



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110742581 A

(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201910951348.1

(22)申请日 2019.10.08

(71)申请人 北京邮电大学

地址 100876 北京市海淀区西土城路10号
北京邮电大学

(72)发明人 高伟东 胡迪坤

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 张秀程

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

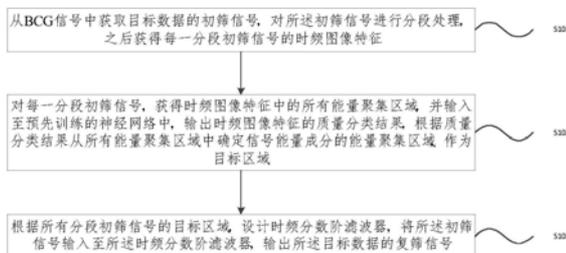
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

BCG信号的处理方法及装置

(57)摘要

本发明实施例提供一种BCG信号的处理方法及装置,从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据质量分类结果从所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号。本发明实施例具有高精度且稳定的优势。



1. 一种BCG信号的处理方法,其特征在于,包括:

从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;

对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;

根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;

其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成。

2. 根据权利要求1所述的BCG信号的处理方法,其特征在于,所述目标数据还包括:心率信号和脉搏信号;

相应地,所述输出所述目标数据的复筛信号,之后还包括:

利用希尔伯特变换,从脉搏信号的复筛信号中提取周期包络,将所述周期包络结合所述心率信号的复筛信号中的峰值位置,联合确定心跳R峰精确时间和相邻R-R峰的间期时间,以计算心率。

3. 根据权利要求1所述的BCG信号的处理方法,其特征在于,所述获得所述时频图像特征中的所有能量聚集区域,具体为:

将所述时频图像特征转化为灰度图像,通过图像分割方法获得所述灰度图像中的所有能量聚集区域;

其中,所述灰度图像中像素点的灰度值用于表征时频图像特征中瞬时时间和频率下的功率谱密度的幅度值。

4. 根据权利要求1所述的BCG信号的处理方法,其特征在于,所述质量分类结果包括轻微含噪、严重含噪、数据采集异常和数据采集缺失;

相应地,所述根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域,包括:

若质量分类结果为轻微含噪或严重含噪,则通过凝聚型层次聚类方法获得所述时频图像特征的谱能量的信号能量成分,并将所述信号能量成分对应的能量聚集区域作为目标区域。

5. 根据权利要求4所述的BCG信号的处理方法,其特征在于,若质量分类结果为严重含噪,所述通过凝聚型层次聚类方法获得所述时频图像特征的谱能量的信号能量成分,具体为:

根据初筛信号的所有谱能量(滤波器20分钟一次更换,只是根据严重含噪信号落在的相同滤波器段落中的其余19段初筛信号的谱能量)的信号能量成分,从所有能量聚集区域中确定属于信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域。

6. 根据权利要求4所述的BCG信号的处理方法,其特征在于,设计时频分数阶滤波器,具体为:

利用支撑向量机将符合预设要求的能量聚集区域的边界,用两条最优线性分类线性方

程划分；

根据BCG信号中所有最优线性分类线性方程，设计时频分数阶滤波器。

7. 根据权利要求1所述的BCG信号的处理方法，其特征在于，所述BCG信号的时长为5至40分钟；相应地，所述分段初筛信号的时长为30秒至3分钟。

8. 一种BCG信号的处理装置，其特征在于，包括：

时频联合分析模块，用于从BCG信号中获取目标数据的初筛信号，对所述初筛信号进行分段处理，之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征；

图像分割模块，用于对每一分段初筛信号，获得时频图像特征中的所有能量聚集区域，并输入至预先训练的神经网络中，输出时频图像特征的质量分类结果，根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域，作为目标区域；

滤波器设计模块，用于根据所有分段初筛信号的目标区域，设计时频分数阶滤波器，将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器，输出所述目标数据的复筛信号；

其中，所述目标数据的类型至少包括呼吸信号；所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本，以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成。

9. 一种电子设备，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，其特征在于，所述处理器执行所述程序时实现如权利要求1至7任一项所述BCG信号的处理方法的步骤。

10. 一种非暂态计算机可读存储介质，其特征在于，所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令，所述计算机指令使所述计算机执行如权利要求1至7中任意一项所述的BCG信号的处理方法。

BCG信号的处理方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,更具体地,涉及BCG信号的处理方法及装置。

背景技术

[0002] 睡眠占据人们大约一天三分之一的时间,睡眠健康对人体健康至关重要,越来越多的人群需要监测并分析他们的睡眠情况。常规的医用型睡眠监测技术依靠PSG(睡眠多导图,Polysomnography)监测技术,但是医用设备的操作复杂,侵入式测量会对受测者产生严重影响,所以非接触式BCG信号采集人体关键参数心跳速率,呼吸速率等运用日益普遍。

[0003] BCG(心脏冲击描述法,ballistocardiogram)在采集信号时,不需要接触被试者身体,从而避免了接触式给用户带来的不适感。微动床垫采集到的BCG信号是包含多种信号与噪声的混合信号,里面除了包含有心跳、呼吸、脉搏等有用的信号成分,同时也包含有大量的硬件噪声、信号伪差、体动和其它无用的人体信号干扰。正常心率在短时间内变化范围较小,连续性强。在人体状态平稳时心率频段信号,心率变化范围较小,是一个类chirp信号。现有技术采集BCG信号并提取心率的方法是用经验的常规带通滤波器进行信号的预处理,去除部分明显的噪声干扰后提取信号包络,用平滑函数得到大致的处理后信号。

[0004] 关键性提取心率方法大致有两类,一类是基于经验模态分解(EMD,Empirical Mode Decomposition)或结合波形的形态学统计经验设置阈值判别将心率波形从BCG信号中直接特征频率分离,例如现有技术公开的一种经验模态分解过程是提取含有噪声的BCG信号中使用到局部极大值的包络线以及局部极小值的包络线,定义一个大致的包络线均值,从而起到去趋势的作用,近似解析到IMF(Intrinsic Mode Function)信号,根据信号周期估算出实时心率。另一类是基于常规小波去噪或通过具体信号构建经验小波基,通过与信号的自相关得到近似系数和重细节系数,例如某文献中公开了一种方法:直接选用db6小波滤波器对原始BCG信号进行分析,通过经验选取小波变化分解的第2层,3层,4层小波细节系数和小波变化分解的第5层小波近似系数,对心率信号进行重构。并根据主要是小波变化分解的第5层波形识别心率周期。

[0005] 但是上述两类算法试用的条件是较为理想的信号,短时间内精度需求不高的近似处理,环境抗干扰和普适性较差,且没有考虑心率的长程的趋势变化影响。人在平稳的状态心率变化范围较小,例如半小时内心率的变化波动在20bpms心跳频率变化大约在0.3hz以内是一个类chirp信号,具有很强的信号聚集性,对信号自适应调参的精度要求很高,滤波器参数过宽会导致噪声严重干扰,过窄会导致关键性信息缺失。而BCG信号环境复杂,心跳信息的能量微弱信号不稳定,在实际时间频率上还会有严重的时频混叠噪声,提取的信号难以保证高的信噪比直接用自相关处理效果很不理想。在环境不稳定,采集设备无法高精度和规范化的情况下,不同个体,不同时间段,情绪状态等外界影响都会导致心率的较大差异。所以简单的统计规律去设计参数,用常规的阈值和经验模型都难满足精确性和抗干扰性和普适性需求。

发明内容

[0006] 本发明实施例提供一种克服上述问题或者至少部分地解决上述问题的BCG信号的处理方法及装置。

[0007] 第一个方面,本发明实施例提供一种BCG信号的处理方法,包括:

[0008] 从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;

[0009] 对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;

[0010] 根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;

[0011] 其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成。

[0012] 优选地,所述目标数据还包括:心率信号和脉搏信号;

[0013] 相应地,所述输出所述目标数据的复筛信号,之后还包括:

[0014] 利用希尔伯特变换,从脉搏信号的复筛信号中提取周期包络,将所述周期包络结合所述心率信号的复筛信号中的峰值位置,联合确定心跳R峰精确时间和相邻R-R峰的间期时间,以计算心率。

[0015] 优选地,所述获得所述时频图像特征中的所有能量聚集区域,具体为:

[0016] 将所述时频图像特征转化为灰度图像,通过图像分割方法获得所述灰度图像中的所有能量聚集区域;

[0017] 其中,所述灰度图像中像素点的灰度值用于表征时频图像特征中瞬时时间和频率下的功率谱密度的幅度值。

[0018] 优选地,所述质量分类结果包括轻微含噪、严重含噪、数据采集异常和数据采集缺失;

[0019] 相应地,所述根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域,包括:

[0020] 若质量分类结果为轻微含噪或严重含噪,则通过凝聚型层次聚类方法获得所述时频图像特征的谱能量的信号能量成分,并将所述信号能量成分对应的能量聚集区域作为目标区域。

[0021] 优选地,若质量分类结果为严重含噪,所述通过凝聚型层次聚类方法获得所述时频图像特征的谱能量的信号能量成分,具体为:

[0022] 根据初筛信号(所在20分钟的段落因为共享一个滤波器参数)的所有谱能量的信号能量成分,从所有能量聚集区域中确定属于信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域。

[0023] 优选地,设计时频分数阶滤波器,具体为:

[0024] 利用支撑向量机将符合预设要求的能量聚集区域的边界,用两条最优线性分类线性方程划分;

- [0025] 根据BCG信号中所有最优线性分类线性方程,设计时频分数阶滤波器。
- [0026] 优选地,所述BCG信号的时长为5至40分钟;相应地,所述分段初筛信号的时长为30秒至3分钟。
- [0027] 第二个方面,本发明实施例提供一种BCG信号的处理装置,包括:
- [0028] 时频联合分析模块,用于从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;
- [0029] 图像分割模块,用于对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;
- [0030] 滤波器设计模块,用于根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;
- [0031] 其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成
- [0032] 第三方面,本发明实施例提供一种电子设备,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,所述处理器执行所述程序时实现如第一方面所提供的方法的步骤。
- [0033] 第四方面,本发明实施例提供一种非暂态计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现如第一方面所提供的方法的步骤。
- [0034] 本发明实施例提供的BCG信号的处理方法及装置,通过从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,初筛信号是指根据目标数据的频段通过滤波器进行初步筛选的信号,之后对初筛信号进行分段处理,再对每一分段初筛信号进行时频联合分析获得时频图像特征,并进一步获得时频图像特征中的能量聚集区域,由于在低噪声时能量聚集区域只有一个,而在高噪声时能量聚集区域为多个,通过选择出信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域,最后基于所有分段初筛信号的目标区域设计出时频分数阶滤波器,利用时频分数阶滤波器对初筛信号进行处理,最终获得噪声更少的复筛信号,本发明实施例具有高精度且稳定的优势,鲁棒性更好,适应广泛的人群和复杂的采集环境。

附图说明

- [0035] 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一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图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。
- [0036] 图1为本发明实施例提供的BCG信号的处理方法的流程示意图;
- [0037] 图2为本发明实施例的时频图像特征示意图;
- [0038] 图3为本发明实施例的通过二维Otsu图像分割方法获得时频图像特征中的所有能量聚集区域的示意图;
- [0039] 图4为本发明实施例提供的BCG信号的处理装置的结构示意图;
- [0040] 图5为本发明实施例提供的电子设备的实体结构示意图。

具体实施方式

[0041] 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。

[0042] 针对现有技术存在的上述问题。本发明实施例的发明构思为:从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,初筛信号是指根据目标数据的频段通过滤波器进行初步筛选的信号,之后对初筛信号进行分段处理,再对每一分段初筛信号进行时频联合分析获得时频图像特征,并进一步获得时频图像特征中的能量聚集区域,由于在低噪声时能量聚集区域只有一个,而在高噪声时能量聚集区域为多个,通过选择出信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域,最后基于所有分段初筛信号的目标区域设计出时频分数阶滤波器,利用时频分数阶滤波器对初筛信号进行处理,最终获得噪声更少的复筛信号,本发明实施例具有高精度且稳定的优势,鲁棒性更好,适应广泛的人群和复杂的采集环境。

[0043] 图1为本发明实施例提供的BCG信号的处理方法的流程示意图,如图1所示,包括:

[0044] S101、从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征。

[0045] 本发明实施例的目的在于从BCG信号中提取出目标数据,目标数据的类型至少包括呼吸信号,因此本发明实施例需要预先设计一个带通滤波器,以初步筛选出呼吸频段的信号,具体地,本发明实施例设计精度为0.05Hz,2000阶的第一递归滤波器(IIR滤波器),带通频段为0.1~0.5Hz。

[0046] 可以理解的是,BCG信号中除了呼吸信号,还有心率信号和脉搏信号,因此,本发明实施例还可以设计用于筛选心率频段的信号和脉搏频段的信号,由于心率频段在0.6~2.5Hz,脉搏频段在5~22Hz,因此本发明实施例设计精度为0.05Hz,2000阶的第二递归滤波器(IIR滤波器),带通频段为0.6~2.5Hz;精度为0.05Hz,2000阶的第三递归滤波器(IIR滤波器),带通频段为5~22Hz。通过将分段BCG信号分别输入至三个递归滤波器中,即可获得呼吸信号的初筛信号、心率信号的初筛信号和脉搏信号的初筛信号。

[0047] 需要说明的是,通常采集的BCG信号的时长较长,而BCG信号的持续时间越长,在时域上分辨率越差,心率浮动范围较大容易引入更多噪声,滤波器更难以精确滤波,因此本发明考虑对初筛进行分段处理。

[0048] 本发明实施例的时频联合分析方法可以采用魏格纳威利(Wigner-Ville)分布方法、短时傅里叶变换、CWD(Choi-Williamsdistribution)分布方法等等,本发明实施例对具体的联合分析方法不做进一步的限定。

[0049] S102、对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域。

[0050] 具体地,本发明实施例通过图像分割方法,生成分离时频图像特征上信号和噪声区域的最优分类线,从而得到能量聚集区域。本发明实施例预先通过机器学习的方式训练神经网络,以实现能量聚集区域的质量分类结果进行识别的目的。可以理解的是,神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的

质量分类结果为样本标签训练而成。本发明实施例对神经网络的类型不作具体的限定,例如可以采用深度卷积神经网络、长短时记忆神经网络等等。

[0051] 在本发明实施例中,时频图像特征的质量分类有很多种,可以理解的是,只有一个能量聚集区域说明噪声很少,显然属于最好的一种,当然能量聚集区域有多个,但比较集中,只能说明噪声较多,但仍然可以从中找出真正代表信号能量成分的区域,因此也是有价值的。除此之外还包括不含有能量聚集区域的情况,能量聚集区域分散不突出的情况、出现大量区域聚集信号相比噪声被淹没的情况,这三种情况的时频图像特征不具有应用价值。本发明实施例对确定信号能量成分的能量聚集区域的方法不作进一步地限定。可以理解的是,本发明实施例的信号能量成分是指目标数据的信号能量成分,比如呼吸信号的信号能量成分、脉搏信号的信号能量成分、心率信号的信号能量成分。

[0052] S103、根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述BCG信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号。

[0053] 本发明实施例可以利用支撑向量机构建多个线性分割函数,从而将目标区域分割出来,进一步根据所有分段初筛信号中信号能量成分的能量聚集区域对应的线性分割函数,即可估计带通时频滤波器的最优旋转角度和传递函数,从而确定滤波器函数。需要说明的是,对于线性分类器,除了支撑向量机,还可以采用费舍尔、逻辑斯蒂回归、模拟高斯区域聚类等方式,本发明不作具体的限定。

[0054] 本发明实施例提供了一种新的BCG信号的处理方法的流程,具有高精准确性且稳定的优势,鲁棒性更好,适应广泛的人群和复杂的采集环境。

[0055] 在上述各实施例的基础上,所述输出所述目标数据的复筛信号,之后还包括:从所述复筛信号中提取呼吸频率。

[0056] 可以理解的是,复筛信号的精度更高、可以认为是不含噪声的呼吸信号,因此可以从该信号中直接提取呼吸频率。

[0057] 在上述各实施例的基础上,作为一种可选实施例,目标数据还包括:心率信号和脉搏信号;

[0058] 相应地,所述输出所述目标数据的复筛信号,之后还包括:

[0059] 利用希尔伯特变换,从脉搏信号的复筛信号中提取周期包络,将所述周期包络结合所述心率信号的复筛信号中的峰值位置,联合确定心跳R峰精确时间和相邻R-R峰的间期时间,以计算心率。

[0060] 具体地,计算包络峰值与每个周期的时间区域,由于脉搏包络峰值不一定是R峰准确位置,整体脉搏包络峰值与心率复筛信号会出现大约0.1秒左右整体的偏差,但是周期不变所以只是整体峰值位置微调0.1秒,所以需要一小段两者信号的对比训练。在每一BCG信号做一次信号偏移的微调,确保脉搏包络波能尽可能接近复筛心率信号。当包络峰值与心率复筛信号接近时,采用心率复筛信号的峰值位置作为心率R峰值位置。当心率复筛信号中存在细微噪声导致峰值位置不准时,采用包络峰值位置作为心率R峰值位置。包络周期峰值优点是稳定、周期性好、不容易受到噪声干扰,缺点是峰值位置和周期的精确度不高;心率复筛信号的优点是峰值位置准确,缺点是周期性容易受到噪声干扰,如果有细微噪声干扰会导致峰值位置不准,本发明实施例通过联合判别的另一个优势在于,即使脉搏和心率两个信号中的哪一个信号出现异常,仍然可以进行心率估计,增强了整体算法的鲁棒性。

[0061] 在上述各实施例的基础上,作为一种可选实施例,所述获得所述时频图像特征中的所有能量聚集区域,具体为:

[0062] 将所述时频图像特征转化为灰度图像,通过图像分割方法获得所述灰度图像中的所有能量聚集区域;

[0063] 其中,所述灰度图像中像素点的灰度值用于表征时频图像特征中瞬时时间和频率下的功率谱密度的幅度值。

[0064] 可以理解的是,只要是能够将图像中的关键数据分割处理的方法在一定程度上都适用于本发明实施例,例如二维otsu方法、边缘检测类方法,或者模糊集方法等等,本发明对具体的图像分割方法不做具体限定。

[0065] 图2为本发明实施例的时频图像特征示意图,如图2所示,时频图像特征是一个三维图像,其中,x轴为时间,y轴为频率,z轴为瞬时自功率谱密度的幅度值,通过将三维图像转换为二维的灰度图像,有利于效率更高的进行图像分割。

[0066] 作为一个优选实施例,本发明实施例的图像分割方法为二维Otsu图像分割方法。二维Otsu图像分割方法同时考虑像素的灰度值分布和它们邻域像素的平均灰度值分布,因此形成的阈值是一个二维矢量,最佳的阈值在一个二维的测度准则下确定最大值时得到。经验证,采用二维otsu图像分割方法在BCG信号处理场景下具有更简洁的优势。

[0067] 图3为本发明实施例的通过二维Otsu图像分割方法获得时频图像特征中的所有能量聚集区域的示意图,如图3所示,黑色方形部分是灰度图像通过二维otsu图像分割方法处理后的非能量聚集区域,而黑色方形中存在的两块白色区域则是能量聚集区域,也就是说图3中存在两个能量聚集区域。

[0068] 在上述各实施例的基础上,作为一种可选实施例,所述质量分类结果包括轻微含噪、严重含噪、数据采集异常和数据采集缺失;

[0069] 相应地,所述根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域,包括:

[0070] 若质量分类结果为轻微含噪或严重含噪,则通过凝聚型层次聚类方法获得所述时频图像特征的谱能量的主要成分,并将所述信号能量成分对应的能量聚集区域作为目标区域。

[0071] 层次凝聚聚类算法(Hierarchical Agglomerative Clustering),简称HAC,其主要思想就是,先把每一个样本点当做一个聚类,然后不断重复的将其中最近的两个聚类合并(就是凝聚的含义),直到满足迭代终止条件。层次凝聚聚类算法相比平面聚类(flat clustering)方法避免了聚类数以及初始点的选择,而且不会陷入局部最优。

[0072] 需要说明的是,层次聚类只是将图像能量凝聚变成一个幅度图,可以确定大致的频率范围,将噪声与信号有大致的分离。当时频图像特征轻度含噪时,层次凝聚聚类方法结果中能量凝聚最强的部分就是信号能量成分,而该地方一般是唯一的,及轻度含噪的时频图像特征中能量聚集区域只有一个,也只有这个唯一的能量聚集区域是目标区域。

[0073] 当时频图像特征严重含噪时,层次凝聚聚类方法结果中将出现多个能量凝聚的部分,但是并不是信号最强就是可以作为目标区域。因为信号能量成分所在区间通常是稳定的,而噪声能量成分所在的区域是不稳定的。因此这个时候就需要根据初筛信号的所有谱能量的信号能量成分才能够获得信号能量成分的目标区域。

[0074] 在上述各实施例的基础上,作为一种可选实施例,设计时频分数阶滤波器,具体为:

[0075] 利用支撑向量机将符合预设要求的能量聚集区域的边界,用两条最优线性分类线性方程划分;

[0076] 根据BCG信号中所有最优线性分类线性方程,设计时频分数阶滤波器。

[0077] 需要注意的是,输入至支撑向量机中的是能量聚集区域,并不是整个灰度图像,对于每一个能量聚集区域,支撑向量机通过2个线性函数分割出目标信号区域,一方面将2个线性函数的关键参数为线性分割斜率角度、上限频率和下限频率。例如图3中的白色区域,支撑向量机一方面需要将左侧白色区域用尽量窄的线性分割处理是信号目标成分,另一发白色区域是主要噪声成分尽量必须尽量在分割区域外内。由于一个初筛信号是由很多个分段初筛信号组成的,将一个初筛信号中的所有分段初筛信号对应的关键参数进行排序,即可组成关键参数序列,显然关键参数序列有3个,分别为线性分割斜率角度序列、上限频率序列和下限频率序列,通过关键参数序列可以估计带通时频滤波器的最优旋转角度和传递函数,并生成自适应的滤波器函数。

[0078] 在上述各实施例的基础上,作为一种可选实施例,BCG信号的时长为5至40分钟;相应地,所述分段初筛信号的时长为30秒至3分钟。

[0079] 本发明实施例的BCG信号的范围为5~40分钟,这个时长的分段BCG信号在进行带通递归滤波器处理时,信号失真较小,甚至不会发生失真,之后再对带通递归滤波器筛出的信号分段,考虑到人体在1分钟内心率变化是窄带信号,所以信号带宽较窄时更容易分离,同时考虑到如果对初筛信号的分段的时间较长,那么心率的连续性就较差,处理过程需要更多依赖于信号质量,所以对初筛信号的分段的时长控制在30秒至3分钟。

[0080] 作为一种优选实施例,BCG信号的时长(第一预设时长)为20分钟,分段初筛信号的时长(第二预设时长)为1分钟。

[0081] 需要说明的是,在第一预设时长为20分钟的情况下,可以保证分段BCG信号在通过滤波器时,信号卷积过程的边缘不会发生失真,而第二预设时长设定为1分钟,信号带宽更容易进行分离,并且在后续信号卷积过程也不会发生失真的情况。

[0082] 图4为本发明实施例提供的BCG信号的处理装置的结构示意图,如图4所示,该BCG信号的处理装置包括:时频联合分析模块401、图像分割模块402和滤波器设计模块403,具体地,

[0083] 时频联合分析模块401,用于从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;

[0084] 图像分割模块402,用于对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;

[0085] 滤波器设计模块403,用于根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;

[0086] 其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类

结果为样本标签训练而成。

[0087] 本发明实施例具有高精准确性且稳定的优势,鲁棒性更好,适应广泛的人群和复杂的采集环境。

[0088] 图5为本发明实施例提供的电子设备的实体结构示意图,如图5所示,该电子设备可以包括:处理器(processor) 510、通信接口(Communications Interface) 520、存储器(memory) 530和通信总线540,其中,处理器510,通信接口520,存储器530通过通信总线540完成相互间的通信。处理器510可以调用存储在存储器530上并可在处理器510上运行的计算机程序,以执行上述各实施例提供的BCG信号的处理方法,例如包括:从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成。

[0089] 此外,上述的存储器530中的逻辑指令可以通过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取存储介质中。基于这样的理解,本发明实施例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,服务器,或者网络设备等)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。

[0090] 本发明实施例还提供一种非暂态计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现以执行上述各实施例提供的BCG信号的处理方法,例如包括:从BCG信号中获取目标数据的初筛信号,对所述初筛信号进行分段处理,之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征;对每一分段初筛信号,获得时频图像特征中的所有能量聚集区域,并输入至预先训练的神经网络中,输出时频图像特征的质量分类结果,根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域,作为目标区域;根据所有分段初筛信号的目标区域,设计时频分数阶滤波器,将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器,输出所述目标数据的复筛信号;其中,所述目标数据的类型至少包括呼吸信号;所述预先训练的神经网络以样本时频图像特征中的所有能量聚集区域的图像特征为样本,以样本时频图像特征的质量分类结果为样本标签训练而成。

[0091] 以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中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模块来实现本实施例方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性的劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0092] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员可以清楚地了解到各实施方式可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现,当然也可以通过硬件。基于这样的理解,上述技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,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,服务器,或者网络设备等)执行各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0093] 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发明各实施例技术方案的精神和范围。

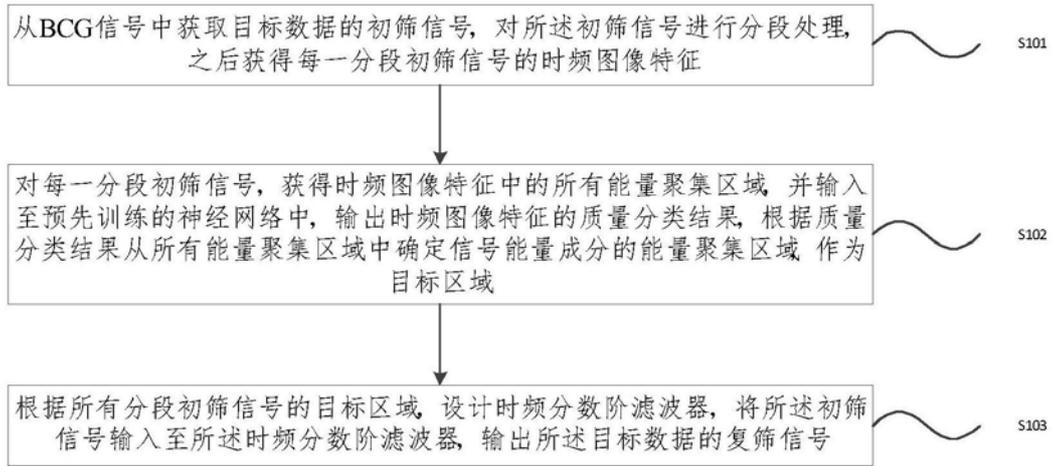


图1

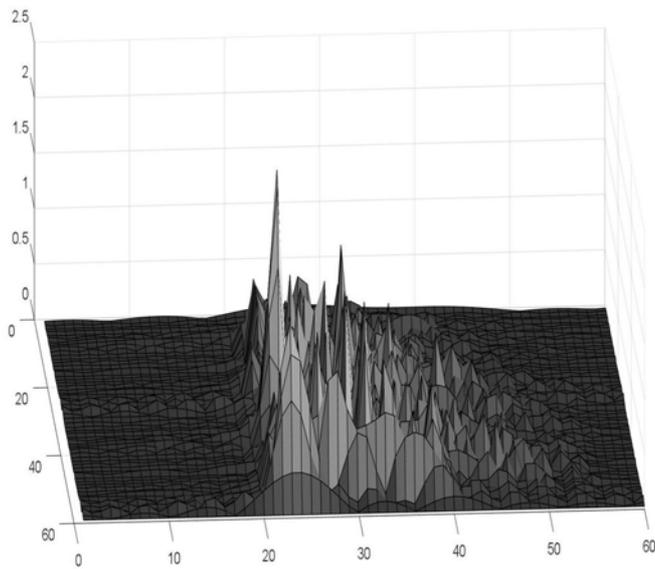


图2

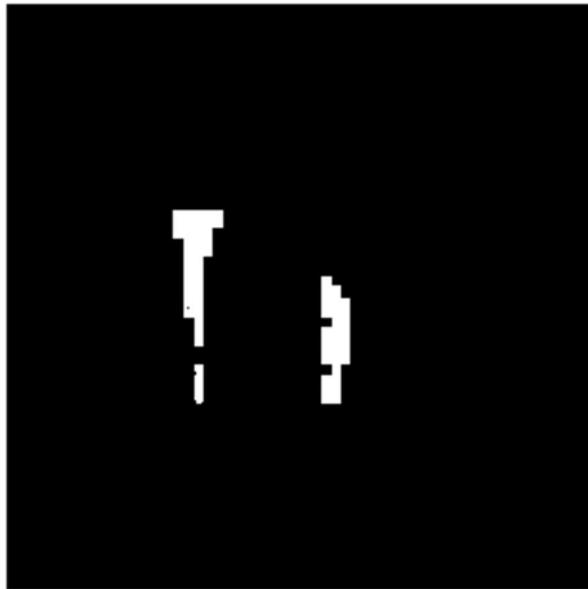


图3

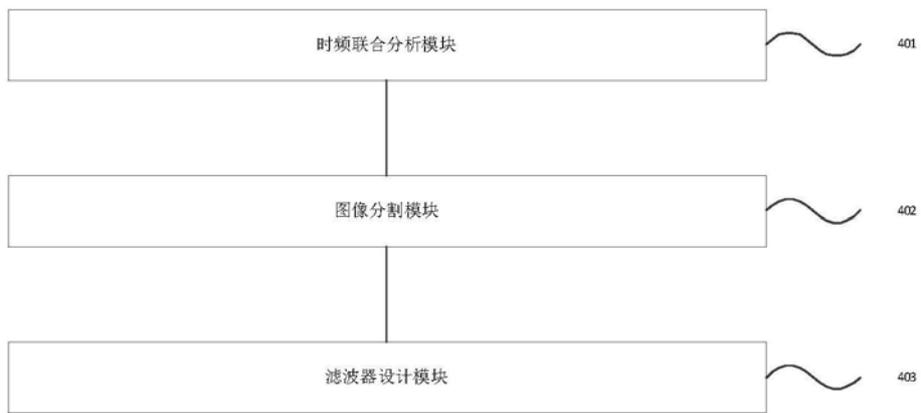


图4

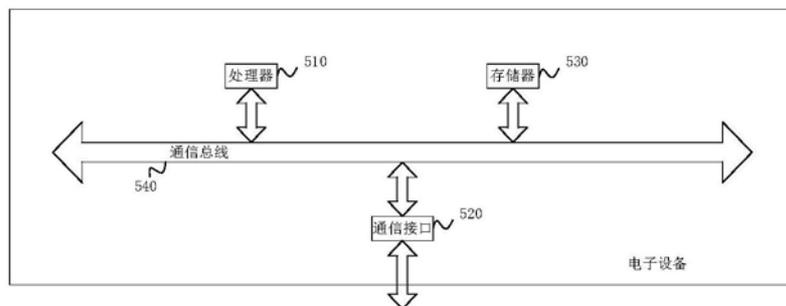


图5

专利名称(译)	BCG信号的处理方法及装置		
公开(公告)号	CN110742581A	公开(公告)日	2020-02-04
申请号	CN201910951348.1	申请日	2019-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
[标]发明人	高伟东		
发明人	高伟东 胡迪坤		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/1102 A61B5/4806 A61B5/6891 A61B5/7203		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供一种BCG信号的处理方法及装置，从BCG信号中获取目标数据的初筛信号，对所述初筛信号进行分段处理，之后获得每一分段初筛信号的时频图像特征；对每一分段初筛信号，获得时频图像特征中的所有能量聚集区域，并输入至预先训练的神经网络中，输出时频图像特征的质量分类结果，根据所述质量分类结果从所述所有能量聚集区域中确定信号能量成分的能量聚集区域，作为目标区域；根据所有分段初筛信号的目标区域，设计时频分数阶滤波器，将所述初筛信号输入至所述时频分数阶滤波器，输出所述目标数据的复筛信号。本发明实施例具有高精度且稳定的优势。

