



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109567789 A

(43)申请公布日 2019. 04. 05

(21)申请号 201811467341.4

(22)申请日 2018.12.03

(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 李鸣春 孙亮 何光宇

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 张晓霞 刘芳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

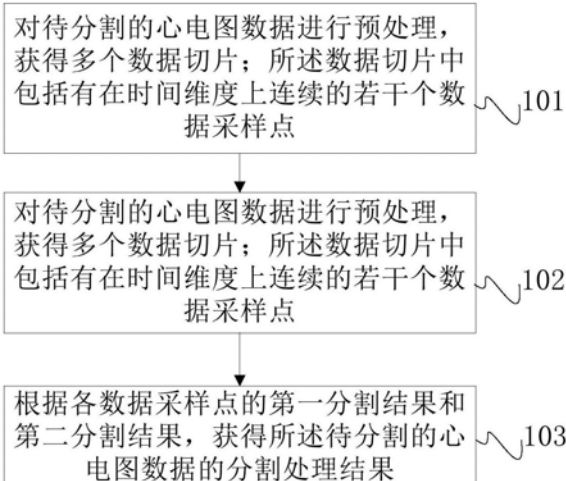
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

### (54)发明名称

心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质

### (57)摘要

本发明提供的心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质,通过对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,从而可根据该两个分割结果获得最终的分割处理结果,避免现有的采用传统的阈值差分进行分割而导致的分割准确度不高的问题。



1. 一种心电图数据的分割处理方法,其特征在于,包括:

对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

2. 根据权利要求1所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片,包括:

对所述待分割的心电图数据进行滤波去噪处理和标准化处理;

按照预设的切片时刻起点,将滤波去噪处理和标准化处理后的数据分割为多个具有第一预设时长的第一数据片段,获得多个数据切片;其中各切片时刻起点之间的间隔时长小于所述第一预设时长。

3. 根据权利要求2所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果之后,所述方法还包括:

按照预置规则对相邻数据切片之间重叠的数据采样点进行过滤;

对过滤后的所述数据采样点按照时间顺序进行整合,得到整合后的各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果。

4. 根据权利要求3所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述按照预置规则对相邻数据切片之间重叠的数据采样点进行过滤,包括:

获取所述相邻数据切片之间重叠的数据采样点;所述相邻数据切片包括前数据切片和后数据切片;

对所述前数据切片中重叠的数据采样点的后半部分,及所述后数据切片中重叠的数据采样点的前半部分分别进行过滤。

5. 根据权利要求1-4任一项所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述待分割的心电图数据中还包括有每个数据采样点的采样时刻;每个数据采样点的分割结果用于表示该数据采样点所属于的波形属性;

所述根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,包括:

根据各数据采样点的第一分割结果、第二分割结果和采样时刻,获得待分割的心电图数据的第一波形序列和第二波形序列;

确定所述第一波形序列中发生波形变化的第一采样时刻,并确定所述第二波形序列中发生于所述波形变化相同的第二采样时刻;

将所述第一采样时刻和所述第二采样时刻的中值作为发生波形变化的时刻;

根据各波形变化的时刻以及变化的波形,得到所述分割处理结果。

6. 根据权利要求1所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片之前,还包括:

对预先采集并标注的心电图样本数据进行预处理,获得训练样本集,其中训练样本集中包括有多个心电序列和每个心电序列对应的标注结果;

利用所述训练样本集中的不同心电序列对预先构建的第一分割模型和第二分割模型分别进行训练,获得完成训练的第一分割模型和第二分割模型,其中,所述训练完毕的第一分割模型和第二分割模型输出的每个心电序列分割结果与该心电序列对应的标注结果一致。

7. 根据权利要求6所述的心电图数据的分割处理方法,其特征在于,所述对预先采集并标注的心电图样本数据进行预处理,获得训练样本集,包括:

依次对所述心电图样本数据进行滤波去噪处理、标准化处理、切片处理和数据增强处理,获得所述训练样本集。

8. 一种心电图数据的分割处理装置,其特征在于,包括:

预处理模块,用于对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

分割模型处理模块,用于将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

处理结果获取模块,用于根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

9. 一种心电图数据的分割处理装置,其特征在于,包括:存储器、与所述存储器连接的处理器,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,其特征在于,

所述处理器运行所述计算机程序时执行权利要求1-7任一项所述的方法。

10. 一种可读存储介质,其特征在于,包括程序,当其在终端上运行时,使得终端执行权利要求1-7任一项所述的方法。

## 心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及数据处理技术,尤其涉及一种心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质。

### 背景技术

[0002] 随着现代电子科学技术的发展,心电图机已发展的越来越完善,对心电图数据进行处理分析成为研究心功能或心功能检测的重要依据。

[0003] 一般来说,心电图数据记录着多个心动周期下的心肌动作电位的变化。而一个标准心动周期按时间顺序可划分为P波段、Q波段、R波段、S波段以及T波段。在现有的心电图数据的处理过程中,通常采用差分阈值的处理方式,对心电图数据的各波段进行分割,以便后续利用各波段数据进行深层分析和数据处理。

[0004] 但是,由于心电图信号的复杂性和个体差异性问题,在现有的采用差分阈值的分割处理过程中,心电图信号的复杂性和个体差异性并没有被考虑。这使得分割准确度受到影响,分割结果并不准确,这也导致后续的处理受到影响。

### 发明内容

[0005] 针对上述提及的现有的采用差分阈值对心电图信号进行分割处理过程中,由于心电图信号的复杂性和差异性而导致的分割准确度不高,分割结果不准确的问题,本发明提供了一种心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质。

[0006] 一方面,本发明提供了一种心电图数据的分割处理方法,包括:

[0007] 对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0008] 将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

[0009] 根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0010] 可选的,所述对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片,包括:

[0011] 对所述待分割的心电图数据进行滤波去噪处理和标准化处理;

[0012] 按照预设的切片时刻起点,将滤波去噪处理和标准化处理后的数据分割为多个具有第一预设时长的第一数据片段,获得多个数据切片;其中各切片时刻起点之间的间隔时长小于所述第一预设时长。

[0013] 可选的,所述获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果之后,所述方法还包括:

[0014] 按照预置规则对相邻数据切片之间重叠的数据采样点进行过滤;

[0015] 对过滤后的所述数据采样点按照时间顺序进行整合,得到整合后的各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果。

[0016] 可选的,所述按照预置规则对相邻数据切片之间重叠的数据采样点进行过滤,包括:

[0017] 获取所述相邻数据切片之间重叠的数据采样点;所述相邻数据切片包括前数据切片和后数据切片;

[0018] 对所述前数据切片中重叠的数据采样点的后半部分,及所述后数据切片中重叠的数据采样点的前半部分分别进行过滤。

[0019] 可选的,所述待分割心的心电图数据中还包括有每个数据采样点的采样时刻;每个数据采样点的分割结果用于表示该数据采样点所属于的波形属性;

[0020] 所述根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,包括:

[0021] 根据各数据采样点的第一分割结果、第二分割结果和采样时刻,获得待分割的心电图数据的第一波形序列和第二波形序列;

[0022] 确定所述第一波形序列中发生波形变化的第一采样时刻,并确定所述第二波形序列中发生于所述波形变化相同的第二采样时刻;

[0023] 将所述第一采样时刻和所述第二采样时刻的中值作为发生波形变化的时刻;

[0024] 根据各波形变化的时刻以及变化的波形,得到所述分割处理结果。

[0025] 可选的,所述对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片之前,还包括:

[0026] 对预先采集并标注的心电图样本数据进行预处理,获得训练样本集,其中训练样本集中包括有多个心电序列和每个心电序列对应的标注结果;

[0027] 利用所述训练样本集中的不同心电序列对预先构建的第一分割模型和第二分割模型分别进行训练,获得完成训练的第一分割模型和第二分割模型,其中,所述训练完毕的第一分割模型和第二分割模型输出的每个心电序列分割结果与该心电序列对应的标注结果一致。

[0028] 可选的,所述对预先采集并标注的心电图样本数据进行预处理,获得训练样本集,包括:

[0029] 依次对所述心电图样本数据进行滤波去噪处理、标准化处理、切片处理和数据增强处理,获得所述训练样本集。

[0030] 可选的,所述依次对所述心电图样本数据进行滤波去噪处理、标准化处理、切片处理和数据增强处理,获得所述训练样本集,包括:

[0031] 对所述心电图样本数据依次进行滤波去噪处理和标准化处理;

[0032] 按照预设的切片时刻起点,将滤波去噪处理和标准化处理后的心电图样本数据分割为多个具有第二预设时长的第二数据片段;其中,每个数据片段中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0033] 根据各第二数据片段,确定多个第三数据片段,其中,位于所述第三数据片段首位的数据采样点与位于末尾的数据采样点属于不同的第二数据片段;

[0034] 各第二数据片段,各第三数据片段及各数据片段对应的标注结果构成所述训练样本集。

[0035] 另一发明,本发明提供了一种心电图数据的分割处理装置,包括:

[0036] 预处理模块,用于对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0037] 分割模型处理模块,用于将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

[0038] 处理结果获取模块,用于根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0039] 另一方面,本发明提供了一种心电图数据的分割处理装置,包括:存储器、与所述存储器连接的处理器,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,其特征在于,

[0040] 所述处理器运行所述计算机程序时执行前述任一项所述的方法。

[0041] 最后一方面,本发明提供了一种可读存储介质,包括程序,当其在终端上运行时,使得终端执行前述任一项所述的方法。

[0042] 本发明提供的心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质,通过对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,从而可根据该两个分割结果获得最终的分割处理结果,避免现有的采用传统的阈值差分进行分割而导致的分割准确度不高的问题。

## 附图说明

[0043] 通过上述附图,已示出本公开明确的实施例,后文中将有更详细的描述。这些附图和文字描述并不是为了通过任何方式限制本公开构思的范围,而是通过参考特定实施例为本领域技术人员说明本公开的概念。

[0044] 图1为本发明基于的网络架构示意图;

[0045] 图2为本发明实施例一提供的一种心电图数据的分割处理方法的流程示意图;

[0046] 图3为本实施例一提供的一种分割处理结果的示意图;

[0047] 图4为本发明实施例二提供的一种心电图数据的分割处理方法的流程示意图;

[0048] 图5为本发明实施例三提供的一种心电图数据的分割处理装置的结构示意图;

[0049] 图6为本发明实施例四提供的一种心电图数据的分割处理装置的硬件结构示意图。

[0050] 此处的附图被并入说明书中并构成本说明书的一部分,示出了符合本公开的实施例,并与说明书一起用于解释本公开的原理。

## 具体实施方式

[0051] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。

[0052] 随着现代电子科学技术的发展,心电图机已发展的越来越完善,对心电图数据进

行处理分析成为研究心功能或心功能检测的重要依据。

[0053] 一般来说,心电图数据记录着多个心动周期下的心肌动作电位的变化。而一个标准心动周期按时间顺序可划分为P波段、Q波段、R波段、S波段以及T波段。在现有的心电图数据的处理过程中,通常采用差分阈值的处理方式,对心电图数据的各波段进行分割,以便后续利用各波段数据进行深层分析和数据处理。

[0054] 但是,由于心电图信号的复杂性和个体差异性问题,在现有的采用差分阈值的分割处理过程中,心电图信号的复杂性和个体差异性并没有被考虑。这使得分割准确度受到影响,分割结果并不准确,这也导致后续的处理受到影响。

[0055] 针对上述提及的现有的采用差分阈值对心电图信号进行分割处理过程中,由于心电图信号的复杂性和差异性而导致的分割准确度不高,分割结果不准确的问题,本发明提供了一种心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质。

[0056] 需要说明的是,为了更好的解释本申请,图1为本发明所基于的网络架构的示意图,如图1所示,本发明提供的心电图数据的分割处理方法的执行主体具体可为心电图数据的分割处理装置1,该心电图数据的分割处理装置1可通过硬件和/或软件的方式实现。此外,该心电图数据的分割处理装置1具体可集成于数据服务器2所在的服务器集群中,与服务器集群中的数据服务器2配合使用。其中,数据服务器2中存储有大量已标注的心电图数据。此外,当终端3采集或获得待分割的心电图数据时,其可与心电图数据的分割装置1进行通信交互以将该待分割的心电图数据发送至该心电图数据的分割装置1中进行处理。

[0057] 图2为本发明实施例一提供的一种心电图数据的分割处理方法的流程示意图。如图2所示,该心电图数据的分割处理方法包括:

[0058] 步骤101、对待分割的心电图数据进行切片处理,获得多个数据切片。

[0059] 其中,数据切片中包括有在时间维度上连续的若干数据采样点。

[0060] 为了解决上述提及的现有的采用差分阈值对心电图信号进行分割处理过程中,由于心电图信号的复杂性和差异性而导致的分割准确度不高,分割结果不准确的问题,本实施例一提供的一种心电图数据的分割处理方法,其具体利用了两种不同的分割模型对同一心电图数据进行分割处理,以获得不同的分割结果,再将该不同的分割结果进行整合以得到分割处理结果。相对于现有的采用单一差分阈值的处理方法来说,本实施方式能够从多方面对心电图数据进行处理,其所获得的分割处理结果更为准确。

[0061] 具体来说,待分割的心电图数据可由图1中的终端3发送给心电图数据的分割处理装置的,该终端3可为心电图数据采集装置,也可与心电图数据采集装置连接的终端设备等,本发明对此不进行限制。此外,该待分割的心电图数据中包括有时刻信息以及在各时刻下的心电波值。

[0062] 心电图数据的分割处理装置将对该待分割的心电图数据进行切片处理,获得多个数据切片。具体来说,首先,可对待分割的心电图数据进行滤波去噪处理和标准化处理,随后对处理后的数据进行切片处理。其中,切片处理可依照时间维度进行,例如,心电图数据的分割处理装置可按照预设的切片时刻起点,将所述待分割的心电图数据分割为多个具有第一预设时长的数据切片,其中各切片时刻起点之间的间隔时长小于所述第一预设时长,以获得多个数据切片,而在每个数据切片中,将包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点。

[0063] 具体的,如前所述的心电图数据是由多个连续时刻的心电波值组成的波形数据,在该波形中一般包括有多个标准心动周期。为了提高分割准确率,即,为了更好的对各标准心动周期中的各波段进行分割,在本实施方式中可先对待分割的心电图数据进行切片处理。也就是说,可首先根据心电图数据的总时长确定出若干切片时刻起点,其中各相邻的切片时刻起点之间时间的间隔应保持一致,随后,以各切片时刻起点为起点获得时长为第一预设时长的数据切片,以完成对待分割心电图数据的切片处理。特别的是,在该处理过程中,需要保证相邻的切片时刻起点之间的间隔的时长小于该第一预设时长,也就是说,在确定切片时刻起点以及第一预设时长时,还需要保证相邻的两个数据切片之间具备一定的数据重叠性,以避免样本数据集中的数据较少而使得心电图数据的数据信息被遗漏,影响处理结果的准确性,而该重叠的时长可由本领域技术人员自行设置,其应于待分割的心电图数据的总时长相关,如针对于11秒的待分割的心电图数据来说,相邻的数据切片之间具备2秒的数据重叠较为合理。

[0064] 步骤102、将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果。

[0065] 具体来说,所述第一分割模型为长短期记忆网络模型;所述第二分割模型为U-NET图像分割模型。其中,长短期记忆(Long-Short Term Memory,简称LSTM)模型是一种时间递归神经网络,LSTM适合于处理和预测时间序列中间隔和延迟非常长的事件,如本实施方式所基于的心电图数据的数据切片。而U-NET分割模型则在对医学图像的分类和分割上有着广泛的应用,其针对于像素级分类的问题有着较好的效果。

[0066] 因此,在本实施方式中,通过采用前述的两种模型对待分割的心电图数据进行分割处理,从而获得在该两种模型下的第一分割结果和第二分割结果。需要说明的是,该第一分割模型和第二分割模型可采用现有的模型架构并进行相应训练获得,也可采用本发明实施例二中所述的方式获得,在本实施例中不进行限制。

[0067] 步骤103、根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0068] 具体来说,由于各数据切片是对心电图数据进行切片处理得到的,而为了获得整个心电图数据相应的分割结果,还需对各数据切片的分割结果进行整合。针对于每一数据切片的第一分割结果和第二分割结果,筛除其包括切片时刻起点在内的第二预设时长的数据切片所对应的第一分割结果和第二分割结果,以及筛除其包括切片终点在内的第二预设时长的数据切片所对应的第一分割结果和第二分割结果;其中所述第二预设时长为所述第一预设时长的二分之一;将各数据切片的剩余的第一分割结果和第二分割结果分别进行整合,获得待分割心电图数据的第一分割结果和第二分割结果。

[0069] 以前述的将11秒的心电图数据切片处理得到的若干个数据切片为例:如需保证相邻的两个数据切片具备2秒的数据重合,则第1个数据切片可包括第1秒至第5秒的数据,第2个数据切片可包括第4秒至第8秒的数据,而第3个数据切片可从第7秒至第11秒的数据。相应的每个数据切片均对应着两种分割结果,在整合时,需根据分割结果的模型类型进行整合,以获得心电图数据的第一分割结果和第二分割结果。

[0070] 由于前述的第一预设时长为2秒,本实例中的第二预设时长可为1秒。以第2数据切片为例,可筛除其切片时刻起点在内的第二预设时长的数据切片对应的分割结果,即筛除



第4秒的数据切片所对应的两种分割结果。还需筛除其包括切片终点在内的第二预设时长的数据切片对应的分割结果,即筛除其第8秒的数据切片所对应的两种分割结果。

[0071] 也就是说,保留下来的第2数据切片的分割结果应为整个心电图数据中第5秒至第7秒的数据的分割结果。采用相同的处理可得到第1数据切片中第2秒至第4秒的数据对应的第一分割结果和第二分割结果;以及第3数据切片中第8秒至第10秒的数据对应的第一分割结果和第二分割结果。

[0072] 在本实施方式中,按照预置规则对相邻数据切片之间重叠的数据采样点进行过滤,包括:获取所述相邻数据切片之间重叠的数据采样点;所述相邻数据切片包括前数据切片和后数据切片;对所述前数据切片中重叠的数据采样点的后半部分,及所述后数据切片中重叠的数据采样点的前半部分分别进行过滤。预设时长间隔时长

[0073] 进一步举例来说,若每个数据切片包括有5S的时长,其可在时间维度上存在有若干数据采样点,如每一秒存在一个数据采样点,以第一分割结果为例,该数据切片的第一分割结果(第N秒的数据采样点,第一结果标识)可表示为:[(1,2),(2,2),(3,2),(4,2),(5,2)]。

[0074] 而由于在对心电图数据进行切片处理的过程中,相邻的数据切片具备一定的重叠片段,如2秒左右的数据重叠,也就是说,与前述数据切片相邻的下一数据切片的第一分割结果(第N秒的数据采样点,第一结果标识)可表示为:[(4,1),(5,1),(6,1),(7,1),(8,1)]。

[0075] 在将上述的第一分割结果进行整合的过程中,在前一数据切片中重叠数据采样点对应的第一分割结果为[(4,2),(5,2)],而对于后一数据切片中重叠数据采样点对应的第一分割结果为[(4,1),(5,1)]。此时,进而保留与该数据切片中非重叠的数据采样点相连的第二预设时长的部分重叠的数据采样点所对应的结果标识,即保留前一数据切片中的“(4,2)”以及后一数据切片中的“(5,1)”,舍弃掉前一数据切片中的“(5,2)”以及后一数据切片中的“(4,1)”。

[0076] 最后,将各数据切片中保留的部分重叠的数据采样点所对应的结果标识,和非重叠的数据采样点对应的结果标识,按照时间维度进行串联,获得第一分割结果:

[0077] [(1,2),(2,2),(3,2),(4,2),(5,1),(6,1),(7,1),(8,1)]。

[0078] 图3为本实施例一提供的一种分割处理结果的示意图,如图3所示,在该图示中,各采样时刻和相应的波形属性将波形图划分为不同的类型的波段,波形属性即为其中的“P,P-Q,Q-R,R-S,S-T,T-P”。

[0079] 具体来说,所述待分割心的心电图数据中还包括有每个数据采样点的采样时刻,每个数据采样点的分割结果用于表示该数据采样点所属于的波形属性;其中采样时刻指代的是获得该数据采样点时的时刻,而如第1秒的起始时刻、第2秒时的起始时刻等,波形属性可用于表示不同类型的波性类型或波形边界,如图3所示的“P”、“P-Q”、“Q-R”、“R-S”、“S-T”、“T-P”。其中的“P”指的是P波段、而剩余的“P-Q”、“Q-R”、“R-S”、“S-T”、“T-P”均表示波形边界,如“P-Q”表示P波段与Q波段之间的边界。

[0080] 因此,根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,可采用如下方式:根据各数据采样点的第一分割结果、第二分割结果和采样时刻,获得待分割的心电图数据的第一波形序列和第二波形序列;确定所述第一波形序列中发生波形变化的第一采样时刻,并确定所述第二波形序列中发生于所述波形

变化相同的第二采样时刻;将所述第一采样时刻和所述第二采样时刻的中值作为发生波形变化的时刻;根据各波形变化的时刻以及变化的波形,得到所述分割处理结果。

[0081] 依旧以前述的第一分割结果为例,在该第一分割结果 $[(1,2), (2,2), (3,2), (4,2), (5,1), (6,1), (7,1), (8,1)]$ 中,包括有各采样时刻, $[1,2,3,4,5,6,7,8]$ ;以及第一波形序列 $[2,2,2,2,1,1,1,1]$ ,其中的“2”具体可对应着“P-Q”这一波形属性,而“1”对应着“P”这一波形属性,第一波形序列中发生波形变化的第一采样时刻为[5]。

[0082] 相应的,在第二分割结果中,若获得的第二分割结果为 $[(1,2), (2,1), (3,1), (4,1), (5,1), (6,1), (7,1), (8,1)]$ ,即第二波形序列 $[2,1,1,1,1,1,1,1]$ ,其中的“2”具体可对应着“P-Q”这一波形属性,而“1”对应着“P”这一波形属性。第二波形序列中发生波形变化的第二采样时刻为[2]。

[0083] 再后,将第一采样时刻和第二采样时刻的中值作为发生波形变化的时刻,并根据各波形变化的时刻以及变化的波形,得到所述分割处理结果。即[3.5]为位于第一采样时刻和第二采样时刻的中值的时刻,最终的分割处理结果为:

[0084]  $[(1,2), (2,2), (3,2), (3.5,1), (4,1), (5,1), (6,1), (7,1), (8,1)]$ 。

[0085] 当然,在其他实例中,若只有一个模型预测到某一采样时刻对应着某一波形属性,而另一模型未得到在该波形属性下的采样时刻,此时,该分割结果被认为是误检,直接舍弃。

[0086] 本发明实施例一提供的心电图数据的分割处理方法,通过采用了两类不同的分割模型对心电图数据进行同步或异步的处理后,将获得的第一分割结果和第二分割结果进行整合,以得到更为准确的心电图数据的分割处理结果,特别的,针对于波形异常的心电图数据有着更为准确的波形辨识度和分割结果。

[0087] 在实施例一的基础上,为了进一步提高本发明提供的心电图数据的分割处理的准确率,图4为本发明实施例二提供的一种心电图数据的分割处理方法的流程示意图,如图4所示,该心电图数据的分割处理方法包括:

[0088] 步骤201、该对预先采集并标注的心电图样本数据进行预处理,获得训练样本集,其中训练样本集中包括有多个心电序列和每个心电序列对应的标注结果。

[0089] 需要说明的是,本实施例二提供的心电图数据的分割处理方法的执行主体可为图1所示网络架构中的心电图数据的分割处理装置2,其通过与数据服务器1进行交互,获得预先采集并标注的心电图样本数据,以便其对模型进行训练和测试。

[0090] 具体来说,与实施例一不同的是,在实施例二中心电图数据的分割处理装置首先将对获得的心电图样本数据进行预处理,以得到训练样本集。其中心电图样本数据是预先采集并进行标注的,该标注是指通过人工标注等方式对心电图样本数据中出现的波段进行分割,即在每个心电图样本数据的标注结果中包括有采集时刻以及相应的波形属性。

[0091] 其中,对心电图样本进行预处理以获得训练样本集的方式可包括多种,例如可依次对心电图样本数据进行滤波去噪处理、标准化处理、切片处理和数据增强处理,获得所述训练样本集等。

[0092] 进一步来说,首先,可对心电图样本数据依次进行滤波去噪处理和标准化处理,然后按照预设的切片时刻起点,将处理后的心电图样本数据分割为多个具有第二预设时长的第二数据片段;其中,每个数据片段中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;根据

各第二数据片段,确定第三数据片段,其中,位于所述第三数据片段首位的数据采样点与位于末尾的数据采样点属于不同的第二数据片段;各第二数据片段,各第三数据片段及各数据片段对应的标注结果构成所述训练样本集。

[0093] 在上述预处理中,切片处理可使得连续的数据被分割,便于模型的训练和测试,而数据增强处理则可有效扩展数据的数量,增强数据的丰富程度,滤波去噪处理和标准化处理则可使数据标准化,利用输入模型以供模型学习,其处理方法与实施例一种的对于数据采样点的处理方法类似。

[0094] 此外,由于心电信号有着较强的噪声与随机性,对心电信号的质量有着较大的影响。正常的心电信号频带范围在0.05~100Hz之间,其噪声来源主要包含:由于人体本身的呼吸节律或设备传感器接触不良,而造成的具有低频特性的基线漂移;由肌肉收缩、人体活动等造成的具有高频特性的肌电干扰;设备本身受电网与相关电器影响的工频干扰等。因此,优选的,本实施方式采用巴特沃斯滤波器对原始心电信号进行滤波去噪,设计巴特沃斯低通滤波器过滤45Hz以上的原始心电信号中的肌电干扰、工频干扰等噪声,设计巴特沃斯高通滤波器,过滤掉0.4Hz以下的由基线漂移带来的低频干扰与直流分量,实现对心电信号的整体去噪。

[0095] 步骤202、利用所述训练样本集中的不同心电序列对预先构建的第一分割模型和第二分割模型分别进行训练,获得完成训练的第一分割模型和第二分割模型,其中,所述训练完毕的第一分割模型和第二分割模型输出的每个心电序列分割结果与该心电序列对应的标注结果一致。

[0096] 为了进一步保证训练模型的训练质量,针对于第一分割模型和第二分割模型可采用不同的预处理方式,如采用不同的第二预设时长,以获得不同的训练样本集,进而利用不同的训练样本集对该第一分割模型和第二分割模型进行训练。举例来说,针对于第一分割模型可采用5秒作为第三预设时长,即将数据分割为5秒长的多个数据切片;针对于第二分割模型可采用4秒作为第二预设时长,即将数据分割为4秒长的数据切片。通过采取了不同的第二预设时长,从而使同一数据点不会同时出现在两种模型的边缘处,保证预测的精度。

[0097] 具体来说,在本实施方式中,所述第一分割模型为长短期记忆网络模型,其可采用如下架构:编码节点,LSTM节点和分类节点。

[0098] 其中,编码节点用于将输入的心电序列通过全连接节点映射到高维(32维)数组中,获得该序列在高维度的表示,扩充了样本点的数据表示,其中的权重可采用Xavier初始化,并添加L2范正则化惩罚项以遏制过拟合,且将惩罚系数设置为0.01。该编码节点将获得尺寸为1250\*32的编码信号,并输入至LSTM节点中。

[0099] LSTM节点是由单一重复细胞体链式连接构成的网络,每一个细胞体均可看作是一个小型网络,在每一细胞体中均包含输入层、隐含层与输出层。其中,细胞体的隐含层可细化为遗忘门层、输入门层、输出门层,分别表示对原始信息的丢弃程度、确定更新的信息与输出信息。对于本实施方式来说,可采用双向LSTM节点对心电数据进行处理,即输入为原始心电信号处理后的编码信号,经过LSTM节点找到序列关系,输出为序列每一编码信号的深层特征。具体的,输入层的神经元个数为32,隐含层的神经元个数为32,双向LSTM节点的输出采用Concat连接方式,故输出层的神经元个数为64。具体的,可利用偏置向量将遗忘门层的偏置初始化为1,其它的输入门层和输出门层的初始化为0,权重选用Xavier初始化,设定

网络返回完整序列,以获得所有编码信号的波段特征,该波段特征是64维特征数据。

[0100] 分类节点是将LSTM节点提取到的各个编码信号的波段特征转化为对应的心电波段。该分类节点的输入为经过LSTM节点得到的64维特征数据,输出是对应的分界属性的波段标签。具体的,可将分类节点设置为:Dropout随机失活率是0.8,BN层的均值初始化为0,方差初始化为1,游动均值与方差的衰减系数为0.99,Softmax的输出维度为6。

[0101] 同时,在对LSTM模型进行训练优化的过程中,可采用现有的Adam优化算法以实现模型的快速训练,其中,可将每次训练输入的样本个数设置为128,通过计算交叉熵以得到每次训练的损失,最后对利用one-hot编码对损失处理以得到损失函数。上述的计算可采用现有函数实现,其各函数可集成在如深度学习开源软件库(如Tensorflow)中。

[0102] 此外,第二分割模型为U-NET图像分割模型,其具体可采用如下结构:

[0103] 具体的,本发明中的U-Net可分为9层,而第二分割模型的输入可为心电信号,其将经过两次卷积增大通道数,提取深度特征,通过Maxpooling下采样,以使将特征尺寸变为二分之一,并保留采样前的心电信号以备恢复位置信息,直至长度变为64,随后采用逆卷积的方式对低尺度心电信号进行上采样,与保留的同尺度信号合并再进行卷积运算,直至恢复原始长度。最终输出心电信号每一采样点对应的六类波段概率,实现心电的波形分割。

[0104] 具体来说,与现有的U-Net图像分割模型不同的是,本实施方式在卷积层中采用边缘补0策略,以保证卷积前后尺寸不变。还在各层中的卷积层与激活层之间加入批标准化(BN)层,加速网络收敛速度并改善梯度弥散现象,在池化层与逆卷积层后,加入随机失活(dropout)层,以增强网络的泛化性。

[0105] 进一步来说,首先,可设U-Net中的层数为 $l$  ( $1 \leq l \leq 9$ ),每层又可包含卷积块、池化块、逆卷积块和复制融合块。

[0106] 其中的,卷积块用于提取数据本身特征,并输入至池化块。池化块用于将邻域内的数据特征进行整合,以得到新的数据特征,以便于模型在训练时的收敛与泛化性;逆卷积块用于通过逆卷积的方法,将已经提取到的低维的特征数据还原为高维的特征数据;复制融合块用于将卷积块得到的数据本身特征与逆卷积块得到的高维的特征数据进行整合结合,使得最终预测结果既包含本身的位置信息又包含深层还原的分类信息。

[0107] 前述的各模块可采用如下设置:

[0108] 卷积块(Conv Block <sub>$i$</sub> , $i$ 表示卷积块于所在层中的位置)由卷积层、BN层与ReLU层(最末块是Softmax层)组成,当 $1 \leq l \leq 8$ ,每层有两个卷积块( $i \leq 2$ ),当 $l = 9$ ,有三个卷积块( $i \leq 3$ )。其中,卷积层的卷积核长度是3,步长为1,两端补0使其卷积前后尺寸不变,用正态分布初始化系数,加L2范数正则化惩罚。BN层的初始均值为0,初始方差为1,游动均值与方差的衰减系数为0.9。除第一个与最后一个卷积块外,卷积核个数与输出通道数 $C_{cei}$ 为 $64 * 2^{4 - ||1-5||}$ ,奇数块输入通道数 $C_{cb1} = 64 * 2^{4 - ||1-6||}$ ,偶数块输入通道数为 $C_{cb2} = 64 * 2^{4 - ||1-5||}$ ,输入输出长度为 $L_{cei} = L_{cbi} = 64 * 2^{||1-5||}$ 。

[0109] 池化块(Maxpool Block)分布在前4层( $1 \leq l \leq 4$ ),将输入信号通过最大值采样的方式缩减尺寸,以获得信号的深层次特征,由池化层、Dropout层组成。其中,池化层采用Maxpooling的方式,窗口大小为2,步长为2,Dropout层保留率为0.8。输入尺寸输出尺寸的关系为: $L_{md} = 2L_{me}$ , $C_{mb} = C_{me}$ 。

[0110] 逆卷积块(Deconv Block)分布在5-8层( $5 \leq l \leq 8$ ),将输入信号通过逆卷积的方式

恢复原始尺寸,将信号的内在特征还原为尺度信息,由逆卷积层、BN层与ReLU层组成。其中,逆卷积层卷积核长度为2,步长为2,卷积核个数为输入通道的一半,BN层与卷积块配置同。输入尺寸输出尺寸的关系为: $L_{db}=0.5L_{de}$ , $C_{db}=2C_{de}$ 。

[0111] 复制融合块(Copy and Merge)分布在除最底层( $l=5$ )外的其他层,将低层充分保留的位置信息与高层特征提取过的类别信息结合,来实现以数据点为单位进行分类的目的,包含复制层与融合层。输入输出尺寸的关系为: $L_{ce2}=L_{cmb}=L_{cme}$ , $C_{ce2}+C_{cmb}=C_{cme}$ 。

[0112] 该模型训练优化器采用Adam优化算法,学习率为0.001,批样本个数为128,损失函数采用了交叉熵。模型的构建,训练以及优化可以基于深度学习开源软件库(如Tensorflow)来实现。

[0113] 再之后,与实施例一类似,分别执行如下步骤:

[0114] 步骤203、对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0115] 步骤204、将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

[0116] 步骤205、根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0117] 上述步骤204-205的具体实施方式与实施例一中的步骤101-103类似,在此不进行赘述。

[0118] 本发明实施例二提供的心电图数据的分割处理方法,通过采用了两类不同的分割模型对心电图数据进行同步或异步的处理后,将获得的第一分割结果和第二分割结果进行整合,以得到更为准确的心电图数据的分割处理结果,相对于现有的差分阈值的处理方式来说,利用该方法对心电图数据的分割的平均绝对误差为6.8ms,分割准确率为94.3%。特别的,针对于波形异常的心电图数据有着更为准确的波形辨识度和分割结果。

[0119] 图5为本发明实施例三提供的一种心电图数据的分割处理装置的结构示意图。如图5所示,该心电图数据的分割处理装置包括:

[0120] 预处理模块10,用于对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0121] 分割模型处理模块20,用于将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

[0122] 处理结果获取模块30,用于根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0123] 所述领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统的具体工作过程以及相应的有益效果,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0124] 本发明实施例三提供的心电图数据的分割处理装置,通过对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;根据各数

据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果,从而可根据该两个分割结果获得最终的分割处理结果,避免现有的采用传统的阈值差分进行分割而导致的分割准确度不高的问题。

[0125] 图6为本发明实施例四提供的一种心电图数据的分割处理装置的硬件结构示意图。如图6所示,该心电图数据的分割处理装置具体可包括:

[0126] 处理器42;

[0127] 用于存储处理器可执行指令的存储器41;

[0128] 其中,处理器42被配置为:

[0129] 在对待分割的心电图数据进行预处理,获得多个数据切片;所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点;

[0130] 将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型,以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果;

[0131] 根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果,获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果。

[0132] 其中,上述的存储器41可以是ROM、随机存取存储器(RAM)、CD-ROM、磁带、软盘和光数据存储设备等。而处理器42可由一个或多个应用专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器架构(DSP)、数字信号处理设备(DSPD)、可编程逻辑器件(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制器、微控制器、微处理器架构或其他电子元件实现。

[0133] 上述指令可采用C/C++、Java、Shell或Python等语言编写,本实施例对此不进行限制。

[0134] 所述领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统的具体工作过程以及相应的有益效果,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0135] 本发明提供了一种计算机可读存储介质,包括指令,当所述指令在所述计算机上运行时,所述计算机可以执行上述实施例一或实施例二中任意所述的方法。

[0136] 本领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的发明后,将容易想到本公开的其他实施方案。本发明旨在涵盖本公开的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本公开的一般性原理并包括本公开未公开的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本公开的真正范围和精神由下面的权利要求书指出。

[0137] 应当理解的是,本公开并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本公开的范围仅由所附的权利要求书来限制。

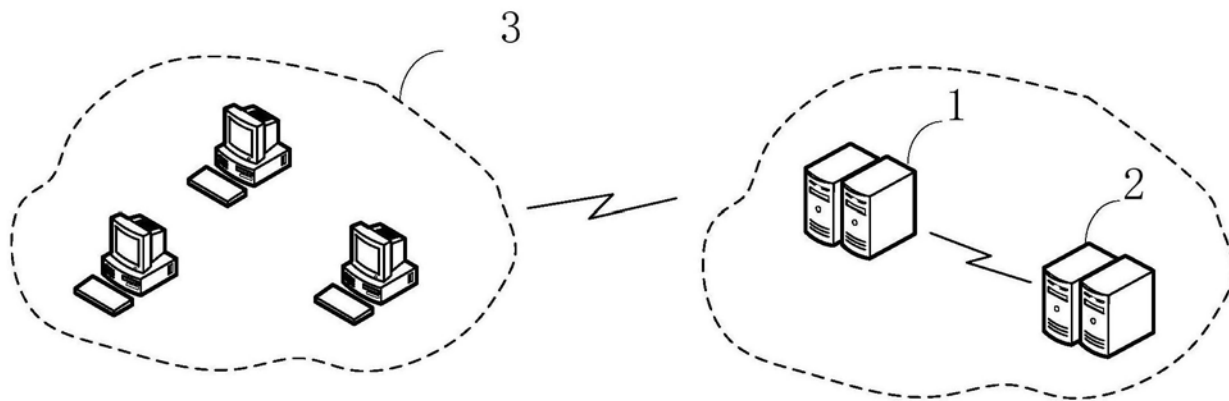


图1

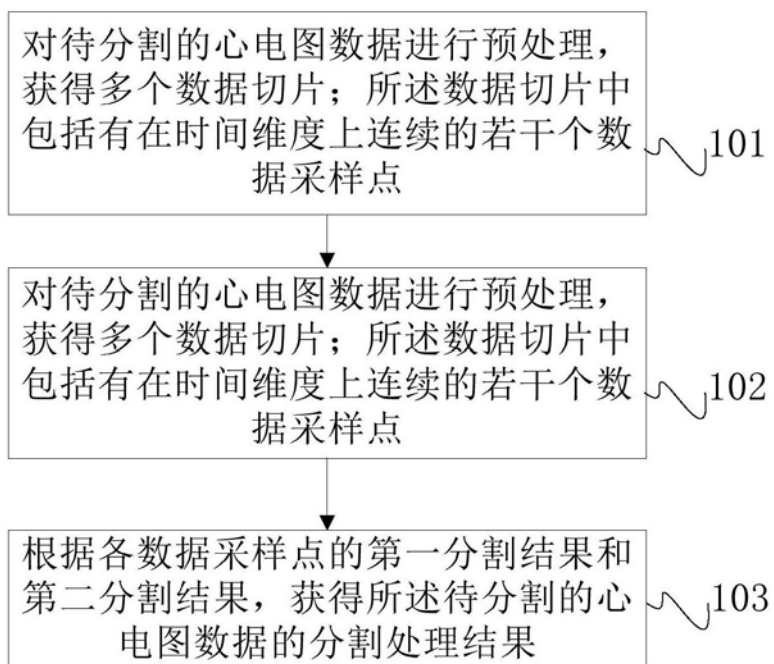


图2

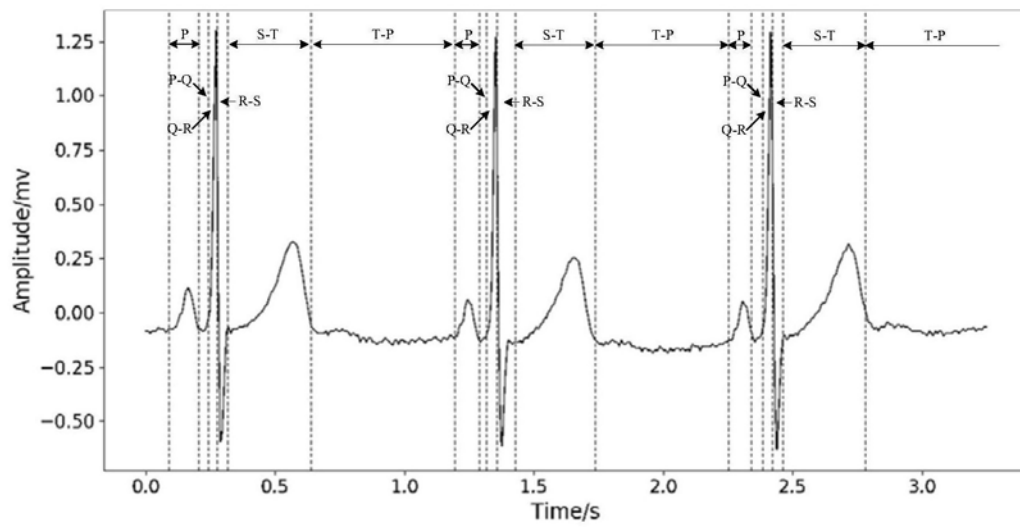


图3



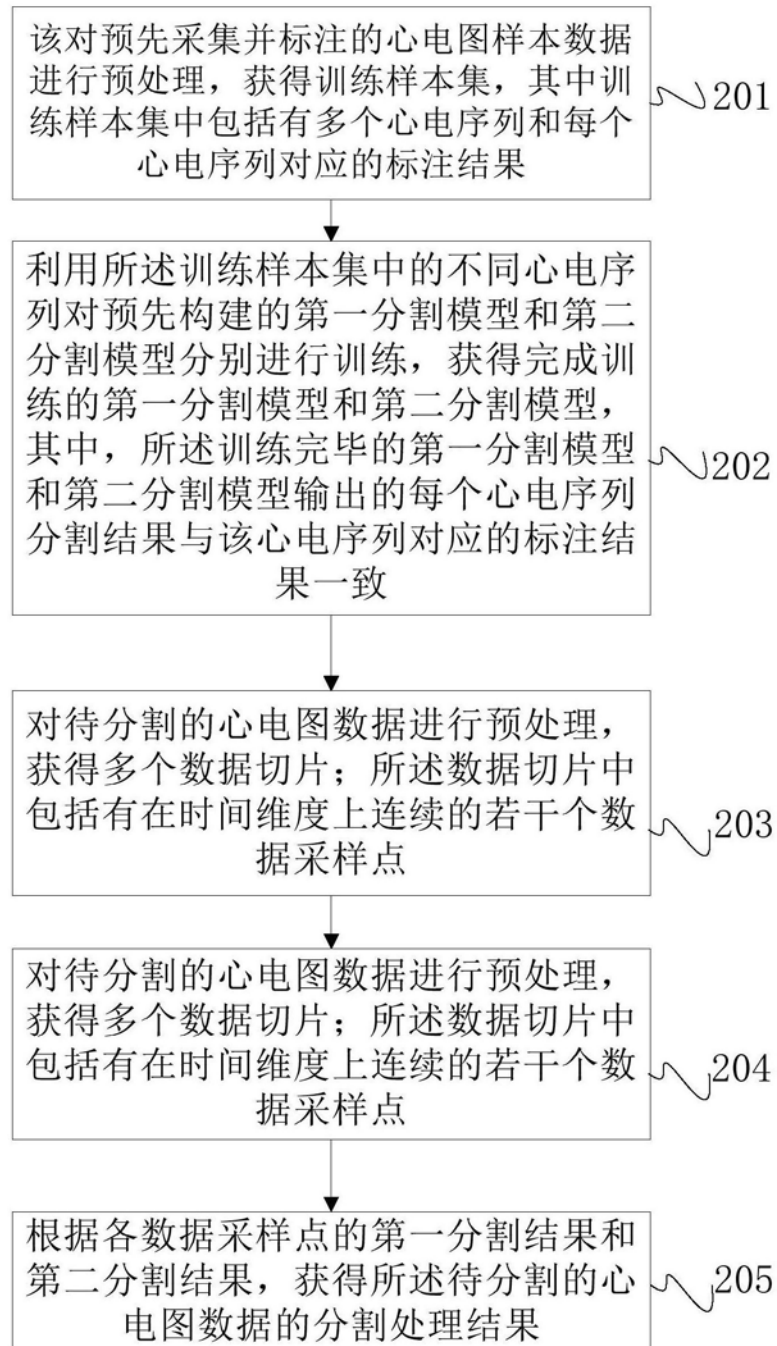


图4

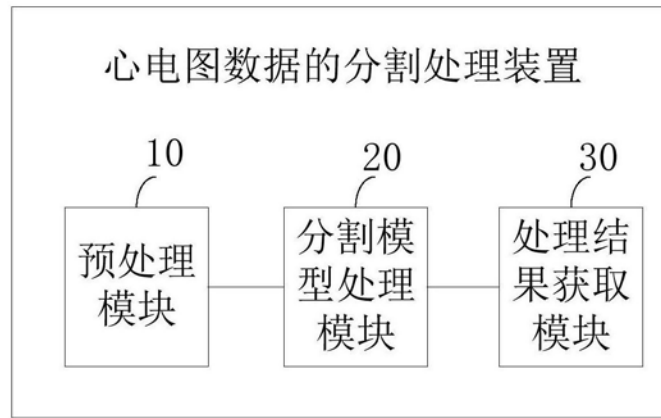


图5

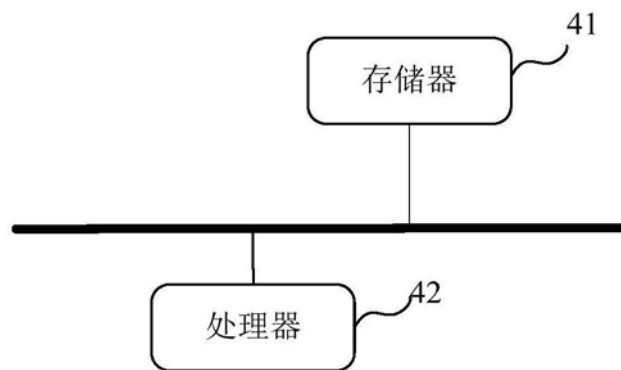


图6

|                |                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109567789A</a>                          | 公开(公告)日 | 2019-04-05 |
| 申请号            | CN201811467341.4                                      | 申请日     | 2018-12-03 |
| [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         | 李鸣春<br>孙亮<br>何光宇                                      |         |            |
| 发明人            | 李鸣春<br>孙亮<br>何光宇                                      |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0402 A61B5/00                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 |         |            |
| 代理人(译)         | 张晓霞<br>刘芳                                             |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>        |         |            |

#### 摘要(译)

本发明提供的心电图数据的分割处理方法、装置及可读存储介质，通过对待分割的心电图数据进行预处理，获得多个数据切片；所述数据切片中包括有在时间维度上连续的若干个数据采样点；将每个数据切片分别输入至预先构建并完成训练的第一分割模型和第二分割模型，以分别获取每个数据切片中各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果；根据各数据采样点的第一分割结果和第二分割结果，获得所述待分割的心电图数据的分割处理结果，从而可根据该两个分割结果获得最终的分割处理结果，避免现有的采用传统的阈值差分进行分割而导致的分割准确度不高的问题。

