



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104856647 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201510085168. 1

(22) 申请日 2015. 02. 16

(30) 优先权数据

2014-034425 2014. 02. 25 JP

(71) 申请人 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)

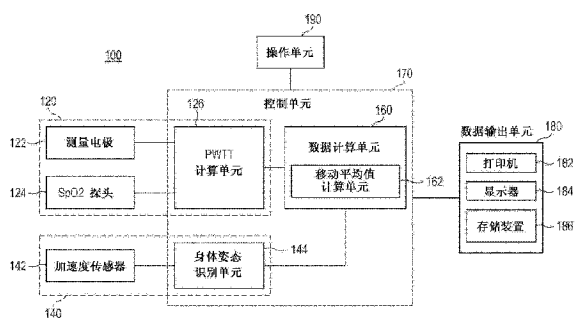
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(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;以及
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述生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。
2. 根据权利要求 1 所述的血液动力学测量装置,还包括数据输出单元,该数据输出单元输出在所述数据计算单元中计算的数据。
3. 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。
4. 根据权利要求 3 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。
5. 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。
6. 根据权利要求 1 至 5 的任意一项所述的血液动力学测量装置,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
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。
7. 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
根据测量的所述脉搏波传导时间和所述生命体的身体姿态来计算用于测量血液动力学的数据。
8. 根据权利要求 7 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。
9. 根据权利要求 7 所述的血液动力学测量方法,还包括输出所计算的数据。
10. 根据权利要求 7 至 9 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 PWT 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: PWT 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] PWT 测量单元 120 是构造成测量 PWT (脉搏波传导时间) 的单元。PWT 测量单元 120 具有测量电极 122、SpO₂ 探头 124 和 PWT 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] PWT 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 PWT。稍后将描述计算 PWT 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 PWT 测量单元 120 测量的 PWT 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 PWT 计算单元 126 计算的 PWT 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 PWT 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 PWT 计算单元 126 计算的 PWT 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在存储装置 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。

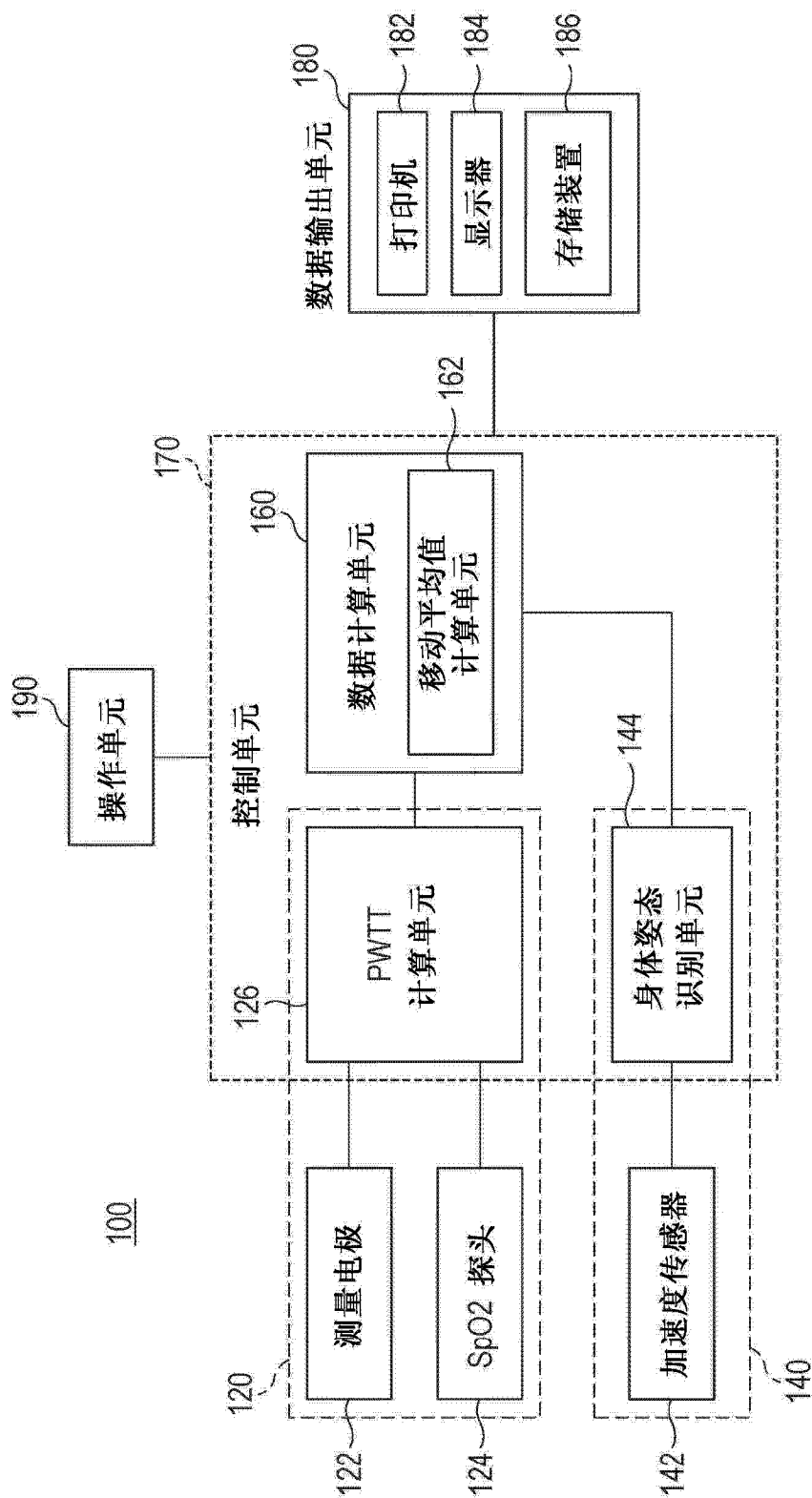


图 1

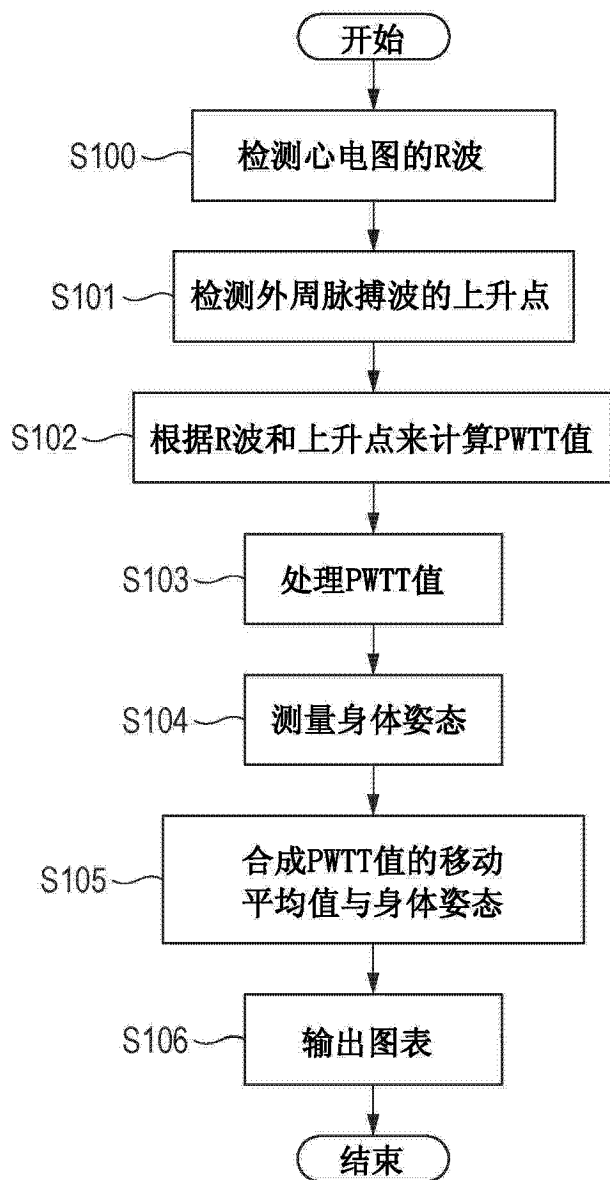


图 2

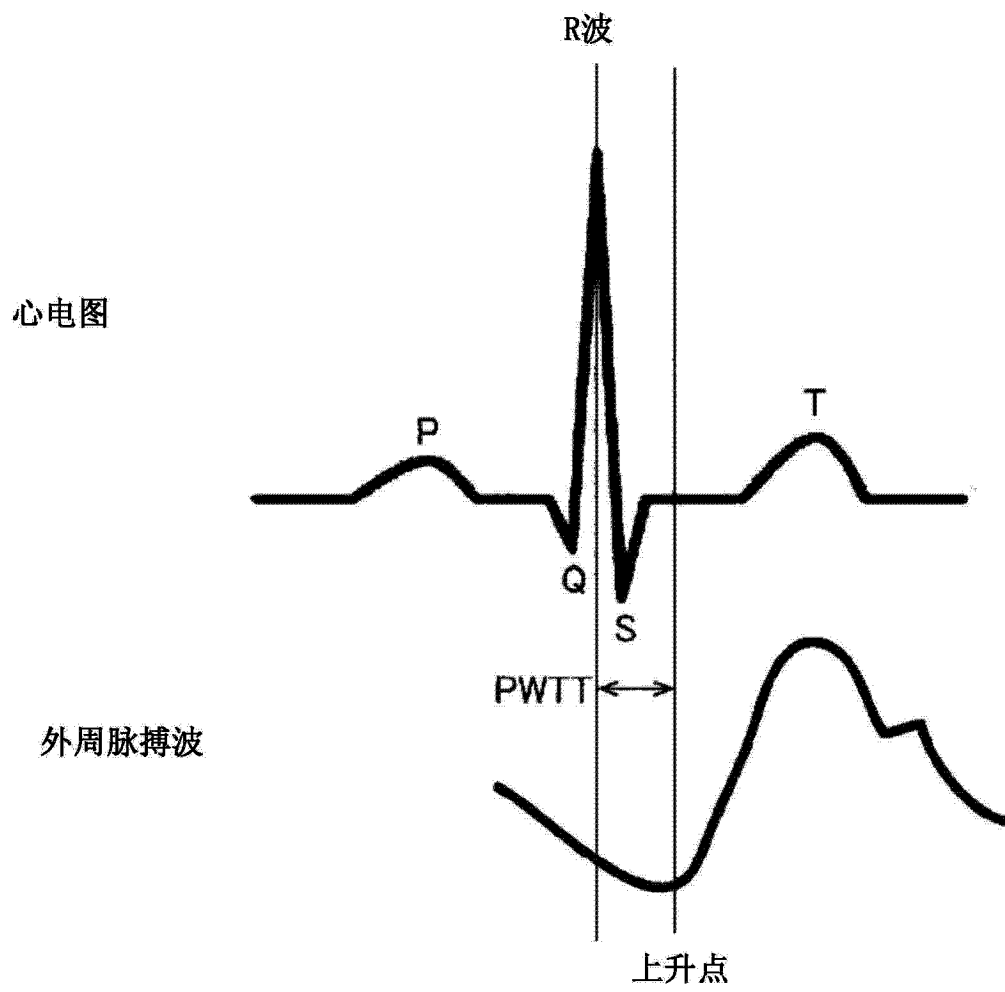


图 3

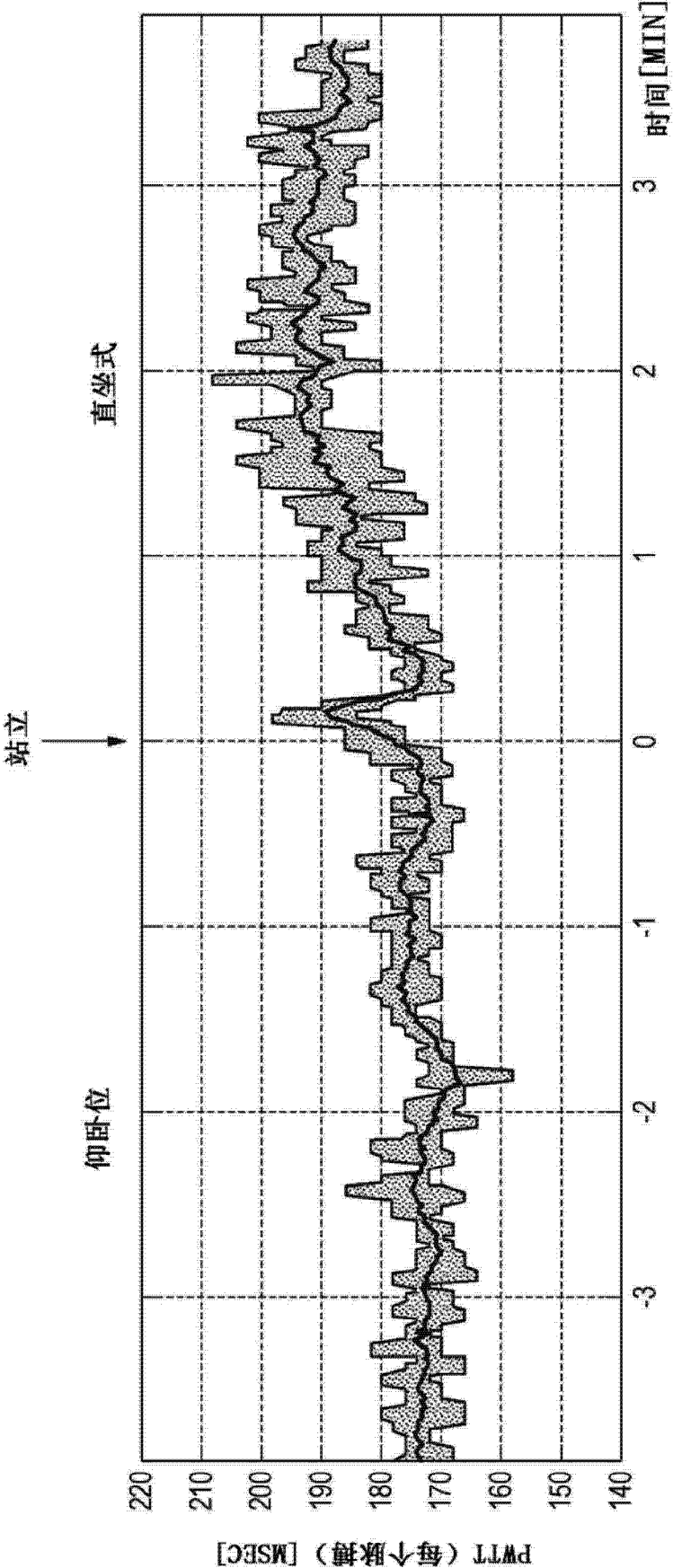


图 4

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	CN104856647A	公开(公告)日	2015-08-26
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	A61B5/02158 A61B5/02125 A61B5/1116 A61B5/7278		
代理人(译)	吴立		
优先权	2014034425 2014-02-25 JP		
其他公开文献	CN104856647B		
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。

