



(45)授权公告日 2017.08.01

审查员 王传利

1. 一种用于监测受测者的呼吸参数的呼吸监测系统,包括:

(a) 第一温度传感器,用于测量受测者呼吸温度;

(b) 热电发电机,热耦合于所述第一温度传感器,以生成受测者呼吸电信号,所述受测者呼吸电信号基于所述热电发电机的预设温度和受测者呼吸温度,所述热电发电机趋近于经过计算的预设温度;

(c) 第二温度传感器,用于测量周边温度;

(d) 反馈误差信号处理器,与所述热电发电机耦合,并用于产生和输出经过处理的电信号,所述经过处理的电信号基于所述周边温度、所述经过计算的预设温度和所述受测者呼吸温度;以及

(e) 补偿功率控制器,电性耦合于所述反馈误差信号处理器及所述热电发电机,以产生向所述热电发电机输入的补偿电信号,使所述热电发电机趋近于所述经过计算的预设温度,所述预设温度作为周边外部温度和受测者先前的呼吸周期的函数计算,温度设定点要么由先前计算的函数设定,要么通过能够计算温度设定点的查询表来设定。

2. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述反馈误差信号处理器包括温度控制器处理器,用于(1)根据所述周边温度和所述受测者呼吸温度产生所述经过计算的预设温度,和(2)计算所述经过计算的预设温度与所述受测者呼吸温度之间的差值。

3. 根据权利要求2所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述反馈误差信号处理器包括反馈信号处理器,用于对传输的温度控制器处理器信号进行滤波和平滑,并生成所述经过处理的电信号。

4. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述经过处理的电信号代表所述经过计算的预设温度与所述受测者呼吸温度之间的差值。

5. 根据权利要求4所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述反馈误差信号处理器包括反馈信号处理器,用于对在反馈误差信号处理器内产生的信号进行滤波和平滑,所述在反馈误差信号处理器内产生的信号定义所述经过计算的预设温度与所述受测者呼吸温度之间的差值。

6. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述补偿功率控制器包括功率控制器,所述功率控制器与电源及所述反馈误差信号处理器耦合,用于产生所述补偿电信号,所述补偿电信号响应从所述反馈误差信号处理器发送的所述经过处理的电信号。

7. 根据权利要求6所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述功率控制器包括逆变电路,以在受测者呼吸周期的预定时间间隔内反转功率控制器信号,并将所述反转后的功率控制信号发送至所述热电发电机。

8. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述补偿功率控制器包括:

(a) 功率控制器,耦合于功率输入端及所述反馈误差信号处理器,以产生中间补偿信号,所述中间补偿信号响应从所述反馈误差信号处理器发送的所述经过处理的电信号;和

(b) 逆变电路,耦合于所述功率控制器及所述热电发电机,用于反转所述中间补偿信号,并将所述反转信号发送至所述热电发电机。

9. 根据权利要求8所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述逆变电路包括H桥电路。

10. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸监测系统包括蓄热体,耦合于所述热电发电机,以在受测者的呼吸周期的预定时间内从所述热电发电机传导热

量。

11. 根据权利要求10所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述蓄热体是固定耦合于所述热电发电机的块状组件,所述蓄热体由高热导材料组成。

12. 根据权利要求10所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述蓄热体具有从铜、铝和金刚石中选取的构成。

13. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸监测系统包括视觉显示器,电性耦合于所述反馈误差信号处理器,以可视地显示所述经过处理的电信号。

14. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸监测系统包括听觉显示器,电性耦合于所述反馈误差信号处理器,以提供响应所述经过处理的电信号的声音信号。

15. 根据权利要求1所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸监测系统包括呼吸信号恢复处理器,所述呼吸信号恢复处理器与所述反馈误差信号处理器相连,用于处理所述经过处理的电信号,以显示所述经过处理的电信号。

16. 根据权利要求15所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸信号恢复处理器电性连接于一用于可视地显示所述经过处理的电信号的视觉显示器。

17. 根据权利要求15所述的呼吸监测系统,其特征在于:所述呼吸信号恢复处理器电性连接于一用于提供响应所述经过处理的电信号的声音信号的听觉显示器。

18. 一种监测受测者呼吸的方法,包括以下步骤:

(a) 利用第一温度传感器测量受测者呼吸温度,所述第一温度传感器与热电发电机耦合;

(b) 利用第二温度传感器测量周边温度,所述第二温度传感器被设置以测量周边温度;

(c) 在反馈误差信号处理器中计算热电发电机预设温度,所述预设温度作为所述周边外部温度和受测者先前的呼吸周期的函数计算,温度设定点要么由先前计算的函数设定,要么通过能够计算温度设定点的查询表来设定;

(d) 基于所述受测者呼吸温度和所述热电发电机预设温度形成经过处理的电信号;

(e) 在补偿功率控制器中产生补偿电信号,所述补偿功率控制器电性耦合于所述反馈误差信号处理器;

(f) 将所述补偿电信号应用于所述热电发电机;和

(g) 在受测者的多个呼吸周期内不断重复步骤(a)到步骤(f)。

19. 根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述设定所述热电发电机预设温度的步骤包括:在反馈误差信号处理器内的查询表上关联所述受测者呼吸温度和所述周边温度,所述反馈误差信号处理器与所述热电发电机耦合。

20. 根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:在所述设定所述热电发电机预设温度的步骤之后,还包括:在所述反馈误差信号处理器内,从所述热电发电机预设温度中减去所述受测者呼吸温度,以形成所述经过处理的电信号。

21. 根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述形成经过处理的电信号的步骤包括:在温度控制器内,通过计算从所述热电发电机预设温度中减去所述受测者呼吸温度,生成中间反馈误差信号。

22. 根据权利要求21所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述生成中间反馈误

差信号的步骤之后,还包括:在反馈信号处理器中平滑所述中间反馈误差信号。

23.根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述产生所述补偿信号的步骤包括:将所述经过处理的电信号发送至所述补偿功率控制器,以产生中间补偿信号,所述补偿功率控制器与所述反馈误差信号处理器及电源相连。

24.根据权利要求23所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述产生中间补偿信号的步骤之后,还包括:在受测者的一个呼吸周期内的预定时间反转所述中间补偿信号。

25.根据权利要求24所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述反转所述中间补偿信号的步骤包括:在所述补偿功率控制器内,将H电路耦合于电源控制器。

26.根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述形成经过处理的电信号的步骤之后,还包括:处理所述经过处理的电信号,以形成适于视觉感受的信号。

27.根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述方法还包括:将热传导元件连接于所述热电发电机。

28.根据权利要求18所述的监测受测者呼吸的方法,其特征在于:所述方法还包括:显示所述经过处理的电信号。

呼吸监测系统及方法

[0001] 本PCT申请是于2012年7月19日提交至美国专利商标局的,编号13/553,070的美国专利申请的PCT副本,该申请是2010年4月14日提交至美国专利商标局的,编号为12/759,788的专利申请的部分延续案,该编号为12/759,788的专利申请源自于2009年4月17日提交的编号为61/170,594的临时申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及用于监测受测者或患者的呼吸的系统和方法,尤其涉及一种用于监测受测者的呼吸,并在受测者的呼吸参数超过预设参数时提供显示和警报的呼吸监测系统及方法。

[0003] 进一步地,本发明涉及一种用于在户外环境中,基本独立于环境影响地测量受测者的呼吸参数的呼吸监测系统和方法。

[0004] 更进一步地,本发明涉及一种适用于在包围区域内部或外部测量呼吸参数的呼吸监测系统及方法,该包围区域由固定在患者的鼻或口上的罩形成。

[0005] 本发明涉及一种呼吸监测系统和方法,基于维持面罩腔室内部或外部的热电发电机或冷却器的预设温度的概念,该温度独立于户外环境温度。

[0006] 本发明涉及一种呼吸监测系统和方法,能提供充分便携的,特别是适用于在现场使用的监测系统,该现场的患者可能受到损伤,并在将患者带到医院之前(例如在野外受伤,在救护车上或在战场上),在医疗或牙科诊所进行的程序,和在难以与受测者保持语言沟通的极端条件下(在矿井中,在水下,在火中)。

[0007] 本发明涉及一种呼吸监测系统和方法,包括安装在面罩包围物内部或外部的热电发电机,在反馈回路内与反馈误差信号处理器和补偿功率控制器耦合,以使热电发电机趋近于预设温度。

背景技术

[0008] 受测者的脑损伤和/或脑死亡是长时间的窒息(无呼吸)的直接结果,特别是在氧气不足时。当患者昏迷,或者在睡眠中无法呼吸(例如患有阻塞性睡眠呼吸暂停综合征)时,诊断出窒息或肺换气不足(呼吸率降低)至关重要。

[0009] 在窒息发生前通过监测患者的呼吸频率和/或呼吸音量确认肺换气不足,能在患者缺氧之前给出时间进行干预以刺激呼吸,解除气道梗阻,并恢复有效呼吸。缺氧缺血性脑损伤(Hypoxic-ischemic brain damage)可能是由呼吸不足或失去呼吸引起的,如果不在发展的早期进行扭转,可能会导致脑损伤和死亡。已有很多因未能充分监测呼吸而导致的人间悲剧。

[0010] 通常,通过测量呼气空气中的二氧化碳部分的压力,可以连续且无创伤地监控呼吸率。然而,二氧化碳的测量不直接随呼吸量改变,只根据速率变化。现有技术中未有便携、一次性且便宜的二氧化碳检测器。

[0011] 换气也可以通过在手术室和睡眠实验室采用复杂的监视器,检查胸部和胸腔的位

移来测量。然而,这种监视器使用中不可移动,不便携,也很笨重,通常既昂贵又不能广泛使用。

[0012] 如今,人们一般不认为存在任何不在患者气道上使用某种仪器,能提供非侵入性/便携式的测量患者的换气的设备。

[0013] 这种监测系统需要对医院的患者和其他在医院外、在医生办公室和在社区(消防员,矿工和武装力量)的患者检测是否存在呼吸,测量呼吸率和估算呼吸量。

[0014] 另外,这种呼吸监视器的性能的限制,必须解决可能出现在医疗机构外,在沙漠中,火灾和矿山中的创伤。因此,该设备在应用于罩在患者面部的包围物或面罩的内部或外部时,以及在周边温度出现升高或降低时,必须是有效的。这种在当地环境中的温度变化会限制监视器的性能,该性能必须得到补偿。所以,有必要提供一种一致而可靠地监测呼吸,独立于周边温度的系统。

[0015] 现有技术

[0016] 在一些在先技术的患者呼吸监测系统中,例如美国专利号5,069,222所公开的,呼吸监测包括利用热敏电阻来产生代表患者呼吸温度的电信号。然而,这些在先技术的系统不能考虑到周边环境温度对所述产生的电信号的影响,且有可能在周边温度与呼吸温度相似时,或在周边温度快速变化处,导致错误的监测状态。

[0017] 其他在先技术的监测患者呼吸的系统,例如美国专利编号5,190,048公开了对齐患者鼻腔通道,并安装在气流传感器组件中的热敏电阻。然而,这种在先技术的系统仅仅依靠来自热敏电阻的信号来监测病人的呼吸温度。这种在先技术系统不具有反馈回路,反馈回路能使热电发电机趋近于预设温度,以从根本上将监测系统从外部变化参数隔离开来。

[0018] 其他在先技术的监测患者呼吸的系统,例如美国专利编号6,165,133公开了将热敏电阻插入或设置在患者的鼻腔附近。这种系统没有任何用于解决变化的环境热参数的问题的机制。

[0019] 其他在先技术的监测患者呼吸的系统,例如美国专利编号6,272,933公开了在监测系统中利用热敏电阻技术。然而,这种在先技术的系统既没有标明,也没有描述对快速变化的环境参数问题,和在周边环境温度与患者的呼吸温度相近时获取可靠呼吸信号的问题有启示的系统和方法。

发明内容

[0020] 本发明旨在提供一种用于监测患者呼吸的呼吸监测系统。传感器可设置在面罩、鼻罩或单纯地靠近受测者的鼻孔。第一温度传感器位于该传感器内,且第一温度传感器与热电发电机耦合。该热电发电机生成代表患者呼吸温度的第一电压信号,该第一电压信号基于预设温度和患者呼吸预设周期内的患者呼吸温度。该热电发电机被驱动,以在患者呼吸的预定周期内趋近于预设温度。反馈误差信号处理器通过补偿功率控制器与该热电发电机相连,该反馈误差信号处理器产生经过处理的电信号,该经过处理的电信号响应测得的患者呼吸与预设温度之间的差值。

[0021] 反馈误差信号处理器对预设温度与患者呼吸温度之间的差值进行处理,以向补偿功率控制器提供信号,继而向热电发电机插入预设电压,以使热电发电机趋近于预设温度。

[0022] 本发明的目的是提供一种用于监视受测者呼吸的呼吸监测系统,患者呼吸可以是

在由罩在患者的口、鼻和/或脸上的面罩形成的腔室内,也可以在靠近口或鼻处,无需腔室。

[0023] 本发明的进一步的目的是从热电发电机提供反馈回路,以使热电发电机在患者呼吸的预设周期内监测患者呼吸时,趋近于预设温度。

[0024] 本发明的进一步的目的是提供一种基本独立于变化的户外环境温度来进行操作的呼吸监测系统,以提供对患者呼吸的精确监测。

[0025] 本发明的更进一步的目的是提供一种呼吸监测系统,包括用于获取周边环境温度,并在对预设温度和受测者呼吸温度进行操作以传送响应差值的信号之后,计算预设温度的温度控制器处理器。

[0026] 本发明的进一步的目的是提供一种呼吸监测系统和方法,能根据受测者呼吸与预设温度之间的差值进行操作,提供经过整形和平滑的信号,插入功率控制器,以控制发送到热电发电机的信号,使热电发电机在整个监测时段内维持在预设温度。

[0027] 本发明的更进一步的目的是提供一种包括反馈回路的呼吸系统,该系统包括热电发电机、温度控制器处理器和功率控制器,以使热电发电机趋近于基本独立于外部参数的预设温度。

附图说明

[0028] 图1为整体透视图,部分为模块信息,显示戴有面罩的受测者和系统的相关元件;

[0029] 图2为呼吸监测系统的方框图,用于显示监测系统的组件;

[0030] 图3为呼吸监测系统的方框图,显示蓄热体贴附于热电发电机;以及

[0031] 图4为用于监测受测者呼吸的方法的方框图,显示与呼吸监测系统相关的反馈回路步骤。

具体实施方式

[0032] 如图1-4所示,呼吸监测系统10通过包围物14监测受测者12的呼吸。包围物14可以是面罩状的设备14,大致覆盖患者12的鼻和口。面罩设备或包围物14通过柔性带子或一些其他的系扣件固定在患者12身上,系扣件在本发明中不重要,只要面罩14能够保持紧贴患者12的皮肤,以保证受测者的大部分呼吸能穿过包围物14。或者,温度传感器18可以安装在靠近受测者12的鼻孔处,下面会进一步描述。

[0033] 呼吸监测系统10是高度便携设备,可以在手术室中使用,但尤其适用于在没有完整的医院手术室能力和设备的户外场所中,监测受测者12的呼吸。这种系统可以用于医疗人员遇到的不同环境,其中系统10能够不费力地在短时间内从一个区域运送到另一个区域,或作为如救护车、消防队员和矿工的户外医疗保健系统。

[0034] 特别重要的是,呼吸监测系统10适用于变化的外部周边环境,能够用于较宽温度范围的周边外部温度和快速的温度变化。

[0035] 在整体的概念上,呼吸监测系统10揭示了一种呼吸系统,该系统用于大体上独立于外部周边温度地进行监测,并确定受测者呼吸周期的呼吸参数,这些参数能高精度地确定受测者12的情况。

[0036] 呼吸监测系统10被设置为反馈回路,表现为如图2和图3所示的反馈回路方框60,能够在呼吸监测过程中,把外部周边温度环境的影响降到最低。为了克服变化的周边环境

引起的问题,监测系统10被构造为由面罩14到反馈误差信号处理器98的反馈回路,包括温度控制器处理器22,总体参数信号从温度控制器处理器22反馈到面罩14内的其他运行机构。

[0037] 在一个实施例中,不使用面罩14,温度传感器18直接与热电发电机16相连,热电发电机16上设有用于监测系统10的反馈回路,以向反馈误差信号处理器98和补偿功率控制器100提供信号,反馈误差信号处理器98和补偿功率控制器100依次与热电发电机16电性耦合。

[0038] 在整体的概念上,温度设定点或者预设温度(T_{sp})是基于外部周边温度和从面罩14内受测者12的呼气或温度传感器18感测得到的温度来计算并确定的。根据面罩14内测得的温度或温度传感器18感测到的温度和户外环境温度的函数的差值执行操作。如果户外环境温度与患者的呼吸温度相近,则包围物或面罩14测得的温度或温度传感器18感测到的温度和周边温度之间的差值信号会很小,而且有可能被噪音或计算过程中的其他外部因素覆盖,造成低信噪比。

[0039] 因此,温度设定点或预设温度作为周边外部温度和受测者12先前的呼吸周期的函数计算,且温度设定点要么基于先前计算的函数设定,要么通过能够计算温度设定点的查询表来设定,函数或者查询表是本发明的概念的重点,其中温度设定点计算之间的差是一个值,用特定呼吸周期内的温度设定点减去由包围物14或温度传感器18测得的温度,提供了易读的所得信号,且基本上无需考虑噪音。

[0040] 如图1-4所示,一实施例的呼吸监测系统10中,包围物或面罩14适当地连接于受测者12,并围起受测者12的呼吸区域,包括受测者12口和/或鼻。在监测过程中,受测者12的呼吸的吸气和呼气周期得到监测。

[0041] 热电发电机16被设置在由包围物或面罩14形成的腔室内,用于基于包含在热电发电机16中的半导体的温度差生成信号。热电发电机16设置在包围物14内,以使受测者呼吸可直接影响贴附于热电发电机16上的第一温度传感器18。

[0042] 热电发电机16利用珀耳帖效应,在两种不同材料之间的连接处产生热流。实质上,这是一种固态主动式热泵,将热量从设备的一侧传到另一侧,根据电流的方向附带有电能消耗。这种珀耳帖设备是热泵,且当直流电流过时,热量从一侧传向另一侧。因此,这周设备可以用于加热/冷却,且在这个例子中,被用作热传输机制,进行加热或冷却。施加于热电发电机16的电压提供了产生于相对两端的温度差。热电发电机16也可以构造成许多形状,以适应不同的应用,且在所述的本系统中,被构造成可安装在面罩14内的尺寸。热电发电机16可以是很多现有流通商品中的一种,在系统10中特别地被构造为可插入面罩或包围物14的腔室中或者能设置于受测者12的鼻腔通道内的尺寸。

[0043] 作为示例,热电发电机或热电冷却器16可以是单级热电冷却器,也可以是可从TEC微型系统公司(TEC Microsystems GmbH)购买到的,特别是型号DX51000EM1,编号0171-0172,已被用于制造呼吸监测系统10。

[0044] 热敏电阻或第一温度传感器18通过利用某种标准热环氧树脂或其他本领域技术人员熟知的热传导方式,直接安装于热电发电机或热电冷却器16。该热敏电阻或第一温度传感器18可以直接与热电发电机16接触,以产生第一电压信号或患者呼吸电信号,该电信号响应通过热电发电机16的温度变化,受测者呼吸电信号被通过第一信号线20发送至反馈

误差信号处理器98。反馈误差信号处理器98包括下面将描述的温度控制器处理器22和反馈信号处理器30。

[0045] 第二热敏电阻或第二温度传感器24用于提供在第二电压信号线26上第二电压信号,安装在包围物或面罩14的外部或充分远离受测者12,以提供周边外部温度的准确表示。第一和第二电压信号二者都嵌入于反馈误差信号处理器98的温度控制器传感器22,如图1-3所示。然而,如前所述,有第二温度传感器24测量的周边温度可能与在面罩14内或靠近受测者12呼吸处的第一温度感测器18测得的温度相近。下面的段落详细记述反馈误差信号处理器98和温度控制器传感器22的操作,以获取从第一信号线20传来的信号和从第二信号线26传来的信号的差分信号,从第一信号线20传来的信号和从第二信号线26传来的信号分别与第一温度传感器18和第二温度传感器24测得的温度相关。

[0046] 如前所述,第二温度传感器24测得的温度和第一温度传感器18测得的温度可能相近,或者周边温度可能快速变化。这会影响到从第一信号线20传来的信号与从第二信号线26传来的信号之间的差值的获得,因为电压信号的变化很小,且在周边温度与患者呼吸接近时,有可能被任何噪音或任何其他不期望的信号随机扰动覆盖。当周边温度快速变化时,从第一信号线20传来的信号与从第二信号线26传来的信号之间的差值有可能导致对患者呼吸参数状况的错误结论。

[0047] 为了避免这个问题,申请人发现,当包围物14内的温度或受测者呼吸处附近的温度与周边温度非常接近时,根据第一温度传感器18和第二温度传感器24的信号的差值的操作应该被调整,以基于更大差分信号进行操作。因此,申请人的呼吸系统10基于温度设定点(T_{sp})进行操作,温度设定点(T_{sp})通过查询表或作为一个呼吸周期内的第一温度传感器18和第二温度传感器24的温度的函数来计算。通过这种方式,发送至反馈误差信号处理器98,特别发送到温度控制器处理器22的信号,与在线26上从第二温度传感器24发送至温度控制器22的信号之间的信号差值是基于第一温度传感器18的温度和该温度设定点的。

[0048] 如前所述,第一和第二温度传感器18和24二者都可以是热敏电阻,然而,其他类型的可购买的传感器也可以应用在本系统10中。第一温度传感器18被设置以测量患者12的呼吸(T_m)温度。第一温度传感器18位于包围物14内或靠近受测者的呼吸处,而第二温度传感器24位于外部,以测量患者身边的外部周边温度(T_a)。系统10用于寻找热电发电机16和预设温度 T_{sp} 的热平衡。预设温度是可变的设定点,可以被调整,以将热电发电机16的表面温度维持在较为接近外部周边环境的温度,但从中补偿,以在 $|T_m - T_{sp}|$ 中提供充分的差值,该差值会产生来自反馈误差信号处理器98的电压信号,具有足够的值以基于该值进行准确的操作。

[0049] 通过如图2和图3所示的反馈回路方框60内的反馈回路达到热平衡,被热电发电机16感测的温度被发送至温度控制器处理器22,继而发送至反馈信号处理器30,通过功率控制器34,接着返回热电发电机16。通过这种方式,热电发电机16对表面温度的感测不断地受呼吸温度的影响,并根据温度设定点被监测,其中热电发电机16不断地驱动向适当的温度设定点。

[0050] 在整体的概念上,反馈误差信号处理器98与反馈回路内的补偿功率控制器100和热电发电机16相连,用于引起冷却或加热。该反馈回路可以根据特定的环境需求,设置成模拟比例控制器或比例积分微分(Proportional-Integral-Differential,PID)控制器。

[0051] 用于提取患者12的呼吸参数的温度值与预设温度(T_{sp})密切相关,该值可计算且通常稍微偏离温度监测设备10附近的周边温度(T_a)。随着人的发电机16附近的周边温度的改变,预设温度(T_{sp})的值可被调整。然而,在某些情况下,周边温度(T_a)预计会与呼气气体温度明显不同,预设温度(T_{sp})的值来自第二温度传感器24的测量。

[0052] 热电发电机16与第一温度传感器18相连,以在患者呼吸的预设周期中,根据预设温度(T_{sp}),在第一电压信号线20上生成第一电压信号。患者呼吸周期由患者呼吸的吸气和呼气决定。热电发电机16用于在患者的吸气周期内不断的趋近于预设温度(T_{sp})。当患者呼气时,患者在热传感器18和热电发电机16上吹气,并引起热电发电机16上的温度差,该温度差有第一温度传感器18测得。

[0053] 通过这种方式,温度控制器处理器22被编制,以通过利用调整到温度设定点的线20上的第一信号和经过线26的第二信号,基于预定时间来确定多种患者12的呼吸气体温度。温度控制器传感器22可以被编制,以分析多种呼吸气体温度,也可以用于确定周期 $T_m(t)_{max}$ 内的最大呼吸气体温度。类似地,也可以计算出周期 $T_m(t)_{min}$ 内的最小呼吸气体温度。时间间隔可以是对应呼吸时段的患者吸气/呼气周期。

[0054] 在呼吸时段内,温度控制器传感器22被用于提供最大和最小呼吸气体温度,处理器22能计算最大和最小呼吸气体温度之差,以及临界温度 ΔT_m ,其中临界温度 ΔT_m 代表差值,低于该值表明患者的呼吸周期可能出现问题。

[0055] 无论如何,温度控制器处理器22生成代表预设温度 T_{sp} 与耦合于热电发电机16的第一温度传感器18测得的温度之间的差值的误差电压。基本上温度控制器22可以是在先技术中公知的减法电路,用于减去第一温度传感器18感测的温度和温度设定点,在中间反馈误差信号线28上发出来自温度控制器处理器22的中间反馈误差信号。

[0056] 该中间反馈误差信号时温度控制器处理器22发出的第三个信号,在第三输出信号线28上,进入反馈信号处理器30。温度控制器测量22包括处理器内存,处理器内存可能包括查询表,查询表上有用于提供作为周边温度的函数的温度设定点的预设温度值。周边温度值,偏置温度值,或者两个值都可以作为输入标准来从表中识别基于使用的输入标准的预设温度值。

[0057] 第一和第二温度传感器18和24是热敏电阻,由于温度引起的热敏电阻18内的电阻器的阻值变化,第一温度传感器18生成的信号会随热敏电阻的电压或电流改变。在一段时间 $T_m(t)$ 内,多种呼吸气体温度可以被确定,从而,如前所述,在一定的时间间隔内,在离散时间点上的温度可用来确定最大呼吸气体的温度。

[0058] 温度控制器传感器22可以是比例积分微分控制器(PID控制器),计算误差值,误差值为测量的过程变量与设定点之间的差值。在本申请中,温度设定点可以从查询表中获得,该查询表基于第二周边第二温度传感器24和温度控制器处理器22。设定点温度与来自热传感器18的温度电压信号之间的差值被计算,以提供中间反馈误差信号或第三信号,信号从温度控制器处理器22输出到线28上,代表第一输入信号与温度设定点之间的差值。

[0059] 来自第一温度传感器18的第一信号与预设温度之间的温度差或误差信号被发送至反馈信号处理器30,用于通过标准过滤和/或波形整形来执行误差信号整形,以控制应用于补偿功率控制器100的误差信号的数量,补偿功率控制器100包括功率控制器34。反馈信号处理器30能够计算特定操作参数,以提取无失真的完整的时间呼吸信号。这种滤波电路

是本领域技术人员熟知的。反馈信号处理器30可能包含算法,用于以提前预测的方式,根据先前测量值调整其操作。

[0060] 被发送到温度控制器处理器22的信号通常是模拟信号。在温度控制器传感器22中,有模数转换器(Analog to Digital,A/D),提供用于从第三或中间反馈误差信号线28发送至反馈信号处理器30的数字信号。由于其性质,从模拟信号到数字信号的转换会造成杂散信号,这些信号后续会在反馈信号处理器30中进行平滑和滤波。

[0061] 可替代地,模数转换器可以设于反馈信号处理器30内,第三线28上的模拟信号被反馈信号处理器30处理成数字信号。随后,反馈信号处理器30内的信号被平滑和滤波,经发送至补偿功率控制器100。

[0062] 受测者12的呼吸状态通过在大量误差信号中比对变量来确定,误差信号有温度控制器处理器22产生,并在任意呼吸周期内由反馈信号处理器30平滑和/或滤波。根据第二温度传感器24感测到的周边温度,用于比对受测者呼吸的预设温度可以随周边温度的改变而修改。当周边温度改变时,温度控制器处理器22可以通过内嵌的逻辑或查询对照表来补偿这种改变。查询表可以是针对可能被使用的面罩或包围物12,患者12的年龄或种类,或其他能正确评估受测者呼吸状态的信息的一个特定类型。

[0063] 反馈信号处理器30被编制,以从经过线28的来自温度控制器传感器22的第三信号获取信息,且可以用于确定特定患者12的正常呼吸的限制。在一方面,反馈信号处理器30可以被编制,以通过线28上的由温度控制器22输出的第三信号来计算呼吸率和潮气量。

[0064] 在反馈信号处理器30内由此产生的平滑和/或过滤信号继而被输出,作为第四或经过处理的电信号,从第四信号线32输入到补偿功率控制器100的功率控制器34中。

[0065] 功率控制器34可以是标准的电源控制器,接收由反馈误差信号处理器98的组件生成的,经过处理的电信号。功率控制器34与标准电源102相连,其中电信号通过线104插入功率控制器34。功率控制器34生成线36上的第五或中间补偿信号,该信号用于在患者呼吸的预设周期内维持热电发电机16内的预设温度。

[0066] 中间补偿信号从功率控制器34输出,并经过第五信号输入线36,到达逆变电路38,逆变电路38用于反转第一温度传感器18产生的信号的周期。由于患者在热电发电机16上呼吸,热电发电机16产生热量,该热量由第一温度传感器18测得。第一信号通过线20,和由第二温度传感器24感测的周边温度一起送入温度控制器处理器22。在温度控制器传感器22内,设定点温度被根据查询表进行计算,查询表基于周边温度和第一温度传感器18测得的温度之间的温度差。

[0067] 响应从线32输入的第四信号,功率控制器34生成电流以加热或冷却热电发电机16。逆变器38在线40上输出信号,以加热/冷却热电发电机16。

[0068] 通过这种方式,在热电发电机16、温度控制器测量22、反馈信号处理器30、功率控制器34和转换器38之间形成反馈回路,以提供持续更新的病人的呼吸状态。

[0069] 在经过处理的电信号在反馈信号处理器30内生成后,经过处理的电信号可以从线42插入呼吸信号恢复处理器44。呼吸信号恢复处理器44是波形整形系统,用于使患者12的呼吸状态可读。呼吸信号恢复处理器44可以包括整形算法,该算法基于从很多临床研究中整理出来的查询表。呼吸信号恢复处理器44产生一套基于呼吸的波形,该波形可以被分析,以在本领域中公知的某种类型的显示器50上比对和计算患者的实际呼吸状态。

[0070] 由呼吸信号恢复处理器44提供的波形整形包的输出经过线46发送至显示器50,显示器50可以包括数模转换器,该数模转换器允许直接模拟输出,并可以发送到图表记录器、电脑屏幕,或一些类似的读出设备以进行显示。

[0071] 显示器50可以包括报警器、其他听觉或视觉警示设备,在确定患者的呼吸状态低于或高于预设值时,将患者的呼吸状态公开。通过使用已知的可用内存或存储设备,档案库存储器可以实现车载呼吸恢复处理器44。

[0072] 补偿功率控制器100包括功率控制器34和逆变电路38,但在某些示例中,也可以想到功率控制器34和逆变电路38都可以是单个模块的一部分。

[0073] 逆变器38可以是H桥设备,对输入热电发电机16以进行加热或冷却的电源的极性进行转换。逆变器38也可以是双极型运算放大器,其输出零交叉点处摆动而不引入噪声,是典型的脉冲宽度调制(Pulse-Width Modulation,PWM)技术,或在物理上转换H桥的极性。

[0074] 在图3所示的实施例中,蓄热体52固定于热电发电机16,用于在患者呼吸周期的预定时间间隔内,从热电发电机传出热量。蓄热体52可以由一个或多个类型的导热性组合物构成,例如铜、铝、金刚石、金和相关组合物。在优选的实施例中,蓄热体52接触地安装在热电发电机16上,以提供阻力最小的热输送路径。

[0075] 蓄热体52基本上可以是精确尺寸的块或片,由热传导材料构成,并提供快速热传递机制,以使热电发电机在呼吸周期内快速恢复到预设温度。

[0076] 如图4所示,图4为一种监测包围物14内的患者12的呼吸的方法。整体的反馈回路过程和方法从方框54开始,其中患者12在热电发电机16上呼吸。第一温度传感器18生成并发出前文提到的第一信号,线56上的逻辑流到达方框60,此处温度设定点在反馈误差信号处理器98内被计算,该逻辑流由方框58内的第二温度传感器24插入方框60。第二温度传感器24测量环境的周边外部温度。在方框60内,反馈误差信号处理器98中的温度控制器处理器22基于方框58中测得的周边温度和方框54中的患者呼吸温度来计算温度设定点。接着,信息通过线62传送至方框64,其中温度控制器处理器22计算方框54感测到的呼吸温度与方框60中计算的温度设定点之间的差值。呼吸温度与温度设定点的差值通过线66发送至方框68,方框68将线66上的模拟信号转换成数字信号。

[0077] 一旦代表患者呼吸温度和温度设定点的差值的模数信号被转换,信息就从线70传送至方框72,信息可在用于对数字信号进行平滑和滤波的反馈信号处理器30中被整合。可替代地,方框68代表的模数信号的转换可以是方框72的一部分,反馈信号处理器30在方框72中转换模数信号。

[0078] 经过平滑和滤波的信号通过线84,代表上述的第四信号线32。信息传送至功率控制方框76,基于离开方框72的信号的差值生成功率。功率在线78上被插入H桥方框80。需要理解的是,方框80可以作为整个系统的一部分结合在功率控制方框76中。在任何情况下,信号接着从线82返回热电发电机16,热电发电机16在图4中以方框54表示。

[0079] 通过这种方式,提供了一种在反馈回路系统中监测患者12的呼吸的方法,基本上提供了独立于户外环境的呼吸参数。

[0080] 回到方框72的经过滤波和平滑的信号,该信号通过线84进一步被发送至信号恢复方框86,以做可能需要读取的信号恢复的准备。线88上的从信号恢复方框86发出的信号要么被插入视觉显示器90,视觉显示器90类似显示系统50。或者,线88上的经过恢复的信号也

可以类似地插入方框92代表的音频读出显示器,或在必须采取必要措施时,进入报警方框94。需要理解的是,如图1-3和前文所述,信息方框90、92和94都可以结合在一个标准显示系统50内。

[0081] 这些计算用于导出与设定点温度 T_{sp} 相关的呼吸特性,设定点温度 T_{sp} 为一个与接近热电发电机16的温度的期望温度密切相关的值,但稍微区别于期望的呼气气体温度。随着靠近热电发电机16的周边温度的改变, T_{sp} 的值也会被调整。遇到期望的周边温度与呼气气体温度区别很大的情况,其值可以从专用热敏电阻的测量导出。 $T_m(\tau)$ 是可从热电发电机16连续获取的值。这些值根据每个预定时间 Δt 排列,该预定时间 Δt 比期望的呼吸周期短很多。因此, $\tau = t / \Delta t$,其中, t 是从监测操作开始的以秒为单位的时间。 Δt 的典型值是0.1秒。 $T_m(\tau)$ 值被存储在称为 T_m 的数组内。为了修正数据流中的任何可能的“噪音”,可以采用一个简单的平滑算法,例如所谓的串脉冲算法(Box-Car algorithm),其中每次读取的值与前 n 个值和后 n 个值平均,“ n ”是一个较小的数,通常为1-5。该修正数组称为 $T_{mc}(\tau)$,

$$[0082] \quad T_{mc}(\tau) = \frac{1}{2n+1} \sum_{\tau-n}^{\tau+n} T_m(\tau) \quad (1)$$

[0083] 因为 T_{mc} 的值基于前 n 个 T_m 和后 n 个 T_m 的值,其量级与 T_m 数组相同,但由于要获取 $n+1$ 值而在时间上有延迟。一个呼吸周期内的最大值 $\text{Max}T_{mc}(\tau)$ 和最小值 $\text{Min}T_{mc}(\tau)$ 都由算法导出,该算法分别在前后“ m ”个 $T_{mc}(\tau)$ 值内搜索最大值和最小值,其中“ m ”典型地约为5-10。

[0084] 因为 $\text{Max}T_{mc}(\tau)$ 和 $\text{Min}T_{mc}(\tau)$ 的值基于前“ m ”个和后“ m ”个的 $T_{mc}(\tau)$ 值,它们的量级都与 T_{mc} 数组同样,但有 $m+1$ 值的延迟。

[0085] $\text{Max}T_{mc}(\tau)$ 的值存储于 $\text{Max}T_{mc}(2, j)$ 矩阵,其中 $j=1, k$,且 k 是一个很大的数。导出的 $\text{Max}T_{mc}(\tau)$ 的值存储于 $\text{Max}T_{mc}(1, j)$ 位置,对应的 τ 存储在 $\text{Max}T_{mc}(2, j)$ 位置。类似地, $\text{Min}T_{mc}(\tau)$ 的值存储于 $\text{Min}T_{mc}(2, j)$ 矩阵,其中 $j=1, k$,且 k 是一个很大的数。导出的 $\text{Min}T_{mc}(\tau)$ 的值存储于 $\text{Max}T_{mc}(1, j)$ 位置,对应的 τ 存储在 $\text{Max}T_{mc}(2, j)$ 位置。

[0086] 利用 $\text{Max}T_{mc}$ 和 $\text{Min}T_{mc}$ 的值,可以导出与每分钟的最大值和最小值对应的呼吸率。

[0087] 根据少数周期平均的连续 $\text{Max}T_{mc}(1, j)$ 与 $\text{Min}T_{mc}(1, j)$ 之间的差值,提供了受测者呼吸状况的表征和潮气量(呼吸大小)的估值。在具有数据显示能力的系统中,数组 T_{mc} 、 $\text{Max}T_{mc}$ 和 $\text{Min}T_{mc}$ 可以在显示器50上显示。

[0088] 在某些实施例中,代替查询表,基于FPGA的设备可以被编制以用一些方式进行操作。这些方式将会被设计以指示满足特定群体的患者的呼吸率。如果操作者(医生、护士或技师)认为患者的呼吸模式符合要求,他/她会选择期望的操作模式,并指示该设备使用那些数据作为基准线。另一方面,如果操作者(医生、护士或技师)认为患者的呼吸模式不符合要求,他/她会根据存储的患者年龄、体重数据选择期望的操作模式和呼吸机。(可以通过按下按钮来选择期望的操作模式。)偏离基准线超过预定数量能使报警器响起。

[0089] 在这种设备中,可以编制微计算机以将从相关表格获得的 $T_{mc}(\tau)$ 的阈值与 $T_{mc}(\tau)$ 的实时计算值进行比对。如果阈值超过计算值,则可听的报警器会被激活,以提醒医护人员问题出现。此外,阈值与计算值之间的差值可以由微处理器用来确定应该采用哪种组合的LED。

[0090] 本发明可以用于创造一种设备,该设备成本低,便携,连续而可靠。进一步地,本发明可以实施为重量轻的设备。同时,根据本发明的小型手持设备可以使用内部电池进行操

作,也可以使用经批准的电源适配器。这些特征允许临时运输和操作,也扩展了必要时的个体操作。此外,还可包括存储设备。存储设备能提取和存储关于患者呼吸的信息。随后,存储器里的信息可以被获取、下载和分析。

[0091] 另外,这个设备可以被装备,以将所得到的呼吸数据传送到数据处理计算机,为医务人员提供了额外的增强功能。处理计算机可以存储用于后续分析的数据,提供原始数据和经过处理的数据的长期趋势图,并利用强大的视觉显示,例如图片,图表和LED以协助长期研究或实时监控。

[0092] 现在可知,根据本发明的设备是可用于检测呼吸暂停和缺氧的有力工具。

[0093] 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本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,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。例如,功能相同的元件或程序可以替代附图和说明书中特别表现的元件或程序,特定特征可以独立于其他特征使用,在特定情况下,元件或程序的特定位置可以颠倒或插入,全都不脱离本发明构思,属于本发明的保护范围。

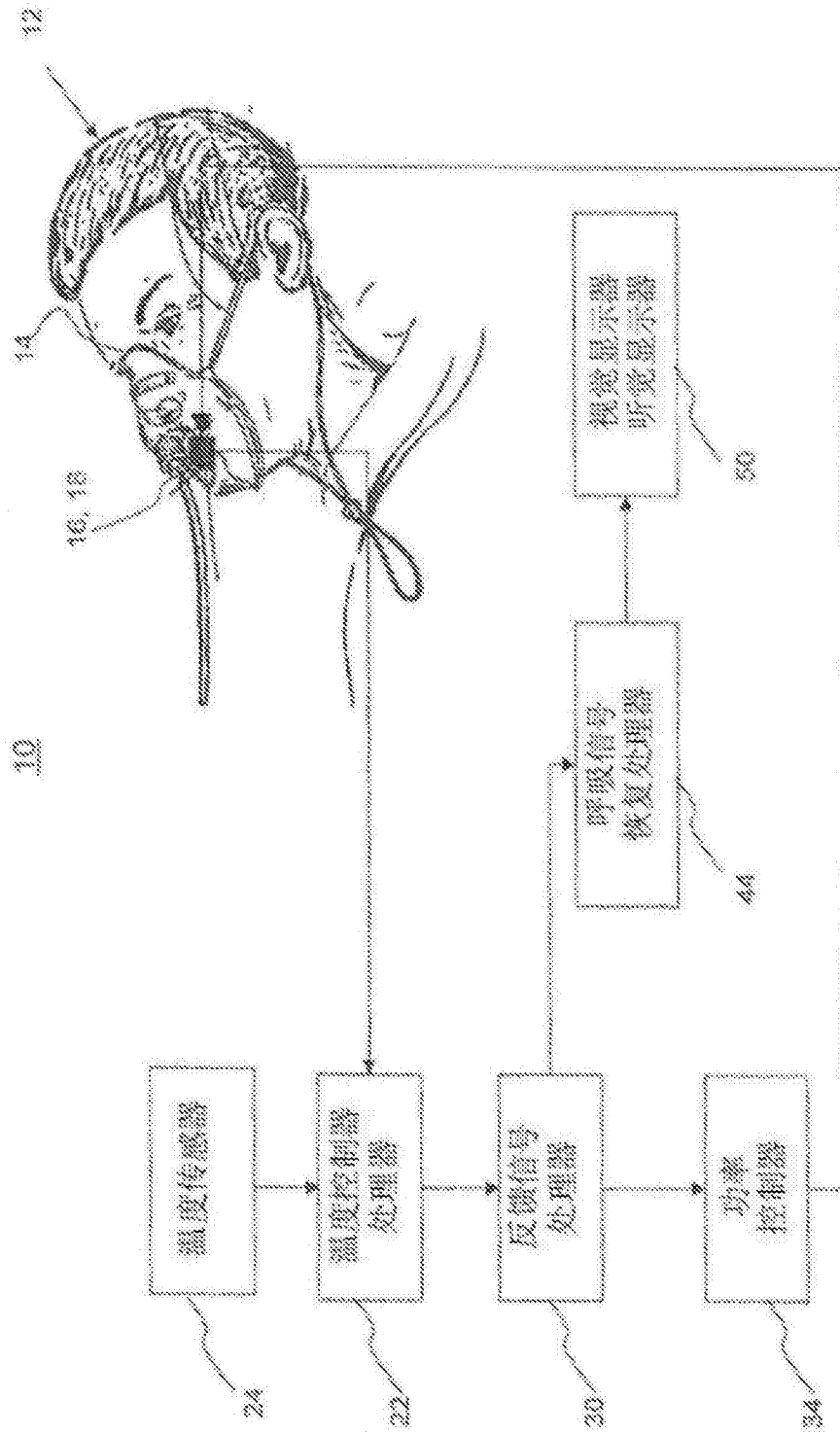


图1

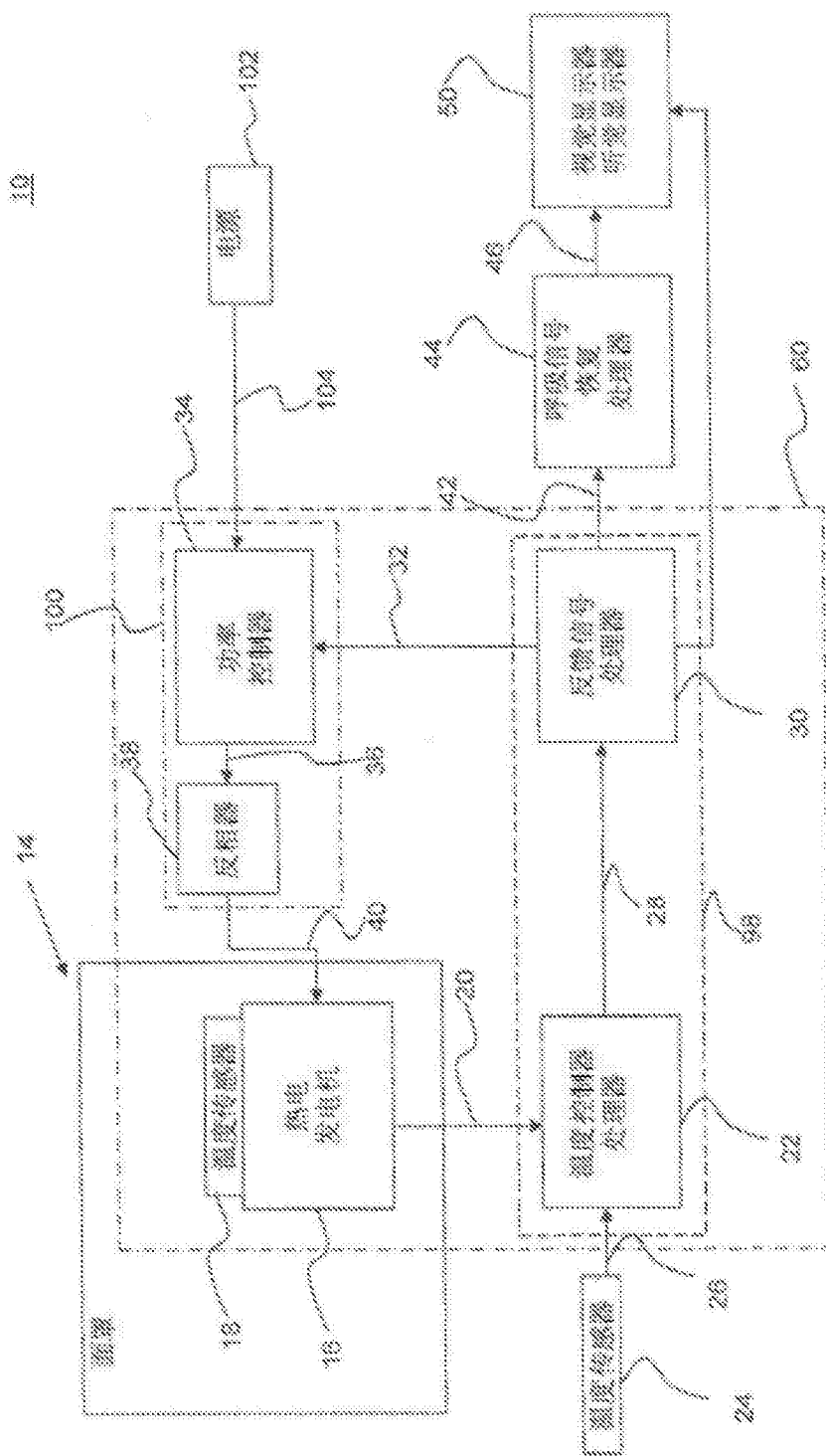


图2

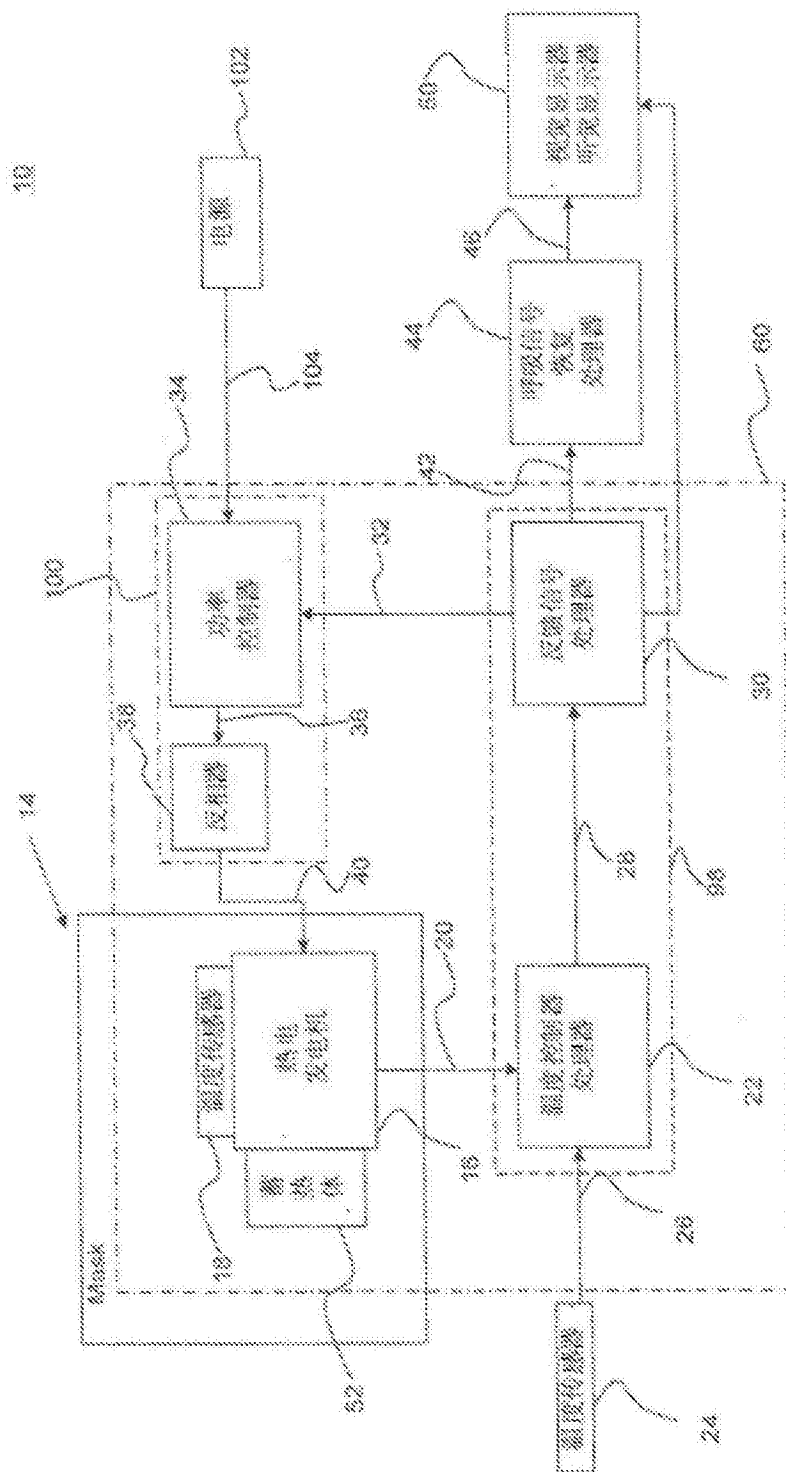


图3

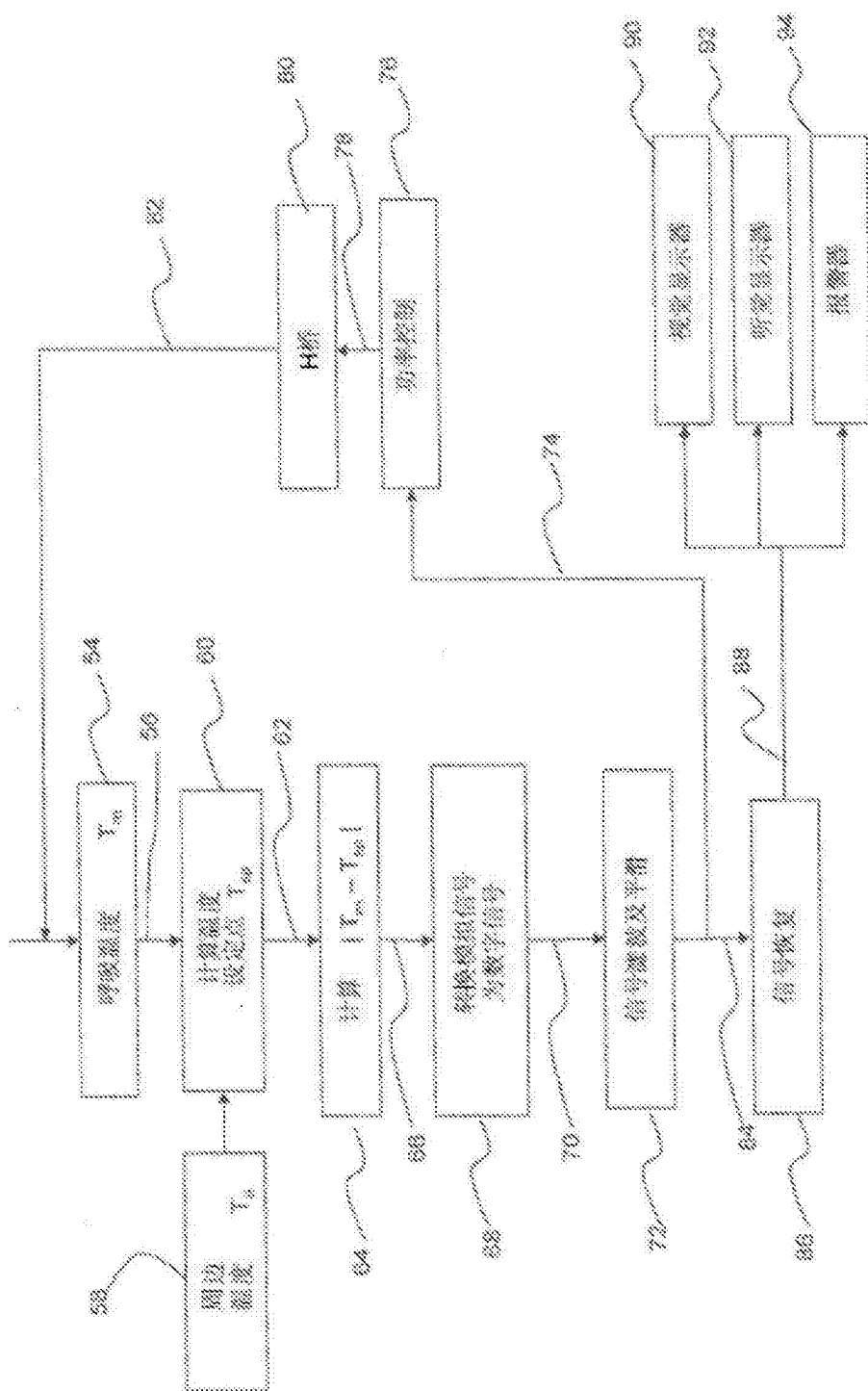


图 4