



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103706009 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 09

(21) 申请号 201310676270. X

(22) 申请日 2013. 12. 11

(71) 申请人 中国人民解放军第四军医大学

地址 710032 陕西省西安市长乐西路 169 号

(72) 发明人 吴小明 罗二平 申广浩 谢康宁  
汤池 郭伟 刘娟 景达 姜茂刚  
闫一力 孙涛 沙建定

(74) 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任  
公司 61200

代理人 陆万寿

(51) Int. Cl.

A61M 16/00 (2006. 01)

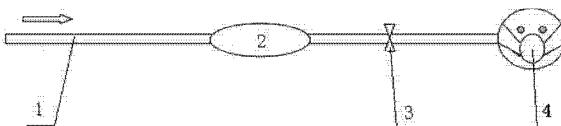
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

一种呼吸同步的氧气输出控制系统及控制方  
法

(57) 摘要

本发明提供一种呼吸同步的氧气输出控制系统及控制方法，包括设在呼吸面罩内的与单片机相连的温度传感器、单片机控制系统、与氧气输入端相连的存储装置、以及受单片机控制的氧输出气阀，温度传感器可以将人的呼吸动作信号传输给单片机，单片机根据该信号控制氧气输出气阀的开启与闭合，使氧气输出与人的呼吸动作同步，在气阀关闭时氧气被储存在氧气存储装置中，本发明通过单片机采集人体呼吸信号，进而控制氧气输出端的开关，实现了氧气输出与人体呼吸的同步，最大限度避免了氧气的浪费，优化了氧气的输出，稳定性高，特别适于小功率、电池供电、个人或家庭使用的氧气机的氧输出控制。



1. 一种呼吸同步的氧气输出控制系统,其特征在于:包括呼吸动作信号采集模块、单片机以及由所述单片机控制开闭的氧输出气阀(3),所述呼吸动作信号采集模块与所述单片机相连。

2. 根据权利要求1所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统,其特征在于:所述氧输出气阀(3)的出气口与呼吸面罩(4)相连,呼吸动作信号采集模块包括设置于呼吸面罩(4)内的温度传感器。

3. 根据权利要求1所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统,其特征在于:所述氧输出气阀(3)的进气口连接有气体存储装置,氧输出气阀(3)通过气体存储装置与氧气输送管道(1)相连。

4. 根据权利要求4所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统,其特征在于:所述气体存储装置为气囊(2)。

5. 一种如权利要求1所述呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,其特征在于:包括以下步骤:

当使用呼吸面罩(4)进行吸氧时,所述单片机根据呼吸动作信号采集模块采集的信号判断人的呼吸动作,若为吸气动作,则单片机控制氧输出气阀(3)开启,若为呼气动作,则单片机控制氧输出气阀(3)关闭。

6. 根据权利要求5所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,其特征在于:由所述单片机控制设置于呼吸面罩(4)内的温度传感器对鼻腔内的温度进行连续采集,单片机根据温度传感器采集的温度信号对人的呼吸动作进行判断,当判断人吸气时,单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀(3)开启,当判断人呼气时,单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀(3)关闭。

7. 根据权利要求6所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,其特征在于:所述温度传感器的输出信号经过放大器放大,然后再经低通滤波之后送入单片机中。

8. 根据权利要求6所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,其特征在于:所述单片机采用的控制氧输出气阀开闭的程序包括以下步骤:

1) 系统加电启动之后,由单片机给氧输出气阀(3)发送一个启动信号,氧输出气阀(3)开启后氧气输送至呼吸面罩(4);

2) 经过步骤1)后,单片机实时采集鼻腔内的温度值,并记录当前时刻温度值  $T_n$  和前面两个时刻的温度值  $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$ ,然后判断  $T_n$ 、 $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$  之间的关系:如果  $T_{n-2} > T_{n-1} > T_n$ ,说明吸气过程还未结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  小于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,说明吸气过程已经结束,则单片机给氧输出气阀(3)发出关闭信号,氧输出气阀(3)关闭,然后继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-2} < T_{n-1} < T_n$ ,说明呼气过程还未结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  大于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,说明呼气过程已经结束,则单片机给氧输出气阀(3)发出启动信号,氧输出气阀(3)开启;

3) 循环步骤2),实现呼吸面罩(4)的氧气供给与呼吸动作达到同步。

9. 根据权利要求5所述一种呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,其特征在于:在所述氧输出气阀(3)关闭期间,由氧气输送管道(1)连续输出的氧气储存在与氧输出气阀(3)的进气口相连的气体存储装置中,当下一次氧输出气阀(3)开启时存储的氧气输入呼吸面罩(4)。

## 一种呼吸同步的氧气输出控制系统及控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗卫生、保健领域，具体涉及一种呼吸同步的氧气输出控制系统及控制方法。

### 背景技术

[0002] 随着医疗条件和科学技术的不断进步，氧疗（吸氧）这一原本在医院中才有的治疗方法逐渐得到广泛应用，甚至开始走入家庭。一般来说，目前的吸氧装置，只有流量调节和增加湿度的功能，氧气输出是连续的，在临幊上氧疗时，氧气的输出是连续的，也就是说不论人是在吸气还是呼气，都不会停止，这种控制方法比较简便。但由于氧气的输送与呼吸没有达到同步，就使得大量氧气在人呼气时被浪费。这种浪费在院内等医疗条件较好的环境下是巨大的，但并不显著。然而在某些特殊环境下，如当产氧量本身就不是很充足、氧气缺乏的情况下，这些被浪费的氧气就显得弥足珍贵，目前传统的供氧方式就显得既不经济，也不科学。发明一种能够杜绝这种巨大浪费的控制系统，具有重大的社会效益和经济效益，而目前市场上尚无能够解决这种浪费的氧气输出控制系统。

### 发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种呼吸同步的氧气输出控制系统及控制方法。

[0004] 为达到上述目的，本发明采用了以下技术方案。

[0005] 一种呼吸同步的氧气输出控制系统，包括呼吸动作信号采集模块、单片机以及由所述单片机控制开闭的氧输出气阀，所述呼吸动作信号采集模块与所述单片机相连。

[0006] 所述氧输出气阀的出气口与呼吸面罩相连，呼吸动作信号采集模块包括设置于呼吸面罩内的温度传感器。

[0007] 所述氧输出气阀的进气口连接有气体存储装置，氧输出气阀通过气体存储装置与氧气输送管道相连。

[0008] 所述气体存储装置为气囊。

[0009] 上述呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法，包括以下步骤：

[0010] 当使用呼吸面罩进行吸氧时，所述单片机根据呼吸动作信号采集模块采集的信号判断人的呼吸动作，若为吸气动作，则单片机控制氧输出气阀开启，若为呼气动作，则单片机控制氧输出气阀关闭。

[0011] 由所述单片机控制设置于呼吸面罩内的温度传感器对鼻腔内的温度进行连续采集，单片机根据温度传感器采集的温度信号对人的呼吸动作进行判断，当判断人吸气时，单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀开启，当判断人呼气时，单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀关闭。

[0012] 所述温度传感器的输出信号经过放大器放大，然后再经低通滤波之后送入单片机中。

[0013] 所述单片机采用的控制氧输出气阀开闭的程序包括以下步骤：

[0014] 1) 系统加电启动之后,由单片机给氧输出气阀发送一个启动信号,氧输出气阀开启后氧气输送至呼吸面罩;

[0015] 2) 经过步骤 1) 后,单片机实时采集鼻腔内的温度值,并记录当前时刻温度值  $T_n$  和前面两个时刻的温度值  $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$ ,然后判断  $T_n$ 、 $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$  之间的关系:如果  $T_{n-2} > T_{n-1} > T_n$ ,说明吸气过程还未结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  小于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,说明吸气过程已经结束,则单片机给氧输出气阀发出关闭信号,氧输出气阀关闭,然后继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-2} < T_{n-1} < T_n$ ,说明呼气过程还未结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  大于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,说明呼气过程已经结束,则单片机给氧输出气阀发出启动信号,氧输出气阀开启;

[0016] 3) 循环步骤 2),实现呼吸面罩的氧气供给与呼吸动作达到同步。

[0017] 在所述氧输出气阀关闭期间,由氧气输送管道连续输出的氧气储存在与氧输出气阀的进气口相连的气体存储装置中,当下一次氧输出气阀开启时存储的氧气输入呼吸面罩。

[0018] 本发明的有益效果体现在:

[0019] 本发明利用所述呼吸动作信号采集模块,可以将人的呼吸动作信号传输给单片机,单片机根据该信号控制氧输出气阀的开启与关闭,使氧气输出与人的呼吸动作同步,最大限度避免了氧气的浪费。

[0020] 本发明利用呼吸过程中鼻腔内的温度变化规律,通过单片机采集获取人体呼吸时鼻腔内的温度信号,进而控制氧输出气阀的开关,最大程度地实现了氧气输出与人体呼吸的同步,最大限度避免了氧气的浪费。

## 附图说明

[0021] 图 1 是本发明所述氧气输出控制系统的总体结构示意图;

[0022] 图 2 是本发明所述氧气输出控制系统的信号采集与输出原理框图;

[0023] 图 3 是本发明的控制程序流程图之一(主程序流程图);

[0024] 图 4 是本发明的控制程序流程图之二(AD 中断程序流程图);

[0025] 图中:1 为氧气输送管道,2 为气囊,3 为氧输出气阀,4 为呼吸面罩。

## 具体实施方式

[0026] 下面结合附图对本发明作进一步说明。

[0027] 参见图 1 以及图 2,本发明所述呼吸同步的氧气输出控制系统包括呼吸动作信号采集模块、单片机(MSP430F2410)以及由所述单片机控制开闭的氧输出气阀 3 (氧输出气阀可以采用医用两通电磁气阀),所述呼吸动作信号采集模块与所述单片机相连;所述氧输出气阀 3 的出气口与呼吸面罩 4 相连,呼吸动作信号采集模块包括设置于呼吸面罩 4 内的温度传感器(AD592),温度传感器的输出信号经过放大器放大,然后再经低通滤波之后,送入单片机中的 ADC(模数转换器);所述氧输出气阀 3 的进气口连接有气体存储装置,氧输出气阀通过气体存储装置与氧气输送管道 1 相连,所述气体存储装置为气囊 2。气囊在医院等供氧条件良好的环境下作用不大,但在小功率制氧设备(如便携式、小型氧气机等)供氧时,由于气阀的闭合和开启,会造成氧气输送管道内压力的不断变化,而低功耗的设备往往带负

载能力有限,所以会直接影响前端制氧设备如气泵、电机等的平稳工作,长期的忽大忽小也会影响制氧设备的使用寿命。在这里作为存储装置的气囊可以有效起到缓冲气压波动的作用,所以气囊对小功率制氧设备的平稳工作和使用寿命有益。

[0028] AD592 是一款高精度、低功耗的电流型温度传感器,其输出特性为 :1uA/K, 测温范围为 :−25°C 至 105°C, 可满足呼吸检测时的测温要求。

[0029] MSP430F2410 是一款适合于医疗用途的低功耗、16 位的混合信号处理器,该芯片集成了较丰富的片内外设。它们分别是看门狗(WDT)、模拟比较器 A、定时器 A0(Timer\_A0)、定时器 A1 (Timer\_A1)、定时器 B0 (Timer\_B0)、UART、SPI、I2C、硬件乘法器、液晶驱动器、12 位 ADC、DMA、I/O 端口、基本定时器(Basic Timer)、实时时钟(RTC) 和 USB 控制器等若干外围模块的不同组合。其中,看门狗可以使程序失控时迅速复位;模拟比较器进行模拟电压的比较,配合定时器,可设计出 A/D 转换器,实现鼻腔内温度信号的实时采集,并且利用其丰富的 I/O 资源可实现对电磁气阀的自动控制。

[0030] 本发明中,氧气可以通过氧气机产生,并通过氧气输送管道 1 存储于气囊 2 中,氧输出气阀 3 按照人体的呼吸状态依次打开或关闭,然后,再通过呼吸面罩 4 把氧气输送给人体。其中,氧输出气阀 3 受图 2 中所示的单片机的控制。

[0031] 上述呼吸同步的氧气输出控制系统的控制方法,包括以下步骤:

[0032] 当使用呼吸面罩 4 进行吸氧时,所述单片机根据呼吸动作信号采集模块采集的信号判断人的呼吸动作,若为吸气动作,则单片机控制氧输出气阀 3 开启,若为呼气动作,则单片机控制氧输出气阀 3 关闭。具体而言,由所述单片机控制设置于呼吸面罩 4 内的温度传感器对鼻腔内的温度进行连续采集,单片机根据温度传感器采集的温度信号对人的呼吸动作进行判断,当判断人吸气时,单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀 3 开启,当判断人呼气时,单片机输出控制信号控制所述氧输出气阀 3 关闭。

[0033] 参见图 2,温度传感器(AD592)固定于鼻腔内,实时感知鼻腔内由于呼吸导致的温度变化。温度传感器的输出信号经过放大器放大,然后再经低通滤波之后,送入单片机(MSP430F2410)中的 ADC(模数转换器),把采集的模拟温度信号转换成相应的数字信号。然后再由内部控制程序判断当前的温度值,以确定是否打开或者关闭氧输出气阀 3。

[0034] 本发明的控制程序流程如下:

[0035] 参见图 3,系统加电启动之后,首先,单片机通过数字 I/O 口给氧输出气阀 3 发送一个启动信号,打开氧输出气阀 3,让氧气通过呼吸面罩 4 输送给人体。其次,再启动 ADC 转换器,实时采集人体鼻腔内的温度值,记录当前时刻温度值  $T_n$  和前面两个时刻的温度值  $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$ ,并判断  $T_n, T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$  之间的关系。如果  $T_{n-2} > T_{n-1} > T_n$ ,则说明人体的吸气过程还未结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  小于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,则说明人体的吸气过程已经结束,此时单片机给氧输出气阀发出关闭信号,关断氧输出气阀。然后继续记录温度信号,并进行比较。如果  $T_{n-2} < T_{n-1} < T_n$ ,则说明人体的呼气过程还没结束,则继续记录温度值,并进行比较;如果  $T_{n-1}$  大于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,则说明人体的呼气过程已经结束,此时需要打开氧输出气阀,给人体输送氧气,并令打开氧输出气阀的温度阈值  $T_{开} = T_{n-2}$ 。最后进入循环等待 1,并判断  $wait=1$  是否成立。如果不成立继续循环等待 1,如果成立,则判断  $T_n, T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$  之间的关系。假如  $T_{n-2} > T_{n-1} > T_n$ ,则说明人体的吸气过程还未结束,继续循环等待 1;假如  $T_{n-1}$  小于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ ,则说明人体的吸气过程已经结束,这时需要关闭氧输出气阀,并令  $wait=0$ ,然后进入循环等待

2, 并判断  $\text{wait}=1$  是否成立。如果不成立, 继续循环等待 2; 如果成立, 比较当前温度值  $T_n$  与  $T_{\text{开}}$  的关系。假若  $T_n > T_{\text{开}}$ , 则说明呼气过程即将结束, 这是需要提前打开氧输出气阀, 准备给人体输送氧气, 并令  $T_{\text{开}}=T_n$ ,  $\text{wait}=0$ , 然后进入循环等待 1; 假若  $T_n < T_{\text{开}}$ , 则比较  $T_n$ ,  $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$  之间的关系。如果  $T_{n-2} < T_{n-1} < T_n$ , 则说明人体的呼气过程还没结束, 则继续循环等待 2; 如果  $T_{n-1}$  大于  $T_n$  和  $T_{n-2}$ , 则说明人体的呼气过程已经结束, 此时需要打开氧输出气阀, 给人体输送氧气, 并令  $T_{\text{开}}=T_{n-2}$ ,  $\text{wait}=0$ , 然后进入循环等待 1。如此循环往复, 实现氧气供给与人体呼吸达到同步的目的。

[0036] 参见图 4, 在 AD 中断程序中, 首先根据 AD 采集的最新数据更新当前温度和前两个时刻的温度, 然后再令  $\text{wait}=1$ , 最后退出中断。AD 中断程序主要任务就是实时更新当前温度  $T_n$  和前面两个时刻的温度  $T_{n-1}$  和  $T_{n-2}$ 。

[0037] 本发明优化了氧气的输出, 使氧气的输出跟人体呼吸基本达到了同步, 稳定性高, 特别适于小功率、电池供电、个人或家庭使用的氧气机的氧输出控制。

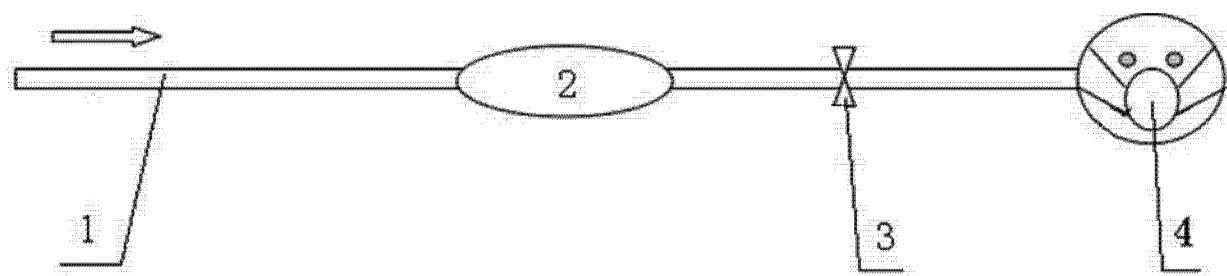


图 1

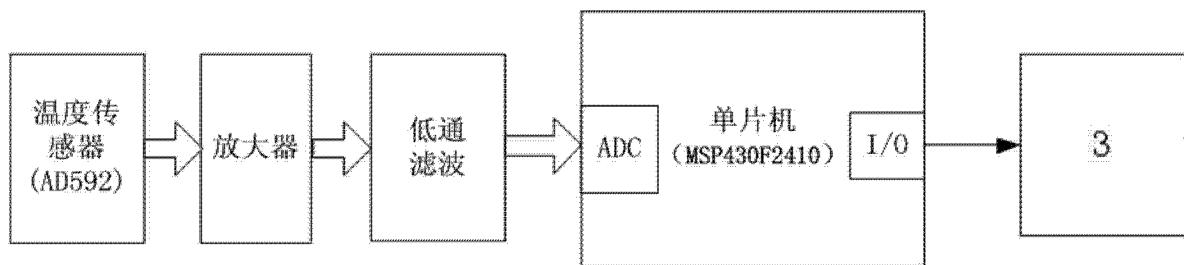


图 2

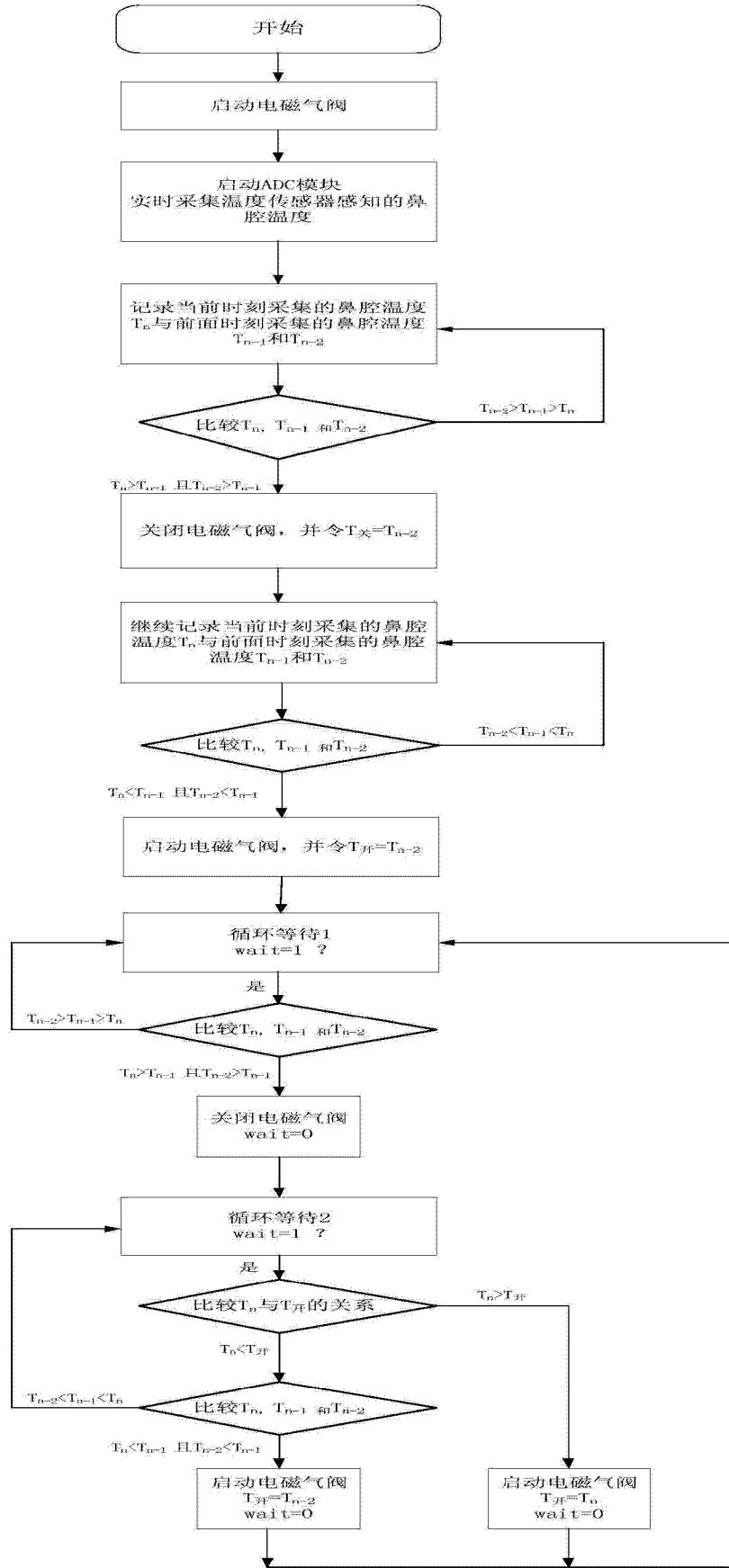


图 3

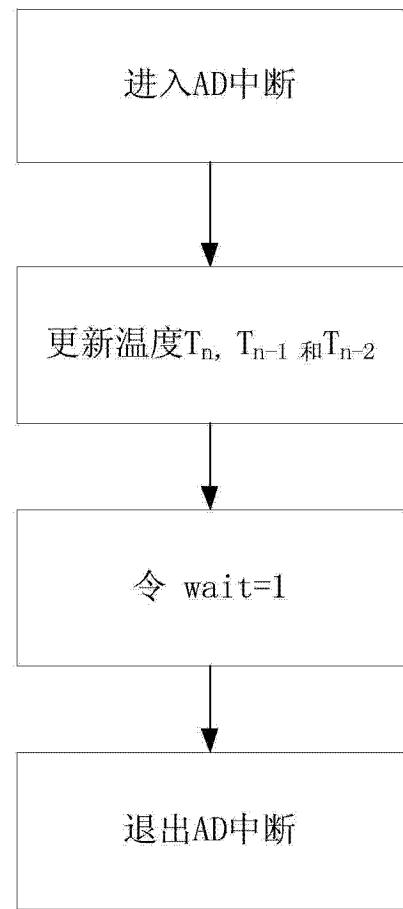


图 4