



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107753014 A

(43)申请公布日 2018.03.06

(21)申请号 201711177535.6

(22)申请日 2017.11.21

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大学
学城学苑大道1068号

(72)发明人 刘志华 刘晟铭 艾红 唐柳
殷鹏 马晨光

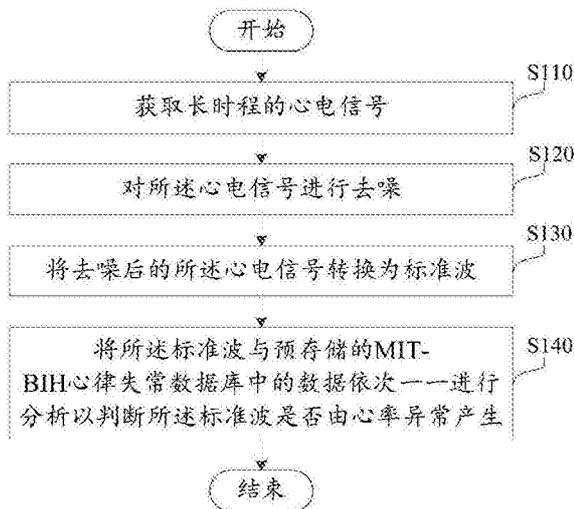
(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371
代理人 王宁宁

(51)Int.Cl.
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/0472(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称
心电图检测方法

(57)摘要
本发明涉及心电检测领域,具体而言,提供了一种心电图检测方法。该方法应用于高性能计算平台,该方法包括:获取长时程的心电信号;对所述心电信号进行去噪;将去噪后的所述心电信号转换为标准波;将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。本发明提供的方法能够提升心电图检测数据的分析速度,降低分析的时间和成本,同时提高心率失常的检测率。



1. 一种心电图检测方法,其特征在于,所述方法应用于高性能计算平台,所述方法包括:

获取长时程的心电信号;

对所述心电信号进行去噪;

将去噪后的所述心电信号转换为标准波;

将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。

2. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述对所述心电信号进行去噪的步骤包括:

对所述心电信号进行提升小波分解;

根据不同尺度上的心电信号和心电信号对应的噪声选择阈值;

通过所述阈值对所述心电信号进行重构,以得到去噪后的心电信号。

3. 根据权利要求2所述的心电图检测方法,其特征在于,所述噪声包括工频干扰、基线漂移和肌电干扰,所述对所述心电信号进行提升小波分解的步骤包括:对所述心电信号进行基于db4小波的八尺度的提升分解,使噪声分布在不同的分解子带上,其中:

肌电干扰主要分布在第一至第五层小波系数中;

工频干扰主要存在于第二层高频系数中;

基线漂移主要存在于第八层低频系数中。

4. 根据权利要求3所述的心电图检测方法,其特征在于,所述方法还包括:

将第五层加权系数设为0.5。

5. 根据权利要求3所述的心电图检测方法,其特征在于,所述方法还包括:

将第一层和第二层的高频系数和第八层的低频系数置零。

6. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生的步骤包括:

将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一比对;

如果MIT-BIH心律失常数据库中具有与所述标准波匹配的数据,则判断所述标准波由心率异常产生。

7. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述将去噪后的所述心电信号转换为标准波的步骤包括:

确定所述心电信号中每一次心脏搏动的R波位置;

根据所述R波的位置对所述心电信号进行分割以得到所述标准波。

8. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述标准波为单次心脏搏动的波形段,所述波形段以R波位置为中心,段区间左端点为当前区间R波位置与上一波形区间R波位置的中点,段区间右端点为当前区间R波位置与下一波形区间R波位置的中点。

9. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述方法还包括:

对所述标准波进行编号;

当判断所述标准波由心率异常产生时,输出所述标准波的编号。

10. 根据权利要求1所述的心电图检测方法,其特征在于,所述标准波具有预设采样频

率,当设备采样频率高于所述预设采样频率时,进行下采样处理,当设备采样频率低于所述预设采样频率时,进行左右邻值的线性插值。

心电图检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心电分析领域,具体而言,涉及一种心电图检测方法。

背景技术

[0002] 心率失常是人群中的常见现象,严重的心率失常会立即威胁人类的生命,因此及时的检测出心律失常,对预防心脏病和心脏猝死的发生具有重大的意义。在心电信息中P波,QRS波与T波是心电信号的重要特征波,他们的特征变化信息是心脏病理分析和诊断的重要依据。

发明内容

[0003] 本发明实施例的目的在于提供一种心电图检测方法,以提高心率失常的检出率及心电数据运算速度。

[0004] 为了达到上述的目的,本发明实施例采用的技术方案如下所述:

[0005] 一种心电图检测方法,所述方法应用于高性能计算平台,所述方法包括:获取长时程的心电信号;对所述心电信号进行去噪;将去噪后的所述心电信号转换为标准波;将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。

[0006] 进一步地,所述对所述心电信号进行去噪的步骤包括:对所述心电信号进行提升小波分解;根据不同尺度上的心电信号和心电信号对应的噪声选择阈值;通过所述阈值对所述心电信号进行重构,以得到去噪后的心电信号。

[0007] 进一步地,所述噪声包括工频干扰、基线漂移和肌电干扰,所述对所述心电信号进行提升小波分解的步骤包括:对所述心电信号进行基于db4小波的八尺度的提升分解,使噪声分布在不同的分解子带上,其中:肌电干扰主要分布在第一至第五层小波系数中;工频干扰主要存在于第二层高频系数中;基线漂移主要存在于第八层低频系数中。

[0008] 进一步地,所述方法还包括:将第五层加权系数设为0.5。

[0009] 进一步地,所述方法还包括:将第一层和第二层的高频系数和第八层的低频系数置零。

[0010] 进一步地,所述将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生的步骤包括:将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一比对;如果MIT-BIH心律失常数据库中具有与所述标准波匹配的数据,则判断所述标准波由心率异常产生。

[0011] 进一步地,所述将去噪后的所述心电信号转换为标准波的步骤包括:确定所述心电信号中每一次心脏搏动的R波位置;根据所述R波的位置对所述心电信号进行分割以得到所述标准波。

[0012] 进一步地,所述标准波为单次心脏搏动的波形段,所述波形段以R波位置为中心,段区间左端点为当前区间R波位置与上一波形区间R波位置的中点,段区间右端点为当前区

间R波位置与下一波形区间R波位置的中点。

[0013] 进一步地,所述方法还包括:对所述标准波进行编号;当判断所述标准波由心率异常产生时,输出所述标准波的编号。

[0014] 进一步地,所述标准波具有预设采样频率,当设备采样频率高于所述预设采样频率时,进行下采样处理,当设备采样频率低于所述预设采样频率时,进行左右邻值的线性插值。

[0015] 本发明实施例提供的心电图检测方法,应用于高性能计算平台,该方法包括:获取长时程的心电信号;对所述心电信号进行去噪;将去噪后的所述心电信号转换为标准波;将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。本发明实施例提供的方法能够提升心电图检测数据的分析速度,降低分析的时间和成本,同时提高心率失常的检测率。

[0016] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附图,作详细说明如下。

附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,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,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0018] 图1是本发明实施例提供的集群作业管理系统的组成架构示意图。

[0019] 图2是本发明实施例提供的心电图检测方法的流程图。

[0020] 图3、图4是本发明实施例提供的心电图检测方法中去除噪声步骤的子流程图。

[0021] 图5是理想的时序心电图示意图。

[0022] 图标:10-主主机;20-执行主机;30-作业提交主机。

具体实施方式

[0023] 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,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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0024] 因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。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。

[0025] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0026] 常规短暂心电图检查及24h动态心电图等检查针对心率失常的检出率并不高,小型设备跟随设备涉及处理能力不够。此外,现有技术中,一方面是单纯的在心电图检测方面进行不断的去精确分析计算,但是在实际运用中会发现在小型设备上运行部署困难,需要

大量的处理器资源去分析,特别是在大量数据需要处理的时候,处理会非常缓慢。另一方面是在小型穿戴心电设备上,只是不断地采集数据,简单处理后直接图像显示处理,没有经过复杂有效的计算对比分析,或者不显示,只是存储长时程采集到的心电图数据,就算有小异常,表现不明显,因为巨大的数据量,过后也得不到快速有效的分析。

[0027] 针对上述问题,发明人提出采用长时程,高性能计算的动态心电图检测,用于偶发心脏事件,提高心率失常的检测率。长时程检测是指相对于现有的短暂心电图检查时间更长的检测方式,例如采用48小时长时程动态心电图检测,比现有的24小时动态心电图检测的检出率更高。对于庞大的数据量的处理,采用搭建的高性能计算平台实现,高性能计算提供一种解决方案来让数据处理变得更快,更高效。采用集群的方式来并行计算大数据,降低分析的时间和成本,使检测的数据高效更准确。在高性能计算中,大部分是并行批处理作业,对于集群的高效运转,优良的作业调度软件以及调度策略显得至关重要。作为优选地,本实施例中,采用开源软件Torque作为集群作业管理系统,请参照图1,是该系统的组成架构示意图。Torque使用一个主主机10、任意多的执行主机20以及作业提交主机30,主主机10是Torque集群的中央管理者。由于Torque为成熟技术,此处不做赘述。

[0028] 本发明实施例提供的心电图检测方法应用于高性能计算平台,例如上述的Torque系统。请参照图2,是本发明实施例提供的心电图检测方法的流程图,该方法包括以下步骤:

[0029] 步骤S110,获取长时程的心电信号。

[0030] 容易理解,该长时程的心电信号为通过心电信号采集仪器长时间(例如48h)采集得到的心电信号,心电信号采集到后,可以预先存储起来,等待后续的处理。

[0031] 步骤S120,对所述心电信号进行去噪。

[0032] 心电信号属于体表生物电信号,信息主要分布在0.7Hz~45Hz之间,微弱多变,易受噪声干扰,在对心电信号进行检测诊断前要进行预处理,噪声主要源自:工频干扰,基线漂移和肌电干扰这三种干扰。

[0033] 在本实施例中,通过小波变换的方法取去除噪声干扰,请参照图3,该去噪的过程具体包括以下步骤:

[0034] 步骤S121,对所述心电信号进行提升小波分解。

[0035] 在本发明实施例中,对心电信号进行提升小波分解是采用基于db4小波的八尺度提升分解,使得噪声分布在不同的分解子带上,其中,肌电干扰主要分布在第一至第五层小波系数中,工频干扰主要存在于第二层高频系数中,基线漂移主要存在于第八层低频系数中。

[0036] 步骤S122,根据不同尺度上的心电信号和心电信号对应的噪声选择阈值。

[0037] 阈值的选择具体根据心电信号和噪声的特点而定,本实施例对于阈值的选择不做限定。

[0038] 步骤S123,通过所述阈值对所述心电信号进行重构,以得到去噪后的心电信号。

[0039] 此外,请参照图4,本实施例中,该去噪的过程还包括:

[0040] 步骤S124,将第五层加权系数设为0.5。

[0041] 考虑到P、T波信息主要存在于第5层高频系数中,由于幅度较小,在心电信号去噪过程中易丢失相应特征信息,故将第5层加权系数设为0.5。

[0042] 步骤S125,将第一层和第二层的高频系数和第八层的低频系数置零。

[0043] 通过以上方法,消除工频干扰、基线漂移及高频部分的肌电干扰。然后对信号进行重构得到干净的心电数据。

[0044] 步骤S130,将去噪后的所述心电信号转换为标准波。

[0045] 理想的时序心电图如图5所示,根据波形特征,可以将不同波命名为P、Q、R、S、T。其中QRS波群反映了左右心室快速去极化过程,由于心室肌肉组织比心房组织更发达,因此QRS波群振幅更高,相比较而言有较明显的波性特征。在心电信号处理中,需要识别QRS波群来定位单次心脏搏动时间,提取出完整的P-R-T心电波形,从而对心电信号进行分割,得到标准尺寸的波形图。在本实施例中,首先确定心电信号中每一次心脏搏动的R波位置,根据确定的R波的位置对心电信号进行分割以得到标准波。标准波为单次心脏搏动的波形段,所述波形段以R波位置为中心,段区间左端点为当前区间R波位置与上一波形区间R波位置的中点,段区间右端点为当前区间R波位置与下一波形区间R波位置的中点。

[0046] 步骤S140,将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。

[0047] MIT-BIH心律失常数据库是由美国麻省理工学院和Beth Israel医院合作建立的,其数据来自于1975年到1979年间Beth Israel医院心律失常实验室采集的多个动态心电记录数据。该数据库一共包含48条心电信号,取自47个个体其中201和202来自同一个体。包括年龄从32岁到89岁的25个男性个体和年龄从23岁到89岁的22个女性个体,其中大约69%的数据来自于住院病人。MIT-BIH心律失常数据库在心率异常判断中,具有极高参考性。

[0048] 将标准波输入至系统与MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行比对,如果MIT-BIH心律失常数据库中具有与标准波匹配的数据,则判断标准波由心率异常产生。

[0049] 在本实施例中,标准波为单次心脏搏动的波形段,可以对每一个标准波进行标号,各个标准波一一输入与MIT-BIH心律失常数据库中的数据进行一一对比,当判断有标准波是由心率异常产生时,输出对应的标准波的编号。

[0050] 在本实施例中,标准波具有预设采样频率,例如,标准波的采样频率为360赫兹(Hz),即两个数据点时间间隙约为0.0028秒(s),当设备采样频率高于所述预设采样频率时,进行下采样处理,当设备采样频率低于所述预设采样频率时,进行左右邻值的线性插值。

[0051] 综上所述,本发明实施例提供了一种心电图检测方法,应用于高性能计算平台,该方法包括:获取长时程的心电信号;对所述心电信号进行去噪;将去噪后的所述心电信号转换为标准波;将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。本发明实施例提供的方法能够提升心电图检测数据的分析速度,降低分析的时间和成本,同时提高心率失常的检测率。

[0052] 在本申请所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的系统和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可

以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0053] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0054] 所述功能如果以软件功能模块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)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。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。

[0055] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

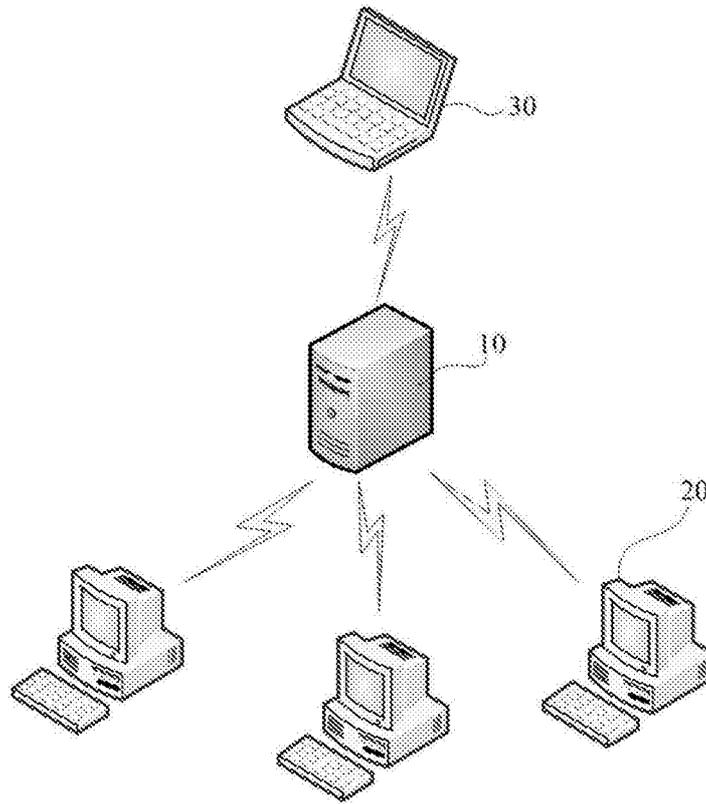


图1

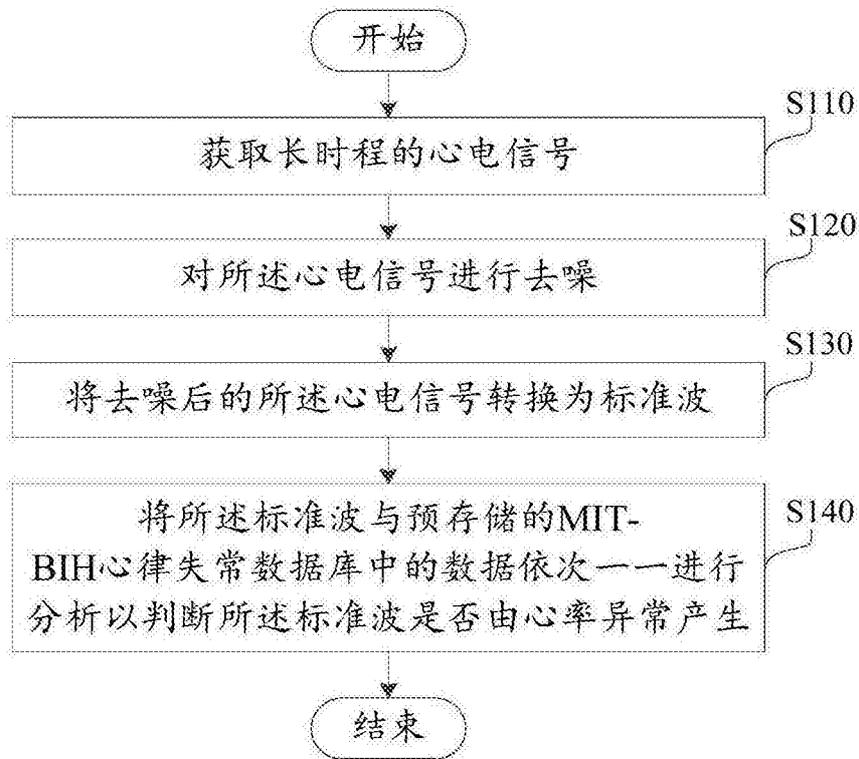


图2

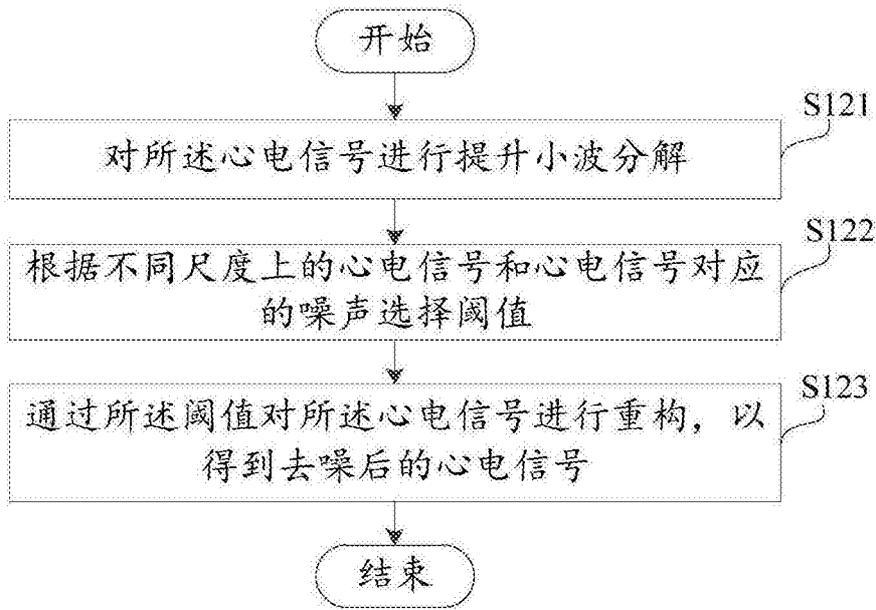


图3

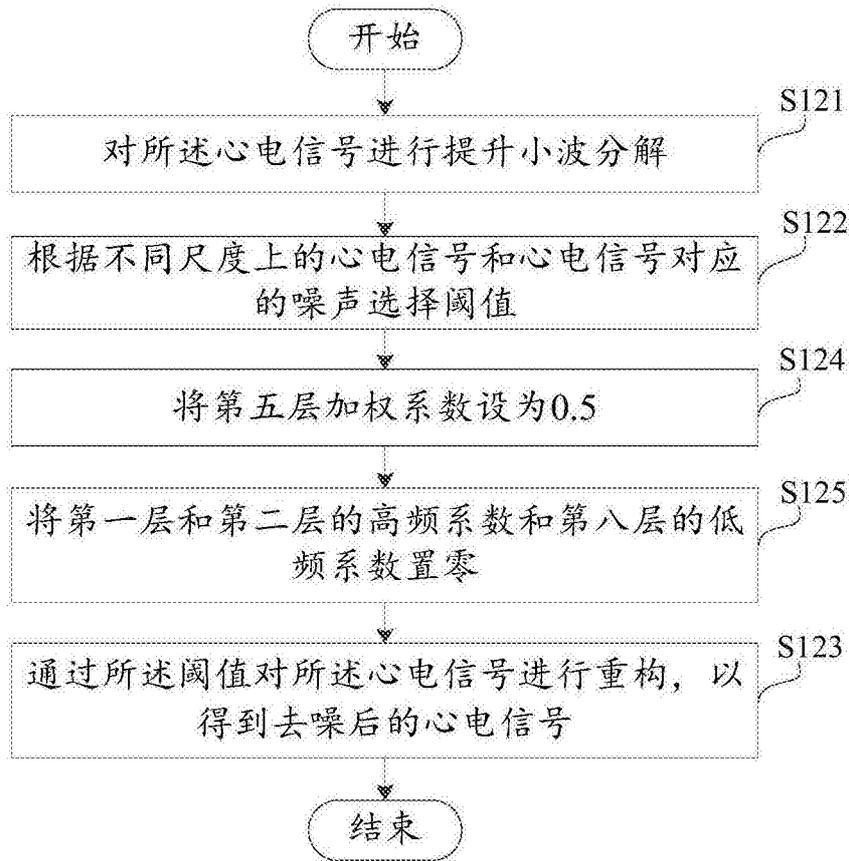


图4

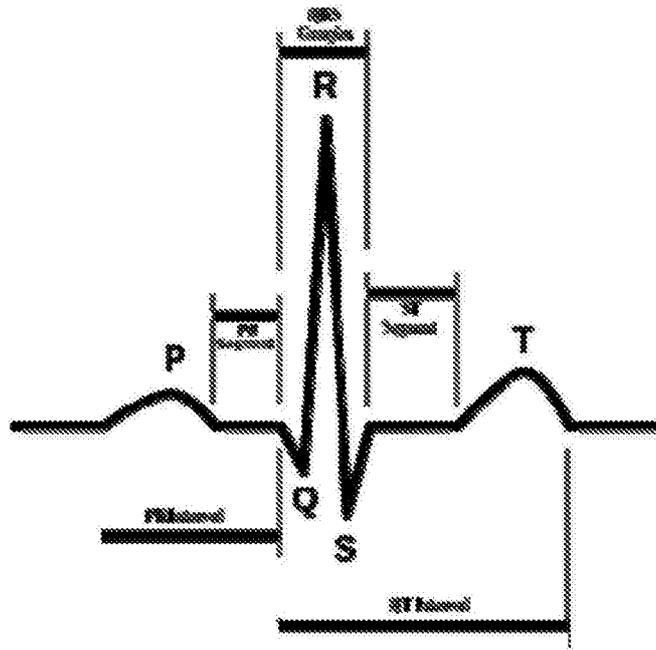


图5

专利名称(译)	心电图检测方法		
公开(公告)号	CN107753014A	公开(公告)日	2018-03-06
申请号	CN201711177535.6	申请日	2017-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院		
[标]发明人	刘志华 刘晟铭 艾红 唐柳 殷鹏 马晨光		
发明人	刘志华 刘晟铭 艾红 唐柳 殷鹏 马晨光		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/7203 A61B5/7225		
代理人(译)	王宁宁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及心电检测领域，具体而言，提供了一种心电图检测方法。该方法应用于高性能计算平台，该方法包括：获取长时程的心电信号；对所述心电信号进行去噪；将去噪后的所述心电信号转换为标准波；将所述标准波与预存储的MIT-BIH心律失常数据库中的数据依次一一进行分析以判断所述标准波是否由心率异常产生。本发明提供的方法能够提升心电图检测数据的分析速度，降低分析的时间和成本，同时提高心率失常的检测率。

