



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104856647 B

(45)授权公告日 2020.01.10

(21)申请号 201510085168.1

(22)申请日 2015.02.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104856647 A

(43)申请公布日 2015.08.26

(30)优先权数据
2014-034425 2014.02.25 JP

(73)专利权人 日本光电工业株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 斧嘉伸 根木润 中桐泉

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限公司 11464
代理人 吴立 邹轶蛟

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2010298654 A1,2010.11.25,
CN 102811659 A,2012.12.05,
US 2010049059 A1,2010.02.25,
CN 101073495 A,2007.11.21,
CN 102008296 A,2011.04.13,
CN 102178518 A,2011.09.14,
CN 1141762 A,1997.02.05,
US 2010298654 A1,2010.11.25,

审查员 王婷婷

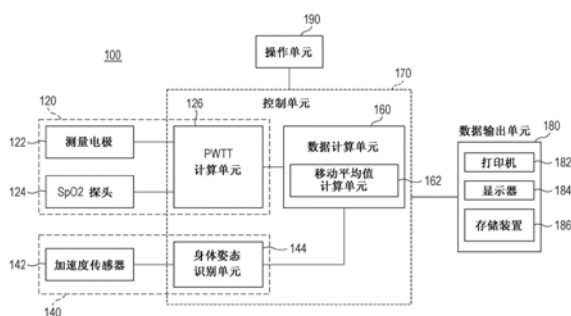
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

血液动力学测量装置和血液动力学测量方法

(57)摘要

一种血液动力学测量装置,包括:PWTT测量单元,该PWTT测量单元测量脉搏波传导时间;身体姿态测量单元,该身体姿态测量单元测量生命体的身体姿态;以及数据计算单元,该数据计算单元根据测量的脉搏波传导时间和生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。另外,一种血液动力学测量方法包括:测量脉搏波传导时间和生命体的身体姿态,以及根据测量的脉搏波传导时间和生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。



1. 一种血液动力学测量装置,包括:
PWTT测量单元,该PWTT测量单元测量脉搏波传导时间;
身体姿态测量单元,该身体姿态测量单元测量生命体的身体姿态;
数据计算单元,该数据计算单元根据测量的所述脉搏波传导时间和所测量的生命体的身体姿态的改变来计算用于测量血液动力学的数据;以及
数据输出单元,该数据输出单元输出所述用于测量血液动力学的数据,其中,
所述数据计算单元包括移动平均值计算单元,该移动平均值计算单元计算测量的所述脉搏波传导时间的移动平均值,并且
所述数据输出单元生成图表,该图表显示所述身体姿态的改变与所述脉搏波传导时间的移动平均值的改变之间的相互关系,并且所述数据输出单元输出所述用于测量动力学的数据。
2. 根据权利要求1所述的血液动力学测量装置,其中,所述PWTT测量单元包括:
电极,该电极获取心电图信号;
探头,该探头获取脉搏波;以及
PWTT计算单元,该PWTT计算单元根据获取的心电图信号和脉搏波来计算所述脉搏波传导时间。
3. 根据权利要求2所述的血液动力学测量装置,其中,用于获取心电图信号的采样率是4msec以下,并且用于获取脉搏波的采样率是8msec以下。
4. 根据权利要求1所述的血液动力学测量装置,其中,所述身体姿态测量单元包括:
要安装于所述生命体的加速度传感器,该加速度传感器输出与所述身体姿态有关的信号,以及
身体姿态识别单元,该身体姿态识别单元通过使用从所述加速度传感器输出的信号来识别所述生命体的身体姿态。
5. 根据权利要求1至4的任意一项所述的血液动力学测量装置,其中,
根据测量的所述身体姿态和计算的所述脉搏波传导时间的移动平均值来计算所述用于测量血液动力学的数据。
6. 一种血液动力学测量方法,包括:
测量脉搏波传导时间和生命体的身体姿态;
根据测量的所述脉搏波传导时间和所测量的生命体的身体姿态的改变来计算用于测量血液动力学的数据;以及
输出所述用于测量血液动力学的数据,其中
计算测量的所述脉搏波传导时间的移动平均值,并且
生成显示所述身体姿态的改变与所述脉搏波传导时间的移动平均值的改变之间的相互关系的图表,并且输出所述用于测量动力学的数据。
7. 根据权利要求6所述的血液动力学测量方法,其中,用于获取心电图信号的采样率是4msec以下,并且用于获取脉搏波的采样率是8msec以下,所述心电图信号和所述脉搏波用于测量所述脉搏波传导时间。
8. 根据权利要求6所述的血液动力学测量方法,还包括输出所计算的数据。
9. 根据权利要求6至8的任意一项所述的血液动力学测量方法,其中,所述计算步骤还

包括计算测量的所述脉搏波传导时间的移动平均值的步骤,并且

其中,根据测量的所述身体姿态和计算的所述脉搏波传导时间的移动平均值来计算所述用于测量血液动力学的数据。

血液动力学测量装置和血液动力学测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于通过在改变身体姿态的同时测量PWTT(脉搏波传导时间)来测量生命体的血液动力学特征的血液动力学测量装置和血液动力学测量方法。

背景技术

[0002] 测量血压以评估与动脉和心脏有关的疾病将要发生的危险。为了提高危险评估的可靠性,要求更精确地测量血压。如在JP3140007中所公开地,使用了构造成测量上肢和下肢二者的血压的装置。

[0003] 然而,根据在JP3140007中公开的装置,需要将袖带装接于上肢和下肢。由于该原因,血压测量麻烦。并且,仅当装接了袖带时,该装置才能够测量血压。由于该原因,测量的血压是间歇的而不是连续的。

[0004] 因此,在JP3140007中公开的装置能够间歇地测量精确的血压,而不能连续地测量精确的血压。为了解决该缺陷,在JP-A-8-066377中公开的多功能血压计构造成测量PWTT(脉搏波传导时间),从而连续地测量血压。

[0005] 并且,作为装接袖带以间歇地测量血压的技术,已知直立倾斜试验。

[0006] 直立倾斜试验是这样的试验:在倾斜位置的状态下,连续地观察血压和脉搏的变化,从而判定病人的自主神经是否异常。

[0007] 像直立倾斜试验一样,当病人的姿态处于倾斜位置的状态时,能够得到不能从坐着的状态或仰卧位置的状态测量的血压和脉搏的变化中得到的单独的血液动力学特征。

[0008] 发明人认为:当在各种身体姿态测量PWTT时,可以得到在现有技术中不能得到的与生命体的血液动力学有关的各种指标。

[0009] 因此,本发明的目的是提供一种用于通过在改变身体姿态的同时测量PWTT(脉搏波传导时间)来测量生命体的血液动力学特征的血液动力学测量装置和血液动力学测量方法。

发明内容

[0010] 用于实现上述目的的本发明的血液动力学测量装置包括:PWTT测量单元、身体姿态测量单元和数据计算单元。

[0011] PWTT测量单元构造成测量PWTT(脉搏波传导时间)。身体姿态测量单元构造成测量生命体的身体姿态。数据计算单元构造成根据测量的PWTT和身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。

[0012] 实现上述目的的血液动力学测量方法包括:测量步骤,该测量步骤用于测量脉搏波传导时间和生命体的身体姿态;计算步骤,该计算步骤和用于根据测量的脉搏波传导时间和生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。

[0013] 根据具有上述构造的本发明的血液动力学测量装置和血液动力学测量方法,由于在改变生命体的身体姿态的同时测量生命体的PWTT,所以可以得到与生命体的血液动力学

有关的各种指标。

附图说明

- [0014] 图1是根据说明性实施例的血液动力学测量装置的框图。
[0015] 图2是示出该说明性实施例的血液动力学测量装置的操作的流程图。
[0016] 图3是图示出PWTT测量顺序的视图。
[0017] 图4图示出与血液动力学有关的数据的具体实例。

具体实施方式

- [0018] 在下文中,将参考附图详细描述本发明的血液动力学测量装置和血液动力学测量方法。
- [0019] [血液动力学测量装置的构造]
- [0020] 首先,将描述本发明的说明性实施例的血液动力学测量装置的构造。
- [0021] 图1是根据说明性实施例的血液动力学测量装置的框图。如示,血液动力学测量装置100具有:PWTT测量单元120、身体姿态测量单元140、数据计算单元160、数据输出单元180和操作单元190。
- [0022] PWTT测量单元120是构造成测量PWTT(脉搏波传导时间)的单元。PWTT测量单元120具有测量电极122、SpO2探头124和PWTT计算单元126。
- [0023] 测量电极122构造成装接于生命体的体表面、并且构造成获取生命体的心电图信号。心电图信号用于通过诸如弗兰克导联向量心电图、一般标量心电图,即,标准12导联心电图、衍生导联心电图、动态心电图、事件心电图、运动心电图、监控心电图等这样的测量方法绘制的心电图。
- [0024] SpO2探头124构造成装接于生命体的末端(例如,手指)。SpO2探头124构造成根据与血液的光吸收有关的脉搏分量获取外周脉搏波。
- [0025] PWTT计算单元126构造成通过使用由测量电极122获取的心电图信号和由SpO2探头124获取的外周脉搏波来计算PWTT。稍后将描述计算PWTT的方法。
- [0026] 身体姿态测量单元140是构造成测量生命体的身体姿态的单元。身体姿态测量单元140具有加速度传感器142和身体姿态识别单元144。加速度传感器142构造成装接于生命体。加速度传感器142构造成输出与诸如仰卧位、右侧卧位、左侧卧位等这样的生命体的身体姿态和与身体姿态的改变有关的信号。在本说明性实施例中,使用了三维加速度传感器作为加速度传感器142。身体姿态识别单元144构造成通过使用从加速度传感器142输出的信号来识别生命体的身体姿态。
- [0027] 数据计算单元160构造成根据由PWTT测量单元120测量的PWTT和由身体姿态测量单元140测量的生命体的身体姿态来计算用于测量生命体的血液动力学的数据。具体地,数据计算单元160构造成输入由PWTT计算单元126计算的PWTT和由身体姿态识别单元144识别的生命体的身体姿态,并且根据PWTT和身体姿态来计算用于测量生命体的血液动力学的数据。
- [0028] 数据计算单元160具有移动平均值计算单元162。移动平均值计算单元162构造成计算由PWTT计算单元126计算的PWTT的移动平均值。使用移动中位数法计算移动平均值。同

时,PWTT计算单元126、身体姿态识别单元144、数据计算单元160和移动平均值计算单元162嵌入控制单元170中。

[0029] 数据输出单元180是构造成输出在数据计算单元160中计算的数据的单元。数据输出单元180具有:打印机182、显示器184和存储装置186。打印机182构造成将在数据计算单元160中计算的数据打印成图表。显示器184构造成将在数据计算单元160中计算的数据显示为图表。存储装置186构造成将在数据计算单元160中计算的数据存储在其中。

[0030] 同时,如图1所示,打印机182、显示器184和存储装置186作为数据输出单元180。然而,数据输出单元180可以具有其中的至少一个。打印机182包括诸如喷墨式打印机、电子照排印刷机、热升华打印机等的各种打印机。显示器184包括诸如液晶显示器、有机EL显示器等的各种显示器。存储装置186包括诸如存储卡、紧凑式闪存卡(注册商标)、多媒体卡、USB存储器、可移动硬盘等的各种存储装置。

[0031] 控制单元170与操作单元190连接。操作单元190构造成设定相对于控制单元170获取PWTT的采样率。可以将采样率设定为4msec以获取心电图信号,并且可以将采样率设定为8msec以获取外周脉搏波。并且,优选地将采样率设定为1msec以下以获取心电图信号,并且将采样率设定为2msec以获取外周脉搏波。

[0032] [血液动力学测量装置的操作]

[0033] 随后,将描述说明性实施例的血液动力学测量装置100的操作。图2是示出说明性实施例的血液动力学测量装置的操作的流程图。图2的流程图还示出说明性实施例的血液动力学测量方法的顺序。

[0034] <步骤S100>

[0035] PWTT计算单元126根据由测量电极122获取的心电图信号制作图3所示的心电图。当心脏跳动时,测量电极122捕获发生的微弱电压,并且通过使用各种测量方法制备图3的心电图。如示,心电图具有P波、Q波、R波、S波和T波。PWTT计算单元126从心电图波形中检测R波。

[0036] <步骤S101>

[0037] PWTT计算单元126根据由SpO2探头124获取的脉搏波信号制作图3所示的外周脉搏波。SpO2探头124捕获通过心脏的跳动输送的血液的光吸收度(例如,红色光吸收度)的改变,并且制备图3的外周脉搏波。PWTT计算单元126检测外周脉搏波的上升点。

[0038] <步骤S102>

[0039] PWTT计算单元126根据检测到的心电图的R波和检测到的外周脉搏波的上升点来计算PWTT值。如下进行PWTT计算。如图3所示,PWTT值表示从检测到心电图的R波之后到检测到外周脉搏波的上升点为止的时间。因此,当利用T0表示检测到心电图的R波的顶点的时间并且利用T1表示检测到外周脉搏波的上升点的时间时,T1-T0的时间是PWTT值。通常,当血压升高时,生命体的血管变硬,使得外周脉搏波的上升点变早(fast)。因此,PWTT值变为短的时间。另一方面。当血压降低时,生命体的血管变软,使得外周脉搏波的上升点变晚。因此,PWTT值变为长的时间。因此,可以通过计算PWTT值来捕获血压的变化。

[0040] <步骤S103>

[0041] 移动平均值计算单元162以时间顺序对各个脉搏排列由PWTT计算单元126计算的PWTT值,并且分别计算任意脉搏的PWTT值之前和之后的3个脉搏,即,总共7个脉搏的PWTT值

的平均值(移动中位数法)。移动平均值计算单元162对于所有的脉搏进行相应的处理,以计算PWTT值的移动平均值。PWTT值的移动平均值的可视化结果是图4中的实线所示的曲线表示的数据。

[0042] <步骤S104>

[0043] 身体姿态识别单元144根据由加速度传感器142输出的信号测量生命体的身体姿态。

[0044] 步骤S100至S104对应于说明性实施例的血液动力学测量方法的测量步骤。

[0045] <步骤S105>

[0046] 数据计算单元160合成由移动平均值计算单元162计算的PWTT值的移动平均值与身体姿态识别单元144测量的生命体的身体姿态两个数据。合成数据的可视化结果是图4所示的曲线表示的、用于测量血液动力学的数据。数据计算单元160将合成数据输出到数据输出单元180。

[0047] 步骤S105对应于说明性实施例的血液动力学测量方法的计算步骤。

[0048] <步骤S106>

[0049] 数据输出单元180将通过合成PWTT值的移动平均值与生命体的身体姿态而得到的、用于测量血液动力学的数据输出为图4所示的图表。当打印机182输出数据时,打印机将如图4所示的图表输出在纸张上,并且当显示器184输出数据时,显示器将如图4所示的图表输出在显示器上。当数据输出单元将数据输出到存储装置186时,数据输出单元将如图4所示的图表的原始数据存储到存储装置186中。

[0050] 步骤S105对应于说明性实施例的血液动力学测量方法的输出步骤。

[0051] 图4的纵轴表示PWTT值(msec),并且横轴表示时间(min)。当生命体站立时,设定为零(0)。将站立之前的一分钟设定为-1,将站立之前的两分钟设定为-2,将站立之后的一分钟设定为1,并且将于站立之后的两分钟设定为2。当身体姿态以仰卧位、站立和直坐式的顺序改变时,利用实线示出的曲线表示PWTT值的移动平均值。能够从图4中看出PWTT值的移动平均值如何根据身体姿态而改变。即,能够知道PWTT值的移动平均值的变化与身体姿态的变化之间的相互关系。

[0052] PWTT值的移动平均值的曲线周围绘制的灰色区域表示由PWTT计算单元126计算的、并且通过将PWTT值的最小值互相结合且将PWTT值的最大值互相结合而得到的PWTT值(在计算移动平均值之前)的分布。能够看出:PWTT值在灰色区域的范围内变化。

[0053] 在本说明性实施例中,如上所述,使用比通常使用的采样率高的采样率以获取心电图信号,并且使用比通常使用的采样率高的采样率以获取外周脉搏波。

[0054] 由于该原因,根据本说明性实施例,可以在比现有技术短的时间内获取PWTT值。根据在短时间内获取的PWTT值与身体姿态之间的相互关系,可以知道很多检查结果(opinions)。

[0055] 例如,可以通过观看从打印机182输出的如图4所示的血液动力学测量的数据来管理药物的剂量并且改变药物的类型。原因在于:身体姿态与PWTT值之间的相互关系由于药物的量或类型的不同而变得不同。

[0056] 并且,在检查呼吸暂停综合征时,可以通过观看从打印机182输出的如图4所示的血液动力学测量的数据来得知发生呼吸暂停的身体姿态。

[0057] 此外,通过观看从打印机182输出的如图4所示的血液动力学测量的数据,还可以知道高血压的进展程度和动脉硬化的进展程度。

[0058] 从数据计算单元160输出的血液动力学测量的数据可以储存在存储装置186中、并且可以通过各个疾病的专用分析程序适当地分析,以分析是否患有某疾病和该疾病的进展程度。

[0059] 虽然已经描述了本发明的优选的说明性实施例,但是仅仅是示例性地提供该说明性实施例以阐释本发明,并且本发明的范围不限于该说明性实施例。在不背离本发明的主旨的情况下,能够在与该说明性实施例不同的各种方面实现本发明。

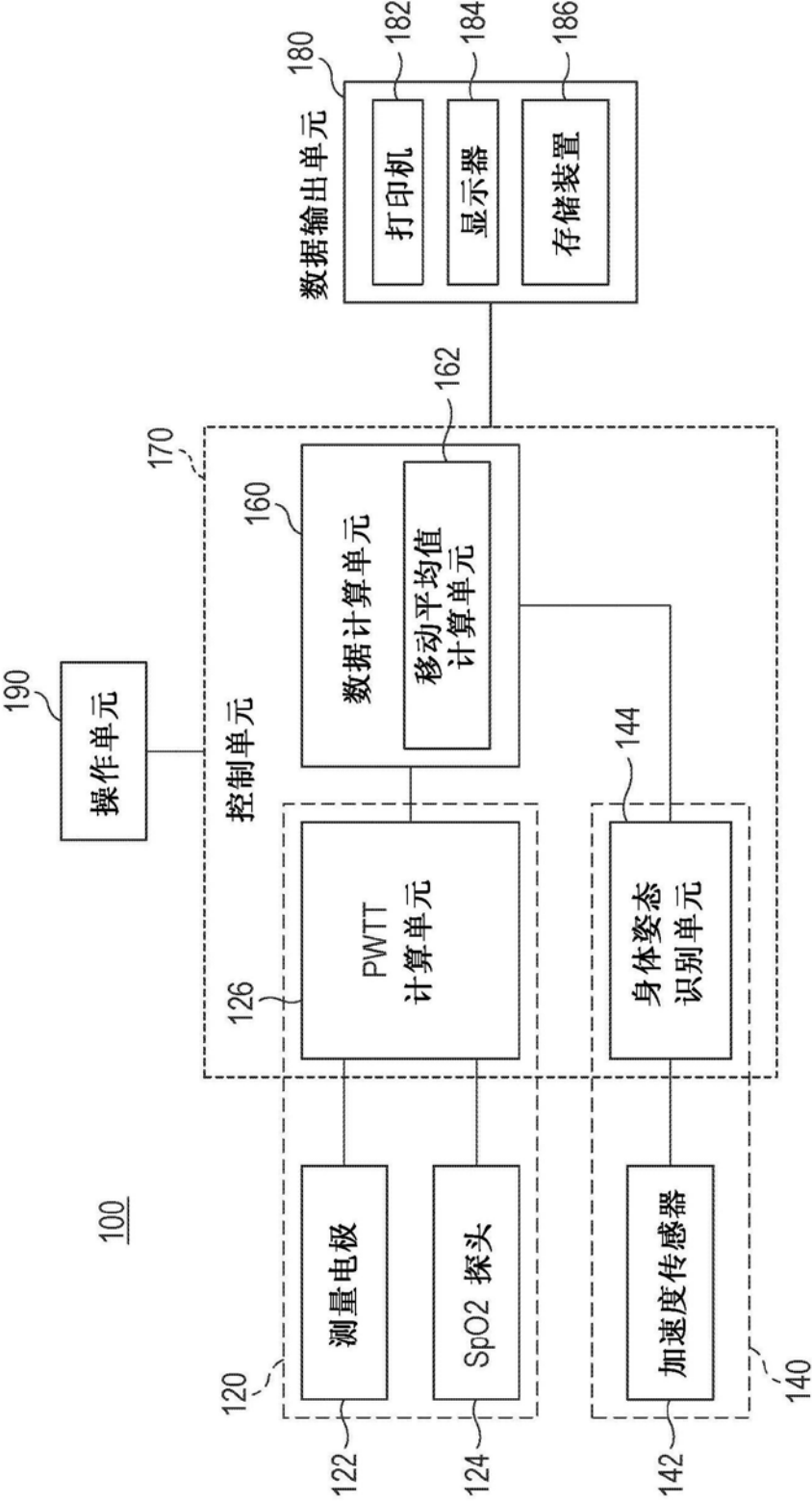


图1

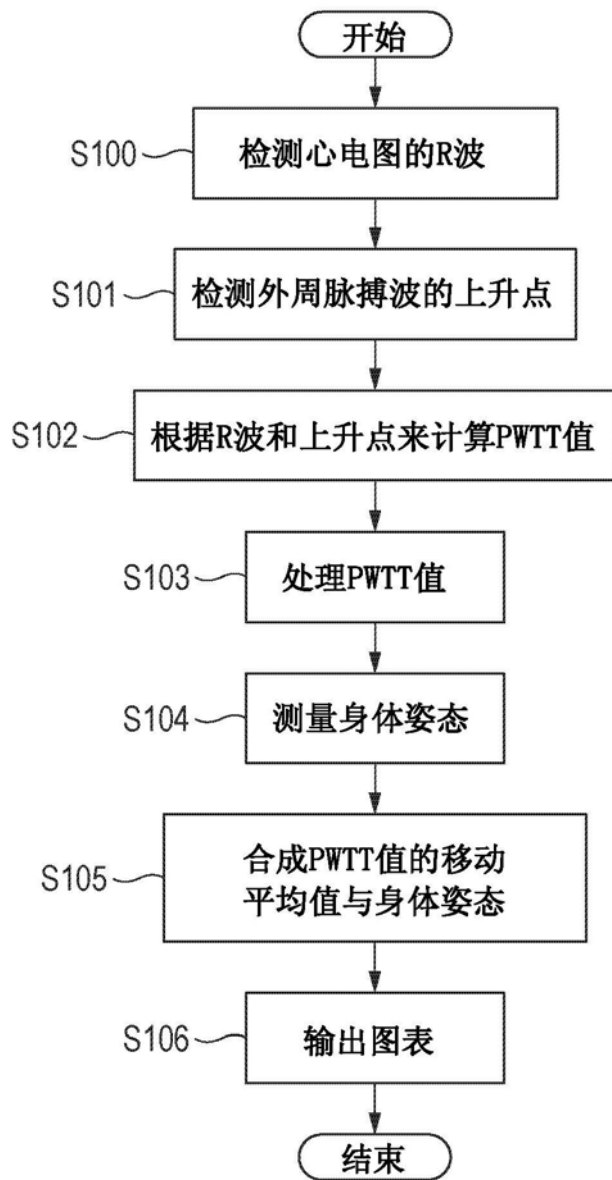


图2

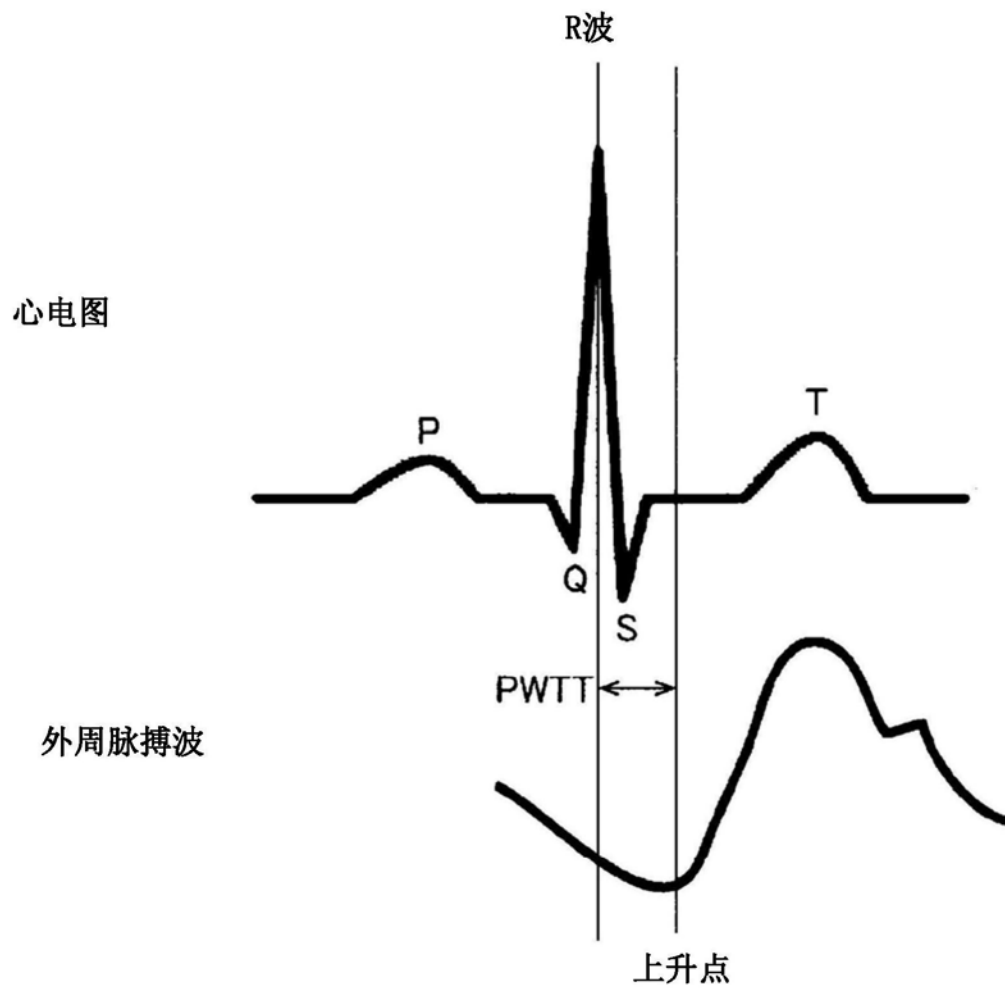


图3

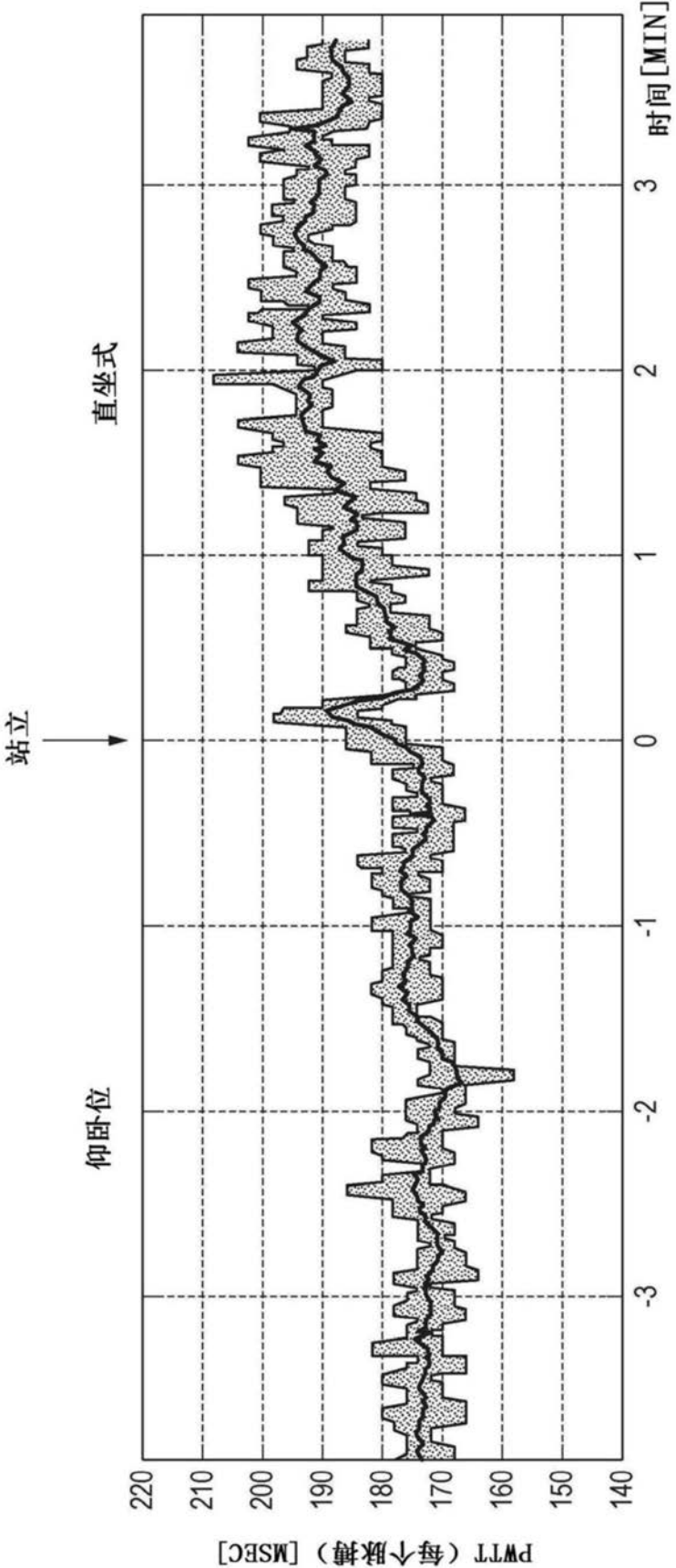


图4

专利名称(译)	血液动力学测量装置和血液动力学测量方法		
公开(公告)号	CN104856647B	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201510085168.1	申请日	2015-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日本光电工业株式会社		
[标]发明人	斧嘉伸 根本润 中桐泉		
发明人	斧嘉伸 根本润 中桐泉		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/02158 A61B5/1116 A61B5/7278		
代理人(译)	吴立		
审查员(译)	王婷婷		
优先权	2014034425 2014-02-25 JP		
其他公开文献	CN104856647A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种血液动力学测量装置，包括：PWTT测量单元，该PWTT测量单元测量脉搏波传导时间；身体姿态测量单元，该身体姿态测量单元测量生命体的身体姿态；以及数据计算单元，该数据计算单元根据测量的脉搏波传导时间和生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。另外，一种血液动力学测量方法包括：测量脉搏波传导时间和生命体的身体姿态，以及根据测量的脉搏波传导时间和生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。

