



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104968259 B

(45)授权公告日 2018.07.13

(21)申请号 201480007187.6

(22)申请日 2014.02.04

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104968259 A

(43)申请公布日 2015.10.07

(30)优先权数据

13154017.1 2013.02.05 EP

61/760,683 2013.02.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.08.03

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058781 2014.02.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/122577 EN 2014.08.14

(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 R·拜泽梅尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

审查员 王兆雨

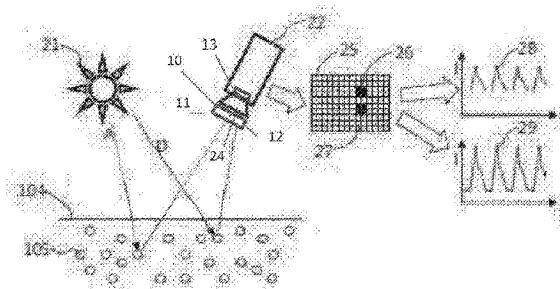
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

用于确定对象的生命体征信息的系统和方
法

(57)摘要

本发明涉及远程光体积描记法并且具体涉及一种用于确定对象(100)的生命体征信息的系统(1)和方法。所述系统包括:滤波器(10),其用于应用到探测单元,所述滤波器还包括第一滤波器区域(11)和第二滤波器区域(12),其中,所述第一滤波器区域被配置为透射第一波长处的光(A),所述第二滤波器区域被配置为透射第二波长处的光(D);所述探测单元(22),其用于探测从所述滤波器的所述第一滤波器区域和所述第二滤波器区域接收到的辐射;以及分析单元(6),其用于根据从所述第一滤波器区域和从所述第二滤波器区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。



1. 一种用于确定对象(100)的生命体征信息(7)的系统(1),包括:

-标记物(10),其用于应用到探测单元,所述标记物还包括第一标记物区域(11)和第二标记物区域(12),其中,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光(A),所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光(D),

-所述探测单元(2、22),其用于探测从所述标记物的所述第一标记物区域和所述第二标记物区域接收到的辐射,

其中,所述探测单元(2、22)是包括透镜(13)和图像传感器(14)的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域(11)的光撞击所述图像传感器的第一部分(26),并且其中,透射通过所述第二标记物区域(12)的光撞击所述图像传感器的第二部分(27),并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号(28、29),每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分,以及

-分析单元(6),其用于根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括用于承载所述标记物的载体元件(31)。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述载体元件(31)还包括用于将所述载体元件附着到所述探测单元的附着器件(52)。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述附着器件包括粘合剂、螺线或夹子。

5. 根据权利要求2所述的系统,其中,所述第一标记物区域(11)和/或所述第二标记物区域(12)包括被附着到所述载体元件(31)的光学滤波器盘(56、57)。

6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述第一标记物区域和所述第二标记物区域通过被配置为阻挡光的第三标记物区域而被彼此分开。

7. 一种在根据权利要求1所述的系统(1)中使用的标记物(10),包括:

-第一标记物区域(11),其被配置为透射第一波长的光(A),

-第二标记物区域(12),其被配置为透射第二波长的光(D),并且

其中,所述标记物适于应用到探测单元,其中,所述探测单元由被包括在移动电话中的相机形成。

8. 根据权利要求7所述的标记物(10),其中,所述第一标记物区域(11)和所述第二标记物区域(12)通过被配置为阻挡光的第三标记物区域而被彼此分开。

9. 根据权利要求7或8所述的标记物(10),其中,所述标记物还包括载体元件(31),其中,所述第一标记物区域(11)和/或所述第二标记物区域(12)包括被附着到所述载体元件(31、51)的光学滤波器盘(56、57)。

10. 根据权利要求9所述的标记物(10),其中,所述载体元件(31)还包括用于使得所述载体元件能够附着到所述探测单元的粘合剂、螺线或夹子(52)。

11. 一种用于在根据权利要求1所述的系统(1)中使用的设备,包括:

-探测单元(22),其用于探测从被应用到所述探测单元的标记物(10)的第一标记物区域(11)和第二标记物区域(12)接收到的辐射,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光(A),所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光(D),

其中,所述探测单元(2、22)是包括透镜(13)和图像传感器(14)的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域(11)的光撞击所述图像传感器的第一部分(26),并且其中,透射通过

所述第二标记物区域(12)的光撞击所述图像传感器的第二部分(27),并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号(28、29),每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分,以及

-分析单元(6),其用于根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息(7)。

12.根据权利要求11所述的设备,其中,所述设备是移动电话(101)。

13.一种用于确定对象(100)的生命体征信息(7)的方法,包括以下步骤:

-探测从被应用到探测单元的标记物(10)的第一标记物区域(11)和第二标记物区域(12)接收到的辐射,其中,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光(A),所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光(D),所述探测单元用于探测从所述第一标记物区域和所述第二标记物区域接收到的辐射,

其中,所述探测单元(2、22)是包括透镜(13)和图像传感器(14)的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域(11)的光撞击所述图像传感器的第一部分(26),并且其中,透射通过所述第二标记区域(12)的光撞击所述图像传感器的第二部分(27),并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号(28、29),每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分,并且

-根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。

14.根据权利要求13所述的方法,还包括以下步骤:

-将所述标记物(10)应用到所述探测单元。

15.根据权利要求14所述的方法,其中,所述探测单元被包括在移动电话中。

16.一种用于存储计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于当在计算机或处理器上执行所述计算机程序时令所述计算机或所述处理器执行根据权利要求13所述的方法的步骤。

用于确定对象的生命体征信息的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定对象的生命体征信息的系统和方法。具体而言,本发明涉及能够用于远程确定所观察的对象的生命体征的光学测量方法。在这种背景中,光学测量可以指的是光体积描记法(PPG),并且更具体地指的是脉搏血氧测定法。

背景技术

[0002] 人的生命体征(例如,心率(HR)、呼吸速率(RR)或血氧饱和度)用作对人的当前状态的指示物并用作对严重的医学事件的有力的预测物。因此,在住院护理环境和门诊护理环境、在家、以及在其他健康、休闲和健身环境中广泛地监测生命体征。

[0003] 测量生命体征的一种方式是通过体积描记法。体积描记法一般指的是对器官或身体部分的体积变化的测量,并且具体指的是对归因于随着每一次心跳行进通过对象的身体的心血管脉搏波的体积变化的检测。

[0004] 光体积描记法(PPG)是对感兴趣区域或体积的光反射率或光透射的时变变化进行评估的光学测量技术。PPG基于血液吸收光的原理,因此血液体积随着每一次心跳的变化对应地影响透射和反射。除了关于心率的信息,PPG波形也能够包括能归于其他生理现象(例如,呼吸)的信息。通过对在不同波长(典型地是红色和红外)处的透射率和/或反射率的评估,能够确定血氧饱和度。

[0005] 用于测量对象的心率和血氧饱和度的常规的脉搏血氧测定计被附着到对象的皮肤,例如,指尖、耳垂或前额。因此,它们被称为“接触式”PPG设备。典型的脉搏血氧测定计包括:作为光源的红色LED和红外LED以及用于探测已经透射通过患者组织的光的一个光电二极管。商业可用的脉搏血氧测定计快速地在以红色波长进行测量与以红外波长进行测量之间切换,并且由此测量组织的相同区域或体积在两种不同波长处的透射率。这被称为分时复用。在每种波长处随时间推移的透射率给出了针对红色波长和红外波长的PPG波形。WO 2012/099536 A1中公开了示范性光体积描记设备。

[0006] 尽管接触式PPG被认为是基础的无创技术,但是接触式PPG测量体验起来通常并不令人愉快,这是因为脉搏血氧测定计被直接附着到对象并且任何线缆都限制移动的自由。

[0007] 当前,已经引入了用于非强迫式测量的非接触式远程PPG设备。远程PPG利用被远离感兴趣对象设置的光源,或者一般来说是辐射源。类似地,也能够将探测器(例如,相机或光探测器)远离感兴趣对象设置。因此,远程光体积描记系统和设备被认为是非强迫式的并且非常适合于医学以及非医学日常应用。

[0008] Wieringa等人的“Contactless Multiple Wavelength Photoplethysmographic Imaging:A First Step Toward“SpO2 Camera”Technology”(Ann.Biomed.Eng.33,第1034-1041页,2005年)公开了一种用于对基于不同波长处的光体积描记信号的测量结果来对组织中的动脉血氧饱和度进行非接触式成像的远程PPG系统。所述系统包括单色CMOS相机和具有三种不同波长的LED的光源。相机按次序地采集对象得三段影片。在每段影片期间,对象由以不同波长的光源照明。能够根据在单个波长处的影片来确定脉搏率,而要求在不同

波长处的至少两段影片来确定血氧饱和度。一次只使用一种波长在暗室中执行该测量。患者被允许在不同波长处的随后测量之间移动。其他问题是黑暗中的测量对于非强迫式医学应用和非医学应用是不实际的。

[0009] CN 102697487A公开了一种用于测量对象的生理数据的设备,所述设备包括光调制单元、光学探测单元以及信号处理单元。基于傅里叶变换的锁定技术被用于检测生理信号。用于将不同光学波长处的贡献分开的根本原理是通过在探测之前以不同的载体频率对在不同光学波长处的贡献进行调制来进行的谱分离。

[0010] Giovanni Cennini等人的“Heart rate monitoring via remote photoplethysmography with motion artifacts reduction”(Optics Express,卷18,第5号,2010年3月)公开了一种用于具有运动伪影减小的远程光体积描记法的光体积描记设备。

发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种用于以非强迫性的且经济的方式来确定对象的生命体征信息的改进的系统和方法。有利的是提供了一种用于在周围环境光条件下操作的系统和方法。更有利地,所述系统和方法使得能够对心率和血氧饱和度的并行且可能实时的测量。

[0012] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于确定对象的生命体征信息的系统,包括:

[0013] -标记物,其用于应用到探测单元,所述标记物还包括第一标记物区域和第二标记物区域,其中,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光,所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光,

[0014] -探测单元,其用于探测从所述标记物的所述第一标记物区域和所述第二标记物区域接收到的辐射,

[0015] 其中,所述探测单元是包括透镜和图像传感器的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域的光撞击所述图像传感器的第一部分,并且其中,透射通过所述第二标记物区域的光撞击所述图像传感器的第二部分,并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号,每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分,以及

[0016] -分析单元,其用于根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。

[0017] 在本发明的其他方面中,在前述系统中使用的标记物被呈现为包括被配置为透射第一波长的光的第一标记物区域、被配置为透射第二波长的光的第二标记物区域,并且其中,所述标记物适于应用到所述探测单元,其中,所述探测单元由被包括在移动电话中的相机形成。

[0018] 在本发明的其他方面中,在前述系统中使用的设备被呈现为包括:探测单元,其用于探测从被应用到探测单元的标记物的第一标记物区域和第二标记物区域接收到的辐射,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光,所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光,其中,所述探测单元是包括透镜和图像传感器的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域的光撞击所述图像传感器的第一部分,并且其中,透射通过所述第二标记物区域的光撞击所述图像传感器的第二部分,并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号,每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分;以及分析单元,其用于根据从

所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。

[0019] 在本发明的其他方面中,提出了一种用于确定对象的生命体征信息的方法,包括以下步骤:

[0020] 一探测从被应用到探测单元的标记物的第一标记物区域和第二标记物区域接收到的辐射,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光,所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光,所述探测单元用于探测从所述第一标记物区域和所述第二标记物区域接收到的辐射,

[0021] 其中,所述探测单元是包括透镜和图像传感器的相机,其中,透射通过所述第一标记物区域的光撞击所述图像传感器的第一部分,并且其中,透射通过所述第二标记物区域的光撞击所述图像传感器的第二部分,并且其中,所述图像传感器生成至少两种不同颜色的信号,每种颜色信号产生自所述图像传感器的对应部分,并且

[0022] 一根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征信息。在实施例中,所述方法还包括将所述标记物应用到所述探测单元的步骤。

[0023] 在本发明的又另一方面中,提供了一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当在计算机或处理器上执行所述计算机程序时令计算机执行所提出的方法的步骤。另外,提出了一种其中存储有这样的计算机程序产品的非瞬态计算机可读存储介质,所述计算机程序产品在由处理器运行时令本文中公开的所述方法的所述步骤得到执行。

[0024] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的标记物、设备、方法、计算机程序和介质具有与要求保护的系统以及与在从属权利要求中定义的相似和/或相同的优选实施例。

[0025] 在本发明的背景中使用的术语“生命体征”指的是对象的生理参数和导出的参数。具体而言,术语“生命体征”包括心率(HR)(有时也被称为脉搏率)、心率变化性(脉搏率变化性)、脉动强度、灌注、灌注指示物、灌注变化性、Traube Hering Mayer波、呼吸速率(RR)、体温、血压、以及血液和/或组织中的物质的浓度(例如,血氧饱和度或葡萄糖水平)。

[0026] 在本发明的背景中使用的术语“生命体征信息”包括如以上定义的一个或多个测量的生命体征。此外,术语“生命体征信息”包括能够用于随后的分析的指的是生理参数的数据、对应的波形轨迹、或者指的是随时间推移的生理参数的数据。

[0027] 本发明基于这样的想法:即,能够利用具有至少两个标记物区域的标记物来确定生命体征信息,而不是以不同的波长按次序地测量组织的相同区域或体积,所述至少两个标记物区域被配置为透射被并行地或同时地测量的两种不同波长的光。换言之,本发明已经发现,能够利用透射两种波长并且被附着到单个图像传感器前面的标记物根据在不同波长处的光体积描记测量结果来确定生命体征信息。优点是能够在周围环境光的条件下执行测量并且不要求如在现有技术中提出的按次序的不同波长处的窄带照明。

[0028] 根据本发明的一方面,标记物被提出包括第一标记物区域和第二标记物区域,其中,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光,所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光。所述第一标记物区域和所述第二标记物区域由此定义了用于透射不同波长

的光以用于确定生命体征信息的在空间上分开的区域。每个标记物区域被配置为透射不同波长的光,使得能够基于对两种不同波长的光的比较来确定物质的浓度。对具有所述第一标记物区域和所述第二标记物区域的所述标记物的使用具有这样的优点,即单个探测单元能够采集全部要求的信息,这对于低的系统成本是有益的。

[0029] 任选地,所述标记物包括将所述第一标记物区域与所述第二标记物区域分开的其他标记物区域,其中,所述其他标记物区域被配置为阻挡其他波长的光。感兴趣波长还包括电磁辐射的不可见波长,包括红外波长和紫外波长。

[0030] 如在本文中所使用的,术语“波长”还指的是波长的带或波长部分。这应当被理解为具有有限的谱宽度的谱范围。例如,对于光学滤波器,术语波长指的是该滤波器的通带。因此,术语波长不限于一个单个波长,而是也用于波长范围,例如。在中心波长周围的几纳米或几十纳米的波长范围。此外,在滤波器的背景中的术语波长还指的是一个相同滤波器元件中的多个不连续的谱范围。

[0031] 如在本文中所使用的,术语“探测单元”指的是用于探测电磁辐射的设备。其被配置为探测从所示第一标记物区域和从所述第二标记物区域接收到的辐射。在优选实施例中,所述探测单元是具有图像传感器(例如,CCD或CMOS图像传感器)的相机,所述相机包括光敏像素的阵列。所述探测单元的输出被称为辐射数据。例如,所述辐射数据是随时间推移的图像系列,即,视频流。所述相机能够是单色相机或彩色相机。用于彩色相机的RGB图像传感器包括具有针对红色通道、绿色通道和蓝色通道的滤波器的彩色滤波器阵列。当使用RGB彩色相机时,系统的总体滤波特性包括所述标记物区域的透射特性以及所述相机的各颜色通道的滤波特性。在实施例中,所述探测单元是由被包括在移动电话中的相机形成的。

[0032] 从所述第一标记物区域和所述第二标记物区域接收到的辐射典型地包括两个部件。首先,接收到的辐射包括在皮肤表面处反射的光,即,没有穿透所述组织并且不承载关于所述组织中的光吸收的信息的光。其次,接收到的辐射包括已经穿透到皮肤中并且从所述组织内部反射的光。接收到的辐射的该第二部分归因于在所述组织之内对光的时变吸收和/或透射而具有时变的强度。光与生物组织的相互作用是复杂的并且包括(多个)散射、反向散射、吸收、透射和(漫)反射的光学过程。如在该背景中使用的术语“反射”不得被解释为限于镜面反射,而是包括前述类型的光与组织的相互作用及其任意组合。

[0033] 任选地,所述系统还包括用于发出所述第一波长和/或所述第二波长的光的光源,以便确保有足够的各自波长的光可用。还任选地,所述系统包括控制单元,所述控制单元用来控制光功率使得所述探测单元能够以其最优操作点来操作,尤其使得例如噪声或备选的饱和效应不干扰测量。然而,在优选实施例中,所述系统仅使用周围环境光。

[0034] 所述分析单元被配置为根据从所述第一标记物区域和从所述第二标记物区域探测到的辐射来确定所述对象的所述生命体征。所述分析单元从所述探测单元接收所述辐射数据。为了确定所述对象的所述心率,对从单个标记物区域或者甚至仅从标记物区域外部的皮肤接收到的时变辐射进行评估是足够的。然而,为了确定物质的浓度,例如,为了确定血氧饱和度或葡萄糖水平,如以上所描述的要求对不同波长处的辐射的分析。所述分析单元对来自所述两个在空间上分开的标记物区域的时变信号进行评估,并且由此对两种波长并行地进行评估。例如,从所述第一标记物区域接收到的光落在为所述探测单元的部分的图像传感器的第一组像素上,并且来自所述第二标记物区域的光落在所述图像传感器的第

二组像素上。为了更好的信噪比,能够将一组的像素的信号进行组合。

[0035] 在其他实施例中,根据本发明的所述系统还包括用于承载所述标记物的承载元件。所述载体元件以至少用于容纳所述第一标记物区域的第一区和用于容纳所述第二标记物区域的第二区为特征。总体而言,所述载体元件能够被认为是如下的元件:所述元件为所述标记物提供机械支撑,并且能够被利用螺纹来附着到、粘合到或夹到所述探测单元,使得所述探测单元的所述图像传感器接收所述第一波长和所述第二波长的光。

[0036] 在又另一实施例中,所述第一标记物区域和/或所述第二标记物区域包括被附着到所述载体元件的光学滤波器盘。所述光学滤波器盘确保只有期望的波长或波长带的光被透射。滤波器盘的类型包括吸收滤波器以及介质滤波器。有利地,所述载体元件包括两个开口,并且两个所述光学滤波器盘被定位在所述开口中。每个开口还被称为窗口或光学窗口。所述载体元件在所述光学窗口外部阻挡或衰减所述光。

附图说明

[0037] 参考下文所述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是明显的并且得到阐明。在以下附图中:

[0038] 图1示出了用于确定对象的生命体征信息的系统的范例;

[0039] 图2示出了根据本发明的用于确定对象的生命体征信息的系统的示范性实施例;

[0040] 图3示出了利用根据本发明的系统对生命体征信息的确定;

[0041] 图4示出了用于附着到探测单元的标记物的第一范例;

[0042] 图5还示出了利用根据本发明的系统对生命体征信息的确定;

[0043] 图6示出了标记物的第一范例;

[0044] 图7示出了用于确定对象的生命体征信息的系统的第二实施例;

[0045] 图8图示了用于确定对象的生命体征信息的方法。

具体实施方式

[0046] 图1示出了用于确定对象100的生命体征信息7的系统1。系统1包括用于应用到对象100的皮肤的标记物10'、探测单元2以及分析单元6作为基本部件。在该范例中,在临床环境中采用用于确定对象的生命体征信息的系统,在所述临床环境中,对象100躺在床103上。标记物10' 还包括被配置为透射第一波长的光的第一标记物区域11', 以及被配置为透射第二波长的光的第二标记物区域12'。探测单元2适于探测从标记物10' 的第一标记物区域11' 和第二标记物区域12' 接收到的辐射。在该范例中,探测单元2被连接到任选的图像处理单元4。探测单元2以视频流的形式向图像处理单元4提供表示探测到的辐射的辐射数据3。图像处理单元4在辐射数据3中识别第一标记物区域11' 和第二标记物区域12'。图像处理单元4继而被连接到分析单元6。图像处理单元4向分析单元6提供经预处理的辐射数据5。在该范例中,经预处理的辐射数据5包括关于辐射数据3的视频流的图像的哪个区描绘第一标记物区域11' 和第二标记物区域12' 的信息。分析单元6继而根据第一标记物区域11' 中和第二标记物区域12' 中的时变强度来确定对象的生命体征信息7。在该范例中,生命体征信息包括心率和血氧饱和度。

[0047] 根据发明人的洞察,标记物还可以应用到探测单元2,使得由患者的皮肤102反射

的光在经过第一标记物区域和第二标记物区域之后由被包括在探测单元中的图像传感器接收。优选地,具有第一标记物区域和第二标记物区域的标记物被安置为靠近图像传感器,使得第一组像素接收由第一标记物区域过滤的反射光,并且第二组像素接收由第二标记物区域过滤的反射光。

[0048] 本发明基于这样的想法:即,将具有两个或更多个光学滤波器的标记物从皮肤(如图1所示)移动到相机2以用于生成活体的生物统计信号(也被称作生命体征)。尽管在常规相机中图像传感器(例如,RGB传感器或单色传感器)主要感测可见(包括一些红外)光,但是根据本发明,提出了使用透射针对预定波长的对应的集合的入射可见光的滤波器的集合,使得图像传感器的像素的组接收所述预定波长的集合的预定波长。换言之,通过放置标记物来修改相机的谱特性,以用于在相机的光学路径中阻挡入射可见光,使得仅仅第一波长(例如,660nm)的光透射通过第一光学滤波器并撞击图像传感器的第一部分,并且第二波长(例如,900nm)的光经过第二光学滤波器撞击图像传感器的第二部分。图像传感器生成至少两种不同颜色的信号,每种产生自图像传感器的对应的部分。这些颜色信号被进一步处理以从接收到的反射光提取生物统计信号。结果得到便宜并且相当简单的、适合于生物统计信号检测(例如,用于SpO₂监测)的相机。

[0049] 图2示出了根据本发明的用于确定对象100的生命体征信息7的系统1的示范性实施例,在该实施例中,标记物被从患者的皮肤移动并且已经被应用到探测单元的接收端。系统1包括用于应用到探测单元2的标记物10、探测单元2以及分析单元6作为基本部件。在该范例中,在临床环境中采用用于确定对象的生命体征信息的系统,在所述临床环境中,对象100躺在床103上。标记物10还包括被配置为透射第一波长的光的第一标记物区域11,以及被配置为透射第二波长的光的第二标记物区域12。探测单元2适于探测从标记物10的第一标记物区域11和第二标记物区域12接收到的辐射。在该范例中,探测单元2被连接到任选的图像处理单元4。探测单元2以视频流的形式向图像处理单元4提供表示探测到的辐射的辐射数据3。图像处理单元4在辐射数据3中识别从第一组像素和第二组像素获得的数据。图像处理单元4继而被连接到分析单元6。图像处理单元4向分析单元6提供经预处理的辐射数据5。在该范例中,经预处理的辐射数据5包括关于辐射数据3的视频流的图像的哪组像素描绘第一组像素和第二组像素的信息。分析单元6继而根据产生自经过第一标记物区域11的反射光的第一组像素中和产生自经过第二标记物区域12的反射光的第二组像素中的时变强度来确定对象的生命体征信息7。在该范例中,生命体征信息包括心率和血氧饱和度。

[0050] 用于识别第一标记物区域11和第二标记物区域的图像处理单元4也能够被合并到分析单元6中。备选地,辐射数据3被直接提供到分析单元6。

[0051] 在示出的范例中,标记物10被直接应用到探测单元2,使得由探测单元的图像传感器接收到的光经过第一标记物区域和第二标记物区域。

[0052] 通过诸如阳光7a或人工光源7b的辐射源图示了该场景。辐射源7a、7b直接或间接地朝向对象100发出辐射8a、8b。额外地或备选地,系统1还能够包括朝向对象100发出光8c的任选的系统光源7c。如果周围环境光源7a、7b不提供足够的光,或者如果周围环境光源7a、7b的谱在第一波长处和第二波长处不提供足够的功率,则对系统光源7c的使用是特别有益的。

[0053] 任选的控制单元9适于控制探测单元2的灵敏度和/或控制系统光源7c的功率。由

于被用作探测单元2的探测器或图像传感器的动态范围是有限的,因此可能必须根据所观察的情景中的照亮状况来调节快门和电子偏移。系统光源7c能够是控制回路中设定探测单元2的图像传感器的最优操作点的部分。在该背景中,最优指的是输出信号不具有信号切断(clipping),没有图像传感器的个体探测器的饱和,并且至少针对与第一标记物区域和/或第二标记物区域的相对应的探测器或图像传感器区域的良好信噪比。

[0054] 图3、图4和图5图示了利用根据本发明的系统1对对象的生命体征信息的确定。图3示出了光源21、探测单元22和标记物,在图4中从前方并且在图5中从侧方更详细地示出了所述标记物,所述标记物具有第一标记物区域11和第二标记物区域12。所述标记物被应用到探测单元22,例如,在透镜13的前面。探测单元包括透镜和在图5中示出的图像传感器14。组织包括血管105。

[0055] 在该实施例中,光源21发出至少第一波长 λ_1 处和第二波长 λ_2 处的光。第一标记物区域11被配置为透射第一波长的光,其中,所述第一波长与光源21的第一波长相对应。第二标记物区域12被配置为透射第二波长的光,其中,所述第二波长与光源21的第二波长相对应。图3简述了第一波长的光射线A和第二波长的光射线D。由于第一标记物区域23被配置为透射第一波长的光,因此射线A穿透到对象100的皮肤104中。所述光的一些在皮肤104之内被吸收,而所述光的一些在组织中被反射或散射并到达探测单元22。吸收和/或反射特性是时变的,并且表示利用组织104的血管105对组织104的时变的灌注。

[0056] 探测单元22包括接收光学器件(例如,接收器透镜13)和形成图像传感器14的光探测器或像素的阵列25。从第一标记物区域11接收到的光被成像在第一组像素或第一像素阵列26上。对应地,从第二标记物区域12接收到的光被成像在第二组像素27上。标记物还可以具有第三标记物区域24(参见图4和图5),所述第三标记物区域24阻挡或衰减图像传感器14所敏感的所有波长。像素阵列25还包括将第一组像素与第二组像素分开的第三组像素23。

[0057] 由于在组织104中对光的吸收是时变的,因此入射在探测单元22的图像传感器上的光强度也是时变的。由曲线28描绘像素区域26上的时变强度。由曲线29描绘入射在像素组27上的时变强度。

[0058] 由于第一标记物区域被配置为仅透射第一波长的光,因此第二波长的光不经过第一标记物区域11并且不被成像到第二组像素或第二像素阵列。类似地,由于第二标记物区域12被配置为仅透射第二波长的光,因此第一波长的光不经过第二标记物区域12并且不被成像到第一组像素或第一像素阵列。尽管如此,归因于标记物10与透镜13之间的距离,第一波长的光的一些能够到达第二组像素27,并且第二波长的光的一些能够到达第一组像素26,导致一些混合。为了防止所述混合,第一标记物区域11和第二标记物区域12通过阻挡第一波长和第二波长的第三标记物区域24而被彼此分开。第一组像素还优选地通过第三组像素23与第二组像素分开。由曲线28描绘的强度调制归因于在组织104中第一波长处的时变反射。由曲线29描绘的强度调制因此归因于在组织104中第二波长处的时变反射。

[0059] 能够根据曲线28或29中的一个中的时变强度来直接确定对象的脉搏率。然而如以下示例性地解释的,为了通过光体积描记法来确定血氧饱和度,要求至少两种波长。

[0060] 接触式脉搏血氧测定计典型地发射红色(R)光和红外(IR)(或者更精确地,在许多情况下是近红外的)光通过感兴趣对象的脉管组织。能够以交替(快速切换)的方式来发射并探测各自的光部分(R/IR)。假定各自的谱部分被氧合血红蛋白(HbO_2)和减少的血红蛋白

(Hb) 不同地吸收, 则最终能够对血氧饱和度进行处理。血氧饱和度 (SO_2) 估计算法能够利用与红色部分和红外部分有关的信号的比率。此外, 所述算法能够考虑非脉动信号分量。典型地, 如图5中示意性地图示的, PPG信号包括DC分量和相对小的脉动AC分量。此外, SO_2 估计一般涉及被应用到经处理的值的根据经验推导出的校准因子。典型地, 该校准因子(或校准曲线)是根据涉及有创血氧饱和度测量结果的参考测量结果而确定的。由于PPG设备基本上探测(谱)信号部分的比率, 而所述比率必须被转换成典型地涉及HbO₂和Hb的比率的血氧饱和度值, 因此要求校准因子。比如但不旨在对本公开进行限制, 血氧饱和度估计能够基于以下的通用公式:

$$[0061] \quad SO_2[\%] = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} \times 100\% \quad (1)$$

[0062] 其中, PPG设备仅根据在至少两种波长处的谱响应来间接地检测HbO₂和Hb。

[0063] 总体而言, 测量的作为特性信号的强度曲线28、29被认为包含相当的恒定(DC)部分和叠加在DC部分上的交变(AC)部分。应用信号处理量度, 能够提取AC部分并且进一步地针对干扰对AC部分进行补偿。比如, 特性信号的AC部分能够包括主频率, 所述主频率能够高度地指示对象100的脉管活动, 尤其是心跳。而且, 特性信号(尤其是AC部分)能够指示其他生命参数。在这种联系中, 对动脉血氧饱和度的检测是应用的重要领域。如以上所指示的, 考虑到在特性信号的有区别的谱部分处的特性信号的AC部分的行为, 基本上能够计算动脉血氧饱和度代表性值。换言之, 在血管处的不同的辐射吸收中能够反映出动脉血氧饱和度的程度。此外, 能够对归因于氧化等级的吸收差异在不同的谱部分上也显著变化的事实加以运用。此外, 信号的DC部分也能够用于血氧饱和度检测。典型地, DC分量表示组织、静脉血和非脉动动脉血的总体光吸收。相比之下, AC分量可以表示脉动动脉血的吸收。因此, 对动脉血氧饱和度(SaO_2)的确定能够被表达为:

$$[0064] \quad SaO_2 = C \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{红色}}}{(AC/DC)_{\text{红外}}} \quad (2)$$

[0065] 其中, C是校准参数。C可以代表许多种可应用于AC/DC关系的校准参数, 并且因此应当被以公式(2)的严格代数意义来解读。例如, C可以表示固定的常数值、一组固定的常数、或者可调节的校准参数。通过范例的方式, 另一示范性 SaO_2 推导模型能够被表达为:

$$[0066] \quad SaO_2 = C_1 + C_2 \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{红色}}}{(AC/DC)_{\text{红外}}} \quad (3)$$

[0067] 其中, C_1 和 C_2 能够被认为是线性近似的校准参数。在示范性实施例中, 信号校准参数确定能够被指导为对参数 C_1 进行调节或调整。再者, 备选地, SaO_2 推导也可以基于被置于设备1中(或能由设备1访问)的数值表格。数值表格(或数据库)可以提供对检测到的PPG信号与期望的校准参数之间的关系的离散表示。在这种情况下还可以应用能调整的校准参数来增强生命参数确定的准确度。

[0068] 应当理解, 公式(2)和(3)主要被提出用于说明的目的。它们不应被解释为对本公开的范围的限制。实际上, 技术人员可以确定并建立其他适当的 SaO_2 推导模型。依据要被检测的物质, 能够使用备选的波长组合(例如, 绿色和红色)。尽管已经详细描述了对 SaO_2 的测量, 但是这应当被理解为测量血液和/或组织中的物质的浓度的一般概念的范例。

[0069] 标记物可以具有任意的几何结构并且标记物区域也可以具有不同的形状。图6示

出了在根据本发明的用于确定对象的生命体征信息的系统1中使用的标记物的更加详细的实施例。标记物10以每个标记物区域被配置为透射不同波长的光的标记物区域11、12,以及由载体元件31形成的(针对能由图像传感器探测的波长)不透明的标记物区域24为特征。载体元件31承载标记物10及其元件,并且提供机械稳定性。在该实施例中,载体元件31还包括诸如螺纹、夹子、带或粘合剂的附着器件,以允许标记物10被附着到探测单元。载体元件由不透射光的材料制成并且以在标记物区域11、12的位置处的开口或窗口为特征。

[0070] 光学滤波器盘56、57被放置在窗口11、12中的每个中,其中,滤波器盘11被配置为透射第一波长的光并且滤波器盘12被配置为透射第二波长的光。例如,第一标记物区域11被配置为透射红外光并且第二标记物区域12被配置为透射红色光。依据期望的信号强度来对图6中示出的标记物10的实施例的第一标记物区域11和第二标记物区域12的光学窗口进行优化。例如,在第一要求的波长(例如,绿色)处的信号比在第二要求的波长(例如,红色)处的信号更强。因此,总体的第二标记物区域12相对于总体的第一标记物区域11被增大,以实现在全部两种波长处的相似的信号强度。

[0071] 图7示出了用于确定对象的生命体征信息的系统的其他实施例,所述系统包括具有附着到移动电话或智能电话101上的上述标记物30的移动电话或智能电话101。移动电话101包括用于探测从标记物的第一标记物区域和第二标记物区域接收到的辐射的探测单元22。探测单元22包括透镜和图像传感器芯片。移动电话还包括处理器,所述处理器包括用于根据从第一标记物区域和从第二标记物区域探测到的辐射来确定对象的生命体征信息的分析单元。在其他实施例中,用于确定对象的生命体征信息的系统被包括在一副眼镜中。

[0072] 图8图示了用于确定对象的生命体征信息的方法,所述方法包括:

[0073] -第一步骤S1,探测从被应用到探测单元的标记物的第一标记物区域和第二标记物区域接收到的辐射,所述第一标记物区域被配置为透射第一波长的光,所述第二标记物区域被配置为透射第二波长的光,所述探测单元用于探测从第一滤波器区域和第二滤波器区域接收到的辐射,以及

[0074] -第二步骤S2,根据从第一标记物区域和从第二标记物区域探测到的辐射来确定对象的生命体征信息。可以以程序代码来实施所述方法。当所述程序代码在被包括在移动电话101中的处理器上运行时令所述处理器执行分析单元的功能,以用于根据从第一标记物区域和从第二标记物区域探测到的辐射来确定对象的生命体征信息。在方法的其他实施例中,在第一步骤之前是将标记物应用到探测单元的步骤S0。

[0075] 通过范例的方式,本发明能够应用于健康护理(例如,非强迫式远程患者监测)、通用监视、安全监测、以及所谓的生活方式环境(例如,健身器械等)的领域中。应用能够包括:对血氧饱和度(脉搏血氧测定法)、心率、血压、心脏输出和血液灌注变化的监测;对自主功能的评价;以及对外围脉管疾病的检测。

[0076] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0077] 在权利要求书中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不

相同的从属权利要求中记载了某些措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0078] 计算机程序可以被存储/分布在合适的非瞬态介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线的通信系统。

[0079] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

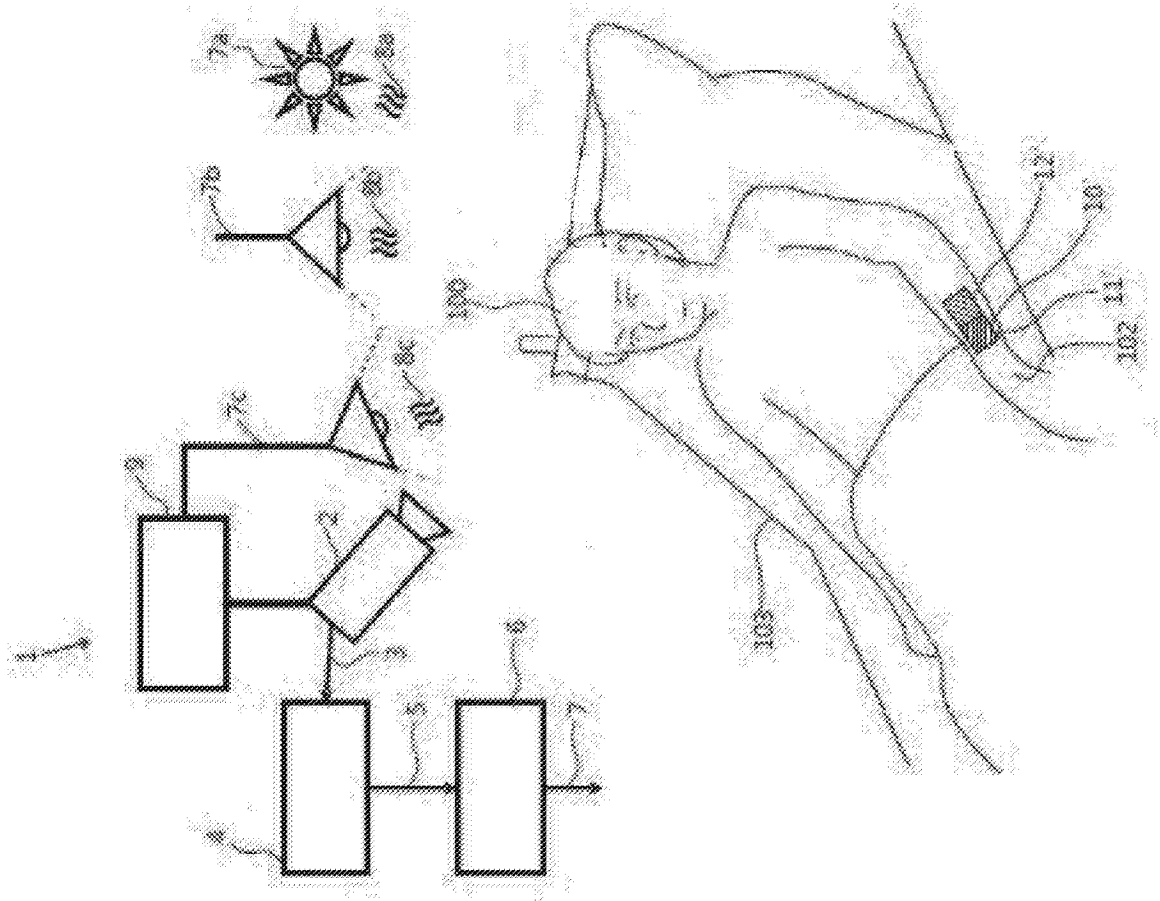


图1

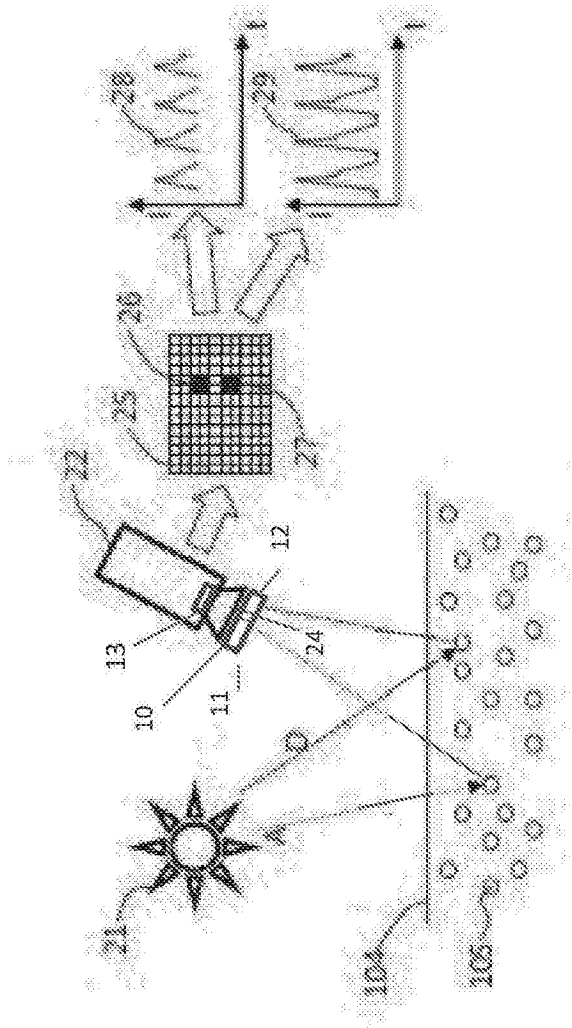


图3

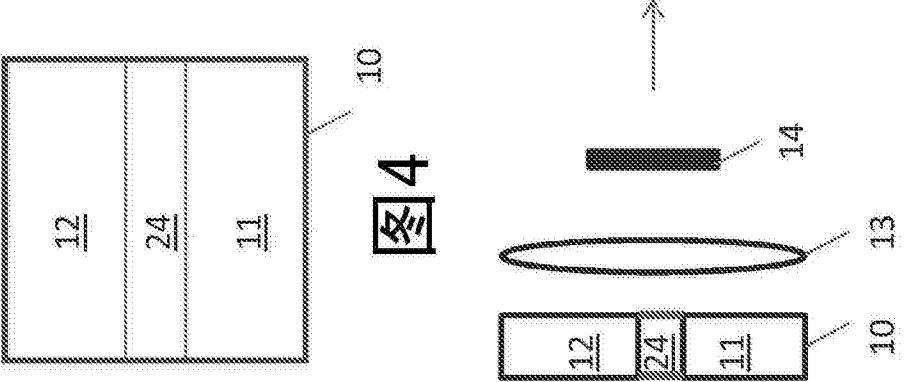


图4

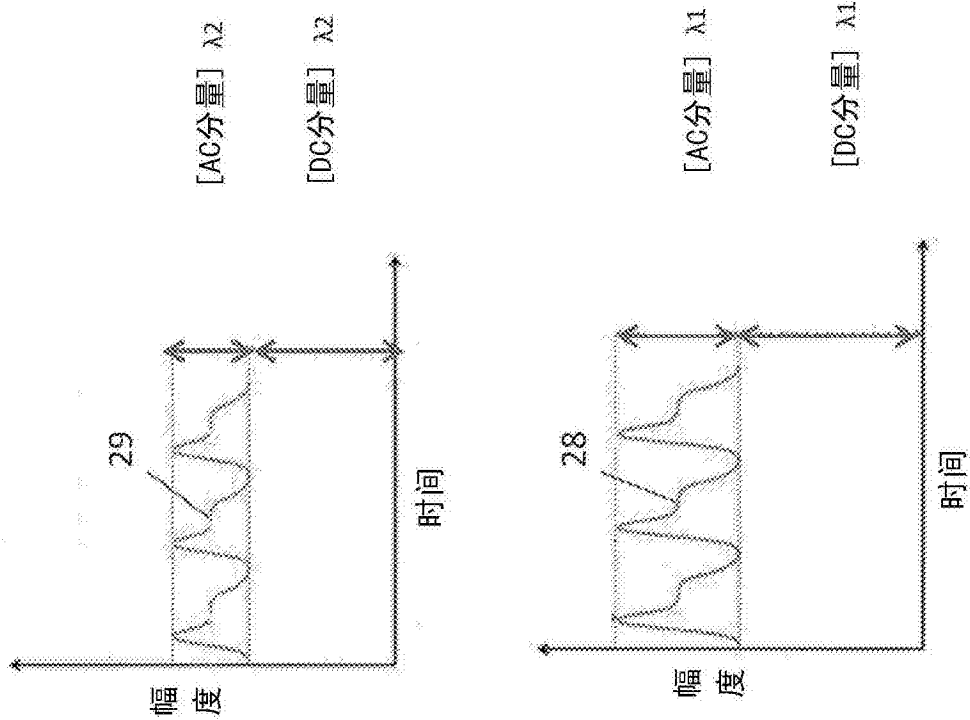


图5

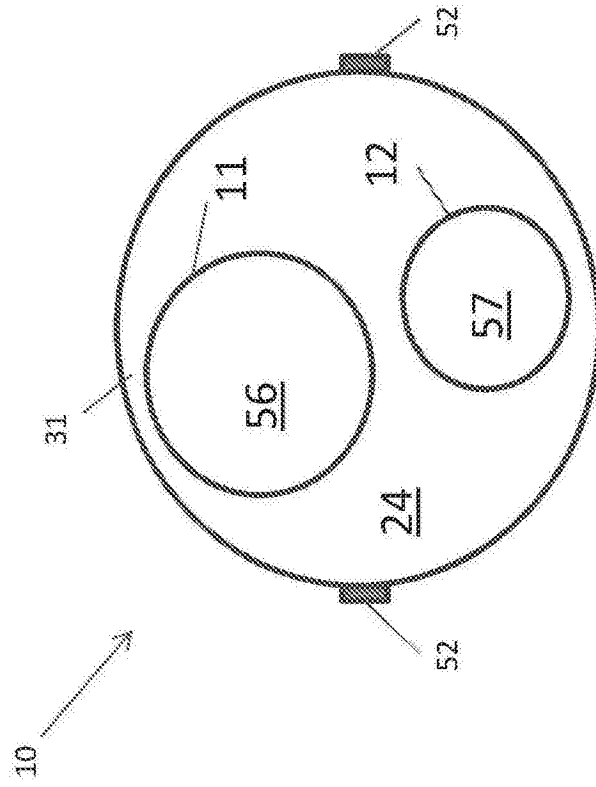


图6

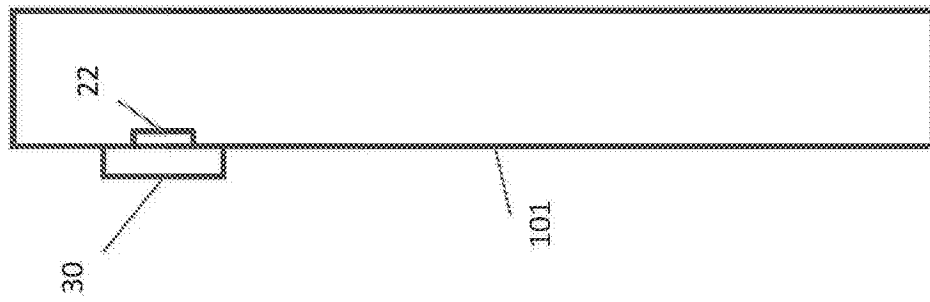


图7

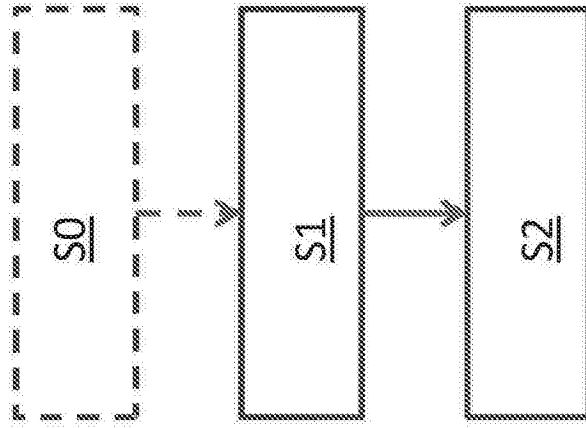


图8