



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109730652 A

(43)申请公布日 2019.05.10

(21)申请号 201910178095.9

(22)申请日 2019.03.08

(71)申请人 江苏霆升科技有限公司

地址 210046 江苏省南京市栖霞区八卦洲
街道下坝委员会A栋办公楼1-466

(72)发明人 赵东生 王静 缪莹莹 张冬宇

(74)专利代理机构 北京知呱呱知识产权代理有限公司 11577

代理人 赵白 杨乐

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

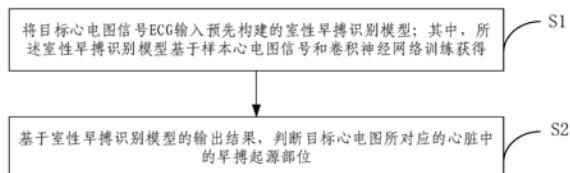
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

室性早搏定位识别方法及装置

(57)摘要

本发明实施例公开了一种室性早搏定位识别方法及装置,包括:将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。



1. 一种室性早搏定位识别方法,其特征在于,包括:

将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;

获取室性早搏定位识别模型的输出结果,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

2. 根据权利要求1所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,还包括:

对目标心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

3. 根据权利要求1所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,获取室性早搏定位识别模型的输出结果,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,包括:

获取室性早搏定位识别模型的输出的,目标心电图所对应的心脏中的各早搏起源部位的概率值;

确定概率值最高的部位,为目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

4. 根据权利要求1所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,还包括:

基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,即室性早搏定位识别模型。

5. 根据权利要求4所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。

6. 根据权利要求4所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,进一步包括:

利用卷积神经网络对标记好的样本心电图波形进行特征提取;

将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,训练极限学习机的参数。

7. 根据权利要求6所述的室性早搏定位识别方法,其特征在于,将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,训练极限学习机的参数,包括:

采用A维的0-1向量表达方式,确定心电图的极限学习机的目标向量;

将标记好的样本心电图按设定的比例分为训练样本数据和测试样本数据;其中,训练样本数据用于学习极限学习机,测试样本数据用于验证极限学习机;

确定极限学习机的输入层节点数、隐层节点数、输出层节点数,选取极限学习机的激励函数;

以训练样本数据作为极限学习机的输入,进行极限学习机的学习;

采用测试样本数据对得到的极限学习机进行验证。

8. 一种室性早搏定位识别装置,其特征在于,包括:

训练模块,用于将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;

判断模块,用于基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

9. 一种服务器,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现如权利要求1至7任一项所述室性早搏

定位识别方法的步骤。

10. 一种非暂态计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至7任一项所述室性早搏定位识别方法的步骤。

室性早搏定位识别方法及装置

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医疗电子技术领域,具体涉及一种室性早搏定位识别方法及装置。

背景技术

[0002] 室性早搏(Premature Ventricular Contraction,PVC)指起源于心室的异位节律点提前发出电冲动引起心室的提前搏动,是提早发生的起源于心室的异常心跳,也是临床常见的心律失常之一。

[0003] 室性早搏可致心悸、乏力、胸闷等不适甚至会诱发恶性心律失常导致晕厥、猝死,另外,长期的频发室早会引发心功能不全而降低预期寿命。目前,导管射频消融治疗凭借根治率高、安全无副作用的优势广泛应用于临床。射频消融是指通过心脏三维标测找到异位节律点心肌发放射频能量使得局部心肌蛋白变性而根治室早。

[0004] 现有技术中室早的心室激动在心电图上表现为提前出现的畸形的QRS波(QRS波反映左、右心室除极电位和时间的变化,第一个向下的波为Q波,向上的波为R波,接着向下的波是S波;自QRS波起点至QRS波群终点的时间为QRS时限),不同部位起源的室早具有特定的心电图qrs波形形态,临床医师可根据体表心电图进行初步的定位,从而指导射频消融治疗。

[0005] 但是,上述现有技术存在效率低、准确度低等技术问题。

发明内容

[0006] 为此,本发明实施例提供一种室性早搏定位识别方法及装置,以解决现有技术中由于人工识别而导致的存在效率低、准确度低的问题。

[0007] 为了实现上述目的,本发明实施例提供如下技术方案:

[0008] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种室性早搏定位识别方法,包括:

[0009] 将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;

[0010] 获取室性早搏定位识别模型的输出结果,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0011] 进一步地,还包括:

[0012] 对目标心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

[0013] 进一步地,获取室性早搏定位识别模型的输出结果,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,包括:

[0014] 获取室性早搏定位识别模型的输出的,目标心电图所对应的心脏中的各早搏起源部位的概率值;

[0015] 确定概率值最高的部位,为目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0016] 进一步地,还包括:基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,即室性早搏定位识别模型。

[0017] 进一步地,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。

[0018] 进一步地,基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,进一步包括:

[0019] 利用卷积神经网络对标记好的样本ECG波形进行特征提取;

[0020] 将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中;

[0021] 训练极限学习机的参数,将标记好的样本ECG波形进行网络训练。

[0022] 进一步地,将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,训练极限学习机的参数,包括:

[0023] 采用A维的0-1向量表达方式,确定心电图ECG的极限学习机的目标向量;

[0024] 将标记好的样本心电图按设定的比例分为训练样本数据和测试样本数据;其中,训练样本数据用于学习极限学习机,测试样本数据用于验证极限学习机;

[0025] 确定极限学习机的输入层节点数、隐层节点数、输出层节点数,选取极限学习机的激励函数;

[0026] 以训练样本数据作为极限学习机的输入,进行极限学习机的学习;

[0027] 采用测试样本数据对得到的极限学习机进行验证。

[0028] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种室性早搏定位识别装置,包括:

[0029] 训练模块,用于将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;

[0030] 判断模块,用于基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0031] 根据本发明实施例的第三方面,提供一种服务器,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现如上述任一项所述室性早搏定位识别方法的步骤。

[0032] 根据本发明实施例的第四方面,提供一种非暂态计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该计算机程序被处理器执行时实现如上述任一项所述室性早搏定位识别方法的步骤。

[0033] 本发明实施例具有如下优点:通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对实施方式或现有技术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示例性的,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图引伸获得其它的实施附图。

[0035] 本说明书所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供

熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容得能涵盖的范围内。

[0036] 图1为本发明实施例1提供一种室性早搏定位识别方法整体流程示意图;

[0037] 图2为本发明实施例2提供一种室性早搏定位识别装置整体结构示意图;

[0038] 图3为本发明实施例3提供一种室性早搏定位识别服务器实施例结构示意图。

具体实施方式

[0039] 以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式,熟悉此技术的人士可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0040] 图像识别技术是人工智能的一个重要领域。它是指对图像进行对象识别,以识别各种不同模式的目标和对像的技术。目前广泛应用于人脸识别、指纹识别、图像匹配等。随着心电图应用的日益成熟,各种基于图形自动识别分析的心电图自动分析与检测系统被推广应用。目前心电图诊断技术已经进入心电信号的自动处理、自动分析和自动诊断为标志的自动心电图阶段。但目前心电图自动诊断仍处于对心律失常定性诊断的初级阶段,未能做到定位诊断,远未满足临床需求。

[0041] 大数据分析是指对规模巨大的数据进行分析。随着硬件设备的更新换代和新的数据处理逻辑的设计,海量数据的处理及挖掘成为可能,大数据分析也成为当前医疗与信息技术应用相结合的行业热点。目前人工智能可以实现“自我学习”,通过数据挖掘能够将海量无序数据进行清洗、转换,变为可用于机器学习的知识体系。

[0042] 如图1,示出本发明具体实施例一种室性早搏定位识别方法整体流程图,包括:

[0043] S1,将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位。

[0044] 其中,例如包括以下步骤:数据处理阶段,数据源自MIT/BIH的数据库中,构建3层结构的卷积神经网络,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。特征处理阶段:利用卷积神经网络对数据库中的ECG波形进行特征提取。参数输入阶段:将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,利用极限学习机确定权值和预测。训练学习阶段:训练极限学习机的参数,将数据库中的ECG波形的样本数据进行网络训练,数据库中的ECG波形分为6种类型,即正常(N)、室性早搏(V)、步跳(P)、右支动脉硬化(R)、房性早搏(A)以及步跳和正常的叠加(F)。

[0045] 心脏中的早搏起源部位包括:室间隔、右室肌、右室流出道、右室心尖部、右束支、左束支、左前分支、左后分支、左室肌、心室前壁和心室后壁。

[0046] S2,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0047] 获取室性早搏定位识别模型的输出的,目标心电图所对应的心脏中的各早搏起源部位的概率值;确定概率值最高的部位,为目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0048] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0049] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,还包括:对目标心电图进行预处理,以获得预处理后的目标心电图。

[0050] 一般,接收的心电图中会包含工频、肌电、基线漂移等噪声。工频噪声会对心电图中细小转折产生影响,从而使得所述心电图的特征出现变化而影响所述心电图对于病情的诊断,其频率固定为50Hz。基线漂移一般由人体呼吸和电极移动所引起,会引起心电图的基准线呈现上下漂移的情况,其频率低于10Hz。肌电干扰主要是由人体肌肉颤动所致,其频率一般在5Hz~2kHz之间。其中,基线漂移对心电图的影响最大。本发明实施例为了减少噪声干扰,对接收的心电图进行预先的滤波处理,例如,对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

[0051] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0052] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,对目标心电图进行预处理,以获得预处理后的目标心电图,包括:

[0053] 对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理,以获得所述预处理后的心电图。

[0054] 一般,接收的心电图中会包含工频、肌电、基线漂移等噪声。工频噪声会对心电图中细小转折产生影响,从而使得所述心电图的特征出现变化而影响所述心电图对于病情的诊断,其频率固定为50Hz。基线漂移一般由人体呼吸和电极移动所引起,会引起心电图的基准线呈现上下漂移的情况,其频率低于10Hz。肌电干扰主要是由人体肌肉颤动所致,其频率一般在5Hz~2kHz之间。其中,基线漂移对心电图的影响最大。本发明实施例为了减少噪声干扰,对接收的心电图进行预先的滤波处理,例如,对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

[0055] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0056] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,获取室性早搏定位识别模型的输出结果,基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,包括:

[0057] 获取室性早搏定位识别模型的输出的,目标心电图所对应的心脏中的各早搏起源部位的概率值;

[0058] 确定概率值最高的部位,为目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0059] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,还包括:基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,即室性早搏定位识别模型。

[0060] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的

问题。

[0061] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。

[0062] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0063] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,进一步包括:

[0064] 利用卷积神经网络对标记好的样本ECG波形进行特征提取;

[0065] 将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中;

[0066] 训练极限学习机的参数,将标记好的样本ECG波形进行网络训练。

[0067] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0068] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别方法,将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,

[0069] 训练极限学习机的参数,包括:

[0070] 采用A维的0-1向量表达方式,确定心电图ECG的极限学习机的目标向量;

[0071] 将标记好的样本心电图按设定的比例分为训练样本数据和测试样本数据;其中,训练样本数据用于学习极限学习机,测试样本数据用于验证极限学习机;

[0072] 确定极限学习机的输入层节点数、隐层节点数、输出层节点数,选取极限学习机的激励函数;

[0073] 以训练样本数据作为极限学习机的输入,进行极限学习机的学习;

[0074] 采用测试样本数据对得到的极限学习机进行验证。

[0075] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0076] 如图2,示出本发明具体实施例一种室性早搏定位识别装置整体结构示意图,包括:

[0077] 训练模块A01,用于将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得。其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位。

[0078] 其中,训练模块A01例如执行包括以下步骤:数据处理阶段,数据源自MIT/BIH的数据库中,构建3层结构的卷积神经网络,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。特征处理阶段:利用卷积神经网络对数据库中的ECG波形进行特征提取。参数输入阶段:将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中,利用极限学习机确定权值和预测。训练学习阶段:训练极限学习机的参数,将数据库中的ECG波形的样本数据进行网络训练,数据库中的ECG波形分为6种类型,即正常(N)、室性早搏(V)、步跳(P)、右支动脉硬化(R)、房性早搏(A)以及步跳和正常的叠加(F)。

[0079] 判断模块A02,用于基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0080] 判断模块A02判断目标心电图为室性早搏的心电图的综合概率值是否大于一预定阈值;其中,若所述综合概率值大于所述预定阈值,则所述预处理后的心电图是室性早搏的心电图;若所述综合概率值不大于所述预定阈值,则所述预处理后的心电图是待确定的室性早搏的心电图。

[0081] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0082] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,还包括:预处理模块,用于对目标心电图进行预处理,以获得预处理后的目标心电图。

[0083] 一般,接收的心电图中会包含工频、肌电、基线漂移等噪声。工频噪声会对心电图中细小转折产生影响,从而使得所述心电图的特征出现变化而影响所述心电图对于病情的诊断,其频率固定为50Hz。基线漂移一般由人体呼吸和电极移动所引起,会引起心电图的基准线呈现上下漂移的情况,其频率低于10Hz。肌电干扰主要是由人体肌肉颤动所致,其频率一般在5Hz~2kHz之间。其中,基线漂移对心电图的影响最大。本发明实施例为了减少噪声干扰,对接收的心电图进行预先的滤波处理,例如,对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

[0084] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0085] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,预处理模块,进一步用于:对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理,以获得所述预处理后的心电图。

[0086] 一般,接收的心电图中会包含工频、肌电、基线漂移等噪声。工频噪声会对心电图中细小转折产生影响,从而使得所述心电图的特征出现变化而影响所述心电图对于病情的诊断,其频率固定为50Hz。基线漂移一般由人体呼吸和电极移动所引起,会引起心电图的基准线呈现上下漂移的情况,其频率低于10Hz。肌电干扰主要是由人体肌肉颤动所致,其频率一般在5Hz~2kHz之间。其中,基线漂移对心电图的影响最大。本发明实施例为了减少噪声干扰,对接收的心电图进行预先的滤波处理,例如,对接收的心电图进行0.5Hz-40Hz的带通滤波预处理。

[0087] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0088] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,构建模块,用于:基于标记好的样本心电图,构建三层结构的卷积神经网络,即室性早搏定位识别模型。

[0089] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的

问题。

[0090] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,所述卷积神经网络包括输入层、卷积层和采样层。

[0091] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0092] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,构建模块,进一步用于:

[0093] 利用卷积神经网络对标记好的样本ECG波形进行特征提取;

[0094] 将卷积神经网络的特征输出参数输入到极限学习机中;

[0095] 训练极限学习机的参数,将标记好的样本ECG波形进行网络训练。

[0096] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0097] 在本发明任一上述具体实施例的基础上,提供一种室性早搏定位识别装置,训练模块,进一步用于:

[0098] 采用A维的0-1向量表达方式,确定心电图ECG的极限学习机的目标向量;

[0099] 将标记好的样本心电图按设定的比例分为训练样本数据和测试样本数据;其中,训练样本数据用于学习极限学习机,测试样本数据用于验证极限学习机;

[0100] 确定极限学习机的输入层节点数、隐层节点数、输出层节点数,选取极限学习机的激励函数;

[0101] 以训练样本数据作为极限学习机的输入,进行极限学习机的学习;

[0102] 采用测试样本数据对得到的极限学习机进行验证。

[0103] 本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型,对目标心电图进行识别,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位,解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

[0104] 以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性的劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0105] 通过以上的实施方式的描述,本领域的技术人员可以清楚地了解到各实施方式可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现,当然也可以通过硬件。基于这样的理解,上述技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0106] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可

以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

[0107] 举个例子如下:

[0108] 图3示例了一种服务器的实体结构示意图,如图3所示,该服务器可以包括:处理器(processor) 310、通信接口(Communications Interface) 320、存储器(memory) 330和通信总线340,其中,处理器310,通信接口320,存储器330通过通信总线340完成相互间的通信。处理器310可以调用存储器330中的逻辑指令,以执行如下方法:将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型;其中,所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得;其中,预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位;基于室性早搏定位识别模型的输出结果,判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。

[0109] 此外,上述的存储器330中的逻辑指令可以通过软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0110] 虽然,上文中已经用一般性说明及具体实施例对本发明作了详尽的描述,但在本发明基础上,可以对之作一些修改或改进,这对本领域技术人员而言是显而易见的。因此,在不偏离本发明精神的基础上所做的这些修改或改进,均属于本发明要求保护的范围。

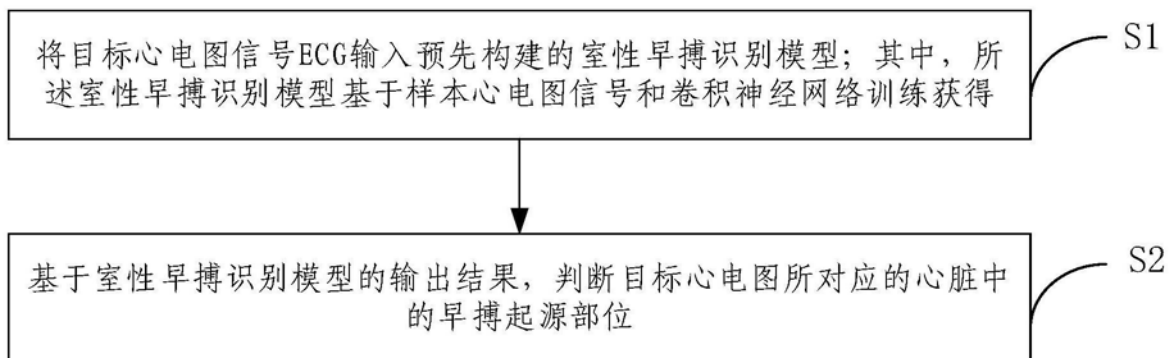


图1

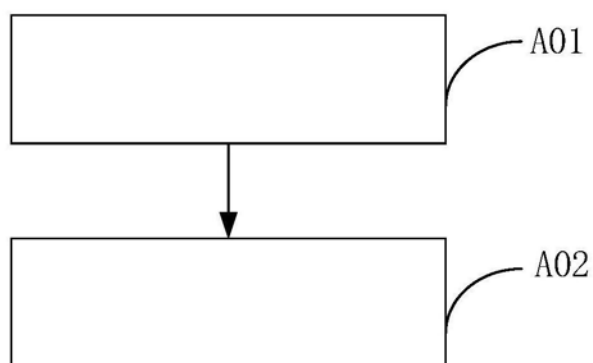


图2

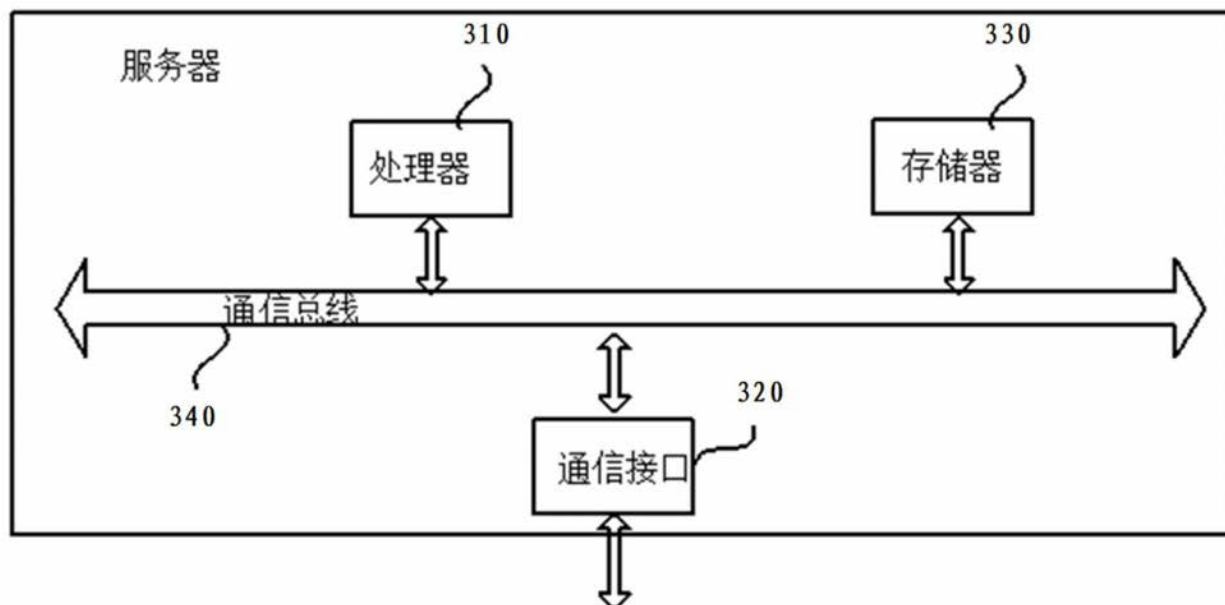


图3

专利名称(译)	室性早搏定位识别方法及装置		
公开(公告)号	CN109730652A	公开(公告)日	2019-05-10
申请号	CN201910178095.9	申请日	2019-03-08
[标]发明人	赵东生 王静 缪莹莹 张冬宇		
发明人	赵东生 王静 缪莹莹 张冬宇		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0472		
代理人(译)	杨乐		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种室性早搏定位识别方法及装置，包括：将目标心电图ECG输入预先构建的室性早搏定位识别模型；其中，所述室性早搏定位识别模型基于样本心电图和卷积神经网络训练获得；其中，预先标记各样本心电图对应的心脏中的早搏起源部位；基于室性早搏定位识别模型的输出结果，判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位。本发明实施例通过构建室性早搏定位识别模型，对目标心电图进行识别，判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位，解决了现有技术中人工识别效率低、不准确的问题。

将目标心电图信号ECG输入预先构建的室性早搏识别模型；其中，所述室性早搏识别模型基于样本心电图信号和卷积神经网络训练获得

S1

基于室性早搏识别模型的输出结果，判断目标心电图所对应的心脏中的早搏起源部位

S2