



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510067612.3

[45] 授权公告日 2008 年 12 月 24 日

[11] 授权公告号 CN 100444787C

[22] 申请日 2005.4.21

[21] 申请号 200510067612.3

[30] 优先权

[32] 2004. 4. 22 [33] EP [31] 04101678.3

[73] 专利权人 普尔松医疗系统公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 U·J·普菲菲尔 R·克诺尔

F·米查德

[56] 参考文献

EP1236435A1 2002.9.4

US6537230B1 2003.3.25

US5526817A 1996.6.18

WO01/30237A 2001.5.3

审查员 杨德智

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 杨生平 张志醒

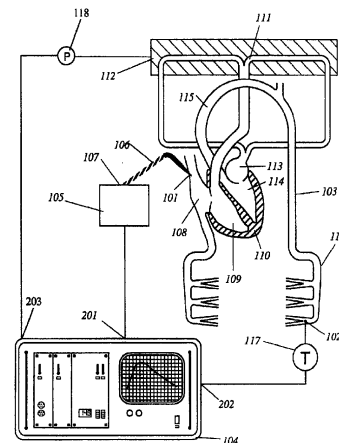
权利要求书 4 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 发明名称

确定胸内血量和其它心血管参数的装置计算机系统

[57] 摘要

用于通过热稀释测量确定 ITBV 和其它心血管参数的设备、计算机系统、计算机程序、和存储介质。设备包括：温度影响装置，在病人脉管系统接近第一位置处激励初始局部温度变化，从而在病人血液流中引入行进的温度偏差；温度传感器装置，在病人脉管系统中第一位置下游的第二位置处测量病人血液局部温度；计算机系统，耦合到温度传感器装置，作为时间函数记录在第二位置测量的病人的局部血液温度，以确定热稀释曲线，并用于从热稀释曲线确定病人的 GEDV 和 ITTV，以及进一步用于根据以下公式确定病人的 ITBV： $ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$ 。其中，ITBV 是胸内血液量，GEDV 是全局扩张终末期量，ITTV 是胸内热量，P 是病人肺内的气道压力。



1. 用于通过热稀释测量确定胸内血液量 ITBV 和其它心血管参数的设备, 包括:

- a) 温度影响装置 (107), 用于在病人脉管系统 (103) 的接近第一位置 (101) 处激励一个初始局部温度变化, 从而在病人血液流中引入一个行进的温度偏差;
- b) 温度传感器装置 (117), 用于在病人脉管系统 (103) 中位于第一位置 (101) 下游的第二位置 (102) 处测量病人血液的局部温度;
- c) 计算机系统 (104), 耦合到所述温度传感器装置 (117), 并用于作为时间函数记录在所述第二位置 (102) 测量的所述病人的局部血液温度, 以确定一个热稀释曲线;
- d) 所述计算机系统 (104) 进一步用于从所述热稀释曲线确定病人的全局扩张终期量 GEDV 和病人的胸内热量 ITTV;
- e) 所述计算机系统 (104) 进一步用于根据以下公式确定病人的胸内血液量 (ITBV):

$$ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$$

其中, ITBV 是胸内血液量, GEDV 是全局扩张终期量, ITTV 是胸内热量, P 是病人肺内的气道压力。

2. 权利要求 1 所述的设备, 其中函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  被选择为:

$$f(GEDV, ITTV, P) = a \cdot GEDV + b + c \cdot ITTV + d \cdot P$$

其中, a 是随样本不同而不同的参数,  $1 < a < 2$ ,

b 是随样本不同而不同的参数, 包括零,

c 是随样本不同而不同的参数,  $c < 0$ ,

d 是随样本不同而不同的参数, 包括零,

其限制条件是 c 和 d 不能同时为零。

3. 权利要求 1 所述的设备, 其中函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  被选择为:

$$f(GEDV, ITTV, P) = \frac{a}{c \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d \frac{P}{P_{norm}}} GEDV + b$$

a, b, c, 和 d 是随样本而不同的参数, 且  $1 < a / (c+d) < 2$ , 其中,  $ITTV_{norm}$ 、 $GEDV_{norm}$ 、和  $P_{norm}$  分别是 ITTV、GEDV、和 P 的实验额定值。

4. 权利要求 1 所述的设备, 其中函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  被选择为:

$$ITBV = \frac{a \cdot GEDV}{\left[ c2 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + 1 \right] \cdot \left[ d2 \cdot \frac{P}{P_{norm}} + 1 \right]} + b + c1 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d1 \cdot \frac{P}{P_{norm}}$$

a, b, c1, c2, d1 和 d2 随样本不同而不同的参数,  $0.5 < a / (c2+1) (d2+1) < 10$ , 其中,  $ITTV_{norm}$ 、 $GEDV_{norm}$ 、和  $P_{norm}$  分别是 ITTV、GEDV、和 P 的实验额定值。

5. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 其中 P 设置为等于跨壁肺压力  $P_{tm}$ , 而  $P_{tm}$  定义为

$$P_{tm} = ITP - P_{mv}$$

ITP 为胸内压力,  $P_{mv}$  是微脉管压力。

6. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 其中 P 是在机械呼吸器的气道内测量的压力。

7. 权利要求 6 所述的设备, 其中 P 是正端呼气压力 PEEP。

8. 权利要求 7 所述的设备, 其中 P 是平均气道压力。

9. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 用于通过肺与肺内腔之间的压差热稀释确定至少一个所述心血管参数。

10. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 用于按照以下公式确定脉管外肺水 EVLW 的估计值:

$$EVLW = ITTV - ITBV$$

EVLW 是脉管外肺水。

11. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 用于按照以下公式确定 ITTV:

$$ITTV = CO \cdot MTT$$

CO 是心脏输出, MTT 是平均过渡时间, 表示所述温度偏差从所述第一位置 (101) 行进到所述第二位置 (102) 所需的时间。

12. 权利要求 1-4 任一项所述的设备, 用于按照以下公式确定 GEDV:

$$GEDV = CO \cdot (MTT - DST)$$

CO 是心脏输出, MTT 是平均过渡时间, 表示所述温度偏差从所述第一位置 (101) 行进到所述第二位置 (102) 所需的时间, DST 是所述热

稀释曲线的下斜坡时间。

13. 权利要求 1-4 任一项所述的设备，进一步包括耦合到所述计算机系统 (104) 的压力检测装置 (118)。

14. 一种计算机系统 (104)，包括：第一耦合装置，用于将所述计算机系统 (104) 耦合到温度影响装置 (107)；第二耦合装置，用于将所述计算机系统 (104) 耦合到温度传感器装置 (117)；和访问装置，用于访问可执行指令，以使所述计算机系统 (104) 执行以下功能：

- a) 控制温度影响装置 (107)，以便在病人脉管系统 (103) 的接近第一位置 (101) 处激励一个初始局部温度变化，从而在病人血液流中引入一个行进的温度偏差；
- b) 记录由温度传感器装置 (117) 在病人脉管系统 (103) 中位于第一位置 (101) 下游的第二位置 (102) 处测量的病人血液的作为时间函数的局部温度，以确定一个热稀释曲线；
- c) 从所述热稀释曲线确定病人的全局扩张终期量 GEDV 和病人的胸内热量 ITTV；
- d) 根据以下公式确定病人的胸内血液量 (ITBV)：

$$ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$$

其中，ITBV 是胸内血液量，GEDV 是全局扩张终期量，ITTV 是胸内热量，P 是病人肺内的气道压力。

15. 权利要求 14 所述的计算机系统，其中函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  被选择为：

$$f(GEDV, ITTV, P) = a \cdot GEDV + b + c \cdot ITTV + d \cdot P$$

其中，a 是随样本不同而不同的参数， $1 < a < 2$ ，

b 是随样本不同而不同的参数，包括零，

c 是随样本不同而不同的参数， $c < 0$ ，

d 是随样本不同而不同的参数，包括零，

其限制条件是 c 和 d 不能同时为零。

16. 权利要求 14 所述的计算机系统，其中函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  被选择为：

$$f(GEDV, ITTV, P) = \frac{a}{c \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d \frac{P}{P_{norm}}} GEDV + b$$

a, b, c, 和 d 是随样本而不同的参数, 且  $1 < a / (c+d) < 2$ , 其中,  $ITTV_{norm}$ 、 $GEDV_{norm}$ 、和  $P_{norm}$  分别是 ITTV、GEDV、和 P 的实验额定值。

17. 权利要求 14 所述的计算机系统, 其中函数  $f (GEDV, ITTV, P)$  被选择为:

$$ITBV = \frac{a \cdot GEDV}{\left[ c2 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + 1 \right] \cdot \left[ d2 \cdot \frac{P}{P_{norm}} + 1 \right]} + b + c1 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d1 \cdot \frac{P}{P_{norm}}$$

a, b, c1, c2, d1 和 d2 随样本不同而不同的参数,  $0.5 < a / (c2+1) (d2+1) < 10$ , 其中,  $ITTV_{norm}$ 、 $GEDV_{norm}$ 、和  $P_{norm}$  分别是 ITTV、GEDV、和 P 的实验额定值。

18. 权利要求 14 - 17 任一项所述的计算机系统, 包括一个端口, 耦合到位于一个机械呼吸器的气道内的压力传感器。

19. 权利要求 14 - 17 任一项所述的计算机系统, 用于按照以下公式确定脉管外肺水 EVLW 的估计值:

$$EVLW = ITTV - ITBV$$

EVLW 是脉管外肺水。

20. 权利要求 14 - 17 任一项所述的计算机系统, 用于按照以下公式确定 ITTV:

$$ITTV = CO \cdot MTT$$

CO 是心脏输出, MTT 是平均过渡时间, 表示所述温度偏差从所述第一位置 (101) 行进到所述第二位置 (102) 所需的时间。

21. 权利要求 14 - 17 任一项所述的计算机系统, 用于按照以下公式确定 GEDV:

$$GEDV = CO \cdot (MTT - DST)$$

CO 是心脏输出, MTT 是平均过渡时间, 表示所述温度偏差从所述第一位置 (101) 行进到所述第二位置 (102) 所需的时间, DST 是所述热稀释曲线的下斜坡时间。

## 确定胸内血量和其它心血管参数的装置计算机系统

### 技术领域

本发明涉及用于通过热稀释测量法来确定病人的胸内血液量和其它心血管参数的装置、计算机系统、和计算机程序。

### 背景技术

执行肺与肺内腔之间热稀释测量法的技术的当前状态是用于将一个热指示剂药丸注入病人的上腔静脉，并在病人体循环的一个位置（如病人的股动脉）测量热反应，以确定热稀释曲线。该方法的一个示意性例子示于图 3，其中横坐标（时间轴）1 是线性的，纵坐标（温度差轴）2 是对数的，各种心血管参数可以通过使用运行计算机程序的计算机系统来导出，这些计算机程序执行参数计算，如 W093/21823 所公开的，该文献的内容在此引作参考，并在下面简要介绍。

心脏输出 CO 可以通过基于 Stewart-Hamilton 公式的算法来确定：

$$CO = \frac{V_L(T_B - T_L)K_1K_2}{\int \Delta T_B(t) dt}$$

其中， $T_B$  是初始血液温度， $T_L$  是用作热指示剂的液体药丸的温度， $V_L$  是热指示剂的体积， $K_1$  和  $K_2$  是常数，以考虑具体的测量设置，而  $\Delta T_B(t)$  是相对于基线血液温度  $T_B$ ，作为时间函数的血液温度。热指示剂相对于血液温度可以较冷，也可以较热。为了获得心脏输出，热稀释曲线下的面积必须通过数学积分来确定。

如图 1 所示可以从热稀释曲线 3 导出的其它参数包括指数衰减或下斜坡时间 DST，即血液温度差  $\Delta T_B(t)$  下降因数  $e^{-1}$  所需的时间；出峰时间 AT，即注射药丸的时刻 IT 和第一次出现明显温度差  $\Delta T_B(t)$  之间的时间；以及平均过渡时间 MTT。

胸内热量 ITTV 和胸内血液量 ITBV 可以按照以下公式确定：

$$ITTV = CO \cdot MTT$$

$$ITBV = a' \cdot GEDV + b'$$

其中， $a'$  和  $b'$  是针对特定样本的常数，GEDV 是全局扩张终期量，该量可以按照以下公式确定：

$$GEDV = CO \cdot (MTT - DST)$$

血液外热量估算值可以按照胸内热量 ITTV 和胸内血液量 ITBV 的差来确定：

$$ETV = ITTV - ITBV$$

如果肺内没有灌注缺损（如大量的肺栓塞或大的单个栓塞），则血管外热量与血管外肺水的程度紧密相关。

肺与肺内腔之间热稀释法已经证明是一种估算血管输出、血管前负荷、和血管外肺水（EVLW）的一种可靠技术，即确定肺水肿量的一种可靠技术。通过注射单个指示剂估算 EVLW 是基于以上提及的关系式  $ITBV = a' \cdot GEDV + b'$ 。这一方法已经证明可以与双指示剂（热染料）稀释技术和体外重量分析法相比。

但是，对于机械通气（mechanically ventilated）的患者和患有严重肺水肿的患者，结果不是十分满意。

因此，本发明的目的是提供一种新的装置，新的计算机系统，和新的计算机程序，以允许通过单指示剂的肺与肺内腔之间热稀释法来准确确定患有严重肺水肿和/或机械通气病人的胸内血液量。

### 发明内容

发明人发现，若干个因素（特别是肺水肿和气道压力）影响心血管/肺部血液量关系，从而影响通过肺与肺内腔之间热稀释法对 EVLW 的估算。确实，水肿的肺部会压迫肺络，并增强肺血管收缩，这两个因素都会减小实际的肺血液量，因此导致 ITBV 的过量估计和血管外肺水 EVLW 的估计不足（当 ITBV 被估计为  $1.25 \times GEDV$  时）。类似地，气道压力的任何增加（与潮气量的增加或施加正末端呼气压力有关）可能导致肺血液量的减少，这可能改变心脏/肺血液量的比例。

为了实现上述目的，本发明提供了一种装置，用于通过热稀释测量法确定病人的胸内血液量（ITBV）和其它心血管参数，包括：温度影响装置，用于在病人血管系统的第一位置附近激励一个初始局部温度变化，从而向病人的血液流中引入一个移动的温度偏差；温度传感器

设备，用于在病人血管系统中位于所述第一位置下游的第二位置测量病人血液的局部温度；计算机系统，连接到所述温度传感器设备，记录在所述第二位置测量的所述病人的局部血液温度，作为时间的函数，来确定热稀释曲线，所述计算机系统从所述热稀释曲线进一步确定病人的全局扩张终期血液量（GEDV）和病人的胸内热量（ITTV），所述计算机系统进一步根据以下公式确定病人的胸内血液量（ITBV）：

$$ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$$

ITBV 是胸内血液量，GEDV 是全局扩张终期血液量，ITTV 是胸内热量，P 是病人肺内的气道压力。

为了实现上述目的，本发明还提供一种计算机系统，包括：第一耦合装置，将所述计算机系统耦合到温度影响装置；第二耦合装置，将所述计算机系统耦合到气道压力传感器设备；和访问装置，用于访问可执行指令，以使得所述计算机系统控制所述温度影响装置，来在病人血管系统的第一位置激励一个初始局部温度变化，从而在病人血流中引入一个温度偏差，记录由温度传感器设备测量的病人局部血液温度，用于在病人血管系统中位于所述第一位置下游的第二位置病人血液的局部温度，作为时间函数来确定热稀释曲线，从所述热稀释曲线确定病人的全局扩张终期血液量（GEDV）和病人的胸内热量（ITTV），并根据以下公式确定病人的胸内血液量（ITBV）：

$$ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$$

ITBV 是胸内血液量，GEDV 是全局扩张终期血液量，ITTV 是胸内热量，P 是病人肺内的气道压力。

为了实现上述目的，本发明还提供一种计算机程序，用于通过热稀释测量法确定病人的胸内血液量（ITBV）和其它心血管参数，包括：可以由计算机系统执行的指令，使所述计算机系统控制温度影响装置，用于在病人血管系统的第一位置附近激励一个初始局部温度变化，从而向病人的血流中引入一个移动的温度偏差；记录由温度传感器设备测量的所述病人的局部血液温度，用于在病人血管系统中位于所述第一位置下游的第二位置测量病人血液的局部温度，作为时间的函数，来确定热稀释曲线，从所述热稀释曲线确定病人的全局扩张终期血液量（GEDV）和病人的胸内热量（ITTV），并根据以下公式确定病人的胸内血液量（ITBV）：

$$ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$$

ITBV 是胸内血液量, GEDV 是全局扩张终期血液量, ITTV 是胸内热量, P 是病人肺内的气道压力。

通过不仅作为全局扩张终期血液量 (GEDV) 的函数, 而且作为胸内热量的函数来确定胸内血液量, 实践证明, 可以进行更好的胸内血液量估算, 因而也可以进行更好的血管外肺水估算。

根据本发明的一个优选实施例, 所述函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  选择为

$$f(GEDV, ITTV, P) = a \cdot GEDV + b + c \cdot ITTV + d \cdot P$$

其中,  $a$  是随样本不同而不同的参数,  $1 < a < 2$ ,  $b$  是随样本不同而不同的参数, 包括零,  $c$  是随样本不同而不同的参数。其中  $c$  和  $d$  是随样本不同而不同的参数, 包括零, 其限制条件是  $c$  和  $d$  不能同时为零。

其中  $c \cdot ITTV$  项规定一种相关, 特别是对于 ITTV 的高值,  $d \cdot P$  项规定 ITBV 的相关, 特别是当病人被机械通风时。一旦确定了针对特定样本的参数  $a$ ,  $b$ ,  $c$ , 和  $d$ , 利用在大量病人中精确测量的值, 应用该公式将允许胸内血液量与血管外肺水估算值之间的最佳一致性。

在本发明的另一个优选实施例中, 所述函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  选择为

$$f(GEDV, ITTV, P) = \frac{a}{c \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d \frac{P}{P_{norm}}} GEDV + b$$

其中  $a$ ,  $b$ ,  $c$ , 和  $d$  是随样本而不同的参数, 且  $1 < a / (c + d) < 2$ 。其中,  $ITTV_{norm}$ 、 $GEDV_{norm}$ 、和  $P_{norm}$  分别是 ITTV、GEDV、和  $P$  的实验额定值。参数  $a$ ,  $b$ ,  $c$ , 和  $d$  通过递归确定。

在本发明的另一个优选实施例中, 所述函数  $f(GEDV, ITTV, P)$  选择为

$$ITBV = \frac{a \cdot GEDV}{\left[ c2 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + 1 \right] \cdot \left[ d2 \cdot \frac{P}{P_{norm}} + 1 \right]} + b + c1 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d1 \cdot \frac{P}{P_{norm}}$$

参数  $a$ ,  $b$ ,  $c1$ ,  $d1$ ,  $c2$  和  $d2$  可以从比较的双稀释测量值通过非线性递归获得。这些参数随样本不同而不同。 $a / ((c2 + 1)(d2 + 1))$  通常在 0.5 到 10 的范围内。

## 第一部分

$$ITBV = a \cdot GEDV + b + c1 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + d1 \cdot \frac{P}{P_{norm}}$$

描述从胸腔到大循环的总位移。

## 第二部分

$$ITBV = \frac{a \cdot GEDV}{\left[ c2 \cdot \frac{(ITTV - GEDV)}{(ITTV_{norm} - GEDV_{norm})} + 1 \right] \cdot \left[ d2 \cdot \frac{P}{P_{norm}} + 1 \right]} + b$$

描述 GEDV 与 PBV 之间的变化关系。

调查显示，利用根据现有技术中的公式，ITBV，即 PBV 和 GEDV 之和在高 ETV 和高气道压力下被低估。这是因为高 ETV 导致肺组织的紧张，干扰了 PBV 和 GEDV 之间的固定关系（ $ITBV = GEDV + PBV = a \cdot GEDV + b$ ）。在高气道压力下会获得类似的结果。

这样，有效压力，即将血液推出肺的压力为跨壁压  $P_{tm} = ITP - P_{mv}$ 。这是胸内压力与微血管压力之间的差。周边微血管压力忽略。如果肺非常硬，例如纤维化，即使高气道压力也对其影响很小，肺内压力仍然低。

通常，肺的微血管中的  $P_{tm}$  无法获取。在该情况下，可以用肺内压力或平均气道压力代替。因为 PEEP（正端呼气压力）是相关的，所以该压力也有用。

血液以两种方式从肺中被置换：

1. 少量血液从肺移到心脏，从而 GEDV 与 PBV 之间的正常关系被改变；

2. PBV 的一部分从胸腔被置换到大循环中（全身循环）。

根据占优的因数， $c1$ ， $d1$ ，或  $c2$ ， $d2$  可以等于零。在人类的一种特殊情况下， $a=1.48$ ； $b=87\text{ml}$ ； $c1=-0.18$ ； $d1=0$ ； $c2=0$ ； $d2=0$ 。

也可以有其它公式。一般来说，ITBV 是 GEDV、ITTV 和 P 的函数。将其应用于胸部血液量指数  $ITBVI = ITBV/BSA$ ，即 ITBV 被体表面积 BSA 除，也是有好处的。在该情况下，ITBVI 是 GEDV/BSA、TTV/BSA、以及 P 的函数。

在本发明的另一个实施例中，P 被设置为等于跨壁肺压力  $P_{tm}$ ，定义为  $P_{tm} = ITP - P_{mv}$ ，ITP 为肺内压力，而  $P_{mv}$  为微血管压力。由于跨壁压力造成肺部血管收缩，并且是胸内血量被高估和血管外肺水被低估的原因，因此，通过采用跨壁压力来校正肺内血量，即使在病人患肺部纤维化疾病的情况下也能获得最好的结果。

但是，跨壁压力有时候很难确定。同样好的结果也可以通过另一实施例获得，其中 P 采用在一个机械呼吸器的气道中测得的平均压力或机械呼吸器的正端呼气压力（PEEP）。这些压力容易确定。

其它有利的实施例在从属权利要求中描述。

附图用于对本发明的上述和其它特征的更好理解。

#### 附图说明

图 1 示出解释全局扩张终期量 GEDV、肺部血液量 PBV、额外热量 ETV、气道体积  $V_{aw}$ 、以及气道压力 P 之间的依存关系的简化示例；

图 2 示出病人的血管系统的简化图和本发明的一个优选实施例；

图 3 以血液温度差作为时间函数而示出热稀释曲线的一个简化例子，其中横坐标是线性的，纵坐标是对数的；

图 4 示出本发明的计算机系统实施例的基本硬件结构的框图示例，作为图 2 所示装置的一部分。

#### 具体实施方式

图 1 示出一个简化示例，用于解释全局扩张终期量 GEDV、肺部血液量  $PBV_{111}$ 、额外热量  $ETV_{112}$ 、气道体积  $V_{aw}$ 、以及气道压力 P 之间的依存关系，其中 GEDV 大致为心脏内的血液量，PBV 为肺内血液量，ETV 大致为脉管外部的肺水。增加气道压力 P 导致气道体积  $V_{aw}$  增加，从而导致肺内血液量 PBV 减少，换句话说，增加 P 导致血液流出肺部而进入心脏和/或进入全身循环。类似地，增加 ETV 也导致血液流出肺部而进入心脏和/或进入全身循环。

图 2 示出实施本发明装置的一个实施例所必须的主要部件，并简单示出病人脉管系统 103 的第一和第二位置 101、102，其中，所述装置与病人的脉管系统 103 相互作用。图 4 简化示出其基本硬件结构的计算机系统 104 通过端口 A201 与一个医疗配药系统设备 105 连接，该医

疗配药系统设备 105 与导管 106 一起作为注射装置 107 来在第一位置 101 向病人的上腔静脉一个药丸，例如 10ml，或者作为参考，0.15ml/kg 病人身体质量。该药丸作为热指示剂液体，比病人血液温度热得多或冷得多。结果，在病人得脉管系统 103 中就引入了行进的温度偏差，该温度偏差根据边界条件而连续改变。该温度偏差经过病人心脏 110 的右心房和右心室 109 而进入肺部循环 111，其中在病人的脉管附近会出现一个血管外热量 112。该温度偏差经过病人心脏的左心房 113 和左心室 114 而通过大动脉 115 进入全身循环 116。当行进的温度偏差到达第二位置时（例如病人的股动脉，其中病人的血液温度通过传感器设备 117 连续测量，所述传感器设备 117 通过端口 B202 连接到计算机系统 104），行进温度偏差由计算机系统 104 记录，作为热稀释曲线，即作为时间的函数在第二位置 102 测量的温度。通过该热稀释曲线，计算机系统 104 根据以上解释的关系确定血管外热量估算。如果肺内没有明显的灌注缺陷（例如肺栓塞），则血管外热量与血管外肺水的程度紧密相关。

图 4 示出本发明的计算机系统 104 的一个实施例的基本硬件结构，适合作为图 2 所示装置的一部分。通过属于输入/输出子系统的端口 A 和 B 201、202，计算机系统 104 可以分别连接到注射装置 107、传感器装置 117、以及压力传感器 118。输入/输出子系统由中央处理单元（CPU）204 控制，CPU 204 通过数据和地址总线与计算机系统 104 的其它组件通信，包括向 CPU 204 提供定时器时钟信号的定时器 206、永久存储系统软件的系统存储器（ROM）207、数据和指令存储器（RAM）207（其中可以存储可执行指令和各种数据，包括热稀释曲线的温度读数 and 气道压力读数）、输入设备控制器 209（用于控制输入设备 201，例如键盘、触摸屏等，用于手动输入系统参数、操作设置等）、磁盘中子系统 211（用于从诸如硬盘、软盘、压缩盘、光盘等的存储介质 212 读取数据或程序指令，以及向存储介质 212 存储数据）、以及显示子系统 213（用于控制显示器 214 来显示相关信息，如热稀释曲线或由计算机系统 104 确定的心血管参数）。用于测量病人气道压力的压力传感器设备 118 通过端口 203 连接到计算机系统 104。

以上所述设备用于从热稀释曲线确定 MTT、DST、CO，以及计算诸如 GEDV、ITBV、和 ETV 的参数。

---

通过不仅根据 GEDV，而且作为 ITTV 和 P 的函数来确定 ITBV，可以获得更高准确度，特别是当病人患有肺水肿和/或被机械通风当情况下。

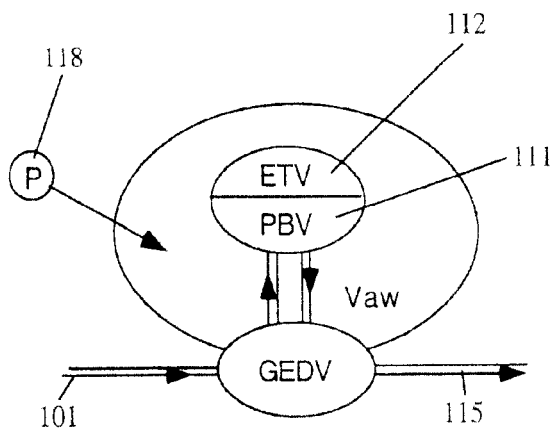


图 1

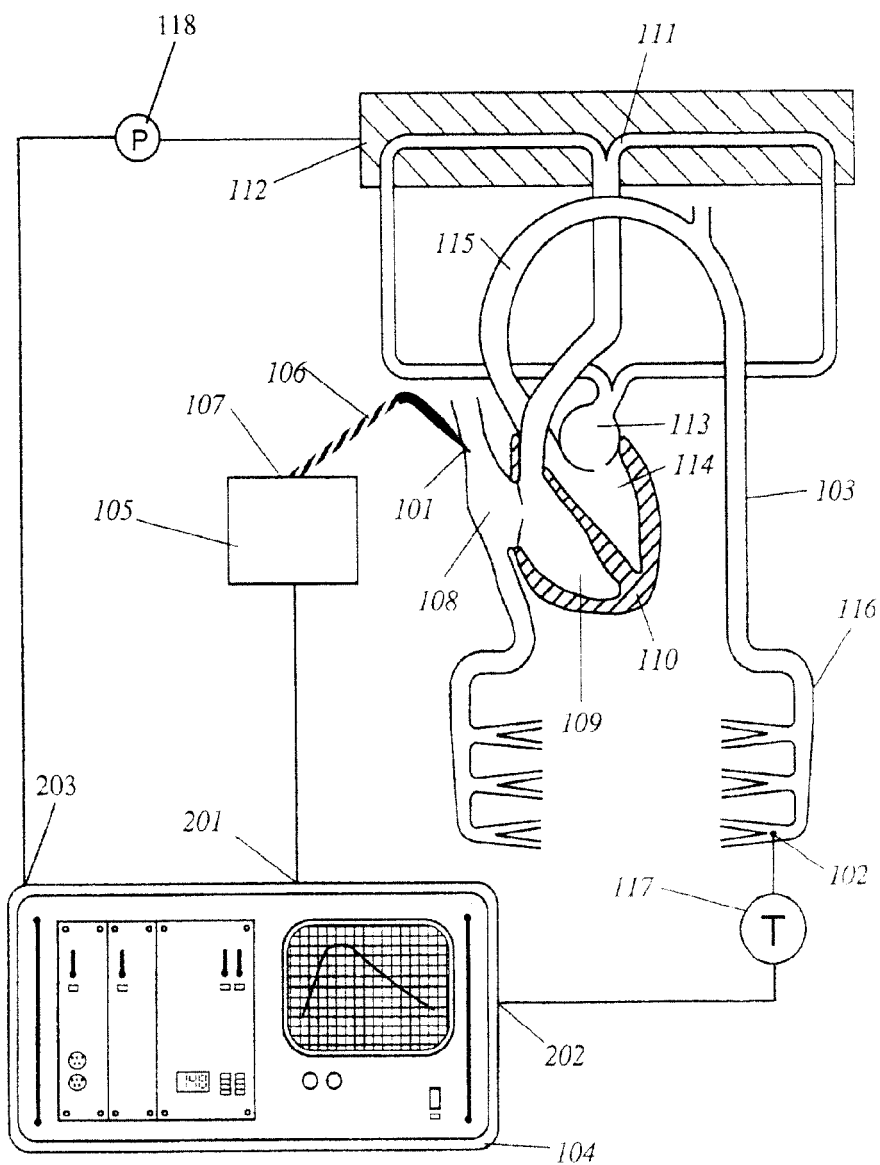


图 2

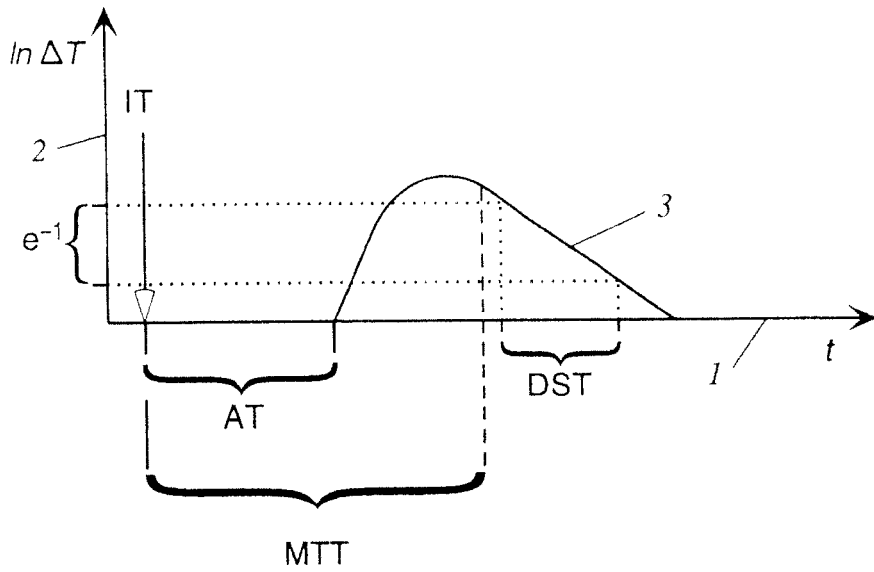


图 3

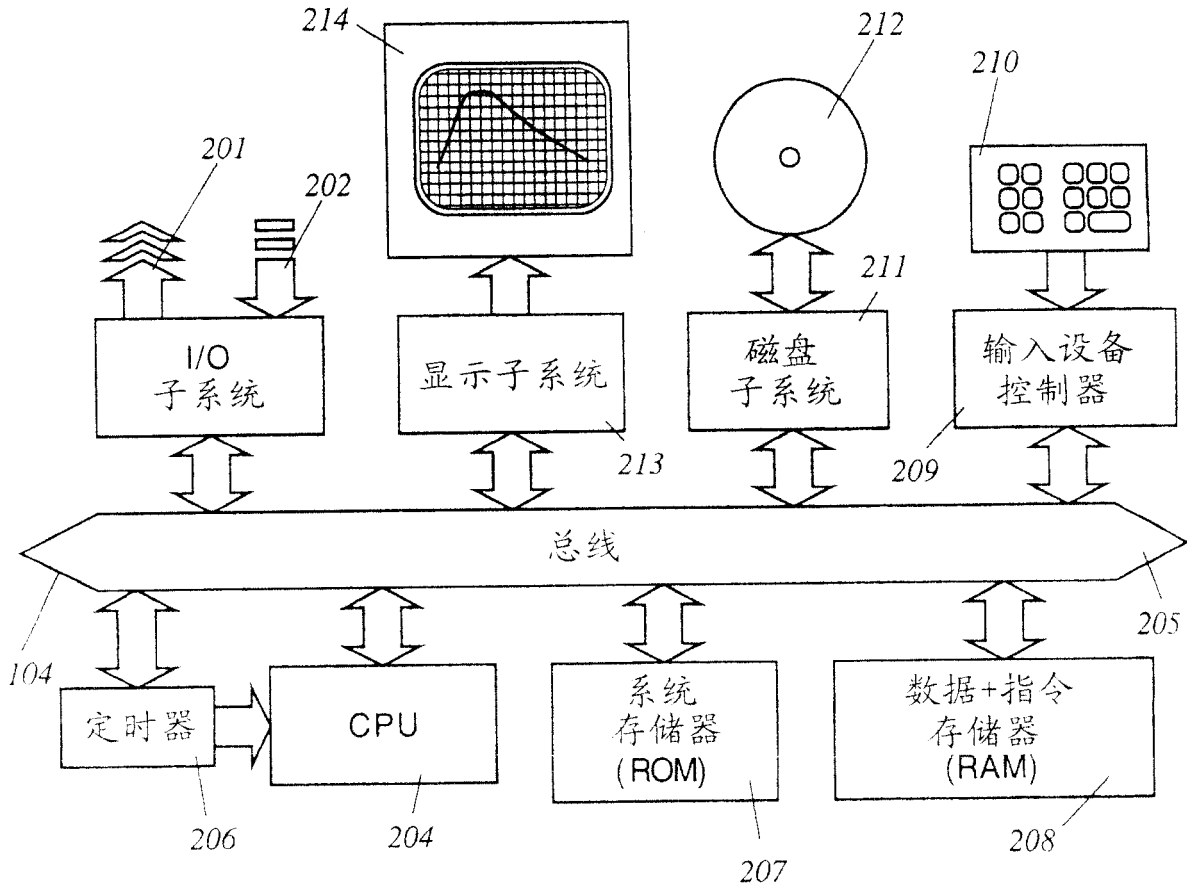


图 4

专利名称(译)	确定胸内血量和其它心血管参数的装置计算机系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN100444787C</a>	公开(公告)日	2008-12-24
申请号	CN200510067612.3	申请日	2005-04-21
[标]发明人	UJ普菲菲尔 R克诺尔 F米查德		
发明人	U·J·普菲菲尔 R·克诺尔 F·米查德		
IPC分类号	A61B5/028 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/028		
代理人(译)	杨生平		
审查员(译)	杨德智		
优先权	2004101678 2004-04-22 EP		
其他公开文献	CN1689509A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

用于通过热稀释测量确定ITBV和其它心血管参数的设备、计算机系统、计算机程序、和存储介质。设备包括：温度影响装置，在病人脉管系统接近第一位置处激励初始局部温度变化，从而在病人血液流中引入行进的温度偏差；温度传感器装置，在病人脉管系统中第一位置下游的第二位置处测量病人血液局部温度；计算机系统，耦合到温度传感器装置，作为时间函数记录在第二位置测量的病人的局部血液温度，以确定热稀释曲线，并用于从热稀释曲线确定病人的GEDV和ITTV，以及进一步用于根据以下公式确定病人的ITBV： $ITBV = f(GEDV, ITTV, P)$ 。其中，ITBV是胸内血液量，GEDV是全局扩张终期量，ITTV是胸内热量，P是病人肺内的气道压力。

