

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2016 年 7 月 7 日 (07.07.2016)



(10) 国际公布号
WO 2016/106912 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2015/071559
- (22) 国际申请日: 2015 年 1 月 26 日 (26.01.2015)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201410854008.4 2014 年 12 月 31 日 (31.12.2014) CN
- (71) 申请人: 汇嘉健康生活科技股份有限公司 (HUIJIA HEALTH LIFE TECHNOLOGY CO., LTD.)
[CN/CN]; 中国台湾省新竹县竹北市县政二路 185,187 号 3 楼, Taiwan 302 (CN)。
- (72) 发明人: 杨淑贞 (YANG, Shuchen); 中国台湾省新竹县竹北市县政二路 185、187 号 3 楼, Taiwan 302 (CN)。
- (74) 代理人: 深圳中一专利商标事务所 (SHENZHEN ZHONGYI PATENT AND TRADEMARK OFFICE); 中国广东省深圳市福田区深南中路 1014 号老特区报社四楼西区 (5 号信箱), Guangdong 518028 (CN)。
- (81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。
- (84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。
- 本国际公布:
— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

(54) Title: OPTICAL FIBER TYPE CONTINUOUS BLOOD PRESSURE DETECTION SENSOR AND WEARABLE DEVICE THEREOF

(54) 发明名称: 光纤式连续检测型血压传感器及其穿戴装置

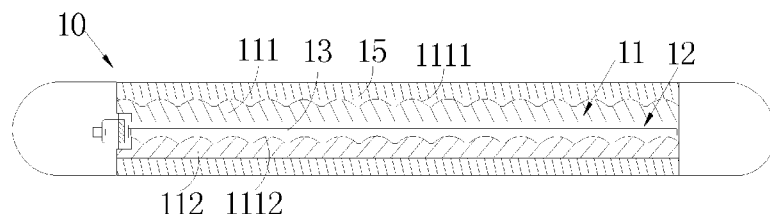


图 1 / FIG. 1

(57) Abstract: An optical fiber type continuous blood pressure detection sensor (10) comprises a sensing band (11). The sensing band (11) comprises an inner layer (111) and an outer layer (112). An accommodating space (12) is formed between the inner layer (111) and the outer layer (112). Optical fibers (13) are arranged in the accommodating space (12). A signal processor (14) is arranged at one end of the sensing band (11) and is in communication connection with the optical fibers (13). An elastic layer (15) is covered on the outer surface of the sensing band (11). The sensing band (11) is soft and can be coiled into the shape of a ring, the optical fibers (13) are arranged in a manner of extending along the sensing band (11) to form a ring-shaped sensing area, and the elastic layer (15) is covered on the outer surface of the sensing band (11), so that the sensing band (11) is stably worn on the area of the wrist radial artery of the human body. During blood pressure detection, the sensing area can still sense the pulse wave even when the human body moves freely to cause rotation or dislocation of the sensing band (11); the sensing band (11) does not need to be worn at specific positions; 24-hour noninvasive continuous detection of the blood pressure of the human body can be implemented; and the detection sensor has the characteristics of high stability and high accuracy. Also provided is a wearable device, comprising the optical fiber type continuous blood pressure detection sensor (10).

(57) 摘要:

[见续页]

WO 2016/106912 A1



一种光纤式连续检测型血压传感器（10），包括感应带（11），感应带（11）包括内层（111）及外层（112），内层（111）及外层（112）之间形成一容纳空间（12），容纳空间（12）中设有光纤（13），感应带（11）的一端设有信号处理器（14），信号处理器（14）与光纤（13）通讯连接，感应带（11）外表覆盖有弹性层（15）。感应带（11）柔软、可卷曲成环，光纤（13）沿感应带（11）延伸布置，将形成环带状的感应区，并在感应带（11）外表覆盖弹性层（15），使感应带（11）稳固佩戴于人体手腕桡骨动脉所在区域上，检测血压时，即使人体自由活动致使感应带（11）转动或错动，感应区都能感应脉搏波，感应带（11）的佩戴并不需要特别定位，可实现对人体血压进行 24 小时的无创连续检测，具有稳定性与精确度高的特点。一种穿戴装置，其包括光纤式连续检测型血压传感器（10）。

发明名称: 光纤式连续检测型血压传感器及其穿戴装置

技术领域

- [1] 本发明属于的血压检测技术领域，尤其涉及光纤式连续检测型血压传感器及其穿戴装置。

背景技术

- [2] 目前，对血压的检测一般采用非侵入式检测的方式，非侵入式检测主要有听诊法(柯氏音法)与振荡法(示波法)。听诊法的原理在于收集柯氏音。整个装置包括可充放气的袖带、水银压力计和听诊器。振荡法的原理是利用脉搏波形的示波原理来判定收缩压和舒张压，是目前国内外大多数无创自动血压计采用的方法。
- [3] 但由于这两种方法都需要对袖带进行充放气。其缺点是：由于包括袖带、泵和阀等结构而通常体积较大，不便携带；袖带的充放气过程会引起受试者的不适；如果频繁地使用袖带，袖带下方的组织和血管可能由于频繁的压迫而受到损伤；由于充放气需要一定的时间，无法实现对血压的连续检测。
- [4] 此外，最近的研究结果显示无袖带式无创血压检测已成为可能。其是一种利用脉搏波的传播速度来检测血压的方法。脉搏波的传播速度是指脉搏波沿动脉传播的速度。多项研究表明：脉搏波的传播速度与血压相关。一种常用的检测脉搏波传播速度的方法是检测脉搏波传播时间，也就是从心脏传到桡骨动脉上某一点所需的时间。脉搏波传播时间可以利用心电信号上的参考点和同一个心动周期内在外周动脉上检测到的脉搏波上的参考点来确定。脉搏波可以通过光学的方法检测到，这种方法就是光电容积描记法。容积描记法通过把光打到身体组织上，并检测身体组织的反射光、透射光或散射光，被光电检测器接收到的光信号，表征了组织下血流量的变化情况。
- [5] 但这种利用脉搏波传播时间或速度来检测血压的检测装置存在的不足是：脉搏波传播时间的检测需要利用心电检测设备及脉搏波检测装置，检测设备繁多；并且，检测时，为了准确检测脉搏波从心脏传到桡骨动脉上某一参考点所需的

传播时间，受试者不能自由活动，若受试者有所活动，将使得参考点的定位不准确，任需进行重新定位的操作，因此，现有脉搏波检测装置不适合长时间的连续检测，仅适用于诊所内使用。

- [6] 如在授权公告号CN 101288587中公开的腕带式人体血压无创连续检测装置中，其采用呈球面形状的脉搏波传感器探头对人体手腕桡骨动脉脉搏波进行检测，并靠压缩弹簧保证探头与人体手腕桡骨动脉的良好接触，且通过凹窝与尺骨鹰嘴的定位，保证腕带的重复定位准确及保证在连续检测过程中不发生腕带窜位现象。
- [7] 但其也存在着这样的问题：与探头所接触的区域为脉搏波传感器对人体手腕桡骨动脉脉搏波进行检测的区域，即点对点的区域检测，因此，在使用该腕带式人体血压无创连续检测装置时，必须先将脉搏波传感器的探头与人体手腕桡骨动脉对准，将凹窝与尺骨鹰嘴定位对准，且在检测过程中，若因受试者手腕活动而不可避免地使得腕带转动，探头与人体手腕桡骨动脉的定位将发生错动，因此，将会造成该腕带式人体血压无创连续检测装置对人体手腕桡骨动脉的定位不准确，无法实现对人体血压进行24小时的无创连续检测。

对发明的公开

技术问题

- [8] 本发明的目的在于提供光纤式连续检测型血压传感器，旨在解决现有血压检测方式中存在的结构复杂、不便携带、损伤受试者皮肤、引发受试者不适、受试者不能自由活动、定位不准确及不能进行长时间、连续检测的问题。

问题的解决方案

技术解决方案

- [9] 为解决上述技术问题，本发明提供的光纤式连续检测型血压传感器的技术方案是，其包括柔软且可卷曲成环的感应带，所述感应带包括贴近被测表面的内层及外层，所述内层及所述外层之间形成一容纳空间，所述容纳空间中设有沿所述感应带延伸布置以形成感应区感应脉搏波的光纤，所述感应带的一端设有用于将光信号经所述光纤衰减后的光衰信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号处理器，所述信号处理器与所述光纤通讯连接，所述感应带外表覆盖有可伸

缩的弹性层。

- [10] 进一步地，所述内层外表面形成波纹状的第一凹凸结构。
- [11] 进一步地，所述第一凹凸结构的形状呈三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状中的一种，或者，三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状的任意组合。
- [12] 进一步地，所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“U”形串接走线的光纤行段。
- [13] 进一步地，所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“S”形串接走线的光纤行段。
- [14] 进一步地，所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“O”形串接走线的光纤行段。
- [15] 进一步地，所述信号处理器包括用于接收检测所述光纤光衰变信号的光检测模块、用于将光衰变信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号运算处理模块、用于对脉搏波进行处理、分析及计算以得到血压值的血压校准模块、用于存储血压值的存储模块及用于显示血压值的显示模块。
- [16] 进一步地，至少二所述光纤行段上下叠置、且上下相邻两所述光纤行段的所述走线的折弯相互错开。
- [17] 进一步地，至少二所述光纤行段上下叠置、且上下相邻两所述光纤行段的所述走线横纵交错。
- [18] 本发明提供的光纤式连续检测型血压传感器相比较现有技术的有益效果：
- [19] 上述光纤式连续检测型血压传感器采用了感应带，感应带具有容纳空间，容纳空间设有光纤。由于感应带柔软、可卷曲成环，因此，光纤沿感应带延伸布置，将形成环带状的感应区，可将感应带佩戴于人体手腕或手臂上，特别是佩戴于人体手腕桡骨动脉所在区域。这样，当受试者有所活动而致使感应带于人体手腕上转动或错动时，感应区都能感应人体手腕桡骨动脉的脉搏波，即感应带的佩戴并不需要特别的定位。
- [20] 此外，在感应带外表覆盖弹性层，弹性层可进行一定的弹性收缩，这样，感应带可佩戴于不同人体手腕上。弹性层具有一定的弹力，其使得感应带对手腕保

持以一定的弹性接触应力，因此，感应带稳固地佩戴于手腕上，其在进行血压检测的过程中，即使受试者有所活动，也不易发生感应带与人体手腕桡骨动脉错位的现象，感应带也不需要重新定位，可实现对人体血压进行24小时的无创连续检测，具有稳定性与精确度高的特点。

[21] 因此，相比较现有的非侵入式检测方法而言，其避免了因包括袖带、泵和阀等结构而体积大、不便携带的问题，避免了袖带的充放气过程给受试者造成的不适以及袖带的频繁压迫给手腕组织和血管造成损伤的问题，避免了由于袖带充放气需要一定时间而无法实现对血压连续检测的问题；而相比较现有的脉搏波检测装置而言，其避免了由于受试者自由活动而使得参考点定位不准确、不能进行长时间、连续检测的问题。

[22] 本发明另一目的在于提供穿戴装置，旨在解决现有血压检测方式中存在的结构复杂、不便携带、损伤受试者皮肤、引发受试者不适、受试者不能自由活动、定位不准确及不能进行长时间、连续检测的问题。

[23] 为解决上述技术问题，本发明提供的穿戴装置的技术方案是，其包括所述光纤式连续检测型血压传感器。

发明的有益效果

有益效果

[24] 本发明提供的穿戴装置相比较现有技术的有益效果：

[25] 由于上述穿戴装置采用了光纤式连续检测型血压传感器，因此，人体佩戴了上述穿戴装置，手腕或手臂可自由活动，也不需要重新定位，即可实现对人体血压进行24小时的无创连续检测。

对附图的简要说明

附图说明

[26] 图1是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的剖视图；

[27] 图2是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的立体结构示意图；

[28] 图3是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具体布置形式的第一实施方式的走线图；

[29] 图4是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具

体布置形式的第一实施方式的另一走线图；

[30] 图5是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具体布置形式的第四实施方式的走线图；

[31] 图6是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具体布置形式的第二实施方式的走线图；

[32] 图7是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具体布置形式的第三实施方式的走线图；

[33] 图8是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器不包括信号处理器时后视图；

[34] 图9是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器不包括信号处理器时另一后视图；

[35] 图10是本发明实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器的光纤于感应带上具体布置形式的第五实施方式的走线图。

发明实施例

本发明的实施方式

[36] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[37] 如图1~10所示，为本发明提供的较佳实施例。

[38] 需要说明的是，当部件被称为“固定于”或“设置于”另一个部件，它可以直接在另一个部件上或者可能同时存在居中部件。当一个部件被称为是“连接于”另一个部件，它可以是直接连接到另一个部件或者可能同时存在居中部件。

[39] 还需要说明的是，本实施例中的左、右、上、下等方位用语，仅是互为相对概念或是以产品的正常使用状态为参考的，而不应该认为是具有限制性的。

[40] 如图1和图2所示，本实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器10，光纤式连续检测型血压传感器10，用于检测人体血压，其包括柔软且可卷曲成环的感应带11，感应带11包括可贴近人体的内层111及外层112，内层111及外层112之间形成一容纳空间12，容纳空间12中设有沿感应带11延伸布置以形成感应区感应

脉搏波的光纤13，感应带11的一端设有用于将光信号经光纤13衰减后的光衰信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号处理器14，信号处理器14与光纤13通讯连接，内层111及外层112外表面覆盖有可伸缩的弹性层15。需要说明的是，如图1和图2所示，感应区之所以能感应脉搏波，是因为动脉的脉搏波动会对感应带11作用波动变化的压力，而相应地，设于感应带11容纳空间12中的光纤13将由于受到波动变化的压力作用而产生形变。由于光纤13产生形变，光信号于光纤13中传输将产生更大的折射、反射及散射，产生更大的衰减变化，而感应带11的一端设有与光纤13通讯连接的信号处理器14。此时，光纤13中的光衰变信号将通过通讯传递给信号处理器14，信号处理器14先将光衰变信号转化为电荷单元，再将电荷单元演算成脉搏波，最后，将脉搏波处理、分析和计算，得到血压值。

[41] 本实施例提供的光纤式连续检测型血压传感器10相比较现有技术的有益效果：

[42] 如图1和图2所示，上述光纤式连续检测型血压传感器10采用了感应带11，感应带11内层111及外层112，内层111及外层112之间形成一容纳空间12，容纳空间12设有光纤13。由于感应带11柔软、可卷曲成环，因此，光纤13沿感应带11延伸布置，将形成环带状的感应区，可将感应带11佩戴于人体手腕或手臂上，特别是佩戴于人体手腕桡骨动脉所在区域。这样，当受试者有所活动而致使感应带11于人体手腕上转动或错动时，感应区都能感应人体手腕桡骨动脉的脉搏波，即感应带11的佩戴并不需要特别的定位。

[43] 此外，如图1和图2所示，在感应带11外表覆盖弹性层15，弹性层15可进行一定的弹性收缩，这样，感应带11可佩戴于不同人体手腕上。弹性层15具有一定的弹力，其使得感应带11对手腕保持以一定的弹性接触应力，因此，感应带11稳固地佩戴于手腕上，其在进行血压检测的过程中，即使受试者有所活动，也不易发生感应带11与人体手腕桡骨动脉错位的现象，感应带11也不需要重新进行定位，可实现对人体血压进行24小时的无创连续检测，具有稳定性与精确度高的特点。

[44] 因此，相比较现有的非侵入式检测方法而言，其避免了因包括袖带、泵和阀等结构而体积大、不便携带的问题，避免了袖带的充放气过程给受试者造成的不

适以及袖带的频繁压迫给手腕组织和血管造成损伤的问题，避免了由于袖带充放气需要一定时间而无法实现对血压连续检测的问题；而相比较现有的脉搏波检测装置而言，其避免了由于受试者自由活动而使得参考点定位不准确、不能进行长时间、连续检测的问题。

[45] 需要说明的是，感应带11为软质材料，如硅胶；弹性层15为弹性材质，如弹性布料。

[46] 本实施例关于内层111外表面具体结构形式的优选实施方式，如图1和图2所示，为了增加感应带11内层111对人体手腕桡骨动脉所在被测面的弹性接触应力，内层111外表面形成波纹状的第一凹凸结构1111。这样，当感应带11佩戴于人体手腕时，内层111外表面上的第一凹凸结构1111将会先抵顶弹性层15，从而抵顶被测面，并在弹性层15的弹性作用下，第一凹凸结构1111更加贴紧于被测面，使得感应带11更加稳固地定位于手腕上，而不易由于受试者手腕活动而引起定位变化，从而影响血压的检测连续进行及精度。

[47] 如图1和图2所示，更进一步地为了增加感应带11内层111对人体手腕桡骨动脉所在被测面的弹性接触应力，外层112内表面形成波纹状的第二凹凸结构1112。这样，当感应带11佩戴于人体手腕时，第二凹凸结构1112将会抵顶位于容纳空间12中的光纤13，并对光纤13作用朝向被测面的压力，该压力经过内层111、第一凹凸结构1111的传递，最终通过弹性层15作用于被测面上，使得弹性层15进一步贴紧于被测面，使得感应带11更加稳固地定位于手腕上，保证感应带11的定位不因受试者手腕活动而引起变化，保证了血压的检测连续进行及检测的精度。

[48] 细化地，如图1所示，第一凹凸结构1111的形状呈三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状中的一种，或者，三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状的任意组合。同理地，第二凹凸结构1112的形状与第一凹凸结构1111相似，第二凹凸结构1112及第一凹凸结构1111的形状只要满足能够抵顶被测面的作用即可。

[49] 而具体地，关于光纤13于容纳空间12具体布置形式的第一实施方式，如图3和图4所示，光纤13包括沿感应带11的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“U”形串

接走线的光纤13行段。

- [50] 关于光纤13于容纳空间12具体布置形式的第二实施方式，如图6所示，光纤13包括沿感应带11的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“S”形串接走线的光纤13行段。
- [51] 关于光纤13于容纳空间12具体布置形式的第三实施方式，如图7所示，光纤13包括沿感应带11的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“O”形串接走线的光纤13行段。
- [52] 关于光纤13于容纳空间12具体布置形式的第四实施方式，如图5所示，至少二光纤13行段上下叠置、且上下相邻两光纤13行段的走线的折弯相互错开。
- [53] 关于光纤13于容纳空间12具体布置形式的第五实施方式，如图10所示，至少二光纤13行段上下叠置、且上下相邻两光纤13行段的走线横纵交错。
- [54] 光纤13的布置形式无论采用上面五种实施方式中的哪一种，光纤13沿感应带11延伸布置形成的带状感应区域都是密集的、均匀的，这样，有利于提高感应区对人体手腕桡骨动脉脉搏波的感应敏感度，无论在感应带11内层111对被测面的接触应力不足或有所减弱的情况下，感应区都能敏感地感应桡骨动脉脉搏波，有利于提高血压检测的精确度。
- [55] 关于信号处理器14具体结构组成的优选实施方式，信号处理器14包括用于接收检测光纤13光衰变信号的光检测模块（图中未示）、用于将光衰变信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号运算处理模块（图中未示）、用于对脉搏波进行处理、分析及计算以得到血压值的血压校准模块（图中未示）、用于存储血压值的存储模块及用于显示血压值的显示模块（图中未示）。
- [56] 需要说明的是，显示模块可通过固定终端或移动终端显示，例如，显示模块可为电脑显示屏、笔记本显示屏、手机显示屏或ipad显示屏等。
- [57] 细化地，信号处理器14还包括通信模块（图中未示），其可通过有线通讯或无线通讯的方式，将血压值等信号传送到固定终端或移动终端上。具体地，有线通讯可通过接口与终端实现通讯，无线可通过蓝牙模块等与终端实现通讯。固定终端或移动终端，如电脑或手机记录、保存检测到的血压值等参数，形成长期连续性记录，做成报表查询，再者，可将包含血压值等参数的报表存储到云

端，也可从云端下载使用，作为医疗诊断参考。

[58] 如图1和图2所示，内层111及外层112的两端分别连接信号处理器14的两端，外层112的外表面上设有用于将外层112及信号处理器14固定连接的固定结构16，该固定结构16可为粘贴材料，如魔鬼贴等。

[59] 如图1和图9所示，内层111的内表面或外层112的内表面设有内袋17，光纤13沿感应带11延伸布置所形成的带状感应区可一端插设于内袋17中，这样，光纤13稳固地设于容纳空间12中。

[60] 信号处理器14还可设有报警模块（图中未示），报警模块可为警报器等，这样，可将血压校准模块得到的血压值传送到报警模块中，而在报警模块中设置血压值超出正常范围，触发警报器发声报警，血压值的正常范围可因人而异、自行设定，因此，报警模块具有自动识别功能。

[61] 上述光纤式连续检测型血压传感器10的应用：可以制成防水薄膜腕带，可根据不同人的手腕，或者，可根据被测量的桡骨动脉所在的不同位置，调整防水薄膜腕带的形状、大小。光纤13的接头可自行设计成薄型化、小型化，使光纤式连续检测型血压传感器10更小型化，便于佩戴。上述光纤式连续检测型血压传感器10除了用于检测血压，还可用于进行心率、呼吸、睡眠、卡路里消耗等的检测。

[62] 本实施例还提供穿戴装置（图中未示），其包括光纤式连续检测型血压传感器10。

[63] 本实施例提供的穿戴装置相比较现有技术的有益效果：

[64] 由于上述穿戴装置采用了光纤式连续检测型血压传感器10，因此，人体佩戴了上述穿戴装置，手腕或手臂可自由活动，也不需要重新定位，即可实现对人体血压进行24小时的无创连续检测。

[65] 以上仅为本发明的较佳实施例而已，并不用以限制本发明，凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

- [权利要求 1] 光纤式连续检测型血压传感器，用于检测血压，其特征在于：包括柔软且可卷曲成环的感应带，所述感应带包括贴近被测表面的内层及外层，所述内层及所述外层之间形成一容纳空间，所述容纳空间中设有沿所述感应带延伸布置以形成感应区感应脉搏波的光纤，所述感应带的一端设有用于将光信号经所述光纤衰减后的光衰信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号处理器，所述信号处理器与所述光纤通讯连接，所述感应带外表覆盖有可伸缩的弹性层。
- [权利要求 2] 如权利要求1所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述内层外表面形成波纹状的第一凹凸结构。
- [权利要求 3] 如权利要求2所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述第一凹凸结构的形状呈三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状中的一种，或者，三角形波纹状、圆弧形波纹状、方形波纹状或梯形波纹状的任意组合。
- [权利要求 4] 如权利要求3所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“U”形串接走线的光纤行段。
- [权利要求 5] 如权利要求3所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“S”形串接走线的光纤行段。
- [权利要求 6] 如权利要求3所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述光纤包括沿所述感应带的长度方向或宽度方向延伸、呈多节“O”形串接走线的光纤行段。
- [权利要求 7] 如权利要求4~6任一项所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：所述信号处理器包括用于接收检测所述光纤光衰变信号的光检测模块、用于将光衰变信号转化为电荷单元以演算成脉搏波的信号运算处理模块、用于对脉搏波进行处理、分析及计算以

得到血压值的血压校准模块、用于存储血压值的存储模块及用于显示血压值的显示模块。

[权利要求 8] 如权利要求7所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：至少二所述光纤行段上下叠置、且上下相邻两所述光纤行段的所述走线的折弯相互错开。

[权利要求 9] 如权利要求7所述的光纤式连续检测型血压传感器，其特征在于：至少二所述光纤行段上下叠置、且上下相邻两所述光纤行段的所述走线横纵交错。

[权利要求 10] 穿戴装置，其特征在于：包括如权利要求1~9任一项所述的光纤式连续检测型血压传感器。

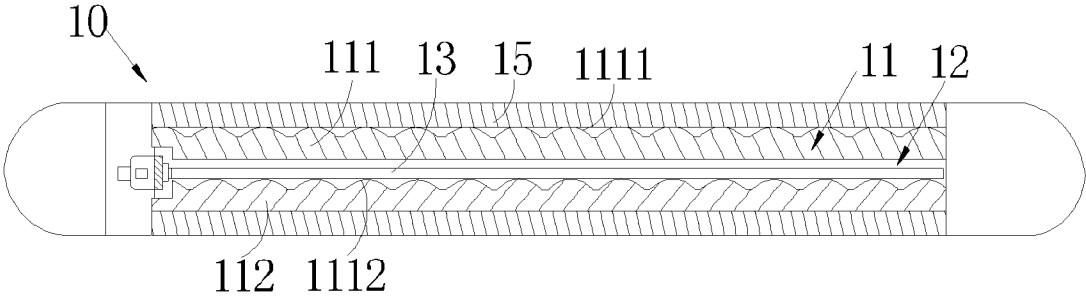


图 1

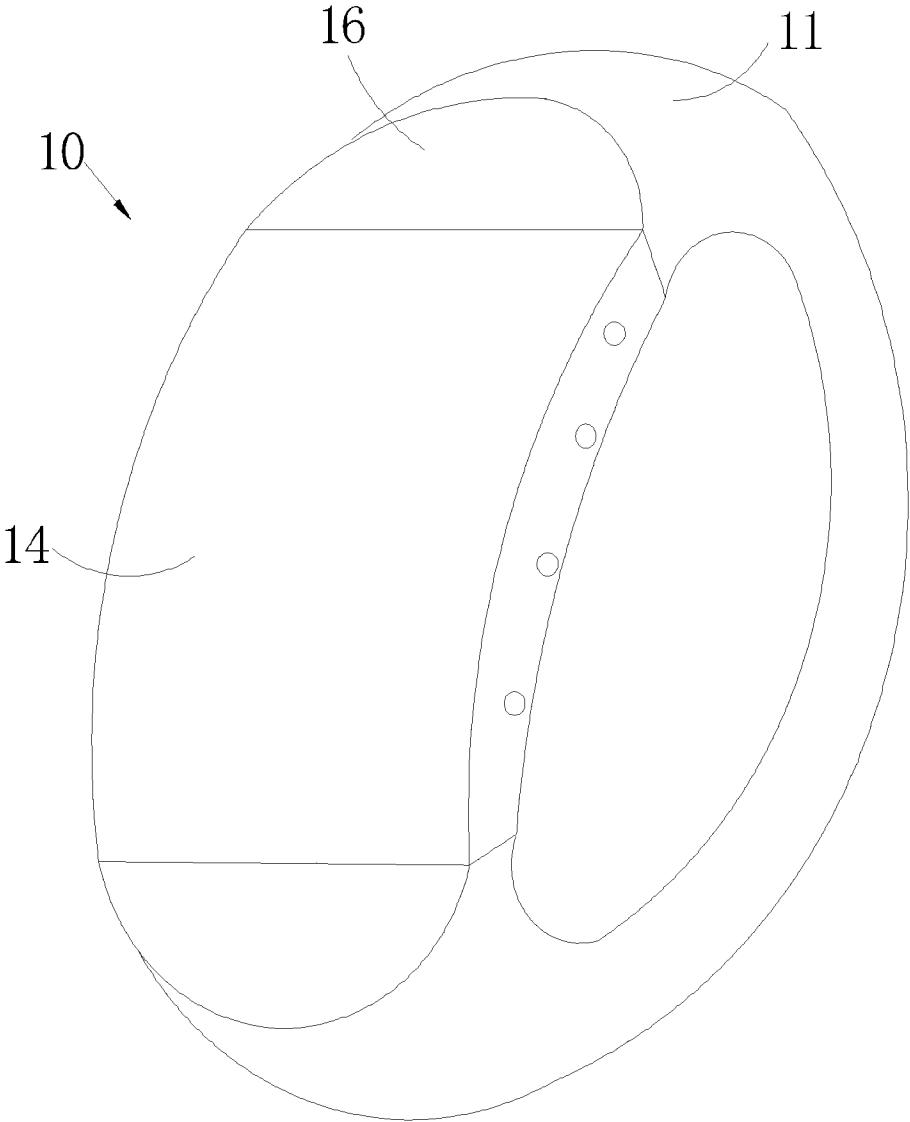


图 2

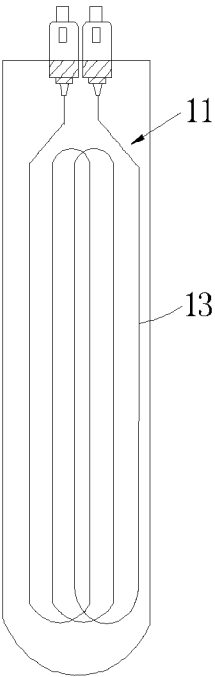


图 3

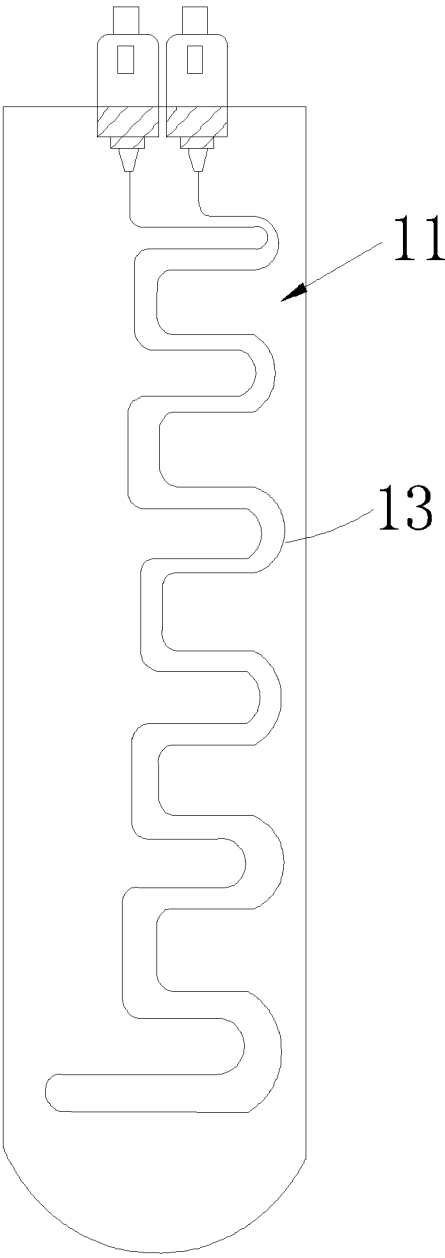


图 4

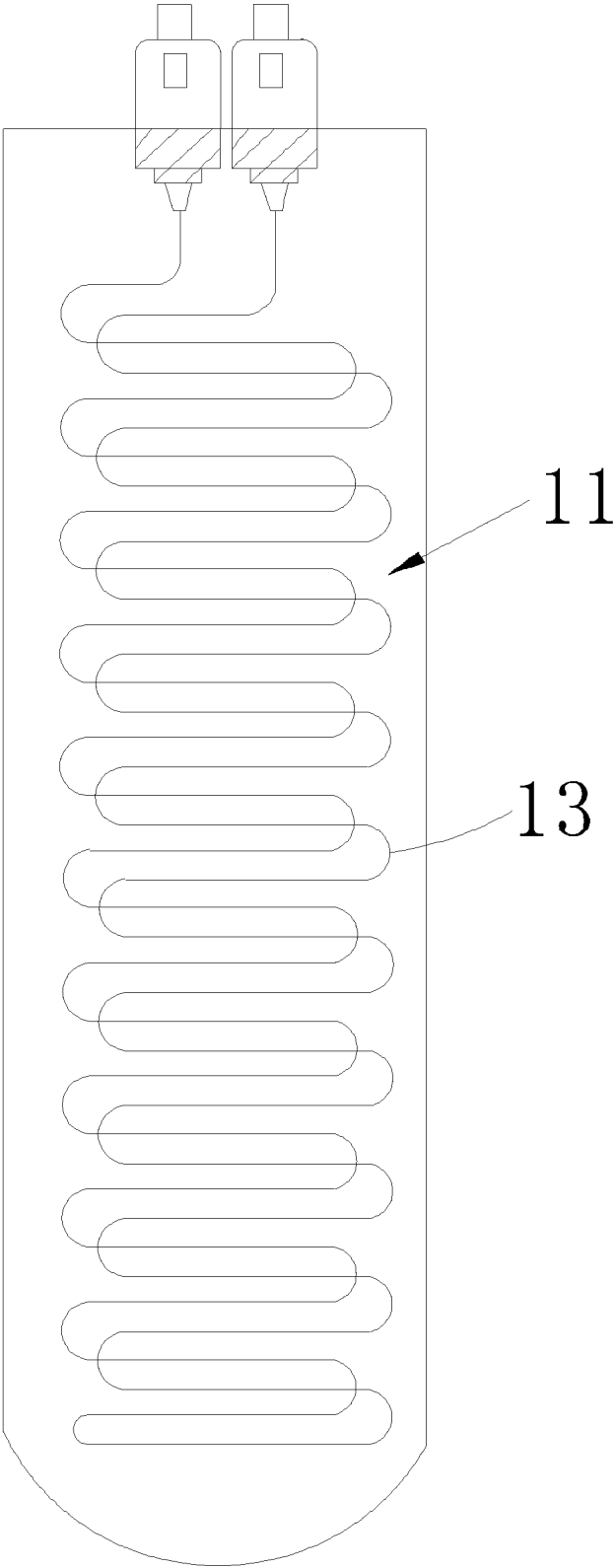


图 5

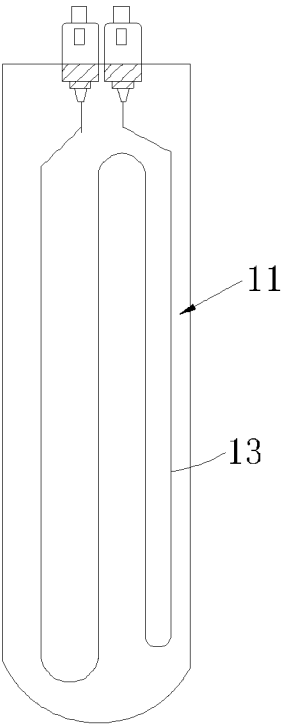


图 6

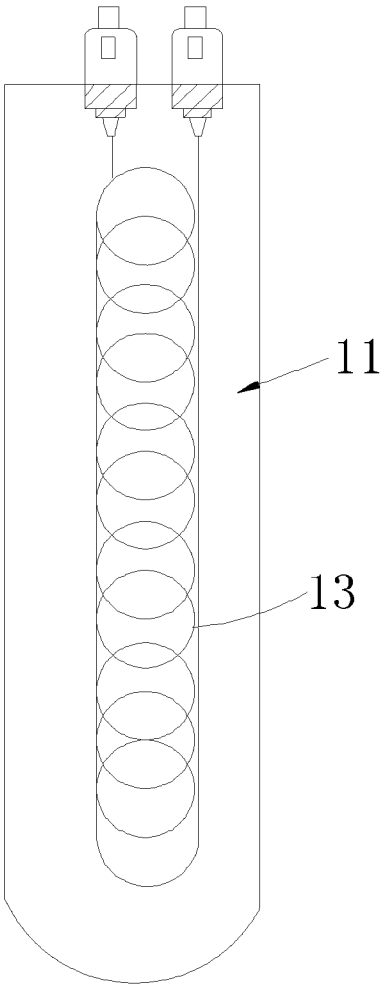


图 7

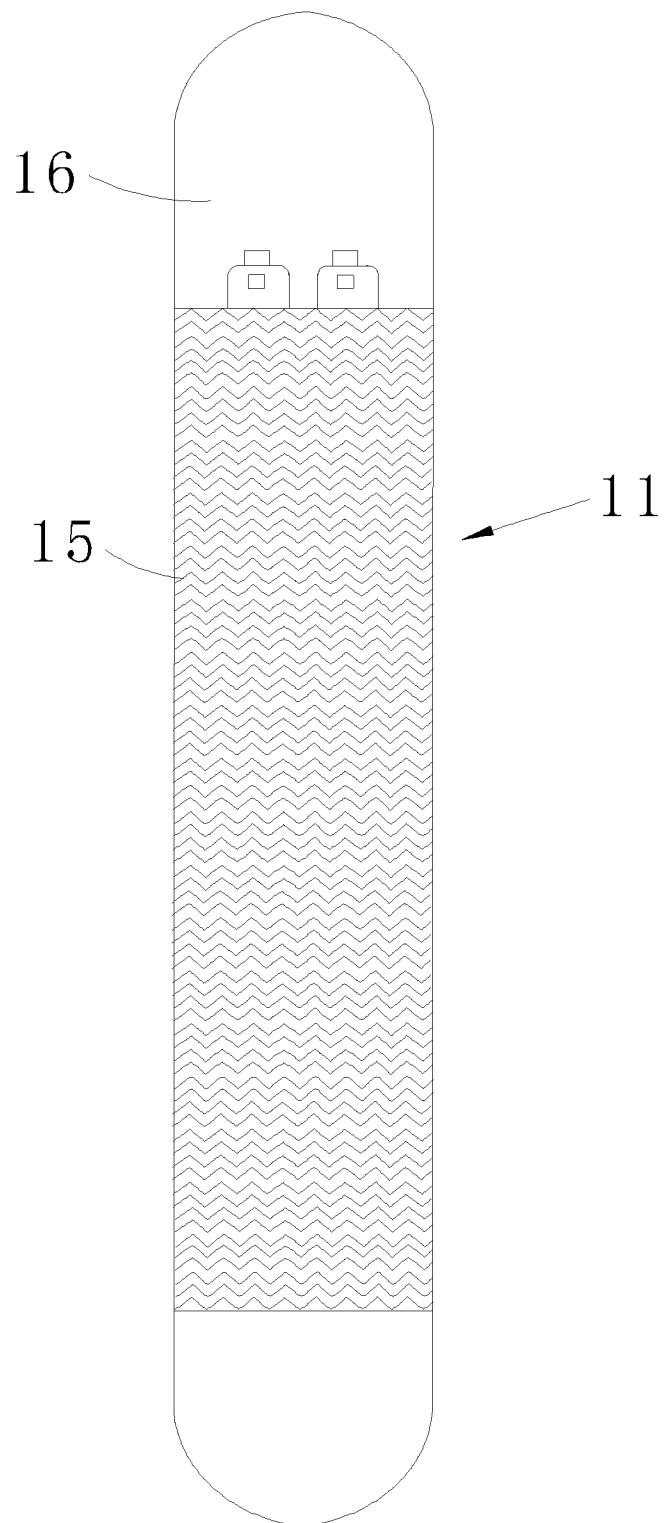


图 8

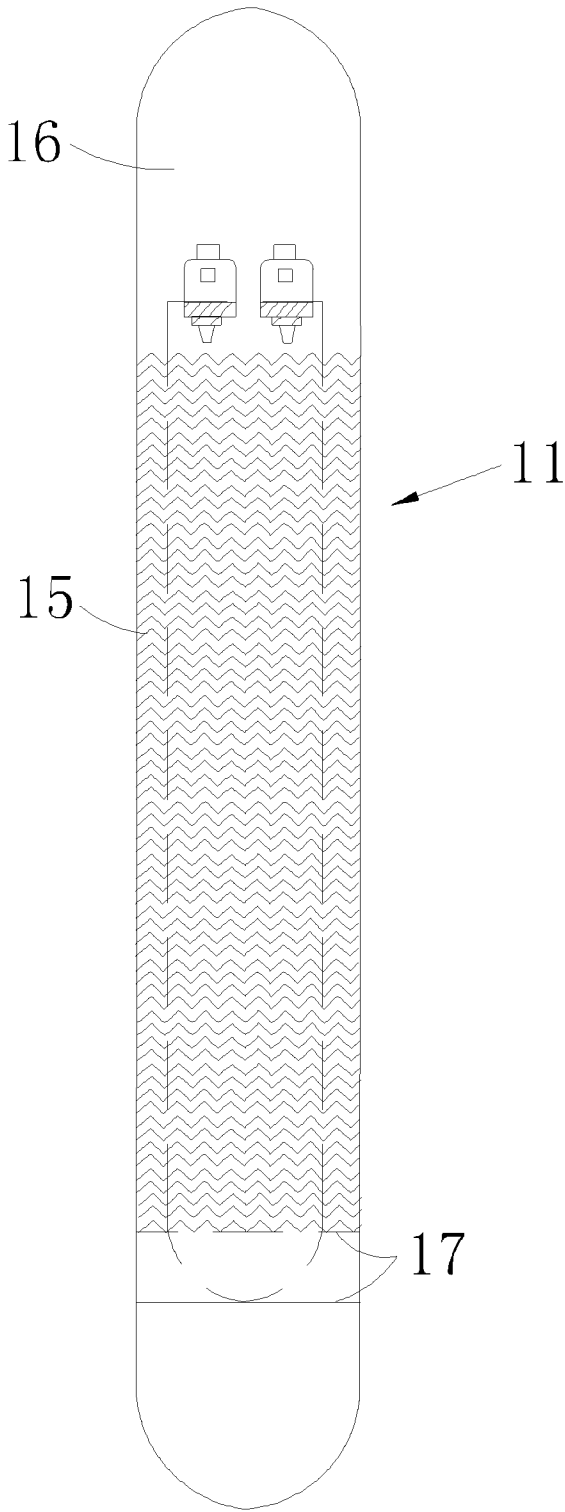


图 9

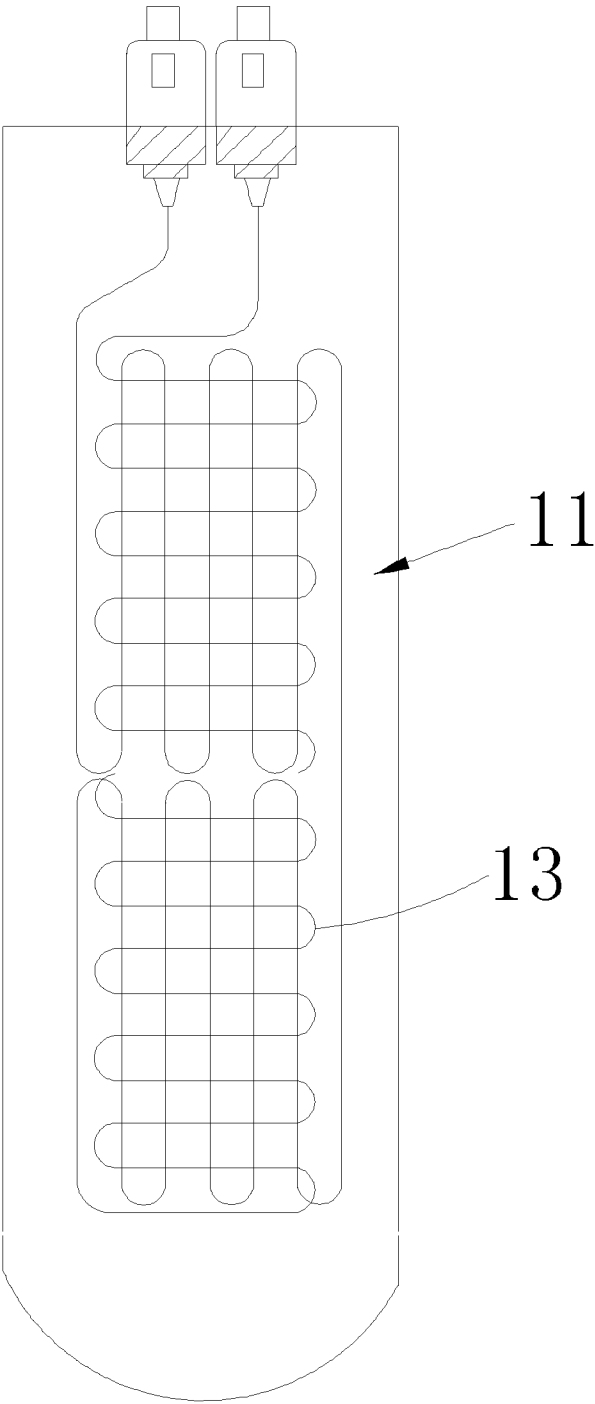


图 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2015/071559

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/02 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/-

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
CNPAT, WPI, EPODOC, CNKI, IEEE: HUIJIA HEALTH; YANG, Shuzhen; blood pressure, optical fibre, flexibility, wear; bp, blood, pressure, fiber, flex, ring, belt, sheet, wearable

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
E	CN 204468056 U (HUIJIA HEALTH LIFE TECHNOLOGY CO., LTD.), 15 July 2015 (15.07.2015), claims 1-10	1-10
A	JP 2008284001 A (PANASONIC CORP.), 27 November 2008 (27.11.2008), claims 1-8, description, paragraphs [0042]-[0043], and figures 1-20	1-10
A	US 2003095263 A1 (VARSHNEYA, D.), 22 May 2003 (22.05.2003), description, paragraph [0092], and figures 1 and 7	1-10
A	JP 2012065911 A (MITACHI, S. et al.), 05 April 2012 (05.04.2012), the whole document	1-10
A	CN 102573615 A (AGENCY FOR SCIENCE, TECHNOLOGY AND RESEARCH), 11 July 2012 (11.07.2012), the whole document	1-10
A	WO 2013051602 A1 (SUMITOMO ELECTRIC INDUSTRIES, LTD. et al.), 11 April 2013 (11.04.2013), the whole document	1-10

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 10 September 2015 (10.09.2015)	Date of mailing of the international search report 25 September 2015 (25.09.2015)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer MA, Wei Telephone No.: (86-10) 62413516

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2015/071559

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 204468056 U	15 July 2015	None	
JP 2008284001 A	27 November 2008	None	
US 2003095263 A1	22 May 2003	US 6816266 B2	09 November 2004
		US 6498652 B1	24 December 2002
JP 2012065911 A	05 April 2012	None	
CN 102573615 A	11 July 2012	CN 102573615 B	03 June 2015
		WO 2011016778 A1	10 February 2011
		US 2012203117 A1	09 August 2012
		SG 178296 A1	29 March 2012
WO 2013051602 A1	11 April 2013	JP 5324633 B2	23 October 2013
		JP 2013080154 A	02 May 2013
		US 2014270669 A1	18 September 2014

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2015/071559

A. 主题的分类		
A61B 5/02 (2006.01) i		
按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域		
检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号)		
A61B5/-		
包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献		
在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用))		
CNPAT, WPI, EPDOC, CNKI, IEEE: 汇嘉健康, 杨淑贞, 血压, 光纤, 柔性, 弹性, 环, 带, 穿戴; bp, blood, preessure, fiber, flex, ring, belt, sheet, wearable		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
E	CN 204468056 U (汇嘉健康生活科技股份有限公司) 2015年 7月 15日 (2015 - 07 - 15) 权利要求1-10	1-10
A	JP 2008284001 A (PANASONIC CORP.) 2008年 11月 27日 (2008 - 11 - 27) 权利要求1-8、说明书第[0042]-[0043]段、图1-20	1-10
A	US 2003095263 A1 (VARSHNEYA, DEEPAK) 2003年 5月 22日 (2003 - 05 - 22) 说明书第[0092]段、图1, 7	1-10
A	JP 2012065911 A (三田地成幸 等) 2012年 4月 5日 (2012 - 04 - 05) 全文	1-10
A	CN 102573615 A (新加坡科技研究局) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 全文	1-10
A	WO 2013051602 A1 (SUMITOMO ELECTRIC INDUSTRIES, LTD. 等) 2013年 4月 11日 (2013 - 04 - 11) 全文	1-10
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期		国际检索报告邮寄日期
2015年 9月 10日		2015年 9月 25日
ISA/CN的名称和邮寄地址		受权官员
中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 中国		马薇
传真号 (86-10) 62019451		电话号码 (86-10) 62413516

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2015/071559

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	204468056	U	2015年 7月 15日	无	
JP	2008284001	A	2008年 11月 27日	无	
US	2003095263	A1	2003年 5月 22日	US	6816266 B2 2004年 11月 9日
				US	6498652 B1 2002年 12月 24日
JP	2012065911	A	2012年 4月 5日	无	
CN	102573615	A	2012年 7月 11日	CN	102573615 B 2015年 6月 3日
				WO	2011016778 A1 2011年 2月 10日
				US	2012203117 A1 2012年 8月 9日
				SG	178296 A1 2012年 3月 29日
WO	2013051602	A1	2013年 4月 11日	JP	5324633 B2 2013年 10月 23日
				JP	2013080154 A 2013年 5月 2日
				US	2014270669 A1 2014年 9月 18日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)