



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110929759 A
(43)申请公布日 2020.03.27

(21)申请号 201911018261.5

(22)申请日 2019.10.24

(71)申请人 东软集团股份有限公司
地址 110179 辽宁省沈阳市浑南新区新秀街2号

(72)发明人 朱宝峰 何光宇

(74)专利代理机构 北京工信联合知识产权代理有限公司 11266
代理人 郭一斐

(51) Int. Cl.
G06K 9/62(2006.01)
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/04(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

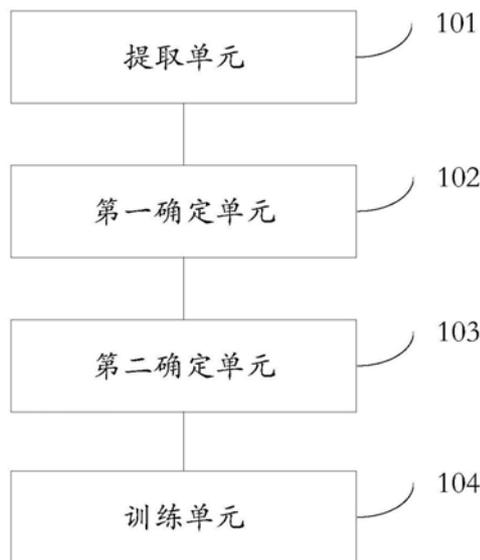
权利要求书2页 说明书14页 附图5页

(54)发明名称

检测模型的训练装置、方法及心电数据处理方法、装置

(57)摘要

本申请公开一种心肌缺血检测模型的训练装置、方法及心电数据的处理方法、装置以及相关设备,所述装置包括:提取单元,用于提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;第一确定单元,用于确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;第二确定单元,用于基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;训练单元,用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。本申请结合波性特征值和能量特征值对心肌缺血检测模型进行训练,得到的训练结果更准确。



1. 一种心肌缺血检测模型的训练装置,其特征在于,所述装置包括:
 - 提取单元,用于提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;
 - 第一确定单元,用于确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;
 - 第二确定单元,用于基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;
 - 训练单元,用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。
2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:
 - 获取单元,用于获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;
 - 第三确定单元,用于将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;相应的,所述训练单元,具体用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。
3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述第一确定单元,包括:
 - 小波变换子单元,用于对所述心电数据样本进行n阶小波变换,得到n层能量系数;其中,所述能量系数包括近似系数和细节系数,n为不小于2的自然数;
 - 相应的,所述第二确定单元,包括:
 - 计算子单元,用于计算第n层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;
 - 确定子单元,用于基于所述第n层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。
4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述小波变换子单元,包括:
 - 第一提取子单元,用于基于所述心电数据样本的R波位置,从所述心电数据样本中提取待变换心电数据;其中,所述待变换心电数据为一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据;
 - 变换子单元,用于对所述待变换心电数据进行n阶小波变换,得到n层能量系数。
5. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述心肌缺血检测模型由支持向量机实现;
 - 所述训练单元,包括:
 - 设置子单元,用于为所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值分别设置缩放因子;
 - 训练子单元,用于基于设置缩放因子的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述支持向量机进行训练,得到经过训练的支持向量机。
6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述提取单元,包括:
 - 第二提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值;
 - 第三提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到下一次达到所述基准电压的点的的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的

绝对值进行累加,得到中间值;将所述中间值与所述QRS波的峰值的绝对值的比值,作为用于表征所述心电数据样本的ST段下移的特征值。

7.一种心肌缺血检测模型的训练方法,其特征在于,所述方法包括:

提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;

基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;

基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

8.根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;

将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;

相应的,所述基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型,具体包括:

基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

9.一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质中存储有指令,当所述指令在终端设备上运行时,使得所述终端设备执行如权利要求7-8任一项所述的方法。

10.一种设备,其特征在于,包括:存储器,处理器,及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时,实现如权利要求7-8任一项所述的方法。

检测模型的训练装置、方法及心电数据处理方法、装置

技术领域

[0001] 本申请涉及数据处理领域,具体涉及一种心肌缺血检测模型的训练装置、方法及一种心电数据的处理方法、装置以及相关设备。

背景技术

[0002] 心电数据是指对心脏进行监测后得到的心电信号,通过对心电数据的分析,能够获知对应的心脏跳动规律,能够作为诊断各种心脑血管疾病(如心肌缺血等)的辅助信息。

[0003] 目前,在心电数据的处理方法中,通常利用检测模型进行处理,而对检测模型的训练通常仅基于心电数据的波性特征,而仅基于波形特征对检测模型(例如心肌缺血检测模型)进行训练得到的经过训练的检测模型不能全面提取到心电数据的特征,最终可能导致基于该检测模型对心电数据进行处理得到的处理结果不准确。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本申请提供了一种心肌缺血检测模型的训练装置、方法及一种心电数据的处理方法、装置以及相关设备,基于心电数据的波形特征和能量特征对检测模型进行训练,使得利用经过训练的检测模型对心电数据的处理更准确。

[0005] 第一方面,为实现上述发明目的,本申请提供了一种心肌缺血检测模型的训练装置,所述装置包括:

[0006] 提取单元,用于提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0007] 第一确定单元,用于确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;

[0008] 第二确定单元,用于基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;

[0009] 训练单元,用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0010] 一种可选的实施方式中,所述装置还包括:

[0011] 获取单元,用于获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;

[0012] 第三确定单元,用于将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;

[0013] 相应的,所述训练单元,具体用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0014] 一种可选的实施方式中,所述第一确定单元,包括:

[0015] 小波变换子单元,用于对所述心电数据样本进行n阶小波变换,得到n层能量系数;其中,所述能量系数包括近似系数和细节系数,n为不小于2的自然数;

[0016] 相应的,所述第二确定单元,包括:

[0017] 计算子单元,用于计算第n层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;

[0018] 确定子单元,用于基于所述第n层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。

[0019] 一种可选的实施方式中,所述小波变换子单元,包括:

[0020] 第一提取子单元,用于基于所述心电数据样本的R波位置,从所述心电数据样本中提取待变换心电数据;其中,所述待变换心电数据为一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据;

[0021] 变换子单元,用于对所述待变换心电数据进行n阶小波变换,得到n层能量系数。

[0022] 一种可选的实施方式中,所述心肌缺血检测模型由支持向量机实现;

[0023] 所述训练单元,包括:

[0024] 设置子单元,用于为所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值分别设置缩放因子;

[0025] 训练子单元,用于基于设置缩放因子的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述支持向量机进行训练,得到经过训练的支持向量机。

[0026] 一种可选的实施方式中,所述提取单元,包括:

[0027] 第二提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值;

[0028] 第三提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到下一次达到所述基准电压的点的的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的绝对值进行累加,得到中间值;将所述中间值与所述QRS波的峰值的绝对值的比值,作为用于表征所述心电数据样本的ST段下移的特征值。

[0029] 第二方面,本申请实施例还提供了一种心肌缺血检测模型的训练方法,所述方法包括:

[0030] 提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0031] 确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;

[0032] 基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;

[0033] 基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0034] 一种可选的实施方式中,所述方法还包括:

[0035] 获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;

[0036] 将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;

[0037] 相应的,所述基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型,具体包括:

[0038] 基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0039] 一种可选的实施方式中,所述确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数,包括:

[0040] 对所述心电数据样本进行n阶小波变换,得到n层能量系数;其中,所述能量系数包

括近似系数和细节系数, n 为不小于2的自然数;

[0041] 相应的,所述基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值,包括:

[0042] 计算第 n 层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;

[0043] 基于所述第 n 层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。

[0044] 一种可选的实施方式中,所述对所述心电数据样本进行 n 阶小波变换,得到 n 层能量系数,包括:

[0045] 基于所述心电数据样本的R波位置,从所述心电数据样本中提取待变换心电数据;其中,所述待变换心电数据为一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据;

[0046] 对所述待变换心电数据进行 n 阶小波变换,得到 n 层能量系数。

[0047] 一种可选的实施方式中,所述心肌缺血检测模型由支持向量机实现;

[0048] 所述基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型,包括:

[0049] 为所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值分别设置缩放因子;

[0050] 基于设置缩放因子的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述支持向量机进行训练,得到经过训练的支持向量机。

[0051] 一种可选的实施方式中,所述提取心电数据样本的第一波形特征值,包括:

[0052] 从所述心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值;

[0053] 以及,从所述心电数据样本的QRS波的终点到下一次达到所述基准电压的点的的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的绝对值进行累加,得到中间值;将所述中间值与所述QRS波的峰值的绝对值的比值,作为用于表征所述心电数据样本的ST段下移的特征值。

[0054] 第三方面,本申请还提供了一种心电数据的处理方法,所述方法包括:

[0055] 提取待处理心电数据的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述待处理心电数据的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0056] 确定所述待处理心电数据经过小波变换后得到的能量系数;

[0057] 基于所述能量系数,确定所述待处理心电数据的能量特征值;

[0058] 利用基于上述任一项心肌缺血检测模型的训练方法得到的经过训练的心肌缺血检测模型,对所述待处理心电数据的所述第一波形特征值和所述能量特征值进行处理,得到处理结果。

[0059] 第四方面,本申请还提供了一种心电数据的处理装置,所述装置包括:

[0060] 提取模块,用于提取待处理心电数据的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述待处理心电数据的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0061] 第一确定模块,用于确定所述待处理心电数据经过小波变换后得到的能量系数;

[0062] 第二确定模块,用于基于所述能量系数,确定所述待处理心电数据的能量特征值;

[0063] 处理模块,用于利用基于上述任一项心肌缺血检测模型的训练装置得到的经过训

练的心肌缺血检测模型,对所述待处理心电数据的所述第一波形特征值和所述能量特征值进行处理,得到处理结果。

[0064] 第五方面,本申请还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质中存储有指令,当所述指令在终端设备上运行时,使得所述终端设备执行上述任一项所述的方法。

[0065] 第六方面,本申请还提供了一种设备,包括:存储器,处理器,及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时,实现上述任一项所述的方法。

[0066] 本申请提供的心肌缺血检测模型的训练装置、方法、心电数据的处理方法、装置以及相关设备,能够基于心电数据的波形特征和能量特征对心肌缺血检测模型进行训练,使得利用经过训练的心肌缺血检测模型对心电数据的处理更准确。

附图说明

[0067] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0068] 图1为本申请实施例提供了一种心肌缺血检测模型的训练装置的结构示意图;

[0069] 图2为本申请实施例提供了一种心电数据的示意图;

[0070] 图3为本申请实施例提供了一种三阶Daubechies 8离散小波变换分解层次图;

[0071] 图4为本申请实施例提供的另一种心肌缺血检测模型的训练装置的结构示意图;

[0072] 图5为本申请实施例提供了一种心肌缺血检测模型的训练方法的流程图;

[0073] 图6为本申请实施例提供了一种心电数据的处理方法的流程图;

[0074] 图7为本申请实施例提供了一种心电数据的处理装置的结构示意图;

[0075] 图8为本申请实施例提供了一种心肌缺血检测模型的训练设备的结构图;

[0076] 图9为本申请实施例提供了一种心电数据的处理设备的结构图。

具体实施方式

[0077] 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,都属于本申请保护的范围。

[0078] 目前,对于心肌缺血检测模型的训练方法,仅基于波形特征提取心电数据的特征值,显然,提取到的特征值不能全面反映心电数据的特征,最终可能导致基于提取到的特征对心肌缺血检测模型进行训练不准确,最终导致利用经过训练的心肌缺血检测模型对心电数据进行处理的结果不准确。

[0079] 为此,本申请提供了一种心肌缺血检测模型的训练方法,不仅基于波性特征提取心电数据的波性特征值,而且从能量的角度提取心电数据的能量特征值,最终结合波性特征值和能量特征值对心肌缺血检测模型进行训练,得到更准确的训练结果,基于经过训练

的心肌缺血检测模型对心电数据进行处理,得到的处理结果更准确。

[0080] 以下本申请提供了一种心肌缺血检测模型的训练装置,参考图1,为本申请实施例提供的一种心肌缺血检测模型的训练装置的结构示意图。其中,所述装置包括:

[0081] 提取单元101,用于提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0082] 第一确定单元102,用于确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;

[0083] 第二确定单元103,用于基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;

[0084] 训练单元104,用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0085] 参考图2,为本申请实施例提供的一种心电数据的示意图,其中,心电数据包括P、Q、R、S、T波,S波到T波的波段通常称为ST段,如图2中J所指的位置为ST段。本申请实施例中的心电数据样本包括若干如图2所示的心电数据。

[0086] 由于心电数据的ST段的形态特征能够反映出正常人与心脑血管病人的心电数据的区别,因此,本申请实施例可以对心电数据的ST段进行波形特征的提取,以便得到用于表征心电数据的波形特点的第一波形特征值。

[0087] 一种可选的实现方式中,首先可以通过Christov方式对待处理心电数据进行主峰检测,然后对待处理心电数据进行微分标准化,接着利用移动窗口法及zero-crossing过零法对微分标准化的心电数据进行检测,分别检测出Q、R、S、T波的峰值位置、幅值大小以及各个波的起始点onset和结束点offset的位置等,最终,基于确定出的S波和T波的波峰位置确定ST段。

[0088] 实际应用中,对于提取模块101,可以提取心电数据样本的ST段抬高的特征值以及ST段下移的特征值,用于更具体的反映该心电数据样本的ST段的波形特征。

[0089] 一种可选的实施方式中,所述提取单元101,可以包括:

[0090] 第二提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值;

[0091] 第三提取子单元,用于从所述心电数据样本的QRS波的终点到下一次达到所述基准电压的点的的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的绝对值进行累加,得到中间值;将所述中间值与所述QRS波的峰值的绝对值的比值,作为用于表征所述心电数据样本的ST段下移的特征值。

[0092] 实际应用中,首先,从心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;其次,将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征该心电数据样本的ST段抬高的特征值。其中,QRS波是指由Q波、R波和S波组成的波,如图2所示的QRS波。

[0093] 本申请实施例中,在得到用于表征心电数据样本的ST段抬高的特征值之前,首先确定心电数据样本的基准电压。具体的,假如心电数据样本包括至少n个心搏信号,则可以将心电数据样本的前n个心搏信号的QRS波的onset幅值的算数平均值预先确定为基准电压

$\overline{fecg(QRS\ onset)}$), 其中, n 为自然数, 例如为 10。

[0094] 在确定基准电压后, 从心电数据样本的 QRS 波的终点到 T 波的峰值的数据段中, 选取 i 个采样点, 然后计算该 i 个采样点的幅值分别与基准电压 $\overline{fecg(QRS\ onset)}$ 之差的绝对值, 接着将各个绝对值累加得到用于表征该心电数据样本的 ST 段抬高的特征值。

[0095] 具体的, 可以利用以下公式 (1) 计算用于表征该心电数据样本的 ST 段抬高的特征值:

$$[0096] \quad feature1 = \sum_{i=QRS\ offset}^{T\ peak} |fecg(i) - \overline{fecg(QRS\ onset)}| \quad (1)$$

[0097] 其中, $feature1$ 表示用于表征该心电数据样本的 ST 段抬高的特征值; $T\ peak$ 表示 T 波的峰值; $fecg(i)$ 表示第 i 个采样点的幅值。

[0098] 另外, 对于计算用于表征心电数据样本的 ST 段下移的特征值, 一种可选的实施方式中, 首先, 从心电数据样本的 QRS 波的终点到下一次达到基准电压的点的的数据段中, 选取预设个数的采样点; 然后, 将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的绝对值进行累加, 得到中间值; 最终, 将所述中间值与所述 QRS 波的峰值的绝对值的比值, 作为用于表征所述心电数据样本的 ST 段下移的特征值。

[0099] 其中, 对于基准电压的确定方法可参照上述实施方式, 在此不做赘述。在确定基准电压后, 从心电数据样本的 QRS 波的终点到下一次达到基准电压的点的的数据段中, 选取 i 个采样点, 分别计算各个采样点的幅值与基准电压的差值, 然后, 计算该差值与 QRS 波的峰值的绝对值的比值, 最终, 将以 QRS 波的终点开始到再次回到基准电压的数据段中各个采样点分别对应的上述比值进行累加, 作为用于表征该心电数据样本的 ST 段下移的特征值。

[0100] 具体的, 可以利用以下公式 (2) 计算用于表征该心电数据样本的 ST 段下移的特征值:

$$[0101] \quad feature2 = \left(\sum_{i=QRS\ offset}^F (fecg(i) - \overline{fecg(QRS\ onset)}) / fecg(QRS\ peak) \right) \quad (2)$$

[0102] 其中, $feature2$ 表示用于表征该心电数据样本的 ST 段下移的特征值; $QRS\ peak$ 表示 QRS 波的峰值; $fecg(QRS\ peak)$ 表示 QRS 波的峰值的幅值; $fecg(i)$ 表示第 i 个采样点的幅值; F 为以 QRS 波的终点开始到再次回到基准电压的采样点的位置。

[0103] 值得注意的是, 第一波形特征值还可以包括其他提取方式, 本申请实施例对此不作限制。

[0104] 对于第一确定单元 102, 为了更全面的描述心电数据样本的特征, 本申请实施例还可以从能量特征的角度对心电数据样本进行特征提取, 在提取心电数据样本的能量特征值之前, 首先确定心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数, 以便后续基于能量系数提取能量特征值。其中, 能量系数为从能量特征的角度描述心电数据样本的一个参数。

[0105] 实际应用中, 第一确定单元 102 可以包括小波变换子单元, 用于对所述心电数据样本进行 n 阶小波变换, 得到 n 层能量系数; 其中, 所述能量系数包括近似系数和细节系数, n 为

不小于2的自然数；

[0106] 相应的,所述第二确定单元103,包括:

[0107] 计算子单元,用于计算第n层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;

[0108] 确定子单元,用于基于所述第n层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。

[0109] 其中,近似系数用于表征信号小波分解重构的低频部分信息,细节系数用于表征信号的高频部分信息。

[0110] 一种可选的实施方式中,为了能够得到更准确的能量系数,在对心电数据样本进行小波变换之前,首先需要从心电数据样本中提取到一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据作为待变换心电数据。然后,将该待变换心电数据进行n阶小波变换,得到n层能量系数。

[0111] 一种可选的实施方式中,小波变换子单元,可以包括:

[0112] 第一提取子单元,用于基于所述心电数据样本的R波位置,从所述心电数据样本中提取待变换心电数据;其中,所述待变换心电数据为一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据;

[0113] 变换子单元,用于对所述待变换心电数据进行n阶小波变换,得到n层能量系数。

[0114] 实际应用中,可以基于心电数据样本的R波位置确定的一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据。以一种提取一个完整心搏周期的心电数据作为待转换心电数据为例,首先,以主峰检测的位置作为R波位置,以此R波位置为中心,向后截取时间窗为0.2s的心电数据,再以此相同R波位置为中心,向前截取时间窗为0.46s的心电数据,并将二者进行拼接得到拼接后0.66s的心电数据,作为待转换心电数据。

[0115] 本申请实施例中,在得到待转换心电数据之后,对其进行n阶小波变换,得到n层能量系数,其中,能量系数包括近似系数和细节系数。以下以对待转换心电数据进行三阶Daubechies 8离散小波变换为例,参考图3,为本申请实施例提供的一种三阶Daubechies 8离散小波变换分解层次图。具体的,对待转换心电数据进行三阶Daubechies 8离散小波变换后得到的第一层能量系数包括近似系数A1和细节系数D1,第二层能量系数包括近似系数AA2和细节系数DA2,第三层能量系数包括近似系数AAA3和细节系数DAA3。

[0116] 对于第二确定单元103,基于所述能量系数,确定所述,心电数据样本的能量特征值。

[0117] 本申请实施例中,在确定心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数之后,基于能量系数计算心电数据样本的能量特征值。

[0118] 一种可选的实施方式中,首先,计算第n层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;其次,基于所述第n层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。

[0119] 其中,可以利用公式(3)计算各个能量系数的能量值;

$$[0120] \quad E_m = \sum_n |W_{m,n}|^2 \quad (3);$$

[0121] 其中, $W_{m,n}$ 表示小波变换后第m层的第n个能量系数; E_m 表示小波变换后第m层的第n

个能量系数的能量值。

[0122] 以图3中的心电数据样本经过三阶Daubechies 8离散小波变换得到的能量系数为例,首先利用公式(3)计算各个能量系数的能量值,包括 E_{AAA3} 、 E_{DAA3} 、 E_{DA2} 、 E_{D1} ;其中, E_{AAA3} 表示近似系数AAA3的能量值; E_{DAA3} 表示细节系数DAA3的能量值; E_{DA2} 表示细节系数DA2的能量值; E_{D1} 表示近似系数D1的能量值。

[0123] 然后,利用公式(4)确定心电数据样本的能量特征值:

$$[0124] \quad F_{E3} = \frac{E_{AAA3}}{E_{DAA3} + E_{DA2} + E_{D1}} \quad (4);$$

[0125] 其中, F_{E3} 表示心电数据样本的能量特征值, $E_{AAA3}=AAA3^2$, $E_{DAA3}=DAA3^2$, $E_{DA2}=DA2^2$, $E_{D1}=D1^2$ 。

[0126] 对于训练模块104,基于心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0127] 本申请实施例中,在提取到心电数据样本的第一波形特征值和能量特征值后,结合第一波形特征值和能量特征值对心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0128] 一种可选的实现方式中,所述心肌缺血检测模型可以由支持向量机实现;

[0129] 所述训练单元104,可以包括:

[0130] 设置子单元,用于为所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值分别设置缩放因子;

[0131] 训练子单元,用于基于设置缩放因子的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述支持向量机进行训练,得到经过训练的支持向量机。

[0132] 实际应用中,在基于支持向量机实现的心肌缺血检测模型经过训练后,可以对待处理心电数据进行处理。由于第一波形特征值与能量特征值的数量级相差较大,支持向量机可能忽略数量级明显小的第一波形特征值,不利于支持向量机对特征的学习,因此,本申请实施例需要设置缩放因子,通常对于第一波形特征值设置的缩放因子为1,即不对其进行缩放,而为了降低第一波形特征值与能量特征值的数量级差异,为能量特征值设置的缩放因子为0.000001-0.000009,即降低能量特征值的数量级,使得利用支持向量机能够同时处理待处理心电数据的第一波形特征值与能量特征值。

[0133] 在为心电数据样本的第一波形特征值和能量特征值设置缩放因子之后,将设置缩放因子的第一波形特征值和能量特征值输入至支持向量机,实现对基于支持向量机实现的心肌缺血检测模型进行训练。利用经过训练的支持向量机对待处理心电数据进行处理后,输出待处理心电数据的处理结果。

[0134] 实际应用中,由于心电数据样本的第一波形特征值和能量特征值呈非线性分布,因此,可以选用rbf径向基函数作为支持向量机的核函数。在支持向量机中,惩罚系数C越大,损失函数也会越大,这表明不愿意放弃比较远的离群点,会有更加多的支持向量,也就是说支持向量和超平面的模型也会变得越复杂,更容易过拟合。反之,当C比较小时,意味着放弃离群点,会选择较少的样本来做支持向量,最终的支持向量和超平面的模型也会相对简单。参数 γ 主要定义单个样本对整个分类超平面的影响,当 γ 比较小时,单个样本对整个

分类超平面的影响比较小,不容易被选择为支持向量。反之,当 γ 比较大时,单个样本对整个分类超平面的影响比较大,更容易被选择为支持向量,或者说整个模型的支持向量也会更多。本申请实施例可以采用网格搜索方式在 $[0.01, 100]$ 的范围内搜索以确定 C 和 γ 的值。另外,本申请实施例还可以采取交叉验证的方式,其中,交叉验证系数选择4,表示将训练集分成4份来进行交叉验证。为了提升对支持向量机的训练速度,可以选取最大迭代次数为至少1000次。

[0135] 本申请实施例提供的心肌缺血检测模型的训练装置、方法、心电数据的处理方法、装置以及相关设备中,能够基于心电数据的波形特征和能量特征对心肌缺血检测模型进行训练,使得利用经过训练的心肌缺血检测模型对心电数据的处理更准确。

[0136] 另外,为了更全面的描述心电数据样本的特征,从而实现对心肌缺血检测模型更准确的训练,本申请实施例还可以提取心电数据样本的第二波形特征值,并结合上述实施例中得到第一波形特征值和能量特征值,对心肌缺血检测模型进行训练,最终利用经过训练的心肌缺血检测模型实现对待处理心电数据更精确的处理。

[0137] 参考图4,为本申请实施例提供的另一种心肌缺血检测模型的训练装置的结构示意图,该装置在包括图1中各个单元的基础上,还可以包括:

[0138] 获取单元401,用于获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;

[0139] 第三确定单元402,用于将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;

[0140] 相应的,所述训练单元104,具体用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0141] ,由于心电数据有着较强的噪声与随机性,对心电数据的质量有着非常大的影响,因此,本申请实施例可以在提取待处理心电数据的各个特征之前,首先对待处理心电数据进行降噪。

[0142] 一种可选的实施方式中,可以采用一维时序信号的多尺度高斯滤波方法对待处理心电信号进行降噪。其中,高斯滤波是一种线性平滑滤波器,本申请实施例可以通过加权平均的方式得到滤波后信号。具体的,一维高斯滤波器的表达式如下:

$$[0143] \quad G(t, \sigma) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}}$$

[0144] 其中, σ 是高斯函数的标准差,也可以称为模糊系数。计算高斯核函数,可分别取模糊半径 $\gamma = \gamma_1, \gamma_2 \cdots \gamma_i$,各自求出不同尺度下的高斯核 $G_1, G_2 \cdots G_i$,然后依据预设权值 $w_1, w_2 \cdots w_i$ 对不同尺度下的高斯滤波器进行中心对齐整合,具体的可取如下权重: $G = w_1 \times G_1 + w_2 \times G_2 + \cdots + w_i \times G_i$,其中, $\sum_1^i w_x = 1$ 。

[0145] 本申请实施例中,可以选取模糊系数 $\sigma = 2$,三种尺度的模糊半径 $\gamma = 1, 2, 3$,对应的权重系数 w 分别取为 $0.7, 0.2, 0.1$,经过中心对齐加和后最终得到的多尺度高斯滤波器为: $[0.01, 0.02, 0.14, 0.65, 0.14, 0.02, 0.01]$ 。进一步,可以在高斯滤波器后设计一阶巴特沃斯带通滤波器,用于过滤掉 $0.25\text{Hz} - 40\text{Hz}$ 之外心电信号中的噪声部分,实现了对心电数据

样本的整体去噪。

[0146] 对于获取模块401,获取心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率。

[0147] 对于第三确定单元402,将所述斜率的绝对值作为所述心电数据样本的第二波形特征值。

[0148] 为了进一步对心电数据样本的波形特征进行提取,本申请实施例还可以将QRS波的起点和终点之间的连线的斜率的绝对值作为心电数据样本的第二波形特征值。

[0149] 一种可选的实施方式中,首先确定心电数据样本的QRS波的起点和终点的位置,然后计算起点和终点之间的连线的斜率,并将该斜率的绝对值确定为第二波形特征值。具体的,可以利用公式(5)计算心电数据样本的第二波形特征值:

$$[0150] \quad \text{feature3} = \left| \frac{\text{fecg}(\text{QRS offset}) - \text{fecg}(\text{QRS onset})}{\text{QRS offset} - \text{QRS onset}} \right| \quad (5)$$

[0151] 其中,feature3表示心电数据样本的第二波形特征值;fecg(QRS offset)表示QRS波的终点的幅值;fecg(QRS onset)表示QRS波的起点的幅值。

[0152] 值得注意的是,本申请实施例对于获取心电数据样本的第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值的执行顺序不作限制。

[0153] 对于训练单元104,基于心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0154] 本申请实施例中,在得到心电数据样本的第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值之后,结合上述三种特征值对心肌缺血检测模型进行训练,能够得到更准确的心肌缺血检测模型。

[0155] 一种可选的实施方式中,首先,分别为心电数据的第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值设置缩放因子,例如,分别为第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值设置的缩放因子为1、0.000001-0.000009之间的数值、1;然后将设置缩放因子的三种特征值输入至基于支持向量机实现的心肌缺血检测模型中,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0156] 本申请实施例提供的心肌缺血检测模型的训练装置中,结合待处理心电数据的第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值,对心肌缺血检测模型进行训练,得到更准确的训练结果,基于经过训练的心肌缺血检测模型对待处理心电数据进行处理,能够得到更准确的处理结果。

[0157] 基于上述装置实施方式,本申请还提供了一种心肌缺血检测模型的训练方法,参考图5,为本申请实施例提供的一种心肌缺血检测模型的训练方法的流程图,所述方法包括:

[0158] S501:提取心电数据样本的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0159] S502:确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数;

[0160] S503:基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值;

[0161] S504:基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述

心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0162] 一种可选的实施方式中,该方法还可以包括:

[0163] 获取所述心电数据样本的QRS波的起点和终点之间的连线的斜率;

[0164] 将所述斜率的绝对值确定为所述心电数据样本的第二波形特征值;

[0165] 相应的,所述基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型,具体包括:

[0166] 基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型。

[0167] 另外,所述确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数,包括:

[0168] 对所述心电数据样本进行n阶小波变换,得到n层能量系数;其中,所述能量系数包括近似系数和细节系数,n为不小于2的自然数;

[0169] 相应的,所述基于所述能量系数,确定所述心电数据样本的能量特征值,包括:

[0170] 计算第n层近似系数的能量值以及各层细节系数的能量值之和;

[0171] 基于所述第n层近似系数的能量值与所述各层细节系数的能量值之和的比值,确定所述心电数据样本的能量特征值。

[0172] 一种可选的实施方式中,所述对所述心电数据样本进行n阶小波变换,得到n层能量系数,包括:

[0173] 基于所述心电数据样本的R波位置,从所述心电数据样本中提取待变换心电数据;其中,所述待变换心电数据为一个完整心搏周期的心电数据或ST段的心电数据;

[0174] 对所述待变换心电数据进行n阶小波变换,得到n层能量系数。

[0175] 另一种可选的实施方式中,所述心肌缺血检测模型由支持向量机实现;

[0176] 所述基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值,对所述心肌缺血检测模型进行训练,得到经过训练的心肌缺血检测模型,包括:

[0177] 为所述心电数据样本的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值分别设置缩放因子;

[0178] 基于设置缩放因子的所述第一波形特征值、所述能量特征值和所述第二波形特征值,对所述支持向量机进行训练,得到经过训练的支持向量机。

[0179] 一种可选的实施方式中,所述提取心电数据样本的第一波形特征值,包括:

[0180] 从所述心电数据样本的QRS波的终点到T波的峰值的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与预先确定的基准电压之差的绝对值进行累加,得到用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值;

[0181] 以及,从所述心电数据样本的QRS波的终点到下一次达到所述基准电压的点的的数据段中,选取预设个数的采样点;将各个采样点的幅值与所述基准电压之差的绝对值进行累加,得到中间值;将所述中间值与所述QRS波的峰值的绝对值的比值,作为用于表征所述心电数据样本的ST段下移的特征值。

[0182] 本申请实施例提供的心肌缺血检测模型的训练方法中,结合待处理心电数据的第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值,对心肌缺血检测模型进行训练,得到更准确的训练结果,基于经过训练的心肌缺血检测模型对待处理心电数据进行处理,能够得到更准确的处理结果。

[0183] 另外,利用心肌缺血检测模型的训练方法得到的经过训练的心肌缺血检测模型,能够用于对心电数据的处理。具体的,本申请提供了一种心电数据的处理方法,参考图6,为本申请实施例提供的一种心电数据的处理方法的流程图,该方法可以包括:

[0184] S601:提取待处理心电数据的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述待处理心电数据的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0185] S602:确定所述待处理心电数据经过小波变换后得到的能量系数;

[0186] S603:基于所述能量系数,确定所述待处理心电数据的能量特征值;

[0187] S604:利用基于上述心肌缺血检测模型的训练方法得到的经过训练的心肌缺血检测模型,对所述待处理心电数据的所述第一波形特征值和所述能量特征值进行处理,得到处理结果。

[0188] 对于心电数据的处理方法可参照上述心肌缺血检测模型的训练装置和方法的描述进行理解,在此不再赘述。

[0189] 本申请实施例提供的心电数据的处理方法中,利用结合第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值训练得到的心肌缺血检测模型,对待处理心电数据进行处理,能够得到更准确的处理结果。

[0190] 另外,基于上述心电数据的处理方法实施例,本申请还提供了一种心电数据的处理装置,参考图7,为本申请实施例提供的一种心电数据的处理装置的结构示意图,所述装置包括:

[0191] 提取模块701,用于提取待处理心电数据的第一波形特征值;其中,所述第一波形特征值包括用于表征所述待处理心电数据的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值;

[0192] 第一确定模块702,用于确定所述待处理心电数据经过小波变换后得到的能量系数;

[0193] 第二确定模块703,用于基于所述能量系数,确定所述待处理心电数据的能量特征值;

[0194] 处理模块704,用于利用基于上述心肌缺血检测模型的训练装置得到的经过训练的心肌缺血检测模型,对所述待处理心电数据的所述第一波形特征值和所述能量特征值进行处理,得到处理结果。

[0195] 本申请实施例提供的心电数据的处理装置中,利用结合第一波形特征值、能量特征值和第二波形特征值训练得到的心肌缺血检测模型,对待处理心电数据进行处理,能够得到更准确的处理结果。

[0196] 另外,本申请实施例还提供了一种心肌缺血检测模型的训练设备,参见图8所示,可以包括:

[0197] 处理器801、存储器802、输入装置803和输出装置804。心肌缺血检测模型的训练设备中的处理器801的数量可以一个或多个,图8中以一个处理器为例。在本发明的一些实施例中,处理器801、存储器802、输入装置803和输出装置804可通过总线或其它方式连接,其中,图8中以通过总线连接为例。

[0198] 存储器802可用于存储软件程序以及模块,处理器801通过运行存储在存储器802的软件程序以及模块,从而执行心肌缺血检测模型的训练设备的各种功能应用以及数据处理。存储器802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等。此外,存储器802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、或其他易失性固态存储器件。输入装置803可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与心肌缺血检测模型的训练设备的用户设置以及功能控制有关的信号输入。

[0199] 具体在本实施例中,处理器801会按照如下的指令,将一个或一个以上的应用程序的进程对应的可执行文件加载到存储器802中,并由处理器801来运行存储在存储器802中的应用程序,从而实现上述心肌缺血检测模型的训练方法中的各种功能。

[0200] 另外,本申请还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质中存储有指令,当所述指令在终端设备上运行时,使得所述终端设备执行上述的心肌缺血检测模型的训练方法。

[0201] 另外,本申请实施例还提供了一种心电数据的处理设备,参见图9所示,可以包括:

[0202] 处理器901、存储器902、输入装置903和输出装置904。心电数据的处理设备中的处理器901的数量可以一个或多个,图9中以一个处理器为例。在本发明的一些实施例中,处理器901、存储器902、输入装置903和输出装置904可通过总线或其它方式连接,其中,图9中以通过总线连接为例。

[0203] 存储器902可用于存储软件程序以及模块,处理器901通过运行存储在存储器902的软件程序以及模块,从而执行心电数据的处理设备的各种功能应用以及数据处理。存储器902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等。此外,存储器902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、或其他易失性固态存储器件。输入装置903可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与心电数据的处理设备的用户设置以及功能控制有关的信号输入。

[0204] 具体在本实施例中,处理器901会按照如下的指令,将一个或一个以上的应用程序的进程对应的可执行文件加载到存储器902中,并由处理器901来运行存储在存储器902中的应用程序,从而实现上述心电数据的处理方法中的各种功能。

[0205] 另外,本申请还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质中存储有指令,当所述指令在终端设备上运行时,使得所述终端设备执行上述的心电数据的处理方法。

[0206] 可以理解的是,对于装置实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0207] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备

所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0208] 以上对本申请实施例所提供的一种心肌缺血检测模型的训练装置、方法及一种心电图数据的处理方法、装置以及相关设备进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本申请的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

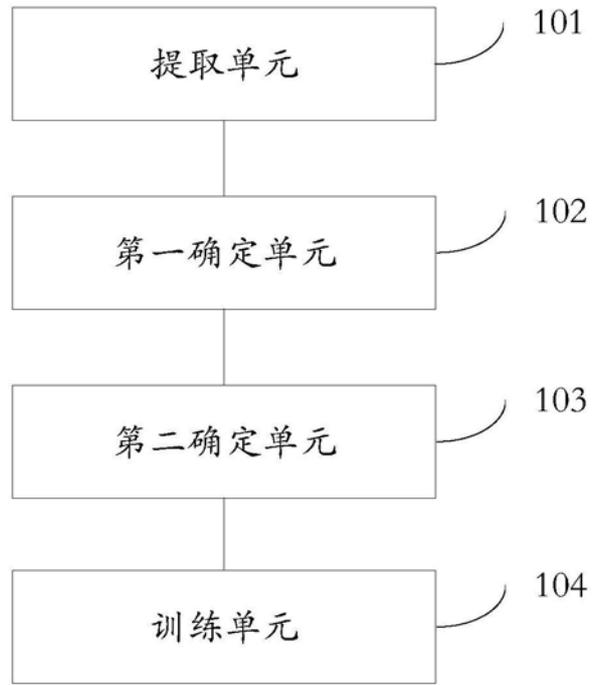


图1



图2

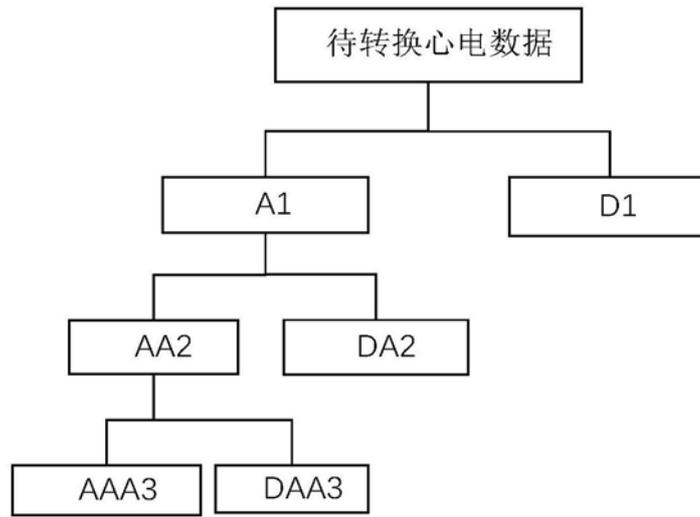


图3

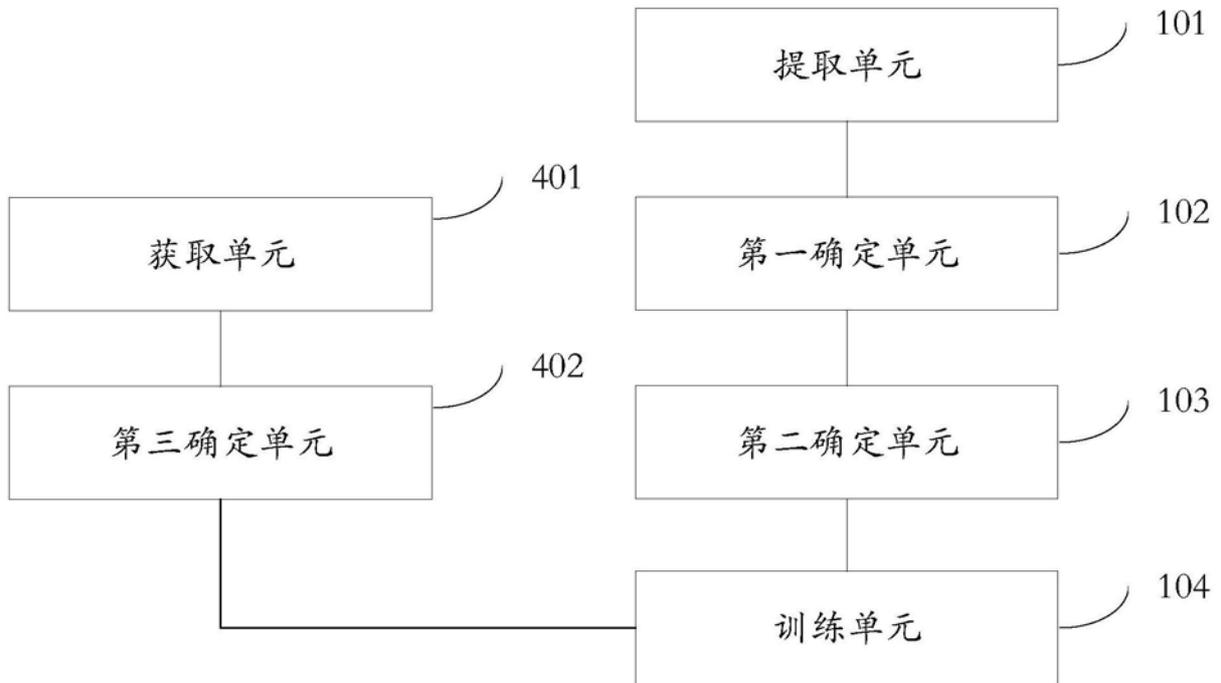


图4

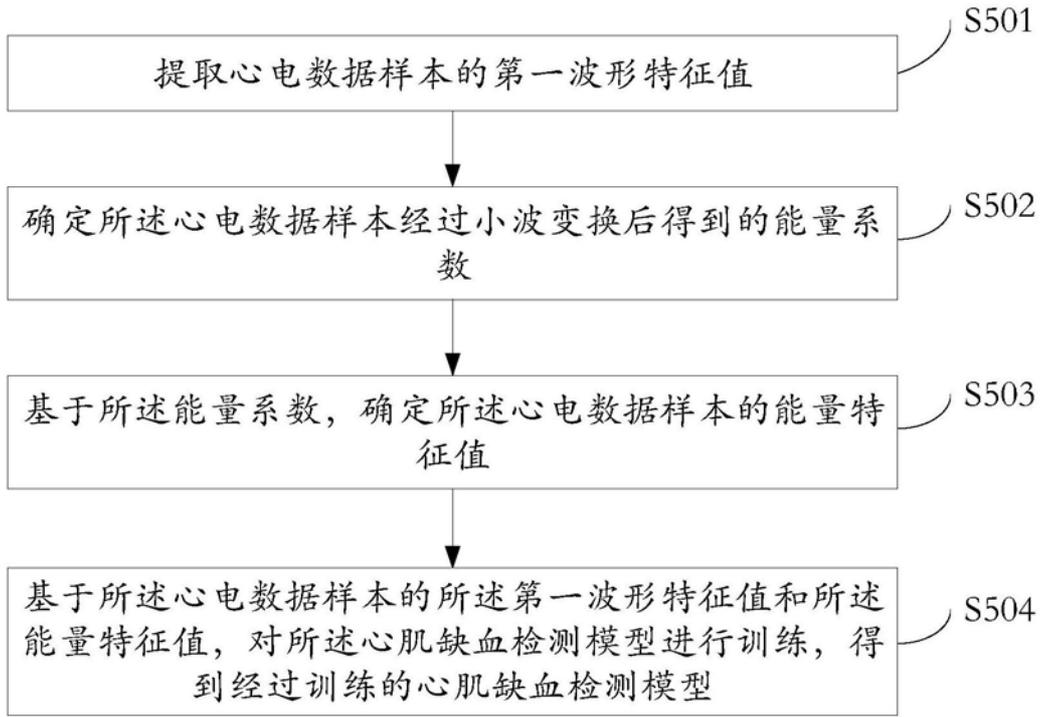


图5

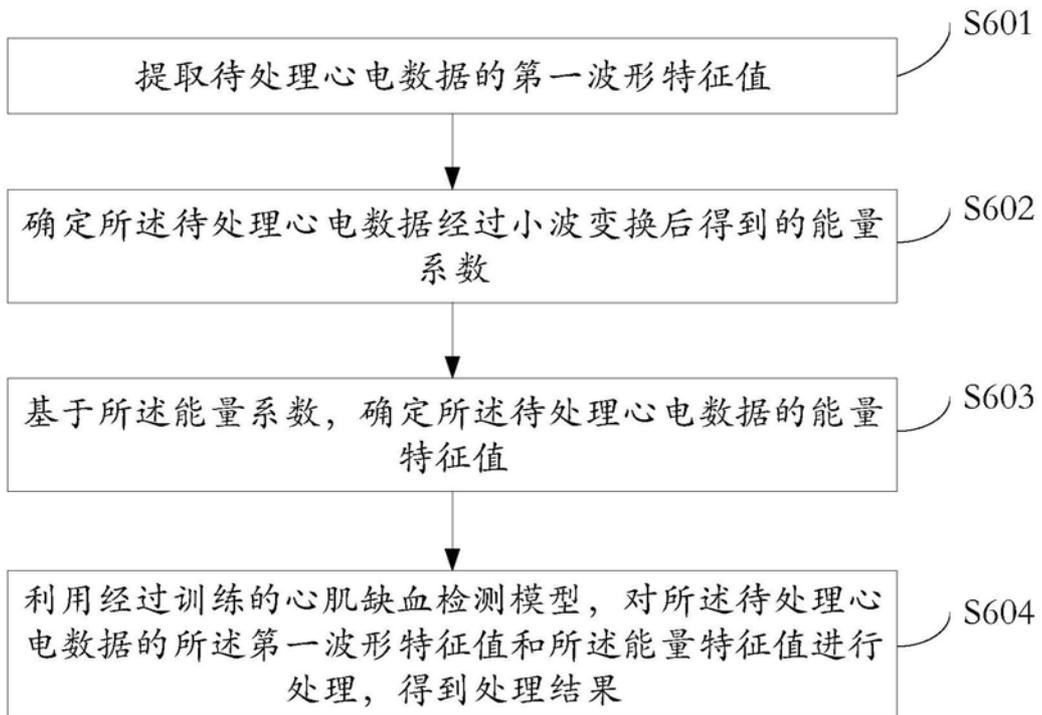


图6

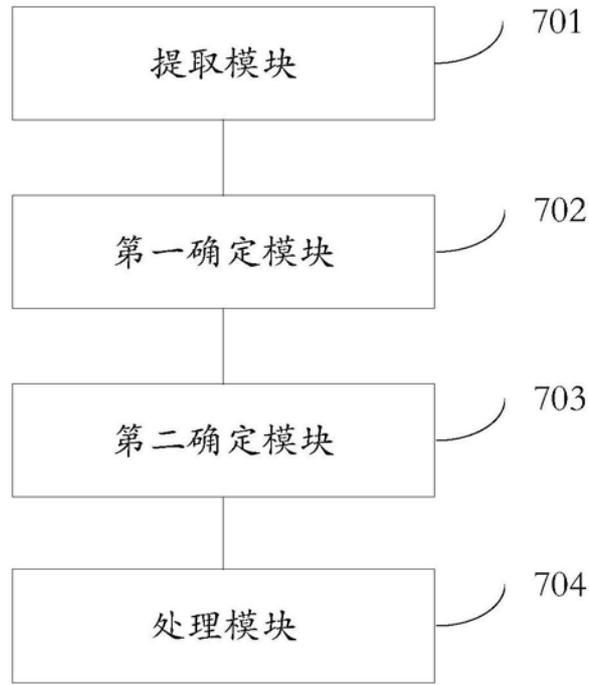


图7

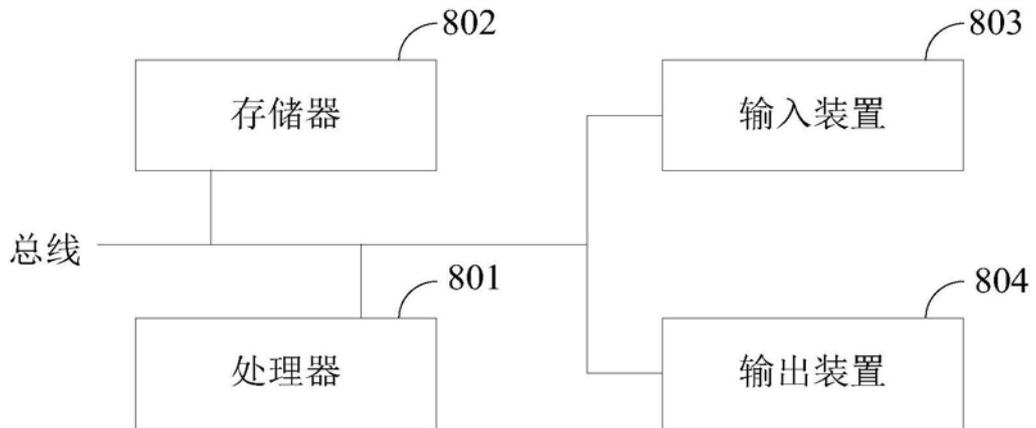


图8

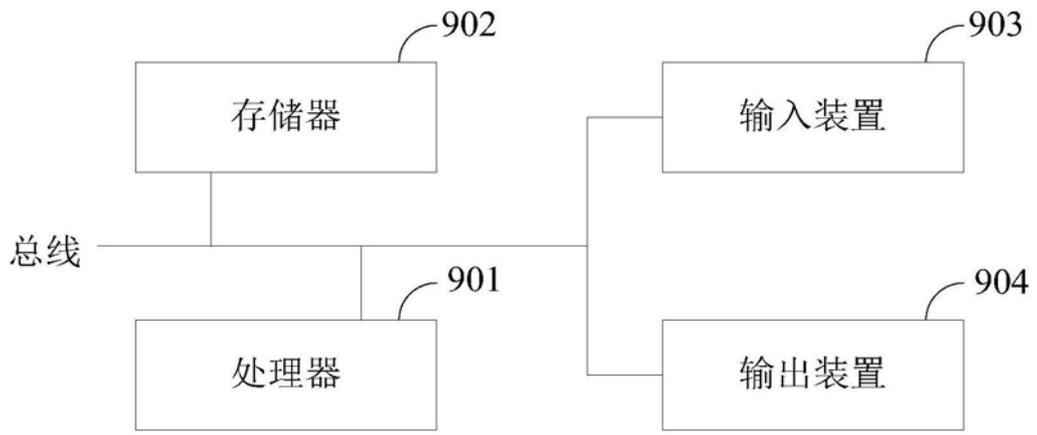


图9

专利名称(译)	检测模型的训练装置、方法及心电数据处理方法、装置		
公开(公告)号	CN110929759A	公开(公告)日	2020-03-27
申请号	CN201911018261.5	申请日	2019-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	东软集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	东软集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东软集团股份有限公司		
[标]发明人	朱宝峰 何光宇		
发明人	朱宝峰 何光宇		
IPC分类号	G06K9/62 A61B5/0402 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7246 A61B5/7253 A61B5/7267 A61B5/7282 G06K9/6256 G06K9/6269 G06K9/6286		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开一种心肌缺血检测模型的训练装置、方法及心电数据的处理方法、装置以及相关设备，所述装置包括：提取单元，用于提取心电数据样本的第一波形特征值；其中，所述第一波形特征值包括用于表征所述心电数据样本的ST段抬高的特征值和所述ST段下移的特征值；第一确定单元，用于确定所述心电数据样本经过小波变换后得到的能量系数；第二确定单元，用于基于所述能量系数，确定所述心电数据样本的能量特征值；训练单元，用于基于所述心电数据样本的所述第一波形特征值和所述能量特征值，对所述心肌缺血检测模型进行训练，得到经过训练的心肌缺血检测模型。本申请结合波性特征值和能量特征值对心肌缺血检测模型进行训练，得到的训练结果更准确。

