



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106659392 A

(43)申请公布日 2017. 05. 10

(21)申请号 201580040154.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2015.07.21

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据

14178042.9 2014.07.22 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/145(2006.01)

2017.01.20

A61B 5/1455(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/066688 2015.07.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/012469 EN 2016.01.28

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 I·O·基伦科 W·韦尔克鲁杰塞

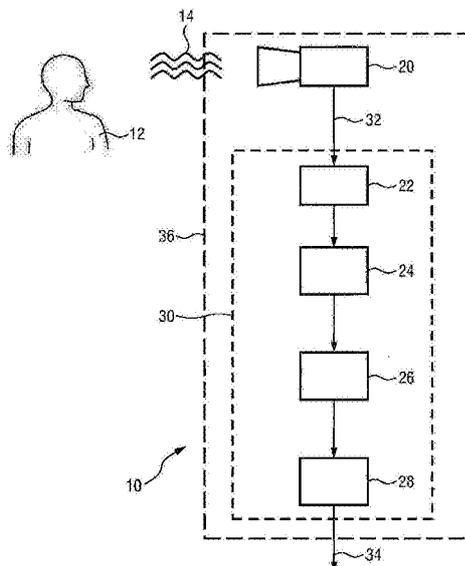
权利要求书2页 说明书13页 附图4页

(54)发明名称

非侵入式皮肤组织水合确定设备及相关的方法

(57)摘要

本公开涉及用于确定皮肤组织的水合状态的方法和设备(10)。所述设备(10)包括:接口(22),其用于接收包括多个PPG信号的数据流(100),所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围(72)的第一PPG信号(104)、指示第二波长范围(74)的第二PPG信号(106)、以及指示第三波长范围(76)的第三PPG信号(108);处理单元(24),其用于至少基于从所述多个PPG信号选择的第一对信号(104、106)计算第一组合信号(116)和基于从所述多个PPG信号选择的第二对信号(108、110)计算第二组合信号(118),其中,所述第二组合信号(118)的至少一个PPG信号依赖于组织水合水平;以及分析单元(26),其用于计算指示皮肤水合的水合信号(34),其中,所述水合信号(34)是根据所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)导出的。



1. 一种用于确定皮肤组织的水合状态的非侵扰式PPG监测设备(10),所述设备(10)包括:

-接口(22),其用于接收包括多个PPG信号的数据流(100),所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围(72)的第一PPG信号(104)、指示第二波长范围(74)的第二PPG信号(106)、以及指示第三波长范围(76)的第三PPG信号(108),

-处理单元(24),其用于至少基于从所述多个PPG信号选择的第一对信号(104、106)计算第一组合信号(116),以及基于从所述多个PPG信号选择的第二对信号(108、110)计算第二组合信号(118),其中,所述第一组合信号或所述第二组合信号(118)中的至少一个PPG信号(108、110)依赖于组织水合水平,并且另一组合信号的PPG信号不依赖于所述组织水合水平;

-分析单元(26),其用于计算指示皮肤水合的水合信号(34),其中,所述水合信号(34)是根据所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)导出的。

2. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述分析单元(26)还被配置为将所述第一组合信号(116)与所述第二组合信号(118)进行匹配,并且被配置为基于信号匹配来计算所述水合信号(34)。

3. 根据权利要求2所述的设备(10),其中,所述分析单元(26)还被配置为通过修正针对所述第二组合信号(118)的可变校准常数(C_{21} 、 C_{22})来在考虑针对所述第一组合信号(116)的校准常数(C_{11} 、 C_{12})的预定义集合的情况下计算所述水合信号(34)。

4. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述分析单元(26)还被配置为以连续的方式或准连续的方式随时间监测所述水合信号的相对变化。

5. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述处理单元(24)还被配置为在考虑校准常数的第一预定义集合(C_{11} 、 C_{12})的情况下计算至少第一组合信号(116),并且被配置为在考虑校准常数的第二预定义集合(C_{21} 、 C_{22})的情况下的计算至少第二组合信号(118),并且其中,所述分析单元(26)还被配置为基于针对皮肤水合水平的参考值以及所述至少第一组合信号(116)与所述至少第二组合信号(118)之间的检测到的不一致来计算所述水合信号(34)。

6. 根据权利要求5所述的设备(10),其中,所述分析单元(26)还被配置为基于从参考测量获得的参考值的数据集(130)来监测绝对组织水合水平值。

7. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述第一波长范围(72)是从红色波长范围选择的,其中,所述第二波长范围(74)是从近红外波长范围选择的,其中,所述第三波长范围(76)是从深红外范围选择的,并且其中,所述第三波长范围(76)包括比所述第二波长范围(74)更大的波长。

8. 根据权利要求7所述的设备(10),其中,所述多个PPG信号还至少包括指示第四波长范围(78)的第四PPG信号(110),其中,所述第四波长范围(78)是从跨越红色波长带和近红外波长带的波长部分选择的,优选地,所述第四波长范围(78)是从深红外波长范围选择的。

9. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)中的每个是指示氧饱和度的信号。

10. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)中的每个包括从所述多个PPG信号(104、106、108、110)选择的第一选定信号与从所

述多个PPG信号(104、106、108、110)选择的第二选定信号的比率。

11. 根据权利要求10所述的设备(10),其中,所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)中的每个包括从所述多个PPG信号(104、106、108、110)选择的所述第一选定信号的时变分量与从所述多个PPG信号(104、106、108、110)选择的所述第二选定信号的时变分量的比率。

12. 根据权利要求1所述的设备(10),其中,所述第一组合信号(116)依赖于组织水合水平,其中,所述第二组合信号(118)的至少一个PPG信号(108、110)比所述第一组合信号(116)的PPG信号(104、106)更依赖于组织水合水平,优选地,至少提高2倍,更优选地,提高5倍。

13. 根据权利要求1所述的设备(10),还包括传感器单元(20),尤其是成像单元,所述传感器单元用于远程地捕获图像数据,其中,所述传感器单元(20)还被配置为提供数据流(100),所述数据流(100)包括多个PPG信号,所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围(72)的第一PPG信号(104)、指示第二波长范围(74)的第二PPG信号(106),以及指示第三波长范围(76)的第三PPG信号(108),其中,所述PPG信号表示能根据所捕获的图像数据导出的各自的波长范围。

14. 一种用于确定皮肤组织的水合状态的非侵扰式PPG监测方法,所述方法包括以下步骤:

-接收包括多个PPG信号的数据流(100),所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围(72)的第一PPG信号(104)、指示第二波长范围(74)的第二PPG信号(106)、以及指示第三波长范围(76)的第三PPG信号(108),

-至少基于从所述多个PPG信号选择的第一对信号计算第一组合信号(116),以及基于从所述多个PPG信号选择的第二对信号计算第二组合信号(118),其中,所述第一组合信号或所述第二组合信号(118)的至少一个PPG信号(108、110)依赖于组织水合水平,并且另一组合信号的PPG信号不依赖于所述组织水合水平;

-计算指示皮肤水合的水合信号(34),其中,所述水合信号(34)是根据所述第一组合信号(116)和所述第二组合信号(118)导出的。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上被执行时,所述程序代码单元用于令计算机执行根据权利要求14所述的方法的所述步骤。

非侵扰式皮肤组织水合确定设备及相关的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定皮肤组织的水合状态的设备和方法。具体地,本发明涉及可以被利用以便确定皮肤组织指示水合的信号的非侵扰式远程PPG监测设备并且涉及相关的方法。更广泛地,本发明涉及能够用于检测被观察对象中的生理参数的非侵扰式(光学)非接触式测量方法。在这一点上,光学测量可以具体指光电体积描记术(PPG),并且在某种程度上是指脉搏血氧计。本发明还涉及对应的计算机程序。

背景技术

[0002] US 2013/0210058 A1公开了一种用于通过近红外光谱来确定人类组织的水合状态的装置,所述装置包括:照明器,其被配置为利用近红外光对所述人类组织进行照明;光学接收器,其被配置为接收来自所述人类组织的近红外光;光谱仪,其与所述光学接收器光学通信,所述光谱仪产生指示光谱的输出;以及处理系统,其被配置为接收来自所述光谱仪的所述输出并确定指示所述人类组织中的水合状态的输出。该文献还公开了上述方法的若干细化。

[0003] 在健康监测的领域中,皮肤水合可以被认为是指示被观察的感兴趣对象(例如,患者)的当前皮肤健康状况的关键因素。皮肤水合测量结果可以基本上提供关于对象的皮肤的实际健康状况的诊断信息。此外,皮肤水合测量结果可以指示皮肤屏障功能的完整性。

[0004] 如在本文中所使用的,皮肤水合和皮肤组织水合可以被同义地使用。关于皮肤组织,一般可以预期人类皮肤组织,然而,其不应被理解为限制。通常,可以借助于近红外光谱来测量皮肤组织水合。如在US 2013/0210058 A1中所示出的,常规的皮肤组织水合确定设备要求近红外光源和能够阐释和处理光谱信息的光谱仪。在皮肤组织水合测量的领域中,常规的基于光谱仪的设备利用这样的事实:活体组织的实际水含量通常影响特定波长处的组织反射率。

[0005] 然而,基于光谱仪的水合检测设备要求花费相当高的硬件和仔细控制实验室条件。因此,基于光谱仪的皮肤组织水合测量尚未被广泛利用。此外,基于光谱仪的设备和方法基本上要求稳定的监测条件,其基本上对非侵扰式非接触式远程测量方法产生巨大的挑战。相比之下,患者通常不愉快且不舒服地经历在恒定实验室条件下的皮肤组织水合确定。

[0006] 在非侵扰式远程非接触式患者监测的领域中,近年来已经取得了相当大的进展。在这方面中,例如,已经提出了远程光体积描记术(rPPG)。通常,基于PPG的方法监测皮肤的周期性颜色变化,所述皮肤的周期性颜色变化可归因于灌注(脉动的血流)。光体积描记术,尤其是远程光体积描记术,可以被用于监测若干生命体征,例如,心率、心率变异性、呼吸率、动脉血氧合(血氧饱和度)等。

[0007] 另外,一个或多个视频相机用于通过使用远程光体积描记成像来非侵扰性地监测对象的心率(HR)、呼吸率(RR)或其他生命体征。例如在Wim Verkrusse、Lars O.Svaasand和J.Stuart Nelson的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”(Optics Express,第16卷,第26号,2008年12月)中描述了远程光体积描记成像。其基于这

样的原理：皮肤中的血液体积的时间变化引起皮肤对光吸收的变化。这样的变化能够由对诸如面部的皮肤区拍摄图像的视频相机来记录，同时对在选定区域（在该系统中通常为面颊的部分）的像素平均值进行计算。通过观看该平均值信号的周期性变化，能够提取心率和呼吸率。与此同时，还存在描述用于通过使用远程PPG获得患者的生命体征的设备和方法的细节的多个其他公开物和专利申请。

[0008] 与基于光谱仪的方法相比，基于远程光体积描记的方法和途径通常要求较不昂贵的硬件。基于PPG的成像方法与基于光谱仪的监测方法是区别还在于后者太容易受到干扰、噪声和其他环境影响的影响，例如，被观察的（皮肤）区与各自的传感器（诸如相机的成像设备）之间的相对运动。这至少部分地归因于针对各自的方法所固有的信号处理基础。

[0009] 在基于光谱仪的方法中，通常监测、测量并处理DC信号部分。换言之，观察或多或少地恒定的绝对信号水平。通常，负面地影响信噪比的干扰会干扰被观察的信号的DC部分。相比之下，基于PPG的方法关注于叠加在DC部分上的AC信号部分。AC信号部分可以被认为是脉动的信号部分，其指示归因于脉动的血流的信号水平的或多或少地周期性的变化。换言之，总体干扰可以主要破坏DC信号部分，而AC信号部分通常不受影响。因此，基于PPG的方法更适合于远程监测和测量方法。

发明内容

[0010] 因此，本发明的目标是提供用于非侵扰地远程PPG监测以确定皮肤组织的水合状态的设备和方法，所述设备和方法能够利用远程PPG实施方法并允许以增加的精确度和可靠性来成本高效地鲁棒检测皮肤组织水合水平。更优选地，根据本公开内容的设备和方法可以克服针对基于光谱仪的水合检测设备所固有的若干缺点。优选地，所述设备和所述方法尤其适合于非侵扰式远程非接触式监测。

[0011] 在本公开内容的第一方面中，提出了一种用于确定皮肤组织的水合状态的非侵扰式PPG监测设备，所述设备包括：

[0012] -接口，其用于接收包括多个PPG信号的数据流，所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围的第一PPG信号、指示第二波长范围的第二PPG信号，以及指示第三波长范围的第三PPG信号；

[0013] -处理单元，其用于至少基于从所述多个PPG信号选择的第一对信号计算第一组合信号和基于从所述多个PPG信号选择的第二对信号计算第二组合信号，其中，所述第一组合信号或所述第二组合信号中的至少一个PPG信号依赖于组织水合水平，并且另一组合信号的PPG信号不依赖于所述组织水合水平；以及

[0014] -分析单元，其用于计算指示皮肤水合的水合信号，其中，所述水合信号是根据所述第一组合信号和所述第二组合信号导出的。

[0015] 优选地，但并不被理解为限制，所述设备被布置为非侵扰式远程PPG监测设备。因此，所述设备可以被布置为能够处理远程检测到的数据流的非接触式PPG监测设备。如在本文中所使用的，术语远程检测到的数据应当指被布置在距感兴趣对象一距离处的传感器（例如，视频相机、光电二极管等）。远程检测到的数据可以涉及视频数据、图像数据等。然而，至少在一些实施例中，所述设备能够被布置为包括或者利用接触式PPG传感器的接触式PPG监测设备。

[0016] 本发明基于这样的洞悉:PPG监测方法、尤其是远程PPG监测方法,可以被用于检测皮肤组织水合信息。更具体地,已经观察到可以指示各自独特的波长或波长范围的PPG信号会受到皮肤组织中的水沉积的目前水平影响。这在另一方面可以负面地影响已知的PPG测量的精确度,例如,SpO₂测量结果(血氧饱和度测量结果)等。然而,发明人推断出,在另一方面,可以利用皮肤组织中的水沉积的实际水平的依赖性以便从各自受影响的PPG信号获得水合状态信息。

[0017] 更具体地,本发明基于以下假设:从两对PPG信号计算出的SpO₂值应当是相等的,除非(在对水合敏感的波长中的)PPG信号中的一个受到水合的不同水平影响。因此,基于两对PPG信号计算出的SpO₂值(其波长并不依赖于水合水平)能够充当“参考”值以比较基于PPG信号计算出的另一SpO₂值,其中,波长中的至少一个对皮肤水合水平敏感。两个SpO₂值之间的差异是水合水平的指示。

[0018] 通常,水展现出针对入射光(或者,更一般地,入射辐射)的依赖于波长的特征吸收行为。还由于皮肤组织的其他“组成部分”(血红蛋白、黑色素等)展现出各自的特征吸收行为,多个PPG信号(其中的每个信号与各自的波长或波长范围相关联)可以被分析,以便根据其得出水合状态指示性信息。换言之,可以生成具有多个未知项(例如,皮肤组织中的组成部分的比例)方程组并通过考虑基于从多个PPG信号选择的PPG信号的至少两个组合信号来对该方程组进行求解。

[0019] 为此,能够相应地捕获并处理由对象发出或反射的辐射。如在本文中所使用的,术语“由对象发出或反射的辐射”通常可以指朝向感兴趣对象发出并最终由感兴趣对象重新发出的辐射。例如,入射辐射可以在对象的皮肤表面处被镜面反射。此外,入射辐射可以在对象的皮肤组织的下层部分处被漫反射。然而,尽管如此,入射辐射也可以被透射通过对象的皮肤组织,例如,在指尖或耳垂处。辐射的透射可以涉及直接透射,但也涉及反射透射。所有这些事情都可以被术语“再次发出”涵盖。通常,被再次发出的辐射能够包括若干部分,所述若干部分可以已经经受各种类型的反射或透射。

[0020] 通常,数据流能够包括帧的序列或帧的序列的集合或者,更确切地,包括基于感兴趣区域的表示的光谱信息的图像帧的系列或图像帧的系列的集合。如在本文中所使用的,数据流通常可以包括图像数据,尤其是视频数据。因此,数据流可以包括视频帧的连续系列。能够根据数据屏包括的图像数据来得出各自的PPG信号。数据流可以包括指示相当宽的波长范围的图像数据。通过范例的方式,数据流可以至少覆盖可见光的部分和红外光的部分。如在本文中所使用的,术语可见光将指对人眼可见的电磁辐射。换言之,可见光可以跨越约390nm(纳米)至700nm之间的范围。邻近电磁光谱的可见光部分,提供了可以跨越约700nm(纳米)至约1mm(毫米)的范围的红外部分。电磁光谱的红外部分可以被分成其他子部分。通过范例的方式,各自的近红外部分可以覆盖约750nm至约1.4μm(微米)的范围。短波长红外部分可以覆盖约1.4μm至约3μm的范围。中波长红外部分可以覆盖约3μm至约8μm的范围等。

[0021] 通过范例的方式,第一PPG信号、第二PPG信号、第三PPG信号以及第四PPG信号等(如果有的话)中的每个可以指示在在红色部分和红外部分中(例如,在约600nm至约1200nm之间的范围内)的各自的子部分或带。不言而喻,各自的PPG信号指示的范围中的每个范围是相当窄的带的子部分,或者在极端情况下为单个波长“线”。PPG信号指示的各自的波长范

围优选彼此不同且(在对皮肤组织的组成部分的吸收行为方面)能清楚地区分开。然而,至少在一些实施例中,波长范围中的至少一些可以至少部分地交叠。

[0022] 优选地,多个PPG信号中的每个至少部分地归因于因时变血液灌注而引起的脉动的颜色变化。此外,优选地,在多个PPG信号中的至少一些信号对所监测的皮肤组织中的水沉积相当敏感,而其他PPG信号对所监测的皮肤组织中的水沉积不敏感。在皮肤组织中沉积的水越多,由设备分析的PPG信号被水沉积影响地越多。由于水含量基本不同地影响不同的波长范围,因此可能发生各自的不同的与水合有关的“偏移”。由于多个PPG信号,优选地,至少三个PPG信号,被选择性地组合以导出至少第一对信号和第二对信号,因此至少在某种程度上可以识别出水合相关的信号偏移。因此,可以相应地识别出绝对和/或相对水合相关的信号。

[0023] 分析单元基本上被配置为执行第一对信号与第二对信号之间的比较。假设水合状态对PPG信号没有影响,则第一对信号和第二对信号两者将是基本相等的(例如在血氧饱和度的水平方面)。然而,由于水依赖于波长而以变化的程度吸收电磁辐射,因此可以预期在(基于第一对信号的)第一组合信号处和(基于第二对信号的)的第二组合信号处的不同“信号偏移”。具有至少一些这些“信号偏移”的指示基本上允许根据经检测并且经处理的PPG信号来推断水合的水平。

[0024] 在一个实施例中,所述分析单元还被配置为将所述第一组合信号与所述第二组合信号进行匹配,并且被配置为基于信号匹配来计算水合信号。通过范例的方式,所述第一组合信号和所述第二组合信号中的每个可以包括代表性比率的潜在的PPG信号。计算所述第一组合信号和所述第二组合信号还可以涉及将校准常量应用到各自的值。假设检测到第一组合信号与第二组合信号之间的显著差异,则可以调整针对例如第二组合信号的各自的校准常量,以便将第一组合信号与第二组合信号进行“匹配”。基于所要求的校准常量的变化,可以导出指示水合的信号。

[0025] 因此,在又一实施例中,所述分析单元还可以被配置为通过修正针对第二组合信号的可变校准常量在考虑针对第一组合信号的校准常量的预定义集合的情况下来计算水合信号。

[0026] 在又一实施例中,所述分析单元还可以被配置为以连续方式或准连续方式随时间监测所述水合信号的相对变化。通过范例的方式,可以计算初始水合水平。基于各自的初始值,可以随时间跟踪并监测第一组合信号与第二组合信号之间的变化。这可以允许关于所观察的对象的皮肤组织的水合状态的定性趋势的推论。因此,能够实现趋势监测,所述趋势监测可以允许关于皮肤组织水合水平的相对和/或绝对变化的推论。也能够预见到定性趋势监测。

[0027] 在又一实施例中,所述处理单元还可以被配置为在考虑校准常数的第一预定义集合的情况下计算至少第一组合信号,并且被配置为在考虑校准常数的第二预定义集合的情况下计算至少第二组合信号,其中,所述分析单元还被配置为基于针对皮肤水合水平的参考值以及所述至少第一组合信号与所述至少第二组合信号之间的检测到的不一致来计算所述水合信号。

[0028] 为此,可以提供参考数据,例如,查找表等。如以上已经指示的,第一组合信号与第二组合信号之间的差异基本指示目前的组织水合水平。根据以上实施例,通过校准常量的

各自的变化对第一组合信号与第二组合信号的“信号匹配”不是必要的。基于检测到的第一组合信号与第二组合信号之间的差异,可以从参考数据获得结果得到的皮肤水合水平。可以在上游参考测量结果中获得/生成参考数据,以定义参考值的各自的集合或数据库和/或导出特征公式或分配算法(输入值:检测到的差异;输出值:水合水平)。参考数据可以普遍地应用于全部参考数据。然而,至少在一些实施例中,可以通过将参考测量应用到当前要被监测的对象来获得特定的参考数据。在该背景中优选地是基于常规的基于光谱的皮肤组织水合测量的参考测量。因此,可以生成绝对和/或相对测量标度。

[0029] 以上实施例可以被进一步发展,在于所述分析单元被配置为基于从参考测量获得的参考值的数据集来监测绝对组织水合水平值。因此,也可以实现斑点测量。

[0030] 在所述设备的又一实施例中,所述第一波长范围是从红色波长范围选择的,其中,所述第二波长范围是从近红外波长范围选择的,其中,所述第三波长范围是从深红外范围选择的,并且其中,所述第三波长范围包括比所述第二波长范围更大的波长。优选地,皮肤组织中的水沉积不同地影响各自的波长范围内的皮肤组织的吸收行为。

[0031] 以上实施例可以被进一步发展,在于所述多个PPG信号还至少包括指示第四波长范围的第四PPG信号,其中,所述第四波长范围是从跨越红色波长带和近红外波长带的波长部分选择的,优选地,所述第四波长范围是从深红外波长范围选择的。因此,例如,第一组合信号可以是基于第一PPG信号和第二PPG信号,而第二组合信号可以是基于第三PPG信号和第四PPG信号的。

[0032] 在又一实施例中,所述第一组合信号和所述第二组合信号中的每个是指示氧饱和度的信号。这可以具有以下优点:在氧饱和度检测模式中,所述设备可以被配置为确定指示氧饱和度的信号,并且在皮肤水合测量模式中,所述设备可以被配置为确定指示水合的信号。可以并行地操作氧饱和度检测模式和皮肤水合测量模式。

[0033] 针对PPG测量的重要领域是确定血氧饱和度。在脉搏血氧计测量的领域中,已知基于PPG的设备在两个不同的波长带处(例如,在红色波长带和红外波长带中)进行操作。通过范例的方式,常规的非侵扰式接触式PPG设备可以被布置为指夹、耳夹等。接触式脉搏血氧测定计典型地发射红色和红外(或者更精确地,在一些情况下是近红外的)光通过感兴趣对象的血管组织。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)。考虑到各自的光谱部分由氧合血红蛋白(HbO_2)和还原血红蛋白(Hb)不同地吸收,最终能够对血氧饱和度进行处理。氧饱和度(SpO_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,PPG信号包括DC分量和相对小的脉动AC分量。此外, SpO_2 估计总体而言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(光谱)信号部分的比率,所述比率必须被转换成典型地与 HbO_2 与Hb的比率有关的血氧饱和度值,因此需要校准因子。例如,但并不旨在对本公开内容进行限制,对血氧饱和度的估计能够基于以下的通用公式:

$$[0034] \quad SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad (1)$$

[0035] 而PPG设备经由间接非侵扰式测量试图“感测” HbO_2 和Hb。

[0036] 最近,已经提出了用于远程光体积描记氧饱和度测量的方法。在该背景中,参考了

WO 2014/080313 A1。本公开内容总体上寻求探测针对基于rPPG设备的新的应用领域。

[0037] 在所述设备的又一实施例中,所述第一组合信号和所述第二组合信号中的每个包括从所述多个PPG信号选择的第一选定信号与从所述多个PPG信号选择的第二选定信号的比率。

[0038] 该实施例可以被进一步发展,在于所述第一组合信号和所述第二组合信号中的每个包括从所述多个PPG信号选择的所述第一选定信号的时变分量与从所述多个PPG信号选择的所述第二选定信号的时变分量的比率。假设所述设备利用三个不同的PPG信号,则可以应用以下公式:

$$[0039] \quad RR_1 = \frac{AC_1/DC_1}{AC_2/DC_2} \quad (2)$$

$$[0040] \quad SpO_{2_1} = C_{11} - C_{12}RR_1 \quad (3)$$

$$[0041] \quad RR_2 = \frac{AC_2/DC_2}{AC_3/DC_3} \quad (4), \text{ 并且}$$

$$[0042] \quad SpO_{2_2} = C_{21} - C_{22}RR_2 \quad (5)$$

[0043] 其中, AC_x 是各自的PPG信号的各自的时变脉动分量,其中, DC_x 是各自的PPG信号的各自的非脉动分量,其中, RR_1 和 RR_2 是基于其可以计算第一组合信号和第二组合信号的各自的比率,并且其中, C_{x1} 和 C_{x2} 是用于第一组合信号和第二组合信号的计算的各自的校准常量。

[0044] 假设所述设备利用指示四个不同的波长范围的四个不同的PPG信号,则可以应用以下公式:

$$[0045] \quad RR_1 = \frac{AC_1/DC_1}{AC_2/DC_2} \quad (6)$$

$$[0046] \quad SpO_{2_1} = C_{11} - C_{12}RR_1 \quad (7)$$

$$[0047] \quad RR_2 = \frac{AC_3/DC_3}{AC_4/DC_4} \quad (8), \text{ 并且}$$

$$[0048] \quad SpO_{2_2} = C_{21} - C_{22}RR_2 \quad (9)$$

[0049] 在又一实施例中,所述第一组合信号依赖于组织水合水平,其中,所述第二组合信号的至少一个PPG信号比所述第一组合信号的PPG信号更依赖于组织水合水平,优选地,至少提高2倍,更优选地,提高5倍。换言之,多个PPG信号(根据其可以计算第一组合信号和第二组合信号)可以被选择为使得水合水平的相当小的改变就可以引起第一组合信号与第二组合信号之间的相当大的差异。因此,所述设备对水合状态的改变能够是非常敏感的。

[0050] 在又一实施例中,所述设备还包括传感器单元,尤其是成像单元,所述传感器单元用于远程地捕获图像数据,其中,所述传感器单元还被配置为提供数据流,所述数据流包括多个PPG信号,所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围的第一PPG信号、指示第二波长范围的第二PPG信号,以及指示第三波长范围的第三PPG信号,其中,PPG信号表示能根据所捕获的图像数据导出的各自的波长范围。通过范例的方式,传感器单元可以被布置为能够捕获视频数据的视频相机。视频数据可以覆盖可见辐射但也能够至少部分地覆盖红外辐射。通常,所述传感器单元可以被配置为在相当宽的波长范围内捕获(视频)图像数据,可以

从所述相当宽的波长范围选择各自的PPG信号。

[0051] 然而,至少在一些实施例中,所述设备可以包括能够被附接到对象的皮肤的接触式传感器单元。例如,所述接触式传感器单元可以包括至少三个不同的接触式传感器(例如,光电二极管),所述接触式传感器中的每个被配置为在不同的波长范围处进行操作。此外,可以预见到至少一个接触式传感器,其能够在三个不同的波长范围处进行操作。各自的接触式传感器可以被耦合到各自的辐射发出元件(或者,更确切地,光源,例如发光二极管等)或与各自的辐射发出元件一起提供。也在接触式测量环境中,根据本公开内容的至少一些方面能够得到益处。

[0052] 在本发明的又一方面中,提出了一种用于确定皮肤组织的水合状态的非侵扰式PPG监测方法,所述方法包括以下步骤:

[0053] -接收包括多个PPG信号的数据流,所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围的第一PPG信号、指示第二波长范围的第二PPG信号、以及指示第三波长范围的第三PPG信号,

[0054] -至少计算基于从所述多个PPG信号选择的第一对信号的第一组合信号和基于从所述多个PPG信号选择的第二对信号的第二组合信号,其中,所述第二组合信号的至少一个PPG信号依赖于组织水合水平,并且

[0055] -计算指示皮肤水合的水合信号,其中,所述水合信号是根据所述第一组合信号和所述第二组合信号导出的。

[0056] 优选地,但不应被理解为限制,所述方法被布置为非侵扰式远程PPG监测方法。因此,所述方法可以被布置为非接触式PPG监测方法。然而,至少在一些实施例中,所述方法能够被布置为利用至少一个接触式PPG传感器的接触式PPG监测方法。

[0057] 在本发明的又一方面中,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所述计算机程序在计算机上被执行时令所述计算机执行上述方法的步骤。

[0058] 如在本文中所使用的,术语“计算机”代表众多种类的数据处理设备。换言之,具有相当的计算能力医学设备和/或移动设备也能够被称为计算设备,即使它们提供比标准台式计算机更少的处理能力资源。此外,术语“计算机”也可以指可以涉及或利用远端环境中提供的计算能力的分布式计算设备。

[0059] 在从属权利要求中定义了本发明的优选实施例。应当理解,请求保护的方法和请求保护的计算机程序能够具有与请求保护的设备和在从属设备权利要求中所定义的相似优选实施例。

附图说明

[0060] 参考后文描述的实施例,本发明的这些方面和其他方面将是显而易见的并且将得以阐述。在以下附图中:

[0061] 图1示出了根据本发明的设备的总体布局的示意性图示;

[0062] 图2示出了图示皮肤组织组成部分的光谱吸收行为的图;

[0063] 图3示出了图示皮肤组织组成部分的光谱吸收行为的另外的图;

[0064] 图4示出了图示本公开内容的信号处理方面的示意性方框图;

[0065] 图5示出了图示本公开内容的信号处理方面的另外的示意性方框图;并且

[0066] 图6示出了表示根据本公开内容的方法的实施例的若干步骤的图示性方框图。

具体实施例

[0067] 以下部分描述了利用本发明的设备和方法的若干方面对光体积描记术,尤其是远程血氧饱和度测量的示范性方法。应当理解,能够从各自的总体方法和实施例的背景提取出所示出的方法的单个步骤和特征。这些步骤和特征因此能够仍是本发明的范围所覆盖的单独的实施例。

[0068] 图1示出了由附图标记10指代的用于提取生理信息的设备的示意性图示。例如,所述设备能够被用于记录表示远程对象12的图像帧或对象12是至少部分以用于远程PPG监测。在这种关系中,当进行监测时对对象12中的感兴趣区域进行寻址。通过范例的方式,感兴趣区域能够包括对象12的例如前额部分、面部部分,或更一般地,皮肤部分。所记录的数据,例如,图像帧的系列,能够根据由对象12反射(或重新发出)的电磁辐射14导出。可能地,在某些状况下,电磁辐射的至少部分能够由对象12本身发出或透射。辐射透射可以发生在对象12被暴露于照射通过对象12的强照明源时。辐射发出可以发生在由身体热量引起的红外辐射被寻址或捕获时。然而,针对远程PPG应用,要被捕获的电磁辐射14的巨大部分能够被认为是由对象12反射的辐射。对象12能够是人类或动物,或者,更一般地,活体。此外,对象12能够被认为是人类或动物的高度指示期望信号的部分。

[0069] 辐射源(例如,太阳光或人工辐射源,也可以是若干辐射源的组合)能够影响对象12或碰撞在对象12上。(一个或多个)辐射源基本上发出撞击对象12的入射辐射。通常,辐射源可以被集成在设备10中。然而,在备选方案中,设备12也能够利用外部辐射源。通常,设备10可以被配置为检测和/或处理可见辐射以及红外辐射。

[0070] 为了从各自捕获的数据(例如,图像帧的序列)提取生理信息,能够由传感器20检测诸如感兴趣区域的对象12的定义部分。传感器20能够由适于捕获属于电磁辐射14的至少一个光谱分量的信息的光学传感器来实施。在相当简单的实施例中,传感器20可以由相机或相机的集合来实施。

[0071] 当然,设备10也能够适于处理已经被提前记录同时被存储或被缓存的输入信号,即,输入数据流32。如以上所指示的,电磁辐射14能够包含连续或离散的特征信号、PPG信号,其能够高度指示至少一个生命参数。所述特征信号能够被实施在输入数据流32中。

[0072] 通常,特征PPG信号被认为包含相当恒定(DC)部分和叠加在DC部分上的交变(AC)部分。应用信号处理措施,AC部分能够被提取并针对干扰被补偿。例如,特征信号的AC部分能够包括能够高度指示对象12的脉管活动(尤其是心跳)的主频。仍然,特征信号(尤其是AC部分)能够指示其他生命参数。在这种关系中,检测血氧饱和度是重要的应用领域。本公开内容主要描述了针对基于PPG的(或者,更确切地,基于rPPG的)方法和设备的扩展应用。

[0073] 如以上所指示的,基本上,能够考虑特征信号在其不同的光谱部分处的AC部分的行为来计算血氧饱和度代表性值。换言之,血氧饱和度的程度能够被反映在血管处的不同辐射吸收中。此外,人们能够利用这样的事实:即,归因于氧合的级别的吸收的差异在不同的光谱部分上也会显著变化。典型地,DC分量表示组织、静脉血和非脉动脉血的总体光吸收。相比之下,AC分量可以表示脉动脉血的吸收。因此,血氧饱和度(SpO_2)的确定能够被表达为:

$$[0074] \quad SpO_2 = C \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{红色}}}{(AC/DC)_{\text{红外}}} \quad (10)$$

[0075] 其中,C是校准参数(或者表示校准参数的集合)。C可以代表可应用于AC/DC关系的各种校准参数,并且因此不应以等式(10)的严格代数意义来解读。典型地,在现有技术的测量设备中,C表示固定的常数值或固定常数的集合。

[0076] 通过范例的方式,另一示范性SpO₂导出模型能够被表达为:

$$[0077] \quad SpO_2 = C_1 + C_2 \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{红色}}}{(AC/DC)_{\text{红外}}} \quad (11)$$

[0078] 其中,C₁和C₂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指向调节或调整参数C₁。仍然,在备选方案中,SpO₂导出也可以基于存于设备10的(能由设备10访问的)取值表。取值表(或:数据库)可以提供检测到的PPG信号与期望的校准参数之间的关系的离散表示。也在该情况中,可调整的校准参数可以被应用于改进生命参数确定的准确性。

[0079] 应当理解,出于说明目的来呈现等式(10)和(11)。它们不应被解释为限制本公开内容的范围。可以有利的,将SpO₂测量与皮肤组织水合测量进行组合。然而,也可以预见到,在备选方案中,皮肤组织水合确定基于不可应用于SpO₂确定的模型和等式。实际上,本领域技术人员可以确定和建立其他适当的导出模型,基于所述其他适当的导出模型,可以建立皮肤组织水合确定。

[0080] 能够将包括连续的或离散的特征信号的数据流32从传感器器件20递送到接口22。当然,缓冲器件也能够被插入在传感器器件20与接口22之间。在接口22的下游,输入数据流32能够被递送到数据处理模块30。数据处理模块30能够被认为是由代表性逻辑命令(程序代码)驱动以便提供期望的数据处理的计算设备或者至少该计算设备的部分。数据处理模块30可以包括在下文中讲解的若干部件或单元。

[0081] 应当理解,能够虚拟地或离散地实时数据处理模块30的每个部件或单元。例如,数据处理模块30可以包括多个处理器,例如,多核处理器或单核处理器。至少一个处理器能够由数据处理模块30利用。处理器中的每个能够被配置为标准处理器(例如,中央处理单元)或者被配置为专用处理器(例如,图形处理器)。因此,数据处理模块30能够被合适地操作,以便将数据处理的若干任务分布到充足的处理器。

[0082] 根据有利的实施例,数据处理模块30被提供有接口22或被耦合到接口22以用于接收数据流32。数据流32可以包括多个PPG信号,所述多个PPG信号至少包括指示第一波长范围的第一PPG信号、指示第二波长范围的第二PPG信号,以及指示第三波长范围的第三PPG信号。第四PPG信号也被提供在数据流32中。各自的PPG信号能够被嵌入在数据流32中并能够从数据流32被提取。数据流32可以包括视频数据,所述视频数据包括对象12的表示。

[0083] 数据处理模块30还可以包括处理单元24,所述处理单元24用于至少基于从多个PPG信号选择的第一对信号计算第一组合信号和基于从多个PPG信号选择的第二对信号计算第二组合信号。优选地,第一组合信号或第二组合信号的至少一个PPG信号依赖于目前组织水合水平,并且另一组合信号的PPG信号不依赖于目前组织水合水平,即,水合不变量。这有助于利用波长相关的强度来观察影响光吸收行为的皮肤组织中的水沉积。

[0084] 数据处理模块30还可以包括分析单元26,所述分析单元26用于计算指示皮肤水合

的水合信号34,其中,水合信号34是从第一组合信号和第二水合信号导出的。可以经由各自的输出接口28来提供或输出水合信号34。在备选方案中,设备10本身可以包括显示器或类似的输出单元。

[0085] 在图1中由附图标记36来指代设备10的潜在的总体系统边界。例如,附图标记36可以代表常见的处理装置或壳体。应当理解,设备10也能够被实施为分布式设备。

[0086] 已经观察到,对象的皮肤组织的实际水合状态影响皮肤组织的吸收行为。因此,皮肤水合(皮肤组织中沉积的水)的实际程度被反映在由传感器20(或更一般地,设备10)捕获的数据中。

[0087] 在该背景中,图2和图3图示了可以存在于皮肤组织中的若干物质的吸收行为的光谱相关性。图2图示了定性光吸收图表40。图3图示了定量光吸收图表60。

[0088] 在图2中,横坐标轴42表示实际波长。另外,坐标轴44表示采取0(根本没有吸收)与1(全部吸收)之间的值的实际吸收程度。在图3中,横坐标轴62图示波长范围。坐标轴64图示吸收系数(单位 $[\text{cm}^{-1}]$),其可以采取 10^{-3} 与 10^4 之间的值(对数标度)。

[0089] 在图2中,曲线图46图示了血红蛋白中的光吸收的光谱相关性。曲线图48图示了黑色素的光吸收的光谱相关性。曲线图50图示了水中的光吸收的光谱相关性。在图3中,曲线图66图示了血红蛋白(也被称为Hb)中的光吸收的光谱相关性。曲线图66涉及去氧血红蛋白。相比之下,曲线图68图示了去氧血红蛋白(也被称为 HbO_2)中的光吸收的光谱相关性。相应地,曲线图70图示了水70中的光吸收的光谱相关性。

[0090] 依赖于入射辐射的波长和皮肤组织的实际组成成分,入射辐射的各自的部分将被吸收。因此,入射辐射的剩余部分可以被反射(和/或被发射),其能够由传感器20所检测并能够由设备10所评价。

[0091] 如在图3中由附图标记72、74、76和78(作为一选项)所指示的,可以根据图像/视频数据来观察和/或获得多个指示各自的波长部分的各自的PPG信号,以便最终从其导出指示水合的信号。通过范例的方式,第一PPG信号可以指示在约660nm的区域中的波长或波长范围72。第二PPG信号可以指示在约810nm的区域中的波长或波长范围74。第二PPG信号可以指示在约1050nm的区域中的波长或波长范围76。第四PPG信号可以指示在约910nm的区域中的波长或波长范围78。

[0092] 如以上所解释的,各自的PPG信号对可以从多个PPG信号选择的,以便处理组合信号,所述组合信号可以(至少在某种程度上)有助于氧饱和度。一个重要方面在于能够从至少三个不同的PPG信号获得两个各自的组合信号。事实上,针对两个组合信号,指示氧饱和度的信号基本上应当(在氧合方面)具有相同的水平。假设能够检测到相当多的信号不一致,则从中得到关于所观察的皮肤组织中的实际水沉积的推论。因此,可以有益的是,选择多个PPG信号和各自的多个波长范围72、74、76和78,使得可归因于水沉积的辐射吸收将以变化的程度影响在各自的范围72、74、76和78处的总吸收。

[0093] 图4和图5图示了可以被利用在根据本公开内容的设备10的信号处理方法。

[0094] 如在图4和图5两者中能够看到的,数据流100(其可以对应于图1所指示的数据流32)可以被接收和处理。数据流100优选地包括图像帧的序列。至少在一些实施例中,数据流能够被认为是视频数据流。数据流100典型地包括在所观察的对象12中的感兴趣区域(通常为皮肤区域)的表示。此外,如由方框箭头104、106、108以及任选地110所图示的,可以从数

据流100获得各自的光谱子部分。为此,可以利用滤波器102。滤波器102可以采取硬件滤波器的形式。额外地,或在备选方案中,滤波器102可以采取软件滤波器的形式。滤波器102通常可以被布置为带滤波器。滤波器102可以被实施在传感器20的层面上和/或数据处理模块30的层面上。在备选方案中,传感器20可以被配置为经由各自数量的波长敏感传感器元件和数据传输通道来捕获不同的PPG信号104、106、108、110。通常,PPG信号104、106、108、110中的每个可以表示电磁光谱的(尤其是可见光带和红外带中的)相当窄的子带。

[0095] 如由图4和图5中的图示性方框112、114所指示的,可以基于PPG信号104、106、108和110来计算组合信号116、118。这可以由处理单元24来执行。组合信号116、118中的每个可以基于从多个PPG信号104、106、108、110选择的一对PPG信号。因此,要求至少三个PPG信号,以便允许计算两个不同的组合信号116、118。在一些实施例中,利用四个不同的PPG信号104、106、108和110,使得组合信号116、118中的每个可以基于不同信号的不同对。

[0096] 如由附图标记120所图示的,可以比较组合信号116、118。为此,可以利用硬件信号比较器和/或软件信号比较器。可以由分析单元26来执行信号比较。信号比较120可以输出第一组合信号116与第二组合信号118之间的检测到的不一致。检测到的信号不一致可以被用于评估所观察的皮肤组织的实际水合状态。

[0097] 在该背景下,进一步参考图4。根据图4中图示的实施例,可以建立某些种类的“控制环”。如由附图标记122所指示的,可以执行第一组合信号116与第二组合信号118之间的信号匹配。假设在120和122处检测到各自的显著不一致,则如附图标记124所指示的可以执行各自的参数修改以用于计算第二组合信号118(和/或第一组合信号116)。因此,在120之后执行另外的信号比较,其仍然可以得到第一组合信号116与第二组合信号118之间的检测到的信号不一致。然而,最终可以检测到第一组合信号116与第二组合信号118的信号匹配,假设已经在124处适当地修改了校准参数。如由附图标记126所图示的,然后可以生成高度指示所观察的皮肤组织的实际水合状态的输出信号。输出信号能够根据所修改的“校准”参数导出,所述“校准”参数实现了第一组合信号116与第二组合信号118的期望的信号匹配。

[0098] 略微修改图5中所图示的皮肤组织水合检测方法。如由附图标记128所图示的,在120处检测到的第一组合信号116与第二组合信号118之间的目前差异或不一致可以被用于检查各自的数据库130,所述各自的数据库130可以由例如查找表来实施。因此,并不要求修改各自的参数,以便最终将第一组合信号116与第二组合信号118进行匹配。相比之下,检测到的差异可以充当输入值。基于该输入值,可以从数据库130获得指示皮肤组织水合状态的期望的输出值,并且该输出值可以最终被提供为结果,这由图5中的附图标记132指示的各自的方框所图示。

[0099] 图4和图5中图示的上述方法可以用于同时测量皮肤水合状态。然而,至少在一些实施例中,上述方法可以用于皮肤水合状态的连续测量和/或准连续测量。还可以预见到,计算可以要求各自的参考测量的绝对皮肤水合指示性值。然而,在至少一些实施例中,可以优选计算可以允许例如趋势监测的相对皮肤水合指示性值。

[0100] 已经展示了本公开内容所覆盖的若干备选示范性方法,图6涉及示意性图示用于确定皮肤组织的水合状态的方法,所述方法优选被布置为非侵扰式远程PPG监测方法。最初,在步骤S10中,可以记录或捕获图像数据。图像数据可以包括(可见和红外)图像帧的序列。图像数据可以被认为(可见和红外)视频数据。在另外的步骤S12处,可以接收基于所

捕获的书的数据流。所述数据流可以包括多个PPG信号,所述多个PPG信号中的每个指示各自的波长范围。通常,优选地,可以从数据流导出至少三个PPG信号,所述至少三个PPG信号中的每个指示各自的波长范围。

[0101] 在另外的步骤S14处,可以计算第一组合信号和第二组合信号。第一组合信号和第二组合信号中的每个可以基于从多个PPG信号选择的各自的信号对,所述多个PPG信号可以被嵌入在于步骤S12处接收到的数据流中。如以上所解释的,皮肤组织水合水平基本上以波长依赖的方式影响皮肤组织的光吸收行为。因此,存在于数据流中提供的信息中的透射和/或反射行为受到影响。由于水的光吸收还依赖于入射光的实际波长,并且由于第一组合信号和第二组合信号利用表示不同波长部分的PPG信号,因此可以检测到并处理第一组合信号与第二组合信号之间的特征不一致,以便根据其来得出高度指示实际皮肤组织水合水平的信号。可以在步骤S16处执行皮肤组织水合信号的各自的计算。在另外的步骤S18处,可以显示、输出和/或提供得到的水合信号以用于另外的处理步骤。

[0102] 通过范例的方式,本发明能够被应用在健康护理的领域中,例如,非侵扰式远程患者监测、一般监视、安全监测以及所谓的生活型环境(例如,健身器材)等。应用可以包括监测氧饱和度(脉搏血氧计)、心率、血压、心脏输出、血液灌注的变化、自主神经功能的评估,以及外周血管疾病的检测,所述应用能够与皮肤组织水合检测相组合。当然,在根据本发明的方法的实施例中,能够以改变的顺序或甚至并行地执行在本文中描述的步骤中的若干步骤。另外,也能够跳过步骤中的一些步骤而不脱离本发明的范围。

[0103] 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特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0104] 计算机程序可以被存储和/或分布在合适的(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电信系统。此外,不同的实施例能够采用可从计算机可用机制或计算机可读介质访问的计算机程序产品的形式,所述计算机可用介质或计算机可读介质提供由于由计算机或运行指令的任何设备或系统使用或与其结合使用。出于本公开内容的目的,计算机可用介质或计算机可读介质通常能够是任何有形装置,所述任何有形装置能够包含、存储、传送、传播或转移用于由指令运行设备使用或与指令运行设备连接结合使用的程序。

[0105] 此外,不同的实施例能够采用可从计算机可用介质或计算机可读介质访问计算机程序产品的形式,所述计算机可用介质或计算机可读介质提供用于由计算机或运行指令的任何设备或设备使用或与其结合使用的程序代码。出于本公开内容的目的,计算机可用介质或计算机可读介质通常能够是任何有形的设备或装置,所述任何有形的设备或装置能够包含、存储、传关、传播或传转移于由指令运行设备使用或与指令运行设备连接结合使用的程序。

[0106] 目前为止已经公开的本公开内容的实施例至少部分地由软件控制的数据处理设备来实施,将意识到,也考虑承载这样的软件的非瞬态机器可读介质(例如,光盘、磁盘、半导体存储器等)来表示本公开内容的实施例。

[0107] 所述计算机可用介质或计算机可读介质能够例如是,但不限于,电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统或传播介质。计算机可读介质的非限制性范例包括半导体或固态存储器、磁带、可移动计算机软盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、硬盘以及光盘。光盘可以包括压缩盘-只读存储器(CD-ROM)、压缩盘-读/写(CD-R/W)以及DVD。

[0108] 另外,计算机可用介质或计算机可读介质可以包含或存储计算机可读程序代码或计算机可用程序代码,使得当所述计算机可读程序代码或计算机可用程序代码在计算机上被运行时,该计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的运行令所述计算机在通信链路上发射另一计算机可读程序代码或计算可用程序代码。该通信链路可以使用例如为,但不限于,物理或无线的介质。

[0109] 适合于存储和/或运行计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的数据处理系统或设备将包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器通过诸如系统总线的通信结构被直接或间接地耦合到存储器元件。所述存储器元件可以包括在实际运行程序代码期间采用的局部存储器、批量存储设备以及高速缓冲存储器,其提供对至少一些计算机可读程序代码或计算机可用程序代码的临时存储,以减少在代码运行期间从批量存储取回代码的次数。

[0110] 输入/输出(或I/O设备)能够直接地或通过介于中间的I/O控制器被耦合到所述系统。这些设备可以包括,例如,但不限于,键盘、触摸屏显示器以及指点设备。不同的通信适配器也可以被耦合到所述系统,以使得数据处理系统能够变得通过介于中间的私人网络或公共网络被耦合到其他数据处理系统、远程打印机,或存储设备。非限制性范例为调制解调器和网络适配器以及仅仅一些当前可用类型的通信适配器。

[0111] 已经出于图示和描述的目的提出了不同图示性实施例的描述,并且该描述并非旨在是排他性的或限于以所公开形式的实施例。许多修改和变形对于本领域普通技术人员来说将是明显的。另外,不同的图示性实施例可以提供与其他图示性实施例相比不同的优点。选取并描述选定的(一个或多个)实施例,以便最佳地解释该实施例的原理、实际应用,并且使得本领域普通技术人员对于具有预期的特定使用所适合的各种修改的各种实施例能够理解本公开内容。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。

[0112] 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。

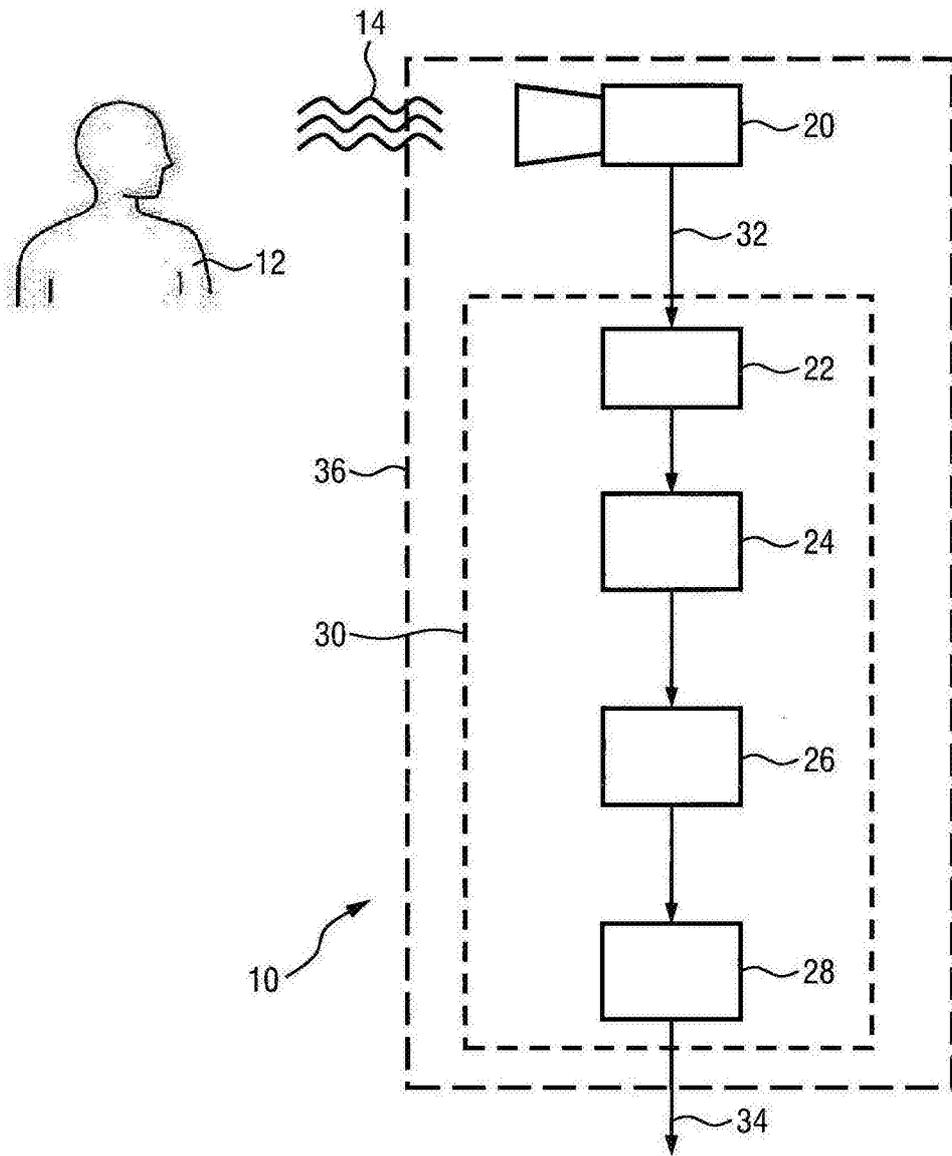


图1

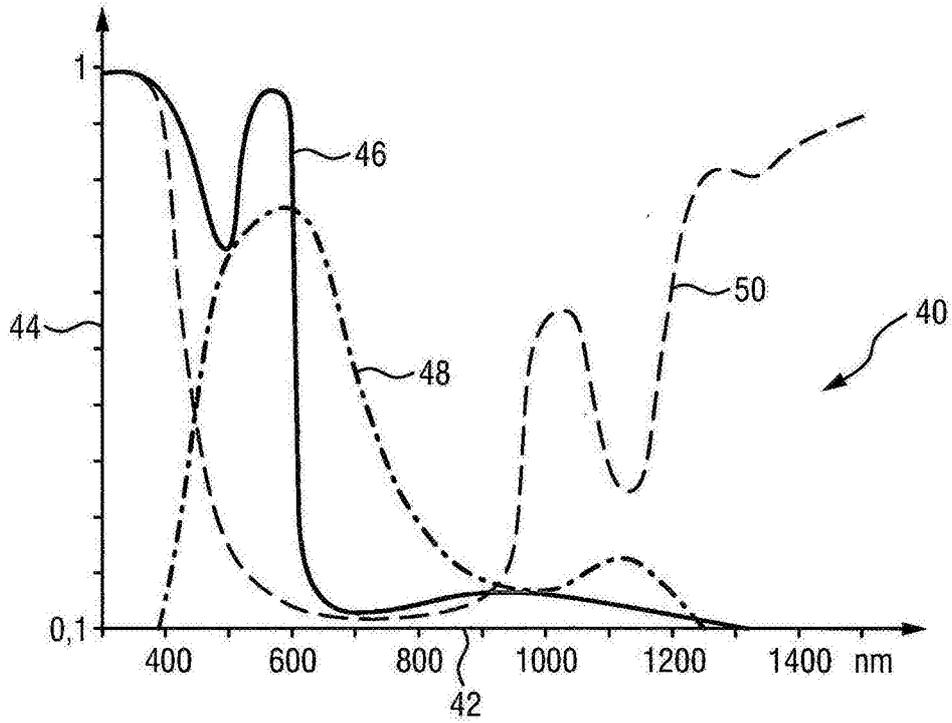


图2

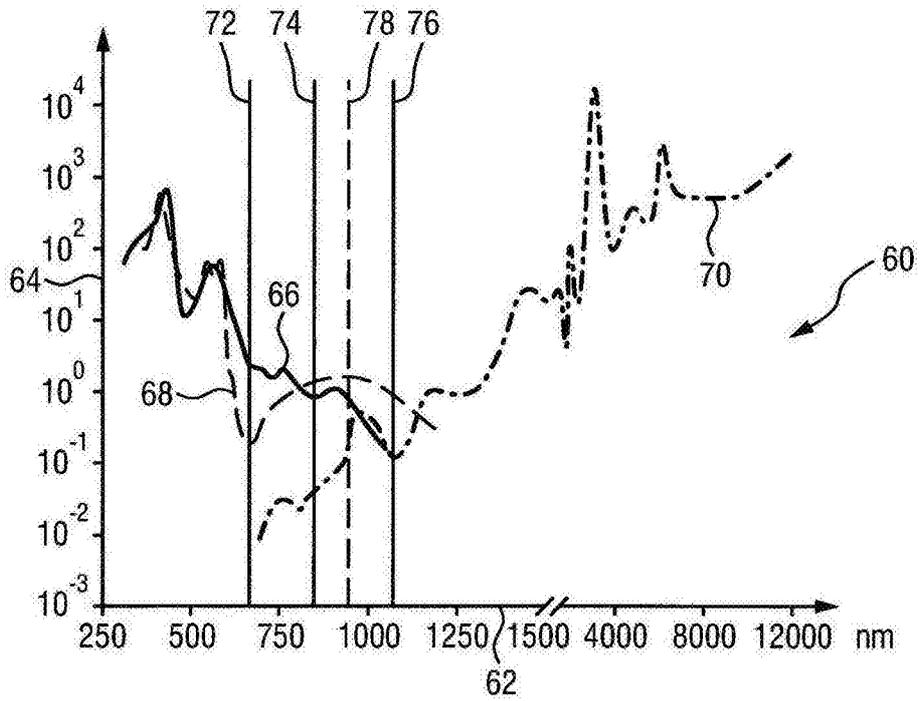


图3

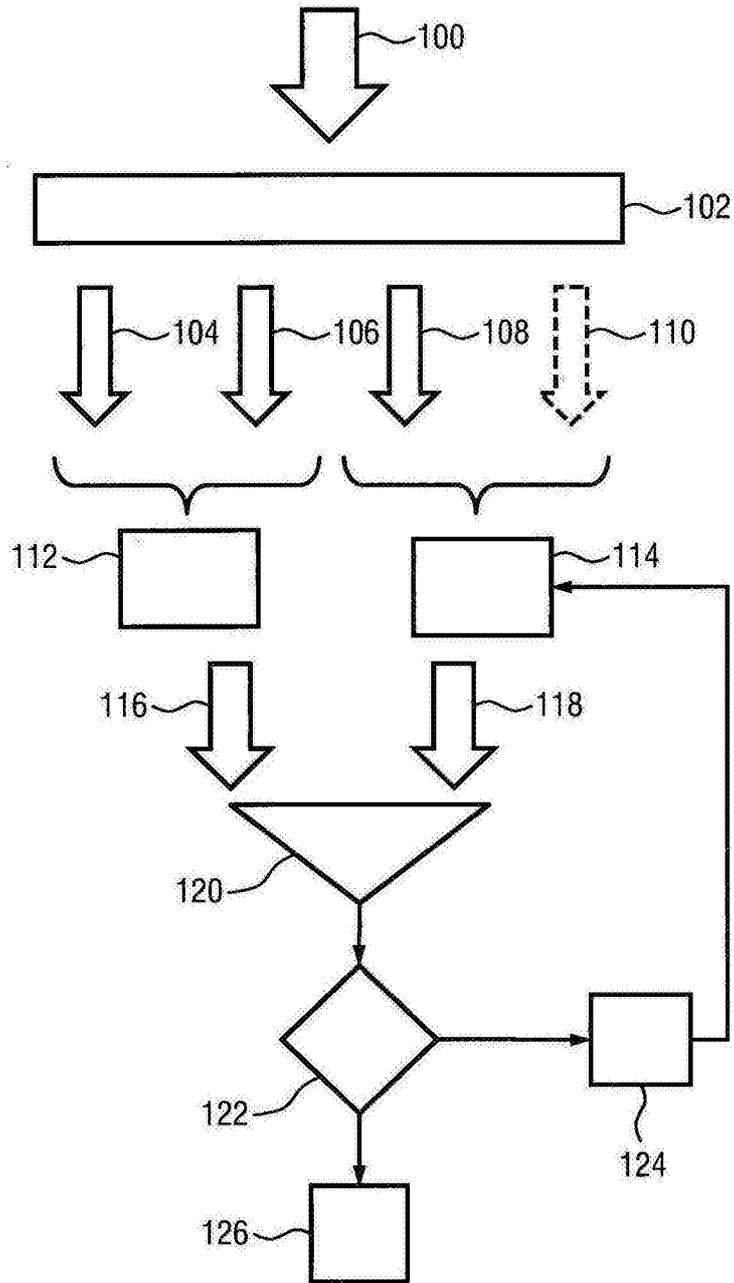


图4

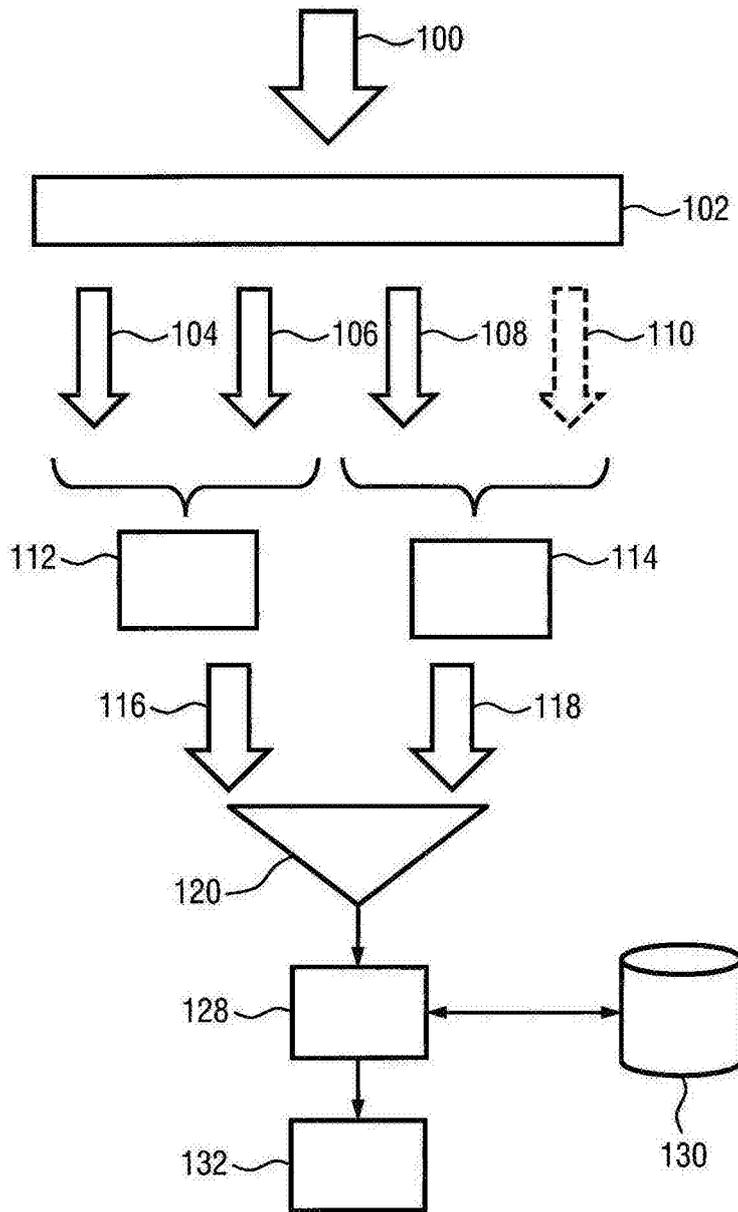


图5

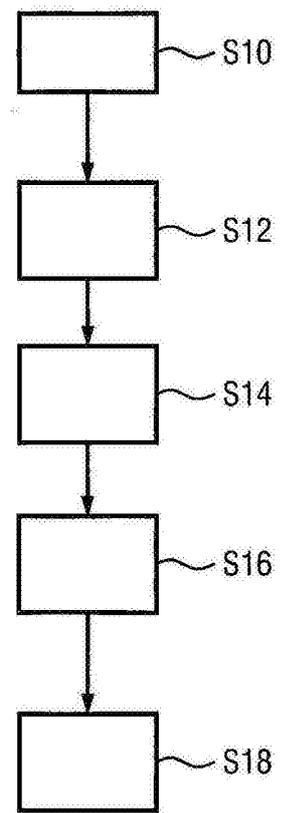


图6