



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104274906 B

(45)授权公告日 2016.09.14

(21)申请号 201310282001.5

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.07.05

A61N 1/39(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

(56)对比文件

申请公布号 CN 104274906 A

CN 101496767 A,2009.08.05,

(43)申请公布日 2015.01.14

审查员 刘董敏

(73)专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 王启 陈大兵 申宁 李传林 岑建

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕 彭家恩

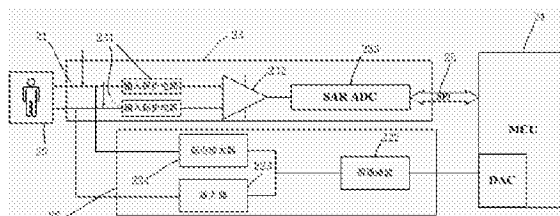
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

自动体外除颤仪及其前端测量系统和测量方法

(57)摘要

本申请公开了一种自动体外除颤仪的前端测量系统和测量方法,对原始数据进行采样时,先使模数转换器进行过采样,然后在后续处理时对过采样的信号分别按照设定的比率进行采样值提取,从而可实现将患者阻抗、ECG信号和Pace信号三个测量通道中的两个或三个共用一个采用通道,因此采用本申请的实施例可减少测量系统中的硬件,并进而减少了因硬件多而带来的器件分散性问题和节点干扰问题,提高了仪器测量结果的准确性。



1. 一种自动体外除颤仪的前端测量系统,其特征在于包括:

用于接触患者身体合适部位的两个电极片;

载波驱动电路,用于对产生的交流信号进行放大,并输出处理后的两路交流信号至两个电极片;

采样电路,所述采样电路至少包括一个采样通道,其中至少一个采样通道为共用采样通道,所述共用采样通道为对应的至少两种不同的被测试量共用的测量通道,所述被测试量为患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲中的任一种,所述共用采样通道包括差分放大器和模数转换器,所述差分放大器的两个输入端分别耦合到两个电极片,输出端耦合到模数转换器,模数转换器对输入的模拟信号经设定采样率采样后转换为数字信号并输出,所述模数转换器的采样率大于或等于该共用采样通道对应的至少两种被测试量所要求的采样率中的最大者;

处理器,所述处理器用于产生交流信号并输出到载波驱动电路,所述处理器还耦合到采样电路,用于控制采样电路并接收采样电路输出的数字采样信号,针对共用采样通道输出的数字采样信号分成至少两路,并分别按照被测试量对采样率和精度的要求进行信号提取处理。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述共用采样通道为患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲共用的通道,共用采样通道的模数转换器的采样率等于患者阻抗测量所要求的采样率,所述处理器包括患者阻抗计算处理模块、ECG波形数据提取处理模块和Pace脉冲处理模块;

患者阻抗计算处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行带通滤波的带通滤波单元,和基于滤波后的数字采样信号计算患者阻抗的计算单元;

ECG波形数据提取处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行低通滤波的第一低通滤波单元,和基于滤波后的数字采样信号按照ECG波形测量所要求的采样率进行采样值抽取的第一抽取单元,第一抽取单元输出ECG检测原始数据;

Pace脉冲处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行低通滤波第二低通滤波单元,和基于滤波后的数字采样信号按照Pace脉冲测量所要求的采样率进行采样值抽取的第二抽取单元,第二抽取单元输出Pace检测原始数据。

3. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述采样电路还包括两个输入保护电路,两个输入保护电路分别连接在采样通道的两个输入端和对应的电极片之间,用于吸收除颤高压的能量。

4. 如权利要求3所述的系统,其特征在于,还包括校准电路,所述校准电路包括开关、第一校准电阻和第二校准电阻,所述开关的两个输入端耦合到两个输入保护电路的输出端,两个输出端根据控制耦合到第一校准电阻两端或耦合到第二校准电阻两端,第一校准电阻和第二校准电阻具有不同的阻值。

5. 如权利要求1至4中任一项所述的系统,其特征在于,所述载波驱动电路包括带通滤波器、放大器和延迟放大器,带通滤波器的输入端耦合到处理器的载波信号输出端,带通滤波器的输出端分别耦合到放大器和延迟放大器的输入端,放大器和延迟放大器的输出端分别对应耦合到两个电极片,延迟放大器输出的交流信号的相位相比放大器输出的交流信号延迟一设定相位。

6. 如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述延迟放大器为反相放大器,反相放大器输出的交流信号与放大器输出的交流信号相位相反。

7. 如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述放大器和延迟放大器的放大倍数和供电电压被配置为在满足流过患者身体的电流小于安全电流且输入采样通道的信号不会导致采样通道饱和时尽量提高交流信号的幅度。

8. 如权利要求5所述的系统,其特征在于,所述处理器输出两种不同频率的交流信号,并根据采样电路采集的信号判断电极片与患者是否接触良好,或者处理器响应于上电信号输出两种不同频率的交流信号,并根据采样电路采集的信号判断电极片是否被外部导体短接。

9. 一种包括如权利要求1-8任一项权利要求所述的前端测量系统的自动体外除颤仪。

10. 一种自动体外除颤仪的前端测量方法,其特征在于包括:

通过与患者身体合适部位接触的两个电极片向患者施加载波信号;

检测电极片上的信号并进行数据采样,在数据采样过程中将至少两种不同的被测试量共用一个采样通道,所述被测试量为患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲中的任一种,所述共用采样通道的采样率大于或等于该共用采样通道对应的至少两种被测试量所要求的采样率中的最大者;

处理器接收共用采样通道输出的数字采样信号,将数字采样信号分成至少两路,并按照被测试量对采样率和精度的要求进行信号提取处理。

11. 如权利要求10所述的方法,其特征在于,将患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲共用一个采样通道,所述处理器将接收的共用采样通道输出的数字采样信号分别经患者阻抗计算处理、ECG波形数据提取处理和Pace脉冲处理;患者阻抗计算处理包括对数字采样信号进行带通滤波,基于滤波后的数字采样信号计算患者阻抗;ECG波形数据提取处理包括对数字采样信号进行第一低通滤波,基于滤波后的数字采样信号按照ECG采样率进行采样值抽取,从而得到ECG检测原始数据;Pace脉冲处理包括对数字采样信号进行第二低通滤波,基于滤波后的数字采样信号按照Pace采样率进行采样值抽取,从而得到Pace检测原始数据。

12. 如权利要求10或11所述的方法,其特征在于,还包括外接测试负载识别步骤,具体包括:

输出第一频率的交流信号;

从电极片采样基于第一频率的波形数据;

基于采样数据计算第一阻抗值;

输出第二频率的交流信号;

从电极片采样基于第二频率的波形数据;

基于采样数据计算第二阻抗值;

计算第一阻抗值和第二阻抗值差值的绝对值,并判断绝对值是否小于设定阈值,如果是,则认为除颤仪外接测试负载。

自动体外除颤仪及其前端测量系统和测量方法

技术领域

[0001] 本申请涉及一种医疗上应用的除颤仪,尤其涉及一种自动体外除颤仪及其前端测量系统和测量方法。

背景技术

[0002] 自动体外除颤仪(Automatic External Defibrillator,AED)是一种在院内及院外公共场合广泛使用的除颤设备,它因为操作简单、体积小等优点被越来越多的人所接受。在欧美发达国家,AED广泛应用于车站、机场、学校等公共场所,美国心脏协会和欧洲心肺复苏委员会发布的2010版心肺复苏指南,均在大力推动普及公众除颤计划。

[0003] 目前较为常用的除颤方法是双相波除颤。在除颤治疗之前,首先将电极片与患者身体(例如人体)的合适部位接触,AED治疗系统需对治疗相关的信息进行采集并分析,得出是否需要电击治疗。具体内容包括:1、测量电极片和人体接触回路的阻抗信息,通过检测人体阻抗判断电极片和人体是否接触良好、病人是否有运动等,同时作为后续双相波电击除颤调整参数的参考。2、检测患者是否存在有内置起搏器,当检测到患者有内置起搏器时,将起搏器的Pace标记同步传送给分析算法。3、通过治疗电极片(2-lead II导)采集人体的ECG(心电)波形数据,综合上述对接触阻抗、Pace信号和ECG波形数据的分析结果,可确定患者是否准备好,是否为可除颤节律。若检测到除颤节律,则启动充放电装置对患者进行治疗。在启动充放电装置对患者进行电击治疗之前进行的检测通常称为AED前端测量,可以看出,精确测量人体阻抗、pace标记、ECG波形数据等信号并进行分析是除颤治疗是否成功的关键。

[0004] 由于在检测和分析过程中,人体阻抗、Pace信号和ECG波形数据对信号的采样率和精度的要求各不相同,不同的采样率和精度,要求使用具有不同采样率和采样精度的AD转换器,而对于AD转换器而言,采样率和精度是一对相互矛盾的参数,即采样率高的AD转换器,其精度不高,精度高的AD转换器,其采样率不高,这使得检测人体阻抗、Pace信号和ECG波形数据必须分成三个独立的通道进行测量,以符合各自要求的采样率和精度。如图1所示,AED前端测量系统包括三个测量通道,分别为ECG测量通道13、人体阻抗测量通道14和Pace脉冲检测通道15,然后三路采样数据分别送入处理器MCU16中进行计算和分析,当检测到可除颤节律并且人体阻抗测量值在可除颤范围(电极片已可靠连接到人体)时,处理器MCU6控制启动充电电路18给储能装置17充电,充电完成之后,提示操作者进行放电,然后通过放电电路12和电极片11对人体10进行放电,完成治疗。目前,接触阻抗、Pace信号和ECG波形数据的检测方案如下:

[0005] 人体阻抗测量采用载波驱动法,即对人体施加交流小信号,通过对人体上分压得到的载波分量并进行调理、A/D转换可得到人体的阻抗。

[0006] Pace检测采用硬件比较器实现,通常包括前级放大、滤波(高通、低通、带通)、后级放大、双限比较等部分。

[0007] ECG采样电路采用交流耦合,两级放大的结构实现。常包括输入级除颤保护及滤

波、前级放大、高通滤波及后级放大等部分组成。

[0008] 但这种三个测量通道独立使用的方案得出的结果准确性还有待提高。

发明内容

[0009] 本申请提供一种自动体外除颤仪的前端测量系统和测量方法,可简化测量通道的硬件电路,减少可引入干扰的节点,减少硬件的分散性影响,从而提高仪器测量结果的准确性。

[0010] 根据本申请的第一方面,本申请提供一种自动体外除颤仪的前端测量系统,包括:

[0011] 用于接触患者身体合适部位的两个电极片;

[0012] 载波驱动电路,用于对产生的交流信号进行放大,并输出处理后的两路交流信号至两个电极片;

[0013] 采样电路,所述采样电路至少包括一个采样通道,其中至少一个采样通道为共用采样通道,所述共用采样通道为对应的至少两种不同的被测试量共用的测量通道,所述被测试量为患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲中的任一种,所述共用采样通道包括差分放大器和模数转换器,所述差分放大器的两个输入端分别耦合到两个电极片,输出端耦合到模数转换器,模数转换器对输入的模拟信号经设定采样率采样后转换为数字信号并输出,所述模数转换器的采样率大于或等于该共用采样通道对应的至少两种被测试量所要求的采样率中的最大者;

[0014] 处理器,所述处理器用于产生交流信号并输出到载波驱动电路,所述处理器还耦合到采样电路,用于控制采样电路,并接收采样电路输出的数字采样信号,针对共用采样通道输出的数字采样信号分成至少两路,并按照被测试量对采样率和精度的要求进行信号提取处理。

[0015] 根据本申请的第二方面,本申请提供一种自动体外除颤仪的前端测量方法,包括:

[0016] 通过与患者身体合适部位接触的两个电极片向患者施加载波信号;

[0017] 检测电极片上的信号并进行数据采样,在数据采样过程中将至少两种不同的被测试量共用一个采样通道,所述被测试量为患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲中的任一种,所述共用采样通道的采样率大于或等于该共用采样通道对应的至少两种被测试量所要求的采样率中的最大者;

[0018] 处理器接收共用采样通道输出的数字采样信号,将数字采样信号分成至少两路,并按照被测试量对采样率和精度的要求进行信号提取处理。

[0019] 本实施例中,对原始数据进行采样时,先使模数转换器进行过采样,然后再后续处理时对过采样的信号分别按照设定的比率进行采样值提取,从而可实现将患者阻抗、ECG信号和Pace信号三个测量通道中的两个或三个共用一个采用通道,因此采用本申请的实施例可减少采样电路中的硬件,并进而减少了因硬件多而带来的器件分散性问题和节点干扰问题,提高了仪器测量结果的准确性。

附图说明

[0020] 图1为除颤仪的结构示意图;

[0021] 图2为本申请一种实施例的前端测量系统的结构示意图;

- [0022] 图3为电极片和人体接触的等效电路图；
- [0023] 图4为本申请一种实施例中处理器对采样数据进行的信号提取处理示意图；
- [0024] 图5为电极片和人体接触的具体的等效电路图；
- [0025] 图6为本申请一种实施例的外接测试负载识别步骤的流程图；
- [0026] 图7为本申请另一种实施例的外接测试负载识别步骤的流程图；
- [0027] 图8为本申请带有校准电路的前端测量系统结构示意图。

具体实施方式

[0028] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。以下说明时以除颤仪应用于人体(即患者为人)为例进行说明,本领域技术人员应当理解,除颤仪还可以应用于其他动物患者。

[0029] 在除颤仪前端系统对患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲进行检测和分析时,虽然数据来源可以都从电极片获得,但三者对于采样数据的采样率和精度有不同的要求。人体阻抗测量一般采用交流小信号施加到人体的测量方法。由于是交流信号,对信号的频率有一定要求,不能太小。临床证明,频率大的话对人体的伤害会小一些。考虑到实际系统实现及数据处理,可选用32kHz的交流信号施加到人体。为了保证32kHz的信号能够基本不失真的采样下来,一般需要至少8倍的采样率,即采样率为256ksa/s。但阻抗测量部分对精度要求不高,一般12bit到13bit就足够。对于ECG测量通道,根据ECG算法分析的要求,采样精度要求达到5uV/1sb,所以精度要达到20bit以上。由于AED治疗系统主要关注ECG信号在0.5~40hz范围内的成分,所以采样率定为10倍即500sa/s即已足够。对于pace检测通道,考虑到要识别的pace脉冲的宽度为:0.1ms~2ms,幅度为:2mv~700mV。要保证在0.1ms的脉冲内至少能采样一个点,采样率至少定为10ksa/s,pace检测通道的采样精度要求要能识别2mv的信号,所以采样精度至少要能达到200uV/1sb,这样要求精度就要达到16bit。可见,在患者阻抗、ECG信号和Pace信号三个测量通道中,患者阻抗测量对采样率要求最高,但对精度要求最低,而ECG信号测量对采样率要求居中,但对精度要求最高,pace脉冲测量对采样率要求最低,对精度要求居中。

[0030] 本申请的思路是将患者阻抗、ECG信号和Pace信号三个测量通道中的两个或三个共用一个采用通道。但带来的问题是:由于在采用通道中,最重要的器件就是模数转换器(即ADC),共用采用通道即意味着必然共用模数转换器,但对于模数转换器而言,其同一时间只能以一种采样率和精度对模拟信号进行采样,并且对于同一个模数转换器,其采样率和精度是一对相互矛盾的参数,因此共用的模数转换器无法同时满足两个以上的被测试量采样率和精度的要求。在本申请实施例中,先使模数转换器满足共用的多个被测试量中采样率的最高要求,即采用过采样,然后在后续处理时对过采样的信号分别按照设定的比率进行采样值抽取,抽取后使采样率符合每个被测试量的采样率要求。同时在处理过程中对过采样信号的采样精度进行调整,使其符合每个被测试量的采样精度的要求。

[0031] 实施例一:

[0032] 请参考图2,本实施例中以患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲共用同一个采样通道为例进行说明。AED前端测量系统包括两个电极片21、载波驱动电路22、采样电路23和处理器24,处理器24的交流信号输出端与载波驱动电路22的输入端连接,载波驱动电路22将

交流信号分为相位不同的两路,通过两个输出端分别对应耦合到两个电极片21,采样电路23包括患者阻抗测量、ECG波形测量和Pace脉冲测量共用的一个采样通道,其两个输入端分别对应连接到两个电极片21,采样电路23的输出端通过数据接口25连接到处理器24,用于完成患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲最初数据的采集。

[0033] 电极片21可以为各种圆柱形导体或片状导体。

[0034] 在一种具体实例中,载波驱动电路22包括带通滤波器222、放大器223和延迟放大器224,带通滤波器222的输入端耦合到处理器24的载波信号输出端,带通滤波器222的输出端分别耦合到放大器223和延迟放大器224的输入端,放大器223和延迟放大器224的输出端分别对应耦合到两个电极片21,延迟放大器224输出的交流信号的相位相比放大器输出的交流信号延迟一设定相位。例如延迟放大器224可以为反相放大器,反相放大器输出的交流信号与放大器输出的交流信号相位相反,相位相反的信号施加在人体20上后其对人体的作用可相互抵消。

[0035] 在一种具体实例中,采样电路23包括差分放大器232和模数转换器233,差分放大器232的两个输入端分别耦合到两个电极片21,输出端耦合到模数转换器233,差分放大器232将人体差分的模拟信号转换为单端的模拟信号输出,有利于抑制人体共模信号。当差分放大器232的放大倍数控制在2~4之间时,可以提供+/-1V的极化电压范围,为了提高差分放大器232的共模抑制比和极化电压范围,可以进一步提高差分放大器232的供电电压。模数转换器233对输入的模拟信号经设定采样率采样后转换为数字信号并输出至处理器24,采样电路的模数转换器可采用SAR ADC实现,模数转换器233在采样时设定为过采样,其设定的采样率大于或等于患者阻抗测量、ECG波形数据测量和Pace脉冲测量所要求的最大采样率,在三者中,患者阻抗测量要求的采样率最大,因此模数转换器233的采样率大于或等于患者阻抗测量要求的采样率。为简化处理器24的后续处理,模数转换器233的采样率设定为患者阻抗测量要求的采样率,例如256ksa/s。处理器24通过数据接口25控制模数转换器233的采样时序,例如提供时钟信号控制模数转换器233的采样率等。

[0036] 在另一种具体实例中,采样电路23还包括两个输入保护电路231,两个输入保护电路231分别连接在采样通道差分放大器232的两个输入端和对应的电极片之间,用于吸收除颤高压的能量,防止采样电路中的低压器件在除颤时损坏。输入保护电路的具体实现方式可以采用气体放电管接地的方式,将除颤的交流高压传导到大地。输入保护电路的具体实现方式也可以采用高能脉冲电阻和二极管嵌位的方式,将输入电压限定在设定的电位。

[0037] 上述实施例的工作流程如下:

[0038] 处理器24通过内置的或者外接的数模转换器产生一定特征的交流信号,交流信号可以采用正弦波或者方波,采用正弦波可避免载波信号对ECG信号通路造成混叠干扰,因此优先选用正弦波信号。

[0039] 交流信号经带通滤波器222滤波后经过放大电路放大后驱动到人体。当电极片21和人体接触后,人体自身相当于一个阻抗,电极片21和人体之间存在接触阻抗,其等效电路如图3所示,其中Z1和Z2为载波驱动电路的等效输出阻抗,即电极片和人体之间的接触阻抗,Z3为被测量阻抗,即人体自身的阻抗。交流信号通过施加电极片到人体后,在电极片的两个端子产生分压信号。

[0040] 采样电路23完成交流信号通过人体后产生的分压信号的调理和采集,本实施例采

用直流耦合的方式检测电极片上的原始信号。为了得到更高的分辨率和采样精度,选用具有较高采样速度的ADC对前端数据进行过采样,后续进行信号提取处理。ADC采样率一般为12bit~13bit,采样率在500kSa/s以上。由于交流信号的载波频率一般为20kHz~30kHz,因此采样电路23的带宽设置为40kHz左右以保证阻抗信号能够被正常采样,ADC采样率设置为500kHz,这样可以完整的将载波信号进行数字化。

[0041] 处理器24接收到采样电路23输出的数字采样信号后,按照患者阻抗测量、ECG波形数据测量和Pace脉冲测量对采样率和精度的要求对数字采样信号分三路进行信号提取处理,包括患者阻抗计算处理模块、ECG波形数据提取处理模块和Pace脉冲处理模块,如图4所示。处理后分别得到阻抗测量值、ECG检测原始数据和Pace检测原始数据。

[0042] 对于患者阻抗的计算处理模块,由于前端的采样率符合患者阻抗测量要求的采样率,因此不需要对数字采样信号进行采样值抽取处理。患者阻抗计算处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行带通滤波的带通滤波单元241,和基于滤波后的数字采样信号计算患者阻抗的计算单元242,计算单元242输出患者阻抗值至外部导联状况判断单元243,进行电极片和患者连接是否良好的分析判断。患者阻抗计算处理模块首先对数字采样信号进行带通滤波,滤除噪声干扰,滤波带宽的中心频率为30KHz,然后基于滤波后的数字采样信号计算患者阻抗,例如通过计算波形的峰峰值得到患者阻抗,然后对计算所得的患者阻抗进行分析,例如将计算所得的患者阻抗和给定范围进行比较,从而确定电极片和人体是否接触良好。在一种具体实施例中,判断电极片与患者是否接触良好的方法为:处理器输出两种不同频率的交流信号,并根据采样电路采集的信号判断电极片与患者是否接触良好。电极片与患者接触的等效电路如图3所示,其具体等效电路如图5所示,其中Z1(Z2)由R1(R3)、C1(C3)、R2//C2(R4//C4)的串联组成。R1(R3)为除颤脉冲能量吸收电阻;C1(C3)为交流耦合电容,作用为防止直流耦合到人体,对人体构成伤害;R2//C2(R4//C4)为电极片和人体的接触阻抗,R5为患者胸阻抗。在实际临床环境中,R2//C2(R4//C4)部分经常会受到电极片和人体接触不良(皮肤干燥、路面颠簸等)的影响,这样会导致阻抗测量值偏大或者直接报导导联脱落而导致除颤治疗的延误,并最终导致急救失败。对于不同的接触程度(接触良好、接触不良等),R2//C2,R4//C4会随之变化。当交流信号的载波频率超过一定值后,由R2//C2以及R4//C4组成的RC网络对人体阻抗测量的影响基本可忽略。当电极片(电极板)和人体接触良好时,R2//C2(R4//C4)网络的值均很小且基本固定,此时高通截止频率较高,两种不同频率载波驱动测得的阻抗值会基本一致;当电极片(电极板)和人体接触不良或人体运动时,R2//C2(R4//C4)网络的值很大或有波动,对应的高通截止频率很小,此时采用不同载波频率测得的阻抗值会相差很大。由以上分析可知,通过不同频率的交流信号驱动,将两次测量阻抗值进行比较可以更加详细的得到外接导联的接触状况,提供报警信息。

[0043] Pace脉冲处理具体包括:对数字采样信号进行第二低通滤波,将带宽限制在2KHz以内,基于滤波后的数字采样信号按照Pace采样率进行采样值抽取,通过抽取,将采样率降低为10Ksa/s以上的一个值。从而得到Pace检测原始数据。在一种具体实例中,Pace脉冲处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行低通滤波第二低通滤波单元244,和基于滤波后的数字采样信号按照Pace脉冲测量所要求的采样率进行采样值抽取的第二抽取单元245,第二抽取单元输出Pace检测原始数据至Pace检测原始数据分析单元246。

[0044] ECG波形数据提取处理具体包括:对数字采样信号进行第一低通滤波,将带宽限制在30Hz以内,以保证系统信噪比,基于滤波后的数字采样信号按照ECG采样率进行采样值抽取,将采样率降低为500sa/s。从而得到ECG检测原始数据。在一种具体实例中,ECG波形数据提取处理模块包括用于对共用采样通道输出的数字采样信号进行低通滤波的第一低通滤波单元247,和基于滤波后的数字采样信号按照ECG波形测量所要求的采样率进行采样值抽取的第一抽取单元248,第一抽取单元输出ECG检测原始数据至ECG检测原始数据分析单元249。

[0045] 本实施例中,阻抗计算处理模块、ECG波形数据提取处理模块和Pace脉冲处理模块可通过分立的硬件实现,也可以通过软件实现。

[0046] 实验证明,对前端原始数据进行过采样后,使噪声频谱分布在更宽的范围,在Pace脉冲处理和ECG波形数据提取处理过程中,通过低通滤波,可以滤除大部分噪声,从而减小了量化噪声的目的,相当于提高了采样精度。

[0047] 根据分析模块240对患者阻抗、ECG波形数据和Pace脉冲的分析结果,处理器判断是否适合使用电击治疗,如果适合则控制进行后续的充电和放电。

[0048] 在一种具体实例中,为了提高阻抗测量的精度,尽量提高交流信号的驱动电压幅度,放大器和延迟放大器的放大倍数和供电电压被配置为满足以下条件:1、流过患者身体的电流小于安全电流;2、输入采样通道的信号不会导致采样通道饱和。将一定特征的信号叠加在采样信号上,可消除在过采样过程中ADC本身转换误差(INL、DNL等)的影响,进一步提高过采样的效果。

[0049] 可见,本实施例通过对原始数据过采样,然后在后续处理中对过采样数据进行滤波和抽取,使得过采样的数据变为符合各被测试量采样率和精度要求的数据,从而使得多种被测试量可共用一个采样通道,减少了硬件,当硬件减少时,则意味着硬件与硬件的连接节点也减少,从而也减少了由节点引入的干扰;同时当硬件减少时,意味着仪器受硬件的分散性影响也减少,实验证明仪器测量结果的准确性得到提高。同时,因硬件的减少,也使仪器的成本相应降低、体积相应减小。

[0050] 本领域技术人员应当理解,在其他的实施例中,患者阻抗测量和Pace脉冲测量可以共用一个采样通道,而ECG波形测量单独使用一个采样通道;或者患者阻抗测量和ECG波形测量可以共用一个采样通道,而Pace脉冲测量单独使用一个采样通道;ECG波形测量和Pace脉冲测量共用一个采样通道,而患者阻抗测量单独使用一个采样通道。当采样通道中模数转换器的采样率与两个被检测量要求的采样率中较大者相同时,在处理器中可省略对该采样率较大者的抽取处理。

[0051] 实施例二:

[0052] 除颤仪在医院一般会要求护士每日进行自检,自检的时候会要求护士把测试负载接上,即将一个测试负载插在电极片的前端。但自检完成后有可能护士会忘记把测试负载拿下来。这种情况下如果后续使用的时候,除颤仪开机后即进入AED模式,会自动采集前端数据,由于电极片的前端连接有测试负载,所以除颤仪识别外面连接到人体,导致可能得到错误的分析结果导致延迟治疗。

[0053] 本实施例通过上电自检来识别除颤仪是否外接测试负载。当外接测试负载时,采用两种不同频率的交流载波信号驱动,测得的阻抗值会基本一致。

[0054] 请参考图6,外接测试负载识别包括以下步骤:

[0055] 步骤101,检测到除颤仪上电信号或识别外接测试负载的指令后,处理器输出第一频率的交流信号;

[0056] 步骤102,从电极片采样基于第一频率的波形数据;

[0057] 步骤103,基于采样数据计算第一阻抗值;

[0058] 步骤104,输出第二频率的交流信号,第二频率与第一频率不同;

[0059] 步骤105,从电极片采样基于第二频率的波形数据;

[0060] 步骤106,基于采样数据计算第二阻抗值;

[0061] 步骤107,计算第一阻抗值和第二阻抗值差值的绝对值,并判断绝对值是否小于设定阈值,设定阈值是一个比较小的值,例如 $10\ \Omega$ 。如果两次测量差值的绝对值小于设定阈值,则认为除颤仪外接测试负载,执行步骤108。否则,如果两次测量差值的绝对值大于或等于设定阈值,则认为除颤仪没有外接测试负载,可进行正常的测试。

[0062] 步骤108,报仪器外接测试负载。操作人员将测试负载取下后即可正常使用除颤仪。

[0063] 在有的具体实例中,还将外接测试负载识别和患者阻抗测试一起判断,其流程图如图8所示。

[0064] 实施例三:

[0065] 在根据采样值进行阻抗计算时,通常是基于采样电压值在采样电压值和阻抗的对应曲线查到阻抗值,但由于系统各器件参数的漂移,实际的阻抗会和根据采样电压值在采样电压值和阻抗的对应曲线上查到的阻抗值有所不同。因此本实施例在上述实施例的基础上,还增加了校准电路26,如图8所示,校准电路26包括开关261、第一校准电阻262和第二校准电阻263,开关261的两个输入端耦合到两个输入保护电路231的输出端,两个输出端根据控制耦合到第一校准电阻262的两端或耦合到第二校准电阻263的两端,第一校准电阻262和第二校准电阻263具有不同的阻值。开关261可以为双刀开关,也可以是处理器控制的多路开关。

[0066] 当需要校准时,将开关261连接到第一校准电阻262,处理器产生交流信号施加到第一校准电阻262,同时采样原始信号,获得第一采样电压值。然后将开关261连接到第二校准电阻263,处理器产生交流信号施加到第二校准电阻263,同时采样原始信号,获得第二采样电压值。采用获得的第一采样电压值和第二采样电压值更新除颤仪存储的原采样值和阻抗的对应曲线。

[0067] 在一定频率和幅度的载波驱动下,测得采样电压值和阻抗近似成线性关系。但由于系统的各种误差,例如电阻、电容以及各IC的分散性影响,采样电压值和阻抗的关系呈现一定的曲线,通过分别接入第一校准电阻和第二校准电阻测量得到曲线上两点,即可建立被测阻抗值和采样电压值的关系曲线。

[0068] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

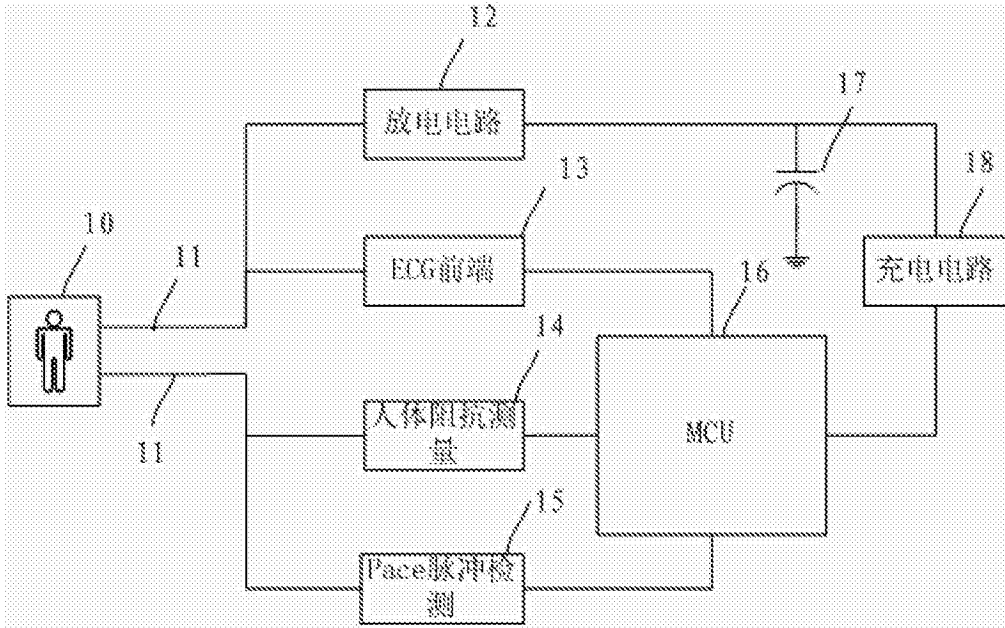


图1

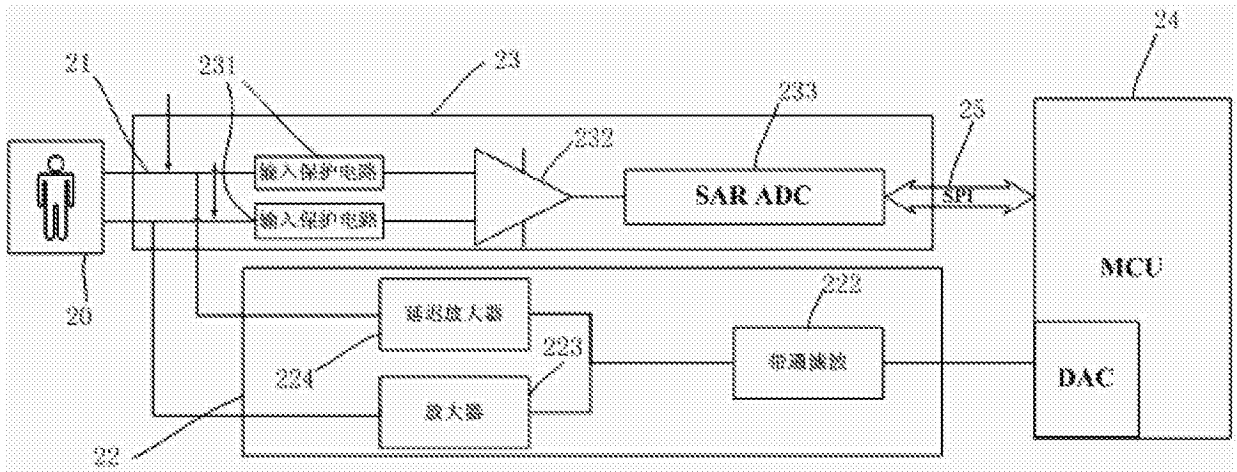


图2

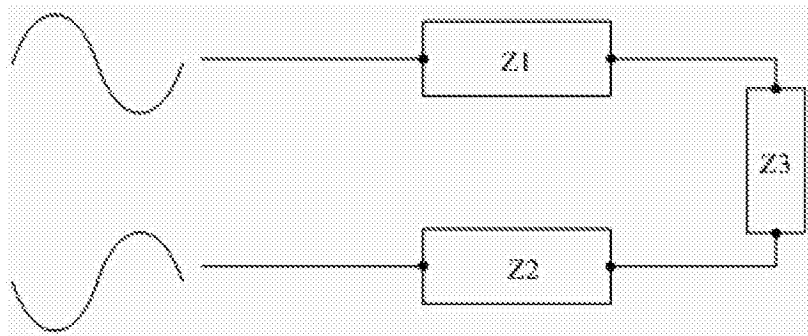


图3

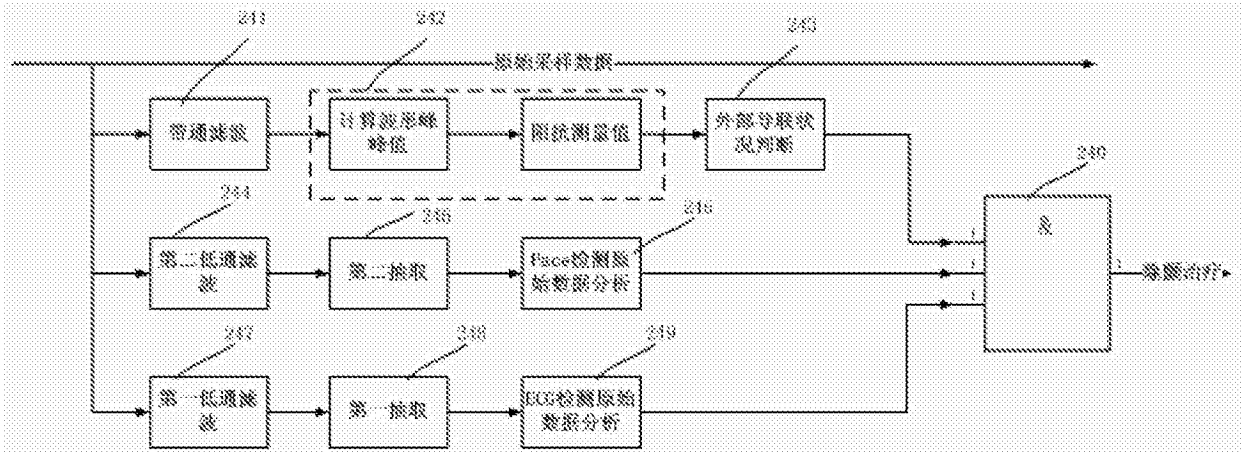


图4

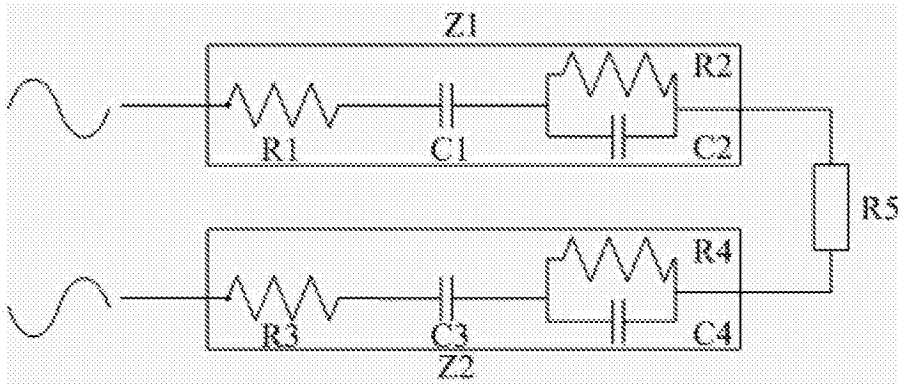


图5

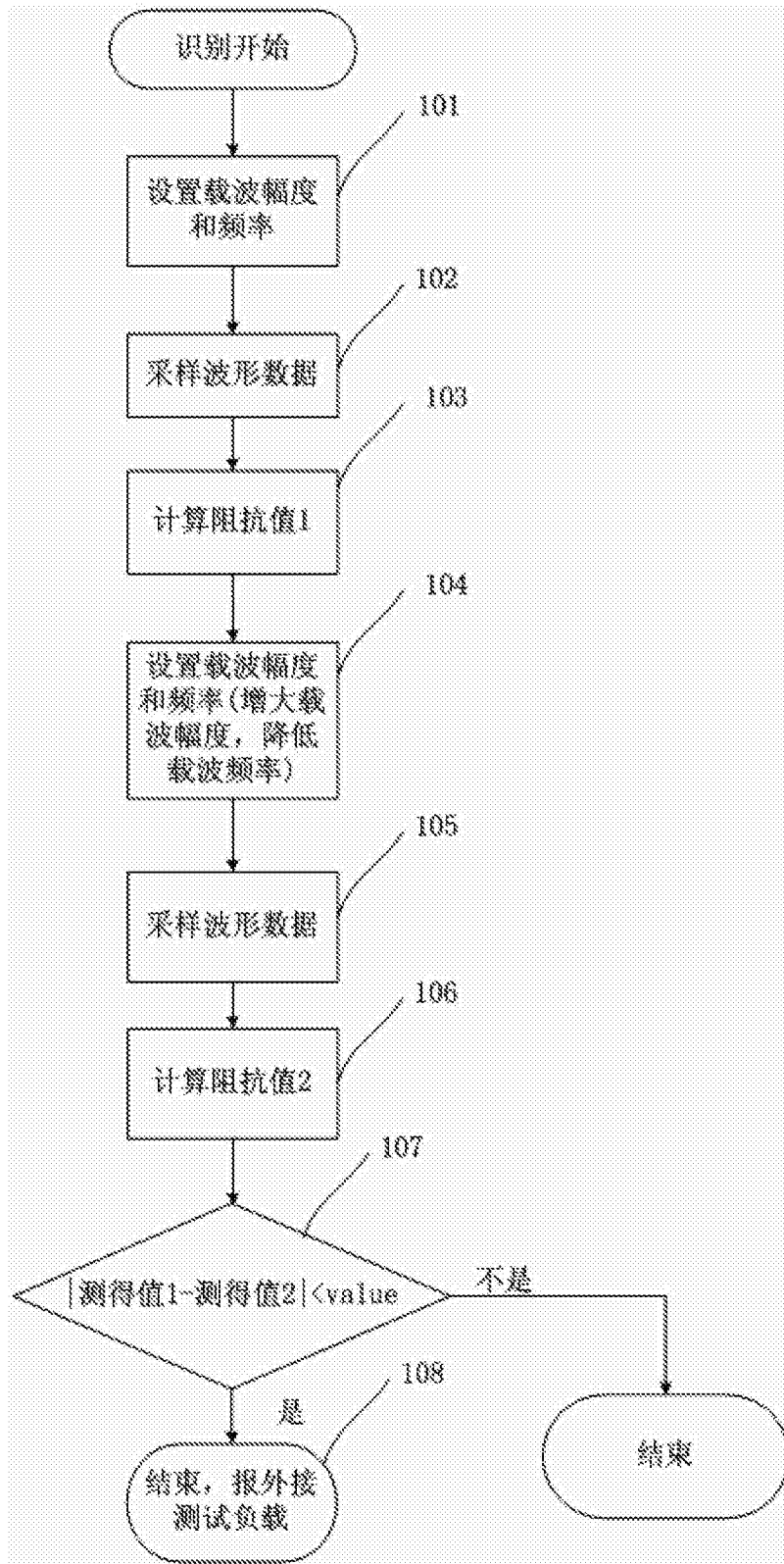


图6

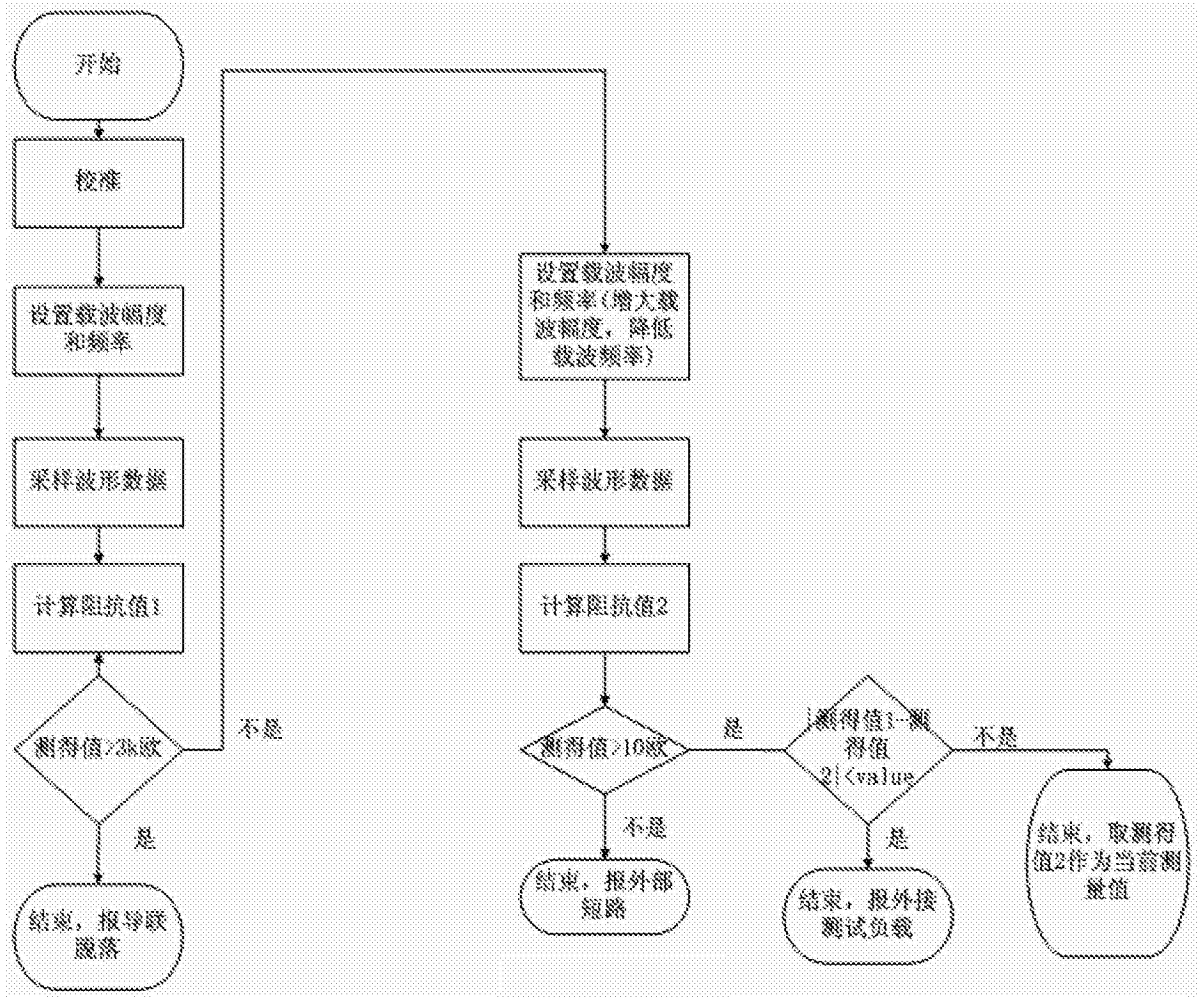


图7

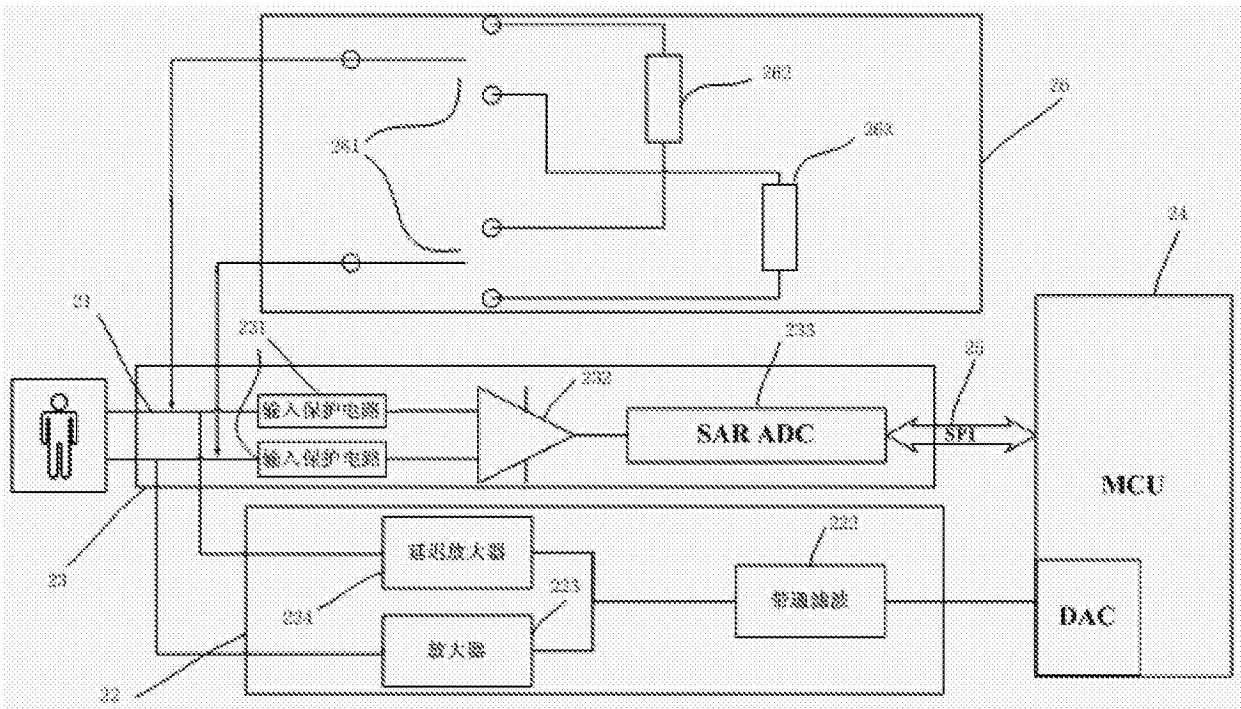


图8