



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367936 A

(43)申请公布日 2019. 10. 25

(21)申请号 201910718342.X

(22)申请日 2019.08.05

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司

地址 510530 广东省广州市黄埔区云埔四路6号

(72)发明人 胡静

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 董文倩

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

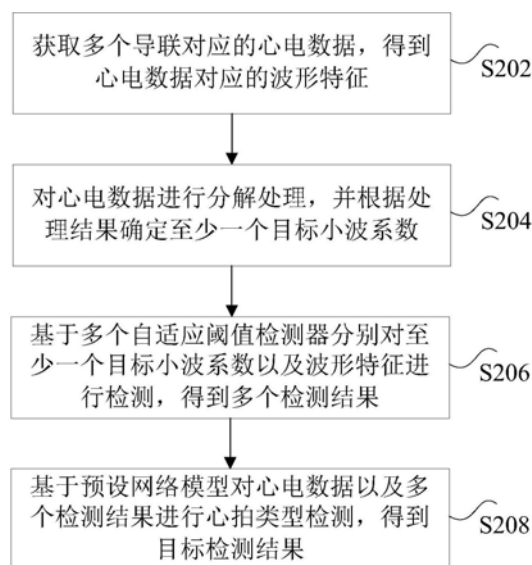
权利要求书3页 说明书14页 附图3页

(54)发明名称

心电信号检测方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种心电信号检测方法及装置。其中,该方法包括:获取多个导联对应的心电数据,得到心电数据对应的波形特征;对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数;基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果;基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。本发明解决了相关技术中,束支阻滞检测准确率低的技术问题。



1. 一种心电信号检测方法,其特征在于,包括:

获取多个导联对应的心电数据,得到所述心电数据对应的波形特征;

对所述心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数;

基于多个自适应阈值检测器分别对所述至少一个目标小波系数以及所述波形特征进行检测,得到多个检测结果;

基于预设网络模型对所述心电数据以及所述多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,所述目标检测结果表征所述心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多个自适应阈值检测器至少包括:基于小波系数的第一检测器、基于所述波形特征的第二检测器、基于所述波形特征的第三检测器以及基于所述波形特征的第四检测器,其中,基于多个自适应阈值检测器对所述至少一个目标小波系数进行检测,得到多个检测结果,包括:

基于所述第一检测器对所述至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果;

基于所述第二检测器对所述波形特征进行检测,得到第二检测结果;

基于所述第三检测器对所述波形特征进行检测,得到第三检测结果;

基于所述第四检测器对所述波形特征进行检测,得到第四检测结果。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,基于所述第一检测器对所述至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果,包括:

获取每个导联对应的小波系数和以及小波系数积;

根据所述小波系数和以及所述小波系数积得到所述每个导联对应的第一阈值;

对所述多个导联对应的第一阈值求平均,得到第一平均值;

根据所述第一阈值以及第一参数得到当前时刻所述每个导联对应的第二阈值;

根据所述第二阈值与所述第一平均值得到所述第一检测结果,其中,所述第一检测结果表征所述每个导联的心电数据的心拍类型是否为所述束支阻滞。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,获取每个导联对应的小波系数和以及小波系数积,包括:

对所述心电数据进行分解处理,得到预设数量的小波系数,其中,所述预设数量的小波系数至少包括:第二小波系数、第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数、第六小波系数、第七小波系数,所述目标小波系数至少包括:所述第三小波系数、所述第四小波系数、所述第五小波系数;

对所述第三小波系数、所述第四小波系数、所述第五小波系数以及所述第六小波系数进行求和,得到所述小波系数和;

对所述第二小波系数、所述第六小波系数以及所述第七小波系数进行求和,得到求和结果;

对所述第三小波系数以及所述求和结果进行乘积运算,得到所述小波系数积。

5. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述波形特征至少包括:QRS波持续时长,其中,基于所述第二检测器对所述波形特征进行检测,得到第二检测结果,包括:

获取每个导联对应的波形特征的S波序列和Q波序列;

根据所述S波序列以及所述Q波序列,得到所述每个导联对应的QRS波的第一持续时长;

对所述多个导联对应的第一持续时长求平均,得到第二平均值;

根据所述第一持续时长以及第二参数得到所述每个导联对应的第二持续时长；

根据所述第二持续时长与所述第二平值得到所述第二检测结果，其中，所述第二检测结果表征所述每个导联的心电数据的心拍类型是否为所述束支阻滞。

6. 根据权利要求2所述的方法，其特征在于，所述波形特征至少包括：R波偏度值，其中，基于所述第三检测器对所述波形特征进行检测，得到第三检测结果，包括：

根据每个导联对应的心电数据得到所述每个导联对应的第一R波偏度值；

对所述多个导联对应的第一R波偏度值求平均，得到第三平均值；

根据所述第一R波偏度值以及第三参数得到每个R序列对应的第二R波偏度值；

根据所述第二R波偏度值与所述第三平值得到所述第三检测结果，其中，所述第三检测结果表征所述每个导联的心电数据的心拍类型是否为所述束支阻滞。

7. 根据权利要求6所述的方法，其特征在于，根据每个导联对应的心电数据得到所述每个导联对应的第一R波偏度值，包括：

获取所述每个导联对应的心电数据中的R波序列；

计算所述R波序列对应的核密度估计值向量；

根据所述核密度估计值向量计算所述R波序列的序列长度以及偏度值。

8. 根据权利要求2所述的方法，其特征在于，所述波形特征至少包括：P波变异值，其中，基于所述第四检测器对所述波形特征进行检测，得到第四检测结果，包括：

根据每个导联对应的心电数据得到所述每个导联对应的第一P波变异值；

对所述多个导联对应的第一P波变异值求平均，得到第四平均值；

根据所述第一P波变异值以及第四参数得到当前时刻所述每个导联对应的第二P波变异值；

根据所述第二P波变异值与所述第四平值得到所述第四检测结果，其中，所述第四检测结果表征所述每个导联的心电数据的心拍类型是否为所述束支阻滞。

9. 一种心电信号检测方法，其特征在于，包括：

获取多个导联对应的心电数据；

基于多个自适应阈值检测器分别对所述心电数据进行检测，得到多个检测结果；

基于预设网络模型对所述心电数据以及所述多个检测结果进行心拍类型检测，得到目标检测结果，其中，所述目标检测结果表征所述心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

10. 一种心电信号检测装置，其特征在于，包括：

获取模块，用于获取多个导联对应的心电数据，得到所述心电数据对应的波形特征；

分解模块，用于对所述心电数据进行分解处理，并根据处理结果确定至少一个目标小波系数；

第一检测模块，用于基于多个自适应阈值检测器分别对所述至少一个目标小波系数以及所述波形特征进行检测，得到多个检测结果；

第二检测模块，用于基于预设网络模型对所述心电数据以及所述多个检测结果进行心拍类型检测，得到目标检测结果，其中，所述目标检测结果表征所述心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

11. 一种存储介质，其特征在于，所述存储介质包括存储的程序，其中，在所述程序运行时控制所述存储介质所在设备执行权利要求1至8中任意一项所述的心电信号检测方法。

12. 一种处理器,其特征在于,所述处理器用于运行程序,其中,所述程序运行时执行权利要求1至8中任意一项所述的心电信号检测方法。

心电信号检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号检测领域,具体而言,涉及一种心电信号检测方法及装置。

背景技术

[0002] 右束支传导阻滞(Right Bundle Branch Block,简称RBBB)是一类心脏电传导系统阻滞疾病。心脏的右束支传导阻断,使得电信号无法经由右束支传入右心室,必须由来自左心室的信号进行活化,从而导致该疾病的发生。其中,图1示出了心电传导的过程,在图1中,HIS束(Atrio Ventricular Bundle)为希氏束,是一种哺乳动物心脏的一种特殊心肌,是刺激传导系统的一部分,其可将房室结(即图1中的AV Node)的兴奋传递给浦金野氏纤维(如图1中的Purkinje fibers)。另外,在图1中,LAF(Left Anterior Fascicle)为左前分支,LPF(Left Posterior Fascicle)为左间隔分支,LBB(Left Bundle Branch)为左束支,RBB(Right Bundle Branch)为右束支。

[0003] 目前,导致RBBB的疾病至少包括:心房中隔缺损、布鲁格达氏症候群、右心室肥大、肺栓塞、缺血性心脏病、风湿热、心肌炎、心肌病变,或高血压等等。右束支传导阻滞的基本病理生理缺陷主要是由于从HIS束到右束支传导的电脉冲不传导,在左束支传导正常的情况下,右心室去极化与左心室显着不一致。这种心室去极化不匹配导致心电图(Electrocardiogram,简称ECG)发生变化,因此可以通过提取和分析心电特征来识别右束支阻滞。

[0004] 现有技术在对心电特征进行分析的过程中,通常将提取到的所有心电特征输入到同一个检测器中,该检测器输出表征病人是否存在RBBB疾病的检测结果,由于心电图中的心电信号包括多个心电特征,如果将所有的心电特征输入到同一个检测器中,可能造成无法对部分心电特征进行准确的分析,从而降低了束支阻滞的检测准确度。此外,在获取心电信号时,通常使用多个导联来采集心电信号,多个导联的连接无疑增加了束支阻滞检测的复杂度。

[0005] 针对上述的问题,目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0006] 本发明实施例提供了一种心电信号检测方法及装置,以至少解决相关技术中,束支阻滞检测准确率低的技术问题。

[0007] 根据本发明实施例的一个方面,提供了一种心电信号检测方法,包括:获取多个导联对应的心电数据,得到心电数据对应的波形特征;对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数;基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果;基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0008] 进一步地,多个自适应阈值检测器至少包括:基于小波系数的第一检测器、基于波

形特征的第二检测器、基于波形特征的第三检测器以及基于波形特征的第四检测器,其中,心电信号检测方法还包括:基于第一检测器对至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果;基于第二检测器对波形特征进行检测,得到第二检测结果;基于第三检测器对波形特征进行检测,得到第三检测结果;基于第四检测器对波形特征进行检测,得到第四检测结果。

[0009] 进一步地,心电信号检测方法还包括:获取每个导联对应的小波系数和以及小波系数积;根据小波系数和以及小波系数积得到每个导联对应的第一阈值;对多个导联对应的第一阈值求平均,得到第一平均值;根据第一阈值以及第一参数得到当前时刻每个导联对应的第二阈值;根据第二阈值与第一平均值得到第一检测结果,其中,第一检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0010] 进一步地,心电信号检测方法还包括:对心电数据进行分解处理,得到预设数量的小波系数,其中,预设数量的小波系数至少包括:第二小波系数、第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数、第六小波系数、第七小波系数,目标小波系数至少包括:第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数;对第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数以及第六小波系数进行求和,得到小波系数和;对第二小波系数、第六小波系数以及第七小波系数进行求和,得到求和结果;对第三小波系数以及求和结果进行乘积运算,得到小波系数积。

[0011] 进一步地,波形特征至少包括:QRS波持续时长,心电信号检测方法还包括:获取每个导联对应的波形特征的S波序列和Q波序列;根据S波序列以及Q波序列,得到每个导联对应的QRS波的第一持续时长;对多个导联对应的第一持续时长求平均,得到第二平均值;根据第一持续时长以及第二参数得到每个导联对应的第二持续时长;根据第二持续时长与第二平均值得到第二检测结果,其中,第二检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0012] 进一步地,波形特征至少包括:R波偏度值,心电信号检测方法还包括:根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一R波偏度值;对多个导联对应的第一R波偏度值求平均,得到第三平均值;根据第一R波偏度值以及第三参数得到每个R序列对应的第二R波偏度值;根据第二R波偏度值与第三平均值得到第三检测结果,其中,第三检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0013] 进一步地,心电信号检测方法还包括:获取每个导联对应的心电数据中的R波序列;计算R波序列对应的核密度估计值向量;根据核密度估计值向量计算R波序列的序列长度以及偏度值。

[0014] 进一步地,波形特征至少包括:P波变异值,心电信号检测方法还包括:根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一P波变异值;对多个导联对应的第一P波变异值求平均,得到第四平均值;根据第一P波变异值以及第四参数得到当前时刻每个导联对应的第二P波变异值;根据第二P波变异值与第四平均值得到第四检测结果,其中,第四检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0015] 进一步地,心电信号检测方法还包括:对心电数据进行预处理,得到预处理后的心电数据;对预处理后的心电数据进行离散小波分解,得到多个小波系数;从多个小波系数中确定至少一个目标小波系数。

[0016] 进一步地,心电信号检测方法还包括:对心电数据进行第一处理,得到第一心电数

据,其中,第一处理至少包括如下之一:阻抗匹配处理、过滤处理、放大处理;对第一心电数据进行第二处理,得到第二心电数据,其中,第二处理至少包括:模数转换处理;对第二心电数据进行低通滤波处理,得到预处理后的心电数据。

[0017] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种心电信号检测方法,包括:获取多个导联对应的心电数据;基于多个自适应阈值检测器分别对心电数据进行检测,得到多个检测结果;基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0018] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种心电信号检测装置,包括:获取模块,用于获取多个导联对应的心电数据,得到心电数据对应的波形特征;分解模块,用于对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数;第一检测模块,用于基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果;第二检测模块,用于基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0019] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种存储介质,该存储介质包括存储的程序,其中,在程序运行时控制存储介质所在设备执行上述的心电信号检测方法。

[0020] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种处理器,该处理器用于运行程序,其中,程序运行时执行上述的心电信号检测方法。

[0021] 在本发明实施例中,采用多个检测器分别对波形特征进行检测的方式,在获取到多个导联对应的心电数据之后,从心电数据中提取对应的波形特征,对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数,然后基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果,最后基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果。

[0022] 在上述过程中,采用不同的自适应阈值检测器分别对目标小波系数和波形特征进行特征分析,使得目标小波系数和波形特征的分析更具有针对性,自适应阈值检测器输出的检测结果更加准确,从而使得目标检测结果更加准确,稳定性更高。

[0023] 由此可见,本申请所提供的方案达到了检测心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞的目的,从而实现了提高了束支阻滞检测的准确度的技术效果,进而解决了相关技术中,束支阻滞检测准确率低的技术问题。

附图说明

[0024] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明,并不构成对本发明的不当限定。在附图中:

[0025] 图1是根据现有技术的一种心电传导的过程的示意图;

[0026] 图2是根据本发明实施例的一种心电信号检测方法的流程图;

[0027] 图3是根据本发明实施例的一种可选的右束支阻滞对应的波形图;

[0028] 图4是根据本发明实施例的一种可选的心电数据的示意图;

[0029] 图5是根据本发明实施例的一种可选的QRS复合波的示意图;

[0030] 图6是根据本发明实施例的一种可选的深度学习网络的示意图;

[0031] 图7是根据本发明实施例的一种心电信号检测方法的流程图;以及

[0032] 图8是根据本发明实施例的一种心电信号检测装置的示意图。

具体实施方式

[0033] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案,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的实施例,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做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都应当属于本发明保护的范围。

[0034] 需要说明的是,本发明的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别类似的对象,而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换,以便这里描述的本发明的实施例能够以除了在这里图示或描述的那些以外的顺序实施。此外,术语“包括”和“具有”以及他们的任何变形,意图在于覆盖不排他的包含,例如,包含了一系列步骤或单元的过程、方法、系统、产品或设备不必限于清楚地列出的那些步骤或单元,而是可包括没有清楚地列出的或对于这些过程、方法、产品或设备固有的其它步骤或单元。

[0035] 实施例1

[0036] 根据本发明实施例,提供了一种心电信号检测方法的实施例,需要说明的是,在附图的流程图示出的步骤可以在诸如一组计算机可执行指令的计算机系统中执行,并且,虽然在流程图中示出了逻辑顺序,但是在某些情况下,可以以不同于此处的顺序执行所示出或描述的步骤。

[0037] 图2是根据本发明实施例的心电信号检测方法的流程图,如图2所示,该方法包括如下步骤:

[0038] 步骤S202,获取多个导联对应的心电数据,得到心电数据对应的波形特征。

[0039] 在步骤S202中,导联为心电图的专业术语之一,指记录心电图时电极在人体体表的放置位置及电极与放大器的连接方式。可选的,每个导联采集对应的心电数据,优选的,上述多个导联至少包括V1-V3导联,即本申请多个导联对应的心电数据为V1-V3导联对应的心电数据。

[0040] 需要说明的是,对于右束支阻滞,来自左心室的电信号必须经过心肌传入,而此途径的传递速度较原先的希氏束-浦金氏纤维路径要慢,因此在心电图上,患者的QRS复合波会较宽,其中,QRS波为正常心电图幅度最大的波群,其反映了心室除极的全过程。对于右束支阻滞,患者的心室节律必须来自心室之上(即窦房结、心房,或房室结),QRS复合波的传播时长在非完全阻断的情况下长于100毫秒,或在完全阻断的情况下长于120毫秒,V1导联有末期R波(例如,R、rR'、rsR'、rSR',或qR等波形),V1至V3导联中存在RSR'模式(例如,'M形'QRS波群),如图3所示的右束支阻滞对应的心电图上的波形图,对于V1导联,其显示双R波,对于V6导联,其对应的S波较宽,并且模糊。以上为右束支阻滞对应的心电图的波形特点。

[0041] 通过右束支阻滞的波形特点可知,室上性心律以及QRS复合波时间长度在所有导联上面都能够观察得到,而比较特殊的'M形'QRS波群则只能在V1-V3导联上面观察到。因

此,只需要分析V1-V3导联即可。

[0042] 步骤S204,对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数。

[0043] 在步骤S204中,对心电数据进行的分解处理可以为离散小波分解。具体的,首先对心电数据进行预处理,得到预处理后的心电数据,然后对预处理后的心电数据进行离散小波分解,得到多个小波系数,最后从多个小波系数中确定至少一个目标小波系数。

[0044] 需要说明的是,本申请采用多通道同步数据采集需要处理的心电数据,此时,采集到的心电数据包括心脏信号、背景噪声以及需要检测的心电数据。因此,在对心电数据进行检测之前,需要对心电数据进行预处理,以滤除心电数据中的杂信号(即人体心脏信号、背景噪声等)。

[0045] 可选的,首先对心电数据进行第一处理,得到第一心电数据,然后对第一心电数据进行第二处理,得到第二心电数据,最后,对第二心电数据进行低通滤波处理,得到预处理后的心电数据。其中,第一处理至少包括如下之一:阻抗匹配处理、过滤处理、放大处理,第二处理至少包括:模数转换处理。

[0046] 具体的,在利用多通道同步数据采集到包含人体心脏信号、背景噪声的心电数据之后,首先,通过导联和传感器获得心电数据(即包含人体心脏信号、背景噪声的心电数据),通过模拟电路对采集的心电数据进行阻抗匹配、过滤、放大等处理(即第一处理)。然后,由模数转换器将心电数据对应的模拟信号转化为数字信号(即第二处理),由存储器存储。其中,实际采集获得的心电数据包含各种噪声,波形粗糙,不光滑,从而导致QRS复合波中蕴含的有用信息难以提取。此时,进一步采用低通数字滤波器(例如,巴特沃斯滤波器)进行低通滤波,滤除高频噪声(例如,频率为300Hz以上的噪声),得到滤波后的心电数据 $O(t)$ 。可选的,图4示出了包含束支阻滞的预处理后的心电数据的示意图。在图4中,I、II和III分别表示三个不同的波形序列,VR、VL、VP、V1、V2、V3、V4、V5以及V6分别表示不同的导联。

[0047] 进一步地,本申请采用Daubechies4 (Db4) 小波对预处理后的心电数据进行离散小波分解,分解层数为N,在本实施例中,由于 $N=7$ 时,实际性能最佳,得到小波分解系数D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7和A7,因此,在本申请中小波分解层数优选为7。另外,由于小波系数D3、D4和D5包含最大信息和最大能量,因此采用小波系数D3、D4和D5作为目标小波系数进行QRS复合波检测,检测得到的QRS复合波如图5所示,在图5中,Q波、R波以及S波三个相连的波动组成QRS复合波,P波、T波以及U波不属于QRS复合波。

[0048] 步骤S206,基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果。

[0049] 在步骤S206中,多个自适应阈值检测器至少包括:基于小波系数的第一检测器、基于波形特征的第二检测器、基于波形特征的第三检测器以及基于波形特征的第四检测器,其中,基于第一检测器对至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果;基于第二检测器对波形特征进行检测,得到第二检测结果;基于第三检测器对波形特征进行检测,得到第三检测结果;基于第四检测器对波形特征进行检测,得到第四检测结果。

[0050] 需要说明的是,在步骤S206中,不同的波形特征对应不同的自适应阈值检测器,其中,第二检测器为基于QRS波的持续时长的检测器,第三检测器为基于R波的概率密度分布的检测器,第四检测器为基于P波的变异性的检测器。

[0051] 通过步骤S206,使用不同的检测器对不同的波形特征和小波系数进行检测,可以使目标小波系数和波形特征的分析更具有针对性,提高检测器的检测结果。

[0052] 步骤S208,基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0053] 在步骤S208中,心电数据对应的心拍为单心拍,单心拍更加符合实际应用,因此,采用单心拍可以扩大本申请的应用范围。上述预设网络模型可以为深度学习网络。

[0054] 可选的,在得到每个自适应阈值检测器检测得到的检测结果之后,与滤波后提取得到的心电数据一起输入至深度学习网络RBNN(Radial Basis Neural Network)中,进行卷积运算后,得到目标检测结果。首先,构建深度学习网络,如图6所示,通过使用RBNN来检测右束支阻滞,该RBNN由残余卷积网络(ResNet)和双向长期短期循环神经网络(Bi-LSTM)组成。图6示出了上述的RBNN的结构,其中,RBNN输入为心电数据以及通过多个自适应阈值检测器检测到的检测结果,输出是表征心拍类型(RBBB或N-RBBB)的目标检测结果。残余卷积网络位于RBNN网络模型的顶部。在残余卷积网络之后,依次放置Bi-LSTM层、Flatten层和全连接层。对于残余卷积网络,卷积核大小和通道数分别设置为11和64,并且Bi-LSTM层和全连接层中的神经元数分别为32和64。通过该RBNN网络模型,可以得到对右束支阻滞的检测结果。

[0055] 需要说明的是,束支阻滞的检测结果可以在包含心电模块的单导联心电贴、多体征设备、监护仪设备上显示出来,作为个人或者医生检测、诊断的基础。另外,在图6中,卷积函数为1DConvolution(128,11);批标准化函数为Batch Normalization,其用于将分散的数据进行统一;线性整流函数(Rectified Linear Unit,简称ReLU),又称修正线性单元,是一种人工神经网络中常用的激活函数(activation function),通常指代以斜坡函数及其变种为代表的非线性函数;最大池化函数为MaxPool,采样核为2;采样函数为downsample函数,其可通过下采样将原来的数据提取出来;Flatten层用来将输入“压平”,即把多维的输入一维化,常用在从卷积层到全连接层的过渡;dropout为深度学习网络的训练过程中,对于神经网络单元,按照一定的概率将其暂时从网络中丢弃,在图6中丢弃的概率为0.2。

[0056] 基于上述步骤S202至步骤S208限定的方案,可以获知,采用多个检测器分别对波形特征进行检测的方式,在获取到多个导联对应的心电数据之后,从心电数据中提取对应的波形特征,对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数,然后基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果,最后基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果。

[0057] 容易注意到的是,在上述过程中,采用不同的自适应阈值检测器分别对目标小波系数和波形特征进行特征分析,使得目标小波系数和波形特征的分析更具有针对性,自适应阈值检测器输出的检测结果更加准确,从而使得目标检测结果更加准确,稳定性更高。

[0058] 由此可见,本申请所提供的方案达到了检测心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞的目的,从而实现了提高了束支阻滞检测的准确度的技术效果,进而解决了相关技术中,束支阻滞检测准确率低的技术问题。

[0059] 在一种可选的实施例中,基于第一检测器对至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果,包括:获取每个导联对应的小波系数和以及小波系数积,然后根据小波系

数和以及小波系数积得到每个导联对应的第一阈值,并对多个导联对应的第一阈值求平均,得到第一平均值,根据第一阈值以及第一参数得到当前时刻每个导联对应的第二阈值,最后根据第二阈值与第一平均值得到第一检测结果,其中,第一检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0060] 需要说明的是,在基于第一检测器对小波系数进行检测之前,首先需要确定小波系数阈值,在本实施例中,基于V1-V3导联来确定小波系数阈值,即确定第一阈值以及第二阈值。其中,第一阈值和第二阈值与小波系数和以及小波系数积有关。

[0061] 可选的,对心电数据进行分解处理,得到预设数量的小波系数,其中,预设数量的小波系数至少包括:第二小波系数、第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数、第六小波系数、第七小波系数,目标小波系数至少包括:第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数;然后对第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数以及第六小波系数进行求和,得到小波系数和,并对第二小波系数、第六小波系数以及第七小波系数进行求和,得到求和结果,最后对第三小波系数以及求和结果进行乘积运算,得到小波系数积。

[0062] 其中,小波系数和X满足下式:

$$[0063] \quad X = D3 + D4 + D5 + D6$$

[0064] 在上式中,D3为第三小波系数,D4为第四小波系数,D5为第五小波系数,D6为第六小波系数。

[0065] 小波系数积Y满足下式:

$$[0066] \quad Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2}$$

[0067] 在上式中,D2为第二小波系数,D7为第七小波系数,D5为第五小波系数,D6为第六小波系数。

[0068] 在得到小波系数和以及小波系数积之后,根据小波系数和以及小波系数积得到每个导联对应的第一阈值Z,即Z满足下式:

$$[0069] \quad Z = X \times Y$$

[0070] 可选的,针对V1-V3导联的心电数据,导联数为M,则M=3,此时可提取得到M个Z值,计算其平均值Zmean(即第一平均值),即Zmean满足下式:

$$[0071] \quad Z_{mean_q} = \frac{\sum_{s=1}^N Z_{s,q}}{M}$$

[0072] 在上式中,Zs表示第s个导联的Z值,Zmeanq表示连续监测过程中第q个时刻计算得到的Zmean值。其中,Zmean的初始阈值为ZmeanD0,ZmeanDq表示第q个Z阈值,并通过下式进行迭代更新,得到第二阈值:

$$[0073] \quad Z_{meanD_{q+1}} = \lambda_1 Z_{meanD_q} + \mu_1 Z_{meanD_{q-1}}$$

[0074] 在上式中,ZmeanDq为第二阈值, λ_1 和 μ_1 为第一参数,其中, $\lambda_1 + \mu_1 = 1$ 。优选的,在本申请中, $\lambda_1 = 0.85$, $\mu_1 = 0.15$ 。

[0075] 当Zmeanq值大于ZmeanDq时,每个导联的心电数据的心拍类型为右束支阻滞,而反之,每个导联的心电数据的心拍类型为非右束支阻滞。

[0076] 在一种可选的实施例中,波形特征至少包括:QRS波持续时长,其中,基于第二检测

器对波形特征进行检测,得到第二检测结果,包括:获取每个导联对应的波形特征的S波序列和Q波序列,并根据S波序列以及Q波序列,得到每个导联对应的QRS波的第一持续时长,对多个导联对应的第一持续时长求平均,得到第二平均值,然后根据第一持续时长以及第二参数得到每个导联对应的第二持续时长,最后根据第二持续时长与第二平均值得到第二检测结果,其中,第二检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0077] 需要说明的是,右束支阻滞在V1-V3导联上的心电数据的波形特点具有QRS复合波的持续时长大于120ms的特点。因此,从心电数据中提取包括QRS波的持续时长相关的特征(用于分析QRS波的持续时长),并对其进行分析可以得到第二检测结果。

[0078] 可选的,X_P、X_Q、X_R、X_S和X_T分别表示P、Q、R、S和T波的序列,其中,QRS复合波的持续时长可以表示为QRS_width,则QRS复合波的持续时长满足下式:

[0079] $QRS_width = (X_S - X_Q) / f_s$

[0080] 在上式中, f_s 表示采样频率。

[0081] 可选的,针对V1-V3导联的心电数据,导联数为M,则 $M=3$,此时可提取得到M个QRS_width值,计算其平均值QRS_widthmean(即第二平均值),即QRS_widthmean满足下式:

$$[0082] \quad QRS_widthmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N QRS_width_{s,q}}{M}$$

[0083] 在上式中,QRS_widths表示第s个导联的QRS_width值,QRS_widthmeanq表示连续监测过程中第q个序列计算得到的QRS_widthmean值,其中,QRS_widthmean的初始阈值为QRS_widthmeanD0(例如,120ms),QRS_widthmeanDq表示第q个QRS_widthmean阈值,并通过下式进行迭代更新,得到第二持续时长:

[0084] $QRS_widthmeanD_{q+1} = \lambda_2 QRS_widthmeanD_q + \mu_2 QRS_widthmeanD_{q-1}$

[0085] 在上式中,QRS_widthmeanDq为第二持续时长, λ_2 和 μ_2 为第二参数,其中, $\lambda_2 + \mu_2 = 1$ 。优选的,在本申请中, $\lambda_2 = 0.85$, $\mu_2 = 0.15$ 。

[0086] 需要说明的是,基于右束支阻滞对应的波形特点可知,QRS持续时长越长(QRS持续时间>120ms),越有可能是右束支阻滞。当实时检测得到的QRS_widthmeanq值大于QRS_widthmeanDq时,每个导联的心电数据的心拍类型为右束支阻滞,而反之,每个导联的心电数据的心拍类型为为非右束支阻滞。

[0087] 在一种可选的实施例中,波形特征至少包括:R波偏度值,其中,基于第三检测器对波形特征进行检测,得到第三检测结果,包括:根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一R波偏度值;对多个导联对应的第一R波偏度值求平均,得到第三平均值;根据第一R波偏度值以及第三参数得到每个R序列对应的第二R波偏度值;根据第二R波偏度值与第三平均值得到第三检测结果,其中,第三检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0088] 需要说明的是,右束支阻滞在V1-V3导联上的心电数据的波形特点具有末期R波(例如,R、rR'、rsR'、rSR',或qR等波形)。因此,从心电数据中提取包括R波的概率密度分布(用于分析R波是单相还是双相),并对其进行分析可以得到第三检测结果。

[0089] 可选的,根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一R波偏度值,包括:获取每个导联对应的心电数据中的R波序列;计算R波序列对应的核密度估计值向量;根

据核密度估计值向量计算R波序列的序列长度以及偏度值。

[0090] 具体的, X_P 、 X_Q 、 X_R 、 X_S 和 X_T 分别表示P、Q、R、S和T波的序列, 计算R波的概率密度分布, 其中, ecg 表示心电数据对应的序列, $ksdensity$ 为计算序列核密度估计的算子, 用于求样本观测向量 x 的核密度估计, xi 是在 x 取值范围内等间隔选取的100个点构成的向量, $f1$ 是与 xi 相对应的核密度估计值向量。所用的核函数是Gaussian核函数; $skewness$ 、 $kurtosis$ 分别为计算序列长度、偏度和峰度的算子, 如下式所示:

[0091] $[f1, xi] = ksdensity(X_R)$

[0092] $kurt_R = kurtosis(f1)$

[0093] $skew_R = skewness(f1)$

[0094] 基于波形特点可知, R波的偏度越大(即双相的波偏度更大), 越有可能出现R、 rR' 、 rsR' 、 rSR' 或 qR 等波形, 即右束支阻滞出现的概率更大。因此, 针对V1-V3导联的心电数据, 导联数为 M , 则 $M=3$, 此时可提取得到 M 个 $skew_R$ 值, 计算其平均值 $skew_Rmean$ (即第三平均值), 如下式所示:

$$[0095] \quad skew_Rmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N skew_R_{s,q}}{M}$$

[0096] 在上式中, $skew_Rs$ 表示第 s 个导联的 $skew_R$ 值, $skew_Rmeanq$ 表示连续监测过程中第 q 个计算得到的 $skew_Rmean$ 值, 其中, $skew_Rmean$ 的初始阈值为 $skew_RmeanD0$, $skew_RmeanDq$ 表示第 q 个 $skew_R$ 阈值, 并通过下式进行迭代更新, 得到第二R波偏度值:

[0097] $skew_RmeanD_{q+1} = \lambda_3 skew_RmeanD_q + \mu_3 skew_RmeanD_{q-1}$

[0098] 在上式中, $skew_RmeanDq$ 为第二R波偏度值, λ_3 和 μ_3 为第三参数, 其中, $\lambda_3 + \mu_3 = 1$ 。优选的, 在本申请中, $\lambda_3 = 0.8$, $\mu_3 = 0.2$ 。

[0099] 需要说明的是, 当实时检测得到的 $skew_Rmeanq$ 值大于 $skew_RmeanDq$ 时, 每个导联的心电数据的心拍类型为右束支阻滞, 而反之, 每个导联的心电数据的心拍类型为非右束支阻滞。

[0100] 在一种可选的实施例中, 波形特征至少包括: P波变异值, 其中, 基于第四检测器对波形特征进行检测, 得到第四检测结果, 包括: 根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一P波变异值; 对多个导联对应的第一P波变异值求平均, 得到第四平均值; 根据第一P波变异值以及第四参数得到当前时刻每个导联对应的第二P波变异值; 根据第二P波变异值与第四平均值得到第四检测结果, 其中, 第四检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0101] 需要说明的是, 右束支阻滞在V1-V3导联上的心电数据的波形特点具有室上性心律。其中, 室上性心律的主要表现是P波形态正常, 非室上性心律的P波形态通常会发生变化。因此, 从心电数据中提取包括P波的变异性的P波形态特征, 并对其进行分析可以得到第四检测结果。

[0102] 可选的, X_P 、 X_Q 、 X_R 、 X_S 和 X_T 分别表示P、Q、R、S和T波的序列, 令 $x(n)$, $n=1, \dots, m$ 为P波的序列。P波的相位空间($y(n)$)和P波变异性(PIV)的计算结果如下式所示:

[0103] $y(n) = (x(n), x(n+1), \dots, x(n+(m-1)t)), n=1, 2, \dots, m$

$$[0104] \quad PIV = \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N h(r \| y_i(t) - y_j(t) \|) / C_N^2$$

[0105] 其中, $\| \cdot \|$ 表示欧几里得距离, h 是阶梯函数, m 是嵌入维数, t 是延迟时间, C 是组合运算, r 是参数。

[0106] 针对V1-V3导联心电数据, 导联数为 M , $M=3$, 此时可提取得到 M 个PIV值, 计算其平均值PIVmean(即第四平均值):

$$[0107] \quad PIVmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N PRIV_{s,q}}{M}$$

[0108] 在上式中, PIV_s 表示第 s 个导联的PIV值, $PIVmean_q$ 表示连续监测过程中第 q 个计算得到的PIVmean值, 其中, $PIVmean$ 的初始阈值为 $PIVmeanD_0$, $PIVmeanD_q$ 表示第 q 个PIV阈值, 并通过下式进行迭代更新, 得到第二P波变异值:

$$[0109] \quad PIVmeanD_{q+1} = \lambda_4 PIVmeanD_q + \mu_4 PIVmeanD_{q-1}$$

[0110] 在上式中, $PIVmeanD_q$ 为第二P波变异值, λ_4 和 μ_4 为第四参数, 其中, $\lambda_4 + \mu_4 = 1$ 。优选的, 在本申请中, $\lambda_4 = 0.85$, $\mu_4 = 0.15$ 。

[0111] 进一步地, 在得到上述四个检测结果之后, 将四个检测结果以及心电数据输入至预设网络模型中进行处理, 即可得到目标检测结果。

[0112] 由上述内容可知, 本申请所提供的方案基于单心拍进行分类和分析, 更符合实际用用的需要; 另外, 基于右束支阻滞的波形特征进行特征分析, 准确率和稳定性更高, 满足实际应用需求。此外, 本申请所提供的方案还结合了传统特征和深度特征, 模型的泛化能力更强, 并且采用多个模型集成, 实用性更广。

[0113] 实施例2

[0114] 根据本发明实施例, 还提供了一种心电信号检测方法的实施例, 图7是根据本发明实施例的心电信号检测方法的流程图, 如图7所示, 该方法包括如下步骤:

[0115] 步骤S702, 获取多个导联对应的心电数据。

[0116] 在步骤S702中, 每个导联采集对应的心电数据, 优选的, 上述多个导联至少包括V1-V3导联, 即本申请多个导联对应的心电数据为V1-V3导联对应的心电数据。

[0117] 另外, 在得到心电数据之后, 还对心电数据进行预处理, 以滤除心电数据中的杂信号。具体的, 首先对心电数据进行第一处理, 得到第一心电数据, 然后对第一心电数据进行第二处理, 得到第二心电数据, 最后, 对第二心电数据进行低通滤波处理, 得到预处理后的心电数据。其中, 第一处理至少包括如下之一: 阻抗匹配处理、过滤处理、放大处理, 第二处理至少包括: 模数转换处理。

[0118] 步骤S704, 基于多个自适应阈值检测器分别对心电数据进行检测, 得到多个检测结果。

[0119] 在步骤S704中, 每个自适应阈值检测器对心电数据的不同特征进行处理。

[0120] 可选的, 在得到心电数据之后, 对心电数据进行特征提取, 得到心电数据对应的波形特征, 其中, 波形特征至少包括: QRS波持续时长、R波偏度值以及P波变异值。然后基于不同的自适应阈值检测器分别对上述的波形特征进行处理, 得到检测结果。其中, 与上述三个波形特征对应的检测可以为实施例1中的第二检测器、第三检测器以及第四检测器, 具体的

检测过程已在实施例1中进行描述,在此不再赘述。

[0121] 通过步骤S704,使用不同的检测器对不同的波形特征进行检测,可以使波形特征的分析更具有针对性,提高检测器的检测结果。

[0122] 步骤S706,基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0123] 可选的,在得到每个自适应阈值检测器检测得到的检测结果之后,与滤波后提取得到的心电数据一起输入至深度学习网络RBNN(Radial Basis Neural Network)中,进行卷积运算后,得到目标检测结果。首先,构建深度学习网络,如图6所示,通过使用RBNN来检测右束支阻滞,该RBNN由残余卷积网络(ResNet)和双向长期短期循环神经网络(Bi-LSTM)组成。图6示出了上述的RBNN的结构,其中,RBNN输入为心电数据以及通过多个自适应阈值检测器检测到的检测结果,输出是表征心拍类型(RBBB或N-RBBB)的目标检测结果。残余卷积网络位于RBNN网络模型的顶部。在残余卷积网络之后,依次放置Bi-LSTM层、Flatten层和全连接层。对于残余卷积网络,卷积核大小和通道数分别设置为11和64,并且Bi-LSTM层和全连接层中的神经元数分别为32和64。通过该RBNN网络模型,可以得到对右束支阻滞的检测结果。

[0124] 基于上述步骤S702至步骤S706限定的方案,可以获知,采用多个检测器分别对波形特征进行检测的方式,在获取到多个导联对应的心电数据之后,从心电数据中提取对应的波形特征,然后基于多个自适应阈值检测器分别对波形特征进行检测,得到多个检测结果,最后基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果。

[0125] 容易注意到的是,在上述过程中,采用不同的自适应阈值检测器分别对波形特征进行特征分析,使得波形特征的分析更具有针对性,自适应阈值检测器输出的检测结果更加准确,从而使得目标检测结果更加准确,稳定性更高。

[0126] 由此可见,本申请所提供的方案达到了检测心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞的目的,从而实现了提高了束支阻滞检测的准确度的技术效果,进而解决了相关技术中,束支阻滞检测准确率低的技术问题。

[0127] 实施例3

[0128] 根据本发明实施例,还提供了一种心电信号检测装置的实施例,图8是根据本发明实施例的心电信号检测装置的示意图,如图8所示,该装置包括:获取模块801、分解模块803、第一检测模块805以及第二检测模块807。

[0129] 其中,获取模块801,用于获取多个导联对应的心电数据,得到心电数据对应的波形特征;分解模块803,用于对心电数据进行分解处理,并根据处理结果确定至少一个目标小波系数;第一检测模块805,用于基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测,得到多个检测结果;第二检测模块807,用于基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测,得到目标检测结果,其中,目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。

[0130] 此处需要说明的是,上述获取模块801、分解模块803、第一检测模块805以及第二检测模块807对应于上述实施例的步骤S202至步骤S208,四个模块与对应的步骤所实现的实例和应用场景相同,但不限于上述实施例所公开的内容。

[0131] 在一种可选的实施例中,多个自适应阈值检测器至少包括:基于小波系数的第一检测器、基于波形特征的第二检测器、基于波形特征的第三检测器以及基于波形特征的第四检测器,其中,第一检测模块包括:第三检测模块、第四检测模块、第五检测模块以及第六检测模块。其中,第三检测模块,用于基于第一检测器对至少一个目标小波系数进行检测,得到第一检测结果;第四检测模块,用于基于第二检测器对波形特征进行检测,得到第二检测结果;第五检测模块,用于基于第三检测器对波形特征进行检测,得到第三检测结果;第六检测模块,用于基于第四检测器对波形特征进行检测,得到第四检测结果。

[0132] 在一种可选的实施例中,第三检测模块包括:第一获取模块、第一处理模块、第二处理模块、第三处理模块以及第七检测模块。其中,第一获取模块,用于获取每个导联对应的小波系数和以及小波系数积;第一处理模块,用于根据小波系数和以及小波系数积得到每个导联对应的第一阈值;第二处理模块,用于对多个导联对应的第一阈值求平均,得到第一平均值;第三处理模块,用于根据第一阈值以及第一参数得到当前时刻每个导联对应的第二阈值;第七检测模块,用于根据第二阈值与第一平均值得到第一检测结果,其中,第一检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0133] 在一种可选的实施例中,第一获取模块包括:第四处理模块、第五处理模块、第六处理模块以及第七处理模块。其中,第四处理模块,用于对心电数据进行分解处理,得到预设数量的小波系数,其中,预设数量的小波系数至少包括:第二小波系数、第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数、第六小波系数、第七小波系数,目标小波系数至少包括:第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数;第五处理模块,用于对第三小波系数、第四小波系数、第五小波系数以及第六小波系数进行求和,得到小波系数和;第六处理模块,用于对第二小波系数、第六小波系数以及第七小波系数进行求和,得到求和结果;第七处理模块,用于对第三小波系数以及求和结果进行乘积运算,得到小波系数积。

[0134] 在一种可选的实施例中,波形特征至少包括:QRS波持续时长,其中,第四检测模块包括:第二获取模块、第八处理模块、第九处理模块、第十处理模块以及第十一处理模块。其中,第二获取模块,用于获取每个导联对应的波形特征的S波序列和Q波序列;第八处理模块,用于根据S波序列以及Q波序列,得到每个导联对应的QRS波的第一持续时长;第九处理模块,用于对多个导联对应的第一持续时长求平均,得到第二平均值;第十处理模块,用于根据第一持续时长以及第二参数得到每个导联对应的第二持续时长;第十一处理模块,用于根据第二持续时长与第二平均值得到第二检测结果,其中,第二检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0135] 在一种可选的实施例中,波形特征至少包括:R波偏度值,其中,第五检测模块包括:第三获取模块、第十一处理模块、第十二处理模块以及第十三处理模块。其中,第三获取模块,用于根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一R波偏度值;第十一处理模块,用于对多个导联对应的第一R波偏度值求平均,得到第三平均值;第十二处理模块,用于根据第一R波偏度值以及第三参数得到每个R序列对应的第二R波偏度值;第十三处理模块,用于根据第二R波偏度值与第三平均值得到第三检测结果,其中,第三检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0136] 在一种可选的实施例中,第三获取模块包括:第四获取模块、第十四处理模块以及第十五处理模块。其中,第四获取模块,用于获取每个导联对应的心电数据中的R波序列;第

十四处理模块,用于计算R波序列对应的核密度估计值向量;第十五处理模块,用于根据核密度估计值向量计算R波序列的序列长度以及偏度值。

[0137] 在一种可选的实施例中,波形特征至少包括:P波变异值,其中,第六检测模块包括:第五获取模块、第十六处理模块、第十七处理模块以及第十八处理模块。其中,第五获取模块,用于根据每个导联对应的心电数据得到每个导联对应的第一P波变异值;第十六处理模块,用于对多个导联对应的第一P波变异值求平均,得到第四平均值;第十七处理模块,用于根据第一P波变异值以及第四参数得到当前时刻每个导联对应的第二P波变异值;第十八处理模块,用于根据第二P波变异值与第四平均值得到第四检测结果,其中,第四检测结果表征每个导联的心电数据的心拍类型是否为束支阻滞。

[0138] 在一种可选的实施例中,分解模块包括:预处理模块、分解处理模块以及确定模块。其中,预处理模块,用于对心电数据进行预处理,得到预处理后的心电数据;分解处理模块,用于对预处理后的心电数据进行离散小波分解,得到多个小波系数;确定模块,用于从多个小波系数中确定至少一个目标小波系数。

[0139] 在一种可选的实施例中,预处理模块包括:第十九处理模块、第二十处理模块以及第二十一处理模块。其中,第十九处理模块,用于对心电数据进行第一处理,得到第一心电数据,其中,第一处理至少包括如下之一:阻抗匹配处理、过滤处理、放大处理;第二十处理模块,用于对第一心电数据进行第二处理,得到第二心电数据,其中,第二处理至少包括:模数转换处理;第二十一处理模块,用于对第二心电数据进行低通滤波处理,得到预处理后的心电数据。

[0140] 实施例4

[0141] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种存储介质,该存储介质包括存储的程序,其中,在程序运行时控制存储介质所在设备执行上述实施例1中的心电信号检测方法。

[0142] 实施例5

[0143] 根据本发明实施例的另一方面,还提供了一种处理器,该处理器用于运行程序,其中,程序运行时执行上述实施例1中的心电信号检测方法。

[0144] 上述本发明实施例序号仅仅为了描述,不代表实施例的优劣。

[0145] 在本发明的上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述的部分,可以参见其他实施例的相关描述。

[0146] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的技术内容,可通过其它的方式实现。其中,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如所述单元的划分,可以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信连接可以是通过一些接口,单元或模块的间接耦合或通信连接,可以是电性或其它的形式。

[0147] 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。

[0148] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元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。

[0149] 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时,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全部或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(可为个人计算机、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、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、移动硬盘、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0150] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

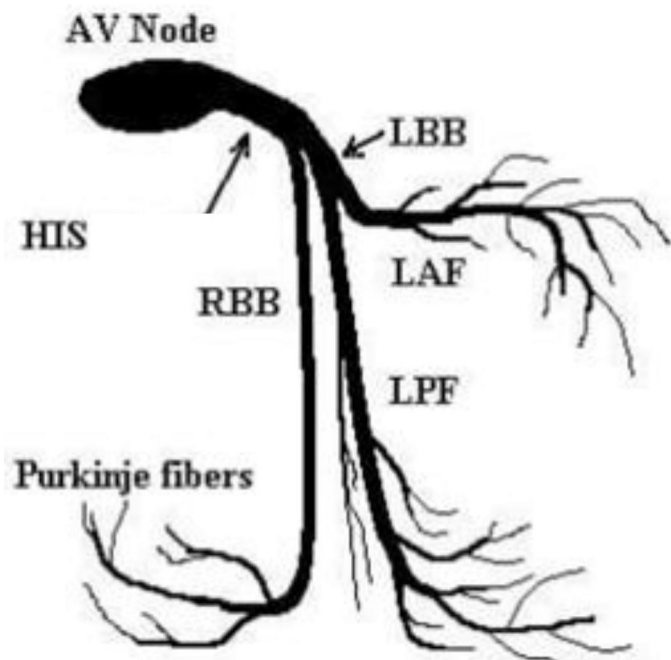


图1

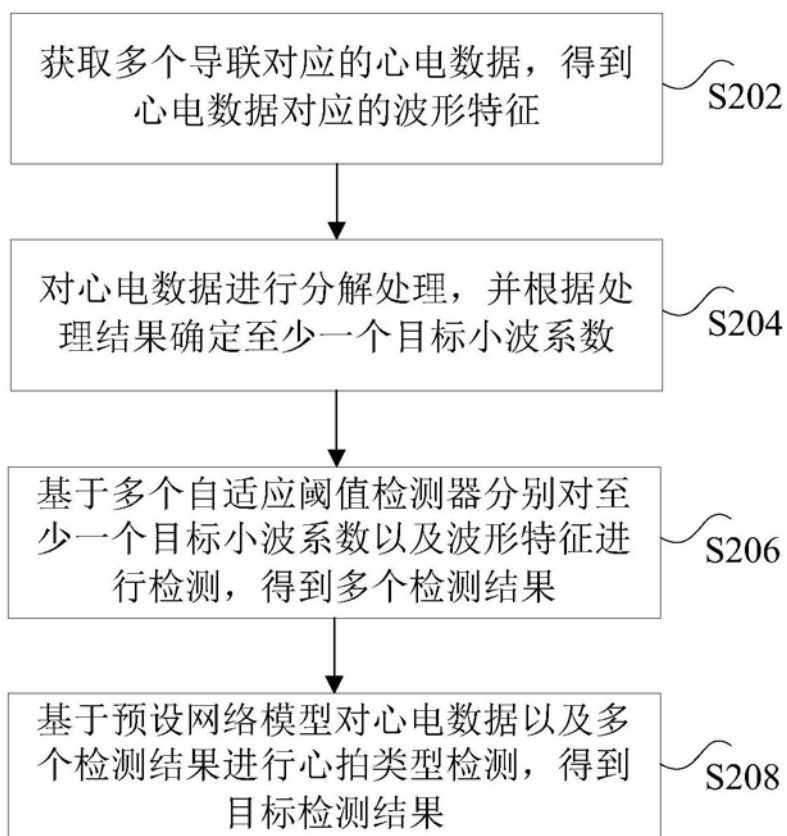


图2

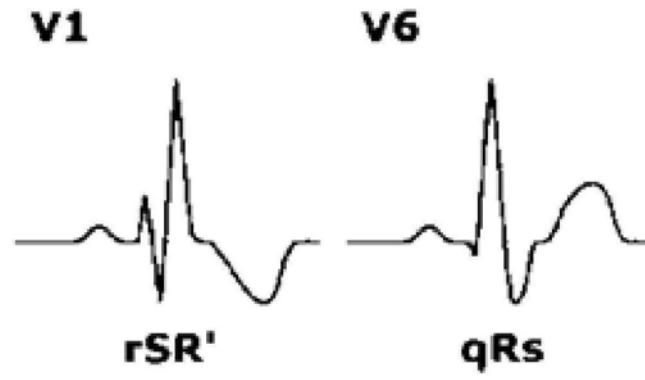


图3

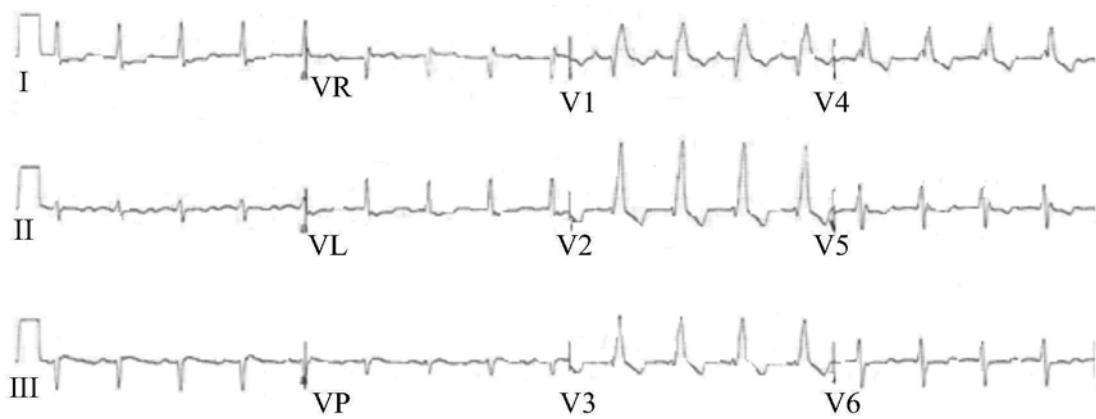


图4

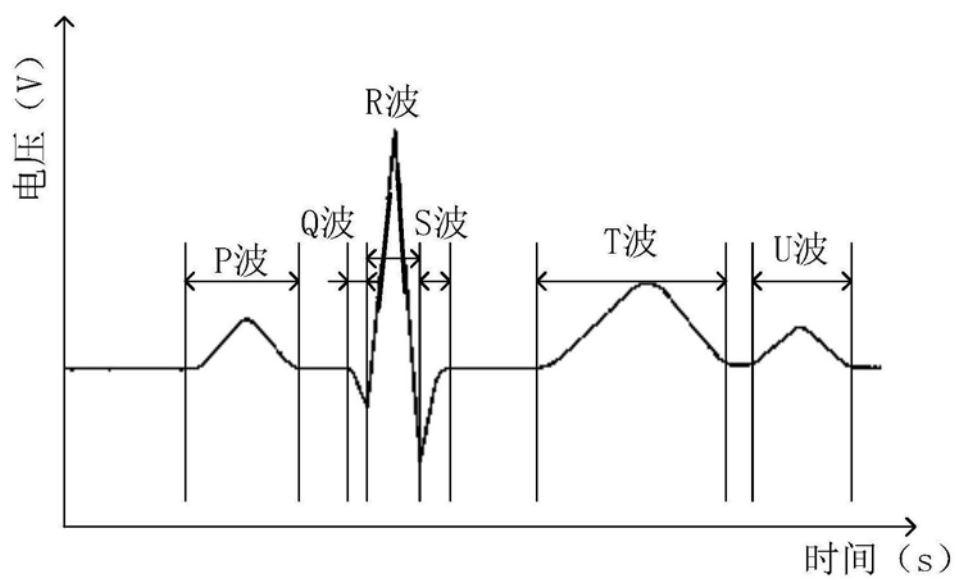


图5

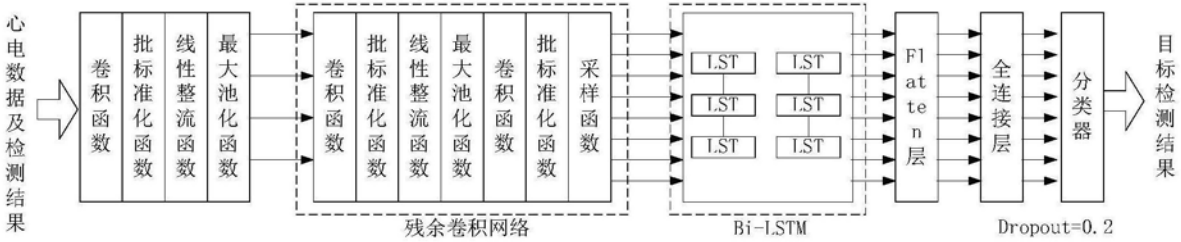


图6

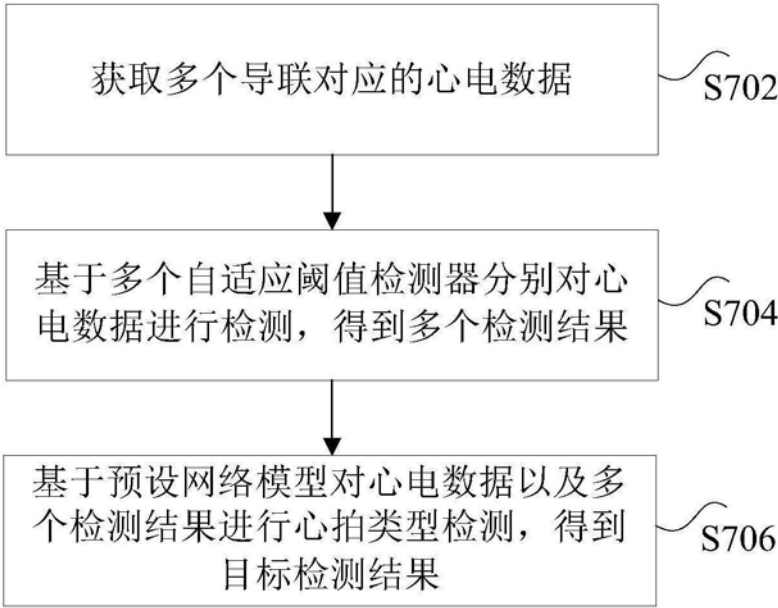


图7



图8

专利名称(译)	心电信号检测方法及装置		
公开(公告)号	CN110367936A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910718342.X	申请日	2019-08-05
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
[标]发明人	胡静		
发明人	胡静		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/0472 A61B5/7253 A61B5/7267		
代理人(译)	董文倩		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心电信号检测方法及装置。其中，该方法包括：获取多个导联对应的心电数据，得到心电数据对应的波形特征；对心电数据进行分解处理，并根据处理结果确定至少一个目标小波系数；基于多个自适应阈值检测器分别对至少一个目标小波系数以及波形特征进行检测，得到多个检测结果；基于预设网络模型对心电数据以及多个检测结果进行心拍类型检测，得到目标检测结果，其中，目标检测结果表征心电数据对应的心拍类型是否为束支阻滞。本发明解决了相关技术中，束支阻滞检测准确率低的技术问题。

