



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105208924 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 30

(21) 申请号 201480027726. 2

代理人 李慧慧 郑霞

(22) 申请日 2014. 05. 15

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

20135520 2013. 05. 15 FI

A61B 5/024(2006. 01)

A61B 5/0295(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 13

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FI2014/050372 2014. 05. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/184447 EN 2014. 11. 20

(71) 申请人 普尔赛昂公司

地址 芬兰埃斯波

(72) 发明人 贾里·诺西艾宁 伊尔卡·科尔霍宁

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理

有限公司 11262

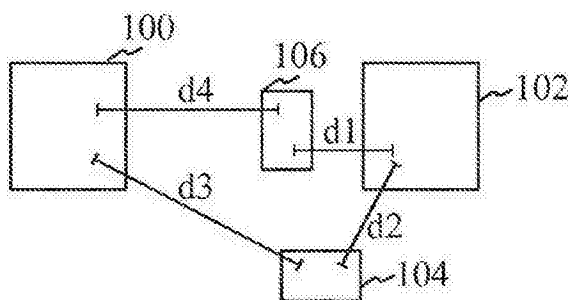
权利要求书3页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

便携式脉搏测量装置

(57) 摘要

根据本发明的一个方面,提供了一种便携式脉搏测量装置。该装置包括照明配置,所述照明配置包括选自发光源(104、106)和光检测器(100、102)的至少三个元件(100、102、104、106),所述发光源用于通过人体组织发射辐射能,所述光检测器用于检测通过人体组织传播后的所述辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号,其中所述照明配置包括至少一个发光源(104、106)和至少一个光检测器(100、102);处理设备,用于响应于处理所述输入信号来确定脉搏率。在照明配置中的元件布置在便携式脉搏测量装置中,在配置中,在照明配置中的发光源(104、106)相对于在照明配置中的光检测器(100、102)不对称地安置。



1. 一种便携式脉搏测量装置,包括:

照明配置,其包括至少两个发光源和至少一个光检测器,所述至少两个发光源用于发射辐射能通过人体组织,所述至少一个光检测器用于检测通过人体组织传播后的所述辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号,其中,所述至少两个发光源包括发射第一波长的第一发光源和发射用于确定脉搏率的第二波长的第二发光源;

处理设备,其配置为响应于处理所述输入信号来确定脉搏率;

其中,在所述照明配置中的元件以从所述第一发光源到第一光检测器的距离和从所述第二发光源到所述第一光检测器的距离彼此不同的配置布置在所述便携式脉搏测量装置中;和

其中,从所述第一发光源和所述第二发光源到所述第一光检测器的距离和所述第一波长和所述第二波长被选择为使能对在人体组织中的各种测量深度的测量,和提供对血液流动的敏感性和针对不同条件下的运动伪影的不敏感性。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述照明配置包括发射相同波长的至少两个发光源。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述照明配置包括三个发光源和所述第一光检测器,其中的两个发光源布置在与所述第一光检测器等距离处,并且在基本上在相同的轴线上的所述第一光检测器的相对侧,并且,其中,所述两个发光源发射所述第一波长,而所述第三发光源发射所述第二波长,并且其中,从所述两个发光源到所述第一光检测器的距离和从所述第三发光源到所述第一光检测器的距离彼此不同。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一发光源发射绿光,而所述第二发光源发射红外光,并且所述第一光检测器的中心和所述第一发光源之间的距离为2.5mm和4.5mm之间,优选为约3.6mm,并且所述第一光检测器的中心和所述第二发光源之间的距离为4.0mm和7.0mm之间,优选为约6.0mm。

5. 根据权利要求1-2中任一项所述的装置,其中,所述照明配置包括两个光检测器,并且其中,所述第一光检测器和第二光检测器和所述第一发光源基本上沿着第一轴线安置,所述第一发光源布置在所述第一光检测器和所述第二光检测器之间,并且所述第一发光源和所述第二发光源沿着与所述第一轴线不同的第二轴线安置。

6. 根据权利要求5所述的装置,其中,从所述第一发光源到所述两个光检测器的距离彼此不同,且从所述第二发光源到所述两个光检测器的距离彼此不同。

7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述第一发光源发射绿光并且所述第二发光源发射红外光,其中,所述第一光检测器的中心和所述第一发光源之间的距离为2.0mm和4.0mm之间,优选为约3.0mm,所述第二光检测器的中心和所述第一发光源之间的距离为4.0mm和6.0mm之间,优选为约5.0mm,所述第一光检测器的中心和所述第二发光源之间的距离为4.0mm和6.0mm之间,优选为约5.0mm,以及所述第二光检测器的中心和所述第二发光源之间的距离为6.5mm和8.5mm之间,优选为约7.5mm。

8. 根据权利要求1-3、5或6中任一项所述的装置,其中,所述第一发光源配置为发射较短波长的可见光,且所述第二发光源配置为发射具有比所述较短波长的可见光的波长更长的光。

9. 根据权利要求8所述的装置,其中,所述较短波长的可见光包括绿光或蓝光,并且所

述较长波长的光包括红外光或红光。

10. 根据权利要求 1-9 中任一项所述的装置,还包括阻塞设备,所述阻塞设备用于阻塞从所述至少两个发光源到所述至少一个光检测器的直射光泄漏。

11. 根据权利要求 1-10 中任一项所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

确定包含检测来自于特定发光源的辐射能的特定光检测器的信道是否超过第一可靠性因素阈值,所述可靠性因素指示对于该信道的心率读数的可靠性的评估;和

选择具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道。

12. 根据权利要求 11 所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

选择具有最高可靠性因素的信道。

13. 根据权利要求 11 或 12 所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

选择具有最低功耗的信道。

14. 根据权利要求 11-13 中任一项所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

关闭没有被选择的至少一个信道的操作电源。

15. 根据权利要求 11-14 中任一项所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

减少所选择的信道的所述发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过所述第一可靠性因素阈值。

16. 根据权利要求 11-14 中任一项所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

增大所选择的信道的所述发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过所述第一可靠性因素阈值。

17. 根据权利要求 14 所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

确定信道的可靠性因素低于所述第一可靠性因素阈值;

对其操作电源早先被关闭的至少一个信道供电;

再次确定用于一个或多个信道的可靠性因素;和

重新选择具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道,或具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素并具有所述最低功耗的信道。

18. 根据权利要求 11 所述的装置,其中,所述处理设备配置为:

确定信道的可靠性因素低于第二可靠性因素阈值;和

关闭所述信道的操作电源。

19. 根据权利要求 11-18 中任一项所述的装置,其中,所述可靠性因素计算为

$$\text{SNR} = \frac{\|X_{\text{HR}}\|}{\|X_{\text{nHR}}\|}$$

其中 X_{HR} 为与脉动血液流动相关的信号部分, X_{nHR} 为与脉动血液流动不相关的信号部分,和 $\|\cdot\|$ 为信号范数运算符。

20. 一种用于处理权利要求 1-19 中任一项所述的便携式脉搏测量装置的输入信号的方法,包括:

确定包含检测来自于特定发光源的辐射能的特定光检测器的信道是否超过第一可靠性因素阈值,所述可靠性因素指示对于所述信道的心率读数的可靠性的评估;和

选择具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,还包括选择具有最高可靠性因素的信道。

22. 根据权利要求 20 或 21 所述的方法,还包括选择具有最低功耗的信道。

23. 根据权利要求 20-22 中任一项所述的方法,还包括关闭没有被选择的至少一个信道的操作电源。

24. 根据权利要求 20-23 中任一项所述的方法,还包括所述方法包括减少所选择的信道的所述发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过所述第一可靠性因素阈值。

25. 根据权利要求 20-23 中任一项所述的方法,还包括增大所选择的信道的所述发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过所述第一可靠性因素阈值。

26. 根据权利要求 23 所述的方法,还包括:确定信道的可靠性因素低于所述第一可靠性因素阈值;对其操作电源早先被关闭的至少一个信道供电;再次确定每个信道的可靠性因素;以及,重新选择具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道,或具有高于所述第一可靠性因素阈值的可靠性因素并具有所述最低功耗的信道。

27. 根据权利要求 20 所述的方法,还包括:确定信道的可靠性因素低于第二可靠性因素阈值;并且关闭所述信道的操作电源。

28. 一种包括程序代码的计算机程序,当所述程序代码在处理器上执行时,执行权利要求 20-27 中任一项所述的方法。

29. 根据权利要求 20 所述的计算机程序,其在计算机可读介质上体现。

便携式脉搏测量装置

发明领域

[0001] 本发明涉及脉搏测量装置。

背景技术

[0002] 各种脉搏率检测系统在本领域中是已知的。脉搏率检测装置包括例如使用压力敏感传感器（如压电元件）来检测脉搏率的设备。

[0003] 另一个测量技术称为光学体积描记术。光学体积描记术是测量整个人体中发现的心血管脉波的电光技术。脉波是由动脉血液量的周期性脉动引起的，并且是通过脉波诱导的辐射能的变化来测量的。

[0004] 测量系统通常由辐射能的来源（例如红外光源）、用于检测通过人体组织传播后的辐射能的强度的至少一个检测器和数据处理设备，该装置用于提取身体参数，如血液中的脉搏率或氧浓度。例如，利用红外光具有一定的优势。它在血液中和身体组织中相对少的被吸收，并且从而观察到血液量的变化与相对低的辐射能形成合理的对比。也可能使用其它的光波长。光学体积描记术作为测量技术的使用完全是无创的，并且可以应用到任何血液承载组织中，例如手指、指甲、耳垂、鼻子和手腕。

[0005] 由于在光源和光检测器之间的路径长度的变化（由于体积变化）和由于在包括血液和体液的组织的光密度的变化（例如由于动脉血液脉动），光强度与在感兴趣的组织中的体积中的变化一起改变。在血液的均匀层中，Beer - Lambert 定律表明由于光吸收，光强度根据距离呈指数衰减。但是，没有组织是均匀的，并因此除光吸收因素如全部取决于组织的精确解剖和几何形状的光散射、折射、反射之外，也影响所测量的信号。因此，到达检测器的辐射能的总量对传感器定位和组织的任何变形是敏感的。

[0006] 光在组织中被高度散射对人体组织是典型的。因此，定位在皮肤表面上的检测器能够测量反射。这些反射根据光线遇到的是弱地还是高度地吸收组织而差异吸收。在血液量中的任何变化由在表面的检测器登记，因为增加（或减少）的量将导致更多（或更少）的吸收。当被照明血液流动脉动时，它不仅主要改变组织体积的总吸收系数还改变光路径长度，并因此调制整个心动周期的光吸收。非脉动脉液和组织不调节光，但具有恒定的吸收水平（假定没有运动或组织体积的其它变形）。

[0007] 吸收的结果是从脉动脉床反射的任何光包含 AC 分量，其与受试者的心脏泵血作用是成比例的和同步的。这个经调节的分量被称为光体积描记信号。体积描记测量可通过透射身体组织的（透射模式系统）或由身体组织反射（反射模式系统）的辐射能的强度的测量来实现。

[0008] 理论上，测量脉搏率是简单的测量 - 至少一个检测器检测经由人体组织所接收的辐射能的强度，以及数据处理设备用来确定来自至少一个检测器所接收的信号所需参数。实际上，情况并非如此简单，尤其是当受试者运动时。运动导致辐射能源和检测器之间的组织体积的变形，这将导致在检测器中所检测到的能量中与心脏泵血作用无关的变化。与由血液流动的变化引起的吸收变化相比，这些运动伪影通常被多样化，并因此已提出了

复杂的方法以通过处理设备弥补的这些伪影。一种可能的补偿方案呈现在 EP 1 297 784 A1 中。

[0009] 根据现有技术,最小化在信号中的运动伪影的量和保持与最大血液流动相关的信号的比例是有益的。这可通过安排测量来获得,使得到达检测器之前,辐射能通过其传播的组织体积包含最大相对比例的活性血液流动血管,和仅最小量的其他组织体积,即其中的血液脉动较不显著的组织。然而,这具有一些并发症。

[0010] 首先,皮肤和人体组织的其他层(如表皮、乳头状真皮和网状真皮)的厚度在个体之间变化并且在皮肤中的不同空间位置之间变化,并且因此含有组织厚度和从皮肤表面的深度的活性血液在不同个体中和/或在皮肤上的不同空间位置中不同。此外,在皮肤的不同层的血液流动在不同的条件之间是动态改变的,使得当皮肤是冷的时,血液循环是最小限度地靠近皮肤表面,同时当皮肤温暖时,血液流动积极地靠近皮肤表面。这些方面使提供可靠的测量具有挑战性。

[0011] 此外,便携式脉搏率测量装置应优化地具有小尺寸和长的电池寿命以便对他们的用户最有用。

[0012] 基于上述,需要考虑到影响脉搏率测量的上述方面和变化中的至少某些并且提供可靠的脉搏率测量的解决方案。

[0013] 概述

[0014] 根据本发明的方面,提供一种便携式脉搏测量装置。该装置包括照明配置,所述照明配置包括选自发光源和光检测器的至少三个元件,所述发光源用于通过人体组织发射辐射能,而所述光检测器用于检测通过人体组织传播后的所述辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号,其中所述照明配置包括至少一个发光源和至少一个光检测器;处理设备,用于响应于处理所述输入信号确定脉搏率。在照明配置中的元件以在照明配置中的发光源相对于在照明配置中的光检测器不对称地安置的配置布置在便携式脉搏测量装置中。

[0015] 在一个实施方案中,布置了在照明配置中的发光源使得在照明配置中从发光源到光检测器的距离彼此不同。

[0016] 在一个实施方案中,照明配置包括发射相同波长的至少两个发光源。

[0017] 在一个实施方案中,照明配置包括发射至少两种不同波长的至少两个发光源。

[0018] 在一个实施方案中,照明配置包括两个光检测器和两个发光源,所述两个发光源包括第一发光源和第二发光源,其中第一和第二发光源发射不同波长。在一个实施方案中,两个光检测器和第一发光源沿第一轴线安置,第一发光源安置在第一轴线上的两个光检测器之间,并且第一发光源和第二发光源沿着第二轴线安置。在一个实施方案中,从第一发光源到两个光检测器的距离彼此不同,并且从第二发光源到两个光检测器的距离彼此不同。在一个实施方案中,选择从第一发光源到两个光检测器的距离和从第二发光源到两个光检测器的距离以提供在人体组织中最佳的测量范围。

[0019] 在一个实施方案中,该装置还包括阻塞设备,其用于阻塞从至少两个发光源到至少一个光检测器的直射光泄漏。

[0020] 在一个实施方案中,第一发光源配置为发射较短波长的可见光,并且第二发光源配置为发射较长波长的可见光。

[0021] 在一个实施方案中,较短波长的可见光包括绿光或蓝光,并且较长波长的可见光包括红外光或红光。

[0022] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为确定包含检测来自于特定发光源的辐射能的特定光检测器的信道是否超过第一可靠性因素阈值,所述可靠性因素指示对于每个信道的心率读数的可靠性的评估,和选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道。

[0023] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为选择具有最高可靠性因素的信道。在另一个实施方案中,所述处理设备配置为选择具有最低功耗的信道。

[0024] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为关闭至少一个没有选择的其它信道的操作电源。

[0025] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为减少所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0026] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为增大所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0027] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为确定信道的可靠性因素低于第一可靠性因素阈值;使至少一个信道通电,其操作电源原先被关闭;再次确定每个信道的可靠性因素;和重新选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素,或具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素和最低功耗的信道。

[0028] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为确定信道的可靠性因素低于第二可靠性因素阈值并且关闭该信道的操作电源。

[0029] 在一个实施方案中,所述可靠性因素计算为 $SNR = ||X_{rr}|| / ||X_{nrr}||$, 其中 X_{rr} 为与脉动血液流动相关的信号的比值, X_{nrr} 为与脉动血液流量不相关的信号的比值, 和 $|| \cdot ||$ 为信号范数运算符。在一个实施方案中, $|| \cdot ||$ 为信号功率运算符或信号振幅运算符。本领域技术人员清楚的是一些其他可能的范数运算符也可以使用。

[0030] 根据发明的另一个方面,提供一种便携式脉搏测量装置,包括:照明配置,所述照明配置包括至少两个发光源和至少一个光检测器,所述发光源用于通过人体组织发射辐射能,所述光检测器用于检测通过人体组织传播后的所述辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号,其中所述至少两个发光源包括发射第一波长的第一发光源和发射用于确定脉搏率的第二波长的第二发光源;处理设备,配置为响应于处理输入信号确定脉搏率;其中在照明配置中的元件以从第一发光源到第一光检测器的距离和从第二发光源到第二光检测器的距离彼此不同的配置布置在便携式脉搏测量装置中;并且其中已经选择从第一和第二发光源到第一光检测器的距离和第一和第二波长,以使能在人体组织中的各种测量深度的测量和提供对血液流动的敏感性和针对不同条件下的运动伪影的不敏感性。

[0031] 在一个实施方案中,照明配置包括发射相同波长的至少两个发光源。

[0032] 在一个实施方案中,照明配置包括三个发光源和第一光检测器,其中两个发光源布置为与第一光检测器等距离,并且基本上在相同的轴线上在第一光检测器的相对侧,并且其中两个发光源发射第一波长,而第三发光源发射第二波长,并且其中从两个发光源到第一光检测器的距离和从第三发光源到第一光检测器的距离彼此不同。

[0033] 在一个实施方案中,第一发光源发射绿光,而第二发光源发射红外光,并且第一光

检测器的中心和第一发光源之间的距离在 2.5mm 和 4.5mm 之间,优选为约 3.6mm,并且第一光检测器的中心和第二发光源之间的距离在 4.0mm 和 7.0mm 之间,优选为约 6.0mm。

[0034] 在一个实施方案中,照明配置包括两个光检测器,且其中第一光检测器和第二光检测器和第一发光源基本上沿着第一轴线安置,第一发光源安置在第一和第二光检测器之间,并且第一发光源和第二发光源沿着与第一轴线不同的第二轴线安置。

[0035] 在一个实施方案中,从第一发光源到两个光检测器的距离彼此不同,且从第二发光源到两个光检测器的距离彼此不同。在一个实施方案中,第一发光源发射绿光,而第二发光源发射红外光,其中第一光检测器的中心和第一发光源之间的距离在 2.0mm 和 4.0mm 之间,优选为约 3.0mm,第二光检测器的中心和第一发光源之间的距离在 4.0mm 和 6.0mm 之间,优选为约 5.0mm,第一光检测器的中心和第二发光源之间的距离在 4.0mm 和 6.0mm 之间,优选为约 5.0mm,而第二光检测器的中心和第二发光源之间的距离在 6.5mm 和 8.5mm 之间,优选为约 7.5mm。

[0036] 在一个实施方案中,该装置还包括阻塞设备,其用于阻塞从至少两个发光源到至少一个光检测器的直射光泄漏。

[0037] 在一个实施方案中,第一发光源配置为发射较短波长的可见光,且第二发光源配置为发射具有比较短波长的可见光的波长更长的光。

[0038] 在一个实施方案中,较短波长的可见光包括绿光或蓝光,而较长波长的光包括红外光或红光。

[0039] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为:确定包含检测来自于特定发光源的辐射能的特定光检测器的信道是否超过第一可靠性因素阈值,所述可靠性因素指示对于信道的心率读数的可靠性的评估;和选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道。

[0040] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为选择具有最高可靠性因素的信道。

[0041] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为选择具有最低功耗的信道。

[0042] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为关闭没有选择的至少一个信道的操作电源。

[0043] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为减少所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0044] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为增大所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0045] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为:确定信道的可靠性因素低于第一可靠性因素阈值;使至少一个信道通电,其操作电源早先被关闭;再次确定一个或多个信道的可靠性因素;和重新选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素,或具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素和最低功耗的信道。

[0046] 在一个实施方案中,所述处理设备配置为:确定信道的可靠性因素低于第二可靠性因素阈值;并且关闭该信道的操作电源。

[0047] 在一个实施方案中,所述可靠性因素计算为 $SNR = ||X_{HR}|| / ||X_{nHR}||$,其中 X_{HR} 为与脉动血液流动相关的信号部分, X_{nHR} 为与脉动血液流动不相关的信号部分,和 $|| \cdot ||$ 为信号范数运算符。

[0048] 根据发明的另一个方面,提供一种用于处理上述任一方面中的便携式脉搏测量装

置的输入信号的方法。该方法包括确定包含检测来自于特定发光源的辐射能的特定光检测器的信道是否超过第一可靠性因素阈值,所述可靠性因素指示对于信道的心率读数的可靠性的评估;和选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素的信道。

[0049] 在一个实施方案中,该方法包括选择具有最高可靠性因素的信道。

[0050] 在一个实施方案中,该方法包括选择具有最低功耗的信道。

[0051] 在一个实施方案中,该方法包括关闭没有选择的至少一个信道的操作电源。

[0052] 在一个实施方案中,该方法包括减少所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0053] 在一个实施方案中,该方法包括增大所选择的信道的发光源的光强度,使得所选择的信道的可靠性因素超过第一可靠性因素阈值。

[0054] 在一个实施方案中,该方法包括确定信道的可靠性因素低于第一可靠性因素阈值;使至少一个信道通电,其操作电源早先被关闭;再次确定每一个信道的可靠性因素;和重新选择具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素,或具有高于第一可靠性因素阈值的可靠性因素和最低功耗的信道。

[0055] 在一个实施方案中,该方法包括确定信道的可靠性因素低于第二可靠性因素阈值;并且关闭该信道的操作电源。

[0056] 根据发明的另一个方面,提供一种包括程序代码的计算机程序,当其在处理器上执行时,执行上述方法。该计算机程序可在计算机可读介质上体现。

[0057] 附图简述

[0058] 附图被包括以提供本发明的进一步理解并构成本说明书的一部分,说明了本发明的实施方案并且与该描述一起帮助解释了本发明的原理。在附图中:

[0059] 图 1A 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的实施方案的框图。

[0060] 图 1B 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。

[0061] 图 1C 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。

[0062] 图 1D 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。

[0063] 图 1E 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。

[0064] 图 2A、2B 和 2C 说明在测量脉搏率中绿色光和红外光的使用,例如通过使用图 1A 和图 1B 所公开的测量布置。

[0065] 图 3 是说明便携式脉搏测量装置的实施方案的框图。

[0066] 图 4 是说明根据本发明的一个实施方案的脉搏测量装置的操作过程的框图。

[0067] 图 5 说明当脉搏测量装置包括根据本发明的一个实施方案的两个发光源和两个光检测器时的信道的逻辑。

[0068] 图 6 说明当脉搏测量装置包括根据本发明的另一个实施方案的两个发光源和两个光检测器时信道的逻辑。

[0069] 详细描述

[0070] 现将对于本发明的实施方案做出详细参考,其实施例在附图中说明。

[0071] 图 1A 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的实施方案的框图。在图 1A 所公开的测量装置包括第一光检测器 100 和第二光检测器 102。光检测器是如光电检测器,其能够检测出反射光。该测量布置还包括两个发光源 104、106。在一个实施方案中,该测量布置已布置在便携式测量装置的底部,该便携式测量装置携带如在手腕或身体的其他部分,其中该设备被牢固地与皮肤接触。

[0072] 组织,例如皮肤由光源照射,所述光源例如发光二极管(LED)。在图 1A 的布置中,第一发光源 104 发射红外光,并且第二发光源 106 发射绿光。光信号是随着在光检测器 100、102 中检测到的光强度根据在组织中的光吸收的改变而变化所获得的信号。光强度的变化可能由例如由于运动的组织变形或由在该区域的血液体积的变化引起,该变化由脉动血液流动引起。后者用于检测心率。

[0073] 人体组织的皮肤包括几层,包括表皮、乳头真皮层、网状真皮和皮下组织。在个体和解剖位置之间皮肤性质也不同。乳头真皮层包含在冷的时候收缩的小血管。网状真皮包含对寒冷较不敏感的较大血管。将要测量的血液将被测量的所需期望的测量深度发生在通常约 0.6 - 3mm 深的表皮。下一个组织层主要是脂肪组织,并且如果光的显著部分由于脂肪组织对运动引起的变形敏感并且不包含重要的血管,光的显著部分而从该组织反射,则将伪影添加到所检测的信号中,并且不包含大脉管。

[0074] 当组织被恒定的光强度照射时,由于运动的组织变形导致在组织内的光反射路径的重大变化,从而导致在光检测器观察到的光强度的重大变化。这种关系依赖于光通过光其传播的组织体积,即体积越高,越多由运动引起的变化越多是由运动引起的。因此,优选减少最小化被照明的组织体积,以减少最小化在由光检测器检测到的信号中的伪影。

[0075] 在反射光学体积描记术中,光到组织的穿透深度主要取决于两个因素:

[0076] 1) 光检测器 100、102 和发光源 104、106 之间的距离。在均匀组织中光的平均穿透深度为大致 $d/2$, 其中 d 是光检测器和发光源之间的距离。

[0077] 2) 光波长影响在组织中的光吸收,以使较短波长(例如,绿的或蓝的)的吸收显著多于较长波长,如红外的和红的。绿光的吸收系数比红外光或红光的吸收系数高 10 倍或甚至 100 倍以上。对于在光检测器处的相似的光照水平,10 倍的更高的光强度是需要的。

[0078] 因此,根据图 1A 中所公开的测量布置,光的穿透深度可以通过改变距离 d 来控制。在另一个实施方案中,除了改变距离 d ,也可以改变光的波长。对于浅的穿透,可以使用小的 d 和更短的波长,而较大的 d 和更长的波长可以用于更深的穿透。通过改变距离 d 或独立地改变这两种因素(距离 d 和使用波长),在非均匀组织中更好地优化穿透深度是可能的。

[0079] 在图 1A 的实施方案中,第一发光源 104 发射红外光,并且第二发光源 106 发射绿光。此外,距离 d_1 为约 2.5mm,距离 d_2 为约 4mm,距离 d_3 为约 6mm,以及距离 d_4 为约 4mm。因此,发光源 104、106 相对于光检测器 100、102 不对称地安置。虽然图 1A 的实施方案具体公开了绿光和红外光的使用,其他合适的波长也可以使用,例如蓝光和红光等。光检测器 100 和 102 和发光源 106 的中心可以基本上沿单个轴线安置。在另一个实施方案中,发光源 106 的中心点可以低于或高于由光检测器 100 和 102 的中心所确定的轴线。

[0080] 在图 1A 中所公开的测量布置提供了一种方案,其能够从各种组织深度测量脉搏率。换言之,可以使用提供心率的更佳检测结果的测量深度。在图 1A 中所公开的测量布置

还提供了实时或准实时改变测量深度的可能性,因为它提供了四种不同的测量信道(发光源和光检测器的组合)供选择。例如,在寒冷的皮肤状况下,接近皮肤发生最小的血液流动。因此可以采用更深的测量。在温暖的皮肤状况下,接近皮肤的血液流动是活跃的,并因此可以采用较小的测量深度。

[0081] 此外,当用通过皮肤的光照射组织时,光的吸收是由皮肤、含有组织的血液和脂肪组织(对与水吸收相似)引起的。总计,例如对绿光的吸收系数比对远红外光或红光的吸收系数高 10 倍,或甚至 100 倍以上。结果,当用靠近光源的光检测器测量时,绿光在组织中迅速衰减,并且仅非常小的体积的组织影响光强度。因此,在接近皮肤表面的血液灌注是良好的和需要最小化运动伪影(其依赖于由于运动的组织体积的变形)的情况下,绿光是很好的选择。例如,这是在体育锻炼运动中期间的是典型的例子。然而,由于高的吸收系数,为获得在光检测器中相似的平均光强度,用绿光所需的光强度比远红外光高,以在光检测器中获得相似的平均光强,并因此绿光的发射光源的绿光的功耗高于远红外光源的发射光源的功耗。因此,在血液灌注在组织中而不是在表面更深,和/或当运动伪影足够小以获得足够的信号质量的情况下,远红外光可能有利于节省电池功率和/或获得更好的信号质量。此外,在实践中人体组织是不均匀的。因此,所发射的光的显著的量可以达到组织层,其主要包含引起不良反射的脂肪。使用绿光可以最小化这种影响,因为绿光不能很好地透过表皮反射回来。

[0082] 在图 1A 的一个实施方案中,发光源 106 发射绿光,并且发光源 104 发射红外光。光检测器 102 的中心和发光源 106 之间的距离 d_1 为 2.0mm 和 4.0mm 之间,而光检测器 100 的中心和发光源 106 之间的距离 d_4 为 4.0mm 和 6.0mm 之间。光检测器 102 的中心和发光源 104 之间的距离 d_2 为 4.0mm 和 6.0mm 之间,而光检测器 100 的中心和发光源 104 之间的距离 d_3 为 6.5mm 和 8.5mm 之间。在另一实施方案中,光检测器 102 的中心和发光源 106 之间的距离 d_1 为约 3.0mm,并且光检测器 100 的中心和发光源 106 之间的距离 d_4 为约 5.0mm。光检测器 102 的中心和发光源 104 之间的距离 d_2 为约 5.2mm,并且光检测器 100 的中心和发光源 104 之间的距离 d_3 为约 7.5mm。

[0083] 图 1B 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。虽然图 1A 公开了一对光检测器和一对发光源,图 1B 仅公开了一个光检测器 110。多个发光源 112、114、116、118 已围绕光检测器 110 布置,其中从发光源 112、114、116、118 的距离 d_5 、 d_6 、 d_7 、 d_8 彼此不同。因此,发光源 112、114、116、118 相对于光检测器 110 不对称地安置。发光源的量也可大于在图 1B 中所公开的或小于在图 1B 中所公开的。发光源 112、114、116、118 可以全部传送相同波长,例如红光、红外光、蓝光或绿光。在另一个实施方案中,发光源 112、114、116、118 包含发射至少两种不同波长的发光源。

[0084] 图 1C 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。该装置包括一个光检测器 120 和两个发光源 122、124。从发光源 122、124 到光检测器 120 的距离 d_9 和 d_{10} 彼此不同。因此,发光源 122、124 相对于光检测器 120 不对称地布置。在图 1C 的一个实施方案中,发光源 124 发射绿光,而发光源 122 发射红外光,并且光检测器 120 的中心和发光源 124 之间的距离 d_{10} 为 2.5mm 和 4.5mm 之间,而光检测器 120 的中心和发光源 122 之间的距离 d_9 为 4.0mm 和 7.0mm 之间。在另一实施方案中,光检测器 120 的中心和发光源 124 之间的距离 d_{10} 为约 3.6mm,而光检测器 120 的中心和发光源 122 之间的距

离 d_9 为约 6.0mm。

[0085] 图 1D 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。该布置包括两个光检测器 126、128 和发光源 130。从发光源 130 到两个光检测器 126、128 的距离 d_{11} 和 d_{12} 彼此不同。因此,发光源 130 相对于光检测器 126、128 不对称地安置。图 1E 是说明根据本发明的便携式测量装置中的测量布置的另一实施方案的框图。该布置包括光检测器 138 和三个发光源 132、134 和 136。从发光源 132 和 134 到光检测器 138 的距离 d_{13} 相同或基本相同。从发光源 136 到光检测器 138 的距离 d_{14} 不同于距离 d_{13} 。在这个实施方案中,发光源 132 和 134 被布置成发射第一波长,而发光源 136 被布置成发射第二波长。在用发光源 132 和 134 测量脉冲时的操作中,该源被同时接通和断开。这使得用光检测器 138 比只用单一的发光源覆盖更大的区域是可能的。在一个实施方案中,发光源 132 和 134 发射绿光,而发光源 136 发射红外光。

[0086] 此外,当在测量脉冲中使用发光源 132、134 和 136 时,该源被依次接通和断开。换言之,发光源 132 和 134 被同时打开和关闭而只有在发光源 132 和 134 被关闭后,发光源 136 被打开。这使得用光检测器 138 比只用单一的发光源和 / 或如果仅使用单一的波长时,选择性地覆盖各种测量深度是有可能的。

[0087] 在图 1E 的一个实施方案中,发光源 132、134 发射绿光,并且发光源 136 发射红外光,且光检测器 138 的中心和发光源 132、134 之间的距离 d_{13} 为 2.5mm 和 4.5mm 之间,而光检测器 138 的中心和发光源 136 之间的距离 d_{14} 为 4.0mm 和 7.0mm 之间。在另一实施方案中,光检测器 138 的中心和发光源 132、134 之间的距离 d_{13} 为约 3.6mm,而光检测器 138 的中心和发光源 136 之间的距离 d_{14} 为约 6.0mm。

[0088] 图 1A、1B、1C、1D 和 1E 公开了五种具体的测量配置。在本发明的其它实施方案中,测量配置可以是不同的,只要照明配置包括选自发光源和光检测器的至少三个元件,所述发光源用于通过人体组织发射辐射能,所述光检测器用于检测通过人体组织传播后的辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号,其中所述照明配置包括至少一个发光源和至少一个光检测器,其中在照明配置中的元件布置在照明配置中的发光源相对于照明配置中的光检测器不对称地安置的配置中。换言之,到人体组织的光穿透深度可通过改变至少一个距离 d 进行控制。在另一实施方案中,除改变距离外,也可以通过使用发射不同波长的发光源来改变光波长,。

[0089] 在图 1A-1E 中所公开的距离 d_1 - d_{13} 优选在所公开的元件的中心之间进行测量。

[0090] 在图 1A、1B、1C、1D 或图 1E 的一个实施方案中,一些装置用于阻塞从至少两个发光源到至少一个光检测器的直射光泄漏。这提供了来自于人体组织的反射光的检测不受来自于发光源的光泄漏的影响的优点。阻塞设备是指,例如防止从至少两个发光源到至少一个光检测器的直射光泄漏的任何材料或结构。

[0091] 图 1A、1B、1C、1D 或图 1E 的至少一个实施方案中,方案提供了动态选择主动测量深度的能力,即当从辐射能传递到检测器时,辐射能通过该主动测量深度达到的平均深度,以便辐射能量源和检测器之间的组织体积最大限度地与血液流量成比例,并且最小化对其它组织变形的敏感性。

[0092] 图 2A、2B 和 2C 说明了在测量脉搏率中绿光和红外光的使用,例如通过使用图 1A、1B、1C、1D 或图 1E 中所公开的测量装置。

[0093] 图 2A 说明了当测量冷皮肤时,由光检测器所检测到绿光和红外光信号之间的比较的情况。水平轴表示时间且纵轴表示检测到的信号幅度。在红外信号中清楚地看到心率,但是在绿色信号中几乎不可见。在这种情况下,红外光的使用将优选用于可靠的心率检测。

[0094] 图 2B 说明了当测量温暖皮肤时,由光检测器所检测到绿光和红外光信号之间的比较的情况。水平轴表示时间,而纵轴表示检测到的信号幅度。在两种信号中都可以看出心率。在这种情况下,由于更低的功耗,使用红外光将是优选的。

[0095] 图 2C 说明了当在测量过程中出现运动时,由光检测器所检测到绿光和红外光信号之间的比较的情况。水平轴表示时间,而纵轴表示检测到的信号幅度。可以看出,几乎没有运动效应存在于绿光信号中,但红外光信号被运动干扰。在这种情况下,绿光会被优选用于可靠的心率检测。

[0096] 图 3 是说明便携式脉搏测量装置的实施方案的框图。该脉搏测量装置可以采取手表型装置的形式或任何其它适用的形式。应当注意的是,本发明可以附连到牢固的皮肤附件可能到达的皮肤处的任何形式和位置。例如臂或前臂带、腰带、头带或紧的带都是用于这种测量的可能的实施方案。

[0097] 该装置包括处理器 300,其布置成处理经由来自于该装置的其它元件的各种信号路径所接收的信息,并提供用于该装置的元件的控制信息。连接到处理器 300 的存储器 302 布置成存储程序逻辑,基于该程序逻辑,处理器 300 执行与本发明有关的各种操作。存储器 302 还可以存储脉搏率测量数据。处理器 300 被连接到光源控制块 308,其布置成基于从处理器 300 所接收的向人体组织发射光信号的指令控制第一光源 310 和第二光源 312。与一些信号路径连接的“SPI”指串行外设接口,通过它串行通信可以经由各种块来执行。与一些信号路径连接的“cs”指连通使用 SPI 可以用于指向与其进行通信的块。在与模拟块 316 和处理器 300 之间的信号路径连接的“CONTROL”是具有用于控制模拟电路的一组控制线的控制信号,例如模拟块 316 和数据取样定时控制的开/关。

[0098] 第一光检测器 318 和第二光检测器 320 布置为接收从人体组织反射的光。由光检测器 318、320 检测出的信号被模拟块 316 接收,其可以执行低通滤波,并且可选地或另外地可以执行带通或高通滤波以丢弃不期望的信号。当存在持续的测量(即发光源开)时,还可能存在控制机制来读取(取样和保持电路)值。随后,块 316 的输出将通过 ADC 314 转换成数字形式。

[0099] 该装置还包括显示器 306,其布置为对来自于处理器 300 的指令响应而显示心率读数。还提供充电装置 304 以向该装置供应操作电源。该装置可另外地还包括加速计或相对于装置运动的其他传感器 322。加速计的可选的实施方案包括例如在装置和皮肤之间的陀螺仪、磁力计和力敏膜,或布置为测量组织变形的光学传感器。来自于运动传感器的信号可以用于补偿在由光检测器 318、320 检测出的信号中的不希望的运动误差。

[0100] 虽然图 3 公开了两个发光源和两个光检测器,本发明的其他实施方案可包括照明配置,其包括选自发光源和光检测器的至少三个元件,其中所述照明配置包括至少一个发光源和至少一个光检测器。

[0101] 该装置还可包括图 3 中未公开的部件或元件,例如蓝牙芯片、蓝牙天线、数据连接接口、一个或多个机械按钮、光传感器(例如环境光传感器)等中的至少一个。

[0102] 图 4 是说明根据本发明的一个实施方案的脉搏测量装置的操作过程的框图。

[0103] 图4说明了多个光信号400、402、404,其用光检测器例如光检测器提供。处理器接收光信号,并对其进行处理,以确定基于该信号的心率408、410、412。一个或多个运动信号406也可以提供给处理器。运动信号是与传感器的运动(例如加速度传感器)或组织的运动相关的信号。例如,这可以是加速计信号,或者它可以是对组织中的血液流量不敏感的一个光信号。光信号很容易由于各种运动而扭曲,而运动信号用于从光信号中滤除运动。

[0104] 此外,由于运动的组织的变形导致在组织内的光反射路径的重大变化,从而导致当用恒定的光强度照射组织时,在光检测器中观察到的光强度的重大变化。这种关系依赖于光通过其传播的组织体积,即体积越高,由运动引起的变化越多。因此,在优选的方案中,应使将被照明的组织体积最小化,以使信号中的伪影最小化,同时仍充分地包括用活性血液灌注的组织的照明。

[0105] 由于脉搏率测量装置包括至少两个发光源和至少一个光检测器,存在多个信道来测量脉冲(取决于所使用的发光源和波长的量和光检测器的量)。

[0106] 作为一般规则,在给定的时间点的可能的最佳信号可被选择为414,基于414确定心率。由于运动伪影依赖于被照明组织的体积,更深的测量深度或更小的测量深度的最佳选择也依赖于运动状态和血液灌注状态,和个体差异。

[0107] 因此,每个测量的信道的可靠性因素可以用作对于心率读数(本文称为SNR)的可靠性的评估。作为一个例子,SNR可计算为

$$[0108] \quad \text{SNR} = \frac{\|X_{\text{HR}}\|}{\|X_{\text{NHR}}\|}$$

[0109] 其中 X_{HR} 为与脉动血液流动相关的信号的比率, X_{NHR} 为与脉动血液流动不相关的信号的比率,和 $\|\cdot\|$ 为信号范数运算符,例如功率、绝对功率、振幅或平均幅度。 X_{HR} 和 X_{NHR} 可从信号中相应性地估算。本领域技术人员应该清楚的是,也可以使用一些其他可能的范数运算。可以使用确定SNR的其他方式而不是上述所公开的一个方式,这是同样明显的。通常,最可靠的信道(即具有最高的SNR值)用作心率416的估算。在另一个实施方案中,几个信道可以组合,例如通过平均运算来估算心率。很明显的是,可以设想在不同的信道中组合信息的其他操作,诸如加权平均或非线性加权组合。

[0110] 在一个实施方案中,可以执行下面的迭代过程。

[0111] 1) 如果可靠性因数高于选定阈值,心率可靠性被认为在给定的信道中是良好的,并且该读数可以用作心率输出。如果几个可靠性因素高于阈值,可以选择具有最高可靠性因素的信道。此外,可以关闭一个或多个其它信道以节省电池电量。此外,只要可靠性因素保持高于选定阈值,最好的信道的光强度也可能会降低以优化功耗。在另一个实施方案中,每个光源都具有预定功耗。所述优化可包括选择可靠性因素超过选定阈值,并且达到选定阈值的电源功耗的最小值的信道。

[0112] 2) 如果可靠性因素低于选定阈值,可使一个或多个信道通电(如果它们在当前时刻不是活动的)或如果另一个信道和/或较高的光强度将提供更好的可靠性因素,可以增加它们的光强度以允许最佳信道的改变。

[0113] 3) 如果可靠性因素低于另一选定阈值(意味时一个非常弱的信号),则这样的信道可以被完全关闭,以避免在无助于心率检测的信道上耗费功率。

[0114] 通过使用上述迭代过程,考虑到由运动所导致的组织的变形的影响,适应性选择测量深度以提供最可靠的心率,以将测量深度调节到最佳匹配深度,其中血液流动在每

个个体和在每种条件下实际地出现。这将显著改善在不同条件下（例如，在冷 / 暖皮肤的情况下、在静止状态下、在密集训练的情况下等）和不同的个体之间的心率估算的可靠性。此外，一个或多个主动测量信道及其光强度可以适应性选择以优化可靠性因素。这也将节省电池功率。

[0115] 表 1 表示用于选择最佳发光源 - 光检测器组合的一般原则。

[0116] 表 1

[0117]

		运动	
		低	高
血液灌注(温度)	低	IR 和大 d	IR 和小 d 绿光和大 d
	高	IR 和小 d	绿光和小 d

[0118] 当采用“IR 和大 d”时，需要低功耗，并且可实现深层穿透。当采用“IR 和小 d”时，可实现比使用绿光更低的功率电平。当采用“IR 和小 d”时，可实现比使用绿光更低功耗和更深层的穿透。当采用“绿光和大 d”时，该配置对运动伪影比红外光更不敏感。当采用“绿光和小 d”时，该配置对运动伪影最不敏感并且最适于测量，例如在密集运动期间。

[0119] 图 5 说明，当脉搏测量装置包括根据本发明的一个实施方案的两个发光源和两个光检测器时的信道取样逻辑。

[0120] 例如，在用于所有通道的取样 - 和 - 保持回路处的取样频率为 85.3Hz。一般的取样顺序为 LED 打开 - 取样 - LED 关闭。当每个测量中使用多于一个 led 颜色时，彼此逐步进行测量是非常重要的。因此，示例性的取样逻辑可能是：如图 5 所示的 LED1 打开 - 取样 - LED1 关闭 - LED2 打开 - 取样 - LED2 关闭。

[0121] AD 转换器在 21.3Hz 处取样。在 AD 转换器的前端处的每个信道处可存在低通滤波器。当具有两个光检测器和两个不同颜色的 LED 时，测量信道的总量为四。因为该配置有两个接收信道，一次可能获得两组监测和分析的数据。所述分析周期可以设置为预定值，并且在每个分析周期之后，可能选择将被监测和分析的另一测量信道。

[0122] 一种可能的状态图包括四个取样状态。在状态 1 处为信道 1 和在状态 2 处为信道 2 开启 AD 转换器。第三个可能是对测量不起作用的“休息”状态。第四个状态可用于例如从运动敏感传感器中收集运动数据。

[0123] 在本实施例中，有四个用于实际测量的光信道的组合。该装置在存储器中保留所使用的光信道组合。改变光信道组合的选择可以在分析数据之后完成。每个光信道组合还可具有存储在存储器中的 LED 功率值。在分析数据之后，也可以调整这个值。该分析可以例如每 6 秒在块中执行，或在例如 6 秒的一定持续时间的滑动窗口上执行。

[0124] 图 5 所说明的信道取样逻辑还可以在其他配置中使用，其中存在至少两个发光源和至少一个光检测器。此外，在一个实施方案中，多于一个光检测器可以同时用于取样单个发光源。

[0125] 图 6 说明当脉搏测量装置包括根据本发明的另一个实施方案的两个发光源和两个光检测器时的信道的逻辑。图 6 中的实施方案与图 5 的实施方案类似，不同之处在于引

入另一取样周期。当已经关闭 LED 1 并且开启 LED 之前,存在额外的取样周期(“LED 关闭取样”)。这种取样可以用一个或多个光检测器(即光检测器)来执行。

[0126] 可使用在 LED 关闭状态中的测量(即测量干扰信号)以减少当在 LED 打开状态中的测量时的干扰。例如,可以通过 LED 关闭状态信号被用作为信号噪声的估算的自适应滤波和用于计算噪声对 LED 打开状态信号的噪声的影响的估算的自适应滤波器来减少干扰,并且通过这两者的差运算来获得干净的信号。存在对本领域技术人员已知的实现这样一个自适应滤波器和其调节几种可能性。

[0127] 图 6 所说明的信道取样逻辑还可以在其他配置中使用,其中存在至少两个发光源和至少一个光检测器。此外,在一个实施方案中,多于一个光检测器可以同时用于取样单个发光源。

[0128] 随着技术的进步,本发明的基本思想可以以各种方式来实施,这对本领域技术人员是明显的。因此,本发明及其实施方案不限于上述实施例,反而它们可以在权利要求的范围内变化。

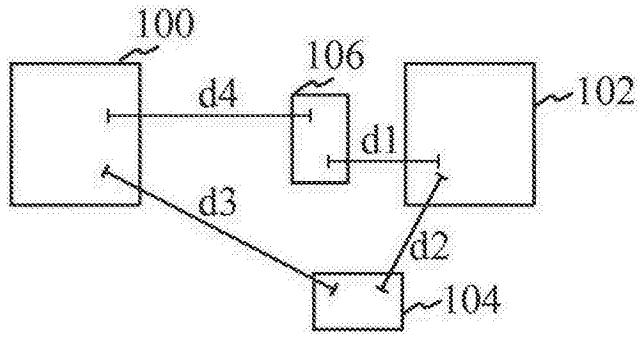


图 1A

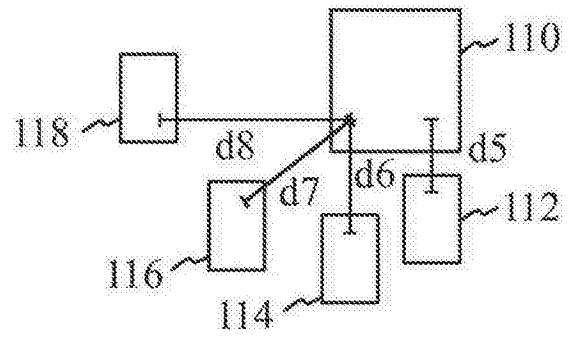


图 1B

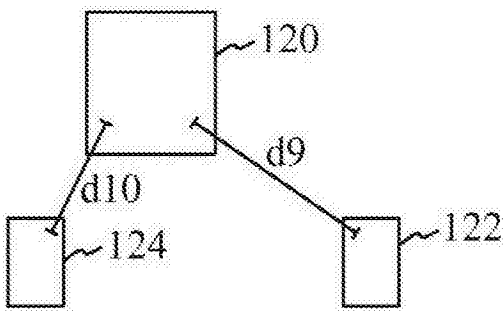


图 1C

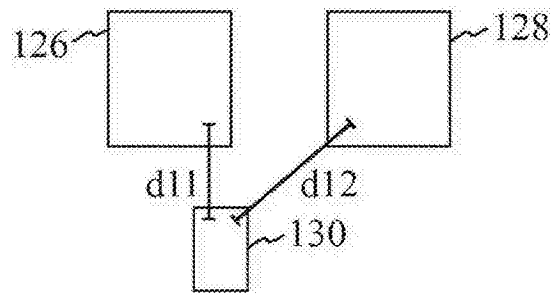


图 1D

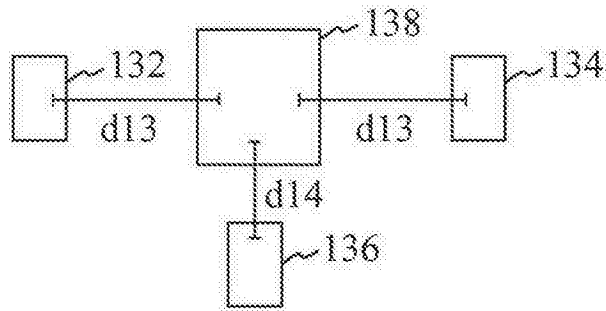


图 1E

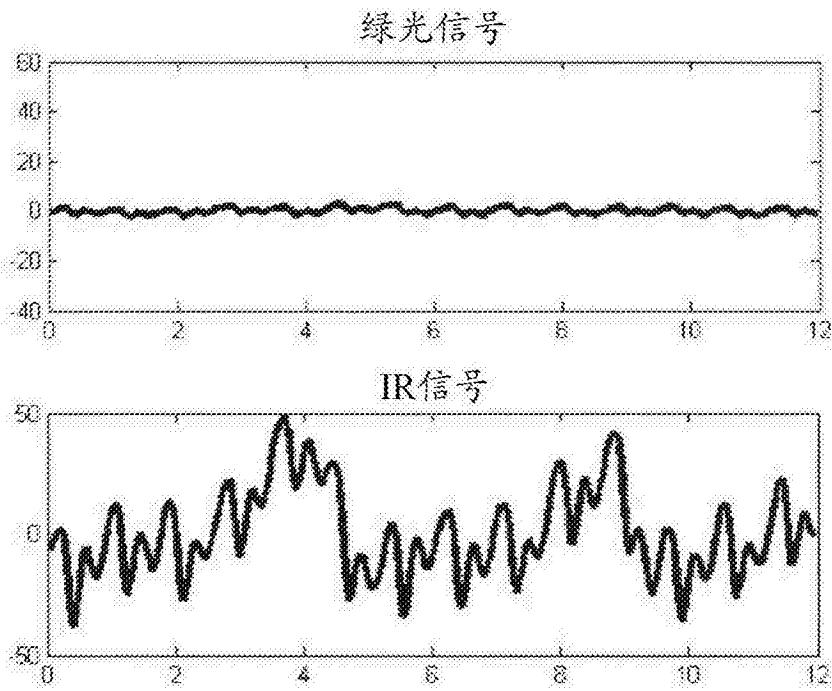


图 2A

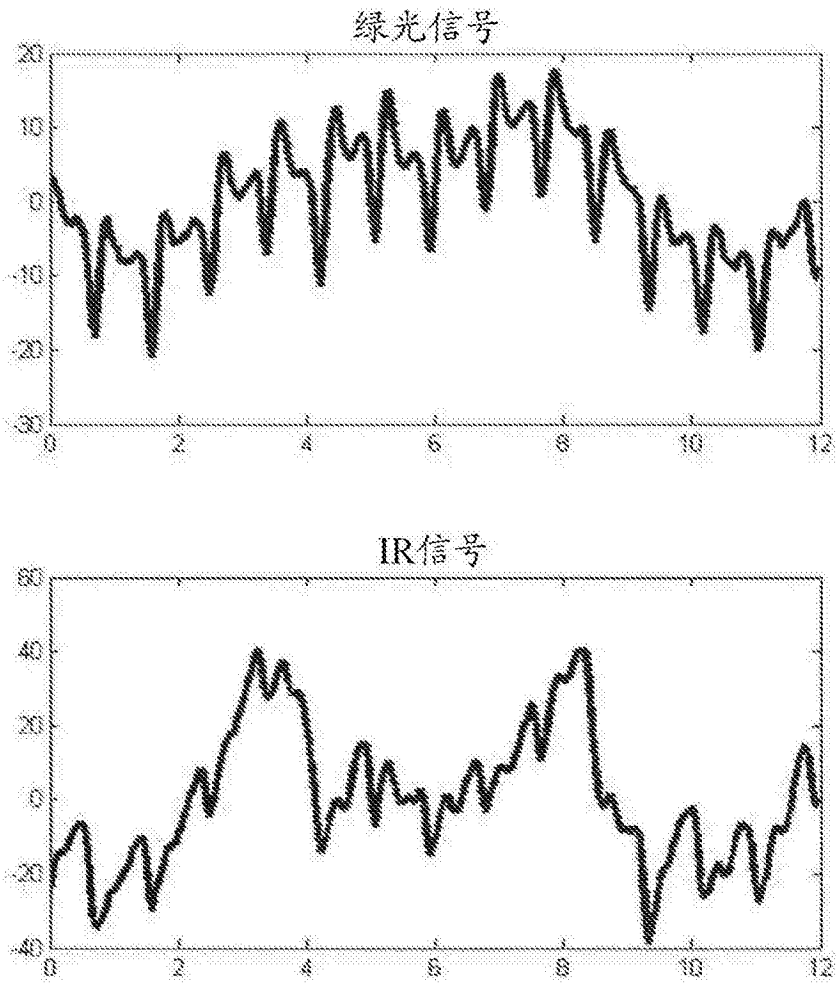


图 2B

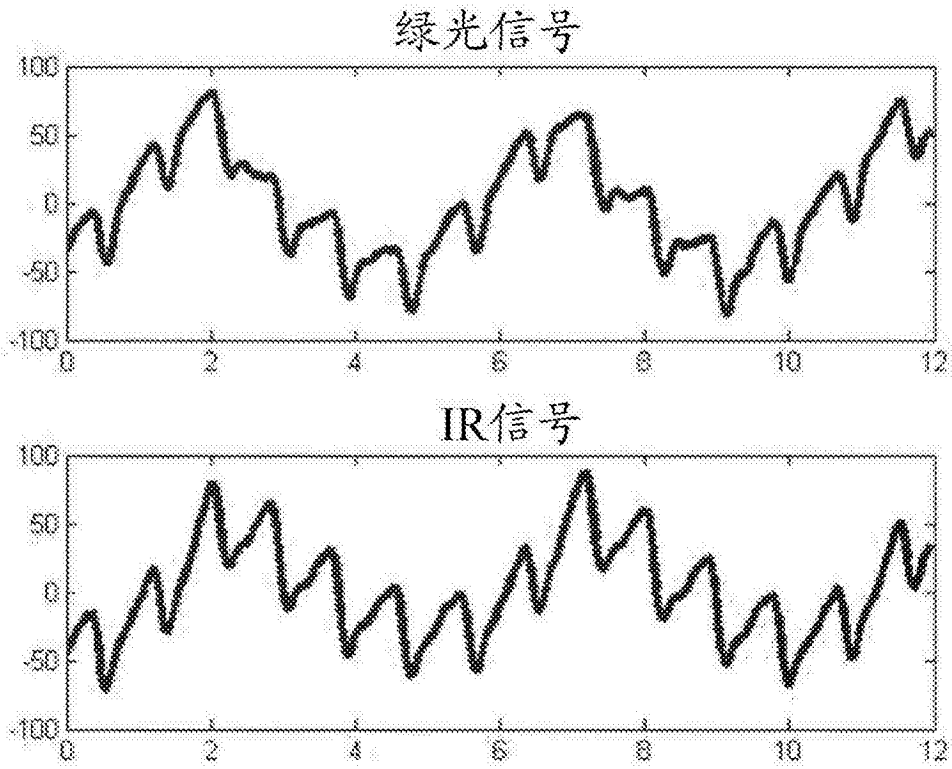


图 2C

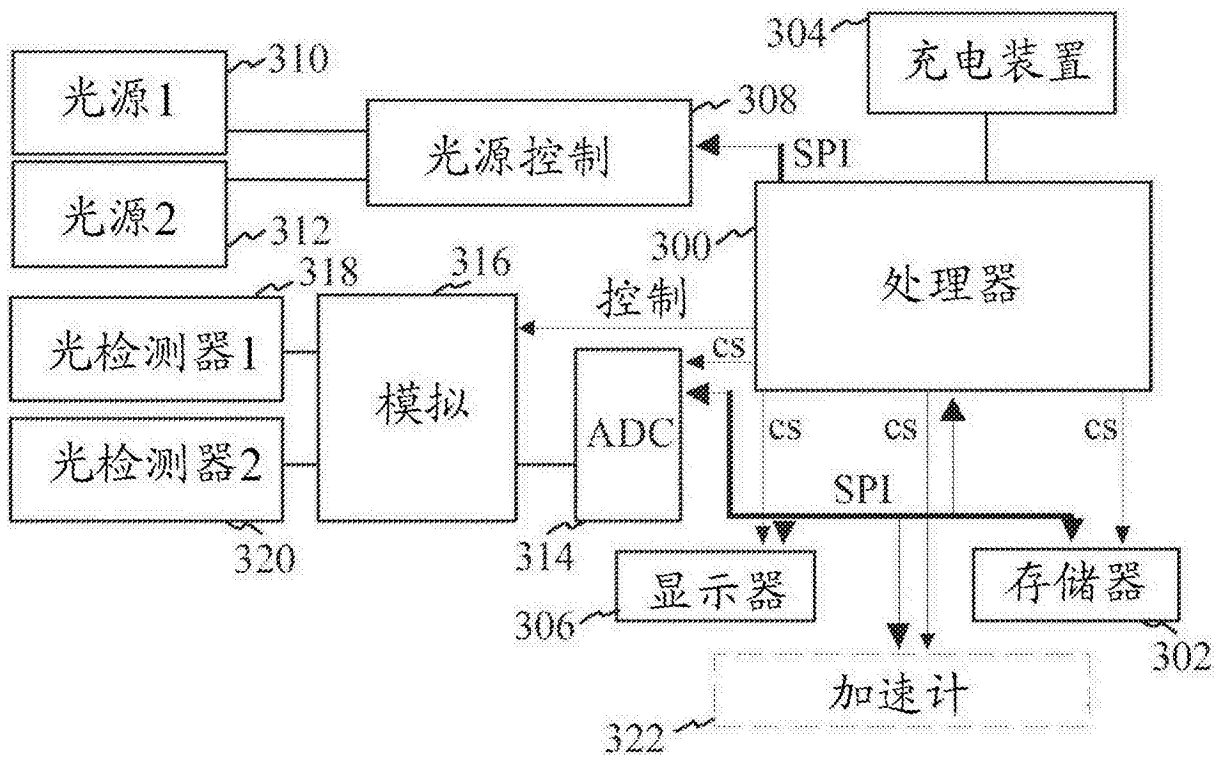


图 3

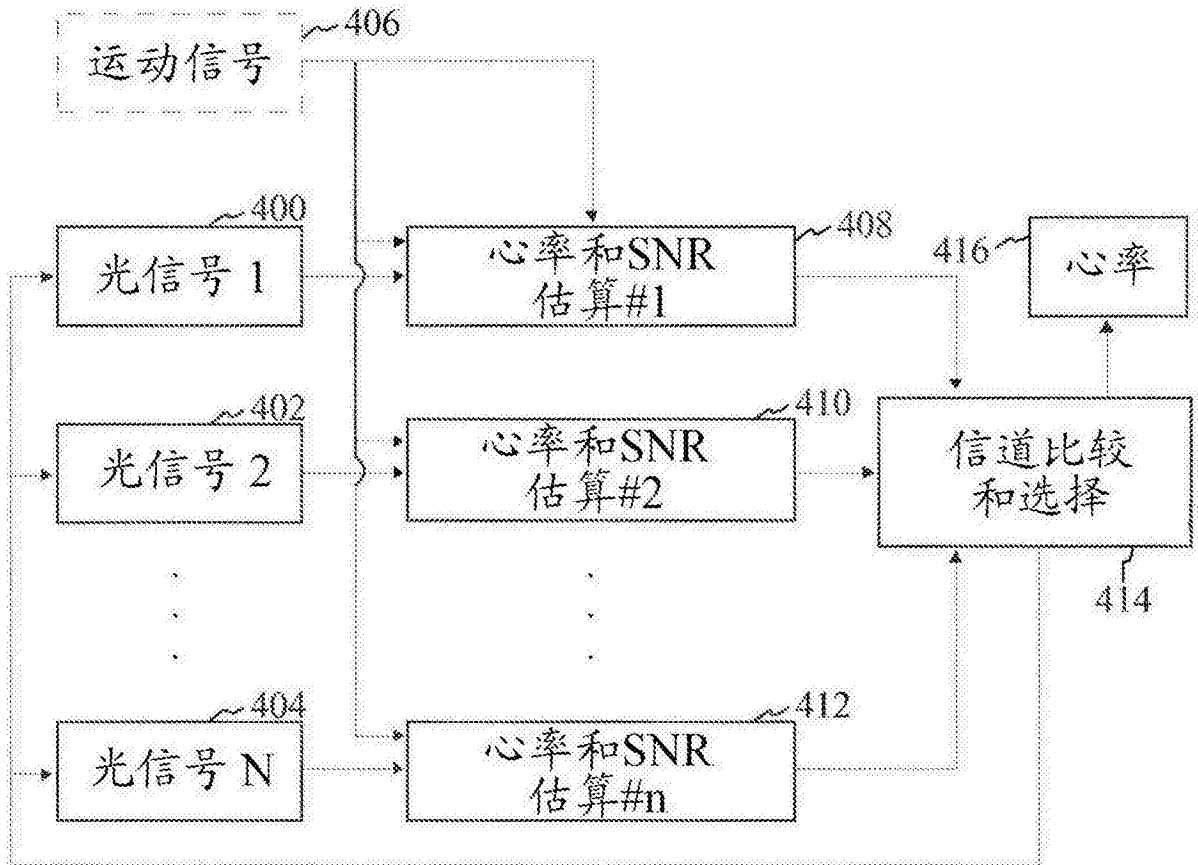


图 4

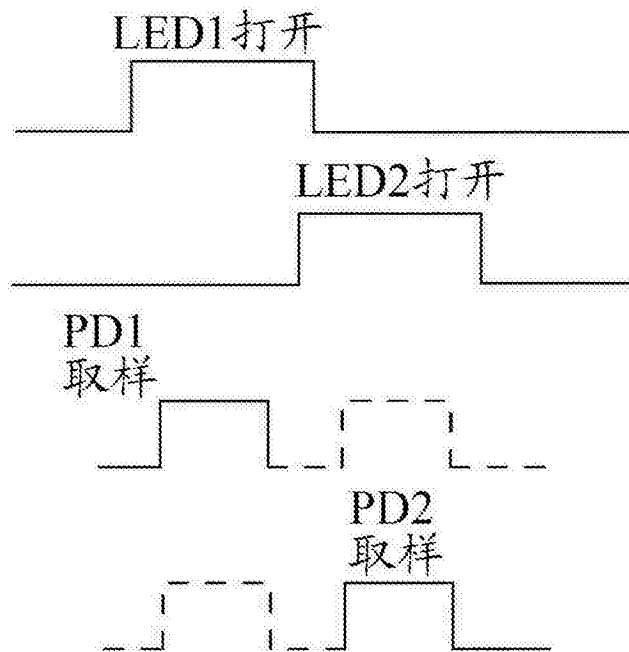


图 5

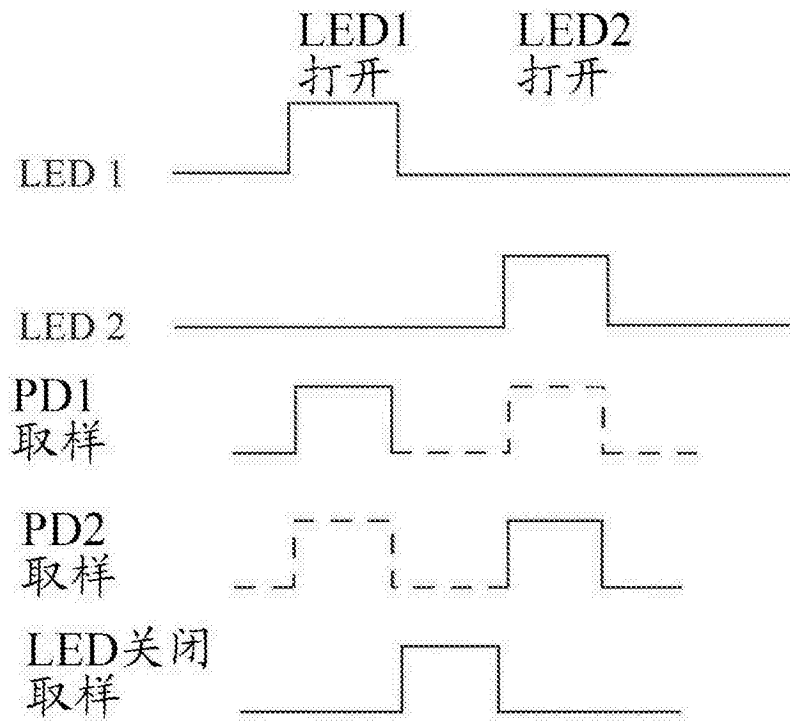


图 6

专利名称(译)	便携式脉搏测量装置		
公开(公告)号	CN105208924A	公开(公告)日	2015-12-30
申请号	CN201480027726.2	申请日	2014-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	普尔赛昂公司		
申请(专利权)人(译)	普尔赛昂公司		
当前申请(专利权)人(译)	普尔赛昂公司		
[标]发明人	贾里诺西艾宁 伊尔卡科尔霍宁		
发明人	贾里·诺西艾宁 伊尔卡·科尔霍宁		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0295 A61B5/00		
代理人(译)	李慧慧 郑霞		
优先权	2013005520 2013-05-15 FI		
其他公开文献	CN105208924B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据本发明的一个方面，提供了一种便携式脉搏测量装置。该装置包括照明配置，所述照明配置包括选自发光源(104、106)和光检测器(100、102)的至少三个元件(100、102、104、106)，所述发光源用于通过人体组织发射辐射能，所述光检测器用于检测通过人体组织传播后的所述辐射能的强度和用于提供表示所述传播的输入信号，其中所述照明配置包括至少一个发光源(104、106)和至少一个光检测器(100、102)；处理设备，用于响应于处理所述输入信号来确定脉搏率。在照明配置中的元件布置在便携式脉搏测量装置中，在配置中，在照明配置中的发光源(104、106)相对于在照明配置中的光检测器(100、102)不对称地安置。

