



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108471989 B

(45) 授权公告日 2022.04.26

(21) 申请号 201780006686.7

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 孟杰雄 王英

(22) 申请日 2017.01.13

(51) Int.CI.

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108471989 A

(43) 申请公布日 2018.08.31

(56) 对比文件

CN 104203082 A, 2014.12.10

CN 102258365 A, 2011.11.30

WO 2015169634 A1, 2015.11.12

Diplom-Ingenieur Markus Hülsbusch. Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren der optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion.《DISSERTATION TECHNISCHEN HOCHSCHULE AACHEN》. 2008, 1-145.

(30) 优先权数据

16151494.8 2016.01.15 EP

审查员 孙伟

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.13

权利要求书3页 说明书13页 附图3页

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/050622 2017.01.13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02017/121834 EN 2017.07.20

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像。

(72) 发明人 G·德哈恩 M·安德烈娅

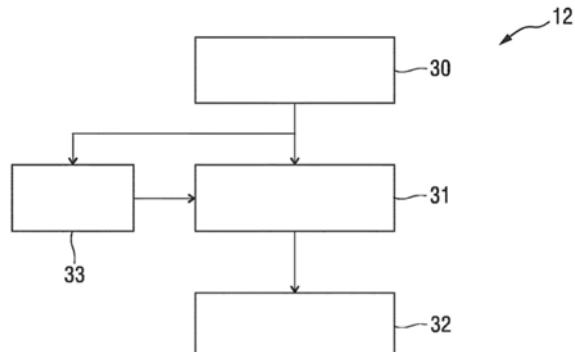
(54) 发明名称

用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备、系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备、系统和方法。为了提供针对运动(尤其是针对心冲击运动)的增强的有效性和鲁棒性,所提出的设备包括:输入接口(30),其用于获得至少两个不同波长通道中的对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息;组合单元(31),其用于针对每个像素或每个像素组和每个时刻来组合所述至少两个不同波长通道的图像数据值,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号;以及图像生成单元(32),其用于根据包括至少两个图像帧的

B CN 108471989 B



1. 一种用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备,所述设备包括:

- 输入接口(30),其用于获得至少三个不同波长通道中的对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少三个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

- 组合单元(31),其用于针对所述两个或更多个图像帧中的每个像素或每个像素组和每个时刻来组合所述至少三个不同波长通道的图像数据值,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号,其中,所述组合单元(31)被配置为将所述至少三个不同波长通道的所述图像数据值组合为时间归一化波长通道的加权和或波长通道的对数的加权和,其中,用于所述组合的权重之和为零,以及

- 图像生成单元(32),其用于根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像。

2. 如权利要求1所述的设备,

其中,所述图像生成单元(32)被配置为针对每个脉动信号来确定所述时间窗中的脉动性、幅度、相位和标准偏差中的一个或多个的函数,并且使用所确定的脉动性、幅度、相位和/或标准偏差的函数作为与所述相应的脉动信号相对应的空间位置处的所述光体积描记图像的图像数据值。

3. 如权利要求1所述的设备,

其中,所述图像生成单元(32)被配置为计算所述时变脉动信号的时间变化的幅度图和/或相位图作为所述光体积描记图像。

4. 如权利要求3所述的设备,

其中,所述图像生成单元(32)被配置为将所述幅度图计算为所述相应的脉动信号与参考信号的内积并且/或者被配置用于计算所述相位图相对于参考信号的相位。

5. 如权利要求4所述的设备,

还包括计算单元(33),所述计算单元用于计算用于确定所述加权和的权重并且/或者用于使用运动鲁棒的光体积描记信号提取算法来计算所述参考信号。

6. 如权利要求5所述的设备,

其中,所述计算单元(33)被配置为使用基于归一化血容量脉动向量特征标记的方法、基于色度的方法、盲源分离方法、主成分分析或独立成分分析来根据由所述图像帧中的多个像素覆盖的皮肤区计算所述权重和/或所述参考信号。

7. 一种用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备,所述设备包括:

- 输入接口(30),其用于获得至少两个不同波长通道中的对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

- 组合单元(31),其用于针对所述两个或更多个图像帧中的每个像素或每个像素组和每个时刻来组合所述至少两个不同波长通道的图像数据值,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号,其中,所述组合单元(31)被配置为将所述至少两个不同波长通道的所述图像数据值组合为时间归一化波长通道的加权和或波长通道的对数的加权和,其中,用于

所述组合的权重之和为零,以及

-图像生成单元(32),其用于根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像;

其中,所述图像生成单元(32)被配置为计算所述时变脉动信号的时间变化的幅度图作为所述光体积描记图像;并且所述图像生成单元(32)被配置为通过计算所生成的幅度图与根据单个波长通道的图像数据生成的单通道幅度图之间的加权差或者通过直接计算不同波长通道的加权和来进一步生成运动图。

8. 如权利要求7所述的设备,

其中,所述图像生成单元(32)被配置为使用所述幅度图、相位图和所述运动图中的一个或多个来将所获得的图像数据分组为以下图像区:示出低于预定运动伪影阈值或最小运动伪影的运动伪影的图像区和/或示出高于预定心冲击运动阈值或最大心冲击运动的心冲击运动的图像区和/或示出高于预定光体积描记信息阈值或最强光体积描记信息的光体积描记信息的图像区。

9. 一种用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的系统,所述系统包括:

-成像单元,其用于在至少两个不同波长通道中采集对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,以及

-如权利要求1或7所述的设备,其用于根据所采集的图像数据来生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像。

10. 如权利要求9所述的系统,

其中,所述成像单元包括光学感测阵列,包括二维图像传感器,所述光学感测阵列包括提供至少三个波长通道的Bayer模式滤波器,或者所述光学感测阵列包括用于相应的至少三个波长通道中的每个的单独的二维图像传感器。

11. 如权利要求10所述的系统,其中,所述至少三个波长通道是以约450nm、550nm和650nm为中心或者以约650nm、750nm和850nm为中心的。

12. 如权利要求9所述的系统,

还包括照明单元(22),所述照明单元用于利用所述至少三个不同波长通道中的光来照射所述对象的所述皮肤区域。

13. 如权利要求12所述的系统,

其中,所述照明单元(22)被配置为发出具有调制频率的调制光,所述调制频率在所述对象的脉动的频带之外。

14. 如权利要求13所述的系统,其中,所述调制频率高于200BPM。

15. 如权利要求13所述的系统,

其中,所述照明单元(22)被配置为使用调制信号来发出调幅光,所述调制信号包括具有在 $0.001 < \beta < 0.1$ 的范围内的小调制因子 β 的 $1 + \beta \cdot \sin(1/2\pi f)$ 。

16. 一种用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的方法,所述方法包括:

-在至少三个不同波长通道中获得对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两

个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括在所述至少三个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

-针对所述两个或更多个图像帧中的每个像素或每个像素组和每个时刻来组合所述至少三个不同波长通道的图像数据值,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号,其中,所述至少三个不同波长通道的所述图像数据值被组合为时间归一化波长通道的加权和或波长通道的对数的加权和,其中,用于所述组合的权重之和为零,并且

-根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像。

17.一种存储计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使得所述计算机执行如权利要求16所述的方法的步骤。

用于生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于生成承载诸如人(例如,患者、老人、婴儿等)或动物的对象的生命体征信息的光体积描记图像的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 人的生命体征(例如,心率(HR)、呼吸速率(RR)或动脉血氧饱和度)可以充当人的当前状态的指标,并且可以充当对严重医学事件的有力预测指标。出于这个原因,在住院和门诊护理环境中,在家中或者进一步地在健康、休闲和健身环境中,生命体征被广泛监测。

[0003] 测量生命体征的一种方法是体积描记法。体积描记法通常指的是测量器官或身体部位的体积变化,尤其是指探测由随着每一次心跳行进通过对象的身体的心血管脉搏波产生的体积变化。

[0004] 光体积描记术(PPG)是一种光学测量技术,它用于评价感兴趣区或体积的光反射或光透射的时变变化。PPG基于如下原理:血液比周围组织吸收更多的光。因此,随着每一次心跳血容量的变化会相应地影响透射或反射。除了关于心率的信息以外,PPG波形还能够包括归因于另外的生理现象(例如,呼吸)的信息。通过评价不同波长(通常为红色和红外波长)的透射率和/或反射率,能够确定血氧饱和度。

[0005] 用于测量对象的心率和(动脉)血氧饱和度(也被称为SpO₂)的常规脉搏血氧计(在本文中也被称为接触式PPG设备)被附接到对象的皮肤,例如,指尖、耳垂或前额。因此,它们被称为“接触式”PPG设备。典型的脉搏血氧计包括作为光源的红色LED和红外LED以及一个用于探测已经透射通过患者组织的光的光电二极管。商业可获得的脉搏血氧计在红色波长的测量与红外波长的测量之间快速切换,从而在两个不同波长处测量相同区或组织体积的透射率。这被称为时分复用。在每个波长处的随时间的透射率给出针对红色波长和红外波长的PPG波形。尽管接触式PPG被认为是一种基本无创的技术,但是由于脉搏血氧计被直接附接到对象并且任何电缆限制了移动的自由度并可能阻碍工作流程,因此接触式PPG测量通常会令人不舒服并且是干扰性的。用于呼吸测量的接触式传感器也是如此。由于极度敏感的皮肤(例如,烧伤和早产儿患者),这样的接触式传感器有时实际上不可行。

[0006] 最近,已经引入了用于非干扰性测量的非接触式远程PPG(rPPG)设备(在本文中也被称为相机rPPG设备)。远程PPG利用光源,或者在一般辐射源中被设置为远离感兴趣对象。类似地,探测器(例如,相机或光探测器)也能够被设置为远离感兴趣对象。因此,远程光体积描记系统和设备被认为是非干扰性的,非常适合用于医学日常应用和非医学日常应用。然而,远程PPG设备通常会实现较低的信噪比。

[0007] Verkruyse等人的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”(Optics Express,第16卷,第26期,2008年12月22日,第21434-21445页)表明:能够通过使用环境光和常规消费级视频相机使用红色、绿色和蓝色的颜色通道来远程测量光体积描记信号。

[0008] 通过使用PPG技术能够测量生命体征,这些生命体征可以通过由脉动血容量引起的皮肤中的微小的光吸收变化(即通过由血容量脉动引发的人体皮肤的周期性颜色变化)来揭示。由于这种信号非常小并且由于照明变化和运动而隐藏在更大的变化中,因此人们普遍关注如何改善基本的低信噪比(SNR)。仍然存在苛刻的情况,如剧烈的运动、严峻的环境照明条件或者应用要求高准确度,尤其是对于更为关键的医学护理应用,其要求改善生命体征测量设备和方法的鲁棒性和准确性。

[0009] 为了实现运动鲁棒性,脉动提取方法得益于具有归一化RGB颜色空间中的取向的颜色变化,该取向不同于通常由运动引发的最常见失真的取向。用于鲁棒的脉动信号提取的已知方法使用归一化的RGB颜色空间中的血容量脉动的已知固定趋向来消除失真信号。在G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”(Physiol.Meas.35 1913,2014年)中公开了进一步的背景,其描述了动脉血液和无血皮肤的不同吸收光谱引起变化沿着归一化RGB空间中的特定向量发生。针对相机中的光学滤波器的给定的光谱和传输特性,能够确定确切的向量。结果表明:这个“标记”能够用于设计一种rPPG算法,其具有比基于盲源分离的最新方法好得多的运动鲁棒性,甚至比先前公布的基于色度的方法更好。

[0010] 基于相机的生命体征监测的下一个挑战是PPG成像。实质上,基于相机的方法用于映射空间变化的PPG幅度及其导出的生命体征(局部Sp₀₂、局部灌注等)。希望这种新技术能够实现新的诊断手段,例如,用于伤口愈合、损伤分析(手术后或手术期间的皮肤上或内部)和癌症检测(例如,黑素瘤,但也可以是食道癌、结肠癌等)。

[0011] A.A.Kamshilin、E.Nippolainen、I.S.Sidorov、V.V.Vasilev、N.P.Erofeev、N.P.Podolian和R.V.Romashko的“A new look at the essence of the imaging photoplethysmography”(Sci.Rep.5,2015年)公开了一种根据单色相机构建PPG图像的系统(并且提到在525nm处操作该系统,525nm接近550nm,在550nm处,PPG幅度最强)。

[0012] Markus Hülsbusch的“Ein bildgestütztes, funktionelles Verfahren zur optoelektronischen Erfassung der Hautperfusion”(Dissertation,Technische Hochschule Aachen,2008年1月28日)公开了一种用于评估皮肤灌注的基于光电相机的测量概念。为了检测运动引发的伪影并使其最小化,已经研究出用于运动补偿的不同策略。

发明内容

[0013] 本发明的目的是提供用于生成承载对象的生命体征信息的PPG图像的设备、系统和方法,其提供了针对运动(尤其是针对心冲击(ballistocardiographic) (BCG)运动)的增强的有效性和鲁棒性。

[0014] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于生成承载对象的生命体征信息的PPG图像的设备,所述设备包括:

[0015] -输入接口,其用于获得至少两个不同波长通道中的对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,

[0016] -组合单元,其用于针对每个像素或每个像素组和每个时刻来组合所述至少两个

不同波长通道的图像数据值,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号,其中,所述组合单元被配置为将所述至少两个不同波长通道的所述图像数据值组合为时间归一化波长通道的加权组合或波长通道的对数的加权组合,其中,用于所述组合的权重之和为零,以及
[0017] -图像生成单元,其用于根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像。

[0018] 在本发明的另外的方面中,提出了一种用于生成承载对象的生命体征信息的PPG图像的系统,所述系统包括:

[0019] -成像单元,其用于在至少两个不同波长通道中采集对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过所述皮肤区域的光或随时间从所述皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息,以及

[0020] -如本文所公开的设备,其用于根据所采集的图像数据来生成承载对象的生命体征信息的光体积描记图像。

[0021] 在本发明的又一方面,提供了一种对应的方法、一种计算机程序,以及一种非瞬态计算机可读记录介质。所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在计算机上被执行时使得所述计算机执行本文所述的方法的步骤。在所述非瞬态计算机可读记录介质中存储有计算机程序产品,所述计算机程序产品在由处理器运行时使得本文公开的方法得以执行。

[0022] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,所要求保护的方法、系统、计算机程序和介质具有与所要求保护的设备相似和/或相同的优选实施例,并且如从属权利要求中所定义的。

[0023] (如在已知方法中所做的那样)使用单色相机信号不能将由于变化的血容量而引起的皮肤吸收变化与由于运动引起的变化区分开来。已经发现:即使小心地限制运动的影响,如果运动与脉动同步,则这些手段(围绕心率的窄带通滤波,与参考PPG信号相关)是无效的。这种心动周期同步运动在大动脉附近是常见的,并且甚至是可触及的,并且由于PPG信号非常小,其会被怀疑在其他地方起作用。尤其是当皮肤受到不均匀的照明时,皮肤正常光与入射光之间的角度最大,问题加剧。手腕在肱动脉附近的皮肤提供了一个明确的范例。

[0024] 在一个实验中,覆盖肱动脉的皮肤被不透明的油墨覆盖,因此只有油墨传感器才能采集伪影。能够观察到:心冲击运动伪影的量值与手掌处最强的PPG信号(0.005AC/DC)相当,并且超过手腕处相邻PPG信号幅度五倍。

[0025] 本发明提出了一种显著减少运动对PPG图像的影响的方法。尤其地,两个或更多个不同波长通道的映射使得得到的像素值对运动不敏感,同时仍对PPG变化敏感。通过将在至少两个图像时期的时间窗上采集的不同波长通道的图像数据(即,覆盖至少两个图像时期)组合成承载生物物理信息的至少一个输出PPG图像来获得诸如局部PPG幅度图像或导出信息的生物物理(即,生命体征相关)信息。

[0026] 由此,通常根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成PPG图像。尤其地,脉动信号的变化被评价并被反映为PPG图像在与脉动信号相对应的空间位置中的图像值。因此,每个时间窗内的输出图像是单个PPG图像,在优选实施例中,该单个PPG图像显示为脉动信号的属性、局部灌注的函数(或局部脉动性,其可以被理解为被归一

化为脉动信号(或PPG信号)的DC电平的脉动信号(或PPG信号)的AC信号部分的幅度)或脉动信号的局部相位(相位变化,例如由血液的行进时间所引起,该相位变化还取决于局部成像的血管的大小),或者脉动信号的局部幅度,或者脉动信号的标准偏差。因此,输出图像捕捉个体脉动信号的相应的属性的空间变化。如果需要,能够使空间变化的缩放和偏差(对比度和零电平)变化(例如,对于最大对比度的自动缩放,或者将缩放固定到已知的绝对脉动性)。该属性可以被直接映射到图像中,但是也可以使用线性函数或非线性函数进行映射,例如,伽玛校正,减去偏差以改善对比度,平方以显示能量而不是幅度,使用能量代替幅度,或者使用方差代替标准偏差等。

[0027] 所述至少两个不同波长通道的所述图像数据值被组合为时间归一化波长通道的加权组合或波长通道的对数的加权组合,其中,用于所述组合的权重之和基本为零。因此,本发明得益于如下知识:运动(尤其是BCG运动)引起波长通道中不同于PPG信号的相对强度。相反,H相反,对强度零。使通道组合(绿色和红色)旨在消除HF环境光闪烁并应用使闪烁能量最小化的加权组合。这不能用于消除BCG运动,因为这种运动是脉动频繁的(与PPG信号相同),因此根据H号1sbusch也不能确定合适的权重。相反,根据本发明,使用时间归一化波长通道(或波长通道的对数形式)使得通过选择总和为零的权重来使BCG运动消失。

[0028] 也可以在(非重叠或部分重叠的)时间窗上重复这种计算,并且因此提供例如局部灌注的时间演进的视频(即,图像序列)。

[0029] 在实施例中,所述组合单元被配置为将所述至少两个不同波长通道的所述图像数据值组合为加权和,尤其是时间归一化波长通道的加权和,使得权重的总和基本为零,并且其中,所述图像生成单元被配置为计算所述时变脉动信号的时间变化的幅度图和/或相位图作为光体积描记图像。

[0030] 在实施例中,所述图像生成单元被配置为将所述幅度图计算为所述相应的脉动信号与参考信号的内积并且/或者被配置用于计算所述相位图相对于参考信号的相位。所述设备还可以包括计算单元,所述计算单元用于使用运动鲁棒光体积描记信号提取算法来计算所述参考信号。由此,可以使用基于归一化血容量脉动向量特征标记的方法(即, P_{bv} 方法)、基于色度的方法(即,CHROM方法)、盲源分离方法(即,BSS方法)、主成分分析(PCA)或独立成分分析(ICA)来根据由所述图像帧中的多个像素覆盖的皮肤区(即,根据大皮肤区)计算所述参考信号。参考信号因此可以从通过对图像中的选定的像素组的信号进行平均化而获得的信号中获得。替代地,参考信号可以从被安装在对象处的接触式传感器中获得。

[0031] 一般来说,PPG信号是由皮肤中血容量的变化引起的。因此,当在反射光/透射光的不同光谱分量中观察时,变化给出了特性脉动性“特征标记”。这种特征标记基本上是由于血液的吸收光谱与无血皮肤组织的吸收光谱的对比度(差异)产生的。如果探测器(例如,相机或传感器)具有离散数量的颜色通道,每个颜色通道感测光谱的特定部分,那么能够将这些通道中的相对脉动性布置在“特征标记向量”(也被称为“归一化血容量向量”, P_{bv})中。在G.de Haan和A.van Leest的“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”(Physiol.Meas.351913,2014年)(通过引用将其并入本文)中已经表明:如果该标记向量是已知的,则基于颜色通道和特征标记向量的运动鲁棒的脉动信号提取是可能的。对于脉动信号的质量,重要的是特征标记是正确的(否则已知的方法会将噪声混入输出脉动信号),以便实现脉动向量与归一化颜色通道的指定相关性,

如特征标记向量所指示的。

[0032] 在US 2013/271591 A1中也已经描述了 P_{bv} 方法的细节和归一化血容量向量(被称为“具有指示参考生理信息的设定取向的预定指标元素”)的用途,通过引用将其细节并入本文。

[0033] 所述计算单元还可以被配置为计算用于对所述至少两个不同波长通道进行加权的所述权重。由此可以使用与用于计算所述参考信号的相同的算法和方法。这些权重尤其可能来自更大的像素组,而不是来自局部像素值本身(因为SNR太低)。

[0034] 在又一实施例中,所述图像生成单元被配置为通过计算所生成的幅度图与根据单个波长通道的图像数据生成的单通道幅度图之间的加权差来进一步生成运动图。替代地,可以通过使用“特征标记”运动向量(针对三波长系统为[1 1 1])(即,使用运动信号的相对强度在所有波长通道中相同这一知识)来直接计算不同波长通道的加权和来计算该运动图。运动图可以提供对诊断有用的额外信息。

[0035] 此外,在实施例中,所述图像生成单元被配置为使用所述幅度图、所述相位图和所述运动图中的一个或多个来将所获得的图像数据分组为以下图像区:示出低于预定运动伪影阈值或最小运动伪影的运动伪影的图像区和/或示出高于预定心冲击运动阈值或最大心冲击运动的心冲击运动的图像区和/或示出高于预定光体积描记信息阈值或最强光体积描记信息的光体积描记信息的图像区。

[0036] 图像数据由成像单元(尤其是相机)来采集,所述成像单元在至少两个不同波长通道中采集对象的皮肤区域的图像帧的时间序列。成像单元探测透射通过皮肤区域的光或从皮肤区域反射的光(尤其是在400nm至1200nm之间的波长区间中的光),其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息。

[0037] 有利地,所述成像单元包括光学感测阵列,尤其是二维图像传感器,所述光学感测阵列包括提供至少三个波长通道的Bayer模式滤波器,所述至少三个波长通道尤其是以约450nm、550nm和650nm为中心或者以约650nm、750nm和850nm为中心(其可以具有波长的穿透深度更可比较的优点)。然而,对于每个个体波长(每个2D光学传感器配备有不同滤波器,例如用于650nm、750nm和850nm)也可以使用单独的2D光学传感器。在这种情况下,传感器应当对齐(以感测相同的皮肤区)。这可以使用光学手段(例如,分色棱镜)或者使用电子手段(例如,图像配准)来完成。

[0038] 通常,在选择波长方面存在很大的自由度。如果波长对应于血液吸收非常不同的某些光谱区域,则这是有利的,但是可能存在阻止最合理的选项的理由,例如,对非可见光的偏好,传感器的限制,有效光源的可用性等。

[0039] 通常,电磁辐射(尤其是光)与生物组织的相互作用是复杂的并且包括(多重)散射、反向散射、吸收、透射和(漫)反射的(光学)过程。在本发明的背景中使用的术语“反射”不应被解释为限于镜面反射,而是包括电磁辐射(尤其是光)与组织的上述类型的相互作用及其任何组合。

[0040] 为了获得对象的生命体征信息信号,评价皮肤区内的皮肤像素区的数据信号。这里,“皮肤像素区”意指包括一个皮肤像素或一组相邻的皮肤像素的区,即,可以针对单个像素或皮肤像素组导出数据信号。

[0041] 所述系统还可以包括照明单元,例如,远离组织定位的光源,其用于利用所述至少

两个不同波长通道中的光来照射对象的皮肤区域。这进一步改进了图像数据的采集和所获得的PPG图像的质量。

[0042] 优选地,所述照明单元被配置为发出具有调制频率的调制光,所述调制频率在所述对象的脉动的频带之外,尤其是高于200BPM。例如,在实施例中,所述照明单元被配置为使用调制信号来发出调幅光,所述调制信号尤其为具有在 $0.001 < \beta < 0.1$ 的范围内的小调制因子 β 的 $1 + \beta \cdot \sin(1/2\pi f)$ 。代替调制照明单元,同样可以使用恒定照明将该调制应用于所有个体波长通道,这提供了可比较的效果。

[0043] 在另一实施例中,所述照明单元被配置为发出偏振光,并且所述成像单元包括偏振器。这降低了对皮肤上的镜面反射的敏感度。

附图说明

[0044] 参考下文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。在以下附图中:

- [0045] 图1示出了根据本发明的第一实施例的示意图,
- [0046] 图2示出了氧合血液和去氧血液的吸收光谱图,
- [0047] 图3示出了根据本发明的设备的第一实施例的示意图,
- [0048] 图4示出了根据本发明的系统的第二实施例的示意图,并且
- [0049] 图5示出了根据本发明的设备的第二实施例的示意图。

具体实施方式

[0050] 图1示出了根据本发明的系统10的示意图,系统10包括设备12,设备12用于根据探测到的透射通过对象的电磁辐射或从对象反射的电磁辐射来生成承载对象14的对象的生命体征信息(尤其是生命体征信息信号)的光体积描记图像(PPG图像)。对象14(在该范例中为患者)躺在床上16上,例如在医院或其他医学护理机构中,但是对象14也可以是新生儿或早产儿,例如躺在孵化器中,或者对象14也可以是在家里或者在不同的环境中的人,例如,做运动的运动员。感兴趣区域可以是皮肤,但是也可以是内脏器官,在这种情况下,可以在手术期间在手术室中记录图像。在下面的解释中,皮肤区域将被用作感兴趣区域的范例,但是解释应当同样适用于作为感兴趣区域的内脏器官。

[0051] 为了下面的解释,待确定的生命体征信息可以是脉动性或血液灌注,但是也可以获得其他类型的生命体征信息并将其描绘在PPG图像中。

[0052] 存在用于探测透射通过对象的电磁辐射或从对象反射的电磁辐射的成像单元(或探测器)的不同实施例,其可以被替代地使用(这是优选的)或者一起使用。在系统10的实施例中,示出了成像单元的两个不同实施例,并且将在下面对其进行解释。所述成像的两个实施例被配置用于在至少两个不同波长通道中采集对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过皮肤区域的光或随时间从皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息。

[0053] 在一个实施例中,成像单元包括相机18(也被称为基于相机的传感器或远程PPG传感器),相机18包括合适的光传感器,所述合适的光传感器用于(远程且非干扰性地)捕捉随

时间的对象14的图像帧,尤其是用于采集随时间的对象14的图像帧的序列(从其中能够导出光体积描记信号)。由相机18捕捉的图像帧尤其可以对应于借助于例如在(数字)相机中的模拟或数字光传感器捕捉的视频序列。这种相机18通常包括光传感器,例如,CMOS或CCD传感器,其也可以在特定光谱范围(可见光、IR)中操作或者提供针对不同光谱范围的信息。相机18可以提供模拟或数字信号。图像帧包括具有相关联的像素值的多个图像像素。尤其地,图像帧包括表示利用光传感器的不同光敏元件捕捉的光强度值的像素。这些光敏元件可以在特定的光谱范围内敏感(即,表示特定颜色或加权的波长总和)。图像帧包括表示对象的皮肤部分的至少一些图像像素。由此,图像像素可以对应于光探测器的一个光敏元件及其(模拟或数字)输出,或者可以基于多个光敏元件的组合(例如通过分箱或空间滤波)来确定。

[0054] 在另一实施例中,成像单元包括一个或多个光学光体积描记传感器19(也被称为(一个或多个)接触式PPG传感器),其被配置用于被安装到对象14的皮肤部分以用于采集光体积描记信号。(一个或多个)PPG传感器19可以例如被设计为贴附到对象的前额以用于测量血氧饱和度的贴片的形式,或者用于测量心率的心率传感器的形式,仅举所有可能的实施例中的几个可能的实施例。

[0055] 当使用相机18时,系统10还可以任选地包括照明单元22(也被称为照明源或光源或电磁辐射器),例如,灯或LED,其用于利用例如在一个或多个预定波长范围(例如在红色、绿色和/或红外波长范围内)的光对感兴趣区域24(例如,患者的面部的皮肤(例如,脸颊或前额的部分))进行照明/辐照。响应于所述照明而从所述感兴趣区域24反射的光由相机18来探测。在另一实施例中,未提供专门的光源,而是用环境光来对对象14进行照明。可以探测和/或评价反射光、仅期望的波长范围内的光(例如,绿色和红色或红外光,或者覆盖至少两个波长通道的足够大的波长范围内的光)。

[0056] 设备12还被连接到接口20,接口20用于显示所确定的信息并且/或者用于向医学人员提供接口以改变设备12、相机18、(一个或多个)PPG传感器19、光源22的设置和/或系统10的任何其他参数。这种接口20可以包括不同的显示器、按钮、触摸屏、键盘或其他人机接口器件。

[0057] 如图1所示的系统10可以例如位于医院、医学护理机构、老年护理机构等中。除了对患者进行监测以外,本发明还可以应用于其他领域,例如,新生儿监测、一般监视应用、安全监测或所谓的生活方式环境(例如,健身器材、可穿戴设备、如智能手机的手持式设备等)。设备12、相机18、(一个或多个)PPG传感器19和接口20之间的单向或双向通信可以经由无线或有线通信接口来工作。本发明的其他实施例可以包括设备12,其不是被单独提供的,而是被集成到相机18或接口20中。

[0058] 存在几种根据(归一化)探测信号 C_n 来获得脉动信号S的已知方法,所述方法被称为由 P_{bv} /CHROM指导的ICA、PCA、 P_{bv} 、CHROM和ICA/PCA,其也在以上引用的de Haan和van Leest的论文中进行了描述。这些方法能够被解读为提供脉动信号S作为不同波长通道(例如,来自彩色视频相机的红、绿、蓝信号,但是它们在确定最优加权方案方面有所不同)的混合。在这些方法中,所得到的权重针对其中失真消失的混合,即,“权重向量”基本上正交于通常由对象运动和/或照明变化引起的主失真。

[0059] 下面将简要介绍一些关于 P_{bv} 方法的基本考量。

[0060] 当心脏泵血抵抗血管床的阻力时,心脏的跳动引起动脉中的压力变化。由于动脉是弹性的,因此动脉的直径与压力变化同步变化。即使在皮肤的较小血管中,这些直径也会发生变化,其中,血容量变化引起光吸收变化。

[0061] 单位长度归一化血容量脉动向量(也被称为特征标记向量)被定义为 P_{bv} ,提供红色、绿色和蓝色相机信号中的相对PPG强度。为了量化期望,分别测量红、绿和蓝通道的响应 $H_{\text{红}}(w)$ 、 $H_{\text{绿}}(w)$ 和 $H_{\text{蓝}}(w)$ 作为全局快门彩色CCD相机1的波长 w 、对象的皮肤反射率 $\rho_s(w)$ 的函数,并且这些响应使用绝对PPG幅度曲线PPG(w)。根据这些曲线(例如在以上引用的de Haan和van Leest论文的图2中示出的这些曲线),血容量脉动向量 P_{bv} 被计算为:

$$[0062] \quad \vec{P}_{bv}^T = \begin{bmatrix} \frac{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{red}}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{red}}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{green}}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{green}}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \\ \frac{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{blue}}(w)I(w)PPG(w) dw}{\int\limits_{w=400}^{700} H_{\text{blue}}(w)I(w)\rho_s(w) dw} \end{bmatrix}$$

[0063] 其使用白色卤素照明谱 $I(w)$,得到归一化的 $P_{bv} = [0.27, 0.80, 0.54]$ 。当使用更嘈杂的曲线时,结果可能是 $P_{bv} = [0.29, 0.81, 0.50]$ 。

[0064] 由所使用的模型预测的血容量脉动非常合理地对应于实验测量的归一化血容量脉动向量 $P_{bv} = [0.33, 0.77, 0.53]$,这是在对白光照明条件下的多个对象的测量结果进行平均化之后得到的。鉴于这个结果,得出的结论是:观察到的PPG幅度(尤其是在红色中的幅度,以及在较小程度上在蓝色相机通道中的幅度)可以很大程度上由在500nm至600nm之间的区间中的波长的串扰来解释。如模型所示,精确的血容量脉动向量取决于相机的滤色片、光谱和皮肤反射率。实际上,尽管给定了波长通道的集合(与基于RGB的向量相比,该向量在红外上不同),但是结果是该向量仍然非常稳定。

[0065] 进一步发现:在白光照明下,红色、绿色和蓝色通道中的皮肤的相对反射率并不非常取决于皮肤类型。这可能是因为无血皮肤的吸收光谱主要由黑色素吸收所支配。尽管较高的黑色素浓度能够显著增加绝对吸收,但是不同波长的相对吸收保持不变。这意味着黑色素的增加会使皮肤变黑,但是几乎不会改变皮肤的归一化颜色。因此,在白光照明下,归一化血容量脉动 P_{bv} 也相当稳定。在红外波长中,黑色素的影响进一步减小,因为其对于短波长(紫外光)发生最大吸收并且对于较长波长吸收减小。

[0066] P_{bv} 的稳定特性能够用于区分由血容量变化引起的颜色变化与其他原因引起的变化。使用已知方法得到的脉动信号 S 能够被写成个体无DC归一化颜色通道的线性组合(表示“混合”的几种可能方式之一):

$$[0067] \quad S = WC_n$$

[0068] 其中, $WW^T = 1$,并且其中, $3 \times N$ 矩阵 C_n 的三行中的每行分别包含 N 个无DC归一化的红

色、绿色和蓝色通道信号 R_n 、 G_n 和 B_n 的N个样本,即:

$$[0069] \quad \vec{R}_n = \frac{1}{\mu(\vec{R})} \vec{R} - 1, \quad \vec{G}_n = \frac{1}{\mu(\vec{G})} \vec{G} - 1, \quad \vec{B}_n = \frac{1}{\mu(\vec{B})} \vec{B} - 1$$

[0070] 这里,运算符 μ 对应于平均值。不同方法之间的主要区别在于加权向量W的计算。在一种方法中,噪声和PPG信号可以被分离成两个独立信号,者两个独立信号到被构建为两个颜色通道的线性组合。一个组合接近干净的PPG信号,另一个组合包含因运动引起的噪音。作为优化标准,脉动信号中的能量可以被最小化。在另一种方法中,可以使用三个颜色通道的线性组合来获得脉动信号。在另外的方法中,可以使用ICA或PCA来找到这种线性组合。由于加权颜色信号是脉动信号是先验未知的,因此所有这些信号都使用脉动信号的周期性作为选择标准。

[0071] P_{bv} 方法通常基于US 2013/271591 A1和上面引用的de Haan和van Leest的论文中所描述地使用血容量脉动向量来获得混合系数。如果使用 R_n 、 G_n 和 B_n 的带通滤波版本,则可以获得最佳结果。根据这种方法, P_{bv} 的已知方向被用于区分脉动信号与失真。这不仅消除了(之前的方法的)脉动是视频中唯一的周期性分量的假设,而且也消除了关于失真信号的取向的假设。为此,如之前所述的假设,脉动信号被构建为归一化颜色信号的线性组合。由于已知红色、绿色和蓝色通道中的脉动信号的相对幅度由 P_{bv} 给出,因此搜索权重 W_{PBV} 以给出脉动信号S,对于该脉动信号S,与颜色通道 R_n 、 G_n 和 B_n 的相关性等于 P_{bv} :

$$[0072] \quad \vec{S}C_n^T = k\vec{P}_{bv} \Leftrightarrow \vec{W}_{PBV}C_nC_n^T = k\vec{P}_{bv} \quad (1)$$

[0073] 因此,确定混合的权重由下式确定:

$$[0074] \quad \vec{W}_{PBV} = k\vec{P}_{bv}Q^{-1}, \text{ 其中, } Q = C_nC_n^T \quad (2)$$

[0075] 并且标量k被确定为使得 W_{PBV} 具有单位长度。可以得出结论:正如归一化的血容量脉动 P_{bv} 所反映的,PPG信号的特性波长依赖性能够用于根据在皮肤区上平均化的时间顺序的RGB像素数据来估计脉动信号。这种算法被称为 P_{bv} 方法。

[0076] 因此,如以上所解释的,脉动信号作为至少两个探测信号 C_n 的加权和而得出。由于所有探测信号 C_n 都包含脉动和不同的(公共)噪声水平,因此,(用于获得脉动信号的探测信号的)加权能够得到纯粹的无噪声脉动。这就是ICA和PCA能够用于分离噪声与脉动的原因。根据本发明,这是以不同方式完成的。

[0077] 图2示出了针对氧合血液($SpO_2=100\%$)和去氧血液($SpO_2=60\%$)的血液的吸收光谱图。能够看出,血液的吸收光谱取决于氧饱和度,尤其是取决于在650nm左右的波长。从图2可以明显看出,在绿色波长范围(550nm左右)和蓝色波长范围(450nm左右)的吸收要高得多。

[0078] 图3示出了根据本发明的设备12的实施例的示意图。设备12包括输入接口30,输入接口30用于在至少两个不同波长通道中获得对象的皮肤区域的图像数据,所述图像数据包括通过探测随时间透射通过皮肤区域的光或随时间从皮肤区域反射的光来采集的两个或更多个图像帧,其中,所述图像数据包括所述至少两个不同波长通道中的依赖波长的反射信息或透射信息。组合单元31针对每个像素或每个像素组和每个时刻将所述至少两个不同波长通道的图像数据值进行组合,以获得每个像素或每个像素组的时变脉动信号。图像生

成单元32根据包括至少两个图像帧的时间窗中的相应的脉动信号的属性来生成光体积描记图像。设备12可以例如以处理器或计算机的形式来实施,即,以软件和/或硬件的方式来实施。

[0079] 优选地,组合单元31将来自不同波长通道的图像数据组合为时间窗中的时间归一化通道的加权和,使得权重之和基本为零,并且图像生成单元32计算针对每个像素(组)的时间变化的幅度图和/或相位图作为输出图像,即,计算所述时变脉动信号的时间变化作为光体积描记图像。由此,可以将幅度图计算为相应的脉动信号与参考信号的内积,并且可以相对于参考信号计算相位图的相位,参考信号可以通过对所有信号或者信号的子集求平均并将结果归一化来获得。类似地,可以相对于参考信号来计算相位图的相位,所述参考信号可以从接触式传感器或者从通过对图像中的选定的像素组的信号求平均而获得的信号来获得。

[0080] 因此,设备12不仅仅是如在许多出版物中所描述的那样针对每个像素组应用已知的运动鲁棒的PPG提取。这样做效果不好,因为这样获得的通道权重会过于嘈杂,这将导致不准确的PPG幅度。原因是每个传感器的平均化的像素数量有限,以及通常不动的身体部位的非常小的运动失真。为了解决这个问题,可以在优选实施例中应用乘法噪声或调制光源(两者都是模拟较强运动的选项)以获得适合于抑制运动的稳定权重(例如在相对较大的皮肤区上使用已知的运动鲁棒的PPG提取方法)。然后在个体像素(组)上连续使用这些得到的权重以进行通道映射。

[0081] 在实施例中,所述图像生成单元32被配置为针对每个脉动信号来确定所述时间窗中的脉动性、幅度、相位和标准偏差中的一个或多个的函数,并且使用所确定的脉动性、幅度、相位和/或标准偏差的函数作为与相应的脉动信号相对应的空间位置处的PPG图像的图像数据值。因此,对于PPG图像的每个图像像素(spatial位置),在时间窗内分析针对所述位置的对应的脉动信号,尤其是分析选定的属性,其可以是脉动性、幅度、相位和/或标准偏差。该分析的结果或分析的属性的函数(例如,脉动性本身或幅度的平均值)然后被用作PPG图像的该特定像素处的像素值。

[0082] 任选地,设备12还包括计算单元33,计算单元33用于计算用于确定上述加权和的权重和/或用于使用运动鲁棒的光体积描记信号提取算法来计算上述参考信号。因此,权重和/或所述参考信号可以通过使用一个或上述基于归一化血容量脉动向量特征标记方法(P_{bv} 方法)、基于色度的方法(CHROM)、盲源分离(BSS)方法、主成分分析(PCA)或独立成分分析(ICA),根据由所述图像帧中的多个像素覆盖的较大皮肤区来计算。

[0083] 更详细地,参考信号可以从记录的图像帧内的感兴趣区域(ROI)获得,其具有信号与噪声加干扰的高比率(例如,通过选择大的ROI来使传感器噪声最小化,通过数据采集期间的固定、均匀的照明条件等来物理地减少运动)。该参考ROI的像素被组合(例如,平均化),结果是每个相机通道的调制流。然后优选将这些流馈送至CHROM或 P_{bv} 方法。这两种方法均产生给予个体波长通道的权重以获得运动鲁棒的输出PPG信号。因此能够将得到的任一方法的权重用于所有像素或像素组的通道映射。

[0084] 作为输出图像,可以确定运动图,其结果是由通道映射得到的幅度图与来自单个波长通道的幅度图之间的加权差。替代地,可以直接计算反映运动图的不同波长通道的加权和。

[0085] 另外,可以使用所述幅度图、所述相位图和所述运动图中的一个或多个来将所获得的图像数据分组为如下图像区:示出低于预定运动伪影阈值或最小运动伪影的运动伪影的图像区和/或示出高于预定心冲击运动阈值或最大心冲击运动的心冲击运动的图像区和/或示出高于预定光体积描记信息阈值或最强光体积描记信息的光体积描记信息的图像区。因此,相机传感器可以被分组(例如被分组成具有水平运动伪影的组或具有高水平BCG运动的组等)。来自经分组的传感器的信号可以组合成单个信号以用于进一步分析(例如,PPG/BCG信号的波形)。在导出生理信息之前,也可以对分组进行迭代以便选择最佳的相机传感器来提供高质量的参考信号。预期BCG运动强烈的皮肤部位的范例是例如颈部处的颈动脉、腕部处的肱动脉、股动脉和下肢处的膝后弯动脉等。另外的范例为高对比度区(例如,皱纹、毛发)和边缘(图像部分的边界,例如,两根手指之间的空间)以及难以固定的身体部位(如眼睛)。

[0086] 另外,从时移的时间窗获得的一系列输出图像被计算出并被按顺序示出。相继输出的图像的时间窗可能会或不会部分重叠。

[0087] 图4示出了根据本发明的系统11的第二实施例的示意图。在该实施例中,相机18包括光学感测阵列,尤其是二维图像传感器,其包括提供至少三个波长通道的Bayer模式滤波器180,所述至少三个波长通道尤其以约450nm、550nm和650nm为中心,或者以约650nm、750nm和850nm为中心。在另一实施例(未示出)中,可以使用单独的二维图像传感器,每个相应的波长通道有一个单独的二维图像传感器。

[0088] 照明单元22优选地发出覆盖三个波长通道的波长范围内的光,即,在400nm至1200nm之间的范围内的光。照明单元甚至可以被配置为发出与上述相同的波长通道的光,即,以约450nm、550nm和650nm为中心,或者以约650nm、750nm和850nm为中心。

[0089] 照明单元22还可以被配置或控制为发出具有调制频率的调制光,所述调制频率在所述对象的脉动的频带之外,尤其是高于200BPM。尤其地,可以使用调制信号来发出调幅光,所述调制信号尤其为具有在 $0.001 < \beta < 0.1$ 的范围内的小调制因子 β 的 $1 + \beta \cdot \sin(1/2\pi f)$ 。

[0090] 另外,照明单元可以使用偏振器23来发出偏振光,并且成像单元18还可以包括对应的偏振器181以降低对于皮肤上的镜面反射的敏感度。为此,偏振器23和181可以是正交的,使得主要是在穿透皮肤之后返回的散射光到达相机,而与光源具有相同偏振的镜面反射的光基本上被阻挡。

[0091] 图5示出了根据本发明的设备12'的第二实施例的示意图。在预处理单元40中,关于所采集的视频序列的中央图像帧来配准图像帧。Horn-Schunck算法可以用于确保针对小移动的稳定,即使在皮肤的皱纹和轮廓处也是如此。随后通过高斯模糊使得到的图像帧得到去噪并减小为五分之一。所获得的图像中的每个像素被称为传感器元件。最后,通过颜色阈值化处理从背景(黑暗,无纹理)分割皮肤传感器,并且例如在手掌处(优先手动地)界定大的参考皮肤ROI(ROI皮肤)。

[0092] 为了在参考信号生成单元41中获得参考远程PPG(rPPG)信号,从用户定义的ROI中(例如在手掌处)提取原始RGB流。在映射单元42中,参考信号首先被低通滤波以提取其“DC”分量(例如使用9阶巴特沃斯滤波器;截止频率为20BPM)并被归一化为AC/DC。然后,以128个采样的步幅(对应于大约10个心动周期)以50%的重叠因子处理信号。每个步幅都趋于平稳,乘以汉宁窗并通过选择(一个或多个)心率分量在频域中进行滤波。心率测量结果(即,

瞬时脉搏率)从脉搏血氧测定法(cPPG)获得,例如通过探测单元49中的峰值探测结果。通过接触式PPG(cPPG)获得的心率测量结果被用于选择脉动信号的任一个或多个谐波。这在自适应带通滤波(ABPF)单元43中被称为自适应带通滤波(ABPF)。然后,在变换单元44中,信号经Hilbert变换并被归一化为单位范数:

$$[0093] \quad \sum Re[\tilde{x}_{\text{参考}}] \tilde{x}_{\text{参考}} = 1$$

[0094] 用于获得每个传感器元件中的局部rPPG幅度和相位的局部信号生成单元45中的初始处理阶段类似于单元41中的参考远程PPG信号的初始处理阶段,即,传感器阵列的每个列m和行n中的原始RGB流在映射单元46中被归一化为AC/DC,根据CHROM或P_{BV}被映射,并且在ABPF单元47中被自适应地带通滤波。在相关单元48中获得的(m,n)处的PPG图像的值是X_{皮肤}与s_{m,n}之间的归一化内积,即:

$$[0095] \quad PPGI_{m,n} = \sqrt{2/L} \sum_{l=1}^L \bar{s}_{m,n}(l) \tilde{x}_{\text{参考}}(l)$$

[0096] 在所描述的实施例中,到目前为止,在以上引用的G.de Haan和A.van Leest的论文“Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature”中所描述的“P_{BV}方法”被用作这种计算的基础。在另外的实施例中,可以使用针对W_{PBV}的替代方案。同样可以使用本文提到的任何其他方法来计算用于将颜色通道与生命体征信号相结合的权重,并使失真最小化。尤其地,当使用基于色度的方法“CHRO”时,还可以使用“基于引导的BSS的方法”来得到良好的解决方案,甚至是旧的基于BSS的方法,使用用于部件选择的脉动信号的周期性来提供可行的选项。一般来说,在仅使用两个波长通道(例如,绿色和红色)的情况下,例如根据被滤波以包括至少脉动信号变化的颜色信号来计算权重,归一化的绿色和红色的差异也提供了一个可行的选项,它能够在数学上显示接近绿色通道与红色通道的比率(运动在两个通道中具有相同的强度并且衰落,脉动性是不同的并且保持不变。在这种情况下,可以使用固定权重(1和-1:Gn-Rn=G/Rn))。

[0097] 本发明首次考虑借助于信号处理来消除远程PPG图像中的心冲击伪影。由于这种运动与心脏信号同步,因此增强运动鲁棒性的常用策略对这种干扰源无效,风险在于伪影与实际的PPG信号会混淆。根据本发明,通过证明在远程PPG文献中针对心率检测先前报告的两种已知的运动鲁棒的通道映射算法(即,CHROM和P_{BV})能够被扩展到PPG成像,进一步采取措施来改进PPG图像的有效性。这些优点可以消除远程PPG传感器元件中的运动源,无论它们是与心脏相关的还是来自其他源,并且具有由弯曲的皮肤表面中的非正交照明产生的补偿伪影的额外好处。运动鲁棒的通道映射所带来的性能增益会与旨在改善PPG图像形成额外的实践或信号处理方法相累加。

[0098] 针对远程PPG信号(毛细血管床处的血容量变化的代表物)和BCG伪影(动脉运动的代表物)的归一化傅里叶系数的联合表示进一步证实这些信号稍有不同,不能混淆。使用相同的记录,通过在PPG图像形成之前映射来自PPG传感器元件的归一化数据,证实了BCG伪影消除的可行性。使用基于CHROM或P_{BV}的成像框架,观察到对于所有对象,手掌区域中的PPG幅度比手腕处的更强。在经校正的相位图像中,观察到手掌中心与手腕以及手掌外围之间有20-30度的量级的差异;这些很大程度上与照明条件无关,即,横向或均匀照明显示类似的结果。脉动引发的皮肤运动模式在非均匀光照条件下最为突出,尽管在均匀光照条件下,在

高空间频率部位(如边缘,皱纹,甚至皮肤纹理)处也会较小程度地出现BCG伪影。

[0099] 在这项调查中,两种算法的表现结果相当。在实际情况下,一种方法相对于另一种方法的偏好应当取决于估计血容量脉动向量的相对容易度、 P_{BV} 或假定的“标准肤色向量”中的信任度。包含两个额外的脉动率频率的谐波所带来的性能益处得到了评估,并且发现它引起所得到的PPG图像的细节和NRMS性能的边际改进。

[0100] 上面描述的实施例主要是关于非接触式传感器来解释的。通常,接触式传感器也能够使用相同的方法。通过举例的方式,本发明能够应用于健康护理领域,例如,非干扰性远程病人监测、一般监视、安全监测和所谓的生活方式环境,例如,健身设备等。应用可以包括手指血氧计或非干扰性监测。尤其是对于新的诊断手段,例如用于伤口愈合、损伤分析(手术后或手术期间的皮肤上或内部)和癌症检测(在皮肤上,例如,黑素瘤,但也可以在体内,例如,食道癌、结肠癌等)。

[0101] 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。

[0102] 在权利要求中,“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。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0103] 计算机程序可以被存储/被分布在合适的介质上,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,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0104] 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。

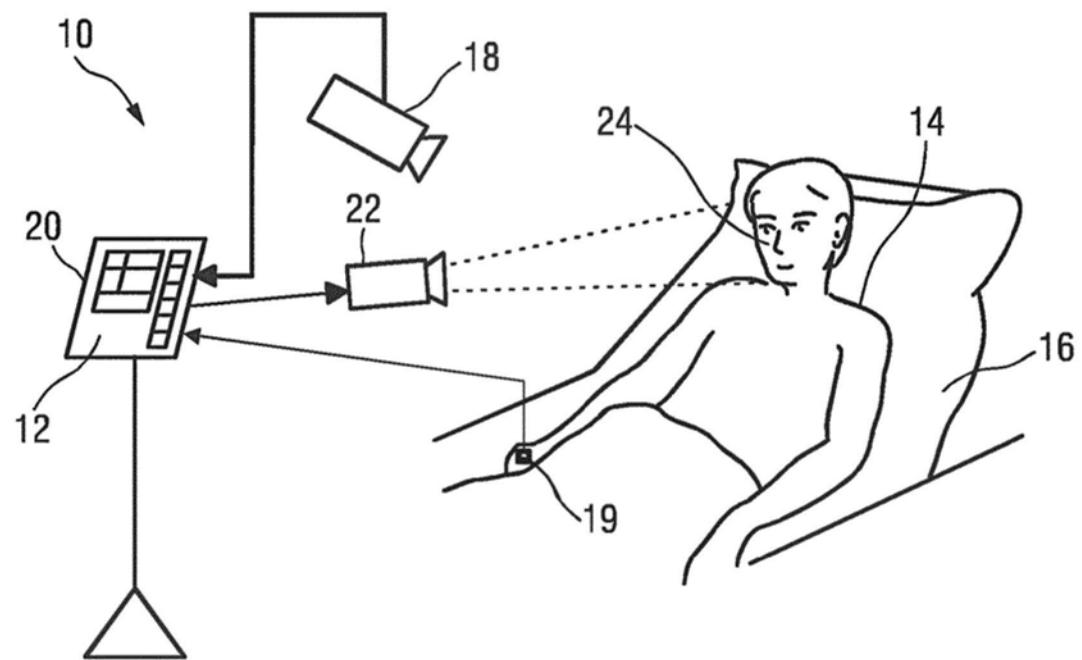


图1

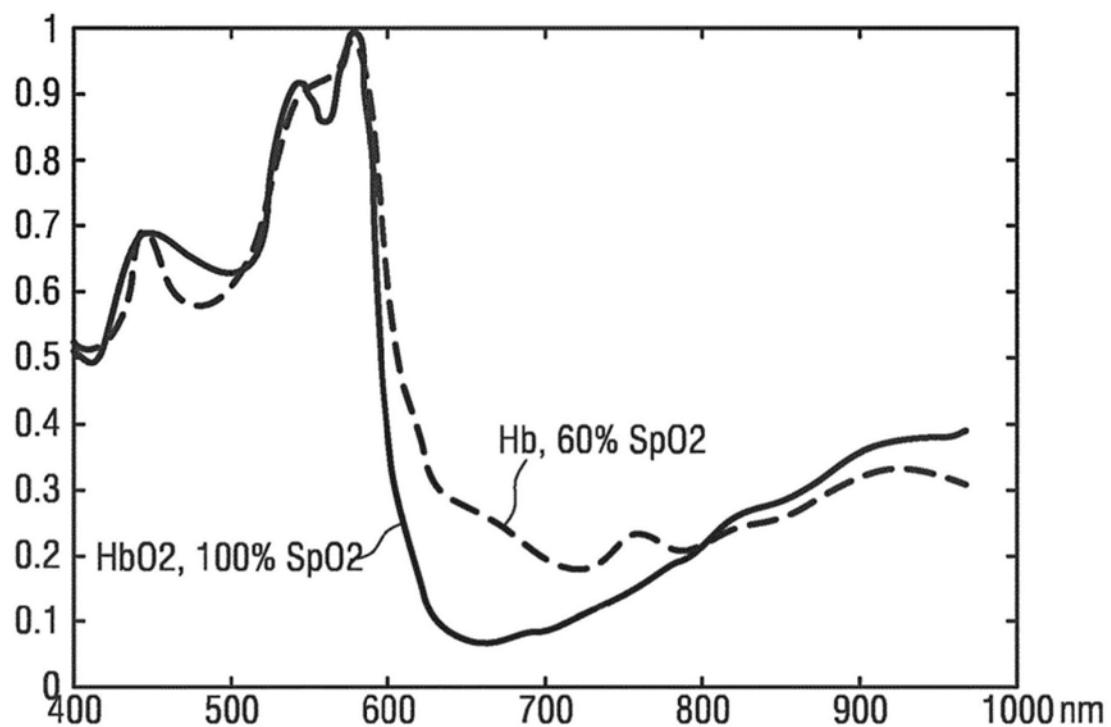


图2

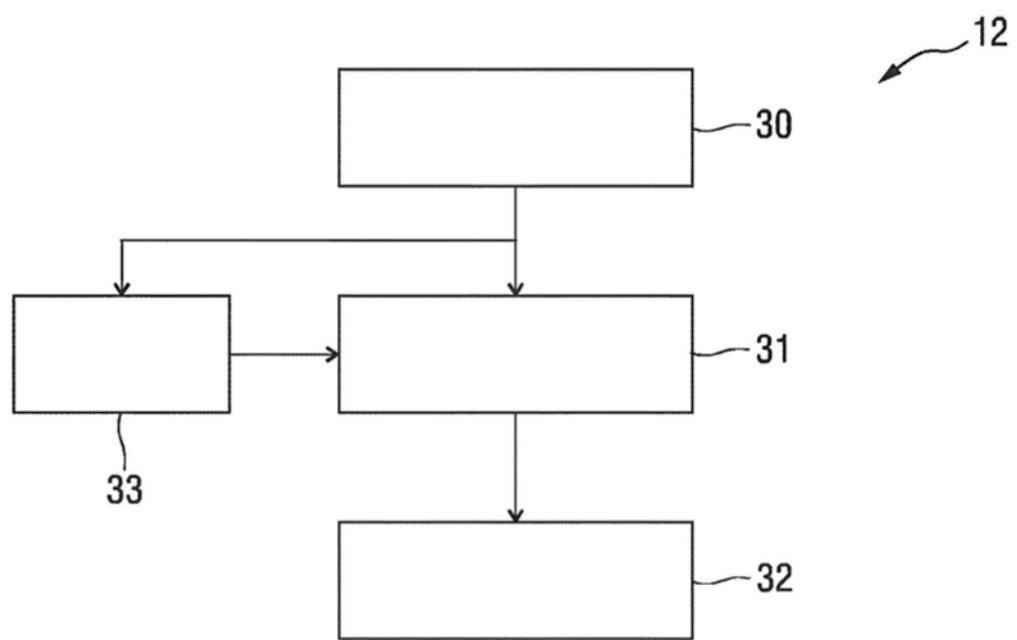


图3

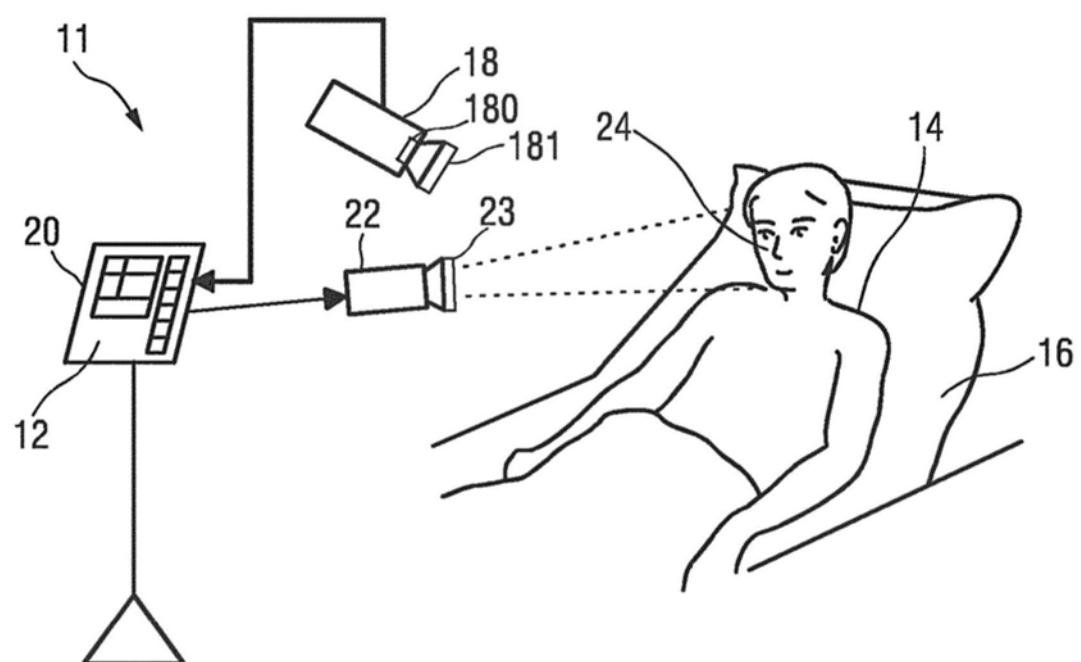


图4

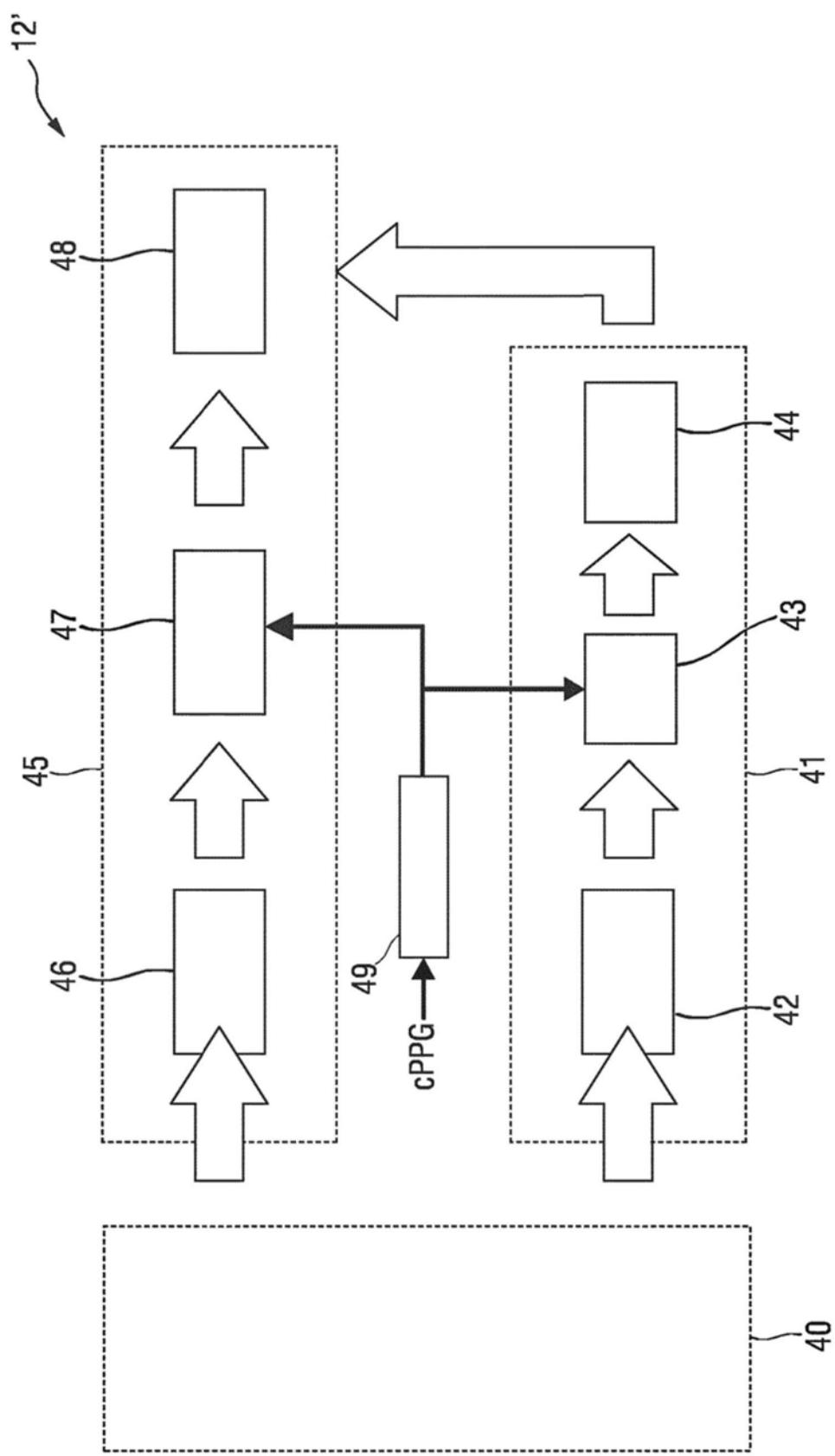


图5