



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107224284 A

(43)申请公布日 2017. 10. 03

(21)申请号 201610176711.3

(22)申请日 2016.03.25

(71)申请人 深圳华清心仪医疗电子有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区西乡街道铁岗路蚝业工业园2栋厂房(二号厂房二层左侧)

(72)发明人 马亚全 王祥

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

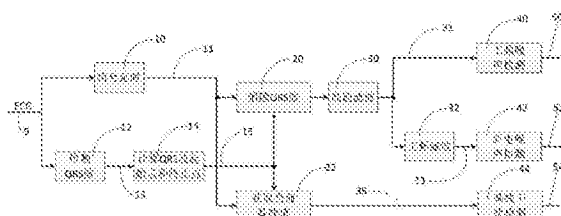
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统

(57)摘要

本发明涉及生物医学工程技术领域,具体公开了一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统。该噪声检测方法对心电信号综合波定位并得到其起始点和终止点,然后消除QRS波,同时得到该心搏的基线值,该基线值用于检测基线噪声的干扰情况,同时对消除QRS波后的信号做滤波处理,进行工频噪声和肌电噪声的检测。本发明在采集过程中根据噪声大小的不同,控制滤波器的开关,降低由于滤波器对信号的影响;同时根据噪声大小进行采集命令控制,实现心电信号的自动采集,减少人工干预。



1. 一种全数字心电信号的噪声检测方法,其特征在于,包括如下步骤:

S100、采集的模拟心电信号转换后得到数字心电信号;

S200、检测所述数字心电信号中的QRS波,将检测结果进行QRS波起始点和终止点的计算,进行QRS波成分消除,并获取当前基线值;

S300、对消除QRS波后的信号做高通滤波处理,并分别进行工频噪声检测和肌电噪声检测。

2. 根据权利要求1所述的噪声检测方法,其特征在于,所述步骤S200还包括如下步骤:

S201、所述数字心电信号分别进行信号延时处理获得延时信号,同时检测所述数字心电信号中的QRS波;

S202、将检测QRS波的结果进行QRS波起始点和终止点的计算,对所述延时信号进行QRS波成分消除;

S203、根据所述延时信号和QRS波起始点和终止点的计算结果,获取当前基线值。

3. 根据权利要求2所述的噪声检测方法,其特征在于,所述步骤S202中的步骤“对所述延时信号进行QRS波成分消除”,具体包括:对QRS波的起始点到终止点部分采用插值方法消除,如公式(1)所示:

$$y_n = \frac{y_{off} - y_{on}}{x_{off} - x_{on}} \times (x_n - x_{on}) + y_{on} \quad (1)$$

其中 x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的信号值, x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的时间值, y_n 和 x_n 分别表示当前需要插值的信号值和时间值。

4. 根据权利要求2所述的噪声检测方法,其特征在于,所述步骤S203中的所述当前基线值用于检测基线噪声的干扰情况。

5. 根据权利要求1所述的噪声检测方法,其特征在于,所述步骤S300中高通滤波处理的作用是滤除低频成分,所述低频成分包括基线、P波和T波;进行高通滤波处理后,分别进行如下处理:

S301、进行工频噪声干扰检测后输出工频噪声检测结果;

S302、进行工频滤波后将结果进行肌电噪声检测,并输出肌电噪声检测结果。

6. 根据权利要求1所述的噪声检测方法,其特征在于,所述步骤S302中,采用基于零极点对消的方式进行所述工频滤波,其中的工频频率为60Hz,采样率为500Hz,使用的转移函数如公式(2)所示:

$$H(z) = \frac{1 - 1.4579z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.4434z^{-1} + 0.9801z^{-2}} \quad (2)。$$

7. 一种全数字心电信号的噪声检测系统,其特征在于,包括:

检测QRS波模块(12),检测数字心电信号中的QRS波;

计算模块(14),根据所述检测QRS波模块(12)的检测结果进行QRS波起始点和终止点的计算,将结果分别送给消除QRS波模块(20)和基线值模块(22);消除QRS波模块(20),消除数字心电信号中的QRS波;基线值模块(22),获取当前基线值;

高通滤波模块(30),进行高通滤波后将结果分别送给工频噪声检测模块(40)和工频滤波模块(32);

工频噪声检测模块(40),进行工频噪声干扰检测后输出工频噪声检测结果(50);

工频滤波模块(32),进行工频滤波后将结果送给肌电噪声检测模块(42)输出肌电噪声检测结果(52)。

8.根据权利要求7所述的噪声检测系统,其特征在于,还包括:

信号延时模块(10),进行信号延时;消除QRS波模块(20),接收由信号延时模块(10)和计算模块(14)的信息,消除数字心电信号中的QRS波;基线值模块(22),接收由信号延时模块(10)和计算模块(14)的信息,获取当前基线值。

9.根据权利要求1所述的噪声检测系统,其特征在于,还包括:

基线干扰检测模块(44),根据所述基线值模块(22)输出的所述当前基线值,进行基线干扰检测,并输出基线干扰检测结果(54)。

10.根据权利要求9所述的噪声检测系统,其特征在于,根据所述工频噪声检测结果(50)、肌电噪声检测结果(52)、基线干扰检测结果(54),控制滤波器的开关,和/或进行采集命令控制,实现心电信号的自动采集。

一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学工程技术领域,特别是涉及一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统。

背景技术

[0002] 心电信号在采集的过程中,不可避免地会包含许多噪声,主要的有以下三种:基线干扰噪声、工频噪声和肌电噪声。这些噪声对计算机自动诊断或是人工诊断均会带来干扰,严重时甚至能导致错误的结论。因此在信号的采集中,往往加入噪声去除算法,通常采用滤波的方法。但由于噪声与心电信号的频率本身有一定范围的叠加,在滤除噪声的同时不可避免地会对有用的心电信号产生影响。

[0003] 同时,在心电信号的采集过程中,有的时候即便是加入了噪声去除算法,由于噪声干扰较大,采集的心电信号也无法作为实际有用信号进行分析,特别是对于经验不足的人员来说,由于对什么时候“噪声小”的概念较为模糊,在信号的采集中可能会做多次重复的、无意义的工作。

发明内容

[0004] 针对噪声消除会影响心电信号及信号采集时不能及时反映噪声大小的问题,本发明提供一种全数字心电信号噪声检测方法,实现心电信号采集或是分析过程中的噪声检测。

[0005] 本发明所采用的技术方案是:提供一种全数字心电信号的噪声检测方法,包括如下步骤:

[0006] S100、采集的模拟心电信号转换后得到数字心电信号;

[0007] S200、检测所述数字心电信号中的QRS波,将检测结果进行QRS波起始点和终止点的计算,进行QRS波成分消除,并获取当前基线值;

[0008] S300、对消除QRS波后的信号做高通滤波处理,并分别进行工频噪声检测和肌电噪声检测。

[0009] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测方法中,所述步骤S200还包括如下步骤:

[0010] S201、所述数字心电信号分别进行信号延时处理获得延时信号,同时检测所述数字心电信号中的QRS波;

[0011] S202、将检测QRS波的结果进行QRS波起始点和终止点的计算,对所述延时信号进行QRS波成分消除;

[0012] S203、根据所述延时信号和QRS波起始点和终止点的计算结果,获取当前基线值。

[0013] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测方法中,所述步骤S202中的步骤“对所述延时信号进行QRS波成分消除”,具体包括:对QRS波的起始点到终止点部分采用插值方法消除,如公式(1)所示:

$$[0014] \quad y_n = \frac{y_{off} - y_{on}}{x_{off} - x_{on}} \times (x_n - x_{on}) + y_{on} \quad (1)$$

[0015] 其中 x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的信号值, x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的时间值, y_n 和 x_n 分别表示当前需要插值的信号值和时间值。

[0016] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测方法中,所述步骤S203中的所述当前基线值用于检测基线噪声的干扰情况。

[0017] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测方法中,所述步骤S300中高通滤波处理的作用是滤除低频成分,所述低频成分包括基线、P波和T波;进行高通滤波处理后,分别进行如下处理:

[0018] S301、进行工频噪声干扰检测后输出工频噪声检测结果;

[0019] S302、进行工频滤波后将结果进行肌电噪声检测,并输出肌电噪声检测结果。

[0020] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测方法中,所述步骤S302中,采用基于零极点对消的方式进行所述工频滤波,其中的工频频率为60Hz,采样率为500Hz,使用的转移函数如公式(2)所示:

$$[0021] \quad H(z) = \frac{1 - 1.4579z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.4434z^{-1} + 0.9801z^{-2}} \quad (2)。$$

[0022] 本发明还提供了一种全数字心电信号的噪声检测系统,包括:

[0023] 检测QRS波模块,检测数字心电信号中的QRS波;

[0024] 计算模块,根据所述检测QRS波模块的检测结果进行QRS波起始点和终止点的计算,将结果分别送给消除QRS波模块和基线值模块;消除QRS波模块,消除数字心电信号中的QRS波;基线值模块,获取当前基线值;

[0025] 高通滤波模块,进行高通滤波后将结果分别送给工频噪声检测模块和工频滤波模块;

[0026] 工频噪声检测模块,进行工频噪声干扰检测后输出工频噪声检测结果;

[0027] 工频滤波模块,进行工频滤波后将结果送给肌电噪声检测模块输出肌电噪声检测结果。

[0028] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测系统中,还包括:

[0029] 信号延时模块,进行信号延时;消除QRS波模块,接收由信号延时模块和计算模块的信息,消除数字心电信号中的QRS波;基线值模块,接收由信号延时模块和计算模块的信息,获取当前基线值。

[0030] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测系统中,还包括:

[0031] 基线干扰检测模块,根据所述基线值模块输出的所述当前基线值,进行基线干扰检测,并输出基线干扰检测结果。

[0032] 在本发明提供的全数字心电信号的噪声检测系统中,根据所述工频噪声检测结果、肌电噪声检测结果、基线干扰检测结果,控制滤波器的开关,和/或进行采集命令控制,实现心电信号的自动采集。

[0033] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:在采集过程中根据噪声大小的不同,控制滤波器的开关,降低由于滤波器对信号的影响;同时根据噪声大小进行采集命令控制,实现心电信号的自动采集,减少人工干预。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域技术人员来讲,在无需付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1是本发明全数字心电信号的噪声检测系统的总体框图;

[0036] 图2是QRS波形检测流程图;

[0037] 图3是QRS波对消和高通滤波结果;

[0038] 图4是高通滤波的幅频响应;

[0039] 图5是工频噪声检测详细设计图;

[0040] 图6是低通滤波的幅频响应;

[0041] 图7是正弦信号发生器原理图;

[0042] 图8是工频滤波幅频响应;

[0043] 图9是肌电噪声检测详细设计图;

[0044] 图10是基线干扰检测详细设计图。

具体实施方式

[0045] 下面将结合实施例,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。

[0046] 本发明的主要创新点在于,提供一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统,对心电信号综合波定位并得到其起始点和终止点,然后消除QRS波,同时得到该心搏的基线值,该基线值用于检测基线噪声的干扰情况,同时对消除QRS波后的信号做滤波处理,进行工频噪声和肌电噪声的检测。

[0047] 本发明的实施例和附图中,Frequency表示频率,单位Hz;Magnitude表示幅度,单位dB,即分贝。

[0048] 下面结合附图对本发明做进一步说明。图1示出了本发明全数字心电信号的噪声检测系统的总体框图,如图1所示,采集的模拟心电信号经“模/数”转换后得到数字心电信号(即为图1中的ECG信号9),信号9分别进入信号延时模块10(信号延时)和检测QRS波模块12(检测QRS波),信号延时模块10保证后面处理的信号同步,而检测QRS波模块12进行QRS波的检测然后将结果送给计算模块14(计算QRS波起始点和终止点)进行QRS波起始点和终止点的计算,将结果分别送给消除QRS波模块20(消除QRS波)和基线值模块22(获取当前基线值)。基线值模块22接收由信号延时模块10和计算模块14的信息获取当前基线值,将结果送给基线干扰检测模块44(基线干扰检测)输出基线干扰检测结果54。消除QRS波模块20接收由信号延时模块10和计算模块14的信息,将原始ECG信号中的QRS波成分消除,然后送给高通滤波模块30(高通滤波),高通滤波模块30进行高通滤波后将结果分别送给工频噪声检测模块40(工频噪声检测)和工频滤波模块32(工频滤波),工频噪声检测模块40进行工频噪声干扰检测后输出工频噪声检测结果50;工频滤波模块32进行工频滤波后将结果送给肌电噪声检测模块42(肌电噪声检测)输出肌电噪声检测结果52。

[0049] 图2为检测QRS波模块12的流程图,采用Pan的方法([1]Pan J,Tompkins W J.A

real-time QRS detection algorithm[J].Biomedical Engineering,IEEE Transactions on,1985(3):230-236),对心电信号进行滤波后,依次进行差分、平方和移动平均处理,最后寻找峰值,找到峰值后与阈值进行比较以判断是否找到QRS波并更新阈值,同时将结果13送给计算模块14计算QRS波的起始点和终止点,得到结果15。

[0050] 图3为消除QRS波模块20和高通滤波模块30为利用信息15对信号11处理的结果。图中a为一个受噪声干扰的心电信号波形,b为消除QRS波模块20处理的结果,对QRS波的起始点到终止点部分采用插值方法消除,采用线性插值的方法避免对后面的噪声检测带来影响,如公式(1)所示。

$$[0051] \quad y_n = \frac{y_{off} - y_{on}}{x_{off} - x_{on}} \times (x_n - x_{on}) + y_{on} \quad (1)$$

[0052] 其中 x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的信号值, x_{off} 和 x_{on} 分别表示终止点和起始点的时间值, y_n 和 x_n 分别表示当前需要插值的信号值和时间值。

[0053] 图4为高通滤波器的幅度响应,高通滤波器的主要作用是滤除基线、P波和T波等低频成分,采用切比雪夫II型的IIR进行滤波器设计;图3中c为高通滤波的结果。

[0054] 高通滤波后,信号31进入工频噪声检测模块40进行工频噪声的检测。图5为工频噪声检测模块40的详细设计图,工频噪声检测模块402正弦信号发生器,分别发出50/60Hz的正弦和余弦信号(正弦信号发生器发出的信号频率与ECG信号9的工频信号一致),其中信号400为余弦信号,信号401为正弦信号。信号31分别与信号400和信号401做乘积后分别通过低通滤波器403和低通滤波器404,两个滤波器采用相同的设计方法,均为截止频率为0.2的IIR(Infinite Impulse Response,无限脉冲响应)低通滤波器,其幅频响应如图6所示。低通滤波后,信号分别进入工频噪声检测模块405和工频噪声检测模块406进行平方后进行求和,将结果送往工频噪声检测模块407与阈值进行比较,将比较结果送往工频噪声检测模块408(工频噪声状态),若求和值大于阈值,则工频噪声检测模块408的输出为工频噪声存在,否则输出为工频噪声不存在。

[0055] 图7为工频噪声检测模块402正弦信号发生器的实现形式,采用一个类似IIR的方法,模块450、模块456和模块458为常量系数,表示输入信号经过模块后会与模块系数相乘后输出;模块452和模块454表示信号延时一个单位。

[0056] 图8为工频滤波模块32的幅频响应图,采用基于零极点对消的方式设计工频滤波器,其中的工频频率为60Hz,采样率为500Hz,滤波器的转移函数如公式(2)所示。

$$[0057] \quad H(z) = \frac{1 - 1.4579z^{-1} + z^{-2}}{1 - 1.4434z^{-1} + 0.9801z^{-2}} \quad (2)$$

[0058] 信号31经工频滤波模块32工频滤波后,将结果信号33送往肌电噪声检测模块42进行肌电噪声检测。图9为肌电噪声检测模块42的详细设计图。输入信号33首先经过肌电噪声检测模块420进行绝对值运算,然后将结果460送往肌电噪声检测模块421进行样本延时操作,肌电噪声检测模块421的样本延时长度为50ms并输出结果461,信号461与460进入肌电噪声检测模块422进行求和操作输出结果462,信号462与463进入肌电噪声检测模块423进行求和操作后输出结果464,其中信号463为信号464经过延时肌电噪声检测模块424进行一个采样点延时后的结果。信号464进入肌电噪声检测模块425与设定阈值进行比较,将结果送给肌电噪声检测模块426,肌电噪声检测模块426根据肌电噪声检测模块425的输出最后

的肌电噪声状态52,若信号464大于阈值,则状态52为肌电噪声存在,否则为肌电噪声不存在。

[0059] 图10为基线干扰检测模块44的详细设计图。在基线值模块22获取当前基线值信号35后,将结果送往基线干扰检测模块440,基线干扰检测模块440判断零电位是否初始化完成,若未进行初始化,则进入基线干扰检测模块442进行零电位的初始化,然后将结果送往基线干扰检测模块445,基线干扰检测模块442在进行零电位初始化后,将零电位初始化状态置为真,使得下次进入基线干扰检测模块440的结果判断为真;若已经初始化完成,则进入基线干扰检测模块441,将当前基线值与零电位做差后取绝对值,然后将结果与阈值比较,若小于阈值,则进入基线干扰检测模块444进行零电位更新,然后将结果送往基线干扰检测模块445,若基线干扰检测模块443比较结果大于阈值,直接将结果送往基线干扰检测模块445。基线干扰检测模块445根据输入的信号进行基线干扰状态的判断并输出结果54,若由基线干扰检测模块442或基线干扰检测模块444输入的结果,则状态54为基线干扰不存在;若由基线干扰检测模块443经比较后直接输入基线干扰检测模块445,则状态54为基线干扰存在。

[0060] 本发明的全数字心电信号的噪声检测系统,根据工频噪声检测结果(50)、肌电噪声检测结果(52)、基线干扰检测结果(54),即根据采集过程中根据噪声大小的不同,控制滤波器的开关,降低由于滤波器对信号的影响;同时根据噪声大小进行采集命令控制,实现心电信号的自动采集,减少人工干预。

[0061] 需要特殊说明的是,以上技术方案仅用于说明本发明而不适用于限制本发明的范围。此外,在阅读了本发明的内容之后,本领域技术人员可以对本发明做出改动或修改,这些等价形式同样在本申请所附权利要求书所限定的范围之内。

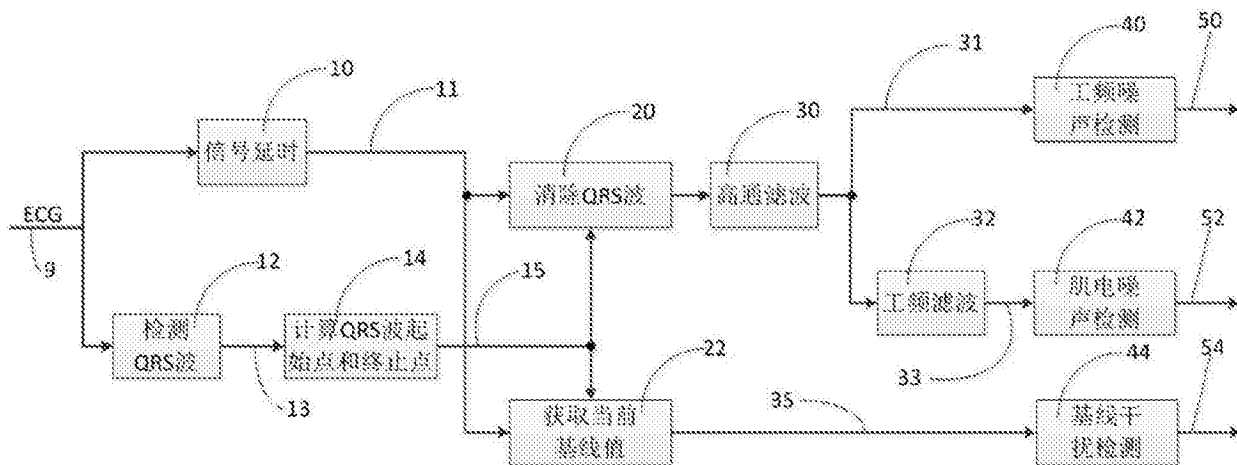


图1

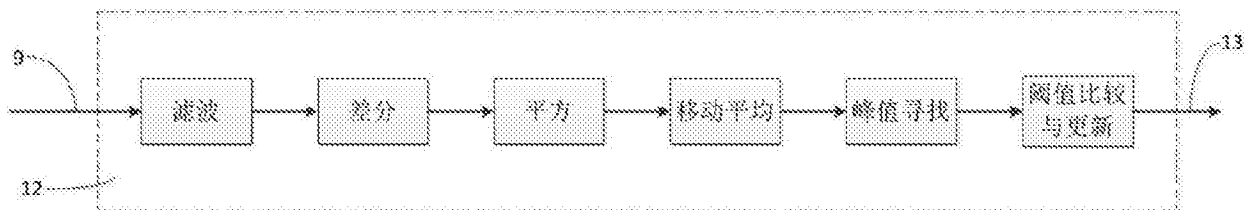


图2

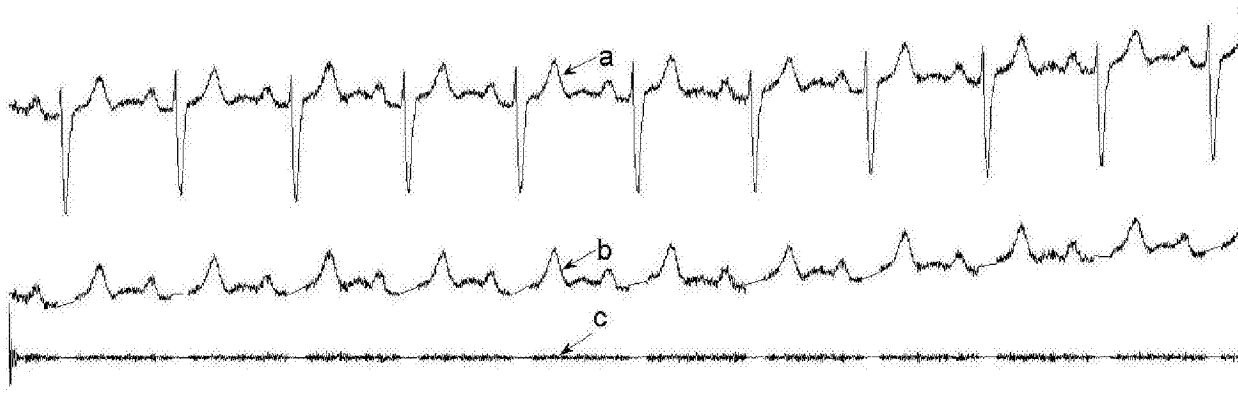


图3

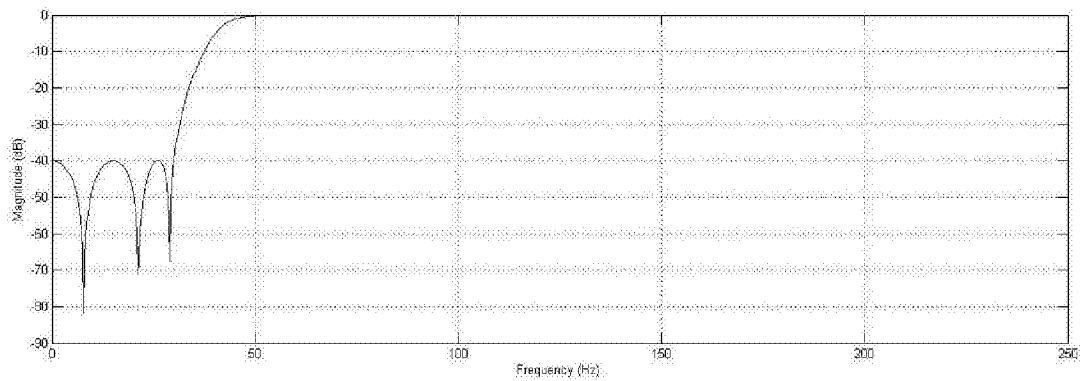


图4

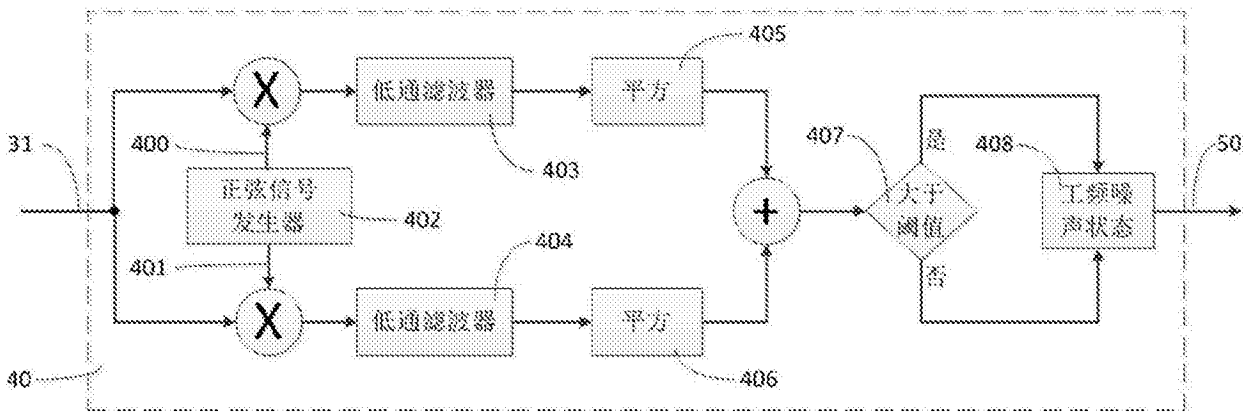


图5

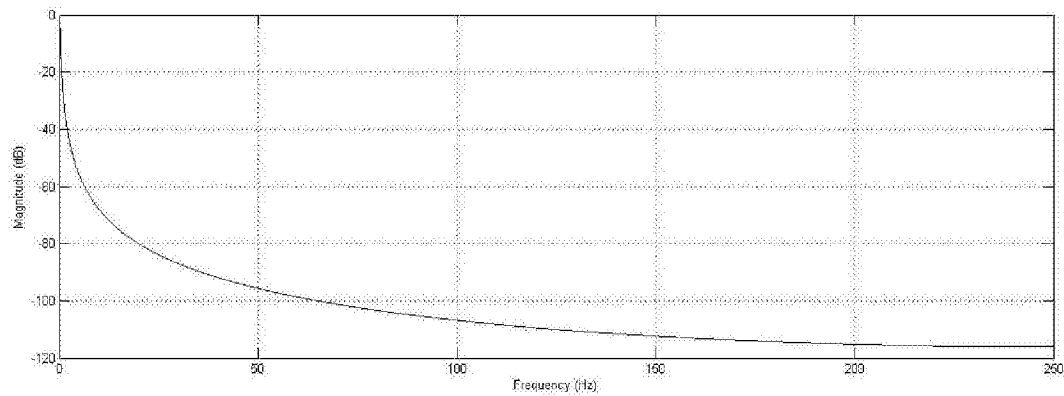


图6

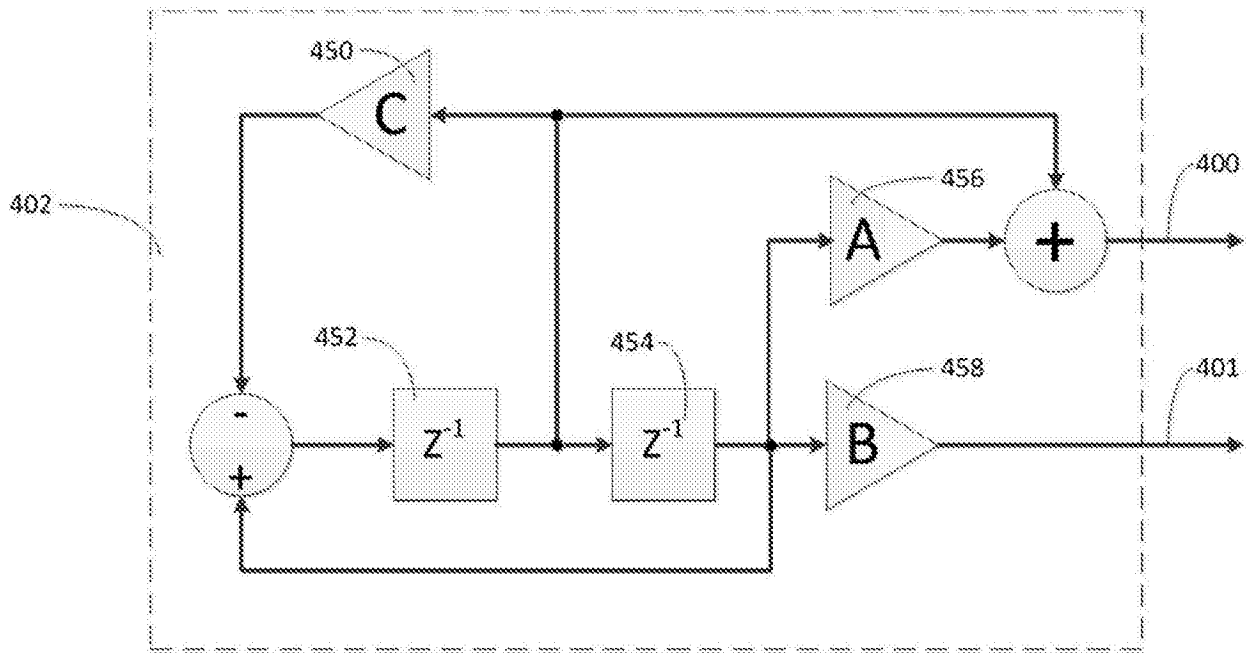


图7

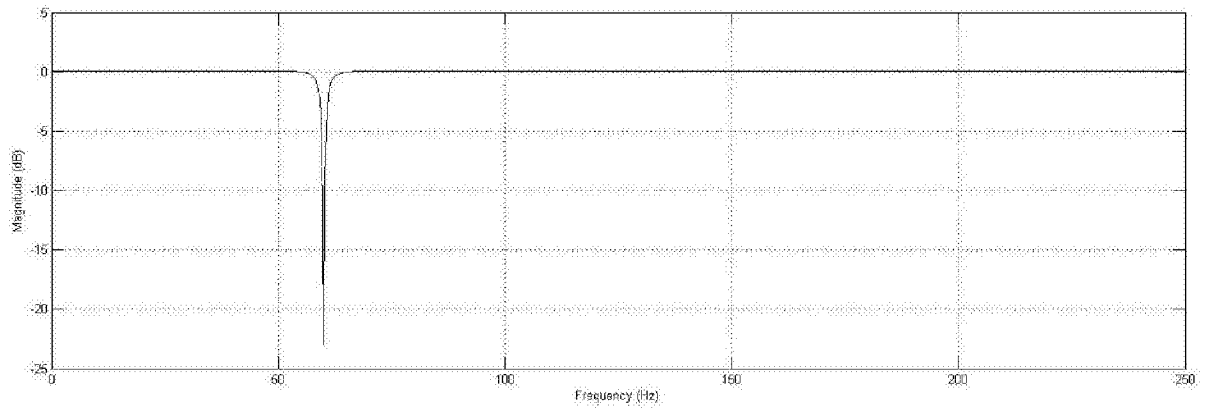


图8

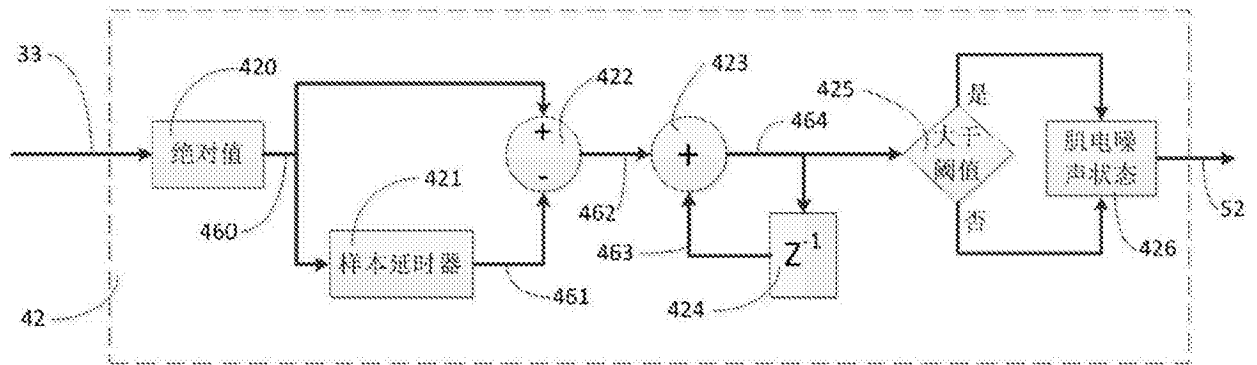


图9

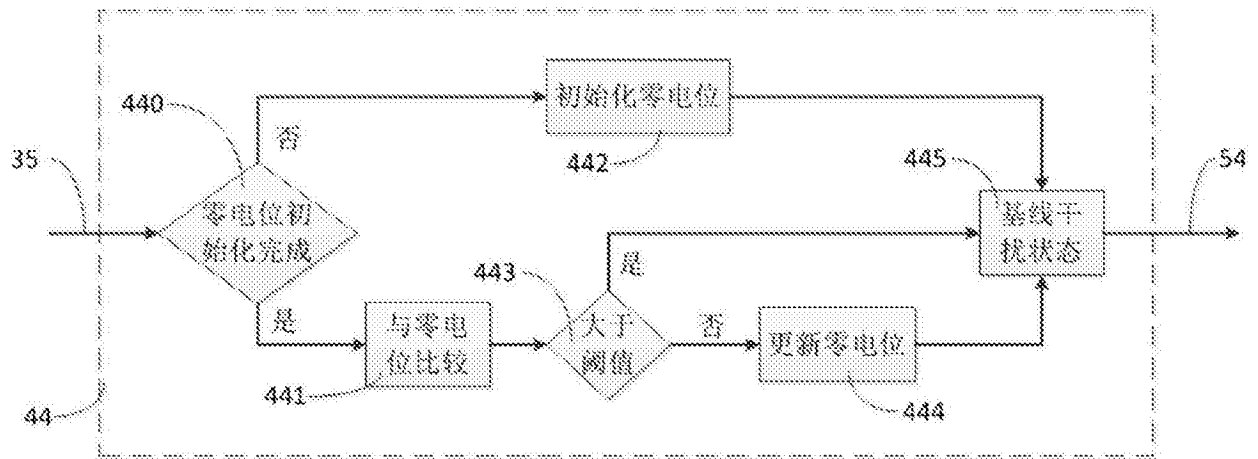


图10

专利名称(译)	一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统		
公开(公告)号	CN107224284A	公开(公告)日	2017-10-03
申请号	CN201610176711.3	申请日	2016-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳华清心仪医疗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳华清心仪医疗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳华清心仪医疗电子有限公司		
[标]发明人	马亚全 王祥		
发明人	马亚全 王祥		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	郭伟刚		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及生物医学工程技术领域，具体公开了一种全数字心电信号的噪声检测方法及系统。该噪声检测方法对心电信号综合波定位并得到其起始点和终止点，然后消除QRS波，同时得到该心搏的基线值，该基线值用于检测基线噪声的干扰情况，同时对消除QRS波后的信号做滤波处理，进行工频噪声和肌电噪声的检测。本发明在采集过程中根据噪声大小的不同，控制滤波器的开关，降低由于滤波器对信号的影响；同时根据噪声大小进行采集命令控制，实现心电信号的自动采集，减少人工干预。

