



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106691376 A

(43)申请公布日 2017.05.24

(21)申请号 201611095827.0

(22)申请日 2016.11.30

(71)申请人 深圳市科曼医疗设备有限公司

地址 518052 广东省深圳市南山区南山大道南油第四工业区五栋七楼南侧、四栋六层、四栋一层

(72)发明人 李尔松 王兴红 邹海涛

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 生启

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/042(2006.01)

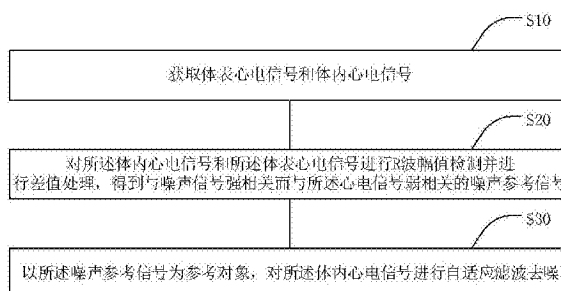
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

心电信号自适应滤波方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种心电信号自适应滤波方法，通过获取体表心电信号和体内心电信号，对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理，得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号，然后以所述噪声参考信号为参考对象，对所述体内心电信号进行自适应滤波去噪。本发明还涉及一种心电信号自适应滤波装置，包括信号采集器、递归滤波器、自适应滤波器以及加权分析器，该装置能够通过上述心电信号自适应滤波方法实现对体内心电信号的自适应滤波去噪。



1. 一种心电信号自适应滤波方法,包括:

获取体表心电信号和体内心电信号;

对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号;

以所述噪声参考信号为参考对象,对所述体内心电信号进行自适应滤波去噪。

2. 根据权利要求1所述的心电信号自适应滤波方法,其特征在于,所述对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号,包括:

对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行初步处理,去除干扰;

以初步处理后的所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理;

对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权系数的相减,得到所述噪声参考信号。

3. 根据权利要求2所述的心电信号自适应滤波方法,其特征在于,所述对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行初步处理,去除干扰,包括:

对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行高通滤波,去除漂移;

对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行低通滤波,去除肌电干扰;

对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行工频陷波,去除工频干扰。

4. 根据权利要求2所述的心电信号自适应滤波方法,其特征在于:所述以初步处理后的所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理,包括:

对所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值进行检测;

获取所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值并计算得到所述体表心电信号与所述体内心电信号的R波幅值的比例系数;

将所述体内心电信号与所述比例系数相乘,使得所述体内心电信号的幅值与所述体表心电信号幅值相近。

5. 根据权利要求2所述的心电信号自适应滤波方法,其特征在于:所述对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行加权系数的相减,得到所述噪声参考信号,包括:

获取所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号;

将所述体表心电信号减去经过幅度归一化处理的所述体内心电信号,得到所述噪声参考信号。

6. 根据权利要求1所述的心电信号自适应滤波方法,其特征在于,所述以噪声参考信号为参考,对体内心电信号进行自适应滤波去噪,包括:

获取所述体内心电信号和所述噪声参考信号,所述体内心电信号包括有效心电信号和噪声信号;

对所述噪声参考信号进行自适应滤波,得到输出信号,所述输出信号与所述有效心电信号弱相关而与所述噪声信号强相关;

对所述输出信号与所述体内心电信号进行加权分析,得到误差信号的均方差;

调整自适应滤波的系数,当所述误差信号的均方差值达到最小时,所述体内心电信号中的噪声信号被去除,得到所述有效心电信号。

7. 一种心电信号自适应滤波装置,包括信号采集器、递归滤波器、自适应滤波器以及加权分析器,

所述信号采集器被配置为获取心电信号,所述心电信号包括体表心电信号以及体内心电信号;

所述递归滤波器被配置为对所述信号采集器采集到的心电信号进行去噪处理,去除心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰,得到相应的噪声参考信号;

所述自适应滤波器被配置为对所述噪声参考信号进行滤波,得到相应的输出信号;

所述加权分析器被配置为对所述体内心电信号和所述输出信号进行分析,得到误差信号的均方差。

8. 根据权利要求7所述的心电信号自适应滤波装置,其特征在于:所述递归滤波器包括带通滤波器、工频陷波器、归一化处理器以及加权相减器,

所述带通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除漂移以及肌电干扰;

所述工频陷波器被配置为对所述心电信号进行工频陷波,去除工频干扰;

所述归一化处理器被配置为以所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理;

所述加权相减器被配置为对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权相减得到所述噪声参考信号。

9. 根据权利要求8所述的心电信号自适应滤波装置,其特征在于,所述带通滤波器包括高通滤波器和低通滤波器,

所述高通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除漂移;

所述低通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除肌电干扰。

10. 根据权利要求7所述的心电信号自适应滤波装置,其特征在于,所述自适应滤波器还被配置为通过调整系数来改变误差信号的均方差值,当误差信号的均方差值达到最小时,所述自适应滤波器的输出信号接近于所述体内心电信号中包括的噪声信号,进而使所述心电信号自适应装置的输出信号接近于所述有效心电信号。

心电信号自适应滤波方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别是涉及一种心电信号自适应滤波方法及装置。

背景技术

[0002] PICC(Peripherally Inserted Central Venous Catheters,经外周静脉穿刺中心静脉置管)手术过程中医护人员通常会采用ECG(electrocardiogram,心电图)波形辅助定位的方式,以导管内导丝为电极,获取体内心电波形数据。医护人员通过观察穿刺过程中心电波形的改变,判断导管是否精准的穿刺到上腔静脉靠近右心房交界处,如导管穿刺位置过浅或过深,会引起血栓、静脉炎、静脉壁腐蚀、静脉穿孔、心肌穿孔等并发症。

[0003] 在穿刺过程中,导丝在静脉内处于移动状态,会引入电极移动的干扰,且静脉内血液的流动、穿刺过程中的肌肉收缩,都会引入噪声,影响心电波形质量。心电波形上叠加的噪声会影响医护人员的分析,PICC穿刺过程中心电波形的改变主要是P波的改变,且心电波形的P波幅度较低,心电信号干扰严重时会淹没P波,直接导致医护人员失去判断依据,只能依靠经验盲插,再采用X线辅助定位,ECG辅助定位失去意义。

[0004] 传统的方法中,通过获取穿刺过程中的体内心电数据,对采集到的信号进行高通滤波去除漂移,低通滤波去除肌电干扰,工频陷波去除工频干扰,以上方式属于数字信号处理中的通用方法,在干扰程度较小时有一定效果,干扰较大或干扰信号与心电频率段接近时,则效果并不显著。PICC穿刺过程中,体内心电信号存在有很强的干扰,且干扰信号幅度一般较大,如不能有效去除干扰信号,会影响医护人员对穿刺过程中心电波形改变程度的判断。传统的心电信号的滤波对频率段与心电信号频率段接近的干扰信号不能有效抑制,不能有效的去除体内心电波形信号上的干扰。

发明内容

[0005] 基于此,有必要针对传统的心电信号的滤波对频率段与心电信号频率段接近的干扰信号不能有效抑制,不能有效的去除体内心电波形信号上的干扰问题,提供一种心电信号自适应方法及装置。

[0006] 一种心电信号自适应滤波方法,包括:

[0007] 获取体表心电信号和体内心电信号;

[0008] 对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号;

[0009] 以所述噪声参考信号为参考对象,对所述体内心电信号进行自适应滤波去噪。

[0010] 在其中一个实施例中,对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号,包括:

[0011] 对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行初步处理,去除干扰;

- [0012] 以初步处理后的所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理;
- [0013] 对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权系数的相减,得到所述噪声参考信号。
- [0014] 在其中一个实施例中,对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行初步处理,去除干扰,包括:
- [0015] 对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行高通滤波,去除漂移;
- [0016] 对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行低通滤波,去除肌电干扰;
- [0017] 对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行工频陷波,去除工频干扰。
- [0018] 在其中一个实施例中,以初步处理后的所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理,包括:
- [0019] 对所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值进行检测;
- [0020] 获取所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值并计算得到所述体表心电信号与所述体内心电信号的R波幅值的比例系数;
- [0021] 将所述体内心电信号与所述比例系数相乘,使得所述体内心电信号的幅值与所述体表心电信号幅值相近。
- [0022] 在其中一个实施例中,对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行加权系数的相减,得到所述噪声参考信号,包括:
- [0023] 获取经过幅度归一化处理的所述体表心电信号和所述体内心电信号;
- [0024] 将所述体表心电信号减去经过幅度归一化处理的所述体内心电信号,得到所述噪声参考信号。
- [0025] 在其中一个实施例中,以噪声参考信号为参考,对体内心电信号进行自适应滤波去噪,包括:
- [0026] 获取所述体内心电信号和所述噪声参考信号,所述体内心电信号包括有效心电信号和噪声信号;
- [0027] 对所述噪声参考信号进行自适应滤波,得到输出信号,所述输出信号与所述有效心电信号弱相关而与所述噪声信号强相关;
- [0028] 对所述输出信号与所述体内心电信号进行加权分析,得到误差信号的均方差;
- [0029] 调整自适应滤波的系数,当所述误差信号的均方差值达到最小时,所述体内心电信号中的噪声信号被去除,得到所述有效心电信号。
- [0030] 一种心电信号自适应滤波装置,包括信号采集器、递归滤波器、自适应滤波器以及加权分析器,
- [0031] 所述信号采集器被配置为获取心电信号,所述心电信号包括体表心电信号以及体内心电信号;
- [0032] 所述递归滤波器被配置为对所述信号采集器采集到的心电信号进行去噪处理,去除心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰,得到相应的噪声参考信号;
- [0033] 所述自适应滤波器被配置为对所述噪声参考信号进行滤波,得到相应的输出信号;
- [0034] 所述加权分析器被配置为对所述体内心电信号和所述输出信号进行分析,得到误

差信号的均方差。

[0035] 在其中一个实施例中,所述递归滤波器包括带通滤波器、工频陷波器、归一化处理器以及加权相减器,

[0036] 所述带通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除漂移以及肌电干扰;

[0037] 所述工频陷波器被配置为对所述心电信号进行工频陷波,去除工频干扰;

[0038] 所述归一化处理器被配置为以所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理;

[0039] 所述加权相减器被配置为对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权相减得到所述噪声参考信号。

[0040] 在其中一个实施例中,所述带通滤波器包括高通滤波器和低通滤波器,所述高通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除漂移;所述低通滤波器被配置为对所述心电信号进行滤波,去除肌电干扰。

[0041] 在其中一个实施例中,所述自适应滤波器还被配置为通过调整系数来改变误差信号的均方差值,当误差信号的均方差值达到最小时,所述自适应滤波器的输出信号接近于所述体内心电信号中包括的噪声信号,进而使所述心电信号自适应装置的输出信号接近于所述有效心电信号。

[0042] 上述心电信号自适应滤波方法及装置,首先获取体内心电信号与体表心电信号,并进行初步的11R滤波去噪,去除心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰;再对体内心电信号进行特殊处理,保证处理后的体内心电信号与体表心电信号幅值相近,然后采用体表心电信号与处理后的体内心电信号加权相减的方式,得到与心电信号近似无关而与噪声信号强相关的噪声参考信号;进而以得到的噪声参考信号做参考,对体内心电信号做自适应滤波进行噪声消除。因此,上述方法及装置能够较好的去除体内心电信号中的干扰,得到干扰小、稳定的体内信号波形,能够更好的帮助医护人员对心电波形的判断。

[0043] 此外,上述方法及装置在处理心电波形的过程中,通过自适应滤波,减少了有效心电信号的畸变,能够较为不失真的反映病人心电波形。避免了传统的方法中,仅通过获取穿刺过程中的体内心电信号波形,对采集到的信号进行高通滤波去除漂移,低通滤波去除肌电干扰,工频陷波去除工频干扰的滤波方式,会导致心电波形畸变较大的问题。

附图说明

[0044] 图1为一个实施例中心电信号自适应滤波方法流程图;

[0045] 图2为另一个实施例中心电信号自适应滤波方法流程图;

[0046] 图3为一个实施例中心电信号自适应滤波方法中信号初步处理流程图;

[0047] 图4为一个实施例中心电信号自适应滤波方法中归一化处理流程图;

[0048] 图5为一个实施例中心电信号自适应滤波方法中加权系数相减流程图;

[0049] 图6为再一个实施例中心电信号自适应滤波方法流程图;

[0050] 图7为一个实施例中心电信号自适应滤波方法中自适应滤波去噪原理图;

[0051] 图8为一个实施例中心电信号自适应滤波装置结构图;

[0052] 图9为另一个实施例中心电信号自适应滤波装置结构图。

具体实施方式

[0053] 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。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。

[0054] 如图1所示,在一个实施例中,提供了一种自适应滤波方法,该方法包括:

[0055] 步骤S10:获取体表心电信号和体内心电信号。

[0056] 其中,传统的方法中,应用较多的是只获取穿刺过程中的体内心电数据,没有体表心电数据做参考;或者有体表的心电信号,但不针对体内心电信号做特殊处理。因此,本方法同时获取体内心电信号和体表心电信号,并做相应特殊处理,实现自适应滤波。

[0057] 步骤S20:对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号。

[0058] 其中,心电图是由一系列的波组所构成,每个波组代表着每一个心动周期。一个波组包括P波、QRS波群、T波及U波。而典型的QRS波群包括三个紧密相连的波,第一个向下的波称为Q波,继Q波后的一个高尖的直立波称为R波,R波后向下的波称为S波。因其紧密相连,且反映了心室电激动过程,故统称为QRS波群。这个波群反映了左、右两心室的除极过程。对所获取到的心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理,得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号。

[0059] 步骤S30:以所述噪声参考信号为参考对象,对所述体内心电信号进行自适应滤波去噪。

[0060] 其中,心电波形上叠加的噪声会影响医护人员进行相应的分析,通过上述步骤的处理,得到的噪声参考信号可作为参考对象,对体内心电信号进行自适应滤波去噪,去除相应噪声造成的影响。

[0061] 如图2所示,在一个实施例中,步骤S20包括:

[0062] 步骤S200:对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行初步处理,去除干扰。

[0063] 其中,初步处理过程中,能够去除相应的心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰。

[0064] 步骤S210:以初步处理后的所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理。

[0065] 其中,因体表心电信号与体内心电信号的幅度不一致,需要以体表心电信号为基准,对体内心电信号进行近似的幅度归一化处理,保证处理后的体表心电信号与体内心电信号幅值相近,便于后续的处理。

[0066] 步骤S220:对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权系数的相减,得到所述噪声参考信号。

[0067] 其中,通过步骤S210的幅度归一化处理,再对幅度归一化处理后的心电信号进行加权系数的相减,得到与心电信号近似弱相关而与噪声信号强相关的噪声参考信号。

[0068] 如图3所示,在一个实施例中,步骤S200包括:

[0069] 步骤S202:对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行高通滤波,去除漂移。

[0070] 其中,高通滤波(high-pass filter)是一种过滤方式,规则为高频信号能正常通过,而低于设定临界值的低频信号则被阻隔、减弱。由于只对低于某一给定频率以下的频率成分有衰减作用,而允许这个截止频率以上的频率成分通过,并且没有相位移的滤波过程,因此主要用来消除低频噪声,去除漂移。

[0071] 步骤S204:对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行低通滤波,去除肌电干扰。

[0072] 其中,低通滤波(Low-pass filter)是一种过滤方式,规则为低频信号能正常通过,而超过设定临界值的高频信号则被阻隔、减弱。低通滤波可以简单的认为:设定一个频率点,当信号频率高于这个频率时不能通过,在数字信号中,这个频率点也就是截止频率,当频域高于这个截止频率时,则全部赋值为0。因为在这一处理过程中,让低频信号全部通过,所以称为低通滤波。由于肌电干扰为人体多种电现象混杂在一起,某一生理量有时是信号,在另一场合则可能是噪声,即被测生理变量以外的人体电现象所引起的噪声。肌电干扰由人体肌肉颤动引起,发生率具有随机性,频率范围在5~2 000Hz之间。因此,通过低通滤波,可以有效去除肌电干扰。

[0073] 步骤S206:对所述体表心电信号和所述体内心电信号进行工频陷波,去除工频干扰。

[0074] 其中,陷波是电力电子装置在正常工作情况下,交流输入电流从一相切换到另一相(换相)时产生的周期性电压扰动。通过工频陷波,能够去除来自电网电源的工频干扰。

[0075] 如图4所示,在一个实施例中,步骤S210包括:

[0076] 步骤S212:对所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值进行检测;

[0077] 步骤S214:获取所述体表心电信号和所述体内心电信号的R波幅值并计算得到所述体表心电信号与所述体内心电信号的R波幅值的比例系数;

[0078] 步骤S216:将所述体内心电信号与所述比例系数相乘,使得所述体内心电信号的幅值与所述体表心电信号幅值相近。

[0079] 其中,上述步骤即为以体表心电信号为基准,对体内心电信号进行近似的归一化处理。对体表心电信号和体内心电信号的R波幅值进行检测,并获得体内心电信号R波幅值和体表心电信号R波幅值的比例系数L,对体内的心电信号乘以该比例系数L,实现体内心电信号和体表心电信号幅值的近似归一化。

[0080] 如图5所示,在一个实施例中,步骤S220包括:

[0081] 步骤S222:获取所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号;

[0082] 步骤S224:将所述体表心电信号减去经过幅度归一化处理的所述体内心电信号,得到所述噪声参考信号。

[0083] 其中,通过幅度归一化处理,可得到处理后的体内心电信号,该体内心电信号为处理前的体内心电信号与体内心电信号R波幅值和体表心电信号R波幅值的比例系数L的乘积,通过体表心电信号减去该体内心电信号,即可得到与心电信号近似无关而与噪声信号强相关的噪声参考信号。

[0084] 如图6和图7所示,在一个实施例中,步骤S30包括:

[0085] 步骤S300:获取所述体内心电信号和所述噪声参考信号,所述体内心电信号包括有效心电信号和噪声信号。

[0086] 其中,自适应滤波为以得到的噪声参考信号做参考,对体内心电信号做自适应滤波进行噪声消除。因此,系统输入为体内心电信号和噪声参考信号,体内心电信号由有效心电信号ecg1和噪声信号N1组成,有效心电信号则是我们最终需要得到的信号。

[0087] 步骤S310:对所述噪声参考信号进行自适应滤波,得到输出信号,所述输出信号与所述有效心电信号弱相关而与所述噪声信号强相关。

[0088] 其中,噪声参考信号是与噪声信号N1强相关而与有效心电信号ecg1弱相关的N2信号。N2信号经过自适应滤波器后输出y(n)信号,则y(n)信号仍与ecg1弱相关而与N1信号强相关。

[0089] 步骤S320:对所述输出信号与所述体内心电信号进行加权分析,得到误差信号的均方差。

[0090] 其中,输出信号y(n)与体内心电信号Data1经过加权分析器 Σ 进行分析,得到误差信号e的均方误差。

[0091] 步骤S330:调整自适应滤波的系数,当所述误差信号的均方差值达到最小时,所述体内心电信号中的噪声信号被去除,得到所述有效心电信号。

[0092] 其中,因噪声信号ecg1不在自适应滤波器的通道内,要使误差信号e的均方差最小,只能使 $N1-y(n) \rightarrow 0$,即调整自适应滤波器的系数,使y(n)无限接近于N1,此时系统输出的信号Z逼近于有效心电信号ecg1,将体内心电信号中的有效心电信号去除噪声分离出来。

[0093] 如图8所示,在一个实施例中,提供了一种心电信号自适应滤波装置,包括信号采集器10、递归滤波器20、自适应滤波器30以及加权分析器40,

[0094] 信号采集器10被配置为获取心电信号,所述心电信号包括体表心电信号以及体内心电信号,通过两种信号的结合处理,能够有效去除体内心电信号中的噪声信号。

[0095] 递归滤波器20亦即IIR数字滤波器,被配置为对所述信号采集器10采集到的心电信号进行去噪处理,去除心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰,得到相应的噪声参考信号。IIR数字滤波器采用递归型结构,即结构上带有反馈环路,其运算结构通常由延时、乘以系数和相加等基本运算组成,可以组合成直接型、正准型、级联型、并联型四种结构形式,都具有反馈回路。

[0096] 在一个实施例中,递归滤波器20包括:带通滤波器200、工频陷波器210、归一化处理器220以及加权相减器230,如图9所示。其中:带通滤波器200包括高通滤波器202以及低通滤波器204,被配置为对所述心电信号进行滤波,去除漂移以及肌电干扰;工频陷波器210被配置为对所述心电信号进行工频陷波,去除工频干扰;归一化处理器被配置为以所述体表心电信号为基准,对所述体内心电信号进行幅度归一化处理;加权相减器230被配置为对所述体表心电信号和经过幅度归一化处理的所述体内心电信号进行加权相减得到所述噪声参考信号。

[0097] 自适应滤波器30被配置为对所述噪声参考信号进行滤波,得到相应的输出信号。自适应滤波较为关键的部分为获取一路基本独立与心电信号的与噪声信号强相关的参考信号,还被配置为通过调整系数来改变误差信号的均方差值,当误差信号的均方差值达到最小时,所述自适应滤波器的输出信号接近于所述体内心电信号中包括的噪声信号

[0098] 加权分析器40被配置为对所述体内心电信号和所述输出信号进行分析,得到误差信号的均方差。当误差信号的均方差值达到最小时,所述自适应滤波器的输出信号接近于

所述体内心电信号中包括的噪声信号,进而使所述心电信号自适应装置的输出信号接近于所述有效心电信号。

[0099] 上述心电信号自适应滤波方法及装置,首先获取体内心电信号与体表心电信号,并进行初步的IIR滤波去噪,去除心电信号频率段以外的干扰及来自电网电源的工频干扰;再对体内心电信号进行特殊处理,保证处理后的体内心电信号与体表心电信号幅值相近,然后采用体表心电信号与处理后的体内心电信号加权相减的方式,得到与心电信号近似无关而与噪声信号强相关的噪声参考信号;进而以得到的噪声参考信号做参考,对体内心电信号做自适应滤波进行噪声消除。因此,上述方法及装置能够较好的去除体内心电信号中的干扰,得到干扰小、稳定的体内信号波形,能够更好的帮助医护人员对心电波形的判断。

[0100] 此外,上述方法及装置在处理心电波形的过程中,通过自适应滤波,减少了有效心电信号的畸变,能够较为不失真的反映病人心电波形。避免了传统的方法中,仅通过获取穿刺过程中的体内心电信号波形,对采集到的信号进行高通滤波去除漂移,低通滤波去除肌电干扰,工频陷波去除工频干扰的滤波方式,会导致心电波形畸变较大的问题。

[0101] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0102] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

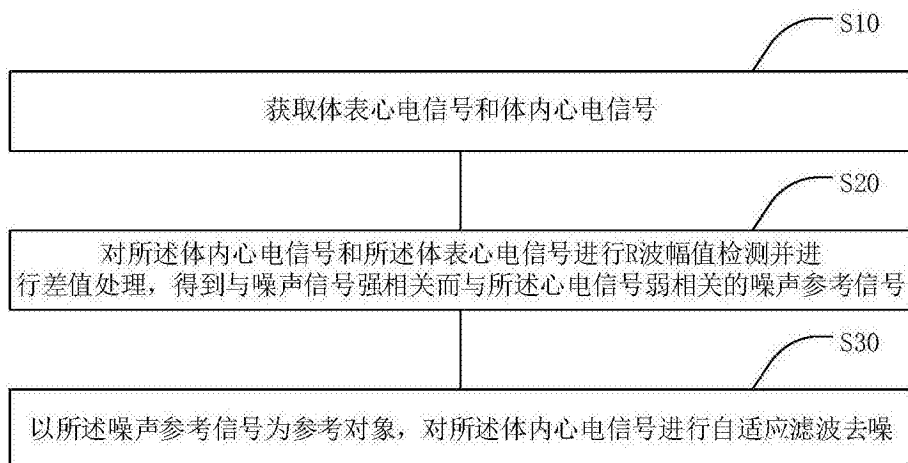


图1

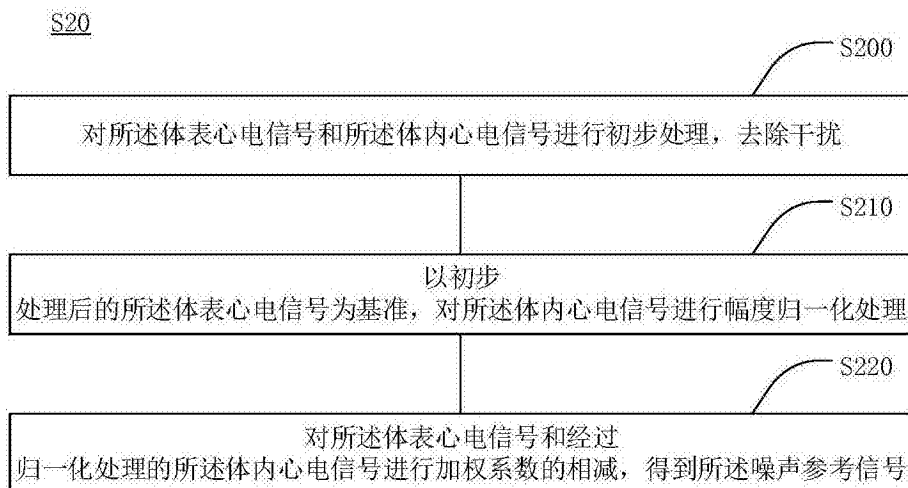


图2

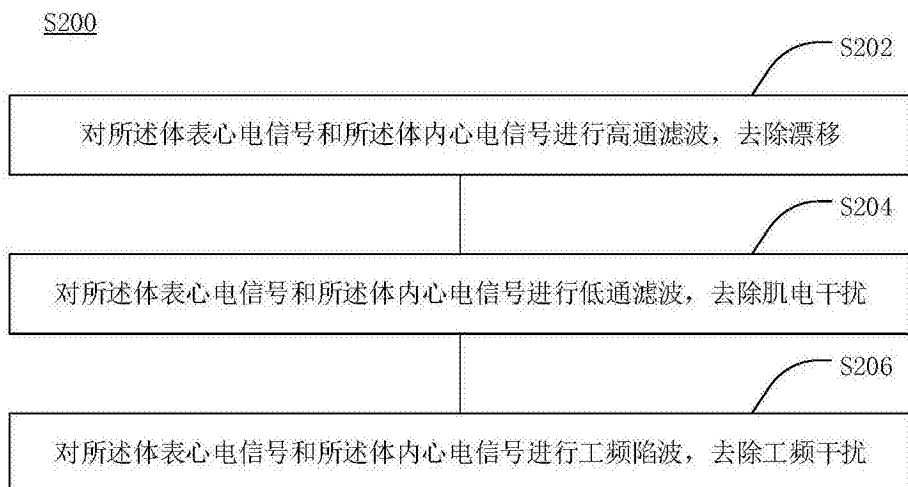


图3

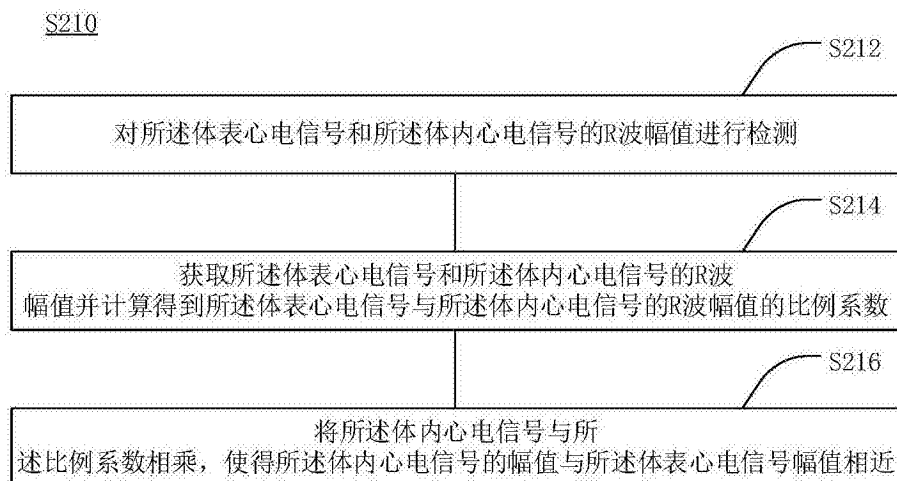


图4

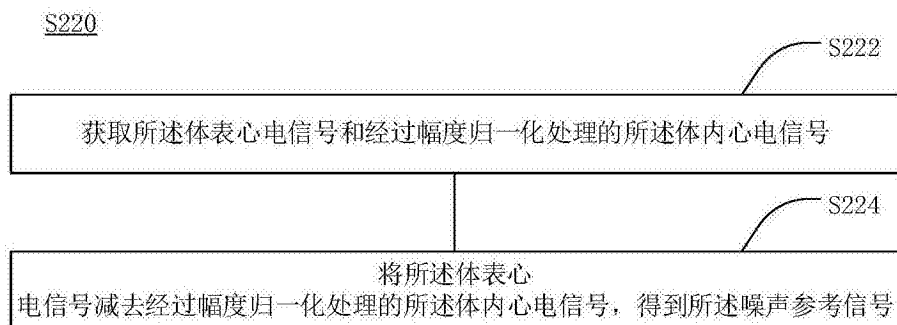


图5

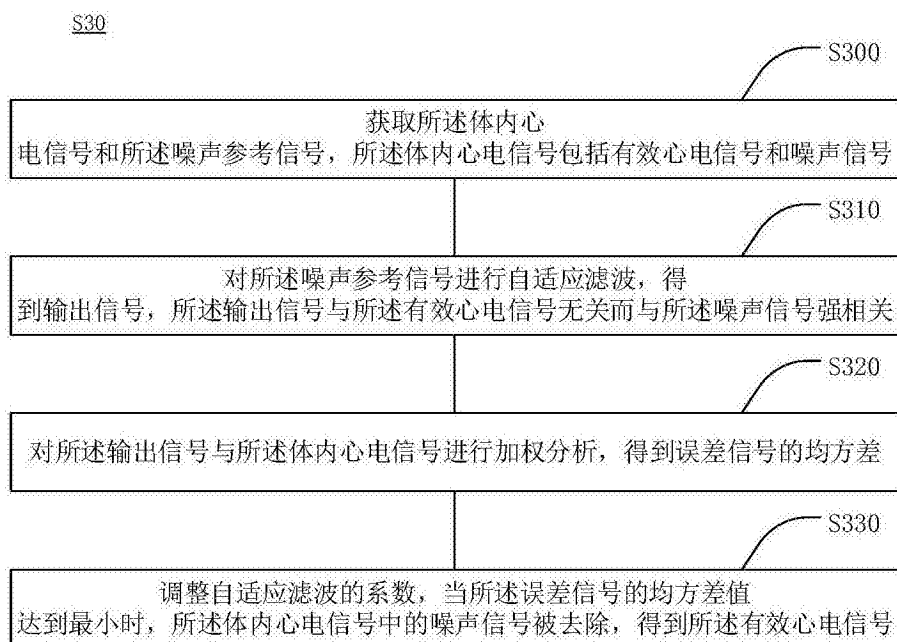


图6

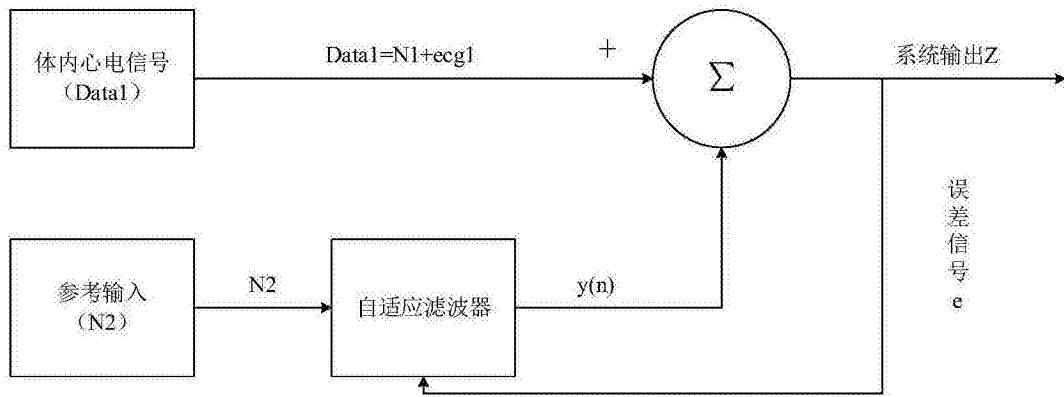


图7

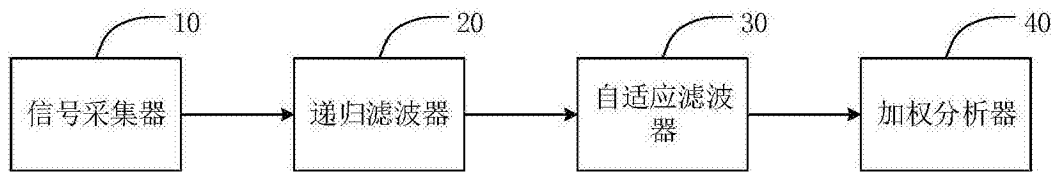


图8

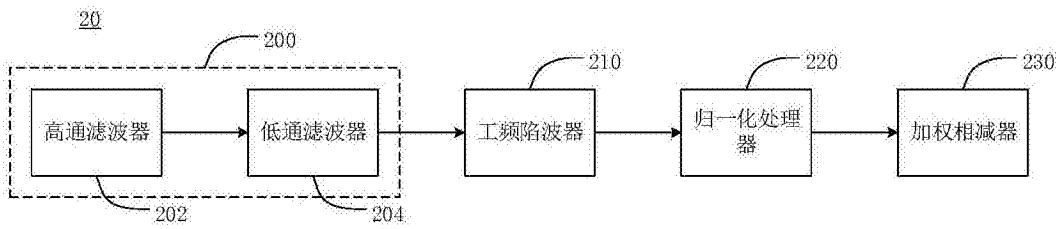


图9

专利名称(译)	心电信号自适应滤波方法及装置		
公开(公告)号	CN106691376A	公开(公告)日	2017-05-24
申请号	CN201611095827.0	申请日	2016-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市科曼医疗设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市科曼医疗设备有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市科曼医疗设备有限公司		
[标]发明人	李尔松 王兴红 邹海涛		
发明人	李尔松 王兴红 邹海涛		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/042		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/042 A61B5/72 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235		
其他公开文献	CN106691376B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种心电信号自适应滤波方法，通过获取体表心电信号和体内心电信号，对所述体内心电信号和所述体表心电信号进行R波幅值检测并进行差值处理，得到与噪声信号强相关而与所述心电信号弱相关的噪声参考信号，然后以所述噪声参考信号为参考对象，对所述体内心电信号进行自适应滤波去噪。本发明还涉及一种心电信号自适应滤波装置，包括信号采集器、递归滤波器、自适应滤波器以及加权分析器，该装置能够通过上述心电信号自适应滤波方法实现对体内心电信号的自适应滤波去噪。

