



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106108850 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201610492603.7

(22)申请日 2016.06.30

(71)申请人 深圳邦健生物医疗设备股份有限公司

地址 518102 广东省深圳市宝安区西乡街道宝源路深圳市名优工业产品展示采购中心A座七楼A735号

申请人 深圳市儿童医院

(72)发明人 洪洁新 沈定荣 李德东

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

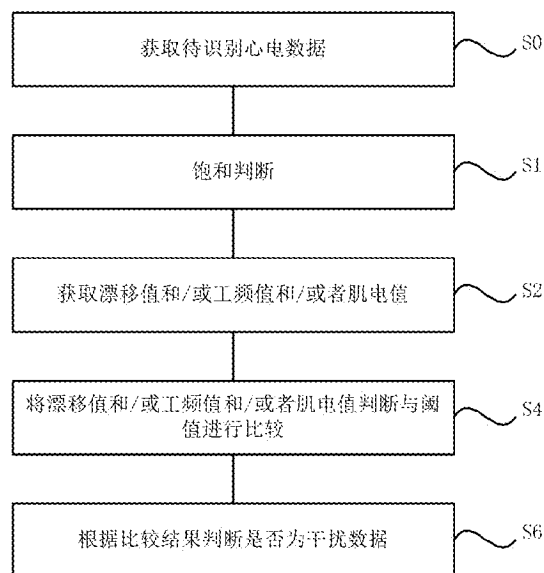
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

心电数据库的干扰数据的识别方法和装置

(57)摘要

本发明涉及心电数据库的干扰数据的识别方法和装置。该方法包括如下步骤：S0、获取待识别心电数据；S2、获取所述待识别心电数据的基线漂移的漂移值和/或工频干扰的工频值和/或肌电干扰的肌电值；S4、判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值；S6、若所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时，则所述待识别心电数据为干扰数据。本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法和装置通过对心电数据中的基线信号、工频信号和肌电信号进行评估，识别出干扰数据，具有高效、准确、快速的优点。



1. 一种心电数据库的干扰数据的识别方法,其特征在于,包括如下步骤:

S0、获取待识别心电数据;

S2、获取所述待识别心电数据的基线漂移的漂移值和/或工频干扰的工频值和/或肌电干扰的肌电值;

S4、判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值;

S6、若所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时,则所述待识别心电数据为干扰数据。

2. 如权利要求1所述的心电数据库的干扰数据的识别方法,其特征在于,所述步骤S0和S2之间还包括如下步骤:

S1、判断所述待识别心电数据是否存在连续100ms内电压值大于第四阈值,若存在,则所述待识别心电数据为干扰数据。

3. 如权利要求1所述的心电数据库的干扰数据的识别方法,其特征在于:

获取基线漂移的漂移值的步骤如下:

S211、获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值;

S213、获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值;

S215、获取第一差值的标准差作为漂移值;

或者,获取工频干扰的工频值的步骤如下:

S221、使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据;

S223、将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值;

S225、获取第二差值的标准差为工频值;

或者,获取肌电干扰的肌电值的步骤如下:

S231、使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据;

S233、将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值;

S235、获取第三差值的标准差为肌电值。

4. 如权利要求3所述的心电数据库的干扰数据的识别方法,其特征在于,一个心跳波形中的基线幅值为上次波形结束到本次P波之间的点的幅值平均值或者上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值。

5. 如权利要求1所述的心电数据库的干扰数据的识别方法,其特征在于,所述步骤S6还包括:

若所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时,则判断是否满足条件A,若满足,则所述待识别心电数据为干扰数据;

条件A:所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。

6. 一种心电数据库的干扰数据的识别装置,其特征在于,包括:

获取模块,用于获取待识别心电数据;

漂移值获取模块,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值;

工频值获取模块,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值;

肌电值获取模块,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值;

判断模块,用于判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值;以及

识别模块,若所述判断模块判断所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时,所述识别模块识别所述待识别心电数据为干扰数据。

7.如权利要求6所述的心电数据库的干扰数据的识别装置,其特征在于,还包括饱和判断模块,所述待识别心电数据存在连续100ms内电压值大于第四阈值时,所述饱和判断模块所述待识别心电数据为干扰数据。

8.如权利要求6所述的心电数据库的干扰数据的识别装置,其特征在于:

所述漂移值获取模块包括:

基线幅值获取单元,用于获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值;

第一差值获取单元,用于获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值;以及

漂移值获取单元,用于获取第一差值的标准差作为漂移值;

或者,所述工频值获取模块包括:

第一心电数据获取单元,用于使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据;

第二差值获取单元,用于将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值;以及

工频值获取单元,用于获取第二差值的标准差为工频值;

或者,所述肌电值获取模块包括:

第二心电数据获取单元,用于使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据;

第三差值获取单元,用于将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值;以及

肌电值获取单元,用于获取第三差值的标准差为肌电值。

9.如权利要求8所述的心电数据库的干扰数据的识别装置,其特征在于,一个心跳波形中的基线幅值为上次波形结束到本次P波之间的点的幅值平均值或者上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值。

10.如权利要求6所述的心电数据库的干扰数据的识别装置,其特征在于,所述判断模块判断出所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时,还判断是否满足条件A;若所述判断模块判断满足条件A时,所述识别模块识别所述待识别心电数据为干扰数据;

条件A:所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。

心电数据库的干扰数据的识别方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及心电数据库的建立技术领域,尤其涉及一种心电数据库中干扰数据识别的方法和装置。

背景技术

[0002] 随着社会的进步和科技的发展,心电图机已成为医院标配的医疗设备。心电图机使用方便,结果能快速准确反映出心脏存在的病变,例如,心室肥大、心肌缺血等。心电图的阅读是一个专业技能,是需要不断的专研和学习,目前,大都通过美国的心电数据库进行研究和学习。中国心电数据库的建设比较缓慢,给医生研究国人的心电与心脏病带来很大不利,尤其是研究中国新生儿或者儿童心电。为了方便大家研究儿童心电图,深圳市儿童医院和深圳邦健生物医疗设备股份有限公司联合开发建立中国儿童心电图数据库,但是,在数据库的建设过程中,需要对干扰信号较大的儿童心电数据进行识别,这些工作是通过人工逐例阅读和识别来完成,工作效率低下,严重影响数据库的建设速度,同时人工识别难免会引入不必要的误差和判断标准不一。

发明内容

[0003] 本发明为了解决现有技术中心电数据库中的干扰数据识别的技术问题,提供一种心电数据库的干扰数据的识别方法和装置。具体如下:

一种心电数据库的干扰数据的识别方法,包括如下步骤:

S0、获取待识别心电数据;

S2、获取所述待识别心电数据的基线漂移的漂移值和/或工频干扰的工频值和/或肌电干扰的肌电值;

S4、判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值;

S6、若所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时,则所述待识别心电数据为干扰数据。

[0004] 进一步优选,所述步骤S0和S2之间还包括如下步骤:

S1、判断所述待识别心电数据是否存在连续100ms内电压值大于第四阈值,若存在,则所述待识别心电数据为干扰数据。

[0005] 进一步优选:

获取基线漂移的漂移值的步骤如下:

S211、获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值;

S213、获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值;

S215、获取第一差值的标准差作为漂移值;

或者,获取工频干扰的工频值的步骤如下:

S221、使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据;

S223、将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值；

S225、获取第二差值的标准差为工频值；

或者，获取肌电干扰的肌电值的步骤如下：

S231、使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据；

S233、将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值；

S235、获取第三差值的标准差为肌电值。

[0006] 进一步优选，一个心跳波形中的基线幅值为上次波形结束到本次P波之间的点的幅值平均值或者上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值。

[0007] 进一步优选，所述步骤S6还包括：

若所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时，则判断是否满足条件A，若满足，则所述待识别心电数据为干扰数据；

条件A：所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。

[0008] 本发明还提供一种心电数据库的干扰数据的识别装置，该装置包括：

获取模块，用于获取待识别心电数据；

漂移值获取模块，用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值；

工频值获取模块，用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值；

肌电值获取模块，用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值；

判断模块，用于判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值；以及

识别模块，若所述判断模块判断所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时，所述识别模块识别所述待识别心电数据为干扰数据。

[0009] 进一步优选，还包括饱和判断模块，所述待识别心电数据存在连续100ms内电压值大于第四阈值时，所述饱和判断模块所述待识别心电数据为干扰数据。

[0010] 进一步优选：

所述漂移值获取模块包括：

基线幅值获取单元，用于获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值；

第一差值获取单元，用于获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值；以及

漂移值获取单元，用于获取第一差值的标准差作为漂移值；

或者，所述工频值获取模块包括：

第一心电数据获取单元，用于使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据；

第二差值获取单元，用于将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值；以及

工频值获取单元，用于获取第二差值的标准差为工频值；

或者，所述肌电值获取模块包括：

第二心电数据获取单元，用于使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据；

第三差值获取单元，用于将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值；以及

肌电值获取单元,用于获取第三差值的标准差为肌电值。

[0011] 进一步优选,一个心跳波形中的基线幅值为上次波形结束到本次P波之间的点的幅值平均值或者上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值。

[0012] 进一步优选,所述判断模块判断出所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时,还判断是否满足条件A;若所述判断模块判断满足条件A时,所述识别模块识别所述待识别心电数据为干扰数据;

条件A:所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。

[0013] 有益效果:

本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法和装置通过对心电数据中的基线信号、工频信号和肌电信号进行评估,识别出干扰数据,具有高效、准确、快速的优点。

附图说明

[0014] 图1是本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法流程图。

[0015] 图2是本发明实施例的漂移值获取流程图。

[0016] 图3是本发明实施例的工频值获取流程图。

[0017] 图4是本发明实施例的肌电值获取流程图。

[0018] 图5是典型的一次心跳波形示意图。

[0019] 图6是本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别装置结构示意图。

[0020] 图7是本发明实施例的漂移值获取模块结构示意图。

[0021] 图8是本发明实施例的工频值获取模块结构示意图。

[0022] 图9是本发明实施例的肌电值获取模块结构示意图。

具体实施方式

[0023] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0024] 人体心脏是有规律的跳动的,每跳动一次,体表都可以检测到一个心跳波形,也称为一次心搏。图5是典型的一次心跳波形示意图。一例典型的心电数据是图5信号重复出现的组成的,包括P波、QRS波以及T波等等。如图5所示,P波之前和T波之后的直线为基线,一个没有干扰的心电数据,其基线应该是水平直线的。心电数据库中的每一份数据都包含很多重复出现的典型的心电数据。

[0025] 本发明的心电数据库中干扰数据识别方法和装置的核心思想是通过自动判断数据库中的数据是否存在干扰,可以快速进行识别,大大降低人的工作量,有利于心电数据库快速建立。具体地,本发明通过获取漂移值和/或工频值和/或肌电值来判断数据库中的心电数据是否为干扰数据。

[0026] 图1是本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法流程图。

[0027] 请参照图1,本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法,包括如下步骤:

S0、获取待识别心电数据。

[0028] 从心电数据库或者准心电数据库中获取数据作为待识别心电数据。该待识别心电数据是通过心电图机经过专业医生采集的人体(包括正常人和患者)体表的心电数据。专业医生采集保证了采集的心电数据的权威性和有效性。在某些非正式的数据库,对心电数据的获得可以要求不是这么高,那么待识别的心电数据可以为一般护士操作心电图机采集获得的数据。

[0029] S1、饱和判断,即判断所述待识别心电数据是否存在连续100ms内电压值大于第四阈值,若存在,则所述待识别心电数据为干扰数据。

[0030] 本实施例优选第四阈值的取值范围为6.3mv至9.75mv。本申请发明人通过研究发现,例如一份心电数据中若存在连续100ms内所有的数据点的幅度大于6.78mv,那么该心电数据就会处于饱和状态,该心电数据没有医学上的参考意义,属于需要识别的对象,即干扰数据。

[0031] 采用本步骤对待识别心电数据进行判断,这是现有技术中不存在的,提高了识别的准确性和减少了干扰数据往下运行占用系统资源,提高了效率。

[0032] S2、获取基线漂移的漂移值和/或工频干扰的工频值和/或肌电干扰的肌电值。

[0033] 图2是本发明实施例的漂移值获取流程图。请参照图2,获取基线漂移的漂移值的步骤如下:

S211、获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值。

[0034] 在理想情况中,基线上的每个点的幅值应该是相同的,因此无论取基线中的任何点,其幅值都应该等于基线幅值。因此,在某些实施例中,选取上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值(具体的如:选取心跳波形中的P波前一点的幅度值作为该心跳波形的基线幅值)。在另一些实施例中,对准确度要求较高,优选采用是上次波形(即心跳波形)结束到本次P波之间的点的幅值平均值作为基线幅值。

[0035] S213、获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值。

[0036] 采用差值的绝对值作为第一差值可以减少差值正负相抵冲,引起失真。保证了步骤S215中计算的标准差的可靠性。

[0037] S215、获取第一差值的标准差作为漂移值。

[0038] 该第一差值的标准差可以反映出第一差值的离散性,标准差越大表示第一差值越离散,表明基线幅值相差比较大,大到一定程度就表示存在基线漂移。所以,漂移值可以很好地反映基线漂移情况,同时,具有很好的抗干扰性。

[0039] 标准差的计算是本领域技术人员熟知的知识,在此将不再展开描述。

[0040] 图3是本发明实施例的工频值获取流程图。请参照图3,获取工频干扰的工频值的步骤如下:

S221、使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据。

[0041] 工频滤波器为50Hz或者60Hz陷波器,可以去除50Hz或者60Hz的信号。该第一心电数据是经过工频滤波后的数据。

[0042] S223、将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值。

[0043] 将待识别心电数据与第一心电数据相同时间的点进行幅值差值运算得到第二差值。该第二差值就表示该相同时间的点的工频干扰值。

[0044] S225、获取第二差值的标准差为工频值。

[0045] 将第二差值的标准差作为工频值可以减少干扰,增加判断的准确性。

[0046] 图4是本发明实施例的肌电值获取流程图。请参照图4,获取肌电干扰的肌电值的步骤如下:

S231、使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据。

[0047] 本发明实施例的肌电滤波器为切比雪夫数字低通滤波器,采用切比雪夫数字低通滤波器滤除高频的肌电信号得到第二心电数据。当然,还可以采用其他滤波器进行肌电信号滤除处理。

[0048] S233、将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值。

[0049] 将待识别心电数据与第二心电数据相同时间的点进行幅值差值运算得到第三差值。该第三差值就表示该相同时间的点的工频干扰值。

[0050] S235、获取第三差值的标准差为肌电值。

[0051] 将第三差值的标准差作为肌电值可以减少干扰,增加判断的准确性。

[0052] S4、判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值。

[0053] 该第一阈值的取值范围为0.23mv至0.39mv,该第二阈值的取值范围为0.132mv至0.163mv,该第三阈值的取值范围为0.065至0.096mv。

[0054] S6、若所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时,则所述待识别心电数据为干扰数据。

[0055] 在某些要求不高的实施例中,步骤S6中还进行如下判断:若所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时,则所述待识别心电数据为非干扰数据。

[0056] 为了进一步提高干扰数据的识别准确性,本发明实施例优选该步骤S6还包括:若所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值时,则判断是否满足条件A,若满足,则所述待识别心电数据为干扰数据;若不满足,则所述待识别心电数据为非干扰数据。条件A:所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。该第一区间为(0.17,0.21),第二区间为(0.111,0.128),第三区间为(0.053,0.061)。在步骤S6中增加三要素联合判断有助于减少累积干扰带来的干扰数据问题,大大提高了干扰数据识别的准确性,准确率可以达到99.2%。

[0057] 本发明实施例采用对心电数据中的基线信号、工频信号和肌电信号进行评估,识别出干扰数据,具有高效、准确、快速的优点。

[0058] 待识别心电数据被判断为干扰数据,表明该心电数据没有医学上的参考意义,在识别完成后,可能被删除或者另外已形成一个干扰心电数据库。

[0059] 本发明优选采用先后判断的方式进行处理,这样就可以减少运算量,优选的判断流程如下:先判断是否存在饱和,然后判断是否存在工频干扰或者肌电干扰,再判断是否存在肌电干扰或者工频干扰,之后判断是否存在基线漂移,最后在三个要素联合判断。这样整个判断流程完成后就可以较准确判断是否为干扰数据,准确率可以达到99.89%。

[0060] 图6是本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别装置结构示意图。图7是本发明实施例的漂移值获取模块结构示意图。图8是本发明实施例的工频值获取模块结构示意图。图9是本发明实施例的肌电值获取模块结构示意图。

[0061] 请参照图6至图9,本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别装置包括获取模块10、饱和判断模块20、漂移值获取模块30、工频值获取模块50和肌电值获取模块70、判断模块80和识别模块90。

[0062] 该获取模块10用于获取待识别心电数据,可以获得心电图数据库中的心电数据,也可以获取即将成为数据库中一份子的心电数据。该待识别心电数据是通过心电图机经过专业医生采集的人体(包括正常人和患者)体表的心电数据。专业医生采集保证了采集的心电数据的权威性和有效性。在某些非正式的数据库,对心电数据的获得可以要求不是这么高,那么待识别的心电数据可以为一般护士操作心电图机采集获得的数据。

[0063] 饱和判断模块20,用于根据饱和与否判断待识别心电数据是否为干扰数据。饱和判断如下:若待识别心电数据存在连续100ms内电压值大于第四阈值,认为已饱和。该饱和判断模块20在已饱和的情况下判断该待识别心电数据为干扰数据。本实施例优选该第四阈值的取值范围为6.3mv至9.75mv。

[0064] 本申请发明人通过研究发现,例如一份心电数据中若存在连续100ms内所有的数据点的幅度大于7.8mv,那么该心电数据就会处于饱和状态,该心电数据没有医学上的参考意义,属于需要识别的对象,即干扰数据。

[0065] 采用该饱和判断模块20对待识别心电数据进行判断,这是现有技术中不存在的,提高了识别的准确性和减少了干扰数据往下运行占用系统资源,提高了效率。

[0066] 漂移值获取模块30,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值。具体,该漂移值获取模块30包括用于获取所述待识别心电数据中每一个心跳波形中的基线幅值的基线幅值获取单元310,用于获取相邻两个心跳波形的基线幅值的差值的绝对值为第一差值的第一差值获取单元320,以及用于获取第一差值的标准差作为漂移值的漂移值获取单元330。

[0067] 在理想情况中,基线上的每个点的幅值应该是相同的,因此无论取基线中的任何点,其幅值都应该等于基线幅值。因此,在某些实施例中,选取上次波形结束到本次P波之间的任一点的幅值(具体的如:选取心跳波形中的P波前一点的幅度值作为该心跳波形的基线幅值)。在另一些实施例中,对准确度要求较高,优选采用是上次波形(即心跳波形)结束到本次P波之间的点的幅值平均值作为基线幅值。

[0068] 采用差值的绝对值作为第一差值可以减少差值正负相抵冲,引起失真。保证了漂移值获取单元330计算的标准差的可靠性。

[0069] 该第一差值的标准差可以反映出第一差值的离散性,标准差越大表示第一差值越离散,表明基线幅值相差比较大,大到一定程度就表示存在基线漂移。所以,漂移值可以很好地反映基线漂移情况,同时,具有很好的抗干扰性。

[0070] 工频值获取模块50,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值。具体,该工频值获取模块50包括用于使用工频滤波器对待识别心电数据进行处理得到第一心电数据的第一心电数据获取单元510,用于将待识别心电数据减去第一心电数据得到第二差值的第二差值获取单元520,以及用于获取第二差值的标准差为工频值的工频值获取单元530。

[0071] 本实施例中,工频滤波器为50Hz或者60Hz陷波器,可以去除50Hz或者60Hz的信号。该第一心电数据是经过工频滤波后的数据。

[0072] 将待识别心电数据与第一心电数据相同时间的点进行幅值差值运算得到第二差值。该第二差值就表示该相同时间的点的工频干扰值。

[0073] 将第二差值的标准差作为工频值可以减少干扰,增加判断的准确性。

[0074] 肌电值获取模块70,用于所述待识别心电数据的获取基线漂移的漂移值。具体,该肌电值获取模块70包括用于使用肌电滤波器对待识别心电数据进行处理得到第二心电数据的第二心电数据获取单元710,用于将待识别心电数据减去第二心电数据得到第三差值的第三差值获取单元720,以及用于获取第三差值的标准差为肌电值的肌电值获取单元730。

[0075] 本发明实施例的肌电滤波器为切比雪夫数字低通滤波器,采用切比雪夫数字低通滤波器滤除高频的肌电信号得到第二心电数据。当然,还可以采用其他滤波器进行肌电信号滤除处理。

[0076] 将待识别心电数据与第二心电数据相同时间的点进行幅值差值运算得到第三差值。该第三差值就表示该相同时间的点的工频干扰值。

[0077] 将第三差值的标准差作为肌电值可以减少干扰,增加判断的准确性。

[0078] 判断模块80,用于判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值。

[0079] 该第一阈值的取值范围为0.23mv至0.39mv,该第二阈值的取值范围为0.132mv至0.163mv,该第三阈值的取值范围为0.065至0.096mv。

[0080] 识别模块90,若所述判断模块判断所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时,所述识别模块识别所述待识别心电数据为干扰数据。

[0081] 在某些要求不高的实施例中,在判断模块80得出如下结论:所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值,则识别模块90识别所述待识别心电数据为非干扰数据。

[0082] 为了进一步提高干扰数据的识别准确性,本发明实施例优选该步骤S6还包括:在所述漂移值小于第一阈值且工频值小于第二阈值且肌电值小于第三阈值的情况下,判断模块80还进行判断是否满足条件A,若满足,则识别模块90识别所述待识别心电数据为干扰数据;否则,则识别模块90识别所述待识别心电数据为非干扰数据。条件A:所述漂移值位于第一区间且所述工频值位于第二区间且所述肌电值位于第三区间。该第一区间为(0.17, 0.21),第二区间为(0.111, 0.128),第三区间为(0.053, 0.061)。判断模块80和识别模块90中增加三要素联合判断有助于减少累积干扰带来的干扰数据问题,大大提高了干扰数据识别的准确性,准确率可以达到99.2%。

[0083] 本发明实施例采用对心电数据中的基线信号、工频信号和肌电信号进行评估,识别出干扰数据,具有高效、准确、快速的优点。

[0084] 本发明优选采用先后判断的方式进行处理,这样就可以减少运算量,优选的判断流程如下:先判断是否存在饱和,然后判断是否存在工频干扰或者肌电干扰,再判断是否存在肌电干扰或者工频干扰,之后判断是否存在基线漂移,最后在三个要素联合判断。这样整个判断流程完成后就可以较准确判断是否为干扰数据,准确率可以达到99.89%。

[0085] 本发明实施例中饱和判断模块20、漂移值获取模块30、工频值获取模块50和肌电值获取模块70、判断模块80和识别模块90可以由ECU或者单片机构成。

[0086] 以上对本发明所提供的心电数据库的干扰数据的识别方法和装置进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明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发明的核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,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发明的限制。

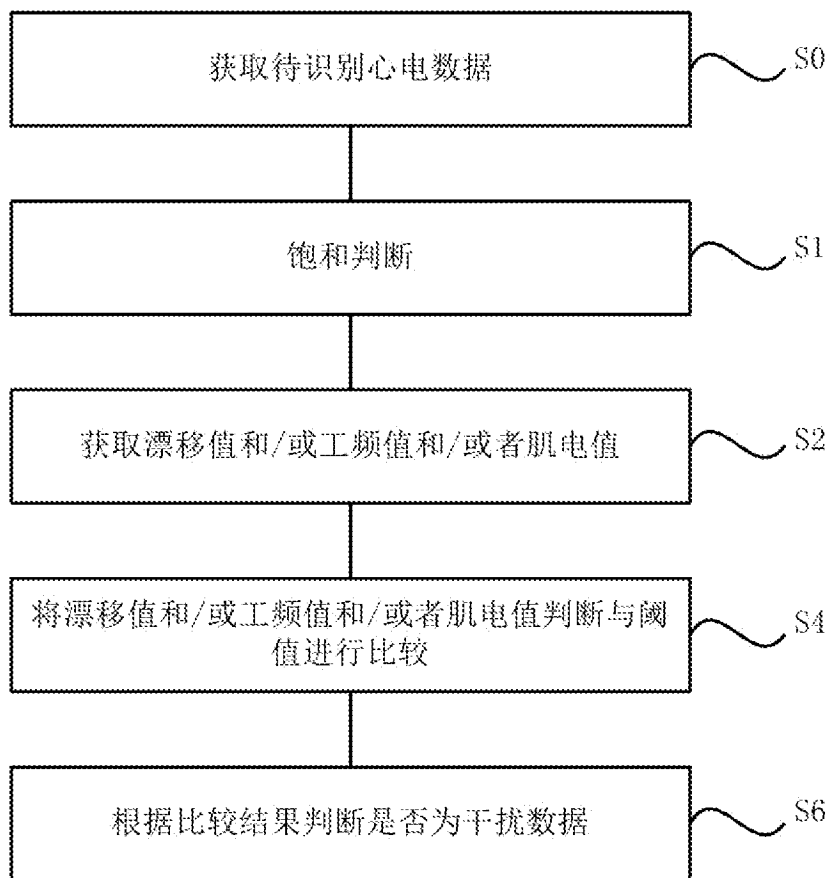


图 1

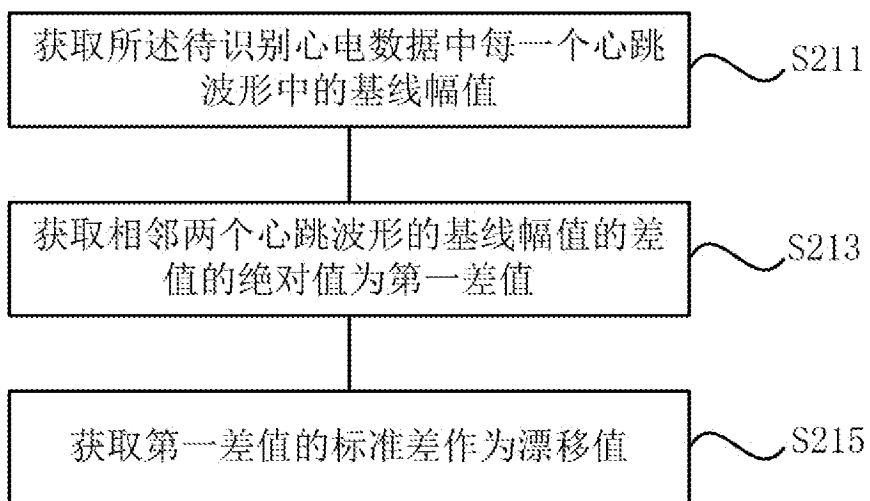


图 2

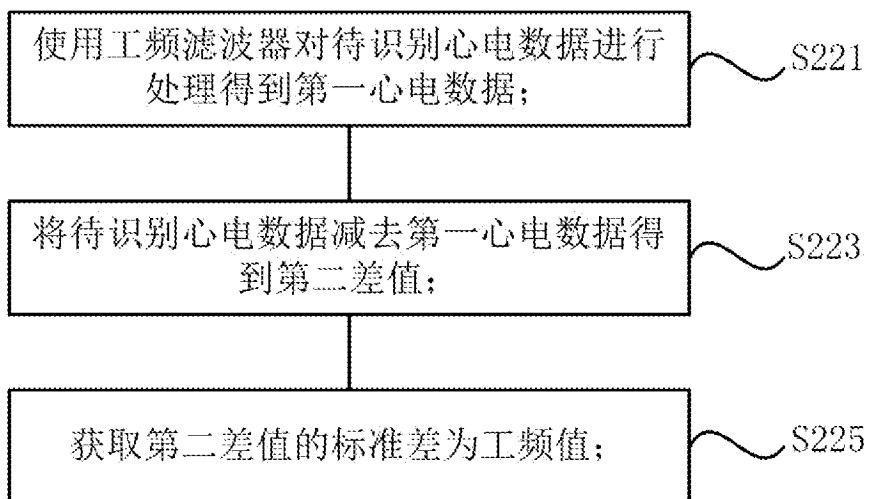


图 3

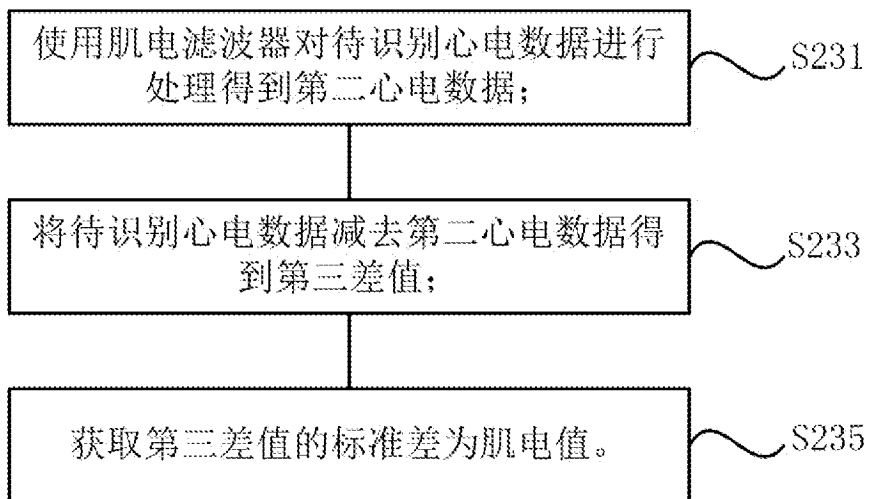


图 4

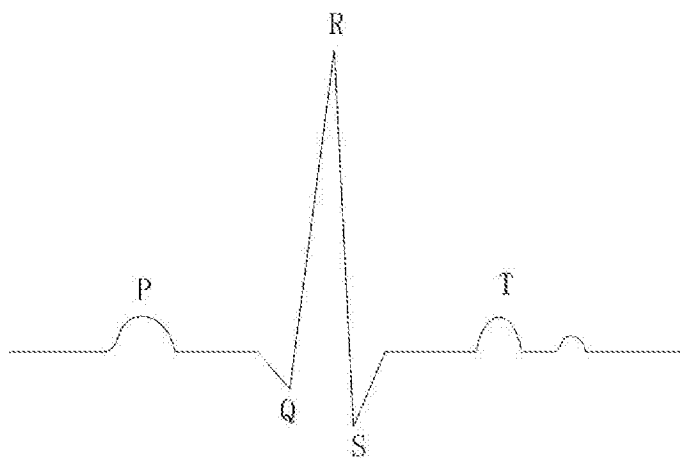


图 5

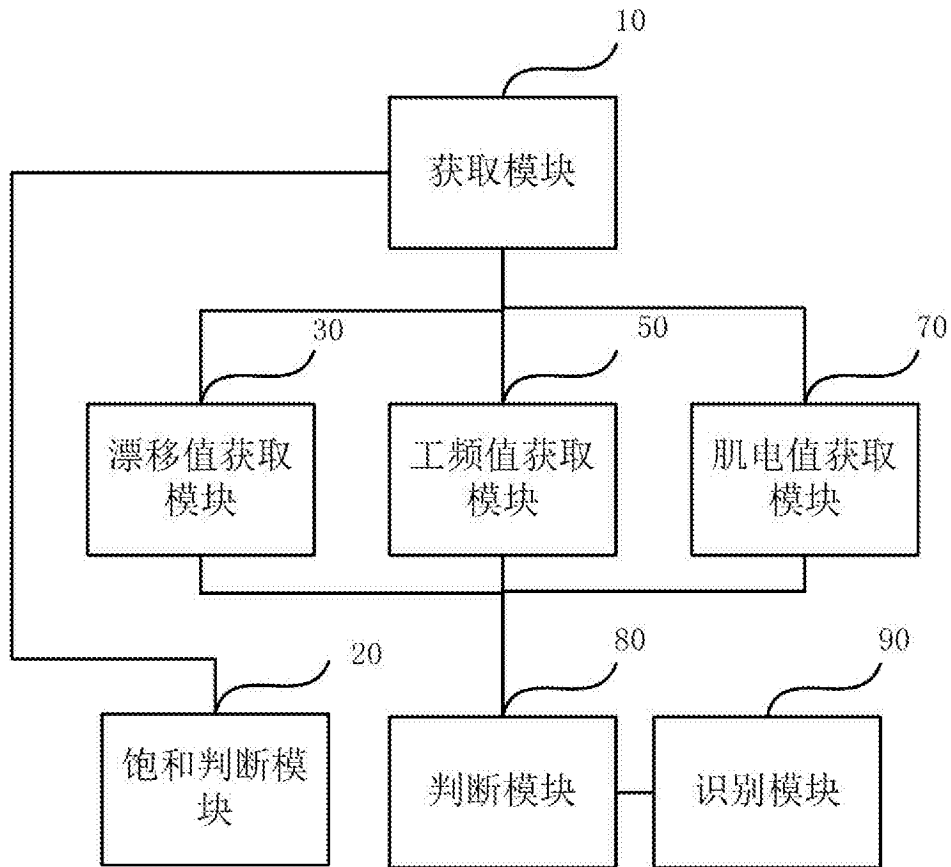


图 6

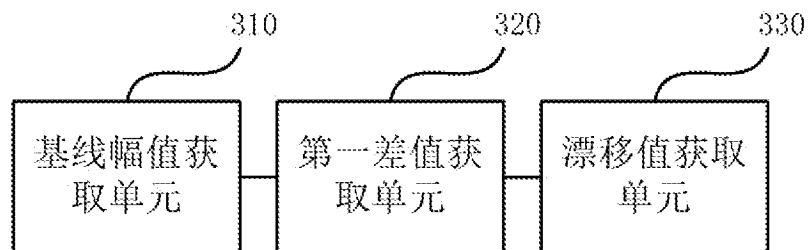


图 7

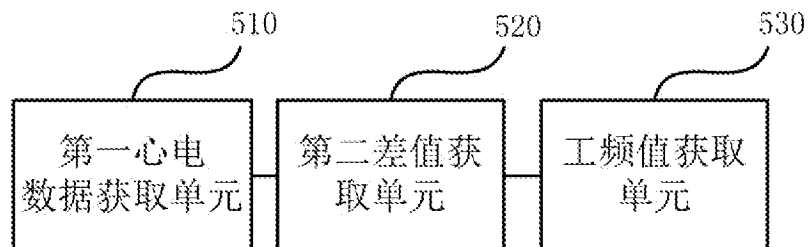


图 8

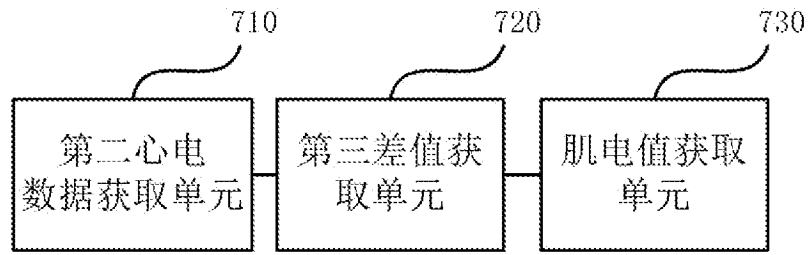


图 9

专利名称(译)	心电数据库的干扰数据的识别方法和装置		
公开(公告)号	CN106108850A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201610492603.7	申请日	2016-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司 深圳市儿童医院		
申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司 深圳市儿童医院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳邦健生物医疗设备股份有限公司 深圳市儿童医院		
[标]发明人	洪洁新 沈定荣 李德东		
发明人	洪洁新 沈定荣 李德东		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7221		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及心电数据库的干扰数据的识别方法和装置。该方法包括如下步骤：S0、获取待识别心电数据；S2、获取所述待识别心电数据的基线漂移的漂移值和/或工频干扰的工频值和/或肌电干扰的肌电值；S4、判断所述漂移值是否大于第一阈值和/或工频值是否大于第二阈值和/或肌电值是否大于第三阈值；S6、若所述漂移值大于第一阈值或工频值大于第二阈值或肌电值大于第三阈值时，则所述待识别心电数据为干扰数据。本发明实施例的心电数据库的干扰数据的识别方法和装置通过对心电数据中的基线信号、工频信号和肌电信号进行评估，识别出干扰数据，具有高效、准确、快速的优点。

