的图。

[0011] 图3B是表示实施方式1的计算机20的结构框图。

[0012] 图3C是用于说明实施方式1的呼吸感测的方法的图。

[0013] 图4A是表示实施方式1的人体检测的实验例的第1图。

[0014] 图4B是表示实施方式1的人体检测的实验例的第2图。

- [0015] 图5是表示在实施方式1的用于人体检测的对比度的计算方法的例子的图。
- [0016] 图6是表示实施方式1的图像处理的流程的流程图。
- [0017] 图7A是示意地表示实施方式3的生物体信息检测装置及其处理的图。
- [0018] 图7B是用于说明实施方式3的监护系统的算法的图。
- [0019] 图7C是表示实施方式3的监护系统的算法的流程图。
- [0020] 图8是表示实施方式4的生物体信息检测装置的结构图。
- [0021] 图9是表示实施方式4的使用2台摄像装置的生物体信息感测的概要的图。
- [0022] 图10是表示实施方式4的2个带通滤光器的透射特性的图。
- [0023] 图11是表示用实施方式4的方法测量的脉搏波的例子的图。
- [0024] 图12是表示用实施方式4的方法及以往的方法测量血氧饱和度的结果的图。
- [0025] 图13是表示实施方式4的立体摄像机方式的生物体信息检测装置的结构的图。
- [0026] 图14是表示实施方式5的立体镜头方式的生物体信息检测装置的结构图。
- [0027] 图15A是表示使用实施方式6的生物体信息检测装置进行应激感测的结果的图。
- [0028] 图15B是表示实施方式6的图像中的鼻部和脸颊部的图。
- [0029] 图15C是表示使用实施方式6的生物体信息检测装置得到的血流量及血氧饱和度的变化的图。
- [0030] 图16是示意地表示实施方式7的生物体信息检测装置的结构剖视图。
- [0031] 图17A是表示实施方式7的图像中的鼻部和额部的图。
- [0032] 图17B是表示实施方式7的诱发笑的情感的情况下的总血流量(氧化血红蛋白及脱氧血红蛋白)的时间变化与氧化血红蛋白的血流量的比例(氧饱和度)的时间变化的图。
- [0033] 图18是表示情绪变动与总血流量及氧饱和度的关系的图。
- [0034] 图19A是示意地表示实施方式8的生物体信息检测装置的结构图。
- [0035] 图19B是表示实施方式8的多个滤色器的图。
- [0036] 图19C是表示在实施方式8中生成的图像的例子的图。
- [0037] 图20A是表示实施方式9的生物体信息检测装置的结构图。
- [0038] 图20B是表示实施方式9的多个滤色器的图。
- [0039] 图20C是表示在实施方式9中生成的图像的例子的图。
- [0040] 图20D是表示具有R、G、B、IR这4种滤色器的多谱段传感器的结构例的图。
- [0041] 图21是表示使用摄像装置的生物体信息感测系统的结构例(比较例)的图。
- [0042] 图22是表示作为生物体的主要的成分的血红蛋白、黑色素、水的从可见光到近红外光的波段中的吸光系数和散射系数的图。
- [0043] 标号说明
- [0044] 1、101、102 光源
- [0045] 2、201、202 摄像装置
- [0046] 3 生物体
- [0047] 4 生物体表面
- [0048] 5、501、502 光学系统
- [0049] 6 摄像机框体
- [0050] 7、701、702、703、704 图像传感器

- [0051] 8、801、802 带通滤光器
- [0052] 901、902、151、152、153、154 反射镜
- [0053] 11 快门按钮
- [0054] 15 框体
- [0055] 16 滤光器
- [0056] 20 计算机
- [0057] 21 输入接口
- [0058] 22 第1运算电路
- [0059] 23 第2运算电路
- [0060] 24 输出接口
- [0061] 25 存储器
- [0062] 26 控制电路
- [0063] 27 显示器
- [0064] 31 毛细血管
- [0065] 32 小动静脉
- [0066] 33 表皮
- [0067] 34 真皮
- [0068] 35 皮下组织
- [0069] L0 来自光源的光
- [0070] L1 表面反射光
- [0071] L2 体内散射光

具体实施方式

[0072] 在说明本申请的实施方式之前,说明作为本申请的基础的认识。

[0073] 使用摄像机的远程生物体信息感测由于能够没有束缚感地连续进行长时间的测量,所以被期待各种各样的用途中的利用。例如,在医院等医疗机构中,期待经常性地监测患者的状态而迅速地应对病情的急变、以及将通过长时间的监测得到的数据用于诊断。此外,不仅是医疗机构中的利用,还期待家庭内的就寝时的突然死亡的防止、以及睡眠时无呼吸症候群的监测等用途。进而,期待通过将取得在家庭内或职场中经常性地取得的日常生活中的身体信息数据并经由云储存到服务器中的数据进行解析、来经常性地监测身体状况的变化而用于健康管理的用途、以及与医疗机构共享取得数据而用于医疗的用途。为了这样的经常性的生物体信息取得,要求没有束缚感、不用特别意识而经常性地测量生物体信息的系统。使用摄像机的系统由于能够进行无约束的远程计测,所以可认为最适合于这样的用途。

[0074] 但是,在使用摄像机进行日常生活中的生物体信息的感测的情况下,需要顾及隐私。在存储装置中记录由摄像机取得的能够确定本人的高分辨率的图像那样的系统由于存在图像流出的风险,所以需要尽可能避免。即使在不记录所取得的图像自身的情况下,从测量系统能看到摄像机(或摄像机镜头)那样的系统能够使受验者产生心理上的抗拒。因此,希望有不能看到摄像机的系统。

[0075] 因为上述那样的医疗及保健领域的强烈要求,由各种各样的研究机构进行了用于实现使用摄像机的远程生物体信息感测的系统的开发,市售着一些产品。以往的使用摄像机的远程生物体信息感测系统的最大的问题在于测量的精度及稳定性。在用摄像机拍摄人体的情况下,向摄像机入射的光的大部分是被肌肤的表面或表面附近反射的光。由于在皮肤最表面的角质层中没有血管且也不会发生代谢,所以从表面反射的成分不能取得生物体信息。需要检测透射到皮肤的内部并由有血管的表皮部反射的光。在从皮肤反射的光中,由于被皮肤表面反射的成分是支配性的,所以透射到皮肤内部的光因生物体的较强的光吸收而迅速地消失。因此,包含生物体信息的光在反射光中所占的比例较低。进而,在不具有测量用的照明系统而使用环境光取得图像的系统中,随着周围的环境光的变化而所取得的图像信号变化,由此带来的不稳定性成为问题。

[0076] 进而,在远程感测的情况下,由身体运动带来的测量的不稳定性成为较大的问题。根据伴随着身体运动的测量区域的变化及相对于摄像机的朝向(角度)的变化,所取得的信号变动,所以不能进行稳定的测量。如已经叙述那样,由摄像机取得的信号的大半是由不包含生物体信息的皮肤上的表面反射产生的成分,包含生物体信息的信号成分较微弱。根据伴随着身体运动的测量区域的变化及朝向的变化,表面反射较大地变化,所以不能取得微弱的生物体信息。这是使用摄像机的远程生物体信息感测的最大的问题。为了稳定的计测,需要停止身体运动而在静止的状态下测量,不能充分发挥无束缚的优点。

[0077] 在使用摄像机的远程生物体感测中,为了能得到受验者的图像,有采用使用该图像减小身体运动的影响的方法的情况。在这样的方法中,根据从摄像机得到的图像,利用面部识别功能检测面部部分,进而进行面部的部位识别而识别要测量的部位,即使有身体运动,也总是在图像上捕捉测量部位来检测生物体信息。例如只要通过部位识别来检测出额部,则即使额部因身体运动而在图像上移动,也总是能够取得额部的信息。

[0078] 但是,在使用图像识别的方法中有2个问题。一个是由于从图像整体中通过特征提取来识别面部部位,所以计算负荷较大。因而,需要使用高性能而昂贵的运算装置进行高速的图像处理,或者降低帧速率来使用以便能够在1个帧的处理结束后处理下一帧。高速的处理需要费用,导致装置的大型化及高价格化。在采用低速的处理的情况下测量精度下降。另一个问题是,即使进行图像识别而减小了身体运动的影响,也由于伴随着身体运动的被检部的朝向(被检部表面的法线方向相对于摄像机的正面方向的角度)的变化,在检测精度的提高上也有限。由于表面反射光的反射率有角度依赖性,所以如果因身体运动而测量对象部位的朝向变化,则到达摄像机的表面反射光的量变动,所以检测精度下降。

[0079] 这样,使用摄像机进行远程生物体信息感测时的最大的问题,是由身体运动带来的测量的不稳定性。由于由该不稳定性引起的低可靠性,目前使用摄像机的远程生物体信息感测还没有在各种各样的用途中被广泛地采用。

[0080] 如上述那样,进行了测量用于判断人的健康状态的基础性的生物体信息的各种各样的尝试。例如,日本特开2005-218507号公报提出了一种根据用摄像机拍摄的面部等的图像的信息,以非接触的方式检测心率的方法。日本特开2005-218507号公报的方法通过分析所取得的彩色图像的空间频率成分来求出心率。但是,在该方法中,由于受室内的照明光等环境光的影响而精度下降,所以无法进行稳定的检测。

[0081] 血氧饱和度的测量一般使用脉搏血氧仪。脉搏血氧仪以夹入手指的方式对手指照

射红色～近红外的波段所包含的2个波长的光,并测量其透射率。据此,能够求出血液中的氧化血红蛋白的浓度与还原血红蛋白的浓度之比。脉搏血氧仪能够以简便的结构测量血氧饱和度。但是,由于是接触型的装置,因此存在造成束缚感的问题。

[0082] 在日本特表2003-517342号公报中,公开了非接触型的血氧饱和度测量装置的一例。该装置使用白光光源与激光光源,利用在生物体表面的后方散射的激光所引起的激光多普勒效应来测量血氧饱和度。但是,在该方法中,存在装置的结构复杂而且所得的信号也很微弱的问题。

[0083] 日本特表2014-527863号公报提出了如下方法,使用普通的彩色摄像机并消除周围光的影响来测量血氧饱和度。在该方法中皮肤的表面的反射光的影响很大,因此也难以高精度且稳定地测量血氧饱和度。

[0084] 像这样,以往的非接触式的心跳、血流量、血氧饱和度等生物体信息的测量方法在精度以及稳定性上存在问题。

[0085] 进而,为了使用摄像机测量生物体信息,需要从摄像机图像中确定测量区域(例如额部区域),使用该区域内的图像信息来检测生物体信息。在用于测量区域的确定的方法中,有在测量前指定测量区域的方法、和从图像中自动地设定测量区域的方法。在测量前指定测量区域的方法中,测量者在开始测量前从受验者的图像中指定测量区域,在测量中持续进行同一部位的测量。该方法简单,但在测量中不允许被测量者动,失去了非接触测量的无束缚的优点。为了避免该情况,有采用自动地设定测量区域的方法的情况。在这样的方式中,例如在测量区域是额部的区域的情况下,摄像机可以根据所取得的图像进行面部识别,再进行面部的部位识别,确定图像上的额部,进行该部分的计测。

[0086] 图21是示意地表示这样的系统的一例(比较例)的图。该系统中的作为摄像机的摄像装置2具备具有图像传感器7的摄像机框体6和作为镜头的光学系统5。在摄像装置2的图像传感器7中,内置或连接有运算装置(或运算电路)。运算装置对所取得的图像(例如图21的部分(a))进行面部识别,在确定额部后提取额部的图像数据(例如图21的部分(b))。并且,根据额部的图像数据,生成心跳变动等生物体信息(例如图21的部分(c))。图21的部分(c)表示将图21的部分(b)所示的额部的图像数据在额部的区域内平均化的值的时间变动。这里使用的面部的部位识别算法对计算机的图像处理施加较大的负荷。因此,为了高速的处理而运算装置的成本变大。此外,在使用图像识别的方法中,有在身体的朝向变化的情况下及面部的一部分被遮挡的情况下识别率下降的问题。进而,还有容易受环境光的影响的问题。因此,难以连续稳定地计测。

[0087] 在使用面部识别的方法中,除了上述问题以外,还有无法进行面部以外的部位(手腕或胸等)的测量的问题。进而,还有需要顾及隐私的问题。受验者对于总是被摄像机取得图像受到心理上的应激。但是,为了高精度的图像识别,需要使用高分辨率的摄像机进行拍摄。因此,有可能使受验者对于总是被摄像机拍摄感到心理上的负担。

[0088] 本发明者着眼于上述问题,研究了用于解决上述问题的结构。结果发现,使用将由光形成的光点图案投影到生物体表面的光源取得图像,基于该图像中的直接反射光(也称作“表面反射光”)的成分与生物体内部的散射光(称作“体内散射光”)的成分的比率(例如后述的对比度)来检测图像上的生物体区域(例如人体区域),在检测出的生物体区域中将直接反射光的成分和生物体内部中的散射光的成分通过信号处理进行分离,从而能够解决

上述问题。即,生物体信息检测装置首先在图像上检测被推测为是生物体的区域,在该区域内计测生物体信息。通过这样的方法,如在后面详细说明那样,能够大幅地减少图像处理的运算量,能够进行高速而稳定的生物体信息的检测。

[0089] 有关本申请的一技术方案生物体信息检测装置具备:第1光源,将由第1光形成的多个第1光点投影到包含生物体的对象物;摄像装置,包括对来自上述多个第1光点被投影到的上述对象物的第2光进行检测的多个第1光检测单元,生成第1图像信号并输出,上述第1图像信号表示上述多个第1光点被投影到的上述对象物的第1图像;第1运算电路;以及第2运算电路。

[0090] 上述第1图像包括多个像素。

[0091] 上述第1运算电路使用上述第1图像信号,检测上述第1图像中的与上述生物体对应的第1部分。

[0092] 上述第2运算电路使用上述多个像素中的、上述第1图像的上述第1部分内的像素的数据,计算与上述生物体有关的生物体信息。

[0093] 上述第1运算电路能够基于光点图案被投影到的区域中的像素的信号与该区域的周围的区域中的像素的信号的比率,检测生物体区域。例如,能够基于上述图像中包含的特定的像素及配置在上述特定的像素的周围的多个像素的像素值的标准偏差与平均值之比(称作“对比度”),决定在与上述特定的像素对应的位置是否存在生物体。上述第2运算电路主要使用上述图像信号中的没有被投影上述光点图案的区域的信号,生成与上述生物体有关的信息并输出。通过这样的结构,能够以较高的精度取得生物体信息。

[0094] 在本说明书中,“生物体信息”是指心跳、血流量、血压、血氧饱和度、呼吸等与生物体有关的各种信息。在本说明书中,根据这些信息得到的表示人的集中度或情绪变动等状态的信息也包含在“生物体信息”中。

[0095] (原理)

[0096] 以下,说明能够进行生物体信息的高精度的取得的生物体信息检测装置的原理。

[0097] 在本申请的实施方式的生物体信息检测装置中,使用例如约650nm以上且约950nm以下的波长范围的光。该波长范围包含在红色~近红外线的波长范围中。在本说明书中,不仅针对可见光,针对红外线也使用“光”这一用语。上述波长范围被称作“生物窗”,已知在体内的吸收率低。

[0098] 图22是表示氧化血红蛋白、还原血红蛋白、黑色素及水的各自的光的吸收系数、以及在体内的光的散射系数的波长依赖性的图。在650nm以下的可见光域中,血液(即血红蛋白)的吸收大,在比950nm长的波段中水的吸收大。因此,这些波段的光不适合生物体内的信息的取得。另一方面,在约650nm以上且约950nm以下的波长范围内,血红蛋白及水的吸收系数比较低,散射系数大。散射系数比吸收系数大1位数以上,在“生物窗”的波段中,皮肤与近红外光的相互作用中散射起到支配性的作用。因此,该波长范围内的光在侵入到体内后受到较强的散射而回到体表面。这样的光学特性是皮肤所特有的,所以能够利用该扩散反射特性将人体与其他物质区分。

[0099] 本申请的实施方式的生物体信息检测装置主要利用对应于该“生物窗”的波段的光。例如通过使用光点阵列光源,能够将被生物体表面直接反射的光和在体内散射而返回来的光以较高的精度在空间上分离而检测,所以能够有效地取得生物体的信息。

[0100] 图1A是表示本申请的例示性的实施方式的生物体信息检测装置的概略性的结构的图。该装置具备作为将离散排列的多个点像(在本说明书中,有称作“排列点像”或“光点图案(dot pattern)”的情况)投影到包括生物体的对象物上的排列点像光源的光源1、和作为摄像机的摄像装置2。光源1被配置为,将多个点像投影到生物体3。摄像装置2具有图像传感器(也称作“摄像元件”),将生物体表面4进行摄像,生成图像信号并输出。

[0101] 图1B是用于说明由摄像装置2取得的生物体表面的图像的特性的图。从光源1射出的光L0在生物体表面4反射。在生物体表面4反射的表面反射光L1保持着光源1的排列点像的图像。相对于此,进入到生物体3的内部并在生物体内部散射而从生物体表面4射出的体内散射光L2因生物体内的强散射而失去了光源1的排列点像的图像。通过使用光源1,能够在空间上容易地分离表面反射光L1和体内散射光L2。

[0102] 图1A所示的生物体3是人的皮肤,包括表皮33、真皮34及皮下组织35。在表皮33没有血管,而在真皮34存在毛细血管31及小动静脉32。由于在表皮33没有血管,所以表面反射光L1不包含与血液有关的信息。由于表皮33包含强吸收光的黑色素,所以来自表皮33的表面反射光L1对于取得血液的信息而言是噪声。因此,表面反射光L1不仅无益于血液信息的取得,还会妨碍准确地取得血液信息。为了高精度地检测生物体信息,抑制表面反射光的影响并高效地取得体内散射光的信息是极为重要的。

[0103] 本申请的实施方式为了解决上述问题,具有使用将排列点像投影到生物体的光源和摄像装置(或摄像系统)来在空间上分离直接反射光与体内散射光的新颖的结构。由此,能够非接触地以高精度测量生物体内的信息。

[0104] 以往,为了分离这样的生物体表面的直接反射光,一直采用例如在日本特开2002-200050号公报中公开的使用偏振光照明的方法。在使用偏振光照明的方法中,使用具有与从拍摄对象反射的照明光的偏振方向正交的偏振光透射轴的偏振器。通过经由这样的偏振器并用摄像机进行摄像,能够抑制表面反射光的影响。但是,对于从像皮肤那样具有凹凸的表面的反射,存在表面反射光的偏振度因位置而异,无法充分地分离直接反射光的问题。根据本申请的方法,能够在空间上分离直接反射光和散射光,所以能够更有效地抑制表面反射光的影响。

[0105] 本申请例如包括以下的项目中记载的技术方案。

[0106] [项目1]

[0107] 有关本申请的项目1的生物体信息检测装置,具备:第1光源,将由第1光形成的多个第1光点投影到包含生物体的对象物;摄像装置,包括对来自上述多个第1光点被投影到的上述对象物的第2光进行检测的多个第1光检测单元,生成第1图像信号并输出,上述第1图像信号表示上述多个第1光点被投影到的上述对象物的第1图像;第1运算电路;以及第2运算电路;上述第1图像包括多个像素;上述第1运算电路使用上述第1图像信号,检测上述第1图像中的与上述生物体对应的第1部分;上述第2运算电路使用上述多个像素中的、上述第1图像的上述第1部分内的像素的数据,计算与上述生物体有关的生物体信息。

[0108] [项目2]

[0109] 在项目1所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第2光包括第3光和第4光,上述第3光来自上述对象物的表面的、上述多个第1光点中的至少1个第1光点被投影到的位置,上述第4光来自上述对象物的上述表面的、与上述多个第1光点被投影到的位置不

同且将上述至少1个第1光点包围的位置;上述第1运算电路使用上述第1图像信号中的与上述第3光对应的第1图像信号及与上述第4光对应的第1图像信号,检测上述第1图像的上述第1部分;上述第2运算电路使用上述第1图像的上述第1部分内的像素中的与上述第4光对应的像素的数据,计算与上述生物体有关的生物体信息。

[0110] [项目3]

[0111] 在项目2所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1运算电路求出与上述第3光对应的第1图像信号的强度与与上述第4光对应的第1图像信号的强度的比例,使用上述比例检测上述第1图像的上述第1部分。

[0112] [项目4]

[0113] 在项目2所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1运算电路使用与上述第3光对应的第1图像信号的强度及与上述第4光对应的第1图像信号的强度的标准偏差和平均值之比,检测上述第1图像的上述第1部分。

[0114] [项目5]

[0115] 在项目1~4中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1光包括650nm以上且950nm以下的波长的光。

[0116] [项目6]

[0117] 在项目1~5中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述生物体信息包含从由上述生物体的心率、上述生物体的血压、上述生物体的血流量及上述生物体的血氧饱和度、上述生物体的皮肤中的黑色素的浓度、上述生物体的皮肤中的斑的有无及上述生物体的皮肤中的痣的有无构成的组中选择的至少1个。

[0118] [项目7]

[0119] 在项目1~6中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:第1带通滤光器,供上述第2光透射;以及图像传感器,具有配置有上述多个第1光检测单元的摄像面,透射了上述第1带通滤光器的光向上述摄像面入射。

[0120] [项目8]

[0121] 在项目1~7中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第2运算电路使用对上述像素的数据的至少一部分实施低通滤波处理而得到的值的时间变化,计算从由上述生物体的心率、上述生物体的血压及上述生物体的血流量构成的组中选择的至少1个作为上述生物体信息。

[0122] [项目9]

[0123] 在项目1~8中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,还具备将由第2光形成的多个第2光点投影到上述对象物的第2光源;上述第1光包括650nm以上且800nm以下的波长的光;上述第2光包括800nm以上且950nm以下的波长的光;上述摄像装置还包括对来自上述多个第2光点被投影到的上述对象物的第5光进行检测的多个第2光检测单元;上述摄像装置生成第2图像信号并输出,上述第2图像信号表示上述多个第2光点被投影到的上述对象物的第2图像。

[0124] [项目10]

[0125] 在项目9所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:图像传感器,具有被分割为配置有上述多个第1光检测单元的第1区域和配置有上述多个第2光

检测单元的第2区域的摄像面;第1光学系统,在上述第1区域中形成上述第1图像;以及第2光学系统,在上述第2区域中形成上述第2图像。

[0126] [项目11]

[0127] 在项目10所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:第1带通滤光器,配置在上述第2光的路径上,供上述第2光透射;以及第2带通滤光器,配置在上述第5光的路径上,供上述第5光透射。

[0128] [项目12]

[0129] 在项目9所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:图像传感器,包括配置有上述多个第1光检测单元及上述多个第2光检测单元的摄像面、与上述多个第1光检测单元对置且供上述第2光透射的多个第1带通滤光器、以及与上述多个第2光检测单元对置且供上述第5光透射的多个第2带通滤光器;以及光学系统,在上述摄像面形成上述第1图像及上述第2图像。

[0130] [项目13]

[0131] 在项目9所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:图像传感器,包括配置有上述多个第1光检测单元、上述多个第2光检测单元及多个第3光检测单元的摄像面、与上述多个第1光检测单元对置且供上述第2光透射的多个第1带通滤光器、与上述多个第2光检测单元对置且供上述第5光透射的多个第2带通滤光器、以及与上述多个第3光检测单元对置且供可见光透射的多个第3带通滤光器;以及光学系统,在上述摄像面形成上述第1图像及上述第2图像;上述多个第3带通滤光器包括透射波段相互不同的多个滤色器;上述图像传感器使用上述多个第3光检测单元生成彩色图像信号并输出。

[0132] [项目14]

[0133] 在项目9~13中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第2运算电路使用上述第1图像信号及上述第2图像信号,计算表示上述生物体的血氧饱和度的信息。

[0134] [项目15]

[0135] 在项目9~13中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第2运算电路使用上述第1图像信号及上述第2图像信号,计算上述生物体的血流量及上述生物体的血氧饱和度,并使用上述生物体的血流量及上述生物体的血氧饱和度,生成表示从由上述生物体的身体状况、情感及集中度构成的组中选择的至少1个的信息。

[0136] [项目16]

[0137] 在项目9~13中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,在上述第1图像及上述第2图像中包括从由上述生物体的额部及鼻部构成的组中选择的至少1个时,上述第2运算电路使用上述第1图像信号及上述第2图像信号,计算从由上述额部及上述鼻部构成的组中选择的上述至少1处的血流量的时间变化及血氧饱和度的时间变化,并使用上述血流量的时间变化及上述血氧饱和度的时间变化,生成表示从由上述生物体的身体状况、情感及集中度构成的组中选择的至少1个的信息。

[0138] [项目17]

[0139] 在项目9~13中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,在上述第1图像及上述第2图像中包括上述生物体的额部及鼻部时,上述第2运算电路使用上述第1图像

信号及上述第2图像信号,计算上述额部的血流量的时间变化及血氧饱和度的时间变化、以及上述鼻部的血流量的时间变化及血氧饱和度的时间变化,并基于上述额部的上述血流量的时间变化及上述血氧饱和度的时间变化与上述鼻部的上述血流量的时间变化及上述血氧饱和度的时间变化的比较,生成表示从由上述生物体的身体状况、情感及集中度构成的组中选择的至少1个的信息。

[0140] [项目18]

[0141] 在项目1~17中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1光源是激光光源。

[0142] [项目19]

[0143] 在项目1~18中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述摄像装置还包括:图像传感器,具有配置有上述多个第1光检测单元的摄像面;光学系统,在上述摄像面上形成上述第1图像;以及调整机构,调整上述光学系统的焦点;上述调整机构通过调整上述焦点,使上述第1图像的对比度最大。

[0144] [项目20]

[0145] 在项目1~19中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1运算电路使用上述第1图像信号,决定在上述第1图像中是否包含从由上述生物体的额、鼻、口、眉及毛发构成的组中选择的至少1个;当决定为在上述第1图像中包含从由上述生物体的额、鼻、口、眉毛及毛发构成的组中选择的至少1个时,上述第2运算电路计算与上述生物体有关的生物体信息。

[0146] [项目21]

[0147] 在项目1~20中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第1运算电路还使用上述多个像素中的、上述第1图像的与上述第1部分不同的第2部分内的像素的数据,计算与上述生物体有关的其他生物体信息。

[0148] [项目22]

[0149] 在项目1~20中任一项所记载的生物体信息检测装置中,也可以是,上述第2运算电路还通过将第1时刻的上述第1图像内的上述第1部分的位置与第2时刻的上述第1图像内的上述第1部分的位置进行比较,决定上述生物体是否运动了。

[0150] 在本申请中,电路、单元、装置、部件或部的全部或一部分、或者框图的功能块的全部或一部分,也可以由包括半导体装置、半导体集成电路(IC)、LSI (large scale integration)的一个或多个电子电路执行。LSI或IC既可以集成在一个芯片上,也可以将多个芯片组合而构成。例如,也可以将存储元件以外的功能块集成到一个芯片上。这里称作LSI或IC,但根据集成程度而叫法变化,也可以称作系统LSI、VLSI (very large scale integration)或ULSI (ultra large scale integration)。在LSI的制造后编程的Field Programmable Gate Array (FPGA)、或能够进行LSI内部的接合关系的重构或LSI内部的电路划分的设置的reconfigurable logicdevice也能够以相同的目的使用。

[0151] 进而,电路、单元、装置、部件或部的全部或一部分的功能或操作可以通过软件处理来执行。在此情况下,软件被记录到一个或多个ROM、光盘、硬盘驱动器等非暂时性记录介质中,当软件被处理装置(processor)执行时,由该软件确定的功能被处理装置(processor)及周围装置执行。系统或装置也可以具备记录有软件的一个或多个非暂时性

记录介质、处理装置 (processor) 及需要的硬件设备、例如接口。

[0152] 以下,更详细地说明本申请的实施方式。以下的实施方式主要涉及将人的面部作为生物体表面、以非接触的方式测量生物体信息的生物体信息检测装置。但是,本申请的技术并不限于人的面部,对于面部以外的部位或人以外的动物的皮肤的部分也能够应用。

[0153] (实施方式1)

[0154] 作为第1实施方式,说明将本申请的技术应用于非接触的心跳计测的系统。随着保健意识的提高,经常性的生物体信息感测的重要性增加。能够以非接触的方式时常测量生物体信息的系统,不仅对于医院、对于日常生活中的健康管理也是重要的。本实施方式的系统能够以非接触的方式监测心率及心跳变动。

[0155] 图2是表示本实施方式的生物体检测系统的概略性的结构的图。本实施方式的生物体检测系统如图2所示,具备从生物体3离开而配置的射出近红外的波段的光线的光源1、能够将被照射的生物体表面4的图像进行记录的作为摄像机的摄像装置2、和与光源1及摄像装置2连接的计算机20。计算机20能够从摄像得到的图像中将生物体表面上的表面反射光L1的成分与体内散射光L2的成分分离而测量。计算机20能够基于表面反射光L1的强度和体内散射光L2的强度,检测在图像中是否包含生物体。此外,能够根据图像中的生物体的区域中的信号,计算心率等生物体信息并输出。

[0156] 光源1被设计为,将光点图案投影到生物体表面4。光点图案典型的是2维排列的微小的亮点的集合。根据用途,也可以使用1维排列的光点图案。在本实施方式中,例如可以使用美国Oseila公司的随机光点图案激光投影机RPP017ES作为光源1。该激光光源是发出830nm的近红外激光的光源,在 $45^{\circ} \times 45^{\circ}$ 的视场角内投影57446光点的激光光点图案。

[0157] 图3A是表示摄像装置的结构及生成的图像及生物体信息的一例的图。作为摄像机的摄像装置2具有光学系统5和摄像机框体6。光学系统5可以是多个透镜的集合体。在摄像机框体6的内部,搭载有图像传感器7、和仅供作为来自光源1的光的波长的830nm \pm 10nm的波长的光透射的带通滤光器8。

[0158] 在将人作为被检体的情况下,图像传感器7取得以下图像的信号,该图像包含具有与各个位置的红外线反射率对应的亮度的多个点像。图3A的部分(a)表示这样的图像信号所表示的图像的一例。根据该图像信号,计算机20内的运算电路如图3A的部分(b)所示,通过信号处理仅检测人体的区域。该检测基于表面反射光L1的信号成分与体内散射光L2的信号成分的比率进行。

[0159] 如已经叙述那样,生物体对于红色~近红外线的波长具有称作“生物窗”的特殊的光学特性。人体的皮肤在该波长范围中吸收系数小,散射系数大。因此,透射了作为生物体表面4的皮肤的表面的光在体内反复多重散射并扩散,遍及大范围地从生物体表面4射出。因此,如图3A的部分(c)的放大图所示,在图像中的人体的区域中,在由表面反射光L1形成的各亮点的周围产生由体内散射光L2形成的区域。在上述波长范围中,生物体的特征是散射光相对于直接反射光的比例高。相对于此,在生物体以外的物体中,与散射光相比,表面反射光的比例压倒性地更高。因此,能够基于直接光与散射光的比率来检测生物体区域。进而,能够使用得到的图像内的生物体区域中包含的多个像素的信号高速地取得生物体信息。利用皮肤的光学特性的本实施方式的人体区域的检测与以往的使用图像识别的方法相比是高速且高精度的。通过人体区域的检测及使用该信息的高精度的人体检测,能够进行

高速且高精度的生物体信息感测。

[0160] 图3B是表示计算机20的结构的框图。计算机20具备与摄像装置2电连接的输入接口 (IF) 21、进行用于检测图像内的人体的区域的信号处理的第1运算电路22、使用检测出的人体区域内的图像数据计算生物体信息 (在本实施方式中是脉动) 的第2运算电路23、记录各种数据的存储器25、对装置整体的动作进行控制的控制电路26、将由第2运算电路23生成的数据输出的输出接口 (IF) 24、和显示处理结果的显示器27。运算电路22、23分别例如可以是数字信号处理器 (DSP) 等图像处理电路。在图3B中, 将运算电路22、23用不同的块表示, 但两者也可以由1个电路实现。控制电路26例如可以是中央运算处理装置 (CPU) 或微型计算机 (个人计算机) 等的集成电路。控制电路26例如通过执行记录在存储器25中的控制程序, 进行向光源1的点亮指示、向摄像装置2的摄像指示、以及向运算电路22、23的运算指示等的控制。控制电路26和运算电路22、23也可以由综合的1个电路实现。在图3B的例子中, 计算机20具备显示器27, 但显示器也可以是有线或无线电连接的外部的装置。计算机20也可以由未图示的通信电路从远程地的摄像装置2取得图像信息。

[0161] 在图3A所示的例子中, 第2运算电路23在第1运算电路22检测到的人体区域内将体内散射光L2的信号成分平均化。该平均化例如按运动图像的每个帧执行。由此, 如在图3A的部分 (d) 中例示那样, 能得到体内散射光L2的信号成分的平均值的时间变动的数据。通过根据该数据求出周期或频率, 能够求出心率 (每单位时间的跳动数)。

[0162] 进而, 通过同样的系统结构, 与心率的测量的同时, 还能够实现呼吸的测量。图3C是示意地表示进行这样的呼吸感测的系统的图。该例中的硬件与图3A所示的结构完全相同。通过该结构, 能够通过图像信号处理实现非接触的呼吸的监测。

[0163] 人的呼吸的间隔是大约3~4秒 (15~20次/分), 由呼吸带来的胸部及腹壁的膨胀及收缩在成人的情况下是约5mm左右。如果能够用摄像装置测量该胸部的运动, 则能够监测呼吸。

[0164] 例如在青木及其他两人, “近红外輝点マトリックス照影による非接触・無拘束就寝者呼吸監視システム (基于近红外亮点矩阵照影的非接触・无束缚就寝者呼吸监视系统)”, 电气学会论文杂志.C, 电子・信息・系统部门杂志部門誌、2004年6月1日, 124 (6), pp.1251-1258 (以下称作非专利文献1) 中公开了使用近红外亮点阵列光源根据胸部的移动量监测呼吸的方法。非专利文献1的系统通过对静止的受验者预先决定检查区域, 实现了高精度的呼吸的非接触感测。非专利文献1的系统设想了就寝时的非接触呼吸监测, 用大型的系统仅监视呼吸。

[0165] 相对于此, 如果使用图3C所示的本实施方式的系统, 则能够小型且便宜地在心跳感测的同时实现呼吸感测。进而, 能够追随于受验者的身体运动而进行稳定的测量。

[0166] 以下, 参照图3C说明本实施方式的呼吸的测量方法。第1运算电路22根据由图像传感器7取得的近红外图像 (图3C的部分 (a)) 用上述方法进行人体检测, 根据人体区域的数据 (图3C的部分 (b)) 推测面部区域。进而, 根据面部区域的中心推测胸部的位置。例如, 将从面部的中心向下偏移面部区域的纵向的长度的1倍到1.2倍左右的位置推测为胸部区域。并且, 测量该胸部区域的光点阵列 (图3C的部分 (d)) 的随着时间的位置变动。此时, 通过将多个光点的位置变动进行平均化, 能够测量像素间距以下的位置变动。这里应注意的是, 即使对象 (胸部) 在横向上移动, 所摄像的光点的位置也几乎不变化, 仅在进深方向上变化时, 光

点的位置移动并被测量。在通常的使用图像的方法中,对象的横向的移动和纵向的移动双方都作为像素上的移动而被检测,横向的移动以更高灵敏度被检测,所以测量精度较低。相对于此,在本实施方式中,通过使用光点阵列光源,不检测对象的横向的移动而仅检测纵向的运动。因此,能够进行高精度的呼吸的监测。通过计算光点阵列图案的自相关,能够求出胸部区域的光点阵列图案的帧间的变化量。该平均的移动量表示由呼吸带来的胸部的上下运动。如图3C的部分(e)所示,通过将光点图案的平均的移动量描绘在时间轴上,能够进行呼吸的监测。根据本实施方式的结构,即使是有身体运动的情况下,也能够一边跟踪胸部区域一边进行高精度的呼吸感测。

[0167] 在图3C所示的例子中,使用图像中的额部区域中的像素的数据来测量心率的方法与图3A所示的方法相同。在图3C的例子中,测量心率及呼吸双方,但也可以仅测量呼吸。

[0168] 接着,说明使用实际的数据进行的生物体检测方法的一例。

[0169] 图4A表示由检测可见光的通常的摄像装置取得的图像的一例。在中央部能看到人的面部F。图4B的左侧的图表示由本实施方式的摄像装置2取得的用830nm的波长的光源1照明的与图4A相同的场景。在该图像中,由于配置在近前的箱B的较强的反射,难以识别面部F。所以,为了检测人体,第1运算电路22根据近红外的图像,计算直接反射光与散射光的对比度。

[0170] 图5是表示在对比度的计算中使用的像素区域的一例的图。图像数据作为2维的强度数据记录在存储器25中。设在横(x)向上第i个、纵(y)向上第j个像素的数据为 P_{ij} 。定义该(i,j)像素的对比度 C_{ij} 如下。

[0171] $C_{ij} = S_{ij} / A_{ij}$

[0172] 这里, S_{ij} 及 A_{ij} 分别是以(i,j)像素为中心的 7×7 像素的区域内的像素数据的标准偏差值及平均值。由于散射光相对于直接反射光的比率越高则标准偏差值 S_{ij} 越小,所以 C_{ij} 的值越小。在针对全部像素反复进行该处理之后,第1运算电路22仅提取 C_{ij} 的值为规定的范围内的像素。作为一例,显示了 $0.2 < C_{ij} < 0.47$ 的区域的一部分而成的图像是图4B的右侧的图。在该图中,将 C_{ij} 的值处于上述范围内的像素显示得白,将其以外的像素显示得黑。可知生物体(即面部F)的部分被正确地提取。

[0173] 这样,本实施方式的第1运算电路22计算图像中包含的特定的像素及配置在该像素的周围的多个像素的像素值的标准偏差与平均值之比,即对比度 C_{ij} 。基于该值,能够判定在与上述特定的像素对应的位置是否存在生物体,输出表示其存在与否的信息。

[0174] 根据本实施方式,能够利用生物体的特殊的光学特性来有效地检测隐藏在许多物体之中的生物体。这里,为了求出图像的对比度(即直接反射光与散射光的对比度)而求出了 7×7 像素的区域内的平均值和标准偏差值,但这是一例。在对比度的运算中使用的像素区域的尺寸(即像素数)需要根据由光源1形成的多个点像的密度和摄像装置2的分辨率来适当地设定。为了抑制计算结果的偏差,也可以在运算对象的像素区域内包含多个(例如3个以上)点像。通过使运算对象的区域的像素数增加,对比度的计算值的精度得以提高,但得到的生物体的图像的分辨率会下降。因此,运算对象的区域的像素数需要根据系统的结构和使用目的来适当地设定。进而,不仅是运算对象的像素数,重复该处理的像素的间隔也影响处理速度。在上述处理中,对全部像素依次反复进行计算,但通过增加进行运算的像素间隔,虽然分辨率下降,但能够提高处理速度。关于该像素间隔,也只要根据系统的结构和

使用目的适当地设定就可以。同样,对比度的规定的范围也并不限于 $0.2 < C_{ij} < 0.47$,只要根据系统的结构和使用目的适当地设定就可以。

[0175] 通过以上的办法,第1运算电路22从摄像装置2所取得的2维图像中,检测图像内的人体的区域。接着,第2运算电路23进行生物体信息的取得。由于已经由第1运算电路22确定了图像内的人体区域,所以使用该区域内的像素数据生成生物体信息。第2运算电路23例如如图3C所示,生成心率及呼吸的时间变动的数据作为生物体信息。由此,能够以非接触的方式监测心率及心跳变动。

[0176] 在以往的使用摄像机的生物体信息感测系统中,通常使用将图像中的生物体区域的像素数据平均化而检测生物体信息的方法。相对于此,本实施方式的生物体信息感测系统由于使用光点阵列光源,所以能够从2维图像将不需要的皮肤表面上的表面反射光成分除去,有选择地提取包含生物体信息的体内散射光。投影的光点阵列的像(表面反射光)作为具有较高的像素值的光点被检测到,在体内散射的成分(体内散射光)以光点为中心,作为比该光点低的像素值被检测到。通过对光强度设置阈值,将除了一定以上的光强度的像素的数据以外的像素的数据平均化,能够有效地提取体内散射光。通过这样的处理,能够高精度地取得生物体信息。

[0177] 图6是表示由本实施方式的第1运算电路22及第2运算电路23执行的动作的一例的流程图。这里,以由图像传感器7取得运动图像的情况为例,说明运算电路22、23的动作。另外,以下的动作可以通过由1个或多个处理器执行保存在存储器中的计算机程序来实现。

[0178] 首先,第1运算电路22从所取得的运动图像中提取人体的区域(步骤S101)。人体区域的提取方法如上所述。接着,第2运算电路23将所提取的人体区域内的像素值的数据中的相当于直接反射光成分的光点阵列的中心部分的数据使用预先设定的阈值除去(步骤S102)。在此基础上,第2运算电路23计算人体区域内的像素值(相当于体内散射成分)的平均值(步骤S103)。将以上的步骤S101~S103按运动图像的每个帧进行。第2运算电路23使用规定的期间(例如几秒到几十秒)的帧的数据计算上述平均值的时间变动的周期及振幅(步骤S104)。由此,能够取得生物体内的血流的信息。由于从心脏射出的动脉血具有被称作脉搏波的波动而在血管内移动,所以近红外线的吸收率及反射率连动于脉动而变化。能够根据该反射率的变动周期求出心率。进而,能够根据脉动的振幅推测血压或血流量。

[0179] 在使用预先设定的阈值将直接反射光成分除去的工序(步骤S102)中,在摄像装置与受验者的距离是一定的情况下可以使用固定的阈值。但是,通常摄像装置与受验者的距离变动的情况较多,所以优选的是能够应对这样的情况。所以,例如也可以计算运算对象的生物体区域整体的像素值的平均值,根据该平均值使阈值变化。在这样的形态中,像素值的平均值越高,可以将阈值设定得越高。

[0180] 根据本实施方式,能够得到例如由图3A的部分(d)所示的心跳的数据。关于通常的使用可见光摄像机及近红外摄像机以非接触的方式监测心跳的方法,提出了很多的方法。在这些以往的方法中,由于表面反射光的成分与散射光的成分的分离不充分,所以在非接触下容易受到环境光的影响,难以进行稳定且高精度的测量。相对于此,在本实施方式中,通过将所取得的图像信号中的表面反射光成分和散射光成分在空间上分离,能够进行稳定且高精度的心跳测量。例如,在以往的使用摄像机的远程心跳测量中,在讲话时因伴随着发声的身体运动而检测变得不稳定,不能进行精度高的心跳测量。通过使用本实施方式的方

法,如果是讲话程度的身体运动,则能够稳定地测量心跳。

[0181] 根据本实施方式,还能够推测受验者的心理的应激。已知根据心率的随时间的波动来推测心理的应激。已知在自主神经正常地发挥功能的情况下,心跳的间隔不波动,但因应激而心跳的间隔的波动减少。本实施方式的第2运算电路23还能够基于该心跳的间隔的波动的变化来检测心理的应激的有无或程度。为了在生活中经常性地地进行应激感测,本实施方式那样的非约束非接触的心跳感测技术是重要的。

[0182] 如以上这样,通过使用本实施方式的系统,不被约束就能够包括就寝时在内经常性地监测心率或血压。由此,例如能够构建在医院中经常性地监测患者的状态、在异常发生时向医疗工作人员发出警告那样的系统。在一般家庭中,也能够进行例如患上无呼吸症候群的患者的夜间的心率的监测。进而,在日常生活中,也能够如上述那样简便地进行应激感测,所以能够渡过更充实的日常生活。

[0183] (实施方式2)

[0184] 在实施方式1中,对从图像中检测人体区域、从图像内的人体区域取得生物体信息的系统进行了说明。以下,作为第2实施方式,说明利用人体检测的代表性的应用例。人体检测以例如在灾害现场探测被埋在瓦砾等下的受灾者为目的而不断开发。在灾害后72小时以内发现受灾者决定了受灾者的生存率。因此,需要简单而稳定的生物体检测系统。生物体检测技术还利用于安全领域及交通领域。在安全领域中为了发现入侵者,在交通领域中为了检测行人,生物体检测技术发挥重要的作用。能够从包括各种构造物或物体的图像中选择性地检测生物体(尤其是人)的系统的必要性也日益提高。能够通过实施方式1的第1运算电路22的动作来检测生物体,但通过进一步对于检测到生物体的区域感测生物体信息(例如脉动的有无),能够进行更可靠更高级的生物体检测。以下,按各个用途说明本实施方式的动作。本实施方式的物理结构与实施方式1的物理结构相同。

[0185] (1)灾害时的受灾者的发现

[0186] 在发生地震、海啸、泥石流等自然灾害时,从救助生命的观点出发,早期发现被埋在瓦砾下的受灾者特别重要。存在若超过3天则生存率大幅下降的所谓“黄金72小时”,需要在混乱的状况下迅速发现受灾者。通过使用本实施方式的系统,即便在瓦砾散乱的状况下,也能够拍摄并实时检测被瓦砾遮挡的受灾者。由于系统是小型的,所以例如也能够搭载在UAV(Unmanned aerial vehicle,所谓的无人机)上。由此,即使是存在二次灾害的危险而难以接近的灾害现场,也能够远程通过遥控取得图像并搜寻生存者。

[0187] 通过实施方式1的第1运算电路22的生物体检测处理,能够进行人体检测,但为了提高精度,在本实施方式中,还利用第2运算电路23的处理结果。对于由第1运算电路22推测为是生物体的区域(称作生物体区域),第2运算电路23感测生物体信息(例如脉动的有无)。由此,能够更可靠地检测人体。对于生物体区域,通过判定身体运动的有无,能够减少误检测而提高可靠性。身体运动的有无例如可以对连续的多个帧进行比较,基于在生物体区域中在时间上是否发生变动来判定。进而,通过使用生物体区域中的像素数据来判定心跳的有无,能够使人体的检测精度飞跃性地提高。根据本实施方式,通过并用利用皮肤的光学特性的生物体检测、基于生物体区域的移动的身体运动检测、根据生物体区域中的信号强度计算的心跳测量,能够进行高速且高可靠性的生物体检测。进而,由于根据生物体信息知道受灾者的身体状态,所以能够基于该数据决定救助的优先级。

[0188] 在以下所述的人体检测的用途中,也能够通过并用本实施方式的(1)生物体检测、(2)身体运动检测、(3)心率检测的信息,来实现可靠性更高的生物体检测。

[0189] (2) 监视用途

[0190] 监视摄像机广为普及,有益于市民生活的安全以及安心。监视摄像机台数越增多,由谁如何确认该监视摄像机的影像变得越重要。在现状下,由于难以由人总是确认图像,因此多采用如下利用方法:事先蓄积图像,在发生问题(案件)之后确认该图像从而把握状况。例如可以考虑如下利用方法:根据实时的图像捕捉发生问题的瞬间,并即时应对问题。通过使用本申请的技术,能够构筑如下系统:在人进入监视摄像机的画面时对其进行识别,对负责人发出警告并使其实时确认该图像。能够构筑如下系统:负责人不一定需要在监视摄像机的监视器前待命,而在检测到入时在负责人所携带的便携终端上出现警告并显示图像。这样的系统适于监视普通人不入内的仓库或建筑物的后门、或者限制入内的场所。此外,在如大厦等集中多台摄像机进行监视的场所中,通过对检测出人的摄像机影像进行强调显示,能够有利于防止忽略异常,有利于早期发现异常并进行应对。

[0191] 在监视目的中,也不仅是可疑者的检测,还通过使用第2运算电路23来感测生物体信息(脉动的有无),能够取得更重要的信息。根据在监视图像中出现的可疑者的心率或心跳变动,能够推测心理上的紧张状态。根据推测出的紧张状态,能够推测该人物的危险度(注意等级)。在机场或商业施設等的人群中通过摄像机影像检测潜在犯罪的可能性高的人物的安全系统的开发正在被推进。本实施方式的生物体检测及生物体感测系统也适用于这样的目的。

[0192] 在监视用途中,从以往的由人判断监视图像的方式,随着图像识别技术的进步,正在开发由计算机进行物体识别的方式。在这样的用途中,一般的方式是,将图像发送到主计算机并在主计算机侧进行识别。但是,需要将图像数据发送到计算机,会产生通信量增大、通信速度下降、主计算机的负荷增大等问题。如果能够通过监视摄像机进行一次性的图像的识别与判定,就能够大幅减轻通信、记录、运算的负荷。但是,若该识别没有充分的可靠性,则会发生导致将事态忽略等问题。在本实施方式的人检测方式中,由于能够以高可靠性检测出人,因此在检测出人时能够选择性地仅将包含人的部分图像发送到主计算机。其结果是,能够实现监视系统的有效运用。

[0193] 此外,随着图像识别技术的进步,能够根据图像来高精度地确定个人。关于根据图像确定个人,在现状下一般的方式也是将图像发送到主计算机并在主计算机侧进行识别,但如前述,通信、记录、运算的负荷存在问题。在运算时,为了面部识别而提取面部的操作会引起很大负荷。如果使用本实施方式的检测方式,就能够从图像内容容易地提取面部部分。因此,能够仅将面部部分发送到主计算机并进行个人确定,能够大幅减轻个人确定的负荷。再有,如果人数有限,则通过事先将特征登记到监视摄像机侧,能够不经由主计算机地即时在摄像机侧进行个人的确定。

[0194] (3) 车载用途

[0195] 通过将本实施方式的系统搭载到汽车上,能够常时识别路上的行人,实现更为安全的驾驶。即使在人被物体遮挡而视觉辨认性差的情况下,也能够检测出人并对驾驶员进行警告。在自动驾驶中,设想在无法通过制动器停止、无论向左右哪一方向转向都不能避免事故的局面下产生了向哪个方向躲避的问题。在这样的情况下,通过本系统检测人体并将

前进方向变更为躲避人的方向是有效的。在这样的用途时,由于要求以高精度且高速地检测人体,因此本实施方式的系统特别适合。

[0196] (4) 人体检测开关

[0197] 检测人体并切换电源的接通以及断开的用途广泛存在。例如,存在检测室内的人并控制空调或电灯等设备的开关、或者高精度地控制自动门、或者在人行横道检测行人并控制行人信号灯、或者变更自动售货机的照明的照度等用途。本实施方式能够适用于这些用途。使用本实施方式的系统,能够实现对物体以及宠物没反应而仅对人有感应的高性能的开关。在这样的用途中,也可以构成将本系统中的光源、摄像装置以及运算电路一体化而得的小型的人体检测传感器单元。

[0198] (5) 生物体认证

[0199] 指纹认证、虹膜认证以及静脉认证等生物体认证作为个人认证的方法广为使用。随着利用不断扩展,生物体认证的伪装的事例以及风险增加。在使用图像的认证中,迄今为止使用拷贝等的图像复制技术。近年来,随着虹膜认证以及3D打印机的利用不断扩展,使用更高精度的复制进行伪装的风险变高。作为这种风险的对策,二段认证系统是有效的。例如,在由本实施方式的生物体检测系统确认了对象为生物体之后进行正常的生物体认证的方式是有效的。通过使用本系统的生物体检测系统来确认是生物体,能够提高生物体认证的可靠性。

[0200] 在以上说明的用途中的(1)~(4)的用途中,也可以是,第2运算电路23生成将判断为是人体的区域重叠在可见光图像上的图像数据,并显示在显示器上。在表示人体区域的单独的图像或将红外图像与表示人体区域的近红外图像重叠后的图像中,由于与人的视觉图像不同,所以即使在检测到人体的情况下,在人识别人体位置时也有问题。为了解决该问题,也可以对图3A所示的系统追加可见光摄像机。第2运算电路23也可以进行从可见光摄像机得到的可见光图像与从图像传感器7得到的红外图像的重叠,生成在可见光图像上重叠有人体区域的图像数据。通过在可见光图像上强调表示人体区域,能够提高辨识度。在人进行检测到人体后的判断这样的用途中,能够进行可见光图像与人体区域的图像的重叠的系统是更有效的。

[0201] 进而,在使用追加了可见光摄像机的系统的情况下,第2运算电路22也可以从可见光图像提取图像的轮廓线,从被推测为是人体区域的区域中除去相当于轮廓线的部分。这是因为,在物体的轮廓部分,红外线的反射率有时较大地变化,由此有时将物体的轮廓区域误检测为人体。通过除去轮廓区域,能够得到噪声少的人体区域图像。

[0202] 为了用1台摄像机取得可见光图像和用于人体检测的近红外图像,例如只要从摄像机取下可见光截止滤光器,使照明光与摄像机的帧速率连动而将可见光和近红外光按每1帧进行切换就可以。通过这样的结构,能够用1台摄像机取得可见光图像和近红外图像。该方法的优点是能够用一台摄像机取得可见光图像和近红外图像,所以没有摄像机间的视差,图像的重叠较容易。

[0203] (实施方式3)

[0204] 作为第3实施方式,说明将人体检测和人体信息感测组合起来使用的更具体的应用例。如上述那样,根据本申请的系统,能够迅速地检测人体,根据检测出的人体区域的数据高速且高精度地取得心跳等生物体信息。可以利用它来实现浴室、厕所及寝室等个人空

间中的监护系统。在个人空间中,顾及隐私特别重要。在利用高分辨率的摄像机常时地拍摄对象者并使用其图像的系统中,产生由图像的流出带来的隐私侵害的可能性、以及因摄像机的存在带来的拍摄时的心理上的负荷。这样的问题通过本实施方式的监护系统得到解决。

[0205] 随着高龄化的发展,日本国内的入浴中的死亡者据说每年有1万到2万人。该人数远比交通事故死亡人数的4千至5千人多。浴室中的死亡原因有事故(溺死)及疾病(心脏病及脑疾病的发作)。死亡者中高龄者较多,在冬季发生得较多,随着高龄化而每年件数也增加。关于浴室内的死亡,在事故及疾病的情况中都包含许多如果在发生异常时能提早发现则有可能救命的事例。由于浴室是封闭的隐私空间,所以发现较晚而导致死亡的情形较多。强烈地希望有能够在顾及隐私的同时监护浴室内的对象者的系统。

[0206] 图7A是示意地表示本实施方式的生物体信息检测装置及其处理的图。本实施方式的生物体信息检测装置的结构基本上与图3A所示的结构相同。但是,在本实施方式中,考虑到浴室中的使用,光源1及作为摄像机的摄像装置2存放在具有防水功能的框体15中。框体15在正面具有开口,以便不遮挡来自光源1的光及从受验者3返回来的光。在开口设有将可见光截止、供近红外光透射的滤光器16。从光源1射出的近红外光穿过滤光器16向受验者3入射。由受验者3反射的该近红外光再次穿过滤光器16,穿过作为摄像装置2的镜头的光学系统5及带通滤光器8,向图像传感器7入射。

[0207] 图7A所示的生物体信息检测装置还具备发出警报(警告音)的扬声器18和控制装置17。控制装置17连接于摄像装置2、光源1及扬声器18,对这些进行控制。控制装置17是相当于图2所示的计算机20的要素,具有图3B所示的第1运算电路22、第2运算电路23、存储器25及控制电路26等。控制装置17的控制电路26当检测到异常时,向扬声器18指示以发出警报。

[0208] 在本实施方式中,谋求系统的防水化,进行了考量以使得从人的眼睛看不到摄像装置2。由此,能够减轻在浴室内被拍摄的心理上的负荷。关于基本的系统的结构及信号处理,与实施方式1大致相同。

[0209] 以下,参照图7B及图7C说明本实施方式的实际的监护的算法。在本实施方式中,图7A所示的生物体信息检测装置(也称作“监护系统”)被设置在浴室的角落,如图7B的部分(a)所示,能够监视浴室整体。根据通过摄像取得的近红外图像的数据,进行人体检测(图7B的部分(b))、身体运动检测(图7B的部分(c))及心跳异常的检测(图7B的部分(d))。在检测到人体后,在没有身体运动的情况下,例如向入浴中的本人发出第1警报(警报1),进行注意唤起。进而,在检测到心跳异常的情况下,例如向浴室外的人发出第2警报(警报2)。以下,参照图7C的流程图,更详细地说明本实施方式的监护系统的动作。

[0210] 图7C是表示本实施方式的监护系统的动作的流程图。首先,第1运算电路22基于所取得的近红外图像的数据,通过与实施方式1相同的方法进行人体的检测(步骤S201)。这里,在检测到人体的情况下,向下一个身体运动检测的步骤S202转移。此时,在人体检测中使用的图像的数据不被记录到存储装置(例如,图3B所示的存储器25)中,仅将人体区域的数据保留而用运动图像的下一帧的图像的数据改写。这样,不会留有能够确定个人的图像数据,所以隐私得到保护。

[0211] 接着,第2运算电路23对于检测到的人体区域,比较连续的多个帧间的数据,由此

检测身体运动(步骤S202)。例如,在一定时间(例如30秒)以上没有身体运动的情况下,对本人发出警报1(步骤S203)。例如可以是“醒着吗?洗澡是危险的。如果醒着请按下OK按钮。”这样的警报。警报1以进行对本人的注意唤起和状态的确认为目的。在没有身体运动的情况下,第2运算电路23还测量脉动(步骤S204)。在脉动少的情况或无法检测到脉动的情况下,发出警报2(步骤S205)。这是针对浴室外的人(家人、看护者、救护车等)的警报。可以是以对于由系统预先设定的对象者进行通过声音警报、电话或因特网的确认及救助委托为目的的警报。

[0212] 根据本实施方式,能够以简单的系统结构进行(1)人体检测、(2)身体运动检测、(3)心跳测量这3阶段的检测。因此,能够实现可靠性高的监护。

[0213] 在上述例子中,按照步骤进行(1)人体检测、(2)身体运动检测、(3)心跳测量这3阶段的检测,但也可以不按这样的顺序进行。例如,也可以在人体检测后并行地进行身体运动检测及心跳测量。由此,能够经常性地监测入浴者的心跳,能够对入浴者进行适当的建议。发生了很多伴随于由脱衣处与浴室间的温度引起的血管收缩的心跳变化、以及伴随于体表面血流的上升的脑及心脏的血流的下降和伴随于此的起立性低血压的发生所引起的眩晕(晕堂)造成的溺死。通过如本实施方式那样经常性地监测心跳,能够实时地检测入浴者的身体状况变化。当检测到身体状况变化时,通过向入浴者反馈,能够防止上述那样的事故。例如,在心率的上升较大的情况下,能够发送“需要注意眩晕。在站起时请抓住扶手缓慢地站起。”这样的消息。

[0214] 在浴室、厕所及寝室等的隐私空间中的监护系统中,隐私的保护特别重要。在本实施方式中,由摄像机取得的近红外图像仅用于人体检测,图像数据自身不会被记录到存储媒体中,在人体检测处理后总是被下一帧的数据改写。此外,本实施方式的系统被设计为不具有图像数据的输出机构。因此,不能从外部取得图像数据。进行了考量,以使得即使遭到有恶意的黑客等的攻击,隐私也不会受到侵害。此外,通过使用近红外光,能够使得从外部看不见摄像机,所以不会带来被拍摄的感觉而进行监护。在隐私空间中的监护系统中,这样的硬件方面及心理方面的隐私确保特别重要。通过本实施方式,能够进行顾及隐私的家庭内的监护。

[0215] (实施方式4)

[0216] 作为第4实施方式,说明以非接触的方式测量血氧饱和度的系统。血液的重要作用在于,从肺接受氧并运输到组织,从组织接受二氧化碳并使之循环到肺。在100ml血液中存在约15g的血红蛋白。将与氧结合的血红蛋白称作“氧化血红蛋白(HbO_2)”,将未与氧结合的血红蛋白称作“还原血红蛋白(Hb)”。如图2所示,氧化血红蛋白以及还原血红蛋白的光吸收特性不同。氧化血红蛋白较好地吸收超过约830nm的波长的红外线,还原血红蛋白较强地吸收红色光(例如660nm的波长)。针对830nm的波长的近红外线,二者的吸收率并无差异。于是,在本实施方式中,测量660nm以及830nm这2个波长下的透射光。根据这些红外光与红色光的透射光的比率,能够求出2种血红蛋白的比率(氧饱和度)。氧饱和度为表示血液中的血红蛋白之中多少已与氧结合的值。氧饱和度由下式定义。

[0217]
$$\text{氧饱和度} = \frac{C(\text{HbO}_2)}{[C(\text{HbO}_2) + C(\text{Hb})]} \times 100(\%)$$

[0218] 这里,C(Hb)表示还原血红蛋白的浓度,C(HbO₂)表示氧化血红蛋白的浓度。

[0219] 在生物体内,虽然在血液以外也包括吸收红色~近红外的波长的光的成分,但光

的吸收率随时间变动主要起因于动脉血中的血红蛋白。因此,基于吸收率的变动,能够高精度地测量血氧饱和度。从心脏射出的动脉血形成脉搏波并在血管内移动。另一方面,静脉血不具有脉搏波。照射到生物体上的光在动静脉以及血液以外的组织等生物体的各层中被吸收而透射生物体,但动脉以外的组织的厚度不随时间变动。因此,来自生物体内的散射光与由脉动引起的动脉血层的厚度的变化相应地表现出时间性的强度变化。该变化反映动脉血层的厚度的变化,不包括静脉血以及组织的影响。因此,通过仅关注散射光的变动成分,能够得到动脉血的信息。通过测量与时间相应地变化的成分的周期,还能够求出脉搏。

[0220] 图8是表示本实施方式的系统的结构的图。本系统具备:光源101、102,是配置在与生物体3相离的位置上且分别射出近红外的波长的光线(例如波长830nm)以及红色的波长的光线(例如波长660nm)的2个排列点像光源;摄像装置201、202,是能够记录被照射的生物体表面的2个摄像机;以及计算机20,根据所取得的图像分离并测量生物体表面的直接反射光强度与体内的散射光的强度,根据直接反射光的强度和散射光的强度计算生物体信息。这里,为了测量血氧饱和度,配备波长不同的2个光源101、102、以及与各个光源对应的摄像装置201、202。

[0221] 图9是表示摄像装置的结构图。摄像装置201、202分别具有作为镜头的光学系统5和摄像机框体6。在摄像机框体6中,搭载有图像传感器7、以及供近红外光(波长830nm)选择性地透射的带通滤光器802。在摄像机框体6中,搭载有图像传感器7、以及供红色的光(波长660nm)选择性地透射的带通滤光器801。

[0222] 光源101例如能够使用美国Osela公司的随机光点图案激光投影仪RPP017ES。该激光光源为830nm的近红外激光光源,在 $45 \times 45^\circ$ 的视场角内投影57446点的激光光点图案。光源102例如能够使用美国Osela公司的随机光点图案激光投影仪RPP016ES。该激光光源为660nm的红色激光光源,在 $35 \times 35^\circ$ 的视场角内投影23880点的激光光点图案。

[0223] 计算机20控制2台摄像装置201、202以及光源101、102,以使这些摄像装置联动地同时进行摄像。据此,例如如图9的右侧所示,由摄像装置201、202生成波长不同的光的2个图像。

[0224] 图10是表示带通滤光器801、802的透射率特性的图。带通滤光器801具有透射中心波长为830nm且通带宽度为10nm的透射特性。带通滤光器802具有透射中心波长为660nm且通带宽度为10nm的特性。带通滤光器801、802的透射中心波长分别与光源101、102的波长的中心值一致。因此,在摄像装置201中,取得由830nm的波长的光形成的图像,在摄像装置202中,取得由660nm的波长的光形成的图像。

[0225] 计算机20内的运算电路22与实施方式1同样,首先从运动图像提取人体区域。对该区域内的像素的数据进行基于阈值的数据选择,除去直接反射光成分。然后,计算测量区域内的像素值的平均值。针对830nm、660nm的各个摄像装置执行以上的处理。如此地计算而得到的平均值表示来自生物体的扩散反射光的强度。

[0226] 图11是表示得到的扩散反射光强度的时间变化的一例的图。针对近红外光(波长830nm)、红色光(波长660nm)这双方,反射光强度随时间变动。在此,设来自光源101、102的光在生物体表面的强度分别为 $I_i(830)$ 、 $I_i(660)$,设来自生物体的扩散反射光的变动成分的时间平均值分别为 $\Delta I(830)$ 、 $\Delta I(660)$ 。血氧饱和度 SpO_2 按照下式进行计算。

[0227] $SpO_2 = a + b * (\log(\Delta I(660) / I_i(660)) / (\log(\Delta I(830) / I_i(830)))$

[0228] 上式中的a、b可以根据与已有的脉血氧仪的测量值的关系来决定。

[0229] 为了确认测量装置的精度,使用本系统不仅测量了额部而且还测量了指尖的氧饱和度和度。使用用于血压测量的皮带(袖带),以固定压力(200mmHg)对上臂部进行加压,来止住血流并在指尖测量氧饱和度。

[0230] 为了比较,在食指上穿戴市售的夹入手指方式的脉搏血氧仪,并通过本系统以非接触的方式测量中指的氧饱和度。通过最初的测量决定上述的a,b,通过第2次以后的测量对血氧饱和度 SpO_2 进行测量。

[0231] 图12表示使用接触式的脉血氧仪的情况下的测量值与本实施方式的测量值的比较结果。由于两者的结果大致一致,所以可知能够精度良好地测量。在本实施方式的方式中,不仅能够测量血氧饱和度,而且还能够根据图11所示的脉搏波同时测量心率。

[0232] 已知能够根据脉搏波的波动或频率特性测量应激以及疲劳。通过使用本实施方式的系统,能够根据脉搏波以非接触的方式推测受验者的应激等心理状态以及身体状况。

[0233] (实施方式5)

[0234] 作为第5实施方式,说明使用1台摄像机来测量血氧饱和度的方式。在第4实施方式中,使用2台摄像机并通过各个摄像机取得不同的光源波长的信号。该方式具有能够沿用现有的摄像机这一长处,但由于需要使2台摄像机联动地进行摄像,因此系统结构变得复杂。所取得的数据也为2台量的独立的运动图像数据,因此还存在使时间匹配的数据处理变得复杂的问题。为了避免这些问题,在本实施方式中,实现能够通过1台摄像机同时取得2个波长量的图像的数据的摄像机。

[0235] 图13是表示本实施方式的生物体信息检测装置的结构图。该装置具备具有2个摄像装置201、202的双镜头立体摄像机的结构。于是,在本说明书中,将这样的方式称作“立体摄像机方式”。作为摄像机的生物体信息检测装置具有作为第1激光点像光源的光源101(波长830nm)和作为第2激光点像光源的光源202(760nm)。来自光源101、102照明的生物体的反射光分别穿过带通滤光器801、802,前进方向经反射镜901、902弯曲90度,由作为镜头的光学系统501、502成像在图像传感器701、702的摄像面上。带通滤光器801、802分别为仅供与2个光源的波长对应的 $830 \pm 15\text{nm}$ 、 $760 \pm 15\text{nm}$ 的波长的光透射的窄带带通滤光器。

[0236] 如果快门按钮11被按下,则2个光源101、102点亮,同时图像传感器701、702取得生物体的图像。所取得的图像通过图像处理处理器(相当于图3B中的运算电路22或23)变换为立体图像的格式,在进行图像信号处理后蓄积到存储装置(相当于图3B中的存储器24)。其后的处理与实施方式3或4相同。

[0237] 根据本实施方式,通过使摄像系统为一台立体摄像机的结构,系统整体变得紧凑,能够使后级的从图像信号处理到氧饱和度计算为止的信号处理系统的结构简单。由此,能够兼顾操作的简便性和高速性。

[0238] 作为2个光源的波长,例如能够使用近红外域的760nm以及830nm。氧化血红蛋白与还原血红蛋白的吸收差在实施方式2及3中使用的660nm比760nm大,因此能够更高精度地测量氧饱和度。但是,由于660nm的波长为可见光域,因此若使用该波长则存在给受验者造成负担的可能性。进而,由于在荧光灯以及LED照明中包括660nm的波长的成分,因此存在易受环境光影响的问题。在本实施方式中,考虑该情况而选择了760nm的波长。由于还原血红蛋白的吸收峰处于760nm,因此在将短波长侧的光源设定为近红外域的情况下,使用760nm-

780nm的波长是有效的。所使用的波长不限于上述,根据用途和使用环境适当选择即可。

[0239] (实施方式6)

[0240] 作为第6实施方式,说明使用1台摄像机测量血氧饱和度的另一方式。在第5实施方式中,是1台摄像机包括2个光学系统和2个图像传感器的立体摄像机方式的结构。在本实施方式中使用如下系统:使用多个镜头来分割图像,由此以1个图像传感器取得与2个波长对应的不同的2个图像。将本实施方式的方式称作“立体镜头方式”。参照图14说明立体镜头方式的系统。

[0241] 图14是示意地表示本实施方式的生物体信息检测装置的一部分的剖视图。虽然在图14中进行了省略,但生物体信息检测装置例如在摄像机框体6内具备投影由830nm以及760nm这2个波长的光形成的光点图案的2个光源。如图14所示,光学系统5在内部具有作为两组镜头的光学系统501、502。光学系统501、502设计为分别成像在图像传感器7的摄像面的不同的2个区域。在光学系统501、502的前方,分别配置有供与2个光源的波长对应的830nm以及760nm的光分别透射的2个窄带带通滤光器801、802。

[0242] 通过这样的结构,能够使用1个图像传感器7取得同时刻的2个波长的光所形成的2个图像。第2控制电路23通过与实施方式3~5同样的方法根据这2个图像计算血氧饱和度。根据本实施方式,由于在1个图像信号中包含与不同的2个波长对应的同时刻的2个图像的信息,所以运算处理变得容易。

[0243] 以下说明使用该立体镜头方式的系统进行应激感测的结果。日本特开平6-54836号公报及日本特开2008-237244号公报公开了通过热敏成像法检测因人感到应激(紧张)或集中精神而发生的鼻部的周围部分的温度的下降的方法。鼻部的血流因心理变化而下降,随之引起鼻部的温度下降。通常采用通过热敏成像法对其进行检测的方法。因血流的变化而产生面部的温度的变化。如果能够高精度地测量血流的变化,则与测量作为血流的变化引起的表面温度的变化相比,能够以更高精度且响应性好地进行应激感测。

[0244] 图15A表示使用本实施方式的生物体信息检测装置来进行应激感测而得到的结果的图。作为应激进行将右手放入冷水(冰水)的冷水负荷。为了比较,使用热敏成像法测量了在图15B用虚线包围的鼻部和脸颊部的温度变化。图15A表示该测量结果。鼻部的温度在开始冷水负荷后,用时3分钟左右缓缓下降,下降约1.2℃而达到稳定。已知在负荷结束后,还是用时3分钟左右温度复原。另一方面,已知脸颊部的温度几乎不受冷水负荷的影响而保持稳定。

[0245] 图15C是表示使用采用了立体镜头方式的实施方式的生物体信息检测装置而得到的血流量以及血氧饱和度的变化的图。从脸部的血流量与氧饱和度(SpO_2)的数据中,提取在图15B中由虚线所示的鼻部和脸颊部的区域的数据。实线表示血流量的时间变化,虚线表示氧饱和度(ΔSpO_2)的时间变化。如图15C所示,鼻部的血流量从刚发生冷温刺激后就表现出下降倾向,示出了时间响应性好。另一方面,脸颊部的血流量则几乎没有变化。关于氧饱和度,在鼻部与血流量的下降一起还观测到氧饱和度的下降,而在脸颊部则几乎没有变化。

[0246] 根据本结果可知,通过在面部的不同部位测量血流量以及氧饱和度能够得到很多数据。基于这些数据,能够高精度地进行情绪(即情感)、身体状况或集中度的检测。由于自主神经系统的影响所致的血流量的变化因面部的部位而不同,因此使用摄像机测量特定部

位的血流量的变化特别重要。此时,通过同时测量血流量的变化小的部位来作为参考,能够提高测量的精度。

[0247] (实施方式7)

[0248] 作为第7实施方式,说明使用1台摄像机测量血氧饱和度的另一方式。

[0249] 图16是示意地表示本实施方式的生物体信息检测装置的结构剖视图。该装置具备能安装到作为通常的镜头的光学系统5上的立体适配器10。立体适配器10为具备4片反射镜151、152、153、154以及2个带通滤光器801、802的附件。通过使用立体适配器10,能够将与2个波长对应的2个图像分别形成在图像传感器7的摄像面的不同的2个区域。将该方式称作“立体适配器方式”。

[0250] 在立体适配器方式中,使用2组对置的反射镜,能够通过1个图像传感器7取得与2个波长对应的不同的2个图像。在图16中省略,但实际上将分别发出830nm以及760nm这2个波长的光的2个光源内置在摄像机框体6内。立体适配器10装配在光学系统5的前端。2组反射镜(反射镜151、152所成的对、反射镜153、154所成的对)将光路变向2次并导入到光学系统5。在光学系统5与反射镜151、152、153、154之间搭载有供与光源的波长对应的830nm以及760nm的波长的光透射的窄带带通滤光器801、802。

[0251] 该生物体信息检测装置能够通过1个图像传感器7取得同时刻的2个波长的图像。基本想法与实施方式5相同。立体镜头方式由于能够使镜头小型,因此具有能够使系统整体小型化的长处。另一方面,在立体适配器方式中,系统整体虽然大型化,但具有能够使用高性能的摄像机镜头并能够提高分辨率,并且能够使用倍率不同的镜头以及变焦镜头的优点。能够提高系统的自由度这一点是立体适配器方式的优点。

[0252] 针对使用本实施方式的作为摄像机的生物体信息检测装置检测人的情绪进行了研究。如实施方式5中说明的那样,能够基于血流量稳定地检测人的应激等情感或情绪。随着人的情感或情绪的变化,自主神经活跃,皮肤表面的血流量变化。面部颜色根据该血流量的变化而变化。人平时根据该面部颜色的微妙的变化检测对象人物的情绪以及身体状况。可以想到,被称为“名医”的医生仅通过观察患者的面部就能诊断身体状况或病因,其原因在于能够根据患者的微妙的面部颜色的变化来辨别身体的变化。此外,据说感觉敏锐的人在读取对方的情感时,微妙的面部颜色的变化也与微妙的表情的变化一同起到重要的作用。进而,在最近发展显著的游戏、动画以及计算机图形的领域中,为了将自然的印象或真实感融入情景,针对使人物的面部颜色微妙变化广泛进行了研究。根据这些例子可知,面部颜色表现人的情绪以及身体状况,想要通过计测面部颜色来读取情感的研究日益进步(例如黑田等著“情動変動に伴う顔色と顔面皮膚温の分析とその顔色合成(与情绪变动相伴的面部颜色和面部皮肤温度的分析及其面部颜色合成)”、人机界面学会研究报告集1(1)、15-20、1999)。可是,通过面部颜色直接计测情绪的尝试难以实现稳定的测量而不适于实用。其原因在于,因为面部颜色的变化存在个人差异,面部颜色的变化是微妙的而且受到环境光以及摄像机的严重影响,所以难以实现稳定的测量。希望通过计测面部颜色以外的方法更稳定且高精度地测量面部颜色的变化的方法。

[0253] 已知人的面部颜色主要由皮肤表面(真皮)所包含的黑色素的数量、以及血液中的血红蛋白(氧化血红蛋白以及脱氧(还原)血红蛋白)的浓度决定。由于黑色素在短时间内不变动(长期变化、因晒黑等而变化),因此情绪的变化能够通过测量血流量稳定进行测量。在本

实施方式中,为了检测情绪的变化,不仅计测面部颜色,还直接测量使面部颜色变化的氧化血红蛋白以及脱氧血红蛋白的血流量。如实施方式5中说明的那样,面部的血流量的变化因部位而不同。这是因为,易受自主神经系统影响的程度因面部的部位而不同。例如具有如下等特征:在鼻部动静脉吻合血管多而易受自主神经系统影响,相对于此,前额部难以受皮肤血管收缩神经影响。本实施方式中运算电路22通过运算求出不同的多个部位的血流量,通过比较这些血流量,能够高精度地检测情绪的变化。

[0254] 以下,说明与情绪的变化相伴的血流量的变化的计测。将图16所示的立体适配器方式的摄像机用于血流量的测量。受验者坐在摄像机的正面,由摄像机拍摄面部。从稳定的状态,受验者视听带来恐怖、笑、吃惊、厌恶感等的视频,取得受验者的面部的彩色图像。根据视频的场景与彩色图像中的表情的变化读取情绪的变动,测量此时的血流量的变化。如在图17A中由虚线所示,针对鼻部以及额部进行测量。

[0255] 图17B是表示在诱发笑的情感时的总血流量(氧化血红蛋白以及脱氧血红蛋白)的时间变化与氧化血红蛋白的血流量的比例(氧饱和度)的时间变化的图。可知由于笑的情绪变化,血氧饱和度的值也与血液总血流量一起大为变化。针对其他的情绪变化也进行了同样的研究。将结果表示在图18中。图18是取氧饱和度为横轴、取总血流量为横轴、将在各个情绪变化时产生的血流与氧饱和度间的关系进行描绘的图。与上述同样地通过计算求出在诱发悲哀、吃惊、忧郁、恐惧、厌恶、愤怒、集中、幸福等其他情绪时的总血流量以及血氧饱和度的变化量。对12名受验者进行相同的测量。图18示出了12名的实验结果的平均值。虽然存在个人差异,但几乎在全部受验者中总血流量以及血氧饱和度的变化都示出了同样的倾向。根据该结果,示出了能够通过血流量以及氧饱和度的至少一方检测情绪的变化。

[0256] 如图17B所示,氧饱和度与血流量的关系因面部的部位而不同。因此,通过求出面部的多个部位的血流量与氧饱和度,能够更高精度地进行情绪的感测。在针对本实施方式进行的情绪感测的实验中,进行额、脸颊和鼻这3点的测量。在额、脸颊和鼻之间,情绪变化所引起的氧饱和度以及血流量的变化不同。因此,通过事先制作表示各个部位的氧饱和度以及血流量的变化量的关系的表,计算氧饱和度与血流量的实测值和相关,能够高精度地检测情绪的变化。

[0257] (实施方式8)

[0258] 作为第8实施方式,说明不通过光学系统进行图像分割而使用1台摄像机测量血氧饱和度的方式。在实施方式3~7中,说明了对来自与2个波长对应的2个光源的光进行分割并感测,通过运算求出氧饱和度等生物体信息的方法。本实施方式的生物体信息检测装置不进行图像的分割,而通过图像传感器取得不同波长的2个图像信号。

[0259] 图19A是示意地表示本实施方式的生物体信息检测装置的结构图。该装置不是通过光学系统而是通过图像传感器703分离与2个波长对应的2个图像。在图19A中,省略点像光源,但实际上将分别发出830nm与760nm这2个波长的光的2个光源内置在摄像机框体6内。在作为摄像机的镜头的光学系统5的前面,配置有供730nm以上且850nm以下的波长的光透射的带通滤光器8。带通滤光器8滤掉可见光以及长波长的红外线。透射了带通滤光器8的光由光学系统5成像在图像传感器703的摄像面上。在此所使用的图像传感器703不同于通常的图像传感器,具有供近红外线透射的2种带通滤光器。

[0260] 图19B是表示与在图像传感器703的摄像面上排列的多个光检测单元对置的多个

滤光器的图。图像传感器703具有：选择性地供680nm-800nm的光透射的滤光器IR1、以及选择性地供800nm以上的波长的光透射的滤光器IR2。滤光器IR1、IR2排列成棋盘格状。图19B中的下图为表示滤光器IR1、IR2的透射率的波长依赖性的一例的图。图像传感器703通过多个光检测单元（也称作“像素”）检测由作为2个光源的波长的760nm以及830nm的光形成的2个图像。

[0261] 第1运算电路22（图3B）从图像传感器703个别地读出与760nm的波长对应的多个光检测单元的数据和与830nm的波长对应的多个光检测单元的数据。针对各个图像检测人体区域。然后，第2运算电路23（图3B）如图19C所示，对各自的数据中的不足的像素的数据进行插补，生成760nm的波长的图像和830nm的波长的图像。第2运算电路23根据这两张图像计算血流量及氧饱和度。由于这两张图像完全重叠，所以与根据分割后的两张图像计算血流量和氧饱和度相比，运算变得简单。该方法的问题是，与使用与各个光源对应的带通滤光器相比，滤光器的遮断能力较低，所以有可能引起光源之间的混色。

[0262] （实施方式9）

[0263] 作为第9实施方式，说明不仅能够不分割图像地取得与2个波长的光源对应的2个图像，而且还能够一并取得彩色图像的生物体信息检测装置。

[0264] 图20A是表示本实施方式的生物体信息检测装置的结构图。在图20A中也省略了点光源，但在摄像机框体6中内置有分别发出830nm和760nm这2个波长的光的2个光源。在本实施方式中，为了取得彩色图像，在作为镜头的光学系统5的前面没有设置带通滤光器。可见光及激光光源的照明光由光学系统5成像在图像传感器704的摄像面上。这里使用的图像传感器704与通常的图像传感器不同，包括用于取得彩色图像的光检测单元、和用于取得近红外图像的两种光检测单元。

[0265] 图20B是表示在图像传感器704的摄像面上排列的多个带通滤光器（或滤色器）的图。图20B的下图表示与各滤光器对置的像素的相对灵敏度的波长依赖性。如图20B所示，在摄像面上排列有分别供蓝色、绿色、红色的光透射的3种滤色器（R、G、B滤光器）、供650nm以上的光透射的滤光器IR-1、和供800nm以上的光透射的滤光器IR-2。在斜向上相邻地配置有2个绿滤光器、在其对角侧配置有红及蓝的滤光器，该排列与通常的图像传感器的拜耳排列相同。在拜耳排列的4个滤光器的基本单位旁边配置有2个滤光器IR-1、IR-2，这一光点与以往的图像传感器不同。

[0266] 在实施方式8的滤光器IR1和本实施方式的滤光器IR-1中，透射波段不同。实施方式8中的滤光器IR1是供650nm-800nm的波段的光透射的相对窄带的滤光器，相对于此，在本实施方式中，使用供650nm以上的波段的光透射的滤光器。这是为了简化图像传感器704的制造工序。但是，并不限于此，也可以使用实施方式8所示的滤光器。本实施方式的滤光器IR-1对760nm及830nm双方具有灵敏度。因此，第2运算电路23从与滤光器IR-1对置的光检测单元的信号减去与滤光器IR-2对置的光检测单元的信号来计算与760nm相当的信号后，求出血氧饱和度。由此，如图20C所示，通过图像传感器704求出红、蓝、绿的图像（彩色图像）和760nm、830nm的各波长的图像。

[0267] 在该方式中，与实施方式8相比更容易发生混色。但是，能够通过使用简单的1台摄像机的系统同时得到彩色图像和血流量及血氧饱和度的信息。本系统的优点是，由于通过1台摄像机取得可见光图像及近红外图像，所以能够取得没有视差的可见光图像及近红外图

像。这在如将可见光图像和近红外图像重叠显示的用途中特别有效。

[0268] 这里,对使用与红外域的2个波长及可见光域的3个波长(红、蓝、绿)这5个波长对应的多谱段传感器的生物体信息感测摄像机的结构例进行了说明。只要是在实施方式1中说明的人体检测方式的摄像机,则能够通过红外域1个波长及可见光域3个波长(红、蓝、绿)这4个波长的计测进行彩色摄像和人体检测。在这样的用途中,可以利用具有例如在图20D中表示的、与4个波长对应的4种滤色器的多谱段传感器。滤色器对图像传感器中通常所使用的拜耳排列的2个绿像素之中的1个像素分配近红外(IR)像素。这里,设想为与点亮850nm的近红外照明的系统对应的摄像机,作为近红外滤光器而选择如选择性地供850nm透射的滤光器。通过使用这样的摄像机,能够由一台摄像机系统兼作通常的彩色摄像机和生物体检测摄像机。监视摄像机为一台即可,切出检测出人体的部分的彩色图像也与使用2台摄像机相比变得更容易。在此,使用与850nm对应的滤色器,但能够根据所使用的近红外光源变更近红外滤光器。

[0269] (其他实施方式)

[0270] 以上例示出了本申请的实施方式,但本申请不限于上述的实施方式,能够进行多种多样的变形。关于上述的各实施方式说明的处理有时在其他实施方式中也能够适用。以下说明其他实施方式的例子。

[0271] 在以上的实施方式中,排列点像光源使用了激光光源,但也可以使用其他种类的光源。例如,也能够使用更廉价的LED光源。但是,与激光光源相比,LED光源的直线度差而容易扩散。因此,在使用LED光源的情况下,也可以使用专用的聚光光学系统,或限制摄像对象物与摄像机的距离。

[0272] 生物体信息检测装置也可以具备调整光学系统的焦点的调整机构。这样的调整机构例如可以由未图示的马达及图3B所示的控制电路25实现。这样的调整机构调整光学系统的焦点,以使通过光源投影到对象物的光点图案的像的对比度最大。由此,在实施方式1中说明的对比度的计算的精度提高。

[0273] 第1运算电路22使用从图像传感器输出的图像信号来检测生物体区域。此时,在图像内检测到多个生物体区域(别人或同人物的面部和手的区域)的情况下,也可以基于该检测区域的大小或形状来决定要检测的生物体区域。

[0274] 第2运算电路23也可以基于图像信号生成包含黑色素的浓度、斑的有无、痣的有无中的至少1个在内的表皮内的信息。如上述那样,表皮含有强烈吸收光的黑色素。斑及痣因黑色素的增加而产生。因此,能够基于来自生物体的表面的光的强度分布检测黑色素的浓度、斑、痣。第2运算电路23例如也可以从图像信号中提取来自生物体的表面的直接反射光成分,基于该直接反射光成分生成包含黑色素的浓度、斑的有无、痣的有无中的至少1个在内的表皮内的信息。直接反射光成分例如可以通过实施方式1的对比度是否超过规定的阈值、或将图像信号中的低频成分除去来得到。

[0275] 在本申请中,说明了使用2台摄像机的双摄像机方式(图8)、将2组光学系统与2组图像传感器搭载到1台摄像机上的立体摄像机方式(图13)、使用2组镜头与1个图像传感器的立体镜头方式(图14)、使用镜头适配器并利用1个镜头与1个图像传感器的立体适配器方式(图16)、使用图像传感器分割图像的方式(图19A、图20A)。如上述,由于各个方式都存在优点与缺点,因此能够根据用途选择最佳的方式。

[0276] 如以上说明,根据本申请的实施方式,能够不束缚受验者且不使传感器等检测装置与受验者接触地,不仅测量心率以及血流量而且还测量血氧饱和度。根据受验者的不同部位的血流量以及氧饱和度的测量值,还能够推测受验者的情绪或身体状况。

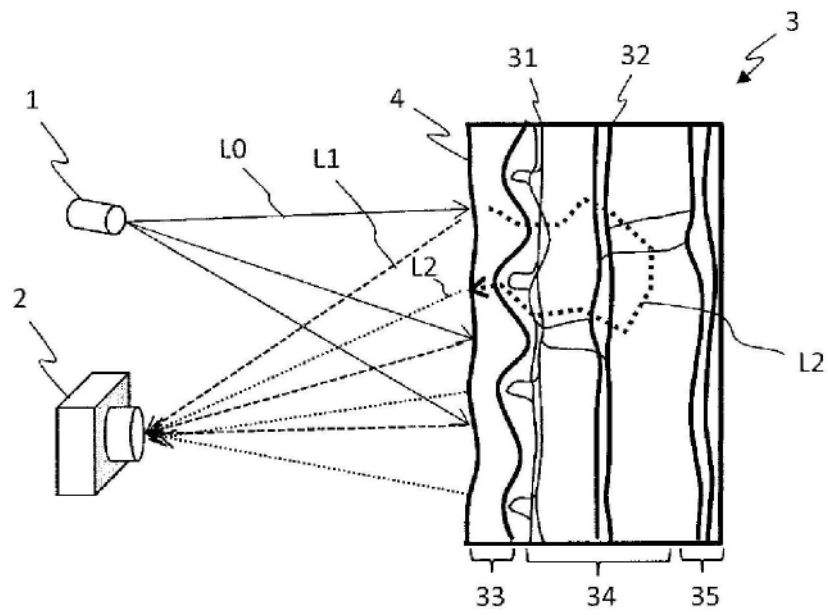


图1A

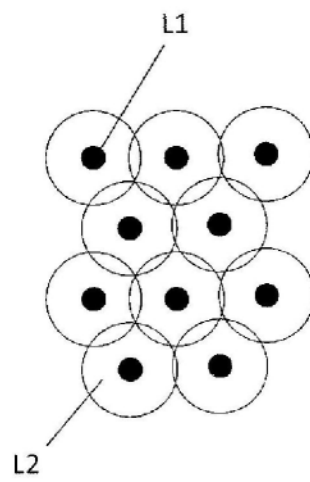


图1B

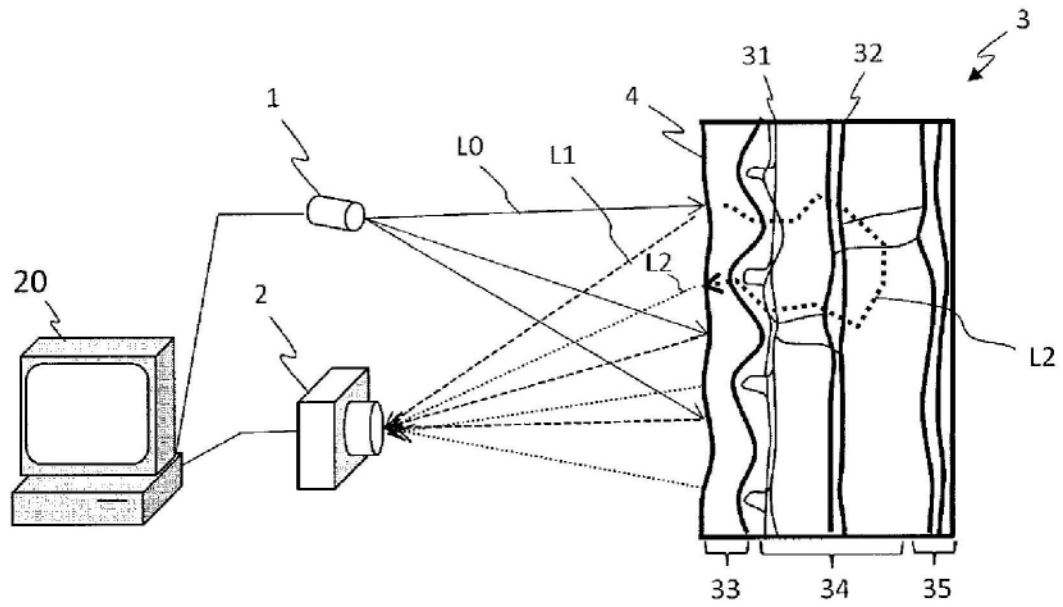


图2

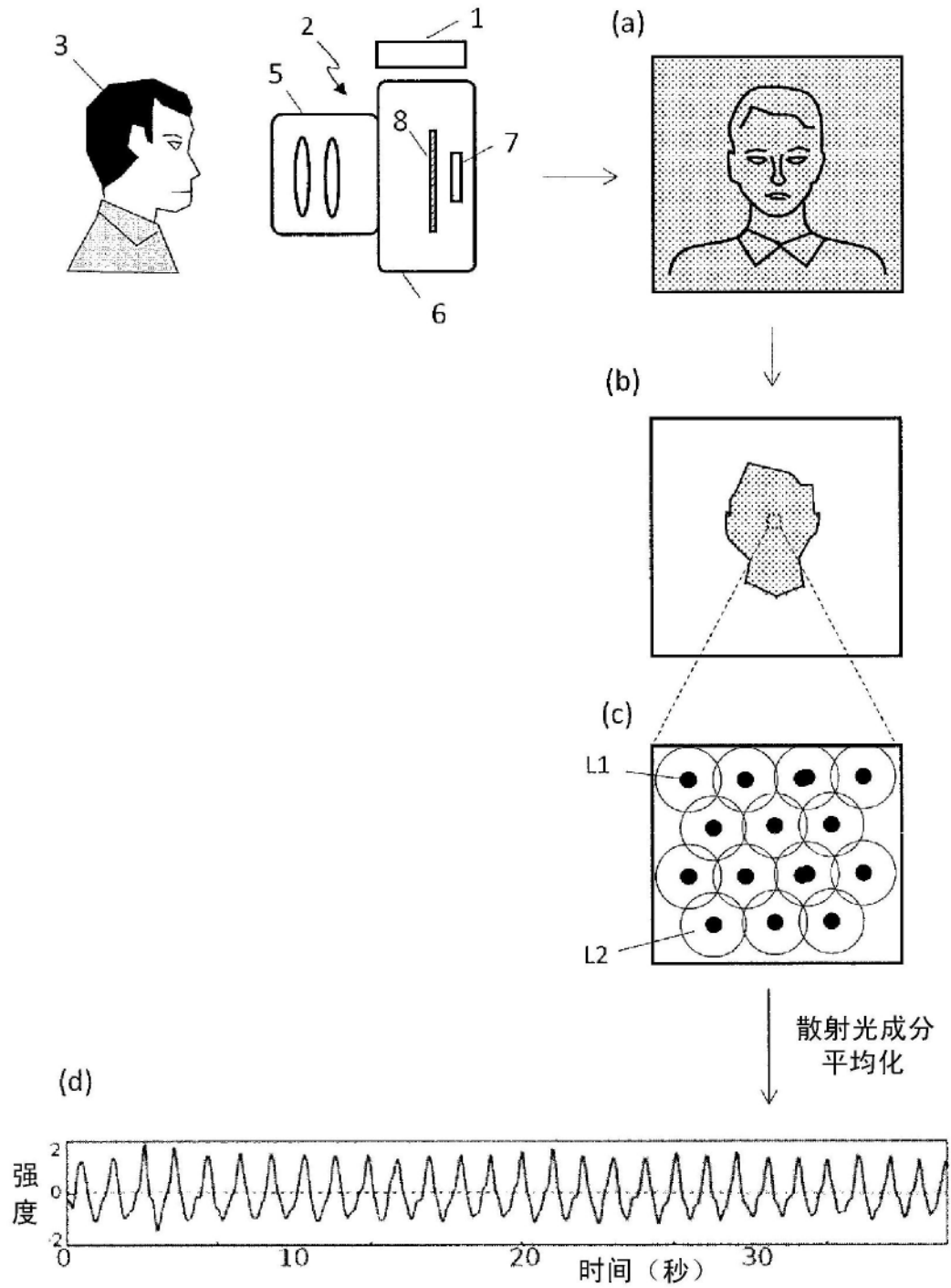


图3A

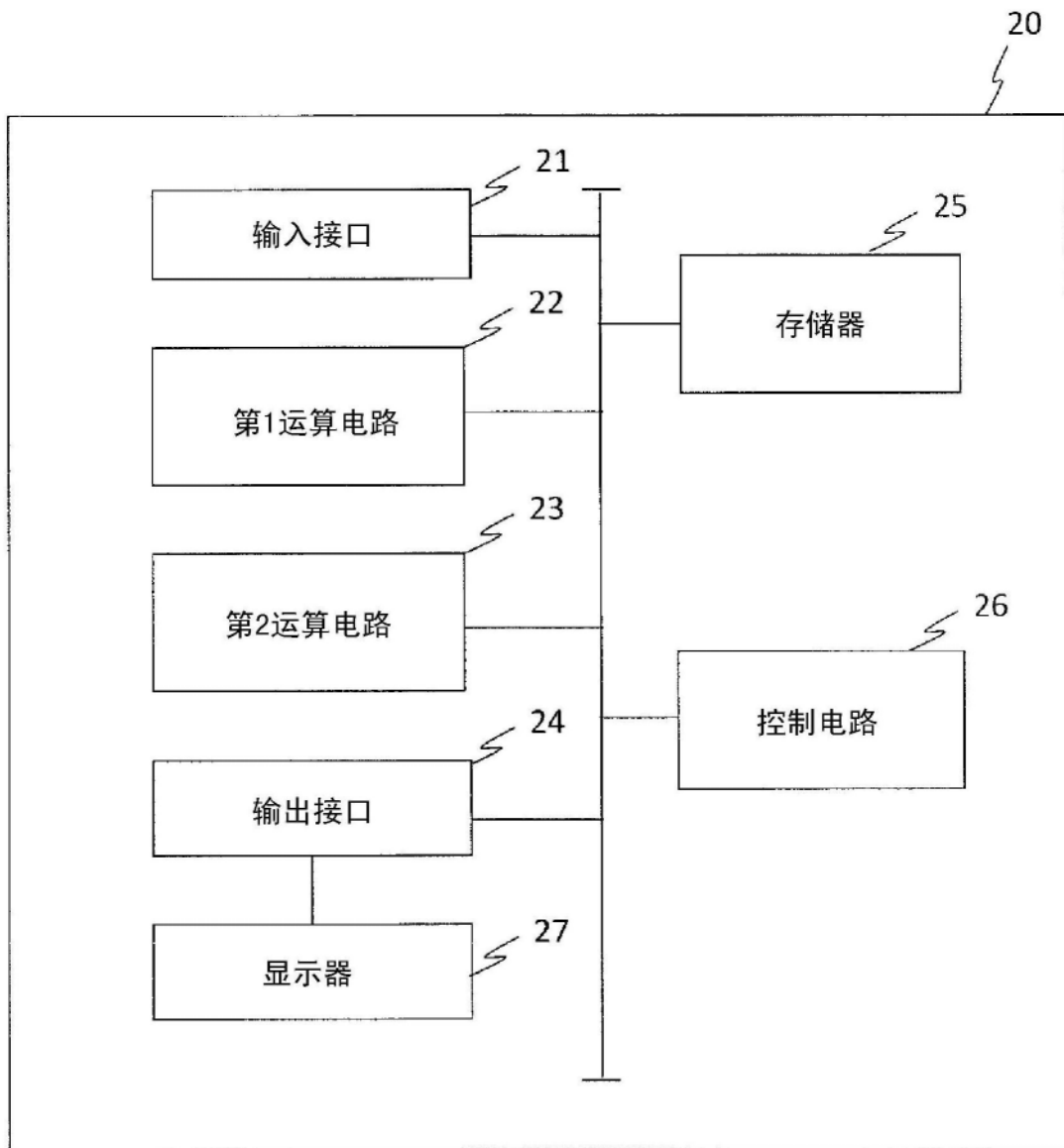


图3B

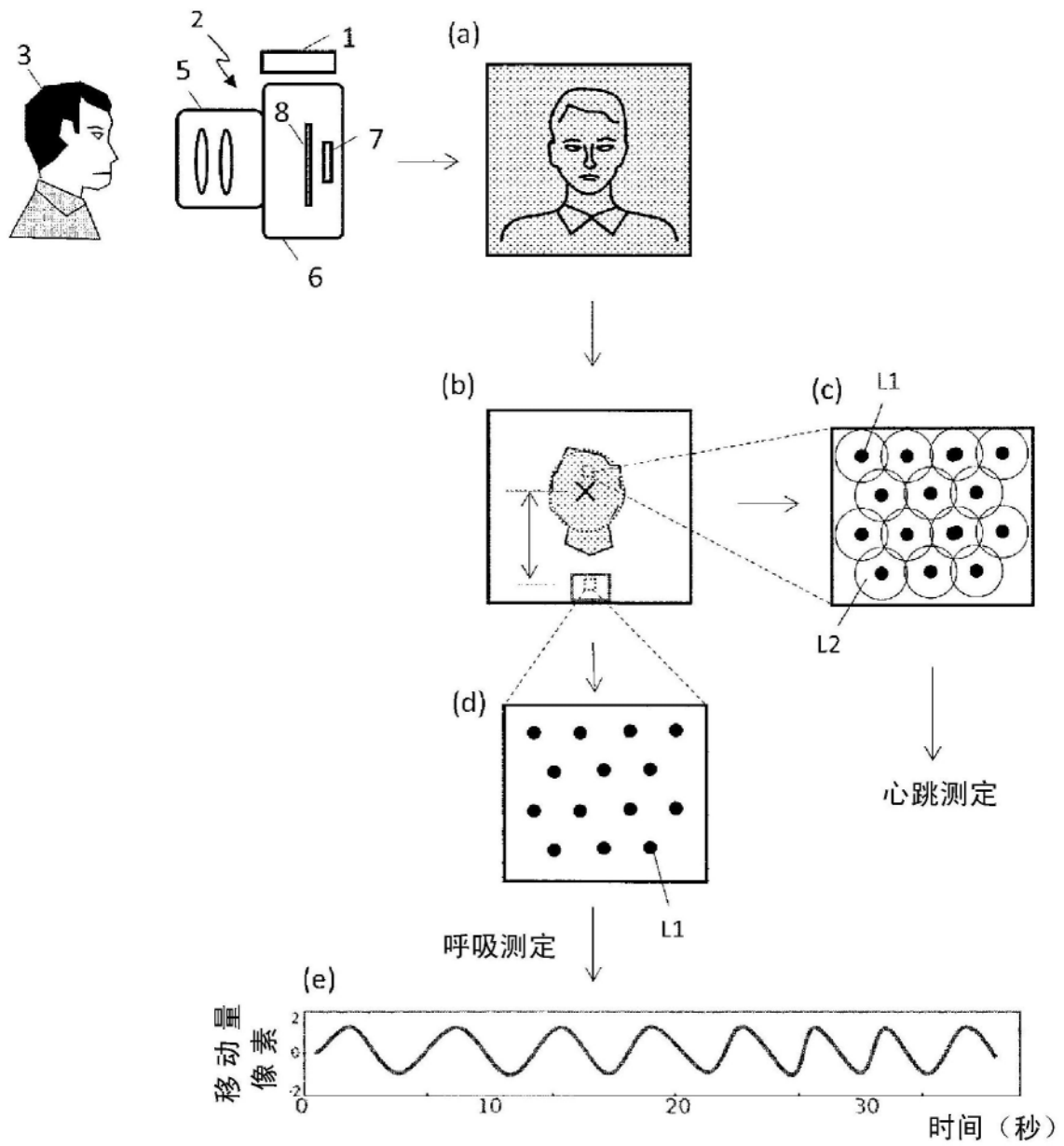


图3C

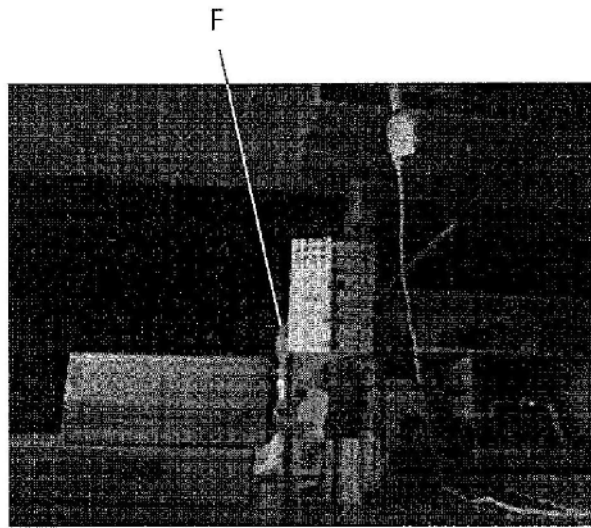


图4A

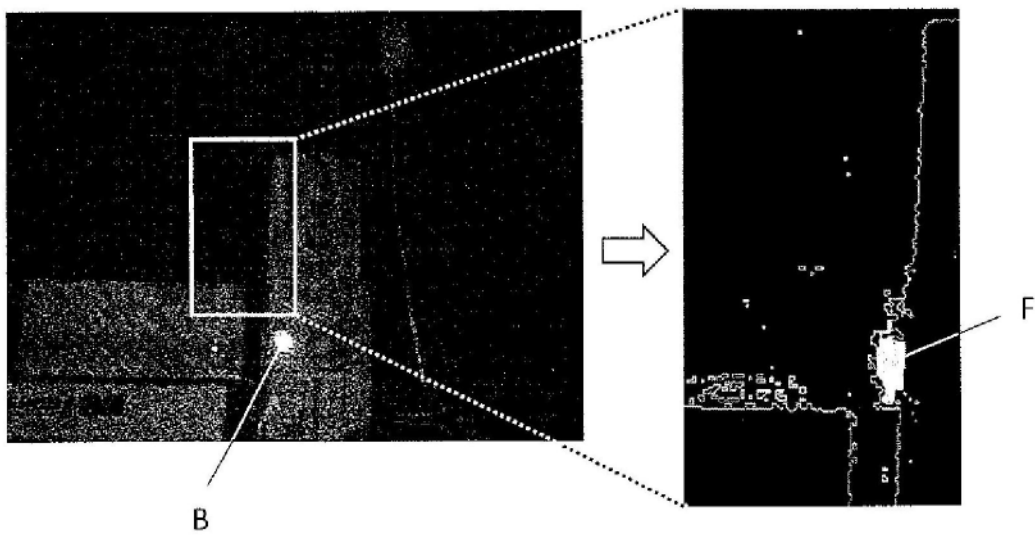


图4B

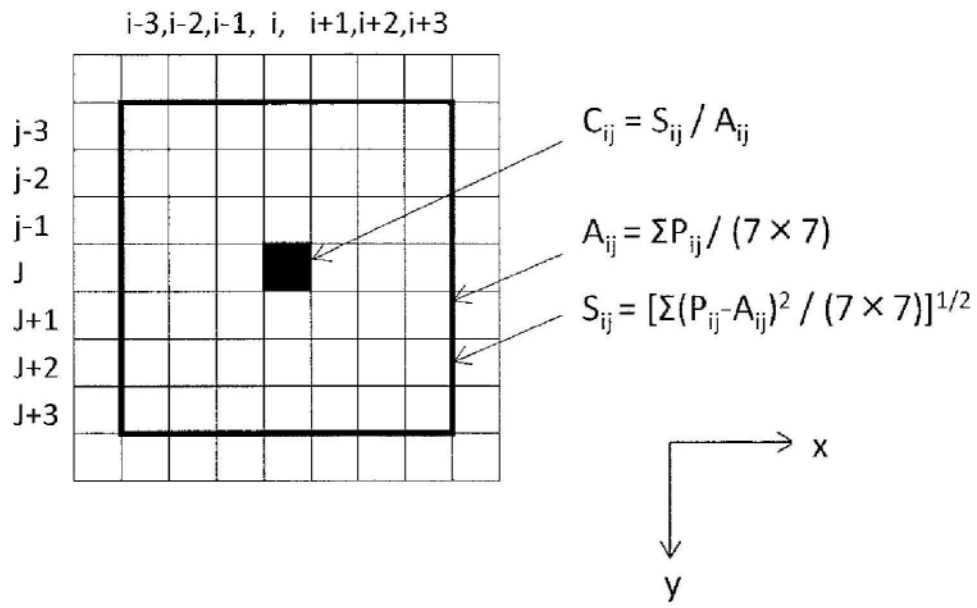


图5

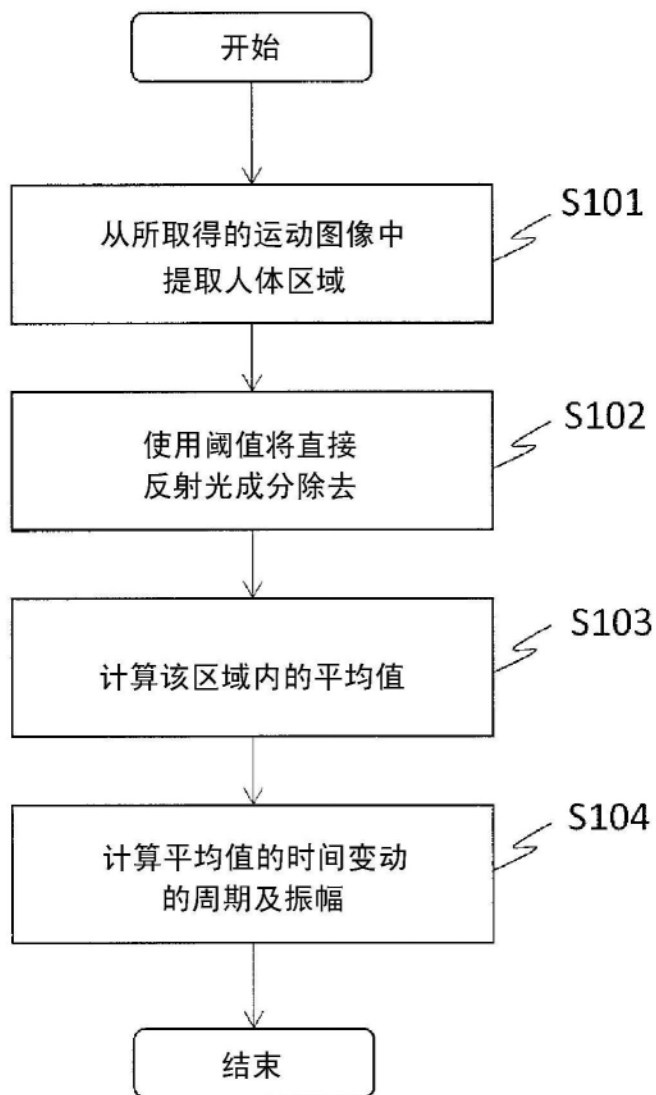


图6

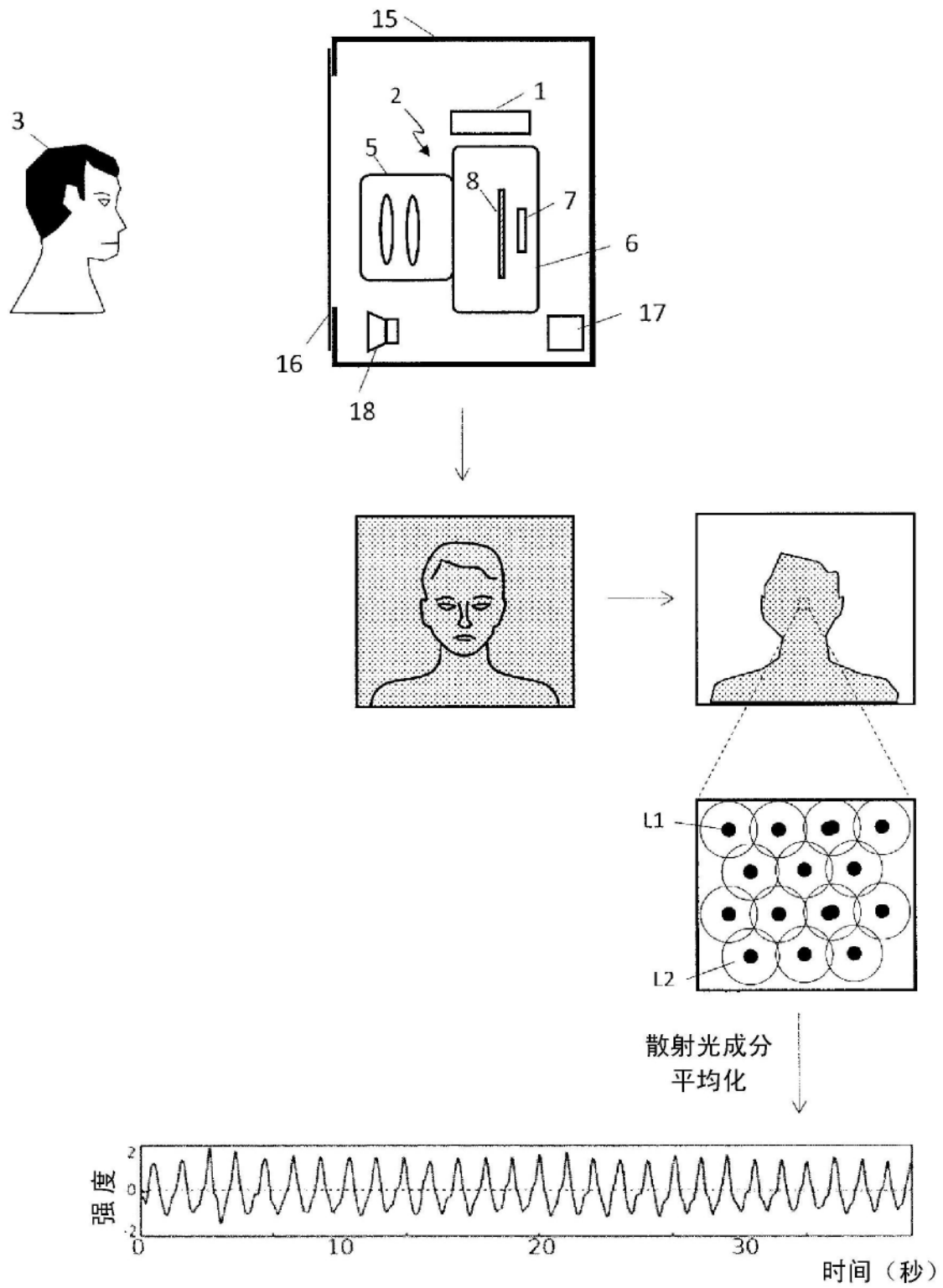


图7A

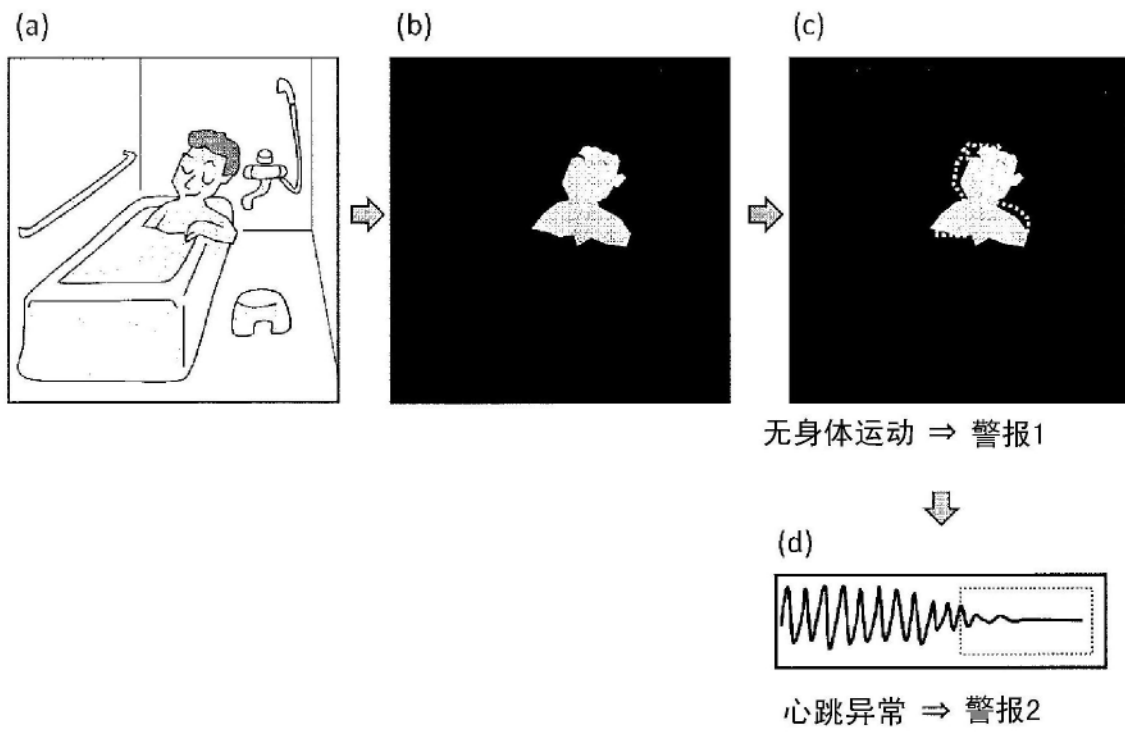


图7B

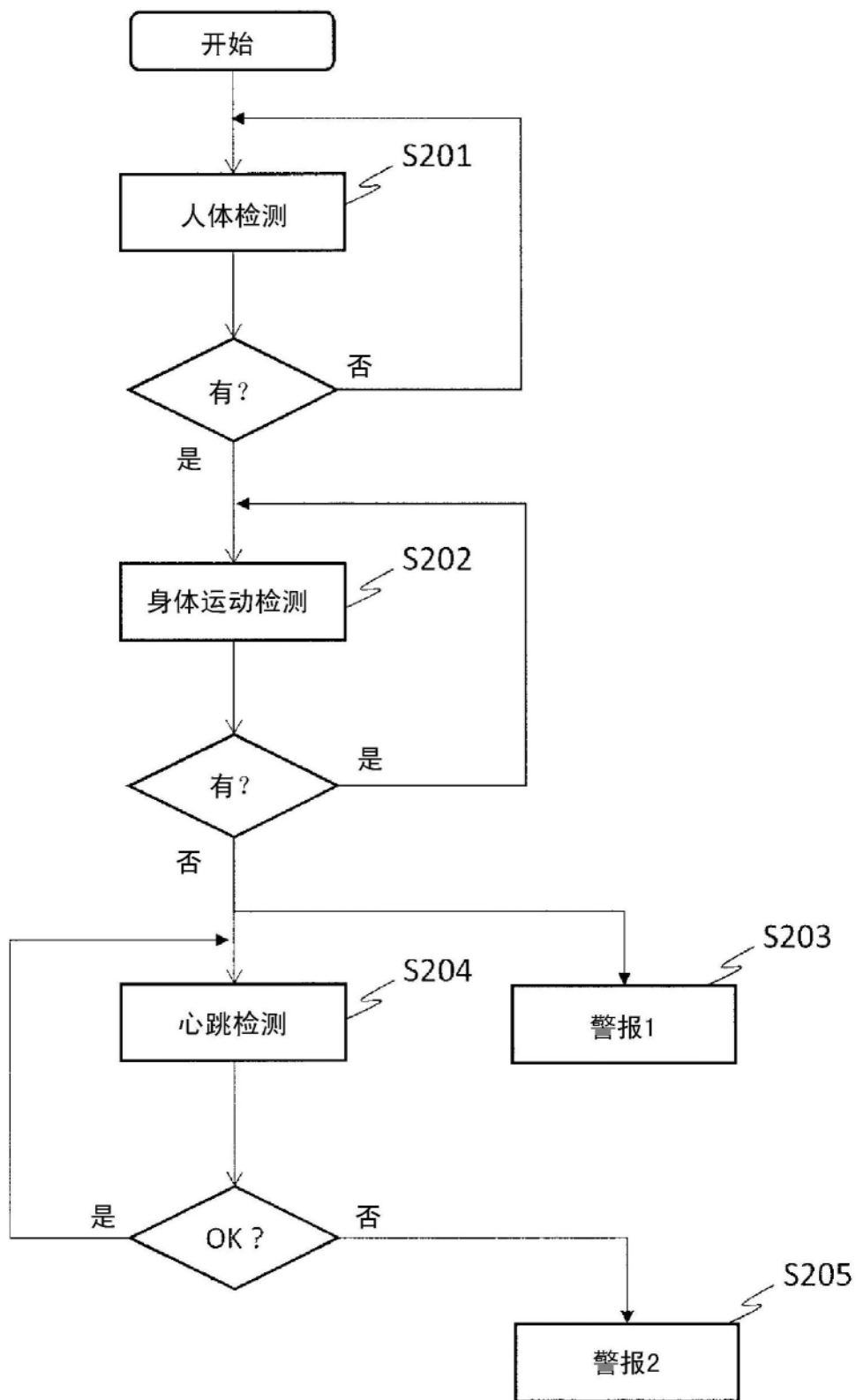


图7C

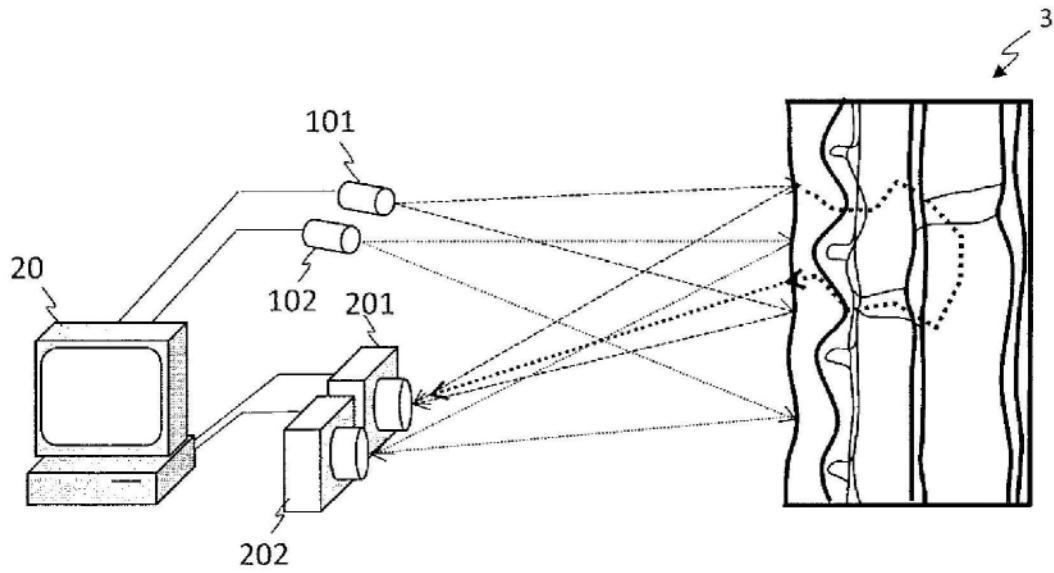


图8

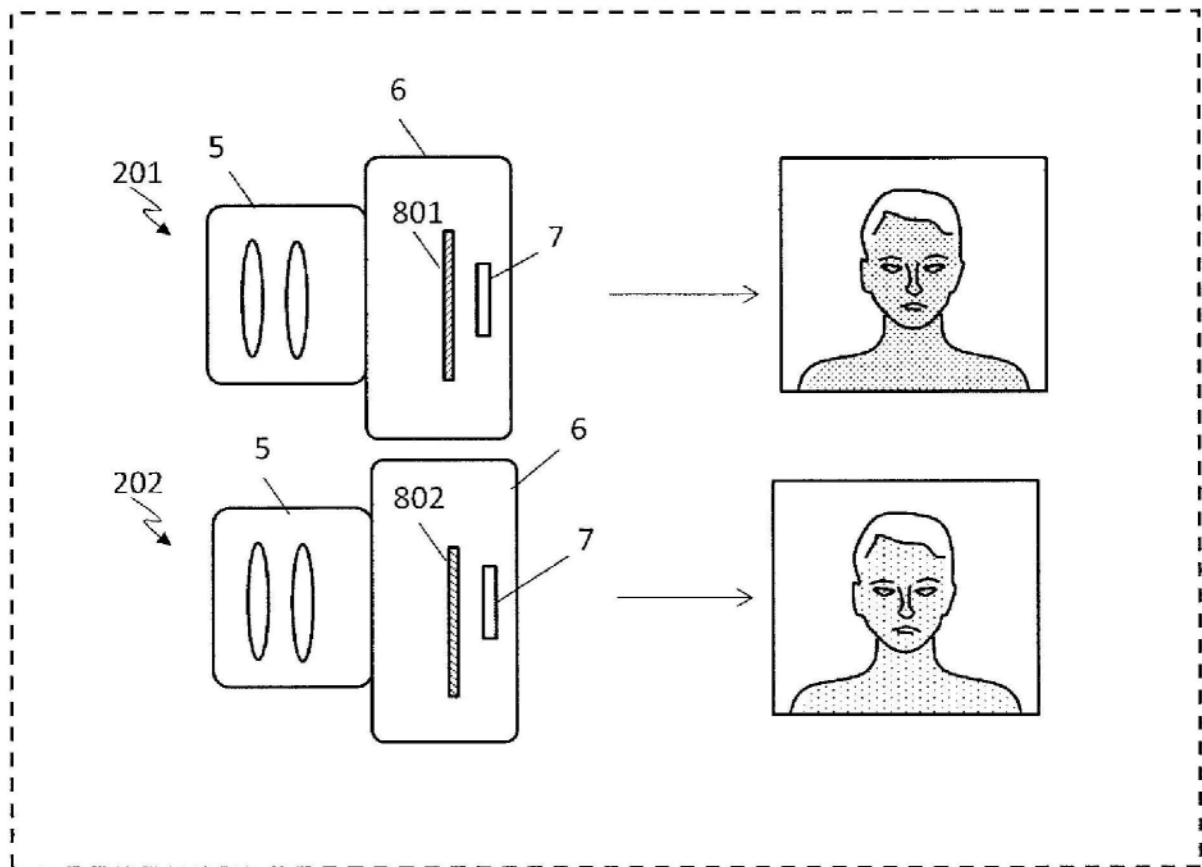


图9

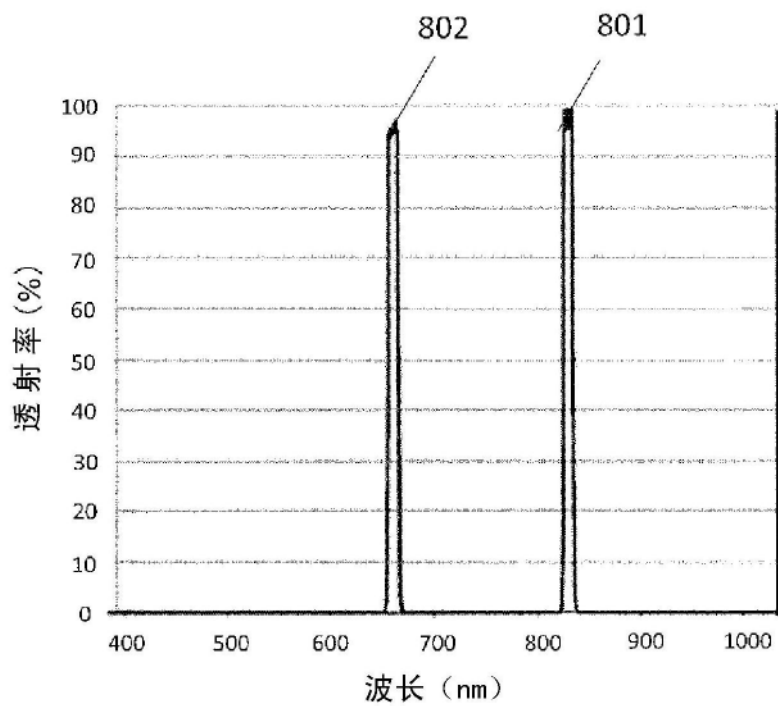


图10

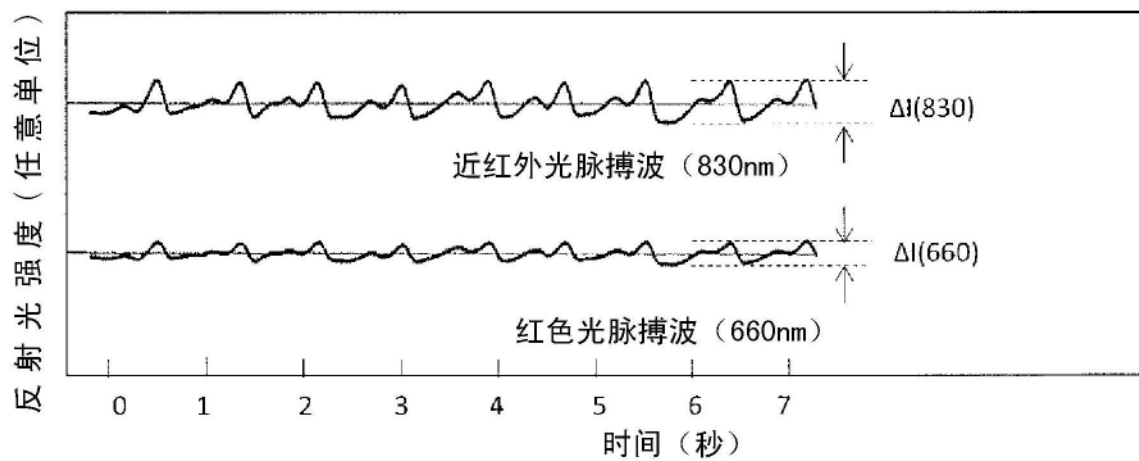


图11

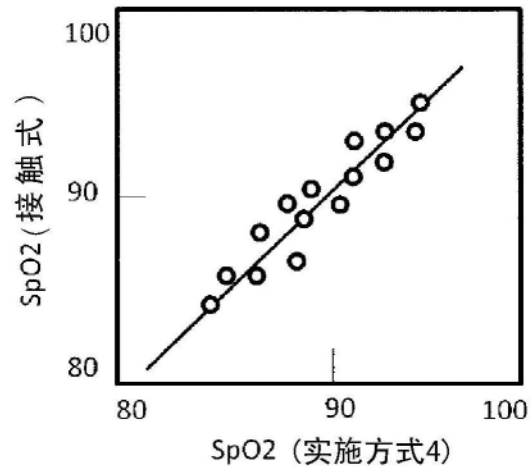


图12

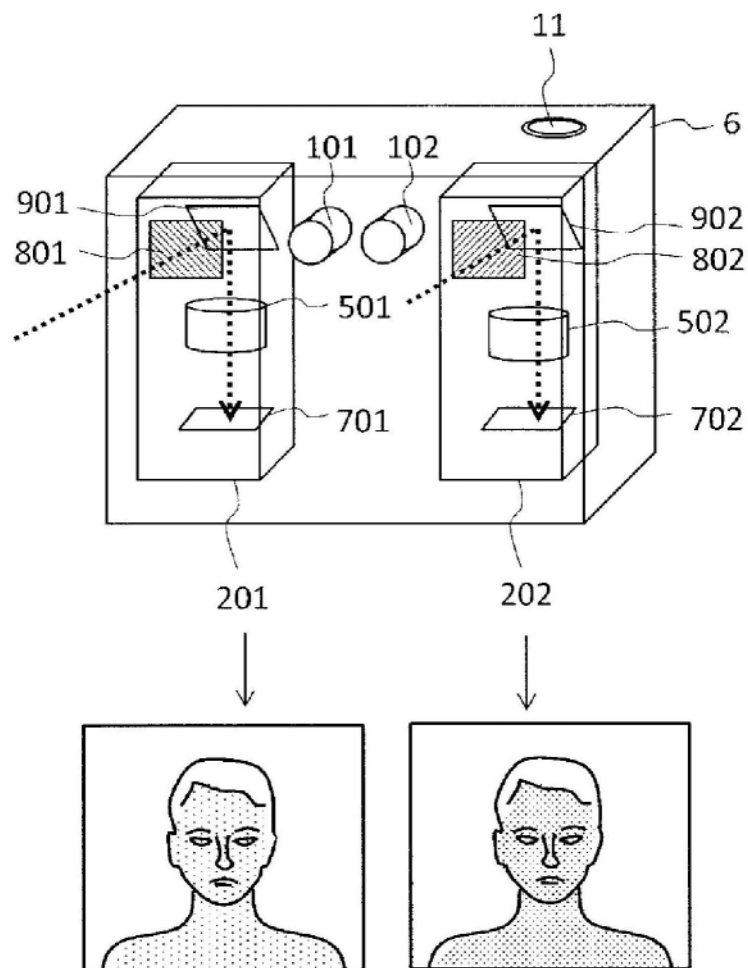


图13

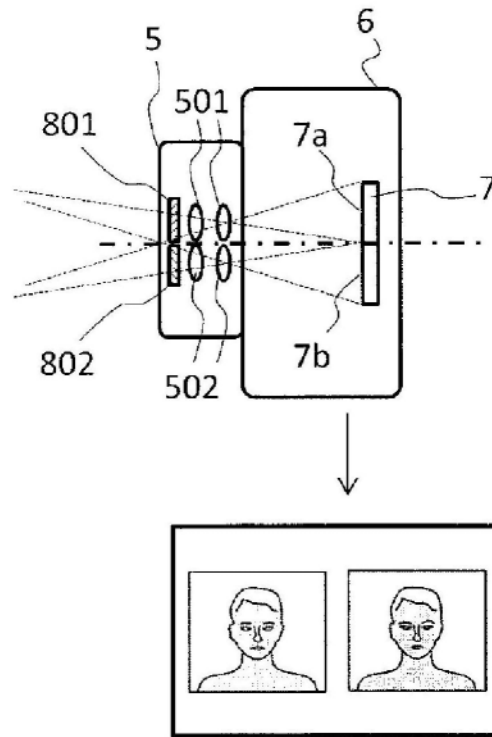


图14

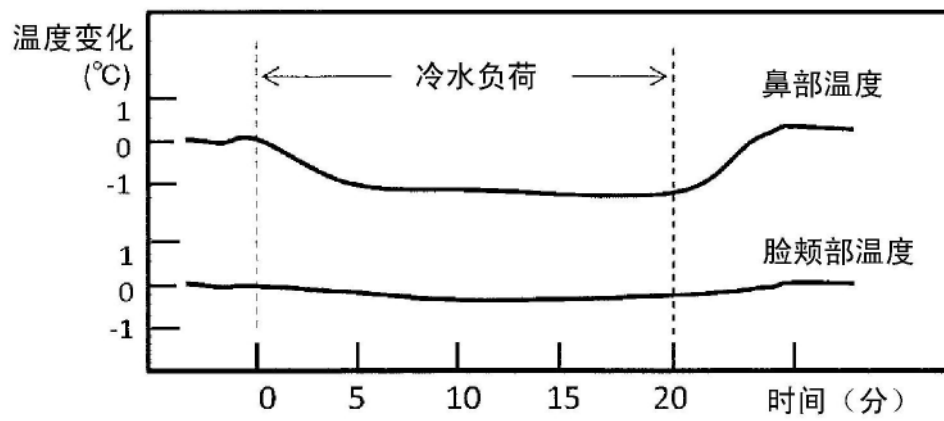


图15A

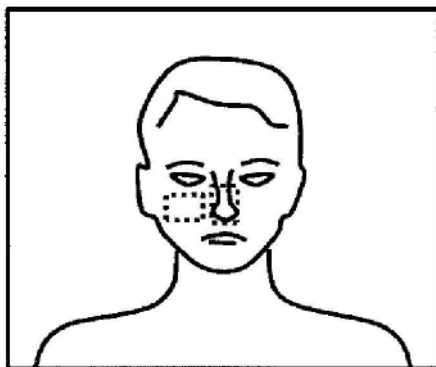


图15B

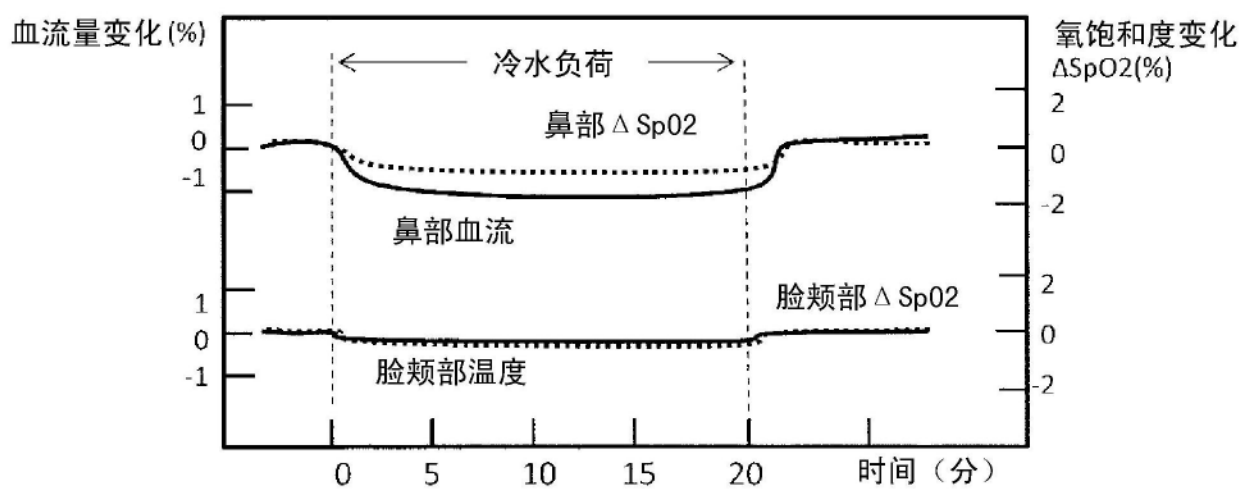


图15C

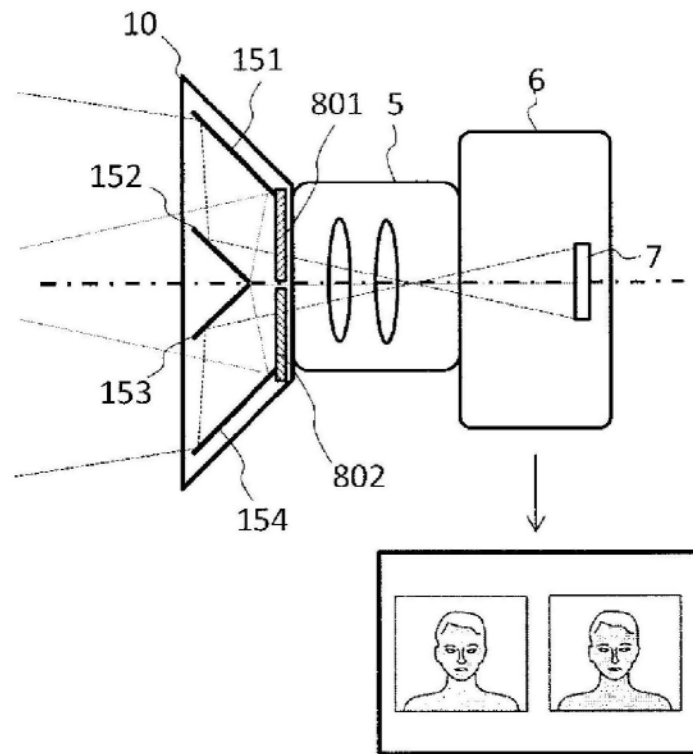


图16

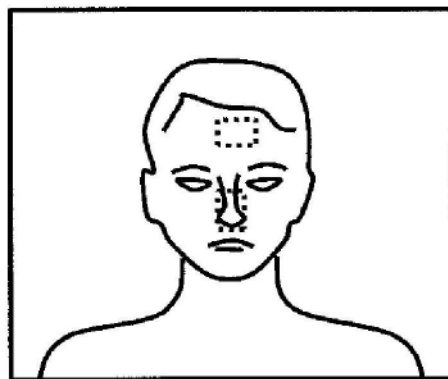


图17A

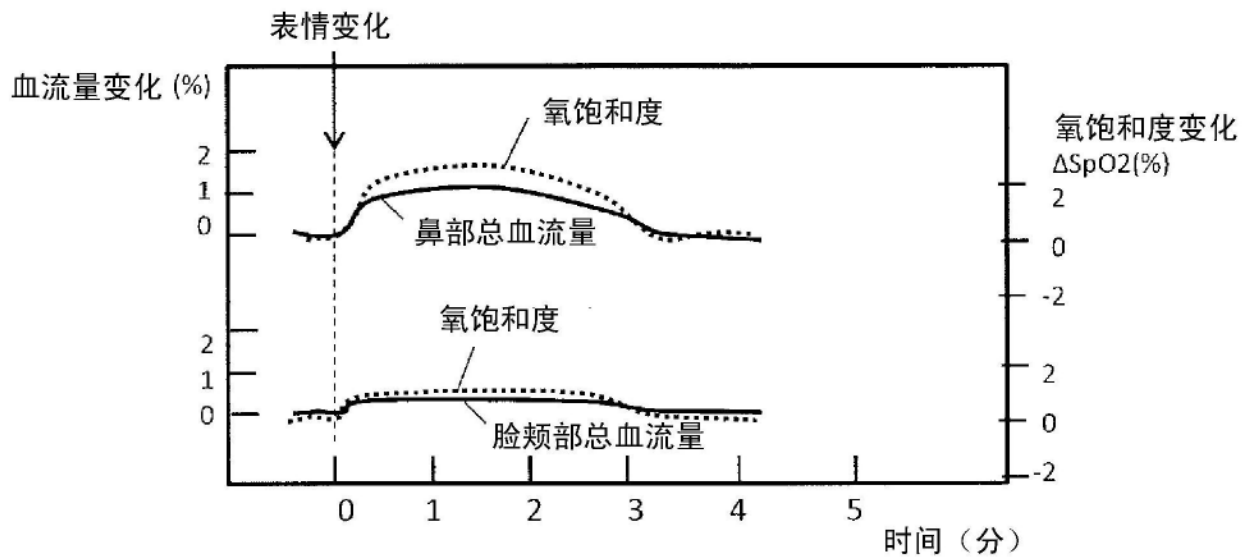


图17B

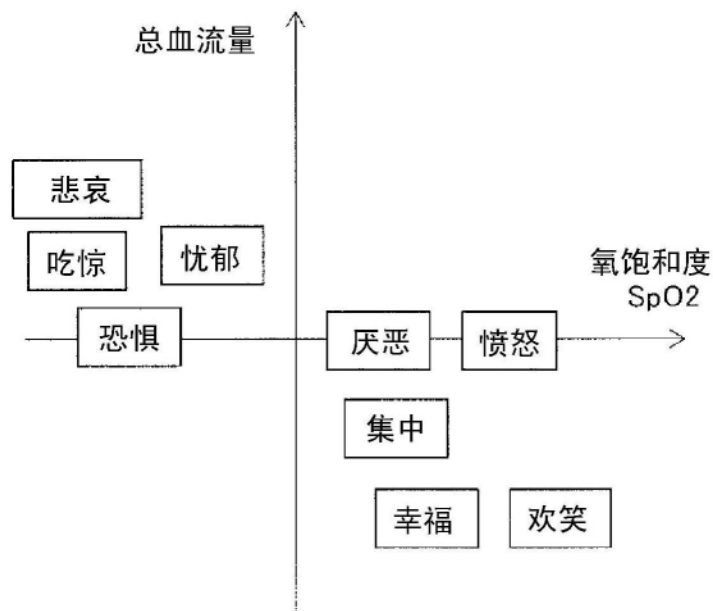


图18

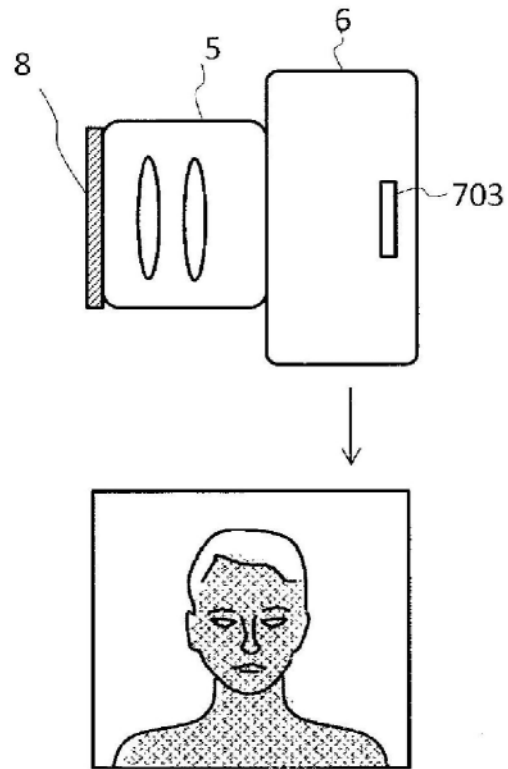
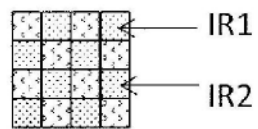


图19A



透射率

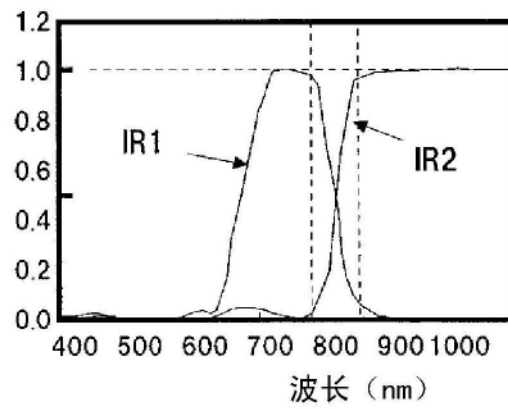
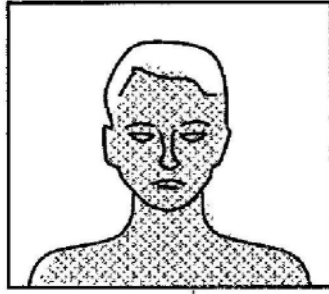
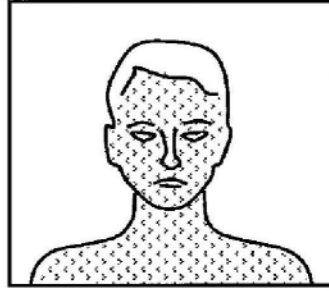


图19B

760+830nm



760nm



830nm

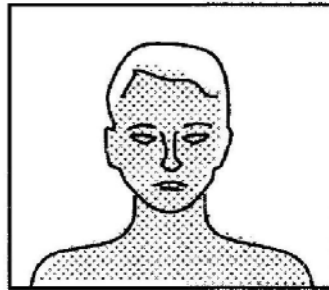


图19C

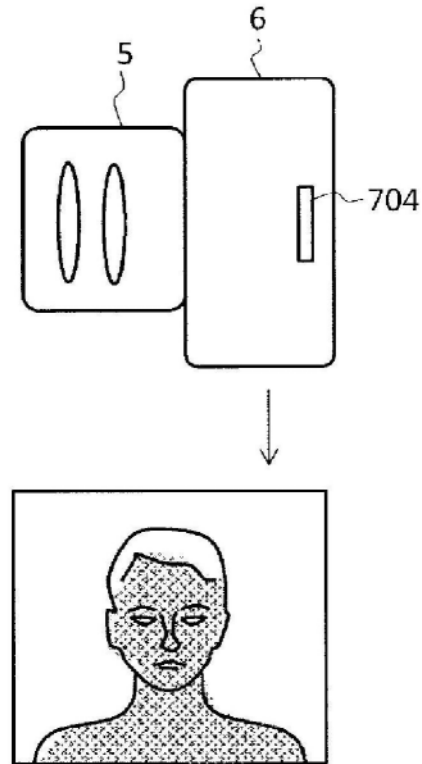


图20A

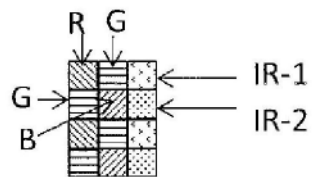
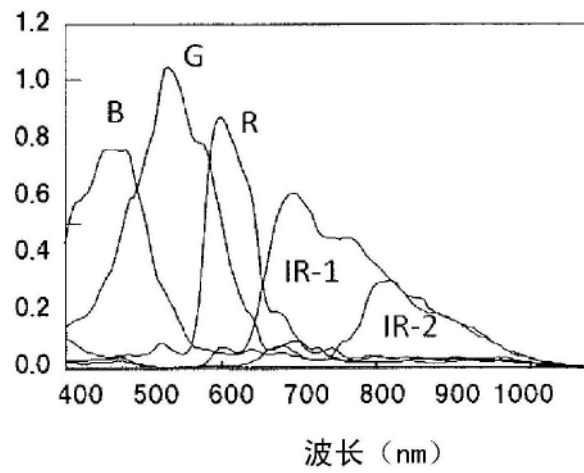
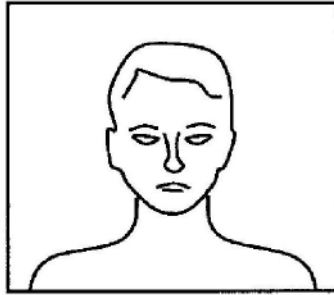
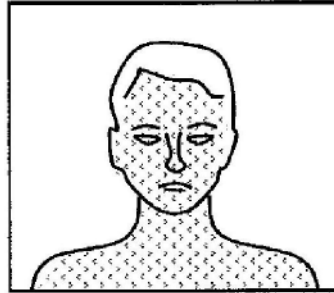
图像传感器的
相对灵敏度

图20B

彩色



760nm +



830nm +

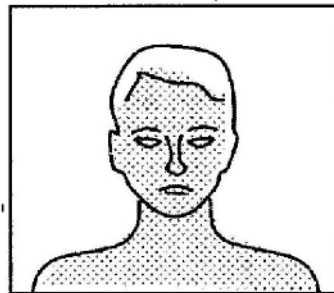
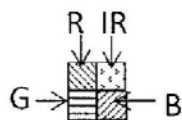


图20C



图像传感器的
相对灵敏度

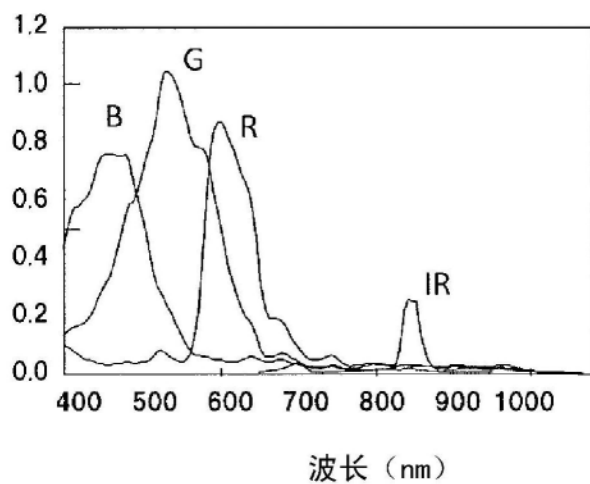


图20D

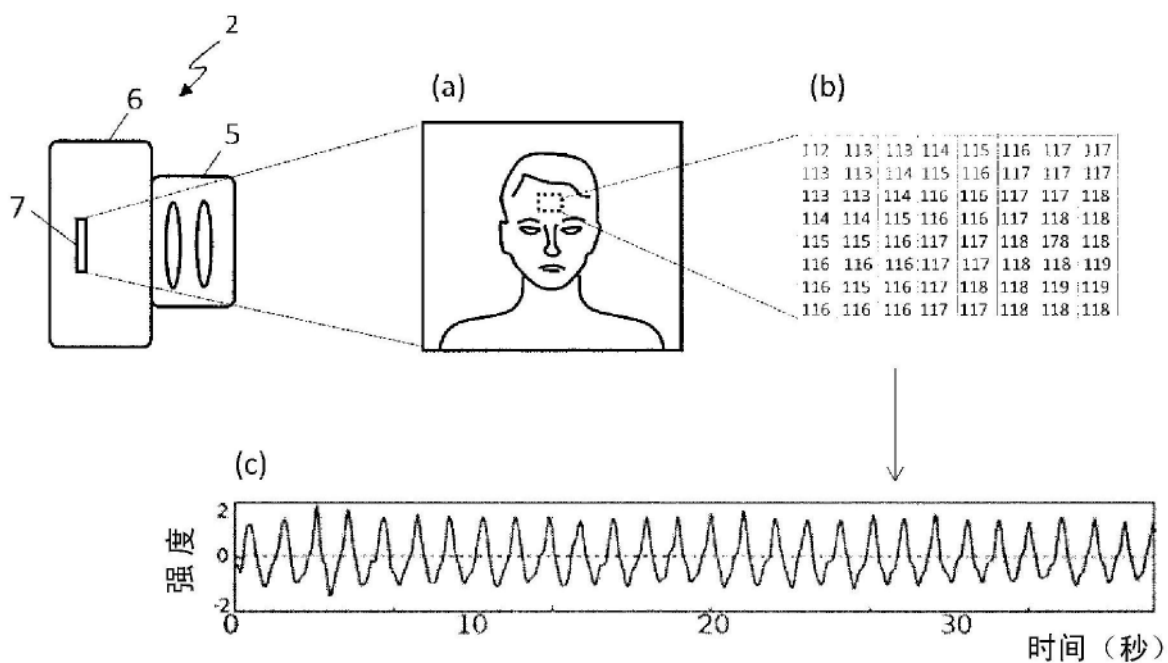


图21

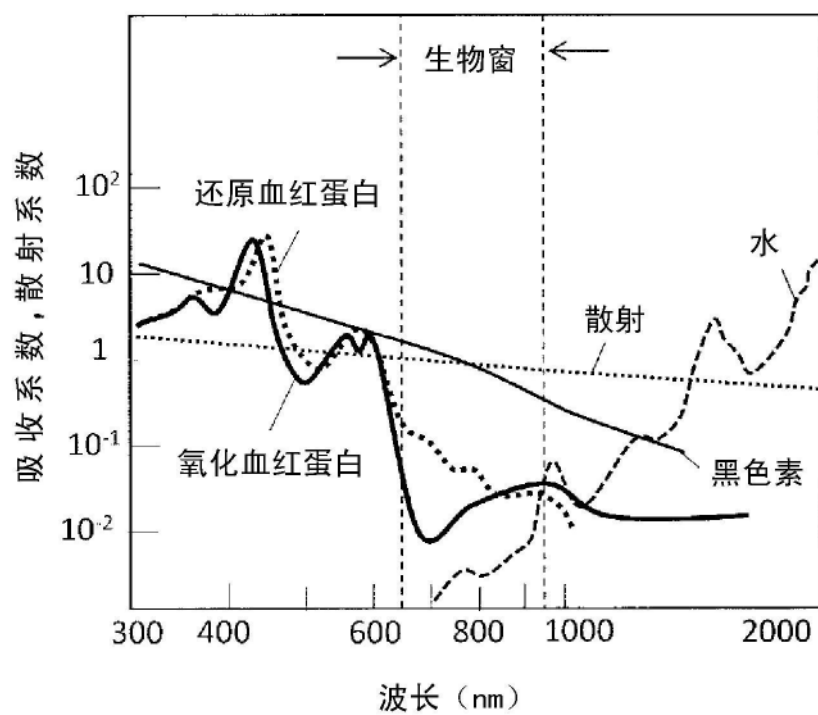


图22