

(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 12 月 22 日 (22.12.2016)



(10) 国际公布号
WO 2016/201817 A1

(51) 国际专利分类号:

A61B 5/0245 (2006.01)

(21) 国际申请号:

PCT/CN2015/090278

(22) 国际申请日:

2015 年 9 月 22 日 (22.09.2015)

(25) 申请语言:

中文

(26) 公布语言:

中文

(30) 优先权:

201510343249.7 2015 年 6 月 19 日 (19.06.2015) CN

(71) 申请人: 京东方科技集团股份有限公司 (BOE

TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) [CN/CN]; 中国
北京市朝阳区酒仙桥路 10 号, Beijing 100015 (CN)。

(72) 发明人: 袁佐 (YUAN, Zuo); 中国北京市经济技术

开发区地泽路 9 号, Beijing 100176 (CN)。

(74) 代理人: 中国专利代理(香港)有限公司 (CHINA

PATENT AGENT (H.K.) LTD.); 中国香港特别行政
区港湾道 23 号鹰君中心 22 号楼, Hong Kong (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: DEVICE AND METHOD FOR DETECTING PULSE CYCLE, AND WEARABLE ELECTRONIC DEVICE

(54) 发明名称: 脉搏周期检测设备和方法和可穿戴电子设备

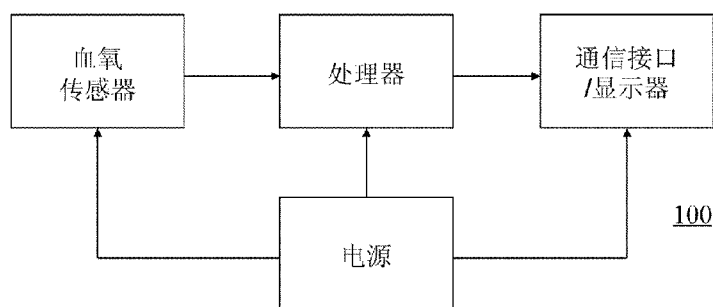


图 1

AA BLOOD OXYGEN SENSOR
BB PROCESSOR
CC COMMUNICATION INTERFACE/DISPLAY
DD POWER SOURCE

(57) Abstract: A device (100) and method for detecting a pulse cycle, and a wearable electronic device, the device comprising: a sensor (200) for sensing a pulse wave signal of a subject; and a processor for processing the analogue-to-digital converted digital pulse wave signal sensed by the sensor (200) so as to detect the pulse cycle of the subject, wherein the processor is configured to execute the following operations: calculating a differential value of the digital pulse wave signal over time; whenever the differential value varies from a positive number to a negative number, determining that the pulse wave signal reaches a maxima point, and recording a time value corresponding to the maxima point; once the differential value is less than a dynamic threshold value, identifying the latest recorded maxima point in the past time as a peak point of the pulse wave signal; and calculating the difference between the time values corresponding to two continuous peak points for the derivation of the pulse cycle. The real-time performance and the precision of detecting the pulse cycle are improved.

(57) 摘要:

[见续页]



WO 2016/201817 A1



一种脉搏周期检测设备（100）和方法，以及可穿戴电子设备，包括：传感器（200），用于感测受检者的脉搏波信号；以及处理器，用于对所述传感器（200）感测的、经模数转换后的数字脉搏波信号进行处理以检测所述受检者的脉搏周期，其中，处理器被配置成执行以下操作：随着时间的推移，计算数字脉搏波信号的分值；每当微分值出现从正到负的转变，则确定脉搏波信号到达极大值点，并记录该极大值点对应的时间值；一旦微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的极大值点为脉搏波信号的峰值点；以及计算两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出脉搏周期。提高了脉搏周期检测的实时性和精度。

脉搏周期检测设备和方法和可穿戴电子设备

技术领域

本发明涉及生命体征检测技术领域，具体地涉及一种脉搏周期检测设备和方法和可穿戴电子设备。

背景技术

近年来，可穿戴式健康监测设备日益受到重视。在可穿戴式脉搏（心率）监测设备中，基于血氧传感器的设备是常见的类型之一。脉搏测量的原理基于以下事实：血液中的氧合血红蛋白和还原血红蛋白对光的吸收随着脉搏波的周期性变化而变化，通过检测血液对光吸收量的变化可以实现脉搏检测。换言之，脉搏波信号被调制在所测量的光信号中。可以通过对血氧传感器检测到的光电容积脉搏波信号(PPG)进行分析来计算脉搏波周期或心率（脉搏频率可以被认为是心率）。

取决于其采集方式，血氧传感器可以包括透射式传感器和反射式传感器。由于反射式传感器可以适用于手臂或手腕、额头、耳垂等各种部位的测量，并且不会引起受检者的不适感（例如，基于透射式传感器的指夹式设备所引起的压迫），所以其在可穿戴式设备中具有良好的应用前景。然而，反射式传感器检测到的 PPG 信号通常比透射式传感器更微弱，使得其测量精度受到影响。

另外，微分阈值法是常用的脉搏波信号分析方法之一，其可以容易地确定脉搏波信号的峰-峰值。典型的微分阈值法基于以下思想：

设 S_1 是（经预处理的）脉搏波信号序列，则 S_2 计算如下

$$S_2(i) = \begin{cases} 0 & \text{当 } S_1(i) \leq S_1(i-k) \\ S_1(i) - S_1(i-k) & \text{当 } S_1(i) > S_1(i-k) \end{cases}$$

其中， S_2 是对脉搏波信号 S_1 的一种特殊微分， k 为步长，一般为经验值，例如当采样频率 100Hz 时， k 值可取 5 到 10。

基于微分值序列 S_2 ，得到

$$S_3(i) = \begin{cases} 0 & \text{当 } S_2(i) \leq S_{2\max}/2 \\ S_2(i) - S_{2\max}/2 & \text{当 } S_2(i) > S_{2\max}/2 \end{cases}$$

其中，阈值 $S_{2\max}$ 为 $S_2(i-1)$ ， $S_2(i-2)$... $S_2(i-n)$ 中的最大值。脉搏周期可以根据 S_3 的波形确定。

上述方法要求记录一段脉搏波信号 S_1 ，并且在得到脉搏波信号 S_1 的微分值序列 S_2 之后导出 S_3 ，并且进一步根据 S_3 的波形来计算脉搏周期。因此，传统的微分阈值法计算量大且难以满足实时应用的要求。另外，由于脉搏波的检测部位通常位于外周血液循环，其中血管对脉搏波有较强的平滑作用，特别是当受检者的脉动较弱时，所以脉搏波的幅度和上升沿的陡峭程度明显降低，使得传统的微分阈值法的抗干扰能力和测量精度变得很差，导致经常出现误检或漏检。

因此，存在对于改进的脉搏周期检测设备和方法的需要。

发明内容

有利的是，获得一种至少解决上述问题中的一个的脉搏周期检测设备和方法。

在本发明的第一方面中，提供了一种脉搏周期检测设备，包括：传感器，用于感测受检者的脉搏波信号；以及处理器，用于对所述传感器感测的、经模数转换后的数字脉搏波信号进行处理以检测所述受检者的脉搏周期，其中，所述处理器被配置成执行以下操作：随着时间的推移，计算所述数字脉搏波信号的分值；每当所述微分值出现从正到负的转变，则确定所述脉搏波信号到达极大值点，并记录该极大值点对应的的时间值；一旦所述微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的所述极大值点为所述脉搏波信号的峰值点；以及计算两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出所述脉搏周期。

根据本发明的第二方面，提供了一种脉搏周期检测方法，用于对数字脉搏波信号进行处理以检测受检者的脉搏周期，包括：随着时间的推移，计算所述数字脉搏波信号的分值；每当所述微分值出现从正到负的转变，则确定所述脉搏波信号到达极大值点，并记录该极大值点对应的的时间值；一旦所述微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的所述极大值点为所述脉搏波信号的峰值点；以及计算两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出所述脉搏周期。

根据本发明的第三方面，提供了一种可穿戴电子设备，包括本发明第一方面提供的所述脉搏周期检测设备。

根据在下文中所描述的实施例，本发明的这些和其它方面将是显而易见的，并且将参考在下文中所描述的实施例而被阐明。

附图说明

图 1 示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备的框图；

图 2 (a) 示意性地图示了根据本发明的实施例的采用反射式血氧传感器的脉搏周期检测设备在检测时的光路；

5 图 2 (b) 示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备中的反射式血氧传感器的结构的俯视图；

图 2 (c) 示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备中的反射式血氧传感器的另一种结构的俯视图；

图 3 图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测方法的流程图；

10 图 4 图示了示例性的脉搏波信号和相应的微分值序列的波形；

图 5 图示了如图 3 所示的方法中的计算脉搏周期的步骤中的操作；
以及

图 6 图示了如图 3 所示的方法中的计算心率的步骤中的操作。

具体实施方式

15 以下结合附图对本发明的各实施例进行详细描述。

图 1 示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备 100 的框图。脉搏周期检测设备 100 可以包括传感器、处理器、电源以及通信接口和/或显示器。如图所示，传感器、处理器以及通信接口和/或显示器依次电连接，并且电源与各个部件电连接。传感器用于感测受检者的脉搏波信号。特别地，传感器可以是透射式血氧传感器或者反射式血氧传感器。处理器可以用于对血氧传感器感测的、经模数转换后的数字脉搏波信号进行处理以检测受检者的脉搏周期。处理器还可以用于基于受检者的脉搏周期来计算心率。在可穿戴式应用中，可以使用例如基于 ARM 核的处理器。显示器可以用于显示数字脉搏波信号、脉搏周期或心率中的至少一个。通信接口可以用于将数字脉搏波信号、脉搏周期或心率中的至少一个发送给其他接收设备，例如发送给智能终端进行显示和存储。通信接口可以是无线接口，诸如红外、蓝牙、Wi-Fi 等，或者有线接口，诸如串行接口、通用串行总线 (USB)、I2C 等。电源用于为检测设备 100 的各个部件供电。可以使用例如锂电池作为电源。

20
25
30

图 2 (a) 示意性地图示了根据本发明的实施例的采用反射式血氧传感器 200 的脉搏周期检测设备在操作时的光路。如图所示，在反射

式传感器 200 的情况下，光源（LED 210）和光敏接收器件（光电二极管 230）被布置在基板 240 的同一侧，其中 LED 210 和光电二极管 230 之间设置有遮挡物 220。遮挡物 220 用于遮挡从 LED 210 发射的光，使得其不会直接照射到光电二极管 230 上。LED 光源 210 所产生的入射光经过受检者皮下组织多次散射，一部分光重新返回皮肤表面。光电二极管 230 接收被受检者组织反射回来的光信号，并将其转换为电信号。

在一个实施例中，脉搏周期检测设备 100 可以包括隔绝软垫（图中未示出），其环绕反射式血氧传感器 200 设置，可以起到隔绝环境光线的作用，从而减小外界光照条件对反射式血氧传感器 200 造成的干扰。这有利于进一步提高检测精度。取决于脉搏周期检测设备 100 的形状设计，隔绝软垫可以为回字形形状，或者可以为环形形状（未示出）。另外，在可穿戴应用中，隔绝软垫还可以改善使用者在佩戴可穿戴设备时的舒适性，例如，隔绝软垫可以与人体皮肤接触，同时将反射式血氧传感器 200 环绕在内，这样在提高检测精度的同时，还提高了佩戴者的舒适感。

图 2（b）示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备中的反射式血氧传感器 200 的结构俯视图。在该反射式血氧传感器 200 中，光电二极管 230 可以包括集成在一起的多个光电二极管单元 230_1、230_2、230_3、230_4（在图中以示例的方式示出 4 个光电二极管单元）。在该图中，集成的光电二极管单元 230_1、230_2、230_3 和 230_4 被图示为以到 LED 210 的距离递增的方式并排布置在基板 240 上。

图 2（c）示意性地图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备中的反射式血氧传感器 200 的另一种结构的俯视图，其中，集成的光电二极管单元 230_1、230_2、230_3 和 230_4 以到 LED 210 的距离相等的方式并排布置在基板 240 上。

无论哪种情况，由于光电二极管单元 230_1、230_2、230_3 和 230_4 集成在一起，相互之间的距离可以忽略不计，所以它们可以接收来自从基本上同一处受检者皮下组织反射的光信号。这样，各个光电二极管单元 230_x（x=1, 2, 3, 4...）构成单独的信号通道。每一路信号通道可以为处理器提供一路单独的脉搏波信号。在处理器执行的后续操作

(后面讨论)中,可以利用多个通道的数据(例如,取多个通道的数据的平均值)来提高脉搏周期的检测精度。另外,在本发明的实施例的应用中,优选地使用发射绿光(例如,500~560nm的波长)的LED器件作为LED 210。绿光可以提供良好的穿透性,并且因此提供具有良好信号强度和信噪比的脉搏波信号。

图3图示了根据本发明的实施例的脉搏周期检测方法的流程图。

在步骤S300处,血氧传感器感测受检者的脉搏波信号。如前所述,血氧传感器可以是透射式传感器或者反射式传感器。在一个实施例中,可以采用如前面描述的具有集成的多个光电二极管单元230_x的反射式传感器作为血氧传感器。

在步骤S310处,处理器对血氧传感器所感测的脉搏波信号进行预处理。预处理可以包括移动平均滤波和带通滤波中的至少一个。移动平均滤波例如为10点移动平均滤波。通过采用移动平均滤波,可以滤除脉搏波信号中的突变分量。带通滤波例如由通带为0.1Hz~10Hz的带通滤波器完成,从而降低噪声干扰。在如前面所述的集成的反射式传感器的情况下,预处理还可以包括首先取多通道数据的平均值。通过取多通道数据的平均值,可以提高脉搏波信号的采样精度,从而提高所检测到的脉搏周期的精度。还应当理解,在采样过程中需要将模拟信号转换为数字信号。模数转换例如可以由血氧传感器内置的A/D转换器完成。替换地,模数转换可以由处理器芯片内置的A/D转换器或与处理器芯片分立的A/D转换器完成。

在步骤S320处,处理器实时地计算经模数转换后的数字脉搏波信号的微分值。设 S_1 是(经预处理的)脉搏波信号序列,则微分值序列 S_2 计算如下

$$S_2(i) = \begin{cases} 0 & \text{当 } S_1(i) \leq S_1(i-k) \\ S_1(i) - S_1(i-k) & \text{当 } S_1(i) > S_1(i-k) \end{cases}$$

其中, k 为步长。

在一个实施例中,可以逐点地计算数字脉搏波信号的微分值,也即步长 $k=1$ 。这样,以计算量增大为代价,可以提高检测的精度。

在步骤S330处,处理器基于脉搏波信号的微分值序列diff的特性来计算脉搏周期(后面讨论)。

可选地,在步骤S340处,处理器还根据所计算的脉搏周期来计算

心率。

下面结合图 4 和 5 详细描述步骤 S330 的流程，其中图 4 图示了示例性的脉搏波信号（PPG）和相应的微分值序列（diff）的波形，并且图 5 图示了如图 3 所示的方法中的计算脉搏周期的步骤 S330 中的操作。

5 在本实施例中，基于改进的微分阈值法计算脉搏周期，其中利用微分值直接计算脉搏周期而不需要对脉搏波信号的分值的进一步处理，例如，求微分值序列的分值（二阶导）或者对于微分值进行下移等等。

10 如图 5 所示，在步骤 S531 处，设定一个动态微分阈值。所谓“动态”意指该阈值随着时间推移而变化（后面讨论）。

在步骤 S532 处，记录脉搏波信号到达极大值点时的时间值。由于脉搏波信号的极大值点对应于微分值的从正到负的转变（过零点），所以可以通过检测微分值的该转变来确定脉搏波信号是否到达极大值点。如果检测到微分值的从正到负的转变，则记录对应的时间值。在图 4 中所示的示例脉搏波信号的 T1、T2 和 T3 的三个周期中，可以检测到 6 个极大值点，包括 4 个真正的峰值点 p1、p2、p3 和 p4 以及 2 个局部极大值点 p1'和 p2'。在检测过程中，利用前面提到的动态阈值来识别哪些极大值点是真正的峰值点。

20 在步骤 S533 处，判断当前的微分值是否满足动态阈值条件。微分值与动态阈值之间的关系实际上反映了关于脉搏波信号的陡峭下降沿的信息。从图 4 中可以看到，在脉搏波信号 PPG 的陡峭下降沿期间，脉搏波信号 PPG 的峰值点 p1、p2、p3 和 p4（其对应于微分值的从正到负的转变）与微分值序列 diff 的最小值在时间上具有关联性。也即，对于峰值点 p1、p2、p3 和 p4 中的每一个，在微分值的从正到负的转变之后接着是微分值的一个最小值，而对于局部极大值点 p1'和 p2'并不是这样。因此，可以利用这样的时间关联性来识别真正的峰值点。

30 在步骤 S534 处，具体地，一旦当前微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的极大值点为脉搏波信号的峰值点。例如，在图 4 中所示的示例波形中，在确定了脉搏波信号的极大值点 p1 之后，一旦检测到微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的极大值点（即，p1）为峰值点。这样，在几十毫秒（从微分值从正到负的转变到小于动态阈值的时间段，如图 4 中所示）内就可以确定出一个峰值

点。

在一个实施例中，动态阈值可以为过去预定时间间隔内的最小微分值的 $1/2$ 。例如，该预定时间间隔为 4 秒。每次计算得到一个微分值，则判断该微分值是否小于动态阈值，并且如果是，则触发峰值点的识别。在这种情况下，每次判断中都需要更新动态阈值，其中牵涉到查找（例如，使用本领域中已知的查找算法）从当前时刻起过去 4 秒内的最小微分值。这样查找和更新操作可能招致沉重的计算负担，尤其是在逐点计算微分值的情况下。

在另一个实施例中，动态阈值可以为上一个阈值更新周期内的最小微分值的 $1/2$ 。阈值更新周期的方案是这样的：从开始检测的时刻起每隔一段固定的时间更新一次阈值。例如，可以针对阈值更新周期维持一个代表最小微分值的变量，并且在每个阈值更新周期内，每次计算得到一个微分值，则将其与该变量进行比较。如果所计算的微分值小于该变量的值，则利用所计算的微分值来更新该变量。在进入新的阈值更新周期时，使用上一个阈值更新周期内更新的阈值作为当前阈值更新周期内要使用的阈值。在图 4 的示例中，阈值更新周期被设定为 4 秒，因此在该图中所示的 4 秒的时间段内动态阈值保持恒定。这样，可以避免阈值的频繁更新，从而减轻计算负担。

前面讨论的两种动态阈值都是与特定的持续时间相关联，它们有可能不能与脉搏周期的剧烈变化（例如，在受检者从平静状态转变到运动状态的情况）相适应。

在又一个实施例中，动态阈值可以为过去预定数目的脉搏周期内的最小微分值的 $1/2$ 。这样的动态阈值与过去时间内的最近几个脉搏周期相关联，而不是特定的持续时间，因而其能够跟随脉搏周期的剧烈变化。

还应当理解，由于动态阈值的初始值通常被预设为零，所以在最初始的检测中会存在一段准备时间，在这期间由于正确的动态阈值尚未建立的原因脉搏周期的检测结果是错误的。有利地，对于前面提到的各动态阈值，所述预定时间间隔或阈值更新周期可以设定为小于等于 2 秒且大于等于 1 秒，或者所述预定数目可以例如为 1、2 或 3。在一个供替换的实施例中，所述预定时间间隔或阈值更新周期可以在从检测开始时刻起预定时间段内被设置为小于等于 2 秒且大于等于 1 秒，

并且在所述预定时间段之后被设置为 4 秒。在该预定时间段期间，正确的动态阈值被建立。该预定时间段可以为例如 2 秒、3 秒或甚至更多。由此，兼顾了检测设备开机后的快速投入使用和检测过程的稳定性。

在步骤 S535 处，计算相邻的两个峰值点之间的时间差以用于导出脉搏周期。在一个实施例中，可以在识别出多个峰值点后，再计算两个连续峰值点之间对应的的时间差。这对于需要计算多个脉搏周期的平均值以提高检测精度的场合是有利的，然而，由于必须等待记录多个峰值点，这样的方案在实时性方面遭受损失。在一个供替换的实施例中，可以在每当连续识别出两个峰值点时，立即计算该两个峰值点对应的的时间值之差。如前面描述的，由于在几十毫秒内就可以确定出一个峰值点，所以在一个脉搏周期结束后，最快在几十毫秒内就能够计算出脉搏周期（心率）。这大大增强了脉搏周期检测的实时性。

图 6 图示了如图 3 所示的方法中的计算心率的步骤中的操作。

在步骤 S641 处，比较最近测得的两个脉搏周期（即，当前测得的脉搏周期与上一次测得的脉搏周期）之间的时间差。在步骤 S642 处，判断该时间差是否小于预定阈值，并且如果是，则确定当前测得的脉搏周期为有效的数据；否则，确定当前测得的脉搏周期为无效的数据。医学研究表明，正常情况下相邻两次脉搏周期之间可能存在差异，其可能达到几十毫秒（对于人类而言）。如果这个差异超过一个预定阈值（例如 100 毫秒），则可以推断所测得的脉搏周期受到了干扰并且因而为无效的数据。如果这个差异并不超过所述预定阈值，则在步骤 S643 处，根据有效的脉搏周期来计算瞬时心率。例如，如果测得的有效脉搏周期为 0.8 秒，则心率为 $60/0.8=75$ 次/分。可选地，在步骤 S644 处，在并非时间关键的应用中，可以取多个（例如 5 个）计算得到的心率的平均值作为最终的心率测量值。

还应当理解，步骤 S641 到 S644 并不是必需的。例如，可以根据在步骤 S330 处计算得到的脉搏周期来直接计算心率，这在一些低成本应用中是可以接受的。

根据本发明的实施例的脉搏周期检测设备和方法通过采用（可选的）集成的反射式血氧传感器和改进的微分阈值法，在信号采集和信号处理两个方面提高了脉搏周期（心率）检测的实时性和精度（误差在 $\pm 2\text{bpm}$ ），并且可以降低计算量，从而为可穿戴的脉搏周期（心率）

检测设备提供了合期望的选项。

虽然前面的讨论包含若干特定的实现细节，但是这些不应解释为对任何发明或者可能要求保护的范围的限制，而应解释为对可能仅限于特定发明的特定实施例的特征的描述。在本说明书中不同的实施例中描述的特定特征也可以在单个实施例中以组合形式实现。与此相反，
5 在单个实施例中描述的不同特征也可以在多个实施例中分别地或者以任何适当的子组合形式实现。此外，尽管前面可能将特征描述为以特定组合起作用，甚至最初也被如此要求保护，但是来自所要求保护的组合中的一个或多个特征在某些情况下也可以从该组合中排除（例如，
10 就脉搏周期检测的功能而言，显示器和/或通信接口并不是检测设备100必需的），并且该要求保护的组合可以被导向子组合或子组合的变型。

类似地，虽然各个操作在附图中被描绘为按照特定的顺序，但是这不应理解为要求这些操作必须以所示的特定顺序或者按顺行次序执行，也不应理解为要求必须执行所有示出的操作以获得期望的结果（例
15 如，就基于脉搏波信号计算脉搏周期而言，数据采集步骤和数据预处理步骤等并不是必需的）。

本发明还提供了一种可穿戴电子设备，其包括如前面所描述的脉搏周期检测设备。该可穿戴电子设备可以采取例如手环、腕带、脖套、耳机等形式，从而可以佩戴在使用者的身上。这样，在佩戴期间，如
20 前面描述的反射式血氧传感器可以采集脉搏波信号，而脉搏周期检测设备根据脉搏波信号计算脉搏或心率，并为该可穿戴电子设备提供相应的检测信息。

鉴于前面的描述并结合阅读附图，对前述本发明的示例性实施例的各种修改和改动对于相关领域的技术人员可以变得显而易见。任何
25 和所有修改仍将落入本发明的非限制性和示例性实施例的范围内。此外，属于本发明的这些实施例所属领域的技术人员，在得益于前面的描述和相关附图所给出的教导后，将会想到在此描述的本发明的其他实施例。

因此，应当理解，本发明的实施例并不限于所公开的特定实施例，
30 并且修改和其他的实施例也意图被包含在所附权利要求书的范围内。尽管此处使用了特定术语，但是它们仅在通用和描述性意义上使用，而非为了限制的目的。

权 利 要 求

1. 一种脉搏周期检测设备, 包括:

传感器, 用于感测受检者的脉搏波信号; 以及

5 处理器, 用于对所述传感器感测的、经模数转换后的数字脉搏波信号进行处理以检测所述受检者的脉搏周期,

其中, 所述处理器被配置成执行以下操作:

随着时间的推移, 计算所述数字脉搏波信号的微分值;

每当所述微分值出现从正到负的转变, 则确定所述脉搏波信
10 号到达极大值点, 并记录该极大值点对应的的时间值;

一旦所述微分值小于动态阈值, 则识别过去时间内最近记录的所述极大值点为所述脉搏波信号的峰值点; 以及

计算两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出所述脉搏周期。

15 2. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器被配置成每当连续识别出两个峰值点时计算该两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出所述脉搏周期。

3. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述传感器为反射式血氧传感器, 该反射式血氧传感器包括:

20 LED 光源; 以及

集成的光电二极管, 其包括集成在一起的多个光电二极管单元以用于提供多通道感测数据。

4. 根据权利要求 3 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述 LED 光源为绿光 LED。

25 5. 根据权利要求 3 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述多个光电二极管单元以到所述 LED 光源的距离递增的方式并排布置, 或者以到所述 LED 光源的距离相等的方式并排布置。

6. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述动态阈值为过去预定时间间隔内的最小微分值的 $1/2$ 或上一个阈值更新周期
30 内的最小微分值的 $1/2$ 。

7. 根据权利要求 6 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述预定时间间隔或阈值更新周期为 4 秒。

8. 根据权利要求 6 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述预定时间间隔或阈值更新周期小于等于 2 秒且大于等于 1 秒。

9. 根据权利要求 6 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述预定时间间隔或阈值更新周期在从检测开始时刻起预定时间段内被设置为小于等于 2 秒且大于等于 1 秒, 并且在所述预定时间段之后被设置为 4 秒。

10. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述动态阈值为过去预定数目的脉搏周期内的最小微分值的 1/2。

11. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述动态阈值的初始值被预设为零。

12. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器被配置成逐点地计算所述数字脉搏波信号的微分值。

13. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器还被配置成在对所述数字脉搏波信号进行处理之前进行预处理。

14. 根据权利要求 13 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述预处理包括取多通道数据的平均值、移动平均滤波和带通滤波中的至少一个。

15. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器还被配置成根据所述脉搏周期直接计算心率。

16. 根据权利要求 1 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器还被配置成比较当前测得的脉搏周期与上一次测得的脉搏周期之间的时间差, 如果该时间差小于预定阈值, 则确定当前测得的脉搏周期为有效, 否则, 确定当前测得的脉搏周期为无效。

17. 根据权利要求 16 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述预定阈值为 100 毫秒。

18. 根据权利要求 16 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器还被配置成根据有效的脉搏周期计算心率。

19. 根据权利要求 18 所述的脉搏周期检测设备, 其中, 所述处理器还被配置成取多个计算得到的心率的平均值作为最终的心率测量值。

20. 根据权利要求 15、17 或 19 所述的脉搏周期检测设备, 还包括显示器和/或通信接口, 其中, 所述显示器用于显示数字脉搏波信号、

脉搏周期或心率中的至少一个，并且所述通信接口用于将数字脉搏波信号、脉搏周期或心率中的至少一个发送给其他接收设备。

21. 一种脉搏周期检测方法，用于对数字脉搏波信号进行处理以检测受检者的脉搏周期，包括：

5 随着时间的推移，计算所述数字脉搏波信号的微分值；

每当所述微分值出现从正到负的转变，则确定所述脉搏波信号到达极大值点，并记录该极大值点对应的的时间值；

一旦所述微分值小于动态阈值，则识别过去时间内最近记录的所述极大值点为所述脉搏波信号的峰值点；以及

10 计算两个连续峰值点对应的的时间值之差以用于导出所述脉搏周期。

22. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，其中，计算两个连续峰值点对应的的时间值之差包括：每当连续识别出两个峰值点时计算该两个峰值点对应的的时间值之差。

15 23. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述动态阈值为过去预定时间间隔内的最小微分值的 $1/2$ 或上一个阈值更新周期内的最小微分值的 $1/2$ 。

24. 根据权利要求 23 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述预定时间间隔或阈值更新周期为 4 秒。

20 25. 根据权利要求 23 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述预定时间间隔或阈值更新周期小于等于 2 秒且大于等于 1 秒。

26. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述动态阈值为过去预定数目的脉搏周期内的最小微分值的 $1/2$ 。

25 27. 根据权利要求 23 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述预定时间间隔或阈值更新周期在从检测开始时刻起预定时间段内被设置为小于等于 2 秒且大于等于 1 秒，并且在所述预定时间段之后被设置为 4 秒。

28. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述动态阈值的初始值被预设为零。

30 29. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，其中，逐点地计算所述数字脉搏波信号的微分值。

30. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，还包括：在对所

述数字脉搏波信号进行处理之前，对所述数字脉搏波信号进行预处理。

31. 根据权利要求 30 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述预处理包括取多通道数据的平均值、移动平均滤波和带通滤波中的至少一个。

5 32. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，还包括：根据所述脉搏周期直接计算心率。

33. 根据权利要求 21 所述的脉搏周期检测方法，还包括：比较当前测得的脉搏周期与上一次测得的脉搏周期之间的时间差，如果该时间差小于预定阈值，则确定当前测得的脉搏周期为有效，否则，确定
10 当前测得的脉搏周期为无效。

34. 根据权利要求 33 所述的脉搏周期检测方法，其中，所述预定阈值为 100 毫秒。

35. 根据权利要求 33 所述的脉搏周期检测方法，还包括：根据有效的脉搏周期计算心率。

15 36. 根据权利要求 35 所述的脉搏周期检测方法，还包括：取多个计算得到的心率的平均值作为最终的心率测量值。

37. 一种可穿戴电子设备，包括如权利要求 1 到 20 中任一项所述的脉搏周期检测设备。

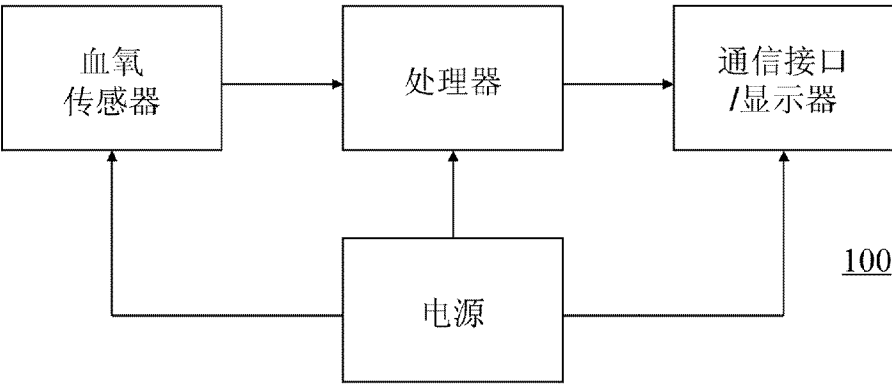


图 1

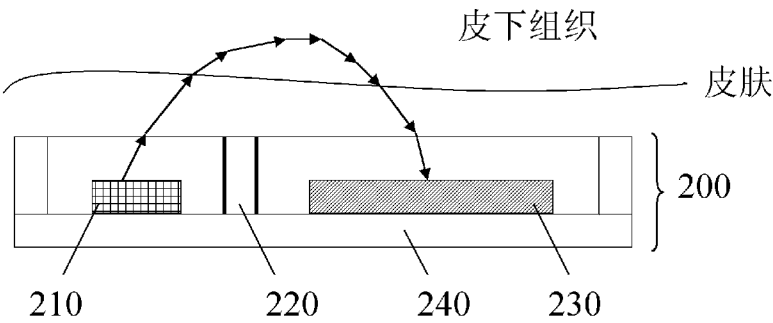


图 2(a)

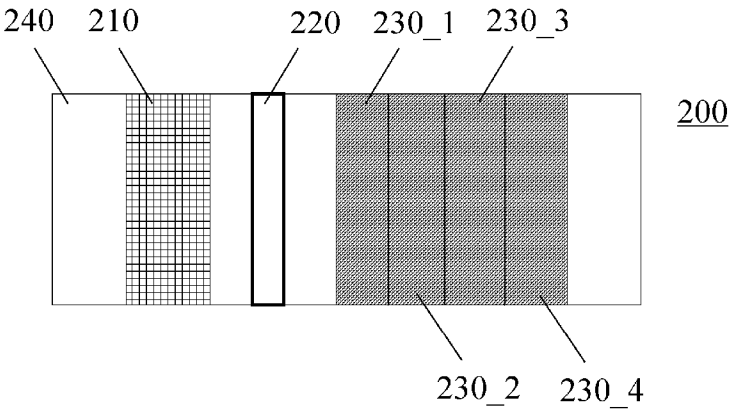


图 2(b)

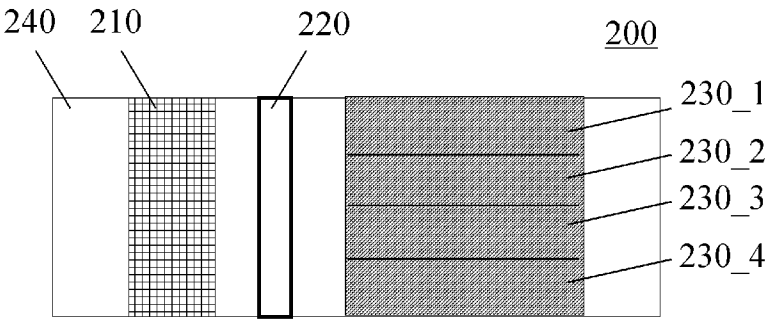


图 2(c)

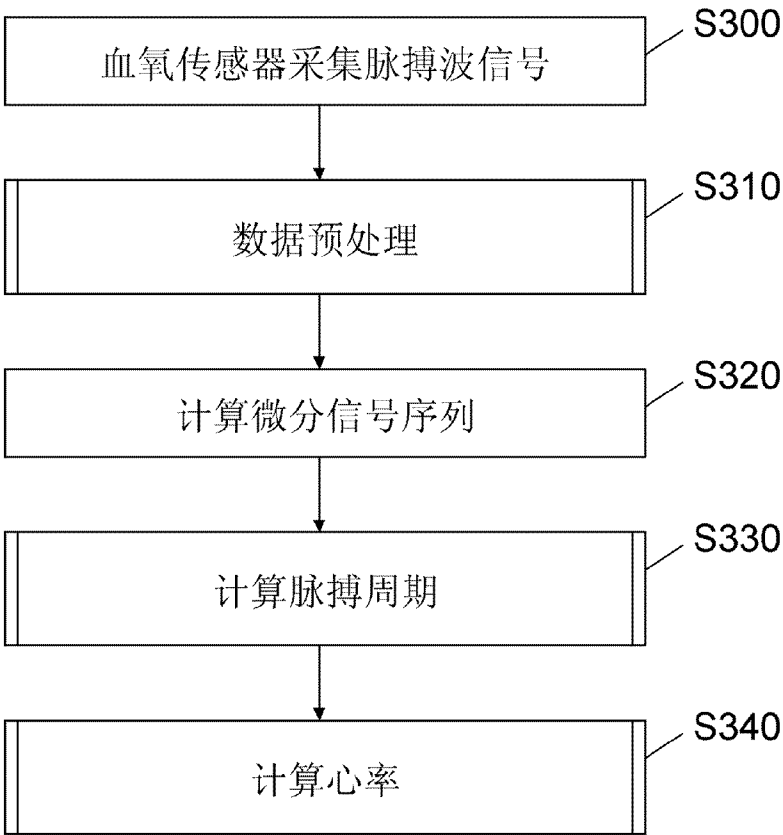


图 3

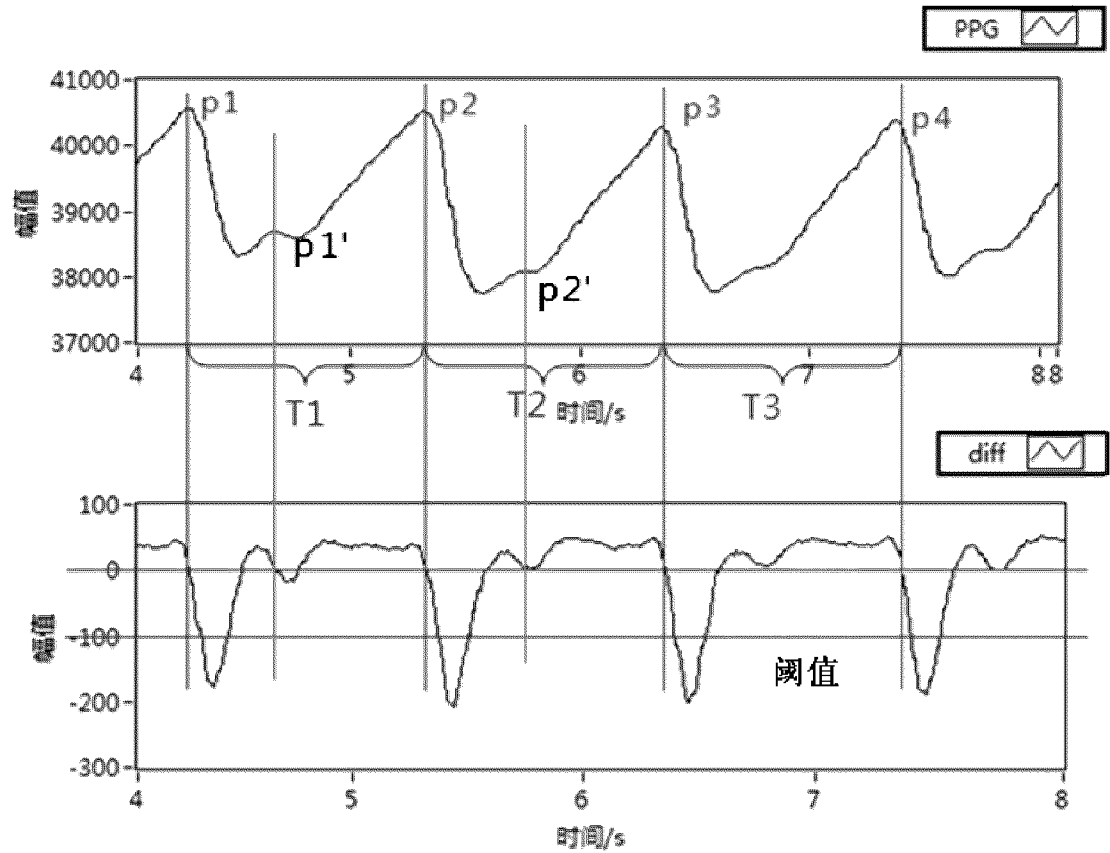


图 4

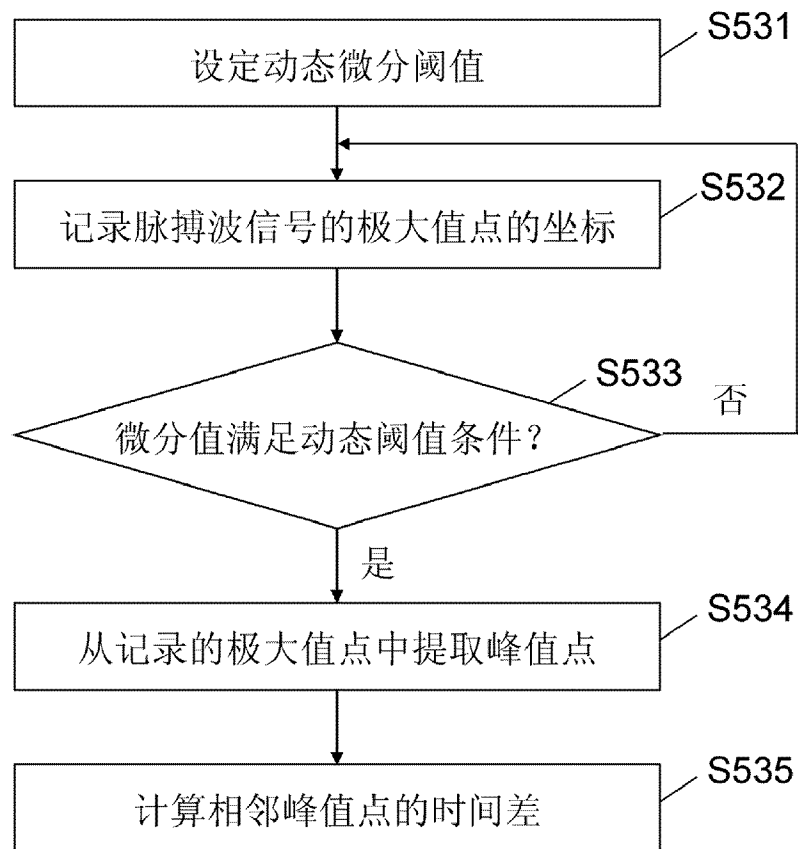


图 5

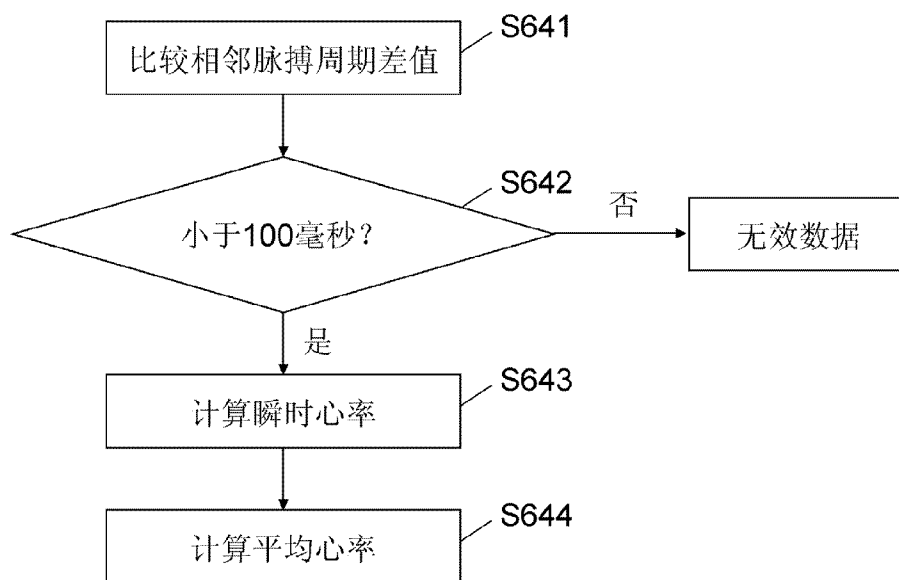


图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2015/090278

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0245 (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 5/0245; 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, CNKI, EPODOC, WPI: BOE, pulse, differential, maximum value, extremum, differential and limen,
blood oxygen transducer, threshold value method, extremum method, pulse, oximetry, blood oxygen saturation, extreme,
differential, dynamic, adjust, regulate, peak, threshold

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	YU, Wei, Experimental Study on Non-invasive Reflectance Oxygen Saturation Measurement, CNKI, Medicine and Health, no.1, 15 January 2007 (15.01.2007) ISSN: 1671-6779, pages 13, 14, 38-46, and figures 3-2 and 4-13	1-37
A	ZHANG, Xin et al., Improvement of Pulse Waveform Detection with Autoregressive Model In Blood Oxygen Saturation Measurement, Journal of Biomedical Engineering, vol.17, no.3, 31 December 2000 (31.12.2000), ISSN: 1001-5551	1-37
A	CN 1537508 A (OMRON HEALTH CARE CO., LTD.) 20 October 2004 (20.10.2004) the whole document	1-37
A	CN 101703396 A (HEFEI INSTITUTES OF PHYSICAL SCIENCE, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 12 February 2010 (12.02.2010) the whole document	1-37

☒ 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 25 December 2015	Date of mailing of the international search report 08 January 2016
Name and mailing address of the ISA 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 XU, Qiuqie Telephone No. (86-10) 82245759

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/CN2015/090278

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 102307520 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 04 January 2012 (04.01.2012) the whole document	1-37
A	US 2012197140 A1 (MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) 02 August 2012 (02.08.2012) the whole document	1-37

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2015/090278

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 1537508 A	20 October 2004	US 2004210145 A1	21 October 2004
		JP 2004313468 A	11 November 2004
		US 7291113 B2	06 November 2007
		EP 1468644 A1	20 October 2004
CN 101703396 A	12 May 2010	CN 101703396 B	03 August 2011
CN 102307520 A	04 January 2012	DE 112010000746 T5	17 January 2013
		US 2011282224 A1	17 November 2011
		JP 5200968 B2	05 June 2013
		RU 2011136627 A	10 March 2013
		KR 20110123727 A	15 November 2011
		RU 2526450 C2	20 August 2014
		JP 2010178801 A	19 August 2010
		CN 102307520 B	23 April 2014
		WO 2010090122 A1	12 August 2010
		WO 2011048729 A1	28 April 2011
US 2012197140 A1	02 August 2012	JP 5252088 B2	31 July 2013
		US 9192311 B2	24 November 2015

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2015/090278

A. 主题的分类

A61B 5/0245(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)

A61B5/0245; 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, CNKI, EPDOC, WPI; 京东方, 脉搏, 微分, 阈值, 动态, 调整, 峰值, 极大值, 极值, 微分阈值, 血氧传感器, 阈值法, 极值法, pulse, oximetry, bold w oxygen w saturation, extreme, differential, dynamic, adjust, regulate, peak, threshold

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
A	于巍. “反射式血氧饱和度无创检测的实验研究” 中国优秀博硕士学位论文全文数据库(硕士) 医药卫生科技辑, 第1期, 2007年 1月 15日 (2007 - 01 - 15), ISSN: 1671-6779, 第13-14, 38-46页、图3-2, 4-13	1-37
A	张昕等. “用自适应AR模型提高血氧饱和度测量中脉搏波信号的检出率” 生物医学工程学杂志, 第17卷, 第3期, 2000年 12月 31日 (2000 - 12 - 31), ISSN: 1001-5551, 第285-287页	1-37
A	CN 1537508 A (欧姆龙健康医疗事业株式会社) 2004年 10月 20日 (2004 - 10 - 20) 全文	1-37
A	CN 101703396 A (中国科学院合肥物质科学研究院) 2010年 5月 12日 (2010 - 05 - 12) 全文	1-37
A	CN 102307520 A (欧姆龙健康医疗事业株式会社) 2012年 1月 4日 (2012 - 01 - 04) 全文	1-37

☒ 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

2015年 12月 25日

国际检索报告邮寄日期

2016年 1月 8日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中华人民共和国国家知识产权局(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

徐秋杰

电话号码 (86-10) 82245759

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
A	US 2012197140 A1 (MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) 2012年 8月 2日 (2012 - 08 - 02) 全文	1-37

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2015/090278

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	1537508	A	2004年 10月 20日	US	2004210145	A1	2004年 10月 21日
				JP	2004313468	A	2004年 11月 11日
				US	7291113	B2	2007年 11月 6日
				EP	1468644	A1	2004年 10月 20日
CN	101703396	A	2010年 5月 12日	CN	101703396	B	2011年 8月 3日
CN	102307520	A	2012年 1月 4日	DE	112010000746	T5	2013年 1月 17日
				US	2011282224	A1	2011年 11月 17日
				JP	5200968	B2	2013年 6月 5日
				RU	2011136627	A	2013年 3月 10日
				KR	20110123727	A	2011年 11月 15日
				RU	2526450	C2	2014年 8月 20日
				JP	2010178801	A	2010年 8月 19日
				CN	102307520	B	2014年 4月 23日
				WO	2010090122	A1	2010年 8月 12日
US	2012197140	A1	2012年 8月 2日	WO	2011048729	A1	2011年 4月 28日
				JP	5252088	B2	2013年 7月 31日
				US	9192311	B2	2015年 11月 24日

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)