



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105326477 B

(45)授权公告日 2018.10.16

(21)申请号 201510720252.6

G06K 9/00(2006.01)

(22)申请日 2015.10.30

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105326477 A

US 4446872 A,1984.05.08,  
US 2008/0319331 A1,2008.12.25,  
CN 103876733 A,2014.06.25,  
CN 104739418 A,2015.07.01,  
CN 104799858 A,2015.07.29,

(43)申请公布日 2016.02.17

(73)专利权人 复旦大学  
地址 200433 上海市杨浦区邯郸路220号

审查员 廖怡芳

(72)发明人 邬小玫 朱甬

(74)专利代理机构 上海正旦专利代理有限公司  
31200  
代理人 陆飞 盛志范

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/085(2006.01)

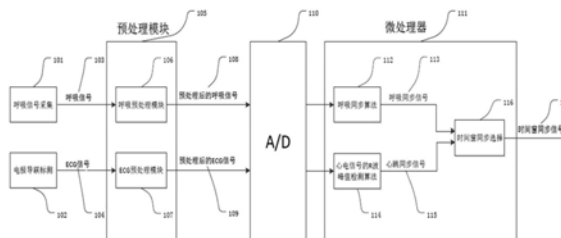
权利要求书3页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种用于多种医学信号采集的呼吸及心跳同步信号提取方法及装置

(57)摘要

本发明属于医学信号采集领域,具体涉及一种呼吸及心跳同步信号的提取方法及装置。本发明由信号采集模块、信号预处理模块和同步信号提取模块组成。其中信号采集模块完成对呼吸信号和体表心电图(ECG)信号的采集;信号预处理模块对呼吸信号和ECG信号进行放大滤波的预处理;同步信号提取模块通过识别呼吸和ECG信号的特征点,根据要求提取同步信号,即给出其他医学信号采集的时间窗口。本发明能够通过呼吸及心跳同步信号为其他医学信号的采集设定合适的时间窗口,可有效抑制呼吸、心跳对其他医学信号所造成的干扰,方法简单有效。



1. 一种呼吸及心跳同步信号提取方法,具体步骤为:

- (1)呼吸信号和ECG信号的采集;
- (2)对呼吸信号和ECG信号的预处理;
- (3)呼吸和ECG同步信号的提取;

步骤(1)中,呼吸信号使用呼吸传感器采集;ECG信号通过标准II导联标测得到;

步骤(2)中,所述对呼吸信号和ECG信号的预处理,就是对采集到的呼吸、ECG信号进行放大、滤波的预处理,以滤除信号中的工频干扰、高频噪声以及基线漂移,同时进行信号的放大,以便后续的进一步处理;

步骤(3)中,呼吸和ECG同步信号的提取,包括:呼吸同步信号的提取,ECG同步信号的提取,时间窗同步选择;

其特征在于,对于呼吸同步信号的提取,采用呼吸同步信号的提取算法,该算法包括:对于经过预处理的呼吸信号求取一阶导数和二阶导数,以此进行峰/谷值判断;同时引入不应期,避免伪峰干扰,完成对峰/谷值区间的标记,进而得到峰/谷值,并得到当前呼吸速率;最后通过选取合适的可选阈值,得到最终的呼吸同步信号;

对于ECG同步信号的提取,采用心电信号R波峰值检测算法,该算法包括:首先求取预处理后的ECG信号的一阶导数,再进行Hilbert变换,并选取合适的时间窗宽对变换后的数据进行分段;通过计算每个数据段的最大值和均方根值,并进行比较判断,自动得到每一段的阈值,进行峰值区间标记,进而得到峰值,计算当前心率,并引入第二阈值进行漏峰检测;最后通过选取合适的可选阈值,得到需要的心跳同步信号;

时间窗同步选择,是根据上述提取得到的呼吸同步信号和ECG的同步信号,按照实际需要选择呼吸和心跳同时进行同步,或者仅对呼吸/心跳进行同步,得到最终用于指导其他医学信号采集/处理的时间窗同步信号。

2. 根据权利要求1所述的呼吸及心跳同步信号提取方法,其特征在于所述的呼吸同步信号的提取算法,其具体步骤为:

- (1)对于经过预处理的呼吸信号求取一阶导数和二阶导数;
- (2)选取合适的不应期长度,用以进行峰/谷值区间标记;所述不应期长度不超过呼吸周期的1/4;
- (3)根据信号一阶导数和二阶导数,对信号逐点进行是否满足极值点条件的判断;
- (4)对于满足极大值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为峰值区间,每个连续峰值区间都被标记上一个唯一的正整数,用以求取每个区间峰值;
- (5)对于满足极小值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为谷值区间,每个连续谷值区间都被标记上一个唯一的负整数,用以求取每个区间谷值;
- (6)在标记出的各峰值区间中求最大值,得到相应的峰值及其在时间轴上的位置;在标记出的各谷值区间中求最小值,得到相应的谷值及其在时间轴上的位置;
- (7)根据得到的最新的4组峰值及谷值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的呼吸频率;
- (8)根据得到的当前的呼吸频率,选取合适的时间窗宽,用于与峰值进行比较参考,时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前呼吸周期长度;
- (9)根据需要,由操作者设置阈值,得到合适宽度的同步信号:对一组对应的峰值和谷

值,记峰值为 $A_p$ ,谷值为 $A_v$ ,选取的可选阈值为 $\eta$ ;对于峰值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值高于 $A_v + \eta (A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为1;对于谷值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值低于 $A_p - \eta (A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为-1;其他点在同步信号中相应位置取为0;

经过阈值限定,得到并输出需要的呼吸同步信号。

3. 根据权利要求2所述的呼吸及心跳同步信号提取方法,其特征在于所述的心电信号R波峰值检测算法,其具体步骤为:

- (1) 对于预处理后的ECG信号,计算其一阶导数;
- (2) 对信号一阶导数,作Hilbert变换;
- (3) 选取合适的时间窗宽,用以进行数据分段;时间窗宽度至少大于一个心动周期;
- (4) 根据选取的时间窗宽,对得到的信号进行数据分段操作;
- (5) 计算分段得到的每一个数据段的最大值和均方根值;
- (6) 根据每个数据段的最大值和均方根值,与前一数据段的最大值和均方根值作比较,计算得到相应数据段的划分峰值区间的自动阈值;
- (7) 用自动阈值标记出每个峰值区间,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间;
- (8) 在标记出的各峰值区间内求最大值,得到相应区间的峰值及其在时间轴上对应的位置;
- (9) 根据求到的最新的4组峰值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的心率,同时得到各组峰值间的R-R间期;
- (10) 判断当前两个峰值间的R-R间期是否超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍:  
若判断当前两个峰值间的R-R间期超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍,则采用第二阈值检测当前的R-R间期内是否有遗漏的峰值;第二阈值稍低于对应数据段中得到的自动阈值;  
若判断出用第二阈值检测出当前R-R间期内有漏峰,则用第二阈值对该峰值区间进行标记,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间;

标记完成后,回到步骤(8),再次进行求峰值及检测漏峰步骤;

- (11) 完成漏峰检测后,根据步骤(9)中得到的当前心率,选取合适的时间窗宽,用于在步骤(12)中与峰值进行比较参考;时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前心动周期长度;
- (12) 根据需要,由操作者设置阈值,得到合适宽度的同步信号:对一个特定的峰值,记峰值为 $A_p$ ,选取的可选阈值为 $\eta$ ,对于峰值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值高于 $\eta A_p$ ,则同步信号中相应位置取为1;其他点在同步信号中相应位置取为0;

经过阈值限定,即得到需要的心跳同步信号。

4. 基于权利要求3所述的方法的呼吸及心跳同步信号提取装置,其特征在于包括:信号采集模块、信号预处理模块、A/D转换器和同步信号提取模块;其中,信号采集模块用于采集呼吸信号和体表ECG信号,即对应于完成步骤(1)的工作;信号预处理模块用于对呼吸信号和ECG信号进行放大、滤波的预处理,即对应于完成步骤(2)的工作;A/D转换器把信号预处理模块输出的电信号转换为数字信号,送入同步信号提取模块;同步信号提取模块包括呼

吸同步信号的提取算法子模块、心电信号R波峰值检测算法子模块、时间窗同步选择子模块,对应于完成步骤(3)的工作,具体采用微处理器实现。

## 一种用于多种医学信号采集的呼吸及心跳同步信号提取方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学信号采集技术领域,具体涉及一种呼吸及心跳同步信号的提取方法及装置。

### 背景技术

[0002] 在某些医学信号采集时,由于呼吸活动和心脏跳动所造成的躯体振动及阻抗变化,会对被采集信号造成不易消除的干扰。

[0003] 为了解决上述问题,在目前的相关诊断/治疗中,常用的方法有操作人员通过监视呼吸动态来指导患者在适当时机屏气来消除呼吸运动的影响。它的缺点是操作人员不能够主动控制患者的呼吸运动,造成患者配合不理想,对于儿童、呼吸功能障碍以及依从性差的患者,更加不适用。因此,在医学实践中,需要一种能够同时消除呼吸活动和心脏跳动对医学信号采集的影响的补偿方法。

### 发明内容

[0004] 本发明针对多种医学信号采集中呼吸活动和心脏跳动对信号准确采集的影响问题,提出一种呼吸及心跳同步信号提取(即将呼吸/心跳周期中的特定时相,作为其他信号采样的时间窗)的方法,并提出相应装置,能简单有效地减少呼吸及心跳对其他医学信号采集的影响,提高信号采集的准确程度。

[0005] 本发明提出呼吸及心跳同步信号提取方法,具体步骤包括:

[0006] (1)呼吸信号和体表心电图(ECG)信号的采集;

[0007] (2)对呼吸信号和ECG信号的预处理;

[0008] (3)呼吸和ECG同步信号的提取。

[0009] 步骤(1)中,呼吸信号使用呼吸传感器采集,如可在胸腔恒压激励回路中串接测量电阻,该电阻的压降的变化与呼吸活动同步,即可得到呼吸信号;ECG信号通过标准II导联测得到。

[0010] 步骤(2)中,所述对呼吸信号和ECG信号的预处理,就是对采集到的呼吸、ECG信号进行放大、滤波的预处理,以滤除信号中的工频干扰、高频噪声以及基线漂移等,同时进行信号的放大,以便后续的进一步处理。

[0011] 步骤(3)中,呼吸和ECG同步信号的提取,包括:呼吸同步信号的提取,ECG同步信号的提取,时间窗同步选择;其中:

[0012] 对于呼吸同步信号的提取,本发明提出了一种呼吸同步信号的提取算法,该算法包括:对于经过预处理的呼吸信号求取一阶导数和二阶导数,以此进行峰/谷值判断;同时引入不应期(不应期长度内的数据点不会再被标记为新的峰值或者谷值)避免伪峰干扰,完成对峰/谷值区间的标记,进而得到峰/谷值,并得到当前呼吸速率;最后通过选取合适的可选阈值,得到最终的呼吸同步信号。具体步骤为:

- [0013] (1) 对于经过预处理的呼吸信号求取一阶导数和二阶导数；
- [0014] (2) 选取合适的不应期长度(不应期长度内的数据点不会再被标记为新的峰值或者谷值),用以进行峰/谷值区间标记。一般不应期长度不超过呼吸周期的1/4；
- [0015] (3) 根据信号一阶导数和二阶导数,对信号逐点进行是否满足极值点(包括极大点和极小点)条件的判断；
- [0016] (4) 对于满足极大值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为峰值区间,每个连续峰值区间都被标记上一个唯一的正整数,用以求取每个区间峰值；
- [0017] (5) 对于满足极小值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为谷值区间,每个连续谷值区间都被标记上一个唯一的负整数,用以求取每个区间谷值；
- [0018] 由于当一个点满足极大值或者极小值条件时,其周围一个不应期长度内的数据点不会再被标记为新的峰值或者谷值区间,则伪峰不会被标记为新的峰值或者谷值区间,可以有效防止伪峰干扰,提高最终得到的同步信号的准确程度；
- [0019] (6) 在标记出的各峰值区间中求最大值,得到相应的峰值及其在时间轴上的位置；在标记出的各谷值区间中求最小值,得到相应的谷值及其在时间轴上的位置；
- [0020] (7) 根据得到的最新的4组峰值及谷值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的呼吸频率；
- [0021] (8) 根据得到的当前的呼吸频率,选取合适的时间窗宽,用于与峰值进行比较参考。一般时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前呼吸周期长度时,可以满足下述全部的阈值需要；S212中,阈值选取百分比较高时,也可以根据需要适当减小时间窗宽；
- [0022] (9) 根据需要,由操作者设置阈值(该可选阈值为峰-谷值的百分比,例如95%,90%,70%等),得到合适宽度的同步信号。对一组对应的峰值和谷值,记峰值为 $A_p$ ,谷值为 $A_v$ ,选取的可选阈值为 $\eta$ 。对于峰值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值高于 $A_v + \eta (A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为1；对于谷值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值低于 $A_p - \eta (A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为-1；其他点在同步信号中相应位置取为0。
- [0023] 经过阈值限定,得到并输出需要的呼吸同步信号。
- [0024] 对于与ECG同步信号的提取,本发明提出了一种心电信号R波峰值检测算法,该算法包括:首先求取预处理后的ECG信号的一阶导数,再进行Hilbert变换,并选取合适的时间窗宽对变换后的数据进行分段。通过计算每个数据段的最大值和均方根值,并进行比较判断,自动得到每一段的阈值,进行峰值区间标记,进而得到峰值,计算当前心率,并引入第二阈值进行漏峰检测。最后通过选取合适的可选阈值,得到需要的心跳同步信号。具体步骤为:
- [0025] (1) 对于预处理后的ECG信号,计算其一阶导数；
- [0026] (2) 对信号一阶导数,作Hilbert变换,用以衰减P波和T波的幅度,并减少其他干扰影响；
- [0027] (3) 选取合适的时间窗宽,用以进行数据分段。时间窗宽度决定了延时的长度,因此时间窗宽不宜选得过大,但至少要保证大于一个心动周期,以防止出现严重漏峰现象。一般选取平静状态下的心动周期的两倍(1.6s)以上；

- [0028] (4)根据选取的时间窗宽,对得到的信号进行数据分段操作;
- [0029] (5)计算分段得到的每一个数据段的最大值和均方根值;
- [0030] (6)根据当前得到的每个数据段的最大值和均方根值,与前一数据段的最大值和均方根值作比较,计算得到相应数据段的划分峰值区间的自动阈值;
- [0031] (7)用自动阈值标记出每个峰值区间,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间;
- [0032] (8)在标记出的各峰值区间内求最大值,得到相应区间的峰值及其在时间轴上对应的位置;
- [0033] (9)根据求到的最新的4组峰值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的心率,同时得到各组峰值间的R-R间期;
- [0034] (10)判断当前两个峰值间的R-R间期是否超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍:
- [0035] 若判断当前两个峰值间的R-R间期超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍,则采用第二阈值检测当前的R-R间期内是否有遗漏的峰值。第二阈值稍低于对应数据段中得到的自动阈值;
- [0036] 若判断出用第二阈值检测出当前R-R间期内有漏峰,则用第二阈值对该峰值区间进行标记,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间。标记完成后,回到步骤(8),再次进行求峰值及检测漏峰步骤;
- [0037] (11)完成漏峰检测后,根据步骤(9)中得到的当前心率,选取合适的时间窗宽,用于在步骤(12)中与峰值进行比较参考。一般时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前心动周期长度;
- [0038] (12)根据需要,由操作者设置阈值(该可选阈值为峰值的百分比,例如95%,90%等),得到合适宽度的同步信号。对一个特定的峰值,记峰值为 $A_p$ ( $A_p$ 的值应为S309中求到的峰值点在时间轴上的位置对应到S301后得到的预处理后的ECG信号的值),选取的可选阈值为 $\eta$ 。对于峰值点周围时间窗宽长度内的点,若对应信号值高于 $\eta A_p$ ,则同步信号中相应位置取为1;其他点在同步信号中相应位置取为0。
- [0039] 经过阈值限定,即得到需要的心跳同步信号。
- [0040] 时间窗同步选择,是根据上述提取得到的呼吸同步信号和ECG的同步信号,根据实际需要选择呼吸和心跳同时进行同步,或者仅对呼吸/心跳进行同步,得到最终用于指导其他医学信号采集/处理的时间窗同步信号。
- [0041] 本发明还提供基于上述方法的呼吸及心跳同步信号的提取装置,该装置包括信号采集模块、信号预处理模块、A/D转换器和同步信号提取模块组成。其中,信号采集模块用于采集呼吸信号和体表心电图(ECG)信号,即对应于完成步骤(1)的工作;信号预处理模块用于对呼吸信号和ECG信号进行放大、滤波等的预处理,即对应于完成步骤(2)的工作;A/D转换器把信号预处理模块输出的电信号转换为数字信号,送入同步信号提取模块;同步信号提取模块包括呼吸同步信号的提取算法模块、心电信号R波峰值检测算法模块、时间窗同步选择模块,通过识别呼吸和ECG信号的特征点,根据要求提取同步信号,给出其他医学信号采集的时间窗口,即对应于完成步骤(3)的工作,具体采用微处理器实现。
- [0042] 本发明的有益效果是:能够通过呼吸及/或心跳同步信号为其他医学信号的采集

设定合适的时间窗口,可有效抑制呼吸、心跳对其他医学信号所造成的干扰,方法简单有效。且不需要受检者在诊断/治疗过程中进行屏气,也不需要操作者对受检者进行额外的呼吸指导,减少受检者的不适程度,同时有效减少受检者的呼吸活动和心脏跳动对其他医学信号采集的影响,提高了信号采集的准确程度。

### 附图说明

- [0043] 图1为本发明的一种系统结构框图。  
[0044] 图2为本发明的呼吸同步信号获得的流程图。  
[0045] 图3为本发明的心跳同步信号获得的流程图。

### 具体实施方式

[0046] 本发明提出的呼吸及心跳同步方法及装置的总结构示意图如图1所示。系统需要采集的信号包括呼吸信号103及ECG信号104。最终经过本方法的同步选择,得到用以消除呼吸活动和心脏跳动影响的时间窗同步信号117。

[0047] 呼吸信号采集模块101中,在胸腔前后方向,施加恒压激励,该激励回路中串接一个 $10\ \Omega$ 的呼吸信号测量电阻,由于呼吸过程中整个胸腔阻抗会发生周期性的变化,将导致呼吸信号测量电阻上的压降发生与呼吸同步的变化,即可测得呼吸信号103。对得到的呼吸信号103,用呼吸信号预处理模块106进行预处理。预处理模块106中包括放大器和一个带通滤波器,放大器的总放大倍数设置为50,带通滤波器的通频带选取为 $0.1\text{Hz}-10\text{Hz}$ ,滤除呼吸信号103中的工频干扰、高频噪声等,同时进行信号的放大,得到预处理后的呼吸信号108。

[0048] 心电图(ECG)信号104,则通过标准II导联标测102得到。通过II导联检测得到的ECG信号104,用ECG的预处理模块107进行预处理。预处理模块107中包括放大器和一个带通滤波器,放大器的总放大倍数设置为1000,带通滤波器的通频带选取为 $0.5\text{Hz}-40\text{Hz}$ ,滤除ECG信号104中的工频干扰、高频噪声以及基线漂移等,同时进行信号的放大,得到预处理后的ECG信号109。

[0049] 预处理后的呼吸信号108及ECG信号109,经过模数转换110,采入微处理器111进行进一步的分析处理。

[0050] 在微处理器111中,预处理后的呼吸信号108,经过呼吸同步算法112的处理,得到呼吸同步信号113;而预处理后的ECG信号109,经过心电信号的R波峰值检测算法114的处理,得到心跳同步信号115。

[0051] 如图1所示的呼吸同步算法112的流程图如图2所示。包括以下步骤:

[0052] 在步骤S201中:微处理器111读入预处理后的呼吸信号108。

[0053] 在步骤S202中:由于预处理的呼吸信号108中仍然存在一定的基线漂移的情况,采集两个呼吸周期以上的信号后,通过一个下截止频率为 $0.1\text{Hz}$ 的高通滤波器滤除基线漂移。

[0054] 在步骤S203中:对S202滤除基线漂移后的信号,计算其一阶导数。

[0055] 在步骤S204中:对S203中得到的信号一阶导数,再次求导,得到预处理后的呼吸信号108的二阶导数。

[0056] 在步骤S205中:选取合适的不应期长度(不应期长度内的数据点不会再被标记为新的峰值或者谷值),用以进行S207和S208中的峰/谷值区间标记。不应期长度不可太小,但

也不能够超过呼吸周期的1/4。当受检者/患者平静呼吸时(即呼吸频率约为12-20次每分钟),可选取不应期长度在0.15-0.25s。

[0057] 在步骤S206中:根据S203中得到的信号一阶导数,以及S204中得到的信号的二阶导数,对已读入并完成前述步骤处理的信号逐点进行是否满足极值点条件的判断。当该点相应一阶导小于0.001,二阶导小于0,且该点的值大于其前后相邻两点的值,则判断为满足极大值条件;该点相应一阶导小于0.001,二阶导大于0,且该点的值小于其前后相邻两点的值,则判断为满足极小值条件。

[0058] 在步骤S207中:满足极大值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为峰值区间,每个连续峰值区间都被标记上一个唯一的正整数,用以在S209中求取每个区间峰值。

[0059] 在步骤S208中:满足极小值条件的点,其前后一个不应期长度均被标记为谷值区间,每个连续谷值区间都被标记上一个唯一的负整数,用以在S209中求取每个区间谷值。由于当一个点满足极大值或者极小值条件时,其周围一个不应期长度内的数据点不会再被标记为新的峰值或者谷值区间,则伪峰不会被标记为新的峰值或者谷值区间,可以有效防止伪峰干扰,提高最终得到的同步信号的准确程度。

[0060] 在步骤S209中:在S207标记出的各峰值区间中求最大值,得到相应的峰值及其在时间轴上的位置;在S208标记出的各谷值区间中求最小值,得到相应的谷值及其在时间轴上的位置。

[0061] 在步骤S210中:根据S209中求到的最新的4组峰值及谷值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的呼吸频率。并随着数据的不断读入不断更新。

[0062] 在步骤S211中:根据S210中得到的当前的呼吸频率,选取合适的时间窗宽,用在S212中与峰值进行比较参考。一般时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前呼吸周期长度时,可以满足S212中全部的阈值需要。S212中,阈值选取百分比较高时,也可以根据需要适当减小时间窗宽。

[0063] 在步骤S212中:根据需要,由操作者设置阈值(该可选阈值为峰-谷值的百分比,例如95%,90%,70%等,系统默认阈值为峰-谷值的90%),得到合适宽度的同步信号。对一组对应的峰值和谷值,记峰值为 $A_p$ ,谷值为 $A_v$ ,选取的可选阈值为 $\eta$ 。对于峰值点周围时间窗宽(S211中选取)长度内的点,若对应信号值(S202后得到的信号)高于 $A_v + \eta(A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为1;对于谷值点周围时间窗宽(S211中选取)长度内的点,若对应信号值(S202后得到的信号)低于 $A_p - \eta(A_p - A_v)$ ,则同步信号中相应位置取为-1;其他点在同步信号中相应位置取为0。

[0064] 在步骤S213中:经过S212中的阈值限定,得到并输出需要的呼吸同步信号113。

[0065] 如图1所示的心电信号的R波峰值检测算法114的流程图如图3所示。包括以下步骤:

[0066] 在步骤S301中:微处理器111读入预处理后的ECG信号109。

[0067] 在步骤S302中:对S301读入的预处理后的ECG信号109,计算其一阶导数。

[0068] 在步骤S303中:对S302中计算得到的信号一阶导数,对其作Hilbert变换,用以衰减P波和T波的幅度,并减少其他干扰影响。

[0069] 在步骤S304中:选取合适的时间窗宽,用以在S305中进行数据分段。时间窗宽度决

定了延时的长度,因此时间窗宽不宜选得过大,但至少要保证大于一个心动周期以防止出现严重漏峰现象。一般选取平静状态下的心动周期的两倍(1.6s)以上。本发明中选取了2s的时间窗宽。

[0070] 在步骤S305中:根据S304中选取的时间窗宽,对S303中得到的信号进行数据分段操作。

[0071] 在步骤S306中:计算S305中分段得到的每一个数据段的最大值和均方根值。

[0072] 在步骤S307中:根据S306中得到的每个数据段的最大值和均方根值,与前一数据段的最大值和均方根值作比较,自动计算得到相应数据段的划分峰值区间的阈值。具体计算规则为:当前数据段均方值小于0.18倍的最大值时,阈值取1.6倍的均方值;当前数据段均方值大于0.18倍的最大值,且最大值小于上一数据段最大值的两倍时,阈值取0.39倍的当前数据段最大值;当前数据段均方值大于0.18倍的最大值,且最大值大于上一数据段最大值的两倍时,阈值取0.39倍的上一数据段的最大值。

[0073] 在步骤S308中:用自动阈值标记出每个峰值区间,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间。

[0074] 在步骤S309中:在S308标记出的各峰值区间内求最大值,得到相应区间的峰值及其在时间轴上对应的位置。

[0075] 在步骤S310中:根据S309中求到的最新的4组峰值在时间轴上的位置,通过取平均的方式计算得到当前的心率。并随着数据的不断读入不断更新。同时得到各组峰值间的R-R间期。

[0076] 在步骤S311中:判断当前两个峰值间的R-R间期是否超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍。

[0077] 在步骤S312中:若S311中判断当前两个峰值间的R-R间期超过了前两个峰值间的R-R间期的1.5倍,则采用第二阈值检测当前的R-R间期内是否有遗漏的峰值。第二阈值稍低于对应数据段在S307中得到的自动阈值,在本发明中第二阈值取为对应自动阈值的90%。

[0078] 在步骤S313中:若在S312中,判断出用第二阈值检测出当前R-R间期内有漏峰,则用第二阈值对该峰值区间进行标记,每个数据段中大于阈值的数据点划入峰值区间。标记完成后,回到S309,再次进行求峰值及检测漏峰步骤。

[0079] 在步骤S314中:完成漏峰检测后,根据S310中得到的当前心率,选取合适的时间窗宽,用在S315中与峰值进行比较参考。一般时间窗宽选取为峰值点前后各1/4个当前心动周期长度时,可以满足S315中全部的阈值需要。S315中,阈值选取百分比较高时,也可以根据需要适当减小时间窗宽。

[0080] 在步骤S315中:根据需要,由操作者设置阈值(该可选阈值为峰值的百分比,例如95%,90%等,系统默认阈值为峰值的90%),得到合适宽度的同步信号。对一个特定的峰值,记峰值为 $A_p$ ( $A_p$ 的值应为S309中求到的峰值点在时间轴上的位置对应到S301后得到的预处理后的ECG信号的值),选取的可选阈值为 $\eta$ 。对于峰值点周围时间窗宽(S314中选取)长度内的点,若对应信号值(S301后得到的信号)高于 $\eta A_p$ ,则同步信号中相应位置取为1;其他点在同步信号中相应位置取为0。

[0081] 在步骤S316中:经过S315中的阈值限定,得到并输出需要的心跳同步信号115。

[0082] 如图1所示的微处理器111中,在得到呼吸同步信号113和心跳同步信号115后,将

这两路同步信号送入时间窗同步选择模块116中。根据实际需要,操作者可以选择同时对呼吸和心跳进行同步,或者仅对呼吸/心跳进行同步。经过选择,得到最终需要的时间窗同步信号117,用以消除呼吸及/或心跳对其他医学信号造成的干扰。

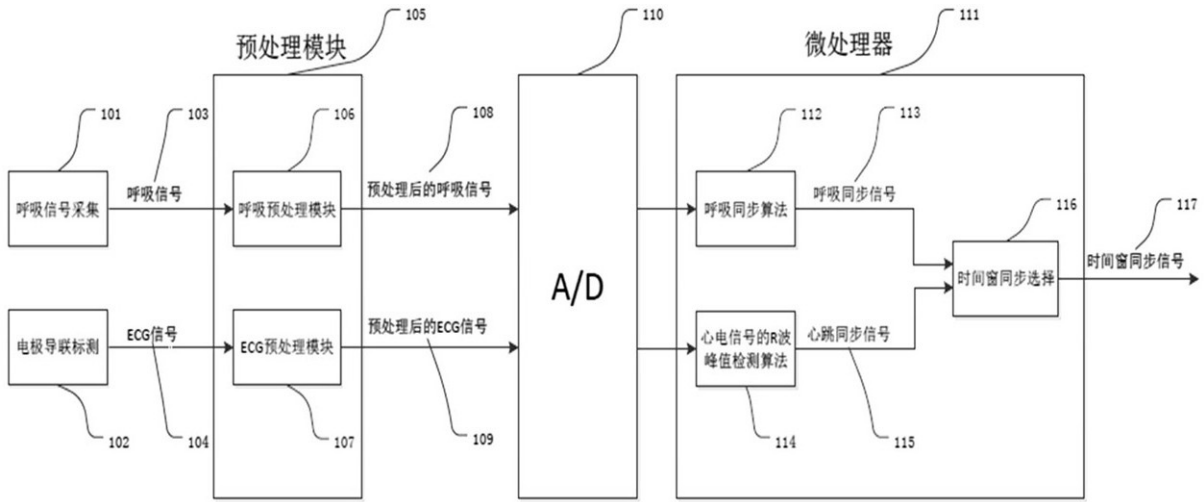


图1

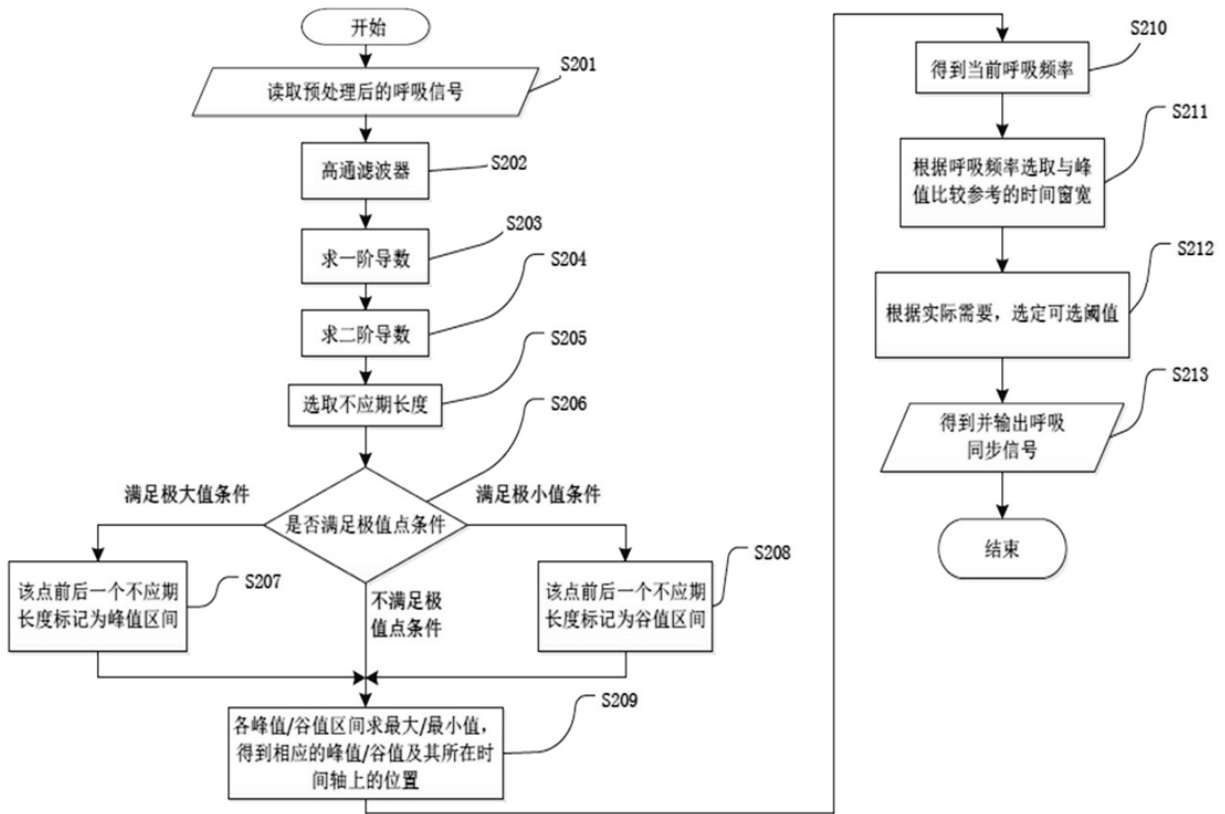


图2

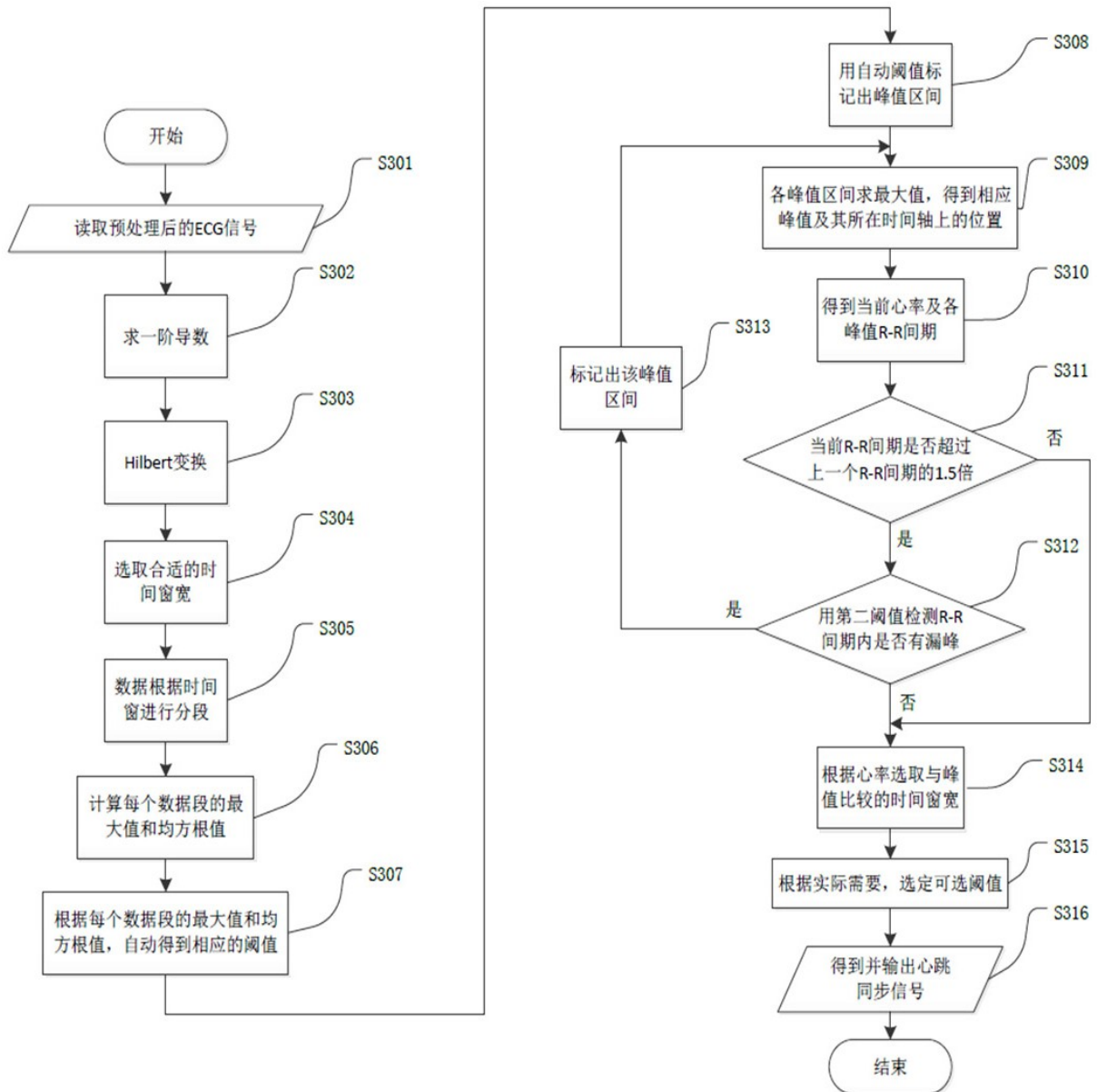


图3

专利名称(译)	一种用于多种医学信号采集的呼吸及心跳同步信号提取方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN105326477B</a>	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201510720252.6	申请日	2015-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学		
申请(专利权)人(译)	复旦大学		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学		
[标]发明人	邬小玫 朱甬		
发明人	邬小玫 朱甬		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/085 G06K9/00		
代理人(译)	陆飞		
其他公开文献	CN105326477A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明属于医学信号采集领域，具体涉及一种呼吸及心跳同步信号的提取方法及装置。本发明由信号采集模块、信号预处理模块和同步信号提取模块组成。其中信号采集模块完成对呼吸信号和体表心电图（ECG）信号的采集；信号预处理模块对呼吸信号和ECG信号进行放大滤波的预处理；同步信号提取模块通过识别呼吸和ECG信号的特征点，根据要求提取同步信号，即给出其他医学信号采集的时间窗口。本发明能够通过呼吸及心跳同步信号为其他医学信号的采集设定合适的时间窗口，可有效抑制呼吸、心跳对其他医学信号所造成的干扰，方法简单有效。

