



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108601524 A

(43)申请公布日 2018.09.28

(21)申请号 201680064528.2

(22)申请日 2016.09.05

(30)优先权数据

62/214,274 2015.09.04 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2016/052728 2016.09.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/037479 EN 2017.03.09

(71)申请人 福法斯哈比斯英国有限公司

地址 英国诺丁汉郡

申请人 诺丁汉大学

(72)发明人 S·麦克马斯特 B·海斯-吉尔

S·摩根 S·科尔波什

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 张浴月 金鹏

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

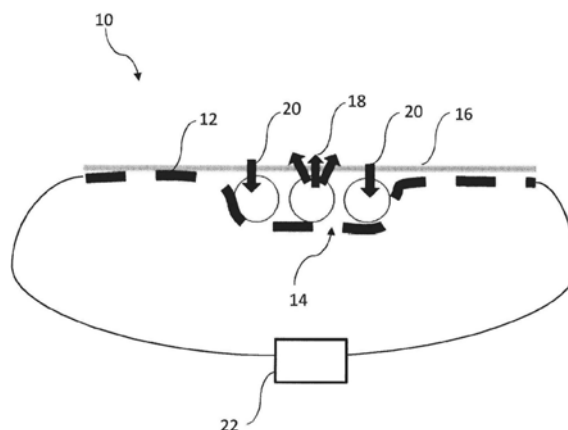
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

组合的织物压力和光学传感器

(57)摘要

提供了一种组合传感器,其适于测量至少一种医疗或临床体征。组合传感器包括:织物传感器,被配置为确定施加到所述组合传感器的压力;以及光学传感器。光学传感器通常包括至少一个光纤传感器(FOS),并且可以用作光电容积脉搏波(PPG)传感器,可选地,反射模式光电容积脉搏波(PPG)传感器。组合传感器能够消除由佩戴传感器的受试者的移动引起的运动伪影,从而有利于对受试者的长期动态监测。



1. 一种组合传感器,包括:  
织物传感器,被配置为确定施加到所述组合传感器的压力;以及  
光学传感器。
2. 根据权利要求1所述的组合传感器,其中,传感器适于测量至少一种医疗或临床体征。
3. 根据权利要求1或2中任一项所述的组合传感器,其中,所述医疗或临床体征包括至少一种生命体征。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的组合传感器,其中,所述医疗或临床体征包括从由以下构成的组中选择的至少一种体征:体温、血压、氧饱和度、毛细血管再充盈时间CRT、脉搏/心率包括、和警觉。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的组合传感器,其中,所述组合传感器与受试者的皮肤表面接触来使用或在受试者的皮肤表面附近使用。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的组合传感器,其中,所述织物传感器包括编织传感器。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的组合传感器,其中,编织传感器包括被编织为织物的导电纱线,所述织物包括形成限定的线迹图案的多个线迹,所述线迹图案提供可测量接触电阻,其中,当向所述织物传感器施加压力时,所述可测量接触电阻改变。
8. 根据权利要求7所述的组合传感器,其中,所述压力为所述织物传感器的被施加的按压的形式。
9. 根据权利要求7或8中任一项所述的组合传感器,其中,所述线迹图案包括从由以下构成的组中选择的线迹:平纹线迹、集圈线迹、浮线线迹、和/或衬垫纱线、以及其任何组合。
10. 根据权利要求1至9中任一项所述的组合传感器,其中,所述光学传感器包括至少一个光源。
11. 根据权利要求10所述的组合传感器,其中,所述光源包括发光二极管LED。
12. 根据权利要求1至11中任一项所述的组合传感器,其中,所述光学传感器是光电容积脉搏波PPG传感器,可选地为反射模式光电容积脉搏波PPG传感器。
13. 根据权利要求1至12中任一项所述的组合传感器,其中,所述光学传感器包括至少一个光纤传感器FOS。
14. 根据权利要求13所述的组合传感器,其中,所述FOS包括:  
至少第一传输纤维,具有远端和近端,其中,所述第一传输纤维在其近端与第一光源连接并且从其远端传输光;以及  
第一接收纤维,具有远端和近端,其中,所述第一接收纤维在其近端与第一光电检测器连接并且在其远端接收光;  
其中,所述第一传输纤维的远端与所述第一接收纤维的远端轴向地或同轴地充分对准,使得从所述第一传输纤维传输的光能被所述第一接收纤维接收。
15. 根据权利要求14所述的组合传感器,其中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过气隙分开。
16. 根据权利要求14所述的组合传感器,其中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过光纤的外部包层已被除去的区域分开。

17. 一种组合传感器,适用于与人或动物受试者的皮肤表面直接接触来使用或者在人或动物受试者的皮肤表面附近使用,所述组合传感器包括:

(i) 织物传感器,

所述织物传感器包括编织传感器,其中,所述编织传感器包括被编织以形成织物的导电纱线,所述织物包括限定线迹图案的多个线迹,所述线迹图案包括可测量电接触电阻,其中,当向所述织物传感器施加外部压力时,所述可测量电接触电阻改变;以及

(ii) 光学传感器,

所述光学传感器包括光纤反射模式光电容积脉搏波PPG传感器。

18. 根据权利要求18所述的组合传感器,其中,

所述PPG传感器包括至少第一传输纤维和第一接收纤维,所述第一传输纤维具有远端和近端,其中所述第一传输纤维在其近端与第一光源连接并且从其远端传输光,所述第一接收纤维具有远端和近端,其中所述第一接收纤维在其近端与第一光电检测器连接并在其远端接收光;

其中,所述第一传输纤维的远端与所述第一接收纤维的远端轴向地或同轴地充分对准,使得从所述第一传输纤维传输的光能被所述第一接收纤维接收。

19. 根据权利要求18所述的组合传感器,其中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过气隙分开。

20. 根据权利要求18所述的组合传感器,其中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过光纤的外部包层已被除去的区域分开。

21. 根据权利要求1至20中任一项所述的组合传感器,用于监测人或动物受试者的运动或任务导向表现的方法中。

22. 根据权利要求1至20中任一项所述的组合传感器,用于监测人或动物患者的临床体征和/或症状的方法中。

23. 根据权利要求22所述的组合传感器,其中,人或动物患者患有从由下述组成的组中选择的临床病症或疾病:I型或II型糖尿病、周围血管疾病、心血管疾病、肾脏疾病、高血压、肢体溃疡和心律失常。

24. 一种服装,包括权利要求1至20中任一项所述的组合传感器。

25. 一种伤口敷料,包括权利要求1至20中任一项所述的组合传感器。

26. 一种用于从由皮肤表面安装的光学传感器获得的测量去除运动伪影的方法,包括:在皮肤表面安装的光学传感器的位置处连续记录所施加的按压;以及对所述测量施加校正,以将所述测量标准化并消除运动伪影。

27. 根据权利要求26所述的方法,其中,通过将所述光学传感器与测量所施加的按压的传感器结合,来实现在皮肤表面安装的光学传感器的位置处连续记录所施加的按压。

## 组合的织物压力和光学传感器

### 技术领域

[0001] 本发明涉及可接触人体皮肤并监测临床体征的传感器,特别是可穿戴式传感器。

### 背景技术

[0002] 织物设计中越来越重要的领域是“智能织物”,其中从服装中收集代表生理数据的电信号并将其传输到远程位置,例如用于医疗保健专业人员进行监测、评估和干预。然而,因为这种织物设备包括置于织物外壳中并作为服装佩戴的固态电子器件,所以它们通常不是真正的“智能”织物。

[0003] 因为传感器需要能够准确地并在正确情况下测量临床体征和生理参数,所以开发与人或动物相互作用的基于织物的传感器系统是有挑战性的。但是,这种传感器决不可以成为累赘也不可以妨碍正常移动和活动。大多数基于织物的传感器系统的显著缺点是,当受试者进行正常移动时,例如走路或改变身体位置时,这些传感器系统会故障。这是由所谓的“运动伪像”导致的,“运动伪像”被引入测量并且可能会严重影响测量阈值或基准。

[0004] 存在许多关键的生理参数和临床体征,其需要使用被研究对象佩戴的基于织物的传感器进行测量。毛细血管再充盈时间(CRT)是施加和去除压力之后,皮肤表面下的血液微循环再充满血液所用的时间。目前使用简单的定量测量(手指按压皮肤,并计量颜色恢复的时间)或复杂的定量测量(使用用胶带粘附至适当身体部位的光纤传感器)来完成CRT测量。可以通过步态分析实验室中的固定压力垫或更昂贵的矫正衬垫进行足底压力感测。存在很少几种装置可以每小时/每天分析糖尿病足神经病变的患者增加的相对足底压力。动态血压监测器仍然比较笨重。血压是广泛用作疾病的指标的基本生理参数,其所以被称为“生命体征”,因此“真正”动态将代表显著进步。还要注意,血压的动态或“在家”监测产生的结果最好的情况下也是模糊的,因此对临床医生来讲用途有限。目前通过手指或耳垂装置定期监测氧饱和度(SpO<sub>2</sub>)。

[0005] 因此,期望提供一种基于织物的传感器,该传感器可以提供关键生理参数和临床/医疗体征的动态监测。

[0006] 设计本发明以缓解或克服与现有技术相关的至少一些上述问题和缺点。

### 发明内容

[0007] 根据本发明的一个方面,提供一种组合传感器,包括:织物传感器,被配置为确定施加到所述组合传感器的压力;和光学传感器。通常,组合传感器与受试者的皮肤表面接触来使用或在受试者的皮肤表面附近使用。

[0008] 适当地,组合传感器适于测量至少一种医疗或临床体征,例如至少一种生命体征。典型地,医疗或临床体征包括选自由下述构成的组的至少一种体征:体温、血压、氧饱和度、毛细血管再充盈时间(CRT)、脉搏/心率包括、和警觉。

[0009] 根据本发明的一个实施例,织物传感器包括编织传感器。

[0010] 在本发明的具体实施例中,编织传感器包括被编织为织物的导电纱线,所述织物

包括形成限定的线迹图案的多个线迹,所述线迹图案提供可测量接触电阻,其中,当向所述织物传感器施加压力时,所述可测量接触电阻改变。适当地,所述压力为所述织物传感器的被施加的按压的形式。

[0011] 在本发明的具体实施例中,所述线迹图案包括从由以下构成的组中选择的线迹:平纹线迹、集圈线迹、浮线线迹、和/或衬垫纱线、以及其任何组合。可选地,线迹图案包括至少50%的平纹针迹。在该实施例中,剩余的针迹可以包括浮线线迹和集圈线迹的组合。可替代地,剩余线迹可以包括大约5%的浮线线迹和大约45%的集圈线迹的组合。在另一个可替代实施例中,剩余线迹包括大约10%的浮线线迹和大约40%的集圈线迹。可选地,在本发明的又一些实施例中,剩余线迹包括大部分(例如大于一半)的浮线线迹或集圈线迹。

[0012] 在本发明的具体实施例中,光学传感器包括至少一个光源。适当地,光源包括发光二极管(LED)。在本发明的一个实施例中,光学传感器是光电容积脉搏波(PPG)传感器,诸如反射模式PPG传感器。

[0013] 根据本发明的具体实施例,光学传感器包括至少一个光纤传感器(FOS)。典型地,FOS包括至少一个光纤,本发明的FOS适当地可以包括多个光纤,可选地,FOS可以包括多于三个的光纤。

[0014] 在本发明的具体实施例中,FOS包括:至少第一传输纤维,具有远端和近端,其中,所述第一传输纤维在其近端与第一光源连接并且从其远端传输光;以及第一接收纤维,具有远端和近端,其中,所述第一接收纤维在其近端与第一光电检测器连接并且在其远端接收光;其中,所述第一传输纤维的远端与所述第一接收纤维的远端轴向地或同轴地充分对准,使得从所述第一传输纤维传输的光可被所述第一接收纤维接收。

[0015] 在本发明的一个实施例中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过气隙分开。适当地,气隙的长度为最多大约10mm,通常小于约10mm,可选地不超过约7mm。

[0016] 根据本发明的另一实施例,第一传输纤维和第一接收纤维包含在单个集成光纤内,然而,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过光纤的外部包层已被除去的区域分开。适当地,包层被除去区域的长度为最多约10mm,通常小于约10mm,适当地不超过约7mm。

[0017] 本发明的第二方面提供了一种组合传感器,适用于与受试者的皮肤表面直接接触来使用或者在受试者的皮肤表面附近使用,所述组合传感器包括:

[0018] 织物传感器,

[0019] 所述织物传感器包括编织传感器,其中,所述编织传感器包括被编织以形成织物的导电纱线,所述织物包括限定线迹图案的多个线迹,所述线迹图案包括可测量接触电阻,其中,当向所述织物传感器施加外部压力时,所述可测量接触电阻改变;以及

[0020] 光学传感器,

[0021] 所述光学传感器包括光纤反射模式光电容积脉搏波图(PPG)传感器。

[0022] 本发明的具体实施例提供了一种组合传感器,其中,所述PPG传感器包括至少第一传输纤维和第一接收纤维,所述第一传输纤维具有远端和近端,其中所述第一传输纤维在其近端与第一光源连接并且从其远端传输光,所述第一接收纤维具有远端和近端,其中所述第一接收纤维在其近端与第一光电检测器连接并在其远端接收光;其中,所述第一传输

纤维的远端与所述第一接收纤维的远端轴向地或同轴地充分对准,使得从所述第一传输纤维传输的光可被所述第一接收纤维接收。可选地,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过气隙分开。适当地,气隙的长度为最多约10mm,典型地小于约10mm,适当地不超过约7mm。在本发明的可替代实施例中,所述第一传输纤维的远端和所述第一接收纤维的远端通过光纤的外部包层已被除去的区域分开。适当地,未包覆区域的长度为最多约10mm,通常小于约10mm,适当地不超过约7mm。

[0023] 本发明的第三方面提供了如前所述的传感器,用于监测人或动物受试者的运动或任务导向表现(任务导向行为)的方法中。

[0024] 本发明的第四方面提供了如前所述的传感器,用于监测人或动物患者的临床体征和/或症状的方法中。本发明的具体实施方式提供了如前所述的传感器,其中患者或动物患有从由下述组成的组中选择的一种或更多种临床病症或疾病:I型或II型糖尿病、周围血管疾病、心血管疾病、肾脏疾病、高血压和心律失常。

[0025] 本发明的第五方面提供了一种包括前述组合传感器的服装。可选地,服装包括短袜或长袜。

[0026] 本发明的第六方面提供了一种伤口敷料,包括前述组合传感器。伤口敷料适当地包括绷带。

[0027] 本发明的第七方面提供了一种方法,用于从由皮肤表面安装的光学传感器获得的测量去除运动伪影,包括:在皮肤表面安装的光学传感器的位置处连续记录所施加的按压;以及对所述测量施加校正,以将所述测量标准化并消除运动伪影。在本发明的具体实施例中,通过将所述光学传感器与测量所施加的按压的传感器结合,来实现在皮肤表面安装的光学传感器的位置处连续记录所施加的按压。适当地,测量所施加按压的传感器是本文所述类型的织物传感器。可选地,皮肤表面安装的光学传感器包括如本文所述的FOS。

[0028] 在本申请的范围内,明确意图的是,在前面段落、权利要求书和/或以下描述和附图中阐述的各个方面、实施例、示例和替代方案,并且尤其是其各个特征可以是独立或以任何组合取得。也就是说,所有实施例和/或任何实施例的特征可以以任何方式和/或组合进行组合,除非这些特征不兼容。申请人保留更改任何原始提交的权利要求或相应提交任何新的权利要求的权利,包括修改任何原始提交的权利要求以从属于和/或包括任何其它权利要求的任何特征的权利,尽管最初并未以这种方式请求保护。

## 附图说明

[0029] 现在将仅通过示例的方式参考附图描述本发明的一个或更多个实施例,附图中:

[0030] 图1是根据本发明实施例的与皮肤表面接触的组合传感器的示意图;

[0031] 图2是在图1的组合传感器中使用的交叉配置光纤传感器的示意图;

[0032] 图3是示出使用图2的交叉配置光纤传感器进行的毛细血管再充盈时间测量的图表;

[0033] 图4a是单面平纹线迹图案中两个互连纱线单元的示意图;

[0034] 图4b是图1的组合传感器中使用的织物传感器中的平针单面平纹线迹图案的示意图;

[0035] 图5是织物传感器的可替代实施例的示意图,该织物传感器的线迹图案具有单面

平纹线迹、浮线线迹和集圈线迹；

[0036] 图6a和图6b是说明图5所示类型的织物传感器测量压力的适用性的图表；

[0037] 图7a是示出在使用组合传感器的织物传感器测量的图7b的毛细血管氧饱和度测量期间施加于手指的重量的图表；

[0038] 图7b是示出使用图2的交叉配置光纤传感器进行的毛细血管氧饱和度测量的图表；

[0039] 图8是说明使用图1的组合传感器为患者建立CRT的组合测量的图表；

[0040] 图9是可用于组合传感器中的同轴配置光纤传感器的示意图；

[0041] 图10是可用于组合传感器中的连续配置光纤传感器的示意图；

[0042] 图11是示出使用图11的连续配置光纤传感器进行的毛细血管再充盈时间测量的图表；

[0043] 图12是组合传感器的示意性平面图；

[0044] 图13是示出组合传感器可用于测量脚的生理参数的位置的脚底的图片；以及

[0045] 图14是在图13所示的位置上对脚底进行的一组组合测量。

## 具体实施方式

[0046] 本文引用的所有参考文献全文以引用的方式并入。除非另外定义，否则本文使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的相同的含义。

[0047] 在阐述本发明之前，提供了一些有助于理解本发明的定义。

[0048] 如在本说明书中所使用的，除非上下文另外明确指出，否则单数形式也包括复数指示物。因此，例如，术语“传感器”旨在表示单个传感器或多于一个传感器或传感器阵列。对于本说明书，诸如“向前”、“向后”、“前”、“后”、“右”、“左”、“向上”、“向下”等术语是为了方便描述的词语，而不应被解释为限制性术语。另外，被称为“并入本文”的任何参考应理解为其整体并入。

[0049] 如本文所使用的，术语“包括”表示任何所列举元素都必须包括在内，并且可以可选地也包括其它元素。“本质上由……组成”表示必须包括任何所列举元素，排除将实质上影响所列出元素的基本特征和新颖特征的元素，并且可以可选地包括其它元素。“由……组成”表示排除所列出元素之外的所有元素。由这些术语中的每个定义的实施例都在本发明的范围内。

[0050] 如本文所使用的，术语“远端”和“近端”用于指沿装置的纵向轴线的定向。由于本发明的纤维本质上是伸长的且符合单一维度，所以在使用中，远端方向指的是离源或接收器最远的纤维末端，近端方向指的最接近源或接收器的纤维末端。应该指出，术语“近端”不应该与术语“接近”相混淆，后者采用“靠近”的常规含义。

[0051] 对于本文，“运动伪影”是由传感器设备或应用该设备的受试者的运动引入的信号感知或表示中的任何错误。运动可以由佩戴本发明设备的受试者的随意或非随意运动引起。

[0052] 如本文所用，术语“接触电阻”用于指由于接触纱线而引起的织物的一部分的总电阻。接触电阻随着纱线接触面积而变化，并且可以根据施加到织物上的重量或张力而改变。

等式  $R_c = \frac{\rho}{2} \sqrt{\frac{\pi H}{F}}$  是霍尔姆接触电阻方程的一种表示,其中  $R_c$  是接触电阻,  $\rho$  是材料电阻率,  $H$  是材料硬度,  $F$  是法向力。等式  $R_c = \frac{\rho}{2} \sqrt{\frac{\pi H}{nP}}$  是霍尔姆方程的另一种表示,它与基于织物的接触电阻更相关。 $F$  由  $nP$  代替,其中  $n$  是织物中相邻纱线之间接触点的数量,  $P$  是接触压力。材料硬度和电阻率是取决于织物的材料特性的常数。因此,接触电阻与接触点的数量和接触压力成反比。也就是说,更多的接触点导致更低的接触电阻。因此,随着接触点的数量和/或接触压力增大,接触电阻减小。如本文所用,接触电阻提供纱线或织物中的导电率的量度。在“微观”尺度下,表面粗糙度限制了表面与表面的接触。另外,随着压力增加,接触点的数量增加,并且最终在“纳米”尺度下,各个接触点“结合”成更大的接触面积。“积分求和”和“有限元法 (Finite Element Method, FEM)”是可用于确定这些接触点的极限以及由此产生的接触面积的技术。

[0053] 如本文所使用的,术语“织物”和“织品”指由已被组合的多个单根纤维制造的柔性材料。织物或织品可以是梭织的、针织的、钩编的、铺展的或用可用纤维实现的任何其它种类的交织完成的。关于织物使用的“纤维”指任何大致细长的纱线或线。

[0054] 如本文所使用的,“浮线线迹 (miss stitch, 漏线)”被定义为这样一种编织线迹 (knitting stitch),其中至少一个织针保持旧线圈并且不接收穿过一个或更多个线圈纵行 (wale, 经线) 的任何新纱线。浮线线迹连接不在相邻线圈纵行的同一线圈横列 (course, 纬线) 的两个线圈。

[0055] 对于本文,“平针线迹 (plain stitch)”指其中纱线线圈被拉到织物的线圈反面的编织线迹。平针线迹在织物面上产生一系列线圈纵行或纵罗纹,并在背部上产生一系列线圈横列或横向线圈。平针线迹也可以称为“单面编织平纹线迹 (single-knit jersey stitch)”或“单面平纹线迹 (single jersey stitch)”。

[0056] 本文使用的“集圈线迹 (tuck stitch)”被定义为这样一种编织线迹,其中纱线保持在织针的钩中并且不形成新的线圈。

[0057] 图4a是包括单面平纹线迹100的织物的示意图,并且图示了纱线接触区域的概念。在平纹编织织物中,织针线圈104或纱线单元包括头104和形成套索108的两个侧腿106。在每个腿106的基部处是脚110,其缠入于先前编织周期形成的沉降线圈112的头部104。织针线圈104的腿106从沉降线圈112的一侧(或面)穿过沉降线圈112的腿106和头104到达沉降线圈112的另一侧/面,然后附近打环,以往回穿过沉降线圈112的头104和另一条腿106而回到沉降线圈112的原始侧/面。线迹长度114被定义为包括织针线圈104和在其任一边上的沉降线圈112的一半的纱线的长度。

[0058] 纱线接触面积受织物的许多不同变量影响,并且对由导电纱线形成的织物的接触电阻有直接影响。接触电阻与纱线接触表面区域的传导特性有关。较大的纱线接触面积和较小的纱线表面粗糙度导致对通过织物的电信号具有较低的阻力。因此,纱线接触面积的增加导致接触电阻成比例下降。纱线变量、线迹变量和织物变量各自影响纱线接触面积,并且因此提供可用于特定设计具有纱线接触面积的织物的变量,并因此提供适用于特定感测活动或用途的接触电阻。

[0059] 可能影响接触电阻的变量包括:纱线类型或成分;纱线制造方法;纱支数;线迹类

型、构成或图案；线迹长度；线迹百分比；平均电阻率 (MER)；织品厚度；织品重量；光学孔隙率 (OP)；和永久伸展百分比 (PPS)。

[0060] 图4b是单面平纹线迹图案的示意图。在该图案中，互连的线迹线圈接触单面平纹接触点116。在单面平纹线迹图案中，一个线迹一次基本上仅在相邻线迹(或织品)的一侧或表面上接触相邻线迹。也就是说，在两个互连的线迹线圈中，第一线迹线圈的腿在第二线迹线圈的一个表面上接触第二相邻线迹线圈的脚。在第二线迹线圈的相反表面上，第一线迹线圈的头接触第二线迹线圈的腿。结果，单面平纹接触点被限于相邻线圈的相对较小的交叉点。

[0061] 如本文所使用的，术语“光学纤维”或“光纤”是可以传送电磁信号的柔性透明细线。光学纤维的透明芯被其外周表面上的包层材料包围，包层材料具有与芯的折射率不同的折射率，从而确保到达包层和芯之间边界的电磁波被全内反射。

[0062] 如本文所用的短语“皮肤表面”旨在表示受监测的受试者(通常是人或动物)的表皮表面。在哺乳动物中，皮肤包括外表皮层和下面的真皮、以及包括与皮肤相关的脉管系统的支撑组织。

[0063] 本发明提供了一种组合传感器，其包括包含有织物传感器和光学传感器的织物。组合传感器被配置为与受试者的皮肤表面直接物理接触来使用或在其附近使用。组合传感器被配置为测量感测活动。在本发明的一个实施例中，组合传感器被配置为监测单个感测活动。在本发明的另一个实施例中，组合传感器能够同时和/或连续地测量和监测多个感测活动。

[0064] 本发明的装置适用于测量以及连续监测重要的生理参数和医疗/临床体征(例如，感测活动)，例如从包括下述的非限制性组中选择的那些：体温、血压、氧饱和度、毛细血管再充盈时间(CRT)、包括正常心率变化的心率(例如心律失常)、和警觉。本领域技术人员将意识到，本发明的装置和方法不是专门用于诊断或预测目的。生理参数和生命体征(也称为“生命特征”)的测量可用于多种目的，包括对任务导向成绩或运动表现的持续监测。举例来说，对宇航员、军事人员或极端环境中的其他工作人员(例如深海潜水员)的连续监测是常规性的，而不是唯一的诊断性质。

[0065] 在一个具体实施例中，本发明提供了一种组合传感器，其包括如图1所示的包含至少一个织物传感器(TS)和至少一个光纤传感器(FOS)的织物。图1示出了组合传感器10的横截面，TS 12与FOS 14接触并对FOS 14施加按压。以这种方式，FOS 14被牢固地靠着受试者的皮肤表面16放置，在这种情况下是患者的脚的底。由FOS 14发射的光被皮肤表面16和皮肤表面16下方的血液循环所吸收18或反射回20。TS 12连接到中央控制单元22，中央控制单元22测量织物施加到TS 12以及因此施加到FOS 14的力的大小。

[0066] 如图1所示的FOS 14是反射模式光电容积脉搏波(PPG)传感器，其配置在图2中示出。图2示出了图1中FOS 14的部分24的平面视图布置，并且为了清楚起见，图2中不包括织物传感器12。为了与其它可能的光学传感器配置区别开来，图2的FOS 24在下文中将被称为交叉配置FOS 24，其包括：第一和第二传输光纤，在下文中称为左传输光纤26和右传输光纤28；以及对应的第一和第二接收纤维，在下文中称为左接收纤维30和右接收纤维32。如传统光纤一样，纤维的外表面涂覆有包层，以确保沿着光纤的长度发生全内反射，从而减少信号的任何可能损失或噪声向信号内的引入。

[0067] 交叉配置FOS 24还包括诸如第一和第二(左和右)发光二极管34和36(LED)的光源或多个光源,以及诸如左和右光电检测器38和40的对应的第一和第二接收器或多个接收器。每个LED 34、36连接到其相应传输纤维26、28的近端42、44,并且将光传输到相应传输纤维26、28的远端46、48。通过切断或割断纤维26、28形成横向表面来形成每个末端42、44、46、48,该横向表面可以相对于纵向轴线成大约45度的角度。然后,可以抛光末端42、44、46、48的表面,以促进最佳的光传输。传输纤维26、28的远端46、48同轴地布置为彼此相对,以一定距离间隔开,使得在传输纤维26、28的两个远端46、48之间形成气隙50。纤维26、28因此在交叉配置FOS 24平放时沿着纵向的第一轴线52对准,并且布置在距中心轴线54特定距离处且在中心轴线54的任一侧上,该中心轴线54垂直于纵向轴线52,传输纤维26、28沿着纵向轴线52布置。

[0068] 类似地,每个光电检测器38、40连接到其相应的接收纤维30、32的近端56、58,并接收来自相应接收纤维30、32的远端60、62的光。接收纤维30、32的远端60、62位于中心轴54上,纤维30、32沿相反方向远离中心轴54延伸。至少在每个纤维30、32的远端60、62附近,纤维30、32与传输纤维26、28平行排列,并且偏离传输纤维26、28。

[0069] 通过使接收纤维30、32与传输纤维26、28偏移,传输纤维26、28之间的气隙50限制了纤维26、28、30、32之间的感测区域64。在使用中,沿着传输纤维26、28中的每一个,通过其相应的LED 34、36将光信号传送至感测区域64。每根纤维的近端和远端通过切割和抛光纤纤维来形成,因此末端未被包层覆盖,从而允许光进入和出去。对于每个传输纤维26、28,光信号进入纤维26、28的近端42、44,并且通过全内反射机制沿着传输纤维26、28传播。在远端46、48处,光离开纤维26、28并且被传输到可能与受试者的皮肤表面相邻的感测区域64中。反射和/或吸收影响能够进入接收纤维30、32的远端60、62的光的量。进入接收纤维30、32的光完全传输通过纤维30、32,直到它到达光电检测器38、40,其中在光电检测器38、40处测量信号强度。通过仅允许光在感测区域64处出去,信息损失被最小化并且实现了更高的信噪比(SNR)。

[0070] 图3示出了交叉配置FOS 24的效力和能力。通过测量应用有传感器24的患者皮肤中的毛细血管再充盈时间(CRT)而获得图3。当如图3所示用交叉配置FOS 24测量时,以规则时间间隔施加按压形式的压力并将其移除。当将压力施加到传感器24和皮肤表面16时,由于从传输纤维26、28到接收纤维30、32的光反射增大,所以由光电检测器38、40测量到的光强度增大。当压力被移除时,强度下降,直到稳定于皮肤完全被再注入血液时的基线水平。在每次施加压力至感测区域并将其移除之后,所测量的光的强度降低至一致的基线水平,从去除压力的时间点到返回基线水平读数的时间之间的时间对应于CRT。在图3中,CRT显示为大约2秒。然而,为了模拟正常的步行移动,每次施加的压力不同,导致测量中不同的峰值,并因此导致可能不同的CRT。为了减轻这种假象,组合传感器包括交叉配置FOS和TS。以这种方式,本发明的传感器允许所测量的光强度相对于施加的压力(由TS确定)被标准化,因此可以获得精确的CRT。此外,包含压力感测TS,这允许仅在超过预定阈值压力时测量CRT。因此,本发明的组合传感器配置允许传感器是真正动态的,其能够在受试者整个正常活动期间连续监测受试者。这具有相当大的优势,因为在临床环境中,这允许患者受最小的影响或妨碍来继续他们的日常事务。在非临床研究中,诸如在评估运动表现时,如果移动的自由度和范围受到影响的话,那么将受到最小影响。显然,这导致了至今为止的精度更高的

实际测量,这种测量的精度使用现有技术传感器布置是不能实现的。

[0071] 已经发现,强度水平的波峰与波谷之间的CRT测量的调制深度与所讨论的循环的绝对血量成比例。

[0072] 根据本发明的一个实施例,TS包含在织物的特定区域内并由导电纱线制成。TS通常是织物内的完全集成的编织传感器,其本身可以形成服装,该传感器已经被设计并适用于感测活动,例如用于感测所施加的压力和/或按压。TS可以被编织并且包括形成线迹图案的多个线迹。多个线迹可以包括平纹线迹、集圈线迹和浮线线迹、或衬垫纱线的任何组合。图4b中示出了示例线迹图案100,其中示出了包括100%平纹线迹的线迹图案100。这种合适的织物传感器是申请人为福法斯哈比斯英国有限公司(Footfalls and Heartbeats Ltd)的其他专利申请的主题,它们的申请号为PCT/IB2014/058866和PCT/IB2014/063929。

[0073] 图5是具有浮线和集圈线迹的单面平纹线迹图案101的示意图,其为可以与如本文所述的光学传感器(例如FOS)组合使用的TS的可替代实施例。具有浮线和集圈线迹的单面平纹线迹图案101包括单面平纹接触点116以及在浮线线迹118和集圈线迹120处的附加接触点。当集圈线迹线圈与相邻的线迹类型在一线圈横列中互连时,出现集圈线迹接触点122。当集圈线迹的集圈线圈压在集圈线迹的保持线圈上时,出现集圈线圈接触点124。当集圈线迹的保持线圈被迫靠在相邻的线迹线圈上时,形成保持线圈接触点126。

[0074] 与图4b所示的平针单面平纹线迹图案100相比,图5中的集圈线迹和浮线线迹结构中所示的不同接触点和区域允许具有不同线迹图案的织物之间的不同接触面积,因此可针对特定应用或感测活动专门设计可预测的接触电阻。

[0075] 在不偏离下面阐述的权利要求书的范围的情况下,可以在本发明的组合传感器中使用能够检测和确定所施加外力(诸如按压)的可替代可穿戴传感器。

[0076] 图6a和6b示出了本发明的一个实施例,并且具体地,示出了TS能够如何在可量化的范围内和作为原始数据测量施加到传感器的压力。TS是一种编织织物,其将导电纱线与50%平纹线迹、5%浮线线迹和45%集圈线迹的配置相结合。图6a是通过比较示出了来自TS的处理数据以及市售“Flexiforce”压力传感器的图表。随着时间的推移,将一直增大的压力水平施加至TS和Flexiforce传感器,利用测量值建立织物内的接触电阻(欧姆, $\Omega$ )(左手轴)与压力(mmHg)(右手轴)之间的关系。

[0077] 为了简短详尽地说明图6a,例如在10s和25s之间获取的读数对应于由商用压力传感器获取的20mmHg的压力,并对应于在织物中测得的约5500  $\Omega$ 。

[0078] 该测量表明TS中的压力与接触电阻之间存在明确的关系,并且允许建立电阻与压力之间的多项式关系,如图6b所示。

[0079] 在组合传感器中,FOS在位置上相对于TS适当地固定。FOS使用固定带来固定,固定带将每个FOS连接到织物或TS。可替代地,可以将传感器板设置在TS中,使得TS完全包围传感器板。然后通过固定带或粘合剂将FOS附着到传感器板上。

[0080] 在可替代实施例中,FOS被放置在织物中形成的通道中。纤维的末端暴露于TS处的皮肤表面,并且不放置在TS中。在可替代实施例中,FOS被放置到织物和TS中。在这样的构造中,织物结构可以帮助将FOS保持在期望的位置并且允许控制FOS的部件的尺寸稳定性。这样的布置将由FOS和感测区域相对于彼此运动引起的可能干扰以及对FOS的测量精度的可能干扰最小化。此外,在位置上将FOS保持在TS结构和织物传感器周围的织物结构中可以帮助

助避免FOS的光纤的“扭结”，“扭结”会导致问题并且降低传感器的寿命。

[0081] 现在考虑使用如上所述的组合传感器进行CRT实验，FOS和TS的源和接收器可以连接到诸如处理器的中央控制单元(未示出)。在例如经由无线协议和交换模块进行通信的移动设备(例如智能电话)中，处理器可以设置到组合传感器中或者可以在其外部。处理器被配置为实施和记录测量。在CRT测量期间，处理器将记录测量到的光强度返回到预定的基线水平所花费的时间，在该预定的基线水平处，血液在施加压力后灌注皮肤。压力将被测量，并且处理器将处理任何运动伪影。处理器被配置成从光检测器的输出确定毛细血管充盈率。

[0082] 众所周知，毛细血管充盈率可以表现出基本线性的温度依赖性，因此照射区域(或附近区域)的温度从而可以用于提供温度补偿(例如通过查找表的方式)。这可以通过使用TS或包括在织物中的单独TS来实现。可替代地，包括在织物中的参考纤维或热电偶提供温度补偿和其它参考信息。在一个实施例中，参考纤维被完全包覆并且不用于测量。取而代之地，将沿参考纤维传输的信号与已知值进行比较，并根据比较建立外部环境的参数，例如温度的任何变化。也可以包括参考纤维，以说明外部照明条件和可能引起接收光变化的变化。

[0083] 压力感测TS的输出可以用于触发毛细血管再充盈测量的计时，和/或可以基于卸载之前的加载的量和/或持续时间来校正毛细血管再充盈测量。以这种方式，组合传感器能够提供持续运行的动态传感器。如果组合传感器用于测量脚底的微循环，则穿戴者的日常步行可以触发将进行的测量。每次都可以进行相同压力的测量，从而使测量标准化并确保可以进行真正可重复的测量。另外，由于步行或任何脚底压力和脚底压力的移除可使测量被触发，所以许多CRT测量可以用于形成平均的精确值。

[0084] 在本发明的具体实施例中，处理器执行额外测量步骤并进行测量数据的分析。在其它实施例中，处理器改变光源的输出，以提供更高的信噪比。例如，如果环境照明条件特别明亮，则增加光源的强度，以确保光的基线阈值增加。

[0085] 在本发明的实施例中，处理器与电源通信。电源电连接到FOS的源和接收器以及TS。在一些实施例中，电源经由TS或经由被包括在织物中的另一导电纱线或另一些导电纱线电连接到源和/或接收器。

[0086] 为了进一步说明使用中的组合传感器的操作，使用交叉配置FOS来测量患者手指的毛细血管氧饱和度( $SpO_2$ )。结果如图7a和7b所示。使用光电容积脉搏波(PPG)利用红光和红外光测量 $SpO_2$ 。PPG波形包括由于每次心跳的血量的心脏同步变化而导致的脉动(“AC”)生理波形，并且叠加在具有由于呼吸、交感神经系统活动和温度调节所导致的各种低频分量的缓慢变化(“DC”)的基线上。

[0087] 图7a表示以规则的30秒间隔施加于手指的不断增大的压力而产生的施加不同的重量(导致不同的按压水平)的效果。图7b表示由交叉配置FOS所进行的测量。如图7a和图7b所示，重量的突然增加以及由运动引起的施加到手指的压力(例如在时间30s、60s、90s、120s和150s处所示的那些)对应于测量到的 $SpO_2$ 百分比的突然减小(其被指定为运动伪影)。通过结合这些运动伪影和 $SpO_2$ 百分比的知识，可以从测量中移除运动伪影，从而导致准确性的极大提高以及真正的动态监测。

[0088] 另外，可以看出， $SpO_2$ 水平在90s和120s之间上升到指示阈值压力已经被施加到手指的 $SpO_2$ 水平。在阈值以上，FOS的响应变得不准确。因此，如果在组合传感器使用期间超过

最大压力阈值,则在超出期间内测量到的 $SpO_2$ 水平被打折。相反,对于要记录的测量,必须超过最小压力阈值。可以看出,在大约0秒和10秒之间,不满足最小阈值,导致不正确的测量。因此,存在可以测量 $SpO_2$ 的最佳压力范围,并且这被本文所述类型的组合传感器识别和补偿。

[0089] 此外,图8中示出了使用与上述 $SpO_2$ 测量中的方法类似的方法来使用组合传感器进行的CRT测量的组合测量。在右手Y轴上测量施加到患者手指的压力,而反射光的强度在左手X轴上显示。X轴测量时间。在图8中可以看出,光强度响应于所施加的压力而变化。

[0090] 图9示出了可以在组合传感器10中使用的FOS 150的可替代配置。图9的FOS 150(以下称为同轴配置FOS 150)包括成对的纤维152,每对152具有传输纤维154和接收纤维156。虽然图9中示出了三个纤维对152,但根据预期用途可以包括更多对或更少对。每对纤维152是相同的,因此这里将仅描述一对。

[0091] 同轴配置FOS 150还包括用于每对纤维的光源(例如相应的发光二极管(LED) 158)和用于每对纤维152的接收器或相应接收器(例如光电检测器160)。与交叉配置FOS 24类似,每个LED 158连接到其相应传输纤维154的近端162,并将光传输到该传输纤维154的远端164。通过切割纤维154以形成与纤维154的纵向轴成 $45^\circ$ 角度的表面,从而形成每个末端162、164。然后抛光表面。每根传输纤维154的远端164同轴地布置成与其相应接收纤维156的远端166相对,以一定距离间隔开,使得在纤维154、156的两个远端164、166之间形成气隙168。因此,当同轴配置FOS 150平放时,纤维154、156沿着纵向轴线170对准。

[0092] 类似地,每个光电检测器160连接到其相应接收纤维156的近端172,并且接收来自该接收纤维156的远端166的光。

[0093] 传输纤维154和接收纤维156中的每一个除了在切割的远端164、166处之外包括沿着它们各自长度的包层,以确保全内反射。成对的纤维152沿相同方向布置并且彼此平行地布置。因此,传输纤维154的远端164沿轴线174对准,传输纤维154沿相同方向远离轴线174延伸。类似地,接收纤维156的远端166沿着另一个轴线176对准,接收纤维156平行地且沿相同方向远离轴线176延伸。三对纤维152彼此平行布置增加了电位感测区域178的尺寸。增加纤维数量还意味着可以检测到更多的散射光,这将在稍后讨论。

[0094] 在图10中示出了FOS 200的可替代配置。图10的FOS 200,在下文中被称为连续配置FOS 200,其包括平行布置的一个或更多个光纤202,每个光纤202具有传输部分204、接收部分206和感测部分208。虽然图10中示出了三根纤维,但根据预期用途可以包括更多或更少的纤维(例如一个或两个)。每根纤维都是相同的,所以这里只涉及单根纤维202。

[0095] 作为常规光纤,光纤的外表面涂覆有包层210,以确保沿着光纤的长度发生全内反射,由此减少信号的任何潜在损失或噪声引入到信号中。在图2和图9的先前实施例中,创建纤维之间的气隙52、168,实现了在感测区域64、178内的光交换。在连续配置FOS 200中,没有通过纤维202形成远端,并且纤维202从源212至接收器214是连续的,源212和接收器214设置在其纤维202的任一末端216、218处。在该配置200中,在感测部分208处将包层210从纤维202移除,以便将纤维的一部分内芯暴露于外部环境。

[0096] 因此,在连续配置FOS 200中,光通过全内反射沿着传输部分204传播。在感测部分208(其对应于前述实施例的感测区域64、178)处,光被允许从纤维202“渗漏”到受试者的相邻皮肤表面中。然后通过返回到感测部分208处的纤维202中并且沿着被包覆的接收部分

206行进到接收器214的光的量来测量光的反射或光在皮肤和皮下组织内的吸收。

[0097] 图10所示的连续配置FOS 200实施例包括平行布置且大致间隔开的三根纤维,再次能够用更少的纤维限定更大的感测区域220。

[0098] 图11示出了使用图10的传感器配置200完成的CRT测量。

[0099] 图12所示的强度调制说明,当在测量的0s和15s之间放置在空气中时,与在此时间段之后的测量时段期间反射的信号相比,少得多的信号被反射回接收纤维。在测量期间,更多的光被反射,并且灌注皮肤的血液对光的吸收导致对应于CRT的强度下降。

[0100] 在图12中,连续配置FOS 200与包含图4b所示类型的织物传感器101的织物250组合,由此形成组合传感器252。虽然这里示出了连续配置FOS200,但是可以以与先前所示的织物传感器101相同的方式来使用FOS 24、150的任何先前详述配置或FOS的任何其它配置。

[0101] 织物250具有两个“引导”区域254、256,其包括编织到织物250中的导电纱线,其将TS 101并因此将感测区域258连接到中央控制单元(未示出)和电源(未示出)。

[0102] FOS 200的光纤260设置为分开大约1mm,并且被放置到织物250中,使得它们的位置相对于TS 101容易保持。光纤260的未被包覆的感测部分262未被设置在织物250中,从而可以与皮肤表面形成最大接触,并且光纤260的未被包覆的感测部分262被布置为位于TS 101的中心处,在感测区域258中,光纤260的未被包覆的感测部分262沿着光纤260的轴线小于大约7mm。根据本发明的一个实施例,在轴向方向上小于约7mm的感测区域258确保了当受试者行走时光纤260的最小移动。

[0103] 在可替代实施例中,感测区域258大于大约1mm、2mm、3mm、4mm、5mm、6mm、7mm、8mm、9mm、至多10mm并且至多20mm中的任何一个。在每种情况下,TS 101被配置为对光纤260的相对位置特别敏感。可以使用大的TS 101来更好地对数据进行空间平均。

[0104] 上述光纤传感器的配置能够测量一系列生理参数,包括毛细血管再充盈时间(CRT)、毛细血管氧饱和度(从而允许该组合用于脉搏血氧测量)、足底压力、心率和心率变异性、以及血压。

[0105] 同时光纤传感器的与许多潜在生理应用有关的操作与上述用于测量CRT和SpO<sub>2</sub>的方法类似,上述FOS配置可应用于检测和处理从组织反射的光的波动斑点图案(fluctuating speckle pattern)的技术,诸如激光多普勒血流仪(LDF)和激光散斑对比度测量。这些技术用于监测血流量和压力。

[0106] 微循环并且因此LDF信号极大地受施加在组织上的压力的影响。结合的压力和LDF测量对于微血管测试(例如,对于后闭塞反应性充血)的临床相关测量是有用的。因此,本发明的组合传感器兼顾到运动伪影和所施加的压力而进行监测。因此,可以调节正确的压力并保持恒定,并且只在已知压力阈值以上才进行测量,确保不会出现异常或不精确的结果。

[0107] 在LDF中,相干光(通常来自激光)照射组织。通过移动红血球而散射的光经过多普勒频移,并与由静态组织散射的光(无多普勒频移)发生干涉,其提供了约20Hz-20kHz的频谱。该频谱由光电二极管直接检测,然后使用以下形式的等式进行处理以提供血流量的指示:

$$[0108] \quad \text{血流量} = M_1 = \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega P(\omega) d\omega / DC^2$$

[0109] 其中M<sub>1</sub>是功率谱功率密度谱P(ω)的一阶矩,ω是检测到的光的角频率,DC是检测

到的DC光水平。

[0110] 检测到的斑点图案的性质并且因此血流信号也受传感器与皮肤表面之间的距离影响。类似地,使用TS监测传感器的接近度可以实现传感器的更理想的定位,从而获得更准确的读数。

[0111] 本发明的组合传感器可包含到服装、伤口敷料、绷带、捆扎带、织物带或织带中,以适用于期望的应用。在本发明的可替代实施例中,组合的传感器可以被包括在被设计成与受试者的皮肤接触但不一定由受试者佩戴的设备、家具、表面或工具内。举例来说,组合传感器可以被包括到机动车辆或飞机中使用的车辆座椅或转向设备中。

[0112] 使用织物压力传感器的另一个好处是它也可以用作接近度的指示器,以确定检测器何时与皮肤表面接触以减少运动伪影的影响。这使得传感器可以佩戴在宽松的衣服上而不是附着在皮肤表面上。

[0113] 可替代地,可以通过测量脉搏传导时间来实现血压监测。为了实现这一点,在身体上的两个不同位置处进行PPG测量,例如在患者的手臂和指尖的区域处,或者在患者的耳朵的耳垂处和指尖处。测量每个检测器处的脉冲到达时间,到达时间差可以与血压有关。

[0114] 在不脱离所要求保护的本发明的范围的情况下,可进行许多可替代实施例。例如,在其它实施例中,织物或TS被梭织或以其他方式制造。在一些实施例中,形成单个FOS的多个光纤附接到单个光源以及单个接收器。

[0115] 在可替代实施例中,包括透射模式光纤传感器。透射模式传感器使光透射穿过手指或其它身体部分到达布置在相对侧的接收纤维。通过测量所透射的光而不是所反射的光来进行测量。

[0116] 通过以下非限制性示例进一步说明本发明。

[0117] 示例1-结合组合传感器的袜子,以为穿戴者脚的底创建动态CRT测量装置。

[0118] 组合传感器被包含到由贴身织物制成的袜子中。组合传感器监测穿戴者脚的底底生理参数。穿戴者具体是可能患糖尿病足部溃疡的风险人群。这对诊断和监测糖尿病足部溃疡的发病很有用。这种袜子也可代替传统足力成像 (pedobarography) 设备来使用,以确定足底压力缓解矫形器的功效。

[0119] 袜子的织物包括织物传感器,而光纤传感器相应地放入袜子中。包含同轴配置FOS,以在图13所示点处与穿戴者的足部接触。每个同轴配置FOS包括具有500 $\mu$ m直径的单对塑料光纤。第一感应区域在第一跖骨区域中,第二感应区域在第五跖骨区域中,第三感应区域在中央脚跟区域中。

[0120] 处理器和光源、接收器和电源被包含到袜子中,以便在穿戴者的脚踝上方。穿戴者在穿着袜子时正常行走。三个位置中的每个位置的织物传感器可用于分析穿戴者的步态,同时还测量在步行期间由穿戴者施加到每个感测位置的压力。如果测量的压力超过阈值压力,则可以在较早建立的基线与阈值压力之间进行CRT的测量。

[0121] 织物传感器监测光纤相对于感测位置的位置,并且在袜子未处于脚上的正确位置时提醒用户。只要穿戴者在走路,织物传感器就可以连续测量。在穿戴者未行走时,仍然监测压力,以提醒使用者任何肿胀。如果发生肿胀,则使用远程设备提示用户走动,以启用CRT测量或其它功能,以确定发生肿胀的原因。

[0122] 图14示出了使用组合传感器进行的组合测量。所示出的测量按照顺序分别与第

一、第二和第三感测区域相关。

[0123] 尽管已经在此详细公开了本发明的特定实施例,但是这是通过示例的方式进行的并且仅出于说明的目的。关于本发明的范围,上述实施例并不意图是限制性的。发明人预期在不脱离本发明的精神和范围的情况下,可以对本发明进行各种替换、改变和修改。

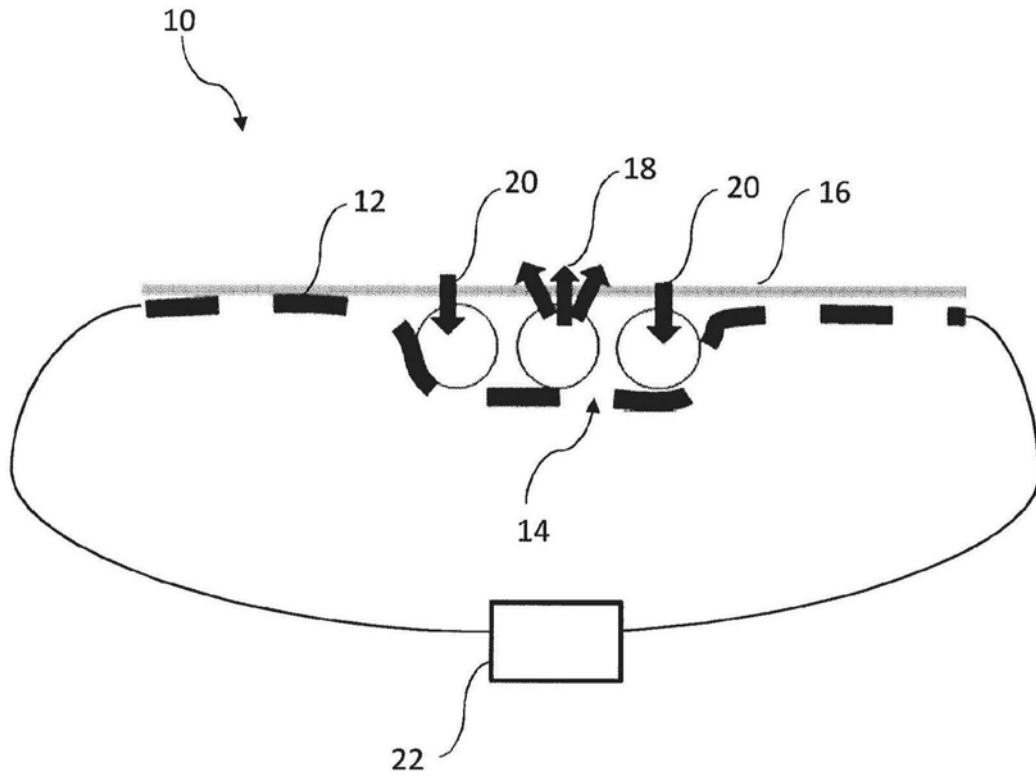


图1

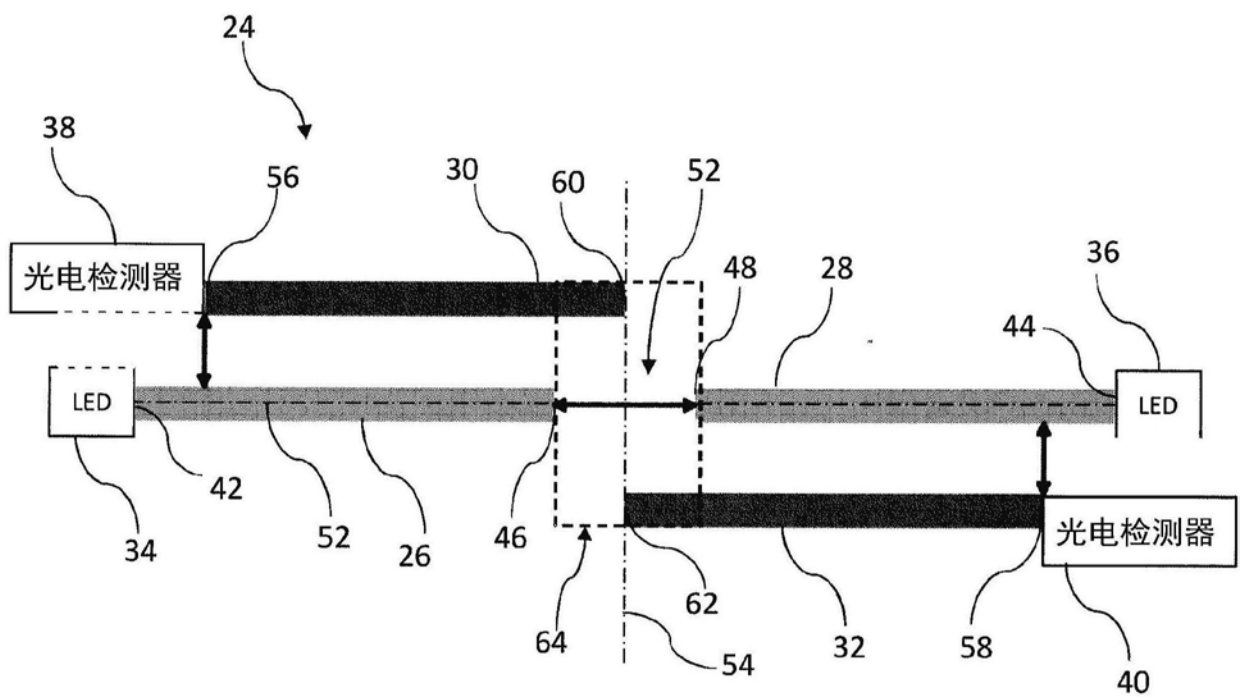


图2

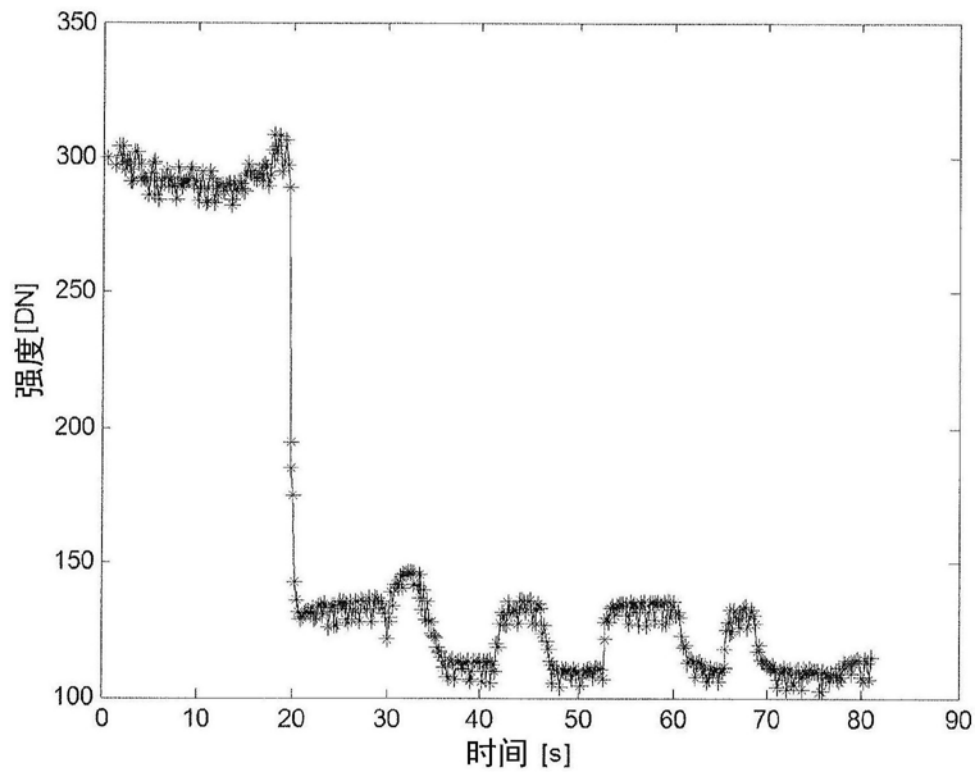


图3

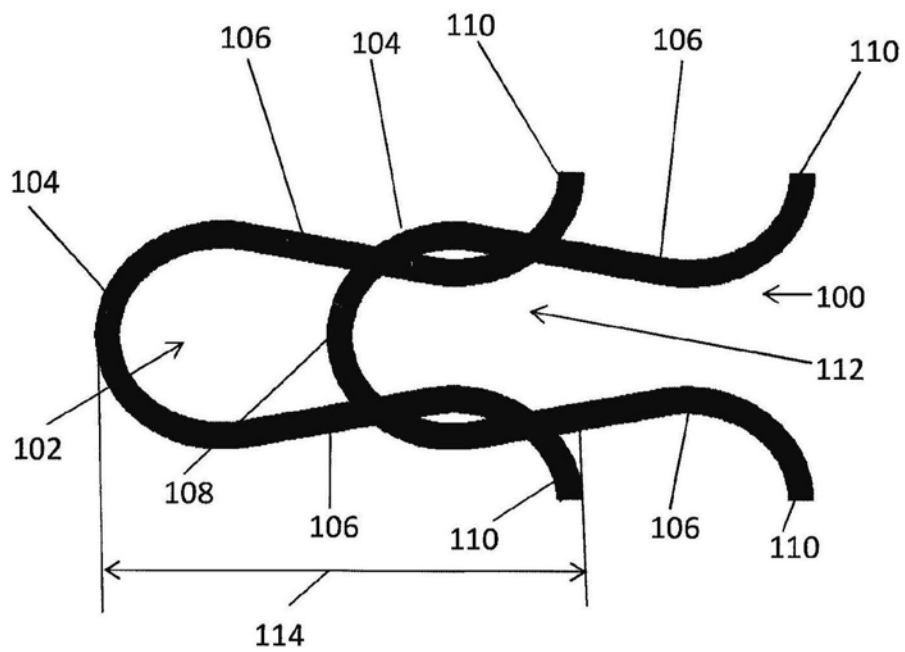


图4a

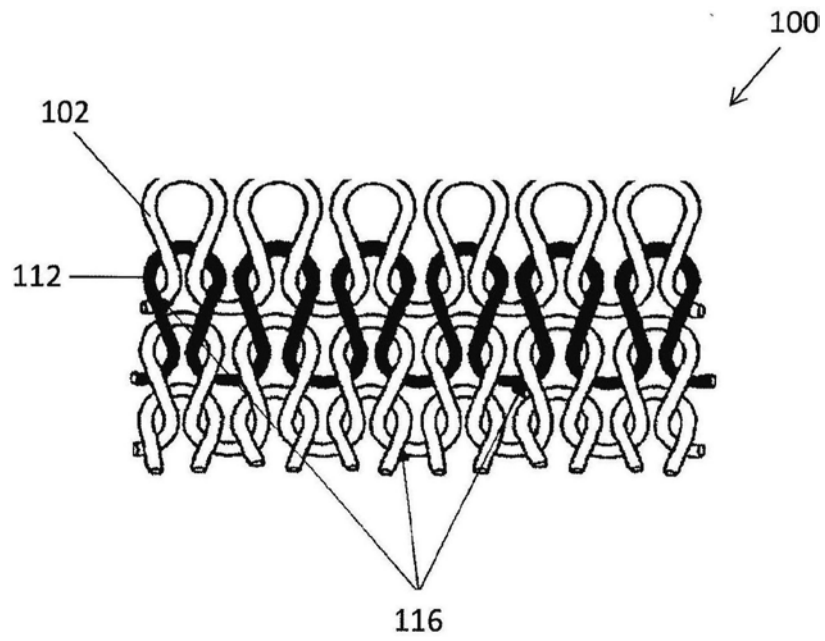


图4b

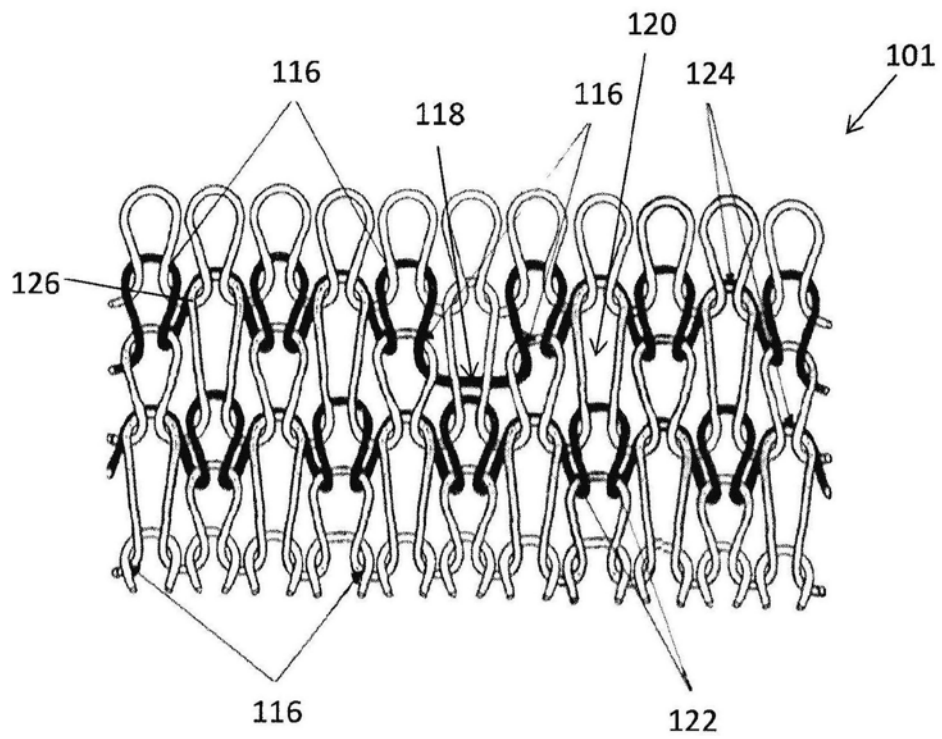


图5

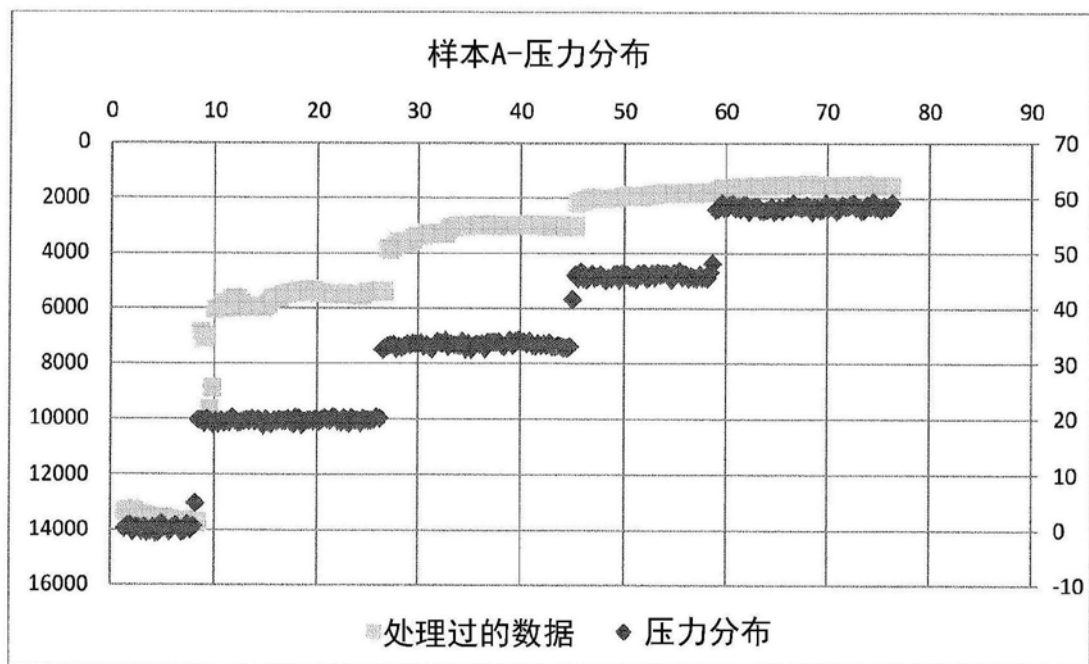


图6a

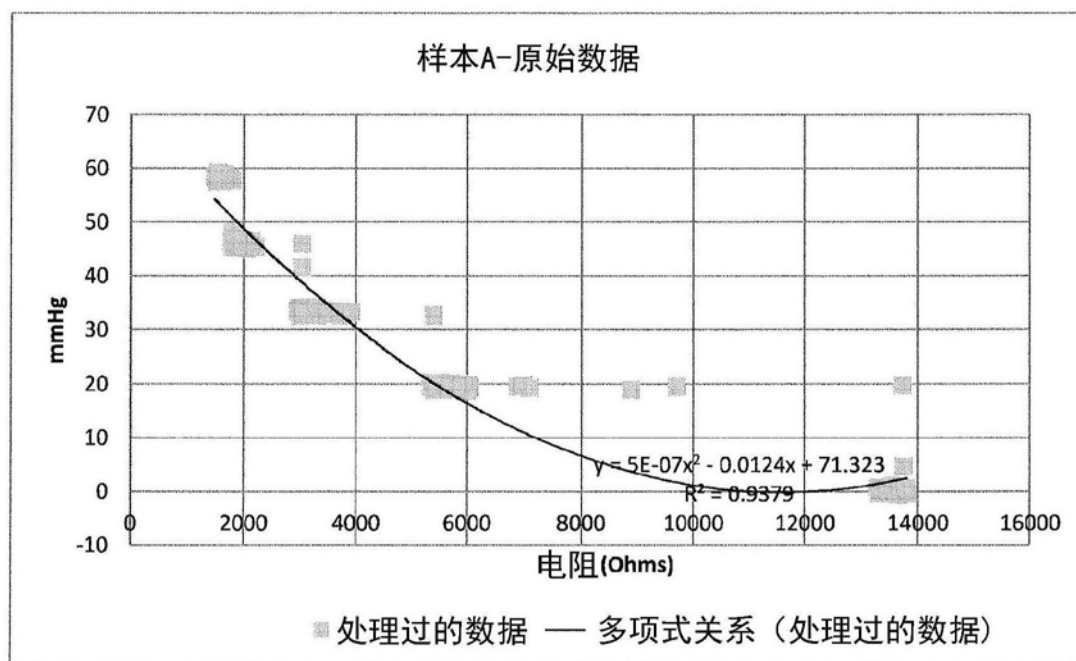


图6b

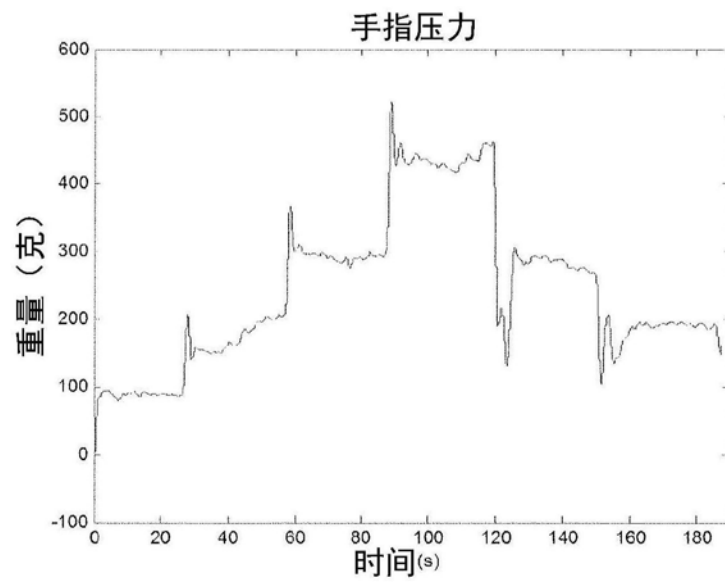


图7a

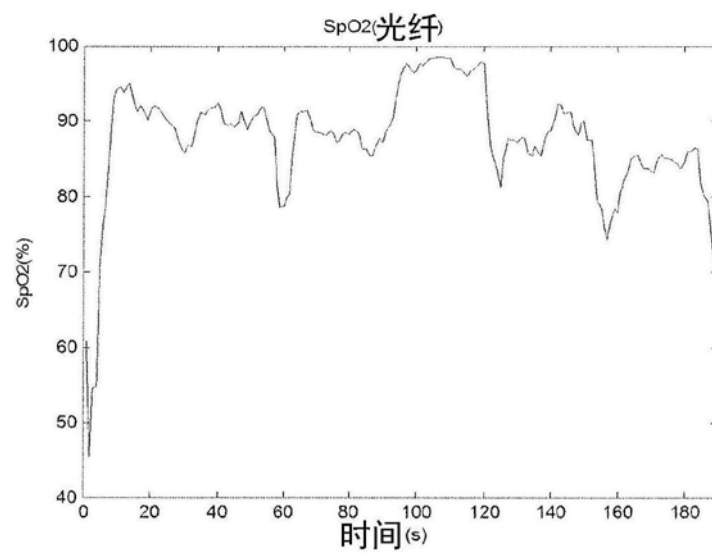


图7b

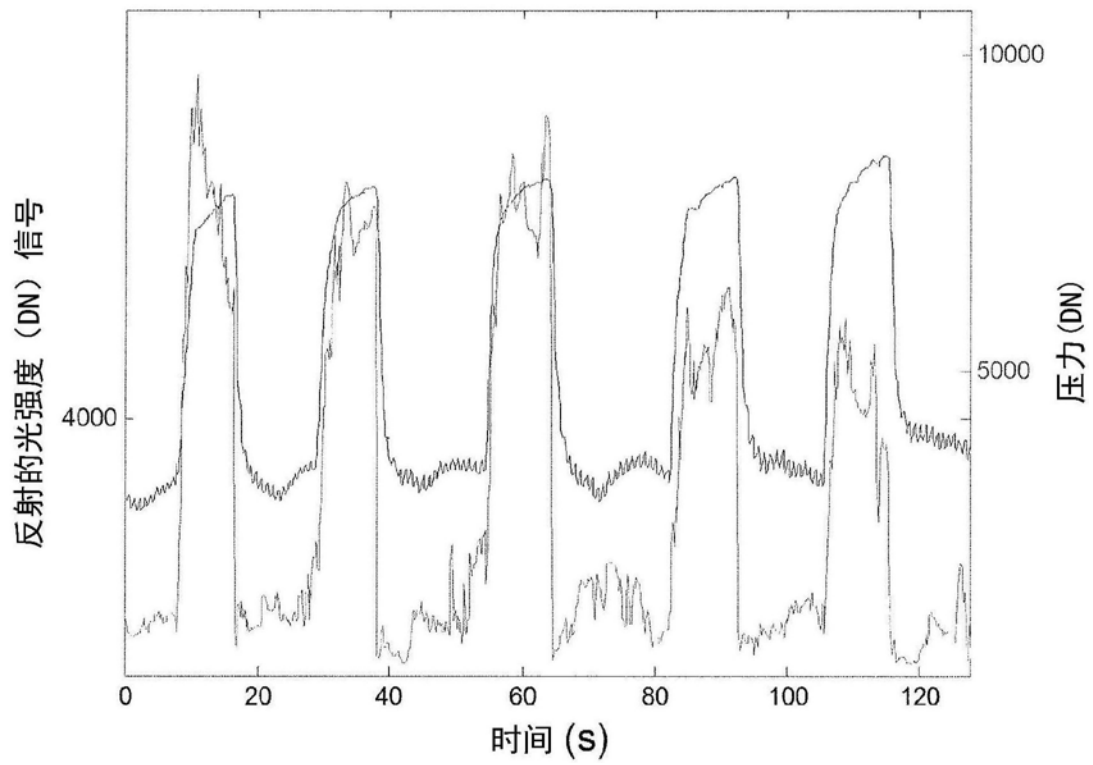


图8

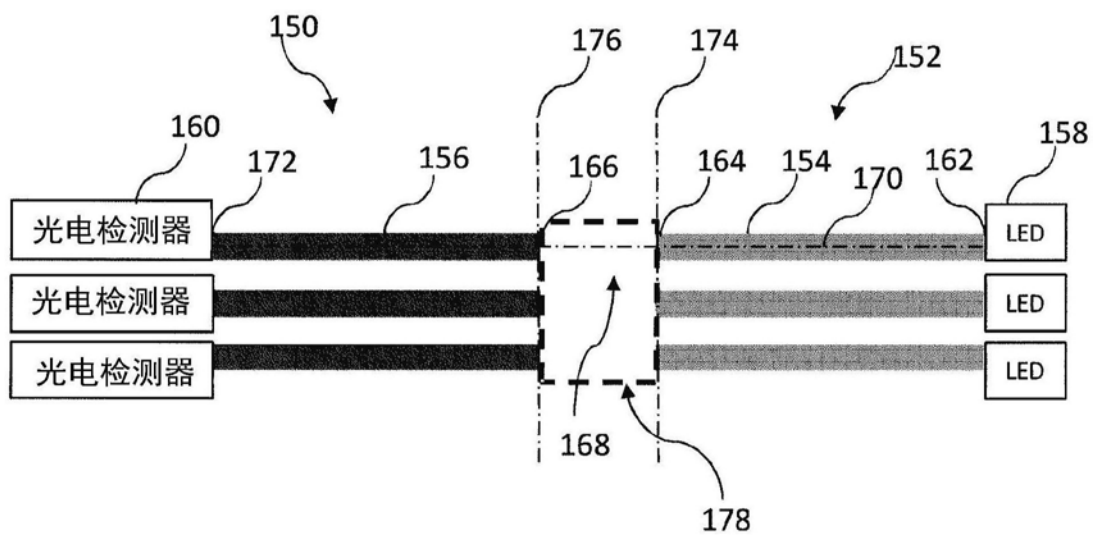


图9

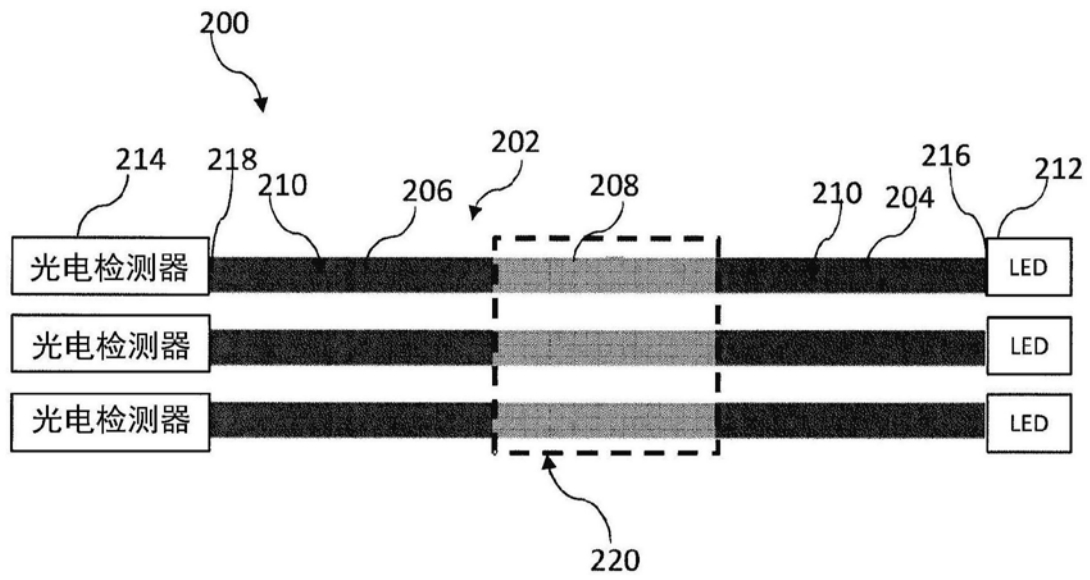


图10

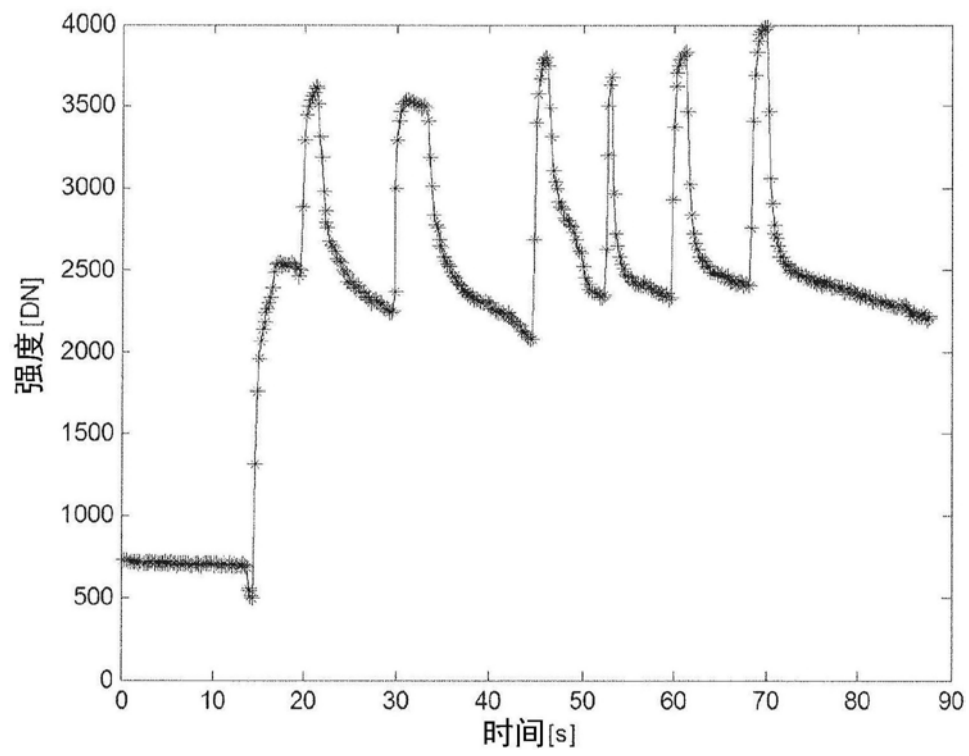


图11

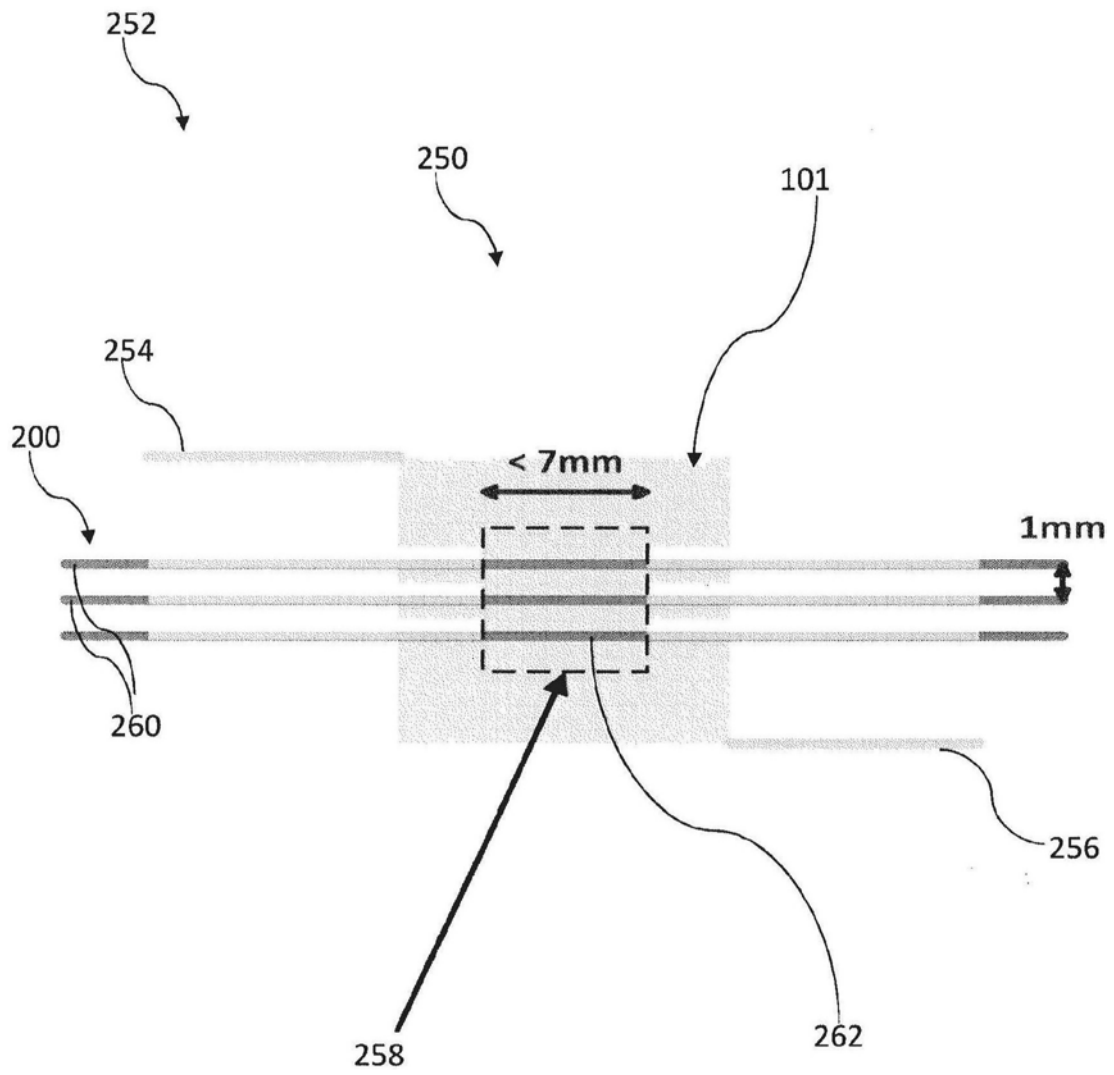


图12

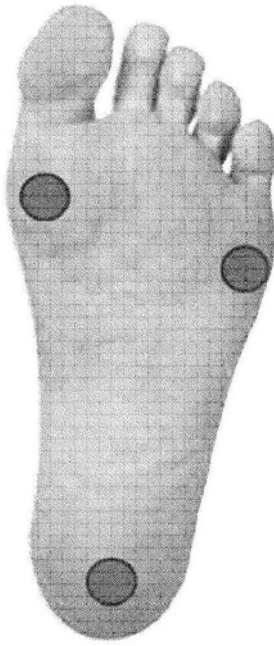


图13

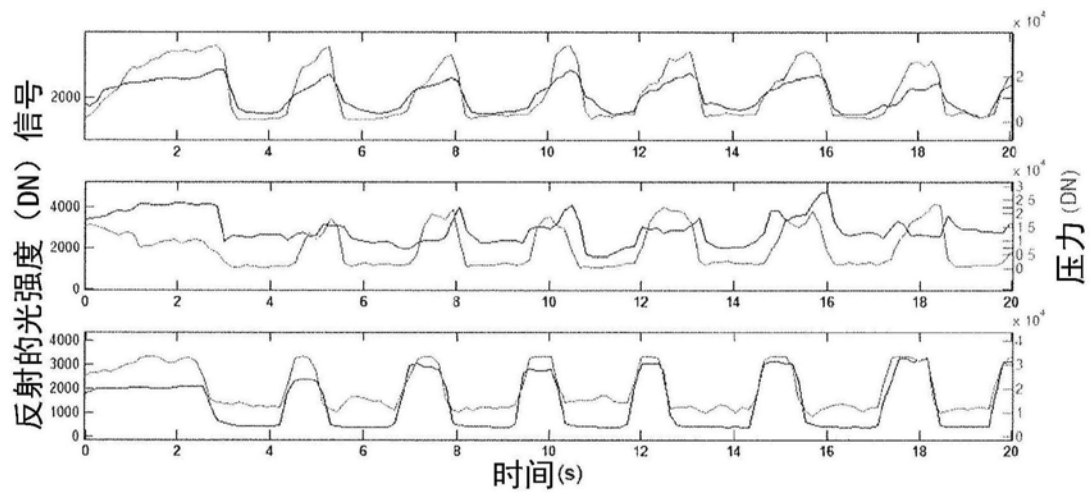


图14

|                |                                                                                                                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 组合的织物压力和光学传感器                                                                                                                                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN108601524A</a>                                                                                                                                      | 公开(公告)日 | 2018-09-28 |
| 申请号            | CN201680064528.2                                                                                                                                                  | 申请日     | 2016-09-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 诺丁汉大学                                                                                                                                                             |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 诺丁汉大学                                                                                                                                                             |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 诺丁汉大学                                                                                                                                                             |         |            |
| [标]发明人         | S麦克马斯特<br>B海斯 吉尔<br>S摩根<br>S 科尔波什                                                                                                                                 |         |            |
| 发明人            | S·麦克马斯特<br>B·海斯-吉尔<br>S·摩根<br>S·科尔波什                                                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/024                                                                                                                                                |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0053 A61B5/01 A61B5/021 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/6804 A61B5/6843 A61B5/721<br>A61B2562/0247 A61B2562/164 D04B1/12 D10B2403/02431 A61B5/6802 A61B5/6826 |         |            |
| 代理人(译)         | 金鹏                                                                                                                                                                |         |            |
| 优先权            | 62/214274 2015-09-04 US                                                                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

提供了一种组合传感器，其适于测量至少一种医疗或临床体征。组合传感器包括：织物传感器，被配置为确定施加到所述组合传感器的压力；以及光学传感器。光学传感器通常包括至少一个光纤传感器(FOS)，并且可以用作光电容积脉搏波(PPG)传感器，可选地，反射模式光电容积脉搏波(PPG)传感器。组合传感器能够消除由佩戴传感器的受试者的移动引起的运动伪影，从而有利于对受试者的长期动态监测。

