



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106037718 A

(43)申请公布日 2016. 10. 26

(21)申请号 201610534475.8

(22)申请日 2016.07.08

(71)申请人 莲康科技有限公司

地址 中国香港九龙长沙湾道72号昌明大厦
8楼B室

(72)发明人 邓春莲

(74)专利代理机构 深圳市深联知识产权代理事
务所(普通合伙) 44357

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0472(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

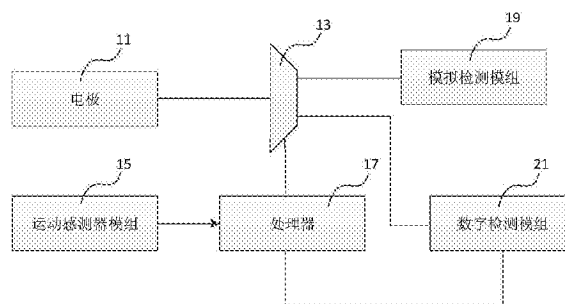
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

可穿戴心电图系统

(57)摘要

一种可穿戴心电图系统,其包括:多个电极;多路器,其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端,所述多路器的输入端与所述电极相连;模拟检测模组,与所述多路器的一个输出端相连;数字检测模组,与所述多路器的另一个输出端相连;处理器,与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连;以及运动感测模组,与所述处理器相连,用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号。所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号,并根据该电信号选择性地控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组。



1. 一种可穿戴心电图系统,其包括:

多个电极;

多路器,其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端,所述多路器的输入端与所述电极相连;

模拟检测模组,与所述多路器的一个输出端相连;

数字检测模组,与所述多路器的另一个输出端相连;

处理器,与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连;以及

运动感测模组,与所述处理器相连,用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号;其中:

所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号,并根据该电信号选择性地控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组;

所述数字检测模组包括:

第四放大器;

第五放大器,与所述第四放大器相连;

模拟数字转换器,与所述第五放大器相连;以及

数字信号处理电路,与所述模拟数字转换器相连;

所述数字信号处理电路与所述模拟数字转换器分别与所述处理器相连;

所述第四放大器的增益为30dB-36dB,所述第五放大器的增益为18dB-25dB;

所述数字信号处理电路包括:

第一过滤器;

第二过滤器;

第三过滤器,第二、三过滤器分别与所述第一过滤器相连;

波形缓冲器,分别与所述第一、二、三过滤器相连;以及

最大值搜索器,分别与所述第二、三过滤器相连;

所述最大值搜索器与所述处理器相连;

所述第一过滤器为QSWT (Quadratic Spline Wavelet)过滤器,用于过滤系统的基线漂移和人为噪声;

所述第二、三过滤器各自执行STAC (Short-term Autocorrelation)算法,用于过滤肌电噪声和由电极运动产生的噪声;以及

所述第二、三过滤器交叉进行运算,其运算时间保持一预设长度时段的重合。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴心电图系统,其中:

所述电信号为一电压值,所述处理器将所述电压值与一预设值相比较,如果所述电压值低于所述预设值,所述处理器控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组;如果所述电压值高于所述预设值,所述处理器控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述数字检测模组;

所述模拟检测模组包括:

第一放大器用于接收和放大来自多个电极的心电图信号;

第二放大器与所述第一放大器相连,用于放大第一频段中该第一放大器的输出;

第三放大器与所述第一放大器相连,用于放大第二频段中该第一放大器的输出;

电压叠加器与所述第三放大器相连,用于输出该第三放大器的输出电压与一校准电压之和;

比较器与所述第二放大器及所述电压叠加器相连,用于比较该第二放大器的输出及所述电压叠加器的输出,并根据比较结果输出一信号;以及

校准电压发生器与所述比较器的输出相连,用于根据该比较器的输出产生所述校准电压;其中:

所述校准电压发生器从零至一预设的最大值扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足成为一周期在人心跳间隔范围的脉冲信号,并且其周期的变化小于一预设阈值的条件;

所述第二放大器的增益与所述第三放大器的增益相等;

所述第二放大器的第一频段包括心电图信号QRS复合波的频率范围,而所述第三放大器的第二频段位于比所述第一频段低的频率范围,该第二频段仅包含基线漂移的频率;

所述校准电压发生器执行一预设数目的扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足所述条件的循环。

3.一种可穿戴心电图系统,其包括:

多个电极;

多路器,其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端,所述多路器的输入端与所述电极相连;

模拟检测模组,与所述多路器的一个输出端相连;

数字检测模组,与所述多路器的另一个输出端相连;

处理器,与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连;以及

运动感测模组,与所述处理器相连,用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号;其中:

所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号,并根据该电信号控制所述多路器选择性地所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组。

4.根据权利要求3所述的可穿戴心电图系统,其中所述数字检测模组包括:

第四放大器;

第五放大器,与所述第四放大器相连;

模拟数字转换器,与所述第五放大器相连;以及

数字信号处理电路,与所述模拟数字转换器相连;所述数字信号处理电路与所述模拟数字转换器分别与所述处理器相连。

5.根据权利要求4所述的可穿戴心电图系统,其中所述第四放大器的增益为30dB-36dB,所述第五放大器的增益为18dB-25dB。

6.根据权利要求4所述的可穿戴心电图系统,其中所述数字信号处理电路包括:

第一过滤器;

第二过滤器;

第三过滤器,第二、三过滤器分别与所述第一过滤器相连;

波形缓冲器,分别与所述第一、二、三过滤器相连;以及

最大值搜索器,分别与所述第二、三过滤器及所述处理器分别相连。

7. 根据权利要求6所述的可穿戴心电图系统,其中所述第一过滤器为QSWT (Quadratic Spline Wavelet)过滤器,用于过滤系统的基线漂移和人为噪声;所述第二、三过滤器各自执行STAC (Short-term Autocorrelation)算法,用于过滤肌电噪声和由电极运动产生的噪声。

8. 根据权利要求6所述的可穿戴心电图系统,其中所述第二、三过滤器交叉进行运算,其运算时间保持一预设长度时段的重合。

9. 根据权利要求3所述的可穿戴心电图系统,其中所述模拟检测模组包括:

第一放大器用于接收和放大来自多个电极的心电图信号;

第二放大器与所述第一放大器相连,用于放大第一频段中该第一放大器的输出;

第三放大器与所述第一放大器相连,用于放大第二频段中该第一放大器的输出;

电压叠加器与所述第三放大器相连,用于输出该第三放大器的输出电压与一校准电压之和;

比较器与所述第二放大器及所述电压叠加器相连,用于比较该第二放大器的输出及所述电压叠加器的输出,并根据比较结果输出一信号;以及

校准电压发生器与所述比较器的输出相连,用于根据该比较器的输出产生所述校准电压;其中:

所述校准电压发生器从零至一预设的最大值扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足成为一周期在人心跳间隔范围的脉冲信号,并且其周期的变化小于一预设阈值的条件;

所述第二放大器的增益与所述第三放大器的增益相等;以及

所述第二放大器的第一频段包括心电图信号QRS复合波的频率范围,而所述第三放大器的第二频段位于比所述第一频段低的频率范围,该第二频段仅包含基线漂移的频率。

10. 根据权利要求9所述的可穿戴心电图系统,其中所述校准电压发生器执行一预设数目的扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足所述条件的循环。

可穿戴心电图系统

技术领域

[0001] 本专利申请总体涉及医疗电子设备,并且更具体地涉及一种可穿戴心电图(ECG)系统。

背景技术

[0002] 心电图(ECG)系统是一种应用广泛的医疗检测和监控设备,其产生心电图波形。一般的ECG波形包括一系列由字母P, Q, R, S及T代表的特征点。Q, R及S部分的波形作为整体被称为QRS复合波。QRS复合波中的R波部分是一个ECG信号中每个心动周期中最显著的部分。在各种ECG应用中,对于心电图系统而言,准确地判定R波峰值的时间点是非常关键的。

[0003] 传统的心电图系统包括模拟前端电路,模拟数字转换器(ADC),和数字信号处理器,以执行判定R波峰值的任务。通常,所述ADC和数字信号处理器消耗大量的功率,其功耗往往是所述模拟前端电路功耗的数倍。相对高的功率损耗和相当的电路复杂度使得这样的心电图系统不适于被用户穿戴以用于频繁不断地检测和监控用户的心脏状况。

[0004] 另一方面,有的可穿戴心电图系统为了降低系统功耗,去除了ADC和数字信号处理器,而依靠单纯的模拟电路来实现心电图的测定。但是,在心电图电极采集的信号中有较多噪音的情况下,比如当被测者处于运动的过程中,单纯的模拟电路难以达成心电图的准确测定,这使得此类可穿戴心电图系统的应用场景受到的很大的限制。

发明内容

[0005] 本专利申请提供一种可穿戴心电图系统。在一个实施例中,该可穿戴心电图系统包括:多个电极;多路器,其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端,所述多路器的输入端与所述电极相连;模拟检测模组,与所述多路器的一个输出端相连;数字检测模组,与所述多路器的另一个输出端相连;处理器,与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连;以及运动感测模组,与所述处理器相连,用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度,并据此输出一电信号。所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号,并根据该电信号选择性地控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组。所述数字检测模组包括:第四放大器;第五放大器,与所述第四放大器相连;模拟数字转换器,与所述第五放大器相连;以及数字信号处理电路,与所述模拟数字转换器相连。所述数字信号处理电路与所述模拟数字转换器分别与所述处理器相连。所述第四放大器的增益为30dB-36dB,所述第五放大器的增益为18dB-25dB。所述数字信号处理电路包括:第一过滤器;第二过滤器;第三过滤器,第二、三过滤器分别与所述第一过滤器相连;波形缓冲器,分别与所述第一、二、三过滤器相连;以及最大值搜索器分别与所述第二、三过滤器相连。所述最大值搜索器与所述处理器相连。所述第一过滤器为QSWT (Quadratic Spline Wavelet)过滤器,用于过滤系统的基线漂移和人为噪声。所述第二、三过滤器各自执行STAC (Short-term Autocorrelation)算法,用于过滤肌电噪声和由电极运动产生的噪声。所述第二、三过滤器交叉进行运算,其运算时间保持一预设长度时段的重合。

[0006] 所述电信号可以为一电压值。所述处理器可以将所述电压值与一预设值相比较，如果所述电压值低于所述预设值，所述处理器控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组；如果所述电压值高于所述预设值，所述处理器控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述数字检测模组。

[0007] 所述模拟检测模组可以包括：第一放大器用于接收和放大来自多个电极的心电图信号；第二放大器与所述第一放大器相连，用于放大第一频段中该第一放大器的输出；第三放大器与所述第一放大器相连，用于放大第二频段中该第一放大器的输出；电压叠加器与所述第三放大器相连，用于输出该第三放大器的输出电压与一校准电压之和；比较器与所述第二放大器及所述电压叠加器相连，用于比较该第二放大器的输出及所述电压叠加器的输出，并根据比较结果输出一信号；以及校准电压发生器与所述比较器的输出相连，用于根据该比较器的输出产生所述校准电压。所述校准电压发生器可以从零至一预设的最大值扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足成为一周期在人心跳间隔范围的脉冲信号，并且其周期的变化小于一预设阈值的条件。所述第二放大器的增益可以与所述第三放大器的增益相等。所述第二放大器的第一频段可以包括心电图信号QRS复合波的频率范围，而所述第三放大器的第二频段可以位于比所述第一频段低的频率范围，该第二频段可以仅包含基线漂移的频率。所述校准电压发生器可以执行一预设数目的扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足所述条件的循环。

[0008] 在另一个实施例中，一种可穿戴心电图系统包括：多个电极；多路器，其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端，所述多路器的输入端与所述电极相连；模拟检测模组，与所述多路器的一个输出端相连；数字检测模组，与所述多路器的另一个输出端相连；处理器，与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连；以及运动感测模组，与所述处理器相连，用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号。所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号，并根据该电信号选择性地控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组。

[0009] 所述数字检测模组可以包括：第四放大器；第五放大器，与所述第四放大器相连；模拟数字转换器，与所述第五放大器相连；以及数字信号处理电路，与所述模拟数字转换器相连。所述数字信号处理电路与所述模拟数字转换器可以分别与所述处理器相连。所述第四放大器的增益可以为30dB-36dB，所述第五放大器的增益可以为18dB-25dB。

[0010] 所述数字信号处理电路可以包括：第一过滤器；第二过滤器；第三过滤器，第二、三过滤器分别与所述第一过滤器相连；波形缓冲器，分别与所述第一、二、三过滤器相连；以及最大值搜索器分别与所述第二、三过滤器以及所述处理器相连。

[0011] 所述第一过滤器可以为QSWT (Quadratic Spline Wavelet)过滤器，用于过滤系统的基线漂移和人为噪声。所述第二、三过滤器可以各自执行STAC (Short-term Autocorrelation)算法，用于过滤肌电噪声和由电极运动产生的噪声。

[0012] 所述第二、三过滤器可以交叉进行运算，其运算时间保持一预设长度时段的重合。

[0013] 所述模拟检测模组可以包括：第一放大器用于接收和放大来自多个电极的心电图信号；第二放大器与所述第一放大器相连，用于放大第一频段中该第一放大器的输出；第三放大器与所述第一放大器相连，用于放大第二频段中该第一放大器的输出；电压叠加器与所述第三放大器相连，用于输出该第三放大器的输出电压与一校准电压之和；比较器与所

述第二放大器及所述电压叠加器相连,用于比较该第二放大器的输出及所述电压叠加器的输出,并根据比较结果输出一信号;以及校准电压发生器与所述比较器的输出相连,用于根据该比较器的输出产生所述校准电压。所述校准电压发生器可以从零至一预设的最大值扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足成为一周期在人心跳间隔范围的脉冲信号,并且其周期的变化小于一预设阈值的条件。所述第二放大器的增益可以与所述第三放大器的增益相等。所述第二放大器的第一频段可以包括心电图信号QRS复合波的频率范围,而所述第三放大器的第二频段可以位于比所述第一频段低的频率范围,该第二频段可以仅包含基线漂移的频率。所述校准电压发生器可以执行一预设数目的扫描该校准电压直至所述比较器的输出电压满足所述条件的循环。

附图说明

[0014] 图1是根据本专利申请一个实施例的可穿戴心电图系统的结构框图;

图2是图1所示可穿戴心电图系统中模拟检测模组的结构框图;

图3示出了相对ECG信号的不同电压值级;

图4是图1所示可穿戴心电图系统中数字检测模组的结构框图;

图5是图4所示数字检测模组中数字信号处理电路的结构框图。

具体实施方式

[0015] 下面将结合附图及实施例对本专利申请的可穿戴心电图系统进行详细说明。

[0016] 图1是根据本专利申请一个实施例的可穿戴心电图系统的结构框图。参见图1,该可穿戴心电图系统包括多个电极11;多路器13,其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端,所述多路器13的输入端与所述电极11相连;模拟检测模组19,与所述多路器13的一个输出端相连;数字检测模组21,与所述多路器13的另一个输出端相连;处理器17,与所述多路器13的控制端及所述数字检测模组21相连;以及运动感测模组15,与所述处理器17相连并用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号。所述处理器17用于接收来自运动感测模组15的所述电信号,并根据该电信号控制所述多路器13选择性地将所述电极11的输出传输至所述模拟检测模组19或所述数字检测模组21。

[0017] 更具体地,所述电信号为一电压值,该电压值反映所述可穿戴心电图系统的加速度。所述处理器17将所述电压值与一预设值相比较。如果所述电压值低于所述预设值,意味着所述可穿戴心电图系统的加速度较低,所述处理器17控制所述多路器13将所述电极11的输出传输至所述模拟检测模组19,由所述模拟检测模组19执行心电图信号的检测。如果所述电压值等于或高于所述预设值,意味着所述可穿戴心电图系统的加速度较高,所述处理器17控制所述多路器13将所述电极11的输出传输至所述数字检测模组21,由所述数字检测模组21执行心电图信号的检测。

[0018] 图2是图1所示可穿戴心电图系统中模拟检测模组19的结构框图。参见图2,该模拟检测模组19包括第一放大器101用于接收和放大来自多个电极11的ECG信号;第二放大器103与所述第一放大器101相连,用于放大第一频段中该第一放大器101的输出;第三放大器105与所述第一放大器101相连,用于放大第二频段中该第一放大器101的输出;电压叠加器107与所述第三放大器105相连,用于输出该第三放大器105的输出电压与一校准电压 V_{cal}

之和;比较器109与所述第二放大器103及所述电压叠加器107相连,用于比较该第二放大器103的输出及所述电压叠加器107的输出,并根据比较结果输出一信号 V_o ;以及校准电压发生器111与所述比较器109的输出相连,用于根据该比较器109的输出产生所述校准电压 V_{cal} 。

[0019] 所述第二放大器103的第一频段包括ECG信号QRS复合波的频率范围,而所述第三放大器105的第二频段位于比所述第一频段低的频率范围,该第二频段仅包含基线漂移的频率。该基线漂移可以由被检测的用户的运动造成,或者由该系统运行环境的变化造成。所述第二放大器103的增益与所述第三放大器105的增益相等。

[0020] 在本实施例中,所述第一放大器101是一个可编程增益放大器。优选地,该可编程增益放大器为一低噪放大器。所述第二放大器103与所述第三放大器105各包括一两级米勒补偿运算放大器(Miller-compensated operational amplifier)。所述电压叠加器107由一切换电容网络(switched capacitor network)实现。所述比较器109为一动态锁定比较器(dynamically latched comparator),其仅在锁定过程中消耗功率。

[0021] 在工作时,所述第一放大器101接收来自多个电极的ECG信号,放大这些信号,并将放大后的信号传送至所述第二放大器103及所述第三放大器105。由于所述第二放大器103及所述第三放大器105的频段的以上设置,所述第二放大器103的输出QRS复合波电压 V_Q ,而所述第三放大器105的输出包含所述基线漂移电压 V_B 。所述电压叠加器107将所述第三放大器105的输出与所述校准电压 V_{cal} 叠加并向所述比较器109输出(V_B+V_{cal})。

[0022] 图3示出了相对ECG信号的不同电压值级。参见图2和图3,所述比较器109用于比较所述QRS复合波电压 V_Q 和(V_B+V_{cal})。如果 $V_Q > (V_B+V_{cal})$,该比较器109输出一高电压,对应于数字信号“1”;否则,该比较器109输出一低电压,对应于数字信号“0”。如果 V_{cal} 选择得合适,当该比较器109输出数字信号“1”时,心跳就被检测到了。可以看出,为了让所述系统正确地检测心跳,应该选择 V_{cal} 使得(V_B+V_{cal})高于T波201的峰值而低于R波203的峰值。

[0023] 在本实施例中,所述校准电压发生器111用于改变所述校准电压 V_{cal} 直至所述比较器109的输出满足预设的条件为止。更具体地,该校准电压发生器111从零至一预设的最大值扫描该校准电压 V_{cal} 直至该比较器109的输出电压 V_o 成为一周期在人心跳间隔范围的脉冲信号,并且其周期的变化小于一预设阈值。以上校准流程可以在给用户做检查的开始重复进行一预设数目的循环。所述校准电压发生器111可以由一微控制器控制。该微控制器在所述校准循环结束后关闭。

[0024] 在给用户做检查的过程中,如果所述比较器109的输出不满足以上预设条件,所述微控制器可以控制所述校准电压发生器111再次改变并校准所述校准电压 V_{cal} 。举例来说,这种情形的发生可能由于被检查的用户偶然相对其身体移动了系统,或者该系统的操作环境发生了变化。更具体地,如果 V_o 不再是周期在人心跳间隔范围的脉冲信号,或者其周期的变化不再小于所述预设阈值,所述校准电压发生器111将再次改变并校准所述校准电压 V_{cal} 。

[0025] 在给用户做检查的开始或者在给用户做检查的过程中,如果所述比较器109的输出 V_o 未满足以上预设条件是由用户不规则的R波引起的,所述校准过程将无法完成。在一预设数目的扫描所述校准电压 V_{cal} 的循环之后,如果所述条件仍未满足,该系统将发出一个警报给用户,表示检测到用户可能存在心脏问题,比如心律不齐。在本实施例中,所述预

定的扫描所述校准电压 V_{cal} 的循环的数目为10。应该注意的是,在一个实施例中,所述系统进一步包括一警报模组(未在图1中示出)。该警报模组用于发出一个警报给用户。

[0026] 上述模拟检测模组19执行心电图检测的过程中,在不需要ADC和数字信号处理器的情况下,R波峰值的时间就可以被准确地确定,系统的功耗和电路复杂性由此得到了很大程度的降低,因而尤其适合被用户穿戴以用于实时监控用户的心脏状况。然而,当被测者处于运动的状态,所述可穿戴心电图系统的加速度就可能达到或高于所述预设值,此时如果继续使用模拟检测模组19检测心电图数据,检测结果将出现很大的误差。因此,处理器17在检测到此种情况时,会控制所述多路器13将来自电极11的信号传输至所述数字检测模组21,而数字检测模组21则可执行更精确的检测。

[0027] 图4是图1所示可穿戴心电图系统中数字检测模组21的结构框图。参见图4,所述数字检测模组21包括第四放大器501;第五放大器503,与所述第四放大器501相连;模拟数字转换器(ADC)505,与所述第五放大器503相连;以及数字信号处理电路507,与所述模拟数字转换器(ADC)505相连。所述数字信号处理电路507与所述模拟数字转换器(ADC)505分别与所述处理器17相连。本实施例中,优选地,所述第四放大器501的增益为30dB-36dB,所述第五放大器503的增益为18dB-25dB。

[0028] 图5是图4所示数字检测模组21中数字信号处理电路507的结构框图。参见图5,该数字信号处理电路507包括第一过滤器601;第二、三过滤器603,605,分别与所述第一过滤器601相连;波形缓冲器607,分别与所述第一、二、三过滤器601,603,605相连;以及最大值搜索器609分别与所述第二、三过滤器603,605及前述处理器17分别相连。

[0029] 本实施例中,所述第一过滤器601为QSWT(Quadratic Spline Wavelet)过滤器,用于过滤系统的基线漂移和人为噪声。该QSWT过滤器601包括多个累加器和多个移位运算器,其执行的运算量相对较少,因而功耗也较低。

[0030] 所述第二、三过滤器603,605各自执行STAC(Short-term Autocorrelation)算法,以过滤肌电噪声和由电极运动产生的噪声,并各自包括一相关系数(Correlation Coefficient)缓存。所述第二、三过滤器603,605的相关系数缓存分别与所述模拟数字转换器(ADC)505保持同步更新。本实施例中,所述第二、三过滤器603,605交叉进行运算,其运算时间保持一预设长度时段的重合。优选地,所述最大值搜索器609的更新周期为1秒,而所述预设长度时段为0.5秒。以上设置使得实现STAC运算的操作频率得以降低,甚至低于系统的时钟频率,这使得系统的功耗得以进一步的降低。

[0031] 在以上实施例提供的可穿戴心电图系统中,当运动感测模组15得出系统当前加速度较低时,处理器17控制模拟检测模组19执行心电图信号的检测。模拟检测模组19的电路复杂性和功耗都较低,这使得在相当多的应用场景下整个系统的功耗可以保持在较低的状态。当运动感测模组15得出系统当前加速度较高时,处理器17控制数字检测模组21执行心电图信号的检测。数字检测模组21采用了QSWT过滤器和STAC算法,可以较好地过滤系统的基线漂移、人为噪声、肌电噪声以及由电极运动产生的噪声。同时,第二、三过滤器603,605交叉进行运算,其运算时间保持一预设长度时段的重合,这使得实现STAC运算的操作频率得以降低,甚至低于系统的时钟频率,从而进一步降低系统的功耗,使得以上实施例提供的可穿戴心电图系统在保证准确检测心电图数据的前提下,整体功耗较低,从而满足可穿戴应用的要求。

[0032] 以上所述,仅是本专利申请较佳实施例而已,并非对本专利申请作任何形式上的限制,虽然本专利申请以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本专利申请,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本专利申请技术方案范围内,当可利用上述揭示的技术内容做出些许变更或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本专利申请技术方案内容,依据本专利申请技术对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化与修饰,均属于本专利申请技术方案的范围。

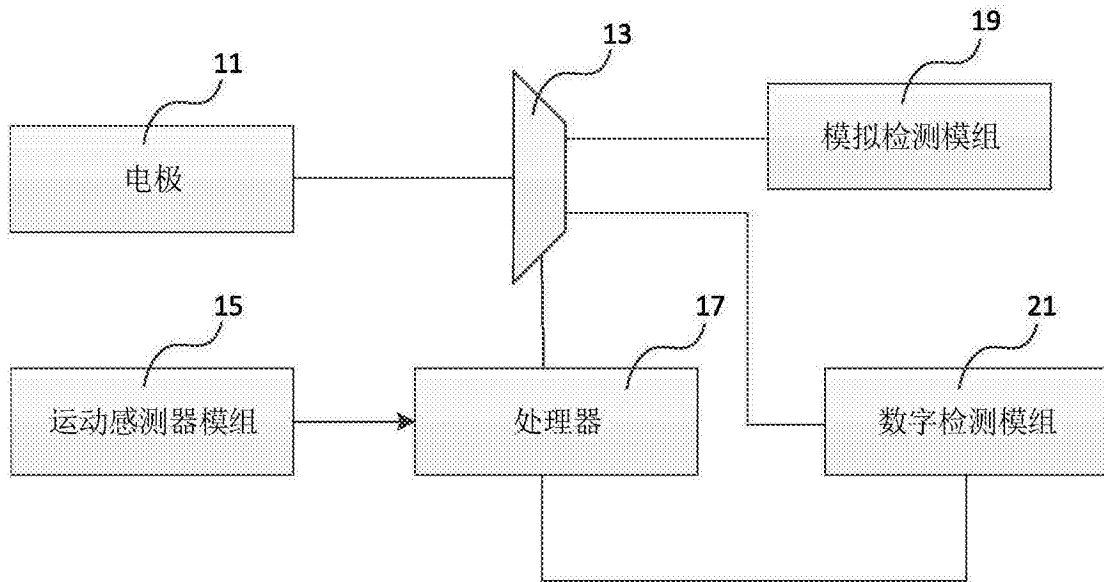


图1

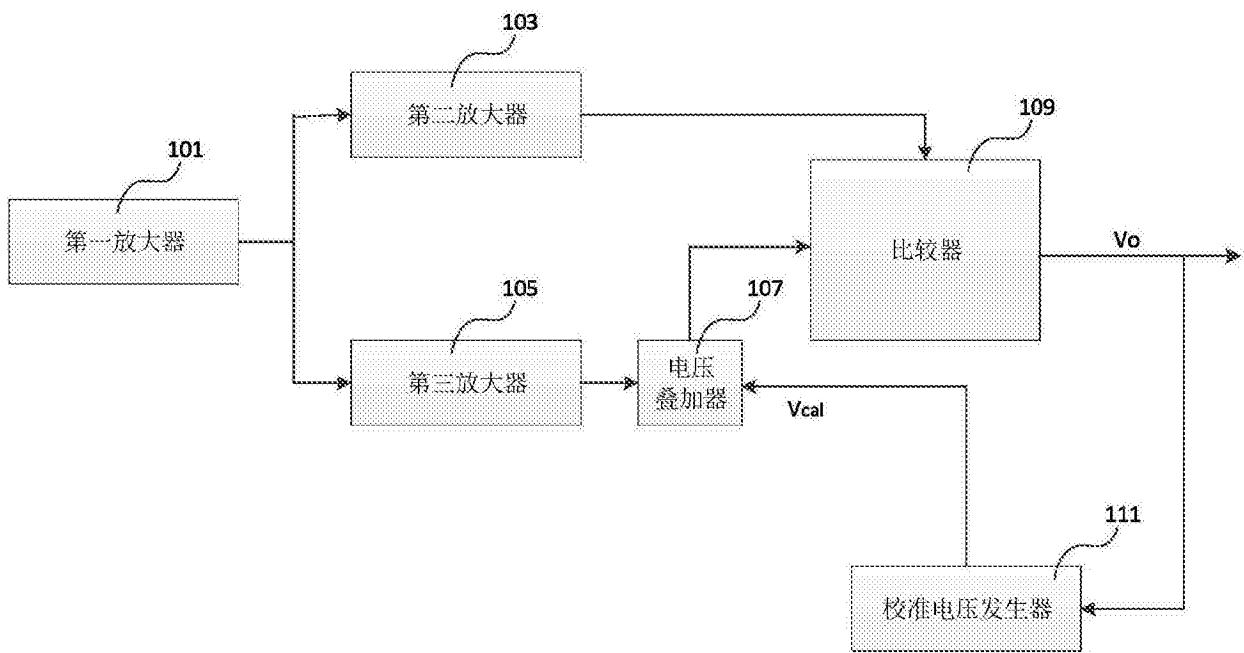


图2

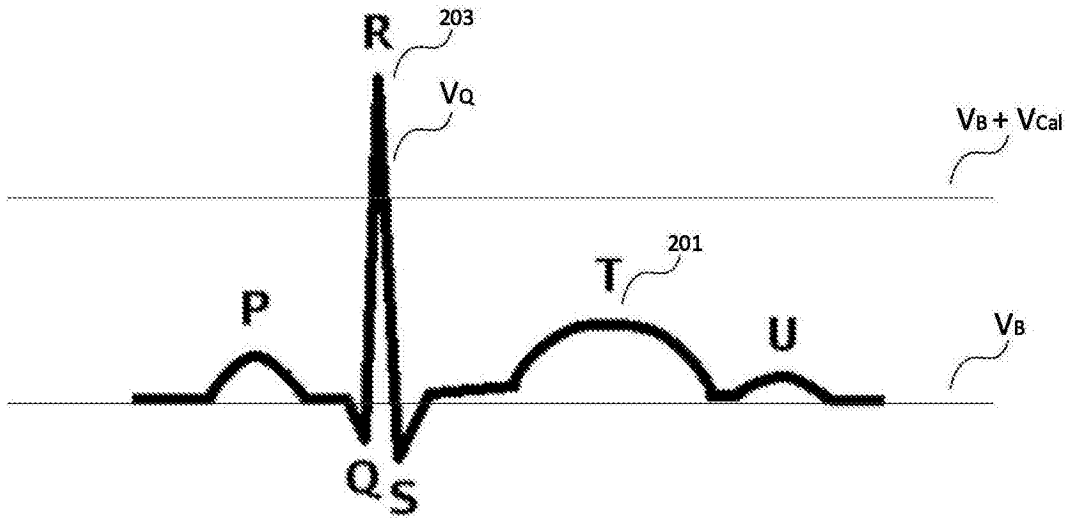


图3

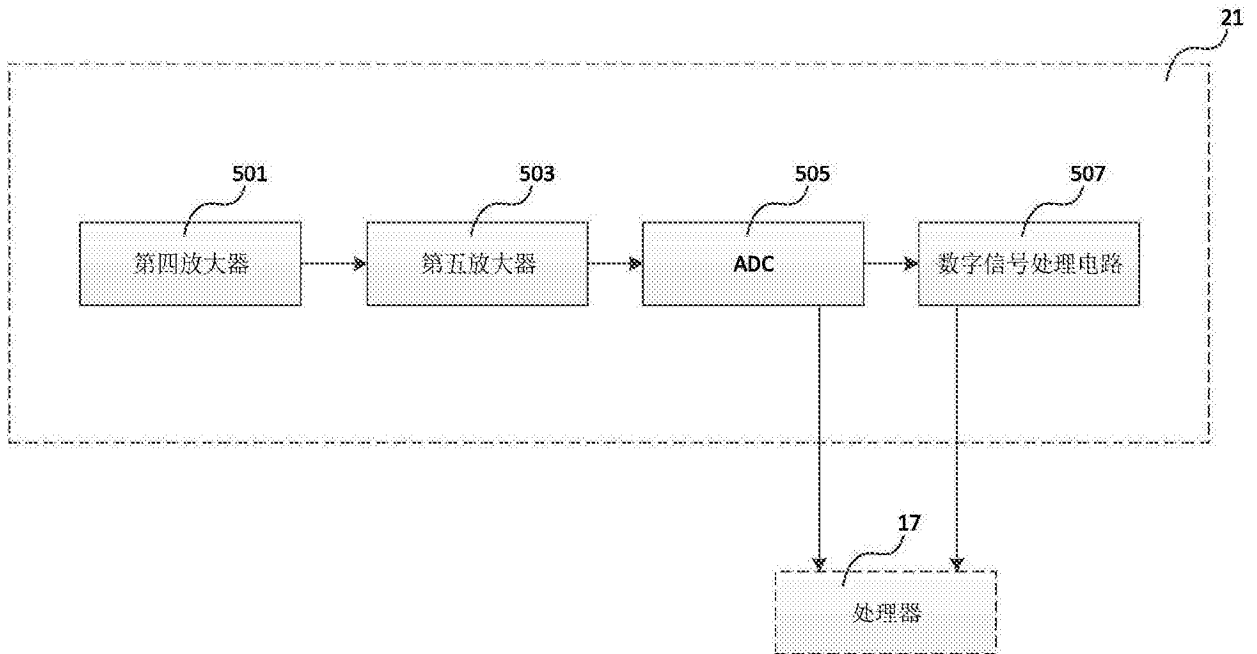


图4

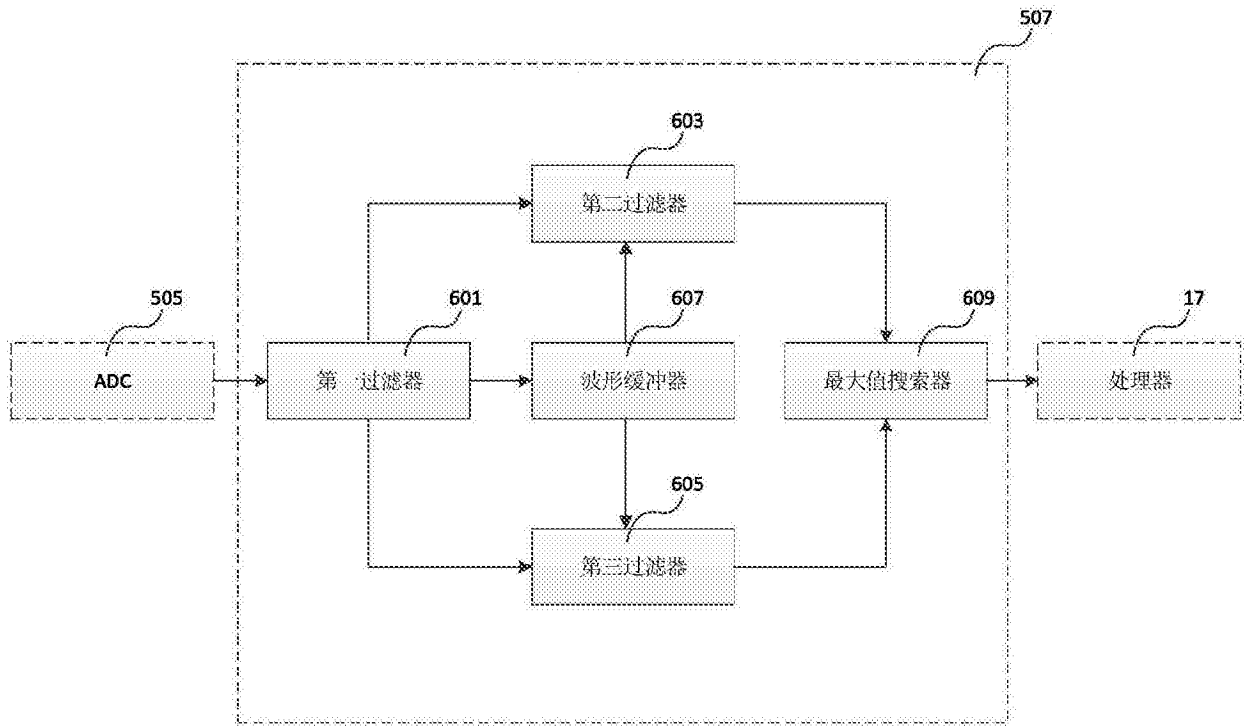


图5

专利名称(译)	可穿戴心电图系统		
公开(公告)号	CN106037718A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610534475.8	申请日	2016-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	莲康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	莲康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	莲康科技有限公司		
[标]发明人	邓春莲		
发明人	邓春莲		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/0472 A61B5/6801 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/746		
代理人(译)	杨静		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种可穿戴心电图系统，其包括：多个电极；多路器，其包括一个输入端、两个输出端以及一个控制端，所述多路器的输入端与所述电极相连；模拟检测模组，与所述多路器的一个输出端相连；数字检测模组，与所述多路器的另一个输出端相连；处理器，与所述多路器的控制端及所述数字检测模组相连；以及运动感测模组，与所述处理器相连，用于感测所述可穿戴心电图系统的加速度并据此输出一电信号。所述处理器用于接收来自运动感测模组的所述电信号，并根据该电信号选择性地控制所述多路器将所述电极的输出传输至所述模拟检测模组或所述数字检测模组。

