



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108742572 A

(43)申请公布日 2018.11.06

(21)申请号 201810706748.1

(22)申请日 2018.07.02

(71)申请人 余海波

地址 310000 浙江省杭州市萧山区城厢街
道肖西路89号

(72)发明人 不公告发明人

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 邓超

(51) Int. Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

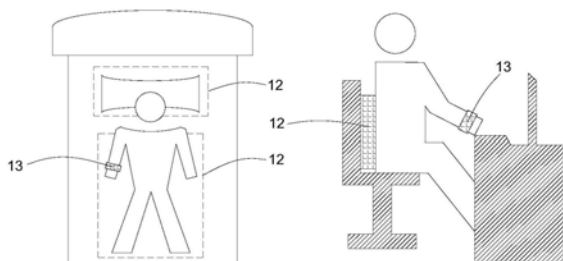
权利要求书3页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

血压监测装置、方法及系统

(57)摘要

本发明实施例涉及医疗监护技术领域,具体而言,涉及一种血压监测装置、方法及系统。该装置应用于监测设备,包括:信号获取模块,用于获取第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号,其中,第一采集设备的采集时间与第二采集设备的采集时间同步;时延获取模块,用于采用峰值检测算法,根据心冲击图信号和脉搏波信号,计算心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间;血压计算模块,用于根据脉搏波信号传导时间,计算得到使用者的血压数据。采用该装置、方法及系统,能够对血压进行连续、实时的监测。



1. 一种血压监测装置,其特征在于,应用于监测设备,所述监测设备分别与第一采集设备和第二采集设备通信连接,所述第一采集设备用于采集使用者的心冲击图信号,所述第二采集设备用于采集所述使用者的脉搏波信号,所述血压监测装置包括:

信号获取模块,用于获取所述第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及所述第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号;其中,所述第一采集设备的采集时间与所述第二采集设备的采集时间同步;

时延获取模块,用于采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间;

血压计算模块,用于根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据。

2. 根据权利要求1所述的血压监测装置,其特征在于,所述血压数据包括收缩压和舒张压,所述血压计算模块通过以下方式计算所述收缩压和所述舒张压:

采用第一计算公式计算出所述收缩压,其中,所述第一计算公式为:

$$\text{SYS} = b_1 - a_1 \times \text{PWTT};$$

采用第二计算公式计算出所述舒张压,其中,所述第二计算公式为:

$$\text{DIA} = b_2 - a_2 \times \text{PWTT};$$

其中,SYS为收缩压,DIA为舒张压,PWTT为脉搏波信号传导时间, b_1 、 a_1 、 b_2 和 a_2 为预设的校准参数。

3. 根据权利要求2所述的血压监测装置,其特征在于,所述血压计算模块还用于获得修改所述校准参数的修改指令,根据所述修改指令对所述校准参数进行修改。

4. 根据权利要求1所述的血压监测装置,其特征在于,所述血压监测装置还包括信号除噪模块,用于在所述时延获取模块在采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号获得所述脉搏波信号传导时间之前,对该心冲击图信号和该脉搏波信号进行滤波除噪处理,具体包括:

将所述心冲击图信号和所述脉搏波信号通过0.5~40Hz频率范围的带通滤波器进行滤波处理;

将通过所述带通滤波器进行滤波处理后的心冲击图信号和脉搏波信号通过15Hz的低通滤波器进行处理;

将通过所述低通滤波器进行滤波处理后的心冲击图信号和脉搏波信号通过40~60Hz频率范围的带阻滤波器进行处理。

5. 根据权利要求4所述的血压监测装置,其特征在于,所述时延获取模块采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,具体包括:

获取所述心冲击图信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述心冲击图信号的波峰特征点,获得所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻;

获取所述脉搏波信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述脉搏波信号的波峰特征点,获得所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻;

计算所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻和所述脉搏波信号的波峰特征点对

应的时刻的差值,作为峰值时延。

6. 一种血压监测方法,其特征在于,应用于监测设备,所述监测设备分别与第一采集设备和第二采集设备通信连接,所述第一采集设备用于采集使用者的心冲击图信号,所述第二采集设备用于采集所述使用者的脉搏波信号,所述方法包括:

获取所述第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及所述第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号;其中,所述第一采集设备的采集时间与所述第二采集设备的采集时间同步;

采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间;

根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据。

7. 根据权利要求6所述的血压监测方法,其特征在于,所述血压数据包括收缩压和舒张压,根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据的步骤,包括:

采用第一计算公式计算出所述收缩压,其中,所述第一计算公式为:

$$\text{SYS} = b_1 - a_1 \times \text{PWTT};$$

采用第二计算公式计算出所述舒张压,其中,所述第二计算公式为:

$$\text{DIA} = b_2 - a_2 \times \text{PWTT};$$

其中,SYS为收缩压,DIA为舒张压,PWTT为脉搏波信号传导时间, b_1 、 a_1 、 b_2 和 a_2 为预设的校准参数。

8. 根据权利要求6所述的血压监测方法,其特征在于,采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延的步骤,包括:

获取所述心冲击图信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述心冲击图信号的波峰特征点,获得所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻;

获取所述脉搏波信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述脉搏波信号的波峰特征点,获得所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻;

计算所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻和所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻的差值,作为峰值时延。

9. 一种血压监测系统,其特征在于,包括权利要求6-8任意一项所述的监测设备、第一采集设备和第二采集设备,所述监测设备与所述第一采集设备和所述第二采集设备通信连接;

所述第一采集设备为光纤光栅传感器或微弯光纤传感器;

所述第二采集设备为具有多个微弯结构的光纤光栅传感器或微弯光纤传感器。

10. 根据权利要求9所述的血压监测系统,其特征在于,所述第一采集设备包括第一弯曲部件,第二弯曲部件、第一多模光纤、第一发光件、第一光电探测器和第一无线模块;所述第一多模光纤设置于所述第一弯曲部件和所述第二弯曲部件之间,所述第一多模光纤的一端与所述第一发光件连接、另一端与所述第一光电探测器连接,所述第一发光件发出的光通过所述第一多模光纤传输到所述第一光电探测器;所述第一光电探测器与所述第一无线

模块通信连接,所述第一无线模块与所述监测设备通信连接;

所述第二采集设备内置于腕部穿戴设备,所述第二采集设备包括第三弯曲部件、第四弯曲部件、第二多模光纤、第二发光件、第二光电探测器和第二无线模块;所述第三弯曲部件设置有多第一微弯结构,所述第四弯曲部件设置有多第二微弯结构;所述第二多模光纤设置于所述第三弯曲部件和所述第四弯曲部件之间,所述第二多模光纤的一端与所述第二发光件连接、另一端与所述第二光电探测器连接,所述第二发光件发出的光通过所述第二多模光纤传输到所述第二光电探测器;所述第二光电探测器与所述第二无线模块通信连接,所述第二无线模块与所述监测设备通信连接。

血压监测装置、方法及系统

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医疗监护技术领域,具体而言,涉及一种血压监测装置、方法及系统。

背景技术

[0002] 血压作为人体的一个重要的生理参数,反映了人体心脏和血管的功能状况,对于诊断疾病、观察治疗效果等方面都具有十分重要的指导意义。然而,人体血压随着生理周期、个人情绪、外界和内在的各种刺激而产生变化,具有明显的波动性。由于血压参数受身体状况、环境条件以及生理韵律等诸多因素的影响,单次测量或断续测量的结果均存在较大的差别。连续血压测量方法能够对人体的每个心动周期的血压值进行测量,因此在危重患者的临床监护等方面具有更大的优势。现有技术难以做到对血压进行连续、实时的监测。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明提供了一种血压监测装置、方法及系统,能够对血压进行连续、实时的监测。

[0004] 为实现上述目的,本发明实施例提供了一种血压监测装置,应用于监测设备,所述监测设备分别与第一采集设备和第二采集设备通信连接,所述第一采集设备用于采集使用者的心冲击图信号,所述第二采集设备用于采集所述使用者的脉搏波信号,所述血压监测装置包括:

[0005] 信号获取模块,用于获取所述第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及所述第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号;其中,所述第一采集设备的采集时间与所述第二采集设备的采集时间同步;

[0006] 时延获取模块,用于采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间;

[0007] 血压计算模块,用于根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据。

[0008] 可选地,所述血压数据包括收缩压和舒张压,所述血压计算模块通过以下方式计算所述收缩压和所述舒张压:

[0009] 采用第一计算公式计算出所述收缩压,其中,所述第一计算公式为:

[0010] $SYS = b_1 - a_1 \times PWTT$;

[0011] 采用第二计算公式计算出所述舒张压,其中,所述第二计算公式为:

[0012] $DIA = b_2 - a_2 \times PWTT$;

[0013] 其中,SYS为收缩压,DIA为舒张压,PWTT为脉搏波信号传导时间, b_1 、 a_1 、 b_2 和 a_2 为预设的校准参数。

[0014] 可选地,所述血压计算模块还用于获得修改所述校准参数的修改指令,根据所述修改指令对所述校准参数进行修改。

[0015] 可选地,所述血压监测装置还包括信号除噪模块,用于在所述时延获取模块在采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号获得所述脉搏波信号传导时间之前,对该心冲击图信号和该脉搏波信号进行滤波除噪处理,具体包括:

[0016] 将所述心冲击图信号和所述脉搏波信号通过0.5~40Hz频率范围的带通滤波器进行滤波处理;

[0017] 将通过所述带通滤波器进行滤波处理后的心冲击图信号和脉搏波信号通过15Hz的低通滤波器进行处理;

[0018] 将通过所述低通滤波器进行滤波处理后的心冲击图信号和脉搏波信号通过40~60Hz频率范围的带阻滤波器进行处理。

[0019] 可选地,所述时延获取模块采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,具体包括:

[0020] 获取所述心冲击图信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述心冲击图信号的波峰特征点,获得所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻;

[0021] 获取所述脉搏波信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述脉搏波信号的波峰特征点,获得所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻;

[0022] 计算所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻和所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻的差值,作为峰值时延。

[0023] 本发明实施例还提供了一种血压监测方法,应用于监测设备,所述监测设备分别与第一采集设备和第二采集设备通信连接,所述第一采集设备用于采集使用者的心冲击图信号,所述第二采集设备用于采集所述使用者的脉搏波信号,所述方法包括:

[0024] 获取所述第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及所述第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号;其中,所述第一采集设备的采集时间与所述第二采集设备的采集时间同步;

[0025] 采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间;

[0026] 根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据。

[0027] 可选地,所述血压数据包括收缩压和舒张压,根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据的步骤,包括:

[0028] 采用第一计算公式计算出所述收缩压,其中,所述第一计算公式为:

[0029] $SYS = b_1 - a_1 \times PWTT$;

[0030] 采用第二计算公式计算出所述舒张压,其中,所述第二计算公式为:

[0031] $DIA = b_2 - a_2 \times PWTT$;

[0032] 其中,SYS为收缩压,DIA为舒张压,PWTT为脉搏波信号传导时间, b_1 、 a_1 、 b_2 和 a_2 为预设的校准参数。

[0033] 可选地,采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延的步骤,包括:

[0034] 获取所述心冲击图信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值

特征点中的最大值作为所述心冲击图信号的波峰特征点,获得所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻;

[0035] 获取所述脉搏波信号的预设数量个极大值特征点,选取所述预设数量个极大值特征点中的最大值作为所述脉搏波信号的波峰特征点,获得所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻;

[0036] 计算所述心冲击图信号的波峰特征点对应的时刻和所述脉搏波信号的波峰特征点对应的时刻的差值,作为峰值时延。

[0037] 本发明实施例还提供了一种血压监测系统,包括上述监测设备、第一采集设备和第二采集设备,所述监测设备与所述第一采集设备和所述第二采集设备通信连接;

[0038] 所述第一采集设备为光纤光栅传感器或微弯光纤传感器;

[0039] 所述第二采集设备为具有多个微弯结构的光纤光栅传感器或微弯光纤传感器。

[0040] 可选地,所述第一采集设备包括第一弯曲部件,第二弯曲部件、第一多模光纤、第一发光件、第一光电探测器和第一无线模块;所述第一多模光纤设置于所述第一弯曲部件和所述第二弯曲部件之间,所述第一多模光纤的一端与所述第一发光件连接、另一端与所述第一光电探测器连接,所述第一发光件发出的光通过所述第一多模光纤传输到所述第一光电探测器;所述第一光电探测器与所述第一无线模块通信连接,所述第一无线模块与所述监测设备通信连接;

[0041] 所述第二采集设备内置于腕部穿戴设备,所述第二采集设备包括第三弯曲部件、第四弯曲部件、第二多模光纤、第二发光件、第二光电探测器和第二无线模块;所述第三弯曲部件设置有多个第一微弯结构,所述第四弯曲部件设置有多个第二微弯结构;所述第二多模光纤设置于所述第三弯曲部件和所述第四弯曲部件之间,所述第二多模光纤的一端与所述第二发光件连接、另一端与所述第二光电探测器连接,所述第二发光件发出的光通过所述第二多模光纤传输到所述第二光电探测器;所述第二光电探测器与所述第二无线模块通信连接,所述第二无线模块与所述监测设备通信连接

[0042] 本发明实施例提供的血压监测装置、方法及系统,利用脉搏波与血压之间的密切相关性,能够根据心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延间接计算得到使用者的血压数据,能够实现对使用者的血压的连续、实时监测。

[0043] 进一步地,通过峰值时延间接计算得到使用者的血压数据,无需考虑血管壁厚度、血液的粘滞系数等生理环境,极大地减小了系统的复杂度,提高了血压计算和监测的准确性。

[0044] 进一步地,第二采集设备采用第一微弯结构和第二微弯结构能够提高灵敏度,有效减少体积的占用,方便内置于腕部穿戴设备中采集脉搏波信号,成本低,易于推广。

附图说明

[0045] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0046] 图1为本发明实施例所提供的一种血压监测系统10的结构框图。

- [0047] 图2为本发明实施例所提供的第一采集设备12和第二采集设备13的佩戴示意图。
- [0048] 图3为本发明实施例所提供的第二采集设备13的结构示意图。
- [0049] 图4为本发明实施例所提供的第一采集装置12的结构示意图。
- [0050] 图5为本发明实施例所提供的一种血压监测方法的流程图。
- [0051] 图6为本发明实施例所提供的经过滤波除噪处理之后的心冲击图信号和脉搏波信号的波形图。
- [0052] 图7为本发明实施例所提供的一种血压监测装置20的模块框图。
- [0053] 图标：
- [0054] 10-血压检测系统；11-监测设备；12-第一采集设备；121-第一弯曲部件；122-第二弯曲部件；123-第一多模光纤；124-第一发光件；125-第一光电探测器；126-第一无线模块；13-第二采集设备；131-第三弯曲部件；1311-第一微弯结构；132-第四弯曲部件；1321-第二微弯结构；133-第二多模光纤；134-第二发光件；135-第二光电探测器；136-第二无线模块；
- [0055] 20-血压监测装置；21-信号获取模块；22-时延获取模块；23-血压计算模块；
- [0056] 31-心冲击图信号；32-脉搏波信号。

具体实施方式

[0057] 发明人经调查发现，传统的血压测量方法主要有柯式音法和示波法，两者均需要采用充气袖带压迫动脉血管。由于长时间的挤压产生的肌肉膨胀和紧缩，在测量过程中使用者总是感到不适，这可能会产生疼痛并对使用者的压力水平产生影响，从而影响测量结果。而且，基于充气袖带的血压测量装置一般不能提供连续血压的测量信息。

[0058] 进一步地，动脉插管法是一种有创的连续血压测量方法，可以作为血压测量的“金标准”。但是，这种测量方法准备时间很长，对施术者要求较高，施术人体容易引发并发症，除危重患者及大手术的血压测量等特殊需求外，一般不采用。现有的无创连续血压测量方法测试系统复杂，对传感器定位要求较高，不适合应用于长时间的连续血压监测。

[0059] 此外，还有研究者提出一种基于光容积脉搏波的无创连续血压测量方法，根据归一化脉搏波模型建立心血管系统参数提取和舒张压计算方法。但是，基于光容积的脉搏波信号与被测试者的血管壁厚度、血液的粘滞系数等生理环境有极大的相关性，进而影响脉搏传输时间的正确测量。

[0060] 基于上述研究，本发明实施例提供了一种血压监测装置、方法及系统，能够对血压进行连续、实时且准确的监测。

[0061] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例只是本发明的一部分实施例，而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0062] 因此，以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0063] 应注意到：相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项，因此，一旦某一项在一

个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0064] 图1示出了本发明实施例所提供的一种血压监测系统10的模块框图,该血压监测系统10包括监测设备11、第一采集设备12和第二采集设备13。在本实施例中,监测设备11可以为医院内的监测主机,用以监测多个使用者/病号的血压。其中,监测设备11分别与第一采集设备12和第二采集设备13通信连接,第一采集设备12用于采集使用者的心冲击图信号,第二采集设备13用于采集使用者的脉搏波信号,其中,第一采集设备12和第二采集设备13可以为光纤光栅传感器或微弯光纤传感器,如图2所示,第一采集设备12可以置于靠垫或床垫内,也可以置于床垫之上、床垫之下或枕头之下。第二采集设备13则设置于腕部穿戴设备内。

[0065] 由于第二采集设备13设置于腕部穿戴设备内,因此本方案对第二采集设备13的结构进行了优化,具体请参阅图3,为第二采集设备13的结构示意图,该第二采集设备13包括第三弯曲部件131、第四弯曲部件132、第二多模光纤133、第二发光件134、第二光电探测器135和第二无线模块136。其中,第三弯曲部件131设置有多第一微弯结构1311,第四弯曲部件132设置有多第二微弯结构1321,在本实施例中,第一微弯结构1311和第二微弯结构1321的数量均选用但不限于三个,第一微弯结构1311和第二微弯结构1321的设置能够有效减小第二采集设备13的体积。

[0066] 请继续参阅图3,各第一微弯结构1311和各第二微弯结构1321相适配,例如,第一微弯结构1311为凸起结构,第二微弯结构1321为凹陷结构,每个凸起结构与对应的凹陷结构互相挤压,以实现位于第三弯曲部件131和第四弯曲部件132之间的第二多模光纤133的挤压。第二多模光纤133的一端与第二发光件134连接、另一端与第二光电探测器135连接,第二发光件134发出的光通过第二多模光纤133传输到第二光电探测器135,第二光电探测器135与第二无线模块136通信连接,第二无线模块136与图1中的监测设备11通信连接。当使用者的脉搏搏动时,血液和心脏排出及其流经血管时,产生的一种泵浦动力,会使身体的前后、上下、左右产生复杂的机械运动,进而实现对各第一微弯结构1311和各第二微弯结构1321的挤压,使得通过第二多模光纤133的光产生损耗,第二光电传感器135会接收到产生损耗的光信号,这个光信号即为脉搏波信号,第二无线模块136用于接收第二光电传感器135发送的脉搏波信号,并将该脉搏波信号传输至监测设备11。

[0067] 进一步地,请参阅图4,为本发明实施例所提供的第一采集设备12的结构示意图。第一采集设备12包括第一弯曲部件121,第二弯曲部件122、第一多模光纤123、第一发光件124、第一光电探测器125和第一无线模块126。第一多模光纤123设置于第一弯曲部件121和第二弯曲部件122之间,第一多模光纤123的一端与第一发光件124连接、另一端与第一光电探测器125连接,第一发光件124发出的光通过第一多模光纤123传输到第一光电探测器125,第一光电探测器125与第一无线模块126通信连接,第一无线模块126与图1中的监测设备11通信连接,第一无线模块126可以将第一光电探测器125采集到的心冲击图信号发送至监测设备11。在本实施例中,第一弯曲部件121和第二弯曲部件122均为其上密布有通孔的弹性片体,优选采用的是网纱或类似网纱结构。

[0068] 由于第一采集设备采集心冲击图信号的原理与第二采集设备采集脉搏波信号的原理类似,因此在此不作更多说明。

[0069] 该方法通过对第一采集设备和第二采集设备同步采集到的心冲击图信号和脉搏

波信号进行分析,进而间接计算出血压数据,不受血管壁厚度、血液的粘滞系数等生理环境的影响,能够实现连续实时的监测,并且能够保证监测的准确性。

[0070] 具体地,如图5所示,为本发明实施例提供的一种血压监测方法的流程图,该方法应用于图1中的监测设备10。下面将对该方法的详细步骤进行阐述。

[0071] 步骤S21,实时获取第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号和第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号。

[0072] 应当注意,以图2右侧示意图为例,由于本方案是根据心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延进行血压数据的间接计算和监测,因此,第一采集设备12和第二采集设备13的采集时间应该严格同步,否则,计算和监测结果将存在很大的出入。

[0073] 步骤S22,采用峰值检测算法,根据心冲击图信号和脉搏波信号,计算心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间。

[0074] 如图6所示,心冲击图信号31和脉搏波信号32的波峰存在明显的时延,,该时延为脉搏波信号传导时间(Pulse Wave Translation Time,PWTT),由于血管壁的紧张程度决定着脉搏波传播速度的快慢,而其又与血压的高低成正比关系。因此,血压越高,脉搏波的传播速度就越快,反之越慢。通过精确测量PWTT,可以间接计算出血压。

[0075] 因此,为了计算出心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延,需要对心冲击图信号和脉搏波信号进行分析,本实施例采用峰值检测算法进行分析和计算,具体如下:

[0076] 获取心冲击图信号的预设数量个极大值特征点,一个典型的心冲击信号包含一系列的波峰(F,H,J,L,N)和波谷(G,I,K,M),选取预设数量个极大值特征点中的最大值作为心冲击图信号的波峰特征点(一般为J峰峰值),获得心冲击图信号的J峰峰值对应的时刻。同理,获取脉搏波信号的J峰峰值对应的时刻,将两个时刻求差可得到峰值时延,即PWTT。

[0077] 应当注意,在对心冲击图信号和脉搏波信号进行分析前,需要进行滤波除噪处理,具体如下:

[0078] 将心冲击图信号和脉搏波信号依次通过0.5~40Hz频率范围的带通滤波器、15Hz的低通滤波器和40~60Hz频率范围的带阻滤波器进行滤波除噪处理。

[0079] 步骤S23,根据脉搏波信号传导时间,计算得到使用者的血压数据。

[0080] 其中,血压数据包括收缩压和舒张压,可以通过线性回归分析计算出收缩压和舒张压:

[0081] $SYS = b_1 - a_1 \times PWTT;$

[0082] $DIA = b_2 - a_2 \times PWTT;$

[0083] 其中,SYS为收缩压,DIA为舒张压,PWTT为脉搏波信号传导时间, b_1 、 a_1 、 b_2 和 a_2 为预设的校准参数。

[0084] 在实际的血压计算和监测中,不同使用者的校准参数不同,因此,可以配合袖带式血压仪的单次测量实现校准参数的快速调整,并在调整之后实现对使用者连续、实时且准确的血压监测。

[0085] 在上述基础上,如图7所示,本发明实施例提供了一种血压监测装置20,所述血压监测装置20包括:信号获取模块21、时延获取模块22和血压计算模块23。

[0086] 信号获取模块21,用于获取所述第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及所述第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号;其中,所述第一采集设备的采集时间

与所述第二采集设备的采集时间同步

[0087] 由于信号获取模块21和图5中步骤S21的实现原理类似,因此在此不作更多说明。

[0088] 时延获取模块22,用于采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号,计算所述心冲击图信号和所述脉搏波信号的峰值时延,作为脉搏波信号传导时间。

[0089] 由于时延获取模块22和图5中步骤S22的实现原理类似,因此在此不作更多说明。

[0090] 血压计算模块23,用于根据所述脉搏波信号传导时间,计算得到所述使用者的血压数据。

[0091] 由于血压计算模块23和图5中步骤S23的实现原理类似,因此在此不作更多说明。

[0092] 进一步地,该血压监测装置20还包括信号降噪模块,用于在所述时延获取模块在采用峰值检测算法,根据所述心冲击图信号和所述脉搏波信号获得所述脉搏波信号传导时间之前,对该心冲击图信号和该脉搏波信号进行滤波降噪处理。

[0093] 综上,本发明实施例提供的血压监测装置、方法及系统,能够实现对使用者的血压的连续、实时且准确的监测。第二采集设备可以内置于腕部穿戴设备,灵敏度高,体积小,成本低,易于推广。

[0094] 在本发明实施例所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置和方法实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0095] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0096] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,电子设备10,或者网络设备)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0097] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技

术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

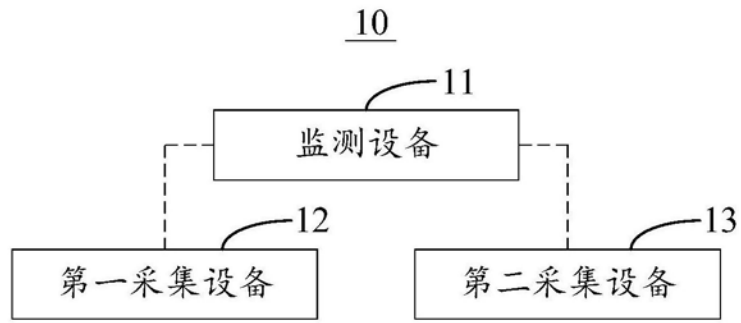


图1

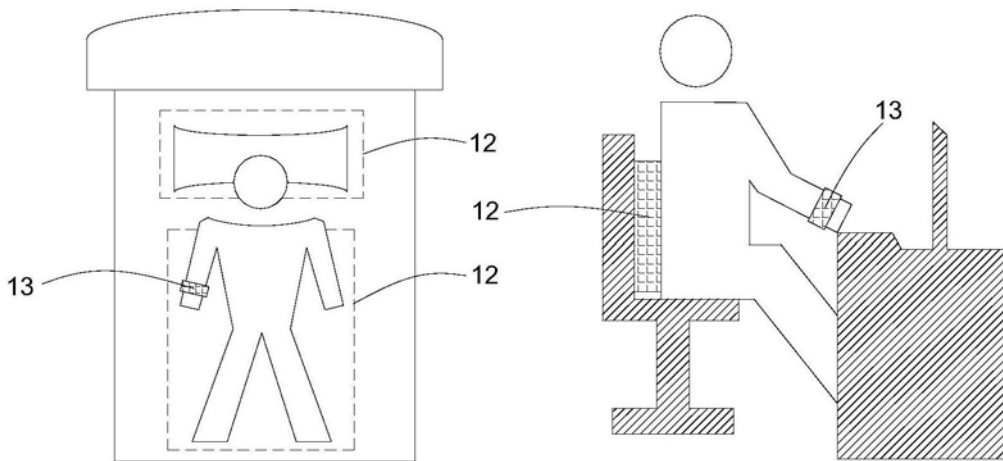


图2

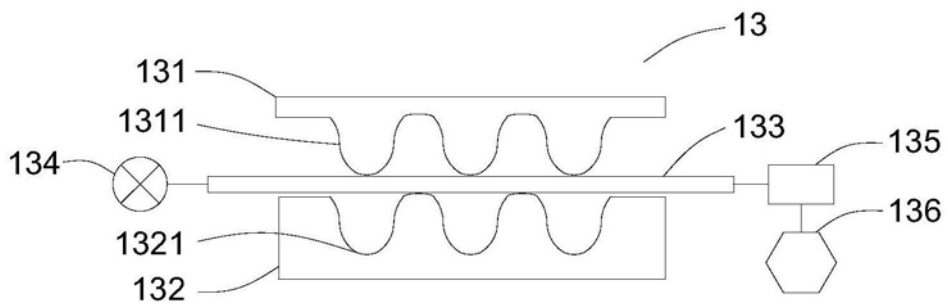


图3

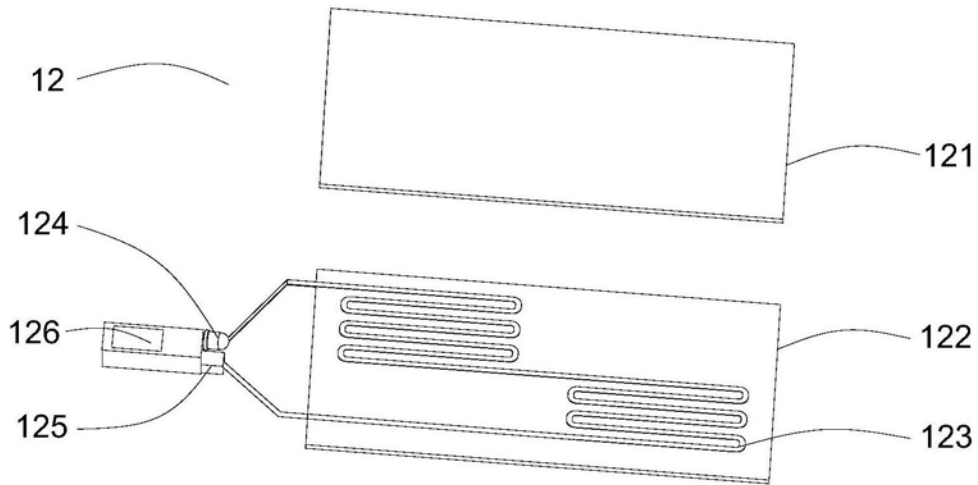


图4

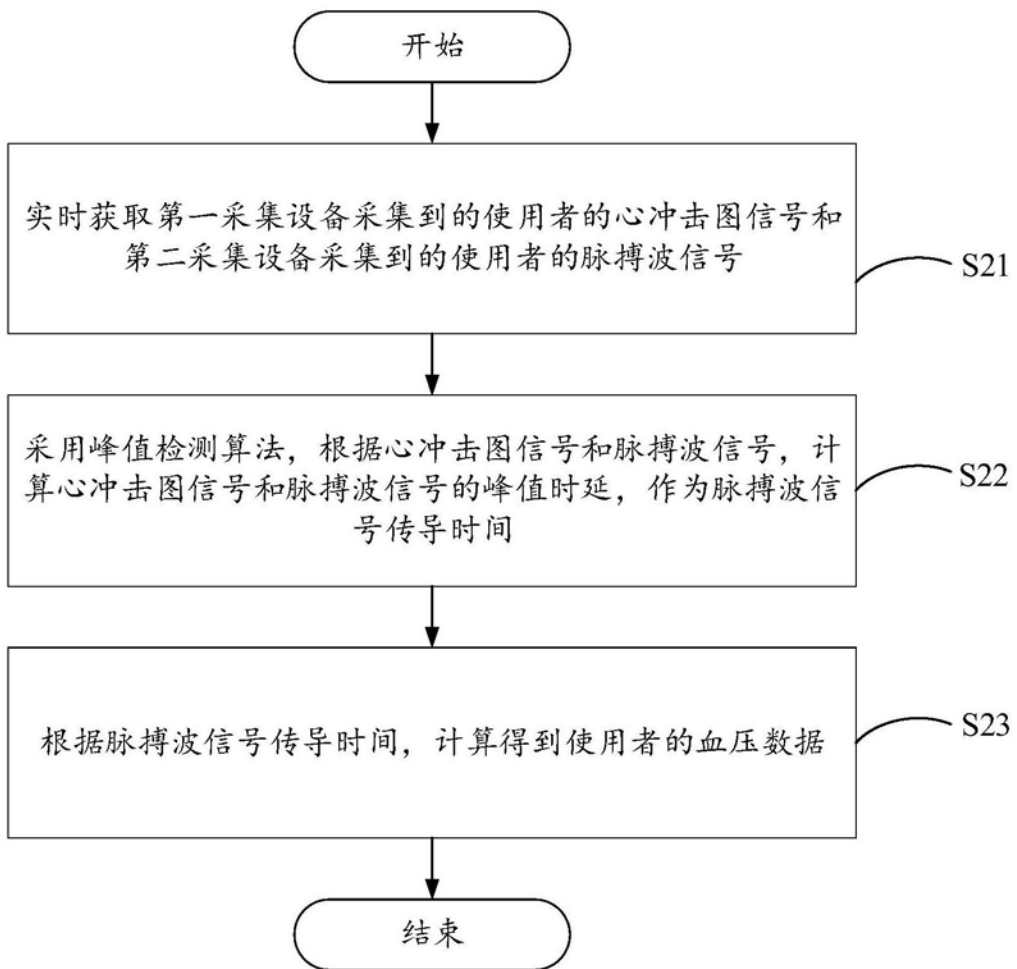


图5

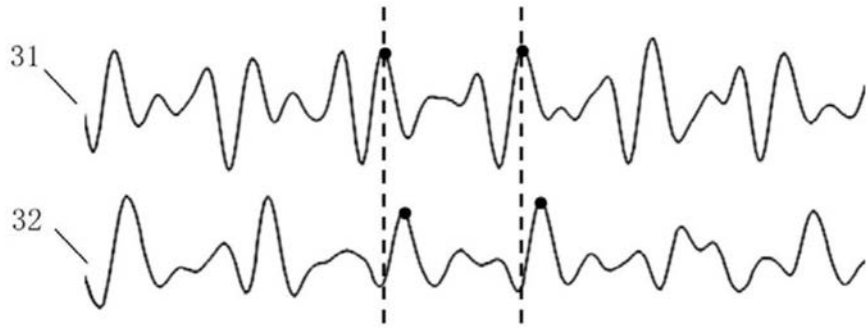


图6

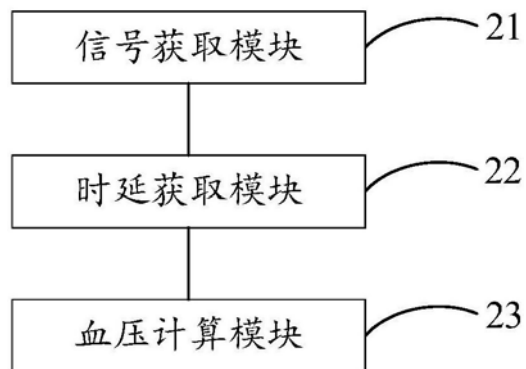


图7

专利名称(译)	血压监测装置、方法及系统		
公开(公告)号	CN108742572A	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	CN201810706748.1	申请日	2018-07-02
[标]申请(专利权)人(译)	余海波		
申请(专利权)人(译)	余海波		
当前申请(专利权)人(译)	余海波		
[标]发明人	不公告发明人		
发明人	不公告发明人		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02125 A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	邓超		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明实施例涉及医疗监护技术领域，具体而言，涉及一种血压监测装置、方法及系统。该装置应用于监测设备，包括：信号获取模块，用于获取第一采集设备采集到的使用者的心冲击图信号以及第二采集设备采集到的使用者的脉搏波信号，其中，第一采集设备的采集时间与第二采集设备的采集时间同步；时延获取模块，用于采用峰值检测算法，根据心冲击图信号和脉搏波信号，计算心冲击图信号和脉搏波信号的峰值时延，作为脉搏波信号传导时间；血压计算模块，用于根据脉搏波信号传导时间，计算得到使用者的血压数据。采用该装置、方法及系统，能够对血压进行连续、实时的监测。

