



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110313908 A

(43)申请公布日 2019. 10. 11

(21)申请号 201810279574.5

(22)申请日 2018.03.30

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司  
地址 518122 广东省深圳市坪山新区坑梓  
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 朱元派 周峰

(74)专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11201

代理人 张润

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

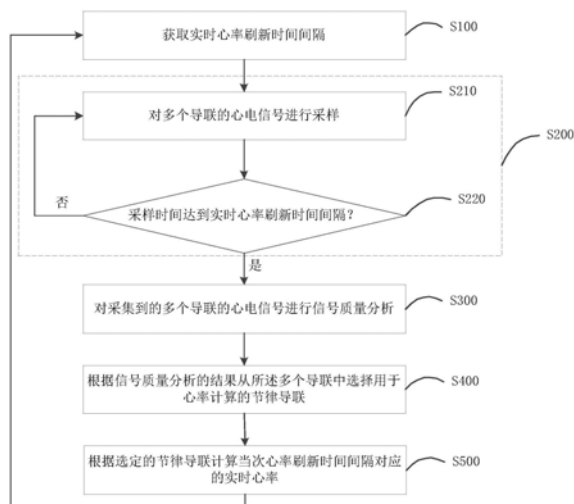
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

一种获取实时心率的方法和装置

(57)摘要

本发明公开了一种获取实时心率的方法、装置和心电监测设备。其中,获取实时心率的方法包括:获取实时心率刷新时间间隔;在每个心率刷新时间间隔内,对多个导联的心电信号进行采样;根据信号采集的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。采用本发明,可以充分利用多个导联的信号,从多个导联中选取信号稳定,噪声干扰小,QRS波特征明显的导联作为QRS波检测的节律导联,从而提高实时心率计算的准确性。



1. 一种获取实时心率的方法,其特征在于,包括以下步骤:  
获取实时心率刷新时间间隔;  
在每个心率刷新时间间隔内,对多个导联的心电信号进行采样;  
根据信号采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;  
根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。
2. 根据权利要求1所述的获取实时心率的方法,其特征在于,所述获取实时心率刷新时间间隔包括:根据预设条件选取时间间隔,并将被选中的时间间隔选项作为实时心率刷新时间间隔。
3. 根据权利要求1所述的获取实时心率的方法,其特征在于,根据信号采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联包括:  
对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析;  
根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联。
4. 根据权利要求3所述的获取实时心率的方法,其特征在于,对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析包括:  
导联接触状态分析,用于判断每个导联与被测对象的接触状态是否正常;  
QRS波幅值分析,用于根据QRS波的幅值判断每个导联的心电信号的强弱;以及  
信号噪声分析,用于判断每个导联的心电信号噪声水平的高低。
5. 根据权利要求4所述的获取实时心率的方法,其特征在于,根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联包括:  
根据导联接触状态分析的结果选择所有接触状态为正常的有效导联;  
根据QRS波幅值分析的结果和/或信号噪声分析的结果,从所述有效导联中选取节律导联。
6. 根据权利要求5所述的获取实时心率的方法,其特征在于,所述根据QRS波幅值分析的结果和/或信号噪声分析的结果,从所述有效导联中选取节律导联包括:  
将各个有效导联按照噪声水平由低到高排序,从噪声最低的导联开始依次选取M1个导联作为低噪声导联集合,M1为自然数;  
将各个有效导联按照QRS波的幅值水平由大到小排序,从幅值最高的导联开始依次选取M2个导联作为强信号导联集合,M2为自然数;  
取低噪声导联集合与强信号导联集合的交集作为备选节律导联集合,以备选节律导联集合中的导联作为节律导联。
7. 根据权利要求6所述的获取实时心率的方法,其特征在于,备选节律导联集合中含有的导联个数N大于1时,进一步按照如下方法选择节律导联:  
判断备选节律导联集合中是否存在II导联,存在则选定II导联为节律导联,否则继续下一步;  
判断备选节律导联集合中是否存在V1导联,存在则选定V1导联为节律导联,否则继续下一步;  
判断备选节律导联集合中是否存在V5导联,存在则选定V5导联为节律导联,否则继续下一步;  
根据预定义的目标函数选定备选节律导联集合中最优的导联作为节律导联,其中,所

述预定义的目标函数以每个导联的QRS幅值和噪声水平作为自变量,且当QRS幅值越大,噪声水平越低时,取值越优。

8. 根据权利要求1所述的获取实时心率的方法,其特征在于,获取当次心率刷新时间间隔对应的实时心率之后还包括:根据当次心率刷新时间间隔对应的实时心率进行显示,其中:

在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率不同时,对实时心率进行更新显示;

在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率相同时,维持实时心率的显示不变。

9. 一种获取实时心率的装置,包括导联电极和连接线,其特征在于,还包括:

信号采集模块,用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值;

中央处理模块,用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值计算实时心率,所述中央处理模块进一步包括:

采样管理单元,用于获取实时心率刷新时间间隔,并控制信号采集模块在每个心率刷新时间间隔内进行周期性采样;

信号质量分析单元,用于对采样的多个导联的心电信号进行信号质量分析;

节律导联选择单元,用于根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;以及

实时心率计算单元,用于根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。

10. 一种非临时性计算机可读存储介质,其上存储有可执行指令,所述可执行指令在处理器上运行时,实现权利要求1-8中任意一项所述的获取实时心率的方法。

11. 一种心电监测设备,包括信号采集模块和中央处理模块,其特征在于,

所述信号采集模块用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值;

所述中央处理模块用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值,实现如权利要求1-8中任意一项所述的获取实时心率的方法。

## 一种获取实时心率的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械,特别是涉及心电监测设备中实时心率的计算方法与装置。

### 背景技术

[0002] 在人体系统中,心脏作为一个相对独立的子系统,在整个生命持续的过程中,心脏始终按其自身的自律性规律地跳动。心脏具有多面体的空腔多瓣膜的形态结构,其各个部分在高度有序的电信号控制下相互协调地完成周期性心脏搏动。在人体不同部位测到的心电信号实际上是心脏p细胞的自律性电位变化、左右传导束支的传导电位变化以及心脏各部位心肌细胞动作电位变化等等各种电运动过程复合而成的信号。理论上,心脏任何部位上的任何功能性和器质性的变化,都会对心脏的电生理活动过程产生影响,进而改变心电信号的构成。换言之,心脏作为一个相对独立的信息源,其内部的任何变化都将反映在其输出的复合电信号之中。

[0003] 心电图(electrocardiogram,ECG)是心电信号在特定导联上的时变函数曲线,它体现出特定导联上测取的心电信号幅值随时间的变化。通过对心电图的分析,可以对心电信号背后所代表的的心脏生理状态做出评估和判断。心率,作为与心脏搏动频率的直接相关的参数,在心电信号解读中尤其重要。并且,相对于心电图的其它复杂分析,心率的获取和计算相对复杂度不高。因此,当前的几乎所有心电监测设备都将心率作为首要的数字显示指标,而心电的图示则直接在显示器上显示,便于医生肉眼观察后根据经验实时判断病人的情况。

[0004] 由于单个导联测得的心电信号仅仅是心脏电生理活动在体表特定部位的反映,受到电极安放位置的限制而不可能从中获得反映心脏电生理活动的足够多的心电信号的原始数据,因此仅从一个导联或一个导联体系来测取心电信号是有局限性的。鉴于此,多导联心电监测设备被开发出来用于心电信号的医疗检测和实时监控。

[0005] 当前,多导联心电信号同步采集技术已经在业界被广泛应用。但是多导联信号一般被用于心电信号的综合分析,在计算实时心率时,仍旧是采用某个固定导联(例如,选择肢体II导联)的信号来实现。如此,当该固定导联信号质量较好时实时心率比较准确;一旦该固定导联出现诸如导联脱落等故障或收到各种干扰时,就会影响实时心率计算的准确性。

[0006] 对于心电监测而言,其使用场合多为病患的重症监护,或者手术室监测等。这些应用中,对于心率信号的实时监测都有非常高的要求,监测效果的不稳定和差错将会对病患的生命安全带来巨大影响。

### 发明内容

[0007] 本发明旨在至少在一定程度上解决上述相关技术中的技术问题之一,提供一种能对多导联的信号综合利用来提高实时心率的计算准确性的方法和装置,改善心电监测设备的容错性,避免单个导联故障或干扰影响实时心率检测的精确度。

[0008] 为此,根据本发明第一方面的实施例提出了一种获取实时心率的方法,该方法包括以下步骤:获取实时心率刷新时间间隔;在每个心率刷新时间间隔内,对多个导联的心电信号进行采样;根据信号采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。

[0009] 在一些实施例中,根据信号采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联包括:对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析;根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联。

[0010] 在一些实施例中,所述获取实时心率刷新时间间隔包括:根据预设条件选取时间间隔,并将被选中的时间间隔选项作为实时心率刷新时间间隔。

[0011] 在一些实施例中,对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析包括:导联接触状态分析,用于判断每个导联与被测对象的接触状态是否正常;QRS波幅值分析,用于根据QRS波的幅值判断每个导联的心电信号的强弱;以及信号噪声分析,用于判断每个导联的心电信号噪声水平的高低。

[0012] 在一些实施例中,根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联包括:根据导联接触状态分析的结果选择所有接触状态为正常的有效导联;根据QRS波幅值分析的结果和/或信号噪声分析的结果,从所述有效导联中选取节律导联。

[0013] 在一些实施例中,所述根据QRS波幅值分析的结果和/或信号噪声分析的结果,从所述有效导联中选取节律导联包括:将各个有效导联按照噪声水平由低到高排序,从噪声最低的导联开始依次选取M1个导联作为低噪声导联集合,M1为自然数;将各个有效导联按照QRS波的幅值水平由大到小进行排序,从幅值最高的导联开始依次选取M2个导联作为强信号导联集合,M2为自然数;取低噪声导联集合与强信号导联集合的交集作为备选节律导联集合,以备选节律导联集合中的导联作为节律导联。

[0014] 在一些实施例中,备选节律导联集合中含有的导联个数N大于1时,进一步按照如下方法选择节律导联:判断备选节律导联集合中是否存在II导联,存在则选定II导联为节律导联,否则继续下一步;判断备选节律导联集合中是否存在V1导联,存在则选定V1导联为节律导联,否则继续下一步;判断备选节律导联集合中是否存在V5导联,存在则选定V5导联为节律导联,否则继续下一步;根据预定义的目标函数选定备选节律导联集合中最优的导联作为节律导联,其中,所述预定义的目标函数以每个导联的QRS幅值和噪声水平作为自变量,且当QRS幅值越大,噪声水平越低时,取值越优。

[0015] 在一些实施例中,获取当次心率刷新时间间隔对应的实时心率之后还包括:根据当次心率刷新时间间隔对应的实时心率进行显示,其中:在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率不同时,对实时心率进行更新显示;在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率相同时,维持实时心率的显示不变。

[0016] 根据本发明第二方面的实施例提供了一种获取实时心率的装置,其包括导联电极和连接线,其特征在于,还包括:信号采集模块,用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值;中央处理模块,用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值计算实时心率,所述中央处理模块进一步包括:采样管理单元,用于获取实时心率刷新时间间隔,并控制信号采集模块在每个

心率刷新时间间隔内进行周期性采样;信号质量分析单元,用于对采样的多个导联的心电信号进行信号质量分析;节律导联选择单元,用于根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;以及实时心率计算单元,用于根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。

[0017] 根据本发明第三方面的实施例提供了一种非临时性计算机可读存储介质,其上存储有可执行指令,所述可执行指令在处理器上运行时,实现如本发明第一方面所述的获取实时心率的方法。

[0018] 根据本发明第四方面的实施例提供了一种心电监测设备,包括信号采集模块和中央处理模块,其中,所述信号采集模块用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值;所述中央处理模块用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值,实现如本发明第一方面所述的获取实时心率的方法。

[0019] 采用本发明的获取实时心率的方法、装置,以及应用根据本发明的心电监测设备,可以充分利用多个导联的信号,从多个导联中选取信号稳定,噪声干扰小,QRS波特征明显的导联作为QRS波检测的节律导联,从而提高实时心率计算的准确性。并改善心电监测设备的容错性,避免单个导联故障或干扰影响实时心率检测的精确度。

## 附图说明

[0020] 本发明上述的和/或附加的方面和优点从下面结合附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中:

[0021] 图1是根据本发明实施例的获取实时心率的方法的流程示意图;

[0022] 图2是根据本发明实施例的对导联的心电信号进行采样的流程示意图;

[0023] 图3是根据本发明实施例的获取用于心率计算的节律导联的流程示意图;

[0024] 图4是根据本发明实施例的从备选节律导联中选择节律导联的流程示意图;

[0025] 图5是根据本发明一个实施例的获取实时心率的装置的结构框图;

[0026] 图6是根据本发明另一个实施例的获取实时心率的装置的结构框图;

[0027] 图7是根据本发明实施例的信号质量分析单元的结构框图。

## 具体实施方式

[0028] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0029] 实时心率的计算一般是基于心电图中的QRS波群来进行。QRS波是指正常心电图中心电图幅度最大的波群,反映心室除极的全过程。正常心室除极始于室间隔中部,自左向右方向除极,故QRS波群先呈现一个小向下的q波。心电监测和心电图的采集绝大部分采用多导联的方案,以获得关于被测对象更全面的数据,不同导联由于采集位置的不同,信号特征也有区别。以现有技术中最为常用的一种多导联——十二道导联心电监测为例,其一般包括标准的12个导联,分别为:肢体I导联,肢体II导联,肢体III导联,加压AVR导联,加压AVL导联,加压AVF导联,胸导联V1~V6。正常胸导联QRS波群形态较恒定。V1、V2导联多呈RS型。V5、V6导

联以R波为主。V3、V4导联呈RS型,称为过渡区图形。

[0030] 当采用固定的导联作为节律导联,以固定的某个导联的信号来计算心率时,心率计算的准确性将受该导联信号质量的影响。当导联信号的QRS波斜率和幅度都比较大时,该导联的QRS波检测比较准,使用该导联的QRS波计算的实时心率也比较准确。而影响导联信号质量的故障和干扰则主要包括:导联脱落、基线漂移噪声,工频噪声,肌电噪声干扰等。上述方面出现问题,都将导致不同程度的误检和漏检,进而影响实时心率计算的准确性。

[0031] 为了解决现有技术使用固定的节律导联容错性差,对固定导联信号依赖度高,一旦出现故障就会严重影响准确性的问题,提供更为准确的计算实时心率的手段,本发明基于上述对技术问题的认知,提出了如下解决方案。

[0032] 本发明的获取实时心率的方法,包括:获取实时心率刷新时间间隔;在每个心率刷新时间间隔内,对多个导联的心电信号进行采样;根据采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联;并根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。

[0033] 下面参考附图对本发明实施例的方法和装置进行详细的说明。

[0034] 图1是根据本发明实施例的获取实时心率的方法的流程示意图。根据本实施例的获取实时心率的方法包括以下步骤S100~S500。

[0035] 在步骤S100,获取实时心率刷新的时间间隔。

[0036] 对于不同的设备使用目的,实时心率的刷新时间间隔可以根据用途和设备的元件处理能力进行灵活设定。可以以预设默认的实时心率刷新时间间隔工作,也可以根据预设条件选取时间间隔。提供可选的时间间隔选项,并根据被选定的选项作为实时心率刷新时间间隔。例如,可以提供可选的时间间隔选项,供用户在使用中进行选择,并根据用户选定的结果,并将被选中的时间间隔选项作为实时心率刷新时间间隔。

[0037] 例如,可以提供不同的时间间隔选项以适应监护设备不同的应用场景。当心电监测设备用于手术室中的监测时,由于术中患者的心率变化可能会比较频繁和剧烈,并且医护人员的手术操作也有可能影响到导联与患者身体的接触稳定性,从而影响导联的信号质量。故此,需要相对较短的实时心率刷新时间间隔,例如小于一个心拍,甚至小于半个心拍的时间。例如,考虑到患者可能的体征状况,设定实时心率刷新时间间隔小于等于最短可能心拍(例如按照每秒300次的一般人类心脏的功能上限计算,心拍最短时间为0.2秒)。从而及时体现患者心率的变化,并且实现对导联故障的及时发现。而对一些长期慢性病症的患者(例如长期昏迷的病患)进行监测,或者ICU(重症加护病房)中的术后监控时,由于患者的体征相对稳定,身体动作幅度很小或几乎没有,因此,心率大部分时间稳定平缓,导联信号质量的变动不大,此时相对稍长的实时心率刷新时间间隔即可满足需求,例如,约等于一个或半个心拍的时间。此时的一个心拍时间也相对较长,例如以每秒80次的心率为例,一个心拍约为0.75秒。

[0038] 实时心率的刷新时间间隔可按照如下公式计算:

$$[0039] \quad y = 60 \div x \times b$$

[0040] 其中,y表示实时心率刷新时间间隔,单位为秒;x表示心率,单位为节拍/分钟(bpm),b表示每隔多少节拍进行一次心率刷新,单位为节拍(beat)。

[0041] 一般来说,常人的心率范围在30~300bpm(节拍/分钟),因此,对于心电监测设备

而言,只要能满足人体最快心率上限时,每拍的心率变化都能实时体现。同时,考虑到目前的硬件水平已经非常高,对于每秒 $10^4$ 级别的采样并不困难,而每个心率刷新时间间隔内 $10^3$ 级别的采样点一般可以满足心率计算的需求,不会带来太多成本上的压力。在本发明的一些实施例中,实时心率的刷新时间间隔按照人体可能的最快心率来取值,并取为固定值: $y = 60 \div 300 \times 1 = 0.2$ 秒。如此,可以保证绝大部分情况下的实时心率刷新都能满足及时性的要求。

[0042] 再例如,还可以提供不同的时间间隔选项以对应监护设备不同的运算能力。对于一些运算能力不佳的老旧设备,可以根据设备计算能力设定可行的心率刷新时间间隔。大体上说,就当前的硬件设备运算能力而言,在较低的经济成本下,实现0.2秒或者更短的刷新时间是非常容易的。因此,对实时心率刷新时间间隔的设定,更多的是考虑使用的需求而非硬件能力的限制。

[0043] 在步骤S200,在每个心率刷新时间间隔内,对多个导联的心电信号进行采样。心电信号的采样可以按照预定的采样间隔周期性地,每个心率刷新时间间隔内的采样可以通过循环判断来实现。具体地,在步骤S210,在每个采样周期对多个导联的心电信号进行采样,并在每次采样之后,在步骤S220判断当前采样时间是否已经达到了实时心率刷新时间间隔。如果没有,则继续下一次的采样,如果已经达到则继续执行步骤S300~S500,根据采集到的信号获取实时心率。一般来说,在每个心率刷新时间间隔内的采样次数可以设在 $10^3$ 到 $10^4$ 的数量级,以获取更精确的结果。并且在每次每个心率刷新时间间隔开始时,将采样时间清零重新开始计算。

[0044] 图2是根据本发明实施例的对导联的心电信号进行采样的流程示意图。一般来说,对多个导联的心电信号进行采样,主要包括对信号的初步处理和模数转换,以生成对应的数字信号传递给具有计算功能的处理器进行后续处理。现有技术中的各种心电信号采样方法均可应用于此,本发明对此并无限制。具体来说,本发明的一个实施例中,对多个导联的心电信号进行采样包括以下步骤S221~S224。

[0045] S221,通过生理电极获取每个导联的同步心电模拟信号。生理电极可包括肢体夹、胸导吸球、电极片等导体,通过与人体紧密接触来获取多导联同步心电信号。

[0046] S222,对心电模拟信号进行低通滤波,滤除高频噪声。这一步的主要目的是防止混叠失真。

[0047] S223,对滤波后的信号进行差分放大,滤除共模信号,同时通过放大保证后续的模数转换精度。

[0048] S224,对差分放大后的信号进行模数转换,得到相应的数字信号作为导联心电信号的采样值。

[0049] 在每个心率刷新时间间隔结束时,执行以下步骤S300~S500。然后回到S100重新开始下一心拍的采样和实时心率分析。

[0050] 根据信号采样的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联时,一般来说,节律导联可以根据各个导联的信号质量来选取。对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析,再根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联。具体而言,节律导联的选取可包括步骤S300和S400。

[0051] 在步骤S300,对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析。由于各个导联

通常设置在被测对象的身体的不同部位,并且接触状态也不同,因此信号质量不一,本步骤主要是对各个导联的信号质量进行评估。

[0052] 对采集到的多个导联的心电信号进行信号质量分析主要包括导联接触状态分析, QRS波幅值分析和信号噪声分析等方面。其中,导联接触状态分析用于判断每个导联与被测对象的接触状态是否正常,例如,可将分析结果分为接触状态正常的未脱落导联,和脱落的接触状态异常的导联。

[0053] QRS波幅值分析用于根据QRS波的幅值判断每个导联的心电信号的强弱。例如,可以按照QRS波幅值范围进行分类,将导联分为:心电信号极弱(QRS波幅值 $\leq 2.5\text{mm/mv}$ ),心电信号较弱( $2.5\text{mm/mv} < \text{QRS波幅值} \leq 5\text{mm/mv}$ ),心电信号正常( $5\text{mm/mv} < \text{QRS波幅值} \leq 10\text{mm/mv}$ ),心电信号较强( $10\text{mm/mv} < \text{QRS波幅值} \leq 20\text{mm/mv}$ ),心电信号异常(QRS波幅值 $> 20\text{mm/mv}$ )几种类型。

[0054] 信号噪声分析,用于判断每个导联的心电信号噪声水平的高低。更具体地,信号噪声分析可包括:基线漂移噪声分析,工频噪声分析和肌电干扰噪声分析中的一项或多项,信号噪声水平由各项噪声分析的结果综合确定。对于心电信号噪声水平的分析可以有多种形式,本发明对此并无限定。例如,在一些实施例中,噪声分析可以按照下述方法进行。

[0055] 对于基线漂移噪声分析,可以构造基线漂移噪声的性能指标函数,并根据性能指标函数的值和设定阈值的关系,对基线漂移噪声进行分类,例如,分为噪声微弱(近似无噪声),强噪声,极强噪声三种类型。

[0056] 对于工频干扰噪声分析,可以构造工频干扰噪声的性能指标函数,并根据性能指标函数的值和设定阈值的关系,对基线漂移噪声进行分类,例如,分为噪声微弱(近似无噪声),强噪声,极强噪声三种类型

[0057] 对于肌电干扰噪声分析,可以构造肌电干扰噪声的性能指标函数,并根据性能指标函数的值和设定阈值的关系,对基线漂移噪声进行分类,例如,分为噪声微弱(近似无噪声),强噪声,极强噪声三种类型。

[0058] 对于每种噪声,可根据信噪比作为划分噪声等级的标准,进行分类。将信噪比大于第一阈值的判别为微弱噪声,信噪比位于范围第一阈值和第二阈值之间的判别为强噪声,信噪比小于第二阈值的判别为极强噪声。

[0059] 信噪比可采用信号和噪声的电压幅值的比率关系来确定。并可以进一步取10对数来作为划分噪声等级的性能指标函数。例如,取 $f_s = \log_{10} \frac{V_s}{V_n}$ 。并根据具体情况设定每种噪声相应的等级划分的阈值。例如第一阈值和第二阈值分别取0.8和0.5。当然,根据噪声种类的不同,选择的第一和第二阈值也可以各不相同。

[0060] 其中, $V_s$ 和 $V_n$ 分别代表信号和噪声电压的“有效值”。要说明的是,对信号噪声等级的划分只是定性的区分,对于阈值的选择可以根据心电监测设备的实际情况加以选择,本发明对此并无限制,以上各种噪声的分类阈值的选择仅仅作作为示例。

[0061] 由各项噪声分析的结果综合确定信号噪声水平可以包括对各种信号噪声的性能指标函数进行加权求和,得到综合的噪声性能指标。例如,加权过程中,可以对处于不同噪声等级赋予不同的权重,噪声微弱,强噪声,极强噪声三种类型中,一旦出现属于极强噪声的情况则信号噪声水平也相应的会对应较大的噪声值。在后续的步骤中,以此综合的噪声

性能指标作为信号噪声水平的评价标准。

[0062] 在步骤S400,根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联。节律导联的选择是心率计算准确与否的关键,一个总的原则是,正常心电信号的QRS波幅值越大的越适合作为节律导联,信号噪声越小的越适合作为节律导联。根据使用偏好,可以设置不同的目标函数来对这两项参数综合选择。具体而言,有很多不同的方式可以实施,本发明对此并无限制。下面结合实施例给出节律导联的几种示例性选择方式。

[0063] 图3是根据本发明实施例的选择用于心率计算的节律导联的流程示意图。参见图3,根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联可包括步骤S410到S440。

[0064] 在步骤S410,根据导联接触状态分析的结果选择所有接触状态为正常的有效导联。如此,可以排除掉脱落导联。

[0065] 在步骤S420到S440,根据QRS波幅值分析的结果和/或信号噪声分析的结果,从所述有效导联中选取节律导联。

[0066] 在步骤S420,将各个有效导联按照噪声水平由低到高排序,从噪声最低的导联开始依次选取M1个导联作为低噪声导联集合,M1为自然数。其中,M1可以取固定的自然数,例如,取3,4或者5个等。也可以是根据上述的各种噪声的等级分析,去除其中含有极强噪声的导联,保留各种噪声等级都在可接受范围内的导联,等等。

[0067] 在步骤S430,将各个有效导联按照QRS波的幅值水平由大到小排序,从幅值最高的导联开始依次选取M2个导联作为强信号导联集合,M2为自然数。其中,M2可以取固定的自然数,例如,取3,4或者5个等。

[0068] 本发明对于M1和M2的数值并无限制,本领域技术人员可以根据心电监测设备的使用需要自行设定。

[0069] 在步骤S440,取低噪声导联集合与强信号导联集合的交集作为备选节律导联集合,以备选节律导联集合中的导联作为节律导联。

[0070] 当获取到备选节律导联集合之后,一般来说其中的各个导联都满足最低的信号质量标准,可以作为节律导联使用,因此可以从中任意选择一个作为节律导联。但是,这些导联之间也还是有所区别,从中选择节律导联时也可以有进一步的选择。

[0071] 并且,备选节律导联中可能包括一个或多个导联,以及在某些极端情况下,信号质量非常不理想,以至于低噪声导联和强信号导联没有交集,也可能备选节律导联集合为空。因此,在获取备选节律导联集合后,还可以有进一步的操作来确定节律导联,根据备选节律导联集合获取节律导联的方法可以参见图4。下面以多导联信号为标准12导联为例,对节律导联的选择进行说明。

[0072] 首先在步骤S441,对备选导联集合中的导联数量N进行判断。

[0073] 当备选导联集合中的导联数量 $N=1$ 时,说明其中只有一个导联,执行步骤S442,选定备选节律导联集合中的唯一导联为节律导联。

[0074] 当备选导联集合中的导联数量 $N=0$ 时,没有符合理想条件的导联,则要退一步,从所有导联中选择相对最优的导联作为节律导联。例如,执行步骤S450,根据预定义的目标函数从低噪声导联集合和强信号导联集合选定中最优的导联作为节律导联。

[0075] 备选节律导联集合中含有的导联个数 $N$ 大于1时,说明其中包括多于一个的导联,

进一步按照如步骤S443-S449选择节律导联。

[0076] 在步骤S442,判断备选节律导联集合中是否存在II导联。存在则执行步骤S444,选定II导联为节律导联;否则执行步骤S445。

[0077] 在步骤S445,判断备选节律导联集合中是否存在V1导联,存在则执行步骤S446,选定V1导联为节律导联,否则执行步骤S447。

[0078] 在步骤S447,判断备选节律导联集合中是否存在V5导联,存在则执行步骤S448,选定V5导联为节律导联,否则执行步骤S449。

[0079] 在步骤S449,根据预定义的目标函数选定备选节律导联集合中最优的导联作为节律导联。其中,所述预定义的目标函数以每个导联的QRS幅值和噪声水平作为自变量,且当QRS幅值越大,噪声水平越低时,取值越优。

[0080] 在步骤S500,根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。在选定节律导联后,实时心率的计算可以采用相关技术中已有的各种方法来实现,本发明对比不做限制,不再赘述。

[0081] 采用本发明的获取实时心率的方法,可以充分利用多个导联的信号,从多个导联中选取信号稳定,噪声干扰小,QRS波特征明显的导联作为QRS波检测的节律导联,从而提高实时心率计算的准确性。并改善心电监测设备的容错性,避免单个导联故障或干扰影响实时心率检测的精确度。

[0082] 一般来说,实时心电监测的目的之一是便于医护人员及时获得被测对象的心率信息,而通过显示器进行显示是目前被广泛采用的心率信息展现形式。因此,在一些实施例中,获取当次心率刷新时间间隔对应的实时心率之后还包括:根据当次心率刷新时间间隔对应的实时心率进行显示。

[0083] 当前技术水平下,显示一般是通过显示器屏幕。在心电监测设备的屏幕的特定位置设置显示区域,用以显示实时心率。每次实时心率刷新时间间隔内虽然在后台进行了实时心率的重新计算,但是未必意味着实时心率计算结果的数值一定会变化。例如,当各个导联工作正常稳定时,两个连续的心率刷新时间间隔内所选取的节律导联可能是相同的,并且当心率刷新时间间隔时间较短,例如小于1/2个心拍时,两个连续的心率刷新时间间隔过去,心脏跳动的一拍仍未结束,此时,两个连续的心率刷新时间间隔对应计算的实时心率数值结果很大可能也是不变的。

[0084] 而对于医护人员来说,很多时候,观察显示屏幕的目的是为了跟踪发现心率的变动,但是医护人员的视线不可能一直集中于显示器屏幕。根据人类视觉的特点,当视线并不聚焦于显示器屏幕,而是通过余光观察时,画面的变动比较容易吸引注意力。如果画面一直快速更新闪烁,并不利于观察。

[0085] 为了能够在心率稳定时,不浪费医护人员的注意力;而在心率变动时,能更快的被医护人员注意到,在本发明的一些实施例中,对心率的显示按照如下方式进行更新:在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率不同时,对实时心率进行更新显示;在当次心率刷新时间间隔对应的实时心率与上一次心率刷新时间间隔对应的实时心率相同时,维持实时心率的显示不变。换言之,显示屏的显示画面中,心率部分不呈现闪烁,而保持画面的相对静态稳定。

[0086] 为了具体实现上述获取实时心率的方法,根据本发明的第二方面的实施例提供了

一种获取实时心率的装置。参见图5,图5是根据本发明一个实施例的获取实时心率的装置的结构框图,其中该装置包括:外设模块110,信号采集模块120和中央处理模块130。

[0087] 外设模块110包括导联电极和连接线,导联电极用于设置在被测对象身体上,并通过连接线将导联电极测得的信号传递给信号采集模块。

[0088] 信号采集模块120用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值。

[0089] 中央处理模块130用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值计算实时心率。

[0090] 各个模块的进一步具体实现可以参见图6,图6是根据本发明另一个实施例的获取实时心率的装置的结构框图。

[0091] 其中,所述信号采集模块120进一步包括:模拟信号采集单元121,低通滤波单元122,差分放大单元123和模数转换单元124。

[0092] 模拟信号采集单元121用于获取每个导联电极的同步心电模拟信号,可以用各种模拟输入输出接口实现。

[0093] 低通滤波单元122用于对心电模拟信号进行低通滤波,滤除高频噪声。相关技术中的各种低通滤波电路均可用于实现低通滤波单元122。

[0094] 差分放大单元123用于对滤波后的信号进行差分放大,滤除共模信号。相关技术中有各种成熟的运算放大器电路可以实现差分放大单元。

[0095] 模数转换单元124用于对差分放大后的信号进行模数转换,得到相应的数字信号作为导联心电信号的采样值。相关技术中的各种模数转换芯片均可以用于实现模数转换单元124。

[0096] 所述中央处理模块130进一步包括采样管理单元131,信号质量分析单元132,节律导联选择单元133和实时心率计算单元134。其中,中央处理模块130可用包括处理器,存储器的计算设备实现,存储器存储有用于实现相应功能的可执行程序。而其中的各个单元可以是实现相应功能的程序模块。

[0097] 采样管理单元131用于获取实时心率刷新时间间隔,并控制信号采集模块在每个心率刷新时间间隔内进行周期性采样。

[0098] 信号质量分析单元132用于对采样的多个导联的心电信号进行信号质量分析。

[0099] 节律导联选择单元133用于根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联。

[0100] 其中,中央处理模块130各个单元的功能以及其它具体细节,可以参见结合图3和图4对获取实时心率的方法的描述,方法实施例中对各个步骤和参数的说明同样可以用于装置实施例,在此不再一一赘述,择要概述如下。

[0101] 所述节律导联选择单元根据信号质量分析的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联包括:根据导联接触状态分析的结果选择所有接触状态为正常的有效导联;将各个有效导联按照噪声水平由低到高排序,选出其中噪声最低的M1个导联作为低噪声导联集合,M1为自然数;

[0102] 将各个导联按照QRS波的幅值水平由大到小进行排序,选出其中幅值最高的M2个导联作为强信号导联集合,M2为自然数;取低噪声导联集合与强信号导联集合的交集作为

备选节律导联集合,以备选节律导联集合中的导联作为节律导联。

[0103] 备选节律导联集合中含有的导联个数 $N$ 大于1时,所述节律导联选择单元进一步按照如下方式选择节律导联:判断节律导联集合中是否存在II导联,存在则选定II导联为节律导联,否则继续下一步;判断节律导联集合中是否存在V1导联,存在则选定V1导联为节律导联,否则继续下一步;判断节律导联集合中是否存在V5导联,存在则选定V5导联为节律导联,否则继续下一步;根据预定义的目标函数选定备选节律导联集合中最优的导联作为节律导联,其中,所述预定义的目标函数以每个导联的QRS幅值和噪声水平作为自变量,且当QRS幅值越大,噪声水平越低时,取值越优。

[0104] 实时心率计算单元134用于根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。

[0105] 信号噪声分析子单元132对导联的心电信号的基线漂移噪声,工频噪声和肌电干扰噪声中的一项或多项进行分析,并根据各项噪声分析的结果综合确定信号噪声水平。图7是根据本发明实施例的信号质量分析单元的结构框图。所述信号质量分析单元132进一步包括:导联接触状态分析子单元1321,QRS波幅值分析子单元1322和信号噪声分析子单元1323。

[0106] 其中,导联接触状态分析子单元1321用于判断每个导联与被测对象的接触状态是否正常。QRS波幅值分析子单元1322用于根据QRS波的幅值判断每个导联的心电信号的强弱。信号噪声分析子单元1323用于判断每个导联的心电信号噪声水平的高低。

[0107] 信号质量分析单元132及去各个子单元的功能以及其它具体细节,可以参见对获取实时心率的方法的描述,方法实施例中对各个步骤和参数的说明同样可以用于装置实施例,在此不再一一赘述。

[0108] 采用本发明的获取实时心率的装置,可以充分利用多个导联的信号,从多个导联中选取信号稳定,噪声干扰小,QRS波特征明显的导联作为QRS波检测的节律导联,从而提高实时心率计算的准确性。并改善心电监测设备的容错性,避免单个导联故障或干扰影响实时心率检测的精确度。

[0109] 根据本发明第三方面的实施例提供了一种非临时性计算机可读存储介质,其上存储有可执行指令,所述可执行指令在处理器上运行时,实现如本发明第一方面所述的获取实时心率的方法。该存储介质可以作为心电监测设备的一部分设置在心电监测设备上。

[0110] 根据本发明第四方面的实施例提供了一种心电监测设备,包括信号采集模块和中央处理模块,其中,所述信号采集模块用于对来自多个导联电极的模拟心电信号进行采样,得到各个导联心电信号的采样值;所述中央处理模块用于控制信号采集模块对模拟心电信号进行采样,并根据各个导联心电信号的采样值,实现如本发明第一方面所述的获取实时心率的方法。具体而言,所述中央处理模块可以实现为根据本发明第二方面实施例中描述的形式。

[0111] 在本发明的一些实施例中还提出一种计算设备,该计算设备包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的应用程序,当处理器执行所述应用程序时,实现如上面实施例的获取实时心率的方法。该计算设备可以由心电监测设备的中央控制单元实现,作为心电监测设备的中央控制单元的功能中的一部分。当然,也可以由单独的计算设备实现,与心电监测设备的中央控制单元通信连接。

[0112] 上述使用根据本发明第二方面的获取实时心率的装置的心电监测设备,存储介质和计算设备,其相关部分的具体实施方式可以从相应的本发明的获取实时心率的方法或装置的实施例中获得,并具有与相应的本发明的获取实时心率的方法或装置相似的有益效果,在此不再赘述。

[0113] 需要说明的是,在本说明书的描述中,流程图中或在此以其他方式描述的任何过程或方法描述可以被理解为,表示包括一个或更多个用于实现特定逻辑功能或过程的步骤的可执行指令的代码的模块、片段或部分,并且本发明的优选实施方式的范围包括另外的实现,其中可以不按所示出或讨论的顺序,包括根据所涉及的功能按基本同时的方式或按相反的顺序,来执行功能,这应被本发明的实施例所属技术领域的技术人员所理解。

[0114] 在流程图中表示或在此以其他方式描述的逻辑和/或步骤,例如,可以被认为用于实现逻辑功能的可执行指令的定序列列表,可以具体实现在任何计算机可读介质中,以供指令执行系统、装置或设备(如基于计算机的系统、包括处理器的系统或其他可以从指令执行系统、装置或设备取指令并执行指令的系统)使用,或结合这些指令执行系统、装置或设备而使用。就本说明书而言,“计算机可读介质”可以是任何可以包含、存储、通信、传播或传输程序以供指令执行系统、装置或设备或结合这些指令执行系统、装置或设备而使用的装置。计算机可读介质的更具体的示例(非穷尽性列表)包括以下:具有一个或多个布线的电连接部(电子装置),便携式计算机盘盒(磁装置),随机存取存储器(RAM),只读存储器(ROM),可擦除可编程只读存储器(EPR0M或闪速存储器),光纤装置,以及便携式光盘只读存储器(CDROM)。另外,计算机可读介质甚至可以是可在其上打印所述程序的纸或其他合适的介质,因为可以例如通过对纸或其他介质进行光学扫描,接着进行编辑、解译或必要时以其他合适方式进行处理来以电子方式获得所述程序,然后将其存储在计算机存储器中。

[0115] 应当理解,本发明的各部分可以用硬件、软件、固件或它们的组合来实现。在上述实施方式中,多个步骤或方法可以用存储在存储器中且由合适的指令执行系统执行的软件或固件来实现。例如,如果用硬件来实现,和在另一个实施方式中一样,可用本领域公知的下列技术中的任一项或他们的组合来实现:具有用于对数据信号实现逻辑功能的逻辑门电路的离散逻辑电路,具有合适的组合逻辑门电路的专用集成电路,可编程门阵列(PGA),现场可编程门阵列(FPGA)等。

[0116] 本技术领域的普通技术人员可以理解实现上述实施例的方法携带的全部或部分步骤是可以通程序来指令相关的硬件完成,所述的程序可以存储于一种计算机可读存储介质中,该程序在执行时,包括方法实施例的步骤之一或其组合。

[0117] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0118] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者

隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中，“多个”的含义是两个或两个以上，例如两个，三个等，除非另有明确具体的限定。

[0119] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例，可以理解的是，上述实施例是示例性的，不能理解为对本发明的限制，本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述实施例进行变化、修改、替换和变型。

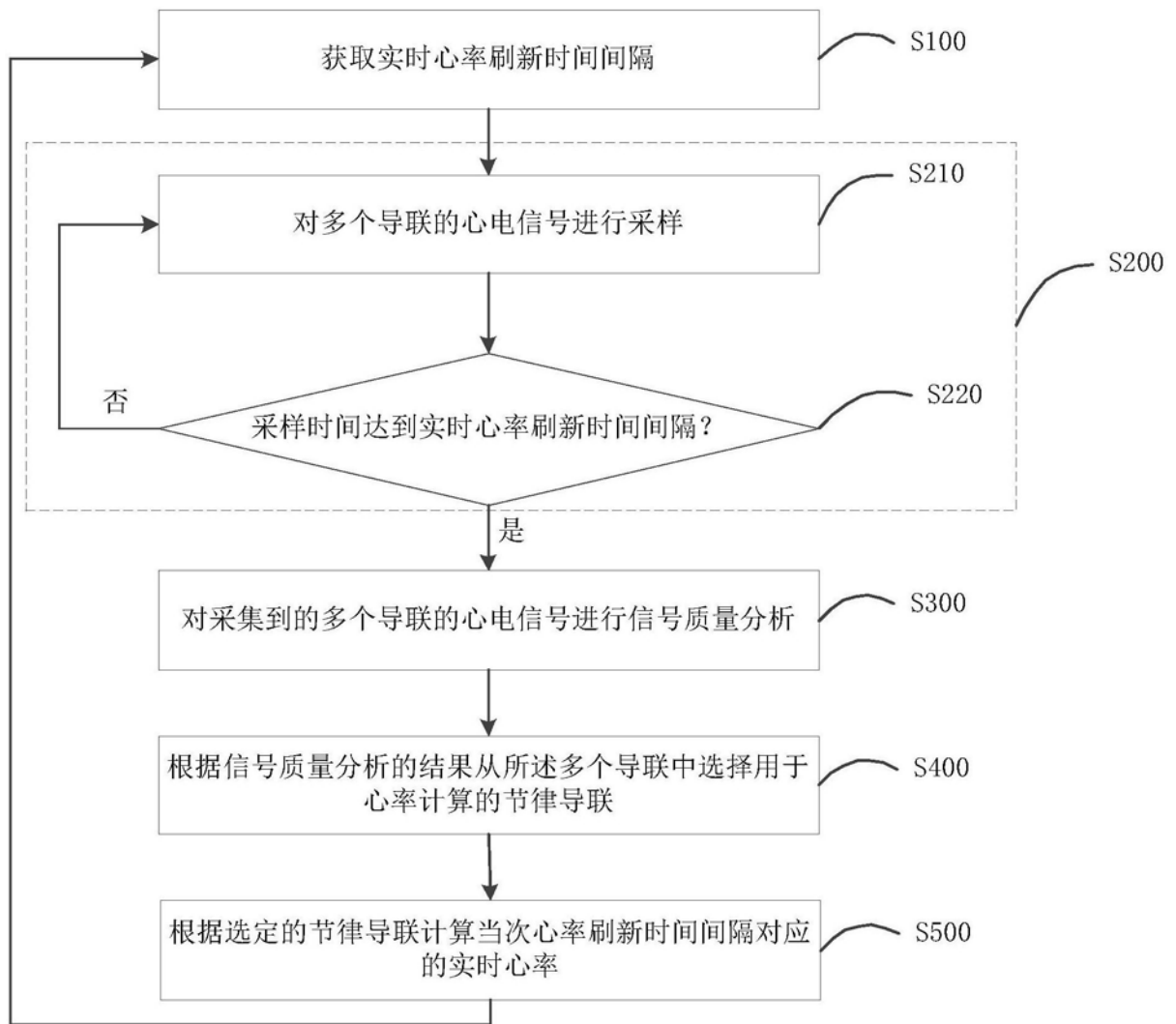


图1

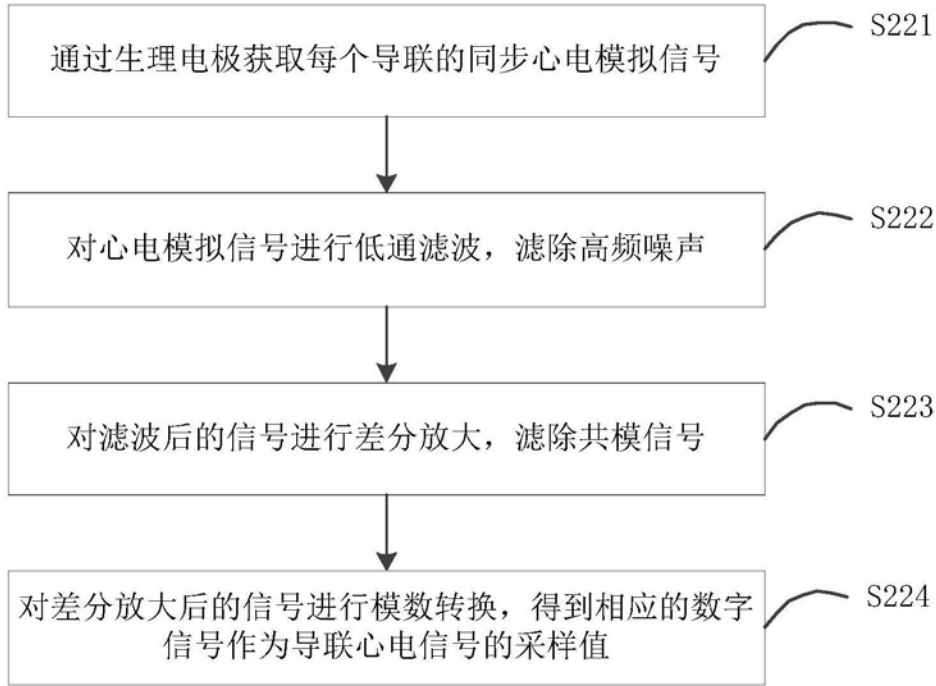


图2

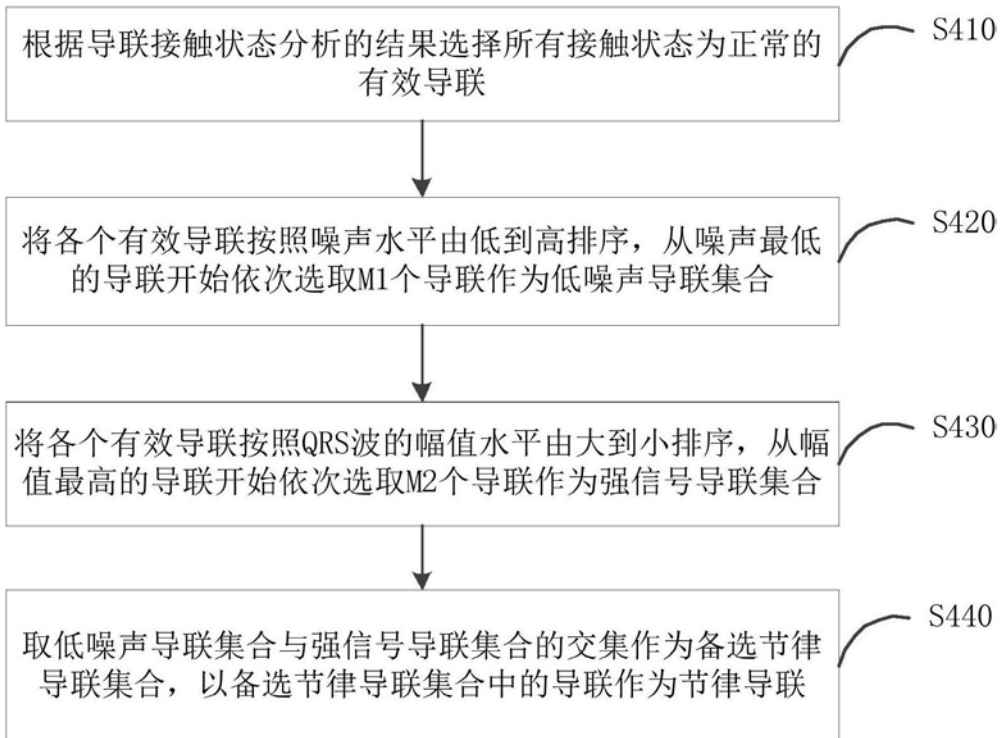


图3

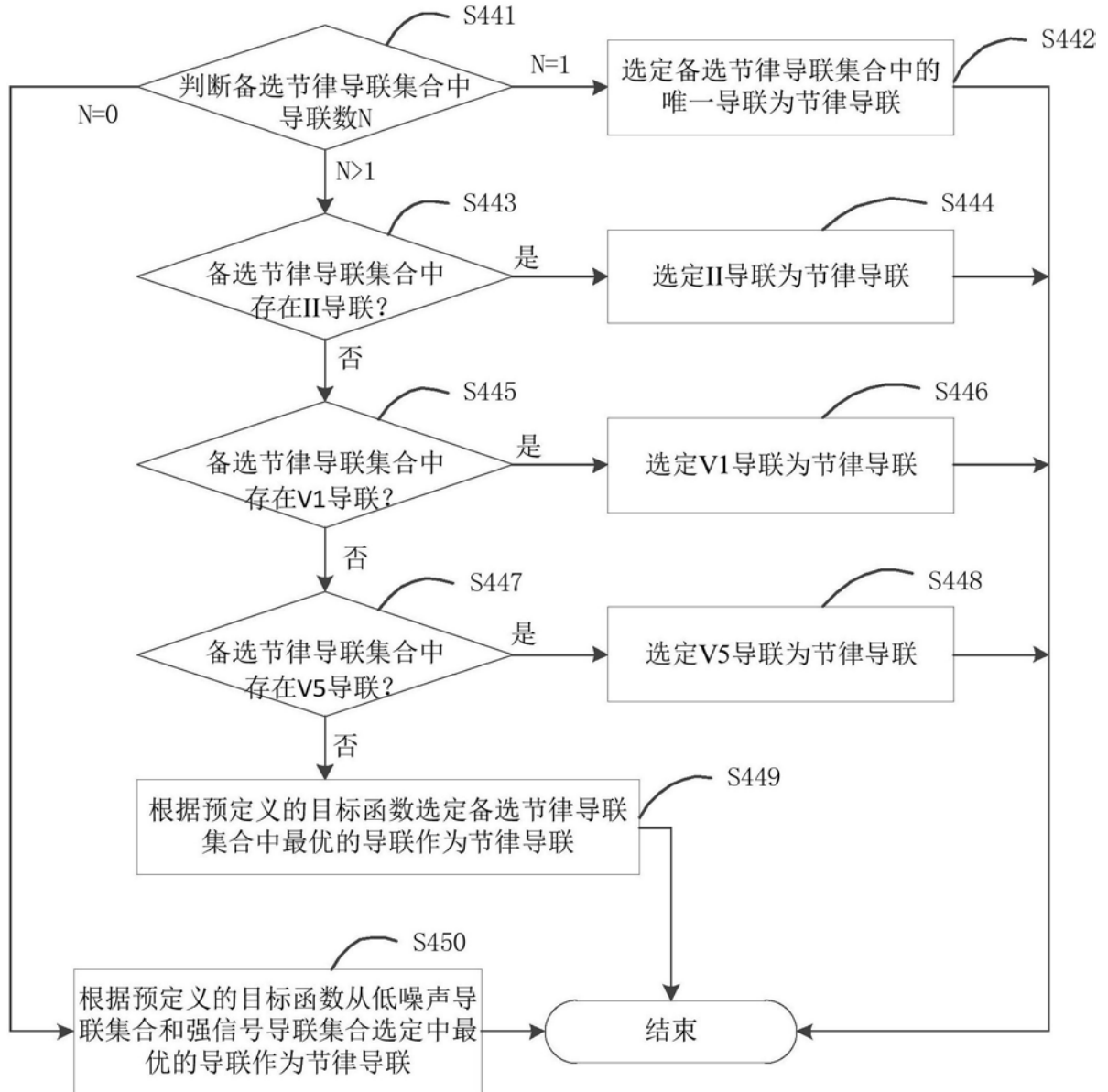


图4

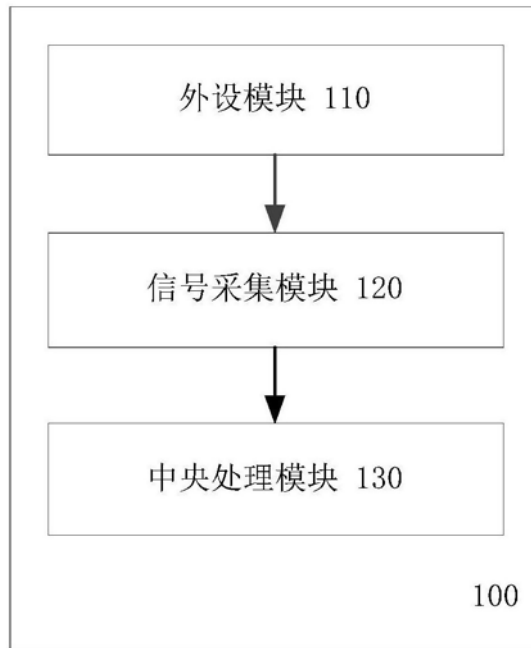


图5

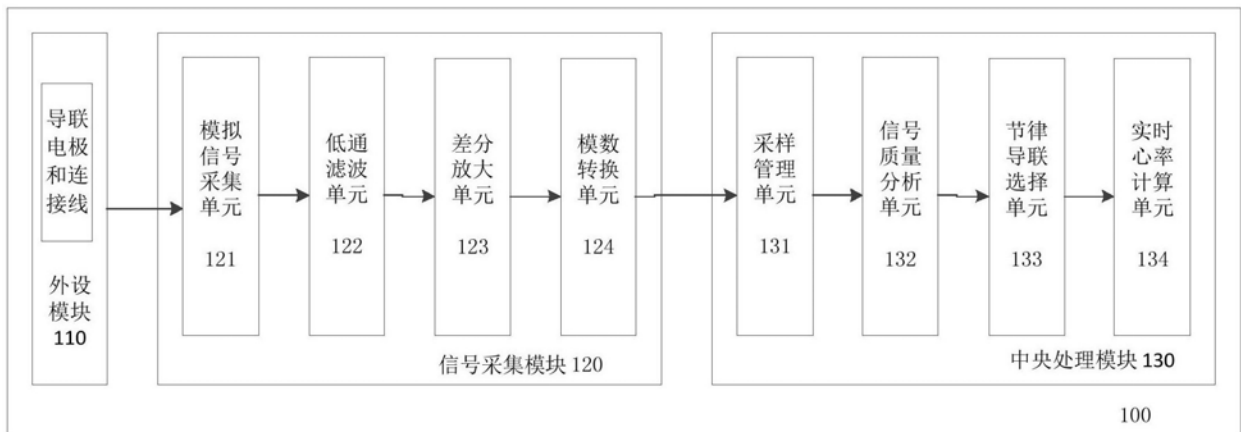


图6

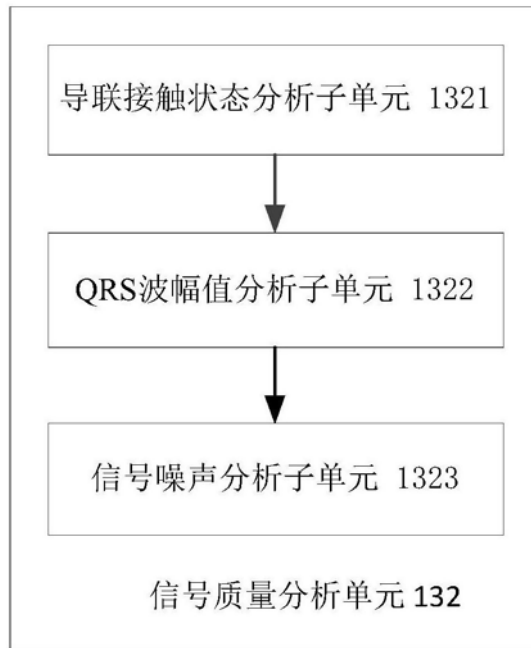


图7

专利名称(译)	一种获取实时心率的方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110313908A</a>	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201810279574.5	申请日	2018-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	周峰		
发明人	朱元派 周峰		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7235		
代理人(译)	张润		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种获取实时心率的方法、装置和心电监测设备。其中，获取实时心率的方法包括：获取实时心率刷新时间间隔；在每个心率刷新时间间隔内，对多个导联的心电信号进行采样；根据信号采集的结果从所述多个导联中选择用于心率计算的节律导联；根据选定的节律导联计算当次心率刷新时间间隔对应的实时心率。采用本发明，可以充分利用多个导联的信号，从多个导联中选取信号稳定，噪声干扰小，QRS波特征明显的导联作为QRS波检测的节律导联，从而提高实时心率计算的准确性。

