



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104271036 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 07

(21) 申请号 201380022373. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 04. 29

A61B 5/02 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 5/04 (2006. 01)

598246 2012. 04. 30 NZ

A61B 5/00 (2006. 01)

609832 2013. 04. 24 NZ

G06F 19/00 (2011. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 10. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2013/053361 2013. 04. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/164747 EN 2013. 11. 07

(71) 申请人 米马尔有限合伙公司

地址 新西兰奥克兰

(72) 发明人 M·J·哈里森

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 张春媛 阎斌斌

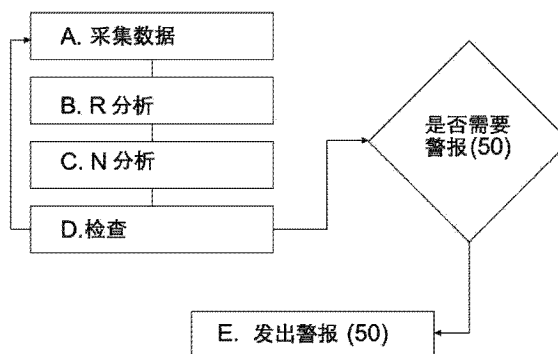
权利要求书3页 说明书15页 附图3页

(54) 发明名称

基于佐证的交互监控设备和方法

(57) 摘要

一种用于发出警报的方法,该方法包括以下步骤:-对两个或更多生理变量输入执行R分析;-对主要生理变量输入执行N分析;-如果R分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且N分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化,则发出警报;其中,两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量,主要生理变量输入是收缩或平均血压;以便于警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多个的组合,或者是配置为以这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。



1. 一种用于发出警报的方法,该方法包括以下步骤:

- 对两个或更多生理变量输入执行 R 分析;
- 对主要生理变量输入执行 N 分析;
- 如果 R 分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且 N 分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化,则发出警报;

其中,两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量,主要生理变量输入是收缩或平均血压;

并且,R 分析按顺序包括以下步骤:

i. 对每个生理变量输入缓冲生理变量 R 时间段,其中生理变量 R 时间段在当前时间完成,产生每个生命体征输入的缓冲的生理变量数据;

ii. 从每组缓冲的生理变量数据确定生理变量中位数;

iii. 比较当前的生理变量值与各个生理变量中位数,以确定每个生理变量的生理变量差,所述当前的生理变量值是在当前时间的生理变量输入;

iv. 等待预定时间,生理变量 R2 时间间隔,执行步骤 (i) 到 (iii),直到已经计算出每个生理变量的至少三个生理变量差;

v. 比较每个生理变量的每个生理变量差,如果每个生理变量输入的三个或更多连续的生理变量差在距各个生理变量中位数的同一方向,则确定趋势;

如此,对 R 分析,每个生理变量 R 时间段包括至少对所考虑的生理变量的 10 次测量,生理变量 R 时间段至少是 100 秒,

并且,N 分析包括

- 按顺序的步骤 (vi) 到 (viii),或
- 按顺序的步骤 (ix) 和 (x):

vi. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段,其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成,产生缓冲的主要数据;

vii 执行以下计算:

$$(ut1-\bar{u})/(SDu) = V1$$

$$(\Delta u_{(12)}-\Delta \bar{u})/(SD \Delta u) = V2$$

$$CuI = \sqrt{(V1^2+V2^2)}$$

其中

t1 = 时间 1;

t2 = 当前时间;

ut1 是主要生理变量在 t1 的值;

$\bar{u}$ 是来自人口数据的平均主要生理值;

$\Delta \bar{u}$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的平均变化量;

$\Delta u_{(12)}$ 是主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的变化量;

SDu 是来自人口数据的主要生理变量的标准偏差;

SD Δu 是来自人口数据的主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的变化量的标准偏差;

CuI 是综合主要生理变量指标;

viii. 比较 CuI 值与预定值 SS, 如果 $CuI > SS$, 则这确定主要生理变量的统计上显著的变化;

如此, 对于 N 分析的步骤 (vi) 到 (viii), SS 至少是 1, t_1 和 t_2 之间的时间段至少是 10 秒;

ix. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段, 其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成, 产生缓冲的主要数据;

x. 执行主分量分析, 以确定主要生理变量在时间段 t_2 到 t_1 是否存在统计上显著的变化, 其中 t_1 = 时间 1, t_2 = 当前时间; 其中, 如果主分量分析确定主要生理变量在每个方向都大于预期的预定数量的标准偏差 (SS), 则已经存在统计上显著的变化, 从而对每个方向独立选择 SS;

如此, 对于使用主分量分析方法的 N 分析的步骤 (ix) 和 (x), t_1 和 t_2 之间的时间段至少是 10 秒, 并且每个 SS 都大于或等于 1;

其中, 警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多个的组合, 或者是配置为以这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述或每个值 SS 等于或大于 2。

3. 根据前述任一权利要求所述的方法, 其中, 对至少三个生理变量执行所述 R 分析。

4. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中, 除了当通过机械、机电或化学手段或它们的组合来稳定心率以外, 生理变量中的一个是心率。

5. 根据权利要求 5 所述的方法, 其中, 心率是从三个或更多不同心率来源获得的中位数心率。

6. 根据前述任一权利要求所述的方法, 其中, 每个生理变量 R 时间段包括所考虑的生理变量的至少 20 次测量。

7. 根据权利要求 6 所述的方法, 其中, 每个生理变量 R 时间段包括至少 30 次测量。

8. 根据前述任一权利要求所述的方法, 其中, 所述生理变量 R 时间段在 100 秒和 5 分钟之间。

9. 根据前述任一权利要求所述的方法, 其中, 生理变量 R2 时间间隔是至少 10 秒。

10. 根据前述任一权利要求所述的方法, 其中, t_1 和 t_2 之间的时间段在 15 秒和 150 秒之间。

11. 一种系统, 其包括至少一个输入设备、处理单元和一个或多个输出单元, 其中:

- 所述或每个输入设备配置为测量至少一个生理变量并且输出生理变量输入;

- 处理单元配置为直接或间接接收来自所述或每个输入设备的每个生理变量输入并且执行根据前述任一权利要求所述的方法, 处理单元还配置为将警报作为警报信号输出到所述或每个输出单元;

- 所述或每个输出单元配置为将警报信号处理为以以下形式中的一种或多种用于用户的警报输出: 视觉、听觉、触觉或振动。

12. 根据权利要求 11 所述的系统, 其中, 所述或每个输入设备选自与一个或多个前述输入设备连接的心电图仪器 (ECG)、温度监控器、脉搏血氧计、无创血压监控器、有创血压监控器、气体分析监控器和麻醉监控器组成的列表。

13. 根据权利要求 11 或 12 所述的系统, 其中, 所述处理单元配置为直接接收来自所述

或每个输入设备的输出。

14. 根据权利要求 11 到 13 中任一权利要求所述的系统,其中,所述处理单元配置为对照一个或多个预定值、生理变量输入的伪假象值检查每个生理变量输入,以确定该生理变量输入是否是伪假象,其中伪假象是患者在那个时间可能的生理变量输入之外的生理变量输入,如果检测到伪假象,则该生理变量数据不用于 R 分析或 N 分析。

15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中,如果检测到伪假象,则发出伪假象警报。

16. 根据权利要求 14 或 15 所述的系统,其中,所述处理单元配置为对等效警报抑制预定时间段,警报抑制时间。

17. 根据权利要求 16 所述的系统,其中,所述警报抑制时间是 5 分钟。

18. 根据权利要求 11 到 17 中任一权利要求所述的系统,其中,一个输出设备是视觉显示单元,其配置为视觉上显示警报的表示物。

19. 根据权利要求 18 所述的系统,其中,所述视觉显示单元还显示一个或多个生理变量的生理变量输入的表示物。

20. 根据权利要求 19 所述的系统,其中,所述表示物是选自由图符、单词、图表、颜色、视觉标记和它们的组合组成的列表中的一种或多种形式。

21. 根据权利要求 11 到 20 中任一权利要求所述的系统,其中,一个输出设备是配置为传送听觉警报的耳机。

22. 根据权利要求 21 所述的系统,其中,所述耳机无线连接至处理单元。

23. 根据权利要求 11 到 22 中任一权利要求所述的系统,其中,一个输出设备是配置为传送听觉警报的扬声器。

24. 根据权利要求 21 到 23 中任一权利要求所述的系统,其中,所述听觉警报包括警报的听觉描述。

25. 一种处理单元,其配置为用作根据权利要求 11 到 24 中任一权利要求所述的系统中的处理单元,并配置以无线或其他方式连接至一个或多个输入设备和一个或多个输出设备,以便所述处理单元配置为执行前述方法。

基于佐证的交互监控设备和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于监控患者病情的需要干预或调查研究的生命体征变量的数据监控设备和方法,该设备和方法不单纯地依赖阈值。

背景技术

[0002] 使用单独仪器监控个体的生命体征以获取患者病情的用法已经存在了数十年。

[0003] 在现代医疗中,通常监控如心率、血压、脉压和脉量的许多生命体征变量,尤其是在手术前、手术中或手术后。这些变量可以用数字或曲线图显示出来,以允许医疗专业人员获取绝对值以及这些变量随时间变化的比率或量值。

[0004] 现在的麻醉监控器通常包括与固定默认值和 / 或用户可调整值有关的阈值警报,以在超过阈值时警告麻醉师。不幸的是,虽然超过阈值的实际情况是重要的,但是它并一定表明有问题,除非有其他生命体征、趋势或视觉观察变化的支持,因此许多警报只是假警报。假警报的频繁发生意味着这些阈值警报可以被关掉或忽略,麻醉师依靠仔细监控对重要变化做出反应。对监控器输出以及随时间的变化的解释,取决于麻醉师的技术和经验。

[0005] 阈值警报存在的附加问题是:在手术过程中,有关阈值在其他变量改变时可能改变。另外,有关阈值通常取决于相关患者,因此对于某些患者,默认阈值可能不合适。这意味着如果不锁定默认值,则阈值的设定取决于麻醉师的技术和经验。

[0006] 许多传感器或监控器存在的进一步问题是:每次提供的数据采集率不同。一些传感器和 / 或监控设备提供几乎连续的数据流,其他传感器和 / 或监控设备一秒钟提供多次输出并且还有一些传感器和 / 或监控设备每秒钟、每分钟或更长时间提供。这种数据输出率的变化会使来自大量监控设备的数据难以合并,毫无疑问,这可能需要很多技术。事实上,一些监控设备的数据采集频率可能不表现出来或不公开。

[0007] 在本说明书全文中,对现有技术的任何讨论不是承认该现有技术广为人知或形成本领域公知常识中的一部分。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种阈值警报监控器的备选。

[0009] 本发明提供一种用于发出警报的方法,该方法包括以下步骤:

[0010] - 对两个或更多生理变量输入执行 R 分析;

[0011] - 对主要生理变量输入执行 N 分析;

[0012] - 如果 R 分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且 N 分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化,则发出警报;

[0013] 其中,两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量,主要生理变量输入是收缩或平均血压;

[0014] R 分析按顺序包括以下步骤:

[0015] i. 对每个生理变量输入缓冲生理变量 R 时间段,其中生理变量 R 时间段在当前时

间完成,产生每个生命体征输入的缓冲的生理变量数据;

[0016] ii. 从每组缓冲的生理变量数据确定生理变量中位数;

[0017] iii. 比较当前的生理变量值与各个生理变量中位数,以确定每个生理变量的生理变量差,所述当前的生理变量值是在当前时间的生理变量输入;

[0018] iv. 等待预定时间,生理变量 R2 时间间隔,执行步骤 (i) 到 (iii),直到已经计算出每个生理变量的至少三个生理变量差;

[0019] v. 比较每个生理变量的每个生理变量差,如果每个生理变量输入的三个或更多连续的生理变量差在距各个生理变量中位数的同一方向,则确定趋势。

[0020] 如此,对 R 分析来说,每个生理变量 R 时间段包括至少对所考虑的生理变量的 10 次测量,生理变量 R 时间段至少是 100 秒,

[0021] 并且 N 分析包括

[0022] - 按顺序的步骤 (vi) 到 (viii),或

[0023] - 按顺序的步骤 (ix) 和 (x):

[0024] vi. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段,其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成,产生缓冲的主要数据;

[0025] vii. 执行以下计算:

$$[0026] \quad (ut1 - \bar{u})/(SDu) = V1$$

$$[0027] \quad (\Delta u_{(12)} - \Delta \bar{u})/(SD\Delta u) = V2$$

$$[0028] \quad CuI = \sqrt{(V1^2 + V2^2)}$$

[0029] 其中

[0030] t1 = 时间 1;

[0031] t2 = 当前时间;

[0032] ut1 是主要生理变量在 t1 的值;

[0033] $\bar{u}$ 是来自人口数据的平均主要生理值;

[0034] $\Delta \bar{u}$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的平均变化量;

[0035] $\Delta u_{(12)}$ 是主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的变化量;

[0036] SDu 是来自人口数据的主要生理变量的标准偏差;

[0037] SD Δu 是来自人口数据的主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的变化量的标准偏差;

[0038] CuI 是综合主要生理变量指标;

[0039] viii. 比较 CuI 值与预定值 SS,如果 $CuI > SS$,则这确定主要生理变量的统计上显著的变化;

[0040] 如此,对于 N 分析的步骤 (vi) 到 (viii),SS 至少是 1,t1 和 t2 之间的时间段至少是 10 秒;

[0041] ix. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段,其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成,产生缓冲的主要数据;

[0042] x. 执行主分量分析,以确定主要生理变量在时间段 t2 到 t1 是否存在统计上显著的变化,其中 t1 = 时间 1,t2 = 当前时间;其中,如果主分量分析确定主要生理变量在每个

方向都大于预期的预定数量的标准偏差 (SS), 则已经存在统计上显著的变化, 从而对每个方向独立选择 SS;

[0043] 如此, 对于使用主分量分析方法的 N 分析的步骤 (ix) 和 (x), t1 和 t2 之间的时间段至少是 10 秒, 并且每个 SS 都大于或等于 1;

[0044] 其中, 警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多个的组合, 或者是配置为以这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。

[0045] 本发明还包括一种用于发出警报的方法, 该方法包括以下步骤:

[0046] - 对两个或更多生理变量输入执行 R 分析;

[0047] - 对主要生理变量输入执行 N 分析;

[0048] - 如果 R 分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且 N 分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化, 则发出警报;

[0049] 其中, 所述两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量, 主要生理变量输入是收缩或平均血压;

[0050] R 分析按顺序包括以下步骤:

[0051] i. 对每个生理变量输入缓冲生理变量 R 时间段, 其中生理变量 R 时间段在当前时间完成, 产生每个生命体征输入的缓冲的生理变量数据;

[0052] ii. 从每组缓冲的生理变量数据确定生理变量中位数;

[0053] iii. 比较当前的生理变量值与各个生理变量中位数, 以确定每个生理变量的生理变量差, 所述当前的生理变量值是在当前时间的生理变量输入;

[0054] iv. 等待预定时间, 生理变量 R2 时间间隔, 执行步骤 (i) 到 (iii), 直到已经计算出每个生理变量的至少三个生理变量差;

[0055] v. 比较每个生理变量的每个生理变量差, 如果每个生理变量输入的三个或更多个连续的生理变量差在距各个生理变量中位数的同一方向, 则确定趋势;

[0056] 如此, 对 R 分析来说, 每个生理变量 R 时间段包括至少对所考虑的生理变量的 10 次测量, 生理变量 R 时间段至少是 100 秒,

[0057] 并且 N 分析按顺序包括以下步骤:

[0058] vi. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段, 其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成, 产生缓冲的主要数据;

[0059] vii. 执行以下计算:

$$[0060] \quad (ut1 - \bar{u}) / (SDu) = V1$$

$$[0061] \quad (\Delta u_{(12)} - \Delta \bar{u}) / (SD\Delta u) = V2$$

$$[0062] \quad CuI = \sqrt{(V1^2 + V2^2)}$$

[0063] 其中

[0064] t1 = 时间 1;

[0065] t2 = 当前时间;

[0066] ut1 是主要生理变量在 t1 的值;

[0067] $\bar{u}$ 是来自人口数据的平均主要生理值;

[0068] $\Delta \bar{u}$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t1 和 t2 之间的时间段的平均变化量;

- [0069] $\Delta u_{(12)}$ 是主要生理变量在 t_1 和 t_2 之间的时间段的变化量；
- [0070] SDu 是来自人口数据的主要生理变量的标准偏差；
- [0071] $SD \Delta u$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t_1 和 t_2 之间的时间段的变化量的标准偏差；
- [0072] CuI 是综合主要生理变量指标；
- [0073] viii. 比较 CuI 值与预定值 SS , 如果 $CuI > SS$, 则这确定主要生理变量的统计上显著的变化；
- [0074] 如此, 对于 N 分析, SS 至少是 1, t_1 和 t_2 之间的时间段至少是 10 秒；
- [0075] 其中, 警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多个的组合, 或者是配置为以这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。
- [0076] 本发明还包括一种用于发出警报的以下可替代的方法, 该方法包括以下步骤：
- [0077] - 对两个或更多个生理变量输入执行 R 分析；
- [0078] - 对主要生理变量输入执行 N 分析；
- [0079] - 如果 R 分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且 N 分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化, 则发出警报；
- [0080] 其中, 所述两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量, 主要生理变量输入是收缩或平均血压；
- [0081] R 分析按顺序包括以下步骤：
- [0082] i. 对每个生理变量输入缓冲生理变量 R 时间段, 其中生理变量 R 时间段在当前时间完成, 产生每个生命体征输入的缓冲的生理变量数据；
- [0083] ii. 从每组缓冲的生理变量数据确定生理变量中位数；
- [0084] iii. 比较当前的生理变量值与各个生理变量中位数, 以确定每个生理变量的生理变量差, 所述当前的生理变量值是在当前时间的生理变量输入；
- [0085] iv. 等待预定时间, 生理变量 R_2 时间间隔, 执行步骤 (i) 到 (iii), 直到已经计算出每个生理变量的至少三个生理变量差；
- [0086] v. 比较每个生理变量的每个生理变量差, 如果每个生理变量输入的三个或更多连续的生理变量差在距各个生理变量中位数的同一方向, 则确定趋势。
- [0087] 如此, 对 R 分析来说, 每个生理变量 R 时间段包括至少对所考虑的生理变量的 10 次测量, 生理变量 R 时间段至少是 100 秒,
- [0088] 并且 N 分析按顺序包括以下步骤：
- [0089] vi. 对主要生理变量输入缓冲主要生理变量 N 时间段, 其中主要生理变量 N 时间段在当前时间完成, 产生缓冲的主要数据；
- [0090] vii. 执行主分量分析, 以确定主要生理变量在时间段 t_2 到 t_1 是否存在统计上显著的变化, 其中 t_1 = 时间 1, t_2 = 当前时间；其中, 如果主分量分析确定主要生理变量在每个方向都大于预期的预定数量的标准偏差 (SS), 则已经存在统计上显著的变化, 从而对每个方向独立选择 SS 。
- [0091] 如此, 对于使用主分量分析方法的 N 分析, t_1 和 t_2 之间的时间段至少是 10 秒, 并且每个 SS 都大于或等于 1；
- [0092] 其中, 警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多个的组合, 或者

是配置为以上这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。

[0093] 优选地,对至少三个生理变量执行 R 分析。除了当通过机械、机电或化学手段或它们的组合来稳定心率以外,生理变量的其中一种高度优选形式是心率。优选地,心率是从三个或更多不同心率来源获得的中位数心率。

[0094] 优选地,每个生理变量 R 时间段包括所考虑的生理变量的至少 20 次测量。在高度优选的形式中,至少 30 次测量。

[0095] 优选地,生理变量 R 时间段在 100 秒和 5 分钟之间。优选地,生理变量 R2 时间段是至少 10 秒。

[0096] 优选地,t1 和 t2 之间的时间段在 15 秒到 150 秒之间。

[0097] 本发明还包括系统,该系统包括至少一个输入设备、处理单元和一个或多个输出单元,其中:

[0098] - 所述或每个输入设备配置为测量至少一个生理变量并且输出生理变量输入;

[0099] - 处理单元配置为直接或间接接收来自所述或每个输入设备的每个生理变量输入并且执行前述方法,处理单元还配置为将警报作为警报信号输出到所述或每个输出单元;

[0100] - 所述或每个输出单元配置为将警报信号处理为以下形式中的一种或多种用于用户的警报:视觉、听觉、触觉或振动。

[0101] 优选地,所述或每个输入设备选自与一个或多个前述输入设备连接的心电图仪器 (ECG)、温度监控器、脉搏血氧计、无创血压监控器、有创血压监控器、气体分析监控器和麻醉监控器组成的列表。

[0102] 优选地,处理单元配置为直接接收来自所述或每个输入设备的输出。

[0103] 优选地,处理单元配置为对照一个或多个预定值、生理变量输入的伪假象值检查每个生理变量输入,以确定该生理变量输入是否是伪假象,其中伪假象是患者在那个时间可能的生理变量输入之外的生理变量输入,如果检测到伪假象,则该生理变量数据不用于 R 分析或 N 分析。优选地,如果检测到伪假象,则发出伪假象警报。

[0104] 优选地,处理单元配置为对等效警报抑制预定时间段,警报抑制时间。优选地,警报抑制时间是 5 分钟。

[0105] 优选地,一个输出设备是视觉显示单元,其配置为视觉上显示警报的表示物。优选地,视觉显示单元还显示一个或多个生理变量的生理变量输入的表示物。优选地,该表示物是选自自由图符、单词、图表、颜色、视觉标记和它们的组合组成的列表中的一种或多种形式。

[0106] 优选地,一个输出设备是配置为传送听觉警报的耳机。优选地,该耳机无线连接至处理单元。优选地,听觉警报包括警报的听觉描述。

[0107] 本发明还包括配置为无线或其他方式地连接至一个或多个输入设备和一个或多个输出设备的处理单元,以便所述处理单元配置为执行前述方法。

附图说明

[0108] 下面参照附图,仅通过示例的形式,详细描述本发明的优选实施例,其中:

[0109] 图 1 是监控系统的框图;

[0110] 图 2 是优选的监控系统;

[0111] 图 3 是显示方法的流程图。

[0112] 定义：

[0113] 转发：是包括通过任何手段（光学地、电学地、无线地、通过电线或物理地）从一个地方到另一个地方复制或移动数据、信号或事项。

[0114] Mm Hg：压力指标，毫米汞柱，大约 7.5mm 汞柱是 1kPa，大约 51.7mm 汞柱是 1 磅 / 平方英寸。

[0115] 生理变量：是包括任何变化的生理参数，诸如收缩有创动脉压、舒张有创动脉压、心率、脉量、二氧化碳水平（吸气、呼气末）、呼吸率、温度、无创血压（收缩和 / 或舒张）等。

[0116] 稳定状态数据：在麻醉应用中，这是在呼吸参数达到稳定状态后采集的数据，因为这避免了在神志清醒状态和神志不清状态之间的过渡过程中发生的混乱的生理变化。

具体实施方式

[0117] 参照图 1，示出了监控系统 1，其包括大量的输入设备 2、一个处理单元 3 和输出单元 4。

[0118] 每个输入设备 2 设计为测量患者的生理变量并且输出表示该生理变量的信号。输入设备 2 可以是直接输出可用信号的传感器或是输出可用信号的传感器和预处理设备。每个已知型号和规格的输入设备 2 旨在包括标准生命体征监控器，提供生命体征监控器能够提供与生理变量有关的可用信号。

[0119] 处理单元 3 是一个设备，它可以是运行计算机程序的计算机，计算机程序执行部分或全部方法。处理单元 3 从一个或多个输入设备 2 得到输出并且对其进行处理，以确定是否需要发出警报。

[0120] 输出单元 4 是可以向用户显示、呈现或可听见地传达警报的任何设备。例如，输出单元 4 包括但不限于监控器、扬声器、耳机、灯、视觉显示单元、仪表、振动设备或类似物。

[0121] 图 2 示出了监控系统 1 的优选形式，其中，输入设备 2 是心电图仪器 (ECG) 23、血压监控器 24、脉搏血氧计 25 和气体分析监控器 26。其中，气体分析监控器可以既包括呼吸气体分析，又包括血气分析，血压监控器是动脉血压监控器。

[0122] 这些输入设备 2 全都与另一个是麻醉监控器 27 的输入设备 2 连接。以下患者数据 28 从麻醉监控器 27 被传递到处理单元 3。

[0123] a. 温度；

[0124] b. 收缩血压；

[0125] c. 舒张血压；

[0126] d. 平均血压；

[0127] e. ECG 心率；

[0128] f. 血压监控器心率

[0129] g. 脉搏血氧计心率

[0130] h. 脉搏血氧计脉量

[0131] i. 呼气末（气体 Et）CO₂；

[0132] j. 吸气（气体 Fi）CO₂；

[0133] k. 气体呼吸率；

[0134] l. 呼气末麻醉剂分数；

[0135] 温度传感器采集 a, 血压监控器采集 b 到 d 和 f, ECG 采集 e, 脉搏血氧计采集 g 和 h, 气体分析监控器 26 采集 i 到 l。注意的是, 在这种情况下, 气体分析监控器 26 是呼吸气体监控器, 在未来基本上可以使用实时血气分析 (结合或替代呼吸气体监控器)。

[0136] 在第一处理单元 31 中, 动脉血压可选地用于基于以下公式计算呼吸相关的脉压变量 (RAPPV) :

$$[0137] \quad RAPPV = 100\% \times (PP_{\max} - PP_{\min}) / ((PP_{\min} + PP_{\max}) / 2)$$

[0138] 其中, $PP_{\max}$ = 最大脉压 ;

[0139] $PP_{\min}$ = 最小脉压 ;

[0140] 计算在规定时间段内的 RAPPV, 一般在 1 秒到 20 秒之间, 6-10 秒为优选的时间间隔。计算 RAPPV 是可选的, 但是其向系统的用户提供额外信息。

[0141] 来自麻醉监控器 27 的数据可以被整理并且发送为带分隔符的数据集合 (例如 ascii (美国信息交换标准码) 格式的逗号分隔的数据集合)、部分地整理并发送为原始并整理的数据或者只传递原始数据。不管麻醉监控器 27 转发什么格式的数据, 处理单元 3 都能够将该数据转换为格式化数据。其中格式化数据是用于使用标准手段进一步处理的适当格式的数据。这些标准手段包括但不限于模数转换器、软件驱动器、信号处理电路、频率计数器等。“标准手段”基本上包括任何能够将来自传感器或监控设备的原始电子 / 光学信号转换为表示该信号的数值的手段。

[0142] 当计算 RAPPV 时, RAPPV 和患者数据 28 作为引入数据 33 被转发到主处理单元 32。主处理单元 32 执行以下步骤 :

[0143] i. 将引入数据 33 转换为格式化数据,

[0144] ii. 检查伪假象,

[0145] iii. 将 R 格式化数据 34 转发给 R 处理单元 35,

[0146] iv. 将 N 格式化数据 36 转发给 N 处理单元 37,

[0147] v. 进一步将格式化数据处理为适于视觉显示的格式并且将该视觉数据 38 转发给视觉显示单元 40 以用于显示, 以及

[0148] vi. 缓冲数据 (33、34、36) 以进一步处理或转发给后续处理单元。

[0149] 主处理单元 32 执行的某些步骤可以并行发生, 其他步骤必须按顺序发生。

[0150] 在步骤 (i) 中, 主处理单元 32 接收引入数据 33, 在该步骤中需要将其分离和或转换, 以产生格式化数据。格式化数据是进一步处理所需要的格式, 在许多情况下, 它被预期为表示患者数据 28 的数值。

[0151] 在步骤 (ii), 检查引入数据 33 的伪假象, 其中伪假象是可能的超界的值, 例如温度 0°C、心率 1000 或急剧下降至零, 而其他变量没有明显变化。如果检测到伪假象, 那么这可以触发听觉或视觉的警报, 其中视觉警报可以是显示在视觉显示单元 40 上的特定标记。以下限制是可以用于确定是否患者数据中包含伪假象的示例 :

[0152] - 血压 (b 到 d 中任何一个) 小于大约 20mm Hg ;

[0153] - 收缩血压大于大约 220mm Hg ;

[0154] 一般地, 如果数字在作为来源的人类能够承受的数字之外, 或在迄今为止通常遇到的很有可能是罕见的、稀有的或不寻常的畸变的数字之外, 那么该数据很可能是伪假象, 因此相关数据是不可靠的, 不用于计算。如果检测到伪假象, 则其可能触发警报, 但是这将

导致相关数据不被用于预定时间段的计算。该伪假象的检测可以用于确定是否输入设备 2 或其与处理单元 3 的连接失败,或至少提供可疑数据。这可以再次防止发出假警报。

[0155] 在步骤 (iii) 中,将与收缩血压 (b)、中位数心率 (e 到 g 的中位数) (mHR) 和脉搏血氧计脉量 (h) 有关的格式化数据作为 R 格式化数据 34 转发到 R 处理单元 35,用于进一步处理。

[0156] 在步骤 (iv) 中,将与收缩血压 (b) 有关的格式化数据作为 N 格式化数据 36 转发到 N 处理单元 37,用于进一步处理。

[0157] 在步骤 (v) 中,将格式化数据进一步处理为视觉数据 38 并转发到视觉显示单元 40。基于接收到视觉数据 38 而在视觉显示单元 40 上显示的标记例如可以是单色或黑白组合的任何颜色的连续更新的图表、图表、数值数据、图像、单词、句子、图符、三维图像等。

[0158] 在步骤 (vi) 中,将包括 R 格式化数据 34 和 N 格式化数据 36 的引入数据 33 和 / 或格式化数据缓冲预定的时间段。预定的时间段可以是整个治疗过程,2 分钟、5 分钟、10 秒钟或任何两者之间的时间段。除了缓冲以外,引入数据 33 或格式化数据也可以被写入永久性或非永久性日志文件,以用于存储或分析。

[0159] 请注意,在步骤 (iii) 中,当心率本质上由起搏器、 β -受体阻滞药或高剂量麻醉剂确定时,可以不转发该心率 (e、g、h 或 mHR) 用于 R- 分析。在这种情况下,根据收缩血压 (b) 和脉搏血氧计脉量 (h) 数据进行 R- 分析。

[0160] R 处理:

[0161] 在 R 处理单元 35,对 R 格式化数据 34 缓冲预定的时间段,现在是 5 分钟,但是这是由输入设备 2 的采样率确定的,并且需要使用 30 个数据点计算中位数值。应当相信,稳定状态数据中的最少 10 个数据点和最少 100 秒的时间是必需的。这些最低限度并非结合起来将最小采样时间段确定为非常短的时间段 (少于 40 秒) 内的趋势,除非很明显,否则不太可能表示生理上的明显趋势,更有可能仅仅是噪音。

[0162] 收缩血压 (b) 的缓冲的 R 格式化数据 34 用于计算收缩血压中位数值 (bM),然后将其与当前收缩血压 (b) 比较,如果它们是不同的,则记录下来。收缩血压中位数值 (bM) 是计算出的 BP 时间段 (bT) 的收缩血压 (b) 的中位数,其中 BP 时间段 (bT) 是在当前时间完成的预定时间段。BP 时间段 (bT) 当前是 5 分钟,但是应当相信,一旦达到稳定状态,它可以低至 100 秒。

[0163] 预定时间段之后,优选地,大约 10 秒之后,重新计算收缩血压中位数值 (bM),并且将其与当前收缩血压 (b) 比较,如果它们不同,则记录下来。这个步骤在每个预定时间段重复进行。如果连续出现四个差异,并且这些差异都在距中位数的同一方向,则这很可能是趋势,而不是随机事件。

[0164] 中位数心率 (mHR) 的缓冲的 R 格式化数据 34 用于计算中位数心率中位数值 (mHRM),然后将其与当前中位数心率 (mHR) 比较,如果不同,则记录下来。中位数心率中位数值 (mHRM) 是针对 mHR 时间段 (mHRT) 计算出的中位数心率中位数值 (mHR) 的中位数,其中 mHR 时间段 (mHRT) 是在当前时间完成的预定时间段。mHR 时间段 (mHRT) 目前是 5 分钟,但是应当相信,一旦达到稳定状态,其可以低至 100 秒。

[0165] 预定时间段之后,优选地,大约 10 秒之后,重新计算中位数心率中位数值 (mHRM),并且将其与当前中位数心率 (mHR) 比较,如果它们不同,则记录下来。这个步骤在每个预定

时间段重复进行。如果出现四个连续差异,其中这些差异都在距中位数值的不同方向,则这很可能是趋势,而不是随机事件。

[0166] 请注意,在心率本质上由起搏器、 β -受体阻滞药或高剂量麻醉剂确定时,可以不转发该心率(e、g、h或mHR)用于R-分析。在这种情况下,虽然可以使用其他生命体征指标作为替代,但是通常不进行中位数心率(mHR)计算。

[0167] 脉搏血氧计脉量(h)的缓冲的R格式化数据34用于计算脉搏血氧计脉量中位数值(hM),然后将其与当前脉搏血氧计脉量(h)比较,如果不同,则记录。脉搏血氧计脉量中位数值(hM)是针对PV时间段(hT)计算出的脉搏血氧计脉量(h)的中位数,其中PV时间段(hT)是在当前时间完成的预定时间段。PV时间段(hT)目前是5分钟,但是应当相信,一旦达到稳定状态,其可以低至100秒。

[0168] 预定时间段之后,优选地,大约10秒之后,重新计算脉搏血氧计脉量中位数值(hM),并且将其与当前脉搏血氧计脉量(h)比较,如果它们不同,则记录下来。这个步骤在每个预定时间段重复进行。如果连续出现四个差异,其中这些差异都在距中位数值的不同方向,则这很可能是趋势,而不是随机事件。

[0169] 如果以下各项都存在趋势:

[0170] - 收缩血压(b)

[0171] - 中位数心率(e到f的中位数)(mHR),以及

[0172] - 脉搏血氧计脉量(h)

[0173] 那么这是随机事件的可能性是 $1/4096$ 。这是因为该值随机高于或低于中位数值的可能性是50%,因此四个连续的值在相同方向的可能性是 $(1/4)^4 = 1/16$ (16个中有1个可能),并且存在全部需要显示趋势的3个变量,所以可能性为 $(1/16)^3 = 1/4096$ 。如果还以相同方法测量并分析 CO_2 ,则可能性就变成 $(1/6)^4 = 1/65536$ 。

[0174] 请注意,如果收缩血压(b)、中位数心率(mHR)和脉搏血氧计脉量(h)中每个的趋势在距中位数值的不同方向,这是无关紧要的,唯一要紧的是存在趋势。例如,当中位数心率(mHR)和脉搏血氧计脉量(h)是上升趋势时,收缩血压(b)可以是下降趋势。

[0175] 在这个时间点,mHR时间段(mHRT)、BP时间段(bT)和PV时间段(hT)都是相同时间,但是应当相信,在某些情况下,它们可以不同。

[0176] 现在,显示趋势所需要的连续值的数量并不需要是4,它可以是3或更大,并且它对每个变量来说可以不同。被考虑的连续值的数量会影响结果的统计显著性,因此监控系统1的用户可以对其进行调整。

[0177] 将R处理单元35输出的R输出41转发给A处理单元42。R输出41可以包括R格式化数据34、任何与通过R处理单元35进行的计算相关的数据。

[0178] 正是由于在R处理单元35处理的全部变量都存在趋势,其不确定是否该趋势在临床上显著的,因此为了避免假警报,执行收缩血压(b)确认测试、N处理。

[0179] N处理:

[0180] 一旦接收到稳定状态数据,则N处理单元37在处理前对N格式化数据36缓冲预定的时间段。使用缓冲的N格式化数据36,计算从时间1(t1)到时间2(t2)的收缩血压变化量($\Delta b_{(12)}$)。使用该收缩血压的变化量($\Delta b_{(12)}$)和时间1时的收缩血压(bt1),执行以下计算:

[0181] $(bt1 - \overline{b})/(SDb) = V1$

[0182] $(\Delta b_{(t2)} - \overline{\Delta b})/(SD\Delta b) = V2$

[0183] 综合血压指标 (CbI) = $\sqrt{V1^2 + V2^2}$

[0184] 其中, $\overline{b}$ =来自人口数据的平均收缩血压;

[0185] $\overline{\Delta b}$ 是来自人口数据的收缩血压在 t1 和 t2 之间的时间段的平均变化量;

[0186] SDb 是来自人口数据的收缩血压的标准偏差;

[0187] $SD\Delta b$ 来自人口数据的收缩血压在 t1 和 t2 之间的时间段的变化量的标准偏差; t1 和 t2 之间优选的时间段是 30 秒。但是,基于到目前为止可用的人口数据,t1 和 t2 之间的时间段可以是在大约 15 秒和大约 150 秒之间的任何时间。

[0188] 在伦理委员会的许可研究下,从患者在治疗过程中获得人口数据,并且将该数据用于产生正常的人口数据。用于改变收缩血压变化的数量取决于 t1 到 t2 之间的时间长度,因此 $\overline{\Delta b}$ 和 $SD\Delta b$ 取决于所选择的时间段。这些数字可以从在手术期间,当患者在稳定状态时,通过任何有伦理委员会许可的人获取的收缩血压测量来产生,因此不提供具体数字。

[0189] Harrison M.J 和 Connor C.W. 的论文“Statistics Based Alarms from Sequential Physiological Measurements(来自连续生理测量的基于统计的警报)”,Anaesthesia(麻醉)2007 年 62 期 1015-1023 页,描述了这种类型处理的更多细节(通过引用结合到本文中)。该论文还描述了对主成分分析的使用,其被认为是更好的方法,但是还未被实施,因此其可以替换现在的方法。

[0190] 应当注意,如果综合血压指标 (CbI) 大于 2,则这在统计上可以被认为是显著的,虽然没有通过临床医生确认,但是其在临床上可能是不显著的。虽然应当相信的是,对于大多数情况应当使用最小值 2,但是监控系统 1 的用户可以调整综合血压指标 (CbI) 值的触发点。

[0191] 由 N 处理单元 37 实现的这个测试表明变量已经发生了显著变化,在本例中变量是收缩血压 (b)。这并不能提供任何信息有助于临床医生给出该显著变化意味着什么或者其是否在临床上是显著的建议。

[0192] 来自 N 处理单元 37 的输出 (N 输出 43) 被转发到 A 处理单元 42。N 输出 43 可以包括 N 格式化数据 36、任何与 N 处理单元 37 执行的计算有关的数据和综合血压指标 (CbI)。

[0193] A 处理

[0194] A 处理单元 42 确定:

[0195] - 收缩血压 (b)、中位数心率 (mHR) 和脉搏血氧计脉量 (h) 中的每一个都存在趋势;以及

[0196] - 综合血压指标 (CbI) 是 2 或更大;

[0197] 如果它们被确认,则在发出警报 50 前,A 处理单元 41 执行进一步处理。通过只有满足所需条件才发出警报 50,存在很高的已经发生了临床显著变化并且该警报 50 很可能为真的可能性。通过使用本系统和 / 或方法,假警报的数量(也就是不需要临床医生跟进的警报)预计将远低于现在的水平。

[0198] 该进一步处理可以包括比较趋势的方向和某些条件预期的方向、对照预定值检查血压变化的大小、检查以查看之前是否发出过警报 50 或对照例如预存储值检查输入数据 33 和 / 或 N 输出 43 和 / 或 R 输出 41。

[0199] 警报 50 可以采用许多形式,其可以是任何能够被用户解读的可识别的视觉、听觉或振动 / 触觉信号。例如,其可以是发送到视觉显示单元 40 的一个或多个标记、来自耳机或扬声器的可听信号、特定的灯 (LED、白炽灯、荧光灯)、发送到寻呼机的振动信号或任何发送到警报设备 51 的这些形式的组合。其中,警报设备 51 是使警报听得见和 / 或视觉上可获取和 / 或以可触摸方式可获取的设备。例如,警报设备 51 是耳机、扬声器、灯、寻呼机、振动器、监控器等或这些设备的任何组合。警报设备 51 和 / 或视觉显示单元 40 与处理单元物理连接或无线连接 (射频连接、光学连接等)。

[0200] 在一些情况下,临床医生可以戴上 Bluetooth™ 耳机,处理单元 3 将警报 50 传送到耳机,该警报 50 可以是警报 50 的言语描述或仅仅是可识别的声音 / 声音组合。这可以通过显示一系列表示各变量趋势方向的标记和一份对警报 50 可能原因的书面描述的监控器来支持。

[0201] 在第二实施例中,将引入数据送到计算机,该计算机运行执行计算步骤的软件,确定显示的标记并且将该标记输出到标准监控器。引入数据 33 可能需要被处理为适合于该软件的形式,这可以由标准硬件组件、标准或自定义编写的驱动程序或其他已知手段来完成。

[0202] 如果发送的是原始数据,则处理单元 3 可能需要包括驱动器或其他预处理步骤或其他单元,以将接收到的数据转换为可用格式。

[0203] 在可替换实施例中,在主处理单元 32 中执行的步骤 (v) 可以在不用事先处理为格式化数据的情况下使用引入数据 33。

[0204] 在另一可替换实施例中,R 格式化数据 34 包括选自温度、气体浓度和呼吸率 (a、i、j、k、l) 的一个或多个额外的数据流,其还是经受类似的确定趋势的分析。也就是说,变量 q(q) 的缓冲的 R 格式化数据 34 用于计算中位数 q 值 (qM),然后将其与 q 变量 (q) 的当前值比较,如果它们不同,则记录下来。中位数 q 值 (qM) 是针对 qV 时间段 (qT) 计算出的的变量 q(q) 值的中位数值,其中 qV 时间段 (qT) 是在当前时间完成的预定时间段。qV 时间段 (qT) 现在是 5 分钟,但是应当相信,一旦达到稳定状态,它可以低至 100 秒。预定时间段之后,优选地,大约 10 秒之后,重新计算中位数 q 值 (qM),并且将其与变量 q(q) 的当前值比较,如果它们不同,则记录下来。这个步骤在每个预定时间段重复进行。如果连续出现四个差异,其中这些差异都在距中位数值的不同方向,则这很可能是趋势。

[0205] 在又一实施例中,将麻醉监控器 27 加入处理单元 3,则处理单元 3 连同警报显示任何或所有原始的和经处理的 (实时的或以其他方式的) 数据。

[0206] 在另一实施例中,使用平均血压 (d)、平均血压在时间 1 (t1) 和时间 2 (t2) 之间的变化量 ($\Delta d_{(12)}$) 替代收缩血压 (b) 和收缩血压 (b) 在时间 1 (t1) 和时间 2 (t2) 之间的变化量 ($\Delta b_{(12)}$)。在这种情况下,R 处理的步骤必须使用平均血压的总体值。

[0207] 在另一实施例中,使用心率 (ECG 心率 (e)、血压监控器心率 (f) 或脉搏血氧计心率 (g) 中任何一个) 的特定来源,而不是中位数心率 (mHR)。在其他实施例中,使用 ECG 心率 (e)、血压监控器心率 (f) 或脉搏血氧计心率 (g) 的其他组合,例如,可以计算并使用平均

值。

[0208] 请注意,现在使用的是脉搏血氧计脉量 (h),但是如果可以的话,可以使用脉量数据的可替代来源。

[0209] 在一些实施例中,只输入血压 (B 和 / 或 d)、心率 (e、f、g 或 e 到 g 的中位数值中的一个或多个) 和脉搏血氧计脉量 (h),这是因为即使不存在气体分析监控器 26,该方法和监控系统 1 仍然可以操作。在这种情况下,计算所需要的稳定状态将很可能需要临床医生来确定。

[0210] 输入设备 2 和采集的数据的范围非常广阔,并且前面提到的那些不应被视为是限制,例如至少有以下:

[0211] -SpO₂(来自脉搏血氧计)-血氧含量;

[0212] -来自 ECG 的 ST 改变(显示心肌缺氧的体征);

[0213] -使用许多种不同技术(脉搏波形分析、热稀释、染料稀释、阻抗、多普勒、上收缩波形分析等)的心输出量监控器;

[0214] -脑功能监控器(BIS、诱发电位、红外光谱法、动静脉差异);T

[0215] -经皮的 O₂/CO₂ 分析、血红蛋白评估;

[0216] -呼吸生理测量(压力容积回路、气道阻抗、检测新陈代谢率变化的氧气差);

[0217] -检测肌肉松弛度的神经肌肉监控设备;

[0218] -超声心动图;

[0219] -血管内电解质、化学物质和某些药物的测量(场效应传感器);以及

[0220] -血块的近实时测量。

[0221] 来自以上任何一个的输出还可以经受 R 分析。

[0222] 应当注意,人们相信,通过使用中位数值来获得 R 分析的最佳结果,但是,这并不排除使用计算出的平均或预定总体值进行替换。可以计算出有关变量在特定时间或者在获取特定数量的测量后的平均值,或者其可以不断地更新。正因为如此,当使用术语“中位数”时,还包括使用预定总体值或计算的平均值替换中位数。

[0223] 如图 3 所示,本发明还包括分析从至少两个输入设备 2 接收的生理数据,其包括以下步骤:

[0224] A. 采集数据;

[0225] B. R 分析;

[0226] C. N 分析;

[0227] D. 检查;

[0228] E. 是否需要警报 50;

[0229] F. 发出警报 50。

[0230] 步骤 A 是从输入设备 2 采集数据,并且,需要时,将数据转换为能够进一步处理的形式。

[0231] 步骤 A、步骤 B 和步骤 C 之后,分别执行如上详细所述的 R 分析和 N 分析。然后,将 R 输出 41 和 N 输出 43 转发给 A 单元用于检查。

[0232] 在步骤 D,A 处理单元 42 确定在 R 处理单元 35 处理的分离的数据流中存在统计上显著的趋势,综合血压指标 (CbI) 确定血压 (b 或 d) 在统计上显著的变化和血压的变化量

($\Delta b_{(12)}$ 或 $\Delta d_{(12)}$)。如果 R 输出 41 和综合血压指标 (CbI) 均显示出统计上显著的结果,则 A 处理发出警报 50。

[0233] 请见下面一些示例,请注意,虽然发出警报 50 并且呈现趋势,但是临床医生需要确认条件的出现:

[0234] 示例 1

[0235] 收缩血压 (b) 的下降趋势;

[0236] 中位数心率 (mHR) 的上升趋势;以及

[0237] 脉搏血氧计脉量 (h) 的下降趋势;

[0238] 并且 $CbI > SS$;

[0239] 能够显示急性发作低血容量症 (绝对的)。

[0240] 示例 2

[0241] 收缩血压 (b) 的下降趋势;

[0242] 中位数心率 (mHR) 的可变趋势;以及

[0243] 脉搏血氧计脉量 (h) 的上升趋势;

[0244] 并且 $CbI > SS$;

[0245] 能够显示急性发作低血容量症 (相对的)。

[0246] 示例 3

[0247] 收缩血压 (b) 的上升趋势;

[0248] 中位数心率 (mHR) 的上升趋势;以及

[0249] 脉搏血氧计脉量 (h) 的下降趋势;

[0250] 并且 $CbI > SS$;

[0251] 能够显示交感神经反应;

[0252] 关键词

[0253] 1. 监控系统;

[0254] 2. 输入设备;

[0255] 3. 处理单元;

[0256] 4. 输出单元;

[0257] 5. ;

[0258] 23. 心电图仪器 (ECG);

[0259] 24. 血压监控器;

[0260] 25. 脉搏血氧计;

[0261] 26. 气体分析监控器;

[0262] 27. 麻醉监控器;

[0263] 28. 患者数据;

[0264] 30. ;

[0265] 31. 第一处理单元;

[0266] 32. 主处理单元;

[0267] 33. 引入数据 (至主处理单元,包括 28 和在其中计算的 RAPPV);

[0268] 34. R 格式化数据 (b 和 e 到 i);

- [0269] 35. R 处理单元；
- [0270] 36. N 格式化数据 (b)；
- [0271] 37. N 处理单元；
- [0272] 38. 视觉数据；
- [0273] 39. ；
- [0274] 40. 视觉显示单元；
- [0275] 41. R 输出（从 R 处理单元输出）；
- [0276] 42. A 处理单元；
- [0277] 43. N 输出（从 N 处理单元输出）；
- [0278] 50. 警报；
- [0279] a. 温度；
- [0280] b. 收缩血压；
- [0281] c. 舒张血压；
- [0282] d. 平均血压；
- [0283] e. ECG 心率；
- [0284] f. 血压监控器心率；
- [0285] g. 脉搏血氧计心率；
- [0286] h. 脉搏血氧计脉量；
- [0287] i. 呼气末（气体 Et）CO₂；
- [0288] j. 吸气（气体 Fi）CO₂；
- [0289] k. 气体呼吸率；
- [0290] l. 麻醉剂的呼气末分数；
- [0291] bM. 时间段 bT 内的中位数收缩血压；
- [0292] bT. 血压时间段；
- [0293] mHR. 中位数心率，e 到 g 的中位数；
- [0294] mHRM. 时间 mHRT 的中位数心率中位数值；
- [0295] mHRT. 中位数心率时间段；
- [0296] hM. 时间段 hT 内的脉搏血氧计脉量中位数值；
- [0297] hT. 脉搏血氧计脉量时间段；
- [0298] q. 变量 q 指除了 b、mHR 和 h 以外的任何测量的变量；
- [0299] qM q 变量在时间 qT 的中位数值；
- [0300] qT 变量 q 时间段；
- [0301] t1 时间 1；
- [0302] t2 时间 2；
- [0303] $\Delta b_{(12)}$ 收缩血压 (b) 在时间 t1 和时间 t2 之间的变化量；
- [0304] $(\overline{\Delta b})$ 来自人口数据的收缩血压在时间 t1 和时间 t2 之间的平均变化量。
- [0305]

$\overline{b}$ = 来自人口数据的平均收缩压；

- [0306] CbI 综合血压指标。
- [0307] $\Delta d_{(12)}$ 平均血压在时间 t_1 和时间 t_2 之间的变化量；
- [0308] u_{t1} 是主要生理变量在 t_1 的值；
- [0309] $\bar{u}$ 是来自人口数据的平均主要生理值；
- [0310] $\Delta \bar{u}$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t_1 到 t_2 之间的时间段的平均变化量；
- [0311] $\Delta u_{(12)}$ 是主要生理变量在 t_1 到 t_2 之间的时间段的变化量；
- [0312] SDu 是来自人口数据的主要生理变量的标准偏差；
- [0313] $SD \Delta u$ 是来自人口数据的主要生理变量在 t_1 到 t_2 之间的时间段的变化量的标准偏差；
- [0314] CuI 是综合主要生理变量指标；

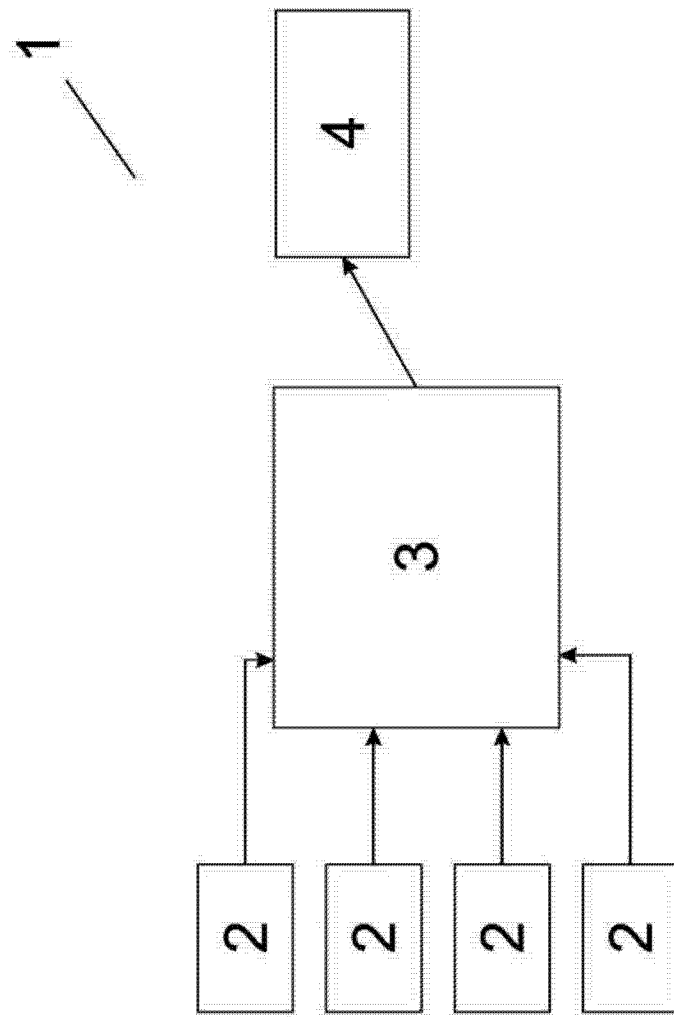


图 1

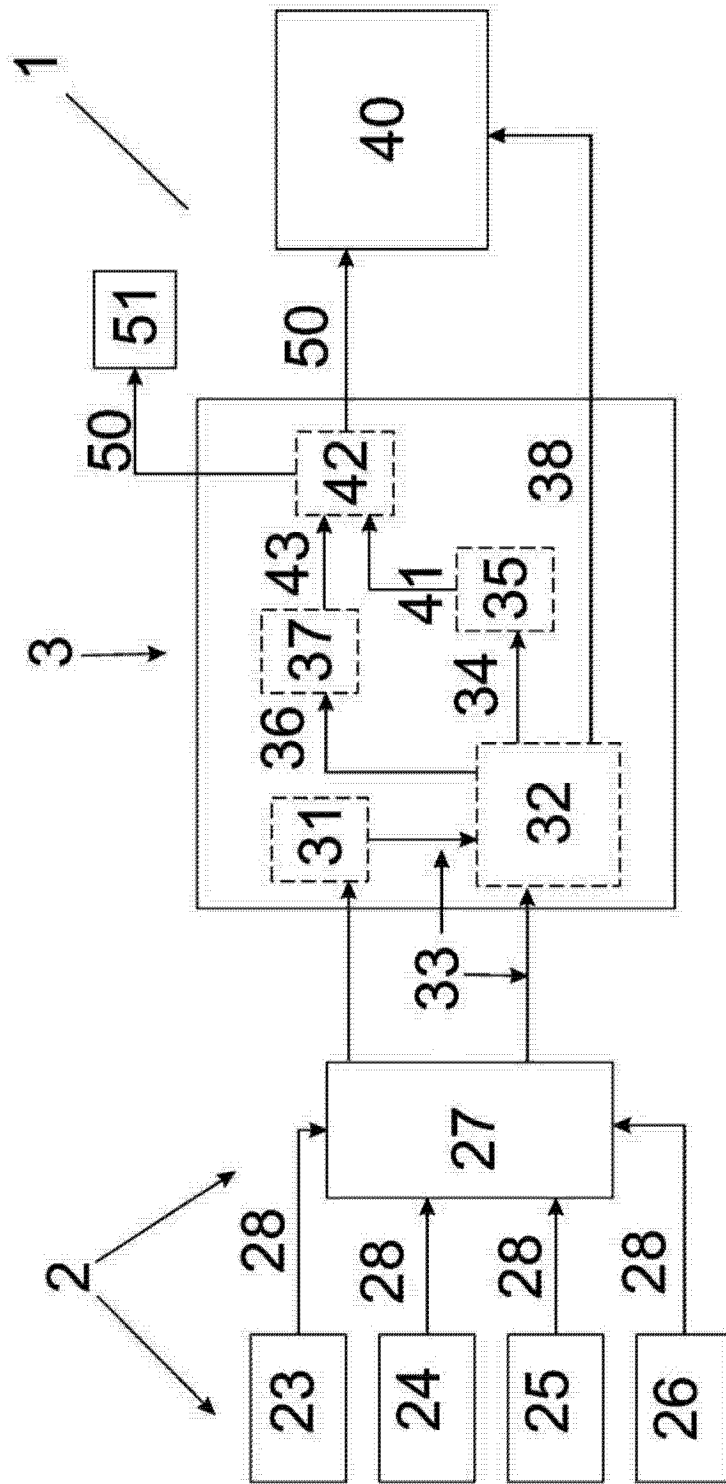


图 2

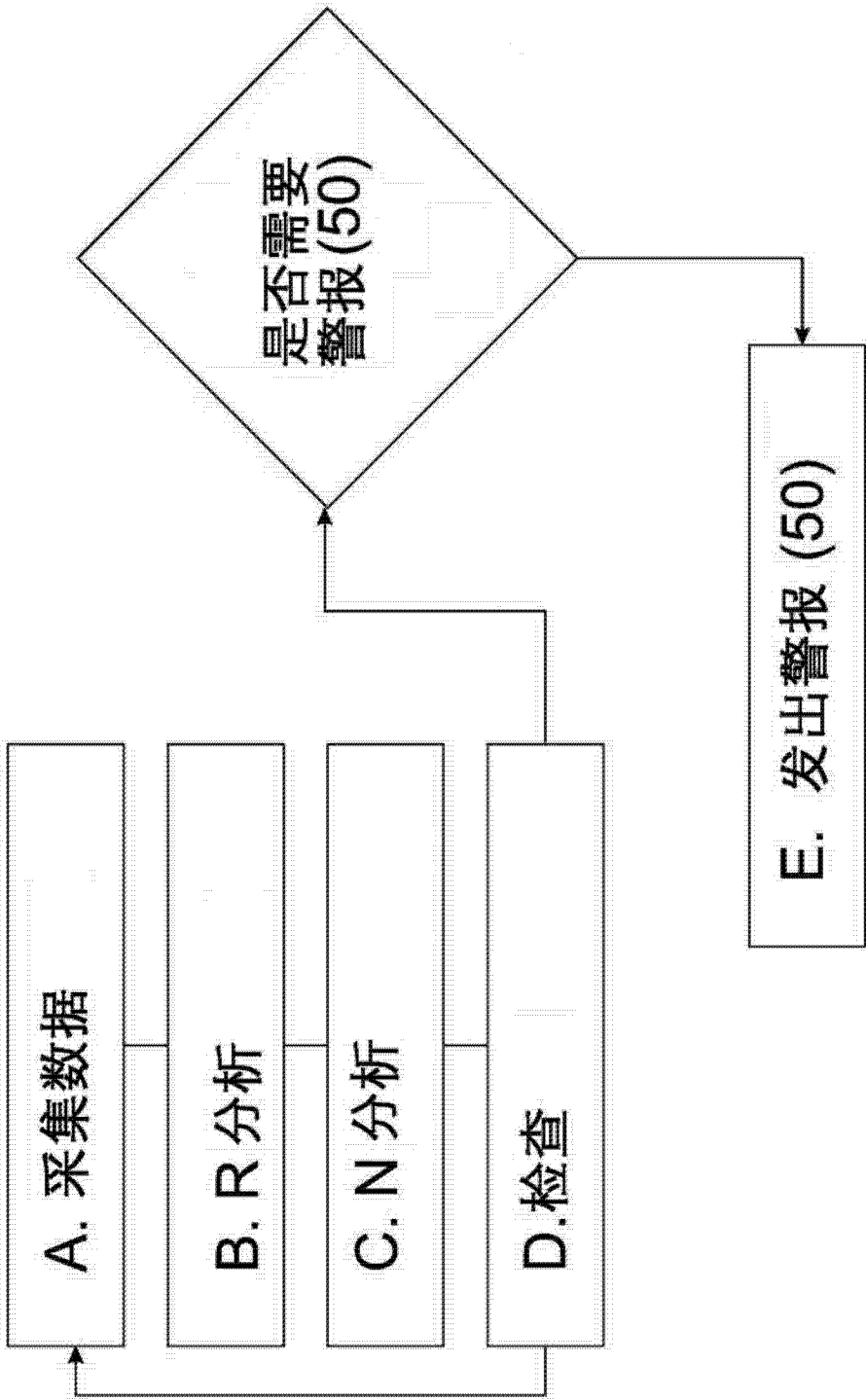


图 3

专利名称(译)	基于佐证的交互监控设备和方法		
公开(公告)号	CN104271036A	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	CN201380022373.2	申请日	2013-04-29
[标]申请(专利权)人(译)	米马尔有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	米马尔有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	米马尔有限合伙公司		
[标]发明人	MJ哈里森		
发明人	M·J·哈里森		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/04 A61B5/00 G06F19/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/7264 A61B5/4821 A61B5/024 A61B5/7282 A61B5/0205 A61B5/0816 A61B5/746 A61B5/0002 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/0215 A61B5/022 A61B5/02405 A61B5/0295 A61B5/0402 A61B5/14551 A61B5/6803 A61B5/7203 A61B5/7246 A61B5/7275 A61B5/741 A61B5/743 A61B5/7455		
代理人(译)	张春媛		
优先权	609832 2013-04-24 NZ 598246 2012-04-30 NZ		
其他公开文献	CN104271036B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于发出警报的方法，该方法包括以下步骤：-对两个或更多生理变量输入执行R分析；-对主要生理变量输入执行N分析；-如果R分析确定生理变量输入中的每一个的趋势并且N分析显示出主要生理变量输入的统计上显著的变化，则发出警报；其中，两个或更多生理变量输入包括收缩或平均血压和脉量，主要生理变量输入是收缩或平均血压；以便于警报是视觉的、听觉的、振动的、触觉的或它们中两个或更多的组合，或者是配置为以这些形式中的一种输出警报的输出单元的警报信号。

