



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105188517 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201480013880. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 01. 21

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/024(2006. 01)

MI2013A000104 2013. 01. 24 IT

A61B 5/053(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/058428 2014. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/115075 EN 2014. 07. 31

(71) 申请人 恩帕蒂卡有限责任公司

地址 意大利米兰

(72) 发明人 S·童内特 I·岑西 D·瑞瑟纳塔

M·加尔巴尼诺 M·莱

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 吴信刚

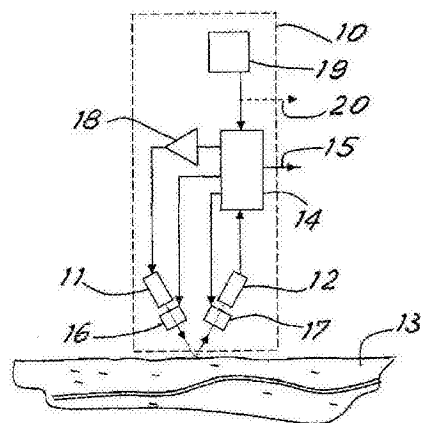
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

用于心跳信号的检测和处理和设备、系统和方法

(57) 摘要

一种心跳检测设备,包括将被定位在人的皮肤上的至少一个光学反射传感器(10或10a和10b)。该传感器单元设置有光发射器(11)和把由皮肤反射的光转换成电信号的相应的光接收器(12),并且包括被连接到发射器、接收器或它们二者的电可调光学滤波器(16、17),以便在操作时选择期望的光波长,并执行如此获得的信号的处理以增强心跳信号。也描述了具有该设备的系统和检测方法。



1. 一种心跳检测设备,包括将被放置在人的皮肤上的至少一个光学反射传感器单元(10),该传感器单元设置有光发射器(11)和把由皮肤反射的光转换成电信号的相应的光接收器(12),其特征在于该设备包括被连接到发射器、接收器或它们二者的电可调光学滤波器(16、17),以便在操作时选择光的期望的波长。

2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于所述电可调滤波器(16、17)包括法布里-珀罗单色仪。

3. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括处理单元(14),该处理单元(14)从光接收器接收信号并控制滤波器(16、17),以便交替地选择用于利用吸收的物理原理来测量取决于血容量的变化的第一信号的模式、和用于利用荧光的物理原理来测量取决于血容量的变化的第二信号的模式,并且处理第一信号和第二信号以便获得代表心率的信号(15)。

4. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括处理块(14),该处理块(14)从光接收器接收信号并以优化接收的有用信号的幅度为目的来控制滤波器(16、17)。

5. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括两个光学传感器单元(10a、10b),所述光学传感器单元(10a、10b)彼此相距一距离被布置并且被连接到用于估计这两个单元之间的血液传播时间的信号处理块(120),所述处理块取决于所述估计的时间的变化修改由所述至少一个光学单元检测到的信号。

6. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括用于测量皮肤的触电反应的电学检测系统(122、123、124)和处理块(126),所述处理块(126)从所述测量获得取决于心跳的信号并且把该信号和由所述至少一个光学单元检测到的信号组合。

7. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括用于测量设备的加速度的系统(19)和处理块(14、126),所述处理块(14、126)取决于该测量修改由所述至少一个光学单元检测到的信号。

8. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于该设备包括用于所述至少一个光学单元的发射器(11)的电源元件(18),该电源元件(18)从用来处理从接收器(12)接收的信号的块(14)接收命令,从而以使接收的有用信号保持在预定义的最小阈值之上为目的来改变所述发射器的光度。

9. 一种用于检测和处理生理数据的系统,包括根据前述权利要求中的任何一个的至少一个设备,所述至少一个设备借助于无线接口(207)被连接到从设备接收数据并处理该数据的数据处理和传输单元(202)。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于所述处理和传输单元(202)与远程终端(209)通信。

11. 根据权利要求(10)所述的系统,其特征在于所述处理和传输单元(202)经由因特网与远程终端(209)通信。

12. 根据权利要求(9)所述的系统,其特征在于所述设备具有借助于带子被固定到手腕上的设备(210)的形式,且所述处理和传输单元(202)是适当地编程的平板电脑或智能电话。

13. 一种用于增加用于借助于至少一个光学反射传感器单元光学地检测心跳的电信号的信号/噪声比的方法,包括:借助于自适应数值滤波器区分借助于电可调光学滤波器的

至少两种光波长的效果,和处理从所述至少一个光学反射单元接收的相应的信号以便获得代表心跳的电信号。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其中所述至少两种波长被选择以使得检测单元的信号具有吸收模式和荧光模式,并且调节滤波器以动态地调谐所述两种或更多种波长从而最大化光学单元的信号电平。

15. 如权利要求 13 所述的方法,其中彼此相距一距离被布置的两个光学单元被用来检测所接收的信号之间的时间差,从它们估计两个单元之间的血液传播时间,并且取决于所述估计的时间的变化修改由所述至少一个光学单元检测到的信号。

16. 根据权利要求 13 所述的方法,其中获得三维加速度信号且借助于自适应数值滤波器把该信号从由所述至少一个光学单元检测到的信号中减去。

17. 根据权利要求 13 所述的方法,其中测量皮肤的触电反应,从其获得取决于心跳的信号并把该信号与由所述至少一个光学单元检测到的信号组合。

18. 根据权利要求 13 所述的方法,其中使用所述代表心跳的电信号来估计人的各种生理参数,诸如压力状态、身体活动和身体状况的水平、睡眠质量和 / 或兴奋水平。

用于心跳信号的检测和处理和设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于检测心跳的创新的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 已知光学地运行的心跳检测系统（也被称为BVP-Blood Volume Pulse（血容量脉冲）-检测系统）。这些系统通常采用光发射器，该光发射器在发射的光撞击或穿过身体的一区域后通过反射或透明的方式照射合适的接收器。

[0003] 基本上，这些心率监视器是能够测量在身体的特定区域中血容量随时间改变的方式的检测系统。

[0004] 通常，反射设备被放置在诸如手腕的身体的区域上，其中取决于该区域中的浅表血流，反射的光量有变化。在身体的相对薄的部分（诸如手指或耳垂）的附近改为应用透明设备以使光能够穿过它们并且检测由于所述部分中的血流而造成的穿过的光的变化。

[0005] 然而，例如由于周围光照条件和经受测量的人的运动，这两种系统都容易遭受有用信号的干扰。

[0006] 例如，传感器通过与可形变的介质（皮肤，血液在其内流动）接触的方式来操作。该介质容易遭受破坏测量的机械形变，添加不需要的信号（即，噪声）。

[0007] 反射设备对于长时间的使用更加实用，但是由随着心跳的血流中的变化而产生的反射光的变化非常小，并且此外通常被大量的噪声影响。

[0008] 例如，尽管手腕是最方便穿戴用于检测脉搏的反射传感器的位置之一，通过在跟随例如肢体、手腕或手指的运动的传感器之下的组织的运动而创建的信号上的噪声是在该区域中的脉搏的光学检测的主要障碍之一。移动或步行的行为也产生传感器和组织的相对运动，这产生重要性质的进一步的干扰。

[0009] 在本领域中为了尝试改进反射检测期间的信号 / 噪声比，已经提出了各种方案，试图滤除叠加在有用信号上的各种干扰。

[0010] 例如，已经提出了使用与光学传感器一起被布置的运动传感器来检测应用了传感器的身体的相对宽幅度的运动。然而，该检测布置没有提供关于传感器和之下的组织的相对位移的数据，并且通常被用来在人的某部分上过度运动的情况下防止光学传感器的读取，其假定先验可以产生不能被有效地滤除的大量干扰。然而，在长时间的身体活动的情况下，传感器保持长期不活动而在最感兴趣的心跳的检测时保持精确。

[0011] 已经提出了使用具有合适的不同波长的两个光源。第一波长从不被氧合血红蛋白吸收的那些波长（例如红色）中被选出，而第二波长从被氧合血红蛋白更好地吸收的那些波长（例如绿色）中被选出。这导致了与组织的运动更好地相关的第一信号和与血流更好地相关的第二信号。之后通过适当地从第二信号中减去第一信号来执行噪声的滤除，以便减轻组织和传感器的相对运动的影响。例如在 EP2462866 中描述了这样的系统。

[0012] 这种类型的过滤系统提供了具有降低的噪声的输出信号。然而，很多时候信号 / 噪声比仍然非常不利。此外，随着时间的流逝和 / 或经受测量的人的改变，对选择的特定波

长的响应不总是保持不变。

[0013] 混合的方法也提供不完全令人满意的结果。例如,当跑步时和当在计算机上工作(手指运动)时噪声都非常高。在第一种情况下,加速计对于消除噪声最有用,而在第二种情况下,利用具有两种波长的系统更可取。然而,在现有技术中提出的两种方法的同时使用(例如,如US2012150052中再次描述的)仅补偿一些噪声源,仍没有为特定的应用或人们自由地执行任何日常活动的情况提供令人满意的信号/噪声比。此外,这两个系统可能互相干扰,进一步阻碍检测。

发明内容

[0014] 本发明的一般目的是提供一种即使在由各种源引起的干扰存在的情况下也能够确保令人满意的心跳检测的系统。另一个目的是提供一种用于处理心跳信号的创新的系统。

[0015] 鉴于这些目的,根据本发明而产生的想法是提供一种包括将被放置在人的皮肤上的至少一个光学反射传感器单元的心跳检测设备,所述传感器单元设置有光发射器和相应的把由皮肤反射的光转换成电信号的光接收器,其特征在于该心跳检测设备包括被连接到发射器、接收器或它们二者的电可调光学滤波器,以便在操作时选择光的期望的波长。

[0016] 还产生想法以提供一种用于检测和处理生理数据的系统,包括根据前述权利要求的任意之一的至少一个设备,该至少一个设备借助于无线接口被连接到从该设备接收数据并处理它的数据处理和传输单元。

[0017] 还产生想法以提供一种用于增加借助于至少一个光学反射传感单元光学地检测心跳的电信号的信号/噪声比的方法,包括借助于电可调光学滤波器在至少两种光波长的影响之间进行区分,和处理从所述至少一个光学反射单元接收的相应的信号,以便获得代表心跳的电信号。

[0018] 根据本说明书和附图将变得清楚的是,根据本发明,用于检测或监视心律的设备可以包括与皮肤接触和与中央处理系统通信的传感器系统。远程系统可以包括用于利用吸收和荧光的物理原理测量血容量的变化的一个或多个光学检测系统。所述光学系统可以包括:

[0019] - 一个或多个宽频带光发射器(例如LED);

[0020] - 一个或多个宽频带光接收器(例如光电二极管或光电晶体管),和

[0021] - 一个或多个可调谐单色仪,所述一个或多个可调谐单色仪能够被连接到光发射器、光接收器或它们二者以便选择特定的波长。

[0022] 心律监视器也可以包括下列一项或多项:

[0023] - 一个或多个光学检测系统,所述一个或多个光学检测系统位于沿血流的方向的固定距离处以便估计血液的传播时间;

[0024] - 电学检测系统,包括与皮肤接触的用于测量皮肤的触电反应的两个或更多个电极,和

[0025] - 机械检测系统,用于测量系统的三维加速度和朝向。

[0026] 心脏频率监视器也可以设想一个或多个单色仪允许光学检测系统在吸收模式中和在荧光模式中和在两种或更多种波长处都工作。

[0027] 仍根据本发明,一种用于最大化血容量信号的信号 / 噪声比的方法可以包括以下步骤:

[0028] - 区分在吸收模式和荧光模式中的两种 (或更多种) 波长对光学检测系统的信号的影响;

[0029] - 动态地调谐所述两种 (或更多种) 波长以便最大化光学检测系统的信号电平。

[0030] 此外该方法可以包括下列步骤中的一个或多个:

[0031] - 把吸收模式和荧光模式对光学检测系统的信号的影响组合;

[0032] - 把来自光学检测系统的信号与电学检测系统的信号组合;

[0033] - 消除介质的形变对血液传播时间的影响,和

[0034] - 消除由包含在由机械检测系统提供的信号中的其他机械效应造成的介质的形变的影响。

[0035] 心率监视器也可以包括与用户的皮肤接触并与中央处理系统通信的远程系统。

[0036] 远程系统也可以包括下列元件中的一个或多个:

[0037] - 远程处理器;

[0038] - 连接到远程处理器的检测系统;

[0039] - 连接到远程处理器的远程存储器;

[0040] - 连接到远程处理器的时钟信号发生器;

[0041] - 连接到远程处理器的远程用户接口;

[0042] - 连接到远程处理器的远程收发器;

[0043] - 连接到远程收发器的远程天线,和

[0044] - 连接到远程处理器、检测系统、远程存储器、时钟信号发生器和远程收发器的远程电池。

[0045] 中央处理系统可以包括:

[0046] - 中央处理器;

[0047] - 连接到中央处理器的中央存储器;

[0048] - 连接到中央处理器的中央收发器,和

[0049] - 连接到中央收发器的中央天线。

[0050] 所述中央存储器还可以包括能够在中央处理器上执行的一组指令,所述指令包括:

[0051] - 用于最大化从远程系统接收的血容量信号的信号 / 噪声比的算法,和

[0052] - 用于处理优化血容量信号以基于峰值的检测确定脉动信号的算法。

附图说明

[0053] 为了更清楚地图解本发明的创新原理和它相比于现有技术的优点,将借助于附图在下面描述应用这些原理的实施例的例子。在附图中:

[0054] - 图 1 显示依照本发明的原理提供的第一反射检测设备的框图;

[0055] - 图 2 显示由根据本发明的装置检测的信号的曲线图;

[0056] - 图 3 显示依照本发明的原理提供的第二反射检测设备的框图;

[0057] - 图 4 显示图解由根据本发明的装置检测的信号的另一曲线图;

[0058] - 图 5 显示用于由根据本发明的传感器检测的数据的远程处理的可能的系统的框图；

[0059] - 图 6 显示用于处理（或初始处理）检测的信号的手镯检测系统和智能便携式终端的示意图。

具体实施方式

[0060] 参考附图，图 1 显示根据本发明的用于检测心跳的第一反射检测器。

[0061] 该检测器（由 10 总体标记）包括光发射器 11（例如 LED 二极管发射器）和接收发射器 11 的在经受心跳检测的人的皮肤 13 上的反射后的光的相应的接收器 12（例如光电二极管或光电晶体管）。有益的是如下文将阐明的，可以把检测器或设备 10 定位在手腕的背面部分，例如以腕表的方式定位。

[0062] 接收器 12 把接收的光转换为发送给电子处理块 14 的电信号，电子处理块 14 发射取决于人的心跳的相应的信号 15（也被称为 BVP- 即血容量脉冲 - 信号）。如由本领域技术人员根据此处提供的说明可以容易地想到的，块 14 可以是模拟放大电路和用于处理信号的可编程微处理器设备的组合。

[0063] 有益的是，发射器 11 发射在宽光谱中的光（例如白光）且设备 10 包括分别被布置在发射器 11 和接收器 12 前面的可调光学滤波器 16 和 / 或可调光学滤波器 17。这些光学滤波器可以被处理块 14 控制以便被调谐到用于过滤发送和 / 或反射的光的期望的波长。

[0064] 有益的是，这些光学滤波器包括所谓的“单色仪”并允许来自宽光谱光的特定的波长的动态选择。特别地，已经发现使用本身已知能够容易被小型化的可调谐法布里 - 珀罗单色仪是有益的。

[0065] 又有益的是，设备可以包括用于向由处理块 14 控制的发射器 11 供电的电路 18 以便把发射器 11 的发射光度调谐到期望的值。

[0066] 由于下文将变清楚的理由，设备 10 还可以包括已知的向处理块 14 发送运动信号的加速计 19。有益的是，选择该加速计来测量系统的三维加速度和朝向。

[0067] 众所周知，在血液中存在的氧合血红蛋白吸收给定的波长。该效果被称为“吸收”。

[0068] 此外，氧合血红蛋白按不同于吸收波长的波长以光的形式再次发射吸收的能量的一部分。该效果被称为“荧光”。

[0069] 得益于可调滤波器的使用，可以配置系统以便首先利用一种效果且随后利用另一种效果。在第一种模式中，提供了最大化吸收的波长，并且借助于接收器 12 “观察”该相同波长。在第二种模式中，提供了最大化荧光的波长，并且借助于接收器 11 观察氧合血红蛋白的荧光波长特性（由于能量平衡原因总是比入射波长大的波长）。

[0070] 通过组合在这两种不同的模式（即“吸收”模式和“荧光”模式）中由接收器读取的信号，可以提高信号 / 噪声比。

[0071] 此外，得益于滤波器的可调性，可以使荧光和 / 或吸收波长适应于心跳正在被检测的人的皮肤的特性（例如年龄、晒黑的程度、肤色、脂肪的存在、毛发的存在）。

[0072] 事实上，位于检测器和氧合血红蛋白之间的皮肤造成可以改变发射的和 / 或接收的光的光学干涉。因此，已发现，可能无论何时接通设备，取决于在荧光模式和吸收模式二者中的皮肤的特性，试图找到最大化 BVP 信号的幅度的波长是有用的。

[0073] 例如,非常白皙的皮肤有助于光的穿透,而且因此在吸收模式中可以有效地使用接近 UV 频带的波长。相反,除了在强度使得不利地影响电池寿命的情况下,晒黑的或深色皮肤不允许小波长到达接收器。

[0074] 在荧光模式中存在类似的情况,其中通过在紫蓝色频带中执行仿真和在橘色频带中执行检测来获得氧合血红蛋白的最大响应。

[0075] 换句话说,在操作期间,处理块 14 可以把滤波器调谐到被认为适合于使用“吸收”方法检测心跳的波长(例如对于深色皮肤在 530-580nm 的范围内且对于非常白皙的皮肤在 410-450nm 的范围内),并且获取相应的由接收器 12 反射和捕获的信号。处理块 14 也可以把滤波器调谐到被认为适合于使用“荧光”方法检测心跳的波长(例如对于发射滤波器在 410-450nm 的范围内且对于接收滤波器在 590-630 的范围内),并且获取相应的由接收器 12 捕获的荧光信号。通过叠加这两种接收的信号(适当地补偿两种测量之间的时间延时),可以获得具有比背景噪声更大的幅度的 BVP 信号。

[0076] 此外,在两种测量期间(或者有益的是,在应用到皮肤上之后接通设备时可能发生的校准步骤的期间,或循环地在操作期间),设备可以改变在为荧光和吸收定义的基本波长的区域中的滤波器的波长,试图最大化在这两种模式中接收的信号峰值。在定义了用于获得更大的信号的波长之后,设备可以使用这些波长用于随后的测量直到执行随后的校准操作。

[0077] 通过在设备的操作期间周期性地重复校准,也可以补偿可以影响测量的皮肤的变化状况(例如,晒黑程度、出汗的变化或温度的改变)。

[0078] 通过另一优点,可以补偿由于皮肤和设备的相对运动造成的对信号的干扰,该干扰例如由人的运动或放置传感器的身体区域的肌肉和肌腱的运动(例如手指的运动)而引起。事实上,可以调谐滤波器(或多个滤波器,在设备具有两种滤波器的情况下)以使由发射器 11 发射的光以对血液的流动较不敏感但对皮肤上或下的运动更敏感的波长(例如 650-750nm 的波长)为特征。由检测器 12 捕获的相应的信号可以被处理块 14 使用作为经由自适应数值滤波器将被从由 BVP 信号的检测获得的电信号减去的噪声信号,以便消除重要的噪声成分。

[0079] 滤波也可以发生用来为现有技术的基本使用或也为红外范围或其他范围中的滤波(使用合适的发射器)选择绿光或红光。

[0080] 有益的是,为了补偿由于设备的主要运动造成的干扰(例如,作为由人执行的身体活动的结果),检测器 10 也可以使用由加速计 19 提供的信号。为了提供在突然加速的情况下(例如当跑步时)干预的自适应数值滤波器,可以向块 14 提供加速计信号。

[0081] 加速计 19 的信号也可以被用来当检测的加速度高于阈值时防止设备发射 BVP 信号,该阈值对应于对于由光学系统检测的 BVP 上的噪声的有效补偿而言太大的运动噪声源而被预先确定。

[0082] 为了降低输出信号上的噪声,设备 10 也可以在由传感器 11 发射的光的发光强度上有益地起作用。然而,在电池供电的设备的情况下,更高的光强度可能负面地影响电池充电的持续时间。

[0083] 图 2 显示示意地图解由发射器发射的光 E(坐标轴 X)和接收的信号 R 的幅度(坐标轴 Y)之间的关系的曲线图。

[0084] 能够从该曲线图看出,在发射的光和由接收器测量的反射的光之间实质上存在线性关系。也可以包括由传感器捕获的任何环境光的噪声信号或 BR(背景反射)信号和 BPR(血液脉冲反射)信号因此都由在发光强度 E 的增加而增强。曲线图中定义光反射曲线的两条直线的斜率可能因人而异。

[0085] 所有上述内容意味着,给定特定的发射光 E,第一人可能有特定的 dR(即携带血液脉动信息的反射光的周期性变化的特定幅度 dR)。第二人对于相同的值 E 可能有比第一人的 dR 值更小或更大的 dR 值。

[0086] 如果设立值 dRmin(即接收的最小有用信号值),将通过块 14 有益地控制发射器以便在任何情况下有允许信号 dR 被保持在值 dRmin 之上的发射 E。尽管可以不断地发射按某个值(例如,1000mcd)的光以确保该条件总是存在,该方案会导致电池电力的不必要的过早耗损。

[0087] 有益的是,信号 dR 应总是仅比值 dRmin 略高反而更可取。可以被称为 Eopt(即 E 最优值)的 E 的值因此被获得,该值满足该条件且取决于不同人或人的不同状况是可变的。所有这些通过图 2 中的例子被示出(其中 Eop1 和 Eop2 对于两个样本人得出相同的 $dR_1 = dR_2 = dRmin$)。

[0088] 块 14 可以因此借助于上面提到的电源元件 18 有益地改变发射 E 以便保持信号 dR 略高于 dRmin(可选择地具有小安全裕量),以便优化有用信号的幅度,同时最大化电池寿命。

[0089] 因此可以在电池系统中使用高光度发射器(LED),仅在需要的情况下和仅对于需要的时间使用更高的光发射。

[0090] 也可以脉冲式和/或在发射器之间交替来提供电源,都为了降低电池消耗和以便在发射器之间共享部分或全部驱动电路。

[0091] 图 3 显示了根据本发明的检测器的第二实施例。在该整体由 110 标记的第二实施例中,使用如上所述的由 10a 和 10b 标记的两个检测器或设备 10,其 BVP 信号输出 15a 和 15b 由处理和比较块 120 进一步处理。

[0092] 两个检测器 10a 和 10b 布置有相应的光学单元(由发射器 11、接收器 12 和任意光学滤波器 16 和/或 17 形成),所述光学单元通常沿设备 110 所处的身体部分中的血液的主要流动方向被布置。例如,在定位在肢体上的情况下,该方向将沿肢体本身的轴线。特别地,在定位在手腕上的情况下,该方向可以有益的是肘到手的轴线。

[0093] 光学单元之间的距离可以是几厘米或更小,也取决于检测器的灵敏度和身体上选择的位置。

[0094] 得益于两个设备 10a 和 10b 的使用,如图 4 中示意性地显示,将获得相对于彼此有轻微相位移的两个信号 15a 和 15b(取决于相互的距离)。

[0095] 借助于由块 120 根据两个信号的时间的变化来执行的相关性的计算,可以计算血液在两个光学单元之间过渡的时间“delta-t”。

[0096] 通过检测该时间(或血液在两个光学单元之间的表观位移速度)的变化,已经发现可以获得关于下面的和两个光学单元之间的组织的运动的信息。换句话说,已经发现这些运动可以改变血管的长度,并且因此改变检测的速度值,或者说在两个光学单元(其在距彼此的固定距离处)之间的过渡时间。

[0097] 因此可以获得关于通过肌肉运动产生的且可以被从 BVP 信号减去的噪声的进一步的信息,在处理块 120 的输出 121 处获得改进的 BVP 信号。

[0098] 有益的是,设备 110 也包括用于测量皮肤的导电性的系统,该系统最好在有明显的皮肤电活动的手腕的腹侧区域。

[0099] 用于测量导电性(或皮肤的触电效应)的系统有益地包括两个金属电极 122、123,所述金属电极与选定区域的皮肤接触且被连接到检测两个电极之间的电阻的测量块 124。

[0100] 可以通过使低或非常低强度的电流流过皮肤来简单地执行电阻的测量。也可以使用补偿算法来控制流过皮肤的电流以便平衡被当作零线的用于人的基线。为了避免极化和/或电解现象,可以周期性地反转电极上的电力供应。此外,电极可以是银内衬以便防止对皮肤可能的损害和电极的退化。

[0101] 极性的反转大幅度地降低了在皮肤的外层上的银离子的沉积的风险。在极性每次反转后,在皮肤上已经沉积的离子被再次与电极的表面组合。

[0102] 由检测器测量的电阻值存在于块 124 的输出 125 上,并且被发送给执行 BVP 信号 121 的进一步处理的另一处理块 126,以便利用输出 125 处的导电性的变化来进一步降低与它相关联的噪声。

[0103] 事实上已经发现在光学单元的区域中的皮肤上测量的导电性的变化具有与被添加到出汗的缓慢进展的 BVP 类似的进展。类似于 BVP,被观察的导电性的变化特别是由于沿表面血管行进和趋向于收缩汗腺的血液波,所述汗腺按与心跳相同的频率释放少量的液体。

[0104] 该信号一般非常小且无法被容易地单独使用来获得心跳的指示,但是如果如上所述可选地与检测的信号组合,则允许由根据本发明的设备输出的 BVP 信号的信号/噪声比的进一步改进。

[0105] 尽管图 1 中未显示,如由本领域技术人员现在可以容易地想到的,利用块 14 的信号 15(代替块 120 的信号 121)被发送给其输入的处理模块 125,也可以以相同的方式使用用于测量导电性的该系统来降低根据图 1 的设备 10 中的噪声。

[0106] 如通过图 3 中的虚线 127 的例子指示的,也可以在设备 110(或使用这样的导电性检测器的设备 10)外发送皮肤的导电性的缓慢变化以便使用其来提供关于人的进一步的生理信息。

[0107] 设备 110 也可以使用如针对图 1 中的设备描述的加速计 19。在这种情况下该加速计有益地被连接到被定位在设备的 BVP 信号输出 128 前的最后处理块 126。如通过图 1 和图 3 中的虚线 20 和 129 的例子指示的,在设备 10 和 110 二者中,也可以在外部发送三维加速度信号以便使用该三维加速度信号来提供关于人的进一步的信息。

[0108] 图 5 示意性地显示了由 200 总体指示的用于检测和处理人的生理数据的有益完整的系统。

[0109] 系统 200 包括远程设备 201,远程设备 201 进而包括与这里描述的检测器 10 或 110 相同类型的检测器,其 BVP 信号(15 或 128)和任意导电性信号 127 被发送给数据处理和传输单元 202。

[0110] 该单元 202 被有益地形成成为被适当地编程的微处理器单元,且因此有益地包括从设备 10、110 接收信号的处理单元 203、程序存储器 204、数据存储器 205 和被连接到处理器

203 的发送单元 206。

[0111] 单元 202 可以被并入远程设备 201 中或者整体或部分地被设计为分立设备,并且也可以包括用于引入命令和用于显示数据和信息的已知系统(例如通过触摸屏显示器)。

[0112] 可以把单元 202 设计为与远程服务器 208 通信(有益地经由用于连接到因特网的无线或移动电话连接),该远程服务器 208 可以进而与一个或多个终端 209 通信。

[0113] 以这种方式可以把由设备 201 处理或预处理的生理数据(也在服务器 208 的进一步处理之后)发送给远程显示和控制终端 209。如此穿戴设备 201 的人的远程检查是可能的。例如通过所述的正对其执行测量的人,可以把由服务器(或也由远程终端 209 根据操作员的操作)处理的数据发送给用于本地显示的单元 202。

[0114] 可以把信号 15、128 和 127 直接发送给单元 202 或经由本身已知的通信接口 207(以有线或有益的无线的类型)传递。

[0115] 在无线连接的情况下,检测器 10、110 与合适的通信接口 207 可以一起被并入与处理和通信单元 202 无线地通信的保持在口袋中或手持的小型便携式设备(例如以腕表的形式)中。

[0116] 图 6 显示了根据图 5 的设备 201 的有益的实施例。在该实施例中,检测器 10、110 以设备 210 的形式被设计为穿戴在手腕上,当借助于带子 211 把设备固定到手腕时光学传感器被布置在意图被放置为与皮肤接触的一侧上。更可取地,电子传感器被布置在带子本身上。有益的是,密封环 212 可以在光学传感器周围被提供且被按压在皮肤上,并且防止环境光和/或外部水分进入由传感器监视的区域。

[0117] 设备 210 与智能终端(有益地诸如智能电话或平板电脑)无线地通信(例如有益地经由低能量蓝牙类型的接口 207),该智能终端通过现在可以容易地想到的适当的编程执行处理和通信单元 202 的功能。在需要数据的远程处理或显示的情况下,该终端可以进而与因特网或上面提到的移动电话网络无线地通信。

[0118] 借助于终端 202 的触摸屏 231 可以容易地在本地执行命令的输入和信息的显示。

[0119] 在图 5 和/或图 6 中显示的系统的有趣应用可以是经由终端 209 向穿戴设备 210 的人和/或远程操作员指示诸如压力状态、身体活动和身体状况的水平、睡眠质量、兴奋水平等的各种生理参数。基于由设备 210 检测的信号可以确定这些参数。操作员也可以接收来自自由几个人穿戴的多个远程检测器的数据。

[0120] 此时如何实现预定义的目的是清楚的。使用根据本发明的设备和方法,可以在存在干扰的很多状况中获得精确和可靠的信号。例如,取决于外部状况和条件和皮肤的类型选择光的颜色,同时也在吸收模式或荧光模式之间切换,可以改变系统的操作模式。

[0121] 根据本发明的心率监视器可以有益地包括与皮肤接触且与中央处理系统通信的传感器系统。此外,传感器系统可以包括一个或多个用于利用吸收和/或荧光的物理原理测量血容量的变化的光学检测系统。光学系统有益地包括一个或多个宽频带光发射器(LED)和一个或多个宽频带光接收器和被连接到光发射器、光接收器或二者的为了选择特定波长的一个或多个可调谐单色仪滤波器。

[0122] 得益于本发明的原理,如果需要,可以去除组织的形变对血液传播时间的影响。传播速度部分地通过跳动本身而改变,但通过组织的拉伸而改变得更多。通过合适地利用借助于描述的系统获得的信号,可以去除另外的噪声成分。此外,如果需要,可以去除由加速

计测量的“宏观”运动的影响。也可以有效地使用高光度发射器。

[0123] 显然上面提供的应用本发明的创新原理的实施例的说明通过这些创新原理的例子被提供,并且因此不应被认为限制本文中要求保护的权利要求的范围。

[0124] 例如,如由本领域技术人员现在可以容易地想到的,上面单独地描述的各种处理块也可以被互相组合在单个处理块(例如适当地编程的微处理器单元)中。例如,也可以把检测器 10 的块 14 或两个检测器 10a 和 10b 设计为单个处理块,该单个处理块也可以包括块 120 且可能包括块 124 和 126。有益的是,可以借助于算法来实现各种块,所述算法包括下列算法中的至少一个:用于在吸收模式期间控制光学检测系统和从光学检测系统接收信号的算法;用于在荧光模式期间控制光学检测系统和从光学检测系统接收信号的算法;用于控制用于皮肤的电学导电性的检测的系统 and 从用于检测皮肤的电学导电性的系统接收信号的算法;用于控制用于检测加速度(或机械运动)的系统 and 从加速度检测系统接收信号的算法。

[0125] 如由本领域技术人员基于本说明书可以想到的,可以借助于能够被包含在根据本发明的设备中的处理器执行的合适的程序来实现这些算法。有益的是,滤波器可以全部是自适应数值滤波器。

[0126] 在远程传输的情况下,可以设想用于经由设备的收发器向外部处理单元进行传输而用来编码从一个或多个检测设备接收的信号,和用于解码来自外部处理单元的经由收发器接收的信号,的算法。另外的程序部分可以管理用于控制设备的用户接口上的状态光发射器(例如 LED)的状态命令。

[0127] 得益于针对光的波长使用可选滤波器的系统,可以使用、比较和处理按超过两种波长(例如蓝、绿、红外)而获得的信号以便优化检测操作的特定的方面。

[0128] 根据本发明的被描述为被同时并入上述实施例的例子中的各种创新的方案也可以在根据本发明的设备和系统中被分立地使用或可以被不同地组合。

[0129] 根据本发明的设备(例如按照它的设备结构 210)也可以包括对于实际的操作有用的另外的元件,诸如被连接到处理器的用于指示系统状态的三色状态光发射器(LED)和被连接到远程处理器的用于与检测设备交互的按钮。该由状态指示器指示的状态可以是下列各项中的至少一个:电池电量低、电池充电中、数据获取模式。该设备也可以包括用于再充电内部电池的端口。

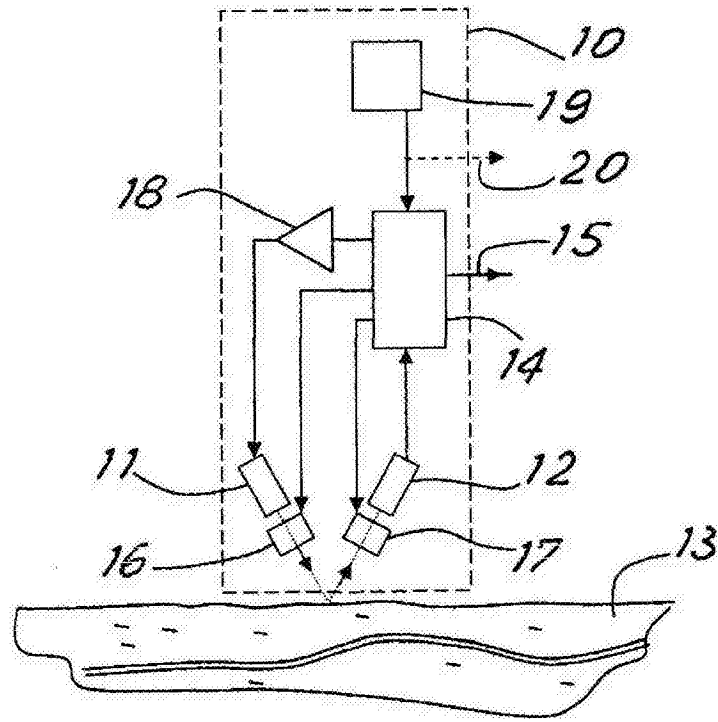


图 1

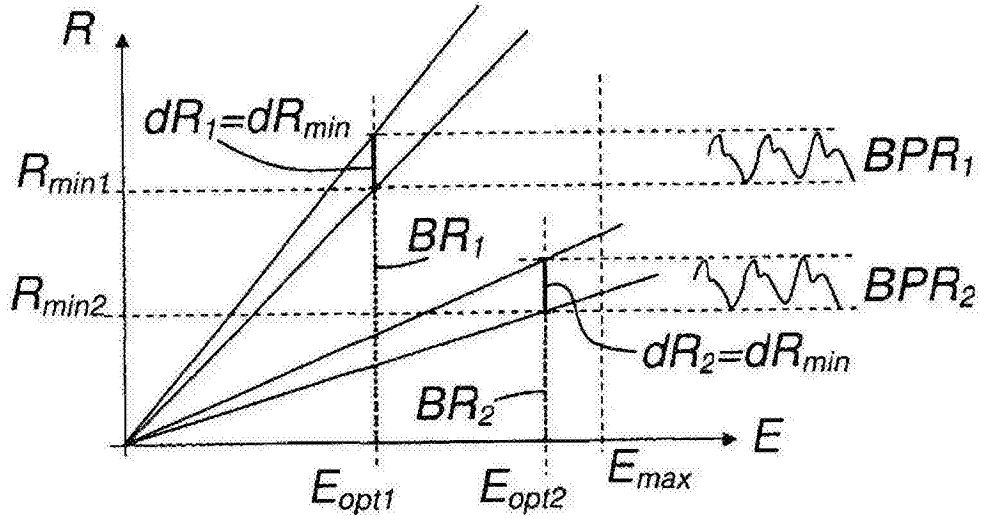


图 2

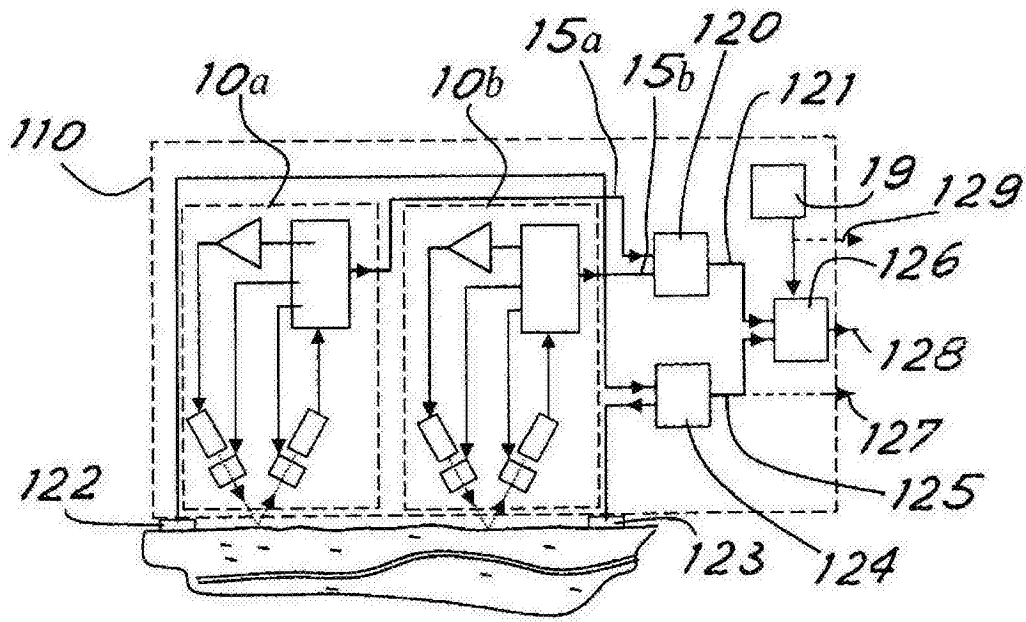


图 3

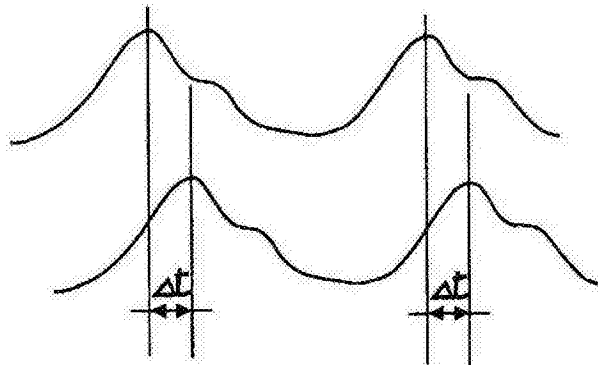


图 4

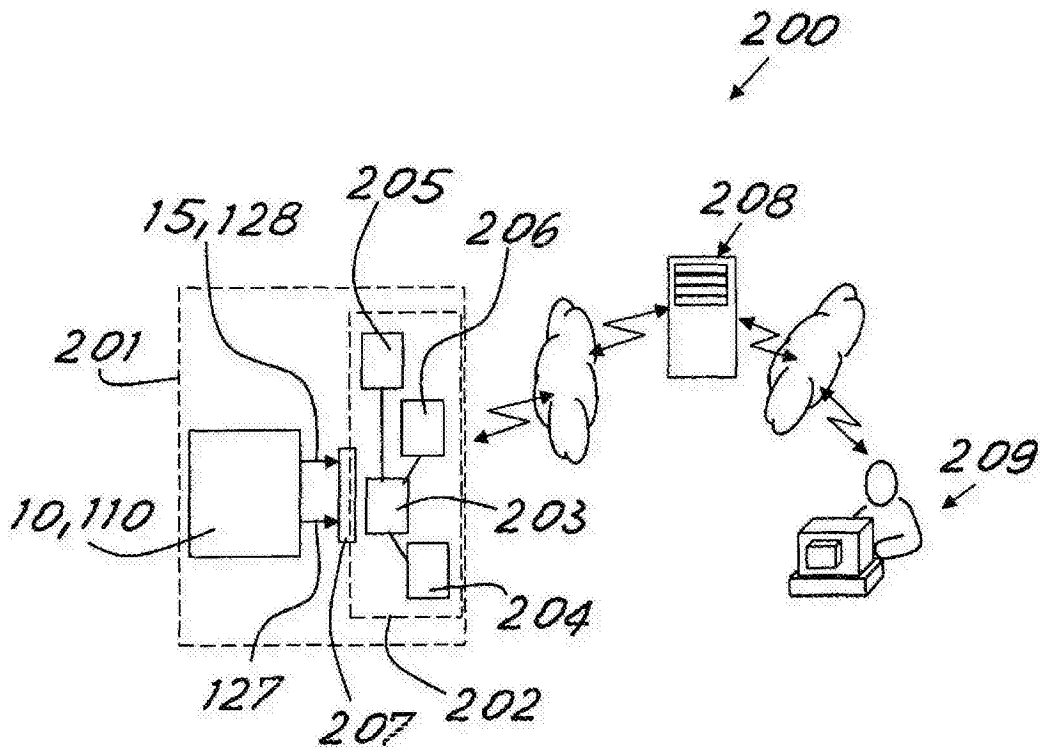


图 5

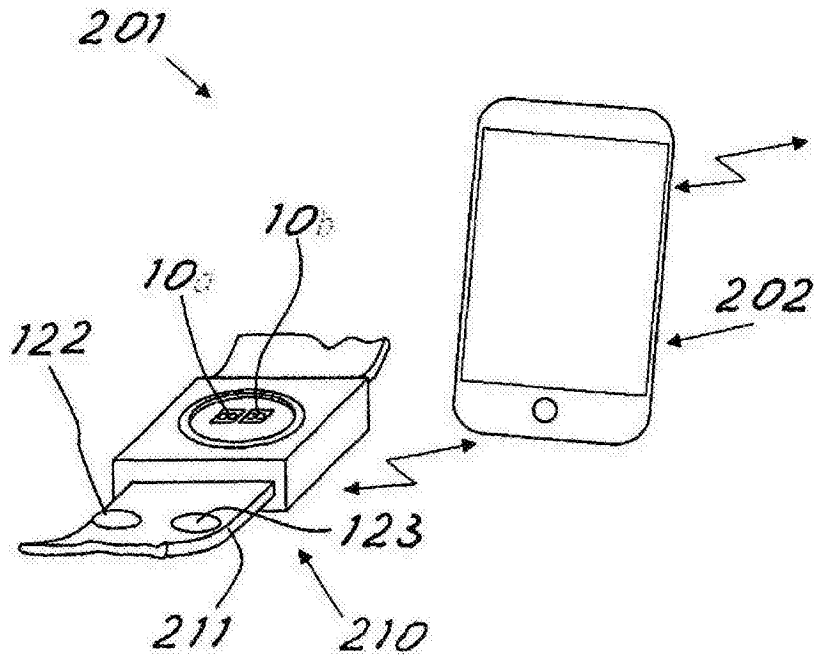


图 6

专利名称(译)	用于心跳信号的检测和处理的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN105188517A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201480013880.4	申请日	2014-01-21
[标]发明人	S童内特 I岑西 D瑞瑟纳塔 M加尔巴尼诺 M莱		
发明人	S·童内特 I·岑西 D·瑞瑟纳塔 M·加尔巴尼诺 M·莱		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0002 A61B5/0071 A61B5/02416 A61B5/0531 A61B5/7203 A61B5/7214 A61B2562/0219 A61B5/0533		
优先权	102013902120829 2013-01-24 IT		
其他公开文献	CN105188517B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心跳检测设备，包括将被定位在人的皮肤上的至少一个光学反射传感器(10或10a和10b)。该传感器单元设置有光发射器(11)和把由皮肤反射的光转换成电信号的相应的光接收器(12)，并且包括被连接到发射器、接收器或它们二者的电可调光学滤波器(16、17)，以便在操作时选择期望的光波长，并执行如此获得的信号的处理以增强心跳信号。也描述了具有该设备的系统和检测方法。

