



(10) 授权公告号 CN 103402426 B

(21) 申请号 201280010042.2

(22) 申请日 2012.02.22

(30) 优先权数据

61/445, 192 2011. 02. 22 US

61/576, 907 2011. 12. 16 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/050807 2012. 02. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/114286 EN 2012. 08. 30

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 S·巴巴埃萨德赫 E·黑尔芬拜因

D·巴特勒 S·H·周

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51) Int. Cl.

A61B 5/083(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1279599 A , 2001. 01. 10,

CN 2435050 Y , 2001. 06. 20.

WO 2010/052608 A1 , 2010. 05. 14.

陈英杰等. 心肺复苏期间潮气末二氧化碳 (PetCO₂) 监测及临床意义. 《河北医学》. 2004, 第 10 卷 (第 1 期),

张文媛. 呼气末二氧化碳分压监测在心肺复苏中的应用现状. 《临床护理杂志》. 2009, 第 8 卷 (第 1 期),

审查员 郑亮

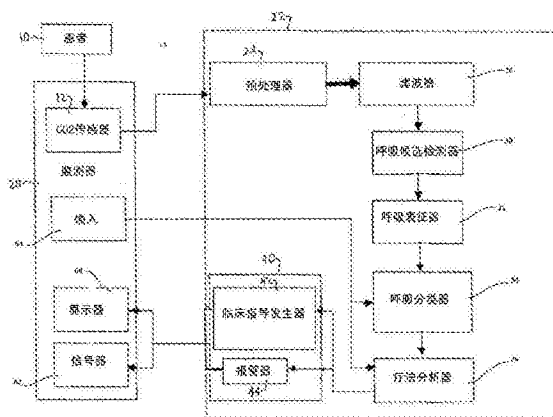
权利要求书1页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

用于自动诊断患者状况的二氧化碳图系统

(57) 摘要

一种改进的医疗二氧化碳图系统(22)自动确定疗法对潜在的患者的效果。该系统能够利用实施疗法分析算法(336)的疗法分析器(36),确定适当气管内导管或高级气道放置、CPR 的有效性以及自主循环恢复(ROSC)的出现或自主循环的损失。可以在独立于平台的硬件或软件中实施该系统。



1. 一种二氧化碳 (CO₂) 监测系统 (14), 用于供经受插管、高级气道放置、心肺复苏 (CPR) 或通气疗法的患者使用, 其包括:

CO₂ 传感器 (12), 其从患者接收呼吸气体并感测所述气体的 CO₂ 含量, 以产生 CO₂ 测量信号;

预处理器 (24), 其将所述 CO₂ 测量信号数字化并存储为 CO₂ 信号流;

呼吸候选检测器 (30), 其响应于所述 CO₂ 信号流, 识别多个呼吸候选;

呼吸表征器 (32), 其针对每个呼吸候选确定潮气末 CO₂ 值;

呼吸分类器 (34), 其基于所述呼吸候选潮气末 CO₂ 值, 将每个呼吸候选分类为真实呼吸或者作为外部 CPR 按压的结果而产生的 CPR 伪迹, 并且其中, 所述呼吸分类器 (34) 分析所述呼吸候选并将真实呼吸与 CPR 伪迹分离;

疗法分析器 (36), 其响应于来自所述呼吸分类器的多个真实呼吸, 确定患者疗法的有效性; 以及

输出发生器 (40), 其提供与所述患者疗法的有效性相关的输出指令, 其中

所述监测系统还被配置成分析所述 CPR 伪迹以提供正在施予 CPR 的指示。

2. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 还包括从预处理的 CO₂ 信号流移除噪声的滤波器。

3. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述呼吸表征器还确定针对每个呼吸候选的波形基线、波形振幅、波形频率、波形倾斜、波形节律和波形转角中的至少一个, 并且其中, 所述呼吸分类器基于针对每个呼吸候选的波形基线、波形振幅、波形频率、波形倾斜、波形节律和波形转角中的所述至少一个, 将每个呼吸候选分类为真实呼吸或伪迹。

4. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 还包括所述疗法分析器的疗法输入, 其中, 所述疗法分析器进一步响应于所述疗法输入, 以确定所述患者疗法的有效性。

5. 根据权利要求 4 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述疗法输入包括指示在 CO₂ 传感器处开始接收呼吸气体的开关。

6. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令对包括未接收到呼吸或错误 CO₂ 波形其中之一的异常状况做出响应。

7. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令包括视觉或音频报告, 以检查所述高级气道。

8. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令对包括来自多个真实呼吸的潮气末 CO₂ 值的减小的异常状况做出响应。

9. 根据权利要求 8 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令包括所述 CPR 的有效性的视觉或音频报告。

10. 根据权利要求 1 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令对包括气道阻塞、呼吸暂停或不期望的通气速率其中之一的异常状况做出响应。

11. 根据权利要求 10 所述的 CO₂ 监测系统, 其中, 所述输出指令包括检查患者或调整呼吸机设置之一。

用于自动诊断患者状况的二氧化碳图系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种改进的医疗二氧化碳(CO₂)监测系统,具体而言,涉及一种自动确定应用于患者的插管或其他高级气道放置疗法或心肺复苏(CPR)疗法或呼吸疗法的有效性的CO₂监测系统。呼吸疗法可以包括监测对用于诸如哮喘的阻塞性气道疾病的支气管扩张剂给药的响应。可以在CO₂波形的形状变化中看出这种疗法的有效性。该系统还确定治疗期间自主循环恢复(ROSC)的发生。

背景技术

[0002] CO₂监测系统目前在医院手术间以及加护病房中使用,以监测患者的呼吸。通常,这些系统是监测患者氧气摄入和呼吸CO₂的复杂的大型通气系统。然而,存在需要更高级的CO₂监测的其他情形。一种情形是插管或高级气道放置,其中通过末端插入患者气道的呼吸装置向患者提供空气。另一种情形是对遭受心脏骤停的患者应用CPR。再一种情形是,当(诸如由阻塞性气道疾病,例如哮喘引起)人处于呼吸窘迫并且正在在监测他们呼出的CO₂的同时应用诸如支气管扩张剂给药的呼吸疗法时。在这样的情况下需要便携式单元,诸如由Koninklijke Philips North America{Andover, MA}生产的MRx除颤监测器,其可以用于医院中,但是是便携的,并且能够带到事故现场或患病患者所在的位置。希望这样的便携式监测器能够监测患者CO₂的呼出并且解释CO₂波形,以便确定在所有这些情况下应用的治疗的有效性。

[0003] 例如,插管是个众所周知的困难程序,如果应用错误,对患者会是致命的。将导管错误地导入消化道而不是肺的未被意识到的食道插管,在就医前气道管理中是极大的危险,并且会导致长期缺氧性脑损伤后遗症和死亡。在一些情况下,即使最初已经在现场对患者正确地进行插管,在送往急诊室期间气管内导管(ETT)也可能移出气管。在一项研究中,对于抵达急诊室的患者,整体错放气道比率为惊人的25%,其中16.7%错放到食道。此外,确认ETT正确放置的观察法已被证明是不可靠的。声门上高级气道的使用已经降低了错误插管的出现,但是这些装置也可能被错放,具有随之而来的灾难性后果。

[0004] 由通气过度造成的死亡是另一常见的威胁生命的气道管理问题,其发生在心肺复苏期间。至少一项研究已证明,尽管有看似充分的培训,,专业救援人员始终会在医院外CPR期间使患者通气过度。该研究还表明,过高的通气率显著降低冠状动脉灌注压和存活率。未被意识到的以及无意的通气过度可能是心脏骤停造成的当前惨淡的存活率的因素。存在CPR的情况下,使用CO₂波形执行通气率的确定会比常用的阻抗法更精确,并且当与潮气末CO₂分析结合时,这会是用于检测无意的通气过度的有效方法。存在外伤性脑损伤的情况下通气过度也是极其有害的,并且可能导致脑缺血。

[0005] 有效的CPR被普遍认为是对心脏骤停患者的关键治疗。尽管普遍应用CPR,但是由于不充分的培训和护理人员疲劳,其质量常常不好。需要向护理人员提供应用的CPR是否有效的实时指示。如果CPR无效,可以指导护理人员改进技术。发明者已认识到,CPR质量指指示符可能存在于患者呼出CO₂的轮廓图中。

[0006] 上文所述的每个疗法,如果成功,都会导致自主循环恢复(ROSC)。还需要一种便携式监测器,其自动识别 ROSC 的出现,并且向救援人员提供这样的指示。类似地,ROSC 后自主循环的损失最初可以被检测为 etCO_2 值的急剧下降,并且将是对重新开始 CPR 的指示。

[0007] 经常向诸如由诸如肺气肿、哮喘、慢性支气管炎或囊胞性纤维症的阻塞性气道疾病造成的呼吸窘迫患者提供诸如支气管扩张剂给药,以打开他们的气道。 CO_2 波形的形状既能够用于诊断阻塞性气道,也能够用于监测治疗的有效性。

[0008] 当前, CO_2 分析技术或者二氧化碳图基于患者的 CO_2 呼出趋势,用于确定患者状况。名称为“Carbon Dioxide Monitoring System”(W02010/052608)的现有技术和共同转让的专利申请描述了一种二氧化碳图监测器,其实施于便携式监测装置中,以在插管、高级气道放置、CPR 治疗或通气期间提供 CO_2 监测和解释。该装置结合了输入设置,以识别应用于患者的具体治疗,因此该监测器对治疗期间可以预期的呼吸状况是敏感的。

[0009] 发明者已从上文所述的问题中意识到,需要一种改进的二氧化碳图系统,其提供关于心血管疗法的有效性的反馈。该系统的改进涉及呼吸的自动检测、真实呼吸与伪迹的辨别,以及考虑到疗法期间患者的 CO_2 呼出中的生理趋势的疗法分析。

发明内容

[0010] 根据本发明的原理,描述了一种用于提供临床决策支持的系统,尤其是通过分析 CO_2 波形提供临床决策支持,以便在与心脏和呼吸有关的救援期间使用决策程序来帮助临床医生。该系统可以在软件可扩展算法中实施,所述软件可扩展算法能够在适当水平上操作,以使用处理硬件满足用户需要。该系统的算法分析患者的 CO_2 波形并产生参数和事件。分析结果被直接报告,或者可以用于报告相关临床陈述。

[0011] 软件算法优选被设计成独立于机器(主机),并且因此能够在超过一个操作环境中使用。算法的公共源代码能够被配置成实现适当水平的功能,并符合主机装置的操作环境。该算法包括用于 CO_2 信号输入、控件和输出信号以及操作环境规格的指定接口。

[0012] 因此,本发明的目的是提供一种系统,其中将 CO_2 监测方法并入用于医院或非固定环境中的便携式监测装置中,在所述环境中普遍采用了救生心血管救援技术。可以任选地在独立于机器的软件算法中实施该方法,从而可以由任何计算机处理器和操作系统硬件使用该方法。

[0013] 本发明的另一个目的是提供一种 CO_2 监测系统,其处理和分析呼吸期间 CO_2 的变化,以向护理人员提供有用的治疗信息。该系统使用产生信号的 CO_2 传感器,该信号是患者呼吸的 CO_2 水平的度量。由 CO_2 监测器对 CO_2 信号进行数字化并记录。任选地分析 CO_2 信号流,以获得噪声含量,并降低噪声水平,以产生“干净的” CO_2 信号。检测并测量波形的各种特征,例如转角和峰。将特征应用于伪迹检测器,以确定并从真实呼吸中移除伪迹。然后分析真实呼吸流,以识别正在提供的可能治疗和治疗的有效性。如果发现了不利的呼吸状况,监测器可以通过显示器或信号器的方式发出可听或可见的警报和 / 或可以发出临床报告陈述。

[0014] 本发明的另一目的是提供一种借助于患者的 CO_2 呼气确定在插管、高级气道放置或 CPR 期间治疗的有效性的系统。该系统包括在真实呼吸序列上以新颖方式使用潮气末尾 CO_2 读数以确定治疗期间患者是否在康复,或是否已经正确放置了气管内导管或高级气道。

[0015] 本发明的另一个目的是提供一种用于识别自主循环恢复(ROSC)的出现或自主循环的损失的系统。该方法可以被并入诸如除颤器的医疗救援装置中。

附图说明

[0016] 在附图中：

[0017] 图 1 以方框图形式示出了操作性地连接到患者的本发明的 CO₂ 监测系统。

[0018] 图 2 示出了 CO₂ 信号的典型的呼吸候选部分的参数。

[0019] 图 3 示出了从二氧化碳图波形确定患者状况的方法的流程图。

[0020] 图 4 示出了对于经受 CPR 按压的患者的 CO₂ 信号的伪迹呼吸序列。

[0021] 图 5 示出了与计算出的潮气末 CO₂ (etCO₂) 趋势和呼吸率趋势并列的典型 CO₂ 信号呼吸序列,所述潮气末 CO₂ 趋势和呼吸率趋势可能是由正被无意通气过度的患者产生的。

[0022] 图 6 示出了对于不当插管的患者的典型 CO₂ 信号呼吸序列。

[0023] 图 7 示出了在不当的 ETT 或高级气道放置的情况下,分析气道放置,并且提供用户指导的方法的流程图。

[0024] 图 8 以图解形式示出了在用于确定 CPR 的有效性的方法中使用的测量的 etCO₂ 信号和计算的呼吸率。

[0025] 图 9 以图解形式示出了在确定 ROSC 的方法中使用的测量的 etCO₂ 信号。

具体实施方式

[0026] 首先参考图 1,以方框图形式示出了包括 CO₂ 监测器 20 和 CO₂ 分析器 22 的 CO₂ 监测系统 14。CO₂ 监测器显示正用于监测受试患者 10。CO₂ 监测器 20 能够监测 CO₂,可能还能够监测其他患者机能,例如血压、血氧、ECG 等。CO₂ 监测器 20 还可以包括控件、显示和指示灯、以及听觉报警器和提示。

[0027] 向 CO₂ 监测器 20 中的 CO₂ 传感器 12 提供患者的呼吸气体。CO₂ 传感器 12 感测受试者呼气中的 CO₂ 气体浓度。向 CO₂ 处理器 22 输送来自传感器 12 的 CO₂ 测量信号。在图 1 中,CO₂ 处理器 22 被示为与 CO₂ 监测器 20 分开。然而,本发明并不受此限制。CO₂ 处理器 22 可以在监测器 20 中,可以是单独的设备,或者可以备选地被构造为软件模块。

[0028] CO₂ 处理器 22 包括预处理器 24,其将 CO₂ 信号数字化成一连串样本,并且将该串样本存储于计算机存储器中以备用。数字化的 CO₂ 信号流代表连续的 CO₂ 波形。优选地,该波形是 CO₂ (以 mmHg 为单位)随时间的变化。图 2、4、5、6、8 和 9 中示出了示范性 CO₂ 信号流。

[0029] 任选地,可以在噪声降低滤波器 26 处处理从预处理器 24 输出的 CO₂ 信号流,以降低噪声含量。用于在滤波器 26 处分析噪声含量的一项技术是分析 CO₂ 信号流的高频含量。干净的 CO₂ 波形会显现相对少的高频含量。因此,滤波器 26 可以包括降低信号流噪声水平的数字低通滤波器。

[0030] 经数字化和滤波的 CO₂ 信号流在呼吸候选检测器 30 处进行首次波形检测。用于检测 CO₂ 呼吸候选的一项技术是检测连续的 CO₂ 样本中的差异,这有效地检测了 CO₂ 波形的倾斜。参照图 2 中的范例呼吸候选序列 100,从背景噪声阈值水平 104 经过的急剧上升的

倾斜 108, 是患者呼气开始的特征, 或者指示伪迹事件。呼气或伪迹事件的另一指示是经过背景噪声阈值水平 104 下方的急剧下降的倾斜 110。呼吸候选检测器 30 以识别诸如呼吸 1 和呼吸 2 的呼吸候选的时间序列的方式操作, 呼吸 1 和呼吸 2 由不活动的一段时期分开。

[0031] 仍然参考图 1, 接着由呼吸表征器 32 处理呼吸候选的序列。呼吸表征器 32 为每个呼吸候选确定一组特征。这些特征可以包括波形候选的基线、波形的振幅、关于之前候选的波形频率、波形的节律、波形的转角、波形的倾斜以及波形形状的特征。

[0032] 在呼吸分类器 34 处对呼吸候选特征进行分类, 以评定每个候选波形是呼吸波形还是伪迹。具体而言, 由于外部 CPR 按压而产生的伪迹与真实呼吸波形形状具有区别特征。呼吸分类器 34 相应地分析呼吸候选, 并且将真实呼吸与伪迹分离。任选地, 疗法输入 64 可以任选地向呼吸分类器 34 传送治疗标识符, 以便提高分析的精确度。区分伪迹与真实呼吸的方法将在下文更具体地讨论。

[0033] 呼吸分类器 34 向疗法分析器 36 输送真实呼吸序列。基于至少两次真实呼吸的趋势, 疗法分析器 36 操作, 以确定基础患者疗法的有效性。在救援治疗期间, 示范性的确定是 CPR 的有效性、气管内导管 (ETT) 或高级气道的适当放置和 / 或持续适当放置、以及自主循环恢复 (ROSC) 的出现。此外, 可由疗法分析器 36 确定 CPR 期间通气过度或不足的发生率。

[0034] 任选地, 可以向疗法分析器 36 提供疗法输入 64, 以便提高分析的精确度。例如, 插管或气道放置的开始时间, 或支气管扩张剂疗法的启动的开始时间可由诸如疗法输入开关的用户输入传达。如下文更详细地描述的, 开始时间在气道放置分析中 useful。

[0035] 可以通过若干种方式将由疗法分析器 36 确定的患者疗法的有效性经由输出发生器 40 传送回用户。显示器 60 可以提供由临床指导发生器 42 产生的输出指令, 或可以显示由报警器 44 产生的警报或警示。信号器 62 可以提供来自临床指导发生器 42 的可听指令, 或来自报警器 44 的警报信号。尽管图 1 示出显示器 60 和信号器 62 位于监测器 20 中, 但是要理解, 任何一个都可以设置于分析器 22 中或完全不同的位置, 例如在连网的中央监测位置。临床指导指令建议用户应调查具体的问题或困难, 或者备选地, 患者正在康复。可以产生诸如“未接收呼吸”或“不稳定的 CO₂ 波形”的输出指令, 以指示故障或错误使用。

[0036] 当 CO₂ 监测系统 20 被耦合至患者时, 应当设置监测系统 20, 以识别正应用到患者的治疗, 诸如插管、CPR 或通气。这可以通过手动切换或由临床医生对监测系统设定的输入来完成。该设置还可以由正使用的具体治疗装置自动完成。例如, 当插管装置的空气导管连接到 CO₂ 监测器 20 时, 监测器可以感测空气导管的连接, 并且因此获知正在监测插管。对于 CPR, 放置于患者胸部并且在 CPR 期间被按压的 CPR 衬垫可以连接到监测器 20, 并且因此通知监测器正在执行 CPR。在通气期间, 呼吸机或其空气导管可以连接到监测器 20, 以通知监测器正在执行通气。治疗方案的识别将监护仪 20 调整到对在正应用的治疗方案期间可以预期的呼吸状况尤为敏感。这种自动识别治疗可以作为补充或替代供应给疗法输入 64。

[0037] 图 2 示出了正常 CO₂ 波形 100 的标准参数。当患者呼气并且呼气阶段开始时, 波形会从其代表基线 CO₂ 值的背景噪声水平 104 以陡峭的斜率 108 上升, 直到呼出空气的 CO₂ 含量达到持续的稳定水平 106。当达到持续的水平时, 波形 100 会显现转角 α 112。当患者完成呼气时, 波形会沿着下行程下降的倾斜 110, 从转角 β 114 下降至下次吸气阶段开始的信号。之后波形将以这种方式在患者呼吸的频率和周期下重复。

[0038] 图 2 中 CO₂ 呼吸波形的形状包含其他可识别的并且有用的特征。波形的转角 102a、

102b、102c、102d、103a、103b、103c 和 103d 界定呼气和吸气的主要事件。最大振幅点 102e 和 103e 为每次呼吸界定潮气末 CO₂ (etCO₂) 值。稳定形状 106, 或稳定形状 106 的部分, 可以是真实呼吸的指示符。这些还可以用于确定是否存在急性气道阻塞。上文所述的参数可以容易地用于确定呼吸特征, 诸如波形基线、波形振幅、波形频率、波形倾斜, 以及波形节律。

[0039] 图 3 示出了使用二氧化碳图系统用于向用户提供信息以指导临床治疗决策的方法。当在步骤 312 中从患者佩戴的 CO₂ 传感器接收 CO₂ 数据时, 启动该方法。在步骤 314 处, 对 CO₂ 数据进行数字化并存储, 并且任选地, 在步骤 326 处过滤该数据, 以降低噪声。步骤 326 的输出是 CO₂ 波形, 其包括来自患者的呼吸序列。

[0040] 在步骤 330 处, 从 CO₂ 波形中选择呼吸候选。返回参考图 2, 步骤 330 可以通过检测相继 CO₂ 样本中的差异, 合并用于检测 CO₂ 呼吸候选的技术, 从而有效地检测 CO₂ 波形的倾斜。参考图 2 中的范例呼吸候选序列 100, 从背景噪声阈值水平 104 经过的急剧上升的倾斜 108, 是患者呼气开始的特征, 或者指示伪迹事件。呼气或伪迹事件的另一指示是在背景噪声阈值水平 104 下方经过的随后的急剧下降的倾斜 110。呼吸候选检测器 30 以识别诸如呼吸 1 和呼吸 2 的呼吸候选的时间序列的方式操作, 呼吸 1 和呼吸 2 由不活动的一段时期分开。然后向呼吸候选注释步骤 332 提供产生的呼吸候选序列, 用于进一步处理。

[0041] 在步骤 332 处, 计算呼吸候选序列的参数。确定转角 102a-d、峰值 102e、稳定部分 106 倾斜、上行程 108 倾斜、下行程 110 倾斜、基线值 104、序列频率以及节律稳定性。然后向呼吸分类步骤 333 传递这些参数。

[0042] 在步骤 333 处, 将呼吸分类为伪迹或真实呼吸。在 CPR 期间引入 CO₂ 信号流中的一个伪迹源。通过以一般约为每分钟 100 次按压的快速应用胸部按压执行 CPR。这些快速但坚实的按压会导致肺部被压缩, 并且以短时高频增量方式从按压弹回, 这引起一些气体通过肺部循环。因此 CPR 伪迹可以显现与图 2 中典型呼吸相似的形状, 或可以表现为如在图 4 中示出的“隆起” 470。

[0043] 步骤 333 通过如下算法区分伪迹。可以通过诸如正在施予 CPR 时的按钮或 CPR 压力传感器信号的用户输入 364 增加算法的精确度。在 CO₂ 波形具有图 2 中的一般形状的情况下, 如果:

[0044] 时间 (103a-102c) < T1 * (平均呼吸间隔)

[0045] 且

[0046] 时间 (103d - 103a) < T2,

[0047] 则为呼吸 2 确定 CPR 伪迹, 其中 T1 是平均呼吸间隔的固定分数, 范围大约是从 0.4 至 0.5, 平均呼吸间隔是随每次真实呼吸更新的动态值, 并且 T2 是合理呼吸的持续时间的固定间隔, 值大约为 600 毫秒。

[0048] 在 CO₂ 波形呼吸候选具有图 4 的多个隆起形状 470 的情况下, 如果最大的隆起间隔 460a、460b 或 460c 短于 550 毫秒, 则确定为 CPR 伪迹。在 CO₂ 波形 470 跨过等于峰 - 峰隆起振幅平均值的 75% 的阈值线 450 的位置处, 测量隆起间隔。

[0049] 在步骤 334 处, 将被分类为伪迹的呼吸候选与被分类为真实呼吸的呼吸候选分离。通常不丢弃伪迹呼吸候选。可以在步骤 370 处进行伪迹候选的进一步分析, 以提供施予 CPR 的输出指令, 或获得指示 CPR 期间肺内是否正在交换 CO₂ 的潮气末 CO₂ 读数。这样

的读数对确定 CPR 有效性有用。

[0050] 真实呼吸被从步骤 334 传递给呼吸序列发生步骤 335。在步骤 335 中,进一步处理真实呼吸,以确定参数,诸如潮气末 CO₂ 趋势曲线 520 和呼吸率趋势曲线 530。现在参考图 5,可以通过已知的方法,例如通过真实呼吸 etCO₂ 值的滑动平均,计算曲线 520。如 CO₂ 通气信号流 510 所示,可以通过已知的方法,例如通过真实呼吸的滑动发生率,计算呼吸率趋势曲线 530。将这些值的输出传送到疗法分析步骤 336。

[0051] 疗法分析步骤 336 确定基础疗法是否有效或在某种方面是否有缺陷。首次确定针对通气过度的情况。图 5 显示,诸如每分钟 15 次呼吸的大于阈值的呼吸率 530 结合 520 处下降的 etCO₂ 值,是通气过度状况 540 的指示符。在这样的状态中,向输出指导和警示步骤 340 提供通气过度信号,以警示救援人员减少通气。

[0052] 疗法分析步骤 336 还检测在患者中气管内导管或高级气道的不当的或移位的放置。图 6 示出了由不当的气管内插管造成的 CO₂ 波形 600 的范例。由于胃中有 CO₂,刚插管之后一些看似正常的真实呼吸 620a 和 620b 可能导致错误地相信放置适当。然而,本发明的方法在预定时期 610 内(在这种情况下大约 20 秒)不断地分析真实呼吸的序列,并且如果检测到不当的气道放置,提供修正的输出指导。

[0053] 由图 7 示出了分析插管疗法 636 的方法。在步骤 710 处接收第一真实呼吸,其中,评定 etCO₂ 值。如果 etCO₂ 值最初小于较低阈值,诸如 3mmHg,那么步骤 720 将指示发送到输出指导步骤 640,以在步骤 750 处提供第一呼吸警示。第一呼吸警示包括 etCO₂ 为低的指导。

[0054] 然而,如果第一真实呼吸 etCO₂ 值高于阈值,那么在步骤 730 处进入暂停期。在步骤 730 处,诸如 20 秒的暂停期结束后,在步骤 740 处接收第二真实呼吸。然后在步骤 720 处以与第一真实呼吸相同的方式分析第二真实呼吸。如果第二 etCO₂ 值随时间衰减至低于阈值,那么指示错放的或移位的气管内导管。然后步骤 720 向输出指导步骤 640 提供指示,以便在插管警示步骤 760 处产生警示。如果第二真实呼吸继续超过阈值,那么在步骤 640 处产生第三输出指导,以指示适当的导管放置。

[0055] 分析插管疗法的备选方法涉及完全跳过图 7 的第一步骤 720,并且在分析真实呼吸前仅停顿 T 时间。优选地,由从用户输入 664 到疗法分析步骤 636 的信号开始该备选方法,该信号指示插管或气道放置时期的开始。

[0056] 现在参考图 8,描述了分析正在进行的 CPR 的有效性的疗法分析步骤 336。根据在图 3 中示出的前面的方法步骤,获得真实呼吸序列及相应数据。然而,疗法分析步骤 336 进一步使用计算的呼吸率趋势 820 和检测的 etCO₂ 趋势曲线 800 的渐变,以评价 CPR 的有效性。在图 8 的范例中,呼吸率 820 位于高阈值极限 15 以下,同时 etCO₂ 趋势显示,在两分钟内,从 20mmHg 增长到 30mmHg,或 50%。具有缓慢增长的 etCO₂ 的呼吸率 820 指示正在进行的 CPR 有效。在有效的情况下,在输出步骤 340 处发出相应的临床指导指令。另一方面,如果呼吸率 820 和 etCO₂ 趋势参数没能指示有效的 CPR,在输出步骤 340 处发出对应的临床指导指令和 / 或警示。

[0057] CPR 有效性确定的精确度随着 CPR 按压正在发生的指示而被改进。用户输入 364、来自 CPR 传感器的信息,或来自步骤 334 的一串 CPR 伪迹呼吸候选 370 可以用于疗法分析步骤 336 中,以查明正在进行的 CPR。来自 CPR 传感器的信息还能够在呼吸分类步骤 333 处

结合 etCO₂ 算法使用。因此,该方法可以避免错误的 CPR 有效性指导。

[0058] 现在参考图 9,描述了分析自主循环恢复(ROSC)的出现的疗法分析步骤 336。根据在图 3 中示出的前述方法步骤,获得真实呼吸序列以及相应数据。然而,疗法分析步骤 336 进一步使用计算的呼吸率趋势 820 和检测的 etCO₂ 趋势曲线 900 的快速变化,以查明出现 ROSC。

[0059] 在图 9 的范例中,etCO₂ 趋势示出了从一次真实呼吸到下一次真实呼吸的快速增长,即从 25 到 60mmHg,增幅超过 50%。快速增长的 etCO₂ 指示患者已开始自然地并且没有辅助地交换 CO₂。如果检测到 ROSC,在输出步骤 340 处发出相应的临床指导指令。另一方面,如果 etCO₂ 趋势参数没能指示 ROSC,在输出步骤 340 处发出相应的临床指导指令和/或警示。另外,如果 etCO₂ 趋势表现出迅速下降,诸如从 60 至 10mmHg,那么指示自主循环的损失,可以提供重新开始 CPR 的警示。

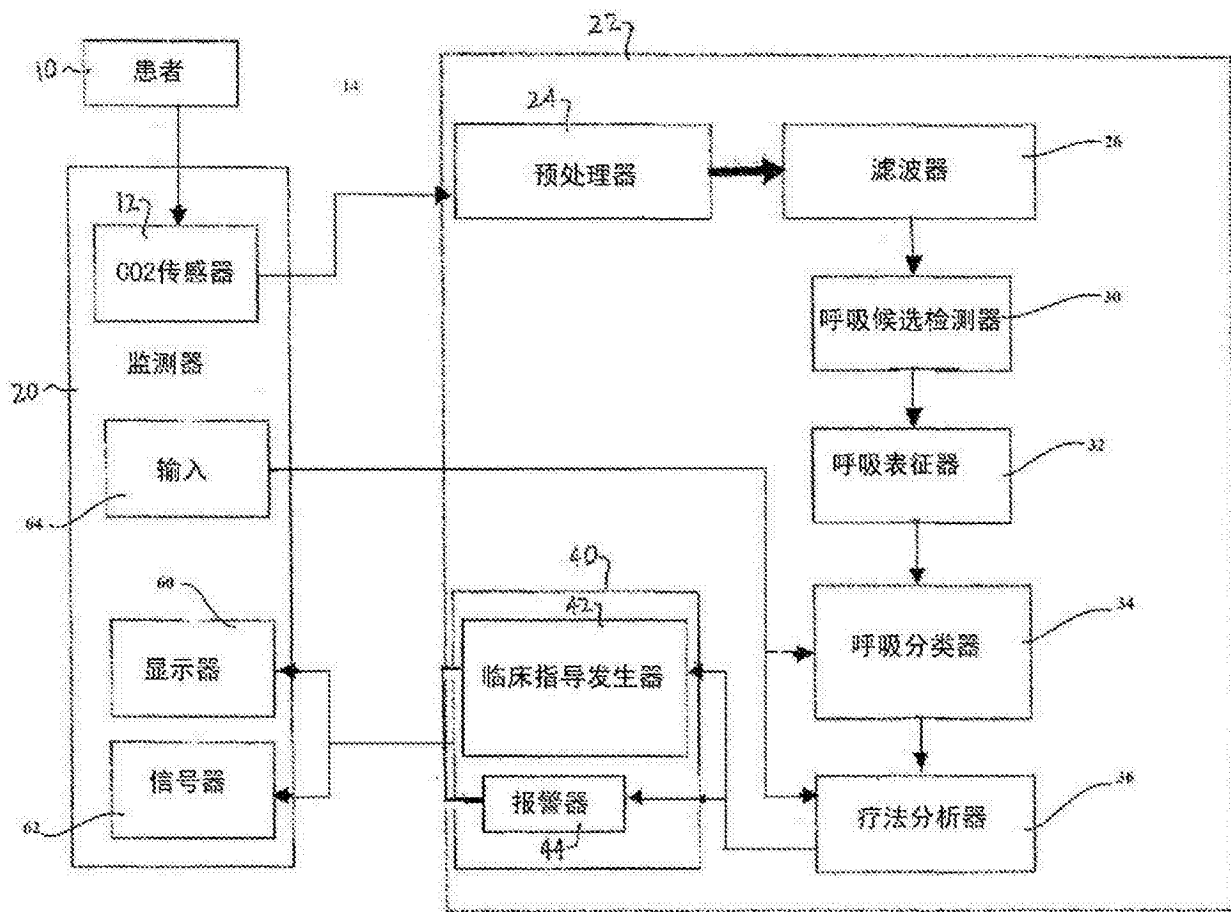


图 1

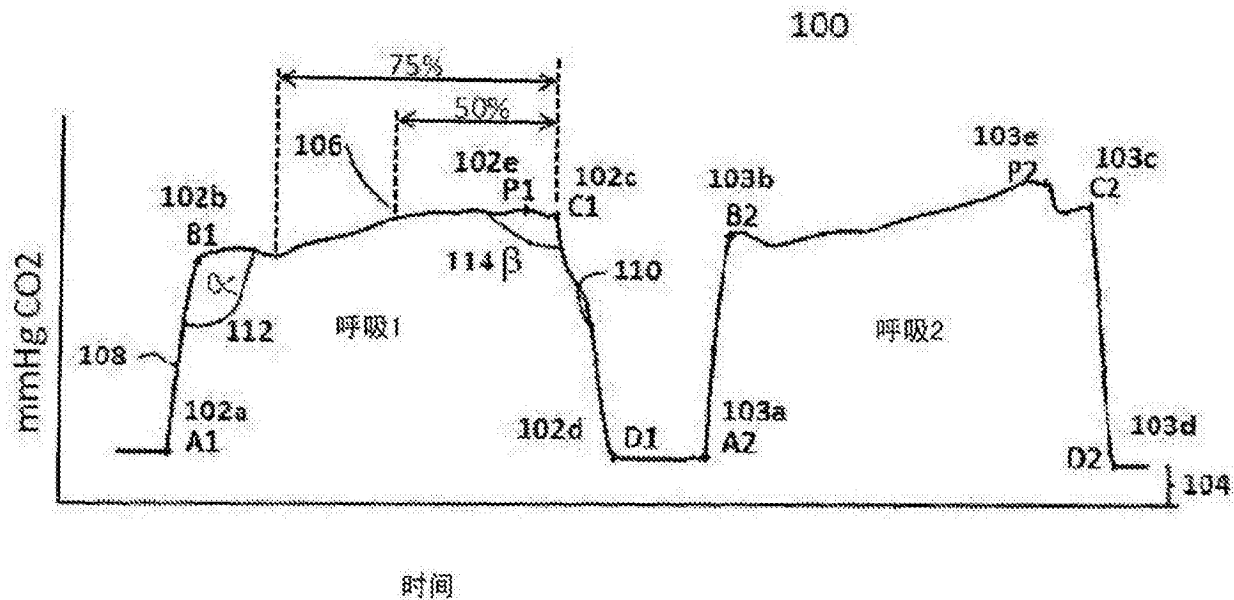


图 2

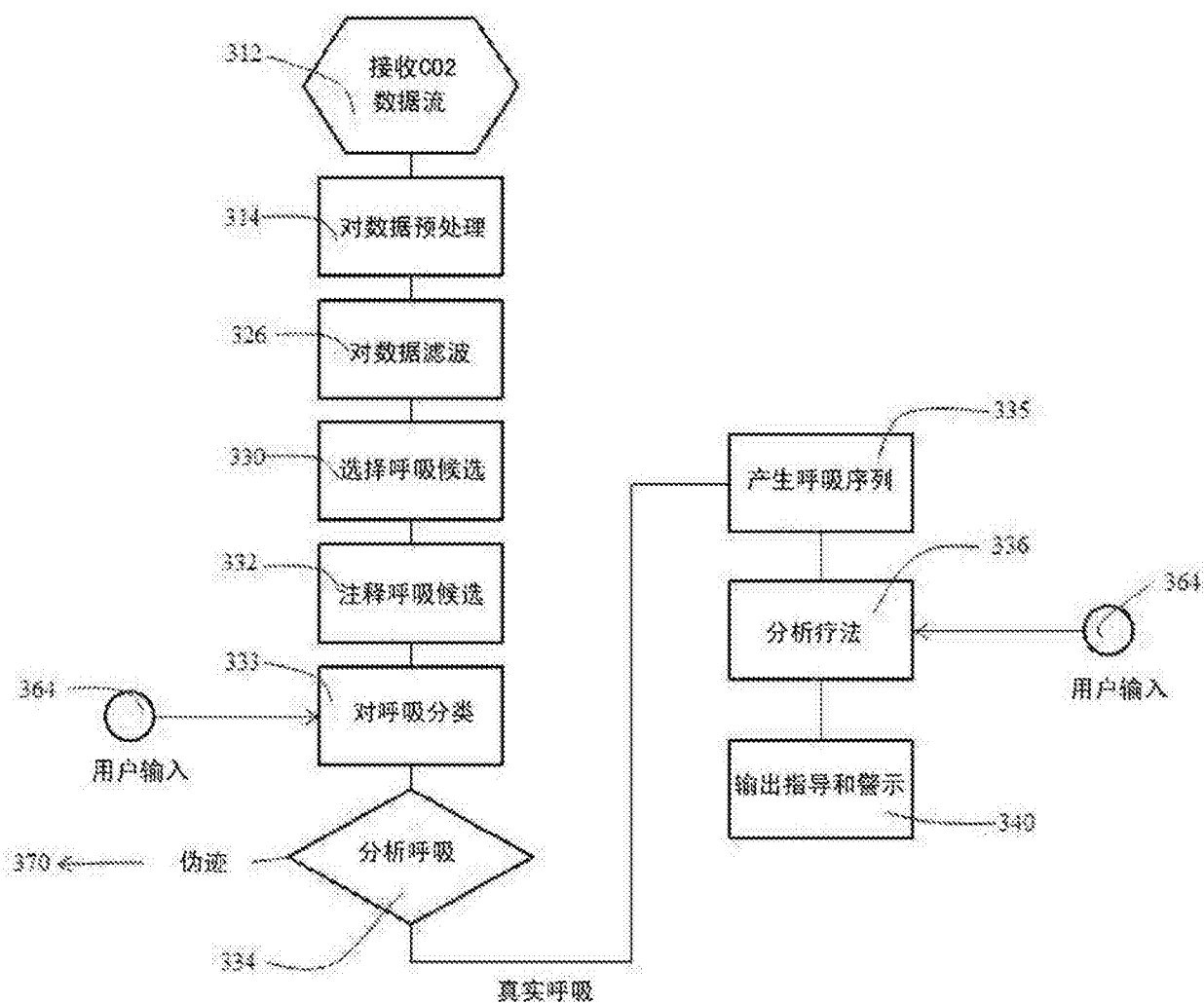


图 3

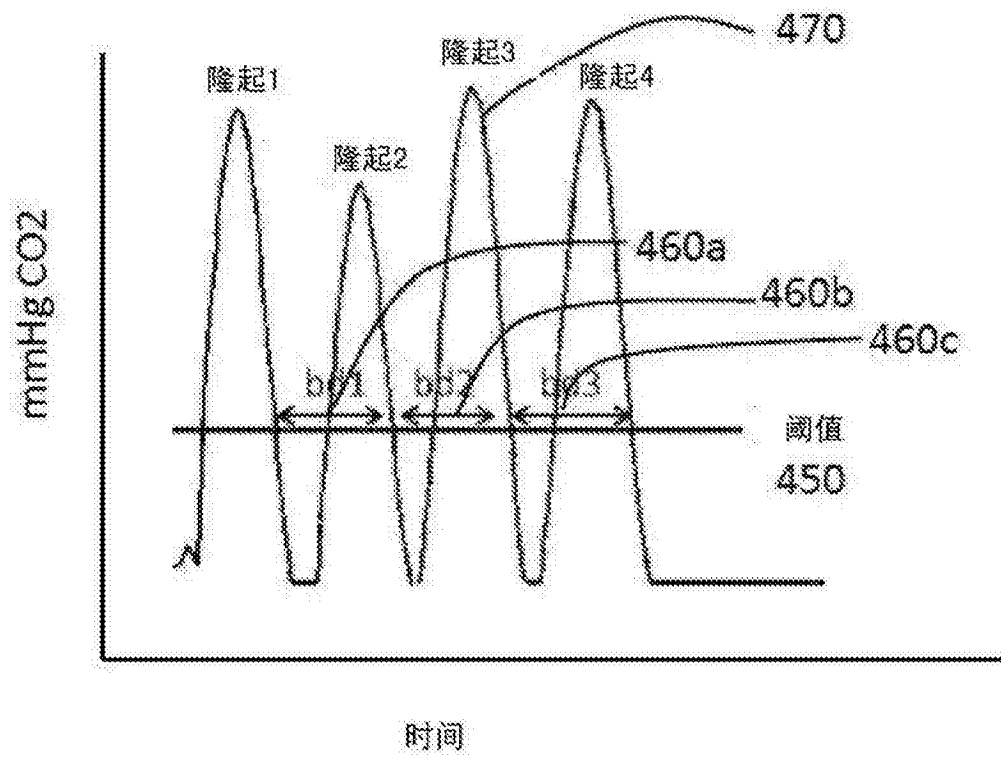


图 4

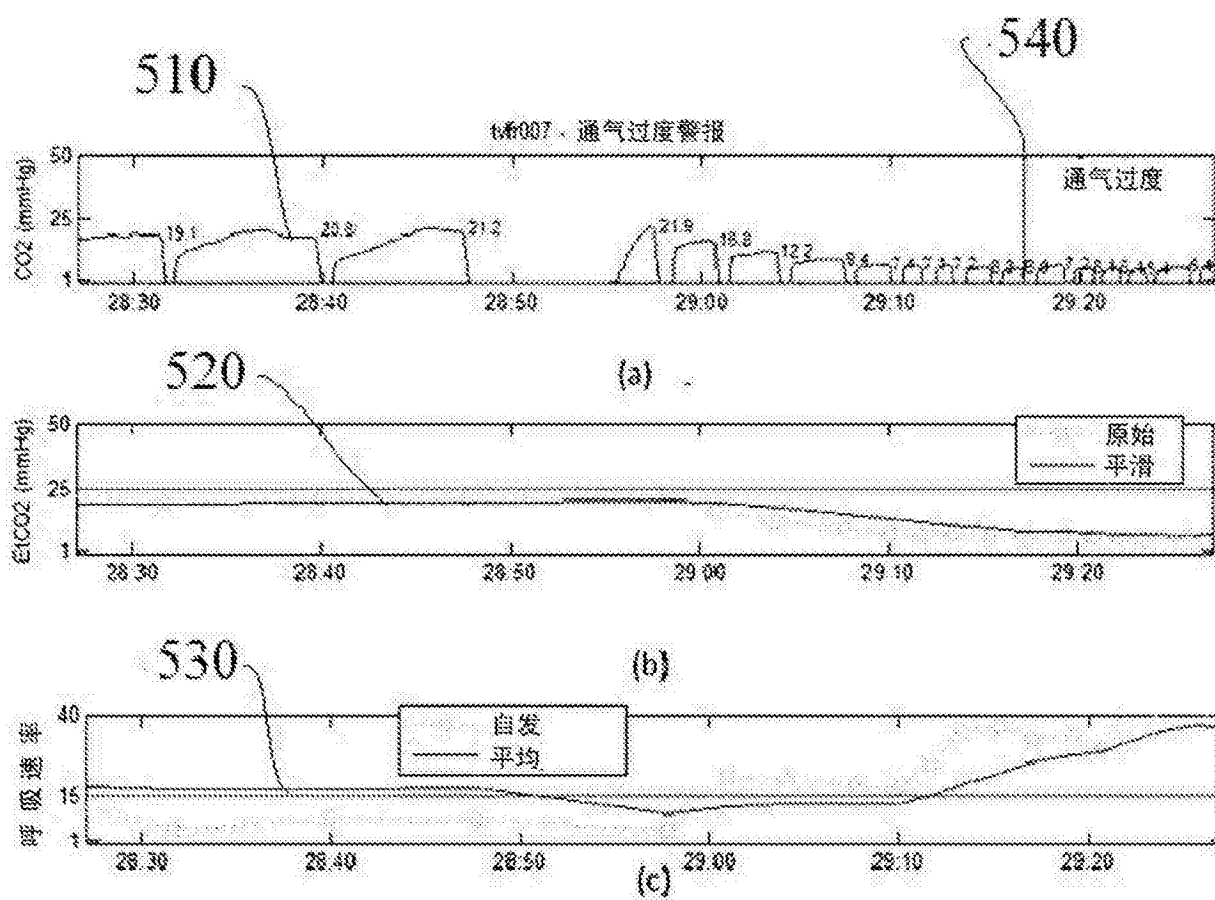


图 5

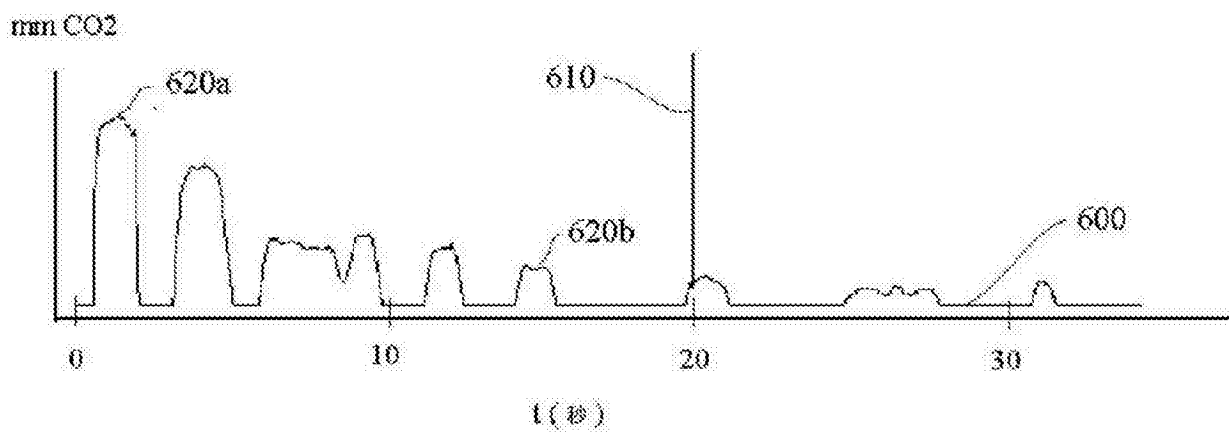


图 6

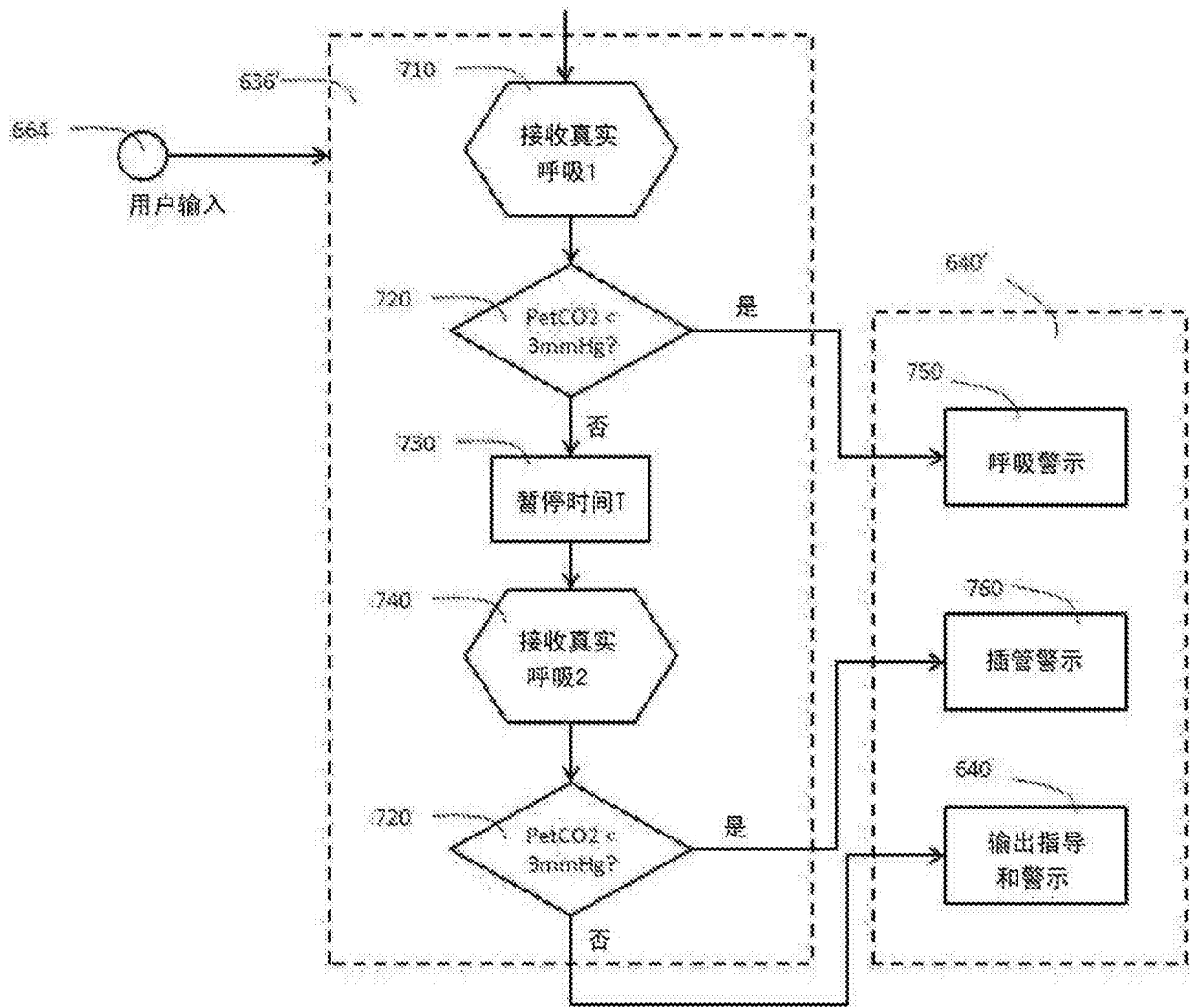


图 7

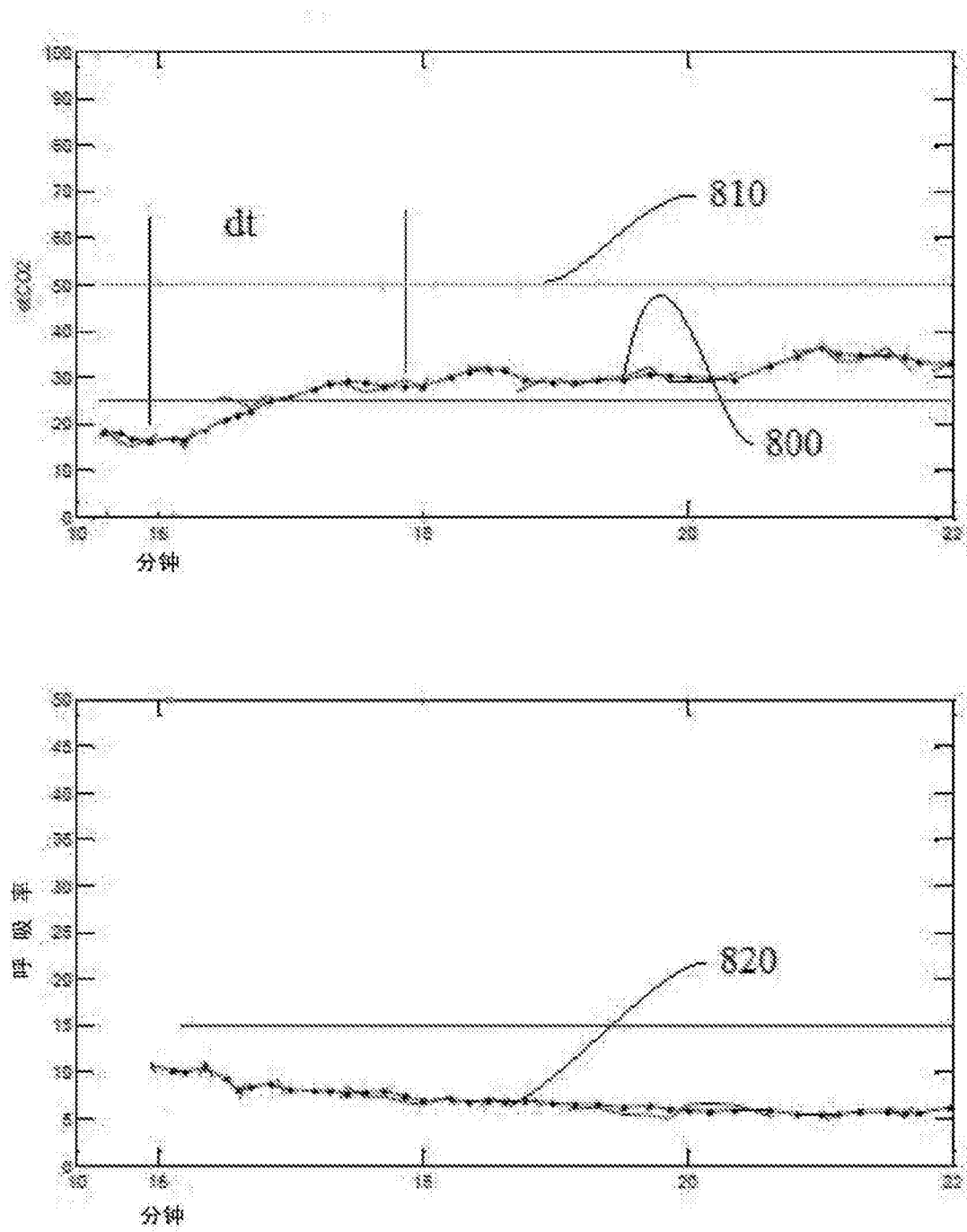


图 8

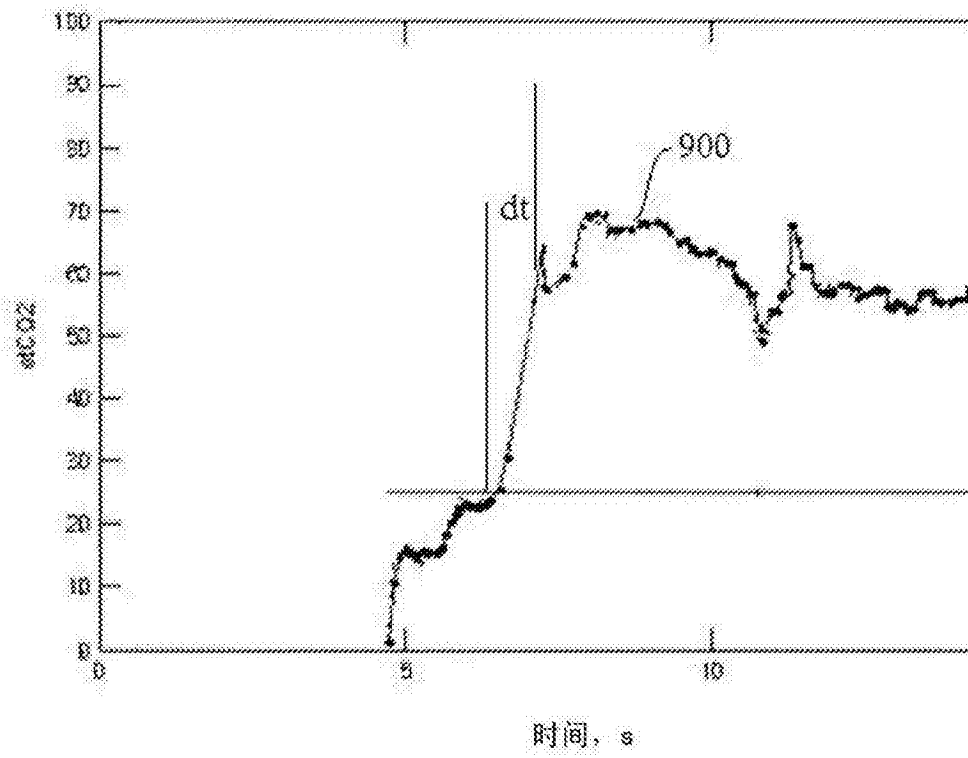


图 9