



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755059 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201910963467.9

G06N 3/04(2006.01)

(22)申请日 2019.10.11

G06N 3/08(2006.01)

G06T 11/20(2006.01)

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大学
学城学苑大道1068号

(72)发明人 苗芬 李焯 刘增丁 闻博

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理
有限公司 44414

代理人 李娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

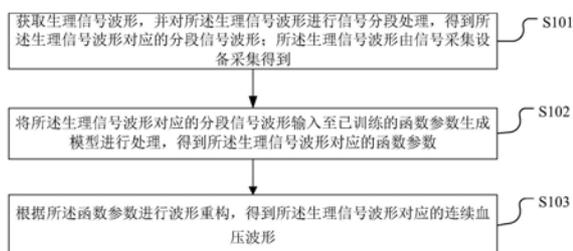
权利要求书2页 说明书14页 附图4页

(54)发明名称

一种血压波形监测方法及装置

(57)摘要

本申请适用于医学测量技术领域,提供了一种血压波形监测方法,包括:获取生理信号波形,并对生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数;根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形,通过获取采集到的生理信号波形,基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数,进而根据函数参数重构出对应的连续血压波形,实现了对血压波形的连续监测。



1. 一种血压波形监测方法,其特征在于,包括:

获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;

将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数;

根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

2. 如权利要求1所述的血压波形监测方法,其特征在于,所述函数参数生成模型通过下述步骤训练得到:

获取多组训练数据,每组训练数据包括作为训练输入的样本生理信号波形和作为输出的样本函数参数;其中,所述样本函数参数为对连续血压波形进行拟合得到的函数参数,所述连续血压波形与所述样本生理信号波形同步采集得到;

分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形;

将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数;

根据所述样本生理信号波形各自对应的预测函数参数和样本函数参数确定所述初始函数参数生成模型的训练误差;

若所述训练误差小于预设误差阈值,则结束训练所述初始函数参数生成模型,并将所述初始函数参数生成模型作为所述已训练的函数参数生成模型;

若所述训练误差大于或者等于所述预设误差阈值,则调整所述初始生成模型的模型参数,并返回执行所述将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数的步骤以及后续步骤。

3. 如权利要求2所述的血压波形监测方法,其特征在于,所述样本函数参数的获取方法,具体包括:

采集与所述样本生理信号波形同步的样本连续血压波形;

通过N个高斯函数的线性叠加结果对所述样本连续血压波形进行拟合,得到拟合结果;其中,N为正整数;

根据所述拟合结果计算所述N个高斯函数的样本函数参数。

4. 如权利要求2所述的血压波形监测方法,其特征在于,所述样本生理信号波形包括心电信号波形和/或脉搏信号波形;

所述分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形,包括:

检测所述样本生理信号波形的脉搏信号波形的波谷,提取所述脉搏信号波形中相邻两个波谷间的脉搏分段信号波形;

检测所述样本生理信号波形的心电信号波形的R波,提取所述心电信号波形的相邻两个R波间的心电分段信号波形。

5. 如权利要求1所述的血压波形监测方法,其特征在于,所述根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形,包括:

将所述函数参数输入至高斯重构模型进行处理,得到所述高斯重构模型输出的目标曲

线;

将所述目标曲线确定为所述生理信号波形对应的连续血压波形。

6. 如权利要求5所述的血压波形监测方法,其特征在于,所述高斯重构模型为:

$$\text{curve}(t) = \sum_{i=1}^N a_i e^{-\left(\frac{t-b_i}{c_i}\right)^2};$$

其中,curve(t)表示目标曲线;N为高斯函数的个数;{a_i, b_i, c_i}为第i个高斯函数的参数。

7. 如权利要求1至6任意一项所述的血压波形监测方法,其特征在于,根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形之后,还包括:

根据所述连续血压波形获取舒张压的数值和/或收缩压的数值。

8. 一种血压波形监测装置,其特征在于,包括:

第一获取模块,用于获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;

第二获取模块,用于将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数;

重构模块,用于根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

9. 一种服务器,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7任一项所述血压波形监测方法。

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7任一项所述血压波形监测方法。

一种血压波形监测方法及装置

技术领域

[0001] 本申请属于医学测量技术领域,尤其涉及一种血压波形监测方法及装置。

背景技术

[0002] 连续血压波形监测对于评估血压状况、心血管疾病的实时早期预警具有非常重要的作用,尤其对于如心律失常病人、重症监护病人等特殊人群,连续血压波形监测有助于及时发现紧急医疗事件并及时干预。目前对连续血压波形的测量有基于动脉穿刺的有创方法、动脉张力法、容积补偿法以及无袖带血压测量方法等。其中,无袖带血压测量方法作为一种无创监测技术被广泛应用,其主要利用体表可监测的生理信号,基于脉搏波传导理论和多参数回归方法建立血压值与体表可监测生理信号的关系,从而实现血压建模。然而目前的无袖带血压测量方法的被监测对象主要是逐拍的血压值,其无法实现血压波形的连续监测。

[0003] 综上所述,目前的无袖带血压测量方法存在无法实现对血压波形进行连续监测的问题。

发明内容

[0004] 本申请实施例提供了一种血压波形监测方法及装置,可以解决目前的无袖带血压测量方法存在无法实现对血压波形进行连续监测的问题。

[0005] 第一方面,本申请实施例提供了一种血压波形监测方法,包括:

[0006] 获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;

[0007] 将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数;

[0008] 根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0009] 示例性的,上述生理信号波形包括脉搏信号波形和心电信号波形。

[0010] 在第一方面的一种可能的实现方式中,所述函数参数生成模型通过下述步骤训练得到:

[0011] 获取多组训练数据,每组训练数据包括作为训练输入的样本生理信号波形和作为输出的样本函数参数;其中,所述样本函数参数对连续血压波形进行拟合得到的函数参数,所述连续血压波形与所述样本生理信号波形同步采集得到;

[0012] 分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形;

[0013] 将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数;

[0014] 根据所述样本生理信号波形各自对应预测函数参数与样本函数参数确定所述初始函数参数生成模型的训练误差;

[0015] 若所述训练误差小于预设误差阈值,则结束训练所述初始函数参数生成模型训练完成,并将所述初始函数参数生成模型作为所述已训练的所述函数参数生成模型;

[0016] 若所述训练误差大于或者等于所述预设误差阈值,则调整所述初始生成模型的模型参数,并返回执行所述将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数的步骤以及后续步骤。

[0017] 进一步地,样本函数参数的获取方法,具体包括:

[0018] 采集与所述样本生理信号波形同步的样本连续血压波形;

[0019] 通过N个高斯函数的线性叠加结果对所述样本连续血压波形进行拟合,得到拟合结果;其中,N为正整数;

[0020] 根据所述拟合结果计算所述N个高斯函数的样本函数参数。

[0021] 示例性的,上述N等于3,通过三个高斯函数的线性叠加结果得到的曲线来对连续血压波形进行拟合。

[0022] 应理解,一个高斯函数具有3个未知的函数参数,因此三个高斯函数共有9个未知的函数参数。

[0023] 进一步地,所述样本生理信号波形包括心电信号波形和/或脉搏信号波形;

[0024] 所述分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形,包括:

[0025] 检测所述样本生理信号波形的脉搏信号波形的波谷,提取所述脉搏信号波形中相邻两个波谷间的脉搏分段信号波形;

[0026] 检测所述样本生理信号波形的心电信号波形的R波,提取所述心电信号波形的相邻两个R波间的心电分段信号波形。

[0027] 在第一方面的一种可能的实现方式中,所述根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形,包括:

[0028] 将所述函数参数输入至高斯重构模型进行处理,得到所述高斯重构模型输出的目标曲线;

[0029] 将所述目标曲线确定为所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0030] 进一步地,上述高斯重构模型为:

$$[0031] \quad \text{curve}(t) = \sum_{i=1}^N a_i e^{-\left(\frac{t-b_i}{c_i}\right)^2};$$

[0032] 其中,curve(t)表示目标曲线;N为高斯函数的个数;{ai,bi,ci}为第i个高斯函数的参数。

[0033] 第二方面,本申请实施例提供了一种血压波形监测装置,包括:

[0034] 第一获取模块,用于获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;

[0035] 第二获取模块,用于将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数;

[0036] 重构模块,用于根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0037] 第三方面,本申请实施例提供了一种服务器,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,所述处理器执行所述计算机程序时实现如前述第一方面所述血压波形监测方法的步骤。

[0038] 第四方面,本申请实施例提供了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,所述计算机程序被处理器执行时实现如前述第一方面所述血压波形监测方法的步骤。

[0039] 第五方面,本申请实施例提供了一种计算机程序产品,当计算机程序产品在终端设备上运行时,使得终端设备执行上述第一方面中任一项所述的血压波形监测方法。

[0040] 可以理解的是,上述第二方面至第五方面的有益效果可以参见上述第一方面中的相关描述,在此不再赘述。

[0041] 本申请实施例与现有技术相比存在的有益效果是:通过获取采集到的生理信号波形,基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数,进而根据函数参数得到对应的连续血压波形,而不是逐拍的血压值监测,能够对被监测对象的血压波形进行连续监测,有助于监测被监测对象的血压状态,及时发现紧急医疗事件。

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是本申请一实施例提供的一种血压波形监测方法所适用于的应用场景的示意图;

[0044] 图2是本申请一实施例提供的一种血压波形监测方法的流程示意图;

[0045] 图3a是本申请一实施例提供的血压波形监测方法中获取的心电信号波形的曲线示意图;

[0046] 图3b是本申请一实施例提供的血压波形监测方法得到的与图3a中的心电信号波形对应的连续血压波形和采用基于动脉穿刺的有创方法精准测量得到的连续血压波形的曲线示意图;

[0047] 图4是本申请另一实施例提供的一种血压波形监测方法在一个应用场景下训练函数参数生成模型的流程图示意图;

[0048] 图5是本申请一实施例提供的血压波形监测方法中基于不同个数高斯函数进行血压波形拟合的效果示意图;

[0049] 图6是本申请一实施例提供的血压波形监测方法在一个应用场景下的函数参数波形生成模型的训练流程示意图;

[0050] 图7是本申请另一实施例提供血压波形监测方法S102的具体实现流程示意图;

[0051] 图8是本申请一实施例提供的血压波形监测装置的结构示意图;

[0052] 图9是本申请一实施例提供的服务器的结构示意图。

具体实施方式

[0053] 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。

[0054] 应当理解,当在本申请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。

[0055] 还应当理解,在本申请说明书和所附权利要求书中使用的术语“和/或”是指相关联列出的项中的一个或多个的任何组合以及所有可能组合,并且包括这些组合。

[0056] 如在本申请说明书和所附权利要求书中使用的那样,术语“如果”可以依据上下文被解释为“当...时”或“一旦”或“响应于确定”或“响应于检测到”。类似地,短语“如果确定”或“如果检测到[所描述条件或事件]”可以依据上下文被解释为意指“一旦确定”或“响应于确定”或“一旦检测到[所描述条件或事件]”或“响应于检测到[所描述条件或事件]”。

[0057] 另外,在本申请说明书和所附权利要求书的描述中,术语“第一”、“第二”、“第三”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0058] 在本申请说明书中描述的参考“一个实施例”或“一些实施例”等意味着在本申请的一个或多个实施例中包括结合该实施例描述的特定特征、结构或特点。由此,在本说明书中的不同之处出现的语句“在一个实施例中”、“在一些实施例中”、“在其他一些实施例中”、“在另外一些实施例中”等不是必然都参考相同的实施例,而是意味着“一个或多个但不是所有的实施例”,除非是以其他方式另外特别强调。术语“包括”、“包含”、“具有”及它们的变形都意味着“包括但不限于”,除非是以其他方式另外特别强调。

[0059] 本申请实施例提供的血压波形监测方法可以应用于手机、平板电脑、可穿戴设备、车载设备、增强现实(augmented reality,AR)/虚拟现实(virtual reality,VR)设备、笔记本电脑、超级移动个人计算机(ultra-mobile personal computer,UMPC)、上网本、个人数字助理(personal digital assistant,PDA)等终端设备上,本申请实施例对终端设备的具体类型不作任何限制。

[0060] 示例性的,上述终端设备可以是蜂窝电话、无绳电话、会话启动协议(Session Initiation Protocol,SIP)电话、无线本地环路(Wireless Local Loop,WLL)站、个人数字处理(Personal Digital Assistant,PDA)设备、具有无线通信功能的手持设备、计算设备或连接到无线调制解调器的其它处理设备、车载设备、车联网终端、电脑、膝上型计算机、手持式通信设备、手持式计算设备、卫星无线设备、无线调制解调器卡、电视机顶盒(set top box,STB)、用户驻地设备(customer premise equipment,CPE)和/或用于在无线系统上进行通信的其它设备以及下一代通信系统,例如,5G网络中的移动终端或者未来演进的公共陆地移动网络(Public Land Mobile Network,PLMN)网络中的移动终端等。

[0061] 在实际应用中,本申请实施例提供的血压波形监测方法应用于具有计算资源的服务器设备中,通过服务器设备对信号采集设备采集到的生理信号进行处理,进而得到对应的连续血压波形。上述服务器设备具备显示装置,显示装置只能够实时显示得到的连续血压波形,从而实现对被监测对象(例如心血管病人、重症监护病人)的连续血压波形监测。上

述血压波形监测方法还可以应用于云服务器,上述云服务器与采集生理信号波形的信号采集设备通过无线通信方式进行通信,以此来获取信号采集设备采集到的生理信号波形。上述云服务器还可以与显示设备进行通信,云服务器将重构得到的连续血压波形输出至显示设备进行显示。需要说明的是,上述信号采集设备可以为可穿戴设备。

[0062] 作为示例而非限定,当所述信号采集设备为可穿戴设备时,该可穿戴设备还可以是应用穿戴式技术对日常穿戴进行智能化设计、开发出可以穿戴的设备的总称,如眼镜、手套、手表、服饰及鞋等。可穿戴设备即直接穿在身上,或是整合到用户的衣服或配件的一种便携式设备。可穿戴设备不仅仅是一种硬件设备,更是通过软件支持以及数据交互、云端交互来实现强大的功能。广义穿戴式智能设备包括功能全、尺寸大、可不依赖智能手机实现完整或者部分的功能,如智能手表或智能眼镜等,以及只专注于某一类应用功能,需要和其它设备如智能手机配合使用,如各类进行体征监测的智能手环、智能首饰等。

[0063] 请参阅图1,如图1所示的一种血压波形监测方法所适用于的应用场景的示意图,包括信号采集设备10、服务器20以及显示设备30。服务器20可分别与信号采集设备10以及显示设备30进行通信。

[0064] 信号采集设备10用于实时采集被监测对象的生理信号波形,上述生理信号波形为体表可监测的生理信号波形,例如脉搏信号波形、心电信号波形等。需要说明的是,上述信号采集设备10可以是可穿戴设备,通过可穿戴设备采集体表可检测的生理信号,例如利用可穿戴设备在被监测对象的身体的多个部位进行测量,进而获取到该被监测对象的生理信号波形。

[0065] 服务器20获取信号采集设备10实时采集的生理信号波形,并对生理信号波形进行处理,得到生理信号波形对应的连续血压波形,具体的实现过程具体请参阅下面的实施例的相关描述。需要说明的是,上述生理信号波形可以是服务器20主动获取的,也可以是接收信号采集设备10发送的数据。

[0066] 服务器20在得到生理信号波形对应的连续血压波形后,可以将该连续血压波形传输至显示设备30进行显示。需要说明的是,上述显示设备30可以是具有显示功能的终端设备,例如移动终端、可携带计算设备、车载设备、电脑等。还需要说明的是,上述显示设备30和信号采集设备10可以是同一台终端设备。

[0067] 请参阅图2,本申请一实施例提供了一种血压波形监测方法,应用于服务器20,所述血压波形监测方法包括:

[0068] S101:获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到。

[0069] 具体地,上述生理信号波形可以是一路脉搏信号波形和与该脉搏信号波形同时采集到的一路心电信号波形。需要说明的是,上述生理信号波形还可以是两路同时采集的脉搏信号波形、单一路的脉搏信号波形或者单一路的压力脉搏波信号中的任意一项,在此不加以限制。

[0070] 可理解的是,只通过脉搏信号波形也能够反映出与其对应的血压波形的生理特征,因此无需采集心电信号波形。需要说明的是,心电信号波形和脉搏信号波形均能够反映出对应的血压波形的生理特征,因此可以利用体表可监测的脉搏信号波形和/或心电信号波形来获取对应的连续血压波形,实现连续血压波形监测,采集的生理信号波形可以只是

脉搏信号波形,也可以只是心电信号波形,还可以是同时采集到的脉搏信号波形和心电信号波形。

[0071] 具体地,在获取到生理信号波形后,对生理信号波形进行信号分段处理。在此,对于不同的生理信号波形,利用其波形特征对生理信号波形进行信号分段处理,进而得到每拍心跳/脉搏对应的分段信号波形。

[0072] 在本实施例中,所述生理信号波形包括一路脉搏信号波形和与该脉搏信号波形同时采集到的一路心电信号波形。

[0073] 可以理解的是,当生理信号波形包括心电信号波形以及脉搏信号波形时,在对心电信号波形以及脉搏信号波形分别进行分段处理后,并将分段处理后的分段心电信号波形和分段脉搏信号波形分别按时间先后顺序进行排序。其中,将同一时刻或相同时间段对应的分段心电信号波形和分段脉搏信号波形具有关联关系。

[0074] S102:将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数。

[0075] 具体地,上述函数参数生成模型是通过机器学习方法对生理信号波形与其对应的函数参数进行学习得到的神经网络模型,上述机器学习方法包括但不限于深度学习方法、多任务深度学习方法。

[0076] 在本实施例中,上述函数参数生成模型是通过多组训练数据训练得到的卷积神经网络模型,每组训练数据包括作为输入的样本生理信号波形和作为输出的样本函数参数。需要说明的是,此处的样本函数参数为对连续血压波形进行拟合得到的函数参数,所述连续血压波形与所述样本生理信号波形同步采集得到。

[0077] 还需要说明的是,本实施例可以通过多个高斯函数的线性叠加结果来拟合与样本生理信号波形对应的连续血压波形,此时得到的样本函数参数为多个高斯函数的函数参数。示例性的,通过N个高斯函数的线性叠加结果来拟合该连续血压波形,得到的是N个高斯函数的函数参数。还需要说明的是,每个高斯函数具有{a,b,c}这三个函数参数,因此函数参数生成模型输出的就是N组{a,b,c}函数参数。示例性的,上述N为3,则函数参数生成模型输出的是{a1,b1,c1}、{a2,b2,c2}、{a3,b3,c3}这9个函数参数。

[0078] 在此,上述服务器20在得到可穿戴设备传输过来的生理信号波形后,对该生理信号波形进行信号分段处理后,可直接将上述生理信号波形对应的分段信号波形输入到该已训练的函数参数生成模型中,通过该函数参数生成模型对该生理信号波形对应的分段信号波形进行特征提取和分析,进而输出与该生理信号波形对应的函数参数。

[0079] 在本实施例中,上述函数参数生成模型可以包括依次连接的卷积神经网络(Convolutional Neural Network,CNN)和长短期记忆网络(Long Short-Term Memory,LSTM)。其中,CNN用于确定生理信号波形的特征向量;LSTM用于基于生理信号波形的特征向量,确定生理信号波形对应的各个函数参数的概率。

[0080] 具体地,函数参数生成模型中的CNN先对输入的生理信号波形进行特征提取,得到生理信号波形的特征向量,再将生理信号波形的特征向量均输入至LSTM网络;LSTM网络基于上述生理信号波形的特征向量,确定生理信号波形对应的函数参数的概率,将概率最高的函数参数作为该生理信号波形对应的函数参数进行输出。需要说明的是,由于CNN和LSTM均为现有技术,因此这里不对其原理进行详述。

[0081] S103:根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0082] 具体地,服务器20根据上述函数参数生成模型输出的函数参数,通过高斯重构法或插值法进行波形重构,就能够得到与该生理信号波形对应的连续血压波形。

[0083] 在本实施例中,利用高斯重构法进行波形重构,在其他实施例中也可以采用其他重构法重构波形,此处不做限制。上述高斯重构法具体为:在确定了函数参数后,将函数参数输入至线性叠加的多个高斯函数中得到与该生理信号波形对应的连续血压波形的拟合高斯函数,通过绘制该拟合高斯函数的曲线,得到连续血压波形,即该连续血压波形即为该生理信号波形对应的连续血压波形,进而实现对被监测对象的连续血压波形监测。

[0084] 本实施例提供的血压波形监测方法通过获取采集到的生理信号波形,基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数,进而根据函数参数得到对应的连续血压波形,而不是逐拍的血压值监测,能够对被监测对象的血压波形进行连续监测,有助于监测被监测对象的血压状态,及时发现紧急医疗事件。且基于穿戴式设备等获取体表可监测信号的设备来获取生理信号能够有效地避免对被监测对象造成创伤。

[0085] 在一个实施例中,上述血压监测方法在S103之后,还包括以下步骤:

[0086] 根据所述连续血压波形获取舒张压的数值和/或收缩压的数值。

[0087] 具体地,为了便于分析被监测对象的血压情况,通过对S103得到的连续血压波形进行分析,进而得到被监测对象相关的舒张压的数值和/或收缩压的数值。通过舒张压的数值和/或收缩压的数值来判断被监测对象是否存在血压异常情况。需要说明的是,上述收缩压和舒张压均是血压的临床监测参数,其中,收缩压是当人的心脏收缩时,动脉内的压力上升,心脏收缩的中期,动脉内压力最高,此时血液对血管内壁的压力称为收缩压,亦称高压,即连续血压波形的波峰的数值即收缩压的数值。舒张压是当人的心脏舒张末期,血液暂时停止射入动脉,而已流入动脉的血液靠血管壁的弹力和张力作用,继续流动,对血管壁仍有压力,这时的血压称作舒张压,亦称低压,即连续血压波形的波谷的数值即舒张压的数值。

[0088] 为了说明本申请实施例能够高精度地跟踪监测被测对象的连续血压波形,本实施例通过对32个心律失常患者进行分析。如图3a所示,图3a示出了通过可穿戴设备采集得到的心电信号波形的曲线示意图,图3b示出了采用本实施例提供的血压波形监测方法得到的与该心电信号波形对应的连续血压波形与采用基于动脉穿刺的有创方法精准测量得到的连续血压波形。其中,图3b中L1为采用基于动脉穿刺的有创方法精准测量得到的连续血压波形,L2为采用本实施例提供的血压波形监测方法得到的连续血压波形。

[0089] 由图3b可知,采用本实施例提供的血压波形监测方法得到的连续血压波形能够无限接近采用基于动脉穿刺的有创方法精准测量得到的连续血压波形。此外,通过统计分析32位心律失常患者的连续血压波形的相关参数(血压波形、舒张压以及收缩压)的测量误差,统计得到的测量误差(平均误差±标准差)均在可接受范围内,也就是说明采用本实施例提供的血压波形监测方法能够有效地跟踪监测连续血压波形及收缩压/舒张压,上述统计得到的处理误差如表1所示。

[0090] 表1:

相关参数	系数	平均误差±标准差
血压波形	0.9371 (0.9368-0.9375)	-0.7821±10.9247

收缩压	0.9405 (0.9358-0.9448)	0.82±10.66
舒张压	0.8757 (0.8663-0.8845)	0.61±6.12

[0092] 本实施例提供的血压波形监测方法通过获取可穿戴设备采集到的生理信号波形,基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数,进而根据函数参数得到对应的连续血压波形,进一步得到被监测对象的舒张压数值和/或收缩压数值,实现了对血压波形和血压的临床监测参数的连续监测,有助于监测被监测对象的血压状态,及时发现紧急医疗事件,实现了低负荷高精度测量,且基于穿戴式设备等获取体表可监测信号的设备来获取生理信号能够有效地避免对被监测对象造成创伤。

[0093] 请参阅图4,图4示出了本申请另一实施例提供的一种血压波形监测方法中的函数参数生成模型的训练步骤的具体实现流程图。本实施例与上一实施例的不同之处在于,本实施例提供的一种血压波形监测方法中S102包含以下多个步骤,详述如下:

[0094] S201:获取多组训练数据,每组训练数据包括作为训练输入的样本生理信号波形和作为输出的样本函数参数;其中,所述样本函数参数为对连续血压波形进行拟合得到的函数参数,所述连续血压波形与所述样本生理信号波形同步采集得到。

[0095] 可理解的是,在训练函数参数生成模型之前,需要预先获取用于训练的多组训练数据,即可获取多个样本生理信号波形以及与该多个样本生理信号波形同步采集的样本连续血压波形。在本实施例中,上述多个样本生理信号波形可以包括3万拍以上的心电信号波形和3万拍以上的脉搏信号波形。在本实施例中,上述样本生理信号波形通过可穿戴设备进行采集后发送给服务器20,上述与样本生理信号波形同步采集的样本连续血压波形通过基于动脉穿刺的有创方法来获得。需要说明的是,上述样本生理信号波形和样本连续血压波形是同步采集得到的,在传输至服务器20时,基于采集的时间建立样本生理信号波形和样本血压波形的关联关系,使得样本生理信号波形与样本连续血压波形一一对应。

[0096] 具体地,在得到与样本生理信号波形同步采集到的样本连续血压波形后,利用高斯函数拟合的方法无线逼近该样本连续血压波形,进而得到该样本连续血压波形对应的拟合高斯函数,再利用定点采样的方法计算出该拟合高斯函数的样本函数参数,建立得到的样本函数参数与样本生理信号波形关联关系,即函数参数与生理信号波形一一对应。

[0097] 在一个实施例中,上述样本函数参数的获取方法,具体包括:

[0098] 采集与所述样本生理信号波形同步的样本连续血压波形;

[0099] 通过N个高斯函数的线性叠加结果对所述样本连续血压波形进行拟合,得到拟合结果;其中,N为正整数;

[0100] 根据所述拟合结果计算所述N个高斯函数的样本函数参数。

[0101] 具体地,通过多项高斯函数的线性叠加结果无线逼近样本连续血压波形,请参阅图5,图5示出了基于不同个数高斯函数进行血压波形拟合的效果,如图5所示,采用三个高斯函数的线性叠加结果就能够拟合出对应的样本连续血压波形,因此,在本实施例中,通过三个高斯函数的线性叠加结果来对样本连续血压波形进行拟合。需要说明的是,采用越多高斯函数进行叠加得到的拟合曲线越能无限接近该连续血压波形,然而采用的高斯函数的个数越多则计算量越大,因此,上述高斯函数的个数可以通过根据实际需求来进行设置。

[0102] S202:分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形。

[0103] 在此,为了提高上述函数参数生成模型的训练效果,在获取到样本生理信号波形后,分别对输入的样本生理信号波形进行信号分段处理。在此,对于不同的样本生理信号波形利用其波形特征对生理信号波形进行信号分段处理,进而得到每拍心跳/脉搏对应的分段信号波形。需要说明的是,只通过脉搏信号波形也能够反映出与其对应的样本连续血压波形的生理特征,因此无需采集心电信号波形。还需要说明的是,心电信号波形和脉搏信号波形均能够反映出对应的样本连续血压波形的生理特征,因此本实施例可以利用脉搏信号波形和/或心电信号波形作为样本生理信号波形,可以理解的是,采集样本生理信号波形时可以只采集脉搏信号波形,也可以只采集心电信号波形,还可以是同时采集到脉搏信号波形和心电信号波形。

[0104] 具体地,上述样本生理信号波形包括心电信号波形和/或脉搏信号波形。

[0105] 在一个实施例中,所述样本生理信号波形包括一路心电信号波形和同步采集到的一路脉搏信号波形。

[0106] 在一个实施例中,上述S202包括以下步骤:

[0107] 检测所述样本生理信号波形的脉搏信号波形的波谷,提取所述脉搏信号波形中相邻两个波谷间的脉搏分段信号波形;

[0108] 检测所述样本生理信号波形的心电信号波形的R波,提取所述心电信号波形的相邻两个R波间的心电分段信号波形。

[0109] 具体地,请参见图6,图6是本实施例在一个应用场景下的函数参数波形生成模型的训练流程,如图6所示,对于脉搏信号波形,通过监测该样本生理信号波形的脉搏信号波形的波谷,截取该脉搏信号波形中相邻两个波谷之间的脉搏分段信号波形,进而将脉搏信号波形进行分段。对于心电信号波形,通过监测该样本生理信号波形的心电信号波形的R波,截取该心电信号波形中相邻两个R波之间的心电分段信号波形,进而将心电信号波形进行分段。需要说明的是,心电信号波形的R波是指QRS波群中电压最高的波形,其最易辨认,因此将R波作为分段的位置,能够准确地截取出两个R波之间的信号波形。需要说明的是,上述样本生理信号波形中的脉搏信号波形和心电信号波形是同时采集得到的,并同步传输给到服务器,服务器在存储样本生理信号波形时,根据采集时间建立脉搏信号波形和心电信号波形的关联关系,在训练函数参数生成模型时,将关联的脉搏信号波形和心电信号波形同时输入到初始函数参数生成模型中进行处理。

[0110] S203:将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数。

[0111] 请一并参阅图6,将样本生理信号波形对应的分段信号波形输入到该初始函数参数生成模型中进行处理,通过机器学习方法,使得初始函数参数生成模型能够对应输出样本生理信号波形对应的预测函数参数。如图6所示,输出的预测函数参数是与样本生理信号波形对应的样本连续血压波形的拟合高斯函数的N组函数参数。

[0112] S204:根据所述样本生理信号波形各自对应预测函数参数和样本函数参数确定所述初始函数参数生成模型的训练误差。

[0113] S205:若所述训练误差小于预设误差阈值,则结束训练所述初始函数参数生成模型,并将所述初始函数参数生成模型作为所述已训练的函数参数生成模型。

[0114] S206:若所述训练误差大于或者等于所述预设误差阈值,则调整所述初始生成模

型的模型参数,并返回执行所述将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数的步骤以及后续步骤。

[0115] 对于上述S204至S206,可理解的是,在得到初始函数参数生成模型输出的预测函数参数后,利用样本函数参数来确定训练误差,例如,根据样本函数参数与对应的预测函数参数的相似性来确定上述训练误差,并可判断上述训练误差是否小于预设误差阈值,例如,可判断上述训练误差是否小于5%。需要说明的是,上述预设误差阈值可以在训练具体的函数参数生成模型时确定,例如可将该预设误差阈值确定为某一特定阈值,例如5%。

[0116] 当上述训练误差小于预设误差阈值,例如上述训练误差为3%时,则可确定该初始函数参数生成模型满足训练要求,输出的预测函数参数与样本函数参数之间的误差在可接受的误差范围,结束训练,即可将训练完成的初始函数参数生成模型确定为已训练的函数参数生成模型。而当训练误差大于或等于误差阈值,例如上述训练误差为9%时,则可调整该初始函数参数生成模型的模型参数,并将模型参数调整后的初始函数参数生成模型确定为新的初始函数参数生成模型,然后重新再进行训练数据的训练,以通过反复调整初始函数参数生成模型的模型参数,并进行多次训练数据的训练来使得后续训练得到的训练误差小于预设误差阈值。

[0117] 在本实施例中,通过训练初始函数参数生成模型,使得已训练的函数参数生成模型能够快速、准确地输出与生理信号波形对应的函数参数,能够有效地提高连续血压波形的测量准确度和速度,减少服务器系统的计算量,提高服务器系统的处理效率。

[0118] 请参阅图7,图7示出了本申请另一实施例提供的一种血压波形监测方法的S102的具体实现流程图。本实施例与上一实施例的不同之处在于,本实施例提供的一种血压波形监测方法中S102包含以下多个步骤,详述如下:

[0119] S301:将所述函数参数输入至高斯重构模型进行处理,得到所述高斯重构模型输出的目标曲线。

[0120] 具体地,由函数参数生成模型输出的函数参数即该生理信号波形对应的连续血压波形的拟合高斯函数的参数,利用MATLAB等软件就能够重构出该拟合高斯函数对应的高斯重构模型的目标曲线。该目标曲线即该生理信号波形对应的连续血压波形。

[0121] S302:将所述目标曲线确定为所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0122] 在一个实施例中,上述高斯重构模型为:

$$[0123] \quad \text{curve}(t) = \sum_{i=1}^N a_i e^{-\left(\frac{t-b_i}{c_i}\right)^2};$$

[0124] 其中,curve(t)表示目标曲线;N为高斯函数的个数; $\{a_i, b_i, c_i\}$ 为第i个高斯函数的参数。

[0125] 具体地,将上述函数参数生成模型输出的函数参数输入到上述高斯重构模型中进行处理,就能得到目标曲线的数学模型,并利用MATLAB等软件绘制出该目标曲线,就得到该生理信号波形对应的连续血压波形。

[0126] 在本实施例中,利用高斯重构模型来确定与生理信号波形对应的连续血压波形的目标曲线,实现了连续血压波形的高精准重建。

[0127] 对应于上文实施例所述的血压波形监测方法,图8示出了本申请实施例提供的血压波形监测装置的结构框图,为了便于说明,仅示出了与本申请实施例相关的部分。

[0128] 参照图8,该血压波形监测装置包括第一获取模块101、第二获取模块102以及重构模块103。

[0129] 第一获取模块101用于获取生理信号波形,并对所述生理信号波形进行信号分段处理,得到所述生理信号波形对应的分段信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到。

[0130] 第二获取模块102用于将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理,得到所述生理信号波形对应的函数参数。

[0131] 重构模块103用于根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0132] 可选地,上述函数参数生成模型通过训练模块训练得到,上述训练包括训练数据获取单元、信号分段单元、输入单元、误差单元以及判断单元。

[0133] 上述训练数据获取单元用于获取多组训练数据,每组训练数据包括作为训练输入的样本生理信号波形和作为输出的样本函数参数;其中,所述样本函数参数为对连续血压波形进行拟合得到的函数参数,所述连续血压波形与所述样本生理信号波形同步采集得到;

[0134] 上述信号分段单元用于分别对所述样本生理信号波形进行信号分段处理,得到所述样本生理信号波形对应的分段信号波形;

[0135] 上述输入单元用于将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数;

[0136] 上述误差单元用于根据所述样本生理信号波形各自对应的预测函数参数和样本函数参数确定所述初始函数参数生成模型的训练误差;

[0137] 上述判断单元用于若所述训练误差小于预设误差阈值,则结束训练所述初始函数参数生成模型,并将所述初始函数参数生成模型作为所述已训练的函数参数生成模型;若所述训练误差大于或者等于所述预设误差阈值,则调整所述初始生成模型的模型参数,并返回执行所述将所述样本生理信号波形对应的分段信号波形输入至初始函数参数生成模型进行处理,得到所述样本生理信号波形对应的预测函数参数的步骤以及后续步骤。

[0138] 可选地,上述训练数据获取单元包括采集单元、拟合单元以及计算单元。

[0139] 上述采集单元用于采集与所述样本生理信号波形同步的样本连续血压波形;

[0140] 拟合单元用于通过N个高斯函数的线性叠加结果对所述样本连续血压波形进行拟合;其中,N为正整数;

[0141] 计算单元用于根据拟合结果计算所述N个高斯函数的样本函数参数。

[0142] 可选地,上述样本生理信号波形包括心电信号波形和脉搏信号波形;

[0143] 上述信号分段单元包括第一提取单元和第二提取单元。

[0144] 上述第一提取单元用于检测所述样本生理信号波形的脉搏信号波形的波谷,提取所述脉搏信号波形中相邻两个波谷间的脉搏分段信号波形;

[0145] 上述第二提取单元用于检测所述样本生理信号波形的心电信号波形的R波,提取所述心电信号波形的相邻两个R波间的心电分段信号波形。

[0146] 可选地,上述重构模块103包括目标曲线输出单元和确定单元。

[0147] 上述目标曲线输出单元用于将所述函数参数输入至高斯重构模型进行处理,得到所述高斯重构模型输出的目标曲线;

[0148] 上述确定单元用于将所述目标曲线确定为所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0149] 在本实施例中,上述高斯重构模型为:

$$[0150] \quad \text{curve}(t) = \sum_{i=1}^N a_i e^{-\left(\frac{t-b_i}{c_i}\right)^2};$$

[0151] 其中,curve(t)表示目标曲线;N为高斯函数的个数; $\{a_i, b_i, c_i\}$ 为第i个高斯函数的参数。

[0152] 需要说明的是,上述装置/单元之间的信息交互、执行过程等内容,由于与本申请方法实施例基于同一构思,其具体功能及带来的技术效果,具体可参见方法实施例部分,此处不再赘述。

[0153] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中,上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0154] 因此,本实施例提供的血压波形监测装置同样能够通过获取采集到的生理信号波形,基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数,进而根据函数参数得到对应的连续血压波形,实现了对血压波形的连续监测。

[0155] 图9为本申请一实施例提供的服务器的结构示意图。如图9所示,该实施例的服务器9包括:至少一个处理器90(图9中仅示出一个)处理器、存储器91以及存储在所述存储器91中并可在所述至少一个处理器90上运行的计算机程序92,所述处理器90执行所述计算机程序92时实现上述任意各个血压波形监测方法实施例中的步骤。

[0156] 所述服务器9可以是桌上型计算机、笔记本、掌上电脑及云端服务器等计算设备。该服务器可包括,但不仅限于,处理器90、存储器91。本领域技术人员可以理解,图9仅仅是服务器9的举例,并不构成对服务器9的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如还可以包括输入输出设备、网络接入设备等。

[0157] 所称处理器90可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),该处理器90还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0158] 所述存储器91在一些实施例中可以是所述服务器9的内部存储单元,例如服务器9的硬盘或内存。所述存储器91在另一些实施例中也可以是所述服务器9的外部存储设备,例如所述服务器9上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器91还可以既包括所述服务器9的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器91用于存储操作系统、应用程序、引导装载程序(Boot Loader)、数据以及其他程序等,例如所述计算机程序的程序代码等。所述存储器91还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0159] 示例性的,所述计算机程序92可以被分割成一个或多个单元,所述一个或者多个单元被存储在所述存储器91中,并由所述处理器90执行,以完成本申请。所述一个或多个单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序92在所述服务器9中的执行过程。例如,所述计算机程序92可以被分割成第一获取模块、第二获取模块以及重构模块,各单元具体功能如下:

[0160] 第一获取模块,用于获取生理信号波形;所述生理信号波形由信号采集设备采集得到;

[0161] 第二获取模块,用于将所述生理信号波形输入至已训练的函数参数生成模型中,获取所述函数参数生成模型输出的函数参数;

[0162] 重构模块,用于根据所述函数参数进行波形重构,得到所述生理信号波形对应的连续血压波形。

[0163] 本申请实施例还提供了一种网络设备,该网络设备包括:至少一个处理器、存储器以及存储在所述存储器中并可在所述至少一个处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现上述任意各个方法实施例中的步骤。

[0164] 本申请实施例还提供了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,所述计算机程序被处理器执行时实现可实现上述各个方法实施例中的步骤。

[0165] 本申请实施例提供了一种计算机程序产品,当计算机程序产品在移动终端上运行时,使得移动终端执行时实现可实现上述各个方法实施例中的步骤。

[0166] 所述集成的单元如果以软件功能单元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存储介质中。基于这样的理解,本申请实现上述实施例方法中的全部或部分流程,可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质至少可以包括:能够将计算机程序代码携带到拍照装置/服务器的任何实体或装置、记录介质、计算机存储器、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质。例如U盘、移动硬盘、磁碟或者光盘等。在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不可以是电载波信号和电信信号。

[0167] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0168] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0169] 在本申请所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/网络设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/网络设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0170] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0171] 以上所述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,均应包含在本申请的保护范围之内。

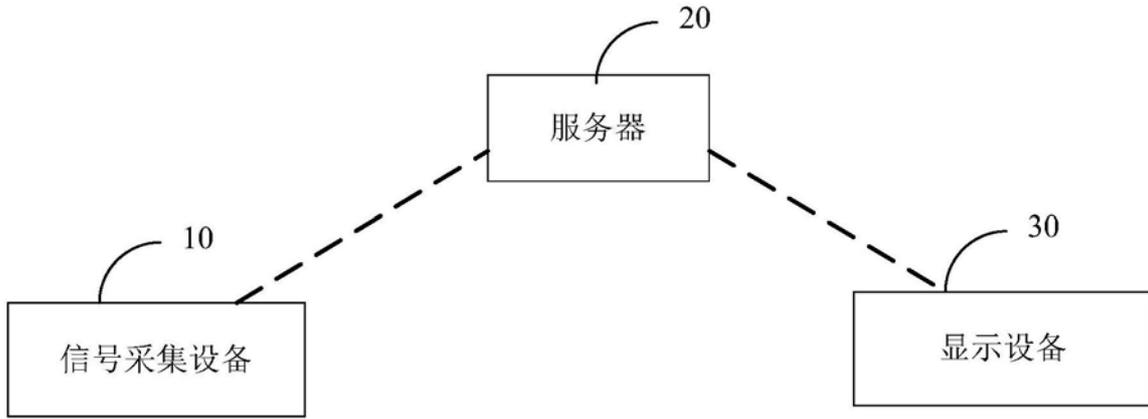


图1

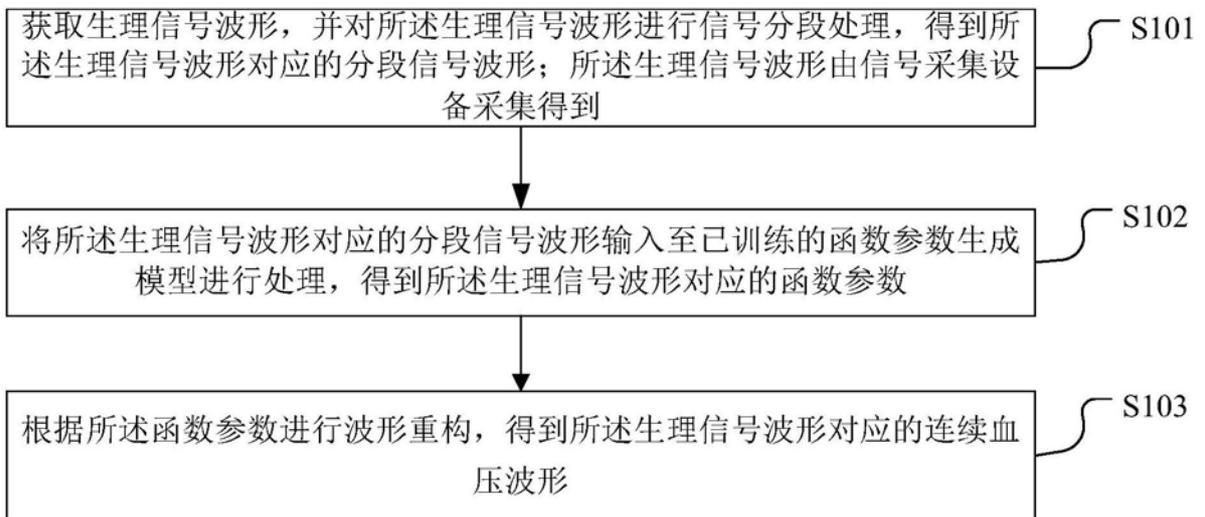


图2

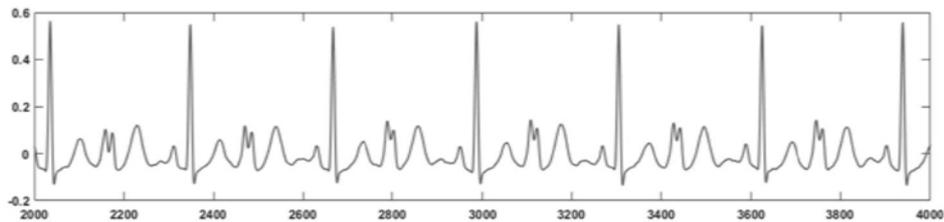


图3a

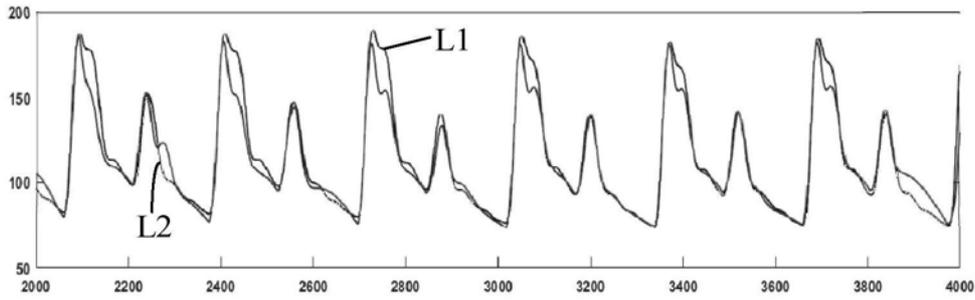


图3b

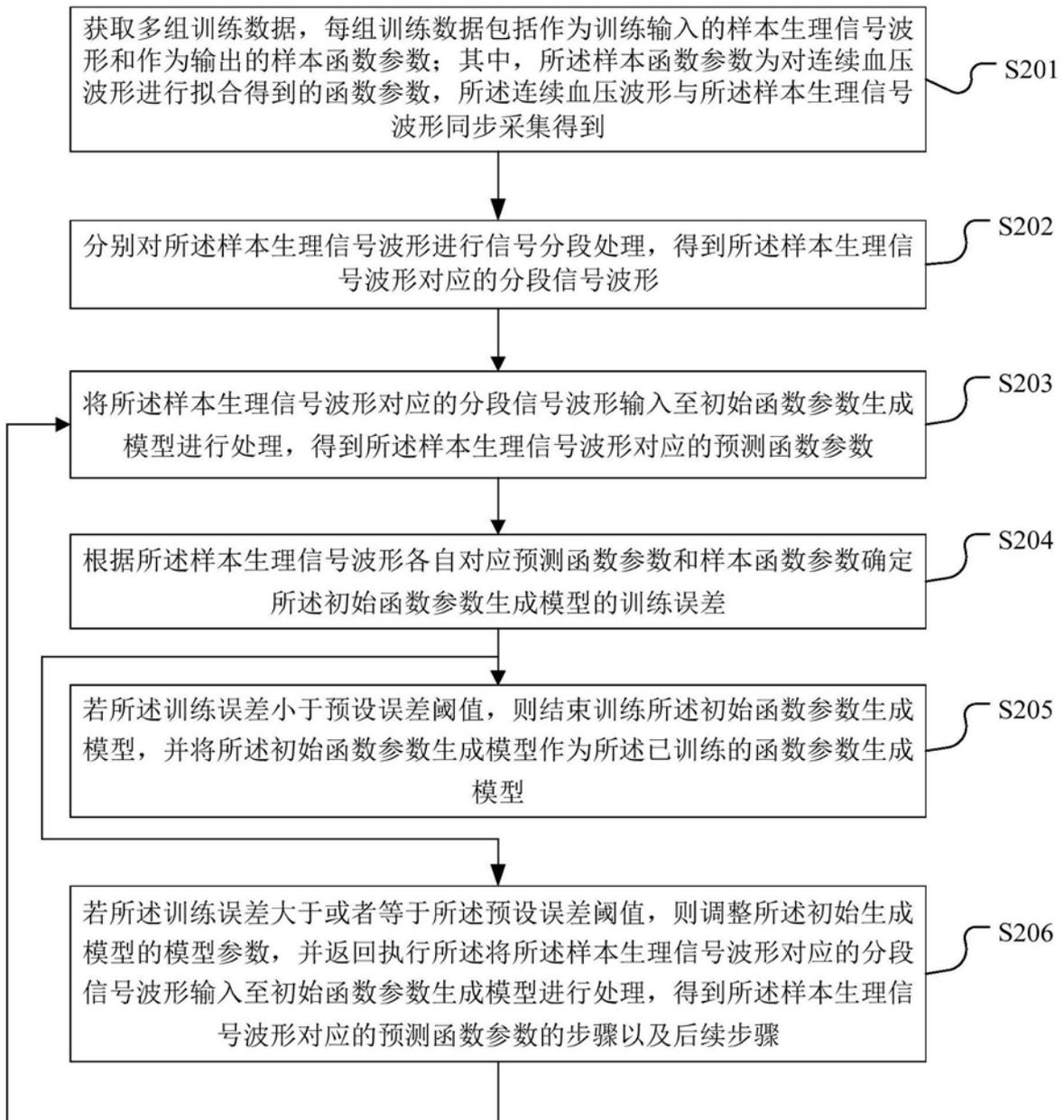


图4

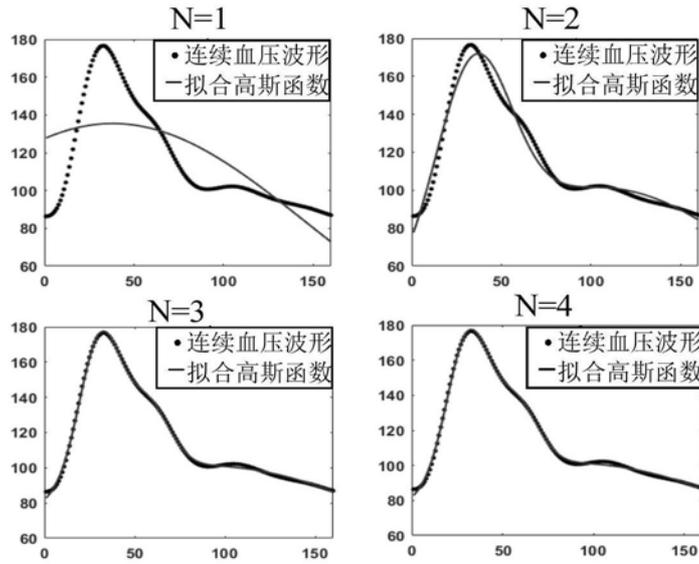


图5

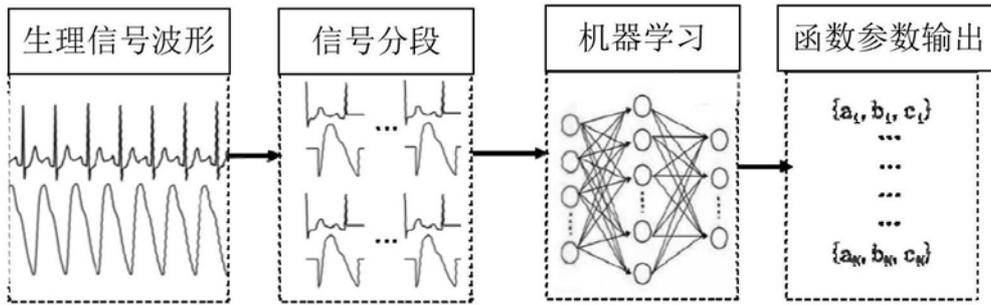


图6

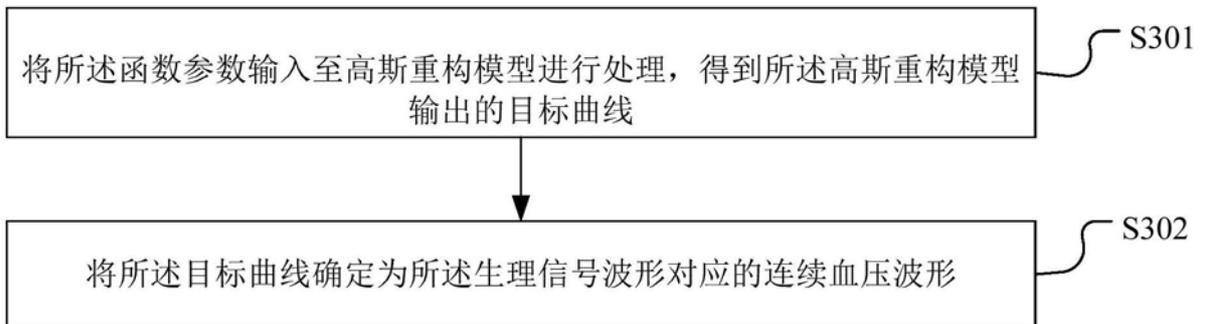


图7

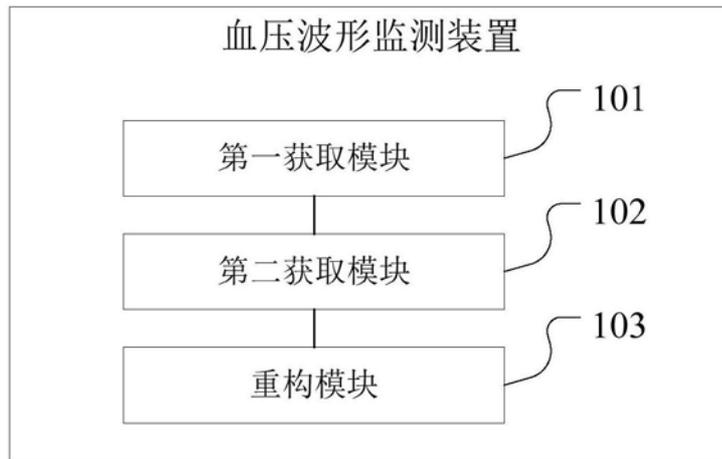


图8

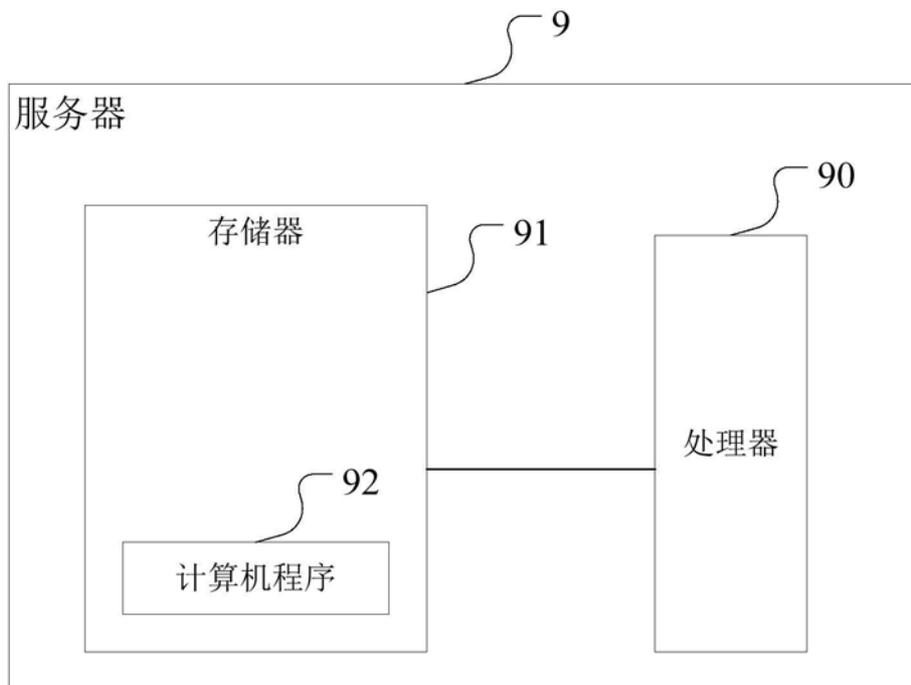


图9

专利名称(译)	一种血压波形监测方法及装置		
公开(公告)号	CN110755059A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201910963467.9	申请日	2019-10-11
[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	苗芬 李焯 刘增丁 闻博		
发明人	苗芬 李焯 刘增丁 闻博		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/02 A61B5/0456 A61B5/00 G06K9/00 G06N3/04 G06N3/08 G06T11/20		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/0456 A61B5/7235 G06K9/0055 G06N3/0445 G06N3/0454 G06N3/08 G06T11/203		
代理人(译)	李娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请适用于医学测量技术领域，提供了一种血压波形监测方法，包括：获取生理信号波形，并对生理信号波形进行信号分段处理，得到所述生理信号波形对应的分段信号波形；所述生理信号波形由信号采集设备采集得到；将所述生理信号波形对应的分段信号波形输入至已训练的函数参数生成模型进行处理，得到所述生理信号波形对应的函数参数；根据所述函数参数进行波形重构，得到所述生理信号波形对应的连续血压波形，通过获取采集到的生理信号波形，基于已训练的函数参数生成模型得到与该生理信号波形对应的函数参数，进而根据函数参数重构出对应的连续血压波形，实现了对血压波形的连续监测。

