



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103764019 B

(45)授权公告日 2017.03.22

(21)申请号 201280042552.8

(22)申请日 2012.08.27

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103764019 A

(43)申请公布日 2014.04.30

(30)优先权数据  
61/530,546 2011.09.02 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2014.02.28

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2012/054375 2012.08.27

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02013/030745 EN 2013.03.07

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·J·巴尔图拉  
W·韦尔克鲁杰塞

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002  
代理人 舒雄文 蹇炜

(51)Int.Cl.  
A61B 5/024(2006.01)  
A61B 5/1455(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)  
G06T 7/00(2006.01)  
G06K 9/00(2006.01)

(56)对比文件  
WO 2011042839 A1,2011.04.14,  
CN 101317756 A,2008.12.10,  
US 2003163032 A1,2003.08.28,

审查员 胡新芬

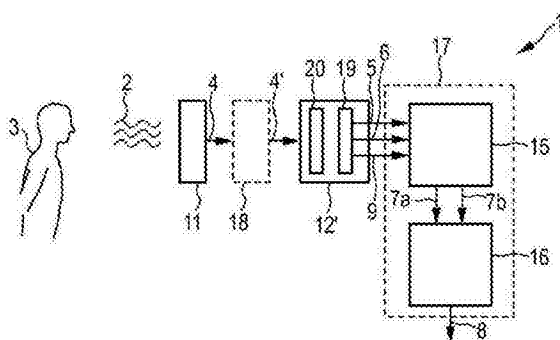
权利要求书2页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

用于生成生物的生物测量信号的相机

(57)摘要

本发明涉及用于生成生物的生物测量信号的相机(1,1'),所述相机包括:滤光器(11),用于阻挡高达至少550nm的波长范围中的入射可见光;颜色传感器(12,12'),用于接收经滤光的所述入射光并生成至少两个不同的颜色信号(5,6,9);组合单元(15),用于通过组合所述至少两个颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号(7a,7b);以及处理单元(16),用于处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物(3)的至少一个生物测量信号(8)。



1. 一种用于生成生物的生物测量信号的相机,包括:
  - 滤光器(11),用于阻挡高达550nm与650nm之间的阈值波长的波长范围中的入射可见光,使得仅来自高于所述阈值波长的光通过所述滤光器(11);
  - 颜色传感器(12,12'),用于接收经滤光的入射光并生成至少两个不同的颜色信号;
  - 组合单元(15),用于通过组合所述至少两个不同的颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号;以及
  - 处理单元(16),用于处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物的至少一个生物测量信号。
2. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述颜色传感器(12)适于生成至少三个颜色信号。
3. 如权利要求2所述的相机,  
其中,所述颜色传感器(12')适于生成红色信号、绿色信号以及蓝色信号。
4. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述组合单元(15)适于通过线性组合来组合所述至少两个不同的颜色信号。
5. 如权利要求2所述的相机,  
其中,所述组合单元(15)适于通过对所述至少三个颜色信号中的至少两个颜色信号进行两种不同的组合来生成两个组合的颜色信号。
6. 如权利要求5所述的相机,  
其中,所述组合是线性组合。
7. 如权利要求3所述的相机,  
其中,所述组合单元(15)适于通过对所述红色信号和所述绿色信号进行相加并从所述相加的和减去所述蓝色信号的两倍来生成第一组合的颜色信号,并适于通过从所述蓝色信号的两倍减去所述绿色信号来生成第二组合的颜色信号。
8. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述滤光器(11)适于阻挡高达650nm的波长范围中的入射可见光。
9. 如权利要求1所述的相机,  
还包括另一滤光器(18),用于在至少1100nm以上的波长范围中的入射光到达所述颜色传感器之前,阻挡所述在至少1100nm以上的波长范围中的入射光。
10. 如权利要求1所述的相机,  
还包括另一滤光器(18),用于在至少1000nm以上的波长范围中的入射光到达所述颜色传感器之前,阻挡所述在至少1000nm以上的波长范围中的入射光。
11. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述处理单元(16)适于从所述至少一个组合的颜色信号提取所述生物的心跳、心动周期、呼吸速率、SpO<sub>2</sub>、麻醉深度或血容量不足和血容量过多。
12. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述处理单元(16)适于通过提取不同波长处的至少两个PPG信号并且根据所述至少两个PPG信号确定SpO<sub>2</sub>信号,来从所述至少一个组合的颜色信号提取SpO<sub>2</sub>信号。
13. 如权利要求1所述的相机,  
其中,所述处理单元(16)适于通过PPG提取来从所述至少一个组合的颜色信号提取心

跳信号。

14. 一种用于生成生物的生物测量信号的方法,包括以下步骤:

-阻挡高达550nm与650nm之间的阈值波长的波长范围中的入射可见光,使得仅来自高于所述阈值波长的光通过滤光器;

-通过颜色传感器接收经滤光的入射光;

-生成至少两个不同的颜色信号;

-通过组合所述至少两个不同的颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号;以及

-处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物的至少一个生物测量信号。

## 用于生成生物的生物测量信号的相机

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于生成生物的生物测量信号(biometrical)的相机。本发明还涉及用于生成生物的生物测量信号的方法。

### 背景技术

[0002] 脉冲测氧法是容许使用脉冲血氧仪来监视患者的血红蛋白的氧合的非侵入方法。传感器放置在患者的身体的细的(thin)部分上,该细的部分通常是手指尖端或耳垂。具有大约650nm的波长的红光和具有大约850至940nm的波长的红外光顺序穿过患者到达光电探测器。测量该两个波长中的每一个波长的改变的吸光度,容许确定仅归因于脉动动脉血,而不包括静脉血、皮肤、骨、肌肉和脂肪,的吸光度。基于由结合了氧(亮红色)与未结合氧(数种情况下为暗红或蓝色)的血液血红蛋白之间颜色的差异引起的红色和红外光的改变的吸光度的比率,能够进行氧合(与氧分子结合的血红蛋白分子的百分比)的测量。这在该领域也称作SpO2监视。

[0003] 基于相机的SpO2监视常规地通过具有对应的光学带通滤光器的两个单色相机来实现,但是归因于对于许多应用所需的对准(即,来自两个或更多传感器的图像的空间对准)、复杂性和成本,这是不实际的,该许多应用诸如是运动、家庭使用或用于诸如移动电话的智能装置中的实施的应用。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是提供用于生成生物的生物测量信号并且与常规的基于相机的监视装备和方法相比,能够应用于较宽范围的应用且较不复杂和昂贵的相机和对应的方法。

[0005] 在本发明的第一方面,介绍了一种相机,所述相机包括:

[0006] -滤光器,用于阻挡高达至少550nm,特别是高达至少600nm,的波长范围中的入射可见光;

[0007] -颜色传感器,用于接收经滤光的所述入射光并生成三个不同的颜色信号;

[0008] -组合单元,用于通过组合所述至少两个颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号;以及

[0009] -处理单元,用于处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物的至少一个生物测量信号。

[0010] 在本发明的进一步的方面,介绍了一种用于用于生成生物的生物测量信号的相机中的处理器,所述处理器包括:

[0011] -组合单元,用于通过组合所述至少两个颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号;以及

[0012] -处理单元,用于处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物的至少一个生物测量信号。

[0013] 在本发明的进一步的方面中,介绍了对应的方法。

[0014] 在从属权利要求中限定本发明的优选实施例。应当理解,声称的方法与声称的装置具有类似和/或相同的优选实施例并具有与从属权利要求中限定的类似和/或相同的优选实施例。

[0015] 本发明基于向用于生成生物的生物测量信号(也称为生命体征)的相机增加专门的滤光器的想法。虽然在常规相机中,滤光器用于阻挡红外光,使得由颜色传感器,例如RGB传感器,主要感测可见光,但是根据本发明,提出了非常相反的情况,并且滤光器用于阻挡高达至少550nm,优选地高达至少600nm,的波长范围中的入射可见光。换句话说,通过在相机的光路中放置用于阻挡入射可见光的滤光器,以使得仅某一阈值波长以上的光撞击颜色传感器,来修改相机的谱特性。

[0016] 颜色传感器生成至少两个不同的颜色信号。将这些颜色信号组合成至少一个组合的颜色信号,然后进一步处理该至少一个组合的颜色信号以提取沙漠生物测量信号。结果是具有用于生物测量信号探测,特别是用于SpO<sub>2</sub>监视和SpO<sub>2</sub>成像,的几乎最佳的谱特性的便宜且相当简单的相机。

[0017] 然而,本发明不限于探测SpO<sub>2</sub>信号,而是也可以提取其它生物测量信号,诸如生物的心跳、心动周期、呼吸速率、麻醉深度或血容量不足和血容量过多。例如,利用该提出的相机和方法,来自所述至少一个组合的颜色信号的心跳(也称为心率或HR)探测是更鲁棒的,并且甚至能够在暗的照明条件下进行,因为根据本发明,主要评估红外光,而不是如常规地那样评估可见光。

[0018] 在优选实施例中,所述颜色传感器适于生成三个不同的颜色信号,优选地是红色信号、绿色信号以及蓝色信号。当然,这些颜色传感器也在红外波长范围中具有灵敏度。颜色传感器优选地是标准RGB传感器,该标准RGB传感器包括光电探测器和用于在入射光撞击光电探测器之前不同地对该入射光进行滤光的滤色器阵列。在另一实施例中,颜色传感器包括用于探测入射光的不同谱部分并生成不同颜色信号的独立的(不同的)颜色探测器。

[0019] 通常,CCD/CMOS传感器制造商以单色(即,没有滤色器)和RGB(即,在像素的顶部“打印”有滤色器阵列)版本供给该传感器。针对可见段优化那些滤光器的谱响应。绿色和蓝色滤光器在近红外段(传感器的硅对该段仍然灵敏)的增大的透明性是使用的化学品(染料)的副作用。通常默认通过给颜色相机装备IR阻挡滤光器来解决这个。

[0020] 从而本发明也能够理解为该颜色传感器的一种误用,该传感器特别是试图获得否则需要不同定制的光学滤光器的信号的RGB颜色传感器(以及它们在近红外谱范围中的不期望的行为)。

[0021] 优选地使用标准的商业可用的RGB传感器的主要原因是成本因素(大量制造这些传感器)。当以低数量制造定制的颜色阵列时,这些定制的颜色阵列是昂贵的。但是,使用通常也可能具有的具有光学滤光器的一个以上的单色传感器也增大了总的系统成本。另外,介绍了来自不同传感器的图像的空间对准和/或透视问题。

[0022] 在另一优选实施例中,所述组合单元适于通过线性组合来组合所述至少两个颜色信号。已经表明线性组合提供好的结果。但是在某些环境下,特别是取决于颜色传感器的种类和/或照明生物的光源的谱,也可以替代地使用其它组合。

[0023] 在另一实施例中,所述组合单元适于通过对所述三个生成的颜色信号中的至少两个颜色信号进行两种不同的组合来生成两个组合的颜色信号,所述两种不同的组合特别是

线性组合。好的组合是最小化所述至少两个组合的颜色信号之间的串扰并且从而最大化得到的生物测量信号的对比度的组合。例如,如果通过PPG(光电体积描记术)提取从组合的颜色信号提取生物测量信号,则可以最大化PPG幅度之间的对比度。

[0024] 导致好的结果的优选组合,通过将红色信号和绿色信号相加并从所述和减去蓝色信号的两倍来生成第一组合的颜色信号,并且通过从蓝色信号的两倍减去绿色信号来生成第二组合的颜色信号。

[0025] 在另一实施例中,所述滤光器适于阻挡高达至少650nm的波长范围中的入射可见光。通常,蓝和绿颜色探测器在大约650nm的波长范围中具有光透射的局部最小值。然而,阻挡通常以大约545nm为中心的可见光谱中的绿色灵敏度峰是优选的。在650nm以上的较长波长处的阈值不是优选的,因为这将降低对于生物测量信号探测的对比度。那些生物测量信号通常具有在大约660nm的波长范围中的最小值,该波长范围从而表示其中能够最好地进行生物测量信号的探测或生物测量信号的评估的波长范围。

[0026] 自然,在成像硅传感器中,如优选地在颜色传感器中使用的,灵敏度朝向较长波长减小。然而,如果,这不是对于某些颜色传感器的情况,则可以在至少1100nm以上,特别是至少1000nm以上,的波长范围中的入射光到达所述颜色传感器之前,将阻挡该至少1100nm以上,特别是至少1000nm以上,的波长范围中的入射光的另一滤光器放置在相机的光路中。

[0027] 如上所述,提出的相机可以用于生成不同类型的生物测量信号。本发明的优选应用的一个领域是用于通过PPG提取从该至少一个组合的颜色信号提取心跳信号。

[0028] 在以下文献中描述了称为光电体积描记成像(PPG)的测量皮肤颜色变化的方法: Vim Verkruysse、Lars O.Svaasand和J.Stuart Nelson的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”,*Optics Express*, Vol.16, No.26, 2008年12月。其基于以下原理:皮肤中的血容量的时间变化导致皮肤的光吸收的变化。能够由摄像机记录该变化,该摄像机拍摄皮肤区域,例如脸,的图像,同时处理计算手动选择的区域(典型地此系统中的颊的部分)上的像素平均值。通过观看此平均信号的周期性变化,能够提取心跳速率和呼吸速率。

[0029] 从而,动脉血的脉动引起光吸收的改变。以光电探测器(或光电探测器阵列)观察的那些改变形成PPG(光电体积描记术)信号(除其它外,也称作体积(pleth)波)。血的脉动由跳动的心脏引起,即PPG信号的峰对应于心脏的个体跳动。因此,PPG信号是心跳信号本身。此信号的标准化幅度对于不同的波长是不同的,并且对于一些波长,其也是血氧合的函数。

[0030] 为了提高心率计算的鲁棒性,使用一个以上的PPG信号,特别是以最大化标准化幅度的差异的方式在不同波长处获得的信号,是有益的。以一个信号除另一个信号有助于消除两个信号中存在的畸变。

[0031] 本发明的另一应用领域是SpO<sub>2</sub>估计。从而,优选地,处理模块适于通过提取不同波长处的至少两个PPG信号并且根据所述至少两个PPG信号确定SpO<sub>2</sub>信号,来从所述至少一个组合的颜色信号提取SpO<sub>2</sub>信号。

[0032] SpO<sub>2</sub>估计基于两个不同的波长范围处(一个在谱的红色部分处而另一个在谱的红外部分处)的PPG信号的标准化幅度的比率:

$$[0033] \quad RR = \frac{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}}{\frac{AC_R}{DC_R}}。$$

[0034] 根据此“比率的比率”，使用经验地限定的常数 $C_1$ 和 $C_2$ 来获得 $SpO_2$ 值：

$$[0035] \quad SpO_2 = C_1 - \frac{C_2}{RR}。$$

[0036] 直接测量的生物测量信号是PPG信号。 $SpO_2$ 是根据两个PPG信号计算的。类似地，其它提到的信号/性质(呼吸、麻醉深度等)也是从PPG信号导出的。

### 附图说明

[0037] 根据以下描述的实施例，本发明的这些和其它方面将变得明显，并将参照这些实施例对本发明的这些和其它方面进行阐述。

[0038] 图1示出了根据本发明的相机的示意图；

[0039] 图2示出了根据本发明的相机的另一实施例的示意图；

[0040] 图3示出了拜尔(Bayer)滤色器阵列的顶视图；

[0041] 图4示出了示例常规颜色传感器的谱特性的图示；

[0042] 图5示出了根据本发明的三个不同的颜色信号的使用的谱部分；

[0043] 图6示出了根据本发明生成的两个组合的颜色信号的谱灵敏度；

[0044] 图7示出了示例对对于一个人和不同的 $SpO_2$ 饱和值的PPG幅度谱的标准化幅度的图示；

[0045] 图8示出了对于灵敏度和标准化幅度的图示以示例 $SpO_2$ 信号评估；

[0046] 图9示出了对于示例HR信号评估的灵敏度和标准化幅度的图示；以及

[0047] 图10A至10C示出了具有和不具有用于阻挡可见光的滤光器的另一传感器和两个组合的颜色通道的灵敏度的图示。

### 具体实施方式

[0048] 图1示出了根据本发明的相机1的第一实施例的示意图。从诸如患者的生物3反射的电磁辐射2，特别是可见和红外波长范围的光，由所述相机1接收并评估，用于最终生成生物3的生物测量信号。相机包括滤光器11，滤光器11用于阻挡入射电磁辐射2内的波长范围高达至少大体550nm，优选地高达大致600nm，甚至更优选地高达650nm的入射可见光。经滤光的入射光4然后由颜色传感器12感测，颜色传感器12例如通过使用两个独立的颜色探测器13、14(或该颜色探测器的阵列)来生成至少两个不同的颜色信号5、6。组合单元15通过例如以线性组合组合所述颜色信号5、6来生成至少一个组合的颜色信号7。最终，提供处理单元16用于处理所述组合的颜色信号7并提取生物3的至少一个生物测量信号8。

[0049] 组合单元15和处理单元16优选地实现于公共处理器17处，例如实现为处理器的处理元件或实施于常规处理器上的软件中。然而，它们也可以以不同方式来实现，例如作为专用硬件元件。

[0050] 图2示意性地示出了根据本发明的相机1'的第二实施例。图2示出了可选地可以提

供附加滤光器18(在此和/或其它实施例中),滤光器18被配置为在至少1100nm以上,特别是在至少1000nm以上的波长范围中的入射光到达颜色传感器12'之前,阻挡该入射光。虽然,通常那些颜色传感器,例如成像硅传感器,示出了朝向较长波长自然降低的灵敏度,但是该附加滤光器18确保阻挡经滤光的入射光4内的在所述较高阈值波长以上的信号贡献,即在经两次滤光的入射光4'中阻挡了其中水吸收变为占优的信号贡献。

[0051] 此外,在此实施例中,颜色传感器12'例如通过使用滤色器阵列20来生成三个不同的颜色信号5、6、9,滤色器阵列20设置在光电探测器19(或更通常地,图像传感器)之前并具有三个不同的滤色区域。该颜色传感器(例如,包括具有仅两个滤色区域的滤色器阵列)也能够用于图1中示出的实施例中。优选地,颜色传感器12'包括生成如常规地由RGB颜色传感器提供的红色信号5、绿色信号6和蓝色信号9的滤色器阵列。

[0052] 根据三个颜色信号5、6、9,通过对所述三个颜色信号5、6、9中的至少两个颜色信号进行两种不同的组合,特别是线性组合,组合单元15生成两个组合的颜色信号7a、7b。根据这两个组合的颜色信号7a、7b,处理单元于是最终提取期望的生物测量信号8。

[0053] 如以上解释的,标准RGB相机使用以重复模式叠置于图像传感器的像素之上的滤色器阵列。图3中描绘了根据本发明也能够使用的该Bayer滤色器阵列20。该滤色器阵列包括若干红色滤光区域21、蓝色滤光区域22以及绿色滤光区域23。通常针对记录的图像的视觉表示优化谱响应。然而,该标准RGB相机对于生物的生物测量信号的基于相机的生成,特别是对于包括心率信号和SpO2信号的提取的基于相机的PPG提取,远不是最佳的。选项是使用定制的滤色器阵列,但是这些通常是昂贵的替代物。

[0054] 此外,常规地,阻挡红外光的1R滤光器放置在RGB相机之前以阻挡红外光。

[0055] 根据本发明,作为替代,利用滤光器11阻挡高达预定阈值波长,典型地在从550至650nm的范围中(例如,大约600nm),的可见光,并且通常不使用额外的红外滤光器。颜色传感器12优选地是常规颜色传感器,诸如如RGB相机中使用的标准RGB传感器,该标准RGB传感器在实施例中也可以包括如图3中示出的Bayer滤色器阵列20或用于提供至少两个(优选地三个)颜色信号的任何其它模块。

[0056] 将通过假设使用包括Bayer滤色器阵列的常规RGB相机传感器的范例来示例本发明的效果。在示出了对于蓝光的灵敏度曲线B、对于绿光的灵敏度曲线G以及对于红光的灵敏度曲线R的图4中描绘了该Bayer滤色器阵列的谱特性。默认常规相机装备有如上所述的红外阻挡滤光器,来阻挡红外光,特别是650nm以上的波长范围中的红外光,以避免来自可见范围以外的光的影响。然而,根据本发明,去除了该1R阻挡滤光器,并且实际上阻挡灵敏度谱的可见部分,高达从550至650nm的范围中的阈值波长,如仅示出通过滤光单元11的谱的部分的图5中示出的图示中描绘的。

[0057] 接下来,在组合单元15中,通过颜色信号的线性组合来从这三个颜色信号R、G、B(表示此范例中的颜色信号5、6、9)生成组合的颜色信号7a、7b。特别是,在实施例中,将第一组合的颜色信号Ch1(例如,表示组合的颜色信号7a)定义为 $Ch1 = R - 2b + G$ ,并且将第二组合的颜色信号Ch2(表示第二组合的颜色信号7b)定义为 $Ch2 = 2B - G$ 。在图6中示出的图示中描绘了组合的颜色信号Ch1和Ch2的谱灵敏度。为更精确,除谱灵敏度特性外,此图示没有示出任何信号,其中信号理解为通过按那些灵敏度曲线对光积分而获得的时间变化的值。

[0058] 参照对于所有像素通常相同的、示出滤色器阵列的有效谱特性和硅灵敏度的图4

中示出的图示,能够看到,从650nm的波长起朝向较长波长,颜色传感器的滤光区域或多或少保持它们的透射水平,而颜色传感器的蓝色和绿色滤光区域变得越来越“透明”。在大约830nm的某一波长,硅灵敏度开始下降,其等同地限制所有三个颜色通道的光收集。此外,能够看到,在大约650nm的波长,蓝和绿滤光区域具有光透射局部最小值。

[0059] 根据本发明,已经示出了期望阻挡可见谱中的大约545nm的绿滤光峰。另一方面,为避免对比度的严重下降,滤光单元11的较上阈值波长基本上不应高于700nm,特别是不应高于650nm。能够从示出对于一个人和从85%至100%的不同SpO<sub>2</sub>饱和值的PPG幅度谱的图7中示出的图示看到其原因。因为期望捕获这些曲线的最小值,所以滤光单元的较上阈值波长不应在这些最小值的波长以上,该最小值大约为660nm。

[0060] 本发明从而提供了构建用于生成生物的生物测量信号的非常便宜的相机的选项,该生物测量信号特别是SpO<sub>2</sub>信号和/或心率信号。图8A示出了对于如上解释的两个组合的颜色信号Ch1和Ch2的灵敏度,并且图8B示出了如图7中描绘的PPG幅度谱。如由经过800nm的竖直线指示的,两个组合的颜色信号Ch1和Ch2现在接近最佳SpO<sub>2</sub>波段,类似于在常规脉冲血氧仪中获得的那些。如上所述,常规脉冲血氧仪使用红色段(大约660nm)和红外段(850-940nm),在红色段(大约660nm),存在氧合和去氧血红蛋白之间的光吸收的显著差异,在红外段(850-940nm),差异小得多并且在相反的方向上。800nm的波长是蛋白的二等边点,即氧合和去氧血红蛋白二者具有相同的光吸收。

[0061] 如以上解释的,通过提取不同波长处的至少两个PPG信号并且根据所述至少两个PPG信号确定SpO<sub>2</sub>信号来从所述至少一个组合的颜色信号提取SpO<sub>2</sub>信号。

[0062] 图9A也示出了如上解释的两个组合的颜色信号Ch1、Ch2,并且图9B示出了归因于如由箭头30指示的可见波长范围中的个体之间的变化的不稳定的PPG幅度。幅度的变化是对于不同个体的(不同地建模的皮肤生理学)并且不归因于氧合水平。如这些图示中示出的,对于心率的简单探测,两个通道Ch1、CH2之间的幅度的好的稳定对比度是期望的,如此情况中给出的。常规使用的绿色波长范围(500至600nm)的幅度是强的,但是是不稳定的。如以上解释的,能够将常规PPG提取算法施加于该两个通道以获得表示心跳信号的PPG信号。

[0063] 图10A至10C示出了对于不同颜色传感器的对应图示。图10A示出了颜色传感器的谱特性的图示,且图10B示出了具有阻挡可见光的滤光器的所述颜色传感器的谱特性的图示。图10C示出了从RGB的组合得到的虚拟颜色通道Ch1和Ch2的图示,其中 $Ch1 = R - B$ ,且 $Ch2 = 1.5 * B - 0.5 * B$ 。

[0064] 虽然已经在图样和前述描述中详细示例并描述了本发明,但是该示例和描述应视为示例性或示范性的,而不是限制性的;本发明不限制于公开的实施例。本领域技术人员在实践声称的发明时,根据对图样、说明书、以及所附的权利要求的研究,能够理解并实施对公开的实施例的其它变化。

[0065] 在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其它单元可以履行权利要求中记载的数项的功能。某些措施记载在相互不同的从属权利要求中的纯粹事实不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0066] 计算机程序可以存储/分布于合适的非瞬态介质上,非瞬态介质诸如是与其它硬件一起供应的或作为该其它硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其它形式分布,诸如经由因特网或其它有线或无线通信系统。

[0067] 权利要求中的任何参考符号不应视为限制范围。

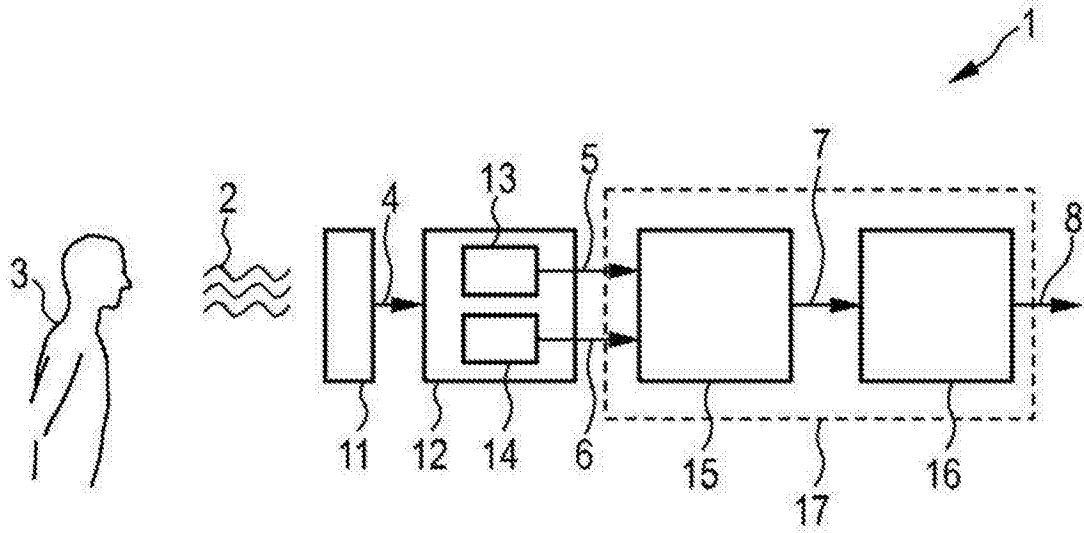


图1

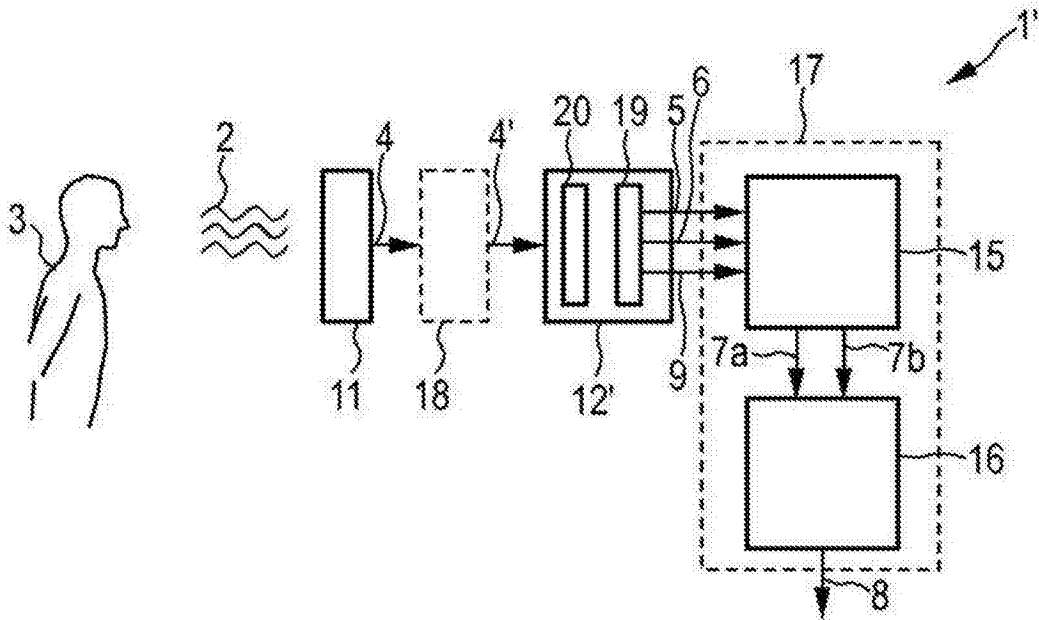


图2

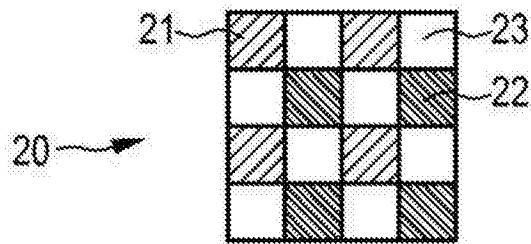


图3

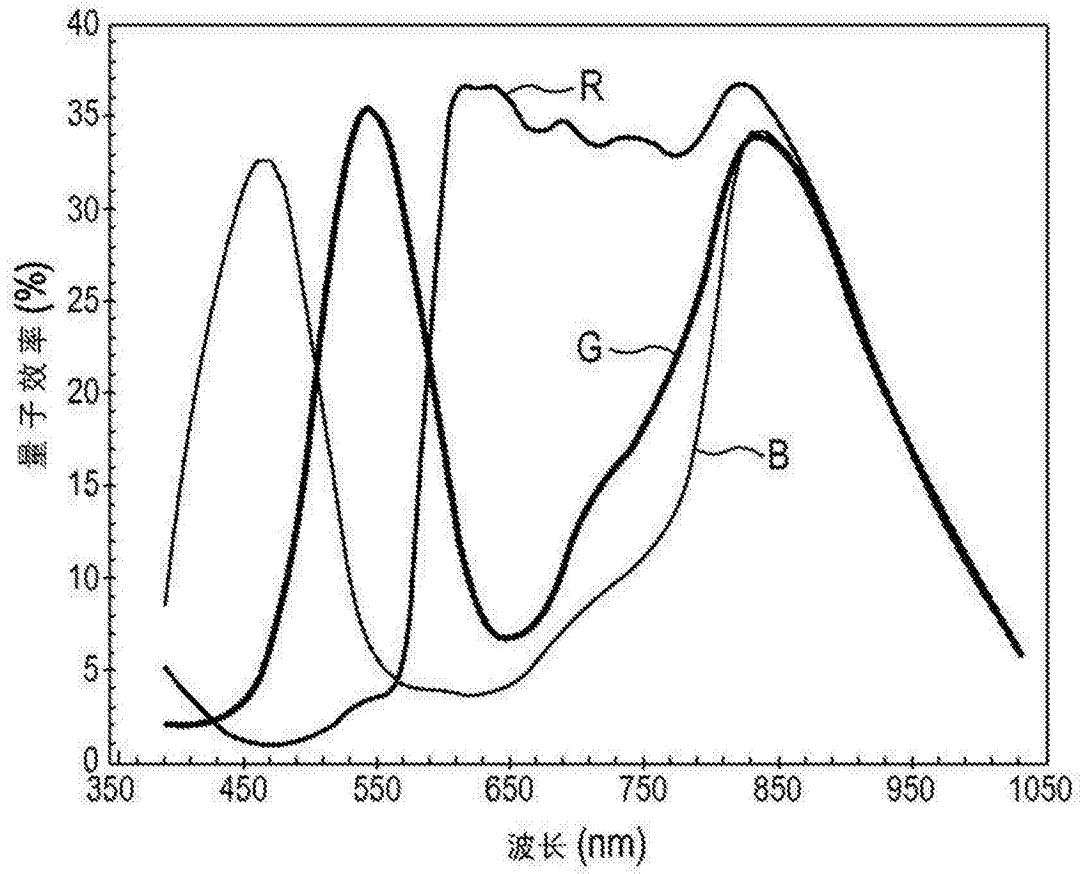


图4

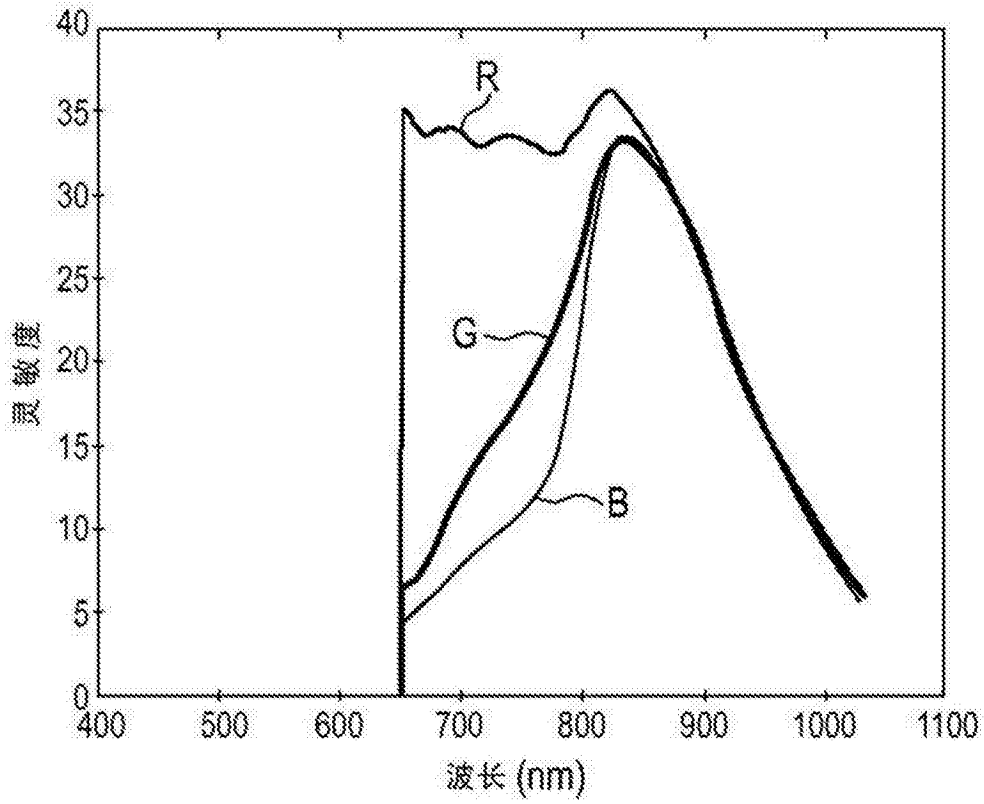


图5

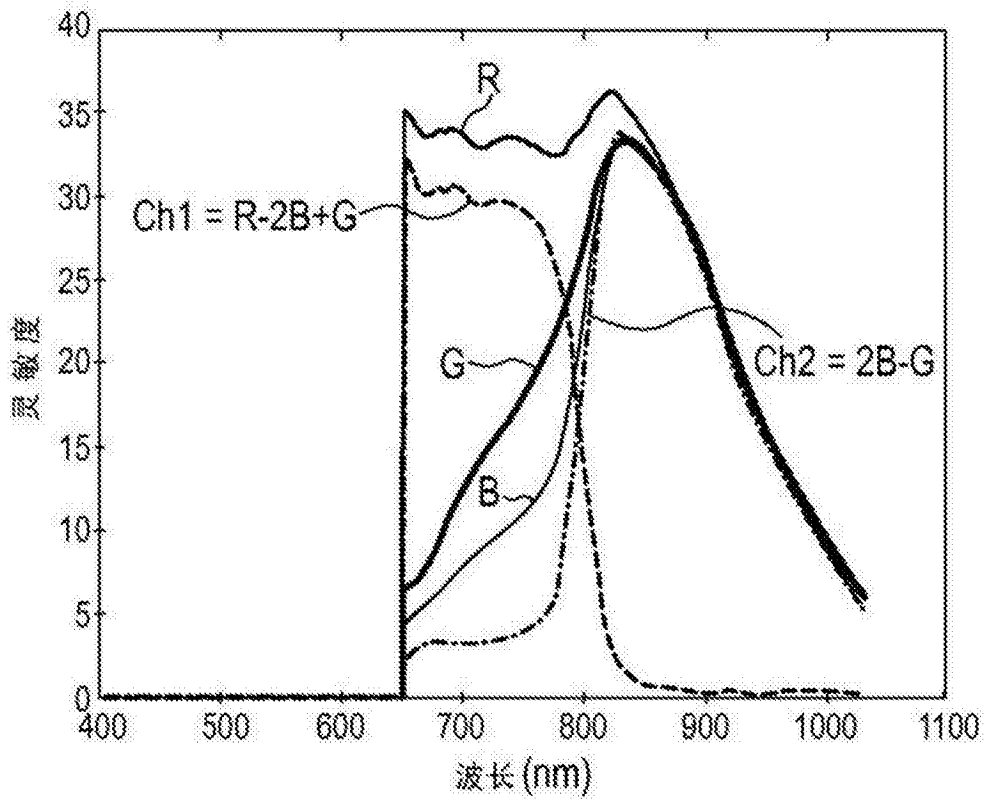


图6

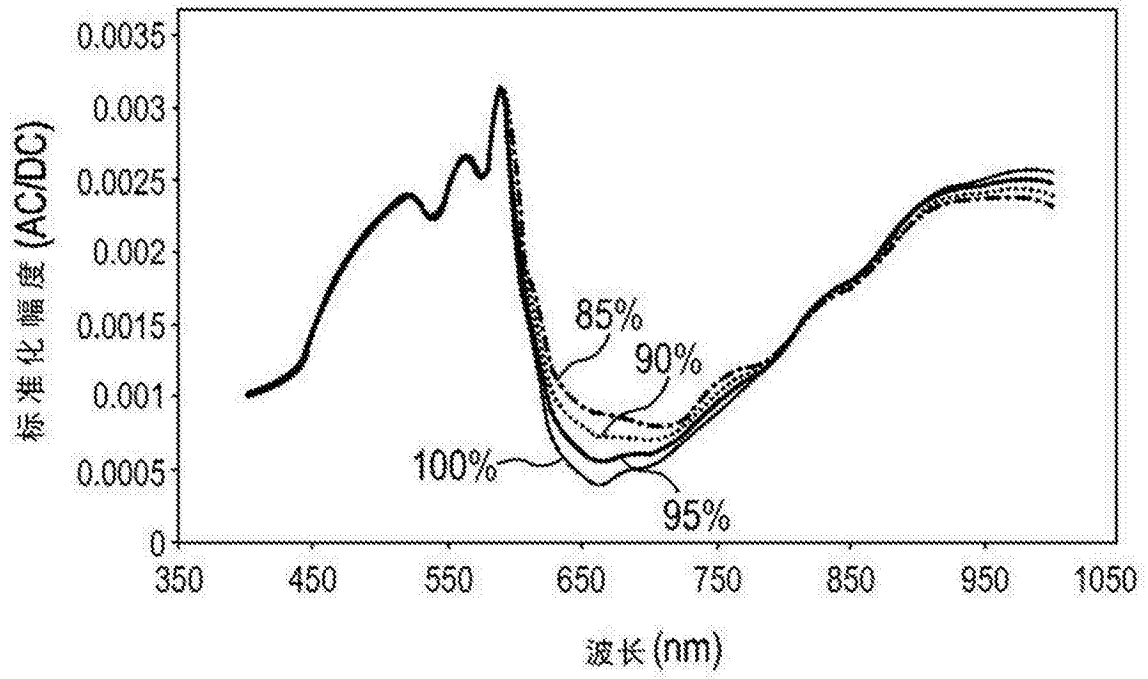


图7

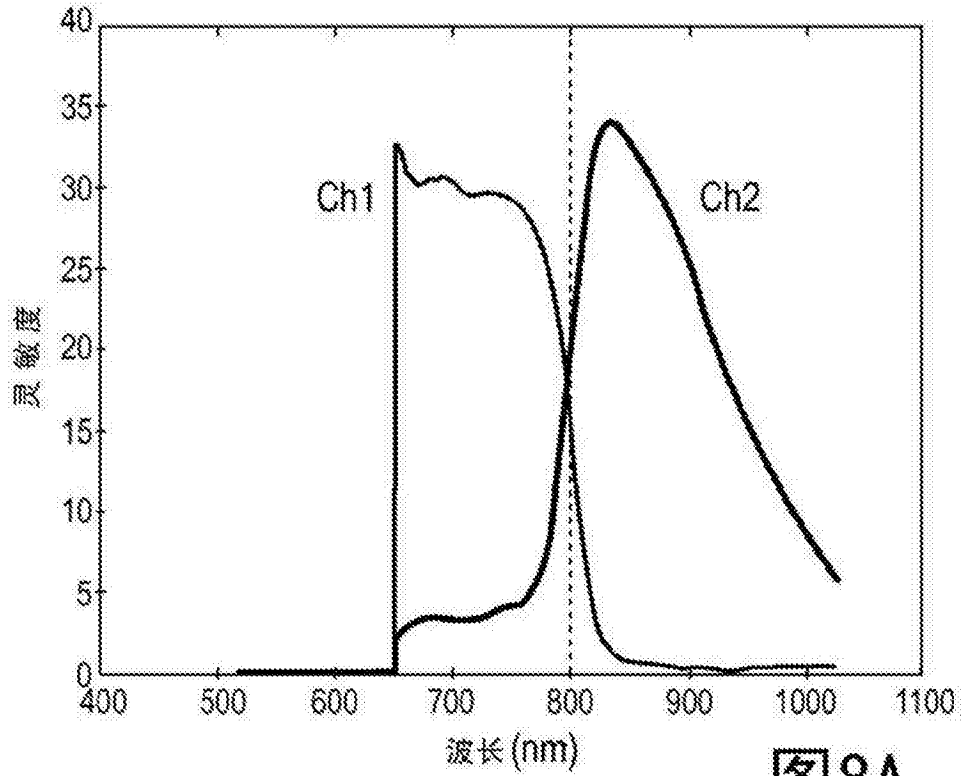


图8A

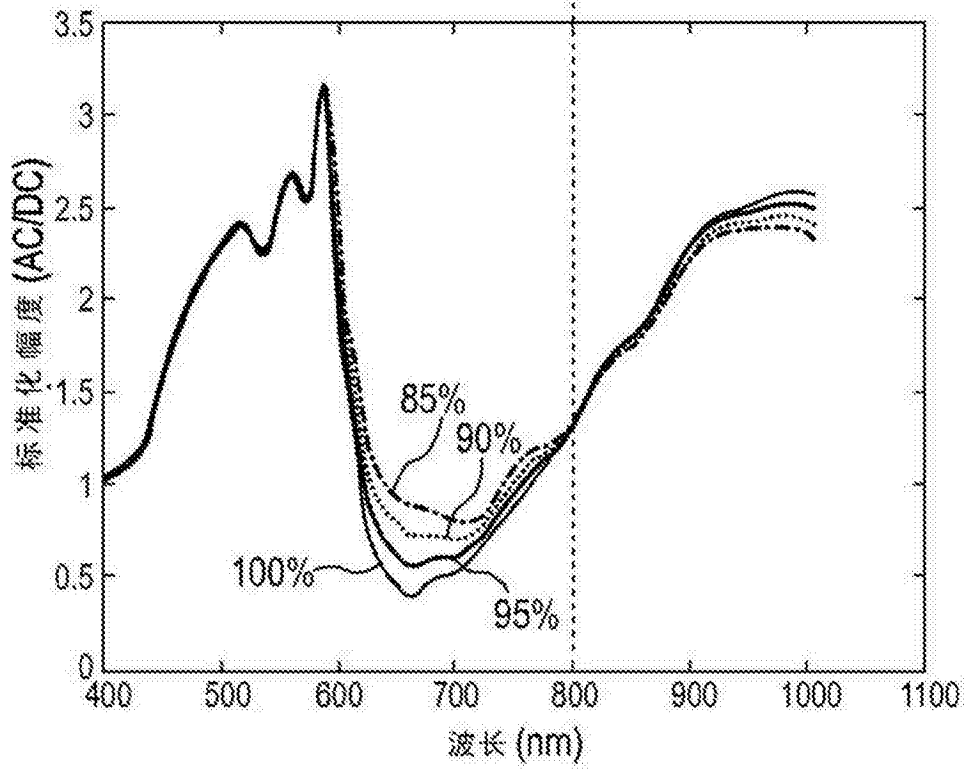


图8B

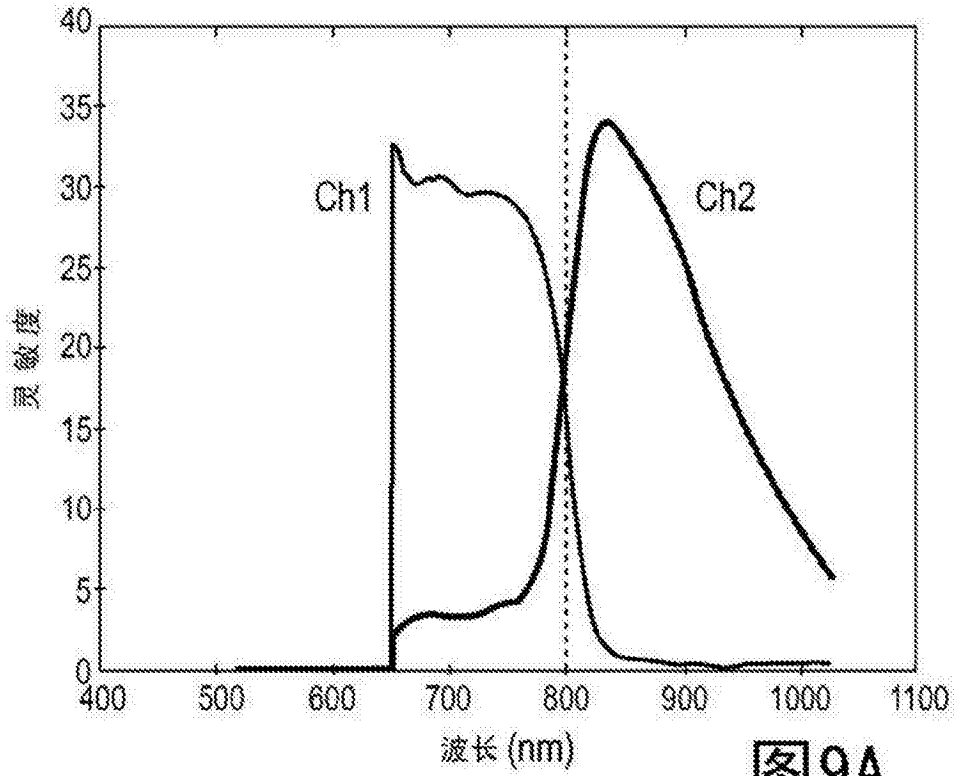


图9A

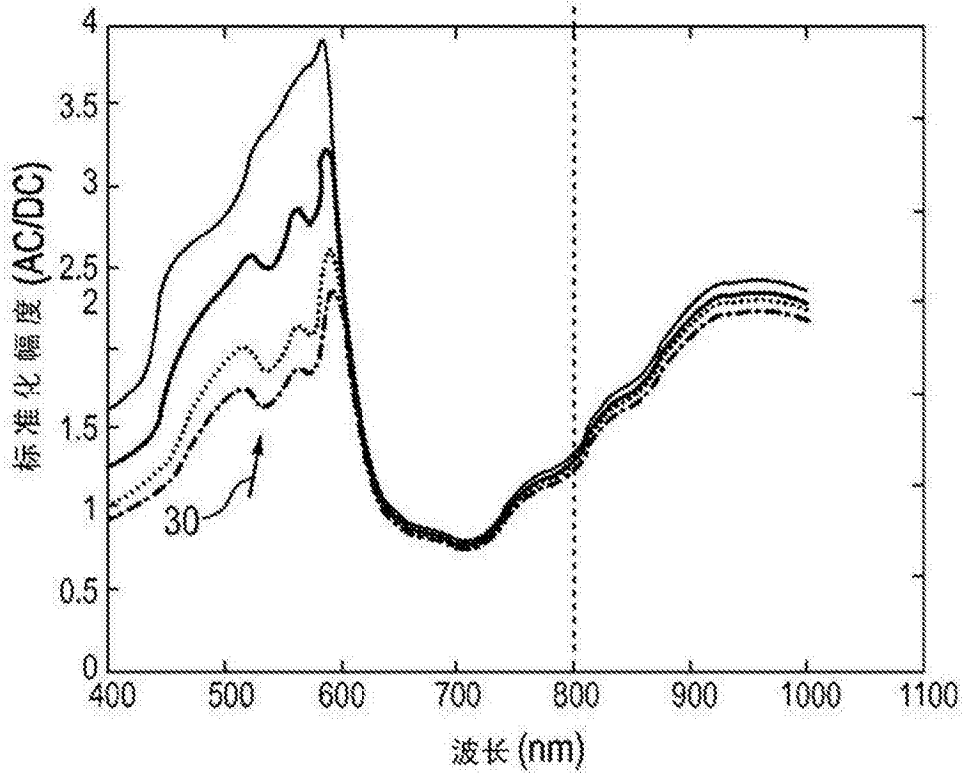


图9B

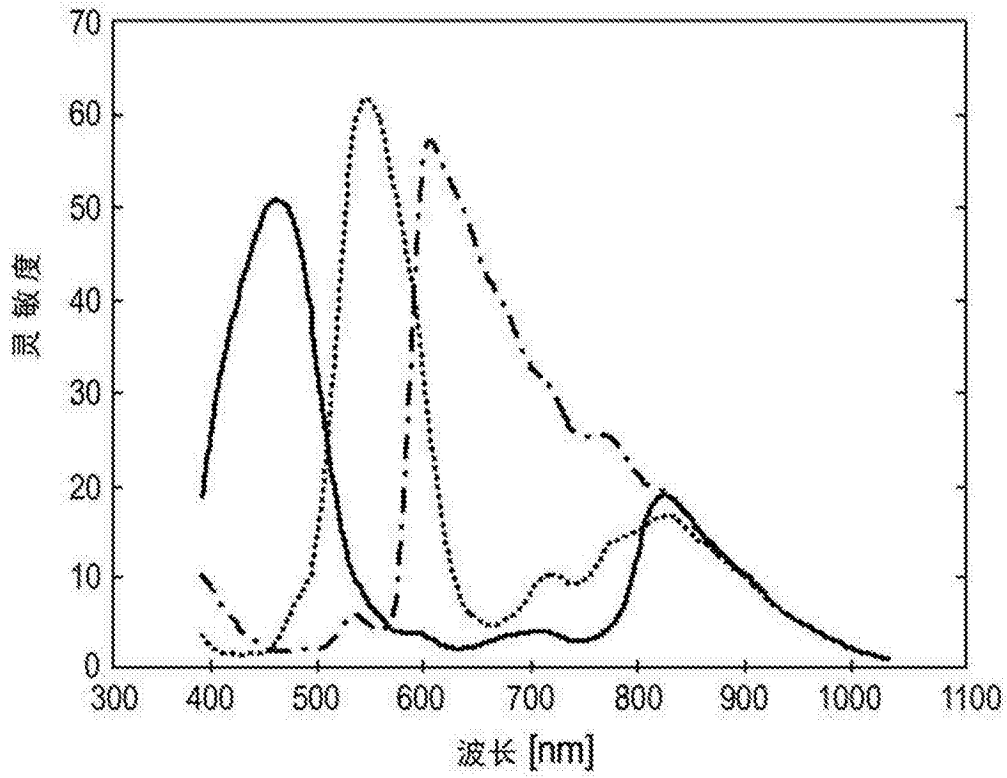


图10A

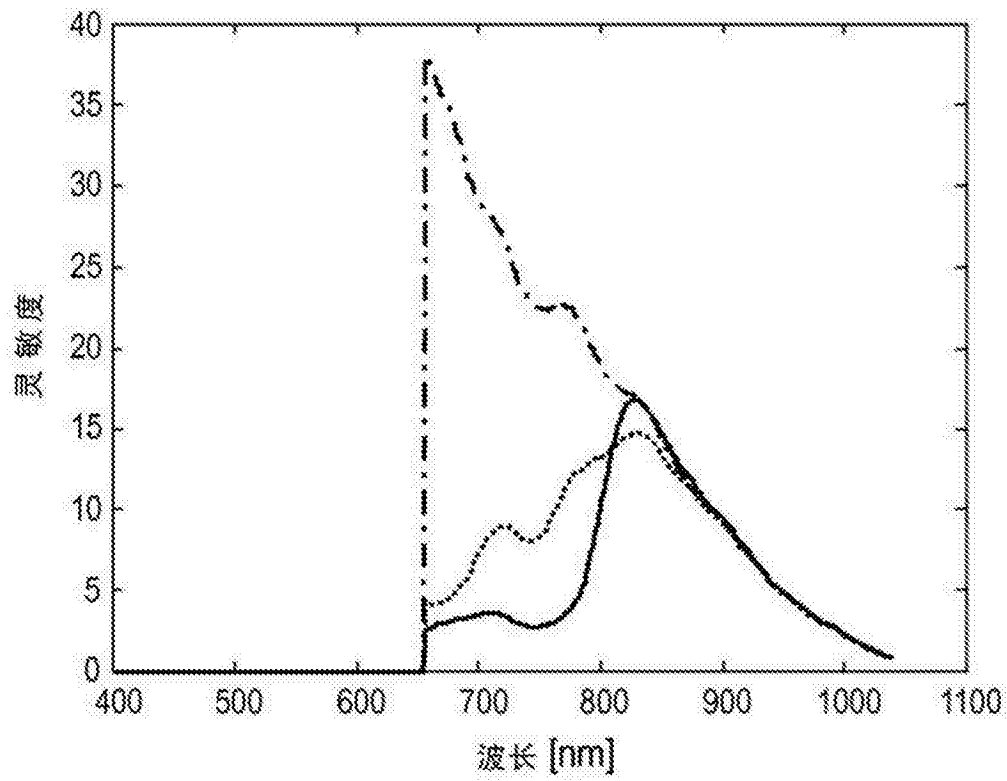


图10B

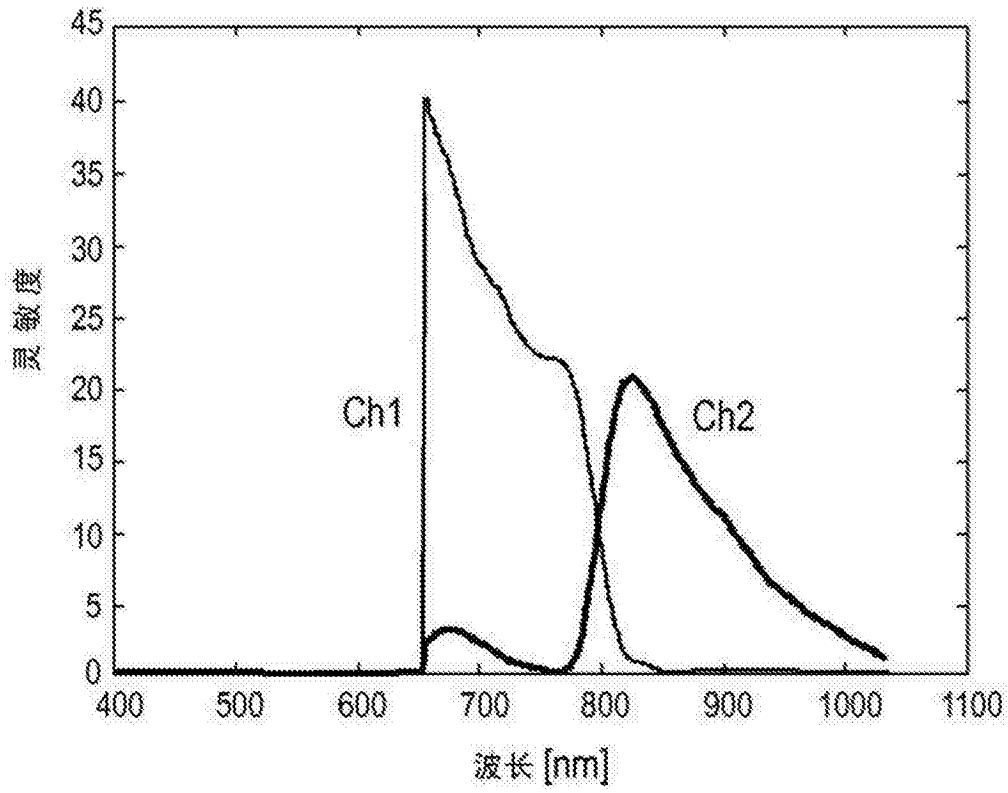


图10C

专利名称(译)	用于生成生物的生物测量信号的相机		
公开(公告)号	<a href="#">CN103764019B</a>	公开(公告)日	2017-03-22
申请号	CN201280042552.8	申请日	2012-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	MJ巴尔图拉 W韦尔克鲁杰塞		
发明人	M·J·巴尔图拉 W·韦尔克鲁杰塞		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/1455 A61B5/00 G06T7/00 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/02427 A61B5/14551 G06T7/0016 G06T2207/10024 G06T2207/30076 G06T7/0012		
优先权	61/530546 2011-09-02 US		
其他公开文献	CN103764019A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及用于生成生物的生物测量信号的相机 ( 1 , 1' ) , 所述相机包括 : 滤光器 ( 11 ) , 用于阻挡高达至少550nm的波长范围中的入射可见光 ; 颜色传感器 ( 12 , 12' ) , 用于接收经滤光的所述入射光并生成至少两个不同的颜色信号 ( 5 , 6 , 9 ) ; 组合单元 ( 15 ) , 用于通过组合所述至少两个颜色信号来生成至少一个组合的颜色信号 ( 7a , 7b ) ; 以及处理单元 ( 16 ) , 用于处理所述至少一个组合的颜色信号并提取所述生物 ( 3 ) 的至少一个生物测量信号 ( 8 ) 。

