



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107529990 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680021871.9

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.04.15

代理人 蔡洪贵

(30)优先权数据

15163714.7 2015.04.15 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/0205(2006.01)

2017.10.13

A61B 5/026(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/058360 2016.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/166290 EN 2016.10.20

(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 C·N·普雷苏勒 L·奥普斯塔尔

F·萨尔托尔 C·丘胡

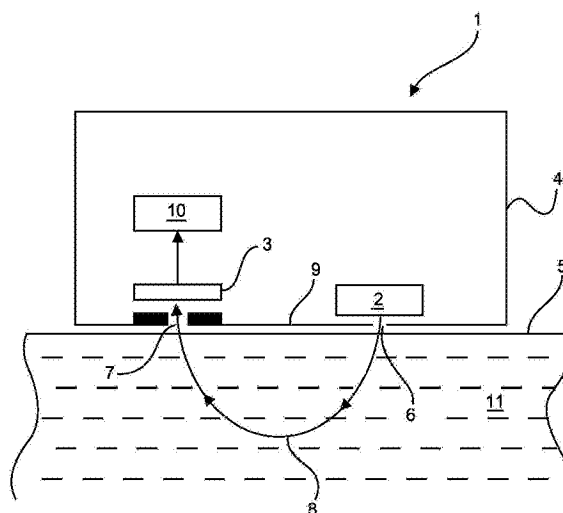
权利要求书2页 说明书14页 附图4页

(54)发明名称

用于测量血液灌注参数的光学激光散斑传感器

(57)摘要

本发明涉及一种用于确定用户的血液灌注参数的光学传感器装置(1)。光源(2)提供用于在组织样本(11)中散射的相干光,且光检测单元(3)以再发射几何结构接收散射的相干光,光检测单元(3)包括用于根据不同的组织深度以与光源(2)相距递增的距离采集光强度值的多个光检测元件(32a;32b)。评估单元(10)基于采集到的光强度来确定对比度值,基于与不同的组织深度相关联的对比度值来确定血液灌注参数的一个运动校正值。此外,本发明涉及一种使用传感器装置(1)确定至少一个血液灌注参数的方法。



1. 一种用于确定用户的至少一个血液灌注参数的光学传感器装置(1), 所述传感器装置(1)包括:

光源(2), 所述光源用于提供用于在所述用户的组织样本(11)中散射的相干光; 以及光检测单元(3), 所述光检测单元用于接收散射的所述相干光的至少一部分, 所述光源(2)和所述光检测单元(3)相对于彼此被布置成再发射几何结构,

其中, 所述光检测单元(3)包括用于根据由散射的所述相干光形成的散斑图案来采集光强度值的多个光检测元件(32a; 32b), 所述光检测元件(32a; 32b)被布置成与所述光源(2)相距递增的距离且与不同的组织深度相关联,

所述传感器装置(1)包括壳体(4), 所述壳体包括所述光源(2)和所述光检测器单元(3), 所述壳体(4)包括能够与所述组织样本(11)形成接触的接触表面(9), 且所述接触表面包括第一开口(6)和第二开口(7), 其中由所述光源(2)发射的光能够穿过所述第一开口离开所述壳体(4), 且由所述光检测单元(3)采集到的散射的光能够穿过所述第二开口进入所述壳体(4),

且所述光学传感器装置还包括评估单元(10), 所述评估单元被配置成基于采集到的光强度来针对所述光检测元件(32a; 32b)确定单独的对比度值, 并基于与所述不同的组织深度相关联的所述对比度值来确定所述血液灌注参数的一个运动校正值。

2. 根据权利要求1所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述第一开口(6)和所述第二开口(7)相对于彼此以下述方式布置, 即, 在所述接触表面(9)与所述组织样本(11)接触时, 所述第一开口(6)和所述第二开口(7)之间的连线不与所述组织样本(11)交叉。

3. 根据权利要求1所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述血液灌注参数指示所述用户的心率和/或所述组织样本(11)中的血流速度。

4. 根据权利要求3所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述评估单元(10)被配置成估计所述对比度值的改变频率以及基于所估计的频率来确定指示所述用户的心率的所述血液灌注参数。

5. 根据权利要求1所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述评估单元(10)被配置成大致连续地比较所述血液灌注参数与至少一个阈限, 并在所述血液灌注参数超出或低于所述阈限时控制所述光学传感器装置(1)以执行报警例程。

6. 根据权利要求5所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述血液灌注参数指示所述组织样本(11)中的血流速度, 所述传感器装置(1)还包括温度传感器(51), 且所述评估单元(10)被配置成在其确定使用所述温度传感器(51)测量到的温度在预定时间段内降低了超出预定阈限的量时阻止发起所述报警例程。

7. 根据权利要求5所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述血液灌注参数指示所述组织样本(11)中的血流速度, 所述传感器装置(1)还包括高度计(41), 且所述评估单元(10)被配置成基于使用所述高度计(41)确定的海拔高度来确定所述阈限。

8. 根据权利要求1所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述血液灌注参数指示所述组织样本(11)中的血流速度, 且所述传感器装置(1)还包括用于测量由所述传感器装置(1)施加到所述组织样本(11)的压力的压力传感器(61), 所述评估单元(10)被配置成检测所述压力的改变并控制所述传感器装置(1)以在检测到所述压力的改变时输出对应的信息。

9. 根据权利要求1所述的光学传感器装置(1), 其中, 所述血液灌注参数指示所述组织

样本(11)中的血流速度,且所述传感器装置(1)还包括用于检测所述传感器装置(1)相对于所述组织样本(11)的位移的位置传感器(71),所述评估单元(10)被配置成控制所述传感器装置(1)以在检测到所述传感器装置(1)相对于所述组织样本(11)的位移时输出对应的信息。

10.根据权利要求1所述的光学传感器装置(1),其中,所述评估单元(10)被配置成基于所述单独的对比度值根据不同的组织深度来确定所述血液灌注参数的多个值。

11.根据权利要求10所述的光学传感器装置(1),其中,所述评估单元(10)被配置成根据所述不同的组织深度基于所述血液灌注参数的值来确定所述血液灌注参数的运动校正值。

12.根据权利要求1所述的光学传感器装置(1),其中,所述第二开口(7)被构造为孔隙,所述孔隙的尺寸被选择成使得所述散斑图案的至少一些散斑具有预定的最小尺寸。

13.根据权利要求12所述的光学传感器装置(1),其中,多个检测元件与至少一个组织深度相关联,且所述光检测单元(3)被配置成采集所述散斑图案的图像,所述图像包括对应于所述检测元件的多个像素,且所述孔隙的尺寸被选择成使得具有最小尺寸的散斑覆盖所述多个检测元件中的至少两个检测元件。

14.一种用于确定用户的至少一个血液灌注参数的方法,所述方法包括:

-提供传感器装置(1),所述传感器装置包括:光源(2),所述光源用于提供用于在所述用户的组织样本(11)中散射的相干光;以及光检测单元(3),所述光检测单元用于接收散射的所述相干光的至少一部分,所述光源(2)和所述光检测单元(3)相对于彼此被布置成再发射几何结构,且所述光检测单元(3)包括用于根据由散射的相干光形成的散斑图案来采集光强度值的多个光检测元件(32a;32b),所述光检测元件(32a;32b)被布置成与光源(2)相距递增的距离且与不同的组织深度相关联;

-使所述传感器装置(1)的壳体(4)的接触表面(9)与所述组织样本接触,所述接触表面(9)包括第一开口(6)和第二开口(7),其中由所述光源(2)发射的光能够穿过所述第一开口离开所述壳体(4),且由所述光检测单元(3)采集到的散射光能够穿过所述第二开口进入所述壳体(4);

-基于采集到的光强度来针对所述光检测元件(32a;32b)确定单独的对比度值,并且

-基于与所述不同的组织深度相关联的所述对比度值来确定所述血液灌注参数的一个运动校正值。

用于测量血液灌注参数的光学激光散斑传感器

技术领域

[0001] 本发明涉及使用光学传感器对血液灌注参数的测量。更具体而言,本发明涉及一种用于确定至少一个血液灌注参数的光学传感器装置,其包括:光源,该光源用于提供用于在用户的组织样本中散射的相干光;和光检测单元,该光检测单元用于接收散射的相干光的至少一部分以及根据由散射的相干光形成的散斑图案来采集至少一个光强度值。此外,本发明涉及一种用于确定用户的至少一个血液灌注参数的方法。

背景技术

[0002] 已知人体组织中的血液灌注与个体的健康状况相关。与血液灌注相关的一个参数是个体的心率,其中心率的极值可指示个体的不利健康状况。因此,心率的监控可提供个体的不利健康状况的指示。另外,心率的监控允许评估在体育运动或类似活动期间个体的能力表现。此外,血流速度是与个体的生理状况相关的另一血液灌注参数。具体而言,不规则的血流速度可指示心血管疾病,诸如高血压和动脉硬化症、冠状动脉疾病、慢性心力衰竭、外周血管疾病、中风、糖尿病、慢性肾衰竭和传染性疾病。

[0003] 用于确定和监控此类血液灌注参数的一种选项涉及激光散斑成像。在本文中,使用被组织内的红血球散射的相干激光来照射组织样本。散射的光产生干涉图案,该干涉图案通常也称为散斑图案。血球的移动导致散斑图案改变,这种改变尤其导致所测量的散斑图案(即,散斑图案的图像)模糊。因此,可通过散斑图案的对比度来参数化处理的模糊量与血球的移动相关。因此,血液灌注参数可基于所测量的散斑图案的对比度来估计。

[0004] 在这方面,US 2013/0204112 A1公开了一种用于使用激光散斑成像来监控血液灌注的方法和设备,其包括相干光源和用于测量透射过组织样本的光的检测器。基于透射的光的变化,该设备确定散斑对比度值。这些对比度值被用于计算血液灌注的量度。

[0005] 由于在该设备中光源和检测器相对于彼此以透射几何结构定位,所以该设备必须附连到用户身体的一部分,该部分的厚度足够小以便被激光透照。因此,该设备仅可附连到用户的手指、脚趾、鼻孔或耳垂。这限制了设备的使用范围。此外,将设备附接到用户身体的前述部位之一对于用户来说通常是不舒适的,尤其是在其长时间使用该设备时。

[0006] US 2012/0184831 A1公开了一种用于监控血液动力学的装置。该装置朝向身体的一个区域引导光,并检测所形成的散斑图案。该装置以反射几何结构进行操作,且包括传感器贴片,该传感器贴片呈可安装在皮肤上的壳体的形式。基于散斑图案的波动,该装置可确定血流速度和心率。此外,US 2012/0184831 A1还公开该装置可包括一个以上的激光源和/或光检测器,且分隔开的距离可以不同,以便实现对多个组织深度的同时测量。

发明内容

[0007] 本发明的目的是允许以灵活的方式且对用户来说便利的方式监控用户的血液灌注参数。

[0008] 在本发明的第一方面中,提出一种用于确定用户的至少一个血液灌注参数的光学

传感器装置。该光学传感器装置包括光源,该光源用于提供用于在用户的组织样本中散射的相干光;以及光检测单元,该光检测单元用于接收散射的相干光的至少一部分。光源和光检测单元相对于彼此被布置成再发射几何结构。光检测单元包括用于根据由散射的相干光形成的散斑图案来采集光强度值的多个光检测元件,该光检测元件被布置成与光源相距递增的距离且与不同的组织深度相关联。此外,传感器装置包括壳体,该壳体包括光源和光检测器单元,该壳体包括能够与组织样本接触的接触表面,且该接触表面包括第一开口和第二开口,其中由光源发射的光能够穿过第一开口离开壳体,且由光检测单元采集到的散射的光能够穿过第二开口进入壳体。此外,光学传感器装置包括评估单元,该评估单元被配置成基于采集到的光强度来针对光检测元件确定单独的对比度值,并基于与不同的组织深度相关联的对比度值来确定血液灌注参数的一个运动校正值。

[0009] 所提出的传感器装置可更灵活地使用,因为光源和光检测单元被相对于彼此布置成再发射几何结构。

[0010] 这尤其意味着,光源和光检测单元相对于彼此被布置成使得组织样本不被定位在光源与光检测单元之间。因此,传感器装置也可以附接到身体的不会被光源发射的光透照的较厚部位。这也允许将传感器装置附接到用户身体的一部分,其中在该部分用户可更舒适地佩戴传感器装置。具体而言,传感器装置可附接到用户的腕部,使得用户可以像腕表一样佩戴传感器装置。

[0011] 此外,组织样本与传感器装置的相对移动可被消除或最小化,因为传感器装置的壳体具有包括若干开口的接触表面,其中由光源发射的光可穿过开口离开壳体,且散射的光可穿过开口进入壳体,且接触表面可与组织样本形成接触。组织样本与传感器的这种相对移动也降低了散斑对比度,且因此将影响血液灌注参数的确定。

[0012] 此外,本发明允许评估组织样本的不同层内的血液的速度分布,并确定血液灌注参数的运动校正值。在用户移动时,被传感器装置覆盖的组织样本可由于身体其他部位的运动和/或由于组织样本内的肌腱等的运动所致的组织样本内的张力而相对于传感器装置部分地移动。尤其是在将传感器装置佩戴于用户腕部时,组织样本可由于用户手部和/或手指的移动而相对于传感器装置部分地移动。组织样本的这种移动导致在血液灌注参数的确定过程中产生非期望的运动伪影,因为此类移动所致的散斑对比度的降低可能被错误地视为血液灌注增加的指示。

[0013] 为了消除此类运动伪影,评估单元被配置成基于与不同的组织深度相关联的血液灌注参数的对比度值来确定血液灌注参数的一个运动校正值。在这里,事实上组织样本与传感器装置之间的前述相对运动会在不同程度上在不同的组织深度内影响组织样本的不同层。因此,可以通过基于与不同的组织深度相关联的对比度值来计算血液灌注参数以校正此类移动。

[0014] 对于光源和光检测单元被布置成的再发射几何结构,本发明的一个实施例提出第一开口和第二开口相对于彼此以下述方式布置,即,在接触表面与组织样本接触时,第一开口和第二开口之间的连线不与组织样本交叉。

[0015] 在一个实施例中,血液灌注参数表示用户的心率和/或组织样本中的血流速度。在这方面,已知心率和血流速度表示用户的生理状况,因此可通过这些实施例中的传感器装置来监控。具体而言,不规则的心率或血流速度(即,过高或过低的心率或血流速度)可指示

用户的心血管疾病,诸如高血压和动脉硬化症、冠状动脉疾病、慢性心力衰竭、外周血管疾病、中风、糖尿病、慢性肾衰竭和传染性疾病。此外,不规则的心率或血流速度可指示传感器装置的用户的不利健康状况。因此,此类疾病和不利健康状况可通过传感器装置检测到。此外,传感器装置允许其用户在体育运动和/或其它情况下监控其心率和/或血流速度。

[0016] 在相关实施例中,评估单元被配置成估计对比度值的改变频率以及基于所估计的频率来确定指示用户心率的血液灌注参数。

[0017] 在另一实施例中,评估单元被配置成大致连续地比较血液灌注参数与至少一个阈限,并在血液灌注参数超出或低于阈限时控制光学传感器装置以执行报警例程。具体而言,评估单元可被配置成以规则的时间间隔比较血液灌注参数与阈限。

[0018] 阈限可尤其被设定成使得大于阈限的血液灌注参数的值指示传感器装置用户的不利健康状况。通过在血液灌注参数超出该阈限的情况下发起报警例程,传感器装置可尤其指示出这一不利健康状况,使得可采取恰当的措施。出于此目的,报警例程可尤其包括通过传感器装置输出的听觉和/或视觉报警指示。另外,较低的心率或血流速度可指示用户的不利健康状况。在这方面,评估可被配置成在血液灌注参数下降至低于恰当选择的阈限时执行报警例程。在另一实施方案中,评估单元可被配置成比较血液灌注参数与两个阈限,并可在血液灌注参数超出第一阈限或血液灌注参数下降至低于第二阈限的情况下发起报警例程。优选地,第二阈限小于第一阈限。

[0019] 在其中血液灌注参数指示组织样本中的血流速度的一个实施例中,传感器装置还包括温度传感器,且评估单元被配置成在其确定使用温度传感器测量到的温度在预定时间段内降低了超出预定阈限的量时阻止发起报警例程。该实施例考虑了以下事实:在温度突然大量下降时血液灌注通常会增大,例如在用户从温暖的室内环境移动到寒冷的户外环境的情况。具体而言,在血流速度超出阈限的情况下发起的报警例程可被阻止。通过在前述情况下阻止发起这一报警例程,可避免因速度参数的温度相关的增大所致的误报。

[0020] 在其中血液灌注参数指示组织样本中的血流速度的另一实施例中,传感器装置还包括高度计,且所述评估单元被配置成基于使用高度计确定的海拔高度来确定阈限。该实施例考虑了以下事实:血液灌注水平在较高海拔高度下通常较高。当评估单元在血流速度超过阈限的情况下发起报警时,该阈限优选地随着海拔高度的增加而增大。因此,阻止因血流速度的海拔高度相关的增大所致的误报是尤其可行的。此外,当评估单元在血流速度下降至低于阈限的情况下发起报警时,该阈限可同样随着海拔高度的增加而增大,以便相对于在较高海拔高度下的低血流速度而改善传感器装置的敏感度。

[0021] 在其中血液灌注参数指示组织样本中的血流速度的另一实施例中,传感器装置还包括用于测量由传感器装置施加到组织样本的压力的压力传感器,且评估单元被配置成检测压力的改变并控制传感器装置以在检测到压力改变时输出对应的信息。该实施例考虑了以下事实:在传感器装置将较高压力施加到组织样本上时血液灌注水平通常较低。因此,针对不同压力测量的血液灌注参数之间通常彼此不具有可比性。因此,评估单元控制传感器装置以将关于压力改变的对应信息输出给传感器装置的用户。基于该信息,用户可按照再次确立初始压力的方式来调整压力。

[0022] 如果评估单元比较血液灌注参数与前述的阈限,则除了或替代关于压力改变的信息输出,评估单元还可基于所检测的压力改变来调适阈限。当评估单元在血流速度超过阈

限的情况下发起报警例程时,该阈限可尤其随着压力的增加而减小。因此,在传感器装置将较高压力施加到组织样本的情况下,可确保传感器装置的足够的敏感度。当评估单元在血流速度下降至低于阈限的情况下发起报警例程时,该阈值可同样随着压力的增加而减小,以便避免误报。

[0023] 在一个实施例中,血液灌注参数指示组织样本中的血流速度,且传感器装置还包括用于检测传感器装置相对于组织样本的位移的位置传感器,评估单元被配置成控制传感器装置以便在检测到传感器装置相对于组织样本的位移时输出对应的信息。

[0024] 因此,可考虑以下事实:血液灌注参数的值通常取决于测量位置,尤其因为组织的组成通常根据测量位置而不同。因此,在位移之后血液灌注参数的测量不能与在传感器装置的初始位置处执行的测量直接比较。因此,评估单元控制传感器装置以将对应的信息输出给传感器装置的用户,使得用户可考虑改变的状况,其中在这些状况下进行血液灌注参数的测量。在评估单元比较血液灌注参数与前述的阈限的情况下,在检测到传感器装置的位移的情况下,除了或者替代输出与传感器装置的位置相关的信息,可中断该比较。

[0025] 在相关实施例中,评估单元可被配置成控制传感器装置以便将信息输出给传感器装置的用户,该信息指示所检测的位移的反方向。基于这一信息,可指令用户将传感器装置重定位到初始位置,即在发生位移之前的位置。

[0026] 位置传感器可尤其包括采集用户皮肤的图像的摄像头,且评估单元可被配置成识别由诸如雀斑或胎记的皮肤不规则形成的特征图案。在该实施例中,当摄像头采集到的图像内的特征图案的位置不同于先前采集到的图像中的图案位置时,评估单元可检测到传感器装置相对于组织样本的位移。此外,评估可被配置成确定图像中的图案位移的反方向,以便控制传感器装置以输出如上文所述的对应的信息。

[0027] 在一个实施例中,评估单元被配置成基于单独的对比度值根据不同的组织深度来确定血液灌注参数的多个值。因此,评价组织样本的不同层内的血流速度分布是尤其可行的。

[0028] 为了消除运动伪影,相关实施例提出评估单元被配置成根据不同的组织深度基于血液灌注参数的若干值来确定血液灌注参数的运动校正值。血液灌注参数的运动校正值可尤其被计算为对应于不同的组织深度的血液灌注参数的若干值的线性组合。

[0029] 在一个实施例中,壳体的接触表面的第二开口被构造成孔隙,其中散射的光通过第二开口进入壳体,该孔隙的尺寸被选择成使得散斑图案的至少一些散斑具有预定的最小尺寸。在相关实施例中,多个检测元件与至少一个组织深度相关联,且光检测单元被配置成采集散斑图案的图像,该图像包括对应于检测元件的多个像素,且该孔隙的尺寸被选择成使得具有最小尺寸的散斑覆盖多个检测元件中的至少两个检测元件。因此,可确保散斑对比度的改变能被光检测单元检测到。如果散斑小于检测元件中的一个,或者如果散斑尺寸大致对应于检测元件中的一个的尺寸,则在光检测单元采集到的图像中这些改变中的许多改变将不可见。

[0030] 在另一方面,本发明提出一种用于确定用户的至少一个血液灌注参数的方法。该方法包括:

[0031] -提供传感器装置,该传感器装置包括:光源,该光源用于提供用于在用户的组织样本中散射的相干光;以及光检测单元,该光检测单元用于接收散射的相干光的至少一部

分,光源和光检测单元相对于彼此被布置成再发射几何结构,且光检测单元包括用于根据由散射的相干光形成的散斑图案来采集光强度值的多个光检测元件,光检测元件被布置成与光源相距递增的距离且与不同的组织深度相关联;

[0032] -使传感器装置的壳体的接触表面与组织样本接触,该接触表面包括第一开口和第二开口,其中由光源发射的光能够穿过第一开口离开壳体,且由光检测单元采集到的散射的光能够穿过第二开口进入壳体;

[0033] -基于采集到的光强度来针对光检测元件确定单独的对比度值,并且

[0034] -基于与不同的组织深度相关联的对比度值来确定血液灌注参数的一个运动校正值。

[0035] 应理解的是,权利要求1所述的光学传感器装置以及权利要求14所述的方法具有相似和/或相同的优选实施例,尤其是如从属权利要求中所限定的。

[0036] 应理解的是,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求或上述实施例与相应的独立权利要求的任意组合。

[0037] 参照下文所述的实施例,本发明的这些和其它方面将变得明显并得以阐明。

附图说明

[0038] 在下图中:

[0039] 图1示意性地且例示性地示出了用于确定用户的至少一个血液灌注参数的光学传感器装置的一个实施例的部件,

[0040] 图2a例示性地示出了使用直径为1mm的孔隙采集到的散斑图案的图像,

[0041] 图2b例示性地示出了使用直径为2.8mm的孔隙采集到的散斑图案的图像,

[0042] 图3示意性地且例示性地示出了经由沿不同组织深度延伸的不同传播路径穿过组织样本传播的光的检测,

[0043] 图4示意性地且例示性地示出了包括高度计的光学传感器装置的一个实施例的部件,

[0044] 图5示意性地且例示性地示出了包括温度传感器的光学传感器装置的一个实施例的部件,

[0045] 图6示意性地且例示性地示出了包括压力传感器的光学传感器装置的一个实施例的部件,并且

[0046] 图7示意性地且例示性地示出了包括被配置为摄像头的位置传感器的光学传感器装置的一个实施例的部件。

具体实施方式

[0047] 图1示意性地且例示性地示出了用于确定光学传感器装置1的用户的一个或多个血液灌注参数的传感器装置1的部件。如下文将进一步阐释的,血液灌注参数可对应于用户的心率。另外或作为选择,传感器装置1能够确定指示流经用户的组织样本11的血流速度的血液灌注参数。

[0048] 传感器装置1可以是便携式装置,其在操作期间由用户佩戴在身体的恰当部位上。具体而言,用户可将传感器装置1佩戴在其身体的一个肢体末端处,具体而言,在手腕上或

一个手指或脚趾上。将传感器装置1佩戴在用户身体的肢体末端处对于确定心率来说是尤其优选的,因为血液灌注水平的差异(其可在传感器装置1中检测到)在身体的肢体末端处更明显。

[0049] 传感器装置1可由用户基本上连续地佩戴或者在日常生活中较长时间地佩戴,以便监控一个或多个血液灌注参数。具体而言,传感器装置1可由不利健康状况风险增加的人群佩戴,诸如年长者。此类不利健康状况可使用传感器装置1较早地检测到,使得可较早地采取恰当措施。同样,可使用传感器装置1以便在体育运动或类似活动期间监控血液灌注参数,诸如心率。

[0050] 传感器装置1可被配置成使其可佩带在用户腕部。具体而言,在具体实施例中,传感器装置1可被构造成腕表的形式。这允许用户以便利的方式佩带传感器装置1。在这些实施例中,传感器装置1可以是独立的装置,大体具有腕表的形式。或者,传感器装置1可集成到所谓的智能手表中,其包括传感器装置1且另外包括用于一个或多个其它功能的附加部件。

[0051] 传感器装置1基于激光散斑成像来确定血液灌注参数。为了执行散斑成像,传感器装置1包括用于发射相干光的光源2以及用于收集光在组织样本11内散射之后的一部分的光检测单元3。光源2和光检测单元3都被包括在传感器装置1的壳体4中。在壳体4中,光源2和光检测单元3相对于彼此被布置成再发射几何结构。这尤其意味着光源2和光检测单元3相对于彼此被布置成使得组织样本11不会被定位在光源与光检测单元之间。这种再发射几何结构尤其允许构建可由用户容易地佩带的紧凑型传感器装置1。

[0052] 更具体而言,壳体4可以下述方式放置在用户的皮肤5上,即,在壳体4的区域9中壳体4与皮肤5接触,该区域9在本文中称为接触表面。在接触表面9的区域中,壳体4设置有开口6,由光源2发射的相干光穿过该开口离开壳体4且穿透用户皮肤5下方的组织样本11。光源2以下述方式布置在开口6附近,即,所发射的光线相对于接触表面以一定角度穿过该开口。光检测单元3优选地邻近壳体4内的光源2布置。具体而言,光检测单元3被布置在接触表面9内的另一开口7的区域中,该另一开口邻近开口6布置且散射的相干光的一部分穿过该另一开口进入壳体4中并击中光检测单元3。

[0053] 在用户佩带传感器装置1并使得壳体4的接触表面9接触用户皮肤5时,组织样本11与传感器装置1的相对移动可被最小化。因此,传感器装置1的测量结果可靠性可得以改善,因为组织样本11与传感器装置1的相对移动将导致测量结果中产生不期望的运动伪影。此外,光在用户皮肤5处的反射可被最小化。为了以这种方式附连传感器装置1,可提供恰当的紧固装置。当传感器装置1具有腕表的形式时,紧固装置可以是可调整束带,该可调整束带附连到传感器装置1的壳体4,且连同壳体4一起紧密地环绕用户的腕部以便使壳体4保持就位。

[0054] 为了进一步使光在皮肤5处的反射最小化,可以下述方式使用光耦合材料,即,光耦合材料填充光源2与皮肤5之间的空腔。这种光耦合材料可以是合适的凝胶,在附接传感器装置1之前可在接触表面9的区域内由用户将其涂敷到用户皮肤5上。

[0055] 光源2是发射尤其是在红色光谱范围内的相干光的激光装置。因此,存在着使光在组织样本11内的红血球处散射的高散射概率。优选地,光源2被配置为在恰当的光谱范围内发射的半导体激光二极管。具体而言,光源2可以是所谓的竖直腔面发射激光器(VCSEL),其

中激光是垂直于晶片表面发射的。然而,光源2也可配置为另一种方式。例如,其可配置为边缘发射激光装置。

[0056] 在传感器装置1的操作期间,由光源2发射的光在穿过开口6之后穿透皮肤5,且被组织样本11内的红血球散射。光检测单元3收集在接触表面9的开口7的区域内由组织样本11再发射的散射光。这在图1中示意性地且例示性地示出,其示出了一道散射光线8穿过组织样本11的传播。由于从随机分布的红血球散射的光的干涉,散射光形成通常称为散斑图案的随机图案。在传感器装置1中,光检测单元3根据由干涉的散射的光形成的散斑图案来测量光强度值,其中干涉的散射的光已穿过传感器装置1的壳体4中的开口7且到达光检测单元3。出于此目的,光检测单元3设置有至少一个光敏检测元件以用于确定由光检测单元3收集的光的强度。

[0057] 由检测单元3确定的光强度值被在传感器装置1的评估单元10中进行评估。评估单元10优选地与光源2和光检测单元3一起集成到传感器装置1的壳体4中,且可被配置为包括处理单元和用于存储数据的存储器的微处理器。为了评估由光检测单元3提供的测量结果,评估单元10包括存储在评估单元10的存储器中并在传感器装置1的运行期间在处理器中执行的对应软件程序。

[0058] 在评估单元10中对所测量的散斑图案的评估优选地是基于在评估单元10中确定的散斑图案的改变来进行的。此类改变是由于组织样本11内的红血球的移动所致,其中由光源2发射的光被红血球散射。因此,这些改变允许确定与组织样本内的血液灌注相关的参数。具体而言,评估单元10可根据所谓的激光散斑对比度分析(LASCA)基于散斑图案的对比度来执行图像的评估。

[0059] 出于此目的,评估单元10优选地基于使用光检测单元3执行的测量来计算对比度值。每个计算出的对比度值表示所测量的强度分布相对于平均强度的变化量。具体而言,散斑对比度 K 可计算为 $K = \sigma / \langle I \rangle$,其中 σ 是强度值的标准偏差,且 $\langle I \rangle$ 是这些强度值的平均值。在一个变化形式中,一个对比度值可基于大致在同一时间点在光检测单元的整个检测表面的不同位置处测量的强度值来计算。该对比度值在下文中也称为空间对比度值。在另一变化形式中,一个对比度值(在下文中也称为时间对比度值)可基于在同一位置处在连续的时间点测量的强度值来计算。具体而言,一个时间对比度值可基于在预定长度的时段期间测量的强度值来计算。在下一时段,可计算一个新的时间对比度值。

[0060] 在一个实施例中,光检测单元3包括检测元件阵列,该检测元件阵列覆盖光检测单元的检测表面且采集包括对应于检测元件的多个像素的图像。这一光检测单元3在本文中也将称为图像传感器。在一个示例性实施方案中,图像传感器可被构造为电荷耦合器件(CCD)图像传感器。然而,图像传感器的其它构造也是同样可行的。图像传感器的检测元件同时采集对应于检测器表面上形成的散斑图案的光强度值。优选地,这些光强度值是根据一定的图像速率或帧速率而以准连续的方式进行采集的。基于这些同时测量的光强度值中的一些或全部,评估单元10可针对每个图像或帧计算出一个时间对比度值。如下文将进一步阐释的,同样可行的是限定像素组并针对这些组中的每一个组来计算一个时间对比度值。此外,原理上也可针对检测器元件中的至少一些来单独地计算时间对比度值。

[0061] 在另一实施例中,光检测单元3可包括单个检测元件,例如光电二极管,其优选地以规则的时间间隔采集光强度值。通过使用该光检测单元3,可用上述方式确定时间对比度

值。

[0062] 优选地,前述实施例中的光检测单元3检测由组织样本11再发射的未聚焦的散射光。因此,传感器装置1并不包括用于将收集的散射光聚焦在光检测单元3上的透镜或其它光学元件。这允许提供可被用户容易地佩带的紧凑型传感器装置1。

[0063] 然而,已经发现的是,在完全不采取任何措施来影响所检测的散斑图案的光学特性时,可能无法恰当地检测和评估未聚焦的散斑图案。具体而言,图案的尺寸可能太小,使得在光检测单元3被构造为图像传感器且基于由该图像传感器执行的测量来确定时间对比度值时,可能无法通过检测元件恰当地检测单个散斑。为了改进由光检测单元对散斑图案进行的检测,壳体4中的开口7(散射光穿过该开口行进到光检测单元3)可被配置为具有限定尺寸的孔隙。在一个实施方案中,使用具有限定直径的圆形孔隙。然而,使用具有不同形状的孔隙同样可行。

[0064] 在这一方面,已经发现的是,孔隙的尺寸确定了由光检测单元3采集到的图像中散斑的尺寸(即,具有高光强度的光斑的尺寸)。具体而言,已经发现散斑尺寸随着孔隙尺寸的减小而增加。这一发现也在图2a和2b中示出:这些图示出了使用传感器装置1采集到的散斑图案的图像,其中传感器装置1被按照上述方式配置且包括直径为1mm(图2a)和2.8mm(图2b)的孔隙7。如将从图中理解的,使用具有较小孔隙的传感器装置1采集到的图案中的散斑比使用具有较大孔隙的传感器装置1采集到的图案中的散斑更大。

[0065] 基于这些发现,孔隙7的尺寸优选地被选择成使得所采集散斑图案中的至少大部分散斑覆盖光检测单元3的多个像素或检测元件。因此,基于该图像确定的散斑对比度可增大,同时,因血流速度的差异所致的对比度差异也增大。对导致形成足够大的散斑的恰当孔隙尺寸的选择可基于针对不同孔隙尺寸的测试实验或仿真来进行。

[0066] 在一个实施例中,评估单元10基于一个空间对比度值或时间对比度值来确定血液灌注参数,该空间对比度值或时间对比度值可基于使用图像传感器在同一时间点测量的光强度值或如上所述使用单个光检测元件在连续的时间点测量的光强度值来评估。然而,由传感器装置1覆盖的组织样本11的若干部分可由于用户的运动而相对于传感器装置1移动。尤其是在将传感器装置1佩戴于用户腕部时,组织样本11的若干部分可由于(例如)用户手部和/或手指的移动而相对于传感器装置移动。组织样本11内的此类移动是由于以下事实:腕部区域中的组织与手部和手指区域中的组织互连。此外,在手部和/或手指移动的情况下移动的肌腱等可穿过组织样本11。

[0067] 此类移动通常导致血液灌注参数确定过程中的运动伪影,因为由此类移动所致的散斑对比度的降低可被错误地视为血液灌注增加的指示。为了消除或减少此类运动伪影,评估单元10可针对组织样本11中的不同深度确定多个对比度值,且可基于这多个对比度值来确定血液灌注参数。此方案是基于下述观点:前述种类的移动通常不会导致整个组织样本11的均一化运动。相反,此类移动通常对组织样本11的不同层具有不同程度的影响。因此,可以基于针对不同组织深度确定的多个对比度值来执行运动伪影的校正。

[0068] 针对不同组织深度的对比度值的确定利用了下述事实:光大致沿香蕉型路径从光源穿过组织行进到光检测单元3,如图3中的两个路径31a和31b示意性地示出。这一形式的光传播路径随组织内光子的多重散射而发生。由于这一形式的光传播路径,在与光源2相距较大距离处检测到的散射光与在与光源2相距较小距离处检测到的散射光相比,会穿过组

织样本11的更深层。因此,较接近光源2的检测到的光的散斑图案和较远离光源2的检测到的光的散斑图案会受到组织的不同深度中的运动影响。

[0069] 这也在图3中示出,其中可理解,沿着路径31a传播的光与沿着路径31b传播的光相比,穿过更深的层。在这里,沿着路径31a传播的光由光检测单元3的检测元件32a收集,且沿着路径31b传播的光由检测元件32b收集。检测元件32a与光源2相距第一距离,且检测元件32b与光源2相距小于第一距离的第二距离。另外,光检测单元3可包括用于在与光源2相距一个或多个其它距离处检测光的其它检测元件,如图3所示。此外,如上文所述,可存在一组检测元件,该组检测元件针对每一距离和与光源相距的一个距离相关联(且因此与一定的组织深度相关联),而非图3所示的单个检测元件。

[0070] 评估单元10可针对在离光源2的不同距离处检测到的散斑图案确定多个对比度值。这些对比度值在下文中也被称为深度相关的对比度值,以便使其与并非与某些深度相关且在下文中也称为一般对比度值的对比度值区分开。为了确定深度相关的对比度值,单独地评估在与光源2相距不同距离处测量的光强度值。具体而言,基于在每一距离范围测量的光强度针对多个预定距离范围中的每一个来确定一个对比度值。出于此目的,将光检测单元3的一个或多个检测元件分配给每个距离范围,如上文所述。在一个实施例中,将具有对应于相应距离范围的距离的单个检测元件分配给每个距离范围。在这种情况下,评估单元10可针对每个距离范围计算单独的时间对比度值。在另一实施例中,将具有处于对应距离范围内的距离的一组检测元件分配给每个距离范围。在此实施方案中,评估单元10可基于通过相关联的检测元件测量的光强度针对每一距离范围确定一个空间对比度值。如上所述,这些对比度值表示在组织样本11的不同深度处的血液灌注。

[0071] 基于深度相关的对比度值,评估单元10可确定血液灌注参数的对应值。此外,如上文所述,评估单元10可基于针对不同组织深度确定的多个对比度值来执行运动伪影的校正。在相关实施例中,评估单元10基于深度相关的对比度值来确定单个对比度值,其也被称为运动校正对比度值。在替代性的实施例中,评估单元10针对与不同的组织深度相关联的对比度值中的每一个确定血液灌注参数的一个值,且基于血液灌注参数的单独值来评估血液灌注参数的单个运动校正值。

[0072] 运动伪影的校正可基于下述假设来进行:对于位于较浅组织深度处的血管来说,运动伪影较小。此假设基于下述发现:运动伪影的幅值与血压大致成反比例,且在接近于皮肤5的表面的较小血管中血压较低。因此,对于这些血管来说运动伪影将更显著。基于此,可通过不同深度的测量值(即,对比度值或血液灌注参数的值)的线性叠加来进行运动伪影的校正。

[0073] 具体而言,基于在连续的时间点获取的不同深度处的测量值来进行校正。根据每一深度的连续测量值,评估单元可分别产生一个向量。另外,评估单元10可通过将包括针对一个深度的测量值的向量从乘以因数的包括针对另一深度的测量值的向量中减去来组合这些向量。然后,评估单元10确定使组合向量具有最小标准偏差的因数值。例如,这一确定可基于迭代操作进行。所形成的向量,即使用所确定的因数值产生的向量组合,可对应于包括针对连续的时间点的运动校正测量值的运动校正向量。

[0074] 如上文所提及,评估单元10可尤其基于根据光检测单元3的测量结果确定的对比度值的改变来确定用户的心率。在这方面,应当注意的是,每次心脏收缩都会使血管内的血

液加速,使得红血球达到较高的速度。这一较高速度由于红血球的移动所致的散斑图像模糊而导致产生较低的散斑对比度。在心脏收缩后,在心脏运动的一段期间血流速度降低,直到因下一次心脏收缩而再次加速,且由于降低的速度而使得散斑对比度增大。因此,散斑对比度以相对高的梯度降低,且在两次心脏收缩之间以较低的梯度再次增大。因此,散斑对比度周期性地变化(跟随血流速度的周期性变化),且散斑对比度的变化频率对应于心率。

[0075] 基于这些观点,评估单元10可确定针对连续图像计算的散斑对比度的周期性变化的频率,且可输出这一频率作为对用户心率的估计。为了确定散斑对比度的变化频率,可使用用于确定周期性变化参数的频率的任何已知的操作。例如,评估单元可确定散斑对比度的变化周期,且可基于所确定的周期来估计心率。如上所述,这种评估优选地基于运动校正对比度值来进行,或者评估单元可基于对应的深度相关的对比度值针对不同组织深度来确定单独的心率值,并可随后基于这些心率值来估计用户的心率。因此,可避免心率的确定受到用户运动所致的对比度改变的影响,而非心脏运动所致的血液灌注引起的对比度改变的影响。然而,同样也可基于一般对比度值来确定心率,其中一般对比度值未针对上述运动伪影而被校正。

[0076] 所估计的心率可在传感器装置1的显示单元(图中未示出)上可视地输出给用户。另外,评估单元10优选地比较所估计的心率与预定上阈限和/或预定下阈限。上阈限和下阈限值可被选择成使得高于上阈限和低于下阈限的心率可指示用户健康受损。另外或作为选择,上阈限和/或下阈限可由传感器装置1的用户以另一方式限定。具体而言,用户可用某一方式配置上阈限和/或下阈限以便在体育运动期间进行能力控制。

[0077] 在传感器装置1中配置至少一个上阈限和/或下阈限时,评估单元10会比较所估计的心率值与上阈限和/或下阈限。在评估单元10确定所估计的心率低于配置的下阈限的情况下,和/或在评估单元10确定所估计的心率大于所配置的上阈限的情况下,评估单元10可发起报警例程。在一个实施例中,报警例程可包括由传感器装置1输出视觉和/或听觉报警信号。

[0078] 在另一实施例中,除了或替代用户的心率,传感器装置1还确定指示组织样本11中的血流速度的血液灌注参数。指示血流速度的血液灌注参数(在本文中也称为速度参数)优选地以下述方式确定,即,在散斑对比度降低时该参数增大。具体而言,速度参数可基于散斑对比度而计算为 $1/K^2$ 。

[0079] 类似于心率,速度参数优选地基于运动校正的对比度值来确定,或者评估单元10可基于对应的深度相关的对比度值针对不同的组织深度来确定单独速度参数值,且可随后基于速度参数的这些单独值来评估速度参数。因此,可减少影响所确定的速度参数的运动伪影。然而,基于并未针对运动伪影校正的一般对比度值来确定速度同样是可行的。

[0080] 在另一实施例中,评估单元10可基于针对这些组织深度测量的对比度值来针对不同的组织深度确定速度参数的单独值。速度参数的这些值可由传感器装置1输出,以便提供组织样本的三维速度图。

[0081] 优选地,评估单元10以大致规则的时间间隔确定速度参数的平均值。出于此目的,评估单元10可计算连续时间段的平均值,其中每个平均值可根据在相应的时间段期间确定的速度参数的值来计算。该时间段优选地被选择成使其至少包括两次或更多次心跳,因为血流速度会如上所述随着心脏运动而周期性地改变。

[0082] 优选地,评估单元10控制传感器装置1以在传感器装置1的显示器上输出关于速度参数的所确定的平均值的的信息。该信息可包括所确定的平均值的绝对值。然而,速度参数的绝对值可能对传感器装置1的用户来说并无意义。因此,可由传感器装置1输出相对于参考值的相对值。这些相对值可包括所确定的平均值相对于参考值的百分比,或者所确定的平均值与参考值之间的差。参考值可由评估单元10基于速度参数的一次或多次测量来确定。这些测量可在用户处于良好健康状况且传感器装置1在正常环境状况下操作时执行,即在传感器装置通常由其用户操作的环境状况下。为了执行这些测量,传感器装置1可设置一种特定的操作模式,该操作模式可在符合前述状况时由用户启动。当在这种操作模式下确定血流速度参数的一个平均值时,评估单元10可将该平均值存储为参考值。如果在前述操作模式下确定了血流速度参数的多个平均值,则评估单元可(例如)确定这些值的平均值且可将该平均值存储为参考值。

[0083] 另外,血流速度参数的所确定的平均值可与上阈限值和/或下阈限值相比较(在正常操作模式期间)。在一个实施例中,阈限值可对应于预先存储在传感器装置1中的值。作为选择,阈限可被确定为速度参数的参考值的预定倍数和/或分数。基于血流速度参数的所确定的平均值与上阈限和/或下阈限之间的比较,评估单元10可发起报警例程。具体而言,在评估单元10确定速度参数的平均值大于上阈限值时,可发起报警例程。另外或作为选择,评估单元10可在确定速度参数的平均值小于下阈限值的情况下发起报警例程。报警例程可与对用户心率的监控相结合而以与上述方式相似的方式进行配置。因此,报警例程可包括,传感器装置1在评估单元10的控制下输出听觉和/或视觉报警指示。

[0084] 在传感器装置1被用于监控用户在体育运动期间的健康状况时,可尤其进行速度参数的平均值与上阈限之间的比较。在这种情况下,由高于上阈限的平均值表示的过量血液流动指示传感器装置用户的不利健康状况。在传感器装置1用于监控具有缺陷性上皮细胞功能的用户的健康状况时,可尤其进行速度参数的平均值与下阈限之间的比较。针对这些用户,小于恰当选择的下阈限的血流速度参数的平均值可指示上皮细胞功能不足,且因此在此在平均值下降至低于下限的情况下可发起报警例程。

[0085] 在传感器装置1的其中评估单元10估计速度参数的实施例中,传感器装置1可另外包括一个或多个其它传感器,该一个或多个其它传感器监控影响速度参数的环境状况。在评估单元10检测到影响速度参数的环境状况改变时,其可控制传感器装置1将对应信息输出给传感器装置1的用户。因此,用户在评估血流速度参数的测量结果时可考虑到环境状况的改变。

[0086] 在评估单元比较血流速度参数与上阈限和/或下阈限的情况下,其可另外或作为选择基于由附加的传感器执行的测量而根据不同的环境状况来调适阈限。具体而言,在传感器指示出与据其选择阈限值的状况相比,传感器装置1在与增大的速度参数相关的状况下操作时,评估单元10可提高上阈限。通过阈限的这种调适,尤其可在因一定的环境状况而非传感器装置1用户的不利健康状况而导致的速度参数增加时避免误报。另外,在传感器指示出传感器装置1在涉及增大的速度参数的状况下操作时,评估单元10可提高下阈限。因此,传感器装置1对涉及低血流速度的不利健康状况的敏感度可得以改善。

[0087] 在一个相关实施例中,传感器装置1另外包括用于测量传感器装置1正在操作的海拔高度的高度计41。在图4中示意性地且例示性地示出该实施例。高度计41可用本领域技术

人员已知的任何适合方式进行构造。由于血液灌注水平在较高海拔高度下通常较高的事实,所测量的海拔高度值可被考虑在内。

[0088] 基于所测量的海拔高度,评估单元10可确定将要与速度参数进行比较的上阈限值和/或下阈限值。具体而言,评估单元10可在所测量的海拔高度增加时提高上阈限值,并在所测量的海拔高度降低时减小上阈限值。出于此目的,评估单元10可将阈限相对于基本阈限值增加(在海拔高度增加的情况下)或减少(在海拔高度降低的情况下)一定的量,该量是基于所测量的海拔高度与指定给基本阈限值的海拔高度之间的差值确定的。基本阈限值和相关联海拔高度可预存储于传感器装置1中。或者,基本阈限值是基于用户选择的速度参数的参考值来确定的。在确定了速度参数的参考值时,评估单元10可将高度计41测量的海拔高度指定给这一基本阈限值。相似地,评估单元10可在所测量的海拔高度增加时提高下阈限值,并在所测量的海拔高度降低时减小下阈限值。

[0089] 除了或替代阈限的调适,评估单元10可控制传感器装置1以在所测量海拔高度与参考海拔高度之间的差的绝对值大于阈限时,将对应信息输出给传感器装置1的用户。优选地,参考海拔高度对应于在血流速度参数的参考值的测量期间所测量的海拔高度。基于与海拔高度相对于参考海拔高度改变有关的信息,传感器装置1的用户可在评估血流速度参数的测量值时将海拔高度的改变考虑在内。

[0090] 另外,如图5中示意性地且例示性地示出,除了或替代高度计41,传感器装置1可包括温度传感器51。如果存在温度传感器51,则评估单元10优选地监控所测量的温度信号,以便确定其中温度在预定的时间段内降低的量超出预定阈限的情况。时间段被选择成相对短,以便能够检测到其中发生温度骤降的情况。因此,可检测到其中温度大量下降的情况,正如(例如)冬季期间用户从温暖的室内环境移动到寒冷的户外环境的情况。在这种情况下,血液灌注通常会显著增加。

[0091] 在评估单元10检测到这种情况时,其优选地控制传感器装置1以输出对应的听觉和/或视觉信息,以便通知传感器装置1的用户,血液灌注参数的所测量值当前受到了温度改变的影响。在评估单元10比较血流速度参数与前述上阈限的情况下,在以上述方式检测到温度骤变时,其可暂停这种比较并持续预定的时间间隔,或者在这种情况下其可阻止发起报警例程并持续预定的时间间隔。

[0092] 通过暂停速度参数与上阈限值之间的比较或阻止报警例程,可避免因速度参数的这种温度相关的增大所致的误报。

[0093] 另外或作为选择,传感器装置1可包括压力传感器61,该压力传感器用于测量由传感器装置1施加到皮肤5以及皮肤5下方的组织样本11的压力。在图6中示意性地且例示性地示出这一实施例。在一个实施方案中,压力传感器61可被构造为压电传感器。该传感器可包括附接到传感器装置1的壳体4的接触表面9的压电线圈62,使得在用户佩戴传感器装置1时将压力施加到压电线圈。因此,该线圈提供电压,使得压力传感器61的评估逻辑电路63可根据该电压来估计施加到皮肤5的压力。

[0094] 通常,在传感器装置1将较高的压力施加到用户的皮肤5以及皮肤5下方的组织样本11上时,血液灌注水平较低。因此,评估单元10优选地监控施加到组织样本5上的所测量的压力以便检测压力的改变。具体而言,评估单元10可被配置成在所测量的压力值与先前测量的压力值之间的差超出阈限时检测到这种改变。在一个实施方案中,先前测量的压力

值可对应于在已经确定了血流速度参数的前述参考值时测量的参考压力值。在另一实施方案中,评估单元10可比较每一个所测量的压力值与先前的压力值,以便检测施加到组织样本11的压力的改变。

[0095] 如果评估单元10检测到这一压力改变,则其可控制传感器装置1以输出对应的信息。响应于该信息,用户可按照逆转压力改变的方式来调整压力。为了帮助用户执行这种调整,传感器装置1也可输出是否必须增加或减小压力的指示,以便逆转压力改变。

[0096] 以此方式,评估单元10可监控在用户持续佩戴传感器装置1的传感器装置1的操作时段期间施加到组织样本11的压力。此外,评估单元10优选地检测其中用户新近以与在传感器装置1的前一佩戴时段施加到皮肤5上的压力不同的压力附接传感器装置1的情况。

[0097] 另外或作为选择,基于所测量的压力,评估单元10可确定将要与速度参数比较的上阈限值和/或下阈限值。具体而言,评估单元10优选地随压力增加而减小阈限值,且反之亦然。出于此目的,评估单元10可尤其将每一阈限相对于相应的基本阈限值减小(在海拔高度增大的情况下)或增加(在海拔高度减小的情况下)一定的量,该量是基于所测量的压力与赋予基本阈限值的压力值之间的差值确定的。用于上阈限和/或下阈限的基本阈限值以及相关压力值可同样预存储在传感器装置1中。或者,用于上阈限和/或下阈限的基本阈限值可基于如上所述由用户选择的速度参数的相应参考值来确定,且评估单元10可在确定和存储速度参数的参考值时,将压力传感器测量的压力指定给这些基本阈限值。

[0098] 此外,血流速度参数的测量通常取决于测量位置,尤其是因为组织的组成通常随着测量位置而变化。因此,传感器装置1可任选地包括位置传感器71,其执行可在连续的时间间隔内指示传感器装置1的位置的测量,使得该测量尤其允许检测传感器装置1相对于组织样本11的位移。在一个实施例中,在确定血流速度参数的参考值期间传感器装置1相对于其位置的位移可通过位置传感器71来确定。在替代性的实施例中,可检测传感器装置1相对于由位置传感器71在前一次测量时的先前位置的位移。

[0099] 以此方式,可检测到传感器在佩戴期间出现的位移。此外,评估单元10可检测到在传感器装置1已被中断佩戴之后用户新近将传感器装置1附接到组织样本11时相对于相关初始位置的位移。

[0100] 在检测到传感器装置1相对于组织样本11的位移的情况下,评估单元10可控制传感器装置1以将对应的信息输出给传感器装置1的用户。响应于该信息的输出,用户可重定位传感器装置1以便逆转该位移。为了促使用户重定位传感器装置1,传感器装置1响应于位移的检测而输出的信息可包括对应的指示。此外,传感器装置1可辅助用户重定位传感器装置1。出于此目的,评估单元10可控制传感器装置1以输出指示位移的反方向的信息。该信息可(例如)包括指向对应方向的箭头。基于该信息,可引导用户将传感器装置1移动到初始位置。优选地,针对每一位置测量来确定信息,使得用户可在后续步骤中重定位传感器装置1。

[0101] 作为另一选项,在已检测到传感器装置1相对于组织样本11的位移时,传感器装置1可不重定位。而是,可用上文已述的方式在中心装置的新位置处确定血流速度参数的新参考值。

[0102] 在图7中示意性地且例示性地示出的实施例中,位置传感器1被构造为摄像头,其优选地被包括在传感器装置1中。摄像头在连续的时间间隔内采集用户皮肤的图像,且这些图像在评估单元10中进行评估以便检测因皮肤不规则而形成的特征图案,例如雀斑或胎

记。在由摄像头71采集到的图像内的所检测图案的位置不同于在前一图像中的同一图案的位置时,尤其是在确定血液灌注参数的参考值期间采集到的图像中,传感器装置1的位移可由评估单元10检测到。

[0103] 为了在如上所述将传感器装置1重定位于初始位置处的过程中辅助传感器装置1的用户,评估单元可确定特征图案的位移方向,且可控制传感器装置1以恰当的方式在视觉上指示反方向。在另一实施例中,评估单元可控制传感器装置1以显示在传感器装置的初始位置处采集到的图像,并显示当前摄像头图像,以使其与在初始位置处采集到的图像重叠,使得两个图像可被用户同时看到。在该实施例中,用户可用下述方式移动传感器装置1,即,当前图像中的特征图案与在初始位置处采集到的图像中的特征图案叠加的方式。

[0104] 如图7所示,摄像头71可位于传感器装置1的壳体4内,且可对准以使其采集用户皮肤的在传感器装置1下方的视场内的图像。为了允许穿过壳体4的接触表面9采集这些图像,接触表面9可由半透明材料制成,诸如玻璃,至少在对应于摄像头71的视场的一定区域内。此外,可提供附加的光源以照亮摄像头的视场(其由传感器装置1覆盖)。在该实施例中,摄像头71优选地被定位成使得摄像头71与传感器装置1的壳体4的接触表面11之间的距离尽可能大,以便允许摄像头71采集用户皮肤的尽可能大的面积。

[0105] 在替代性的实施例中(图中未示出),摄像头71并不采集用户皮肤5的在传感器装置1下方的区域的图像,而是用户皮肤5的邻近传感器装置1(在其由用户佩戴时)的区域的图像。出于此目的,摄像头71可位于传感器装置1的壳体4的边缘的区域中,且在该实施方案中可用恰当的方式对准,也可提供光学反射镜以便将源自用户皮肤5的一定区域的光引导至摄像头71。这有利于摄像头71在传感器装置1的壳体4内的定位。根据对附图、公开内容和所附权利要求的研究,本领域的技术人员在实践所主张的本发明的过程中可理解和实施所公开实施例的其它变化形式。

[0106] 在权利要求中,词语“包括”并不排除其它元件或步骤,且不定冠词“一”或“一个”并不排除多个。

[0107] 单个单元或装置可满足权利要求中记载的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中记载某些措施并不表明这些措施的组合不能被用于获益。

[0108] 在权利要求中的任何附图标记不应视为限制其范围。

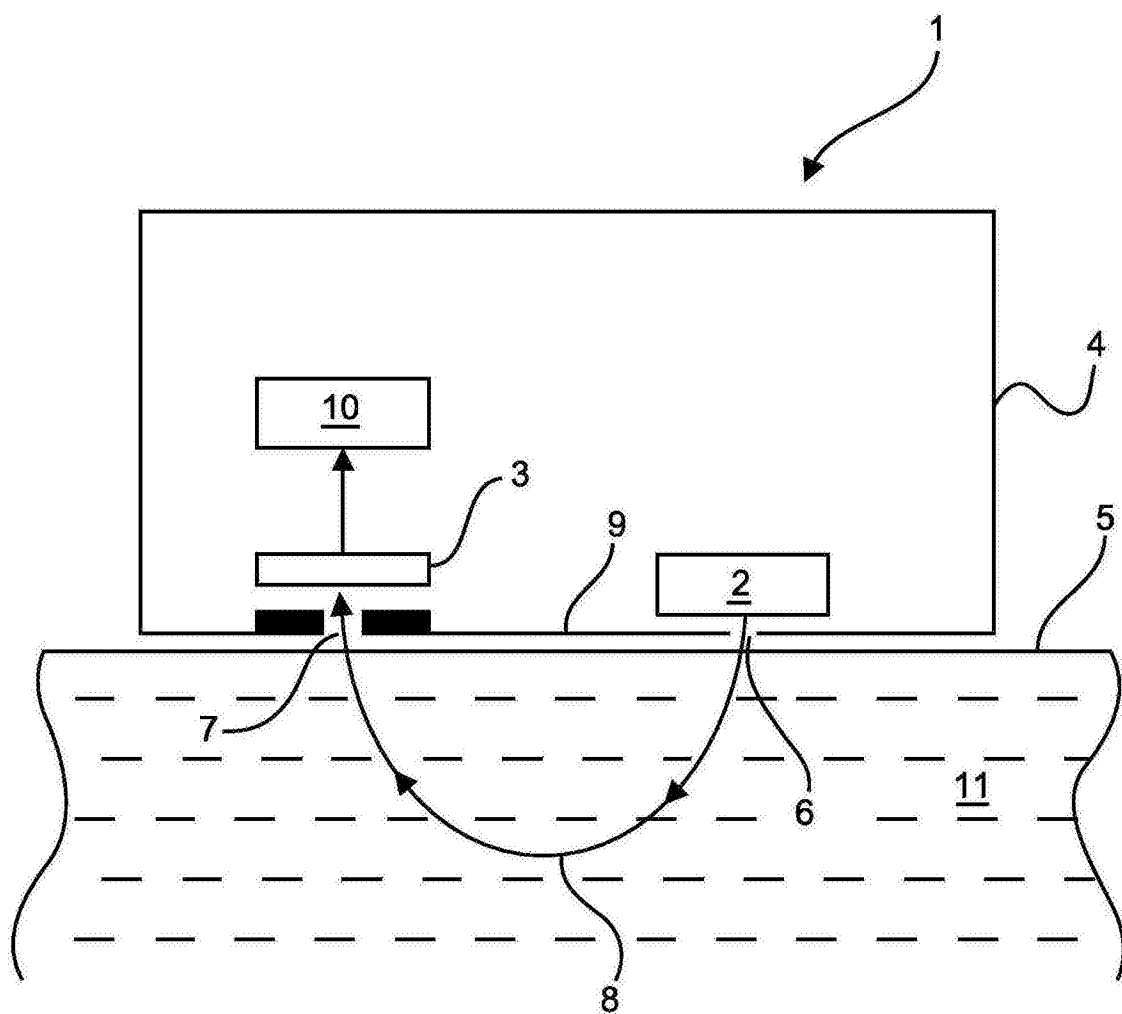


图1

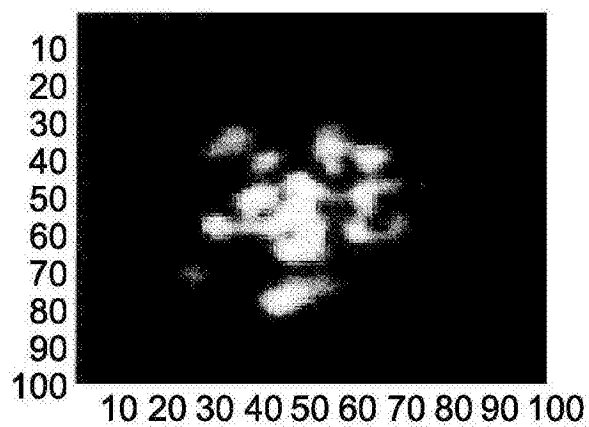


图2a

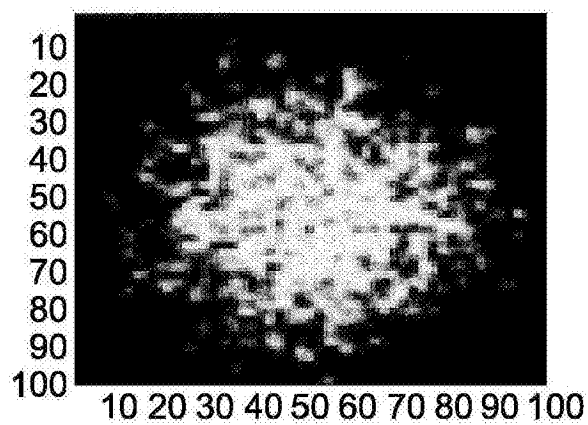


图2b

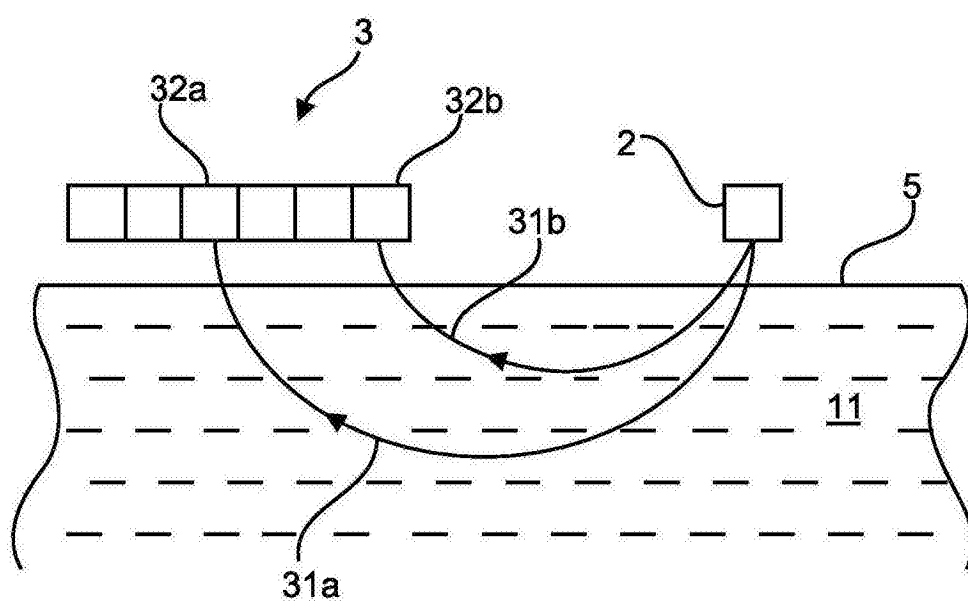


图3

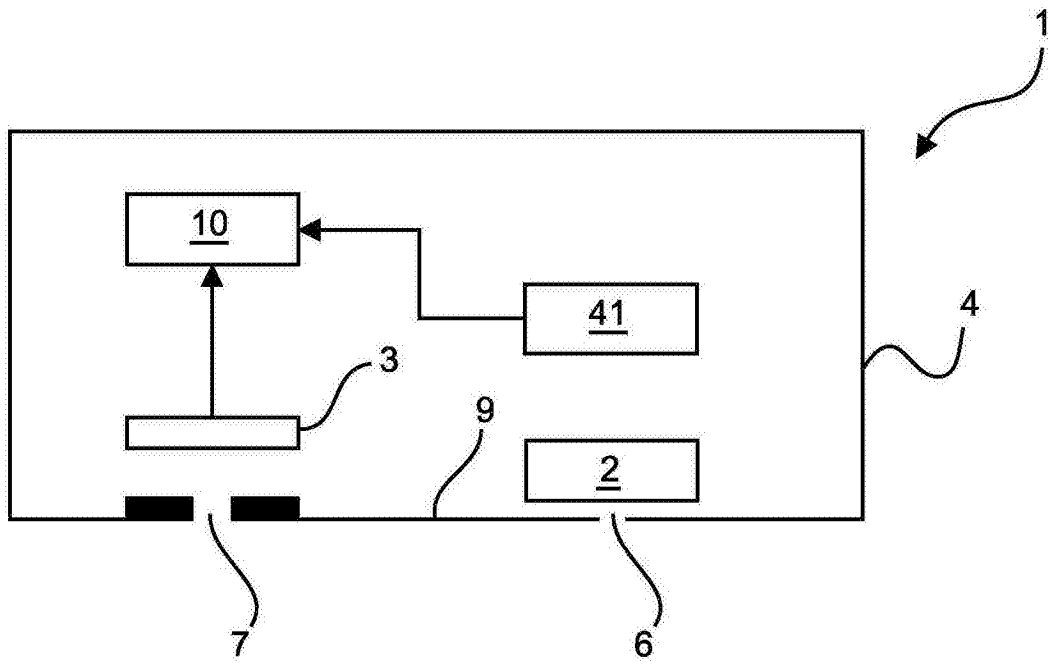


图4

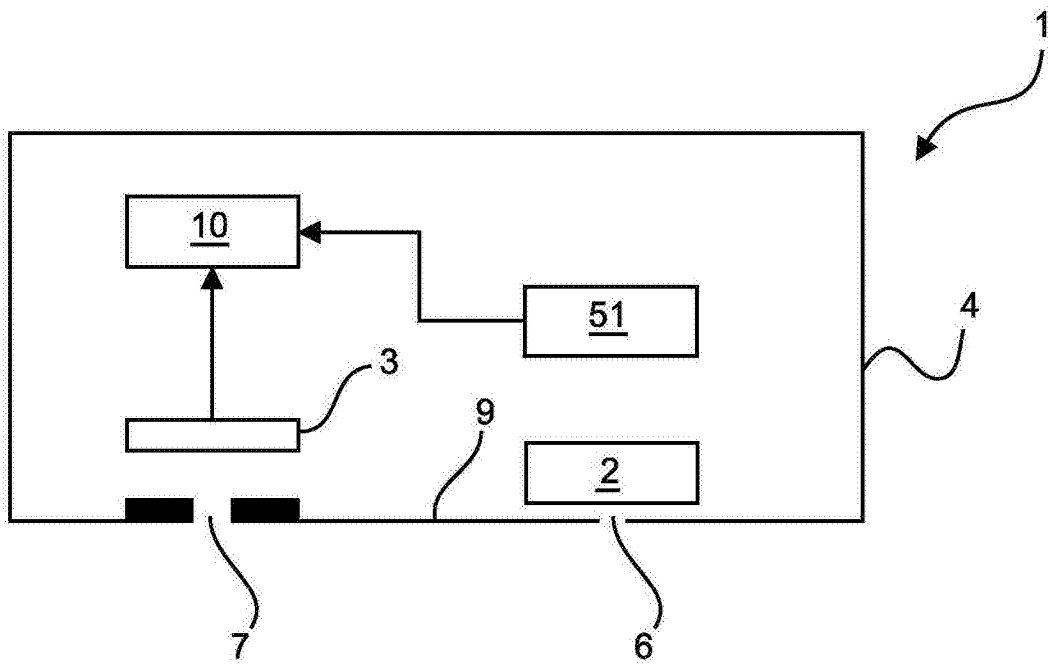


图5

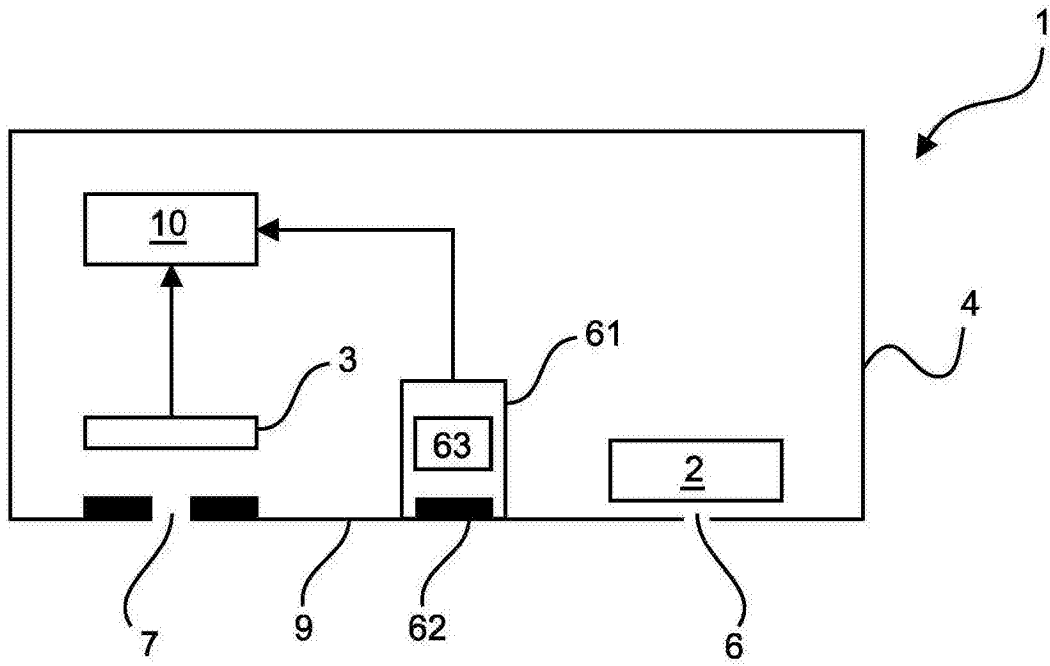


图6

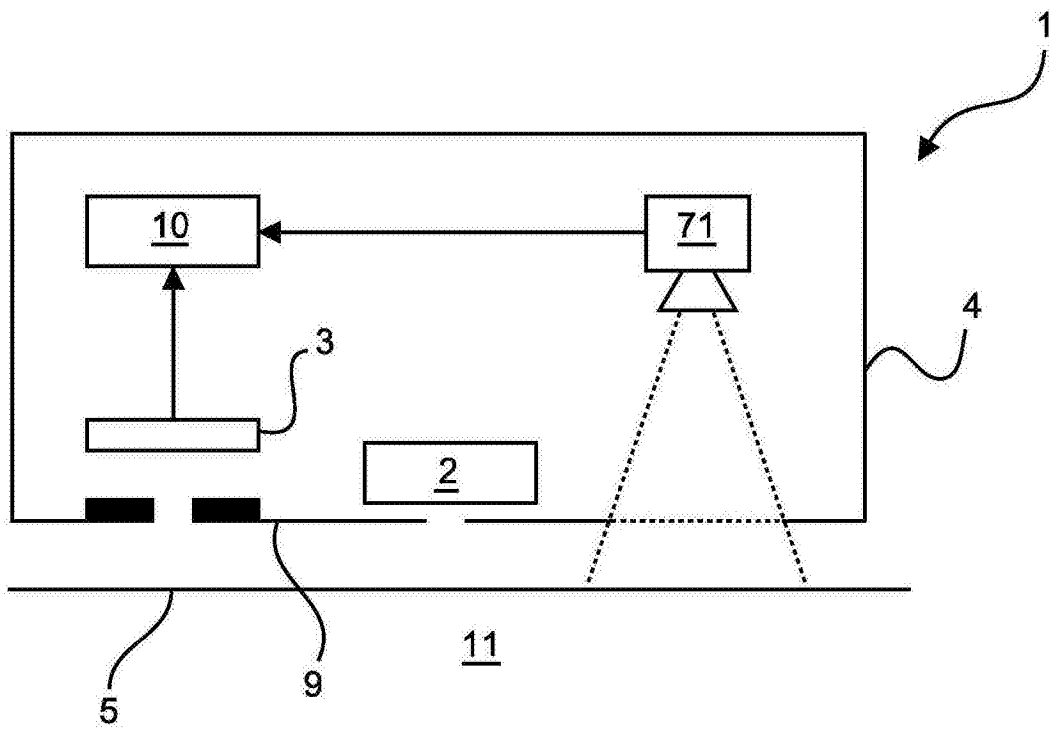


图7

专利名称(译)	用于测量血液灌注参数的光学激光散斑传感器		
公开(公告)号	CN107529990A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680021871.9	申请日	2016-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	CN普雷苏勒 L 奥普斯塔尔 F萨尔托尔 C 丘胡		
发明人	C·N·普雷苏勒 L·奥普斯塔尔 F·萨尔托尔 C·丘胡		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/02055 A61B5/02433 A61B5/02438 A61B5/0261 A61B5/6843 A61B5/6844 A61B5/721 A61B5/7214 A61B2562/0219 A61B5/02427 A61B5/746 A61B2562/0238 A61B2562/0242 A61B2562/04		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	2015163714 2015-04-15 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于确定用户的血液灌注参数的光学传感器装置(1)。光源(2)提供用于在组织样本(11)中散射的相干光，且光检测单元(3)以再发射几何结构接收散射的相干光，光检测单元(3)包括用于根据不同的组织深度以与光源(2)相距递增的距离采集光强度值的多个光检测元件(32a；32b)。评估单元(10)基于采集到的光强度来确定对比度值，基于与不同的组织深度相关联的对比度值来确定血液灌注参数的一个运动校正值。此外，本发明涉及一种使用传感器装置(1)确定至少一个血液灌注参数的方法。

