(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110897618 A
(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201911293471.5

(22)申请日 2019.12.12

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518055 广东省深圳市南山区深圳大学城学苑大道1068号

(72)发明人 李烨 刘增丁 苗芬 刘记奎 闻博

(74)专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事务所(普通合伙) 44316
代理人 曹卫良

(51)Int.Cl.
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/0205(2006.01)
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

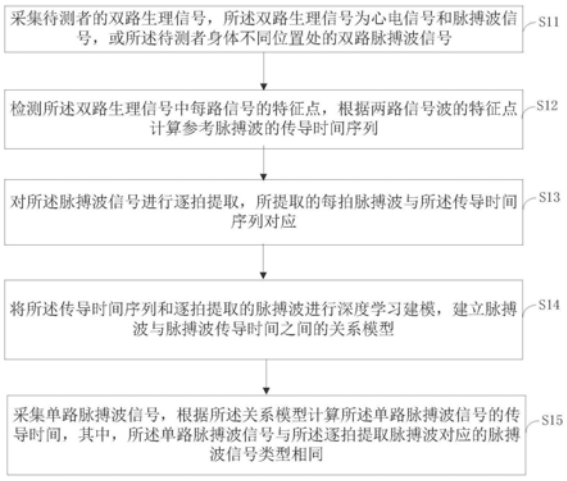
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备

(57)摘要

本申请适用于医学工程技术领域，提供了一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备，所述方法包括：采集待测者的双路生理信号，检测双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列，并对脉搏波信号进行逐拍提取，再将传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型；从而计算单路脉搏波信号的传导时间。该过程利用深度学习技术自动从脉搏波信号中提取多尺度特征，并自动构建脉搏波特征与传导时间的关系模型，从而实现脉搏波传导时间的低负荷高精准测量，避免人工特征提取的复杂性，在进行脉搏波传导时间计算时，只使用单路人体生理信号，减少了信号使用量。



CN 110897618 A

1.一种脉搏波传导的计算方法,其特征在于,所述计算方法包括:

采集待测者的双路生理信号,所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号,或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号;

检测所述双路生理信号中每路信号的特征点,根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列;

对所述脉搏波信号进行逐拍提取,所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应;

将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模,建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型;

采集单路脉搏波信号,根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间,其中,所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

2.根据权利要求1所述的计算方法,其特征在于,所述根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间,包括:

逐拍提取所述单路脉搏波信号中的脉搏波;

将提取的脉搏波应用于所述关系模型,以计算所述单路脉搏波信号的传导时间。

3.根据权利要求2所述的计算方法,其特征在于,所述对所述脉搏波信号进行逐拍提取包括:

对提取脉搏波的脉搏波信号进行信号去噪处理;

将去噪后的脉搏波信号幅值归一化处理,检测归一化处理后的脉搏波信号中两相邻波谷之间的信号段;

将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波。

4.根据权利要求3所述的计算方法,其特征在于,在所述将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波之前还包括:

检测逐拍提取的波形是否是一个完整周期的波形;

若不是,则舍弃当前信号段的波形。

5.根据权利要求1所述的计算方法,其特征在于,所述对所述脉搏波信号进行逐拍提取,包括:

在所采集的双路生理信号为所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号时,选择任意一路脉搏波信号进行逐拍提取。

6.一种脉搏波传导的计算装置,其特征在于,所述计算装置包括:

信号采集模块,用于采集待测者的双路生理信号,所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号,或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号;

传导时间检测模块,用于检测所述双路生理信号中每路信号的特征点,根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列;

脉搏波提取模块,用于对所述脉搏波信号进行逐拍提取,所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应;

模型建立模块,用于将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模,建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型;

计算模块,用于采集单路脉搏波信号,根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间,其中,所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

7.根据权利要求6所述的计算装置，其特征在于，所述计算模块在根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间时，具体用于：

逐拍提取所述单路脉搏波信号中的脉搏波；

将提取的脉搏波应用于所述关系模型，以计算所述单路脉搏波信号的传导时间。

8.根据权利要求7所述的计算装置，其特征在于，所述脉搏波提取模块，具体用于：

对提取脉搏波的脉搏波信号进行信号去噪处理；

将去噪后的脉搏波信号幅值归一化处理，检测归一化处理后的脉搏波信号中两相邻波谷之间的信号段；

将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波。

9.一种终端设备，包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序，其特征在于，所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至5中任一项所述方法的步骤。

10.一种计算机可读存储介质，所述计算机可读存储介质存储有计算机程序，其特征在于，所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述方法的步骤。

一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备

技术领域

[0001] 本申请涉及医学工程技术领域，尤其涉及一种脉搏波传导的计算方法、装置、终端设备及计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 脉搏波传导时间(pulse transit time，PTT)指脉搏波在心血管系统的两个部位之间传导所需的时间。作为一个有效的心血管特征参数，PTT已被广泛运用于动脉硬化评估、睡眠评估、连续血压估计等心血管领域研究中。实现PTT高效和准确的测量，对于心血管疾病的研究具有重要的意义。现有的PTT测量方法主要有以下几种：

[0003] 双路生理信号法，其主要原理是采集人体不同位置的两路生理信号，通过计算在同一心拍周期中，两路生理信号特征点之间的时间延迟实现PTT的测量。具体的，这两路生理信号可以是一路心电一路脉搏、一路心电一路心冲击图或者两路脉搏波等；两路生理信号特征点可以是心电信号R波和脉搏波波谷、心电信号R波和脉搏波波峰、两路脉搏波的波谷、两路脉搏波波峰等。图1展示的是通过心电信号R波/脉搏波信号波谷和两路脉搏波波谷计算的PTT。双路生理信号法是目前PTT测量的金标准，但其需要采集两路生理信号，增加了设备的复杂性。

[0004] 单路生理信号法，为简化信号采集，研究者提出了基于单路生理信号的PTT测量方法。即通过对脉搏波进行二次差分，得到加速脉搏波，然后计算加速度脉搏波两特征点之间的时间差作为PTT；另一种方法基于机器学习技术，即人工从脉搏波信号中提取波形特征，基于提取的波形特征值，利用机器学习技术构建PTT的预测模型，从而实现PTT的测量。单路生理信号法虽然能减少信号量的使用，但基于加速脉搏波特征测量得到的PTT的准确性较差，该方法很少被使用；同时，基于机器学习技术需要手动提取大量的特征，特征计算复杂，且PTT测量的准确性依赖于特征参数计算的准确性。

[0005] 综上，现有关于PTT测量技术的双路生理信号法需要同时采集两路生理信号，增加了设备的复杂性；而单路生理信号的加速脉搏波特征法测量准确性较差，且单路生理信号的机器学习法需要人工提取复杂的波形特征。

[0006] 故有必要提出一种新的技术方案，以解决上述技术问题。

发明内容

[0007] 鉴于此，本申请实施例提供了一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备，以解决现有脉搏波传导时间的测量或对设备要求高或测量准确性较差的问题。

[0008] 本申请实施例的第一方面提供了一种脉搏波传导的计算方法，所述计算方法包括：

[0009] 采集待测者的双路生理信号，所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号，或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号；

[0010] 检测所述双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考

脉搏波的传导时间序列；

[0011] 对所述脉搏波信号进行逐拍提取，所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应；

[0012] 将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型；

[0013] 采集单路脉搏波信号，根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间，其中，所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

[0014] 可选地，所述根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间，包括：

[0015] 逐拍提取所述单路脉搏波信号中的脉搏波；

[0016] 将提取的脉搏波应用于所述关系模型，以计算所述单路脉搏波信号的传导时间。

[0017] 可选地，所述对所述脉搏波信号进行逐拍提取包括：

[0018] 对提取脉搏波的脉搏波信号进行信号去噪处理；

[0019] 将去噪后的脉搏波信号幅值归一化处理，检测归一化处理后的脉搏波信号中两相邻波谷之间的信号段；

[0020] 将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波。

[0021] 可选地，在所述将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波之前还包括：

[0022] 检测逐拍提取的波形是否是一个完整周期的波形；

[0023] 若不是，则舍弃当前信号段的波形。

[0024] 可选地，所述对所述脉搏波信号进行逐拍提取，包括：

[0025] 在所采集的双路生理信号为所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号时，选择任意一路脉搏波信号进行逐拍提取。

[0026] 本申请实施例的第二方面提供了一种脉搏波传导的计算装置，所述计算装置包括：

[0027] 信号采集模块，用于采集待测者的双路生理信号，所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号，或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号；

[0028] 传导时间检测模块，用于检测所述双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列；

[0029] 脉搏波提取模块，用于对所述脉搏波信号进行逐拍提取，所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应；

[0030] 模型建立模块，用于将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型；

[0031] 计算模块，用于采集单路脉搏波信号，根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间，其中，所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

[0032] 可选地，所述计算模块在根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间时，具体用于：

[0033] 逐拍提取所述单路脉搏波信号中的脉搏波；

[0034] 将提取的脉搏波应用于所述关系模型，以计算所述单路脉搏波信号的传导时间。

[0035] 可选地，所述脉搏波提取模块，具体用于：

[0036] 对提取脉搏波的脉搏波信号进行信号去噪处理；

[0037] 将去噪后的脉搏波信号幅值归一化处理，检测归一化处理后的脉搏波信号中两相邻波谷之间的信号段；

[0038] 将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波。

[0039] 本申请实施例的第三方面提供了一种终端设备，包括存储器，处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，上述处理器执行上述计算机程序时实现上述第一方面提及的方法。

[0040] 本申请实施例的第四方面提供了一种计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质上存储有计算机程序，上述计算机程序被处理器执行时实现上述第一方面提及的方法。

[0041] 本申请实施例中首先采集待测者的双路生理信号，然后检测所述双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列，并对所述脉搏波信号进行逐拍提取，所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应；再将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型；从而根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间。这一过程中利用深度学习技术自动从脉搏波信号中提取多尺度特征，并自动构建脉搏波特征与传导时间的关系模型，从而实现脉搏波传导时间的低负荷高精准测量，避免人工特征提取的复杂性，在进行脉搏波传导时间计算时，只使用单路人体生理信号，减少了信号使用量。

附图说明

[0042] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动性的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0043] 图1为现有技术中脉搏波传导时间计算过程中测量的波形图；

[0044] 图2为本申请实施例提供的一种脉搏波传导的计算方法的流程图；

[0045] 图3为本申请实施例中逐拍提取的脉搏波示意图；

[0046] 图4为本申请实施例提供的一种脉搏波传导的计算方法中模型建立示意图；

[0047] 图5为本申请实施例提供的脉搏波传导的计算方法的过程简图；

[0048] 图6为本申请实施例提供的脉搏波传导的计算装置的示意图；

[0049] 图7为本申请实施例提供的终端设备的结构示意图。

具体实施方式

[0050] 以下描述中，为了说明而不是为了限定，提出了诸如特定系统结构、技术之类的具体细节，以便透彻理解本申请实施例。然而，本领域的技术人员应当清楚，在没有这些具体细节的其它实施例中也可以实现本申请。在其它情况中，省略对众所周知的系统、装置、电路以及方法的详细说明，以免不必要的细节妨碍本申请的描述。

[0051] 应当理解，当在本说明书和所附权利要求书中使用时，术语“包括”指示所描述特征、整体、步骤、操作、元素和/或组件的存在，但并不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元素、组件和/或其集合的存在或添加。

[0052] 为了说明本申请所述的技术方案，下面通过具体实施例来进行说明。

[0053] 实施例一：

[0054] 图2是本申请实施例一提供的脉搏波传导的计算方法的流程示意图，该方法可以包括以下步骤：

[0055] 步骤S11：采集待测者的双路生理信号，所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号，或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号。

[0056] 该步骤中使用穿戴式设备或多通道采集仪采集人体两路生理信号，其中一路生理信号是脉搏波，用于参考脉搏波传导时间测量。这两路生理信号可以是一路心电信号和一路脉搏波信号，也可以是人体两个不同位置的采集的双路脉搏波信号；

[0057] 步骤S12：检测所述双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列。

[0058] 基于步骤S11所采集的两路同步信号(其中一路生理信号是脉搏波)，计算逐拍参考脉搏波传导时间。需要指出的是，这里的参考脉搏波传导时间可以是基于所采集的两路同步信号任何特征点之间计算得到，例如图1所显示的心电信号R波至脉搏波波谷时间差计算得到的脉搏波传导时间(PTT1)和图1所显示的两路脉搏波波谷时间差计算得到的脉搏波传导时间(PTT2)。

[0059] 步骤S13：对所述脉搏波信号进行逐拍提取，所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应。

[0060] 该步骤中逐拍脉搏波提取：基于步骤S11所采集的脉搏波，选择其中一路脉搏波进行逐拍脉搏波提取。提取的逐拍脉搏波应与步骤S12计算的逐拍脉搏波传导时间的周期一一对应。逐拍脉搏波提取的步骤如图3所示，包括：a)信号去噪：使用数字滤波器去除原始脉搏波信号中低频和高频噪声；b)信号归一化：将去噪后的脉搏波幅值归一化至0～1；c)脉搏波波谷检测：对归一化后的脉搏波进行波谷检测；d)逐拍波形提取：依据检测的脉搏波波谷位置，提取逐拍波形，即相邻两个波谷之间的信号段，图4显示了逐拍脉搏波波形提取示意图。进一步地，对逐拍提取的波形质量进行评估：由于波谷位置检测出错，提取的逐拍波形可能不是一个完成的周期波形。为此应对提取的逐拍波形进行信号质量评估，舍弃不满足信号质量的波形段。

[0061] 步骤S14：将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型。

[0062] 该步骤中建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型，基于步骤S12和步骤S13所提取的逐拍脉搏波传导时间和逐拍脉搏波，通过深度学习方法进行数据建模，构建脉搏波与脉搏波传导之间的关系模型，图4所示为建模流程。

[0063] 步骤S15：采集单路脉搏波信号，根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间，其中，所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

[0064] 该步骤中，在根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间时，采集单路生理信号，也即采集步骤S13所选用的脉搏波信号同类型的信号，并进行逐拍脉搏波提取；基于提取的逐拍脉搏波，运用步骤S14所建立脉搏波传导时间与脉搏波的关系模型，实现逐拍的脉搏波传导时间计算。图5示出了本申请实施例提供的脉搏波传导的计算方法的过程简图；

[0065] 本申请实施例中,首先采集待测者的双路生理信号,然后检测所述双路生理信号中每路信号的特征点,根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列,并对所述脉搏波信号进行逐拍提取,所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应;再将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模,建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型;从而根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间。这一过程中利用深度学习技术自动从脉搏波信号中提取多尺度特征,并自动构建脉搏波特征与传导时间的关系模型,从而实现脉搏波传导时间的低负荷高精准测量,避免人工特征提取的复杂性,在进行脉搏波传导时间计算时,只使用单路人体生理信号,减少了信号使用量。

[0066] 实施例二

[0067] 图6是本申请实施例二提供的脉搏波传导的计算装置的结构示意图,为了便于说明,仅示出了与本申请实施例相关的部分。

[0068] 该计算装置包括:

[0069] 信号采集模块61,用于采集待测者的双路生理信号,所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号,或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号;

[0070] 传导时间检测模块62,用于检测所述双路生理信号中每路信号的特征点,根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列;

[0071] 脉搏波提取模块63,用于对所述脉搏波信号进行逐拍提取,所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应;

[0072] 模型建立模块64,用于将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习,建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型;

[0073] 计算模块65,用于采集单路脉搏波信号,根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间,其中,所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同。

[0074] 可选地,所述计算模块65在根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间时,具体用于:

[0075] 逐拍提取所述单路脉搏波信号中的脉搏波;

[0076] 将提取的脉搏波应用于所述关系模型,以计算所述单路脉搏波信号的传导时间。

[0077] 可选地,所述脉搏波提取模块63,具体用于:

[0078] 对提取脉搏波的脉搏波信号进行信号去噪处理;

[0079] 将去噪后的脉搏波信号幅值归一化处理,检测归一化处理后的脉搏波信号中两相邻波谷之间的信号段;

[0080] 将所述信号段之间的波作为所逐拍提取的脉搏波。

[0081] 上述装置的具体工作过程参见上述脉搏波传导的计算方法的实现过程,在此不再赘述。

[0082] 实施例三

[0083] 图7是本申请实施例四提供的终端设备的结构示意图。如图7所示,该实施例的终端设备7包括:处理器70、存储器71以及存储在所述存储器71中并可在所述处理器70上运行的计算机程序72。所述处理器70执行所述计算机程序72时实现上述方法实施例一中的步骤,例如图2所示的步骤S11至S15。所述处理器70执行所述计算机程序72时实现上述各装置

实施例中各模块/单元的功能，例如图6所示单元61至65的功能。

[0084] 以上所述，以上实施例仅用以说明本申请的技术方案，而非对其限制；尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明，本领域的普通技术人员应当理解：其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改，或者对其中部分技术特征进行等同替换；而这些修改或者替换，并不使相应技术方案的本质脱离本申请各实施例技术方案的精神和范围。

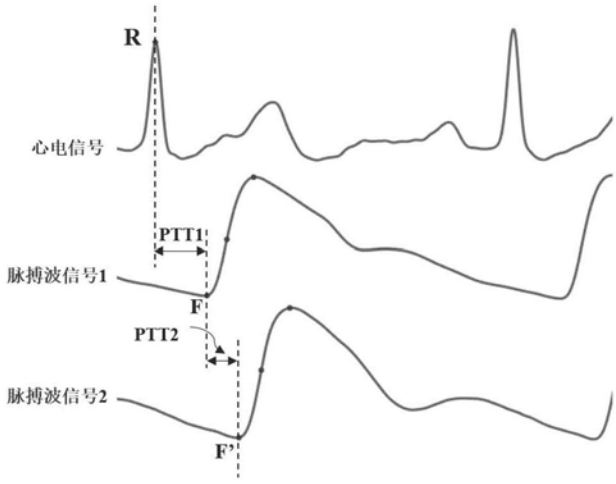

R
心电信号
PTT1
脉搏波信号1
F
PTT2
脉搏波信号2
F'

图1

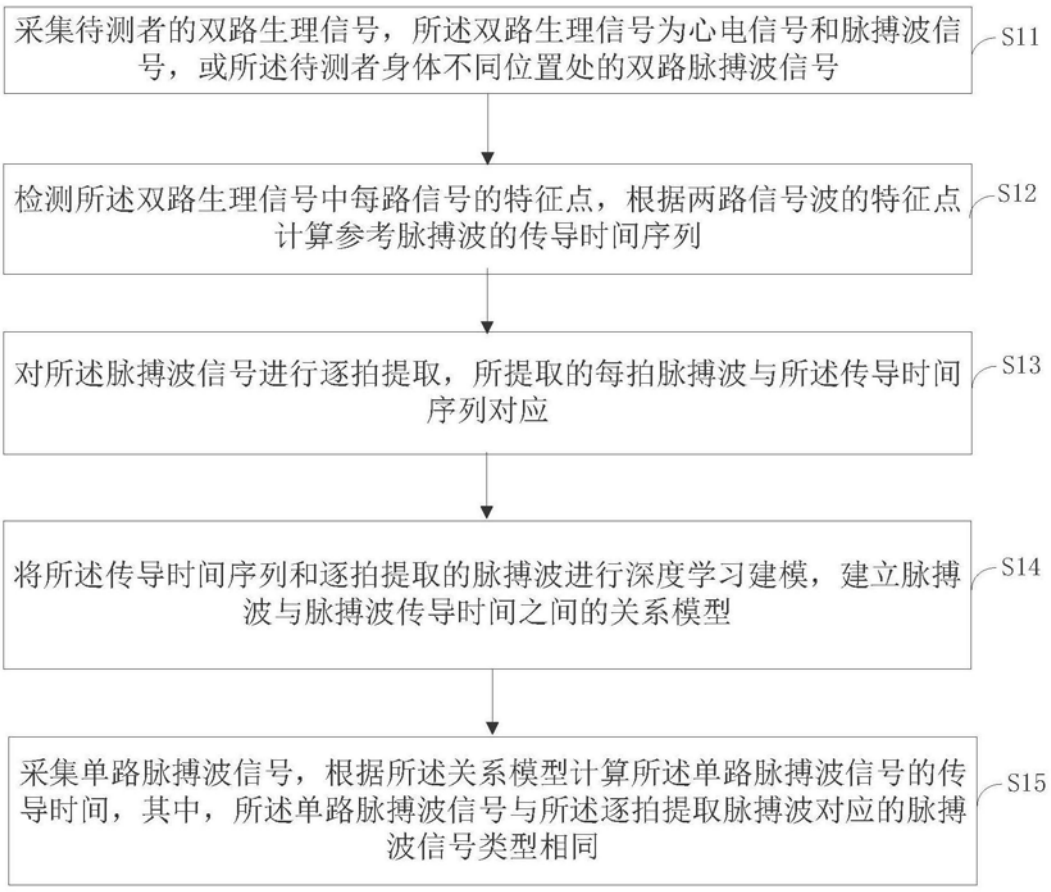

采集待测者的双路生理信号，所述双路生理信号为心电信号和脉搏波信号，或所述待测者身体不同位置处的双路脉搏波信号
S11
检测所述双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列
S12
对所述脉搏波信号进行逐拍提取，所提取的每拍脉搏波与所述传导时间序列对应
S13
将所述传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型
S14
采集单路脉搏波信号，根据所述关系模型计算所述单路脉搏波信号的传导时间，其中，所述单路脉搏波信号与所述逐拍提取脉搏波对应的脉搏波信号类型相同
S15

图2

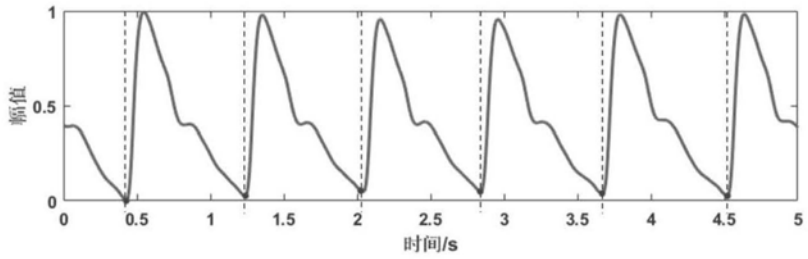

1
0.5
0
幅值
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4
4.5
5
时间/s

图3

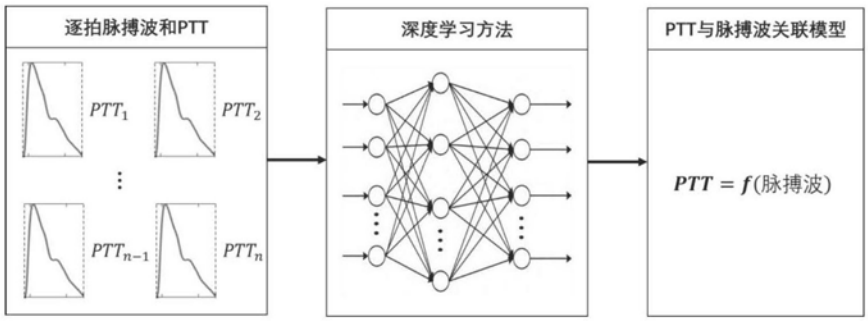

逐拍脉搏波和PTT
PTT_1
PTT_2
PTT_{n-1}
PTT_n
深度学习方法
PTT与脉搏波关联模型
$PTT = f$(脉搏波)

图4

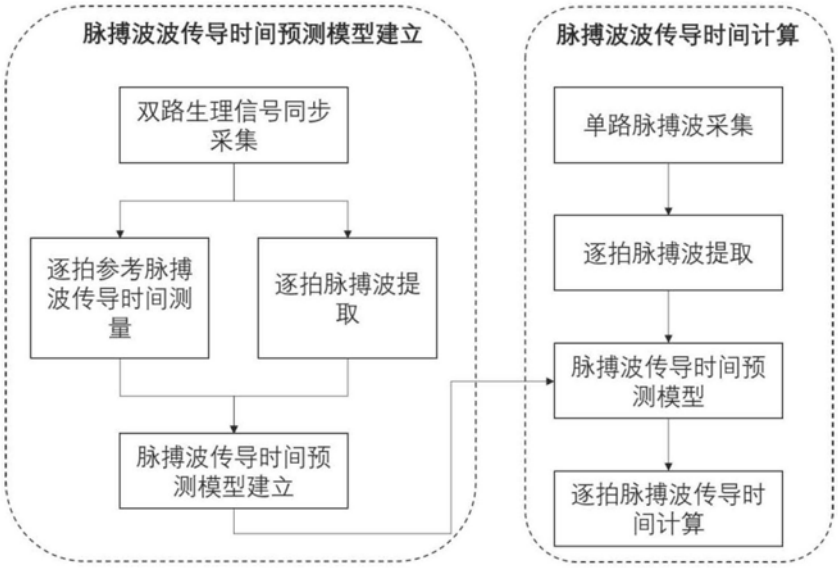

脉搏波波传导时间预测模型建立
双路生理信号同步采集
逐拍参考脉搏波传导时间测量
逐拍脉搏波提取
脉搏波传导时间预测模型建立
脉搏波波传导时间计算
单路脉搏波采集
逐拍脉搏波提取
脉搏波传导时间预测模型
逐拍脉搏波传导时间计算

图5

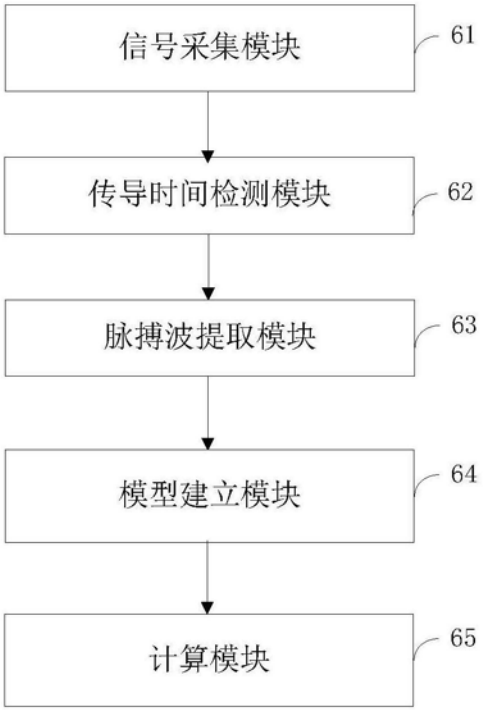

信号采集模块
61
传导时间检测模块
62
脉搏波提取模块
63
模型建立模块
64
计算模块
65

图6

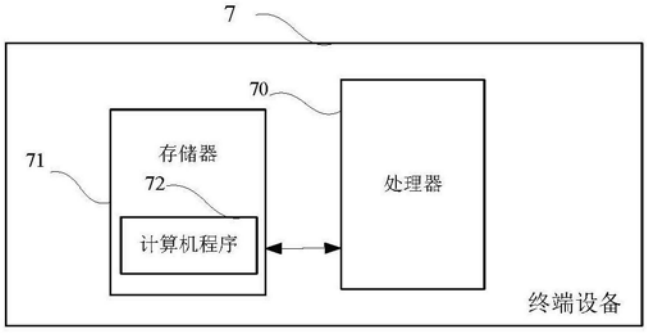
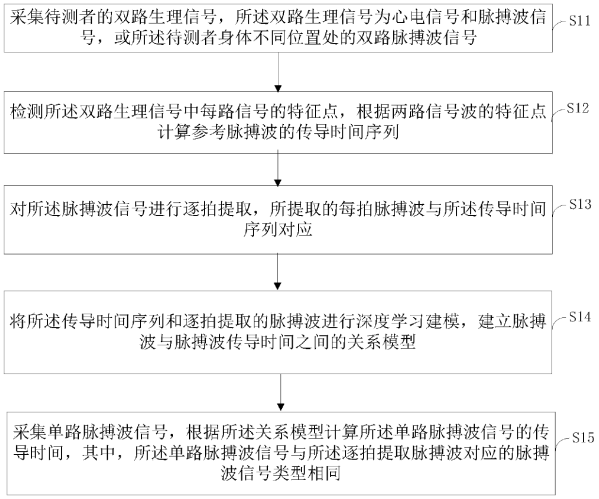

7
70
存储器
71
72
计算机程序
处理器
终端设备

图7

专利名称(译)	一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备		
公开(公告)号	CN110897618A	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201911293471.5	申请日	2019-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	闻博		
发明人	李烨 刘增丁 苗芬 刘记奎 闻博		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/7246		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请适用于医学工程技术领域，提供了一种脉搏波传导的计算方法、装置及终端设备，所述方法包括：采集待测者的双路生理信号，检测双路生理信号中每路信号的特征点，根据两路信号波的特征点计算参考脉搏波的传导时间序列，并对脉搏波信号进行逐拍提取，再将传导时间序列和逐拍提取的脉搏波进行深度学习建模，建立脉搏波与脉搏波传导时间之间的关系模型；从而计算单路脉搏波信号的传导时间。该过程利用深度学习技术自动从脉搏波信号中提取多尺度特征，并自动构建脉搏波特征与传导时间的关系模型，从而实现脉搏波传导时间的低负荷高精准测量，避免人工特征提取的复杂性，在进行脉搏波传导时间计算时，只使用单路人体生理信号，减少了信号使用量。