



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109106345 A

(43)申请公布日 2019.01.01

(21)申请号 201810678102.7

(22)申请日 2018.06.27

(71)申请人 北京中欧美经济技术发展中心  
地址 100101 北京市朝阳区安慧北里秀园  
13号住宅楼2门502室

(72)发明人 俞俊生 胡阳生 郭敬林

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127  
代理人 陶海萍

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

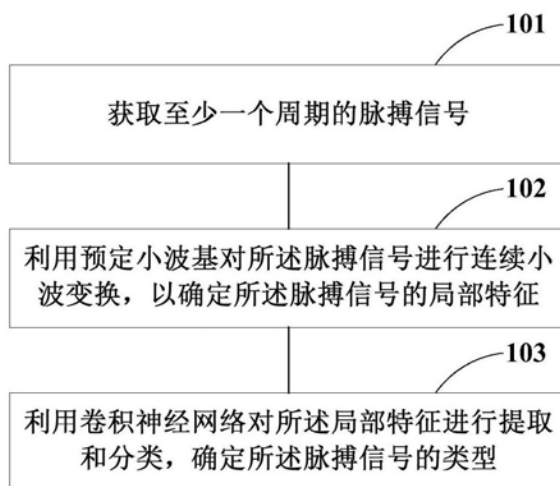
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

## (54)发明名称

脉搏信号特征检测方法和装置

## (57)摘要

本发明实施例提供一种脉搏信号特征检测方法和装置。其中,该装置包括:获取单元,其用于获取至少一个周期的脉搏信号;处理单元,其用于利用预定小波基对该脉搏信号进行连续小波变换,以确定该脉搏信号的局部特征;其中,该预定小波基用于去除该脉搏信号经过该连续小波变换后的频域信号中的负频率;检测单元,其用于利用卷积神经网络对该局部特征进行提取和分类,确定该脉搏信号的类型。通过上述装置,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。



1. 一种脉搏信号特征检测装置,其中,所述装置包括:
  - 获取单元,其用于获取至少一个周期的脉搏信号;
  - 处理单元,其用于利用预定小波基对所述脉搏信号进行连续小波变换,以确定所述脉搏信号的局部特征;其中,所述预定小波基用于去除所述脉搏信号经过所述连续小波变换后的频域信号中的负频率;
  - 检测单元,其用于利用卷积神经网络对所述局部特征进行提取和分类,确定所述脉搏信号的类型。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置还包括:
  - 分割单元,其用于将所述获取单元获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;
  - 并且,所述处理单元对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述预定小波基是广义摩尔斯(Morse)小波基。
4. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述脉搏信号的局部特征是二维矩阵,所述矩阵的列数是所述第一预定数量,所述矩阵的行数等于所述连续小波变换的变换尺度个数。
5. 一种脉搏信号特征检测方法,其中,所述方法包括:
  - 获取至少一个周期的脉搏信号;
  - 利用预定小波基对所述脉搏信号进行连续小波变换,以确定所述脉搏信号的局部特征;其中,所述预定小波基用于去除所述脉搏信号经过所述连续小波变换后的频域信号中的负频率;
  - 利用卷积神经网络对所述局部特征进行提取和分类,确定所述脉搏信号的类型。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述方法还包括:
  - 将获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;
  - 并且,利用预定小波基对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。
7. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述预定小波基是广义摩尔斯(Morse)小波基。
8. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述脉搏信号的局部特征是二维矩阵,所述矩阵的列数是所述第一预定数量,所述矩阵的行数等于所述连续小波变换的变换尺度个数。

## 脉搏信号特征检测方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及计算机应用技术领域,尤其涉及一种脉搏信号特征检测方法和装置。

### 背景技术

[0002] 脉诊是根据脉象观察、诊断病症情况的一种诊断方法,中医将脉搏测量作为诊断中不可缺少的诊断项目,脉诊之所以重要,就是由于临床上的很多疾病都在脉搏上有所表现,因此脉搏可以作为诊断病症的重要依据。

[0003] 自古以来,中医的脉诊总是依靠有经验的医生通过手指的触摸感知脉搏波动,来实现疾病诊断,其经验要求较高,并且主观性较强,因此,近年来,推出了利用信号采集装置从病人身上采集脉搏信号,并利用信号分析处理技术等对脉搏信号进行量化分析处理,这对实现脉诊的客观化科学化诊断具有很重要的意义。

[0004] 应该注意,上面对技术背景的介绍只是为了方便对本发明的技术方案进行清楚、完整的说明,并方便本领域技术人员的理解而阐述的。不能仅仅因为这些方案在本发明的背景技术部分进行了阐述而认为上述技术方案为本领域技术人员所公知。

### 发明内容

[0005] 在对脉搏信号的分析处理过程中,对脉搏信号特征的提取和分析是影响脉诊结果的关键因素,发明人发现,在现有的对脉搏信号特征检测方法中,常常无法精确的提取出脉搏信号中的特征,也无法准确的根据提取出的特征进行脉搏信号的分类与识别。

[0006] 本发明实施例提供一种脉搏信号特征检测方法和装置,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0007] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种脉搏信号特征检测装置,所述装置包括:

[0008] 获取单元,其用于获取至少一个周期的脉搏信号;

[0009] 处理单元,其用于利用预定小波基对所述脉搏信号进行连续小波变换,以确定所述脉搏信号的局部特征;其中,所述预定小波基用于去除所述脉搏信号经过所述连续小波变换后的频域信号中的负频率;

[0010] 检测单元,其用于利用卷积神经网络对所述局部特征进行提取和分类,确定所述脉搏信号的类型。

[0011] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种如第一方面所述的装置,其中,所述装置还包括:

[0012] 分割单元,其用于将所述获取单元获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;

[0013] 并且,所述处理单元对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。

[0014] 根据本发明实施例的第三方面,提供一种如第一方面所述的装置,其中,所述预定小波基是广义摩尔斯(Morse)小波基。

[0015] 根据本发明实施例的第四方面,提供一种如第二方面所述的装置,其中,所述脉搏信号的局部特征是二维矩阵,所述矩阵的列数是所述第一预定数量,所述矩阵的行数等于所述连续小波变换的变换尺度个数。

[0016] 根据本发明实施例的第五方面,提供一种脉搏信号特征检测方法,该方法包括:

[0017] 获取至少一个周期的脉搏信号;

[0018] 利用预定小波基对所述脉搏信号进行连续小波变换,以确定所述脉搏信号的局部特征;其中,所述预定小波基用于去除所述脉搏信号经过所述连续小波变换后的频域信号中的负频率;

[0019] 利用卷积神经网络对所述局部特征进行提取和分类,确定所述脉搏信号的类型。

[0020] 根据本发明实施例的第六方面,提供一种如第五方面所述的方法,其中,所述方法还包括:

[0021] 将获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;

[0022] 并且,利用预定小波基对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。

[0023] 根据本发明实施例的第七方面,提供一种如第五方面所述的方法,其中,所述预定小波基是广义摩尔斯(Morse)小波基。

[0024] 根据本发明实施例的第八方面,提供一种如第六方面所述的方法,其中,所述脉搏信号的局部特征是二维矩阵,所述矩阵的列数是所述第一预定数量,所述矩阵的行数等于所述连续小波变换的变换尺度个数。

[0025] 本发明的有益效果在于:可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0026] 参照后文的说明和附图,详细公开了本发明的特定实施方式,指明了本发明的原理可以被采用的方式。应该理解,本发明的实施方式在范围上并不因而受到限制。在所附权利要求的精神和条款的范围内,本发明的实施方式包括许多改变、修改和等同。

[0027] 针对一种实施方式描述和/或示出的特征可以以相同或类似的方式在一个或多个其它实施方式中使用,与其它实施方式中的特征相组合,或替代其它实施方式中的特征。

[0028] 应该强调,术语“包括/包含”在本文使用时指特征、整件、步骤或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、整件、步骤或组件的存在或附加。

## 附图说明

[0029] 所包括的附图用来提供对本发明实施例的进一步的理解,其构成了说明书的一部分,用于例示本发明的实施方式,并与文字描述一起来阐释本发明的原理。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性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。在附图中:

[0030] 图1是本发明实施例1的脉搏信号特征检测方法流程图;

[0031] 图2是本发明实施例1中脉搏信号波形示意图;

[0032] 图3是本发明实施例1中脉搏信号小波变换时频谱示意图;

[0033] 图4是本发明实施例1中卷积神经网络结构示意图;

- [0034] 图5是本发明实施例1中卷积神经网络结构示意图；  
[0035] 图6是本发明实施例2的脉搏信号特征检测装置示意图；  
[0036] 图7是本发明实施例3的电子设备结构示意图；  
[0037] 图8是本发明实施例3的电子设备结构示意图。

### 具体实施方式

[0038] 参照附图,通过下面的说明书,本发明的前述以及其它特征将变得明显。在说明书和附图中,具体公开了本发明的特定实施方式,其表明了其中可以采用本发明的原则的部分实施方式,应了解的是,本发明不限于所描述的实施方式,相反,本发明包括落入所附权利要求的范围内的全部修改、变型以及等同物。

[0039] 在本发明实施例中,术语“第一”、“第二”等用于对不同元素从称谓上进行区分,但并不表示这些元素的空间排列或时间顺序等,这些元素不应被这些术语所限制。术语“和/或”包括相关联列出的术语的一种或多个中的任何一个和所有组合。术语“包含”、“包括”、“具有”等是指所陈述的特征、元素、元件或组件的存在,但并不排除存在或添加一个或多个其他特征、元素、元件或组件。

[0040] 在本发明实施例中,单数形式“一”、“该”等包括复数形式,应广义地理解为“一种”或“一类”而并不是限定为“一个”的含义;此外术语“所述”应理解为既包括单数形式也包括复数形式,除非上下文另外明确指出。此外术语“根据”应理解为“至少部分根据……”,术语“基于”应理解为“至少部分基于……”,除非上下文另外明确指出。

[0041] 在本发明实施例中,可互换术语“电子设备”和“电子装置”包括无线电通信设备。术语“无线电通信设备”包括所有诸如移动电话、寻呼机、通信装置、电子记事簿、个人数字助理(PDA)、智能电话、便携式通信装置,平板电脑,个人计算机等设备。

#### [0042] 实施例1

[0043] 本发明实施例1提供一种脉搏信号特征检测方法,图1是该脉搏信号特征方法流程图,如图1所示,该方法包括:

[0044] 步骤101,获取至少一个周期的脉搏信号;

[0045] 步骤102,利用预定小波基对该脉搏信号进行连续小波变换,以确定该脉搏信号的局部特征;其中,该预定小波基用于去除该脉搏信号经过该连续小波变换后的频域信号中的负频率;

[0046] 步骤103,利用卷积神经网络对该局部特征进行提取和分类,确定该脉搏信号的类型。

[0047] 通过上述方法,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0048] 在本实施例中,在步骤101中,可以利用脉搏传感器获取至少一个周期的脉搏信号,其中,随着心脏每舒张收缩一次,动脉系统发生压力和血流量的改变,即产生一个脉搏波,通过脉搏传感器置于躯体的具体部位(例如“寸”,“关”,“节”等),采集脉搏波,例如,该脉搏传感器可以是压力传感器,并将该脉搏压力信号转化为脉搏电信号,利用模数转换器将脉搏电信号转换为脉搏数字信号,用于后续的信号处理以及检测。

[0049] 图2是本实施例步骤101中获取的脉搏信号示意图,如图2所示,根据脉搏波的定

义,一个完整的脉搏周期包括一个升支(A-B)和一个降支(B-C),升支发生在心室射血时期,由于心脏收缩导致心室向主动脉射血,因此主动脉血压上升,从脉搏信号上体现为一条快速上升的曲线,且比较陡峭;降支发生在心室射血后期直到下一次射血前,由于射血速度减慢,主动脉流入血量低于向外流出的血量,压力下降,从脉搏信号上体现为一条下降的曲线。

[0050] 在本实施例中,为了方便后续的信号处理,该方法还可以包括:将获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点。

[0051] 在本实施例中,可以在步骤101获取的脉搏信号中确定一个升支的起点(最低点,可以通过逐点比较确定最低点),从该起点开始向后取第一预定数量个采样点作为一个单个脉搏信号,其中,该第一预定数量个采样点覆盖一个完整的脉搏周期,由此,该分割后的至少一个单个脉搏信号包含的数据点相同,便于后期特征提取和检测。

[0052] 在本实施例中,由于脉搏信号是一种较弱的生物信号,它的信噪比较低,在采集的过程中不可避免地收到外界各种干扰的影响,因此,在步骤102中需要对脉搏信号进行处理;由于连续小波变换可实现时频窗宽随信号自适应变换,在低频处时窗变宽,在高频处时窗变窄,即在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率,而在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率;而对于脉搏信号通常表现为低频信号,部分心血管疾病患者有一部分脉搏信号在高频5Hz或者10Hz,而噪声信号通常表现为高频信号,因此,小波分解能够有效区分信号中的脉搏信号和噪声信号,可以将脉搏信号进行多尺度分解,把不同频带的信号分解到小波的不同尺度上,由此得到的频率信号可以表征脉搏信号所包含的对应小波基在每个尺度下对应的频率成分的大小,即可以表征脉搏信号局部特征。

[0053] 在本实施例中,利用预定小波基对所述脉搏信号进行连续小波变换(公式1),相当于将小波基在每个尺度下都平移着与脉搏信号相乘,其中,小尺度可以看作短时间窗,大尺度可以看作长时间窗,具体每个尺度的长度以及具体采用多少个尺度可以根据采集的脉搏信号确定,具体可以参考现有技术,例如该尺度可以根据matlab函数在计算过程中自适应确定,本实施例并不以此作为限制。

$$[0054] \quad WT_f(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_R f(t) \psi^* \left( \frac{t-\tau}{a} \right) dt \quad \text{公式 (1)}$$

[0055] 其中,  $f(t)$  表示单个脉搏信号,  $\psi$  表示小波基,  $a$  表示尺度,  $\tau$  表示平移量。

[0056] 在本实施例中,在步骤102中,可以将能够去除脉搏信号经过连续小波变换后的频域信号中的负频率的小波函数作为该预定小波基,由此,能够更加准确的提取脉搏信号的局部特征。

[0057] 在本实施例中,预定小波基可以是广义摩尔斯(Morse)小波基,该广义Morse小波基是一种解析小波,能够去除信号中的负频率,例如,可以使用matlab函数中的cwt来实现该连续小波变换,经过cwt函数处理后,可以得到多个尺度下的小波系数,另外还可以输出图形的显示结果,该cwt的语法格式可以参考matlab说明,例如cwt(S, SCALES, 'wname'),其中,s表示输入信号,SCALES表示尺度,可以根据matlab函数在计算过程中自适应确定,即初始时缺省设置,wname表示小波基名称,例如morse,需要说明的是,本实施例并不以此为限制,其他能够去除负频率的小波基也可以用于步骤102中的连续小波变换。图3是本实施例

中脉搏信号经过连续小波变换后的时频谱示意图,如图3所示,横坐标表示时域,纵坐标表示频域,该坐标点的灰度表示信号强度值。

[0058] 在本实施例中,单个脉搏信号包括第一预定数量 $m$ 个采样点,可以转换为一维矩阵,矩阵的列数等于 $m$ ,经过如上所述的连续小波变换后,可以得到 $n \times m$ 维的二维矩阵,其中, $n$ 表示连续小波变换中采用的尺度的数量,可以根据小波在频率和时间上的能量传播确定,由于该二维矩阵是根据该小波基在 $n$ 个尺度中的每个尺度下都平移着与脉搏信号相乘后得到的,因此,根据该二维矩阵相当于表征脉搏信号所包含的对应小波基在每个尺度下对应的频率成分的大小,相当于将一维的脉搏信号的局部特征映射到二维,即在每个尺度得到一个行向量存储这个尺度下的小波系数, $n$ 个尺度就可以将一维的行向量构成一个二维的矩阵,该矩阵可以表征为时间-尺度图,由此可以更加准确的表征出脉搏信号的局部特征。

[0059] 在本实施例中,在确定脉搏信号的局部特征后,在步骤103中,可以利用卷积神经网络进行特征提取和分类,确定该脉搏信号的类型,对每个脉搏信号进行标记(例如该标记为脉搏信号来自的人员的姓名或唯一身份识别ID)。

[0060] 在本实施例中,图4是该卷积神经网络结构示意图,如图4所示,该卷积神经网络包括:输入层401、卷积层402、池化层403、全连接层404、输出层405,其中,输入层401用于读取步骤102中处理后的脉搏信号的局部特征,卷积层402和池化层403用于将处理后的脉搏信号的局部特征映射到隐层的特征空间中,以进一步提取脉搏信号的特征,其中,该卷积层可以使用现有的结构,本实施例并不以此作为限制,例如,该卷积层可以为现有的Alexnet网络结构,全连接层404可以看作分类器,用于根据卷积层402和池化层403提取的特征,进行脉搏信号特征检测,通过输出层405输出脉搏信号特征检测结果,确定该脉搏信号的类型,其中,卷积层402,池化层403,全连接层404的层数可以根据需要确定,本实施例并不以此作为限制。

[0061] 图5是该卷积神经网络结构一示意图,如图5所示,该卷积神经网络包括:输入层501、第一卷积层5021、第二卷积层5022,第一池化层5031,第二池化层5032,第一全连接层5041,第二全连接层5042,第三全连接层5043,输出层505,其中,输入的脉搏的局部特征经过第一卷积层5021和第一池化层5031后,再经过第二卷积层5022和第二池化层5032后,因此经过第一全连接层5041,第二全连接层5042,第三全连接层5043,得到检测结果,此外该卷积神经网络还可以包括(未图示):每一个池化层后的设置的归一化层以及每一个全连接层后设置的丢弃(dropout)层,由此,可以防止过拟合。

[0062] 在本实施例中,该方法还可以包括:对卷积神经网络进行训练,例如,根据已标定的脉搏信号特征检测结果输入至卷积神经网络中,对卷积神经网络中的卷积层和/或全连接层的参数进行训练,这样训练后的得到的网络模型具有很好的泛化性。

[0063] 在本实施例中,可以在卷积神经网络框架上进行训练,可以通过比较当前网络的预测值和目标值的差异(损失函数),再根据二者的差异情况来更新卷积神经网络每一层的权重矩阵,即训练的过程就是尽可能缩小损失函数的过程,例如预先采集一些已知的脉搏数据,分别为不同的脉搏数据进行不同类别的标记(目标值),得到训练样本,将上述脉搏信号经过连续小波变换后,作为卷积神经网络的输入进行训练,其中,可以根据经验初始化权重矩阵,得到输出结果后,根据损失函数重新调整权重矩阵,再次训练,得到损失函数最小

的卷积神经网络,完成训练过程,具体训练过程与现有技术类似,此处不再赘述。

[0064] 例如,在本实施例中,可以预先采集X个人的至少一个周期的脉搏信号,分别对X个人的脉搏信号进行预先标记,例如X个人的脉搏信号ID分别为 $I_1, I_2, \dots, I_X$ ,利用连续小波变换提取各个脉搏信号的局部特征后,将处理后的脉搏信号输入至卷积神经网络进行训练,得到训练模型,即X类分类结果,每个分类结果的标签为 $I_1, I_2, \dots, I_X$ ,在实际检测时,获取未知的脉搏信号S,提取局部特征后输入经过训练后的卷积神经网络,利用卷积神经网络进行特征提取和分类,确定该脉搏信号S的类型,即属于X类分类结果中的哪类,并使用上述标签对该脉搏信号S进行标记。

[0065] 通过上述方法,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0066] 实施例2

[0067] 本实施例2提供一种脉搏信号特征检测装置,由于该方法解决问题的原理与实施例1中的方法类似,因此其具体的实施可以参考实施例1中的方法的实施,内容相同之处,不再重复说明。

[0068] 图6是本实施例中脉搏信号特征检测装置构成示意图,如图6所示,该装置包括:

[0069] 获取单元601,其用于获取至少一个周期的脉搏信号;

[0070] 处理单元602,其用于利用预定小波基对该脉搏信号进行连续小波变换,以确定该脉搏信号的局部特征;其中,该预定小波基用于去除该脉搏信号经过该连续小波变换后的频域信号中的负频率;

[0071] 检测单元603,其用于利用卷积神经网络对该局部特征进行提取和分类,确定该脉搏信号的类型。

[0072] 在本实施例中,该获取单元601、处理单元602、检测单元603的具体实施方式可以参考实施例1中步骤101~103,此处不再赘述。

[0073] 在本实施例中,该装置还可以包括:

[0074] 分割单元(未图示),其用于将获取单元601获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;

[0075] 并且,处理单元602对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。

[0076] 在本实施例中,该获取单元601可以是传感器等器件,可以采集脉搏信号,并将脉搏信号转化为数字信号;处理单元602的功能可以通过滤波器实现,其中,通过设置一组可控带通范围的多尺度滤波器,可以实现连续小波变换的处理,其中,连续小波变换的尺度可以看作是滤波器的带通范围,或者处理单元602的功能也可以通过处理器实现,本实施例并不以此作为限制;检测单元603的功能可以通过卷积神经网络实现,该卷积神经网络的具体结构可以参考实施例1,此处不再赘述。

[0077] 通过上述装置,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0078] 实施例3

[0079] 本发明实施例3提供一种本实施例3提供了一种电子设备,图7是本实施例3的电子设备的示意图。如图7所示,电子设备700包括实施例2所述的脉搏信号特征检测装置600,该脉搏信号特征检测装置600的结构不再赘述。

[0080] 本实施例3还提供了一种电子设备,由于该电子设备解决问题的原理与实施例1中的方法类似,因此其具体的实施可以参考实施例1中的方法的实施,内容相同之处,不再重复说明。

[0081] 图8是本发明实施例3的电子设备的系统构成的示意框图。如图8所示,电子设备800可以包括中央处理器801和存储器802;该存储器802耦合到该中央处理器801。该图是示例性的;还可以使用其它类型的结构,来补充或代替该结构,以实现电信功能或其它功能。

[0082] 如图8所示,该电子设备800还可以包括:输入单元803、显示器804、电源805。

[0083] 在一个实施方式中,实施例2所述的脉搏信号特征检测装置的功能可以被集成到该中央处理器801中。其中,该中央处理器801可以被配置为:获取至少一个周期的脉搏信号;利用预定小波基对该脉搏信号进行连续小波变换,以确定该脉搏信号的局部特征;其中,该预定小波基用于去除该脉搏信号经过该连续小波变换后的频域信号中的负频率;利用卷积神经网络对该局部特征进行提取和分类,确定该脉搏信号的类型。

[0084] 该中央处理器801还可以被配置为:将获取的脉搏信号划分为至少一个单个脉搏信号,其中,每个单个脉搏信号包括一个脉搏周期的第一预定数量个采样点;并且,利用预定小波基对所述每个单个脉搏信号分别进行连续小波变换。

[0085] 在本实施例中,该中央处理器801的具体实施方式可以参考实施例1,此处不再赘述。

[0086] 在另一个实施方式中,实施例2所述的脉搏信号特征检测装置可以与该中央处理器801分开配置,例如可以将该脉搏信号特征检测装置600为与该中央处理器801连接的芯片,通过该中央处理器801的控制来实现该脉搏信号特征检测装置600的功能。

[0087] 在本实施例中该电子设备800也并不是必须要包括图8中所示的所有部件,例如,该电子设备800还可以包括传感器(未图示),中央处理器801用于控制该传感器采集脉搏信号,并转换成数字信号等,本实施例并不以此作为限制

[0088] 如图8所示,该中央处理器801有时也称为控制器或操作控件,可以包括微处理器或其它处理器装置和/或逻辑装置,该中央处理器801接收输入并控制该电子设备800的各个部件的操作。

[0089] 该存储器802,例如可以是缓存器、闪存、硬驱、可移动介质、易失性存储器、非易失性存储器或其它合适装置中的一种或更多种。并且该中央处理器801可执行该存储器802存储的该程序,以实现信息存储或处理等。其它部件的功能与现有类似,此处不再赘述。该电子设备800的各部件可以通过专用硬件、固件、软件或其结合来实现,而不偏离本发明的范围。

[0090] 通过上述装置,可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别,进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

[0091] 本发明实施例还提供一种计算机可读程序,其中当在脉搏信号特征检测装置中执行该程序时,该程序使得计算机在该脉搏信号特征检测装置中执行如上面实施例1中的脉搏信号特征检测方法。

[0092] 本发明实施例还提供一种存储有计算机可读程序的存储介质,其中所述计算机可读程序使得计算机在脉搏信号特征检测装置中执行实施例1所述的脉搏信号特征检测方法。

[0093] 结合本发明实施例描述的脉搏信号特征检测装置可直接体现为硬件、由处理器执行的软件模块或二者组合。例如,图6-7中所示的功能框图中的一个或多个和/或功能框图的一个或多个组合,既可以对应于计算机程序流程的各个软件模块,亦可以对应于各个硬件模块。这些软件模块,可以分别对应于实施例1所示的各个步骤。这些硬件模块例如可利用现场可编程门阵列(FPGA)将这些软件模块固化而实现。

[0094] 软件模块可以位于RAM存储器、闪存、ROM存储器、EPROM存储器、EEPROM存储器、寄存器、硬盘、移动磁盘、CD-ROM或者本领域已知的任何其它形式的存储介质。可以将一种存储介质耦接至处理器,从而使处理器能够从该存储介质读取信息,且可向该存储介质写入信息;或者该存储介质可以是处理器的组成部分。处理器和存储介质可以位于ASIC中。该软件模块可以存储在脉搏信号特征检测装置的存储器中,也可以存储在可插入脉搏信号特征检测装置的存储卡中。

[0095] 针对图6-7描述的功能框图中的一个或多个和/或功能框图的一个或多个组合,可以实现为用于执行本申请所描述功能的通用处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其它可编程逻辑器件、分立门或晶体管逻辑器件、分立硬件组件、或者其任意适当组合。针对图6-7描述的功能框图中的一个或多个和/或功能框图的一个或多个组合,还可以实现为计算设备的组合,例如,DSP和微处理器的组合、多个微处理器、与DSP通信结合的一个或多个微处理器或者任何其它这种配置。

[0096] 以上结合具体的实施方式对本发明进行了描述,但本领域技术人员应该清楚,这些描述都是示例性的,并不是对本发明保护范围的限制。本领域技术人员可以根据本发明的精神和原理对本发明做出各种变型和修改,这些变型和修改也在本发明的范围内。

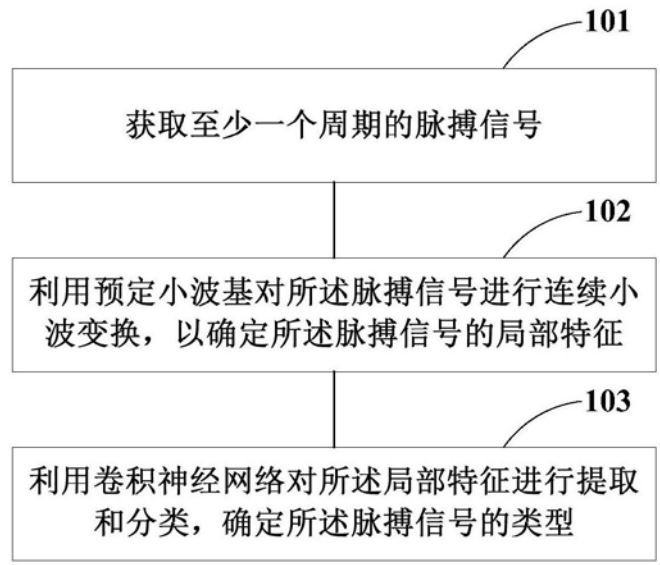


图1

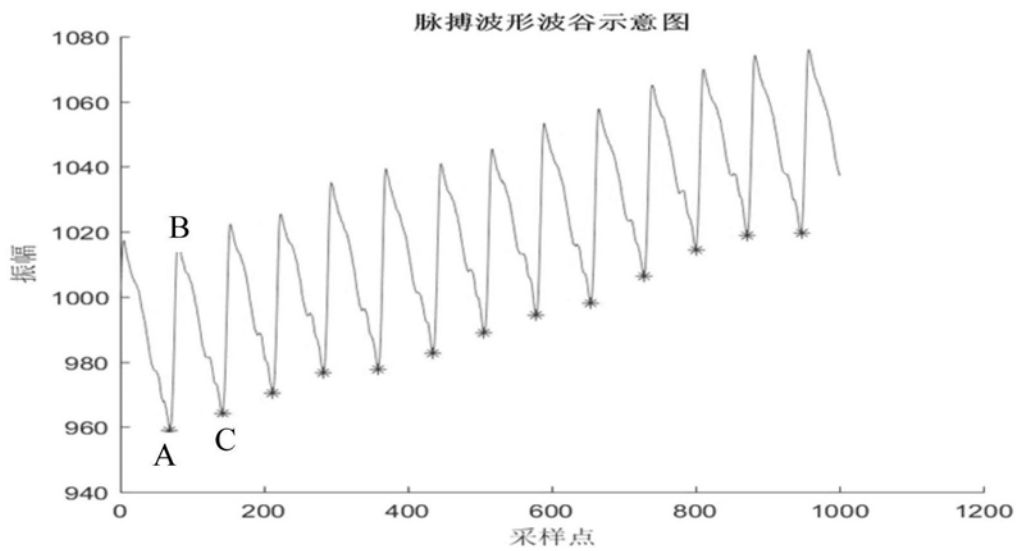


图2

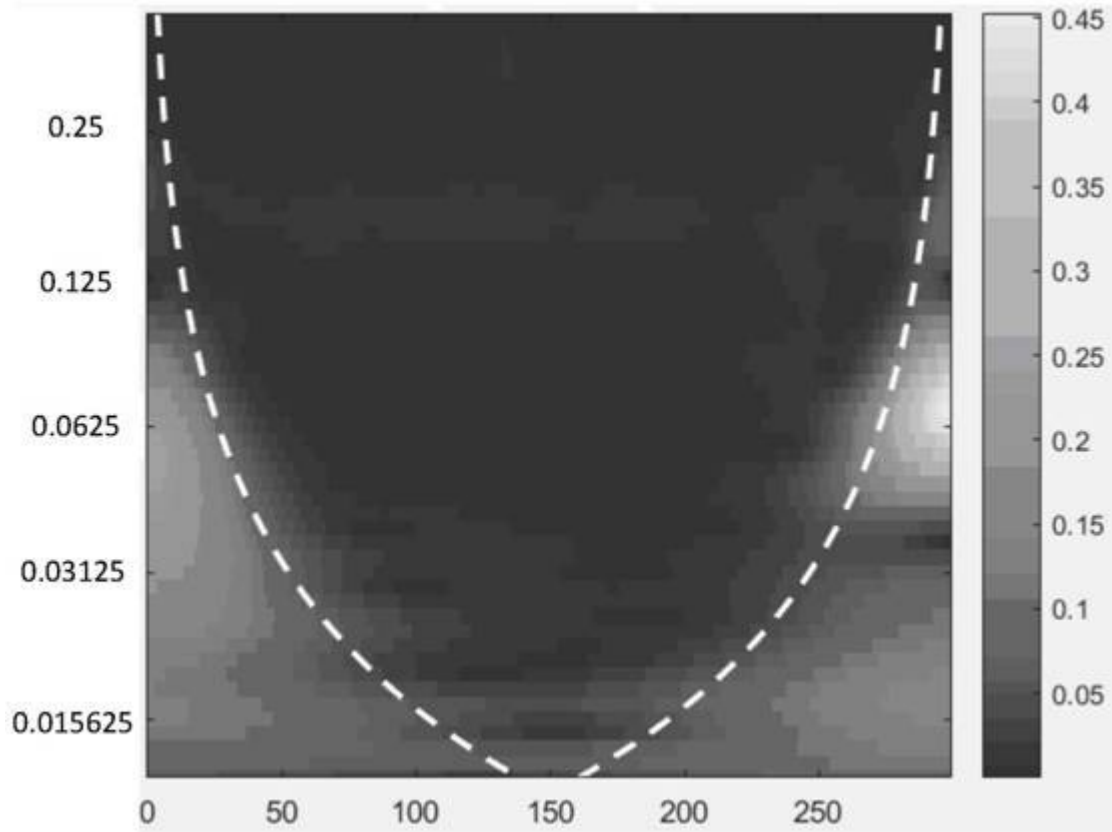


图3

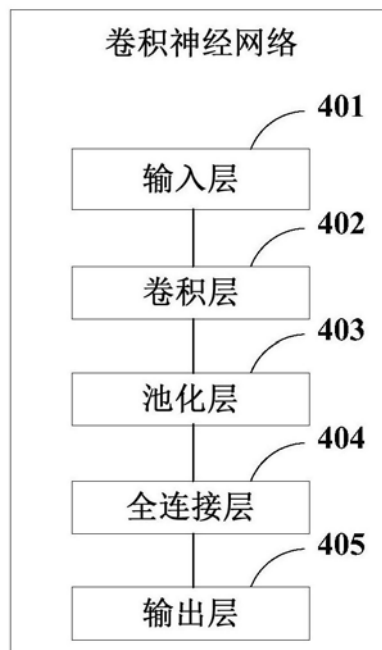


图4

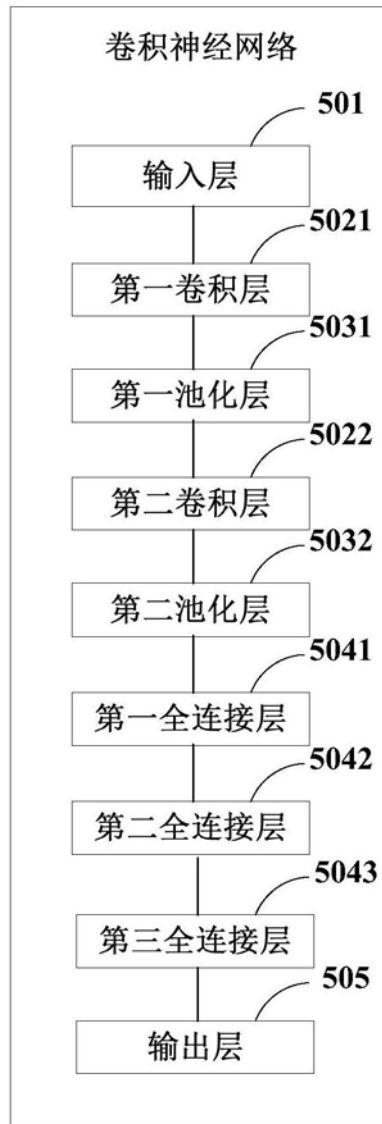


图5

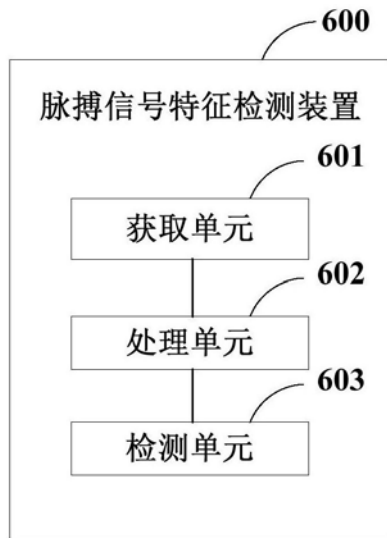


图6

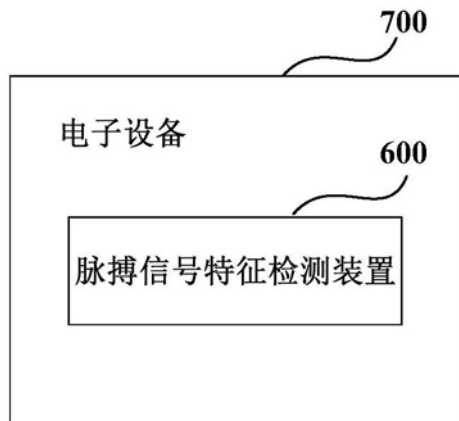


图7

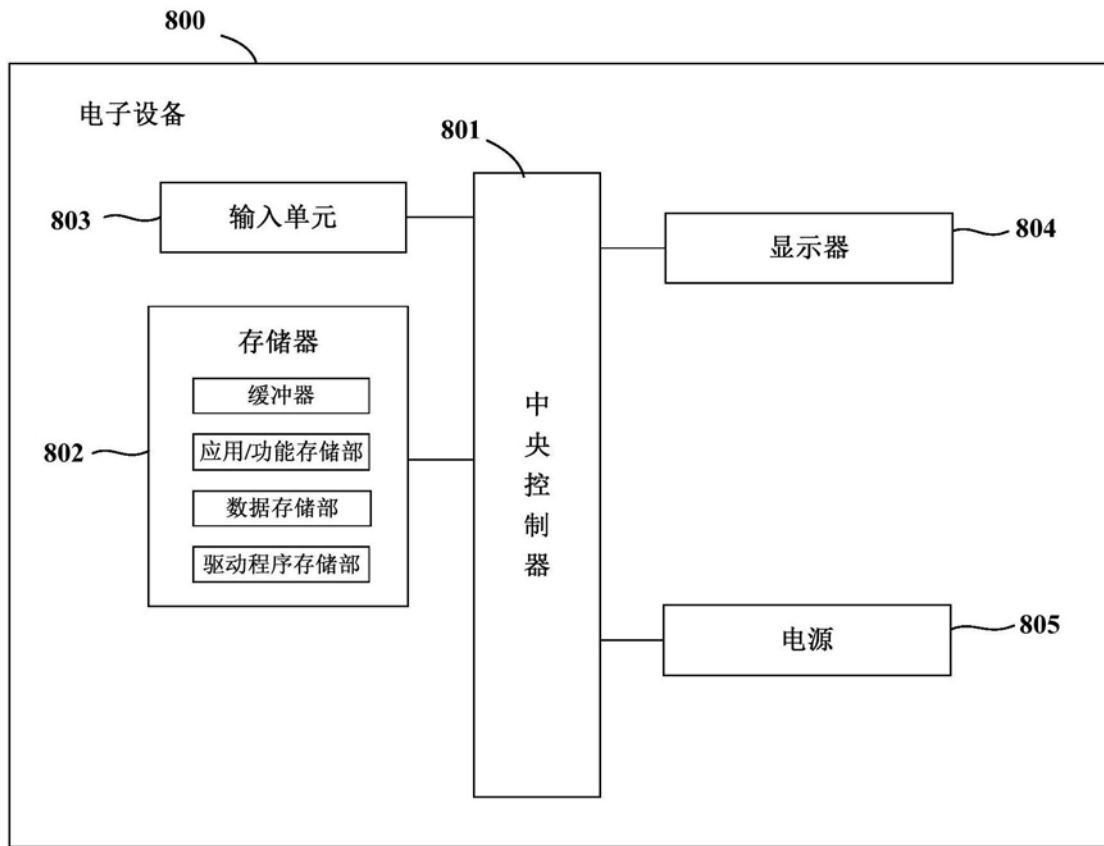


图8

专利名称(译)	脉搏信号特征检测方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN109106345A</a>	公开(公告)日	2019-01-01
申请号	CN201810678102.7	申请日	2018-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	北京中欧美经济技术发展中心		
申请(专利权)人(译)	北京中欧美经济技术发展中心		
当前申请(专利权)人(译)	北京中欧美经济技术发展中心		
[标]发明人	俞俊生 胡阳生 郭敬林		
发明人	俞俊生 胡阳生 郭敬林		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/726		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例提供一种脉搏信号特征检测方法和装置。其中，该装置包括：获取单元，其用于获取至少一个周期的脉搏信号；处理单元，其用于利用预定小波基对该脉搏信号进行连续小波变换，以确定该脉搏信号的局部特征；其中，该预定小波基用于去除该脉搏信号经过该连续小波变换后的频域信号中的负频率；检测单元，其用于利用卷积神经网络对该局部特征进行提取和分类，确定该脉搏信号的类型。通过上述装置，可以利用预定小波基以及卷积神经网络更加精确的提取脉搏信号的特征以及进行脉搏信号的分类和识别，进而提高了脉搏分析诊断的准确性和可靠性。

