



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110826631 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201911090436.3

(22)申请日 2019.11.08

(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 赵巍

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限
责任公司 11240

代理人 董文倩

(51)Int.Cl.

G06K 9/62(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

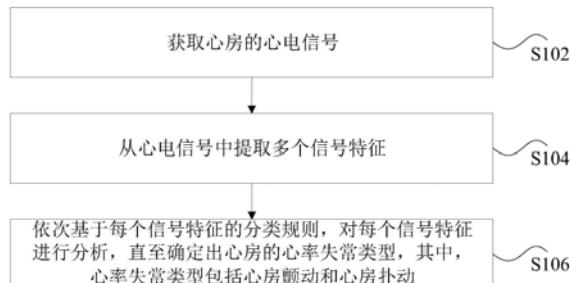
权利要求书3页 说明书16页 附图3页

(54)发明名称

心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质
和处理器

(57)摘要

本发明公开了一种心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器。该方法包括：获取心房的心电信号；从心电信号中提取多个信号特征；依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。通过本发明，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的效果。



1. 一种心率失常疾病的分类方法,其特征在于,包括:

获取心房的心电信号;

从所述心电信号中提取多个信号特征;

依次基于每个信号特征的分类规则,对所述每个信号特征进行分析,直至确定出所述心房的心率失常类型,其中,所述心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,依次基于每个信号特征的分类规则,对所述每个信号特征进行分析,直至确定出所述心房的心率失常类型包括:

步骤一,在所述多个信号特征中的第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房颤动或所述心房扑动;

步骤二,在所述第一信号特征与对应的阈值未满足对应的数值关系的情况下,如果所述第一信号特征在所述多个信号特征中具有下一个信号特征,则将所述下一个信号特征确定为所述第一信号特征,并执行所述步骤一。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述步骤一包括:

在第一目标信号特征小于第一阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房扑动,其中,所述第一目标信号特征用于指示所述心电信号中大于时间阈值的R波间期的数量,占所述心电信号中全部R波间期的数量的百分比,所述R波间期为相邻两个R波之间的时间间距,所述第一信号特征包括所述第一目标信号特征,所述阈值包括所述第一阈值。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述步骤二包括:

在所述第一目标信号特征不小于所述第一阈值的情况下,确定所述第一目标信号特征在所述多个信号特征中的下一信号特征为第二目标信号特征,其中,所述第二目标信号特征用于指示所述心电信号的功率密度最大值对应的频率值,

所述步骤一包括:在所述第二目标信号特征大于第二阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房颤动,其中,所述第一信号特征包括所述第二目标信号特征,所述阈值包括所述第二阈值。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述步骤二包括:

在所述第二目标信号特征不大于所述第二阈值的情况下,确定所述第二目标信号特征在所述多个信号特征中的下一信号特征为第三目标信号特征,其中,所述第三目标信号特征用于指示所述心电信号的F波的参数的标准差,

所述步骤一包括:在所述第三目标信号特征大于第三阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房颤动,其中,所述第一信号特征包括所述第三目标信号特征,所述阈值包括所述第三阈值。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述步骤二包括:

在所述第三目标信号特征不大于所述第三阈值的情况下,确定所述第三目标信号特征在所述多个信号特征中的下一信号特征为第四目标信号特征,其中,所述第四目标信号特征用于指示所述心电信号的F波的数量的均值,所述F波处于所述心电信号的两个R波之间的片段中,

所述步骤一包括:在所述第四目标信号特征大于第四阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房颤动,其中,所述第一信号特征包括所述第四目标信号特征,所述阈值包括所述第四阈值。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述步骤二包括:

在所述第四目标信号特征不大于所述第四阈值的情况下,确定所述第四目标信号特征在所述多个信号特征中的下一信号特征为第五目标信号特征,其中,所述第五目标信号特征用于指示所述心电信号的功率密度最大值,

所述步骤一包括:在所述第五目标信号特征大于第五阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房扑动,其中,所述第一信号特征包括所述第五目标信号特征,所述阈值包括所述第五阈值。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述步骤二包括:

在所述第五目标信号特征不大于所述第五阈值的情况下,确定所述第五目标信号特征在所述多个信号特征中的下一信号特征为第六目标信号特征,其中,所述第六目标信号特征用于指示所述心电信号的RR片段中功率谱密度的极大值幅度的标准差和所述功率谱密度中极大值的数量之间的比值,

所述步骤一包括:在第六目标信号特征大于第六阈值的情况下,确定所述心率失常类型为所述心房颤动,其中,所述第一信号特征包括所述第六目标信号特征,所述阈值包括所述第六阈值。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

在所述第六目标信号特征不大于所述第六阈值的情况下,通过分类器对所述第一目标信号特征、所述第二目标信号特征、所述第三目标信号特征、所述第四目标信号特征、所述第五目标信号特征、所述第六目标信号特征和第七目标信号特征进行分析,得到所述心率失常类型,其中,所述分类器通过心电信号样本和对应的心率失常类型进行训练得到,其中,所述第七目标信号特征用于确定所述第六目标信号特征。

10. 根据权利要求9中所述的方法,其特征在于,通过分类器对所述第一目标信号特征、所述第二目标信号特征、所述第三目标信号特征、所述第四目标信号特征、所述第五目标信号特征和所述第六目标信号特征进行分析,得到所述心率失常类型包括:

对所述第一目标信号特征、所述第二目标信号特征、所述第三目标信号特征、所述第四目标信号特征、所述第五目标信号特征、所述第六目标信号特征和所述第七目标信号特征进行归一化处理;

通过分类器对归一化处理后的所述第一目标信号特征、所述第二目标信号特征、所述第三目标信号特征、所述第四目标信号特征、所述第五目标信号特征和所述第六目标信号特征进行分析,得到所述心率失常类型。

11. 根据权利要求1至10中任意一项所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

对所述心电信号进行滤波处理;

对滤波后的所述心电信号进行重采样,得到预定频率的所述心电信号。

12. 一种心率失常疾病的分类方法,其特征在于,包括:

在交互界面上显示心房的心电信号;

在所述交互界面上显示所述心房的心率失常类型,其中,所述心率失常类型是通过从所述心电信号中提取多个信号特征,依次基于每个信号特征的分类规则,对所述每个信号特征进行分析得到,所述心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

13. 一种心率失常疾病的分类装置,其特征在于,包括:

获取单元,用于获取心房的心电信号;

提取单元,用于从所述心电信号中提取多个信号特征;

确定单元,用于依次基于每个信号特征的分类规则,对所述每个信号特征进行分析,直至确定出所述心房的心率失常类型,其中,所述心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

14. 一种心率失常疾病的分类装置,其特征在于,包括:

第一显示单元,用于在交互界面上显示心房的心电信号;

第二显示单元,用于在所述交互界面上显示所述心房的心率失常类型,其中,所述心率失常类型是通过从所述心电信号中提取多个信号特征,依次基于每个信号特征的分类规则,对所述每个信号特征进行分析得到,所述心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

15. 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,在所述程序被处理器运行时控制所述存储介质所在设备执行权利要求1至12中任意一项所述的方法。

16. 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12中任意一项所述的方法。

心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器

技术领域

[0001] 本发明涉及心房检测领域,具体而言,涉及一种心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器。

背景技术

[0002] 目前,对心率失常疾病的诊断通常是依赖于临床经验。通常可以通过心电图显示心率失常疾病的信号,但是由于医生无法对心电图进行实时地分析,并且实际的心率失常疾病的心率失常疾病信号形态复杂且相似,从而在心电图上对心率失常疾病的信号的区分较为困难,从而容易导致诊断错误,存在心率失常疾病的分类的准确性低的问题。

[0003] 针对现有技术中的心率失常疾病的分类的准确性低的问题,目前尚未提出有效的解决方案。

发明内容

[0004] 本发明的主要目的在于提供一种心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器,以至少解决心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题。

[0005] 为了实现上述目的,根据本发明的一个方面,提供了一种心率失常疾病的分类方法。该方法可以包括:获取心房的心电信号;从心电信号中提取多个信号特征;依次基于每个信号特征的分类规则,对每个信号特征进行分析,直至确定出心房的心率失常类型,其中,心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0006] 可选地,依次基于每个信号特征的分类规则,对每个信号特征进行分析,直至确定出心房的心率失常类型包括:步骤一,在多个信号特征中的第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系的情况下,确定心率失常类型为心房颤动或心房扑动;步骤二,在第一信号特征与对应的阈值未满足对应的数值关系的情况下,如果第一信号特征在多个信号特征中具有下一个信号特征,则将下一个信号特征确定为第一信号特征,并执行步骤一。

[0007] 可选地,步骤一包括:在第一目标信号特征小于第一阈值的情况下,确定心率失常类型为心房扑动,其中,第一目标信号特征用于指示心电信号中大于时间阈值的R波间期的数量,占心电信号中全部R波间期的数量的百分比,R波间期为相邻两个R波之间的时间间距,第一信号特征包括第一目标信号特征,阈值包括第一阈值。

[0008] 可选地,步骤二包括:在第一目标信号特征不小于第一阈值的情况下,确定第一目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第二目标信号特征,其中,第二目标信号特征用于指示心电信号的功率密度最大值对应的频率值,步骤一包括:在第二目标信号特征大于第二阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第二目标信号特征,阈值包括第二阈值。

[0009] 可选地,步骤二包括:在第二目标信号特征不大于第二阈值的情况下,确定第二目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第三目标信号特征,其中,第三目标信号特征用于指示心电信号的F波的参数的标准差,步骤一包括:在第三目标信号特征大于第三

阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第三目标信号特征,阈值包括第三阈值。

[0010] 可选地,步骤二包括:在第三目标信号特征不大于第三阈值的情况下,确定第三目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第四目标信号特征,其中,第四目标信号特征用于指示心电信号的F波的数量的均值,F波处于心电信号的两个R波之间的片段中,步骤一包括:在第四目标信号特征大于第四阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第四目标信号特征,阈值包括第四阈值。

[0011] 可选地,步骤二包括:在第四目标信号特征不大于第四阈值的情况下,确定第四目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第五目标信号特征,其中,第五目标信号特征用于指示心电信号的功率密度最大值,步骤一包括:在第五目标信号特征大于第五阈值的情况下,确定心率失常类型为心房扑动,其中,第一信号特征包括第五目标信号特征,阈值包括第五阈值。

[0012] 可选地,步骤二包括:在第五目标信号特征不大于第五阈值的情况下,确定第五目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第六目标信号特征,其中,第六目标信号特征用于指示心电信号的RR片段中功率谱密度的极大值幅度的标准差和功率谱密度中极大值的数量之间的比值,步骤一包括:在第六目标信号特征大于第六阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第六目标信号特征,阈值包括第六阈值。

[0013] 可选地,该方法还包括:在第六目标信号特征不大于第六阈值的情况下,通过分类器对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行分析,得到心率失常类型,其中,分类器通过心电信号样本和对应的心率失常类型进行训练得到,其中,第七目标信号特征用于确定第六目标信号特征。

[0014] 可选地,通过分类器对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征和第六目标信号特征进行分析,得到心率失常类型包括:对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行归一化处理;通过分类器至少对归一化处理后的第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征和第六目标信号特征进行分析,得到心率失常类型。

[0015] 可选地,该方法还包括:对心电信号进行滤波处理;对滤波后的心电信号进行重采样,得到预定频率的心电信号。

[0016] 为了实现上述目的,根据本发明的另一方面,还提供了一种心率失常疾病的分类方法。该方法可以包括:在交互界面上显示心房的心电信号;在交互界面上显示心房的心率失常类型,其中,心率失常类型是通过从心电信号中提取多个信号特征,依次基于每个信号特征的分类规则,对每个信号特征进行分析得到,心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0017] 为了实现上述目的,根据本发明的另一方面,还提供了一种心率失常疾病的分类装置。该装置可以包括:获取单元,用于获取心房的心电信号;提取单元,用于从心电信号中提取多个信号特征;确定单元,用于依次基于每个信号特征的分类规则,对每个信号特征进行分析,直至确定出心房的心率失常类型,其中,心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0018] 为了实现上述目的,根据本发明的另一方面,还提供了一种心率失常疾病的分类

装置。该装置可以包括：第一显示单元，用于在交互界面上显示心房的心电信号；第二显示单元，用于在交互界面上显示心房的心率失常类型，其中，心率失常类型是通过从心电信号中提取多个信号特征，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析得到，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0019] 为了实现上述目的，根据本发明的另一方面，还提供了一种存储介质。该存储介质包括存储的程序，其中，在程序被处理器运行时控制存储介质所在设备执行本发明实施例的心率失常疾病的分类方法。

[0020] 为了实现上述目的，根据本发明的另一方面，还提供了一种处理器。该处理器用于运行程序，其中，程序运行时执行本发明实施例的心率失常疾病的分类方法。

[0021] 通过本发明，采用获取心房的心电信号；从心电信号中提取多个信号特征；依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。也就是说，本发明依次利用待检测的心电信号中的多个信号特征，通过对称的规则对心率失常疾病进行分类，避免依赖于临床经验，在心电图上对心率失常疾病的信号的区分困难，容易导致诊断错误，解决了心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的技术效果。

附图说明

[0022] 构成本申请的一部分的附图用来提供对本发明的进一步理解，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：

[0023] 图1是根据本发明实施例的一种心率失常疾病的分类方法的流程图；

[0024] 图2是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类方法的流程图；

[0025] 图3是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类方法的流程图；

[0026] 图4是根据本发明实施例的一种心电信号的波形的构成的示意图；

[0027] 图5是根据本发明实施例的一种心房颤动和心房扑动的示意图；

[0028] 图6是根据本发明实施例的一种心率失常疾病的分类装置的示意图；以及

[0029] 图7是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类装置的示意图。

具体实施方式

[0030] 需要说明的是，在不冲突的情况下，本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。下面将参考附图并结合实施例来详细说明本发明。

[0031] 为了使本技术领域的人员更好地理解本申请方案，下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请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申请一部分的实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，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，都应当属于本申请保护的范围。

[0032] 需要说明的是，本申请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，以便这里描述的本申请的实施例。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。

[0033] 实施例1

[0034] 本发明提供了一种心率失常疾病的分类方法。

[0035] 图1是根据本发明实施例的一种心率失常疾病的分类方法的流程图。如图1所示，该方法可以包括以下步骤：

[0036] 步骤S102，获取心房的心电信号。

[0037] 在本发明上述步骤S102提供的技术方案中，心房可以为患有心率失常疾病的心房，心电信号也即心电图信号，为反映心脏活动的电信号，可以主要由P波、QRS波和T波组成，其中，P波可以反映心房活动，QRS波用于反映心室活动，T波用于反映复极化过程。

[0038] 可选地，该实施例对心电信号进行滤波处理；对滤波后的心电信号进行重采样，得到预定频率的心电信号。

[0039] 在该实施例中，可以对心电信号进行预处理，可以对心电信号通过具有一定截止频率的滤波器进行滤波处理，以消除心电信号中的噪声干扰，比如，通过截止频率为0.5Hz，30Hz，40阶的FIR带通滤波器来对心电信号进行滤波处理，以消除单导联心电信号的低频噪声和工频噪声等噪声干扰，并进一步对经滤波处理后的心电信号进行重采样，从而得到预定频率的心电信号，该滤波频率可以为250Hz。

[0040] 步骤S104，从心电信号中提取多个信号特征。

[0041] 在本发明上述步骤S104提供的技术方案中，在获取心房的心电信号之后，从心电信号中提取多个信号特征。

[0042] 在该实施例中，心率失常疾病可以包括心房颤动和心房扑动，其中，心房颤动可以称为心颤，心房扑动可以称为房扑。该实施例的心率失常疾病在心电图上表现为P波消失，产生F波，其中，心房颤动和心房扑动的差异体现在房率、室率以及F波的形态是否规律上。该实施例可以基于房率、室率以及F波的形态是否规律，来从心电信号中提取多个信号特征，该多个信号特征可以包括七种信号特征。

[0043] 步骤S106，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0044] 在本发明上述步骤S106提供的技术方案中，在从心电信号中提取出多个信号特征之后，可以依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0045] 在该实施例中，可以基于多个信号特征设定用于对心率疾病进行分类的规则，每个信号特征可以对应分类规则，并且该分类规则中设定有用于与信号特征进行判断的阈值，该阈值可以是通过训练集样本的特征分布，并结合临床经验，确定得到的，依次基于每个信号特征的分类规则的阈值，对每个信号特征进行判断，以确定每个信号特征是否符合对应的分类规则中设定的条件，直至确定出心房的心率失常类型，也即，确定出心房颤动或心房扑动。

[0046] 下面对该实施例的上述依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型的方法，进行进一步地说明。

[0047] 作为一种可选的实施方式，步骤S106，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个

信号特征进行分析,直至确定出心房的心率失常类型包括:步骤一,在多个信号特征中的第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系的情况下,确定心率失常类型为心房颤动或心房扑动;步骤二,在第一信号特征与对应的阈值未满足对应的数值关系的情况下,如果第一信号特征在多个信号特征中具有下一个信号特征,则将下一个信号特征确定为第一信号特征,并执行步骤一。

[0048] 在该实施例中,依次基于每个信号特征的分类规则,对每个信号特征进行分析,直至确定出心房的心率失常类型包括步骤一和步骤二。其中,步骤一,在多个信号特征中的第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系的情况下,确定心率失常类型为心房颤动或心房扑动,其中,第一信号特征具有对应的阈值,该阈值可以是通过训练集样本的特征分布进行设定,可以结合多次试验验证,确定可以使最终分类结果最佳的阈值,该阈值可以具有对应的数值关系,比如,第一信号特征小于阈值的数值关系,或者第一信号特征大于阈值的数值关系,判断第一信号特征与对应的阈值是否满足第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系,如果判断出第一信号特征满足对应的数值关系,则确定心率失常类型为心房颤动,或者为心房扑动。

[0049] 在该实例中,可以对多个信号特征进行排序,在步骤二中,在第一信号特征与对应的阈值未满足对应的数值关系的情况下,判断第一信号特征在多个信号特征中是否具有下一个信号特征,如果判断出第一信号特征在多个信号特征中具有下一个信号特征,则可以将下一个信号特征重新确定为上述第一信号特征,并执行步骤一,也即,判断第一信号特征(下一个信号特征)与对应的阈值是否满足对应的数值关系,如果判断出第一信号特征与对应的阈值满足对应的数值关系,则确定心率失常类型为心房颤动或心房扑动,还可以执行步骤二,在第一信号特征与对应的阈值未满足对应的数值关系的情况下,如果第一信号特征在多个信号特征中具有下一个信号特征,则将下一个信号特征确定为重新第一信号特征,并执行步骤一,如此执行,直至确定出心房的心率失常类型。

[0050] 作为一种可选的实施方式,步骤一包括:在第一目标信号特征小于第一阈值的情况下,确定心率失常类型为心房扑动,其中,第一目标信号特征用于指示心电信号中大于时间阈值的R波间期的数量,占心电信号中全部R波间期的数量的百分比,R波间期为相邻两个R波之间的时间间距,第一信号特征包括第一目标信号特征,阈值包括第一阈值。

[0051] 在该实施例中,第一目标信号特征可以为pNN50,用于指示心电信号中大于时间阈值的R波间期的数量,占心电信号中全部R波间期的数量的百分比,其中,R波间期为相邻两个R波之间的时间间距,可以通过相邻两个R波在心电信号中的位置对应的时间的差值得到,其中,时间间距可以为50ms。可选地,该实施例通过QRS波定位算法,确定R波在心电信号中的位置,从而确定心电信号中的多个R波,计算相邻两个RR间期大于50ms的数量占全部RR间期的数量的百分比,将其确定为上述第一目标信号特征。

[0052] 可选地,该实施例的第一目标信号特征pNN50可以通过 $pNN50 = \frac{N_{dRR>50}}{N_{RR}}$ 表示,其

中, $N_{dRR}>50$ 用于表示相邻RR间期大于50ms的数量, N_{RR} 用于表示RR间期的数量。

[0053] 该实施例的第一目标信号特征对应的分类规则中设定有第一阈值。由于心房颤动的心率是绝对不齐的,因此第一目标信号特征pNN50较大,而心房扑动存在心率规则的类型。该实施例可以通过训练集样本分布,设定第一目标信号特征对应的分类规则为,判断第

一目标信号特征是否小于第一阈值D0,如果判断出第一目标信号特征pNN50小于第一阈值D0,则确定心率失常类型为心房扑动。

[0054] 可选地,该实施例的第一阈值D0可以为0.08,经过多次实验验证,当该第一阈值为0.08时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0055] 作为一种可选的实施方式,步骤二包括:在第一目标信号特征不小于第一阈值的情况下,确定第一目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第二目标信号特征,其中,第二目标信号特征用于指示心电信号的功率密度最大值对应的频率值,步骤一包括:在第二目标信号特征大于第二阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第二目标信号特征,阈值包括第二阈值。

[0056] 在该实施例中,如果判断出第一目标信号特征不小于第一阈值,则可以确定第一目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第二目标信号特征,该第二目标信号特征可以为DF(Domain Frequency),用于指示心电信号的功率密度最大值对应的频率值。该实施例可以采用平均周期图法来计算功率谱密度。其中,周期图法,是将输入的心电信号看作长度为N的序列X(n),n用于表示离散样本点,X(n)用于表示对应幅值,计算X(n)的离散傅里叶变化,得到 $X(e^{j2\pi f})$,可以通过 $X(e^{j2\pi f}) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x_n e^{-j2n\pi f} = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2n\pi f}$ 表示,其中,f用于表

示表示频率,然后再取 $X(e^{j2\pi f})$ 幅值的平方,除以N,从而得到序列X(n)的功率谱密度,可以通过 $\tilde{S}_x(e^{j2\pi f}) = \frac{1}{N} |X(e^{j2\pi f})|^2$ 进行表示, \tilde{S}_x 为X(n)的功率谱密度,最大功率谱密度对应的频率值可以通过 $DF = f(\arg \max(\tilde{S}_x))$ 表示,从而得到第一目标信号特征。

[0057] 该实施例的第二目标信号特征对应的分类规则中设定有第二阈值。通过第二目标信号特征来估计房率,由于心房颤动和心房扑动大概的房率分界在350bpm(约等于5.8Hz),结合训练集的样本分布确定第二阈值D1,设定第二目标信号特征对应的分类规则为,判断第二目标信号特征是否大于第二阈值D1,如果判断出第二目标信号特征大于第二阈值D1,则可以确定心率失常类型为心房颤动。

[0058] 可选地,该实施例的第二阈值D1可以为4.5,经过多次实验验证,当该第二阈值为4.5时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0059] 作为一种可选的实施方式,步骤二包括:在第二目标信号特征不大于第二阈值的情况下,确定第二目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第三目标信号特征,其中,第三目标信号特征用于指示心电信号的F波的参数的标准差,步骤一包括:在第三目标信号特征大于第三阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第三目标信号特征,阈值包括第三阈值。

[0060] 在该实施例中,如果判断出第二目标信号特征不大于第二阈值,则可以确定第二目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第三目标信号特征,该第三目标信号特征可以为F_Length_std,用于指示心电信号的F波的参数的标准差,可以为F波长度的标准差。在获取F波长度时,可以获取心电信号中两个R波之间的片段,比如,获取第一个R波后0.16s,第二个R波前0.16s之前的片段,可以通过大小为5个样本点的窗口,对上述片段进行滑动平均,然后以当前样本点为窗口中心,采用大小为7个样本点的窗口,在滤波后的心电

信号中进行滑动,当样本点幅值为窗口内最大值,则定义为一个极大值点,即为F波,将该F波两边最近邻的极小值点间的距离定义为F波长度,从而可以得到心电信号中,全部RR片段内F波长度的离散序列,通过计算该序列的标准差得到特征值,可以通过 $F_length_std = std(F_length)$ 进行表示,其中, F_length 用于表示信号内所有F波长度的集合, std 用于表示计算标准差。

[0061] 该实施例的第三目标信号特征对应的分类规则中设定有第三阈值。由于心房颤动的F波的形态绝对不规则,而心房扑动的F波的形态是基本规则的,第三目标信号特征越大,则F波形态越不规律。该实施例可以通过训练集特征分布确定第三阈值D2,设定第三目标信号特征对应的分类规则为,判断第三目标信号特征是否大于第三阈值D2,如果判断出第三目标信号特征大于第三阈值D2,则确定心率失常类型为心房颤动。

[0062] 可选地,该实施例的第三阈值D2可以为5.8,经过多次实验验证,当该第三阈值为5.8时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0063] 需要说明的是,该实施例的F波特性的特征提取,可以从形态,时序,频域等维度进行,提取F波的相关参数除了可以为F波的长度的标准差之外,还可以为能量的标准差,F波幅度的标准差等,以提高心房颤动和心房扑动的分类能力。

[0064] 作为一种可选的实施方式,步骤二包括:在第三目标信号特征不大于第三阈值的情况下,确定第三目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第四目标信号特征,其中,第四目标信号特征用于指示心电信号的F波的数量的均值,F波处于心电信号的两个R波之间的片段中,步骤一包括:在第四目标信号特征大于第四阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第四目标信号特征,阈值包括第四阈值。

[0065] 在该实施例中,如果判断出第三目标信号特征不大于第三阈值,则可以确定第三目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第四目标信号特征,该第四目标信号特征可以为 F_num_mean ,用于指示心电信号的F波的数量的均值,并且F波处于心电信号的两个R波之间的片段中,也即,第四目标信号特征是两个R波之间片段中F波的数量的均值。该实施例可以在R波之间片段上定位F波即可得到F波的数量。计算心电信号中每个RR片段中F

波数量的均值,可以通过 $F_num_mean = \frac{\sum_i^N N_i^F}{N}$ 进行表示,其中, N_i^F 用于表示第i个RR片段

内F波的数量,N用于表示RR片段的数量。

[0066] 该实施例的第四目标信号特征对应的分类规则中设定有第四阈值。由于心房扑动的房室传导比一般在2:1~5:1之间,由于该特征描述的是平均水平,可以结合训练集样本分布,确定第四阈值为D3,设定第四目标信号特征对应的分类规则为,判断第四目标信号特征是否大于第四阈值D3,如果判断出第四目标信号特征大于第四阈值D3,则确定心率失常类型为心房颤动。

[0067] 可选地,该实施例的第四阈值D3可以为0.08,经过多次实验验证,当该第四阈值为0.08时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0068] 作为一种可选的实施方式,步骤二包括:在第四目标信号特征不大于第四阈值的情况下,确定第四目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第五目标信号特征,其中,第五目标信号特征用于指示心电信号的功率密度最大值,步骤一包括:在第五目标信

号特征大于第五阈值的情况下,确定心率失常类型为心房扑动,其中,第一信号特征包括第五目标信号特征,阈值包括第五阈值。

[0069] 在该实施例中,如果判断出第四目标信号特征不大于第四阈值,则可以确定第四目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第五目标信号特征,该第五目标信号特征可以为PSD_Peak,用于指示心电信号的功率密度最大值,可以通过平均周期法得到功率谱密度,然后计算功率谱密度最大值,可以通过公式 $PSD_Peak = \max(\tilde{S}_x)$ 进行表示,其中, \tilde{S}_x 用于表示信号功率谱密度,max用于表示计算最大值。

[0070] 该实施例的第五目标信号特征对应的分类规则中设定有第五阈值。心房扑动的F波波形相比心房颤动的F波的波形更大一些,可以通过训练集特征分布设定第五阈值D4。设定第五目标信号特征对应的分类规则为,判断第五目标信号特征是否大于第五阈值D4,如果判断出第五目标信号特征大于第五阈值D4,则确定心率失常类型为心房扑动。

[0071] 可选地,该实施例的第五阈值D4可以为0.5,经过多次实验验证,当该第五阈值为0.5时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0072] 作为一种可选的实施方式,步骤二包括:在第五目标信号特征不大于第五阈值的情况下,确定第五目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第六目标信号特征,其中,第六目标信号特征用于指示心电信号的RR片段中功率谱密度的极大值幅度的标准差和功率谱密度中极大值的数量之间的比值,步骤一包括:在第六目标信号特征大于第六阈值的情况下,确定心率失常类型为心房颤动,其中,第一信号特征包括第六目标信号特征,阈值包括第六阈值。

[0073] 在该实施例中,如果判断出第五目标信号特征不大于第五阈值,则可以确定第五目标信号特征在多个信号特征中的下一信号特征为第六目标信号特征,该第六目标信号特征可以为PSD_FUSION,用于指示心电信号的RR片段中功率谱密度的极大值幅度的标准差和功率谱密度中极大值的数量之间的比值,可以通过 $PSD_Fusion = \frac{PSD_Peak_std}{N_{peak}}$ 表示,

其中,PSD_Peak_std用于表示心电信号的RR片段中功率谱密度的极大值幅度的标准差,N_{peak}用于表示功率谱密度中极大值的数量。

[0074] 上述PSD_Peak_std为该实施例的多个信号特征中的第七目标信号特征,用于确定上述第六目标信号特征,可以通过平均周期法得到功率谱密度,然后以当前样本点为窗口中心,采用大小为7个样本点的窗口,在滤波后的心电信号中进行滑动,当样本点幅值为窗口内最大值,则定义为一个极大值点,并记录其幅值,从而可以得到功率谱中极大值点的幅值序列Apeak,然后计算功率谱中所有极大值幅度的标准差,可以通过 $A_{peak} = std(A_{peak})$ 进行表示,其中,std用于表示计算标准差。

[0075] 该实施例的第六目标信号特征对应的分类规则中设定有第六阈值。该实施例可以通过训练集特征分布,设定第六阈值D5。设定第六目标信号特征对应的分类规则为,判断第六目标信号特征是否大于第六阈值D4,如果判断出第六目标信号特征大于第六阈值D5,则确定心率失常类型为心房颤动。

[0076] 可选地,该实施例的第六阈值D5可以为0.02,经过多次实验验证,当该六阈值为0.02时,则最终对心率失常类型进行确定的准确性最高。

[0077] 需要说明的是,该实施例的多个信号特征包括上述第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征、第七目标信号特征。从多个信号特征中选择出第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征用于对心率失常类型进行分类,其顺序为第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征,其对应的样本为可分类样本。

[0078] 作为一种可选的实施方式,该方法还包括:在第六目标信号特征不大于第六阈值的情况下,通过分类器对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行分析,得到心率失常类型,其中,分类器通过心电信号样本和对应的心率失常类型进行训练得到,其中,第七目标信号特征用于确定第六目标信号特征。

[0079] 在该实例中,如果判断出第六目标信号特征不大于第六阈值,则需要进一步通过分类器对第六目标信号特征进行分析,也即,该上述第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征和第六目标信号特征为规则不可分的样本,该实施例可以通过分类器辅助对上述第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行分析,该分类器可以通过心电信号样本和对应的心率失常类型进行训练得到,可以为支持向量机(Support Vector Machine,简称为SVM),该SVM采用线性函数,惩罚因子可以设置为0.01,训练样本的采样率可以设置为0.8,SVM的优化目标可以为

$$\max_{\omega, b} \frac{1}{2} \|\omega\|^2 + C \sum_{i=1}^N \xi_i \quad , \text{s. t. } y_i (\omega x_i + b) \geq 1 - \xi_i, i = 1, 2, \dots, n, \text{ 其中, } \omega, b \text{ 用于表示训练参数,}$$

可以反映SVM超平面的法向量系数和偏移系数,C用于表示惩罚因子,yi用于表示实际信号类型, $\omega x_i + b$ 为输入特征 x_i 距离超平面的距离,可以通过训练,修改 ω, b 参数,以得到最优超平面,从而使对信号特征可分的置信度最大。可选地,该实施例的分类器也可以为其它结构的分类器,比如,为Xgboost分类器,Logistic Regression分类器等。

[0080] 作为一种可选的实施方式,通过分类器对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征和第六目标信号特征进行分析,得到心率失常类型包括:至少对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征和第六目标信号特征进行归一化处理;通过分类器至少对归一化处理后的第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行分析,得到心率失常类型。

[0081] 在该实施例中,可以对第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征进行归一化处理,比如,将第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特征、第五目标信号特征、第六目标信号特征和第七目标信号特征分别通过z-score归一化处理成“零均值,一方差”,可以通过 $x_{norm} = \frac{x - \mu}{\sigma}$ 进行,其中,x用于表示上述的需要经归一化处理后的第一目标信号特征、第二目标信号特征、第三目标信号特征、第四目标信号特

征、第五目标信号特征和第六目标信号特征和第七目标信号特征， μ 用于表示均值， σ 用于表示标准差， x_{norm} 用于表示经归一化处理后的信号特征，可选地，在实际使用时，均值、标准差可以采用训练样本的均值、标准差代替。

[0082] 通过上述步骤S102至步骤S106，采用获取心房的心电信号；从心电信号中提取多个信号特征；依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。也就是说，本发明依次利用待检测的心电信号中的多个信号特征，通过对称的规则对心率失常疾病进行分类，避免依赖于临床经验，在心电图上对心率失常疾病的信号的区分困难，容易导致诊断错误，解决了心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的技术效果。

[0083] 图2是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类方法的流程图。如图2所示，该方法可以包括以下步骤：

[0084] 步骤S202，在交互界面上显示心房的心电信号。

[0085] 在本发明上述步骤S202提供的技术方案中，心电信号也即心电图信号，可以在交互界面上显示心房的心电信号，以反映心脏活动的电信号，该心电信号可以主要由P波、QRS波和T波组成，其中，P波可以反映心房活动，QRS波用于反映心室活动，T波用于反映复极化过程。

[0086] 可选地，在该实施例中，可以对心电信号进行预处理，可以对心电信号通过具有一定截止频率的滤波器进行滤波处理，以消除心电信号中的噪声干扰，比如，通过截止频率为0.5Hz, 30Hz, 40阶的FIR带通滤波器来对心电信号进行滤波处理，以消除单导联心电信号的低频噪声和工频噪声等噪声干扰，并进一步对经滤波处理后的心电信号进行重采样，从而得到预定频率的心电信号，该滤波频率可以为250Hz。

[0087] 步骤S204，在交互界面上显示心房的心率失常类型，其中，心率失常类型是通过从心电信号中提取多个信号特征，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析得到，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0088] 在本发明上述步骤S204提供的技术方案中，在交互界面上显示心房的心电信号之后，在交互界面上显示心房的心率失常类型。

[0089] 在该实施例中，心率失常疾病可以包括心房颤动和心房扑动，该实施例可以基于房率、室率以及F波的形态是否规律，来从心电信号中提取多个信号特征，该多个信号特征可以包括七种信号特征。

[0090] 在该实施例中，可以基于多个信号特征设定用于对心率疾病进行分类的规则，每个信号特征可以对应分类规则，并且该分类规则中设定有用于与信号特征进行判断的阈值，该阈值可以是通过训练集样本的特征分布，并结合临床经验，确定得到的，依次基于每个信号特征的分类规则的阈值，对每个信号特征进行判断，以确定每个信号特征是否符合对应的分类规则中设定的条件，直至确定出心房的心率失常类型，也即，确定出心房颤动或心房扑动，进而在交互界面上显示心房的心率失常类型，可以作为心房颤动和心房扑动分类的辅助依据，从而帮助个人或者医生检测、诊断。

[0091] 通过本发明上述步骤S202至步骤S204，在交互界面上显示心房的心电信号；在交互界面上显示心房的心率失常类型，其中，心率失常类型是通过从心电信号中提取多个信

号特征，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析得到，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。也就是说，本发明依次利用交互界面上显示的心电信号中的多个信号特征，通过对应的规则对心率失常疾病进行分类，在交互界面上显示心房的心率失常类型的结果，从而避免依赖于临床经验，在心电图上对心率失常疾病的信号的区分困难，容易导致诊断错误，解决了心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的技术效果。

[0092] 该实施例的心率失常疾病的分类方法与相关技术相比较，不同点在于：(1)采用规则分类，可以进一步引入临床经验，实现对典型的心房颤动和心房扑动的有效分类，从而避免深度模型和机器学习模型由于过拟合所导致的无法有效区分心房颤动和心房扑动，导致的出现诊断结果出错的问题；(2)采用分类器，进一步区分通过规则无法区分出的样本，可以通过集成两个弱分类器的方式来相互弥补缺陷，提升对心房颤动和心房扑动的分类能力；(3)针对F波特性的特征提取，从形态，时序，频域等维度，提取F波的相关信息，提升对心房颤动和心房扑动的分类能力，解决了心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的技术效果。

[0093] 实施例2

[0094] 下面结合优选的实施方式对本发明实施例的技术方案进行举例说明。

[0095] 目前，心房颤动和心房扑动是可能危及人体生命的心律失常疾病。其中，心房颤动是最常见的心律失常疾病之一，其发病率逐年增加。虽然心房扑动没有心房颤动那么常见，但是，心房扑动作为一种中间态，容易转变成为心房颤动，从而越来越受到关注。如果心房颤动或心房扑动能够在病理过程的早期快速、自动地发现，则可以降低并发症的风险，并且还可以增加治愈可能性。

[0096] 由于医生无法对心电图进行实时第分析，并且实际心房颤动信号和心房扑动信号的形态复杂且相似，诊断主要依赖于临床经验。在心电图上心房颤动信号和心房扑动信号的区分较为困难，也容易导致诊断错误。

[0097] 由于计算机辅助诊断系统能够解决临床经验有限和观察误差的局限性，因此在心房颤动和心房扑动的辅助诊断上，计算机辅助诊断系统成为重要的技术手段。

[0098] 虽然针对心房颤动的研究方法有很多研究，但区分心房颤动和心房扑动的算法依然不多。现有的计算机辅助系统的心房颤动分类方法和心房扑动分类方法主要有机器学习分类方法和深度学习分类方法。上述两种方法均需要通过学习先验样本来得到模型，从而通过模型来区分心房颤动和心房扑动。但是由于先验样本的数据不平衡，两种方法常常容易过拟合，从而无法对心房颤动和心房扑动进行有效分类，导致出现诊断结果出错。

[0099] 针对上述情况，该实施例提出了一种集成规则和SVM的心房颤动和心房扑动的分类方法，以有效提高心房颤动和心房扑动的分类的准确性。

[0100] 图3是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类方法的流程图。如图3所示，该方法可以包括以下步骤：

[0101] 步骤S301，输入心电信号。

[0102] 图4是根据本发明实施例的一种心电信号的波形的构成的示意图。如图4所示，心电信号用于反映心脏活动的电信号，主要由P波、QRS波和T波组成。其中，P波反映了心房活动，QRS波反映了心室活动，T波反映复极化过程。由于心房颤动和心房扑动均为心房心率失

常疾病，在心电图上表现为P波消失，产生F波。

[0103] 步骤S302，对心电信号进行预处理。

[0104] 在该实施例中，在输入心电信号之后，可以对心电信号进行预处理，可以采用滤波技术消除单导联心电信号的低频噪声和工频噪声的干扰，可选地，可以通过截止频率0.5Hz、30Hz、40阶的FIR带通滤波器对心电信号进行滤波，以去除低频噪声和工频噪声的干扰。该实施例还可以将滤波后的心电信号重采样成250Hz。

[0105] 步骤S303，提取七个人工特征，并基于六中信号特征作为规则分类条件，区分心房颤动和心房扑动。

[0106] 图5是根据本发明实施例的一种心房颤动和心房扑动的示意图。如图5所示，心房扑动和心房颤动的差异体现在房率、室率以及F波形态是否规律上。因此，从这三个方面进行特征设计，共提取七种人工特征，该七个人工特征包括pNN50、DF、F_length_std、F_mean_num、PSD_Peak、PSD_Peak_std、PSD_Fusion。

[0107] 其中，pNN50为通过QRS波定位算法，确定R波位置，计算相邻两个RR间期(两个R波间距)差值大于50ms的数量，占全部RR间期的数量的百分比，如公式(1)所示。

$$[0108] pNN50 = \frac{N_{dRR>50}}{N_{RR}} \quad (1)$$

[0109] 其中， $N_{dRR>50}$ 用于表示相邻RR间期差值大于50的数量， N_{RR} 用于表示RR间期的数量。

[0110] DF为Domain Frequency的简称，也即，为功率谱密度最大值对应的频率值。该实施例中采用平均周期图法来计算功率谱密度。其中，平均周期图法是将输入的心电信号看作长度为N的序列X(n)，n用于表示离散样本点，X(n)用于表示对应幅值，计算X(n)的离散傅里叶变化，从而得到 $X(e^{j2\pi f})$ ，f用于表示频率。然后再取 $X(e^{j2\pi f})$ 幅值的平方，并除以N，得到序列X(n)的功率谱密度，如公式(2)和公式(3)所示。

$$[0111] X(e^{j2\pi f}) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x_n e^{-j2n\pi f} = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2n\pi f} \quad (2)$$

$$[0112] \tilde{S}_x(e^{j2\pi f}) = \frac{1}{N} |X(e^{j2\pi f})|^2 \quad (3)$$

[0113] 其中， \tilde{S}_x 用于X(n)的功率谱密度。

[0114] 最大功率谱密度对应的频率值即为DF，如公式4所示。

$$[0115] DF = f(\arg \max(\tilde{S}_x)) \quad (4)$$

[0116] 其中，f用于表示频率：

[0117] F_length_std为F波长度的标准差。F波长度的获取方式如下：获取两个R波之间的片段，可以为第一个R波后0.16s，第二个R波前0.16s之前的片段，通过大小为5个样本点的窗口，对片段进行滑动平均。然后以当前样本点为窗口中心，采用大小为7个样本点的窗口，在滤波后的心电信号中进行滑动。当样本点的幅值为窗口内的最大值时，则定义为一个极大值点，即为F波，将该F波两边最近邻的极小值点间的距离，确定为F波长度，从而可以得到心电信号中，全部RR片段内F波长度的离散序列，通过计算该序列的标准差得F_length_std，如公式(5)所示。

$$[0118] F_length_std = \text{std}(F_length) \quad (5)$$

[0119] 其中, F_length 用于表示心电信号内的所有 F 波长度的集合, std 用于表示标准差。

[0120] 需要说明的是, 该实施例的上述 F 波的特征仅为本发明实施例的一种举例, 并不限于本发明的 F 波的特征仅为上述 F 波长度的标准差 (F_length_std), 还可以是 F 波能量的标准差, F 波幅度的标准差等, 此处不再一一举例说明。

[0121] F_mean_num 为两个 R 波之间片段中 F 波的数量的均值, 可以在 R 波之间片段上定位 F 波即可得到 F 波的数量。计算心电信号中每个 RR 片段中 F 波数量的均值, 如公式 (6) 所示。

$$[0122] F_num_mean = \frac{\sum_i^N N_i^F}{N} \quad (6)$$

[0123] 其中, N_i^F 用于表示第 i 个 RR 片段内 F 波的数量, N 用于表示 RR 片段的数量。

[0124] PSD_Peak 为功率谱密度的最大值, 可以通过平均周期法得到功率谱密度, 然后计算功率谱密度最大值。如公式 (7) 所示。

$$[0125] PSD_Peak = \max(\tilde{S}_x) \quad (7)$$

[0126] 其中, \tilde{S}_x 用于表示信号功率谱密度, \max 用于表示计算最大值。

[0127] PSD_Peak_std 为功率谱密度极大值幅度的标准差, 可以通过平均周期法得到功率谱密度, 然后以当前样本点为窗口中心, 采用大小为 7 个样本点的窗口, 在滤波后的心电信号中进行滑动, 当样本点幅值为窗口内最大值, 则定义为一个极大值点, 并记录其幅值, 从而可以得到功率谱中极大值点的幅值序列 A_{peak} 。然后计算功率谱中所有极大值幅度的标准差, 如公式 (8) 所示。

$$[0128] A_{peak} = std(A_{peak}) \quad (8)$$

[0129] 其中, std 用于表示计算得到的标准差。

[0130] PSD_Fusion 为一个 RR 片段功率谱密度极大值幅度的标准差和极大值的数量的比, 在 PSD_Peak_std 的基础上再除以极大值的数量, 如公式 (9) 所示。

$$[0131] PSD_Fusion = \frac{PSD_Peak_std}{N_{peak}} \quad (9)$$

[0132] 其中, PSD_Peak_std 为上述功率谱密度极大值幅度的标准差, N_{peak} 用于表示功率谱密度中的极大值的数量。

[0133] 该实施例通过 pNN50、DF、 F_length_std 、 F_mean_num 、 PSD_Peak 、 PSD_Peak_std 、 PSD_Fusion 中的 pNN50、DF、 F_length_std 、 F_mean_num 、 PSD_Peak 、 PSD_Fusion 设定对应的阈值, 作为规则分类条件, 结合临床经验, 进行规则分类判断。

[0134] 可选地, 步骤 S3031, 判断 pNN50 是否小于 D0。

[0135] 如果判断出 $pNN50 < D0$, 则执行步骤 S3032, 确定心率失常疾病为心房扑动, 否则确定规则不可分, 进入下一特征分类, 执行步骤 S3033, 判断 DF 是否大于 D1。

[0136] 由于心房颤动的心率是绝对不齐的, 因此 pNN50 较大, 而心房扑动存在心率规则的类型。可以通过训练集样本分布, 设定 pNN50 小于 D0 的心率失常疾病为心房扑动。该实施例可以将 D0 设为 0.08, 经过多次实验证, 当该阈值 D0 为 0.08 时最终的分类结果最佳。

[0137] 步骤 S3032, 确定心率失常疾病为心房扑动。

[0138] 步骤 S3033, 判断 DF 是否大于 D1。

[0139] 在该实施例中,如果判断出 $DF > D1$,则执行步骤S3034,确定心率失常疾病为心房颤动,否则认为规则不可分,进入下一特征分类,执行步骤S3035,判断 F_length_std 是否大于 $D2$ 。

[0140] 在该实施例中,可以通过 DF 来估计房率,由于心房扑动和心房颤动的大概的房率分界在350bpm(约等于5.8Hz),可以结合训练集的样本分布,确定阈值 $D1$,将大于阈值 $D1$ 的 DF 的心率失常疾病确定为心房颤动。

[0141] 在该实施例中,可以设定阈值 $D1$ 为4.5,经过多次实验验证,当将该阈值 $D1$ 取4.5时最终分类结果最佳。

[0142] 步骤S3034,确定心率失常疾病为心房颤动。

[0143] 步骤S3035,判断 F_length_std 是否大于 $D2$ 。

[0144] 在该实施例中,如果判断出 $F_Length_std > D2$,则执行步骤S3036,确定心率失常疾病为心房颤动,否则认为规则不可分,进入下一特征分类,执行步骤S3037,判断 F_num_mean 是否大于 $D3$ 。

[0145] 在该实施例中,由于心房颤动的F波形态绝对不规则,而心房扑动的F波形态基本规则, F_length_std 越大,F波形态约不规律,可以通过训练集特征分布设定阈值为 $D2$,大于该阈值即确定心率失常疾病为心房颤动。

[0146] 在该实施例中,可以设定 $D2$ 为5.8,经过多次实验验证,当将该阈值 $D2$ 取5.8时最终分类结果最佳。

[0147] 步骤S3036,确定心率失常疾病为心房颤动。

[0148] 步骤S3037,判断 F_num_mean 是否大于 $D3$ 。

[0149] 在该实施例中,如果判断出 $F_num_mean > D3$,则执行步骤S3038,确定心率失常疾病为心房颤动,否则认为规则不可分,进入下一特征分类,执行步骤S3039,判断 PSD_PEAK 是否大于 $D4$ 。

[0150] 在该实施例中,由于心房扑动的房室传导比一般在2:1~5:1之间,由于该特征描述的是平均水平,可以结合训练集样本分布来确定阈值为 $D3$ 。

[0151] 在该实施例中,可以设定 $D3$ 为0.08,可以经过多次实验验证,当将该阈值 $D3$ 取0.08时最终分类结果最佳。

[0152] 步骤S3038,确定心率失常疾病为心房颤动。

[0153] 步骤S3039,判断 PSD_PEAK 是否大于 $D4$ 。

[0154] 在该实施例中,如果判断出 $PSD_PEAK > D4$,则执行步骤S30310,确定心率失常疾病为心房扑动,否则认为规则不可分,进入下一特征分类,执行步骤S30311,判断 PSD_Fusion 是否大于 $D5$ 。

[0155] 在该实施例中,心房扑动的F波的波形相比心房颤动会更大一些,可以通过训练集特征分布设定阈值为 $D4$,大于阈值的心率失常疾病即为心房扑动。

[0156] 在该实施例中,可以设定 $D4$ 为0.5,经过多次实验验证,当将该阈值 $D4$ 取0.5时最终分类结果最佳。

[0157] 步骤S30310,确定心率失常疾病为心房扑动。

[0158] 步骤S30311,判断 PSD_Fusion 是否大于 $D5$ 。

[0159] 在该实施例中,如果判断出 $PSD_FUSION > D5$,则执行步骤S30312,确定心率失常疾

病为心房颤动,否则认为规则不可分,执行步骤S304,进入二级分类器完成分类。

[0160] 该实施例可以通过训练集特征分布设定阈值为D5。

[0161] 在该实施例中,可以将D5设定为0.02,经过多次实验验证,当将该阈值D5取0.02时最终分类结果最佳。

[0162] 步骤S30312,确定心率失常疾病为心房颤动。

[0163] 其中,上述步骤S3032、步骤S3034、步骤S3036、步骤S3038、步骤S30310、步骤S30312对应的是规则可分样本。

[0164] 步骤S304,对于规则不可分的样本,输入分类器进行进一步分类得到分类结果。

[0165] 在该实施例中,如果判断出PSD_Fusion不大于D5,则认为规则不可分,则将提取的上述七个人工特征(pNN50、DF、F_length_std、F_mean_num、PSD_Peak、PSD_Peak_std、PSD_Fusion)进行z-score归一化将每个特征处理成“零均值,一方差”,如公式(10)所示。

$$[0166] x_{norm} = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (10)$$

[0167] 其中,x用于表示心电信号的特征, μ 用于表示均值, σ 用于表示标准差, x_{norm} 用于表示归一化后的心电信号的特征。可选地,在实际使用时,均值、标准差可以采用训练样本的均值、标准差代替。

[0168] 在该实施例中,将规则不可分的归一化后的特征,均输入至SVM中,进行分类,从而得到最终的心率失常疾病的分类结果。在该实施例中,SVM可以采用线性函数,惩罚因子可以为0.01,训练样本的采样率可以为0.8。SVM的优化目标可以如公式(11)所示。

$$[0169] \max_{\omega, b} \frac{1}{2} \|\omega\|^2 + C \sum_{i=1}^N \xi_i \quad , s.t. \quad y_i(\omega x_i + b) \geq 1 - \xi_i, i = 1, 2, \dots, n \quad (11)$$

[0170] 其中, ω , b 用于表示训练参数,反映了SVM超平面的法向量系数和偏移系数; C 用于表示惩罚因子, y_i 用于表示实际的信号类型, $\omega x_i + b$ 用于表示输入特征 x_i 距离超平面的距离。通过训练,可以修改 ω , b 参数,从而得到最优超平面,使得样本可分的置信度最大。

[0171] 步骤S305,输出心房扑动的结果或心房颤动的结果。

[0172] 该实施例可以综合上述规则和分类器得到最终的心房扑动的结果或心房颤动的结果,可以将心房扑动的结果或心房颤动的结果显示在交互界面上,从而帮助个人或者医生检测、诊断。其中,分类器可以为SVM分类器,还可以是Xgboost、Logistic Regression等。

[0173] 该实施例的与相关技术相比较,不同点在于:(1)采用规则分类,可以进一步引入临床经验,实现对典型的心房颤动和心房扑动的有效分类,从而避免深度模型和机器学习模型由于过拟合所导致的无法有效区分心房颤动和心房扑动,导致的出现诊断结果出错的问题;(2)采用二级分类器,进一步区分通过规则无法区分出的样本,可以通过集成两个弱分类器的方式来相互弥补缺陷,提升对心房颤动和心房扑动的分类能力;(3)针对F波特性的特征提取,从形态,时序,频域等维度,提取F波的相关信息,提升对心房颤动和心房扑动的分类能力,解决了心率失常疾病的分类的准确性低的技术问题,达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的技术效果。

[0174] 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。

[0175] 实施例3

[0176] 本发明实施例还提供了一种心率失常疾病的分类装置的示意图。需要说明的是，该实施例的心率失常疾病的分类装置可以用于执行本发明图1所示的心率失常疾病的分类方法。

[0177] 图6是根据本发明实施例的一种心率失常疾病的分类装置的示意图。如图6所示，该心率失常疾病的分类装置60可以包括：获取单元61、提取单元62和确定单元63。

[0178] 获取单元61，用于获取心房的心电信号。

[0179] 提取单元62，用于从心电信号中提取多个信号特征。

[0180] 确定单元63，用于依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0181] 本发明实施例还提供了另一种心率失常疾病的分类装置的示意图。需要说明的是，该实施例的心率失常疾病的分类装置可以用于执行本发明图2所示的心率失常疾病的分类方法。

[0182] 图7是根据本发明实施例的另一种心率失常疾病的分类装置的示意图。如图7所示，该心率失常疾病的分类装置70可以包括：第一显示单元71和第二显示单元72。

[0183] 第一显示单元71，用于在交互界面上显示心房的心电信号。

[0184] 第二显示单元72，用于在交互界面上显示心房的心率失常类型，其中，心率失常类型是通过从心电信号中提取多个信号特征，依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析得到，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。

[0185] 实施例4

[0186] 本发明实施例提供了一种存储介质。该存储介质包括存储的程序，其中，在程序被处理器运行时控制存储介质所在设备执行本发明实施例的心率失常疾病的分类方法。

[0187] 实施例5

[0188] 本发明实施例提供了一种处理器。该处理器用于运行程序，其中，程序运行时执行本发明实施例的心率失常疾病的分类方法。

[0189] 显然，本领域的技术人员应该明白，上述的本发明的各模块或各步骤可以用通用的计算装置来实现，它们可以集中在单个的计算装置上，或者分布在多个计算装置所组成的网络上，可选地，它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现，从而，可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行，或者将它们分别制作成各个集成电路模块，或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样，本发明不限制于任何特定的硬件和软件结合。

[0190] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已，并不用于限制本发明，对于本领域的技术人员来说，本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

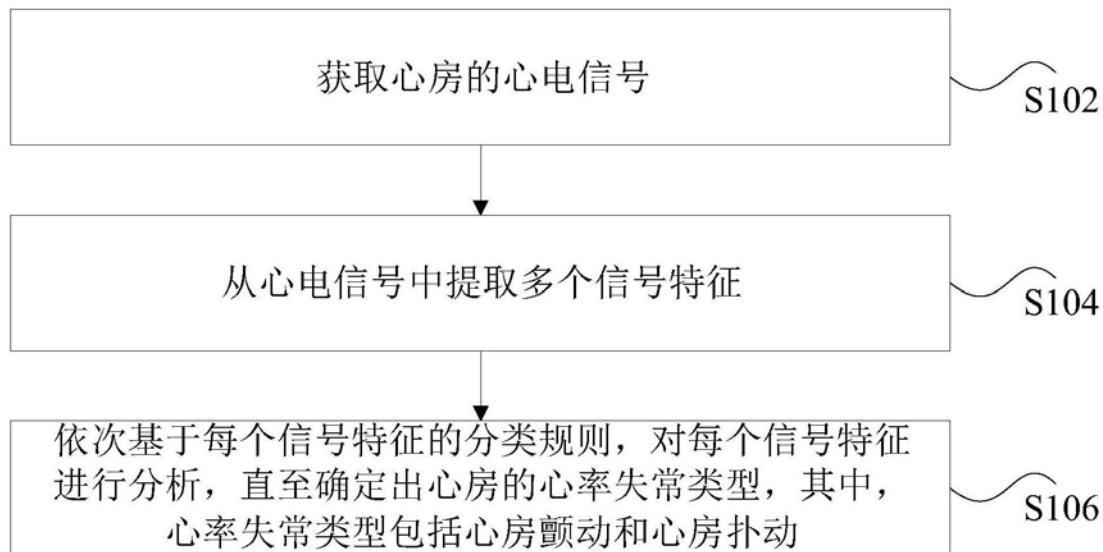


图1

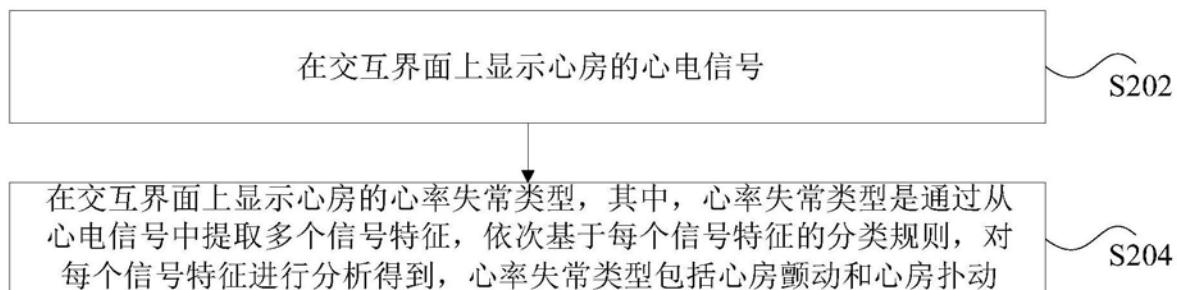


图2

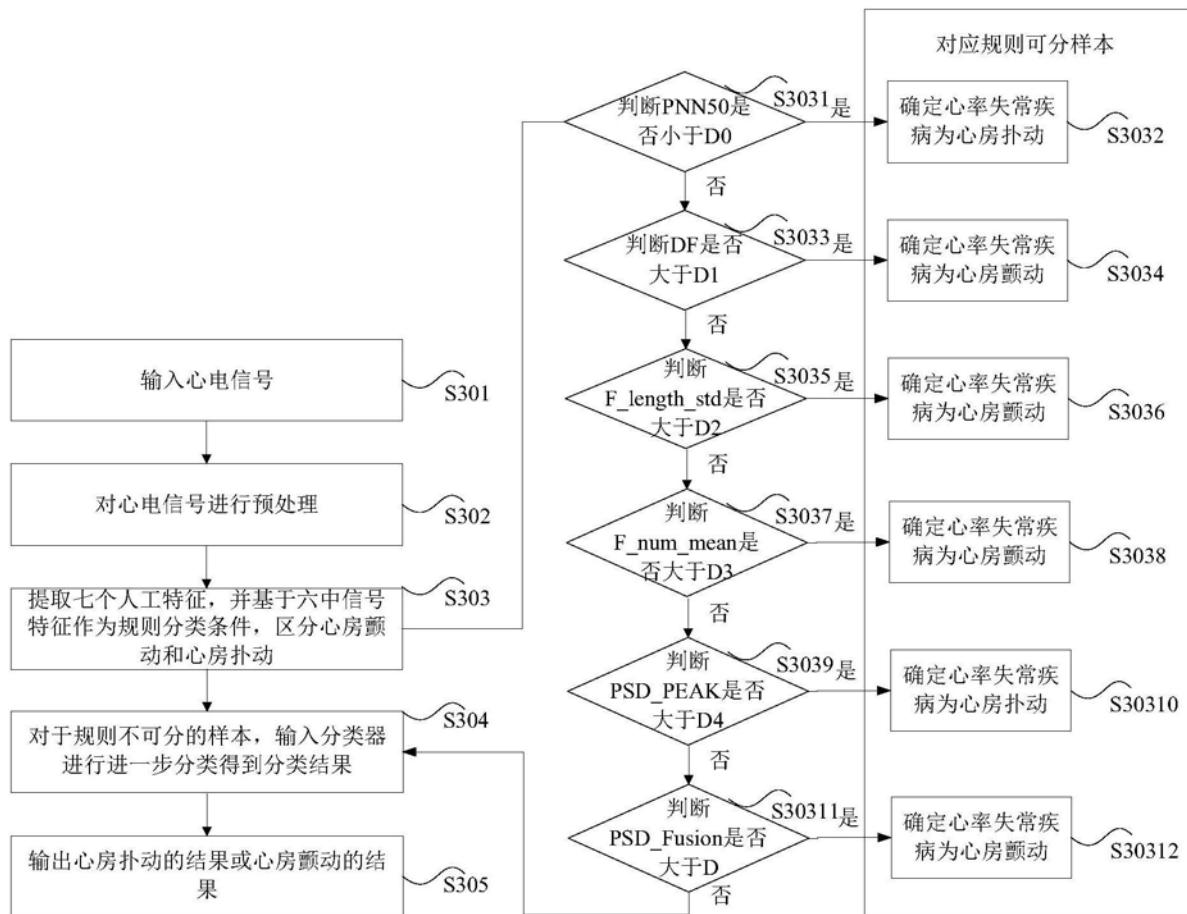


图3

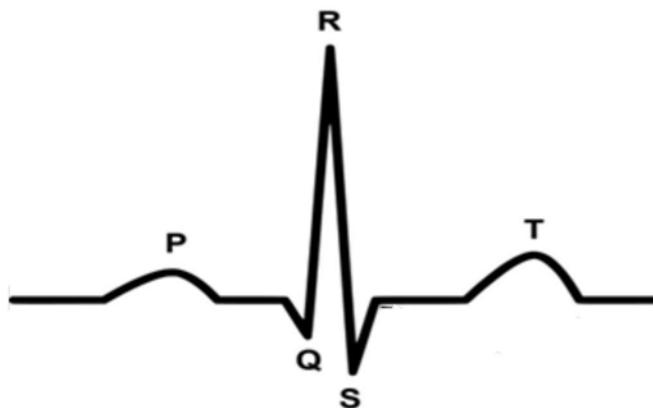


图4

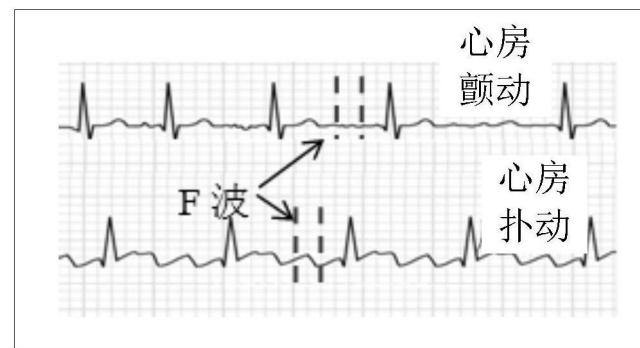


图5

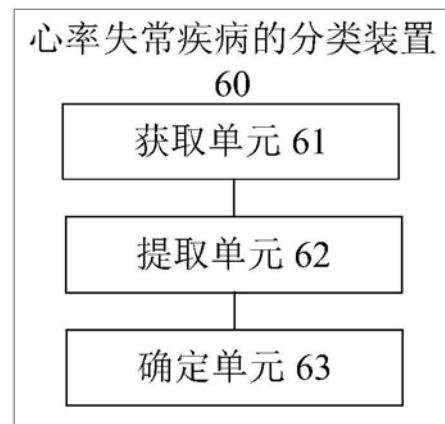


图6

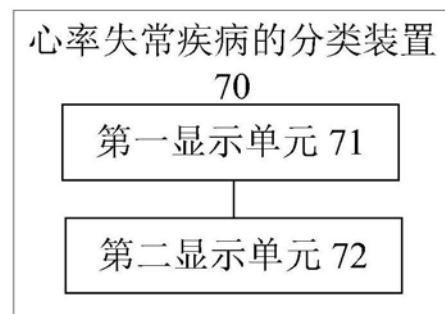


图7

专利名称(译)	心率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器		
公开(公告)号	CN110826631A	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201911090436.3	申请日	2019-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	胡静 赵巍		
发明人	胡静 赵巍		
IPC分类号	G06K9/62 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/7267 G06K9/6256 G06K9/6267 G06K9/6269 G06K9/6286		
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率失常疾病的分类方法、装置、存储介质和处理器。该方法包括：获取心房的心电信号；从心电信号中提取多个信号特征；依次基于每个信号特征的分类规则，对每个信号特征进行分析，直至确定出心房的心率失常类型，其中，心率失常类型包括心房颤动和心房扑动。通过本发明，达到了提高心率失常疾病的分类的准确性的效果。

