



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575159 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201810596251.9

(22)申请日 2018.06.11

(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 朱珍珍

(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 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

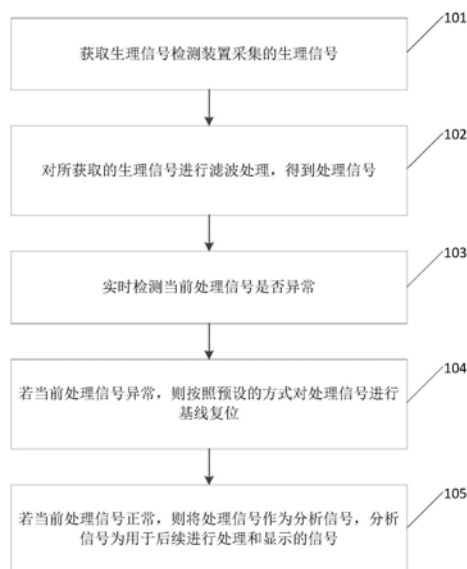
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

一种信号基线复位方法、装置及监护仪

(57)摘要

本发明提出一种信号基线复位方法、装置及监护仪,其中方法包括:获取生理信号检测装置采集的生理信号;对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;实时检测当前处理信号是否异常;若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位;若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号,从而能够在处理信号异常时,按照预设的方式对处理信号进行基线复位,从而使得处理信号满足要求,避免增加基线恢复电路或者人工干预,且时效性好,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响,提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。



1. 一种信号基线复位方法,其特征在于,包括:
获取生理信号检测装置采集的生理信号;
对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;
实时检测当前处理信号是否异常;
若当前处理信号异常,则按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位;
若当前处理信号正常,则将所述处理信号作为分析信号,所述分析信号为用于后续进行处理和显示的信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述实时检测当前处理信号是否异常,包括:
根据当前处理信号得到生理信号参数,并将所述生理信号参数与预设阈值进行比较,判断所述生理信号参数是否满足预设条件;
若满足预设条件,则判断当前处理信号异常;
若不满足预设条件,则判断当前处理信号正常。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述预设条件包括:幅度阈值和时间阈值。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据当前处理信号得到生理信号参数,并将所述生理信号参数与预设阈值进行比较,判断所述生理信号参数是否满足预设条件,包括:
根据当前处理信号,获取生理信号的幅度值和时间值;
将所述幅度值与所述幅度阈值相比较,判断是否存在幅度值大于所述幅度阈值的信号段;
若存在所述信号段,则根据所述信号段的时间值,确定所述信号段的时间长度;判断所述时间长度是否大于等于所述时间阈值;
若所述时间长度大于等于所述时间阈值,则判断所述生理信号参数满足预设条件;
若不存在所述信号段,或者所述信号段的时间长度小于所述时间阈值,则判断所述生理信号参数不满足预设条件。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位,包括:
实时获取检测过程中的滤波模式,以按照所述滤波模式对所述处理信号进行基线复位。
6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,按照所述滤波模式对所述处理信号进行基线复位为,
按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器进行基线复位;或者,
按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,基线复位方式包括:零值复位和替换数据复位;
所述替换数据为符合预设心电周期性的历史处理数据。
8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于,所述替换数据的时间长度不小于所述高通滤波器的阶数数据的时间长度和两个RR间期的时间长度中的较大值。
9. 一种信号基线复位装置,其特征在于,包括:信号采集单元、信号处理单元、检测单

元、复位单元；

其中，所述信号采集单元，用于获取生理信号检测装置采集的生理信号；

所述信号处理单元，用于对所获取的生理信号进行滤波处理，得到处理信号；

所述检测单元，用于实时检测当前处理信号是否异常；

所述复位单元，用于在当前处理信号异常时，按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位；在当前处理信号正常时，将所述处理信号作为分析信号，所述分析信号为用于后续进行处理的信号。

10. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述检测单元具体用于，

根据当前处理信号得到生理信号参数，并将所述生理信号参数与预设阈值进行比较，判断所述生理信号参数是否满足预设条件；

若满足预设条件，则判断当前处理信号异常；

若不满足预设条件，则判断当前处理信号正常。

11. 根据权利要求9所述的装置，其特征在于，所述复位单元具体用于，

实时获取检测过程中的滤波模式；

按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器进行基线复位；或者，

按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位。

12. 一种监护仪，其特征在于，包括：用于采集并输出生理信号的生理信号检测装置、以及与生理信号检测装置相连的上位机，所述上位机包括用于分析和处理生理信号参数的处理器和用于显示分析和处理结果的显示器；

所述处理器包括如权利要求9-11任一项所述的信号基线复位装置。

一种信号基线复位方法、装置及监护仪

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,尤其涉及一种信号基线复位方法、装置及监护仪。

背景技术

[0002] 目前的监护仪,主要是通过附件连接人体,采集人体生理电信号,并传输给监护仪中的处理模块;处理模块对信号进行预处理,然后对预处理后的信号进行计算等,获取监护结果。以信号为心电信号为例,处理模块可以对信号进行预处理,利用预处理后的信号进行心率计算、心律失常分析及输出上位机显示波形等。然而,临床应用中,患者的运动或者附件中的电极与患者皮肤连接不良,均可能导致信号中存在较大幅度的漂移干扰,此时信号可能会超出有效显示界面,从而影响心率计算结果、心率失常分析结果以及波形显示结果等。

[0003] 目前,针对上述问题的处理方式有两种,一种是在硬件的模拟电路上设计电容及二极管等元原件,形成基线恢复电路,以跟踪基线电平的变化,并将有效信号减去之前的基线电平,然而理想的基线恢复电路难以实现,实际的基线恢复电路会提高噪声,影响处理效果。另一种是在后端信号处理模块,定期地通过软件辅助工具在程序中人工修改基线数据,然而需要人工干预,难以保证实时更新,时效性差,影响处理效果。

发明内容

[0004] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。

[0005] 为此,本发明的第一个目的在于提出一种信号基线复位方法,用于解决现有技术中信号计算结果以及相应的波形显示结果差的问题。

[0006] 本发明的第二个目的在于提出一种信号基线复位装置。

[0007] 本发明的第三个目的在于提出一种监护仪。

[0008] 为达上述目的,本发明第一方面实施例提出了一种信号基线复位方法,包括:

[0009] 获取生理信号检测装置采集的生理信号;

[0010] 对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;

[0011] 实时检测当前处理信号是否异常;

[0012] 若当前处理信号异常,则按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位;

[0013] 若当前处理信号正常,则将所述处理信号作为分析信号,所述分析信号为用于后续进行处理和显示的信号。

[0014] 进一步的,所述实时检测当前处理信号是否异常,包括:

[0015] 根据当前处理信号得到生理信号参数,并将所述生理信号参数与预设阈值进行比较,判断所述生理信号参数是否满足预设条件;

[0016] 若满足预设条件,则判断当前处理信号异常;

[0017] 若不满足预设条件,则判断当前处理信号正常。

[0018] 进一步的,所述预设条件包括:幅度阈值和时间阈值。

[0019] 进一步的,所述根据当前处理信号得到生理信号参数,并将所述生理信号参数与预设阈值进行比较,判断所述生理信号参数是否满足预设条件,包括:

[0020] 根据当前处理信号,获取生理信号的幅度值和时间值;

[0021] 将所述幅度值与所述幅度阈值相比较,判断是否存在幅度值大于所述幅度阈值的信号段;

[0022] 若存在所述信号段,则根据所述信号段的时间值,确定所述信号段的时间长度;判断所述时间长度是否大于等于所述时间阈值;

[0023] 若所述时间长度大于等于所述时间阈值,则判断所述生理信号参数满足预设条件;

[0024] 若不存在所述信号段,或者所述信号段的时间长度小于所述时间阈值,则判断所述生理信号参数不满足预设条件。

[0025] 进一步的,所述按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位,包括:

[0026] 实时获取检测过程中的滤波模式,以按照所述滤波模式对所述处理信号进行基线复位。

[0027] 进一步的,按照所述滤波模式对所述处理信号进行基线复位为,

[0028] 按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器进行基线复位;或者,

[0029] 按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位。

[0030] 进一步的,基线复位方式包括:零值复位和替换数据复位;

[0031] 所述替换数据为符合预设心电周期性的历史处理数据。

[0032] 进一步的,所述替换数据的时间长度不小于所述高通滤波器的阶数数据的时间长度和两个RR间期的时间长度中的较大值。

[0033] 本发明实施例的信号基线复位方法,通过获取生理信号检测装置采集的生理信号;对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;实时检测当前处理信号是否异常;若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位;若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号,从而能够在处理信号异常时,按照预设的方式对处理信号进行基线复位,从而使得处理信号满足要求,避免增加基线恢复电路或者人工干预,且时效性好,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响,提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0034] 为达上述目的,本发明第二方面实施例提出了一种信号基线复位装置,包括:信号采集单元、信号处理单元、检测单元、复位单元;

[0035] 其中,所述信号采集单元,用于获取生理信号检测装置采集的生理信号;

[0036] 所述信号处理单元,用于对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;

[0037] 所述检测单元,用于实时检测当前处理信号是否异常;

[0038] 所述复位单元,用于在当前处理信号异常时,按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位;在当前处理信号正常时,将所述处理信号作为分析信号,所述分析信号为用于后续进行处理和显示的信号。

[0039] 进一步的,所述检测单元具体用于,

[0040] 根据当前处理信号得到生理信号参数,并将所述生理信号参数与预设阈值进行比

较,判断所述生理信号参数是否满足预设条件;

[0041] 若满足预设条件,则判断当前处理信号异常;

[0042] 若不满足预设条件,则判断当前处理信号正常。

[0043] 进一步的,所述复位单元具体用于,

[0044] 实时获取检测过程中的滤波模式;

[0045] 按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器进行基线复位;或者,

[0046] 按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位。

[0047] 本发明实施例的信号基线复位装置,通过获取生理信号检测装置采集的生理信号;对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;实时检测当前处理信号是否异常;若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位;若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号,从而能够在处理信号异常时,按照预设的方式对处理信号进行基线复位,从而使得处理信号满足要求,避免增加基线恢复电路或者人工干预,且时效性好,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响,提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0048] 为达上述目的,本发明第三方面实施例提出了一种监护仪,包括:用于采集并输出生理信号的生理信号检测装置、以及与生理信号检测装置相连的上位机,所述上位机包括用于分析和处理生理信号参数的处理器和用于显示分析和处理结果的显示器;

[0049] 所述处理器包括如上所述的信号基线复位装置。

[0050] 本发明附加的方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0051] 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:

[0052] 图1为本发明实施例提供的一种信号基线复位方法的流程示意图;

[0053] 图2为本发明实施例提供的另一种信号基线复位方法的流程示意图;

[0054] 图3为无干扰心电信号在上位机上的波形显示示意图;

[0055] 图4为图3中1500~2000个采样点被干扰的心电信号在上位机上的波形显示示意图;

[0056] 图5为利用零值复位对滤波器进行基线复位后心电信号在上位机上的波形显示示意图;

[0057] 图6为存储的两个RR间期的历史处理信号段的示意图;

[0058] 图7为本发明实施例提供的一种信号基线复位装置的结构示意图;

[0059] 图8为本发明实施例提供的另一种信号基线复位装置的结构示意图。

具体实施方式

[0060] 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。

[0061] 下面参考附图描述本发明实施例的信号基线复位方法、装置及监护仪。

[0062] 图1为本发明实施例提供的一种信号基线复位方法的流程示意图。如图1所示,该信号基线复位方法包括以下步骤:

[0063] S101、获取生理信号检测装置采集的生理信号。

[0064] 本发明提供的信号基线复位方法的执行主体为信号基线复位装置,信号基线复位装置例如可以为监护仪中的处理器等,或者可以为处理器中安装的软件。监护仪例如心电图监护仪、胎心监护仪等。生理信号检测装置采集的生理信号例如可以为心电信号、胎心信号等。

[0065] 本实施例中,生理信号检测装置可以为监护仪中的连接人体的附件以及将采集的生理信号传输给信号基线复位装置的附件。其中,连接人体的附件例如可以为电极。将采集的生理信号传输给信号基线复位装置的附件可以为,电极与信号基线复位装置之间的传输线等。传输线例如心电导联线。

[0066] S102、对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号。

[0067] 本实施例中,对生理信号进行滤波处理的滤波器,指的是数字滤波器,例如IIR数字滤波器、FIR数字滤波器等。其中,信号基线复位装置可以设置有多个数字滤波器,以便从多个数字滤波器中选择合适的滤波器对生理信号进行滤波处理。

[0068] 本实施例中,由于采集的生理信号中一般包括:直流分量以及以下干扰:漂移干扰、工频干扰和肌电干扰,因此,采用滤波器对生理信号进行滤波处理,就是为了去除生理信号中的直流分量以及各种干扰。一般情况下,采用一个滤波器是难以同时去除生理信号中的直流分量以及各种干扰,因此,可以采用多个滤波器的组合来去除生理信号中的直流分量以及各种干扰。例如,在其中一种实施场景中,滤波器可以为高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器形成的组合滤波器,其中,高通滤波器可以用于去除生理信号中的直流分量以及漂移干扰。陷波滤波器,用于获取高通滤波器输出的处理后信号,去除处理后信号中的工频干扰。低通滤波器,用于去除处理后信号中的肌电干扰。

[0069] S103、实时检测当前处理信号是否异常。

[0070] 本实施例中,信号基线复位装置执行步骤103的过程具体可以为,根据当前处理信号得到生理信号参数,并将生理信号参数与预设阈值进行比较,判断生理信号参数是否满足预设条件;若满足预设条件,则判断当前处理信号异常;若不满足预设条件,则判断当前处理信号正常。本实施例中,生理信号参数包括生理信号的幅度值和时间值;预设阈值可以指幅度阈值和时间阈值。

[0071] 将生理信号参数与预设阈值进行比较,判断生理信号参数是否满足预设条件的过程包括:根据当前处理信号,获取生理信号的幅度值和时间值;将幅度值与幅度阈值相比较,判断是否存在幅度值大于幅度阈值的信号段;若存在所述信号段,则将所述信号段的时间长度与预设的时间阈值相比较,若时间长度大于等于时间阈值,则判断生理信号参数满足预设条件;若不存在信号段,或者信号段的时间长度小于时间阈值,则判断生理信号参数不满足预设条件。

[0072] 例如以心电信号为例,若正常心电信号的幅度范围为-10mV至10mV,则幅度阈值可以设置为 $\pm 12\text{mV}$ 。时间阈值可以参考心电信号正常时以及异常时所述信号段的时间长度来

确定。

[0073] 进一步的,所述信号基线复位装置可以对处理信号中的每个采样点进行实时判断,判断采样点的幅值是否大于等于幅度阈值,若大于等于,则计数器的计数值增加1,否则,计数器清零;当计数器的计数值大于预设计数阈值时,确定处理信号中存在时间长度大于等于时间阈值的所述信号段。其中,预设计数阈值根据时间阈值以及采样周期进行确定,例如,时间阈值与采样周期的商可以确定为预设计数阈值。

[0074] S104、若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位。

[0075] S105、若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号。

[0076] 本实施例中,步骤104中具体可以包括:实时获取检测过程中的滤波模式,以按照滤波模式所对应的复位方式对所述处理信号进行基线复位。

[0077] 具体的,在进行滤波处理的滤波器为高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器形成的组合滤波器的情况下,可以对高通滤波器进行基线复位;或者,对高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位,从而实现对处理信号的基线复位。

[0078] 常规的,在进行高通滤波的过程中,滤波模式可以包括:滤波类别和滤波阶次。一般来说,滤波类别用于标识滤波带宽,滤波类别包括:强滤波、监护和弱滤波;滤波阶次包括:低阶和高阶;在滤波处理的过程中,可以根据需要,对滤波类别和滤波阶次进行任意组合以得到相应的滤波模式。

[0079] 本实施例中,信号基线复位装置可以与上位机进行通讯,即通过和上位机的协议握手之后获取当前用户设置的滤波模式,并根据所述滤波模式选择复位方式进行复位。

[0080] 具体的,按照滤波模式对处理信号进行基线复位的过程例如可以为,依据滤波模式的滤波阶次选择复位方式。例如,无论滤波类别为弱滤波、监护,还是强滤波,若滤波过程中均采用低阶IIR滤波器,则对处理信号进行零值复位;因为此时的滤波器阶次较低,采用零值复位几乎不会对上位机的波形显示结果产生影响,且可以把当前信号的起始点拉回到基线附近,实现整体信号快速恢复到基线的功能。若上述滤波器采用的是高阶FIR滤波,由于其阶次较高,若全部采用零值复位,会导致复位后出现一段较为明显的基线信号,此时,虽然信号被拉回基线附近,但上位机看到的信号却是无效信号,因此此时需要采用替换数据对所述滤波器进行复位处理;所述替换数据为符合预设心电周期性的历史处理数据。所述替换数据的时间长度不小于所述高通滤波器的阶数数据的时间长度和两个RR间期的时间长度中的较大值。

[0081] 具体的,在基线复位方式为替换数据复位时,获取待进行基线复位的滤波器的滤波模式;获取无干扰、且符合预设心电周期性的历史处理数据作为替换数据,用该替换数据替换待复位处理信号段,得到基线复位后的处理信号,可以有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响;采用基线复位后的处理信号进行信号计算以及波形显示,提高了信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0082] 进一步的,在本实施例中,在进行高通滤波时,对于滤波类别为强滤波或者监护时候,设定此时的高通滤波器为高阶FIR,此时采用替换数据复位方式;在滤波类别为弱滤波时,设定此时的高通滤波器为低阶IIR,此时采用零值复位方式。

[0083] 本发明实施例的信号基线复位方法,通过获取生理信号检测装置采集的生理信

号;对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;实时检测当前处理信号是否异常;若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位;若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号,从而能够在处理信号异常时,按照预设的方式对处理信号进行基线复位,从而使得处理信号满足要求,避免增加基线恢复电路或者人工干预,且时效性好,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响,提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0084] 图2为本发明实施例提供的另一种信号基线复位方法的流程示意图。如图2所示,以生理信号为心电信号,信号基线复位装置为算法模块为例,该信号基线复位方法包括以下步骤:

[0085] 201、采集心电信号 $x(n)$ 。

[0086] 其中,可以通过心电导联线采集心电信号,并通过与心电导联线连接的硬件采集系统处理后传输给算法模块,然后算法模块可以对心电信号进行心电参数的处理与分析,主要包括心率的计算,心律失常分析以及上位机波形显示等。其中,心电导联线可以为3/5/6/12导等不同的导联线。

[0087] 2021、对采集到的信号 $x(n)$ 进行高通滤波处理。

[0088] 由于采集到的信号中除了我们想要的真实的心电信号外,还可能混入了直流分量、肌电干扰、漂移干扰、工频干扰等各种无用信号,因此在对心电信号进行具体的参数分析前,需要通过一定的方法去除或削弱上述无用信号。

[0089] 本实施例中,对采集到的信号 $x(n)$ 进行高通滤波处理,主要是为了去除信号中的直流分量以及一些常见的漂移干扰。其中,高通滤波器例如可以为,巴特沃兹、切比雪夫等非线性数字滤波器,也可以为平均FIR滤波器等。其中,高通滤波器可以为根据当前的滤波模式选择的滤波器。

[0090] 2022、对信号进行陷波处理。

[0091] 由于实际临床应用过程中,周围环境电网中经常存在50Hz或60Hz的工频干扰,为了去除上述工频干扰,本实施例中,可使用单一频率的陷波滤波器专门去除50Hz或60Hz的工频干扰,或者使用梳状滤波器,除了可去除50Hz及60Hz工频干扰外,还可较好的去除半频及倍频干扰,例如100Hz、120Hz、150Hz及180Hz处的工频干扰。

[0092] 2023、对信号进行低通滤波处理。

[0093] 由于在实际临床应用过程中,是通过电极片及导联线来采集心电信号的,当人体肌肉状态发生变化时,在信号中就可能混入高频的肌电干扰,及硬件设备本身存在的系统噪声等高频干扰,故此时就需要对信号 $x(n)$ 进行低通滤波处理,以去除信号中的高频干扰。其中,低通滤波器例如可以为,巴特沃兹、椭圆等非线性数字滤波器。

[0094] 203、对上述滤波后的信号 $y(n)$ 进行实时判断,确定滤波后的信号是否满足预设条件。

[0095] 具体的,获取上述滤波后的信号 $y(n)$ 后,可以将滤波后的信号中各采样点的幅度绝对值与幅度阈值进行比较。其中,各采样点的幅度绝对值可以记为 $AmpAbs$,幅度阈值可以记为 Thd 。若大于等于时间阈值的一段时间内各采样点的幅度绝对值均大于或者等于幅度阈值,则确定滤波后的信号满足预设条件。

[0096] 其中,幅度阈值 Thd 可以依据可响应心电幅度范围进行设置。针对不同的信号,对

应的幅度阈值不同。以心电信号为例,若可响应心电幅度范围为 -10mV 至 10mV ,则预留一定余量后,幅度阈值可设置为 $\pm 12\text{mV}$ 。

[0097] 具体的,可以设置一个计数器ConOverThdCnt,计数器的初始值为0。在采样点的幅度绝对值大于等于幅度阈值的情况下,计数器ConOverThdCnt++,否则,计数器清零ConOverThdCnt=0。然后实时对计数器ConOverThdCnt的大小进行判断,若ConOverThdCnt大于一定时间阈值Time,则说明其满足预设条件,需要进行基线复位,继续后面的2041步骤和2042步骤;否则,说明其不满足预设条件,直接转到205步骤,继续后续的处理。

[0098] 实际应用中时间阈值一般设置较短,因为在实际临床应用中,真实信号的幅度难以在较长时间内一直大于等于幅度阈值,另外,也为了避免偶发的单点错误复位情况。因此,时间阈值一般设置为 $10\sim 20\text{ms}$,以 500Hz 为例,即 $5\sim 10$ 个采样点。

[0099] 2041、在满足预设条件时,算法模块通过和上位机之间的通讯协议,获取当前上位机设置的滤波模式,根据滤波模式确定对应的基线复位方式。

[0100] 常规的,在进行高通滤波的过程中,滤波模式可以包括:滤波类别和滤波阶次。一般来说,滤波类别用于标识滤波带宽,滤波类别包括:强滤波、监护和弱滤波;滤波阶次包括:低阶和高阶;在滤波处理的过程中,可以根据需要,对滤波类别和滤波阶次进行任意组合以得到相应的滤波模式。

[0101] 在本实施例中,在进行高通滤波时,对于滤波类别为强滤波或者监护,设定此时的高通滤波器为高阶FIR;在滤波类别为弱滤波时,设定此时的高通滤波器为低阶IIR。

[0102] 本实施例中,根据滤波模式确定对应的基线复位方式的过程例如可以为,在所述滤波模式为低阶IIR时,基线复位方式为零值复位;在滤波类别为高阶FIR时,基线复位方式为替换数据复位;替换数据为符合预设心电周期性的历史处理数据;替换数据的时间长度不小于高通滤波器的阶数数据的时间长度和两个RR间期的时间长度中的较大值。其中,在信号为心电信号时,RR间期为一次心动周期的时间。

[0103] 2042、根据基线复位方式,对高通滤波器进行基线复位处理。

[0104] 本实施例中,在滤波模式为低阶IIR时,采用零值复位对高通滤波器进行复位,是因为高通滤波器的阶次较低,此时对高通滤波器进行零值复位,对上位机的显示波形产生的影响很小,且可以把当前信号拉回基线附近,实现信号快速恢复到基线的功能;若上述高通滤波器的滤波模式为高阶FIR时,由于其阶次较高,若采用零值复位来复位高通滤波器,虽然也可以快速把波形恢复到基线附近,但可能会导致复位后出现一段较为明显的基线信号,导致上位机上的显示波形中出现一段无效波形,因此,在滤波模式为高阶FIR时,采用替换数据对高通滤波器进行复位。

[0105] 假设信号采样率为 F_s ,FIR滤波器的阶数为 L_1 ,此时心率为 R ,历史处理信号段的长度定义为 L ,则至少需要存储2个RR间期的长度 $L_2 = 2 * F_s * 60 / R$;若 $L_2 < L_1$,则历史处理信号段的长度 L 需要大于等于 L_1 ;若 $L_2 > L_1$,则历史处理信号段的长度 L 需要大于等于 L_2 ,即历史处理信号段的长度永远保证大于等于 L_1 和 L_2 两者中的较大值,这样才可以保证在发生快速复位时,有足够的历史处理信号段来进行滤波器的复位。例如,若数据采样率 $F_s = 250\text{Hz}$,FIR滤波器的阶数 $L_1 = 300$,此时心率为 $R = 60\text{bpm}$,则 $L_2 = 2 * 250 * 60 / 60 = 500 > 300$,故存储的历史处理信号段的长度需要大于等于500。如图3所示,图3为无干扰的正常心电信号在上位机上的波形显示,假设在1500~2000个采样点被干扰,无法正常在上位机上显示,出现了如

图4所示超出显示界面的波形,图4为1500~2000个采样点被干扰的心电信号在上位机上的波形显示。图5为利用零值复位对滤波器进行基线复位后心电信号在上位机上的波形显示,此时可以发现,用零值复位可快速把信号恢复到基线附近,但显示的是无效的接近零值的直线信号,此段信号对用户来说没有任何参考意义。图6为存储的两个RR间期的历史数据,利用图6的替换数据对上述满足预设条件的滤波器进行复位。

[0106] 205、对信号进行参数的进一步计算及波形显示。

[0107] 以心电信号为例,后续的进一步处理可以包括心拍检测、心拍分类、心率计算、心律失常分析,以及需要发送给上位机的显示波形数据,输出实时的心电波形。

[0108] 上述快速复位处理保证了更多的有效数据被送入算法模块,提高了心拍检测、心拍分类及心率计算的准确性,从而也增加了心律失常分析结果的可靠性,为其临床参考意义提供了更好的保障。同时快速复位功能保证了波形在较大干扰情况下可以在上位机有效显示范围内正常显示,确保了使用者的正常观察,更好的发挥了监护仪在临床监护中的实际意义。

[0109] 图7为本发明实施例提供的一种信号基线复位装置的结构示意图。如图7所示,包括:信号采集单元71、信号处理单元72、检测单元73和复位单元74。

[0110] 其中,所述信号采集单元71,用于获取生理信号检测装置采集的生理信号;

[0111] 所述信号处理单元72,用于对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;

[0112] 所述检测单元73,用于实时检测当前处理信号是否异常;

[0113] 所述复位单元74,用于在当前处理信号异常时,按照预设的方式对所述处理信号进行基线复位;在当前处理信号正常时,将所述处理信号作为分析信号,所述分析信号为用于后续进行处理和显示的信号。

[0114] 本实施例中,对生理信号进行滤波处理的滤波器,指的是数字滤波器,例如IIR数字滤波器、FIR数字滤波器等。其中,信号基线复位装置可以设置有多个数字滤波器,以便从多个数字滤波器中选择合适的滤波器对生理信号进行滤波处理。

[0115] 本实施例中,由于采集的生理信号中一般包括:直流分量以及以下干扰:漂移干扰、工频干扰和肌电干扰,因此,采用滤波器对生理信号进行滤波处理,就是为了去除生理信号中的直流分量以及各种干扰。一般情况下,采用一个滤波器是难以同时去除生理信号中的直流分量以及各种干扰,因此,可以采用多个滤波器的组合来去除生理信号中的直流分量以及各种干扰。例如,在其中一种实施场景中,滤波器可以为高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器形成的组合滤波器,其中,高通滤波器可以用于去除生理信号中的直流分量以及漂移干扰。陷波滤波器,用于获取高通滤波器输出的处理后信号,去除处理后信号中的工频干扰。低通滤波器,用于去除处理后信号中的肌电干扰。

[0116] 本实施例中,检测单元73具体可以用于,根据当前处理信号得到生理信号参数,并将生理信号参数与预设阈值进行比较,判断生理信号参数是否满足预设条件;若满足预设条件,则判断当前处理信号异常;若不满足预设条件,则判断当前处理信号正常。本实施例中,生理信号参数包括生理信号的幅度值和时间值;预设阈值可以指幅度阈值和时间阈值。

[0117] 将生理信号参数与预设阈值进行比较,判断生理信号参数是否满足预设条件的过程包括:根据当前处理信号,获取生理信号的幅度值和时间值;将幅度值与幅度阈值相比较,判断是否存在幅度值大于幅度阈值的信号段;若存在信号段,则将所述信号段的时间长

度与预设的时间阈值相比较,若时间长度大于等于时间阈值,则判断生理信号参数满足预设条件;若不存在信号段,或者信号段的时间长度小于时间阈值,则判断生理信号参数不满足预设条件。

[0118] 例如以心电信号为例,若正常心电信号的幅度范围为 -10mV 至 10mV ,则幅度阈值可以设置为 $\pm 12\text{mV}$ 。时间阈值可以参考心电信号正常时以及异常时所述信号段的时间长度来确定。

[0119] 本实施例中,信号基线复位装置可以对处理信号中的每个采样点进行实时判断,判断采样点的幅值是否大于等于幅度阈值,若大于等于,则计数器的计数值增加1,否则,计数器清零;当计数器的计数值大于预设计数阈值时,确定处理信号中存在时间长度大于等于时间阈值的所述信号段。其中,预设计数阈值根据时间阈值以及采样周期进行确定,例如,时间阈值与采样周期的商可以确定为预设计数阈值。

[0120] 进一步的,在上述实施例的基础上,复位单元74具体可以用于,实时获取检测过程中的滤波模式;按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器进行基线复位;或者,按照所述滤波模式对进行滤波处理的高通滤波器、陷波滤波器和低通滤波器进行基线复位。

[0121] 本实施例中,滤波模式可以包括:滤波类别和滤波阶次。一般来说,滤波类别用于标识滤波带宽,滤波类别包括:强滤波、监护和弱滤波;滤波阶次包括:低阶和高阶;在滤波处理的过程中,可以根据需要,对滤波类别和滤波阶次进行任意组合以得到相应的滤波模式。

[0122] 在本实施例中,在进行高通滤波时,对于滤波类别为强滤波或者监护,设定此时的高通滤波器为高阶FIR;在滤波类别为弱滤波时,设定此时的高通滤波器为低阶IIR。

[0123] 本实施例中,信号基线复位装置可以与上位机进行通讯,即通过和上位机的协议握手之后获取当前用户设置的滤波模式。

[0124] 进一步的,在上述实施例的基础上,复位单元74具体可以用于,在滤波类别为低阶IIR时,对应的基线复位方式为零值复位;在滤波类别为高阶FIR时,按照替换数据对所述处理信号进行复位,所述替换数据为符合预设心电周期性的历史处理数据。

[0125] 所述替换数据的时间长度不小于所述高通滤波器的阶数数据的时间长度和两个RR间期的时间长度中的较大值。

[0126] 具体的,在基线复位方式为替换数据复位时,获取待进行基线复位的滤波器的滤波模式;获取无干扰、且符合预设心电周期性的历史处理数据作为替换数据,用该替换数据替换待复位处理信号段,得到基线复位后的处理信号,可以有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响;采用基线复位后的处理信号进行信号计算以及波形显示,提高了信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0127] 具体的,在基线复位方式为替换数据复位时,获取待进行基线复位的滤波器;获取无干扰、且符合预设心电周期性的历史处理数据作为替换数据,然后从历史处理数据中选取相位与待复位处理信号段一致的信号段,用该信号段对滤波器进行复位处理,从而实现采用该信号段替换待复位处理信号段,得到基线复位后的处理信号,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响;采用基线复位后的处理信号进行信号计算以及波形显示,提高了信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0128] 本发明实施例的信号基线复位装置,通过获取生理信号检测装置采集的生理信

号;对所获取的生理信号进行滤波处理,得到处理信号;实时检测当前处理信号是否异常;若当前处理信号异常,则按照预设的方式对处理信号进行基线复位;若当前处理信号正常,则将处理信号作为分析信号,分析信号为用于后续进行处理和显示的信号,从而能够在处理信号异常时,按照预设的方式对处理信号进行基线复位,从而使得处理信号满足要求,避免增加基线恢复电路或者人工干预,且时效性好,有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响,提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。

[0129] 图8为本发明实施例提供的另一种信号基线复位装置的结构示意图。该信号基线复位装置包括:

[0130] 存储器1001、处理器1002及存储在存储器1001上并可在处理器1002上运行的计算机程序。

[0131] 处理器1002执行所述程序时实现上述实施例中提供的信号基线复位方法。

[0132] 进一步地,信号基线复位装置还包括:

[0133] 通信接口1003,用于存储器1001和处理器1002之间的通信。

[0134] 存储器1001,用于存放可在处理器1002上运行的计算机程序。

[0135] 存储器1001可能包含高速RAM存储器,也可能还包括非易失性存储器(non-volatile memory),例如至少一个磁盘存储器。

[0136] 处理器1002,用于执行所述程序时实现上述实施例所述的信号基线复位方法。

[0137] 如果存储器1001、处理器1002和通信接口1003独立实现,则通信接口1003、存储器1001和处理器1002可以通过总线相互连接并完成相互间的通信。所述总线可以是工业标准体系结构(Industry Standard Architecture,简称为ISA)总线、外部设备互连(Peripheral Component,简称为PCI)总线或扩展工业标准体系结构(Extended Industry Standard Architecture,简称为EISA)总线等。所述总线可以分为地址总线、数据总线、控制总线等。为便于表示,图8中仅用一条粗线表示,但并不表示仅有一根总线或一种类型的总线。

[0138] 可选的,在具体实现上,如果存储器1001、处理器1002及通信接口1003,集成在一块芯片上实现,则存储器1001、处理器1002及通信接口1003可以通过内部接口完成相互间的通信。

[0139] 处理器1002可能是一个中央处理器(Central Processing Unit,简称为CPU),或者是特定集成电路(Application Specific Integrated Circuit,简称为ASIC),或者是被配置成实施本发明实施例的一个或多个集成电路。

[0140] 本实施例还提供一种监护仪,包括:用于采集并输出生理信号的生理信号检测装置、以及与生理信号检测装置相连的上位机,所述上位机包括用于分析和处理生理信号参数的处理器和用于显示分析和处理结果的显示器;

[0141] 所述处理器包括如上所述的信号基线复位装置。

[0142] 本实施例中,生理信号检测装置、信号基线复位装置和上位机执行的具体功能可以参考图1或图2所示实施例,此处不再做详细说明。

[0143] 本实施例还提供一种非临时性计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,该程序被处理器执行时实现如上所述的信号基线复位方法。

[0144] 本实施例还提供一种计算机程序产品,当所述计算机程序产品中的指令处理器执

行时,实现如上所述的信号基线复位方法。

[0145] 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须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任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。

[0146] 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”的含义是至少两个,例如两个,三个等,除非另有明确具体的限定。

[0147] 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定制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。

[0148] 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(EPROM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。

[0149] 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。如,如果用硬件来实现和在另一实施方式中一样,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。

[0150] 本技术领域的普通技术人员可以理解实现上述实施例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。

[0151] 此外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理模块中,也可以

是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能模块的形式实现。所述集成的模块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时,也可以存储在一个计算机可读取存储介质中。

[0152] 上述提到的存储介质可以是只读存储器,磁盘或光盘等。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。

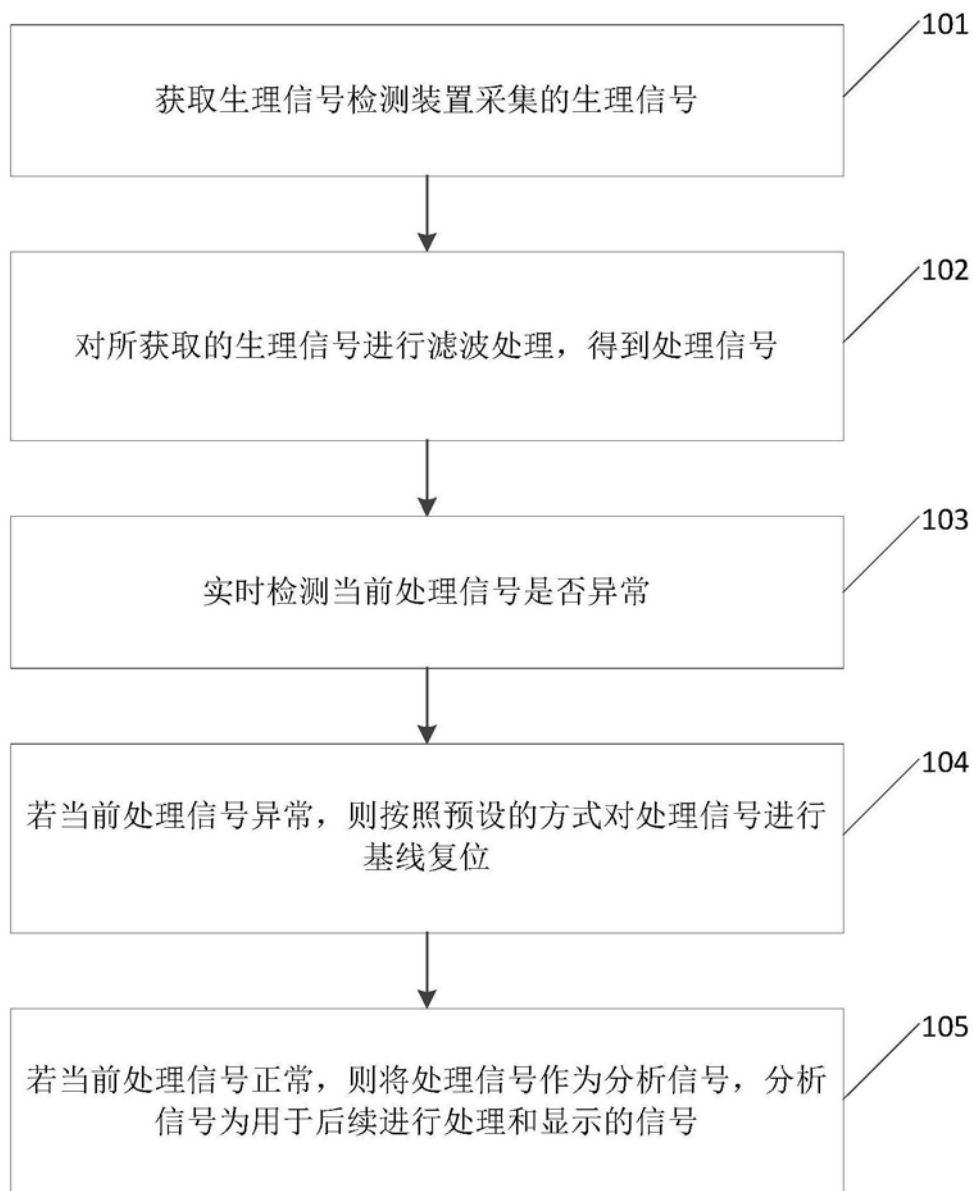


图1

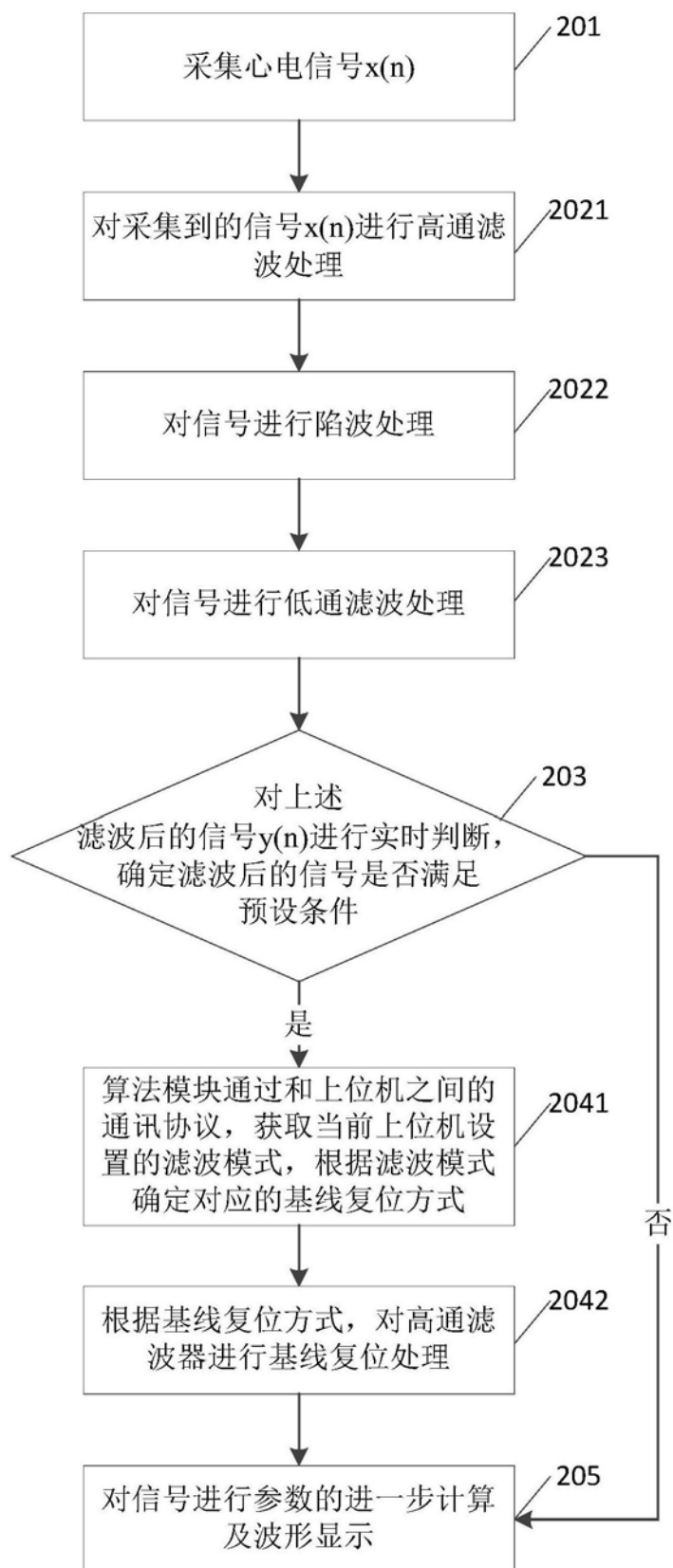


图2

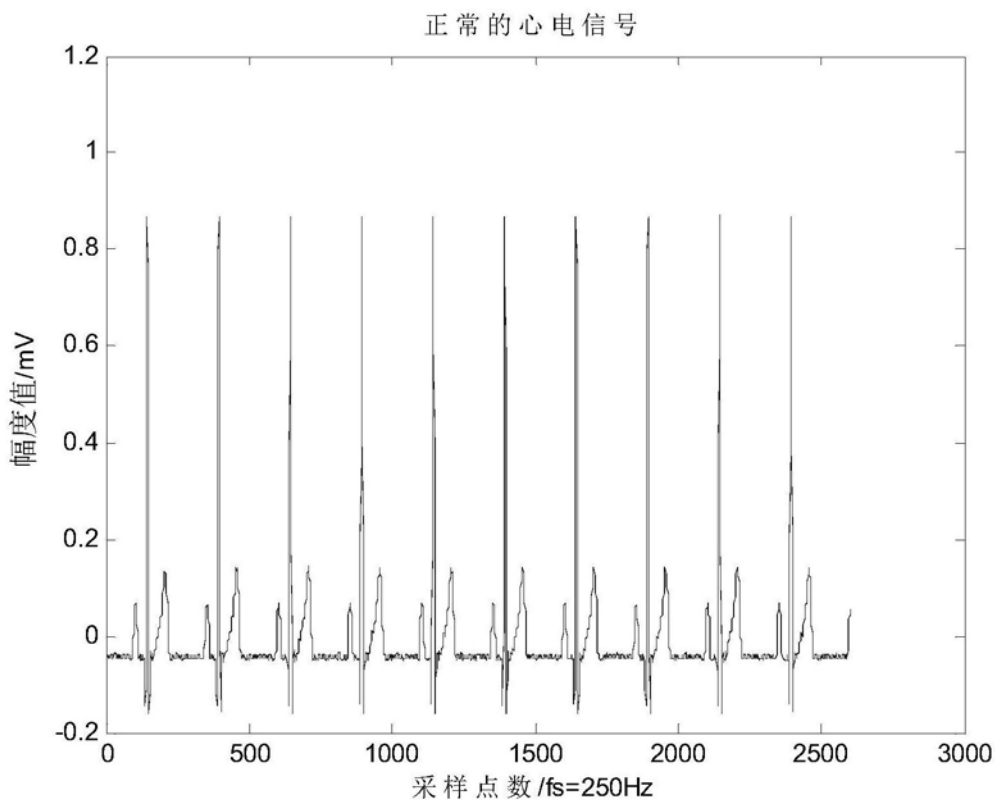


图3

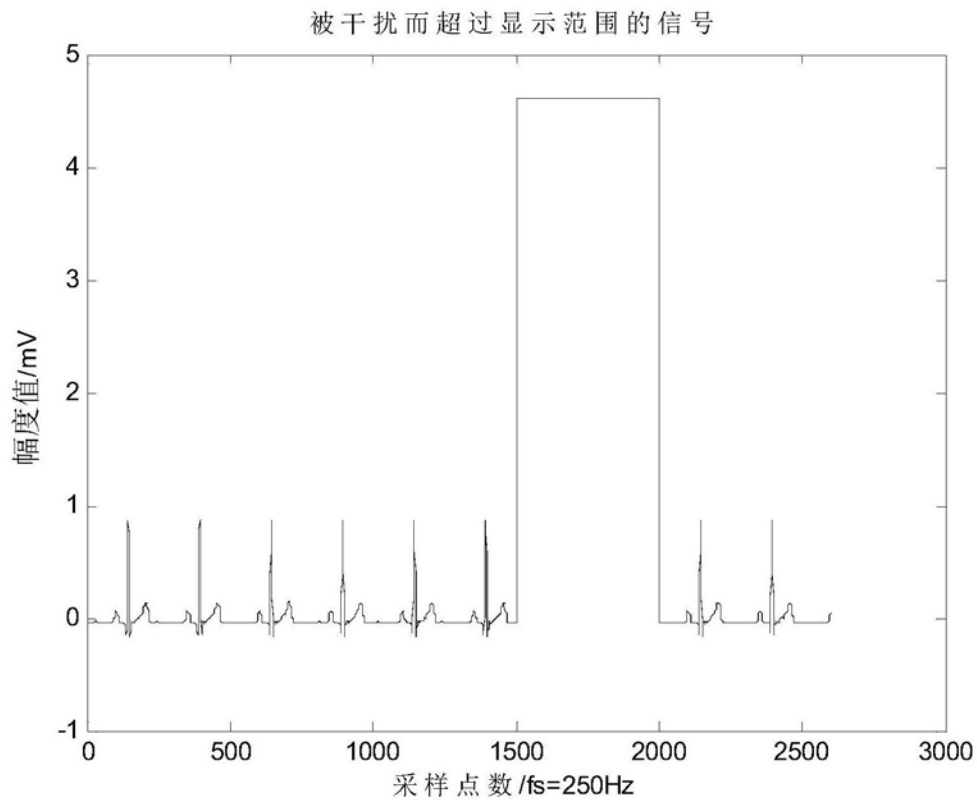


图4

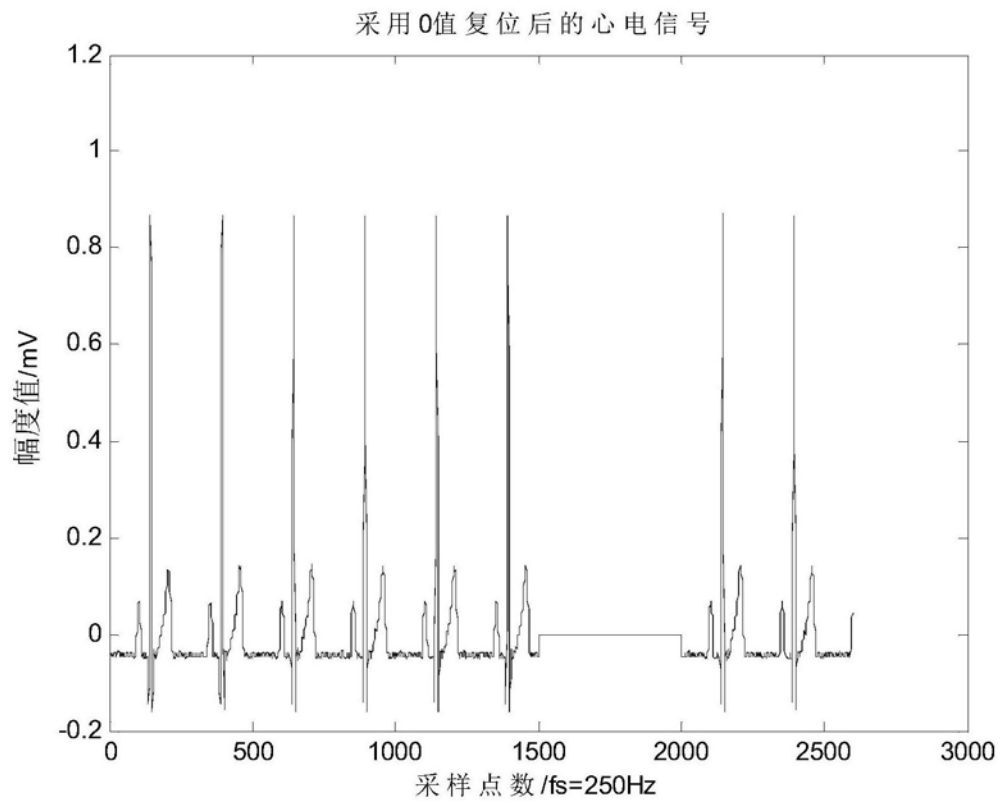


图5

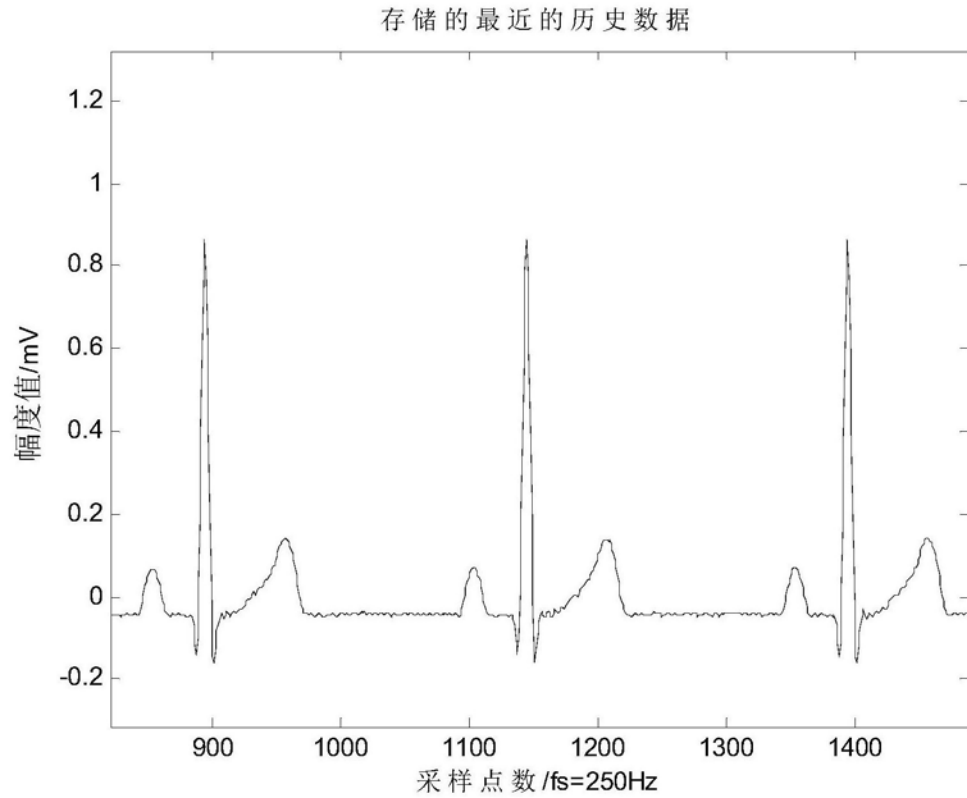


图6

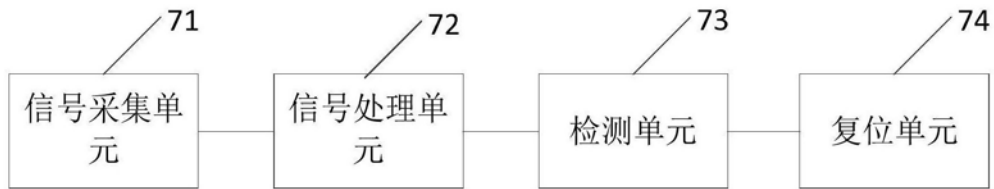


图7

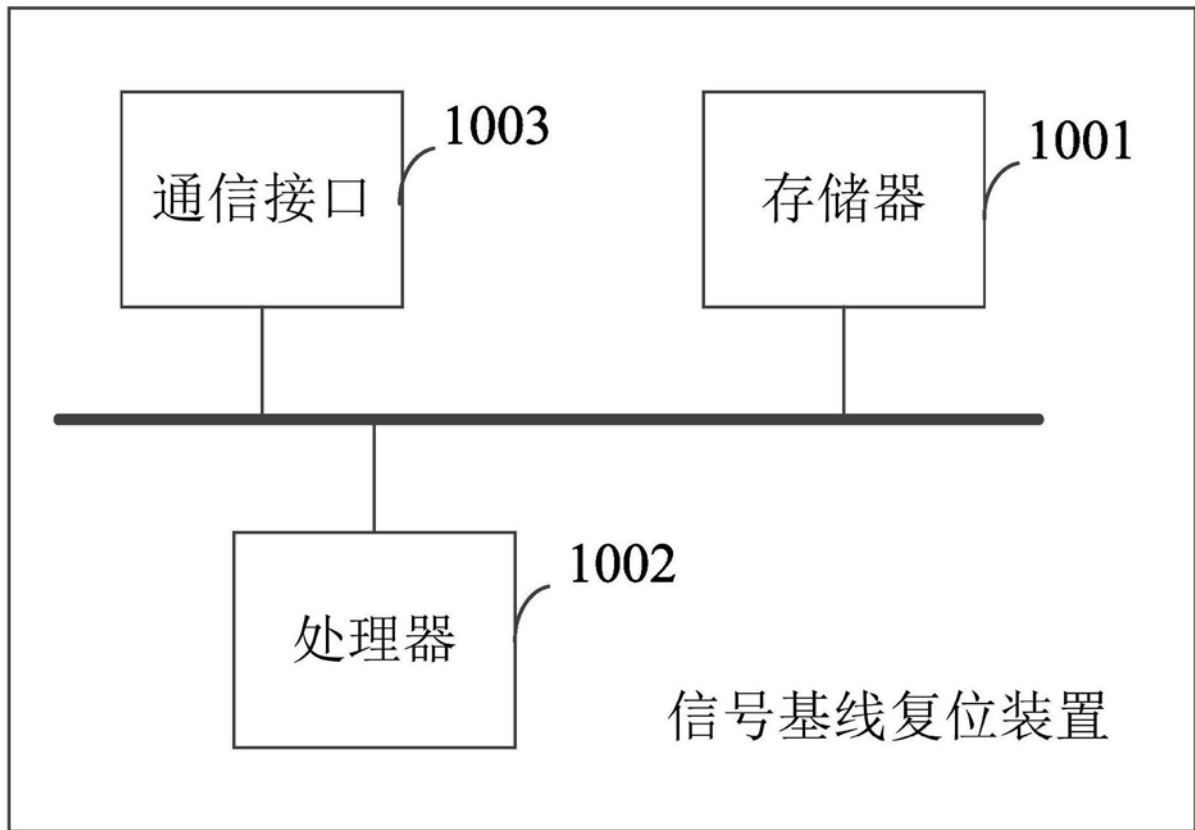


图8

专利名称(译)	一种信号基线复位方法、装置及监护仪		
公开(公告)号	CN110575159A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201810596251.9	申请日	2018-06-11
[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	朱珍珍		
发明人	朱珍珍		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	张润		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出一种信号基线复位方法、装置及监护仪，其中方法包括：获取生理信号检测装置采集的生理信号；对所获取的生理信号进行滤波处理，得到处理信号；实时检测当前处理信号是否异常；若当前处理信号异常，则按照预设的方式对处理信号进行基线复位；若当前处理信号正常，则将处理信号作为分析信号，分析信号为用于后续进行处理和显示的信号，从而能够在处理信号异常时，按照预设的方式对处理信号进行基线复位，从而使得处理信号满足要求，避免增加基线恢复电路或者人工干预，且时效性好，有效降低各种干扰对信号计算结果以及波形显示结果的影响，提高信号计算结果和波形显示结果的准确度。

