



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620198 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201910131193.7

(22)申请日 2019.02.21

(71)申请人 天津惊帆科技有限公司

地址 300450 天津市南开区滨海高新区华
苑产业区开华道20号智慧山南塔1701

(72)发明人 张进东 丁立明 崔久莉

(74)专利代理机构 北京挺立专利事务所(普通
合伙) 11265

代理人 赵振

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

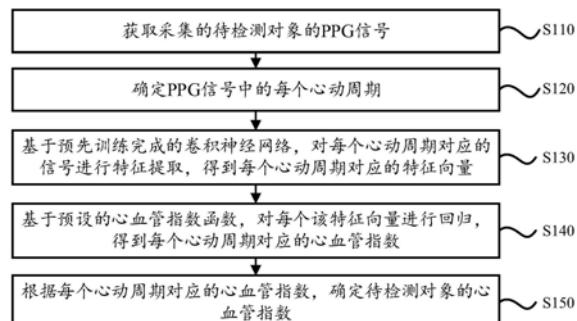
权利要求书3页 说明书19页 附图4页

(54)发明名称

心血管指数检测、模型训练方法及装置

(57)摘要

本发明实施例公开一种心血管指数检测、模
型训练方法及装置。该方法包括：获取采集的待
检测对象的光电容积脉搏波PPG信号；确定PPG信
号中的每个心动周期，基于预先训练完成的卷积
神经网络CNN，对每个心动周期对应的信号进行
特征提取，得到每个心动周期的特征向量；基于预
设的心血管指数函数，对每个特征向量进行回
归，得到每个心动周期对应的心血管指数；根据
每个心动周期对应的心血管指数，确定待检测对
象的心血管指数；其中，CNN为采用样本心动周期
和对应的标准心血管指数训练得到，心血管指数
用于指示心血管健康状况。应用本发明实施例提
供的方案，能够提高心血管指数检测的准确性。



1. 一种心血管指数检测方法,其特征在于,包括:

获取采集的待检测对象的光电容积脉搏波PPG信号;所述PPG信号包括至少一个心动周期;

确定所述PPG信号中的每个心动周期;

基于预先训练完成的卷积神经网络CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;其中,所述CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到;

基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;其中,所述心血管指数用于指示心血管健康状况;

根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述CNN中的网络参数为采用以下方式训练得到:

获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;其中,所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;

将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;

当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行所述根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取的步骤;

当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述网络参数训练完成。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述心动周期中的每个采样点包括:幅度参量和时间参量;

在所述基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期进行特征提取的步骤之前,还包括:

针对每个心动周期,根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化,得到一次归一化的每个心动周期;

针对所述一次归一化的每个心动周期,以所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量作为中间点,根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量,按照不同的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化,得到二次归一化的每个心动周期;

所述基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期进行特征提取的步骤,包括:

基于预先训练完成的CNN,对每个所述二次归一化后的心动周期进行特征提取,得到每个心动周期特征向量。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化的步骤,包括:

根据以下幅度归一化公式,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化:

$$X = X_0 * (N_X / X_p)$$

其中,所述X₀为所述心动周期中任意一个采样点的幅度参量,所述X为所述X₀归一化后的幅度参量,所述X_p为所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量,所述N_X为预设的主波波峰采样点的标准幅度参量。

5. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量,按照不同的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化的步骤,包括:

根据以下的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化:

$$T = T_0 * T_p / (T_2 - T_1), T_1 \leq T_0 < T_2$$

$$T = T_p + (T_0 - T_2) * (T_W - T_p) / (T_3 - T_2), T_2 \leq T_0 \leq T_3$$

其中,所述T₀为所述心动周期中任意一个采样点的时间参量,所述T为所述T₀归一化后的时间参量,所述T_W为预设的心动周期总时间参量,所述T_p为预设的主波波峰采样点的标准时间参量,所述T₁和T₃分别为所述心动周期的起点和终点的时间参量,所述T₂为所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量。

6. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,所述心血管指数包括以下指数中的至少一个:动脉硬度指数、反射指数和老化指数;

其中,所述动脉硬度指数SI对应的心血管指数函数包括:SI = h/T_x;其中,所述h为所述待检测对象的身高,所述T_x为所述PPG信号的心动周期中主波波峰采样点与反射波波峰采样点之间的相对时间参量;

所述反射指数RI对应的心血管指数函数包括:RI = h₁/H;其中,所述h₁为所述反射波波峰采样点的幅度参量,所述H为主波波峰采样点的幅度参量;

所述老化指数AI对应的心血管指数函数包括:AI = b/a;其中,所述a为所述心动周期的二阶导数中最大的波峰幅度,所述b为所述心动周期的二阶导数中次最大的波峰幅度。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,所述PPG信号分别包括左肢体PPG信号和右肢体PPG信号;

所述确定所述PPG信号中的每个心动周期;基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数的步骤,包括:

确定所述左肢体PPG信号中的每个左心动周期,确定所述右肢体PPG信号中的每个右心动周期;

基于预先训练完成的CNN,对每个所述左心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述左心动周期的第一特征向量,对每个所述右心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述右心动周期的第二特征向量;

基于预设的心血管指数函数,对每个所述第一特征向量进行回归,得到每个所述左心动周期对应的心血管指数,对每个所述第二特征向量进行回归,得到每个所述右心动周期对应的心血管指数;

根据每个所述左心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的第一心血管指数,根据每个所述右心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的第二心血管指数;所述方法还包括:

基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数。

8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,所述基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数的步骤,包括:

根据以下公式,确定所述待检测对象的心血管健康指数:

$$\cos \theta = \frac{\vec{X1} \cdot \vec{X2}}{\|X1\| \cdot \|X2\|}$$

其中,X1=(SI^L,RI^L,AI^L),X2=(SI^R,RI^R,AI^R),所述SI^L,RI^L,AI^L分别为第一心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数,所述SI^R,RI^R,AI^R分别为第二心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数。

9. 一种心血管指数检测模型训练方法,其特征在于,包括:

获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;

将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;

当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行所述根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取的步骤;

当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述心血管指数检测模型训练完成。

10. 一种心血管指数检测装置,其特征在于,包括:

信号获取模块,被配置为获取采集的待检测对象的PPG信号;其中,所述PPG信号包括至少一个心动周期;

周期确定模块,被配置为确定所述PPG信号中的每个心动周期;

特征提取模块,被配置为基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;其中,所述CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到;

参数回归模块,被配置为基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;其中,所述心血管指数用于指示心血管健康状况;

指数确定模块,被配置为根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数。

心血管指数检测、模型训练方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及智能医疗技术领域,具体而言,涉及一种心血管指数检测、模型训练方法及装置。

背景技术

[0002] 我国人群中心脑血管发病率及其导致的死亡率很高,心脑血管疾病已经成为世界上死亡率最高的疾病之一。在心脑血管病中动脉硬化占主要部分,因此监测和预防动脉硬化具有非常重要的意义。

[0003] 脉搏波中蕴含了丰富的生理病理信息,如果能够对脉搏波中的信息进行充分的挖掘,可以探索脉搏波信息与心血管生理病理之间的联系,从而建立一套基于脉搏波的无创心血管指数参数的监测。心血管指数能够指示待检测对象的心血管健康状况。

[0004] 随着光电容积脉搏波(Photoplethysmography,PPG)信号采集设备的研发和推广,PPG采集模块逐渐进入日常家庭。目前市面出现的设备以及搭配的算法,通常是检测PPG信号中的特征点,将检测的特征点与预设的健康PPG信号中的特征点进行匹配,根据匹配结果确定待检测对象的心血管指数。但是这种检测方法过于单一,针对千差万别的用户的心血管状况,仅凭借预设的健康PPG信号中的特征点的匹配,得到的心血管指数准确性较差。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种心血管指数检测、模型训练方法及装置,以提高心血管指数检测的准确性。具体的技术方案如下。

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种心血管指数检测方法,包括:

[0007] 获取采集的待检测对象的光电容积脉搏波PPG信号;所述PPG信号包括至少一个心动周期;

[0008] 确定所述PPG信号中的每个心动周期;

[0009] 基于预先训练完成的卷积神经网络CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;其中,所述CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到;

[0010] 基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;其中,所述心血管指数用于指示心血管健康状况;

[0011] 根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数。

[0012] 可选的,所述CNN中的网络参数为采用以下方式训练得到:

[0013] 获取样本心动周期和对应的标准心血管指数;其中,所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

[0014] 根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

[0015] 基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动

周期对应的参考心血管指数；

- [0016] 将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对，得到差异参量；
- [0017] 当所述差异参量大于预设参量阈值时，根据所述差异参量对所述网络参数进行修正，返回执行所述根据网络参数，对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取的步骤；
- [0018] 当所述差异参量小于预设参量阈值时，确定所述网络参数训练完成。
- [0019] 可选的，所述心动周期中的每个采样点包括：幅度参量和时间参量；
- [0020] 在所述基于预先训练完成的CNN，对每个所述心动周期进行特征提取的步骤之前，还包括：
 - [0021] 针对每个心动周期，根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量，对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化，得到一次归一化后的每个心动周期；
 - [0022] 针对所述一次归一化后的每个心动周期，以所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量作为中间点，根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量，按照不同的时间归一化公式，分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化，得到二次归一化后的每个心动周期；
 - [0023] 所述基于预先训练完成的CNN，对每个所述心动周期进行特征提取的步骤，包括：
 - [0024] 基于预先训练完成的CNN，对每个所述二次归一化后的心动周期进行特征提取。
 - [0025] 可选的，所述根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量，对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化的步骤，包括：
 - [0026] 根据以下幅度归一化公式，对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化： $X = X_0 * (N_X / X_p)$
 - [0027] 其中，所述 X_0 为所述心动周期中任意一个采样点的幅度参量，所述 X 为所述 X_0 归一化后的幅度参量，所述 X_p 为所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量，所述 N_X 为预设的主波波峰采样点的标准幅度参量。
 - [0028] 可选的，所述根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量，按照不同的时间归一化公式，分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化的步骤，包括：
 - [0029] 根据以下的时间归一化公式，分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化：
 - [0030] $T = T_0 * T_p / (T_2 - T_1)$, $T_1 \leq T_0 < T_2$
 - [0031] $T = T_p + (T_0 - T_2) * (T_W - T_p) / (T_3 - T_2)$, $T_2 \leq T_0 \leq T_3$
 - [0032] 其中，所述 T_0 为所述心动周期中任意一个采样点的时间参量，所述 T 为所述 T_0 归一化后的时间参量，所述 T_W 为预设的心动周期总时间参量，所述 T_p 为预设的主波波峰采样点的标准时间参量，所述 T_1 和 T_3 分别为所述心动周期的起点和终点的时间参量，所述 T_2 为所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量。
 - [0033] 可选的，所述心血管指数包括以下指数中的至少一个：动脉硬度指数、反射指数和老化指数；
 - [0034] 其中，所述动脉硬度指数SI对应的心血管指数函数包括： $SI = h / T_x$; 其中，所述 h 为

所述待检测对象的身高,所述Tx为所述PPG信号的心动周期中主波波峰采样点与反射波波峰采样点之间的相对时间参量;

[0035] 所述反射指数RI对应的心血管指数函数包括: $RI = h1/H$;其中,所述h1为所述反射波波峰采样点的幅度参量,所述H为主波波峰采样点的幅度参量;

[0036] 所述老化指数AI对应的心血管指数函数包括: $AI = b/a$;其中,所述a为所述心动周期的二阶导数中最大的波峰幅度,所述b为所述心动周期的二阶导数中次最大的波峰幅度。

[0037] 可选的,所述PPG信号分别包括左肢体PPG信号和右肢体PPG信号;

[0038] 所述确定所述PPG信号中的每个心动周期;基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数的步骤,包括:

[0039] 确定所述左肢体PPG信号中的每个左心动周期,确定所述右肢体PPG信号中的每个右心动周期;

[0040] 基于预先训练完成的CNN,对每个所述左心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述左心动周期的第一特征向量,对每个所述右心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述右心动周期的第二特征向量;

[0041] 基于预设的心血管指数函数,对每个所述第一特征向量进行回归,得到每个所述左心动周期对应的心血管指数,对每个所述第二特征向量进行回归,得到每个所述右心动周期对应的心血管指数;

[0042] 根据每个所述左心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的第一心血管指数,根据每个所述右心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的第二心血管指数;

[0043] 所述方法还包括:

[0044] 基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数。

[0045] 可选的,所述基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数的步骤,包括:

[0046] 根据以下公式,确定所述待检测对象的心血管健康指数:

$$[0047] \cos \theta = \frac{\vec{X1} \cdot \vec{X2}}{\|X1\| \cdot \|X2\|}$$

[0048] 其中, $X1 = (SI^L, RI^L, AI^L)$, $X2 = (SI^R, RI^R, AI^R)$,所述 SI^L, RI^L, AI^L 分别为第一心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数,所述 SI^R, RI^R, AI^R 分别为第二心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数。

[0049] 可选的,所述确定所述PPG信号中的每个心动周期的步骤,包括:

[0050] 按照预设的采样频率对所述PPG信号进行采样,得到采样后的PPG信号;

[0051] 基于采样后的PPG信号确定每个心动周期。

[0052] 可选的,所述基于采样后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,包括:

[0053] 采用带通滤波器,对采样后的PPG信号进行降噪;

- [0054] 基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期。
- [0055] 可选的,所述基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,包括:
- [0056] 采用时域算法求取降噪后的PPG信号的梯度;
- [0057] 基于启发式准则对所述梯度中的波峰和波谷进行分析,得到每个心动周期的起点和终点。
- [0058] 可选的,所述基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归的步骤,包括:
- [0059] 针对每个所述特征向量,对所述特征向量进行回归,得到所述心血管指数函数中的参量;将所述参量代入所述心血管指数函数,得到所述特征向量对应的心动周期的心血管指数。
- [0060] 第二方面,本发明实施例提供了一种心血管指数检测模型训练方法,包括:
- [0061] 获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;
- [0062] 根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;
- [0063] 基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;
- [0064] 将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;
- [0065] 当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行所述根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取的步骤;
- [0066] 当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述心血管指数检测模型训练完成。
- [0067] 第三方面,本发明实施例提供了一种心血管指数检测装置,包括:
- [0068] 信号获取模块,被配置为获取采集的待检测对象的PPG信号;其中,所述PPG信号包括至少一个心动周期;
- [0069] 周期确定模块,被配置为确定所述PPG信号中的每个心动周期;
- [0070] 特征提取模块,被配置为基于预先训练完成的CNN,对每个所述心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述心动周期的特征向量;其中,所述CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到;
- [0071] 参数回归模块,被配置为基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个所述心动周期对应的心血管指数;其中,所述心血管指数用于指示心血管健康状况;
- [0072] 指数确定模块,被配置为根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数。
- [0073] 可选的,所述装置还包括:参数训练模块;所述参数训练模块,被配置为采用以下操作训练得到所述CNN中的网络参数:
- [0074] 获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;其中,所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;
- [0075] 根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

- [0076] 基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;
- [0077] 将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;
- [0078] 当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行所述根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取的步骤;
- [0079] 当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述网络参数训练完成。
- [0080] 可选的,所述心动周期中的每个采样点包括:幅度参量和时间参量;
- [0081] 在所述特征提取模块之前,还包括:
- [0082] 第一归一化模块,被配置为针对每个心动周期,根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化,得到一次归一化后的每个心动周期;
- [0083] 第二归一化模块,被配置为针对所述一次归一化后的每个心动周期,以所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量作为中间点,根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量,按照不同的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化,得到二次归一化后的每个心动周期;
- [0084] 所述特征提取模块,具体被配置为:
- [0085] 基于预先训练完成的CNN,对每个所述二次归一化后的心动周期进行特征提取。
- [0086] 可选的,所述第一归一化模块,具体被配置为:
- [0087] 根据以下幅度归一化公式,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化:
- [0088] $X = X_0 * (N_X / X_p)$
- [0089] 其中,所述 X_0 为所述心动周期中任意一个采样点的幅度参量,所述 X 为所述 X_0 归一化后的幅度参量,所述 X_p 为所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量,所述 N_X 为预设的主波波峰采样点的标准幅度参量。
- [0090] 可选的,所述第二归一化模块,被配置为:
- [0091] 根据以下的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化:
- [0092] $T = T_0 * T_p / (T_2 - T_1), T_1 \leq T_0 < T_2$
- [0093] $T = T_p + (T_0 - T_2) * (T_W - T_p) / (T_3 - T_2), T_2 \leq T_0 \leq T_3$
- [0094] 其中,所述 T_0 为所述心动周期中任意一个采样点的时间参量,所述 T 为所述 T_0 归一化后的时间参量,所述 T_W 为预设的心动周期总时间参量,所述 T_p 为预设的主波波峰采样点的标准时间参量,所述 T_1 和 T_3 分别为所述心动周期的起点和终点的时间参量,所述 T_2 为所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量。
- [0095] 可选的,所述心血管指数包括以下指数中的至少一个:动脉硬度指数、反射指数和老化指数;
- [0096] 其中,所述动脉硬度指数SI对应的心血管指数函数包括: $SI = h / T_x$;其中,所述 h 为所述待检测对象的身高,所述 T_x 为所述PPG信号的心动周期中主波波峰采样点与反射波波峰采样点之间的相对时间参量;
- [0097] 所述反射指数RI对应的心血管指数函数包括: $RI = h_1 / H$;其中,所述 h_1 为所述反射

波波峰采样点的幅度参量,所述H为主波波峰采样点的幅度参量;

[0098] 所述老化指数AI对应的心血管指数函数包括: $AI = b/a$;其中,所述a为所述心动周期的二阶导数中最大的波峰幅度,所述b为所述心动周期的二阶导数中次最大的波峰幅度。

[0099] 可选的,所述PPG信号分别包括左肢体PPG信号和右肢体PPG信号;

[0100] 所述周期确定模块,具体被配置为:确定所述左肢体PPG信号中的每个左心动周期,确定所述右肢体PPG信号中的每个右心动周期;

[0101] 所述特征提取模块,具体被配置为:

[0102] 基于预先训练完成的CNN,对每个所述左心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个所述左心动周期的第一特征向量,对所述右心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述右心动周期的第二特征向量;

[0103] 所述参数回归模块,具体被配置为:

[0104] 基于预设的心血管指数函数,对每个第一特征向量进行回归,得到每个左心动周期对应的心血管指数;基于预设的心血管指数函数,对每个第二特征向量进行回归,得到每个右心动周期对应的心血管指数;

[0105] 指数确定模块,具体被配置为:根据每个左心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第一心血管指数,根据每个右心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第二心血管指数;

[0106] 所述装置还包括:健康确定模块;所述健康确定模块被配置为:基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数。

[0107] 可选的,所述健康确定模块,具体被配置为根据以下公式,确定所述待检测对象的

$$\text{心血管健康指数: } \cos \theta = \frac{\vec{X1} \cdot \vec{X2}}{\|X1\| \cdot \|X2\|}$$

[0108] 其中, $X1 = (SI^L, RI^L, AI^L)$, $X2 = (SI^R, RI^R, AI^R)$,所述 SI^L, RI^L, AI^L 分别为第一心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数,所述 SI^R, RI^R, AI^R 分别为第二心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数。

[0109] 可选的,所述周期确定模块,被配置为:

[0110] 按照预设的采样频率对所述PPG信号进行采样,得到采样后的PPG信号;

[0111] 基于采样后的PPG信号确定每个心动周期。

[0112] 可选的,所述周期确定模块,基于采样后的PPG信号确定每个心动周期时,包括:

[0113] 采用带通滤波器,对采样后的PPG信号进行降噪;基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期。

[0114] 可选的,所述周期确定模块,基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,包括:

[0115] 采用时域算法求取降噪后的PPG信号的梯度;基于启发式准则对所述梯度中的波峰和波谷进行分析,得到每个心动周期的起点和终点。

[0116] 可选的,所述参数回归模块,被配置为:

[0117] 针对每个所述特征向量,对所述特征向量进行回归,得到所述心血管指数函数中的参量;将所述参量代入所述心血管指数函数,得到所述特征向量对应的心动周期的心血

管指数。

[0118] 第四方面,本发明实施例提供了一种心血管指数检测模型训练装置,包括:

[0119] 样本获取模块,被配置为获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;其中,所述样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

[0120] 样本提取模块,被配置为根据网络参数,对所述样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

[0121] 样本回归模块,被配置为基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;

[0122] 标准比对模块,被配置为将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;

[0123] 参数修正模块,被配置为当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行所述样本提取模块;当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述心血管指数检测模型训练完成。

[0124] 由上述内容可知,本发明实施例提供的心血管指数检测、模型训练方法及装置,可以基于预先训练完成的卷积神经网络对PPG信号中的心动周期对应的信号进行特征提取,并基于心血管指数函数,对提取得到的特征向量进行回归,得到每个心动周期对应的心血管指数。卷积神经网络是采用大量样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到,学习大量PPG信号中的特征,使得卷积神经网络能够提取得到心动周期更准确的特征向量,并通过回归得到每个心动周期更准确的心血管指数,进而能够确定更准确的待检测对象的心血管指数。因此本发明实施例能够提高心血管指数检测的准确性。

[0125] 本发明实施例的创新点包括:

[0126] 1、通过深度学习的方法提取PPG信号中心动周期的特征向量,并对特征向量进行回归,能够更准确地确定心血管指数。

[0127] 2、在数据处理上,以PPG信号中的心动周期为单位进行,这可以利用全局信息提高心血管指数的准确性。并且,对PPG信号的预处理中,依据主波波峰采样点,对心动周期中各个采样点的幅度参量和时间参量均进行归一化操作,这利用了PPG信号中主波波峰的检测相对容易的优势,这种归一化能够减小不同心动周期之间因为环境因素造成的差异,提高确定的待检测对象的心血管指数的准确性。

[0128] 3、在对各个心血管指数函数的选择上,充分参考了主波波峰采样点的数据,由于主波波峰采样点在PPG信号的采集中稳定性更高,因此使得心血管指数更能反映心血管健康状况。

[0129] 4、基于左右肢体的PPG信号得到的不同心血管指数的比对,能够在一定程度上显示身体左右两侧心血管之间的差异性,这种差异性能够反映出心血管健康状况。

附图说明

[0130] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,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介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例。对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0131] 图1为本发明实施例提供的一种心血管指数检测方法的流程示意图；
- [0132] 图2为本发明实施例提供的u-net的一种网络结构图；
- [0133] 图3为本发明实施例提供的另一种心血管指数检测方法的流程示意图；
- [0134] 图4为一个心动周期的波形示意图；
- [0135] 图5a为心动周期中各个参量的一种示意图；
- [0136] 图5b为图5a中PPG波形的二阶导数图；
- [0137] 图6为本发明实施例提供的一种心血管指数检测模型训练方法的流程示意图；
- [0138] 图7为本发明实施例提供的一种心血管指数检测装置的结构示意图；
- [0139] 图8为本发明实施例提供的一种心血管指数检测模型训练装置的结构示意图。

具体实施方式

[0140] 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，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有付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。

[0141] 需要说明的是，本发明实施例及附图中的术语“包括”和“具有”以及它们的任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含的一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备没有限定于已列出的步骤或单元，而是可选地还包括没有列出的步骤或单元，或可选地还包括对于这些过程、方法、产品或设备固有的其他步骤或单元。

[0142] 本发明实施例公开了一种心血管指数检测、模型训练方法及装置，能够提高心血管指数检测的准确性。其中，光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)信号，是通过专门的设备，利用光电传感器，检测经过待检测对象的血液和组织吸收后的反射光强度的不同，描记出血管容积在心动周期内的变化，从而得到的脉搏波信号。下面对本发明实施例进行详细说明。

[0143] 图1为本发明实施例提供的一种心血管指数检测方法的流程示意图。该方法应用于电子设备，该电子设备可以为智能穿戴设备、智能手机或者其他具有计算处理功能的设备。智能穿戴设备可以为智能手环、智能眼镜等。该方法具体包括以下步骤。

[0144] S110：获取采集的待检测对象的PPG信号。

[0145] 其中，作为执行主体的电子设备自身可以采集PPG信号，也可以从其他专门设备中获取采集的PPG信号。PPG信号可以包括至少一个心动周期。待检测对象可以是人体、动物等。

[0146] 获取的PPG信号可以包括红光和红外两路分量，也可以包括绿光等其他分量，本实施例对此不作具体限定。多路分量能够增强PPG信号，提高原数据的可靠性。

[0147] S120：确定PPG信号中的每个心动周期。

[0148] 确定PPG信号中的每个心动周期，可以理解为，确定PPG信号中的每个心动周期的起点和终点。参见图4为心动周期对应的信号的一种波形图。

[0149] S130：基于预先训练完成的卷积神经网络，对每个心动周期对应的信号进行特征提取，得到每个心动周期对应的特征向量。

[0150] 其中，卷积神经网络(Convolutional Neural Networks, CNN)为采用样本心动周

期和对应的标准心血管指数训练得到。样本心动周期可以为从样本PPG信号中确定。在具体训练时,可以选择大量样本心动周期进行训练,以提高卷积神经网络的准确性。标准心血管指数可以为通过专业的医用心血管健康指数监测仪器对样本心动周期进行度量后的结果。卷积神经网络在进行特征提取时,以心动周期为单位进行特征提取,每个心动周期之间相互独立。

[0151] 当PPG信号包括红光和红外两路分量时,每个心动周期也包括红光和红外两路分量。在对心动周期进行特征提取时可以将红光和红外两路分量作为整体进行特征提取,得到心动周期的特征向量。该特征向量可以为多维向量。

[0152] 上述卷积神经网络可以采用u-net、GoogLenet、resnet等网络模型为框架进行训练。

[0153] 以u-net为例,对心动周期中的两路分量进行特征提取时,具体可以包括:针对每个心动周期的两路分量采样点序列所形成的第一输入图像,采用卷积和池化对输入图像进行下采样,得到下采样特征向量;采用反卷积对输入图像进行上采样,得到上采样特征向量;将上采样特征向量和下采样特征向量通过叠加的方式进行组合,得到每个心动周期对应的多个特征向量;通过卷积的方式对每个心动周期对应的多个特征向量进行压缩,得到每个心动周期对应的n维特征向量,其中n为正整数。

[0154] 在具体实现时,在下采样的过程中逐步增加通道数以避免信息过度损失,在上采样的过程中利用卷积逐步减少通道数。

[0155] 图2为本发明实施例提供的u-net的一种网络结构图。其中,卷积均采用的是3x3的卷积滤波器,非线性激活函数采用线性整流函数(Rectified Linear Unit,Relu)。图2中u-net网络结构中的方框和数字为卷积神经网络中用于提取特征的特征层数量。向下的箭头表示下采样,向上的箭头表示采用2x2的反卷积,横向的黑色箭头表示3x3的Relu操作,横向的白色箭头表示复制和修建操作。该例中下采样采用最大池化(max-pooling)方法。

[0156] 在该例中,u-net网络先利用卷积和池化对输入图像作下采样,在下采样过程中逐渐增加通道数以避免信息过度损失;而后再利用反卷积(转置卷积)对输入图像进行上采样,将得到的上采样特征向量与下采样特征向量进行组合。在上采样的间隔中,利用卷积逐步减少通道数。与其他网络结构采用的逐像素求和的方法不同,u-net中采用了叠加的方式将下采样特征向量与上采样特征向量直接组合,生成的特征向量的通道数为二者通道数之和。经过u-net最终提取的特征数为T,T按照经验可以取128~1024之间的数值。该取值一般视系统中需要识别的类别数来定。当应用于待检测对象数量巨大的场景时,训练过程中特征数相应地可以设置得较大一些。

[0157] S140:基于预设的心血管指数函数,对每个该特征向量进行回归,得到每个心动周期对应的心血管指数。

[0158] 其中,心血管指数用于指示心血管健康状况。具体的,心血管指数可以包括动脉硬度指数(Stiffness Index,SI)、反射指数(Reflection Index,RI)和老化指数(Aging Index,AI)等。

[0159] 在图2中,网络第一行的最右侧,通过输入待检测对象的身高h等信息,并通过回归层得到了心血管指数AI、RI和SI。

[0160] 当PPG信号包括多个心动周期时,本步骤可以对应得到每个心动周期的心血管指

数。

[0161] S150:根据每个心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的心血管指数。

[0162] 具体的,本步骤可以对每个心动周期对应的心血管指数进行平均,得到待检测对象的心血管指数。例如,将每个心动周期的老化指数进行平均,可以得到PPG信号对应的老化指数,该老化指数可以作为待检测对象的平均老化指数。也可以将每个心动周期对应的心血管指数进行加权平均,得到待检测对象的心血管指数。

[0163] 由上述内容可知,本实施例可以基于预先训练完成的卷积神经网络对PPG信号中的心动周期对应的信号进行特征提取,并基于心血管指数函数,对提取得到的特征向量进行回归,得到每个心动周期对应的心血管指数。卷积神经网络是采用大量样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到,学习大量PPG信号中的特征,使得卷积神经网络能够提取到心动周期更准确的特征向量,并通过回归得到每个心动周期更准确的心血管指数,进而能够确定更准确的待检测对象的心血管指数。因此本实施例能够提高心血管指数检测的准确性。

[0164] 在本发明的另一实施例中,基于图1所示实施例,上述CNN中的网络参数可以采用以下步骤1a~6a训练得到。

[0165] 步骤1a:获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数。

[0166] 其中,样本心动周期可以为从样本PPG信号中确定。样本心动周期包括红外和红光两路分量。标准心血管指数可以理解为样本心动周期对应的真实的心血管指数。

[0167] 样本心动周期的数量可以很大,这样训练的网络参数更准确。大量的样本心动周期可以是来源于大量不同待检测对象的数据,这样能够提高所训练的网络参数的鲁棒性。

[0168] 步骤2a:根据网络参数,对样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到样本心动周期的样本特征向量。

[0169] 初始的网络参数可以为较小的预设值。在每次训练过程中,网络参数不断地被修正,逐渐接近真实值。

[0170] 步骤3a:基于预设的心血管指数函数,对样本特征向量进行回归,得到样本心动周期对应的参考心血管指数。

[0171] 在训练过程中,得到的样本心动周期的参考心血管指数可能不够准确,该参考心血管指数可以作为对网络参数进行修正时的参考依据。

[0172] 步骤4a:将参考心血管指数与标准心血管指数进行比对,得到差异参量。

[0173] 其中,上述差异参量可以采用损失函数Loss得到。其中,损失函数可以采用以下L2loss函数。

[0174] $Loss = \alpha ||s - s^o||^2 + \beta ||r - r^o||^2 + \gamma ||a - a^o||^2$

[0175] 其中, α 、 β 、 γ 为系数,可通过卷积神经网络的训练获得, s 、 r 、 a 为各个参考心血管指数, s^o 、 r^o 、 a^o 为各个标准心血管指数。

[0176] 步骤5a:当差异参量大于预设参量阈值时,根据差异参量对上述网络参数进行修正,返回执行步骤2a。其中,预设参量阈值可以为预设参量,可以为数值范围,也可以为非范围数值。

[0177] 当差异参量大于预设参量阈值时,认为卷积神经网络的预测结果与真实值之间的差异较大,需要继续训练网络。根据差异参量对上述网络参数进行修正时,可以参考差异参

量的具体数值以及方向,根据该具体数值,向相反方向调整网络参数。

[0178] 步骤6a:当差异参量小于预设参量阈值时,确定网络参数训练完成。

[0179] 当差异参考小于预设参量阈值时,认为卷积神经网络的预测结果与真实值之间的差异较小,认为网络参数已训练完成。

[0180] 当差异参量等于预设参量阈值时,可以根据差异参量对上述网络参数进行修正,也可以确定网络参数训练完成。

[0181] 综上,本实施例提供了利用大量样本心动周期和标准心血管指数,对卷积神经网络进行循环训练的实施方式。

[0182] 在本发明的另一实施例中,基于图1所示实施例,心动周期中的每个采样点包括:幅度参量和时间参量。由于干扰因素的存在,PPG信号在采集过程中可能存在很多突变因素。在采用卷积神经网络对心动周期的信号进行特征提取之前,可以对每个心动周期中进行对齐,以便减小心动周期信号之间由于干扰导致的数据差异,提高每个心动周期对应的心血管指数的准确性。其中,对齐也可以称为归一化。上述干扰包括电信号强弱的变化、运动等因素。

[0183] 本实施例中,在步骤S130之前,还可以包括以下步骤S121~S122,参见图3所示,图3为对图1实施例加以改进之后得到的实施例。

[0184] S121:针对每个心动周期,根据该心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,对心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化,得到一次归一化后的每个心动周期。

[0185] 其中,每个心动周期可以包括多个采样点。每个采样点都有幅度参量和时间参量(X, T)。

[0186] 具体的,步骤S121可以包括:根据以下幅度归一化公式,对该心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化:

[0187] $X = X_0 * (N_X / X_p) \quad (1)$

[0188] 其中, X_0 为心动周期中任意一个采样点的幅度参量, X 为 X_0 归一化后的幅度参量, X_p 为心动周期的主波波峰采样点的幅度参量, N_X 为预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,即 N_X 为预设的主波波峰采样点归一化之后的幅度参量。针对心动周期中的每个采样点均应用上述公式(1),可以实现对每个采样点的幅度参量的归一化。

[0189] 当PPG信号中包括多个心动周期时,归一化之后,每个心动周期主波波峰采样点的幅度参量为相同值。由于每个心动周期都参考了该心动周期的主波波峰采样点的幅度参量 X_p ,因此本实施例中的归一化是以心动周期为单位进行的。

[0190] S122:针对一次归一化的每个心动周期,以该心动周期的主波波峰采样点的时间参量作为中间点,根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量,按照不同的时间归一化公式,分别对该心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化,得到二次归一化的每个心动周期。

[0191] 具体的,本步骤S122,具体可以包括:根据以下的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化。

[0192] $T = T_0 * T_p / (T_2 - T_1), T_1 \leq T_0 < T_2 \quad (2)$

[0193] $T = T_p + (T_0 - T_2) * (T_3 - T_2) / (T_3 - T_2), T_2 \leq T_0 \leq T_3 \quad (3)$

[0194] 其中,T₀为心动周期中任意一个采样点的时间参量,T为T₀归一化后的时间参量,T_W为预设的心动周期总时间参量,T_p为预设的主波波峰采样点的标准时间参量,T₁和T₃分别为心动周期的起点和终点的时间参量,T₂为心动周期的主波波峰采样点的时间参量.T_W即为归一化之后该心动周期起点与终点之间的总时间长度。归一化之后的起点的时间参量可以设置为0。

[0195] 参见图4,该图4为一个心动周期的波形图。其中,T₂为主播波峰采样点的时间参量,T₂对应的采样点为中间点,T₁和T₃为心动周期的起点和终点的时间参量。T₀可以取心动周期中的任意一个采样点的时间参量。公式(2)为中间点之前(左侧)的采用的公式,公式(3)为中间点之后(右侧)的采用的公式。

[0196] 上述步骤S121和S122的执行顺序只是一种举例,也可以先对心动周期中的每个采样点执行步骤S122中时间参量上的归一化,然后再执行步骤S121中幅度参量上的归一化。

[0197] 本实施例中,步骤S130具体可以为以下内容:

[0198] S131:基于预先训练完成的CNN,对每个二次归一化后的心动周期进行特征提取,得到每个心动周期对应的心血管指数。

[0199] 图3中其他步骤S110和S120、S140和S150均与图1所示实施例中的内容一致,详细说明参见图1部分的说明,此处不再赘述。

[0200] 综上,本实施例中,PPG信号中的每个心动周期均执行步骤S121和S122的归一化过程,能够减小不同心动周期之间因为环境因素造成的差异,提高待检测对象的心血管指数的准确性。在对采样点的幅度参量进行归一化,以及对采样点的时间参量进行归一化时,均选择主波波峰作为关键参考点。这是由于,脉搏波中的反射波波峰点往往受到信号的干扰,或者待检测对象自身原因,而无法明显观测到。而主波波峰点通常比较稳定且容易被检测到,采用主波波峰点作为关键参考点,能够提高数据的可靠性。

[0201] 在本发明的另一实施例中,心血管指数包括以下指数中的至少一个:动脉硬度指数、反射指数和老化指数。为了使得各个指数更能体现待检测对象的心血管健康状况,可以采用以下方式确定每个心血管指数对应的函数:

[0202] 动脉硬度指数SI对应的心血管指数函数包括: $SI = h/T_x$ 。其中,h为待检测对象的身高,T_x为PPG信号的心动周期中主波波峰采样点与反射波波峰采样点之间的相对时间参量。

[0203] 反射指数RI对应的心血管指数函数包括: $RI = h_1/H$ 。其中,h₁为反射波波峰采样点的幅度参量,H为主波波峰采样点的幅度参量;

[0204] 老化指数AI对应的心血管指数函数包括: $AI = b/a$ 。其中,b为心动周期的二阶导数中最大的波峰幅度,a为心动周期的二阶导数中次最大的波峰幅度。

[0205] 当心血管指数函数包括动脉硬度指数SI时,步骤S130在确定PPG信号对应的心血管指数时,还可以包括:获取输入的待检测对象的身高h,基于该身高h和动脉硬度指数函数 $SI = h/T_x$,对特征向量进行回归,得到PPG信号对应的心血管指数SI。

[0206] 相关研究表明,脉搏波沿着动脉上下传播的速度与动脉硬化的程度有直接联系,测量脉搏波在动脉中的传播时间是度量动脉硬度比较直接的一种方法。PPG波形中的两个峰值分别代表压力波与反射波。压力波在主动脉和大动脉中的传播时间可以用来计算动脉硬度的指标SI。这个时间延迟主要是由压力波从锁骨下动脉根部到反射点,并从反射点返

回到锁骨下动脉的传播时间决定的。由于PPG波的形成比较复杂,不能简单地认为SI就是大动脉脉搏速度的直接度量,但其波形轮廓由大动脉和主动脉的脉搏波速度决定,即与动脉的硬度相关。SI越大,则动脉硬度越高,说明动脉的弹性越差,健康状况越差。

[0207] 参见图5a,该图5a为心动周期中各个参量的一种示意图。其中,点A为压力波的波峰点,也是主波波峰点;点B为反射波的波峰点。点S为心动周期的起点,E为终点。主波波峰采样点的时间参量为T2,反射波波峰的采样点为T4,相对时间参量Tx为 $|T2-T4|$ 。

[0208] 图5a中,h1为反射波波峰采样点B的幅度参量,H为主波波峰采样点A的幅度参量,根据这两个参量可以计算得到反射指数RI。

[0209] SI是从PPG传播速度的角度进行度量,反射指数RI则是从PPG幅度的角度进行度量。

[0210] 由于脉搏反射主要发生在小动脉及微动脉中,因此RI能够更多地反映小动脉等血管弹性。SI和RI指数均可以从PPG波形上直接计算获得。有研究表明PPG波形的二阶导数能够反映血管的老化指数,二阶导数可以理解为PPG波形的加速度信号。参见图5b所示,图5b为图5a中PPG波形的二阶导数图。其中,a为二阶导数图中最大的波峰幅度,b为二阶导数图中次最大的波峰幅度。老化指数AI可以采用二阶导数的两个幅值之比表示。

[0211] 综上,本实施例中提供了各个心血管指数函数的表达形式。指数函数参考了主波波峰采样点的数据,由于主波波峰采样点在PPG信号的采集中稳定性更高,因此使得心血管指数更能反映心血管健康状况。

[0212] 在本发明的另一实施例中,基于上述实施例,PPG信号可以分别包括左肢体PPG信号和右肢体PPG信号。例如,PPG信号可以包括左手、右手的PPG信号,或者左脚、右脚的PPG信号等。

[0213] 步骤S120~S150,确定所述PPG信号中的每个心动周期;基于预先训练完成的CNN,对每个心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个心动周期的特征向量;基于预设的心血管指数函数,对每个特征向量进行回归,得到每个心动周期对应的心血管指数;根据每个心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的心血管指数的步骤,具体可以包括以下步骤:

[0214] 确定左肢体PPG信号中的每个左心动周期,确定右肢体PPG信号中的每个右心动周期;

[0215] 基于预先训练完成的CNN,对每个左心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个左心动周期的第一特征向量,对每个右心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个右心动周期的第二特征向量;

[0216] 基于预设的心血管指数函数,对每个第一特征向量进行回归,得到每个左心动周期对应的心血管指数,对每个第二特征向量进行回归,得到每个右心动周期对应的心血管指数;

[0217] 根据每个左心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第一心血管指数,根据每个右心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第二心血管指数。

[0218] 本实施例中,在得到第一心血管指数和第二心血管指数之后,还可包括:

[0219] 基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定待检测对象的心血管健康指数。

[0220] 具体的,可以根据以下公式,确定待检测对象的心血管健康指数:

$$[0221] \cos \theta = \frac{\vec{X1} \cdot \vec{X2}}{\|X1\| \cdot \|X2\|} \quad (4)$$

[0222] 其中, $X1 = (SI^L, RI^L, AI^L)$, $X2 = (SI^R, RI^R, AI^R)$, SI^L, RI^L, AI^L 分别为第一心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数, SI^R, RI^R, AI^R 分别为第二心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数。公式(4)中的分子为两个向量的点乘,分母为两个向量的模的乘积。 X 上方的箭头代表的是 X 的向量形式。

[0223] 在健康状况下,通过左右肢体的PPG信号检测的SI、RI、AI指数应该分别相近,也即左右侧肢体心血管健康指数相关程度较高,即 $\cos \theta$ 应接近于最小值。 $\cos \theta$ 越大,说明身体两侧的心血管指数之间差异越大,待检测对象的健康状况可能存在风险,可以提示待检测对象到医院做进一步检查; $\cos \theta$ 越小,说明身体两侧的心血管指数之间差异越小,待检测对象的左右侧检测结果以及身体左右侧血管状况一致。

[0224] 在本发明的另一实施例中,步骤S120,确定PPG信号中的每个心动周期的步骤,可以包括:

[0225] 按照预设的采样频率对PPG信号进行采样,得到采样后的PPG信号;基于采样后的PPG信号确定每个心动周期。

[0226] 确定每个心动周期,可以理解为确定每个心动周期的起点和终点。

[0227] 本实施例中,PPG信号为连续信号,对PPG信号进行采样之后,得到包含不连续采样点的PPG信号。对PPG信号中的心动周期进行分割,可以将连续的PPG信号分割成心动周期的集合,为输入神经网络进行数据预处理。

[0228] 在本发明的另一实施例中,基于采样后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,可以包括:

[0229] 采用带通滤波器,对采样后的PPG信号进行降噪;基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期。

[0230] 在具体实现时,可以采用凯斯有限长单位冲激响应(Kaise Finite Impulse Response,Kaise FIR)带通滤波器。一个实例中,采用matlab工具箱按照以下参数设置即可生成滤波器,具体参数如下:

[0231] 频率参数[Fstop1 Fpass1 Fpass2 Fstop2]=[0.1 0.5 8 10];

[0232] 幅值参数[Astop1 Apass Astop2]=[30 0.01 30];

[0233] 其中,Fpass1和Fpass2是通带的截止频率;Fstop1和Fstop2是阻带的截止频率。Astop1是指截止频率Fstop1的幅值衰减,Astop2是指截止频率Fstop2的幅值衰减;Apass是通带范围内的幅值衰减,也称为通带波动。通过该滤波器进行信号卷积即可获得去噪后的PPG信号。

[0234] 本实施例中,在对PPG信号进行采样之后,还可以对采样后的PPG信号进行降噪处理,采用带通滤波器进行降噪,能够消除基线漂移和部分噪声。

[0235] 在本发明的另一实施例中,基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,可以包括:

[0236] 采用时域算法求取降噪后的PPG信号的梯度;基于启发式准则对该梯度中的波峰

和波谷进行分析,得到每个心动周期的起点和终点。

[0237] 本实施例提供了对降噪后的PPG信号的心动周期进行分割的实施方式。

[0238] 在本发明的另一实施例中,步骤S140,基于预设的心血管指数函数,对每个该特征向量进行回归的步骤,包括:

[0239] 针对每个所述特征向量,对该特征向量进行回归,得到心血管指数函数中的参量;将该参量代入心血管指数函数,得到该特征向量对应的心动周期的心血管指数。

[0240] 例如,针对动脉硬度指数公式 $SI = h/Tx$, h 和 Tx 均为函数中的参量。按照预先设置好的回归函数,对特征向量进行回归,可以得到该参量。

[0241] 图6为本发明实施例提供的一种心血管指数检测模型训练方法的流程示意图。该方法应用于电子设备。该方法具体可以包括以下步骤。

[0242] S610:获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数。其中,样本心动周期为从样本PPG信号中确定。

[0243] S620:根据网络参数,对样本心动周期对应的信号进行特征提取,得到样本心动周期的样本特征向量。

[0244] S630:基于预设的心血管指数函数,对样本特征向量进行回归,得到样本心动周期对应的参考心血管指数。

[0245] S640:将所述参考心血管指数与标准心血管指数进行比对,得到差异参量。

[0246] S650:当差异参量大于预设参量阈值时,根据差异参量对网络参数进行修正,返回执行步骤S620。

[0247] S660:当差异参量小于预设参量阈值时,确定心血管指数检测模型训练完成。此时的网络参数即为已经训练好的心血管指数检测模型的网络参数。

[0248] 本实施例与图1所示实施例中步骤1a~6a的方式相同,具体说明可以参见步骤1a~6a的说明,此处不再赘述。本实施例的心血管指数检测模型可以理解为图1实施例中的卷积神经网络。

[0249] 综上,本实施例提供了利用大量样本心动周期和标准心血管指数,对心血管指数检测模型进行训练的实施方式。

[0250] 当心血管指数检测模型训练完成时,可以基于该心血管指数检测模型对PPG信号中的心动周期进行特征提取,并基于心血管指数函数,对提取得到的特征向量进行回归,得到每个心动周期的心血管指数。由于心血管指数检测模型是采用大量样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到,学习大量PPG信号中的特征,使得心血管指数检测模型能够提取到心动周期更准确的特征向量,并通过回归得到每个心动周期更准确的心血管指数,进而能够确定更准确的待检测对象的心血管指数,因此本实施例能够提高心血管指数检测的准确性。

[0251] 图7为本发明实施例提供的一种心血管指数检测装置的结构示意图。该装置实施例与图1所示方法实施例相对应。该装置应用于电子设备。该装置具体包括以下模块。

[0252] 信号获取模块710,被配置为获取采集的待检测对象的PPG信号;其中,所述PPG信号包括至少一个心动周期;

[0253] 周期确定模块720,被配置为确定PPG信号中的每个心动周期;

[0254] 特征提取模块730,被配置为基于预先训练完成的CNN,对每个心动周期对应的信

号进行特征提取,得到每个心动周期的特征向量;所述CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到;

[0255] 参数回归模块740,被配置为基于预设的心血管指数函数,对每个所述特征向量进行回归,得到每个心动周期对应的心血管指数;其中,所述心血管指数用于指示心血管健康状况;

[0256] 指数确定模块750,被配置为根据每个所述心动周期对应的心血管指数,确定所述待检测对象的心血管指数。

[0257] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,所述装置还包括:参数训练模块(图中未示出);所述参数训练模块,被配置为采用以下操作训练得到所述CNN中的网络参数:

[0258] 获取样本心动周期信号和对应的标准心血管指数;其中,样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

[0259] 根据网络参数,对样本心动周期进行特征提取,得到样本心动周期的样本特征向量;

[0260] 基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到样本心动周期对应的参考心血管指数;

[0261] 将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;

[0262] 当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,根据网络参数,对样本心动周期进行特征提取;

[0263] 当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述网络参数训练完成。

[0264] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,心动周期中的每个采样点包括:幅度参量和时间参量;

[0265] 在所述特征提取模块730之前,还包括:

[0266] 第一归一化模块(图中未示出),被配置为针对每个心动周期,根据所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量和预设的主波波峰采样点的标准幅度参量,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化,得到一次归一化后的每个心动周期;

[0267] 第二归一化模块(图中未示出),被配置为针对所述一次归一化后的每个心动周期,以所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量作为中间点,根据预设的心动周期总时间参量和预设的主波波峰采样点的标准时间参量,按照不同的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化,得到二次归一化后的每个心动周期;

[0268] 所述特征提取模块720,具体被配置为:

[0269] 基于预先训练完成的CNN,对每个二次归一化后的心动周期进行特征提取。

[0270] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,第一归一化模块,具体被配置为:

[0271] 根据以下幅度归一化公式,对所述心动周期的每个采样点的幅度参量进行归一化: $X = X_0 * (N_X / X_p)$

[0272] 其中,所述X₀为所述心动周期中任意一个采样点的幅度参量,所述X为所述X₀归一化后的幅度参量,所述X_p为所述心动周期的主波波峰采样点的幅度参量,所述N_X为预设的主波波峰采样点的标准幅度参量。

[0273] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,第二归一化模块,被配置为:

[0274] 根据以下的时间归一化公式,分别对所述心动周期的中间点之前和中间点之后的采样点进行归一化:

$$[0275] T = T_0 * T_p / (T_2 - T_1), T_1 \leq T_0 < T_2$$

$$[0276] T = T_p + (T_0 - T_2) * (T_W - T_p) / (T_3 - T_2), T_2 \leq T_0 \leq T_3$$

[0277] 其中,所述T0为所述心动周期中任意一个采样点的时间参量,所述T为所述T0归一化后的时间参量,所述TW为预设的心动周期总时间参量,所述Tp为预设的主波波峰采样点的标准时间参量,所述T1和T3分别为所述心动周期的起点和终点的时间参量,所述T2为所述心动周期的主波波峰采样点的时间参量。

[0278] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,心血管指数包括以下指数中的至少一个:动脉硬度指数、反射指数和老化指数;

[0279] 其中,所述动脉硬度指数SI对应的心血管指数函数包括: $SI = h/T_x$;其中,所述h为所述待检测对象的身高,所述Tx为所述PPG信号的心动周期中主波波峰采样点与反射波波峰采样点之间的相对时间参量;

[0280] 所述反射指数RI对应的心血管指数函数包括: $RI = h_1/H$;其中,所述h1为所述反射波波峰采样点的幅度参量,所述H为主波波峰采样点的幅度参量;

[0281] 所述老化指数AI对应的心血管指数函数包括: $AI = b/a$;其中,所述a为所述心动周期的二阶导数中最大的波峰幅度,所述b为所述心动周期的二阶导数中次最大的波峰幅度。

[0282] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,所述PPG信号分别包括左肢体PPG信号和右肢体PPG信号;

[0283] 周期确定模块720,具体被配置为:确定所述左肢体PPG信号中的每个左心动周期,确定所述右肢体PPG信号中的每个右心动周期;

[0284] 所述特征提取模块730,具体被配置为:基于预先训练完成的CNN,对每个左心动周期对应的信号进行特征提取,得到每个左心动周期的第一特征向量,对右心动周期对应的信号进行特征提取,得到右心动周期的第二特征向量;

[0285] 所述参数回归模块740,具体被配置为:基于预设的心血管指数函数,对每个第一特征向量进行回归,得到每个左心动周期对应的心血管指数;基于预设的心血管指数函数,对每个所述第二特征向量进行回归,得到每个所述右心动周期对应的心血管指数;

[0286] 指数确定模块750,具体被配置为:根据每个左心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第一心血管指数,根据每个右心动周期对应的心血管指数,确定待检测对象的第二心血管指数;

[0287] 所述装置还包括:健康确定模块(图中未示出);所述健康确定模块被配置为:基于对第一心血管指数和第二心血管指数的比对,确定所述待检测对象的心血管健康指数。

[0288] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,健康确定模块,具体被配置为:根据以下公式,确定所述待检测对象的心血管健康指数:

$$[0289] \cos \theta = \frac{\vec{X}_1 \cdot \vec{X}_2}{\|X_1\| \cdot \|X_2\|}$$

[0290] 其中, $X_1 = (SI^L, RI^L, AI^L)$, $X_2 = (SI^R, RI^R, AI^R)$,所述 SI^L, RI^L, AI^L 分别为第一心血管

指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数,所述SI^R,RI^R,AI^R分别为第二心血管指数中的动脉硬度指数、反射指数和老化指数。

[0291] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,周期确定模块720具体被配置为:

[0292] 按照预设的采样频率对所述PPG信号进行采样,得到采样后的PPG信号;基于采样后的PPG信号确定每个心动周期。

[0293] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,周期确定模块720,基于采样后的PPG信号确定每个心动周期时,包括:

[0294] 采用带通滤波器,对采样后的PPG信号进行降噪;基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期。

[0295] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,所述周期确定模块720,基于降噪后的PPG信号确定每个心动周期的步骤,包括:

[0296] 采用时域算法求取降噪后的PPG信号的梯度;基于启发式准则对所述梯度中的波峰和波谷进行分析,得到每个心动周期的起点和终点。

[0297] 在本发明的另一实施例中,基于图7所示实施例,参数回归模块740被配置为:

[0298] 针对每个特征向量,对该特征向量进行回归,得到所述心血管指数函数中的参量;将所述参量代入所述心血管指数函数,得到所述特征向量对应的心动周期的心血管指数。

[0299] 上述装置实施例与方法实施例相对应,与该方法实施例具有同样的技术效果,具体说明参见方法实施例。装置实施例是基于方法实施例得到的,具体的说明可以参见方法实施例部分,此处不再赘述。

[0300] 图8为本发明实施例提供的一种心血管指数检测模型训练装置的结构示意图。该装置实施例与图6所示实施例相对应。该装置应用于电子设备。该装置具体包括以下模块。

[0301] 样本获取模块810,被配置为获取样本心动周期的信号和对应的标准心血管指数;其中,样本心动周期为从样本PPG信号中确定;

[0302] 样本提取模块820,被配置为根据网络参数,对所述样本心动周期对应信号进行特征提取,得到所述样本心动周期的样本特征向量;

[0303] 样本回归模块830,被配置为基于预设的心血管指数函数,对所述样本特征向量进行回归,得到所述样本心动周期对应的参考心血管指数;

[0304] 标准比对模块840,被配置为将所述参考心血管指数与所述标准心血管指数进行比对,得到差异参量;

[0305] 参数修正模块850,被配置为当所述差异参量大于预设参量阈值时,根据所述差异参量对所述网络参数进行修正,返回执行样本提取模块820;当所述差异参量小于预设参量阈值时,确定所述心血管指数检测模型训练完成。

[0306] 上述装置实施例与方法实施例相对应,与该方法实施例具有同样的技术效果,具体说明参见方法实施例。装置实施例是基于方法实施例得到的,具体的说明可以参见方法实施例部分,此处不再赘述。

[0307] 本领域普通技术人员可以理解:附图只是一个实施例的示意图,附图中的模块或流程并不一定是实施本发明所必须的。

[0308] 本领域普通技术人员可以理解:实施例中的装置中的模块可以按照实施例描述分布于实施例的装置中,也可以进行相应变化位于不同于本实施例的一个或多个装置中。上

述实施例的模块可以合并为一个模块,也可以进一步拆分成多个子模块。

[0309] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,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发明实施例技术方案的精神和范围。

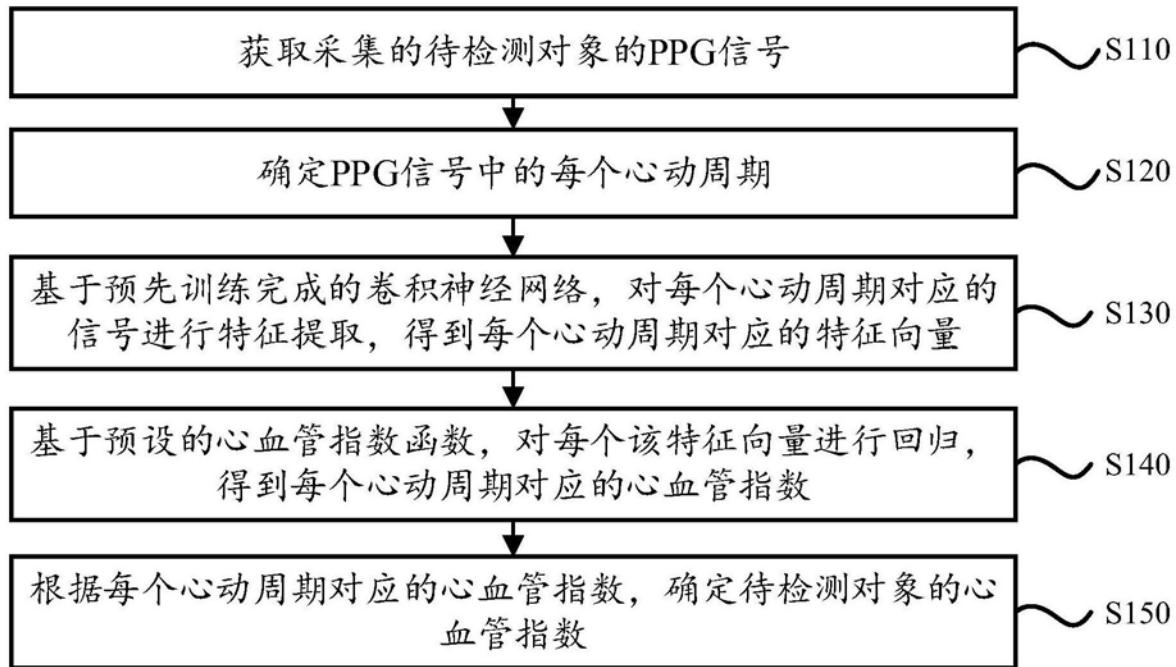


图1

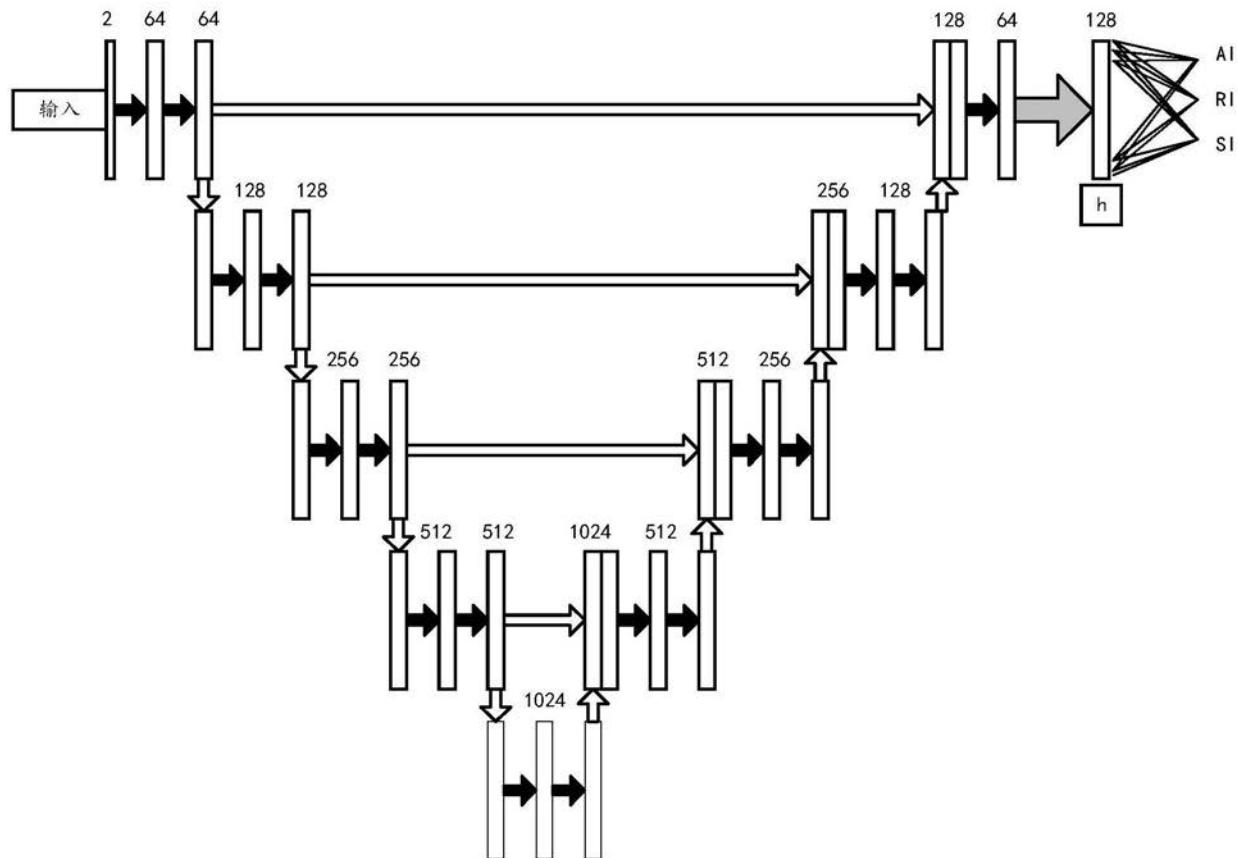


图2

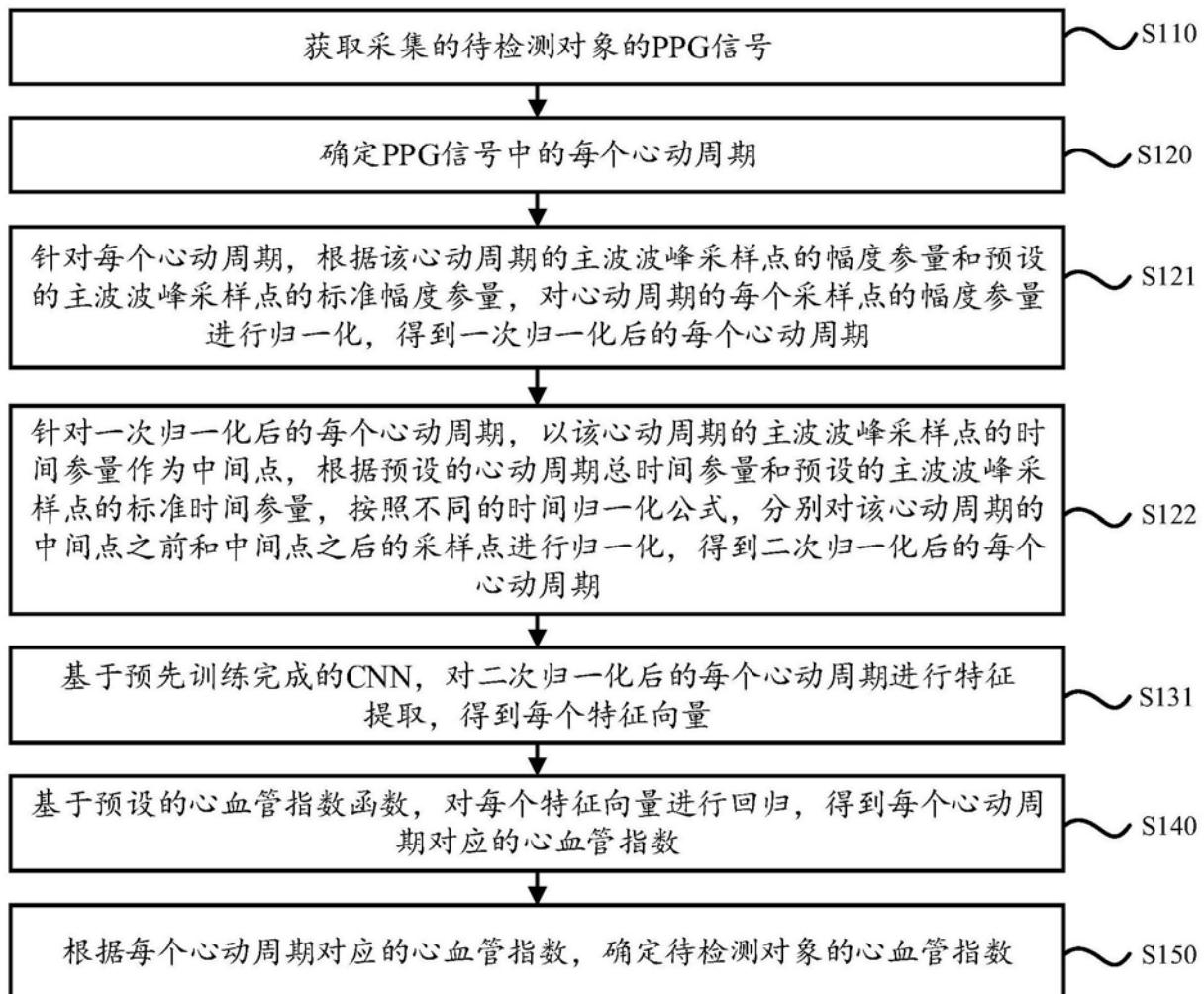


图3

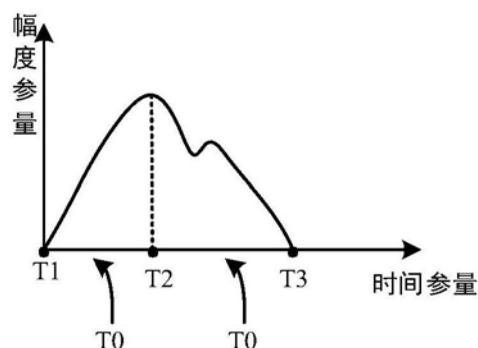


图4

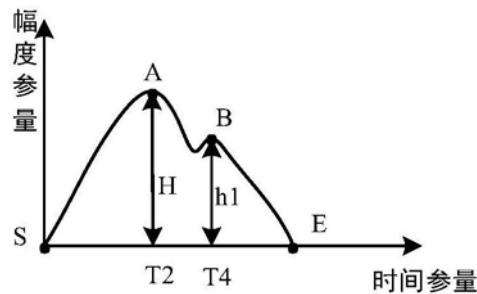


图5a

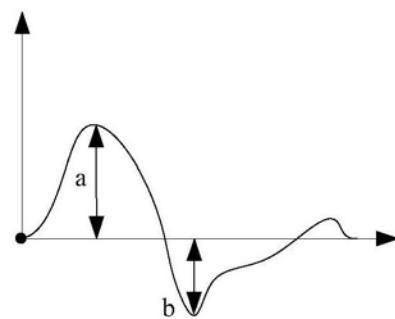


图5b

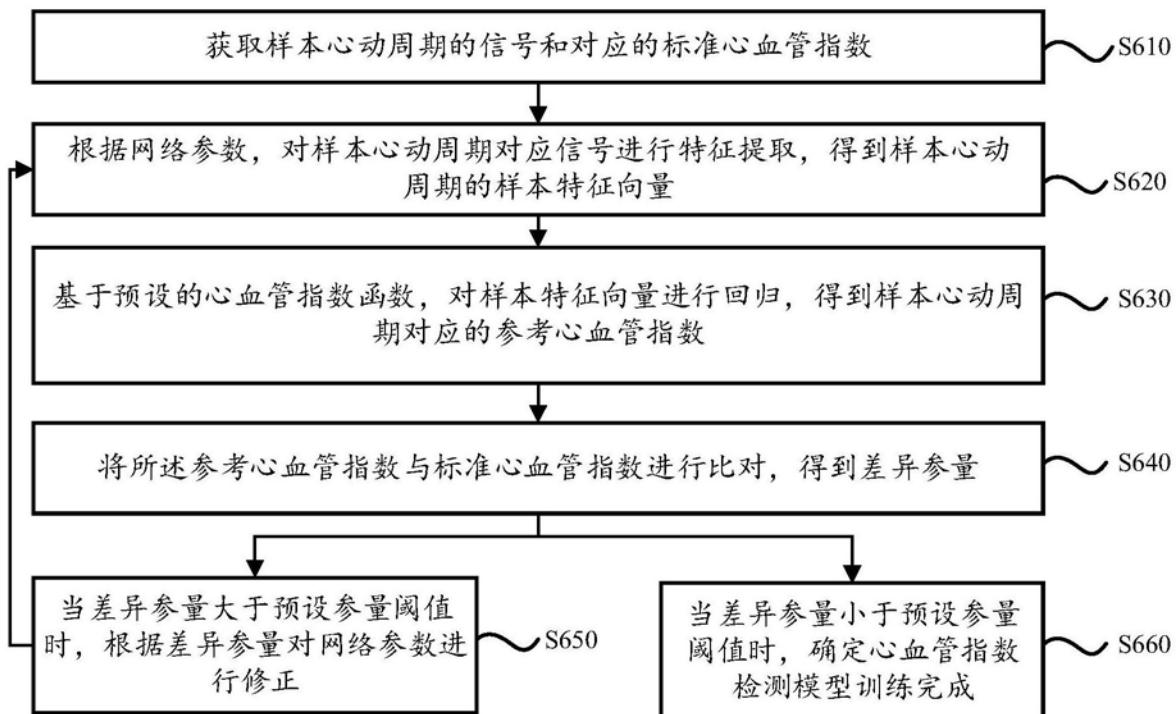


图6

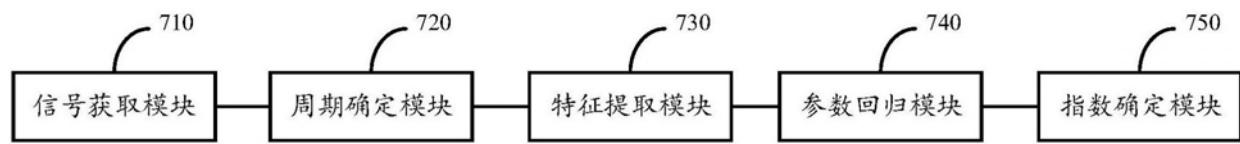


图7

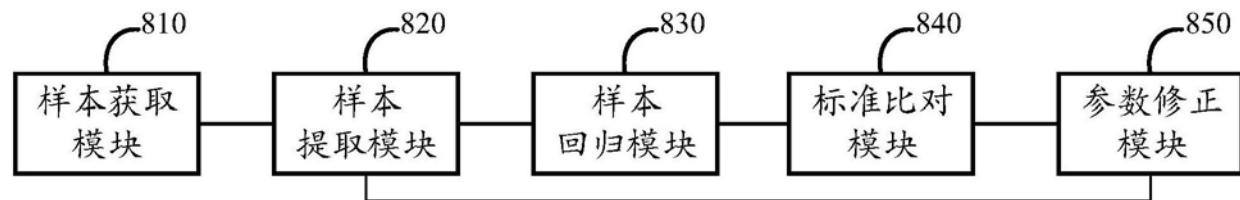


图8

| | | | |
|---------|--|----------------------|------------|
| 专利名称(译) | 心血管指数检测、模型训练方法及装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN109620198A | 公开(公告)日 | 2019-04-16 |
| 申请号 | CN201910131193.7 | 申请日 | 2019-02-21 |
| [标]发明人 | 张进东 丁立明 崔久莉 | | |
| 发明人 | 张进东 丁立明 崔久莉 | | |
| IPC分类号 | A61B5/024 A61B5/00 G06K9/62 | | |
| CPC分类号 | A61B5/02416 A61B5/02433 A61B5/6803 A61B5/681 A61B5/6898 A61B5/7235 G06K9/6256 G06K9/6267 | | |
| 代理人(译) | 赵振 | | |
| 外部链接 | Espacenet | Sipo | |

摘要(译)

本发明实施例公开一种心血管指数检测、模型训练方法及装置。该方法包括：获取采集的待检测对象的光电容积脉搏波PPG信号；确定PPG信号中的每个心动周期，基于预先训练完成的卷积神经网络CNN，对每个心动周期对应的信号进行特征提取，得到每个心动周期的特征向量；基于预设的心血管指数函数，对每个特征向量进行回归，得到每个心动周期对应的心血管指数；根据每个心动周期对应的心血管指数，确定待检测对象的心血管指数；其中，CNN为采用样本心动周期和对应的标准心血管指数训练得到，心血管指数用于指示心血管健康状况。应用本发明实施例提供的方案，能够提高心血管指数检测的准确性。

