



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109770862 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201910251758.5

(22)申请日 2019.03.29

(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 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224
代理人 关志琨 冯右明

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

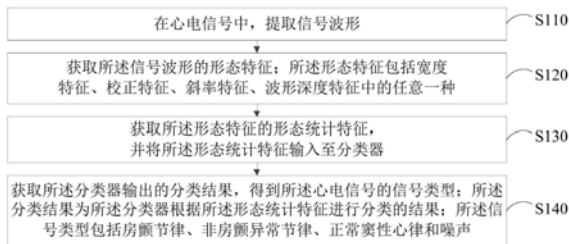
权利要求书5页 说明书29页 附图4页

(54)发明名称

心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质

(57)摘要

本申请涉及一种心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质。所述方法包括：在心电信号中，提取信号波形；获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；获取所述形态特征的形态统计特征，并将所述形态统计特征输入至分类器；获取所述分类器输出的分类结果，得到所述心电信号的信号类型。采用上述技术方案可以更准确地识别出各种类型的异常节律，避免了将心动过速，心动过缓，心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律，提升了心电信号分类的准确性。



1. 一种心电信号分类方法,其特征在于,包括:
 - 在心电信号中,提取信号波形;
 - 获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、深度特征中的任意一种;
 - 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器;
 - 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,当所述形态特征为所述宽度特征,所述获取所述信号波形的形态特征,包括:
 - 确定所述信号波形的QR间期和RS间期;
 - 获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度;
 - 将所述QR间期宽度和所述RS间期宽度,作为所述宽度特征。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度,包括:
 - 获取Q波出现时间、R波出现时间和S波出现时间;
 - 计算所述S波出现时间与所述R波出现时间的时间间隔,得到所述RS间期宽度;
 - 计算所述R波出现时间与所述Q波出现时间的时间间隔,得到所述QR间期宽度。
4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述获取所述形态特征的形态统计特征,包括:
 - 计算所述RS间期宽度的中位数,得到第一宽度统计值;
 - 计算所述RS间期的标准差和均值,并计算所述RS间期的标准差与所述RS间期的均值的比值,得到第二宽度统计值;
 - 计算所述QR间期宽度的中位数,得到第三宽度统计值;
 - 计算所述QR间期的标准差和均值,并计算所述QR间期的标准差与所述QR间期的均值的比值,得到第四宽度统计值;
 - 将所述第一宽度统计值、所述第二宽度统计值、所述第三宽度统计值和所述第四宽度统计值,作为所述形态统计特征。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,当所述形态特征为所述校正特征,所述获取所述信号波形的形态特征,包括:
 - 确定所述信号波形的QT间期;
 - 获取所述QT间期的QT间期波形;
 - 校正所述QT间期波形,得到所述校正特征。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述校正所述QT间期波形,得到所述校正特征,包括:
 - 获取所述QT间期的QT波时间序列,以及,获取所述信号波形的RR间期开方值、RR间期开立方值和RR间期参考系数;
 - 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开方值的比值,得到QT开平方校正值;
 - 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开立值的比值,得到QT开立方校正值;

计算所述QT波时间序列与所述RR间期参考系数之和,得到QT参考校正值;
将所述QT开平方校正值、所述QT开立方校正值和所述QT参考校正值,作为所述校正特征。

7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述获取所述形态特征的形态统计特征,包括:

计算所述QT开平方校正值的中位数,得到第一校正统计值;

计算所述QT开平方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开平方校正值的标准差与所述QT开平方校正值的均值的比值,得到第二校正统计值;

计算所述QT开立方校正值的中位数,得到第三校正统计值;

计算所述QT开立方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开立方校正值的标准差与所述QT开立方校正值的均值的比值,得到第四校正统计值;

计算所述QT参考校正值的中位数,得到第五校正统计值;

计算所述QT参考校正值的标准差和均值,并计算所述QT参考校正值的标准差与所述QT参考校正值的均值的比值,得到第六校正统计值;

将所述第一校正统计值、所述第二校正统计值、所述第三校正统计值、所述第四校正统计值、所述第五校正统计值和所述第六校正统计值,作为所述形态统计特征。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,当所述形态特征为所述斜率特征,所述获取所述信号波形的形态特征,包括:

确定所述信号波形的QR间期、RS间期和ST间期;

获取所述QR间期的QR间期斜率,以及,获取所述RS间期的RS间期斜率,以及,获取所述ST间期的ST间期斜率;

将所述QR间期斜率、所述RS间期斜率和所述ST间期斜率,作为所述斜率特征。

9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述获取所述QR间期的QR间期斜率,以及,获取所述RS间期的RS间期斜率,以及,获取所述ST间期的ST间期斜率,包括:

确定所述心电信号的心电信号序列;

计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,以及,计算所述QR间期的QR波时间序列差值;

计算所述QR波信号序列差值与所述QR波时间序列差值的比值,得到所述QR间期斜率;

计算所述RS间期在所述心电信号序列中的RS波信号序列差值,以及,计算所述RS间期的RS波时间序列差值;

计算所述RS波信号序列差值与所述RS波时间序列差值的比值,得到所述RS间期斜率;

计算所述ST间期在所述心电信号序列中的ST波信号序列差值,以及,计算所述ST间期的ST波时间序列差值;

计算所述ST波信号序列差值与所述ST波时间序列差值的比值,得到所述ST间期斜率。

10. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述获取所述形态特征的形态统计特征,包括:

计算所述QR间期斜率的中位数,得到第一斜率统计值;

计算所述QR间期斜率的标准差和均值,并计算所述QR间期斜率的标准差与所述QR间期斜率的均值的比值,得到第二斜率统计值;

计算所述RS间期斜率的中位数,得到第三斜率统计值;

计算所述RS间期斜率的标准差和均值,并计算所述RS间期斜率的标准差与所述RS间期斜率的均值的比值,得到第四斜率统计值;

计算所述ST间期斜率的中位数,得到第五斜率统计值;

计算所述ST间期斜率的标准差和均值,并计算所述ST间期斜率的标准差与所述ST间期斜率的均值的比值,得到第六斜率统计值;

将所述第一斜率统计值、所述第二斜率统计值、所述第三斜率统计值、所述第四斜率统计值、所述第五斜率统计值和所述第六斜率统计值,作为所述形态统计特征。

11. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,当所述形态特征为所述波形深度特征,所述获取所述信号波形的形态特征,包括:

获取所述信号波形的QS间期和QR间期;

根据所述QS间期和所述QR间期,获取S点深度和R点高度;

根据所述QR间期,获取Q点相对于R点的QR相对深度;

根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度,获取所述波形深度特征。

12. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,所述根据所述QS间期和所述QR间期,获取S点深度和R点高度,包括:

确定所述心电信号的心电信号序列;

计算所述QS间期在所述心电信号序列中的QS波信号序列差值,得到所述S点深度;

计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,得到所述R点高度;

所述根据所述QR间期,获取Q点相对于R点的QR相对深度,包括:

计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列比值,得到所述QR相对深度。

13. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,所述根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度,获取所述波形深度特征,包括:

计算所述S点深度与所述R点高度的比值,得到RS比率特征;

计算所述RS比率特征的中位数,得到第一RS波形深度特征;

计算所述RS比率特征的标准差和均值,并计算所述RS比率特征的标准差与所述RS比率特征的均值的比值,得到第二RS波形深度特征;

计算所述QR相对深度的标准差和均值,并计算所述QR相对深度的标准差与所述QR相对深度的均值的比值,得到第一QR波形深度特征;

计算所述QR相对深度的最大值和最小值,并计算所述QR相对深度的最大值与所述QR相对深度的最小值的差值,得到第二QR波形深度特征;

计算所述QR相对深度的中位数,得到第三QR波形深度特征;

将所述RS比率特征、所述第一RS波形深度特征、所述第二RS波形深度特征、所述第一QR波形深度特征、所述第二QR波形深度特征、所述第三QR波形深度特征,作为所述波形深度特征。

14. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,所述获取所述形态特征的形态统计特征,包括:

确定所述信号波形的待统计波形;所述待统计波形包括R波、P波、Q波、S波和T波;

获取所述待统计波形的波形序列;

统计所述波形序列的波形数量、平均值、最大值、最小值、中位数、方差、偏度、峰度和宽度,作为所述形态统计特征。

15. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,还包括:

获取所述信号波形的先验特征;所述先验特征包括校正先验特征或斜率先验特征;

将所述先验特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征和所述先验特征进行分类的结果。

16. 根据权利要求11所述的方法,其特征在于,还包括:

采用所述信号波形训练基于深度学习的节律特征检测器;

获取训练后的节律特征检测器的最优网络结构;

获取所述最优网络结构的全连接层数据,作为深度特征和层次特征;

将所述深度特征和所述层次特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征、所述深度特征和所述层次特征进行分类的结果。

17. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,当所述先验特征为所述校正先验特征,所述获取所述信号波形的先验特征,包括:

确定所述信号波形的RR间期;

获取所述RR间期的RR间期序列和RR间期差序列;

计算所述RR间期序列的标准差和均值,并计算所述RR间期序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第一校正先验特征;

计算所述RR间期差序列的标准差,并计算所述RR间期差序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第二校正先验特征;

将所述第一校正先验特征和所述第二校正先验特征,作为所述校正先验特征。

18. 根据权利要求15所述的方法,其特征在于,当所述先验特征为所述斜率先验特征,所述获取所述信号波形的先验特征,包括:

确定所述信号波形的RR间期,并获取所述RR间期的RR间期差;

根据所述RR间期差,计算心跳间距标准差和心跳间距归一值;

根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第一间隔阈值的数量,得到第一心跳统计数量;

计算所述第一心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第一心跳间隔比值;

根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第二间隔阈值的数量,得到第二心跳统计数量;

计算所述第二心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第二心跳间隔比值;

将所述心跳间距标准差、所述心跳间距归一值、所述第一心跳统计数量、第一心跳间隔比值、所述第二心跳统计数量和所述第二心跳间隔比值,作为所述斜率先验特征。

19. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。

20. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述在心电信号中,提取信号波形之前,还包括:

采集原始心电信号；

对所述原始心电信号进行低通滤波,得到高频噪声滤除信号,作为所述心电信号；

所述在心电信号中,提取信号波形,包括：

通过小波变换技术,在所述心电信号中提取P波、QRS波和T波,得到所述信号波形。

21. 一种心电信号分类装置,其特征在于,包括：

波形提取模块,用于在心电信号中,提取信号波形；

形态特征获取模块,用于获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；

统计特征获取模块,用于获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器；

分类模块,用于获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果；所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

22. 根据权利要求21所述的装置,其特征在于,所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。

23. 一种电子设备,其特征在于,包括:存储器、具有一个或多个处理器；

所述存储器,用于存储一个或多个程序；

当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器执行如权利要求1-20中任一所述的心电信号分类方法。

24. 一种包含计算机可执行指令的存储介质,其特征在于,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行如权利要求1-20中任一所述的心电信号分类方法。

心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗器械与医疗产品领域,特别是涉及一种心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质。

背景技术

[0002] 心房颤动(Atrial Fibrillation,AF)简称房颤,是临床最常见的一种心律失常疾病,其特点是紊乱的心房活动和随之而来的脑卒、心肌梗死等并发症,导致较高的致残率和死亡率,严重危害着人类的健康和生命。研究心电信号是否存在房颤的算法,能及早发现并进行治疗,从而可更多的抓住治疗的最佳时机,减少房颤的发病率和死亡率,因此具有重要的临床和社会意义。

[0003] 由于房颤发作时的两个重要临床表现为RR间期绝对不规则和P波消失,因此,目前较为常规的心电信号分类方法,主要是基于心房活动(P波消失)或心室活动(RR间期不规则)进行分析。

[0004] 然而,心电信号中的P波或f波属于微弱信号,其波形特征较难检测。而且,许多非房颤类型的异常节律(如心动过速,心动过缓,心律失常等)表现出类似房颤的特征,如果基于常规的心电信号分类方法,可能会出现错误的识别结果。

[0005] 因此,现有技术中的心电信号分类方法存在着房颤分类错误的问题。

发明内容

[0006] 基于此,有必要针对上述技术问题,提供一种心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质。

[0007] 第一方面,提供了一种心电信号分类方法,所述方法包括:

[0008] 在心电信号中,提取信号波形;

[0009] 获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种;

[0010] 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器;

[0011] 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0012] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述宽度特征,所述获取所述信号波形的形态特征,包括:

[0013] 确定所述信号波形的QR间期和RS间期;

[0014] 获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度;

[0015] 将所述QR间期宽度和所述RS间期宽度,作为所述宽度特征。

[0016] 在一个实施例中,所述获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度,包括:

- [0017] 获取Q波出现时间、R波出现时间和S波出现时间；
- [0018] 计算所述S波出现时间与所述R波出现时间的时间间隔，得到所述RS间期宽度；
- [0019] 计算所述R波出现时间与所述Q波出现时间的时间间隔，得到所述QR间期宽度。
- [0020] 在一个实施例中，所述获取所述形态特征的形态统计特征，包括：
- [0021] 计算所述RS间期宽度的中位数，得到第一宽度统计值；
- [0022] 计算所述RS间期的标准差和均值，并计算所述RS间期的标准差与所述RS间期的均值的比值，得到第二宽度统计值；
- [0023] 计算所述QR间期宽度的中位数，得到第三宽度统计值；
- [0024] 计算所述QR间期的标准差和均值，并计算所述QR间期的标准差与所述QR间期的均值的比值，得到第四宽度统计值；
- [0025] 将所述第一宽度统计值、所述第二宽度统计值、所述第三宽度统计值和所述第四宽度统计值，作为所述形态统计特征。
- [0026] 在一个实施例中，当所述形态特征为所述校正特征，所述获取所述信号波形的形态特征，包括：
- [0027] 确定所述信号波形的QT间期；
- [0028] 获取所述QT间期的QT间期波形；
- [0029] 校正所述QT间期波形，得到所述校正特征。
- [0030] 在一个实施例中，所述校正所述QT间期波形，得到所述校正特征，包括：
- [0031] 获取所述QT间期的QT波时间序列，以及，获取所述信号波形的RR间期开方值、RR间期开立方值和RR间期参考系数；
- [0032] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开方值的比值，得到QT开平方校正值；
- [0033] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开立方值的比值，得到QT开立方校正值；
- [0034] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期参考系数之和，得到QT参考校正值；
- [0035] 将所述QT开平方校正值、所述QT开立方校正值和所述QT参考校正值，作为所述校正特征。
- [0036] 在一个实施例中，所述获取所述形态特征的形态统计特征，包括：
- [0037] 计算所述QT开平方校正值的的中位数，得到第一校正统计值；
- [0038] 计算所述QT开平方校正值的标准差和均值，并计算所述QT开平方校正值的标准差与所述QT开平方校正值的均值的比值，得到第二校正统计值；
- [0039] 计算所述QT开立方校正值的的中位数，得到第三校正统计值；
- [0040] 计算所述QT开立方校正值的标准差和均值，并计算所述QT开立方校正值的标准差与所述QT开立方校正值的均值的比值，得到第四校正统计值；
- [0041] 计算所述QT参考校正值的的中位数，得到第五校正统计值；
- [0042] 计算所述QT参考校正值的标准差和均值，并计算所述QT参考校正值的标准差与所述QT参考校正值的均值的比值，得到第六校正统计值；
- [0043] 将所述第一校正统计值、所述第二校正统计值、所述第三校正统计值、所述第四校正统计值、所述第五校正统计值和所述第六校正统计值，作为所述形态统计特征。
- [0044] 在一个实施例中，当所述形态特征为所述斜率特征，所述获取所述信号波形的形态特征，包括：

- [0045] 确定所述信号波形的QR间期、RS间期和ST间期；
- [0046] 获取所述QR间期的QR间期斜率，以及，获取所述RS间期的RS间期斜率，以及，获取所述ST间期的ST间期斜率；
- [0047] 将所述QR间期斜率、所述RS间期斜率和所述ST间期斜率，作为所述斜率特征。
- [0048] 在一个实施例中，所述获取所述QR间期的QR间期斜率，以及，获取所述RS间期的RS间期斜率，以及，获取所述ST间期的ST间期斜率，包括：
- [0049] 确定所述心电信号的心电信号序列；
- [0050] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值，以及，计算所述QR间期的QR波时间序列差值；
- [0051] 计算所述QR波信号序列差值与所述QR波时间序列差值的比值，得到所述QR间期斜率；
- [0052] 计算所述RS间期在所述心电信号序列中的RS波信号序列差值，以及，计算所述RS间期的RS波时间序列差值；
- [0053] 计算所述RS波信号序列差值与所述RS波时间序列差值的比值，得到所述RS间期斜率；
- [0054] 计算所述ST间期在所述心电信号序列中的ST波信号序列差值，以及，计算所述ST间期的ST波时间序列差值；
- [0055] 计算所述ST波信号序列差值与所述ST波时间序列差值的比值，得到所述ST间期斜率。
- [0056] 在一个实施例中，所述获取所述形态特征的形态统计特征，包括：
- [0057] 计算所述QR间期斜率的中位数，得到第一斜率统计值；
- [0058] 计算所述QR间期斜率的标准差和均值，并计算所述QR间期斜率的标准差与所述QR间期斜率的均值的比值，得到第二斜率统计值；
- [0059] 计算所述RS间期斜率的中位数，得到第三斜率统计值；
- [0060] 计算所述RS间期斜率的标准差和均值，并计算所述RS间期斜率的标准差与所述RS间期斜率的均值的比值，得到第四斜率统计值；
- [0061] 计算所述ST间期斜率的中位数，得到第五斜率统计值；
- [0062] 计算所述ST间期斜率的标准差和均值，并计算所述ST间期斜率的标准差与所述ST间期斜率的均值的比值，得到第六斜率统计值；
- [0063] 将所述第一斜率统计值、所述第二斜率统计值、所述第三斜率统计值、所述第四斜率统计值、所述第五斜率统计值和所述第六斜率统计值，作为所述形态统计特征。
- [0064] 在一个实施例中，当所述形态特征为所述波形深度特征，所述获取所述信号波形的形态特征，包括：
- [0065] 获取所述信号波形的QS间期和QR间期；
- [0066] 根据所述QS间期和所述QR间期，获取S点深度和R点高度；
- [0067] 根据所述QR间期，获取Q点相对于R点的QR相对深度；
- [0068] 根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度，获取所述波形深度特征。
- [0069] 在一个实施例中，所述根据所述QS间期和所述QR间期，获取S点深度和R点高度，包括：

- [0070] 确定所述心电信号的心电信号序列；
- [0071] 计算所述QS间期在所述心电信号序列中的QS波信号序列差值，得到所述S点深度；
- [0072] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值，得到所述R点高度；
- [0073] 所述根据所述QR间期，获取Q点相对于R点的QR相对深度，包括：
- [0074] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列比值，得到所述QR相对深度。
- [0075] 在一个实施例中，所述根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度，获取所述波形深度特征，包括：
- [0076] 计算所述S点深度与所述R点高度的比值，得到RS比率特征；
- [0077] 计算所述RS比率特征的中位数，得到第一RS波形深度特征；
- [0078] 计算所述RS比率特征的标准差和均值，并计算所述RS比率特征的标准差与所述RS比率特征的均值的比值，得到第二RS波形深度特征；
- [0079] 计算所述QR相对深度的标准差和均值，并计算所述QR相对深度的标准差与所述QR相对深度的均值的比值，得到第一QR波形深度特征；
- [0080] 计算所述QR相对深度的最大值和最小值，并计算所述QR相对深度的最大值与所述QR相对深度的最小值的差值，得到第二QR波形深度特征；
- [0081] 计算所述QR相对深度的中位数，得到第三QR波形深度特征；
- [0082] 将所述RS比率特征、所述第一RS波形深度特征、所述第二RS波形深度特征、所述第一QR波形深度特征、所述第二QR波形深度特征、所述第三QR波形深度特征，作为所述波形深度特征。
- [0083] 在一个实施例中，所述获取所述形态特征的形态统计特征，包括：
- [0084] 确定所述信号波形的待统计波形；所述待统计波形包括R波、P波、Q波、S波和T波；
- [0085] 获取所述待统计波形的波形序列；
- [0086] 统计所述波形序列的波形数量、平均值、最大值、最小值、中位数、方差、偏度、峰度和宽度，作为所述形态统计特征。
- [0087] 在一个实施例中，还包括：
- [0088] 获取所述信号波形的先验特征；所述先验特征包括校正先验特征或斜率先验特征；
- [0089] 将所述先验特征输入至所述分类器；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征和所述先验特征进行分类的结果。
- [0090] 在一个实施例中，还包括：
- [0091] 采用所述信号波形训练基于深度学习的节律特征检测器；
- [0092] 获取训练后的节律特征检测器的最优网络结构；
- [0093] 获取所述最优网络结构的全连接层数据，作为深度特征和层次特征；
- [0094] 将所述深度特征和所述层次特征输入至所述分类器；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征、所述深度特征和所述层次特征进行分类的结果。
- [0095] 在一个实施例中，当所述先验特征为所述校正先验特征，所述获取所述信号波形的先验特征，包括：
- [0096] 确定所述信号波形的RR间期；

- [0097] 获取所述RR间期的RR间期序列和RR间期差序列；
- [0098] 计算所述RR间期序列的标准差和均值，并计算所述RR间期序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值，得到第一校正先验特征；
- [0099] 计算所述RR间期差序列的标准差，并计算所述RR间期差序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值，得到第二校正先验特征；
- [0100] 将所述第一校正先验特征和所述第二校正先验特征，作为所述校正先验特征。
- [0101] 在一个实施例中，当所述先验特征为所述斜率先验特征，所述获取所述信号波形的先验特征，包括：
- [0102] 确定所述信号波形的RR间期，并获取所述RR间期的RR间期差；
- [0103] 根据所述RR间期差，计算心跳间距标准差和心跳间距归一值；
- [0104] 根据所述RR间期差，计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第一间隔阈值的数量，得到第一心跳统计数量；
- [0105] 计算所述第一心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值，得到第一心跳间隔比值；
- [0106] 根据所述RR间期差，计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第二间隔阈值的数量，得到第二心跳统计数量；
- [0107] 计算所述第二心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值，得到第二心跳间隔比值；
- [0108] 将所述心跳间距标准差、所述心跳间距归一值、所述第一心跳统计数量、第一心跳间隔比值、所述第二心跳统计数量和所述第二心跳间隔比值，作为所述斜率先验特征。
- [0109] 在一个实施例中，所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。
- [0110] 在一个实施例中，所述在心电信号中，提取信号波形之前，还包括：
- [0111] 采集原始心电信号；
- [0112] 对所述原始心电信号进行低通滤波，得到高频噪声滤除信号，作为所述心电信号；
- [0113] 所述在心电信号中，提取信号波形，包括：
- [0114] 通过小波变换技术，在所述心电信号中提取P波、QRS波和T波，得到所述信号波形。
- [0115] 第二方面，提供了一种心电信号分类装置，包括：
- [0116] 波形提取模块，用于在心电信号中，提取信号波形；
- [0117] 形态特征获取模块，用于获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；
- [0118] 统计特征获取模块，用于获取所述形态特征的形态统计特征，并将所述形态统计特征输入至分类器；
- [0119] 分类模块，用于获取所述分类器输出的分类结果，得到所述心电信号的信号类型；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果；所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。
- [0120] 在一个实施例中，所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。
- [0121] 第三方面，提供了一种电子设备，其特征在于，包括：存储器、以及一个或多个处理

器；

[0122] 所述存储器,用于存储一个或多个程序；

[0123] 当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现如下操作：

[0124] 在心电信号中,提取信号波形；

[0125] 获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；

[0126] 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器；

[0127] 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果；所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0128] 第四方面,提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现以下步骤：

[0129] 在心电信号中,提取信号波形；

[0130] 获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；

[0131] 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器；

[0132] 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型；所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果；所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0133] 上述心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质,首先获取信号波形的形态特征,然后针对形态特征进行统计,得到形态统计特征,将形态统计特征输入分类器,得到分类器根据形态统计特征进行分类的分类结果作为心电信号的信号类型,因为形态特征的形态统计特征可以反映出各种类型的异常节律,采用形态统计特征进行信号类型分类,可以更准确地识别出各种类型的异常节律,避免了将心动过速,心动过缓,心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律,提升了心电信号分类的准确性。

附图说明

[0134] 图1是本申请实施例一提供的一种心电信号分类方法的流程图；

[0135] 图2是一个实施例的一种原始心电信号的示意图；

[0136] 图3是一种P波、QRS波、T波、U波的信号波形的示意图；

[0137] 图4是本申请实施例二提供的一种心电信号分类方法的流程图；

[0138] 图5是一个实施例的一种resNet18参数结构的结构示意图；

[0139] 图6是一个实施例的一种resNet18网络映射方式的示意图；

[0140] 图7是本申请实施例三提供的一种心电信号分类装置的结构示意图；

[0141] 图8是本申请实施例四提供的一种电子设备的结构示意图。

具体实施方式

[0142] 为了使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对

本申请进行进一步详细说明。应当理解,此处描述的具体实施例仅仅用以解释本申请,并不用于限定本申请。

[0143] 实施例一

[0144] 图1是本申请实施例一提供的一种心电信号分类方法的流程图,该心电信号分类方法,可以具体包括以下步骤:

[0145] 步骤S110,在心电信号中,提取信号波形。

[0146] 具体实现中,可以利用多通道同步数据,采集人体心脏信号、背景噪声和心电信号。更具体地,首先,可以通过心电导联和传感器采集心电信号,通过模拟电路对采集的心电信号进行阻抗匹配、过滤、放大等处理。然后,由模数转换器,将人体生理参数的模拟信号转化为数字信号。然后,通过低通滤波技术获取滤波后的心电信号。最后,通过小波变换技术从滤波后的心电信号中提取出信号波形。

[0147] 图2是一个实施例的一种原始心电信号的示意图。如图所示,采集得到的心电信号存在各种噪声,而且信号的波形粗糙和不光滑,导致难以从QRS波中提取出能反映房颤的特征。

[0148] 图3是一种P波、QRS波、T波、U波的信号波形的示意图。如图所示,以时间 t 作为X轴,电压 V 作为Y轴,构建一个XY坐标系,根据心电信号中在每个时间点 t_n 对应的电压 V_n ,生成心电信号的信号波形。

[0149] 步骤S120,获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种。

[0150] 其中,宽度特征可以为反映波形间期的宽度的特征。例如,QR间期的宽度、RS间期的宽度。

[0151] 其中,校正特征可以为反映波形校正后的形态的特征。例如,波形校正后的QT间期的特征。

[0152] 其中,斜率特征可以为反映波形的斜率的特征。例如,QR间期的斜率。

[0153] 其中,波形深度特征可以为波形的波谷相对于波峰的距离的特征。例如,Q点相对于R峰的距离。

[0154] 具体实现中,可以获取信号波形的宽度特征、校正特征、斜率特征或波形深度特征,作为信号波形的形态特征。

[0155] 获取信号波形的宽度特征的方式可以有多种。例如,其中一种方式中,确定S波的时间序列 $X_S\{20,50,80\}$ 和R波的时间序列 $X_R\{10,36,61\}$,其中,时间序列为某个波的出现时间的序列,单位可以为ms(毫秒),采样频率 $f_s=3ms$,计算RS间期的宽度特征 $RS_width=(X_S-X_R)/f_s=\{10,14,17\}/3=13.67$ 。本领域技术人员还可以通过上述的方式获取QR间期等多个间期的宽度特征。

[0156] 获取信号波形的校正特征的方式可以有多种。例如,其中一种方式中,可以确定QT间期的时间序列 X_{QT} ,以及,计算RR间期的开平方值 \sqrt{RR} ,计算 X_{QT} 与 \sqrt{RR} 的比值,得到了针对QT间期进行校正的QT开平方校正值 $QTcB$,作为校正特征。本领域技术人员还可以通过上述的方式获取针对QT间期进行校正后的不同的校正特征。

[0157] 获取信号波形的斜率特征的方式可以有多种。例如,其中一种方式中,可以确定信号波形的QR间期,计算QR间期在心电信号序列中的QR波信号序列差值,以及计算QR间期的

QR波时间序列差值,计算QR波信号序列差值与QR波时间序列差值的比值,得到QR间期的斜率特征 $\text{slope_QR}(i)$ 。本领域技术人员还可以通过上述的方式获取RS间期、ST间期等多个间期的斜率特征。

[0158] 获取信号波形的波形深度特征的方式可以有多种。例如,其中一种方式中,可以确定信号波形的QR间期,计算QR间期在心电信号序列中的QR波信号序列比值,得到反映Q点相对于R点的QR相对深度的波形深度特征。本领域技术人员还可以通过上述的方式获取不同间期的斜率特征。

[0159] 步骤S130,获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器。

[0160] 其中,形态统计特征可以为针对形态特征进行中位数、标准差、方差、均值等数学统计后得到的特征。

[0161] 具体实现中,在得到形态特征之后,可以统计形态特征的中位数、标准差、方差、均值等的数学统计值,得到与形态特征相关的形态统计特征。然后,将形态统计特征输入至分类器。

[0162] 针对于宽度特征、校正特征、斜率特征或波形深度特征等的各个不同的形态特征,可以相应获取不同的形态统计特征。

[0163] 例如,针对于RS间期宽度 RS_width ,可以计算 RS_width 的中位数,得到 RS_width 的一个形态统计特征,还可以计算 RS_width 的标准差和均值,并计算标准差与均值的比值,得到 RS_width 的另一个形态统计特征。

[0164] 又例如,针对于QT开平方校正 QTcB ,可以计算 QTcB 的中位数,得到 QTcB 的一个形态统计特征,还可以计算 QTcB 的标准差和均值,并计算标准差与均值的比值,得到 QTcB 的另一个形态统计特征。

[0165] 又例如,针对于QR间期斜率 $\text{slope_QR}(i)$,可以计算 $\text{slope_QR}(i)$ 的中位数,得到 $\text{slope_QR}(i)$ 的一个形态统计特征,还可以计算 $\text{slope_QR}(i)$ 的标准差和均值,并计算标准差与均值的比值,得到 $\text{slope_QR}(i)$ 的另一个形态统计特征。

[0166] 又例如,针对于S点相对于R峰的相对深度 rqfeat ,可以计算P波、Q波、S波和T波的波形数量,得到波形深度特征的若干个形态统计特征。

[0167] 步骤S140,获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0168] 其中,分类器可以用于对心电信号进行分类。分类器可以具体为逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器等。

[0169] 具体实现中,可以将形态统计特征输入至经过训练的分类器,分类器可以根据形态统计特征,统计心电信号分别归类为房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声的概率分布,并根据概率分布输出分类结果,将该分类结果,作为心电信号的信号类型。

[0170] 本申请实施例提供的技术方案,首先获取信号波形的形态特征,然后针对形态特征进行统计,得到形态统计特征,将形态统计特征输入分类器,得到分类器根据形态统计特征进行分类的分类结果作为心电信号的信号类型,因为形态特征的形态统计特征可以反映出各种类型的异常节律,采用形态统计特征进行信号类型分类,可以更准确地识别出各种

类型的异常节律,避免了将心动过速,心动过缓,心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律,提升了心电信号分类的准确性。

[0171] 实施例二

[0172] 图4是本申请实施例二提供的一种心电信号分类方法的流程图。具体的,参考图4,本申请实施例二的心电信号分类方法,具体包括:

[0173] 步骤S210,采集原始心电信号,并对所述原始心电信号进行低通滤波,得到高频噪声滤除信号,作为所述心电信号。

[0174] 具体实现中,可以采用低通数字滤波器进行低通滤波,滤除高频噪声(如300Hz以上),得到滤波后的心电信号。其中,低通数字滤波器可以具体为巴特沃斯滤波器。

[0175] 步骤S220,在心电信号中,提取信号波形。

[0176] 在一个实施例中,所述步骤S220,包括:通过小波变换技术,在所述心电信号中提取P波、QRS波和T波,得到所述信号波形。

[0177] 具体实现中,采用小波变换技术,提取心电信号中的P波、QRS波和T波的波形信息。

[0178] 步骤S230,获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种。

[0179] 步骤S240,获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器。

[0180] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述宽度特征,所述步骤S230,包括:

[0181] 确定所述信号波形的QR间期和RS间期;获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度;将所述QR间期宽度和所述RS间期宽度,作为所述宽度特征。

[0182] 具体实现中,针对于宽度特征,可以在信号波形中,确定QR间期和RS间期,确定QR间期的宽度,得到QR间期宽度,确定RS间期的宽度,得到RS间期宽度。将QR间期宽度和RS间期宽度作为宽度特征。

[0183] 在一个实施例中,所述获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度,包括:

[0184] 获取Q波出现时间、R波出现时间和S波出现时间;计算所述S波出现时间与所述R波出现时间的的时间间隔,得到所述RS间期宽度;计算所述R波出现时间与所述Q波出现时间的的时间间隔,得到所述QR间期宽度。

[0185] 具体实现中,可以在QR间期、RS间期中,通过波形序列确定Q波出现时间,R波出现时间和S波出现时间。更具体地,确定Q波时间序列 X_Q 、R波时间序列 X_R 和S波时间序列 X_S 。每个时间序列为一个波形信号中每个波形的出现时间的序列。例如,S波的时间序列 $X_S\{20,50,80\}$,即,在一个信号波形中,S波分别出现在第20ms、50ms和80ms。

[0186] 计算S波出现时间与R波出现时间的的时间间隔 $X_{RS}=X_S-X_R$,得到RS间期宽度;计算R波出现时间与Q波出现时间的的时间间隔 $X_{QR}=X_R-X_Q$,得到QR间期宽度。更具体地,可以通过以下公式进行计算:

[0187] $RS_width=(X_S-X_R)/f_s$

[0188] $QR_width=(X_R-X_Q)/f_s$

[0189] 其中, f_s 为采样频率。通过上述公式,可以计算得到相邻的R波和S波之间出现时间的的时间间隔,以及,相邻的R波和Q波之间出现时间的的时间间隔,分别作为RS间期宽度和QR间

期宽度。

[0190] 在一个实施例中,所述步骤S240,包括:

[0191] 计算所述RS间期宽度的中位数,得到第一宽度统计值;计算所述RS间期的标准差和均值,并计算所述RS间期的标准差与所述RS间期的均值的比值,得到第二宽度统计值;计算所述QR间期宽度的中位数,得到第三宽度统计值;计算所述QR间期的标准差和均值,并计算所述QR间期的标准差与所述QR间期的均值的比值,得到第四宽度统计值;将所述第一宽度统计值、所述第二宽度统计值、所述第三宽度统计值和所述第四宽度统计值,作为所述形态统计特征。

[0192] 具体实现中,可以通过下列公式计算第一宽度统计值Q1、第二宽度统计值Q2、第三宽度统计值Q3和第四宽度统计值Q4:

[0193] $Q1 = \text{median}(\text{RS_width})$

[0194] $Q2 = \text{std}(\text{RS_width}) / \text{mean}(\text{RS_width})$

[0195] $Q3 = \text{median}(\text{QR_width})$

[0196] $Q4 = \text{std}(\text{QR_width}) / \text{mean}(\text{QR_width})$

[0197] 其中,median为中位数,std为标准差,mean为均值。通过上述公式计算得到Q1至Q4,作为宽度特征的形态统计特征。计算得到的Q1至Q4,可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器进行分类,即可将房颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0198] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述校正特征,所述步骤S230,包括:

[0199] 确定所述信号波形的QT间期;获取所述QT间期的QT间期波形;校正所述QT间期波形,得到所述校正特征。

[0200] 具体实现中,可以首先确定信号波形中的QT间期,并获取QT间期的波形,得到QT间期波形,然后,对QT间期波形进行校正,得到校正后的波形,最后,从校正后的波形中获取特定的波形特征,作为校正特征。

[0201] 在一个实施例中,所述校正所述QT间期波形,得到所述校正特征,包括:

[0202] 获取所述QT间期的QT波时间序列,以及,获取所述信号波形的RR间期开方值、RR间期开立方值和RR间期参考系数;计算所述QT波时间序列与所述RR间期开方值的比值,得到QT开平方校正值;计算所述QT波时间序列与所述RR间期开立方值的比值,得到QT开立方校正值;计算所述QT波时间序列与所述RR间期参考系数之和,得到QT参考校正值;将所述QT开平方校正值、所述QT开立方校正值和所述QT参考校正值,作为所述校正特征。

[0203] 具体实现中,可以确定T波时间序列 X_T 和Q波时间序列 X_Q ,计算QT波时间序列 $X_{QT} = X_T - X_Q$ 。此外,还可以在信号波形中确定RR间期,计算RR间期的开方值和开立方值,得到RR间期开方值和RR间期开立方值。此外,还可以针对RR间期设定用于校正QT间期的RR间期参考系数,如 $0.154 * (1 - RR)$ 。

[0204] 例如,可以通过以下公式计算QT波时间序列 X_{QT} 、RR间期开方值 SqrtRR 和RR间期开立方值 CubrtRR :

[0205] $X_{QT} = X_T - X_Q$

[0206] $\text{SqrtRR} = \sqrt{RR}$

$$[0207] \quad \text{CubrtRR} = \sqrt[3]{RR}$$

[0208] 得到QT波时间序列X_{QT}、RR间期开方值SqrtRR和RR间期开立方值CubrtRR之后,可以通过以下公式对QT间期进行校正,得到校正后的QT间期的校正特征QT开平方校正值QTcB、QT开立方校正值QTcF和QT参考校正值QTlc:

$$[0209] \quad \text{QTcB} = X_{\text{QT}} / \text{sqrtRR}$$

$$[0210] \quad \text{QTcF} = X_{\text{QT}} / \text{cubrtRR}$$

$$[0211] \quad \text{QTlc} = X_{\text{QT}} + 0.154 * (1 - \text{RR})$$

[0212] 在一个实施例中,所述步骤S240,包括:

[0213] 计算所述QT开平方校正值的中位数,得到第一校正统计值;计算所述QT开平方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开平方校正值的标准差与所述QT开平方校正值的均值的比值,得到第二校正统计值;计算所述QT开立方校正值的中位数,得到第三校正统计值;计算所述QT开立方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开立方校正值的标准差与所述QT开立方校正值的均值的比值,得到第四校正统计值;计算所述QT参考校正值的中位数,得到第五校正统计值;计算所述QT参考校正值的标准差和均值,并计算所述QT参考校正值的标准差与所述QT参考校正值的均值的比值,得到第六校正统计值;将所述第一校正统计值、所述第二校正统计值、所述第三校正统计值、所述第四校正统计值、所述第五校正统计值和所述第六校正统计值,作为所述形态统计特征。

[0214] 具体实现中,可以通过下列公式计算第一校正统计值QT1、第二校正统计值QT2、第三校正统计值QT3、第四校正统计值QT4、第五校正统计值QT5和第六校正统计值QT6:

$$[0215] \quad \text{QT1} = \text{median}(\text{QTcB})$$

$$[0216] \quad \text{QT2} = \text{std}(\text{QTcB}) / \text{mean}(\text{QTcB})$$

$$[0217] \quad \text{QT3} = \text{median}(\text{QTcF})$$

$$[0218] \quad \text{QT4} = \text{std}(\text{QTcF}) / \text{mean}(\text{QTcF})$$

$$[0219] \quad \text{QT5} = \text{median}(\text{QTlc})$$

$$[0220] \quad \text{QT6} = \text{std}(\text{QTlc}) / \text{mean}(\text{QTlc})$$

[0221] 其中,median为中位数,std为标准差,mean为均值。通过上述公式计算得到QT1至QT6,作为校正特征的形态统计特征。计算得到的QT1至QT6,可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器分类,即可将房颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0222] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述斜率特征,所述步骤S230,包括:

[0223] 确定所述信号波形的QR间期、RS间期和ST间期;获取所述QR间期的QR间期斜率,以及,获取所述RS间期的RS间期斜率,以及,获取所述ST间期的ST间期斜率;将所述QR间期斜率、所述RS间期斜率和所述ST间期斜率,作为所述斜率特征。

[0224] 期中,间期斜率可以为波形切线的斜率。

[0225] 具体实现中,针对于斜率特征,可以在信号波形中,确定QR间期、RS间期和ST间期这三个间期,然后,可以分别针对三个间期计算间期斜率,作为信号波形的斜率特征。例如,针对于QR间期,计算QR间期在心电信号序列中的QR波信号序列差值,及计算QR间期的QR波时间序列差值,然后计算QR波信号序列差值与QR波时间序列差值的比值,得到QR间期斜率,作为斜率特征。

[0226] 在一个实施例中,所述获取所述QR间期的QR间期斜率,以及,获取所述RS间期的RS间期斜率,以及,获取所述ST间期的ST间期斜率,包括:

[0227] 确定所述心电信号的心电信号序列;计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,以及,计算所述QR间期的QR波时间序列差值;计算所述QR波信号序列差值与所述QR波时间序列差值的比值,得到所述QR间期斜率;计算所述RS间期在所述心电信号序列中的RS波信号序列差值,以及,计算所述RS间期的RS波时间序列差值;计算所述RS波信号序列差值与所述RS波时间序列差值的比值,得到所述RS间期斜率;计算所述ST间期在所述心电信号序列中的ST波信号序列差值,以及,计算所述ST间期的ST波时间序列差值;计算所述ST波信号序列差值与所述ST波时间序列差值的比值,得到所述ST间期斜率。

[0228] 具体实现中,可以通过下列公式计算QR间期斜率 $\text{slope_QR}(i)$ 、RS间期斜率 $\text{slope_RS}(i)$ 和ST间期斜率 $\text{slope_ST}(i)$:

$$[0229] \quad \text{slope_QR}(i) = (\text{ecg}(X_R(i)) - \text{ecg}(X_Q(i))) / (X_R(i) - X_Q(i))$$

$$[0230] \quad \text{slope_RS}(i) = (\text{ecg}(X_S(i)) - \text{ecg}(X_R(i))) / (X_S(i) - X_R(i))$$

$$[0231] \quad \text{slope_ST}(i) = (\text{ecg}(X_T(i)) - \text{ecg}(X_S(i))) / (X_T(i) - X_S(i))$$

[0232] 其中, $(\text{ecg}(X_R(i)) - \text{ecg}(X_Q(i)))$ 为QR波信号序列差值, $(X_R(i) - X_Q(i))$ 为QR波时间序列差值; $(\text{ecg}(X_S(i)) - \text{ecg}(X_R(i)))$ 为RS波信号序列差值, $(X_S(i) - X_R(i))$ 为RS波时间序列差值; $(\text{ecg}(X_T(i)) - \text{ecg}(X_S(i)))$ 为ST波信号序列差值, $(X_T(i) - X_S(i))$ 为ST波时间序列差值。

[0233] 在一个实施例中,所述步骤S240,包括:

[0234] 计算所述QR间期斜率的中位数,得到第一斜率统计值;计算所述QR间期斜率的标准差和均值,并计算所述QR间期斜率的标准差与所述QR间期斜率的均值的比值,得到第二斜率统计值;计算所述RS间期斜率的中位数,得到第三斜率统计值;计算所述RS间期斜率的标准差和均值,并计算所述RS间期斜率的标准差与所述RS间期斜率的均值的比值,得到第四斜率统计值;计算所述ST间期斜率的中位数,得到第五斜率统计值;计算所述ST间期斜率的标准差和均值,并计算所述ST间期斜率的标准差与所述ST间期斜率的均值的比值,得到第六斜率统计值;将所述第一斜率统计值、所述第二斜率统计值、所述第三斜率统计值、所述第四斜率统计值、所述第五斜率统计值和所述第六斜率统计值,作为所述形态统计特征。

[0235] 具体实现中,可以通过下列公式计算第一斜率统计值 med_QR 、第二斜率统计值 var_QR 、第三斜率统计值 med_RS 、第四斜率统计值 var_RS 、第五斜率统计值 med_ST 和第六斜率统计值 var_ST :

$$[0236] \quad \text{med_QR} = \text{median}(\text{slope_QR})$$

$$[0237] \quad \text{var_QR} = \text{std}(\text{slope_QR}) / \text{mean}(\text{slope_QR})$$

$$[0238] \quad \text{med_RS} = \text{median}(\text{slope_RS})$$

$$[0239] \quad \text{var_RS} = \text{std}(\text{slope_RS}) / \text{mean}(\text{slope_RS})$$

$$[0240] \quad \text{med_ST} = \text{median}(\text{slope_ST})$$

$$[0241] \quad \text{var_ST} = \text{std}(\text{slope_ST}) / \text{mean}(\text{slope_ST})$$

[0242] 其中, median 为中位数, std 为标准差, mean 为均值。通过上述公式计算得到 med_QR 、 var_QR 、 med_RS 、 var_RS 、 med_ST 和 var_ST ,作为斜率特征的形态统计特征。计算得到的形态统计特征,可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器分类,即可将房

颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0243] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述波形深度特征,所述步骤S230,包括:

[0244] 获取所述信号波形的QS间期和QR间期;根据所述QS间期和所述QR间期,获取S点深度和R点高度;根据所述QR间期,获取Q点相对于R点的QR相对深度;根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度,获取所述波形深度特征。

[0245] 具体实现中,可以首先在信号波形中确定QS间期和QR间期。根据QS间期和QR间期,可以计算出S点深度、R点高度和Q点相对于R点的QR相对深度,作为波形深度特征。

[0246] 在一个实施例中,所述根据所述QS间期和所述QR间期,获取S点深度和R点高度,包括:

[0247] 确定所述心电信号的心电信号序列;计算所述QS间期在所述心电信号序列中的QS波信号序列差值,得到所述S点深度;计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,得到所述R点高度;所述根据所述QR间期,获取Q点相对于R点的QR相对深度,包括:计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列比值,得到所述QR相对深度。

[0248] 具体实现中,可以首先确定心电信号序列,然后,计算QS间期在心电信号序列中的QS波信号序列差值 $ecg(X_Q) - ecg(X_S)$,作为S点深度,此外,还可以计算QR间期在心电信号序列中的QR波信号序列差值 $ecg(X_R) - ecg(X_Q)$,作为R点高度。更具体地,可以通过下列公式计算S点深度 S_depth 和R点高度 R_height :

[0249] $S_depth = ecg(X_Q) - ecg(X_S)$

[0250] $R_height = ecg(X_R) - ecg(X_Q)$

[0251] 此外,还可以计算QR间期在心电信号序列中的QR波信号序列比值,得到QR相对深度。更具体地,可以通过下列公式计算QR相对深度 $RQfeat$:

[0252] $RQfeat = abs(ecg(X_Q) / ecg_f(X_R))$

[0253] 其中,abs为取绝对值。通过上述公式可以计算得到 S_depth 、 R_height 和 $RQfeat$,以便后续计算波形深度特征。

[0254] 在一个实施例中,所述根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度,获取所述波形深度特征,包括:

[0255] 计算所述S点深度与所述R点高度的比值,得到RS比率特征;计算所述RS比率特征的中位数,得到第一RS波形深度特征;计算所述RS比率特征的标准差和均值,并计算所述RS比率特征的标准差与所述RS比率特征的均值的比值,得到第二RS波形深度特征;计算所述QR相对深度的标准差和均值,并计算所述QR相对深度的标准差与所述QR相对深度的均值的比值,得到第一QR波形深度特征;计算所述QR相对深度的最大值和最小值,并计算所述QR相对深度的最大值与所述QR相对深度的最小值的差值,得到第二QR波形深度特征;计算所述QR相对深度的中位数,得到第三QR波形深度特征;将所述RS比率特征、所述第一RS波形深度特征、所述第二RS波形深度特征、所述第一QR波形深度特征、所述第二QR波形深度特征、所述第三QR波形深度特征,作为所述波形深度特征。

[0256] 具体实现中,可以通过下列公式计算多个波形深度特征:

[0257] $RS_ratio = S_depth / R_height$

[0258] $RS1 = median(RS_ratio)$

[0259] $RS2 = \text{std}(RS_ratio) / \text{mean}(RS_ratio)$

[0260] $RQ1 = \text{std}(RQfeat) / \text{mean}(RQfeat)$

[0261] $RQ2 = \max(RQfeat) - \min(RQfeat)$

[0262] $RQ3 = \text{median}(RQfeat)$

[0263] 通过上述公式计算出RS比率特征RS_ratio、第一RS波形深度特征RS1、第二RS波形深度特征RS2、第一QR波形深度特征RQ1、第二QR波形深度特征RQ2、第三QR波形深度特征RQ3,作为信号波形的波形深度特征。

[0264] 在一个实施例中,所述获取所述形态特征的形态统计特征,包括:

[0265] 确定所述信号波形的待统计波形;所述待统计波形包括R波、P波、Q波、S波和T波;

[0266] 获取所述待统计波形的波形序列;

[0267] 统计所述波形序列的波形数量、平均值、最大值、最小值、中位数、方差、偏度、峰度和宽度,作为所述形态统计特征。

[0268] 具体实现中,可以通过下列公式计算R波的波形序列X_R的波形数量Num_R、平均值Mean_R、最大值Max_R、最小值Min_R、中位数Median_R、方差Var_R、偏度skewness_R、峰度kurtosis_R和宽度range_R,作为形态统计特征:

[0269] $\text{Num}_R = \text{Num}(X_R) = \text{length}(X_R)$

[0270] $\text{Mean}_R = \text{Mean}(X_R)$

[0271] $\text{Max}_R = \text{Max}(X_R)$

[0272] $\text{Min}_R = \text{Min}(X_R)$

[0273] $\text{Median}_R = \text{Median}(X_R)$

[0274] $\text{Var}_R = \text{Var}(X_R)$

[0275] $\text{skewness}_R = \text{skewness}(X_R)$

[0276] $\text{kurtosis}_R = \text{kurtosis}(X_R)$

[0277] $\text{range}_R = \max(X_R) - \min(X_R)$

[0278] 通过上述公式计算得到统计数值,作为波形深度特征的形态统计特征。形态统计特征可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器分类,即可将房颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0279] 对于P波、Q波、S波和T波的形态统计特征,可以通过上述公式计算得到,在此不再赘述。

[0280] 在一个实施例中,还包括:

[0281] 获取所述信号波形的先验特征;所述先验特征包括校正先验特征或斜率先验特征;将所述先验特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征和所述先验特征进行分类的结果。

[0282] 其中,先验特征可以为根据经验所确定可以反映心电信号的类型的特征。例如心电信号的多种心率变异性指标。

[0283] 具体实现中,可以获取信号波形的校正先验特征,作为校正特征的先验特征;或者,可以获取信号波形的斜率先验特征,作为斜率特征的先验特征。得到先验特征后,可以将先验特征与形态统计特征输入至分类器,分类器可以根据形态统计特征和先验特征进行分类,输出分类结果。

[0284] 在一个实施例中,当所述先验特征为所述校正先验特征,所述获取所述信号波形的先验特征,包括:

[0285] 确定所述信号波形的RR间期;获取所述RR间期的RR间期序列和RR间期差序列;计算所述RR间期序列的标准差和均值,并计算所述RR间期序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第一校正先验特征;计算所述RR间期差序列的标准差,并计算所述RR间期差序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第二校正先验特征;将所述第一校正先验特征和所述第二校正先验特征,作为所述校正先验特征。

[0286] 具体实现中,可以首先在信号波形中确定RR间期,然后确定RR间期的RR间期序列RR和RR间期差序列dRR,通过下列公式计算第一校正先验特征CV_{rr}和第二校正先验特征CV_{drr}:

$$[0287] \quad CV_{rr} = \text{std}(\text{RR}) / \text{mean}(\text{RR})$$

$$[0288] \quad CV_{drr} = \text{std}(\text{dRR}) / \text{mean}(\text{dRR})$$

[0289] 需要说明的是,由于不规则的RR间期是房颤识别的重要指标,因此,提取RR间期相关的先验特征,可以有效提升心电信号分类的准确性。

[0290] 计算得到的各个校正先验特征,可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器结合形态统计特征进行分类,即可将房颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0291] 在一个实施例中,当所述先验特征为所述斜率先验特征,所述获取所述信号波形的先验特征,包括:

[0292] 确定所述信号波形的RR间期,并获取所述RR间期的RR间期差;根据所述RR间期差,计算心跳间距标准差和心跳间距归一值;根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第一间隔阈值的数量,得到第一心跳统计数量;计算所述第一心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第一心跳间隔比值;根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第二间隔阈值的数量,得到第二心跳统计数量;计算所述第二心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第二心跳间隔比值;将所述心跳间距标准差、所述心跳间距归一值、所述第一心跳统计数量、第一心跳间隔比值、所述第二心跳统计数量和所述第二心跳间隔比值,作为所述斜率先验特征。

[0293] 具体实现中,心电信号的先验特征可以包括心电信号的多种心率变异性指标,针对于斜率先验特征,具体可以包括心跳间距标准差SDNN、心跳间距归一值RMSSD、第一心跳统计数量NN50count、第一心跳间隔比值pNN50、第二心跳统计数量NN20count、第二心跳统计数量pNN20。其中,NN50count可以为心电信号中相邻正常心跳时间间隔超过50ms的心跳时间的长度总量,pNN50可以为NN50count与全部正常心跳的时间长度的比值,NN20count可以为心电信号中相邻正常心跳时间间隔超过20ms的心跳时间的长度总量,pNN20可以为NN20count与全部正常心跳的时间长度的比值。可以通过下列公式计算得到上述的各个斜率先验特征:

$$[0294] \quad \text{diff NN} = \text{diff}(\text{RR})$$

$$[0295] \quad \text{RMSSD} = \sqrt{\text{mean}(\text{diff NN}^2)}$$

$$[0296] \quad \text{SDNN} = \text{std}(\text{diff NN})$$

[0297] $NN50count=length(find(|diff\ NN|>0.5))$

[0298] $pNN50=NN50/length(RR)$

[0299] $NN20count=length(find(|diff\ NN|>0.2))$

[0300] $pNN20=NN20/length(RR)$

[0301] 其中,length为计算序列长度的算子,find()函数可以查找符合设定条件的数值。

[0302] 计算得到的各个斜率先验特征,可以作为心电四种节律的分类器的输入特征,通过分类器结合形态统计特征进行分类,即可将房颤、其他心律(除房颤外的异常节律)、正常窦性心律和噪声这四种不同的心电节律区分开来。

[0303] 步骤S250,采用所述信号波形训练基于深度学习的节律特征检测器,获取训练后的节律特征检测器的最优网络结构,获取所述最优网络结构的全连接层数据,作为深度特征和层次特征,并将所述深度特征和所述层次特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征、所述深度特征和所述层次特征进行分类的结果。

[0304] 具体实现中,可以采用Deep Residual Convolution Networks(深度残差网络)的经典网络结构resNet18提取深度特征和层次特征。更具体地,可以采用redNet18构建节律特征检测器,将信号波形输入至节律特征检测器以进行机器训练。例如,将单个心拍的信号输入至节律特征检测器,即一个一个的RR间期信号,节律特征检测器输出房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声的分类结果,基于分类结果进行机器训练。

[0305] 节律特征检测器经过训练后,可以从节律特征检测器中得到最优的网络结构,将该最优网络结构的全连接层数据保存,作为深度特征和层次特征。将深度特征、层次特征、形态统计特征一起输入至分类器的softmax层,供分类器根据深度特征、层次特征、形态统计特征进行分类。

[0306] 图5是一个实施例的一种resNet18参数结构的结构示意图。如图所示,resNet网络本质上是为了解决特征的层次较深的时候无法训练的问题,resNet网络为借鉴了Highway Network(高速网络)的网络,其相当于设定专门的通道,使得输入可以直达输出,而优化的目标,由原来的拟合输出 $H(x)$ 变成输出和输入的差 $F(x)-x$,其中, $F(x)$ 为某一层原始的期望映射输出, x 为输入.resNet网络提出了两种mapping(映射)方式:一种是identity mapping(恒等映射),另一种residual mapping(残差映射)。

[0307] 图6是一个实施例的一种resNet18网络映射方式的示意图。图如所示,曲线部分即为identity mapping,输出为 x ,除曲线之外的部分,即为residual mapping,输出为 $F(x)$ 。通过两种方式的mapping,最后的输出是 $y=F(x)+x$.identity mapping,相当于公式中的 x ,而residual mapping指的是“差”,也就是 $y-x$,所以残差相当于公式中的 $F(x)$ 。

[0308] 本申请实施例提供的技术方案,由于深度特征和层次特征可以准确反映各种类型的异常节律,根据深度特征、层次特征和形态统计特征共同进行信号类型分类,可以更准确地识别出各种类型的异常节律,避免了将心动过速,心动过缓,心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律,进一步提升了心电信号分类的准确性。

[0309] 步骤S260,获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型。

[0310] 在一个实施例中,所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。

[0311] 在本申请实施例中,可以将逻辑回归分类器(Logistic Regression)、决策树分类

器 (Decision Tree)、随机森林分类器 (Random Forest) 中的一种或多种, 作为进行信号类型分类的分类器。

[0312] 其中, 逻辑回归分类器是一种基于概率的线性分类器, 逻辑回归分类器由一个权重矩阵 W 和偏差向量 b 参数组成。逻辑回归分类器将输入向量投影到一组超平面, 每个超平面代表着一个分类。输入向量到超平面的距离反映了此向量属于超平面对应分类的概率。在数学上, 输入向量 x 属于类别 i , 即随机变量 Y 的值概率 P , 公式如下:

$$P(Y=i|x, W, b) = \text{softmax}_i(Wx+b)$$

$$[0313] \quad = \frac{e^{W_i x + b_i}}{\sum_j (e^{W_j x + b_j})}$$

[0314] 模型预测值 y_{pred} 为最大概率所对应的信号类型, 公式如下:

$$[0315] \quad y_{\text{pred}} = \text{argmax}_i P(Y=i|x, W, b)$$

[0316] 其中, 决策树分类器的核心思路, 就是在特征样本训练集中查找出最优特征, 然后, 从最优特征的选值中, 查找最优候选值, 根据最优候选值将多个特征分为两个子集, 然后递归上述操作, 直到满足指定条件为止。决策树分类器的分类过程是一个递归过程。在决策树分类器的基本算法中, 有三种情况会导致递归返回: (1) 当前节点包含的特征样本训练集属于同一信号类型, 无法继续分类; (2) 当前节点的特征样本训练集的属性集合为空, 或者所有样本在所有属性上取值相同, 无法继续分类; (3) 当前节点包含的特征样本训练集为空, 无法继续分类。

[0317] 其中, 随机森林分类器是一种基于 Bagging (集成) 的集成学习方法, 可以用来做分类、回归等问题。随机森林分类器的构建过程中, 首先从原始的特征样本训练集中随机采样, 选出 m 个样本, 共进行 n_{tree} 次采样, 生成 n_{tree} 个特征样本训练集; 对于 n_{tree} 个特征样本训练集, 我们分别训练 n_{tree} 个决策树模型; 对于单个决策树模型, 假设训练样本特征的个数为 n , 那么每次分裂时, 根据信息增益、信息增益比、基尼指数等参数, 选择最优特征进行分裂。然后, 每棵树重复分裂, 直至该节点的所有训练样例都属于同一类。在决策树的分裂过程中不需要剪枝, 将生成的多棵决策树组成随机森林。对于分类问题, 按多棵树分类器投票, 决定最终分类结果; 对于回归问题, 由多棵树预测值的均值决定最终预测结果。

[0318] 具体实现中, 可以将形态统计特征输入至逻辑回归分类器、决策树分类器或随机森林分类器等分类器, 获取分类器输出的分类结果, 从而确定心电信号的信号类型。

[0319] 实际应用中, 可以将形态统计特征、层次特征、深度特征和先验特征等多个特征输入至分类器, 供分类器根据上述多个特征进行分类。

[0320] 分类得到的房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声等的节律识别结果, 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, 供患者、医生等用户作为诊断的基础。

[0321] 根据本申请实施例的技术方案, 通过结合宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征等形态特征的形态统计特征、层次特征、深度特征和先验特征, 利用逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器等分类器进行信号类型的分类, 相对于传统的基于单一特征及单一分类器的信号分类方法, 提升了进行信号分类的鲁棒性, 分类结果更可靠, 容错性更强。

[0322] 应该理解的是,虽然图1和图4的流程图中的各个步骤按照箭头的指示依次显示,但是这些步骤并不是必然按照箭头指示的顺序依次执行。除非本文中有明确的说明,这些步骤的执行并没有严格的顺序限制,这些步骤可以以其它的顺序执行。而且,图1和图4中的至少一部分步骤可以包括多个子步骤或者多个阶段,这些子步骤或者阶段并不必然是在同一时刻执行完成,而是可以在不同的时刻执行,这些子步骤或者阶段的执行顺序也不必然是依次进行,而是可以与其它步骤或者其它步骤的子步骤或者阶段的至少一部分轮流或者交替地执行。

[0323] 实施例三

[0324] 图7是本申请实施例三提供的一种心电信号分类装置的结构示意图。参考图7,本实施例提供的心电信号分类装置具体包括:波形提取模块310、形态特征获取模块320、统计特征获取模块330和分类模块340;其中:

[0325] 波形提取模块310,用于在心电信号中,提取信号波形;

[0326] 形态特征获取模块320,用于获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种;

[0327] 统计特征获取模块330,用于获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器;

[0328] 分类模块340,用于获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0329] 本申请实施例提供的技术方案,首先通过波形提取模块提取信号波形,然后通过形态特征获取模块获取信号波形的形态特征,由统计特征获取模块针对形态特征进行统计,得到形态统计特征,将形态统计特征输入分类器,分类模块得到分类器根据形态统计特征进行分类的分类结果作为心电信号的信号类型,因为形态特征的形态统计特征可以反映出各种类型的异常节律,采用形态统计特征进行信号类型分类,可以更准确地识别出各种类型的异常节律,避免了将心动过速,心动过缓,心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律,提升了心电信号分类的准确性。

[0330] 在一个实施例中,所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。

[0331] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述宽度特征,所述形态特征获取模块320,包括:

[0332] QR、RS间期确定子模块,用于确定所述信号波形的QR间期和RS间期;

[0333] 间期宽度子模块,用于获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度;

[0334] 宽度特征子模块,用于将所述QR间期宽度和所述RS间期宽度,作为所述宽度特征。

[0335] 在一个实施例中,所述间期宽度子模块,包括:

[0336] 时间单元,用于获取Q波出现时间、R波出现时间和S波出现时间;

[0337] 间隔计算单元,用于计算所述S波出现时间与所述R波出现时间的时间间隔,得到所述RS间期宽度;

[0338] 宽度计算单元,用于计算所述R波出现时间与所述Q波出现时间的时间间隔,得到

所述QR间期宽度。

[0339] 在一个实施例中,所述统计特征获取模块330,包括:

[0340] 第一宽度统计值计算子模块,用于计算所述RS间期宽度的中位数,得到第一宽度统计值;

[0341] 第二宽度统计值计算子模块,用于计算所述RS间期的标准差和均值,并计算所述RS间期的标准差与所述RS间期的均值的比值,得到第二宽度统计值;

[0342] 第三宽度统计值计算子模块,用于计算所述QR间期宽度的中位数,得到第三宽度统计值;

[0343] 第四宽度统计值计算子模块,用于计算所述QR间期的标准差和均值,并计算所述QR间期的标准差与所述QR间期的均值的比值,得到第四宽度统计值;

[0344] 宽度形态统计子模块,用于将所述第一宽度统计值、所述第二宽度统计值、所述第三宽度统计值和所述第四宽度统计值,作为所述形态统计特征。

[0345] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述校正特征,所述形态特征获取模块320,包括:

[0346] QT间期确定子模块,用于确定所述信号波形的QT间期;

[0347] 间期波形获取子模块,用于获取所述QT间期的QT间期波形;

[0348] 校正子模块,用于校正所述QT间期波形,得到所述校正特征。

[0349] 在一个实施例中,所述校正子模块,包括:

[0350] 序列获取单元,用于获取所述QT间期的QT波时间序列,以及,获取所述信号波形的RR间期开方值、RR间期开立方值和RR间期参考系数;

[0351] QT开平方校正值计算单元,用于计算所述QT波时间序列与所述RR间期开方值的比值,得到QT开平方校正值;

[0352] QT开立方校正值计算单元,用于计算所述QT波时间序列与所述RR间期开立值的比值,得到QT开立方校正值;

[0353] QT参考校正值计算单元,用于计算所述QT波时间序列与所述RR间期参考系数之和,得到QT参考校正值;

[0354] 校正特征单元,用于将所述QT开平方校正值、所述QT开立方校正值和所述QT参考校正值,作为所述校正特征。

[0355] 在一个实施例中,所述统计特征获取模块330,包括:

[0356] 第一校正统计值计算子模块,用于计算所述QT开平方校正值的中位数,得到第一校正统计值;

[0357] 第二校正统计值计算子模块,用于计算所述QT开平方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开平方校正值的标准差与所述QT开平方校正值的均值的比值,得到第二校正统计值;

[0358] 第三校正统计值计算子模块,用于计算所述QT开立方校正值的中位数,得到第三校正统计值;

[0359] 第四校正统计值计算子模块,用于计算所述QT开立方校正值的标准差和均值,并计算所述QT开立方校正值的标准差与所述QT开立方校正值的均值的比值,得到第四校正统计值;

[0360] 第五校正统计值计算子模块,用于计算所述QT参考校正值的中位数,得到第五校正统计值;

[0361] 第六校正统计值计算子模块,用于计算所述QT参考校正值的标准差和均值,并计算所述QT参考校正值的标准差与所述QT参考校正值的均值的比值,得到第六校正统计值;

[0362] 校正形态统计子模块,用于将所述第一校正统计值、所述第二校正统计值、所述第三校正统计值、所述第四校正统计值、所述第五校正统计值和所述第六校正统计值,作为所述形态统计特征。

[0363] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述斜率特征,所述形态特征获取模块320,包括:

[0364] QR、RS、ST间期确定子模块,用于确定所述信号波形的QR间期、RS间期和ST间期;

[0365] 间期斜率获取子模块,用于获取所述QR间期的QR间期斜率,以及,获取所述RS间期的RS间期斜率,以及,获取所述ST间期的ST间期斜率;

[0366] 斜率特征子模块,用于将所述QR间期斜率、所述RS间期斜率和所述ST间期斜率,作为所述斜率特征。

[0367] 在一个实施例中,所述间期斜率获取子模块,包括:

[0368] 信号序列确定单元,用于确定所述心电信号的心电信号序列;

[0369] QR序列差值计算单元,用于计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,以及,计算所述QR间期的QR波时间序列差值;

[0370] QR间期斜率计算单元,用于计算所述QR波信号序列差值与所述QR波时间序列差值的比值,得到所述QR间期斜率;

[0371] RS序列差值计算单元,用于计算所述RS间期在所述心电信号序列中的RS波信号序列差值,以及,计算所述RS间期的RS波时间序列差值;

[0372] RS间期斜率计算单元,用于计算所述RS波信号序列差值与所述RS波时间序列差值的比值,得到所述RS间期斜率;

[0373] ST序列差值计算单元,用于计算所述ST间期在所述心电信号序列中的ST波信号序列差值,以及,计算所述ST间期的ST波时间序列差值;

[0374] ST间期斜率计算单元,用于计算所述ST波信号序列差值与所述ST波时间序列差值的比值,得到所述ST间期斜率。

[0375] 在一个实施例中,所述统计特征获取模块330,包括:

[0376] 第一斜率统计值计算子模块,用于计算所述QR间期斜率的中位数,得到第一斜率统计值;

[0377] 第二斜率统计值计算子模块,用于计算所述QR间期斜率的标准差和均值,并计算所述QR间期斜率的标准差与所述QR间期斜率的均值的比值,得到第二斜率统计值;

[0378] 第三斜率统计值计算子模块,用于计算所述RS间期斜率的中位数,得到第三斜率统计值;

[0379] 第四斜率统计值计算子模块,用于计算所述RS间期斜率的标准差和均值,并计算所述RS间期斜率的标准差与所述RS间期斜率的均值的比值,得到第四斜率统计值;

[0380] 第五斜率统计值计算子模块,用于计算所述ST间期斜率的中位数,得到第五斜率统计值;

[0381] 第六斜率统计值计算子模块,用于计算所述ST间期斜率的标准差和均值,并计算所述ST间期斜率的标准差与所述ST间期斜率的均值的比值,得到第六斜率统计值;

[0382] 斜率形态统计子模块,用于将所述第一斜率统计值、所述第二斜率统计值、所述第三斜率统计值、所述第四斜率统计值、所述第五斜率统计值和所述第六斜率统计值,作为所述形态统计特征。

[0383] 在一个实施例中,当所述形态特征为所述波形深度特征,所述形态特征获取模块320,包括:

[0384] QS、QR间期获取子模块,用于获取所述信号波形的QS间期和QR间期;

[0385] 深度、高度获取子模块,用于根据所述QS间期和所述QR间期,获取S点深度和R点高度;

[0386] QR相对深度获取子模块,用于根据所述QR间期,获取Q点相对于R点的QR相对深度;

[0387] 波形深度特征子模块,用于根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度,获取所述波形深度特征。

[0388] 在一个实施例中,所述深度、高度获取子模块,包括:

[0389] 信号序列确定单元,用于确定所述心电信号的心电信号序列;

[0390] S点深度计算单元,用于计算所述QS间期在所述心电信号序列中的QS波信号序列差值,得到所述S点深度;

[0391] R点高度计算单元,用于计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值,得到所述R点高度;

[0392] 所述QR相对深度获取子模块,包括:

[0393] 序列比值计算单元,用于计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列比值,得到所述QR相对深度。

[0394] 在一个实施例中,所述波形深度特征子模块,包括:

[0395] RS比率特征计算单元,用于计算所述S点深度与所述R点高度的比值,得到RS比率特征;

[0396] 第一RS波形深度特征计算单元,用于计算所述RS比率特征的中位数,得到第一RS波形深度特征;

[0397] 第二RS波形深度特征计算单元,用于计算所述RS比率特征的标准差和均值,并计算所述RS比率特征的标准差与所述RS比率特征的均值的比值,得到第二RS波形深度特征;

[0398] 第一QR波形深度特征计算单元,用于计算所述QR相对深度的标准差和均值,并计算所述QR相对深度的标准差与所述QR相对深度的均值的比值,得到第一QR波形深度特征;

[0399] 第二QR波形深度特征计算单元,用于计算所述QR相对深度的最大值和最小值,并计算所述QR相对深度的最大值与所述QR相对深度的最小值的差值,得到第二QR波形深度特征;

[0400] 第三QR波形深度特征计算单元,用于计算所述QR相对深度的中位数,得到第三QR波形深度特征;

[0401] 波形深度特征获取单元,用于将所述RS比率特征、所述第一RS波形深度特征、所述第二RS波形深度特征、所述第一QR波形深度特征、所述第二QR波形深度特征、所述第三QR波形深度特征,作为所述波形深度特征。

- [0402] 在一个实施例中,所述统计特征获取模块330,包括:
- [0403] 待统计波形子模块,用于确定所述信号波形的待统计波形;所述待统计波形包括R波、P波、Q波、S波和T波;
- [0404] 待统计波形序列子模块,用于获取所述待统计波形的波形序列;
- [0405] 深度形态统计子模块,用于统计所述波形序列的波形数量、平均值、最大值、最小值、中位数、方差、偏度、峰度和宽度,作为所述形态统计特征。
- [0406] 在一个实施例中,还包括:
- [0407] 先验特征获取模块,用于获取所述信号波形的先验特征;所述先验特征包括校正先验特征或斜率先验特征;
- [0408] 先验特征输入模块,用于将所述先验特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征和所述先验特征进行分类的结果。
- [0409] 在一个实施例中,还包括:
- [0410] 训练模块,用于采用所述信号波形训练基于深度学习的节律特征检测器;
- [0411] 最优网络结构模块,用于获取训练后的节律特征检测器的最优网络结构;
- [0412] 深度、层次特征模块,用于获取所述最优网络结构的全连接层数据,作为深度特征和层次特征;
- [0413] 深度、层次特征输入模块,用于将所述深度特征和所述层次特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征、所述深度特征和所述层次特征进行分类的结果。
- [0414] 在一个实施中,当所述先验特征为所述校正先验特征,所述先验特征获取模块,包括:
- [0415] RR间期确定子模块,用于确定所述信号波形的RR间期;
- [0416] RR序列获取子模块,用于获取所述RR间期的RR间期序列和RR间期差序列;
- [0417] 第一校正先验特征计算子模块,用于计算所述RR间期序列的标准差和均值,并计算所述RR间期序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第一校正先验特征;
- [0418] 第二校正先验特征计算子模块,用于计算所述RR间期差序列的标准差,并计算所述RR间期差序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第二校正先验特征;
- [0419] 校正先验特征子模块,用于将所述第一校正先验特征和所述第二校正先验特征,作为所述校正先验特征。
- [0420] 在一个实施例中,当所述先验特征为所述斜率先验特征,所述先验特征获取模块,包括:
- [0421] RR间期差获取子模块,用于确定所述信号波形的RR间期,并获取所述RR间期的RR间期差;
- [0422] RR间期差计算子模块,用于根据所述RR间期差,计算心跳间距标准差和心跳间距归一值;
- [0423] 第一心跳统计数量计算子模块,用于根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第一间隔阈值的数量,得到第一心跳统计数量;
- [0424] 第一心跳间隔比值计算子模块,用于计算所述第一心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第一心跳间隔比值;

[0425] 第二心跳统计数量计算子模块,用于根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第二间隔阈值的数量,得到第二心跳统计数量;

[0426] 第二心跳间隔比值计算子模块,用于计算所述第二心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第二心跳间隔比值;

[0427] 斜率先验特征子模块,用于将所述心跳间距标准差、所述心跳间距归一值、所述第一心跳统计数量、第一心跳间隔比值、所述第二心跳统计数量和所述第二心跳间隔比值,作为所述斜率先验特征。

[0428] 在一个实施例中,还包括:

[0429] 原始信号采集模块,用于采集原始心电信号;

[0430] 滤波模块用于对所述原始心电信号进行低通滤波,得到高频噪声滤除信号,作为所述心电信号;

[0431] 所述波形提取模块310,包括:

[0432] 小波变化子模块,用于通过小波变换技术,在所述心电信号中提取P波、QRS波和T波,得到所述信号波形。

[0433] 上述提供的心电信号分类装置可用于执行上述任意实施例提供的心电信号分类方法,具备相应的功能和有益效果。

[0434] 关于心电信号分类装置的具体限定可以参见上文中对于心电信号分类方法的限定,在此不再赘述。上述心电信号分类装置中的各个模块可全部或部分通过软件、硬件及其组合来实现。上述各模块可以硬件形式内嵌于或独立于电子设备中的处理器中,也可以以软件形式存储于电子设备中的存储器中,以便于处理器调用执行以上各个模块对应的操作。

[0435] 实施例四

[0436] 图8是本申请实施例四提供的一种电子设备的结构示意图。如图中所示,该电子设备包括:处理器40、存储器41、具有触摸功能的显示屏42、输入装置43、输出装置44以及通信装置45。该电子设备中处理器40的数量可以是一个或者多个,图中以一个处理器40为例。该电子设备中存储器41的数量可以是一个或者多个,图中以一个存储器41为例。该电子设备的处理器40、存储器41、显示屏42、输入装置43、输出装置44以及通信装置45可以通过总线或者其他方式连接,图中以通过总线连接为例。实施例中,电子设备可以是电脑,手机,平板,投影仪或交互智能平板等。实施例中,以电子设备为交互智能平板为例,进行描述。

[0437] 存储器41作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,如本申请任意实施例所述的心电信号分类方法对应的程序指令/模块。存储器41可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据设备的使用所创建的数据等。此外,存储器41可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器41可进一步包括相对于处理器40远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0438] 显示屏42为具有触摸功能的显示屏42,其可以是电容屏、电磁屏或者红外屏。一般而言,显示屏42用于根据处理器40的指示显示数据,还用于接收作用于显示屏42的触摸操

作,并将相应的信号发送至处理器40或其他装置。可选的,当显示屏42为红外屏时,其还包括红外触摸框,该红外触摸框设置在显示屏42的四周,其还可以用于接收红外信号,并将该红外信号发送至处理器40或者其他设备。

[0439] 通信装置45,用于与其他设备建立通信连接,其可以是有线通信装置和/或无线通信装置。

[0440] 输入装置43可用于接收输入的数字或者字符信息,以及产生与电子设备的用户设置以及功能控制有关的键信号输入,还可以是用于获取图像的摄像头以及获取音频数据的拾音设备。输出装置44可以包括扬声器等音频设备。需要说明的是,输入装置43和输出装置44的具体组成可以根据实际情况设定。

[0441] 处理器40通过运行存储在存储器41中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及数据处理,即实现上述的心电信号分类方法。

[0442] 具体的,实施例中,处理器40执行存储器41中存储的一个或多个程序时,具体实现如下操作:

[0443] 在心电信号中,提取信号波形;

[0444] 获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种;

[0445] 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器;

[0446] 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。

[0447] 在上述实施例的基础上,当所述形态特征为所述宽度特征,一个或多个处理器40还实现如下操作:

[0448] 确定所述信号波形的QR间期和RS间期;

[0449] 获取所述QR间期的QR间期宽度,以及,获取所述RS间期的RS间期宽度;

[0450] 将所述QR间期宽度和所述RS间期宽度,作为所述宽度特征。

[0451] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:

[0452] 获取Q波出现时间、R波出现时间和S波出现时间;

[0453] 计算所述S波出现时间与所述R波出现时间的时间间隔,得到所述RS间期宽度;

[0454] 计算所述R波出现时间与所述Q波出现时间的时间间隔,得到所述QR间期宽度。

[0455] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:

[0456] 计算所述RS间期宽度的中位数,得到第一宽度统计值;

[0457] 计算所述RS间期的标准差和均值,并计算所述RS间期的标准差与所述RS间期的均值的比值,得到第二宽度统计值;

[0458] 计算所述QR间期宽度的中位数,得到第三宽度统计值;

[0459] 计算所述QR间期的标准差和均值,并计算所述QR间期的标准差与所述QR间期的均值的比值,得到第四宽度统计值;

[0460] 将所述第一宽度统计值、所述第二宽度统计值、所述第三宽度统计值和所述第四宽度统计值,作为所述形态统计特征。

[0461] 在上述实施例的基础上,当所述形态特征为所述校正特征,一个或多个处理器40

还实现如下操作：

- [0462] 确定所述信号波形的QT间期；
- [0463] 获取所述QT间期的QT间期波形；
- [0464] 校正所述QT间期波形，得到所述校正特征。
- [0465] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：
- [0466] 获取所述QT间期的QT波时间序列，以及，获取所述信号波形的RR间期开方值、RR间期开立方值和RR间期参考系数；
- [0467] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开方值的比值，得到QT开平方校正值；
- [0468] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期开立方值的比值，得到QT开立方校正值；
- [0469] 计算所述QT波时间序列与所述RR间期参考系数之和，得到QT参考校正值；
- [0470] 将所述QT开平方校正值、所述QT开立方校正值和所述QT参考校正值，作为所述校正特征。
- [0471] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：
- [0472] 计算所述QT开平方校正值的的中位数，得到第一校正统计值；
- [0473] 计算所述QT开平方校正值的标准差和均值，并计算所述QT开平方校正值的标准差与所述QT开平方校正值的均值的比值，得到第二校正统计值；
- [0474] 计算所述QT开立方校正值的的中位数，得到第三校正统计值；
- [0475] 计算所述QT开立方校正值的标准差和均值，并计算所述QT开立方校正值的标准差与所述QT开立方校正值的均值的比值，得到第四校正统计值；
- [0476] 计算所述QT参考校正值的的中位数，得到第五校正统计值；
- [0477] 计算所述QT参考校正值的标准差和均值，并计算所述QT参考校正值的标准差与所述QT参考校正值的均值的比值，得到第六校正统计值；
- [0478] 将所述第一校正统计值、所述第二校正统计值、所述第三校正统计值、所述第四校正统计值、所述第五校正统计值和所述第六校正统计值，作为所述形态统计特征。
- [0479] 在上述实施例的基础上，当所述形态特征为所述斜率特征，一个或多个处理器40还实现如下操作：
- [0480] 确定所述信号波形的QR间期、RS间期和ST间期；
- [0481] 获取所述QR间期的QR间期斜率，以及，获取所述RS间期的RS间期斜率，以及，获取所述ST间期的ST间期斜率；
- [0482] 将所述QR间期斜率、所述RS间期斜率和所述ST间期斜率，作为所述斜率特征。
- [0483] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：
- [0484] 确定所述心电信号的心电信号序列；
- [0485] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值，以及，计算所述QR间期的QR波时间序列差值；
- [0486] 计算所述QR波信号序列差值与所述QR波时间序列差值的比值，得到所述QR间期斜率；
- [0487] 计算所述RS间期在所述心电信号序列中的RS波信号序列差值，以及，计算所述RS间期的RS波时间序列差值；
- [0488] 计算所述RS波信号序列差值与所述RS波时间序列差值的比值，得到所述RS间期斜

率；

[0489] 计算所述ST间期在所述心电信号序列中的ST波信号序列差值，以及，计算所述ST间期的ST波时间序列差值；

[0490] 计算所述ST波信号序列差值与所述ST波时间序列差值的比值，得到所述ST间期斜率。

[0491] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：

[0492] 计算所述QR间期斜率的中位数，得到第一斜率统计值；

[0493] 计算所述QR间期斜率的标准差和均值，并计算所述QR间期斜率的标准差与所述QR间期斜率的均值的比值，得到第二斜率统计值；

[0494] 计算所述RS间期斜率的中位数，得到第三斜率统计值；

[0495] 计算所述RS间期斜率的标准差和均值，并计算所述RS间期斜率的标准差与所述RS间期斜率的均值的比值，得到第四斜率统计值；

[0496] 计算所述ST间期斜率的中位数，得到第五斜率统计值；

[0497] 计算所述ST间期斜率的标准差和均值，并计算所述ST间期斜率的标准差与所述ST间期斜率的均值的比值，得到第六斜率统计值；

[0498] 将所述第一斜率统计值、所述第二斜率统计值、所述第三斜率统计值、所述第四斜率统计值、所述第五斜率统计值和所述第六斜率统计值，作为所述形态统计特征。

[0499] 在上述实施例的基础上，当所述形态特征为所述波形深度特征，一个或多个处理器40还实现如下操作：

[0500] 获取所述信号波形的QS间期和QR间期；

[0501] 根据所述QS间期和所述QR间期，获取S点深度和R点高度；

[0502] 根据所述QR间期，获取Q点相对于R点的QR相对深度；

[0503] 根据所述S点深度、R点高度和所述QR相对深度，获取所述波形深度特征。

[0504] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：

[0505] 确定所述心电信号的心电信号序列；

[0506] 计算所述QS间期在所述心电信号序列中的QS波信号序列差值，得到所述S点深度；

[0507] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列差值，得到所述R点高度；

[0508] 所述根据所述QR间期，获取Q点相对于R点的QR相对深度，包括：

[0509] 计算所述QR间期在所述心电信号序列中的QR波信号序列比值，得到所述QR相对深度。

[0510] 在上述实施例的基础上，一个或多个处理器40还实现如下操作：

[0511] 计算所述S点深度与所述R点高度的比值，得到RS比率特征；

[0512] 计算所述RS比率特征的中位数，得到第一RS波形深度特征；

[0513] 计算所述RS比率特征的标准差和均值，并计算所述RS比率特征的标准差与所述RS比率特征的均值的比值，得到第二RS波形深度特征；

[0514] 计算所述QR相对深度的标准差和均值，并计算所述QR相对深度的标准差与所述QR相对深度的均值的比值，得到第一QR波形深度特征；

[0515] 计算所述QR相对深度的最大值和最小值，并计算所述QR相对深度的最大值与所述QR相对深度的最小值的差值，得到第二QR波形深度特征；

- [0516] 计算所述QR相对深度的中位数,得到第三QR波形深度特征;
- [0517] 将所述RS比率特征、所述第一RS波形深度特征、所述第二RS波形深度特征、所述第一QR波形深度特征、所述第二QR波形深度特征、所述第三QR波形深度特征,作为所述波形深度特征。
- [0518] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:
- [0519] 确定所述信号波形的待统计波形;所述待统计波形包括R波、P波、Q波、S波和T波;
- [0520] 获取所述待统计波形的波形序列;
- [0521] 统计所述波形序列的波形数量、平均值、最大值、最小值、中位数、方差、偏度、峰度和宽度,作为所述形态统计特征。
- [0522] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:
- [0523] 获取所述信号波形的先验特征;所述先验特征包括校正先验特征或斜率先验特征;
- [0524] 将所述先验特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征和所述先验特征进行分类的结果。
- [0525] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:
- [0526] 采用所述信号波形训练基于深度学习的节律特征检测器;
- [0527] 获取训练后的节律特征检测器的最优网络结构;
- [0528] 获取所述最优网络结构的全连接层数据,作为深度特征和层次特征;
- [0529] 将所述深度特征和所述层次特征输入至所述分类器;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征、所述深度特征和所述层次特征进行分类的结果。
- [0530] 在上述实施例的基础上,当所述先验特征为所述校正先验特征,一个或多个处理器40还实现如下操作:
- [0531] 确定所述信号波形的RR间期;
- [0532] 获取所述RR间期的RR间期序列和RR间期差序列;
- [0533] 计算所述RR间期序列的标准差和均值,并计算所述RR间期序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第一校正先验特征;
- [0534] 计算所述RR间期差序列的标准差,并计算所述RR间期差序列的标准差与所述RR间期序列的均值的比值,得到第二校正先验特征;
- [0535] 将所述第一校正先验特征和所述第二校正先验特征,作为所述校正先验特征。
- [0536] 在上述实施例的基础上,当所述先验特征为所述斜率先验特征,一个或多个处理器40还实现如下操作:
- [0537] 确定所述信号波形的RR间期,并获取所述RR间期的RR间期差;
- [0538] 根据所述RR间期差,计算心跳间距标准差和心跳间距归一值;
- [0539] 根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第一间隔阈值的数量,得到第一心跳统计数量;
- [0540] 计算所述第一心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第一心跳间隔比值;
- [0541] 根据所述RR间期差,计算相邻正常心跳的时间间隔大于预设的第二间隔阈值的数量,得到第二心跳统计数量;

[0542] 计算所述第二心跳统计数量与正常心跳间隔总数之间的比值,得到第二心跳间隔比值;

[0543] 将所述心跳间距标准差、所述心跳间距归一值、所述第一心跳统计数量、第一心跳间隔比值、所述第二心跳统计数量和所述第二心跳间隔比值,作为所述斜率先验特征。

[0544] 在上述实施例的基础上,所述分类器包括逻辑回归分类器、决策树分类器、随机森林分类器中的至少一种。

[0545] 在上述实施例的基础上,一个或多个处理器40还实现如下操作:

[0546] 采集原始心电信号;

[0547] 对所述原始心电信号进行低通滤波,得到高频噪声滤除信号,作为所述心电信号;

[0548] 通过小波变换技术,在所述心电信号中提取P波、QRS波和T波,得到所述信号波形。

[0549] 实施例五

[0550] 本申请实施例五还提供一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于执行一种心电信号分类方法,包括:

[0551] 在心电信号中,提取信号波形;

[0552] 获取所述信号波形的形态特征;所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种;

[0553] 获取所述形态特征的形态统计特征,并将所述形态统计特征输入至分类器;

[0554] 获取所述分类器输出的分类结果,得到所述心电信号的信号类型;所述分类结果为所述分类器根据所述形态统计特征进行分类的结果;所述信号类型包括房颤节律、非房颤异常节律、正常窦性心律和噪声。。

[0555] 当然,本申请实施例所提供的一种包含计算机可执行指令的存储介质,其计算机可执行指令不限于如上所述的心电信号分类方法操作,还可以执行本申请任意实施例所提供的心电信号分类方法中的相关操作,且具备相应的功能和有益效果。

[0556] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程,是可以计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一非易失性计算机可读存储介质中,该计算机程序在执行时,可包括如上述各方法的实施例的流程。其中,本申请所提供的各实施例中所使用的对存储器、存储、数据库或其它介质的任何引用,均可包括非易失性和/或易失性存储器。非易失性存储器可包括只读存储器(ROM)、可编程ROM(PROM)、电可编程ROM(EPROM)、电可擦除可编程ROM(EEPROM)或闪存。易失性存储器可包括随机存取存储器(RAM)或者外部高速缓冲存储器。作为说明而非局限,RAM以多种形式可得,诸如静态RAM(SRAM)、动态RAM(DRAM)、同步DRAM(SDRAM)、双数据率SDRAM(DDRSDRAM)、增强型SDRAM(ESDRAM)、同步链路(Synchlink)DRAM(SLDRAM)、存储器总线(Rambus)直接RAM(RDRAM)、直接存储器总线动态RAM(DRDRAM)、以及存储器总线动态RAM(RDRAM)等。

[0557] 以上实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0558] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护

范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

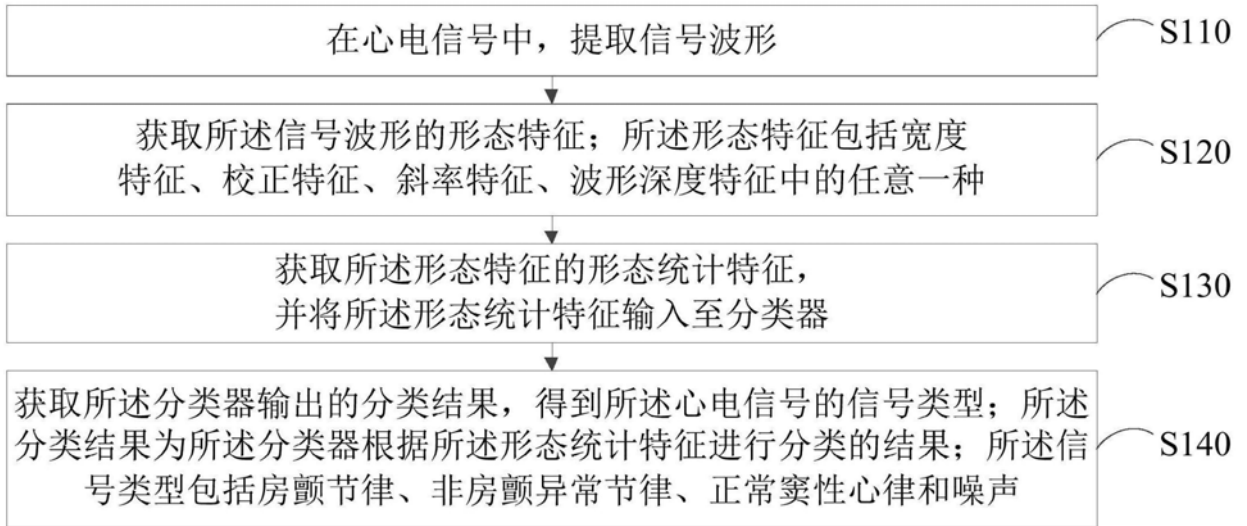


图1

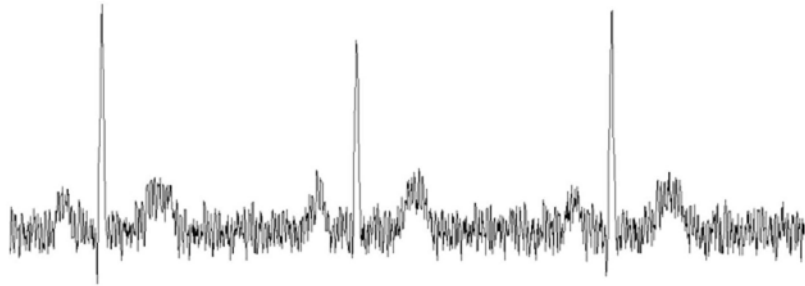


图2

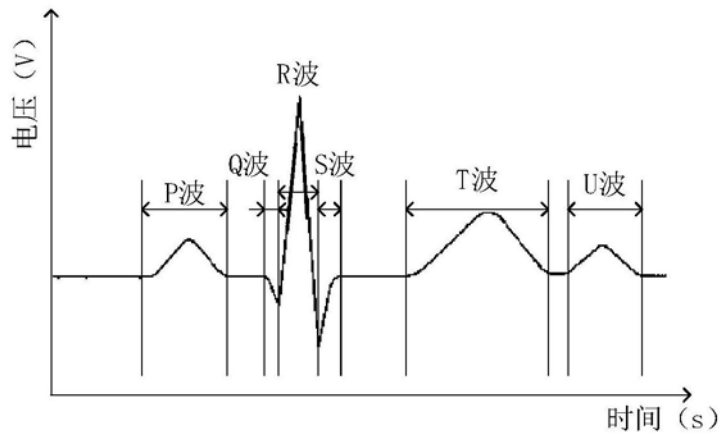


图3

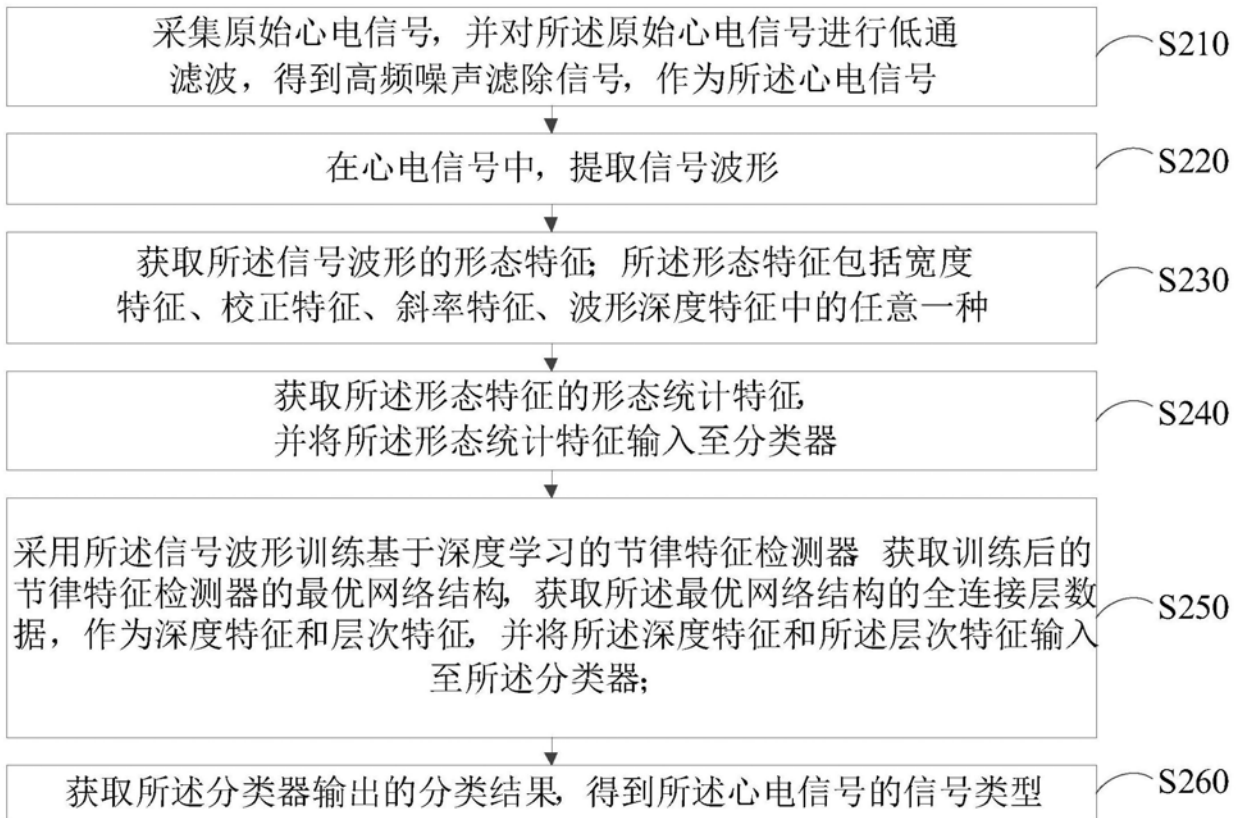


图4

layer name	output size	18-layer
conv1	112×112	
conv2_x	56×56	$\begin{bmatrix} 3 \times 3, 64 \\ 3 \times 3, 64 \end{bmatrix} \times 2$
conv3_x	28×28	$\begin{bmatrix} 3 \times 3, 128 \\ 3 \times 3, 128 \end{bmatrix} \times 2$
conv4_x	14×14	$\begin{bmatrix} 3 \times 3, 256 \\ 3 \times 3, 256 \end{bmatrix} \times 2$
conv5_x	7×7	$\begin{bmatrix} 3 \times 3, 512 \\ 3 \times 3, 512 \end{bmatrix} \times 2$
	1×1	
FLOPs		1.8×10^9

图5

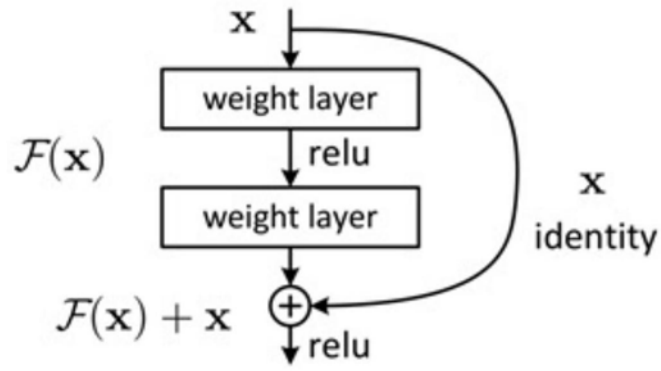


图6

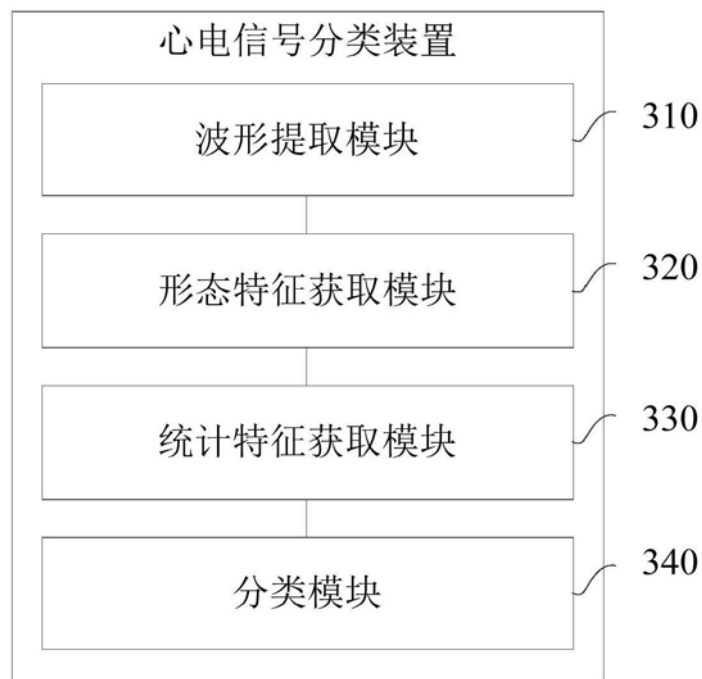


图7

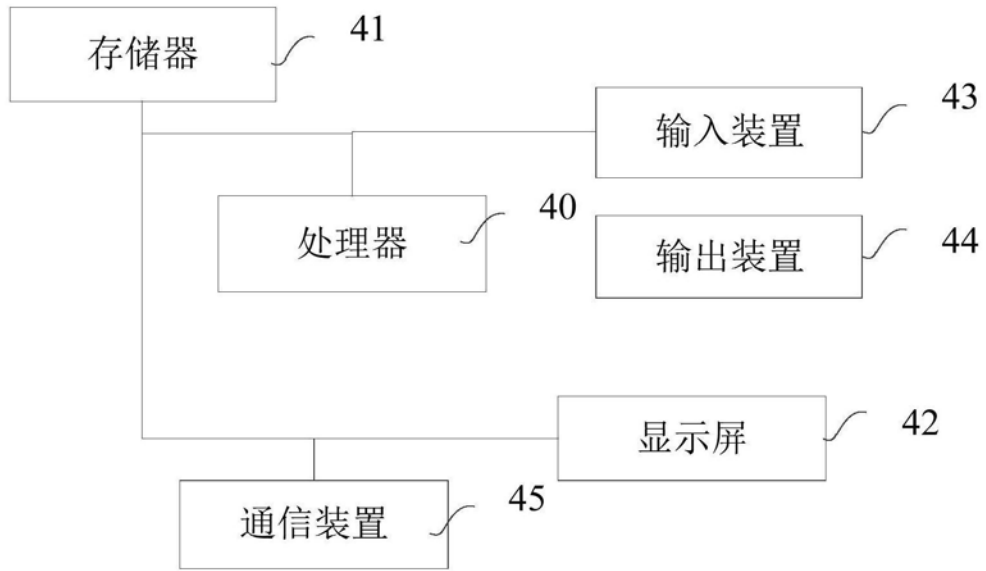


图8

专利名称(译)	心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质		
公开(公告)号	CN109770862A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201910251758.5	申请日	2019-03-29
[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 赵巍		
发明人	胡静 赵巍		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/046		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请涉及一种心电信号分类方法、装置、电子设备和存储介质。所述方法包括：在心电信号中，提取信号波形；获取所述信号波形的形态特征；所述形态特征包括宽度特征、校正特征、斜率特征、波形深度特征中的任意一种；获取所述形态特征的形态统计特征，并将所述形态统计特征输入至分类器；获取所述分类器输出的分类结果，得到所述心电信号的信号类型。采用上述技术方案可以更准确地识别出各种类型的异常节律，避免了将心动过速，心动过缓，心律失常等的非房颤类型的异常节律错误地分类为房颤类型的异常节律，提升了心电信号分类的准确性。

