

(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
2020 年 12 月 30 日 (30.12.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/258352 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2019/094407
- (22) 国际申请日: 2019 年 7 月 2 日 (02.07.2019)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201910559486.5 2019年6月26日 (26.06.2019) CN
- (71) 申请人: 中国科学院深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。
- (72) 发明人: 方鹏 (FANG, Peng); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 彭雨辉 (PENG, Yuhui); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号,

Guangdong 518055 (CN)。 林宛华 (LIN, Wanhua); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。 李光林 (LI, Guanglin); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道 1068 号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 北京市诚辉律师事务所 (BEIJING CHENGHUI LAW FIRM); 中国北京市朝阳区朝阳北路 99 号楼 2 单元 905, Beijing 100123 (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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。

(54) Title: PULSE DETECTION DEVICE AND MANUFACTURING METHOD THEREFOR

(54) 发明名称: 一种脉搏检测装置及其制作方法

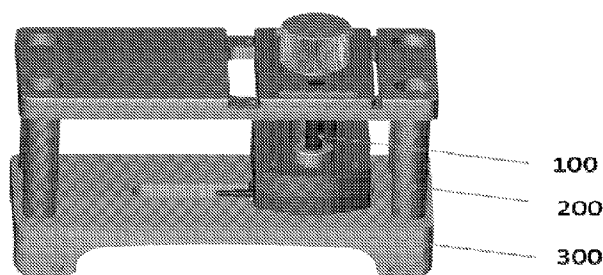


图 1

(57) Abstract: A pulse detection device and a manufacturing method therefor. The pulse detection device comprises a pressing structure (100), a wristband structure (200), a compound sensor (400), and a wrist support structure (300). The pressing structure (100) is used for applying static pressure to a measurement site, and is disposed at a position close to the measurement site according to the state of use of the pulse detection device. The compound sensor (400) comprises a piezoelectric sensor (402) and a piezoresistive sensor (401), the piezoresistive sensor (401) is used for sensing the static pressure applied to the measurement site, and the piezoelectric sensor (402) is used for sensing a dynamic pressure signal in the case that the static pressure is applied to the measurement site. The wristband structure (200) is used for fixing the pressing structure (100) on the wrist. The wrist support structure (300) is used for providing adhesion force between the pulse detection device and a sensing site. The pulse detection device can achieve accurate measurement by simultaneously detecting the static pressure applied and the dynamic pressure signal of a pulse wave.

(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))。

(57) 摘要: 一种脉搏检测装置及其制作方法, 脉搏检测装置包括按压结构 (100)、腕带结构 (200)、复合传感器 (400) 和腕托结构 (300), 其中按压结构 (100) 用于向测量位点施加静态压力并根据脉搏检测装置的使用状态设置在靠近测量位点的位置; 复合传感器 (400) 包括压电传感器 (402) 和压阻传感器 (401), 压阻传感器 (401) 用于感测施加到测量位点的静态压力, 压电传感器 (402) 用于感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号; 腕带结构 (200) 用于将按压结构 (100) 固定在腕部; 腕托结构 (300) 用于提供脉搏检测装置和传感位点之间的贴合力。脉搏检测装置通过同时检测施加的静态压力和脉搏波的动态压力信号能够实现准确测量。

一种脉搏检测装置及其制作方法

5 技术领域

本发明涉及医疗器械技术领域，尤其涉及一种脉搏检测装置及其制作方法。

背景技术

10 传统中医中有脉诊检测脉搏波，脉搏是由心脏收缩喷射血液进入血管中，使得血管管径扩张，通过对脉搏波的分析可以了解心血管生理状态，如心率分析、血压估算和疾病预诊断等，具有非常重要的生理意义。

在现有技术中，脉搏波检测技术主要包括光电容式脉搏传感器、压阻式脉搏传感器、压电式脉搏传感器、光电容积描记法和压力检测法等。

15 光电容式脉搏传感器：该方法主要原件为 LED 灯和光敏传感器，通过 LED 灯发射一束光到血管处，光经过血管时，由于血管内血液的流动，导致透光率发生变化，光敏传感器接收经过血管后的光，通过记录光强度的变化得到脉搏波波形。

压阻式脉搏传感器：压阻式传感器的传感材料一般为压敏电阻或应变
20 电阻，这类材料在受到外力产生形变时，材料的阻值会发生相应变化。将传感器放置在脉搏搏动较强的传感位点，脉搏搏动时造成传感材料发生形变，从而通过检测压阻传感器的电阻变化来得到脉搏波波形。

压电式脉搏传感器：压电式传感器的传感材料为压电材料，一般有压电驻极体、PVDF（聚偏氟乙烯）等压电材料。这类材料内部有许多孔洞，
25 表面通过极化附有极化电荷。在受到外力挤压时，材料内部的孔洞被压缩，电偶极矩发生变化，使材料的表面电荷量发生改变，通过检测材料的表面电荷量可以得到脉搏波波形。

光电容积描记法：该方法的原理是检测血管中血液透光率的变化，从而间接得到脉搏波信号。这种方法检测到的信号本身就很微弱，而光噪声
30 在环境中无处不在，会极大的干扰传感器采集到的信号。而且传感器和皮肤贴合程度的微弱变化也会导致最终结果的巨大干扰。除此之外，该方法

对肤色较黑或测量位点有纹身的使用者，会导致 LED 灯发出的光被吸收，导致光敏传感器接收不到经过血管之后的光信号。

压力检测法：该方法利用压阻传感器或压电传感器检测血液对血管壁的压力信号。压阻传感器的基本原理是，当传感器受到外力影响时，传感器内部的压敏电阻发生形变，从而导致电阻值发生变化，通过检测电阻值变化得到脉搏波波形。压阻传感器线性度不高，测量精度低，难以得到准确的脉搏波信号，且一般适用于测量静态压力，不适合检测脉搏波这种动态压力。压电传感器的基本原理是，当传感器受到外力影响时，传感器中的压电材料内部的电偶极矩发生变化，从而导致材料表面电荷量发生变化，检测压电材料的表面电荷从而得到脉搏波波形。压电材料适合检测动态力，但是测量时需要外部装置固定传感器，以达到压电材料在受到脉搏波压力变化时，材料被挤压，因此这种传感器通常会配有外部固定装置。而通过对血管模型分析发现，血管在受到不同外部固定装置的压力时，扁平程度不一样，传感器会得到不同的信号幅值。该方法在不同外部压力的情况下得到不同的脉搏波波形，难以进行后续分析应用。

因此，需要对现有技术进行改进，提供具有压电传感器和压阻传感器的复合传感单元的脉搏检测装置。

发明内容

本发明的目的在于克服上述现有技术的缺陷，提供一种脉搏检测装置及其制作方法，结合采集的测量位点的静态压力和脉搏波的动态信号来进行脉搏检测。

根据本发明的第一方面，提供了一种脉搏检测装置。该脉搏检测装置包括按压结构、腕带结构、复合传感器和腕托结构，其中：

所述按压结构用于向测量位点施加静态压力并根据该脉搏检测装置的使用状态设置在靠近测量位点的位置；

所述复合传感器包括压电传感器和压阻传感器，所述压阻传感器用于感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器用于感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

所述腕带结构用于将所述按压结构固定在腕部；

所述腕托结构用于提供该脉搏检测装置和传感位点之间的贴合力。

在一个实施例中，所述压阻传感器与所述按压结构相连，所述压电传

感器贴附在所述压阻传感器上。

在一个实施例中，所述压电传感器是基于柔性压电驻极体的传感器。

在一个实施例中，所述压电传感器包括柔性压电驻极体薄膜、分别设置在所述柔性压电驻极体薄膜上下表面的两金属电极，以及包裹附有两金属电极的柔性压电驻极体薄膜的封装保护层，所述封装保护层将脉搏信号从测量位点传递到所述柔性压电驻极体薄膜。

在一个实施例中，所述柔性压电驻极体薄膜为单层多孔膜，或由多层多孔膜通过并联或串联方式叠加而成。

在一个实施例中，所述压阻传感器是压敏电阻式压力传感器或应变式压力传感器。

在一个实施例中，所述按压结构为是机械式螺旋结构，包括机械旋钮以及与该机械旋钮连接的螺杆，所述机械旋钮用于控制所述螺杆的旋进旋出，以控制对测量位点施加的静态压力大小。

根据本发明的第二方面，提供一种脉搏检测装置的制作方法。该方法包括以下步骤：

获取预设的按压结构，并根据该脉搏检测装置的使用状态将所述按压结构设置在靠近测量位点的位置，以向测量位点施加静态压力；

获取预设的压电传感器和压阻传感器构成复合传感器，所述压阻传感器用于感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器用于感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

获取预设的腕带结构，以将所述按压结构固定在腕部；

获取预设的腕托结构，以提供该脉搏检测装置和传感位点之间的贴合力。

在一个实施例中，所述按压结构是机械式螺旋结构，包括机械旋钮以及与该机械旋钮连接的螺杆，所述机械旋钮用于控制所述螺杆的旋进旋出，以控制对测量位点所施加的静态压力大小。

根据本发明的第三方面，提供一种脉搏检测方法。该方法包括以下步骤：

通过所述按压结构控制施加到测量位点的静态压力；

所述压阻传感器感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

基于所感测的静态压力和动态压力信号获得测量位点的脉搏波信号。

与现有技术相比，本发明的优点在于：

1)、基于扁平张力法，采用压电-压阻复合传感器，检测脉搏波信号，既克服了光电容积描记法检测方法结构复杂、设计制作难度大、可靠性低、易受环境光影响、检测结果不准确等缺点，又克服了压力检测法可重复性低、检测原理不可靠等缺点。

2)、通过设计传感结构，将复合传感器固定在手腕上，可大幅度降低人体微动作对检测信号的伪迹干扰，保证了检测信号的稳定性。传感结构能固定测量位点，解决了复合传感器与皮肤表面产生微小移动而造成测量结果不准确的问题。

3)、本发明的压电驻极体薄膜表面形成金属电极和导线，在具有金属电极的区域形成压电传感单元，采用的制作流程简单，适合机器流水生产。

4)、本发明整体结构相对简单，可移植性强，能够检测较多领域的动态-静态相结合的压力信号。

附图说明

以下附图仅对本发明作示意性的说明和解释，并不用于限定本发明的范围，其中：

图 1 是根据本发明一个实施例的脉搏检测装置的正面视图；

图 2 是图 1 的脉搏检测装置的侧面视图；

图 3 是根据本发明一个实施例的复合传感器的示意图；

图 4 是根据本发明一个实施例的压电传感器的示意图；

图 5 是根据本发明一个实施例的脉搏检测装置的制作方法的流程图。

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案、设计方法及优点更加清楚明了，以下结合附图通过具体实施例对本发明进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用于解释本发明，并不用于限定本发明。

在本文示出和讨论的所有例子中，任何具体值应被解释为仅仅是示例性的，而不是作为限制。因此，示例性实施例的其它例子可以具有不同的值。

对于相关领域普通技术人员已知的技术、方法和设备可能不作详细讨论，但在适当情况下，所述技术、方法和设备应当被视为说明书的一部分。

根据本发明的一个实施例，提供一种脉搏检测装置，采用扁平张力法（或称动脉张力法）来检测脉搏波。对于近似于圆管形腔体结构的血管，根据力学模型分析，血液对管壁压力可分解为水平方向分力和垂直方向分力，本发明实施例基于扁平张力法的原理是，通过外部施加压力将血管压至扁平状态，此时血液对管壁的压力仅有垂直方向，采集的脉搏波波形最接近脉搏波真实波形，数据更准确，有利于后续分析应用。

本发明实施例提供的脉搏检测装置整体上包括腕带结构、按压结构和传感结构，其中腕带结构用于将按压结构固定在手腕的固定位点，防止传感器和皮肤表面产生相对滑动；按压结构用于控制对传感位点施加适当的压力；传感结构用于检测传感位点的静态压力和检测脉搏波的动态信号。

具体地，参见图 1 和图 2 所示，本发明实施例提供的脉搏波检测装置包括按压结构 100、腕带结构 200、腕托结构 300 和传感结构 400（或称复合传感器）。

按压结构 100 用于夹紧和定位，例如可以采用螺旋结构，包括机械旋钮以及与机械旋钮连接的螺杆，该螺杆是用于旋进旋出的棍状物体，由于脉搏点在手腕的外侧，根据脉搏检测装置的使用状态将按压结构设计在靠边位置，从而方便放置在合适的脉搏波测量位点。

应理解的是，按压结构 100 也可采用其他的结构设计，例如，采用电动式旋钮或其他类型等。

腕带结构 200 用于将整个脉搏检测装置固定在手腕上，防止传感位点发生偏移，减小传感器与皮肤之间发生相对移动。

腕托结构 300 设计成适合贴合手腕的形状，例如，采用较柔软材质，以更有利于贴合手臂，使传感位点能够平整贴合。

传感结构 400 通过按压结构 100 施加压力和皮肤表面紧贴。

例如，参见图 3 所示，传感结构 400 是压电-压阻复合传感器，包括压阻传感器 401 和压电传感器 402，其中，压阻传感器 401 与按压结构 100 相连，压电传感器 402 贴附在压阻传感器 401 上，与皮肤直接接触。压阻传感器 401 采集外部施加在皮肤表面的静态压力，连接压阻传感器信号采集模块（未示出），得到当前静态压力数值。压电传感器 402 采集脉搏波动态压力，连接压电信号采集模块和信号处理模块（未示出），实时记录脉搏波信号。

在该实施例中，传感结构 400 检测外部施加的静态压力和脉搏波的动

态力，并将检测结果应用于血压估计。传感系统通过压阻传感器测量施加的静态压力，通过压电传感器测量脉搏波动态力信号，结合两种传感器优点实现高精度测量。

5 在一个实施例中，压电传感器是基于压电驻极体的压电单元，参见图 4 所示，包括检测层 600（或称压电传感层）、封装保护层 500 和封装保护层 700。

具体地，检测层 600 包括柔性压电驻极体薄膜 601 以及分别设置在柔性压电驻极体薄膜 601 上下表面的两金属电极 602、603，金属电极 602、603 的一端分别连接导线 604、605。

10 在一个实施例中，压电驻极体薄膜 601 为柔性材料，压电驻极体为柔性材料，包括但不限于聚丙烯（Polypropylene，PP）、聚对苯二甲酸乙二醇酯（Polyethylene terephthalate，PET）、聚萘二甲酸乙二醇酯（Polyethylene naphthalate，PEN）等各类材料。柔性压电驻极体薄膜 601 可裁剪为圆形。

15 例如，柔性压电驻极体薄膜 601 是由压电驻极体制成的一层内部包含有多个孔洞的封闭薄膜，在孔洞的上下表面分别沉积有大量的正负电荷，或者柔性压电驻极体 601 是多层多孔膜通过折叠方式叠加而成，以增强整体压电系数，提高信噪比。

进一步地，柔性压电驻极体薄膜 601 上下表面有金属电极 602、603，以获取柔性压电驻极体薄膜 601 在发生形变时产生的电荷变化量，为了更好地测量压电传感层的柔性压电驻极体薄膜在发生形变时产生的电荷变化量，本实施例的两金属电极均设置导线 604、605，上下表面的金属电极可进一步连接电荷放大器（电荷放大器可设置于压电信号采集模块或信号处理模块），以将驻极体发生形变时产生的电荷的变化转化为电压的变化（或称电势变化量）。在压力作用下，压电驻极体的内部孔洞被压缩，内部电偶极矩密度发生变化，引起上下表面补偿电荷发生变化，表面电极将表面电荷的变化引出，实现力信号转为电信号，即柔性压电驻极体薄膜 601 及其上、下表面的金属电极 602、603、以及两金属电极的导线 604、605 形成压电传感器，实现力-电转换。

30 在另外的实施例中，压电传感器也可以是基于压电半导体材料或高分子压电材料的其他类型的压电传感器。

在一个实施例中，压阻传感器为硬质封装传感单元，包裹但不限于压敏电阻、应变式压力传感器等压力传感器。

对于图 1 和图 2 的实施例，脉搏检测的基本过程是，按压结构 100 通过控制一棍状物体进出，实现对传感位点施加固定压力，施加压力由小变大的过程，脉搏波对皮肤表面的压力变化由小变大，达到峰值时再变小。通过控制棍状物体的进出，调整对脉搏测量点合适的静态压力，使得脉搏波对皮肤表面压力最大，此时压电传感器 402 输出信号幅值最大。当施加静态压力为合适值时，血管达到近似扁平状态，血液对血管壁压力全部为垂直方向的力。压阻传感器 401 测得当前施加的静态压力大小，此时的静态压力大小与血压的平均压接近，压电传感器 402 检测脉搏波的动态信号，提取脉搏波波形的峰值和谷值，最后由静态压力数值、脉搏波峰值和脉搏波谷值对血压进行估计。

本发明还提供一种脉搏检测装置的制作方法，参见图 5 所示，包括：

步骤 S510，获取预设的压电传感器和压阻传感器，构成压电-压阻复合传感器。

预设条件包括柔性压电驻极体薄膜的尺寸、形状。例如，对压电驻极体薄膜进行剪切，以使压电驻极体传感器与压阻传感器的敏感区域匹配。此外，压电驻极体传感器和压阻传感器之间还可进一步填充缓冲层。

步骤 S520，获取预设的按压结构和腕带结构。

根据脉搏检测装置的使用状态，设置按压结构和腕带结构的相对位置，以及腕带的长度、弹性等。

步骤 S530，将按压结构连接到复合传感器。

将按压结构与压阻传感器相连，得到了可用于检测静态压力和动态信号的复合传感器，从而提高了检测触觉信号的准确率，同时为血压估算、疾病预诊断等后续应用提供数据源。

除了人体脉搏波的信号检测本发明提出的传感单元可更改相应尺寸参数进行心音信号提取，也可用在其它需要检测动态-静态压力相结合信号的场所。

综上，本发明提出一种根据扁平张力法，通过将压电传感器和压阻传感器复合构成脉搏检测装置，避免了光电容积描记法由于测量原理而导致检测结果不准确，使用场景条件要求苛刻等缺点，同时解决了传统压电传感器在重复测量时有较大的输出幅值误差的缺点，在满足测量结果准确的同时，对测量条件要求不高，能够实时检测，使用简单方便。

经过论证和预实验，证明本发明的脉搏检测装置能够精确地测量脉搏

等小信号。此外，压电驻极体传感技术已经问世，其材料性能不断得到提高，其灵敏性满足人体脉搏波这种小信号的测量，本发明的脉搏检测装置制作流程和工艺简单明了，在技术上容易实现。

需要说明的是，虽然上文按照特定顺序描述了各个步骤，但是并不意味着必须按照上述特定顺序来执行各个步骤，实际上，这些步骤中的一些可以并发执行，甚至改变顺序，只要能够实现所需要的功能即可。

以上已经描述了本发明的各实施例，上述说明是示例性的，并非穷尽性的，并且也不限于所披露的各实施例。在不偏离所说明的各实施例的范围和精神的情况下，对于本技术领域的普通技术人员来说许多修改和变更都是显而易见的。本文中所用术语的选择，旨在最好地解释各实施例的原理、实际应用或对市场中的技术改进，或者使本技术领域的其它普通技术人员能理解本文披露的各实施例。

权 利 要 求 书

1. 一种脉搏检测装置，其特征在于，包括按压结构、腕带结构、复合传感器和腕托结构，其中：

5 所述按压结构用于向测量位点施加静态压力并根据该脉搏检测装置的使用状态设置在靠近测量位点的位置；

所述复合传感器包括压电传感器和压阻传感器，所述压阻传感器用于感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器用于感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

所述腕带结构用于将所述按压结构固定在腕部；

10 所述腕托结构用于提供该脉搏检测装置和传感位点之间的贴合力。

2. 根据权利要求1所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述压阻传感器与所述按压结构相连，所述压电传感器贴附在所述压阻传感器上。

3. 根据权利要求1所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述压电传感器是基于柔性压电驻极体的传感器。

15 4. 根据权利要求3所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述压电传感器包括柔性压电驻极体薄膜、分别设置在所述柔性压电驻极体薄膜上下表面的两金属电极，以及包裹附有两金属电极的柔性压电驻极体薄膜的封装保护层，所述封装保护层将脉搏信号从测量位点传递到所述柔性压电驻极体薄膜。

20 5. 根据权利要求4所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述柔性压电驻极体薄膜为单层多孔膜，或由多层多孔膜通过并联或串联方式叠加而成。

6. 根据权利要求1所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述压阻传感器是压敏电阻式压力传感器或应变式压力传感器。

25 7. 根据权利要求1所述的脉搏检测装置，其特征在于，所述按压结构为是机械式螺旋结构，包括机械旋钮以及与该机械旋钮连接的螺杆，所述机械旋钮用于控制所述螺杆的旋进旋出，以控制对测量位点施加的静态压力大小。

8. 根据权利要求1至7任一项所述的脉搏检测装置的制作方法，包括
30 以下步骤：

获取预设按压结构，并根据该脉搏检测装置的使用状态将所述按压结

构设置在靠近测量位点的位置，以向测量位点施加静态压力；

获取预设的压电传感器和压阻传感器构成复合传感器，所述压阻传感器用于感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器用于感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

5 获取预设的腕带结构，以将所述按压结构固定在腕部；

获取预设的腕托结构，以提供该脉搏检测装置和传感位点之间的贴合力。

9. 根据权利要求 8 所述的脉搏检测设备的制作方法，其特征在于，所述按压结构是机械式螺旋结构，包括机械旋钮以及与该机械旋钮连接的螺
10 杆，所述机械旋钮用于控制所述螺杆的旋进旋出，以控制对测量位点所施加的静态压力大小。

10. 一种脉搏检测方法，用于权利要求 1 至 7 任一项所述的脉搏检测装置，包括以下步骤：

通过所述按压结构控制施加到测量位点的静态压力；

15 所述压阻传感器感测施加到测量位点的静态压力，所述压电传感器感测对测量位点施加静态压力情况下的动态压力信号；

基于所感测的静态压力和动态压力信号获得测量位点的脉搏波信号。

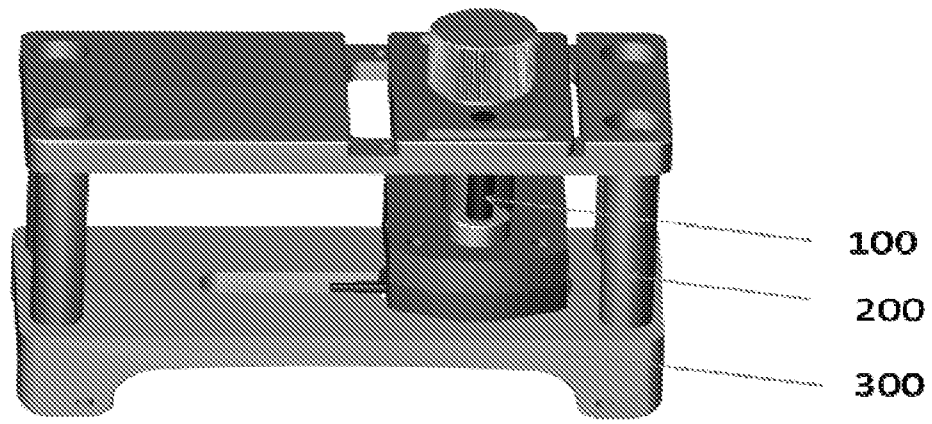


图 1

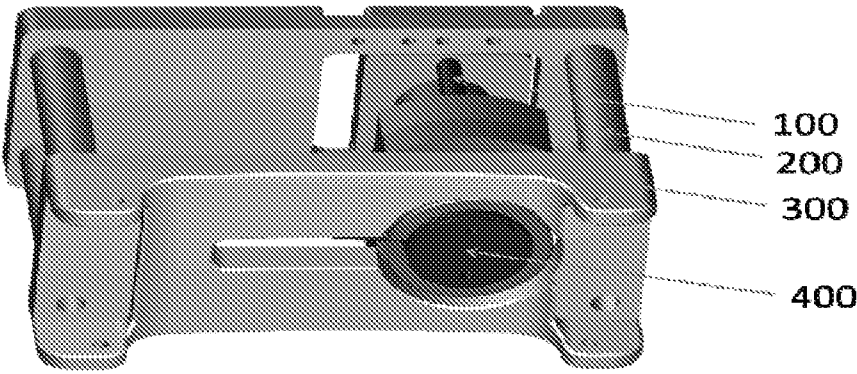


图 2

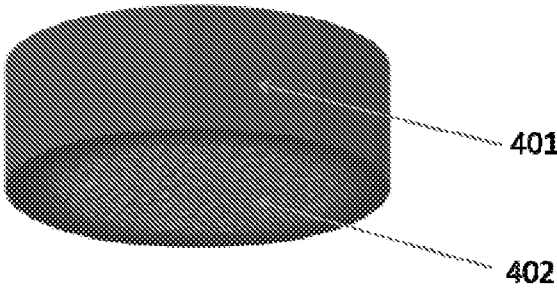


图 3

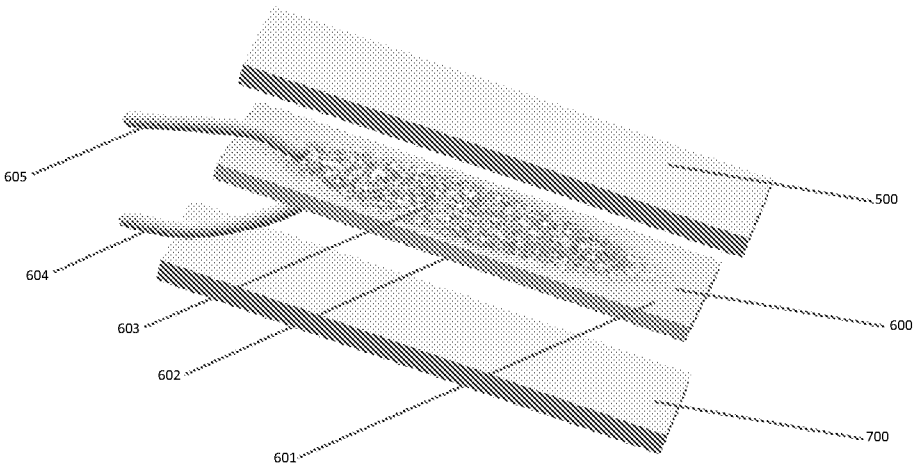


图 4

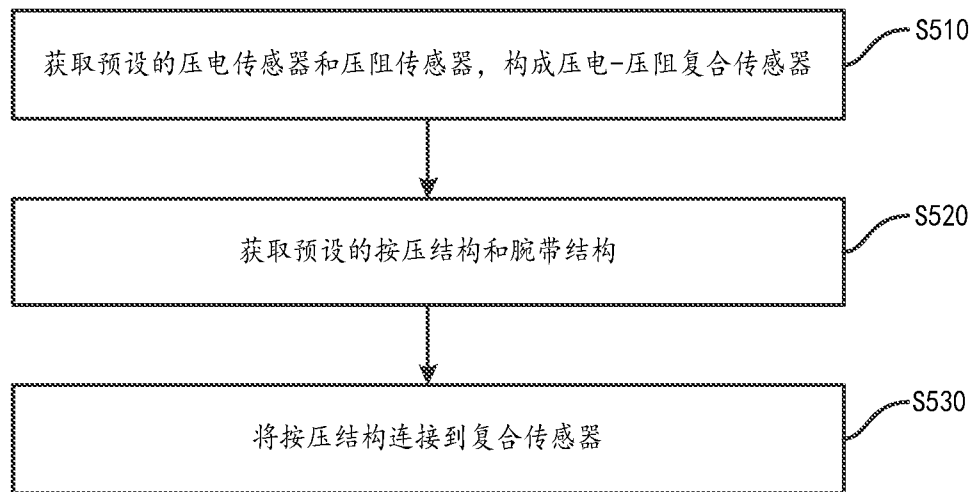


图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/094407

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)

A61B5/-

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)

WPI, EPODOC, CNKI, CNPAT: 深圳先进技术研究院, 脉搏, 脉诊, 动态, 静态, 压阻, 压敏, 压力, 压电, 传感器, 腕带, 腕托, pulse, sensor, piezoelectric, piezoresist+, static, dynamic, pressure, wrist, belt, band, bracket

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 109222917 A (INSTITUTE OF MICROELECTRONICS OF THE CHINESE ACADEMY OF SCIENCE) 18 January 2019 (2019-01-18) description, paragraphs [0014] and [0036]-[0062], and figures 1-5	1, 2, 6-10
Y	CN 109222917 A (INSTITUTE OF MICROELECTRONICS OF THE CHINESE ACADEMY OF SCIENCE) 18 January 2019 (2019-01-18) description, paragraphs [0014] and [0036]-[0062], and figures 1-5	3-5
Y	CN 108968929 A (SHENZHEN INSTITUTES OF ADVANCED TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 11 December 2018 (2018-12-11) description, paragraphs [0006]-[0009] and [0016], and figure 1	3-5
X	CN 109222918 A (INSTITUTE OF MICROELECTRONICS OF THE CHINESE ACADEMY OF SCIENCE) 18 January 2019 (2019-01-18) description, paragraphs [0035]-[0062], and figures 1-5	1, 2, 6-10
X	CN 109222919 A (INSTITUTE OF MICROELECTRONICS OF THE CHINESE ACADEMY OF SCIENCE) 18 January 2019 (2019-01-18) description, paragraphs [0035]-[0059], and figures 1-5	1, 2, 6-10



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“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)

“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

“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

“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

“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

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

01 March 2020

Date of mailing of the international search report

25 March 2020

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/094407

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	CN 206434314 U (BEIJING BAIMAI INTELLIGENT TECHNOLOGY CO., LTD.) 25 August 2017 (2017-08-25) description, paragraphs [0033]-[0040], and figures 1a and 1b	1, 2, 6-10
X	CN 108245140 A (WUHU SAINT MOBIL TECHNOLOGY CO., LTD.) 06 July 2018 (2018-07-06) description, paragraphs [0034]-[0048], and figures 1-5	1, 2, 6-10
X	CN 204121004 U (EXPERIMENTAL RESEARCH CENTER, CHINA ACADEMY OF CHINESE MEDICAL SCIENCES) 28 January 2015 (2015-01-28) description, paragraphs [0021] and [0022], and figure 1	1, 2, 6-10
A	WO 2010022817 A1 (BOSCHAN, Sven) 04 March 2010 (2010-03-04) entire document	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/094407

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	109222917	A	18 January 2019	WO	2019010615	A1	17 January 2019
CN	108968929	A	11 December 2018	CN	209252845	U	16 August 2019
				WO	2020024428	A1	06 February 2020
CN	109222918	A	18 January 2019	WO	2019010610	A1	17 January 2019
CN	109222919	A	18 January 2019	WO	2019010616	A1	17 January 2019
CN	206434314	U	25 August 2017	CN	206315079	U	11 July 2017
				CN	106108865	A	16 November 2016
CN	108245140	A	06 July 2018	None			
CN	204121004	U	28 January 2015	None			
WO	2010022817	A1	04 March 2010	DE	102008039816	A1	04 March 2010

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/094407

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))

WPI, EPDOC, CNKI, CNPAT: 深圳先进技术研究院, 脉搏, 脉诊, 动态, 静态, 压阻, 压敏, 压力, 压电, 传感器, 腕带, 腕托, pulse, sensor, piezoelectric, piezoresist+, static, dynamic, pressure, wrist, belt, band, bracket

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
X	CN 109222917 A (中国科学院微电子研究所) 2019年 1月 18日 (2019 - 01 - 18) 说明书第[0014]、[0036]-[0062]段, 附图1-5	1-2, 6-10
Y	CN 109222917 A (中国科学院微电子研究所) 2019年 1月 18日 (2019 - 01 - 18) 说明书第[0014]、[0036]-[0062]段, 附图1-5	3-5
Y	CN 108968929 A (中国科学院深圳先进技术研究院) 2018年 12月 11日 (2018 - 12 - 11) 说明书第[0006]-[0009]、[0016]段, 附图1	3-5
X	CN 109222918 A (中国科学院微电子研究所) 2019年 1月 18日 (2019 - 01 - 18) 说明书第[0035]-[0062]段, 附图1-5	1-2, 6-10
X	CN 109222919 A (中国科学院微电子研究所) 2019年 1月 18日 (2019 - 01 - 18) 说明书第[0035]-[0059]段, 附图1-5	1-2, 6-10
X	CN 206434314 U (北京百脉智连科技有限公司) 2017年 8月 25日 (2017 - 08 - 25) 说明书第[0033]-[0040]段, 附图1a-1b	1-2, 6-10
X	CN 108245140 A (芜湖圣美孚科技有限公司) 2018年 7月 6日 (2018 - 07 - 06) 说明书第[0034]-[0048]段, 附图1-5	1-2, 6-10

☒ 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

2020年 3月 1日

国际检索报告邮寄日期

2020年 3月 25日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局(ISA/CN)

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

授权官员

张萌

电话号码 86-(10)-53962402

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
X	CN 204121004 U (中国中医科学院医学实验中心) 2015年 1月 28日 (2015 - 01 - 28) 说明书第[0021]-[0022]段，附图1	1-2, 6-10
A	W0 2010022817 A1 (BOSCHAN, Sven) 2010年 3月 4日 (2010 - 03 - 04) 全文	1-10

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/094407

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	109222917	A	2019年 1月 18日	WO	2019010615	A1	2019年 1月 17日
CN	108968929	A	2018年 12月 11日	CN	209252845	U	2019年 8月 16日
				WO	2020024428	A1	2020年 2月 6日
CN	109222918	A	2019年 1月 18日	WO	2019010610	A1	2019年 1月 17日
CN	109222919	A	2019年 1月 18日	WO	2019010616	A1	2019年 1月 17日
CN	206434314	U	2017年 8月 25日	CN	206315079	U	2017年 7月 11日
				CN	106108865	A	2016年 11月 16日
CN	108245140	A	2018年 7月 6日	无			
CN	204121004	U	2015年 1月 28日	无			
WO	2010022817	A1	2010年 3月 4日	DE	102008039816	A1	2010年 3月 4日