



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102014733 A

(43) 申请公布日 2011. 04. 13

(21) 申请号 200980111989. 0

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(22) 申请日 2009. 01. 30

代理人 武晶晶 郑霞

(30) 优先权数据

61/006, 790 2008. 01. 31 US

(51) Int. Cl.

61/006, 895 2008. 02. 05 US

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 09. 30

(86) PCT申请的申请数据

PCT/AU2009/000087 2009. 01. 30

(87) PCT申请的公布数据

W02009/094700 EN 2009. 08. 06

(71) 申请人 应用生理学有限公司

地址 澳大利亚新南威尔士

(72) 发明人 威廉·杰弗里·帕金

马克·斯蒂芬·利恩宁

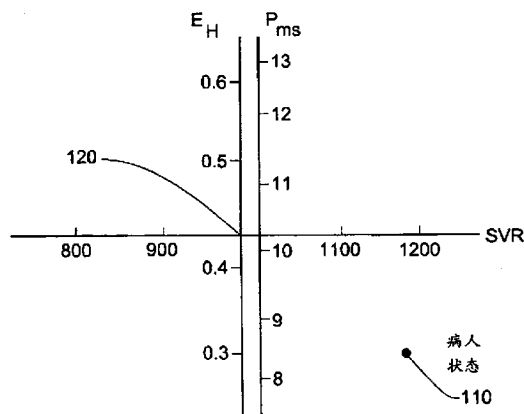
权利要求书 4 页 说明书 40 页 附图 22 页

(54) 发明名称

用于维护、指导和 / 或控制的系统、方法和装置

(57) 摘要

公开了对特定系统提供维护、指导和 / 或控制的方法、系统、装置以及计算机程序产品。通常,在某些方面该系统是复杂的。本发明还公开了为控制对象的血循环提供治疗指导的方法、系统、装置以及计算机程序产品。一种这样的方法包括下列步骤:(i) 将所述对象的现有血循环状态和期望的血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数;(ii) 确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向,其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的血循环状态朝着期望的血循环状态移动;以及 (iii) 以可视方式表示所述轨迹的目标方向。



1. 一种用于评估对象的血循环状态的计算机辅助方法，所述方法包括下列步骤中的至少一项：

- (i) 使用足以表征现有血循环状态的参数来确定所述对象的现有血循环状态；以及
- (ii) 使用足以表征期望的血循环状态的参数来确定所述对象的期望的血循环状态。

2. 权利要求 1 所述的计算机辅助方法，其中所述方法用于对所述对象提供治疗指导。

3. 权利要求 1 所述的计算机辅助方法，其中所述方法用于测量所述对象的血循环状态。

4. 权利要求 2 所述的计算机辅助方法，其中所述目标方向确定为从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹。

5. 权利要求 4 所述的计算机辅助方法，其中所述治疗指导、目标方向和轨迹用于帮助使所述对象的血循环状态向期望的血循环状态移动。

6. 权利要求 5 所述的计算机辅助方法，其中所述治疗指导、目标方向和轨迹用于在提供治疗顺序指导中提供帮助，以便使所述对象的血循环状态向期望的血循环状态移动。

7. 权利要求 1、2、3、4、5 或 6 所述的计算机辅助方法，其中所述对象的现有状态和 / 或所述对象的期望状态被以可视方式表示。

8. 权利要求 1 所述的计算机辅助方法，其中将所述对象的现有血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数。

9. 权利要求 1、2、3、4、5、6、7 或 8 所述的计算机辅助方法，其中连续地确定所述对象的现有血循环状态和 / 或期望的血循环。

10. 权利要求 1、2、3、4、5、6、7 或 8 所述的计算机辅助方法，其中所述方法对所述对象的血循环状态提供基本上连续的和 / 或间歇的指导和 / 或对所述对象的血循环系统的血液动力学和氧管理提供控制。

11. 权利要求 1、2、3、4、5、6、7 或 8 所述的计算机辅助方法，其中所述方法对下列中的至少一项提供基本上连续的和 / 或间歇的指导：用于控制容量状态的流体治疗、心脏性能治疗、心率治疗、心律治疗和 / 或血管活性治疗。

12. 一种用于对对象的血循环状态提供治疗指导的计算机辅助方法，所述方法包括下列步骤：

(i) 将所述对象的现有血循环状态和期望的血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数；

(ii) 确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的血循环状态朝着期望的血循环状态移动；以及

(iii) 以可视方式表示所述轨迹的目标方向以在治疗中提供帮助。

13. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中所述方法提供治疗顺序指导。

14. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中根据所述对象的现有和 / 或期望状态的更新值重复执行步骤 (i) 到 (iii)。

15. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 收敛到所述对象的期望的血循环状态。

16. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中提供基本上连续的指导。

17. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中提供间歇的指导。

18. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中所述方法对所述对象的血循环状态提供基本上连续和 / 或间歇的指导和 / 或对所述对象血循环系统的血液动力学和氧管理提供控制。

19. 权利要求 13 所述的计算机辅助方法，其中所述方法用于对下列至少一项提供基本上连续和 / 或间歇的指导：用于控制容量状态的流体治疗、心脏性能的治疗、心率的治理、心律的治疗、和 / 或血管活性治疗。

20. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品，所述可读介质包括记录在其中的用于评估对象的血循环状态的计算机程序，所述方法包括，所述计算机程序产品包括：

(i) 使用足以表征现有血循环状态的参数来帮助确定所述对象的现有血循环状态的计算机程序代码手段；

(ii) 使用足以表征期望的血循环状态的参数来帮助确定所述对象的期望的血循环状态的计算机程序代码手段；

(iii) 用于以可视方式表示所述对象的现有和期望的血循环状态的计算机程序代码手段；

(iv) 用于确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的计算机程序代码手段，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 向着所述对象的期望的血循环状态转变；以及

(v) 用于以可视方式表示所述轨迹的目标方向的计算机程序代码手段。

21. 权利要求 21 所述的计算机程序产品，还包括根据所述对象的现有和 / 或期望状态的更新值重复执行所述计算机程序代码手段 (i) 到 (v) 的计算机程序代码手段。

22. 权利要求 21 所述的计算机程序产品，其中用于确定轨迹的所述计算机程序代码手段包括：

(vi) 用于在所述可视表示上投影所述对象的现有平均动脉压 (MAP) 和现有心输出 (CO) 的 MAP 和 CO 等值线的计算机程序代码手段；

(vii) 用于二等分由相交的 MAP 和 CO 等值线定边界的内角的计算机程序代码手段，所述内角位于期望的病人状态所在的象限；以及

(viii) 用于将所述内角的二等分选择为所述轨迹的目标方向的计算机程序代码手段。

23. 权利要求 21 或者 23 所述的计算机程序产品，还包括以可视方式表示对象 MAP 和 CO 的目标范围的计算机程序代码手段。

24. 权利要求 21 或者 23 所述的计算机程序产品，还包括用于根据所述轨迹控制施用于所述对象的药物的灌注率的计算机程序代码手段。

25. 一种血循环监视和指导系统，包括：

数据采集单元；

可视显示单元；

内存单元，其用于存储由处理单元执行的数据和指令；以及

处理单元，其连接到所述数据采集单元、所述可视显示单元和所述内存单元，所述处理单元被编程为：

(i) 根据身体检查数据获得对象的具体参数；

- (ii) 通过所述数据采集单元采集关于所述对象的血循环的变量的测量值；
- (iii) 根据所述对象的具体参数和所述测量值计算所述对象的体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR)；
- (iv) 在所述可视显示单元上，以可视方式显示作为体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数的所述对象的现有和期望的血循环状态；
- (v) 确定从所述对象的实际血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 收敛到所述对象的期望的血循环状态；以及
- (vi) 在所述可视显示单元上以可视方式显示所述轨迹的目标方向。

26. 权利要求 26 所述的血循环监视和指导系统，其中所述处理单元被编程为根据所述对象的具体参数的更新值和所述测量值的更新值重复执行步骤 (i) 到 (vi)。

27. 权利要求 26 所述的血循环监视和指导系统，其中所述处理单元被编程为在二维图上将体循环血管阻力 (SVR) 表示为横坐标，将体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 表示为主纵坐标，并且将心效率 ( $E_H$ ) 表示为第二纵坐标。

28. 权利要求 26 所述的血循环监视和指导系统，其中所述处理单元被编程为根据所述轨迹控制给所述对象施用的药物的灌注率。

29. 一种用于对对象的血循环提供评估和 / 或提供治疗指导的计算机辅助方法，所述方法基本上与结合附图所示的实施方式描述的内容一致。

30. 一种血循环监视和指导系统，其基本上与结合附图所示的实施方式描述的内容一致。

31. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品，所述可读介质包括记录在其中的用于为控制对象的血循环进行治疗指导的计算机程序，所述计算机程序产品基本上与结合附图所示的实施方式描述的内容一致。

32. 一种用于评估对象的容量响应状态的计算机辅助方法，所述方法包括下列步骤中的至少一项：

- (i) 将所述对象的现有容量响应状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 和心效率 ( $E_H$ ) 的函数；以及
- (ii) 将所述对象的期望的容量响应状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 和心效率 ( $E_H$ ) 的函数。

33. 权利要求 33 所述的计算机辅助方法，其中为了使所述对象的容量响应状态向期望的容量响应状态移动而使用治疗指导、目标方向和轨迹来帮助提供治疗顺序指导。

34. 权利要求 33 或 34 所述的计算机辅助方法，其中所述对象的现有状态和 / 或对象的期望的状态以可视方式表示。

35. 权利要求 33、34 或 35 所述的计算机辅助方法，其中连续地确定所述对象的现有容量响应状态。

36. 权利要求 33、34、35 或 36 所述的计算机辅助方法，其中所述方法提供对所述对象的容量响应状态的基本上连续的和 / 或间歇的指导。

37. 一种用于评估对象的功率量响应和心输出量响应中至少一项的计算机辅助方法，所述方法包括：

(i) 使用足以表征所述对象的功率量响应和心输出量响应中的至少一项的参数来确定所述对象的现有功率量响应和现有心输出量响应中的至少一项；以及

(ii) 使用足以表征所述对象的功率量响应和心输出量响应中的至少一项的参数来确定所述对象的期望的功率量响应和期望的心输出量响应中的至少一项；

其中心效率 ( $E_H$ ) 基本上是常数。

38. 权利要求 38 所述的计算机辅助方法，其中治疗指导、目标方向和轨迹用于帮助使所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项向期望的功率量响应状态和期望的心输出量响应状态中的至少一项移动。

39. 权利要求 38 或 39 所述的计算机辅助方法，其中所述对象的现有状态和 / 或所述对象的期望的状态以可视方式表示。

40. 权利要求 38、39 或 40 所述的计算机辅助方法，其中连续地确定所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项，和 / 或所述对象的期望的功率量响应状态和期望的心输出量响应状态中的至少一项。

41. 权利要求 38、39、40 或 41 所述的计算机辅助方法，其中所述方法对所述对象的功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项提供基本上连续的和 / 或间歇的指导。

## 用于维护、指导和 / 或控制的系统、方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请涉及 2008 年 1 月 31 日提交的，序列号为 61/006,790，名称为“用于维护、指导和 / 或控制的系统、方法和装置”的美国临时申请，以及 2008 年 2 月 5 日提交的，序列号为 61/006,895，名称为“用于维护、指导和 / 或控制的系统、方法和装置”的美国临时申请，这两份申请的全部内容在此通过引用而并入本发明中。

### 技术领域

[0003] 本说明书涉及用于维护、指导和 / 或控制特定系统的系统、方法和装置。在某些方面，本说明书涉及通过测量、解释和 / 或治疗以治疗性维护、指导和 / 或控制哺乳动物血循环的系统、方法和装置。

### 背景技术

[0004] 在许多情况下，对特定复杂系统的外部监视和控制是重要然而复杂和困难的问题。例如，在人和其它哺乳动物中，特别是在急性紊乱和严重的疾病状态下，对血循环的外部监视和控制是重要然而复杂和困难的问题。对血循环的外部监视和控制是在人和兽医重症监护病房 (intensive care units) 以及包括麻醉和急救护理的其它危重症护理领域中最常见的任务。该任务涉及测量关于血循环的变量，包括血压、血流 (心输出)、心率、和氧含量 (oxygen level)。在当前临床实践中，医师 (或者兽医) 或者护士解释该测量的数据并进行各种诊断的和治疗的干预。常规的治疗包括输液 (例如，以生理盐水形式)、利尿剂、血管收缩剂和血管扩张剂，以及影响心脏强度、节律或者舒张 (relaxation) 的药物。这种临床任务的目标之一是将血循环状态维持在期望的水平。这种期望的水平通常清楚地表达在病人的记录中，但并不总是一致的 (consistently)。该期望的状态的目的在于确保足够的血和氧灌注到重要组织并去除新陈代谢产物。

[0005] 当前的血循环管理主要依赖于床边临床团队的教育、训练和经验，这在实际中在方法和结果方面都导致了较大的波动性。常见的概念是关于前负荷。心脏生理学中前负荷的一种定义是在被动充盈和动脉收缩之后牵张心脏的心室的压力。如果没有提及该心室，则通常假设其是左心室。例如，如果前负荷低，则可以指示增加循环血量 (通过增加生理盐水的施用或者容量扩张)。然而，前负荷是定性概念并非定量测量，且存在对前负荷的多种不同定义。

[0006] 某些重症监护病房开始为血循环管理引入纸质规程。然而，最常见的实践是对各种监视数据单独解释和对治疗变化进行判断。

[0007] 当前的实践引发了一些问题。包括急性的对象问题、复杂性、缺乏临床经验、缺少警惕性以及期望的状态认识不清在内的许多差异很大的情形可导致血循环进入危害对象的良好状态的领域。这可能需要额外的临床努力、药物治疗以及时间来使得血循环返回到更理想的状态。此外，烦躁状态本身也可能产生副作用，例如，如果血压和血流不足将导致在过负荷 (overpowered) 血循环下的心房纤颤和 / 或休克以及器官衰竭。这

些副作用增加了发病率，延长了重症监护的时间，增加了死亡的风险并相当大程度上增加了护理的费用。

[0008] 因此，需要提供方法、系统和 / 或装置来在诸如复杂系统的某些系统中改善指导和 / 或控制。也需要改进与改善对温血动物中不稳定的血循环进行的血循环指导和 / 或控制有关的临床过程，并提供相关方法、系统和 / 或装置。也需要改进与对温血动物中不稳定的血循环进行监视、治疗和 / 或改善血循环指导和 / 或控制有关的危重症护理临床过程，并提供相关方法、系统和 / 或装置。也需要提供用于在对象中改善血循环指导和 / 控制的方法、系统和 / 或装置，从而减少与副作用相关联的风险。还需要改进通过使对不稳定血循环的护理系统化和 / 或支持团队进行这种护理来改善血循环指导和 / 或控制的临床过程。本说明书提供了用于护理、指导和 / 或控制某些类型的系统的系统、方法和 / 或装置的各种组合。对于这些系统，某些实施方式也可以产生更好的最终结果。

[0009] 发明简述

[0010] 某些实施方式涉及在危重症护理中使用的用于维护、指导和 / 或控制某些系统的系统、方法和装置。例如，许多接收重症监护的重病和高危病人（或在其他情况下）需要血循环干预或支持。在某些实施方式中，进行血循环支持通常包括选择至少某些血液动力学值作为目标并决定应当要使用哪些干预以朝期望的端点或目标移动和 / 或达到所述端点或目标。在某些实施方式中，在某种程度上，用于血循环状态管理的干预可以被分为至少三种类型：用以控制或者基本控制容量状态的流体治疗；诸如强心剂、心率和节律干预的治疗，用以改善心脏性能；以及血管活性治疗（扩张物和收缩物）。在本领域中，在垂危和高危病人中极为缺少这些治疗的优化应用。

[0011] 已知在诸如脓毒症休克和高危手术病人的一些情况下用于支持血循环干预以实现各种明确说明的血动力学目标的临床数据。然而，将这些推荐数据转化为临床实践在实践中通常是主观的并且对提供血循环干预的人员提出了诸多挑战。需要每天 24 小时的频繁的血循环控制，有时，还需要持续数周或其他更长时间的频繁血循环控制。尽管可以对客观目标进行具体设定，不同技术水平不同人员采用不同的干预来实现这些目标可能包括主观决策。如本文所述，在休克和高危病人组中实现目标血循环支持的任务得到了计算机化的现场护理指导系统的帮助，其中，该指导至少部分地由基于生理状态且持续地根据病人状态进行调整的客观规则来确定。本文公开的某些实施方式提供了一种计算机化的血循环指导系统，该系统是一种用于帮助进行血循环干预来实现明确目标的灵活平台。某些公开的实施方式提供了这样的系统、方法和装置，其从床边的监视器获得血液动力学数据，并以图形方式表示医师确定的与测量的当前病人的变量有关的目标。在某些实施方式中，该血液动力学数据是自动获得的。病人位置和目标均可以以可视方式显示在容量、阻力和心脏性能轴上，且指导箭头持续指示何种下一步治疗将会把病人带向期望的血压、心输出和氧输送目标（也就是，容量、作用于血管 / 阻力、或者作用于心脏）。

[0012] 某些实施方式涉及用于给某些复杂系统提供维护、指导和 / 或控制的系统、方法、装置和计算机程序产品。

[0013] 某些实施方式涉及系统、方法和装置，其使用测量、解释和 / 或治疗为哺乳动物血循环提供治疗性维护、指导和 / 或控制。某些实施方式涉及用于为控制对象的血循

环进行治疗指导的计算机辅助方法。适合的示例性对象包括 ICU 重症监护病房、手术室、麻醉、高依赖护理 (high dependency care)、急诊室、创伤和野外医疗的病人, 示例性条件包括, 例如在开心外科手术之前或者之后、在大外科手术之前或者之后、脓毒症休克、肾脏衰竭、大面积烧伤、多发性创伤、心源性休克或者其组合。

[0014] 某些实施方式也可以对这些系统产生更好的最终结果。在一些实施方式中, 更好的最终结果包括改善的血循环控制, 其中血压、心输出和 / 或氧输送都被控制或基本控制到期望值。

[0015] 例如, 如该系统判断的那样, 血循环目标可以变为更适合于病人, 并且可以更快且更精确地实现这些目标。通过提供更好的护理监视和 / 或指导, 某些实施方式将对病人产生更好的最终结果 (或者基本上更好的最终结果), 更少的副作用 (或者基本上更少的副作用), 更有效的护理指导 (或者基本上更有效的护理指导) 和 / 或更有效的治疗 (或者基本上更有效的治疗)。更好的临床最终结果的一些实例是增加生存率, 减少住院时长, 并增强出院后的机能。使用本文公开的实施方式, 一般护理者 (或者一定范围内具有不同技能水平的护理者) 能够至少以与致力于监视病人的专业医师一样快的速度, 或者基本一样快的速度实现期望的血循环目标。使用本文公开的某些实施方式, 一定范围内具有不同经验水平的护理者能够比不使用这种监视系统的同样的护理者快 5%、10%、15%、20%、25% 或 30% 实现期望的血循环目标。另外, 在很多情况下, 给出的关于如何实现期望的目标的指导将对病人产生更好的最终结果 (或者基本上更好的最终结果), 更少的副作用 (或者基本上更少的副作用), 更有效的护理指导 (或者基本上更有效的护理指导) 和 / 或更有效的治疗 (或者基本上更有效的治疗)。此外, 公开的实施方式提供对病人状态的常规监视, 并允许根据病人状况的发展经常的对病人进行调整。使用这里公开的某些实施方式, 能够在频繁的时间间隔 (例如, 每 2、5、10、20、30 秒, 1、2、3、5、10、20、30 分钟或者一天 24 小时延长的时间期间的其它期望的时间周期) 监视和评估病人的血循环状态。公开的某些实施方式对病人持续发展的血循环状态和对治疗的响应提供改善的和 / 或更详细的评估。使用公开的某些系统使得在许多情况下获得对病人更经济有效的治疗。

[0016] 在经受高危外科手术或休克恢复的病人组中使用公开的某些实施方式来实现血循环目标, 将减少并发症和 / 或减少在 ICU 中的时间和 / 或降低死亡率和 / 或降低费用。在经受高危外科手术或休克恢复的至少一位病人中使用公开的某些实施方式来实现血循环目标, 将减少并发症, 减少在 ICU 中的时间, 降低死亡率, 和 / 或降低费用。

[0017] 改善的血循环控制的一种示例性结果是减少副作用, 例如, 液体过负荷、脱水、肺水肿、心房纤颤和 / 或器官衰竭。这些副作用通常是由不良的标准和治疗的选择所导致的, 治疗的选择例如注射用生理盐水、利尿剂、升高血压等。通常, 病人血循环系统以违反直观方式运行, 其会导致不良的治疗选择。一实例为当病人的血循环动力不足时 (也就是, 低 MAP 和 CO), 液体治疗不会总是产生改善 MAP 和 CO。这里公开的某些实施方式可以减少这种类型情况发生的频率以及由此引发的副作用。副作用的进一步结果是需要额外的治疗和重症监护中的时间以消除副作用。这不仅使得病人不舒服还将病人置于长期副作用的风险中, 其直接增加了护理的花费。

[0018] 某些实施方式涉及系统和 / 或方法, 其用于将对象的确定的和 / 或表现的和期

望的血循环状态作为至少体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数，通过屏幕、声频或数据打印来表示。

[0019] 某些实施方式涉及系统和 / 或方法，其用于将对象血循环状态和对象的期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率、体循环血管阻力或其组合的函数来表示。在某些方面，这些状态将以二维图形格式表示。在某些实施方式中，这些状态将以三维和其它图形格式，例如柱状图或者辐射图，的形式表示。在某些实施方式中，对象的血循环状态通常可以使用可视手段和 / 或音频手段或者其结合来表示。

[0020] 某些实施方式涉及系统和 / 或方法，其可以用于在二维的、三维的或其它形式的表示上确定对象的现有血循环状态到对象的期望的血循环状态的方向和轨迹，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) / 氧输送转化至对象的期望的血循环状态和 / 或向着对象的期望的血循环状态移动。在某些实施方式中，当对象的氧输送状态和血色素水平是已知的，控制心输出将使得对象的氧输送或静脉氧 (oxygen) 转化至期望的状态。所述的轨迹包括对容量、阻力和心效率的独立治疗中需要的改变以及需要的治疗顺序。

[0021] 某些实施方式涉及系统和 / 或方法，其将对象的实际和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数，以二维表示方式来可视的表示，并在该二维表示基础上，确定对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转化至对象的期望的血循环状态和 / 或向着对象的期望的血循环状态移动。

[0022] 某些实施方式涉及用于评估对象血循环状态的计算机辅助方法、系统和 / 或装置，其包括下列步骤中至少一项：(i) 使用足以表征现有血循环状态的参数确定所述对象的现有血循环状态；以及 (ii) 使用足以表征期望的血循环状态的参数确定所述对象的期望的血循环状态。在某些方面，该方法、系统和 / 或装置可以用于提供对对象的治疗指导。在某些的方面，该系统 and / 或装置用于测量对象的血循环状态。在某些的方面，目标方向由从对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹来确定。在某些方面，当希望治疗指导时，该目标方向和轨迹用于帮助将对象的血循环状态向期望的血循环状态移动。在某些方面，当希望治疗指导时，目标方向和轨迹用于帮助提供治疗顺序指导，从而将所述对象血循环状态向期望的血循环状态移动。在某些方面，对象的现有血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数。在某些方面，对象的期望的血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数。在某些方面，对象的现有血循环状态是连续确定的。在某些方面，该方法、系统和 / 或装置对所述对象血循环状态，和 / 或对所述对象的血循环系统的血液动力学和氧管理的控制提供基本上连续的和 / 或间歇的指导。在某些方面，该方法、系统和 / 或装置对该对象血循环状态，和 / 或对所述对象的血循环系统的血液动力学和氧管理的控制提供基本上连续的和 / 或间歇的指导。在某些实施方式中，该方法、系统和 / 或装置对下列中的至少一项提供基本上连续的和 / 或间歇的指导：用于控制容量状态的液体治疗、心脏性能的治疗、心率的治疗、心律的治疗和 / 或血管活性治疗。

[0023] 各种参数可以用于表征对象的血循环状态。参数的各种组合可以用于公开的某

些实施方式。例如，在某些实施方式中，至少使用 MAP、RAP 和 CO 来确定至少  $P_{ms}$ 、 $E_H$  和 SVR。其它参数的组合和 / 或治疗目标也是可以预期的。例如，某些实施方式可以至少以氧输送作为目标，即作为至少 CO 的函数。某些实施方式，可以从变量的其它组合中确定  $P_{ms}$ 。例如，可以用在外周位置的静脉血压测量值替换 RAP。可以用在各种位置测量的动脉压力波形的函数替换 MAP 和 CO 项。病人的性别和其它人口统计学变量可以用于推导变量以确定  $P_{ms}$ 。当施加已知的液体容量，由此确定  $P_{ms}$  的改变，其可以用于估计病人的系统系统血管顺应性，这可以提供用于额外血循环评估和 / 或指导的方法。除了  $P_{ms}$  以外的容量状态测量可选择的形式是受压血管容量，其是  $P_{ms}$  除以血管顺应性所得到的。其它实施方式规定血循环的目标是随时间变化的。其它实施方式规定对得到的变量制定目标，例如，为了将 SVR 保持在确定的范围或者将  $P_{ms}$  控制在确定的范围。

[0024] 某些实施方式涉及评估对象的血循环状态的计算机辅助方法、系统和 / 或装置，其包括下列步骤中至少一项：(i) 使用足以表征现有血循环状态的参数确定所述对象的现有血循环状态的手段；以及 (ii) 使用足以表征期望的血循环状态的参数确定所述对象的期望的血循环状态的手段。在某些方面，手段用于确定从对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向。在某些方面，当希望治疗指导时，目标方向和轨迹用于帮助提供治疗顺序的手段，从而将所述对象血循环状态向期望的血循环状态移动。在某些方面，手段用于将对象的现有血循环状态作为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数来确定。

[0025] 某些实施方式涉及对对象的血循环状态提供治疗指导的计算机辅助方法、系统和 / 或装置，所述方法包括下列步骤中至少一项：(i) 将所述对象的现有血循环状态和期望的血循环状态确定为至少体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数；(ii) 确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的血循环状态向期望的血循环状态移动；以及 (iii) 以可视方式显示所述轨迹的目标方向以在治疗中提供帮助。在某些方面，提供治疗顺序指导。在某些方面，根据所述对象的现有和 / 或期望状态的更新值重复执行步骤 (i) 到 (iii)。在某些方面，治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象的期望的血循环状态。在某些实施方式中，这些方法、系统和 / 或装置提供基本上连续的指导。在某些实施方式中，这些方法、系统和 / 或装置提供间歇的指导。在某些实施方式中，对对象血循环状态和 / 或对所述对象的血循环系统的血液动力学和氧管理的控制提供基本上连续和 / 或间歇的指导。在某些实施方式中，对下列至少一项提供基本上连续和 / 或间歇的指导：用于控制容量状态的液体治疗、心脏性能的治疗、心率的治疗、心律的治疗和 / 或血管活性治疗。

[0026] 某些实施方式公开了包括计算机可读介质的计算机程序产品，该可读介质包括记录在其中的用于评估对象血循环状态的计算机程序，所述方法包括，所述计算机程序产品包括：

[0027] (i) 使用足以表征现有血循环状态的参数帮助确定所述对象的现有血循环状态的计算机程序代码手段；(ii) 使用足以表征期望的血循环状态的参数帮助确定所述对象的期望的血循环状态的计算机程序代码手段；(iii) 用于以可视方式表示所述对象的现有和

期望的血循环状态的计算机程序代码手段；(iv) 用于确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的计算机程序代码手段，其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得所述对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 向所述对象的期望的血循环状态转变；以及 (v) 用于以可视方式表示所述轨迹的目标方向的计算机程序代码手段。在某些方面，该计算机程序产品还包括根据所述对象的现有和 / 或期望状态的更新值重复运行所述计算机程序代码手段 (i) 到 (v) 的计算机程序代码手段。在某些方面，该计算机程序产品提供用于确定轨迹的计算机程序代码手段，其包括：(vi) 用于在所述可视表示上投影所述对象的现有平均动脉压 (MAP) 和现有心输出 (CO) 的 MAP 和 CO 等值线的计算机程序代码手段；(vii) 用于二等分由相交的 MAP 和 CO 等值线定边界 (subtend) 的内角的计算机程序代码手段，所述内角位于期望的病人状态所在的象限；以及 (viii) 用于将所述内角的二等分选择为所述轨迹的目标方向的计算机程序代码手段。在某些方面，该计算机程序产品提供计算机程序代码手段以可视方式表示对象 MAP 和 CO 的目标范围。在某些方面，该计算机程序产品还包括用于根据该轨迹控制给所述对象施用药物的灌注率的计算机程序代码手段。

[0028] 某些实施方式提供血循环监视和指导系统，包括：数据采集单元；可视显示单元；内存单元，其用于存储由处理单元执行的数据和指令；以及处理单元，其连接到所述数据采集单元、所述可视显示单元和所述内存单元，对所述处理单元进行编程以：(i) 根据身体检查数据获得对象的具体参数；(ii) 通过数据采集单元采集关于所述对象的血循环的变量的测量值；(iii) 根据所述对象的具体参数和所述测量值计算所述对象的体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR)；(iv) 在所述可视显示单元上以可视方式显示作为体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR) 的函数的所述对象的现有和期望的血循环状态；(v) 确定从所述对象的实际血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得所述对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 向所述对象的期望的血循环状态转变；以及 (vi) 在所述可视显示单元上以可视方式显示所述轨迹的目标方向。在某些方面，对该血循环监视和指导系统的处理单元编程以根据该对象的具体参数的更新值和该测量值的更新值重复执行步骤 (i) 到 (vi)。在某些方面，对该处理单元编程，以在所述二维视图上将体循环血管阻力 (SVR) 表示为横坐标，将体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 表示为纵坐标并且将心效率 ( $E_H$ ) 表示为第二纵坐标。在某些方面，对该处理单元编程以根据所述轨迹控制给所述对象施用药物的灌注率。

[0029] 某些实施方式公开了用于评估对象血循环状态的计算机辅助方法，该方法包括：(i) 从至少对象 MAP、CO 和 RAP 的测量值得出至少对象的现有体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR)；(ii) 从至少 MAP、CO 和 RAP 的目标值得出至少对象的目标体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ )、心效率 ( $E_H$ ) 和体循环血管阻力 (SVR)；(iii) 确定从所述对象的现有状态到所述对象的期望状态的轨迹的对象的目标方向，其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得所述对象的血循环状态向期望的血循环状态移动。在某些方面，计算机辅助方法对所述对象的血循环系统的血液动力学和氧管理的控制提供基本上连续的和 / 或间歇的指导。在某些方面，该计算机辅助方法用于血循环状态管理。在某些方面，该计算机辅助方法用于对下列至少一项提供基本上连续的和 / 或

间歇的指导：用于控制容量状态的液体治疗、心脏性能的治疗、心率的治疗、心律的治疗和 / 或血管活性治疗。

[0030] 某些实施方式提供系统、方法和 / 或装置，其用于闭环控制系统、开环控制系统或者其组合。某些实施方式可以用于静脉内注射和注射泵的闭环控制系统中，从而用于容量的、作用于血管的和 / 或心脏的治疗。

[0031] 某些实施方式涉及系统和 / 或方法，其包括将对象的确定和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数，以二维表示的方式来表示。在某些实施方式中，可以用最少量的信息来确定血循环状态。例如，在某些实施方式中，可以仅使用体循环充盈压和血管阻力。如下文中将更详细的描述那样，由于其可能不能辨别是否需要容量或者心治疗，在某些情况下不怎么希望用最少量的信息。因此，在某些情况中，更希望表示中可以包括心效率。在后一种情况中，随后以体循环平均充盈压 (P<sub>ms</sub>) 和右心房压 (RAP) 的形式来限定心效率。也可以使用该函数的其它形式。还可以包括其它因素，例如，但是并不仅限于，容量响应参数。图形显示可以扩展到包括其它变量，例如心率或颅内压。在某些实施方式中，显示可以描述目标 MAP 和 CO 范围的等值线。CO 范围也可以被描述成心指数 (CI) 或者氧输送 (DO<sub>2I</sub>) 的范围。用于表示对象血循环状态的手段通常可以借助于至少一个显示器、至少一个音响或其组合来实现。

[0032] 某些实施方式涉及用于评估对象容量响应状态的计算机辅助方法和 / 或系统，该方法和 / 或系统包括下列步骤中至少一项：(i) 将对象的现有容量响应状态确定为至少体循环平均充盈压 (P<sub>ms</sub>) 和心效率 (E<sub>H</sub>) 的函数；(ii) 将对象的期望容量响应状态确定为至少体循环平均充盈压 (P<sub>ms</sub>) 和心效率 (E<sub>H</sub>) 的函数。在某些方面，计算机辅助方法和 / 或系统用于为对象提供治疗指导。在某些方面，计算机辅助方法和 / 或系统确定从对象的现有容量响应状态到对象的期望容量响应状态的轨迹的目标方向。某些实施方式涉及计算机辅助方法和 / 或系统，其中为了将对象的容量响应状态向期望的容量响应状态移动而使用治疗指导、目标方向和轨迹来帮助提供治疗顺序指导。在某些实施方式中，以可视方式表示对象的现有状态和 / 或对象的期望状态。在某些方面，计算机辅助方法和 / 或系统可以连续地确定对象的现有容量响应状态和 / 或对象的期望容量响应。在某些实施方式中，计算机辅助方法和 / 或系统对对象的容量响应状态提供基本上连续的和 / 或间歇的指导。

[0033] 某些实施方式涉及用于评估对象的功率量响应 (power volume responsiveness) 和心输出量响应中至少一项的计算机辅助方法和 / 或系统，所述方法和 / 或系统包括：(i) 使用足以表征至少所述对象的功率量响应和心输出量响应中至少一项的参数来确定所述对象的现有功率量响应和现有心输出量响应中的至少一项；(ii) 使用足以表征至少所述对象的功率量响应和心输出量响应中至少一项的参数来确定所述对象的期望功率量响应和期望心输出量响应中的至少一项，其中心效率 (E<sub>H</sub>) 基本上是常数。在某些方面，计算机辅助方法和 / 或系统用于对所述对象的治疗提供指导。在某些方面，计算机辅助方法和 / 或系统可以用于测量对象功率量响应状态和心输出量响应状态中的至少一项。在某些方面，该计算机辅助方法和 / 或系统可以用于确定从所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项到所述对象的期望功率量响应状态和期望心输出

量响应状态中的至少一项的轨迹的目标方向。在某些实施方式中，该计算机辅助方法和/或系统可以用于，采用治疗指导、目标方向和轨迹来帮助将所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项向期望的功率量响应状态和期望的心输出量响应状态中的至少一项移动。在某些实施方式中，该计算机辅助方法和/或系统可以用于，采用治疗指导、目标方向和轨迹来帮助提供治疗的顺序指导，从而将所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项向期望的功率量响应状态和期望的心输出量响应状态中的至少一项移动。在某些方面，该计算机辅助方法和/或系统提供所述对象的现有状态和/或所述对象的期望状态以可视方式表示。在某些实施方式中，该计算机辅助方法和/或系统可以用于连续确定所述对象的现有功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项，和/或所述对象的期望的功率量响应状态和期望的心输出量响应状态中至少一项。在某些实施方式中，该计算机辅助方法和/或系统对所述对象的功率量响应状态和现有心输出量响应状态中的至少一项提供基本上连续的和/或间歇的指导。

[0034] 某些实施方式涉及系统和/或方法，其包括在二维表示上确定从对象的确定血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的手段，其中，治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均充盈压 (MAP) 和心输出 (CO)/氧输送转化为对象的期望的血循环状态，和/或向对象的期望的血循环状态移动。

[0035] 某些实施方式涉及包括如下手段的系统和/或方法：用于将对象的确定和期望的血循环状态作为至少一项体循环平均充盈压、至少一项心效率和至少一项体循环血管阻力的函数，以二维表示的方式来以可视方式表示的手段；用于在二维表示上确定从对象实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的手段，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均充盈压 (MAP) 和心输出 (CO)/氧输送转化为对象的期望的血循环状态，和/或向对象的期望的血循环状态移动。

[0036] 某些实施方式涉及系统、方法和装置，其用于采用测量、解释和/或治疗，来治疗维持、指导和/或控制哺乳动物血循环。某些实施方式涉及用于控制对象的血循环的治疗指导的计算机辅助方法。该方法包括：将对象的实际和期望的血循环状态作为作为体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数，以二维表示的方式来以可视方式表示；在二维表示上确定从对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均充盈压 (MAP) 和心输出 (CO) 转化为对象的期望的血循环状态。在某些方面，该方法可以还包括在该二维表示上以可视方式表示该轨迹的目标方向。某些实施方式涉及血循环监视和指导系统或装置，其包括：数据采集单元；可视显示单元；内存单元，其用于存储由处理单元执行的数据和指令；以及处理单元，其与该数据采集单元、可视显示单元和内存单元相结合。在某些方面，可以对该处理单元编程从而能：基于身体检查数据获得对象的具体参数；通过该数据采集单元获取与对象的血循环相关的变量的测量值；根据对象的具体参数和测量值计算对象的体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的值；在该可视显示单元上，将对象的实际和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数来以可视方式显示；确定从对象实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得对象的平均充盈压

(MAP) 和心输出 (CO) 转化为对象的期望的血循环状态；以及在该可视显示单元上以可视方式显示该轨迹的目标方向。

[0037] 在某些实施方式中，该轨迹的目标方式可以用箭头来以可视方式表示。在某些方面，该方法还可以包括在二维表示上以可视方式表示对象的 MAP 和 CO 的目标范围。

[0038] 在某些实施方式中，该方法还包括根据该轨迹来控制对对象施用药物的灌注率。

#### 附图说明

[0039] 通过对下列实施方式的描述，本发明的特点和优点将十分明显，这些实施方式仅是作为示例性的，并且其描述参考下列附图，其中：

[0040] 图 1 是根据某些实施方式的 3 维  $\{P_{ms}, E_H, SVR\}$  空间的 2 维  $\{P_{ms}, SVR\}$  图形显示；

[0041] 图 2 显示了根据某些实施方式的在图 1 中  $\{P_{ms}, SVR\}$  空间上投影的 MAP 和 CO 等值线；

[0042] 图 3 显示了根据某些实施方式的使用图 1 和图 2 中表示的 2 维  $\{P_{ms}, SVR\}$  图形显示的最佳轨迹的几何限定；

[0043] 图 4 是根据某些实施方式的血循环监视和指导系统的逻辑方框图；

[0044] 图 5 是根据某些实施方式的用于对执行血循环监视和指导的计算机系统与控制的方法的流程图；

[0045] 图 6 是根据某些实施方式的 3 维  $\{P_{ms}, E_H, SVR\}$  空间的另一种 2 维  $\{P_{ms}, SVR\}$  图形显示；

[0046] 图 7 是根据某些实施方式的另一种血循环监视和指导系统的逻辑方框图；

[0047] 图 8 是根据本发明某些实施方式的计算机系统的示意性方框图；

[0048] 图 9-18 是根据某些实施方式的用于操作系统或者装置的示例性方法；

[0049] 图 19a-19c 是根据某些实施方式的 3 维  $\{P_{ms}, E_H, SVR\}$  空间的示例性表示；

[0050] 图 20 是根据某些实施方式的用于控制血循环的指导系统的示例性算法；

[0051] 图 21 是根据某些实施方式的  $E_H$  与  $P_{ms}$  之间的示例性相对关系图示；

[0052] 图 22 是根据某些实施方式的  $W$  与  $P_{ms}$  之间的示例性相对关系图示；

[0053] 图 23-29 是根据本发明提供的某些实施方式的 3 维  $\{P_{ms}, E_H, SVR\}$  空间的示例性表示；

[0054] 图 30 是根据某些实施方式的独立血循环指导系统的示例性示意图；

[0055] 图 31 是根据某些实施方式的与床边监视器和专用心监视器连接的血循环指导系统的示例性示意图；

[0056] 图 32 是根据某些实施方式的血循环指导系统的可视显示的配置的示例性示意图；

[0057] 图 33a-33d 是根据某些实施方式的血循环指导系统和床边监视器的各种物理排布的示例性示意图；

[0058] 图 34-36 是根据某些实施方式的自动控制系统（例如，用于静脉注射、血压和透析）的实施方式；

[0059] 图 37 是最初端点结果的示例性示意图；以及

[0060] 图 38-39 是比较某些数据结果的图示。

### 具体实施方式

[0061] 本说明书通常涉及用于提供维护、指导和 / 或控制某些系统的系统、方法、装置和计算机程序。通常这些系统是复杂的系统。复杂的系统，例如心血管系统或者呼吸系统所提供的信息通常难以正确解释，而所述解释是为了在考虑所提供的信息的基础上确定适当的处置或治疗的程序。例如，患有高血压的对象可能在一线治疗时被当作抗高血压对象来治疗。如果对象不产生响应，进一步的观察和考虑可揭示该对象是具有高心输出的容量负荷过重，并且该系统可能建议需要通过利尿来降低容量状态。这种行为可能会将血压降低到正常水平。

[0062] 在某些方面，本说明书涉及，但并不仅限于使用测量、解释和 / 或治疗来治疗维持、指导和 / 或控制哺乳类动物血循环的系统、方法和装置。某些实施方式涉及用于控制对象血循环的治疗指导的计算机辅助方法。其可以用于多种情况和情形下，例如医院、危重症监护病房 (critical care units)、普通重症监护病房、外科重症监护病房、专科重症监护病房、心护理病房、高度依赖病房、急诊室、手术室、康复室、紧急野外情况和 / 或救护车。

[0063] 图 30 显示了作为独立血循环指导系统的示例性系统的情况。如图所示，使用连接到病人的导管、传感器和换能器来监视生理学变量，并由标准床边监视器对这些生理学变量进行处理。这种床边监视器的例子是 Philips Intelliview、Draeger Infinity、GE Datex、GE Marquette 和 Spacelabs。电信号电缆（或者无线连接）可以制成指导系统，其使得该系统能够从床边监视器采集周期数据。所采集的数据可以包括，例如，平均动脉压、心输出或心指数、右心房压、心率、氧饱和度。该示例性实施方式提供如下手段：供用户录入病人附加数据（例如，身高、年龄、体重和血色素）、病人状态和期望的状态的表示、以及为临床用户（通常为护士或医师）提供实现该期望状态所需要的治疗的指导。该用户同时获取该指导信息和其它数据，从而做出有关治疗的决定，并开始或改变治疗。血循环的治疗通常是经过由护士调整的受控注射滴注、泵或者注射泵来施加的。护理人员可以发出治疗的要求。血循环治疗可以包括容量（例如，生理盐水、血、和 / 或胶体）、利尿剂、血管活性剂和 / 或作用于心脏的活性剂。

[0064] 图 31 显示了一种实施方式，其中该指导系统连接到床边监视器和专用的心输出监视器。这种心输出监视器的例子可以包括 Edwards Vigileo、Edwards Vigilance、Pulsion PiCCO、Arrow OptiQ 和 LiDCO。图 32 显示了血循环指导系统的示例性实施方式的可视显示中各组成部分的配置，其包括：图形、字母数字、数据输入、状态信息和文本信息条、或者其组合。在某些实施方式中，用于该血循环指导系统的计算机程序可以在床边监视器和 / 或心输出监视器的计算机处理元件上运行。在某些实施方式中，血循环控制系统可以自动控制注射泵和注射器的灌注率而不需要用户的干预。另外，图 32 中可视显示的全部或者部分组成部分可以显示在所述监视器或者另一监视器的可视显示单元上。

[0065] 例如，图 33a-33d 显示了该指导系统和床边监视器的物理排布的各种示例性实施方式。图 33a 显示了该指导系统作为独立式计算装置，其具有电源、屏幕、i/o 端口、

计算硬件等。该装置使用监视器厂商的具体协议，通过串口、USB、以太网、无线等与标准监视器通讯，并且该装置具有数据输入装置，例如鼠标、键盘、触摸屏、拇指滚轮 (thumbwheel) 或其组合，从而将外部数据输入到字段中。图 33b1 和 2 显示了如下配置方式，其中计算装置位于电路板上，而电源在主监视器外但与主监视器连接，并且输出被传送到主监视器的窗口或屏幕 (图 33b1)。在这种情况下，血循环指导屏幕与传统监视器共享屏幕。或者，如图 33b2 所示，可以提供独立的屏幕，其可以与计算装置物理隔离。如图 33c 所示，还可以提供在标准监视器内安装指导软件的配置方式，或者如图 33d 所示，该指导软件可以位于副监视器中。例如，可以提供如图 33d 的系统，其中用与标准床边监视器隔离的独立装置来测量心输出。该指导软件然后可以在该心输出监视器内运行。这种配置方式节省了独立的电源、电路板、屏幕，减少了床周围的电缆和 / 或杂物。这些装置可以具有共生关系，如指导系统需要心输出，而出于更适当使用的目的，心输出也需要指导系统。该心输出监视器可以支持到该标准监视器的通讯和软件。一般来说，在整个说明书中描述了血循环指导系统，特别是屏幕的设计和的操作，并通常包括确定血循环动力学所需要的各种状态的控制 (例如，2 或 3)。此外，容量响应 (也在这里描述) 可以用于在容量治疗和作用于心脏的药物之间进行选择。

[0066] 某些公开的系统 and / 或方法可以包括，但并不仅限于将对象的实际和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率和体循环血管阻力的函数以可视的或者可听的表示方式来表示。可视的表示可以采用柱状图、放射线图、X-Y 关联图或者时间序列图表的形式。在某些实施方式中，期望该表示具有能描述体循环平均充盈压、心效率和系统血管阻力这三个定量组成部分的能力。一种方式是采用修饰的 X-Y 关联图，其中 SVR 在一个轴上且  $P_{ms}$  在另一个轴上，而  $E_h$  标尺平行于  $P_{ms}$  标尺绘制，但相对于其移动。进一步的示例性表示可以是三维的。适用于血循环的其它变量 (直接测量得到的或推导的)，可以包括在这些图形上或者其它图形上，表示可以是例如容量响应、血压、心率、颅内压、心输出、右心房压、氧输送等或其组合。这些变量可以图型表示或者作为文本标签。在一些实施方式中，不显示图型信息而是将治疗介入方面的指导以自然的语言，以文本在屏幕上显示或以声音来提供。在某些实施方式中，仅使用  $P_{ms}$  和 SVR。

[0067] 在某些实施方式中，对象现有状况和目标状况的表示可以通过使用各种视觉、听觉或其组合的手段来描述。在某些方面中，对象血循环状态的表示通常可以通过使用视觉、听觉或其组合来实现。某些公开的系统 and / 或方法可以包括，但并不仅限于，在二维表示上确定从对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象期望的血循环状态或者向该状态转变。

[0068] 某些系统和 / 或方法可以包括，但并不仅限于，将对象的现有和期望的血循环状态作为某些测量的和 / 或计算的参数的函数以可视方式表示，并且，如果需要，将该信息以二维表示方式来显示。基于某些测量的和 / 或计算的参数确定对象的目标血循环状态，并且，如果需要，将该信息以二维表示方式来显示。本发明提供从对象的现有血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的方向，并且，如果需要，将该信息以二维表示方式来显示。某些系统和 / 或方法可以包括，但并不仅限于，将对象的现有和期望的血循环状态作为某些测量的和 / 或计算的参数的函数可视表示的手段，并且，如果需

要, 将该信息以二维表示方式来显示。基于某些测量的和 / 或计算的参数来确定对象的目标血循环状态的手段, 并且, 如果需要, 将该信息以二维表示方式来显示。提供从对象现有的血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的方向的手段, 并且, 如果需要, 将该信息以二维表示方式来显示。例如, 某些公开的系统 and / 或方法可以用于将病人的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率、以及体循环血管阻力的函数以可视方式表示。这些公开的系统 and / 或方法还可以用于确定从病人的实际血循环状态到病人的期望的血循环状态的轨迹的方向, 并以可视方式表示该信息, 其中针对病人的值得推荐的治疗可以经过某些轨迹并可以使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象的期望的血循环状态或者向该状态转变。应当理解, 也可以使用测量的和 / 或计算的参数的其它组合方式。例如, 心指数、氧输送和氧输送指数、颅内压、颅内动脉压差 (intracranial-arterial pressure difference) 以及心率。某些公开的系统 and / 或方法可以包括, 但并不仅限于, 将对象的实际和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率、以及体循环血管阻力的函数, 以二维表示方式来以可视方式表示, 并且在该二维表示上确定从对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向, 其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象的期望的血循环状态或者向该状态转变。

[0069] 某些公开的系统 and / 或方法可以包括将对象的确定和期望的血循环状态作为体循环充盈压、心效率、以及体循环血管阻力的函数, 以二维表示方式来表示的手段。用于表示对象的血循环状态的手段通常可以通过至少一个视觉的、至少一个听觉的或其组合来实现。某些公开的系统 and / 或方法可以包括在二维表示上确定从对象的确定血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的手段, 其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象的期望的血循环状态或者向该状态转变。

[0070] 某些公开的系统 and / 或方法可以包括, 但并不仅限于: 将对象的确定和期望的血循环状态作为至少一对象循环平均充盈压、至少一个心效率以及至少一对象循环血管阻力的函数, 以二维表示方式来以可视方式显示的手段; 以及在二维表示上确定从对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向的手段, 其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象的期望的血循环状态或者向该状态转变。

[0071] 某些公开的系统 and / 或方法可以包括, 但并不仅限于: 将对象的实际和期望的血循环状态作为体循环平均充盈压、心效率以及体循环血管阻力的函数以二维表示方式来以可视方式表示; 以及在该二维表示上确定从对象的实际血循环状态到对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向, 其中治疗所述对象以便经过该轨迹将使得对象的平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 转变为对象期望的血循环状态。某些实施方式涉及温血动物的治疗维持、指导和 / 或控制。

[0072] 实验显示血循环动力学的决定性因素可以是体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ), 其定义为在体循环网络中平均要素的压力 (也就是, 介于高的动脉压和低的静脉压之间)。历史上的和当前的实践中也使用其它测量值来表征血循环系统, 这些测量包括左和右心脏压力 (heart pressures) 以及容量和胸腔内血容量。然而, 这些测量值是以心脏为中心的

(cardio-centric) 并且不能说明体循环中的动力学和驱使静脉血回流到心脏的压力。  $P_{ms}$  在某些情况下也可以定义成如果心脏停止跳动时整个血循环系统将达到的压力。在某些实施方式中  $P_{ms}$  会很有用的原因在于，其是驱动血液回流到心脏右侧，即静脉血回流 (VR) 的压力。根据 Starling's 定律，心脏应当正好将其接收的血液泵出并由此使得心输出 (CO) 与 VR 相匹配。因此  $P_{ms}$  是 CO 的决定性因素，其是适当循环 (adequate circulatory) 函数关键测量值之一。令人惊奇的是，由于缺少测量  $P_{ms}$  的手段和或愿望，该发现对血循环控制的临床管理的影响被忽视了。

[0073] 然而，根据心血管系统的动力学数学模型，可以证明，在给出某些测量值（例如，平均动脉压 (MAP)、右心房压 (RAP) 以及心输出 (CO) 的测量值并考虑到对象的年龄 (age) 以及体型 (size)) 的情况下，可以将  $P_{ms}$  估计为“近似”形式 ( $P_{msa}$ )。在某些实施方式中，该估计可以是

$$[0074] \quad P_{msa} = f(\text{RAP}, \text{MAP}, \text{CO}, c) \quad (1)$$

[0075] 其中  $c$  是依赖于年龄以及体型的系数。

[0076] 更特别的是，在某些实施方式中，下列线性方程可以是上述方程的近似形式的精确估计：

$$[0077] \quad P_{msa} = a\text{RAP} + b\text{MAP} + c(\text{age}, \text{size})\text{CO} \quad (2)$$

[0078] 其中  $a$  和  $b$  是用于对象的固定系数。

[0079] 还可以引入对心效率  $E_H$  的额外测量：

$$[0080] \quad E_H = \frac{P_{ms} - \text{RAP}}{P_{ms}} \quad (3)$$

[0081] 在某些实施方式中， $E_H$  可以具有受零和整体的限定的特征。当心率下降，RAP 会增高，从而降低  $E_H$ 。当心脏停止跳动，所有压力基本上等于  $P_{ms}$  并且因此  $E_H$  基本上等于零。在正常功能心脏中，RAP 大约为零，并且因此  $E_H$  大约等于一。在某些实施方式中，计算方程 (2) 可能需要方程 (1) 的近似形式。在某些实施方式中， $E_H$  可以作为心脏在当前血循环中工作状况的测量。在某些等同实施方式中，可以使用不同的数学函数，其将  $P_{ms}$  用于右心房压差和  $P_{ms}$  的当前值。

[0082]  $P_{ms}$  的测量值，或者容量状态在很多公开的实施方式中很有用，因为该测量值使得能够设计和使用指导或闭环控制系统用于临床护理中。某些实施方式涉及的系统、方法和装置，其用于维持、指导和 / 或控制某些系统，从而在临床护理中使用，其中  $P_{ms}$  作为该系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及系统、方法和装置，其使用测量值、解释和 / 或治疗来治疗维持、指导和 / 或控制哺乳动物血循环，其中  $P_{ms}$  作为这种系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及用于控制对象血循环的治疗指导的计算机辅助方法，其中  $P_{ms}$  作为该计算机辅助方法的应用的一部分来测量和确定。

[0083]  $E_H$  的测量值或者收缩力 (inotropy) 在很多公开的实施方式中很有用，因为该测量值使得能够设计和使用指导或闭环控制系统用于在临床护理中使用。某些实施方式涉及系统、方法和装置，其用于维持、指导和 / 或控制某些系统从而在临床护理中使用，其中  $E_H$  作为该系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及系统、方法和装置，其使用测量值、解释和 / 或治疗来治疗维持、指导和 / 或控制哺乳动物

血循环，其中  $E_H$  作为这种系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及用于控制对象的血循环的治疗指导的计算机辅助方法，其中  $E_H$  作为该计算机辅助方法的应用的一部分来测量和确定。

[0084]  $P_{ms}$  和  $E_H$  的测量或者确定在很多公开的实施方式中很有用，因为该测量值使得能够设计和使用指导或闭环控制系统用于在临床护理中使用。某些实施方式涉及系统、方法和装置，其用于维持、指导和 / 或控制某些系统从而在临床护理中使用，其中  $P_{ms}$  和  $E_H$  作为该系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及系统、方法和装置，其使用测量值、解释和 / 或治疗来治疗维持、指导和 / 或控制哺乳动物血循环，其中  $P_{ms}$  和  $E_H$  作为这种系统、方法和装置的应用的一部分来测量和确定。某些实施方式涉及用于控制对象的血循环的治疗指导的计算机辅助方法，其中  $P_{ms}$  和  $E_H$  作为该计算机辅助方法的应用的一部分来测量和确定。

[0085] 平均动脉压 (MAP)、心输出 (CO) 以及右心房压 (RAP) 的测量值反映不同血循环功能和相应治疗形式的联合效果。例如，如果 MAP 低，其可能是由于低容量状态或者由于心脏功能不全导致的。这种低 MAP 能指示需要容量治疗或者强心剂（其增加心脏收缩的力量）。由 MAP、CO 和 RAP 定义的空间是一个在其各维度混淆了治疗效果的空间。

[0086] 在某些实施方式中，其可以改善血循环的控制以在空间中表示对象的状态，其中该空间的各维度是与单一治疗效果相符合的。在这种“治疗空间”中，其可以通过数字的精确度来评估和改变治疗，这意味着更快和更精确地到达期望的 MAP 和 CO/ 氧输送（例如，通过选择正确的方式和量值）。这种空间可以构成临床指导系统的基础，其中由临床医生做出治疗的决定，同时这种空间还可以构成闭环或者自动控制的方案的基础，其中，自动地对静脉内或注射泵进行治疗调整。这种空间可以构成临床指导系统的基础，其中由临床医生做出治疗的决定，同时这种空间还可以构成基本上闭环或者基本上自动控制的方案的基础，其中，自动地或者半自动地对静脉内或注射泵进行治疗调整（如图 34 所示），其中指导系统与生理盐水泵相连接。

[0087] 液体治疗是在医院中最经常使用的治疗之一。大概每年要施用 8 亿升的静脉注射液体。大约 2/3 的这种液体是 5% 葡萄糖、有效的水 (effectively water)，施用它们是为了控制血浆的渗透压或者离子浓度。该液体的 1/3 是 N 生理盐水或者包括血浆的类似物质，其目的是控制容量状态，也就是  $P_{ms}$ 。一种高度自动化 (smart) 的静脉注射液体系统可以使  $P_{ms}$  处于指导或者控制的角色，并且其不依赖于通常是普遍存在的、声名狼藉地不准确的、以及耗时的液体平衡图表。其可以结合张力控制器。由于  $P_{ms}$  最终控制心脏的功率输出 (MAP\*CO)，可以由目标功率来确定目标  $P_{ms}$ 。如果  $P_{ms}$  是未知的并且病人是容量响应的，容积控制可以从属于血循环功率。容积控制器的特殊情况是存在于通常预先左或两心室衰竭和 / 或肾衰竭的病人中。这种病人经常出现水肿，并且在对其的护理中可以使用血液过滤 (haemofiltration)。容量指导 / 控制器可以用于在“过湿”和“过干”之间维持很好的平衡。

[0088] 此外，在某些环境中需要控制 MAP。这要求对容量、阻抗和心脏进行适当的操作。如图 35 所示，控制器的设计包括具有以下用途的各装置：控制高血压，通用临床需求，在特殊环境（参见下文）中升高 MAP 并临时保持低血压（例如，在麻醉下的低血

压外科手术)。 血压控制的一示例性例子涉及患有高颅内压 (ICP) 的病人, 其中必须维持脑灌注压 (CPP) ( $CPP = MAP\_ICP$ )。 患有由于血管痉挛导致神经紊乱并随后蛛网膜下出血 (SAH) 或 SAH 外科手术的病人中也存在相似的升高 MAP 的要求。 在肢端肥大症 (phaeochromocytoma) (排出儿茶酚胺的肾上腺肿瘤) 的外科手术后即可能要求控制血压上升也可能要求控制血压下降。

[0089] 此外, 在某些实施方式中, 为了提供 MAP 和 CO/氧输送的闭环控制, 集成的控制系统可以控制包括那些用于容量、利尿剂、血管收缩剂、血管扩张剂和 / 或强心剂的注射泵。

[0090] 图 36 显示了在透析中用于容量指导 / 控制的高度自动化透析机的实施方式。 常规的透析机用于肾衰竭的病人以替代肾功能。 除了排泄废弃物之外, 肾 (和透析器) 必须满足在不能排尿的病人中控制容量状态和渗透压的功能。 渗透压的控制是通过采用具有正常渗透压的透析液体对病人进行透析而实现。 病人通过透析器达到渗透 (tonic) 平衡。 容量 ( $P_{ms}$ ) 控制通常通过透析 / 过滤掉液体直至达到适当的容量状态来实现。 在血液过滤中会除去过多的液体以用于过滤除去废物并用纯生理盐水代替。 在用透析维持容量平衡的患病病人中这是有损伤的方法。 在某些实施方式中, 基于  $P_{ms}$  的控制器可以与透析机结合, 从而可以指导或伺服 (servo) 控制容量状态。 这可能是在其中引入容量伺服控制的第一种环境 (environment), 透析的应用在于防止有危害的过度行为出现的可能性从而使其特别安全。 同等的应用血循环的指导和容量伺服控制对于肾衰竭的危急病人中的, 例如患有脓毒症休克的病人中的血循环的管理是非常有用的帮助。 现代透析机试图保持血循环容量的平衡, 其采取输入容量等于输出容量的策略。 这并没有考虑到液体的内部分配以及有多少损失至、或有多少得自于间隙或者“第三空间”的隔室 (compartment)。 现在需要更加成熟的方法。 除了通过偏移零横跨膜压力点的位置来调整透析器的损失 / 获得外, 还可以设置透析器以损失液体并然后在容量替换线上用简单  $P_{ms}$  控制的开 / 关钳来伺服控制容量替换。

[0091] 进一步, 指导系统信息可用于病人的血循环的调整, 其中所述病人安装了心脏 / 肺机、心室辅助装置、人造心脏等。 与其中输出由输入伺服控制的正常心脏不同, 人造心脏并不如此调整。 心室辅助装置的问题在于, 例如当泵出与静脉血回流不相匹配时会出现“故障”。 由于  $P_{ms}$  调整静脉血回流, 基于  $P_{ms}$  的控制器可以在带有人造心脏的病人在护理中提供更多的理解。

[0092] 如果不使用如方程 (1) 和 (2) 中的体循环平均充盈压以及心效率推导变量, 就基本不可能得到规范的表示 (例如, 处于更简单且显著形式而不丢失一般性)。 在某些实施方式中, 该新空间的维度可以包括:

[0093] 1. 近似体循环平均充盈压 ( $P_{msa}$ ), 其涉及容量增加或容量减少治疗;

[0094] 2. 心效率 ( $E_H$ ), 其涉及作用于心脏的治疗, 包括强心剂、和 lusitropes; 以及

[0095] 3. 体循环血管阻力 (SVR), 其涉及血管收缩和血管扩张治疗, 并可以如下定义:

$$[0096] \quad SVR = \frac{80(MAP - RAP)}{CO} \text{ dynes.cm}^{-5} \cdot \text{sec} \quad (4)$$

[0097] 病人的实际状态  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}_{act}$  和病人的期望状态  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}_{des}$  在空

间  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}$  中的位置都可以从方程 (1) 到 (4) 确定。习惯上采用 MAP 和 CO (或氧输送), 但不使用 RAP 来定义对象的期望状态。通过对比元素  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}_{act}$  和  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}_{des}$ , 能够评估为了实现期望的治疗, 在每个元素 (治疗形式) 中需要的整体变化。

[0098] 在某些实施方式中, 可以在二维中描述 3 维  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}$  空间而不丢失或者基本不丢失信息。例如, 如图 1 所示, 这可以通过将 SVR 绘制为横坐标 (x-轴) 而  $P_{msa}$  绘制成纵坐标 (y-轴) 来实现。方程 (2) 由此可以与当前 RAP 值一起用于为  $E_H$  确定在纵轴上的第二标尺, 如图 1 所示。随着 RAP 的改变,  $P_{msa}$  和  $E_H$  标尺之间的相对关系改变 (也就是, 标尺相对于彼此移动)。应该注意到, 如果  $P_{msa}$  是线性标尺, 则  $E_H$  可以是非线性标尺。在某些实施方式中, 近似形式的  $P_{msa}$  可以用符号  $P_{ms}$  表示。在某些实施方式中, 3 个坐标轴的  $\{P_{msa}, E_H, SVR\}$  空间可以其它 2 维表示图来描述, 例如柱状图、极坐标或辐射图、多时间序列图和以 3 维表示。在某些实施方式中, 可以增加其它数字变量以提供额外的标签或维度。

[0099] 在图 1 的图示中显示了当前病人状态 110。在某些实施方式中, 绘制图 1 的有用的方式可以是定位图表的中心位置 (各轴相交的交点) 位于期望的血循环或者病人状态 120 处。由此, 对观察者而言, 在什么方向上改变以及这 3 个变量应改变多少才能实现期望的血循环就很明显了。这三个变量是容量状态、体循环血管阻力以及心效率。没有该系统, 通常难于确定所需的改变, 并且它们并不总是与临床直观相匹配。例如, 没有该系统, 低血压和心输出可能建议需要容量治疗。而根据该系统, 是否需要强心剂, 以及是否需要血管活性治疗就变得很明显。 $E_H$  下降到非常低的值 (例如, 在人类中  $E_H < 0.3$ ) 不仅指示心脏处于衰竭, 也指示可能存在其它的身体障碍阻碍静脉回流或阻碍足够的心功能。这可以包括异常的高胸内压力和心梗阻。在临床实践中, 对于低的  $E_H$  可能出现不同的诊断。一旦排除了身体障碍, 低  $E_H$  可表明需要心脏药物, 包括但是并不仅限于, 强心剂、chronotropes、lusitropes 或者其组合。

[0100] 在治疗空间中的 3 个轴上确定了从实际位置 110 到期望位置 120 的距离, 仍需要确定为了实现期望的血循环的治疗策略的途径。例如, 如果对象需要容量和血管扩张, 应该首先实施哪一个? 治疗的顺序有关系吗? 这可以被描述成战术上的问题——现在应当做什么——而整个变化是战略上的问题。战术上的问题是重要的, 并且其经常并不遵循所有的治疗应当同时进行并直线到达目标。事实上, 按照该方向前进可能是危险的。例如, 病人可能需要灌注和血管扩张。然而, 如果其在低血压下首先扩张, 就存在进一步降低血压并随后休克和发生器官衰竭的风险。在这种情况下, 重要的是在扩张前先灌注。在公开的各种实施方式中提供了方法, 其用于选择适当的、或者基本适当的治疗顺序的决定, 并防止或基本防止不正确的治疗顺序。其避免、或基本避免不适当的治疗选择 (和 / 或顺序) 从而使得该公开的系统能提供更好的或者改善的血循环护理并降低副作用的风险。公开该系统提供各种手段以确定适当的治疗顺序和 / 或序列。实际上, 对象的状态可能是连续变化的, 并且战略上的形式评估和战术上的治疗改变都需要持续地重新考虑。这些实际情况与复杂的基础血循环动力学相结合, 使得其成为了一种挑战并且是重要的问题。该系统提供手段, 其用于连续评估病人状态并选择适当的短期和长期治疗, 从而对变化的病人情况和治疗效果进行调整。其能够改善血循环的控制并避免副作

用发生的情况。

[0101] 在某些实施方式中，用于解决该问题的方法是考虑观察到的对象的当前状态是  $\{\text{MAP}, \text{CO}\}_{\text{act}}$  以及期望状态是  $\{\text{MAP}, \text{CO}\}_{\text{des}}$ 。战术上的治疗选择的目的在于驱使 MAP 和 CO 单调地接近期望状态但并不超越过去。确定到达该期望状态的最佳轨迹通常需要两个步骤。首先，在  $\{P_{ms}, \text{SVR}\}$  空间上投影常量 MAP 和 CO/ 氧输送的线（其并不需要将  $E_H$  看作是  $P_{ms}$  的函数）。这些线称为 MAP 和 CO 的等值线。其次，根据这些等值线确定实现战术上的治疗目的的最佳轨迹。无论选择哪种表示的图形方法都可以应用该方法。图 1 所示的 2 维 X-Y 相关图 (relational plot) 是出于该目的、实用的且有用的表示法，但并不是唯一的。

[0102] 从方程 (1)、(2) 和 (4) 以及将  $P_{ms}$  表达为 SVR 的函数可以得出等值线。采用 SVR 方程 (3) 来分别代替 MAP 或 CO，可以从方程 (1) 中获得这些。方程 (2) 的线性形式也可以使用。

[0103] MAP 等值线可以如下定义

$$[0104] \quad P_{ms} = f_{\text{MAP}}(\text{SVR}, \overline{\text{MAP}}, \text{RAP}_{\text{Act}}, c) \quad (5)$$

[0105] 其中， $\overline{\text{MAP}}$  表示对于给定的等值线为常量的 MAP；以及

[0106]  $\text{RAP}_{\text{Act}}$  是 RAP 的实际当前测量值。

[0107] 通过代入到方程 (2) 获得的线性形式可以是：

$$[0108] \quad P_{ms} = a \text{RAP}_{\text{Act}} + b \overline{\text{MAP}} + \frac{80 c (\overline{\text{MAP}} - \text{RAP}_{\text{Act}})}{\text{SVR}} \quad (6)$$

[0109] CO 等值线可以如下定义：

$$[0110] \quad P_{ms} = f_{\text{CO}}(\text{SVR}, \overline{\text{CO}}, \text{RAP}_{\text{Act}}, c) \quad (7)$$

[0111] 其中  $\overline{\text{CO}}$  表示对于给定的等值线为常量的 CO。

[0112] 线性形式可以是：

$$[0113] \quad P_{ms} = \text{RAP}_{\text{Act}} + c \overline{\text{CO}} + \frac{b \overline{\text{CO}} \cdot \text{SVR}}{80} \quad (8)$$

[0114] 图 2 显示了根据本发明公开的实施方式投影到图 1 的  $\{P_{ms}, \text{SVR}\}$  空间上的 MAP 和 CO 等值线。等值线 210 和 220 分别是用于实际 (Act) 和期望 (Des) 病人状态的 MAP 的等值线，并且等值线 230 和 240 分别是用于实际 (Act) 和期望 (Des) 病人状态的 CO 的等值线。

[0115] 通常包括在 MAP 和 CO 等值线所形成的内角之间的轨迹都能使这两个变量向其目标值靠近。如图 2 所示，内角 250 是包括期望的目标状态的象限中的角。一种提供局部最佳治疗指导轨迹的有效的示例性方式是平分该内角。如果变量接近或在其目标上，那么最佳指导轨迹通常将在使得其它变量接近其目标的方向上遵循与该变量相关的该等值线。这可以通过将加权函数与各角度相结合来实现，其要考虑到与每个变量的期望目标值相距的成比例的距离。特别是，在示例性实施方式中，可以使用计算机辅助方法 / 计算机程序 / 系统，基于常量 MAP 和 CO 在具有  $P_{ms}$  和 SVR 坐标的几何空间上的投影线，以及 MAP 和 CO 线之间相交形成的角，以及考虑到指示最佳治疗目标的位置，用来确定

对容量、阻力和心脏的最佳治疗。  $E_h$  的值可以用于辅助确定是否需要容量或者心脏治疗或者两者都需要。 进行校正以允许 MAP 和 CO 与其目标值接近。 通常该算法的基础是抽象几何学和  $\{MAP, CO\}$  空间与  $\{P_{ms}, E_h\}$  空间之间的映射。

[0116] 参考附图 3, 描述了确定最佳轨迹的实施方式。 参考附图 3, 对象的实际血循环状态 310 和期望的血循环状态 320 在  $\{P_{ms}, SVR\}$  空间中以各个点显示了。 实际 CO 和 MAP 等值线 312 和 314 分别在对象的实际血循环状态 310 处相交。  $\phi_{CO}$  是在 CO 等值线 312 和水平线 330 之间形成的锐角。  $\phi_{MAP}$  是在 MAP 等值线 314 (或者 MAP 等值线 314 在对象的实际血循环状态 310 处的切线 316) 和水平线 330 之间形成的钝角。 最佳指导轨迹 340 可以由与水平线 330 成  $\theta$  角的向量来描述。 用于确定最佳轨迹的算法步骤如下:

[0117] 1. 计算  $\phi_{CO}$

[0118] 2. 计算  $\phi_{MAP}$

[0119] 3. 计算加权函数  $\omega_{CO}$  和  $\omega_{MAP}$

[0120] 4. 对内角调整  $\phi_{CO}$  和  $\phi_{MAP}$  (根据相对于目标的位置)

[0121] 5. 使用如下方程计算最佳指导轨迹:

$$[0122] \quad \theta = \frac{\omega_{MAP}\phi_{CO} + \omega_{CO}\phi_{MAP}}{\omega_{MAP} + \omega_{CO}} \quad (9)$$

[0123] 在某些实施方式中, 由于病人状态会随时发展变化且该指导轨迹可以变化, 该方法是有利的。

[0124] 使用等值线方程 (6) 和 (8)、内角平分的方法以及双曲线切线作为加权函数的前述算法步骤的具体实现 (specific realization) 为:

$$[0125] \quad \phi_{CO} = \tan^{-1}(bCO) \quad (10)$$

$$[0126] \quad \phi_{MAP} = 2\pi - \tan^{-1}\left[\frac{c(MAP_{Act} - MAP_{Des})}{(SVR/80)^2}\right] \quad (11)$$

$$[0127] \quad \omega_{CO} = \tanh\left[\beta\left|\frac{CO_{Act} - CO_{Des}}{CO_{Des}}\right|\right] \quad (12)$$

$$[0128] \quad \omega_{MAP} = \tanh\left[\beta\left|\frac{MAP_{Act} - MAP_{Des}}{MAP_{Des}}\right|\right] \quad (13)$$

[0129] 通常,  $\beta = 20$

[0130] 内角的调整:

$$[0131] \quad MAP_{Act} > MAP_{Des} \Rightarrow \phi_{CO} \leftarrow \phi_{CO} + \pi \quad (14)$$

$$[0132] \quad CO_{Act} < CO_{Des} \Rightarrow \phi_{MAP} \leftarrow (\phi_{MAP} + \pi) \bmod 2\pi \quad (15)$$

$$[0133] \quad CO_{Act} > CO_{Des} \cap MAP_{Act} < MAP_{Des} \Rightarrow \phi_{MAP} \leftarrow \phi_{MAP} - 2\pi \quad (16)$$

[0134] 最佳战术指导轨迹可以如下获得:

$$[0135] \quad \theta = \frac{\omega_{MAP}\phi_{CO} + \omega_{CO}\phi_{MAP}}{\omega_{MAP} + \omega_{CO}} \quad (17)$$

[0136] 作为  $\{P_{ms}, E_h, SVR\}$  空间中的矢量,  $\theta$  在这些维度的每个中分解成需要的治

疗改变。  $\theta$  向量可以描述成在用于指导的  $\{P_{ms}, E_H, SVR\}$  图表上的“指针”箭头，其在柱形图表或其它可视表示上可确定治疗的方向，或者可以用作施加相关治疗的闭环自动控制器的输入。

[0137] 在某些实施方式中，决策表可与计算机辅助方法相结合以提供治疗指导。在某些实施方式中，决策表可以用于选择治疗指导或方向。

[0138] 如下显示了一实例。通过检查  $E_h$  的值，例如  $E_h < 0.3$ ，可以制定使用强心剂以增加心脏力度的指导。如果这不可用，可以使用从某些心输出监视器所测量的 SVV 或者 PPV 来计算该指导。

条件		容量/心脏指导	SVR 指导	
[0139]	MAP < MAPdes	CO < COdes	增加心脏/容量	保持
	MAP ≥ MAPdes	CO < COdes	保持心脏/容量	减少
	MAP < MAPdes	CO ≥ COdes	保持心脏/容量	增加
	MAP ≥ MAPdes	CO ≥ COdes	减少容量	保持

[0140] 在可视表示的某些实施方式中，包括但并不仅限于，2D 柱状图显示，可以将治疗中推荐的变化作为目标的变化来显示。例如，如果当前指导是为了保持容量状态，那么可以将目标容量状态值设置为当前容量状态值。相似的方法也可以用于其它受控的变量。这可以被称为“动态目标”。

[0141] 图 4 显示了根据某些实施方式的用于血循环监视和指导的系统。该血循环监视和指导系统 410 可以用于在危重护理中的病人的血循环系统的目标制定、评估和管理方面为临床用户提供帮助。血循环监视和指导系统 410 的好处在于可包括改善循环状态的控制并减少与血循环状态的不良控制相关联的副作用。

[0142] 血循环监视和指导系统 410 显示与床边监视器 420 和心输出监视器 430 相连接。床边监视器 420 和心输出监视器 430 连接至病人 440。临床医生或者医学从业者 450 可以使用该血循环监视和指导系统 410 来监视和控制病人 440 的血循环。该血循环监视和指导系统 410 可以通过有线的或者无线的接口与床边监视器 420 和心输出监视器 430 相连接。

[0143] 该血循环监视和指导系统 410 包括数个软件模块，这些软件模块包括：数据采集模块 412、数据预处理模块 414、计算模块 416 以及图形显示和用户交互模块 418。数据采集模块 412 按照规定的通讯协议与床边监视器 420 通讯从而以规定的速率请求和接收数据。实际采样速率的一实施是大约每 5 秒一次。在一些实施方式中，当通过脉搏轮廓方法（例如在 Vigileo、PiCCO 或者 LidCO 装置上）连续监视病人的心输出时，适当的速率可以是 2-5 秒、3 秒或者 4 秒。这使得用户能够观察到病人的即时治疗效果以及短期变化。当使用连续肺部导管方法（例如，Vigilance、Optic）测量心输出时，5 秒-5 分钟（例如，5 秒、10 秒、30 秒、45 秒、1 分钟、2 分钟、3 分钟、4 分钟或者 5 分钟）的采样速率是适当的。当心输出是间隔地测量（例如，通过热稀释法或者超声）时，适于在更

长的时间采样心输出（例如，从 5 分钟到 2 小时、20 分钟、1 小时、1.5 小时，等）。然而，在后者的情况下，两次采样之间的心输出可以采用来自动脉脉搏或氧饱和度脉搏的脉搏轮廓信息进行插值，其使得指导或者控制系统可连续使用（2-5 秒的时间灵敏度）。MAP 和 RAP 测量值通常可从标准床边监视器获得。心输出 CO 可从某些床边监视器获得，但另外可以和 / 或从专用 CO 设备获得。数据预处理模块 414 接收来自数据采集模块 412 的数据并执行范围检验、伪影消除和过滤以减少不需要的噪声信号。合适的过滤器消除例如 1 分钟以下的动力学的改变。输入数据可以因各种原因而无效，包括由于其它目的而暂时使用导管、阻塞、病人位于线的顶部、换能器处于不正确的能级等等。当接收数据时，可以由算法检验各个值以检测这些事件并排除这些数据点。能实现该作用的一种方法是排除那些没有落入预定范围内的值，预定范围可以是例如 0-200mmHg 的 MAP、-1-30mmHg 且少于 40% 氧饱和度、以及 0-20L/ 分钟的心输出。在过滤之后可以执行伪影消除以减少数据流中的短期改变量或者噪音。具有 95% 的响应时间为 1 分钟的移动平均或中值滤波器对血压信号和连续心输出信号而言是合适的。当间歇地获得心输出时，可以不需要对其进行过滤。右心房压信号经常仅具有单一数字精确度。在提供插值和平滑改变以防止“跳跃”效果方面，信号的滤波可能是有益的。还可以有其它用于伪影消除 (artifact rejection) 的各种方法，可以用于，例如具有迭代地施加到输入数据流上的时间窗口（例如，1 分钟、5 分钟和 10 分钟）的中值滤波器或者其它非线性滤波器。计算模块 416 从数据预处理模块 414 接收经处理的数据并执行一系列计算。图形显示和用户交互模块 418 使得用户能输入病人的身体检查数据，并使用户能观察关键变量的数值。图形显示和用户交互模块 418 显示对象血循环的数值的和图形的表示。

[0144] 前面参照附图 4 描述的各个模块可以包括计算机软件模块并可以驻留在嵌入式计算机系统或通用目的的计算机系统中，例如下文中参照附图 8 描述的计算机系统 800。在可选的实施方式中，血循环监视和指导系统 410 可以集成到床边监视器和 / 或心输出监视器中。在另一可选的实施方式中，数据采集模块 412 可以集成到诸如床边监视器 420 或心输出监视器 430 的床边设备中。该实施方式使得数据预处理模块 414、计算模块 416 和 / 或图形显示和用户交互模块 418 能被置于和 / 或被运行于计算机系统（如下文中参照附图 8 描述的计算机系统 800）中，从而位于远离病人床边的位置。优选参照图 4 描述的某些模块可以与另外的电路或者硬件相结合。例如，数据采集模块 412 通常与用于受软件控制（例如，模拟 - 数字转换器）的采样和处理数据电路相结合。

[0145] 图 5 是可作为用于控制计算机系统的计算机软件程序的可执行方法的流程图，所述计算机系统为，如图 4 中某些实施方式的血循环和监视系统 410。在步骤 510，用户输入病人的身体检查和其它数据，包括年龄 (A, 岁)、身高 (H, cm)、体重 (W, kg) 以及血色素 (Hb)。在步骤 520，执行计算以确定病人的体表面积 (BSA, m<sup>2</sup>)、用于病人年龄的典型心指数 (CI<sub>(A)</sub>, L/min/m<sup>2</sup>) 以及相应心输出 (CO<sub>(A)</sub>, L/min)。这些值可以使用下文中的方程 (18)-(20) 来确定：

$$[0146] \quad BSA = 0.007184H^{0.725}W^{0.425} \quad (18)$$

$$[0147] \quad CI_{(A)} = 4.5(0.99)^{(A-15)^*} \quad (19)$$

$$[0148] \quad CO_{(A)} = CI_{(A)}BSA \quad (20)$$

[0149] 依年龄范数平均动脉压 (MAP<sub>(A)</sub>) 为：

[0150]  $MAP_{(A)} = 94.17 + 0.193A$  (21)

[0151] 下文中的方程 22 的系数 a、b、c 如下：

[0152]  $a = 0.96$

[0153]  $b = 0.04$

[0154]  $c = 0.038 \frac{MAP_{(A)}}{CO_{(A)}}$

[0155] 在步骤 530，用户设置平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 的期望目标值。在实际操作中很有用的是，能将这些值作为上限和下限值输入，其限定“目标区域”。在步骤 540，从装置，如床边监视器获得实际病人数据并如上文所述的那样进行预处理。原始数据可以数字格式显示到显示屏上。状态指针可以显示数据是否已经准时接收，是否存在间断、范围误差等等。在步骤 550，对实际 (“Act”) 病人状态计算得各种推导变量：

[0156] 体循环平均充盈压：

[0157]  $P_{ms\ Act} = aRAP_{Act} + bMAP_{Act} + cCO_{Act}$  (22)

[0158] 体循环血管阻力：

[0159]  $SVR_{Act} = 80 \left( \frac{MAP_{Act} - RAP_{Act}}{CO_{Act}} \right)$  (23)

[0160] 在步骤 560，表明最佳治疗轨迹的方向的图形显示显示于显示屏上。病人的位置由方程 (27) 和 (28) 确定。最佳治疗轨迹的方向用方程 (10) 到 (17) 来确定。在步骤 570，决定用户是否愿意退出。如果不愿意 (N)，该方法回复到步骤 540 以采集新病人的数据。如果用户是希望退出 (Y)，那么该方法在步骤 580 结束。

[0161] 图 6 显示了图形显示的实例，其可以实施，从而按照某些实施方式执行图 5 中方法的步骤 560。一种便利的配置可以是将平均目标或者期望的病人状态 610 定位在图形显示的中央。区域 620 表示病人的 MAP 和 CO 的目标范围，其可以由计算的和图形的等值线来表示，该等值线对应于上文中使用方程 (6) 和 (8) 的两个变量的上限和下限目标值。采用“指针”箭头 630 表示病人的实际位置，其指向最佳治疗轨迹的方向。最佳治疗轨迹的方向通常并不直接指向期望的病人状态 610。实际上，图形显示可以根据病人数据的每一新值来重新绘制。各轴和病人位置都发生移动。有效的方式是使各轴在显示器上滑动，给出虚拟仪器 (virtual instrument) 的印象。E<sub>H</sub> 标尺横靠着 P<sub>ms</sub> 标尺绘制，其与使用 RAP 当前实际值的方程 (3) 一致。随着时间变化，其产生两个标尺相对于彼此移动的效果。在阈值 (例如 0.3) 以下的 E<sub>H</sub> 的值可以通过不同颜色的标尺标签来表示。如果病人的 E<sub>H</sub> 很低，就产生报告消息来解释可能的成因并建议适当的检查和治疗。

[0162] 某些实施方式涉及用于评判 (critique) 当前治疗的方法和 / 或系统，并且，如果其与由血循环监视和指导系统所建议的不同，将告知用户这一事实并提供适当的校正操作。图 7 显示了用于评判当前治疗的系统的方框图，其类似于按照某些实施方式的图 4 中所示的血循环监视和指导系统 410。特别是参考图 7，通过数据采集模块 412 从 IV 和 / 或注射器泵 760 采集容量的当前静脉内灌注率、心脏的和作用于血管的药物。治疗评判器模块 717 将各种当前速率与来自上文中参考图 4 到 6 中描述的血循环指导系统的指导进行比较。如果不一致，可以通过显示屏向用户提供解释性告警信息。报警或者文本信息

也可以或者可选择的产生。这里（图 7）所示的某些实施方式通过控制某些药物的灌注率来实现血循环的自动控制。

[0163] 图 8 显示了计算机系统 800 的示意性方框图，其可以用于实施这里描述的方法。例如，计算机系统 800 可以用于执行图 4 中的血循环监视和指导系统 410。更特别的是，计算机系统 800 提供用于运行计算机软件，例如上文中参考附图 4 和 7 描述的计算机软件模块的硬件平台。因此，可将计算机系统 800 编程，从而帮助执行对控制对象的血循环提供治疗指导的方法。计算机软件在安装到计算机 800 上的，诸如 MS Windows XP™、MS Windows VISTA™ 或 Linux™ 的操作系统下运行。

[0164] 计算机软件包括一组编程的逻辑指令，其可以由计算机系统 800 运行，用于命令计算机系统 800 来执行由这些指令规定的预定功能。该计算机软件可以用各种语言、代码或者符号来表达或者记载，其包括一组指令，其直接地或在转换成另一种语言、代码或者符号后用于使兼容信息处理系统执行特定的功能。

[0165] 该计算机软件程序包括计算机语言的语句。计算机程序可以用编译器处理成二进制形式以适于由操作系统运行。计算机程序以涉及各种软件元件或代码的方式被编程，其执行上文中描述的方法的某些步骤。计算机系统 800 的元件包括：计算机 820、输入装置 810、815 和可视显示器 890。计算机 820 包括：处理单元 840、内存单元 850、输入/输出 (I/O) 端口 860、通讯端口 865、可视端口 845 以及存储装置 855。计算机 820 可以包括一个以上任意前述单元、端口和装置。处理单元 840 可以包括运行操作系统的一个或者多个处理器和在该操作系统下运行的计算机软件。内存单元 850 可以包括随机存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、闪存和/或本领域公知的在处理单元 840 的指令下使用的任意其它类型的内存。该可视端口 845 连接到可视显示器 890 并提供在可视显示器 890 上显示的可视信号。用于操作计算机 820 的用户输入通过输入装置 810 和 815 提供，其分别包括键盘和鼠标。存储装置 855 可以包括磁盘或者光盘驱动，或者其它任何合适的非易失性的存储介质。

[0166] 计算机 820 的每个元件都连接到总线 830，其包括数据、地址和控制总线以允许各元件通过总线 830 彼此通讯。

[0167] 使用到表示为英特网的网络 880 的通信信道 885，经由通信接口 865，可以将计算机系统 800 连接到一个或者多个其它相似的计算机。

[0168] 将懂得，计算机系统 800 可以通过通讯端口 865 或者输入/输出 (I/O) 端口 860 连接到其它外部装置或者与其它外部装置交互。例如，如附图 4 和 7 所示的床边监视器 420 和心输出监视器 430 可以通过通讯端口 865（例如，RS-232、RS-485 或 Universal Serial Bus (USB)）与计算机系统 800 交互。附图 7 中所示的注射泵 760 可以通过输入/输出 (I/O) 端口 860 使用模拟-数字转换器与计算机 800 交互。

[0169] 该计算机软件程序可以作为计算机程序产品并记录在便携存储介质上来提供。在这种情况下，计算机系统 800 可以从该存储装置 855 存取该计算机软件程序。可选择地，计算机 820 可以直接从网络 880 存取该计算机软件。在这两种情况的任意一种中，用户可以使用键盘 810 和鼠标 815 与计算机系统 800 交互以操作该被编程的计算机软件在计算机 820 上运行。

[0170] 出于举例说明的目的描述了计算机系统 800。因此，上文的描述涉及具体类型的

计算机系统的实例，例如个人计算机 (PC)，其适于本发明这里描述的方法和计算机程序产品。然而，优选也可以使用计算机系统的可选择的配置和类型来实现本发明描述的方法和计算机程序产品。例如，但并不仅限于，嵌入式计算机系统可以用于代替通用计算机系统 800。在这种系统中，计算机系统 800 的可视显示器 890 和键盘 810 可以集成到该嵌入式计算机系统的外壳中。

[0171] 在某些实施方式中，可以在医用等级的 (medically rated) 床边触摸屏计算机 (例如，Advantech POC153M 或者 POC-S155) 中提供血循环监视和指导系统。在危重护理环境中，其可以连接到床边生理学监视器。血循环监视和指导系统可以通过，例如连接至计算机后部的 COM1 (RS232) 或 COM2 (RS422) 端口的串行电缆连接到床边生理学监视器。心输出数据可以直接从血循环监视和指导系统，或者从由串行电缆连接到 COM3 端口的独立心输出监视器获得。在某些实施方式中，血循环监视和指导系统可以每隔五 (5) 秒就自动地从监视器采集数据。采集的变量可以包括平均动脉压 (MAP, mmHg)、右心房压 (RAP, mmHg)、心输出 (CO L/min) 以及动脉氧饱和度 (SaO<sub>2</sub>%)。在某些实施方式中，可以对数据进行过滤、平滑化和伪影消除。

[0172] 血循环监视和指导系统可以帮助临床医生为期望的血循环设定目标、在几次心跳的时间内实时评估病人的与该目标相关的系统血循环状态的当前状态、并参考容量、用于心脏的 (强心剂和 lusiotropes) 和用于血管的 (血管扩张剂和血管收缩剂) 来决定合适的治疗。血循环和心脏改变发生得比几次心跳要慢 (例如，数分钟到数小时)，但是考虑到某些病人的疾病的严重性，以这种时间细度来观察他们的血循环状态的演变是有帮助的。在施用用于心脏的药剂，诸如强心剂后，其临床上的益处在于能观察在快速时间表上病人如何响应。当和响应该时间间隔的心输出方法，诸如 PiCCO、LidCO 或者 Vigileo 一起使用时，该指导或控制系统提供很大的益处。

[0173] 如这里讨论的那样，并参考附图 9，在某些实施方式中，血循环监视和指导系统的主显示可以显示了病人状态相对于期望的目标的图形描述。体循环平均充盈压 (右手侧垂直标尺) ( $P_{ms}$ ) 是容量状态的测量，或者血循环的充盈状况，并且其是静脉回流和心输出的主要决定因素。心效率 ( $E_H \geq 0$ ) (左手侧的标尺) 是全心脏性能的测量。有时其被称为心脏性能 (heart performance)。

[0174] 在某些实施方式中，临床医生为 MAP 和 CO 设定目标平均值。该 CO 目标平均也可以通过相应心指数 (CI) 来设定。图形的中央 (轴相交的位置) 对应于平均目标 MAP 和 CO。围绕该中央的“菱形”形状表示期望目标状态的上限和下限。

[0175] 当设定目标的平均值，缺省范围可以设定为，例如对于 MAP 是约  $\pm 5-15\%$  (例如， $\pm 5$ 、 $\pm 7$ 、 $\pm 9$ 、 $\pm 10$ 、 $\pm 11$ 、 $\pm 13$ 、 $\pm 14$  等)，对于 CO 和 CI 是大约  $\pm 7.5-15\%$  (例如， $\pm 8$ 、 $\pm 9$ 、 $\pm 10$ 、 $\pm 11$ 、 $\pm 13$ 、 $\pm 14$  等)。

[0176] 用户可以确定相对于期望的血循环病人 (箭头中的实心点) 处于何处，并评估为了使病人能达到该目标所需的干预种类。病人符号上的方向箭头显示了治疗的下一序列。其方向是使 MAP 和 CO 这两者都接近其目标值的方向。

[0177] 该血循环监视和指导系统可用于需要血循环支持的危重病的病人，其中有规律地对该病人的 MAP、RAP 和 CO 进行监视。这包括具有在 ICU 重症监护病房出现的不稳定的血循环状况的大范围的病人，其示例性情况包括，例如，病人 18 岁或以上，在开

心外科手术之前或之后、在大外科手术之前或之后、脓毒症休克、肾脏衰竭、大面积烧伤、多发性创伤以及心源性休克。

[0178] 在一些实施方式中，血循环监视和指导系统可能要求一些数据是手工输入的而另一些数据是从床边装置自动采集的。例如，在某些实施方式中，下列身体检查和其它数据项目可能是使用触摸屏手工输入的：病人姓名的起首的大写字母、年龄（岁）、身高（cm）、体重（Kg）以及血色素（g/L）。

[0179] 此外，出于函数（function）目的，血循环监视和指导系统可能使用下列变量：MAP（通过直接动脉测量或者非侵入式血压），心输出（CO）以及右心房压（可交替使用RAP和CVP）。

[0180] 如果可获得动脉氧饱和度（ $\text{SaO}_2$ ），某些实施方式将使用该值来计算和显示对应于上限和下限CO的氧输送指数值（ $\text{DO}_2\text{I}$ ）。重要的是要注意到 $\text{DO}_2\text{I}$ 值的精确度可能依赖于获得血色素的当前值。

[0181] 在示例性实施方式中，血循环监视和指导系统可以图10-18所示的方式进行。

[0182] 在如图10所示的那样开启之后，血循环监视和指导系统可以等待接收来自床边监视器的数据。在右下角的数据链接状态指示器设置信息“等待数据”。一旦来自床边和心输出监视器的数据出现在屏幕上（图11），数据链接状态指示器就通常显示信息“数据链接OK”并且用户通常确认血循环监视和指导系统的值与上床边监视器的值相关联。为了对新病人设置该装置，用户可以使用该装置上的触摸屏，并触摸菜单区域中的“新病人”按钮以开始设置新病人（参见图12）。

[0183] 使用如图16中所示的字母数字键区，用户可以输入下列信息：

[0184] 1. 病人姓名的起首的大写字母：名字的首起大写字母，姓的首起大

[0185] 写字母。

[0186] 2. 年龄（岁）

[0187] 3. 身高（cm）

[0188] 4. 体重（Kg）

[0189] 5. 血色素（g/L）

[0190] 在某些实施方式中，病人的身高和体重可以用于计算身体表面积（BSA），BSA随后用于计算心指数（CI），因此这些值的精确性很重要。一旦完成，出现图17所示的屏幕，并且可以通过触摸显示平均期望值的字段来设置MAP和CO的平均目标值，例如，在右边两个字段中显示目标范围的上限和下限值，并例如通过弹出（pop-up）数字按键键盘输入期望的平均目标。使用的初始值是在病人随机阶段具体说明的。该装置自动地将目标范围设置为，例如对于MAP为平均值的 $\pm 12\%$ ，并且对于CO或CI为 $\pm 12\%$ 。（也可以设置缺省值为5升/分钟的CO，75mmHg）。

[0191] 如图17所示，CI(Norm)是由正常的休息年龄确定的CI(normal resting age determined CI)，其值是通过使用标准化的CI相对于年龄的曲线来确定的。该依赖于年龄的正常心指数作为该装置用于目标心输出或者心指数的指导来提供。CI(Norm)可能并不是对于所有病人都适于作为目标心指数。CI是在正常体温（ $37^\circ\text{C}$ ）下测量的并且在体温过低或过高的病人中，好的经验是每相差一度就减少（体温过低）或增加（体温过高）标准化CI的7-10%以允许温度效应。

[0192] 尽管标准化静息心指数是起始点，然后也需要考虑下列情况：

[0193] 1. 充分的和适当的氧输送变量：它们是常规的并且包括  $DO_2$ ， $DO_2I$ ， $V0_2$ ，混合的静脉  $pvO_2$ ， $SVO_2$ ，pH，乳酸盐等。

[0194] 2. 液压 (hydraulic) 变量。某些病人会因为纯液压原因（例如，瘘管，新近置换过狭窄的心脏瓣膜，具有低 SVR 疾病）而需要例如更高的心输出。设置正常心输出 / 指数目标可能需要不受欢迎的血管收缩以保持 MAP 目标。

[0195] 3. 病人心脏的状态。在确定心输出控制目标时，心肌能力的考虑是个问题。这同时涉及上限和下限。在这点上  $E_H$  的值是有帮助的。

[0196] 4. 功率减少。如果上述三个条件都得到满足，则应该考虑降低心输出目标并减少心脏工作。

[0197] 如图 18 所示，纵轴（右侧）是体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 标尺，其是血循环的充盈情况（容量状态）的测量值。其是静脉回流和心输出的主要决定因素。在该纵轴（左侧）上还显示心效率标尺  $E_H$ ，其是全心脏性能（效率）的测量值。 $P_{ms}$  和  $E_H$  标尺是相互独立的。横轴上是体循环血管阻力的标尺，SVR。

[0198] 参考图 18，显示图右手侧上的数字嵌板显示了从监视器采集的数据，病人的当前状态在箭头或“指针”中以实心圈表示。箭头指示下一治疗方向。箭头的方向对应于使 MAP 和 CO 接近其目标（根据  $P_{ms}$ 、 $E_H$  及 SVR 与 MAP 及 CO 之间的对应关系）的方向。y- 轴的标尺上心效率 ( $E_H$ ) 小于 0.3 的地方出现红色标签。在该区域可以指示使用强心剂。

[0199] 在阅读本说明书后应当很容易理解，全面实现床边的好血循环控制需要智能的设置目标和一贯的连续指导。利用这种方法缓解了临床医生重复进行治疗设计（有时不一致）任务的负担。这里公开的某些实施方式涉及标准化和一致化。例如，病人的“指针”符号的方向显示了治疗改变的方向，这种治疗改变将使得病人单调地向目标移动。即时方向可能并不总是指向中央。此外，如果病人的符号保持在适当的四边形中，期望的血循环将常规地连续地实现。

[0200] 通过中央的右侧纵标尺显示了容量状态 ( $P_{ms}$ )，其单位是 mmHg，并且施加容量将使得病人符号向上移动；利尿剂 / 利尿、透析和静脉扩张 (venodilator) 将使得病人符号向下移动。横标尺显示了血管阻力 (SVR)，其单位是 SI 单位 ( $\times 100$ )。小血管的血管扩张剂（例如，GTN、SNP）将使得病人向左移动；血管收缩剂（例如，去甲肾上腺素、间羟胺和 / 或血管加压素）将使得病人向右移动。

[0201] 在某些实施方式中，大约 70-80% 的血循环控制将通过 +/- 容量和 +/- 动脉血管活性剂安全的实现。第二独立纵轴指示心脏性能的状态。心脏性能  $E_H$  由  $E_H = (P_{ms} - RAP / P_{ms})$  得到。心脏性能和容量状态一起用于确定病人（符号）相对于中央目标的垂直位置。除了心脏性能的机械阻碍外，心脏性能依赖于速率、节奏、收缩力、加速舒张。如果心脏性能  $E_H \leq 0.3$ ，在假定存在收缩力或加速舒张问题之前可以执行从“外到内”的机械因素检查。

[0202] 图 19a-19c 表明了根据某些实施方式的各种示例性显示。特别是，图 19a 表明了相对于期望的血循环可能稍微有点过充盈的病患者的显示。在这种情况下，容量流失 (loss) 并随后扩张小动脉可实现该目标的血循环。在图 19b 中，病人良好地充盈 ( $P_{ms}$  大约是

18.3) 并且心效率是 0.29。假如不怀疑心脏舒张机能紊乱, 心脏效率的机械阻碍的排除通常先于强心剂。通常随后进行小动脉扩张。在图 19c 中, 病人是低血压对象并且具有低于期望的心指数。该显示表明了病人是良好充盈的 ( $P_{ms}$  大约是 22mmHg) 但是心效率仅是大约 0.2。根据前后关系, 病人可能需要变力性药剂和 / 或超声心动描计以帮助确定心脏衰竭的成因。

[0203] 在某些实施方式中,  $P_{ms}$  测量值可以用于控制静脉回流而不是如上面讨论的心输出。该方法帮助确定系统血循环的容量状态。不同于典型前负荷的测量,  $P_{ms}$  并不依赖于心脏或者血循环阻力。测量  $P_{ms}$  开创了容量状态 (例如在透析) 中的闭环伺服控制的可能性。 $P_{ms}$  进一步使得  $E_H$  测量值能, 如上所述限定全心脏操作并可用于作用于心脏的活性剂的伺服控制的目标。如下面详细描述, 如果病人是“容量响应的”, 一些 EH 的值是容量可补充的 - 其余依赖于心脏的本质特性以及胸腔中位于心脏中的各种因子。

[0204] “容量响应”的概念随着时间而发展, 因为已经逐渐认识到前负荷的绝对值 (不论选择哪一个) 的测量对于响应于容量治疗的动力学 (MAP、CO 等) 而言都是不好的或者非预测性的。

[0205] 容量响应通常是通过测量在正压通气下的病人中的收缩压变化、脉搏压或者脉量变化来预测。当胸内压增高并且 RAP 也增高时, 静脉回流 (以及 CO) 降低 (将在下文中详细描述)。该效果可以在更高值的  $P_{ms}$  下被消除。 $P_{ms}$  和  $E_H$  的测量值能定量地接近容量响应。最大可能容量响应是可以计算出来的, 并且实际响应可作为最大值的百分数来测量。 $P_{ms}$  进一步可用于血循环限定以及治疗响应的定量。因此, 在某些实施方式中, 通过使用  $P_{ms}$ , 测量的血循环变量可以被分解为其容量的、阻力的以及心脏的部分 (例如,  $P_{ms}$  可以用于血循环控制的推导范围)。

[0206] 通常, 在简单临床水平, 容量状态的评估调用医院信息 (例如, 诸如呕吐或者腹泻引起的液体流失病史) 并观察且评估一组病征 (例如, 心率增加、低血压、低脉量、低静脉压、低尿排量、知觉减少等)。同时, 历史和检查可以检测主要容量状态失调。随着更多完善的测量的应用, 心脏“前负荷”的测量已经历史地形成了容量状态正确评价的主要部分。这基于 Starling's 心脏定律 (如上所述)。这些是在心脏舒张期间心室充盈状态的直接或者推导的压力或者容量测量。其包括测量诸如右心房压力 (RAP)、右和左心脏舒张末期心室压以及容量 (RVEDP、LVEDP、RVEDV、LDEDV) 以及许多其它病征。尽管前负荷可以多种方式限定, 可以明确的是前负荷测量具有阻力和心脏决定因素, 以及容量决定因素而不是实际容量测量。

[0207] 低血压和血流可能是由没有强健收缩的心脏 (变力性紊乱) 导致的。相似的临床表现可能是由收缩良好但在舒张期不能良好放松的心脏导致的。在这种情况下, 心脏将不会充盈, 并且在随后的收缩期将会因此有更少的血泵入 (松弛性紊乱)。这种紊乱有时被称为心脏舒张期功能不良。

[0208] 在床边区分这两种不同状态是困难的。变力性问题采用变力性药物 (例如肾上腺素) 治疗, 其增加心脏收缩期的收缩活力。松弛性紊乱通过将心脏充盈到更高容量状态来治疗, 也就是, 它们是“容量响应”的 (如下所述)。其也可以通过药物治疗。

[0209] 如上所述,  $P_{ms}$  是当心脏停跳时血循环中稳定状态的压力。在许多哺乳动物中, 包括人类, 该静压通常为大约 7mmHg。 $P_{ms}$  可以使用例如上述公式 (1) 来测量。 $P_{ms}$  通

常可以由肾以及水和钠摄取来控制，其是静脉回流到心脏的主要决定因素。Starling's 定律确定心输出受到系统静脉回流  $VR_s$  的伺服控制：

$$[0210] \quad VR_s = \frac{P_{ms} - RAP}{RVR} \quad (24)$$

[0211] 其中 RVR 是静脉回流的阻力，通过组织氧流量和代谢以及神经中枢和内分泌控制有效地确定。

[0212] 如上所述，变量  $E_H$  是对心脏整个性能状态极为有用的测量，其依次由心率、节奏、收缩力、加速舒张等确定。体循环血管阻力 (SVR) 是血压和血流之间相对关系（心输出）的测量，其类似于 Ohm's 定律并且可以如下定义：

$$[0213] \quad SVR = \frac{MAP - RAP}{CO} \quad (25)$$

[0214] 如上所述， $P_{ms}$  和  $E_H$  新推导的测量值与体循环血管阻力 (SVR) 一起可以组合，从而在各种图形显示中连续显示病人相对于三个主要治疗维度、容量、阻力以及心脏状态和其它变量（例如氧输送和静脉氧量）的位置。这种手段使得能够制定期望的平均动脉压范围和心输出或氧输送范围的目标，其一起定义了控制目标区域。如上所述，在某些实施方式中，该手段的横轴可以具有一标尺，即体循环血管阻力 (SVR) 标尺，而纵轴可以在 y 维度上具有两个标尺，即  $P_{ms}$  标尺和  $E_H$  标尺。这是因为，尽管血循环控制问题是三维的，增加  $P_{ms}$  和  $E_H$  这两者就是增加 MAP 和 CO。给定方程 (3)，对于当前 RAP，第 2 纵轴标尺  $E_H$  可以邻接  $P_{ms}$  绘制。在一种示例性装置中，病人的位置可以包围在箭头（或者“指针”）中的实心圈来显示。该箭头显示了为了实现目标血循环所需的治疗的优选下一步方向。如上所述，可以使用其它 2-D 和 3-D 可视图形显示。

[0215] 实际临床问题很少出现是否可以通过给予更多液体和增加  $P_{ms}$  来增加 MAP 和 / 或 CO（存在水肿的风险尤其是肺水肿），或者是否可以开始使用增加心脏的力量和速率的变力性或变时性药剂，例如肾上腺素，来增加  $E_H$ 、MAP 和 CO。没有哪种方法是没有风险的。

[0216] 为了给予容量和增加  $P_{ms}$ ，人们将有兴趣预先获知是否病人是“容量响应”的，也就是，对于  $P_{ms}$  很小的上升 MAP 和 CO 是否将显著增加或者相反。 $P_{ms}$  随着容量的给予而增加。

[0217] 方程 (1) 的考虑因素显示  $P_{ms}$  的增加可以在 RAP、MAP 和 CO 之间被不同地区分。这种区分依赖于心脏跳动和血循环阻力的效力。需要注意的是，这里对 MAP 和 CO 都感兴趣。如果 RAP 单独增加，而 MAP 或者 CO 不变化，那么就不会实现额外的功率输出并且病人因此不是“容量响应”的。

[0218] 如果 MAP 或者 CO 或者两者都增加，那么会输送更多的功率并且病人是容量响应的。我们由此对心脏输送到血循环的功率输出 W 感兴趣。因此，功率响应是对容量响应感兴趣的（例如，随着  $P_{ms}$  的变化而变化）。W 可以如下给出：

$$[0219] \quad W = CO(MAP - RAP) \quad (26)$$

[0220] 通过数学推导，W 可以  $P_{ms}$  的形式表达：

$$[0221] \quad W = \frac{P_{ms}^2 E_H^2 SVR}{RVR^2} \quad (27)$$

[0222] 容量响应 ( $\alpha$ ) 可以作为  $W$  到  $P_{ms}$  变化的灵敏度的测量, 也就是偏导数:

$$[0223] \quad \alpha = \frac{\partial W}{\partial P_{ms}} = \frac{2W}{(P_{ms} - RAP)} \left( 1 - \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}} \right) \quad (28)$$

[0224] 该  $\alpha$  的表达式使得能够在容量状态 ( $P_{ms}$ ) 增加 1mmHg 时 (即容量响应), 正确评估预期的功率增加 (mmHg.L/min)。在当前操作情况下, 最大值容量响应, 可以如下给出:

$$[0225] \quad \alpha_{Max} = \frac{2W}{(P_{ms} - RAP)} \quad (29)$$

[0226] 实际容量响应 ( $\alpha$ ) 可以通过除以病人的身体表面积而由 ( $\alpha_N$ ) 表示, 或者通过由其除以其最大值 ( $\alpha_N$ ) 来标准化。对于后者:

$$[0227] \quad \alpha_N = \frac{\alpha}{\alpha_{Max}} = \left( 1 - \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}} \right) \quad (30)$$

[0228] 随着容量的给予, 容量响应变小, 例如当 RAP 和  $P_{ms}$  增加速度快于 MAP 和 CO 时。如果容量响应很低, 但随着容量的给予而增加, 这可指示心脏存在舒张性紊乱。

[0229] 容量响应的测量可以不同方式整合至用于血循环指导和控制的手段或者系统中。

[0230] 上述原理可以用于制造基于软件的装置, 以在哺乳动物病人的血循环护理中提供帮助。该装置可与上文中如图 4 描述的装置相似。如上所述, 血循环指导系统的目的在于帮助临床用户在临床护理中制定目标、评估和管理病人的血循环系统。其通过从床边监视器实时地采集数据、允许用户输入病人的其它参数以及期望的或者目标血循环数值、计算推导的变量并在可视的控制图示中显示这些内容来实现上述目的。该系统的益处在于其改善了血循环状态的控制并减少了与不良控制相关的副作用。

[0231] 血循环指导系统通过标准物理连接串口或有线或无线网络与床边监视器和心输出监视器交互。数据采集模块按照其专用的和公开的通讯协议与床边装置通讯, 从而以限定的速率请求和接收数据。实际采样速率大约是 5 秒。可以从标准床边监视器获得 MAP 和 RAP 测量值。有时从床边监视器, 有时从专用装置获得心输出 CO。数据预处理模块从数据采集模块接收原始数据并执行范围检查、伪影消除和滤波以减少信号噪声。导出变量的计算模块根据原理执行一系列计算。这些将在下文中更详细的描述。

[0232] 图形显示和用户交互模块允许用户输入身体检查的和目标的数据, 并允许用户观察关键变量的数值。其在  $P_{ms}$ , SVR 轴上显示体现病人的实际和期望状态的图示, 并显示横靠着  $P_{ms}$  轴的动态  $E_H$  轴。最佳战术轨迹以箭头显示。

[0233] 各种软件模块可以驻留在同一硬件中, 该硬件运行通用或者嵌入的操作系统。数据采集模块的一种灵活配置是将其作为服务器, 并使用 IP 协议和 XML 与其它模块通讯。这使得将数据采集模块作为临近床边监视器配置的专用单元配置在独立硬件上。

[0234] 图 20 显示了控制血循环指导系统的软件算法的主要元件。在步骤 1, 用户可以输入该算法需要的身体检查和其它数据, 包括年龄 (A, 岁)、身高 (H, cm) 以及体重 (W, kg)。在步骤 2, 如上面方程 (18)-(20) 所述的来计算身体表面积 (BSA,  $m^2$ )、该年龄的病人的典型心指数 ( $CI_{(A)}$ , L/min/ $m^2$ ) 以及相应的心输出 ( $CO_{(A)}$ , L/min)。根据年龄调整的标准平均动脉压 ( $MAP_{(A)}$ ) 由以上的方程 (21) 确定, 并且系数与根据方程 (21) 描述的相同。在步骤 3, 用户可以设置平均动脉压 (MAP) 和心输出 (CO) 的期望目

标值。能够以上限和下限值来输入这些值在实际中很有用，上限和下限值包围了一“目标区域”。在步骤4，通过数据采集模块从相连接的装置请求和接收数据。在该步骤，数据经过如上所述的预处理。原始数据可以数字格式显示在显示屏上。状态指示器可以显示数据是否已经及时接收，是否存在断开、范围错误等等。在步骤5，对实际的病人状态（由“Act”表示）计算各种导出变量，称为体循环平均充盈压和体循环血管阻力，其由上文中方程(22)和(23)限定。应当注意，最好使用在伪影消除之后经滤波或平滑的原始数据的值来进行计算。

[0235] 在显示屏上显示了如图1形式的图示。病人的位置由方程(22)和(23)限定。最佳治疗轨迹的方向以箭头显示，并且使用如前所述的方法计算。表示MAP和CO的目标范围的区域，通过使用如上所述的方法对应于这两个变量的上限和下限目标值计算和绘制的等值线来显示。图示的传统配置是将平均目标定位在该图示的中央。

[0236] 实际上，用每一新接收的数据重新绘制图表。各轴和病人位置都发生移动。有效的方式是使各轴在显示器上滑动，给出虚拟仪器的印象。 $E_H$ 标尺横靠着 $P_{ms}$ 标尺绘制，其与使用RAP当前实际值的方程(3)一致。随后，这产生两个标尺相对于彼此移动的效果。在阈值（通常是0.3）以下的 $E_H$ 的值可以通过不同颜色的标尺标签显示。如果病人的 $E_H$ 很低，就产生报告消息来解释可能的成因并建议适当的研究和治疗。

[0237] 病人血循环的当前容量响应指数可以如下计算：

$$[0238] \quad \alpha_{Act} = \frac{2W_{Act}}{(P_{msAct} - RAP_{Act})} \left( 1 - \frac{\delta RAP}{\delta P_{ms}} \Big|_{Act} \right) \quad (31)$$

[0239]  $W_{Act}$ 可以采用如下计算

$$[0240] \quad W_{Act} = (MAP_{Act} - RAP_{Act}) CO_{Act} \quad (32)$$

[0241] 在方程(31)中需要对 $\delta RAP / \delta P_{ms}$ 进行估计。一种估计的方法是：在几分钟（通常是5-8分钟）的时间里观察和记录 $P_{ms}$ 和RAP。在一段时间里测试 $P_{ms}$ 的系统升高（或降低）的最小量（通常是1-2mmHg） $\Delta P_{ms}$ 。如果存在 $P_{ms}$ 的系统升高，补偿(retrieve)在RAP- $\Delta RAP$ 中的相应变化。将 $\delta RAP / \delta P_{ms}$ 估计为 $\Delta RAP / \Delta P_{ms}$ 。

[0242] 在存在显著噪声的情况下，建议对 $P_{ms}$ 和RAP数据进一步施加滤波。通常具有5分钟窗口的中值滤波是合适的。

[0243] 输出容量响应结果的方法有很多。变量的选择是三重的，并且在某些情况下选择全部三重是有帮助的：绝对容量响应 $\alpha_{Act}$ ；身体表面积可指数容量响应 $\alpha_I = \alpha_{Act} / BSA$ ；以及由在当前操作点的最大可能容量响应标准化的容量响应 $\alpha_N = \alpha_{Act} / \alpha_{Max}$ 。这些结果可以显示为标记的数值字段或图示。可能的图示的范围包括：

[0244] 1. 在一维标尺上——这有助于相对于参考点（例如 $\alpha_{Max}$ ）以可视方式显示当前值；

[0245] 2. 作为时间序列——这有助于显示趋势；

[0246] 3. 心脏性能 $E_H$ 与体循环平均充盈压 $P_{ms}$ 之间的相关图表。这种图表的实例如图21所示。随着时间变化，病人的位置在该图表上以轨迹移动。假设病人在A。如果其移动到点B，那么 $P_{ms}$ 的增加指向RAP，并且该病人具有零容量响应。点C在常数RAP线上，并且对应于最大容量响应。点D是一般情况，其中线AD的斜率相应于如上所述的 $\tan \theta$ ；以及

[0247] 4. 功率  $W$  与体循环平均充盈压  $P_{ms}$  之间的相应图表。这种图表的实例如图 22 所示。随着时间变化, 病人的位置在该图表上以轨迹移动。轨迹的斜率为病人绝对容量相应的当前值  $\alpha_{Act}$ 。假设病人位于 A 并以特定的斜率和  $\alpha_{Act}$  移动到点 B。一段时间之后, 其以更小的斜率从 C 移动到 D。这类似于 Starling 曲线, 其心输出的增加随着驱动压力的增加而减少。一种创新在于能够跟踪病人的 Starling 类型响应。这通过使用平均体循环压力来实现。另一位于 E 的病人具有与位于 A 的病人相同的平均体循环压力。然而, 该病人不是以相同的斜率来响应, 而是更小的容量响应。

[0248] 下面将描述某些实施方式的各种容量响应情况和一般实例。

[0249] 零容量响应

[0250] 在该情况下, 存在零容量响应,  $P_{ms}-RAP = \text{常数}$ , 并且

$$[0251] \quad \left(1 - \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}}\right) = 0 \Rightarrow \alpha = 0 \quad (33)$$

[0252] 理论上, 在该情况下, 容量状态  $P_{ms}$  中的变化反映在 RAP 的变化中。没有一个增加的容量状态会改变 CO 或者 MAP。

[0253] 在  $E_H$  是常数而  $P_{ms}$  变化的情况下

$$[0254] \quad \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}} = \frac{RAP}{P_{ms}} \quad (34)$$

[0255] 在这种情况下, 容量响应为

$$[0256] \quad \alpha = \frac{2W}{P_{ms}} \quad (35)$$

[0257] 对于最大值容量响应, 当容量状态  $P_{ms}$  变化使得 CO 或者 MAP 变化并且 RAP 并不变化时, 病人可以被称为“最大容量响应”。心脏能够将增加的容量状态释放成压力或者流量, 在这种情况下,

$$[0258] \quad \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}} = 0 \text{ 并由此} \quad (36)$$

$$[0259] \quad \alpha_{Max} = \frac{2W}{(P_{ms} - RAP)} \quad (37)$$

[0260] 容量响应可以病人身体表面积来指数 ( $\alpha_I = \alpha / BSA$ ) 或者由最大容量响应来指数 ( $\alpha_I = \alpha / \alpha_{Max}$ )。对于后者的情况, 其符合:

$$[0261] \quad \alpha_N = \frac{\alpha}{\alpha_{Max}} = \left(1 - \frac{\partial RAP}{\partial P_{ms}}\right) \quad (38)$$

[0262] 在实际的系统中, 计算和显示  $E_H$  并观察其如何随着  $P_{ms}$  改变是很有用的。局部斜率如下定义:

$$[0263] \quad \tan \theta = \frac{\Delta E_H}{\Delta P_{ms}} \quad (39)$$

[0264] 这可以比  $\delta RAP / \delta P_{ms}$  更容易的进行评估,  $\delta RAP / \delta P_{ms}$  对于测量噪声更加灵敏。通常形式 (A12) 为:

$$[0265] \quad \alpha = \frac{2W}{(P_{ms} - RAP)} \left[1 - \left(\frac{RAP}{P_{ms}} - P_{ms} \tan \theta\right)\right] \quad (40)$$

[0266] 如上所述,在确定目标心输出(CO)时,临床医生可以使用选自经验,或者基于病人年龄、身高、体重以及新陈代谢状态的值。然而,在某些实施方式中,如果已经获知了动脉氧饱和度  $S_aO_2$  (例如,从血氧计手指钳)并且计算动脉氧含量,例如根据下列方程:

$$[0267] \quad C_aO_2 = Hb \times 1.34 \times S_aO_2 \quad (41)$$

[0268] 氧输送 =  $(CO \times C_aO_2)$  或者氧输送指数 =  $CI \times C_aO_2$  可以用作对目标 CO 的显示,并可用于制定所需 CO 的目标。

[0269] 可选择的,如果已经获知了  $S_aO_2$ 、 $S_vO_2$  和 CO,为了实现某些  $\dot{V}O_2$  的 CO 目标, ( $S_vO_{2desired}$ ) 可以根据如下方程确定:

$$[0270] \quad \dot{V}O = CO(C_aO_2 - C_vO_2) \quad (42)$$

[0271] 并且假定在第一种情况中  $\dot{V}O_2$  保持为常数,实现  $S_vO_{2desired}$  所需要的心输出可以如下给出:

$$[0272] \quad CO_{desired} = \frac{\dot{V}O_2}{(C_aO_2 - C_vO_{2desired})} \quad (43)$$

[0273] 在某些实施方式中,当 CO 增加,该方法可以反复使用以达到目标  $S_vO_2$  的期望 CO。

[0274] 特别是,静脉血氧 ( $S_vO_2$ ) 是对身体消耗 ( $\dot{V}O_2$ , 氧消耗量) 所输送的氧 (CO.CO<sub>2</sub>, 氧输送) 之后“剩余”的氧的测量。低  $S_vO_2$  通常要求更高的心输出。这可以通过“向前估计”特定  $S_vO_2$ 、 $C_vO_2$  来帮助此处描述的监视器制定心输出的目标,这是一种制定目标的形式。

[0275]  $S_{cv}O_2$  可以使用右心房导管来测量并且与通常使用光纤肺动脉导管测量的混合静脉氧饱和度  $S_{mv}O_2$  在数值上不同。这两种信号通常都是连续的,并且使用 Vigileo ( $S_{cv}O_2$ ) 和 Vigilance ( $S_{mv}O_2$ ) 来测量。静脉血氧是氧输送  $DO_2 = CO(C_aO_2)$  和氧消耗  $\dot{V}O_2 = CO(C_aO_2 - C_vO_2)$  之间平衡性的测量。

[0276] 测量静脉血氧是氧经济性 (oxygen economy) 的要点,其使得能够评估氧消耗对氧输送中的变化的灵敏度。特别是,可以估计如果氧消耗是供应依赖的,那么就能更好的评估以增加心输出作为战略来改善组织氧合作用是否明智。

[0277] 在某些实施方式中,在缺少  $\dot{V}O_2$  的信息的情况下,  $S_vO_2$  ( $S_{cv}O_2$  或者  $S_{mv}O_2$ ) 的测量值将对血循环紊乱 (例如,脓毒症) 的情况产生误导,其血流区域性分配不当处可能减少  $\dot{V}O_2$  并增加  $S_vO_2$ 。当对  $S_vO_2$  进行测量,应当知道心输出和  $S_aO_2$ 。在缺少这种信息的情况下,通过基于  $S_{cv}O_2$  操纵心输出可以改善脓毒症中的输出。

[0278] 在某些实施方式中,通过将  $S_aO_2$  和  $S_vO_2$  数据整合到目标心输出的决定中,可以巩固  $S_vO_2$  ( $S_{cv}O_2$ ,  $S_{mv}O_2$ ) 在血循环控制中的地位。CO 和  $S_aO_2$ 、 $C_aO_2$  的信息可以用于测量氧输送以及达到期望  $DO_2$  或者  $DO_2I$  所需的 CO 增加。CO、 $C_aO_2$ 、 $C_vO_2$  的信息使得能够用方程 (41) 和 (42) 来评估  $\dot{V}O_2$ 。

[0279] 假定  $\dot{V}O_2$  保持常数,为了实现目标和  $S_vO_{2desired}/C_vO_{2desired}$  所需的 CO 增加可以用方程 (43) 计算。

[0280] 某些实施方式可以产生下列示例性结果。

[0281] 实施例 1

[0282] 18 岁女性病人，胸腰段脊椎固定后 2 天，并具有呕吐大量鲜红色血液的病史。在检查中，其神智迟钝、极为苍白、焦虑、并且心率为 180。其外周循环被严重抑制并且其出汗。最可能诊断为胃溃疡或者黏膜撕裂综合征 (Mallory-Weiss tear)。

[0283] 初始方案如图 23 所示，其在设置非常低的体循环平均充盈压 ( $P_{ms}$ ) 中显示了低心输出和血压。 $P_{ms}$  的正常值是 7mmHg。这是血容量严重不足的模式。有时在年轻人中平均动脉压 (MAP) 比该病例中保持得更好。

[0284] 实施例 2

[0285] 25 岁女性病人，首次怀孕 (第一个孩子)，怀孕 26 周。其有妊娠高血压史。于第 22 周入院并处于抗高血压治疗期。治疗没能控制住高血压。其在 4 周后进入产科 ICU 以控制高血压，其中使用硝普钠作为开始治疗输送给 26 周孕期。图 24 的屏幕截图显示其平均动脉压和心输出都异常的高，即便是对于妊娠而言。19mmHg 的  $P_{ms}$  强烈地提示高血压对于过充盈而言是第二位的。用利尿剂对病人进行治疗，很好地利尿并且平均血压降低到 110mmHg 且心输出为 8.3L/分钟 (参见附图 25)。不需要用输液来控制血压。

[0286] 实施例 3

[0287] 82 岁男性病人，其接受过开心外科手术。在术后两小时，该病人出现低血压并且测量的心指数降低到 1.3L/分钟/ $m^2$ 。右心房压增高到 18mmHg。图 26 的屏幕截图显示  $P_{ms}$  增高到 22mmHg 并且心性能  $E_H$  降低到 0.17。

[0288] 在这种情况下，可以考虑其为机械导致的衰竭。在该病人中，右心房压和肺动脉平均压相等，意味着右心室不再进行所需的工作。用紧急胸扩切开术减轻心包填塞，该病人转好。当  $E_H \leq 0.25$ ，做经胸超声心动图是一好的建议。

[0289] 实施例 4

[0290] 病人是 65 岁的老年女性，随后进行紧急主动脉瘤修复。具有术前腹痛和腹胀史。病人无尿。剖腹手术显示肾脏下动脉瘤破裂。图 27 所示的屏幕显示的是返回 ICU 后病人的情况。病人既是容血量过低又是血管收缩 (vasoconstricted) 的。病人指针显示在血管扩张剂处置之前先进行液体治疗。下一个屏幕 (图 28) 显示在给予容量治疗之后的情况。平均系统压 ( $P_{ms}$ )、平均动脉压 (MAP) 以及心输出 (CO) 都已经升高。该指针现在显示使病人动脉扩张以改善心指数和氧输送，从而病人可以进入如图 29 所示的目标区域。

[0291] 本发明公开了方法、系统、装置以及计算机程序产品的某些实施方式，除了其它用途外，其提供治疗指导以控制对象的血循环。某些实施方式使得临床医生或者医疗从业者能监视病人的血循环，并有助于治疗维持对象的血循环动力学。本发明的实施方式除了用于人体之外还可以用于哺乳动物对象，包括但并不仅限于：家畜，例如狗、猫和马。上文所述的方程中的某些系数可以变化，以反映在不同动物中的不同的体型、和根据年龄调整的正常值。

[0292] 实施例 5

[0293] 为了评估根据某些实施方式的指导系统的安全性和功效进行了研究。研究的目

标是论证与传统护理相比，使用该指导系统可安全地给临床医生提供适当的数据并指导更好地实现和更紧密地维持血液动力学的稳定性。血液动力学稳定性由病人对对医生指定的目标平均动脉压 (MAP) 和心输出或指数 (CO, CI) 的接近程度来测量。围绕这些目标的目标区域由上限和下限定义。该研究是在 7 个澳大利亚三级 ICU 中多中心的、预期的、随机控制实验的情况下进行的。病人群体包括 112 位在外科手术于 ICU 康复的病人，外科手术包括使用心-肺旁路的冠状动脉旁路移植和 / 或心脏瓣膜修复或置换。

[0294] 方法：使用的 Navigator™ 版本是独立式触摸屏显示器，其与床边多参数和血液动力学监视器集成。在该研究中使用的 Navigator™ 版本通常每隔几秒就从床边监视器连续地采集数据。数据包括平均动脉压 (MAP)、右心房压 (RAP)、心输出和指数 (CO, CI) 以及动脉和静脉氧饱和度 (SaO<sub>2</sub>, SvO<sub>2</sub>)。诸如病人年龄、身高、体重和血色素的其它数据由用户手工录入到该系统。医生通过输入 MAP、CO 或 CI 和 / 或氧输送指数 (ODI) 的平均值或者范围来详细说明指定的血循环 (“目标”血循环)。Navigator 计算体循环平均充盈压 (P<sub>ms</sub>-容量状态的测量)、心性能 (E<sub>H</sub>) 的估计值以及体循环血管阻力 (SVR) 的常规测量值。病人的当前状态和目标状态在显示器上以图形显示，其显示了将病人带到目标区域所需要的治疗改变。显示器的各轴对应于容量 (或者利尿剂)、血管活性剂和作用于心脏的治疗。指导箭头给出关于下一步适当治疗的建议。当病人状态相应于疾病进程或治疗时，该显示器每隔几秒就更新并给临床护士和医生提供 24 小时连续支持。对临床医生团队详细说明血液动力学治疗的目标，以及实现这些目标的方法。病人在进入 ICU 时随机分配到 Navigator- 支持的临床护理或者分到传统临床护理。尽管两组 (arms) 中均续地录入关于 MAP 和 CO 的数据，只有那些随机分配到治疗组 (Navigator) 的病人享有 Navigator 图示界面连续地显示病人相对于设置目标的位置的好处。在对照组 Navigator 图形显示被阻断。测量最初的端点以确定 MAP 和 CO 这两者相对于目标区域中央的稳定性如何，同时连接 Navigator。该研究中的平均标准距离或者 ASD 如下定义：两个受控制的变量，MAP 和 CO，被结合到赋范 (normed) 欧氏 (Euclidean) 距离测量中，由其目标区域的各自宽度来缩放。这称为 “平均标准距离” 或者 ASD。

[0295] 对象的数量：根据协议充足的病人要同意来完成该研究，其允许 100 个病人 (每个治疗组 50) 来完成该研究。总共 112 名病人被招募到该研究中，并形成了想要治疗的群体。其中 105 名对象按计划完成了该研究并形成了修正的想要治疗的 (MITT) 的群体 (57 名病人位于 Navigator™ 组，48 名病人位于对照组)。Navigator 和对照组的病人统计 (参见表 1)、登记状态 (参见表 2) 和外科手术进程 (参见表 3) 是匹配的。

[0296]

对象人口统计情况				
		NAV-1 (N=59)	对照 (N=53)	总共 (N=112)
年龄(岁)	N	59	53	112
	平均(SD)	61(12)	67(11)	64(12)
	中间值	63	67	64
	最小值, 最大值	31, 85	45, 90	31, 90
性别	男	45(76.3)	35(66.0)	80(71.4)
	女	14(23.7)	18(34.0)	32(28.6)
种族	高加索人种	38(64.4)	38(71.7)	76(67.9)
	亚洲人	3(5.1)	0(0.0)	3(2.7)
	美国黑人	1(1.7)	0(0.0)	1(0.9)
	西班牙人	0(0.0)	1(1.9)	1(0.9)
	其它	8(13.6)	6(11.3)	14(12.5)
	没有收集的	9(15.3)	8(15.1)	17(15.2)
身高(CM)	N	59	53	112
	平均(SD)	170.57 (8.975)	167.19 (8.961)	168.97 (9.088)
	中间值	170.00	168.00	169.50
	最小值, 最大值	150.0, 189.0	149.0, 188.0	149.0, 189.0

[0297]

体重(KG)	N	59	53	112
	平均(SD)	85.32 (17.986)	79.60 (16.219)	82.61 (17.335)
	中间值	84.60	79.40	82.30
	最小值, 最大值	53.0, 140.0	40.6, 120.6	40.6, 140.0

[0298] 表 1

[0299] 登陆、状态和分布概要

	NAV-1 (N=59)	对照 (N=53)	总计 (N=112)
想要治疗的人群	59 (100.0)	53 (100.0)	112 (100.0)
按计划完成研究的	57 (96.6)	50 (94.3)	107 (95.5)
从研究中退出的	2(3.4)	3(5.7)	5(4.5)
退出的原因:			
不利事件	1(1.7)	0(0.0)	1(0.9)
病人不配合	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
病人要求	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
调查人员或者发起人要求	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
发起人终止研究	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)
违反协议	0(0.0)	1(1.9)	1(0.9)
病人死亡	1(1.7)	0(0.0)	1(0.9)
失去跟踪	0(0.0)	0(0.0)	0(0.0)

[0300]

其它	0(0.0)	2(3.8)	2(1.8)

[0301]

[0302] 表 2

[0303]

基线特征的统计情况				
		NAV-1 (N=59)	对照 (N=53)	总计 (N=112)
外科手术的 类型				
冠状动脉旁路移植		46(78.0)	42(79.2)	88(78.6)
瓣膜修复		2(3.4)	3(5.7)	5(4.5)
二尖瓣		5(8.5)	3(5.7)	8(7.1)
插入修复物：环		0(0.0)	2(3.8)	2(1.8)
插入修复物：瓣膜		13(22.0)	13(24.5)	26(23.2)
瓣膜置换		14(23.7)	13(24.5)	27(24.1)
动脉瓣膜		14(23.7)	18(34.0)	32(28.6)
其它		2(3.4)	3(5.7)	5(4.5)
外科手术持续期间 (分钟)	N	58	52	110
	平均(SD)	263(74)	243(74)	254(75)
	中值	255	230	248
	最小值, 最 大值	115, 420	135, 526	115, 526
NAVIGATOR	N	59	51	110

持续期间(小时)				
	平均(SD)	26.19(19.255)	20.16(13.890)	23.39(17.174)
	中值	20.09	18.56	19.70
	最小值, 最大值	0.4, 116.4	0.1, 76.6	0.1, 116.4
ICU 中的持续期间 (小时)	N	57	45	102
	平均(SD)	53.01(30.742)	51.20(30.052)	52.21(30.303)
	中值	46.50	45.07	46.13
	最小值, 最大值	18.2, 160.3	12.8, 146.5	12.8, 160.3
住院的持续期间(小时)	N	52	47	99
	平均(SD)	217.72 (126.683)	258.91 (205.500)	237.28 (169.120)
	中值	173.32	188.67	177.42
	最小值, 最大值	116.3, 702.1	117.0, 1012.0	116.3, 1012.0

[0305] 表 3

[0306] 最初端点结果：在所有病人、所有中心和所有时间都连接到 Navigator 的情况下，Navigator 组中病人的 ASD 是 1.71，而对照组中的是 1.92。更小的值表示用 Navigator 改善了血液动力学稳定性，10.9% 的益处（参见图 37）。平均值上 t- 测试的差值给出 0.202 的 p- 值，其中 Navigator 与对照相比其具有 95% 的 CI 差值，-5.7% 更差到 27.1% 更佳。需要注意的是，ASD 是在整个期间的平均控制，在该期间 Navigator 处于连接状态。

[0307] 我们断定，由 Navigator 支持的临床医生与没有支持的临床医生相比，在实现血液动力学稳定方面可以具有相同或者更好的表现（非劣质结论）。对于 Navigator 而言其优势有很明显的趋势。ASD 测量并不具有直观解释。进一步，存在“区域”效应 - 与辐射状改变相对比，由 ASD 封闭的区域与 ASD 的平方成正比。

[0308] 目标区域中的时间的第二端点更容易进行临床理解和解释。在目标区域中时间

的百分数从对照的 32.4% 增加到 Navigator 的 38.4% ( $p = 0.116$ )，绝对增加为 6.0%，置信区间为 95%，-1.5% 的降低到 13.5% 的增加。6.0% 的绝对增加对应于 18.5% 的相对增加。由这种方式判断而得的益处充分大于 ASD。如图 38 和 39 所示，对于护理中的每 1 小时时间段分析目标区域的 ASD 和 % 时间。

[0309] 在进入 ICU 后的第三个小时，在 44% 的时间内，Navigator 病人处于目标区域中，与此相比对照组中的为 30% ( $p = 0.047$ )。Navigator 病人在目标水平处保持得更好。经过随后 8 小时的护理，在 44% 的时间内，Navigator 病人处于目标，而对照组病人在 33% 的时间内处于目标。随后的相关 (hoc) 分析显示，ICU 中心在平均 ASD 方面具有显著的效果。在这些中心中在控制水平 (level) 和 Navigator 效果这两者中都存在比预料的更大的不均匀性。例如，在这些中心中，ASD 的控制水平从 1.26 到 2.44 变化。我们使用治疗组和中心作为变量以 ANOVA 来检查该效果。经过最初 12 小时护理，ANOVA 在 ASD 和目标区域中 % 时间上执行。对于 ASD 和处于目标区域中的 % 时间这两者而言，在治疗效果方面存在趋势重要性（参见下面的表 4）。

[0310]

	来源	类型 III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
窗口的 % 时间	治疗中心	14753.563	1	14753.56	3.461	0.066
		79869.904	5	15973.98	3.757	0.004
Std. Dist	治疗中心	18.245	1	18.245	3.248	0.075
		129.556	5	25.911	4.625	0.001

[0311] 表 4

[0312] 第二疗效端点：对于所有病人和中心（没有校正中心控制的差异），在目标区域中的时间百分数从对照的 32.4% 增长到 Navigator 的 38.4% ( $p = 0.116$ )。同时连接到 Navigator 的 AF 的发生率很低，（Navigator 是 5.3%，对照是 6.3%）并且并没有显著不同。在第 1 天和第 2 天，两个治疗组的 SOFA 得分在统计学上并没有显著不同。在平均 SOFA 得分方面，两个治疗组之间出现统计学上显著的不同，其中第 3 天的 Navigator 组得分更高。不存在分类为与 Navigator 相关的严重不利事件。不存在装置失灵。

[0313] 其它结果：在两组中，总的液体摄入、尿排出量以及血液损失量都相似（表 5）。表 6 显示了接受强心剂和血管活性剂中一种或者多种治疗的对象的概况。

[0314] 液体平衡的概况

		NAV-1 (N=59)	对照 (N=53)	总计 (N=112)
[0315] 在 NAVIGATOR 上的时间的总液 体摄入(ml)	N	58	50	108
	平均(SD)	4868.09 (3241.93)	4523.80 (2224.57)	4708.69 (2809.77)
	中值	4131.00	4088.00	4088.00
	最小值, 最 大值	723.0, 19996.0	916.0, 10955.0	723.0, 19996.0
[0316] 在 NAVIGATOR 上的时间的总尿 量排出(ml)	N	58	50	108
	平均(SD)	2707.50 (1810.01)	2428.08 (1405.96)	2578.14 (1634.03)
	中值	2436.50	2052.50	2197.00
	最小值, 最 大值	15.0, 12030.0	420.0, 6402.0	15.0, 12030.0
[0317] 在 NAVIGATOR 上的时间的总血 液损失(ml)	N	56	49	105
	平均(SD)	600.21 (368.468)	597.37 (388.604)	598.89 (376.166)
	中值	510.00	475.00	500.00
	最小值, 最 大值	120.0, 2500.0	74.0, 2348.0	74.0, 2500.0

[0317] 表 5

[0318]

使用强心剂和血管活性剂的概况 (病人接受至少一次治疗)	NAV-1 (N=59)	对照 (N=53)	总计 (N=112)
多巴酚丁胺	8(13.5)	8(15.1)	16(14.2)
多巴胺	1(1.7)	2(3.8)	3(2.7)
肾上腺素	12(20.3)	15(28.3)	27(24.1)
甘油三硝酸酯	49(83.1)	49(92.5)	98(87.5)
硝普钠	16(27.1)	11(20.8)	27(24.1)
去甲肾上腺素	41(69.5)	34(64.2)	75(67.0)

[0319] 表 6

[0320] 结论：该研究是关于用于血液动力学指导的具有创造性的危重护理的装置。该研究显示，24 小时连续床边血循环指导是可能的，有效的并且是安全的。令人惊奇的是，计算机指导系统能够在该危重病人组中调整复杂的、通常是混乱的血循环动力学。使用平均标准距离 (ASD) 的先验端点，研究显示 Navigator 在实现有医师对血循环控制设置的目标方面和传统护理相同或优于传统护理，其平均优势在于在 ASD 方面减少 10.9%。在目标区域中 % 时间的第二端点也具有相同或更优的结果，其从对照组中的 32.4% 增加到 Navigator 组的 38.4%，相对增加为 18.5%。用 Navigator 管理的病人恢复得更快。在进入 ICU 的第三个小时，在 44% 的时间内，Navigator 病人处于目标区域中，与此相比对照组中的为 30% ( $p = 0.047$ )。Navigator 病人被更好地保持在目标水平上。经过随后 8 小时的护理，在 44% 的时间内，Navigator 病人处于目标中，而对照病人为 33% 的时间。存在明显中心差异。当随后关于该差异对结果进行校正时，存在朝向优势的很强趋势。ASD 的水平 (Navigator 为 1.71，对照为 1.92) 比在功率计算 (1.30) 中所使用的更高，功率计算依据来自开发中心的数据。因此，该研究可以是低功率的 (尽管这在临时分析点并没有检测)。来自 NAV-1 的数据在功率的进一步研究中将非常有帮助。平均标准距离 (ASD) 测量与工艺过程中使用的平均控制误差的测量相似。然而，对于临床医生而言其是新颖的并且是难以理解的。我们发现，目标区域中的百分数时间更加直观并且对于临床医生而言可借用其自身的解释。进一步，其密切响应于使用 Navigator 的意图，这有助于帮助临床医生将血循环带入到目标区域。在 ICU 康复的心外科手术病人是很好地限定组用于招募至临床研究中。这些病人显示了很广范围的不稳定的血液动力学状况，以及很广范围的治疗干预。然而，还存在另外的病人组，例如高危外科手术和脓毒症，对于目标导向治疗的输出的益处已经得到证明 (通常在氧输送方面)。这些病人组可以适用于进一步的 Navigator 研究。应当理解，在不背离本发明广泛描述的主旨或范围的情况下，可以对公开的实施方式进行各种变化和 / 或修改。

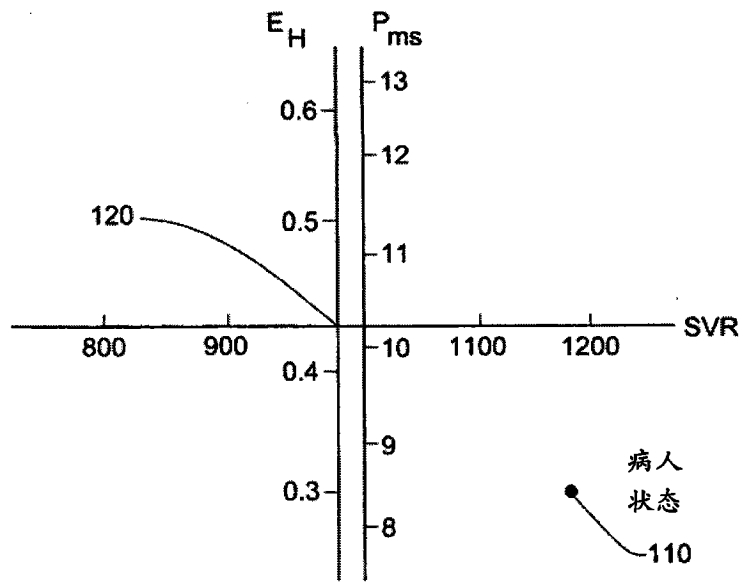


图 1

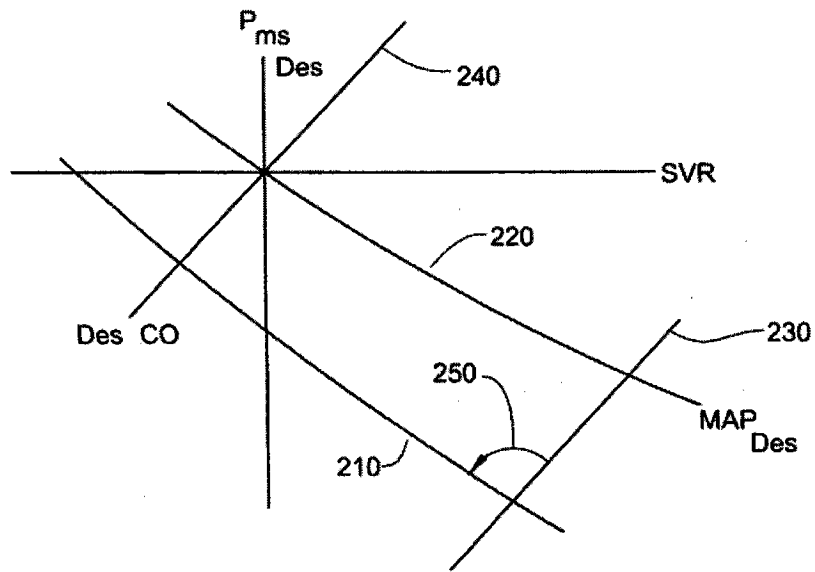


图 2

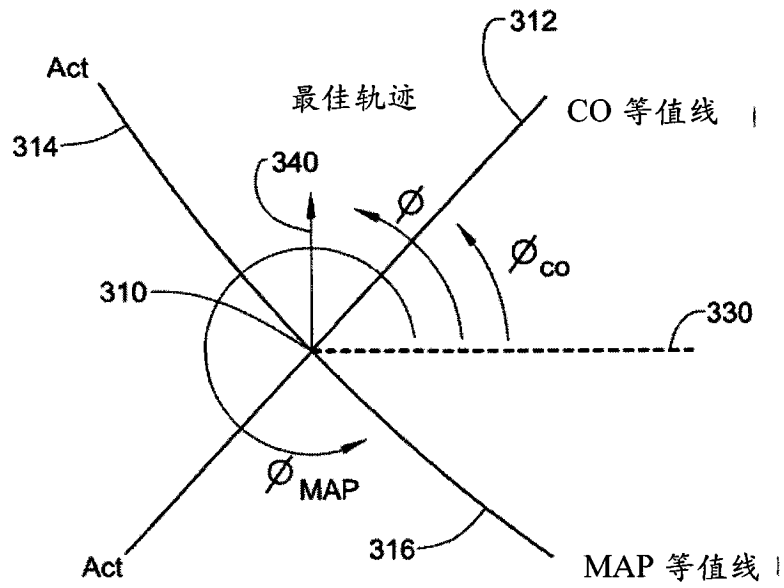


图 3

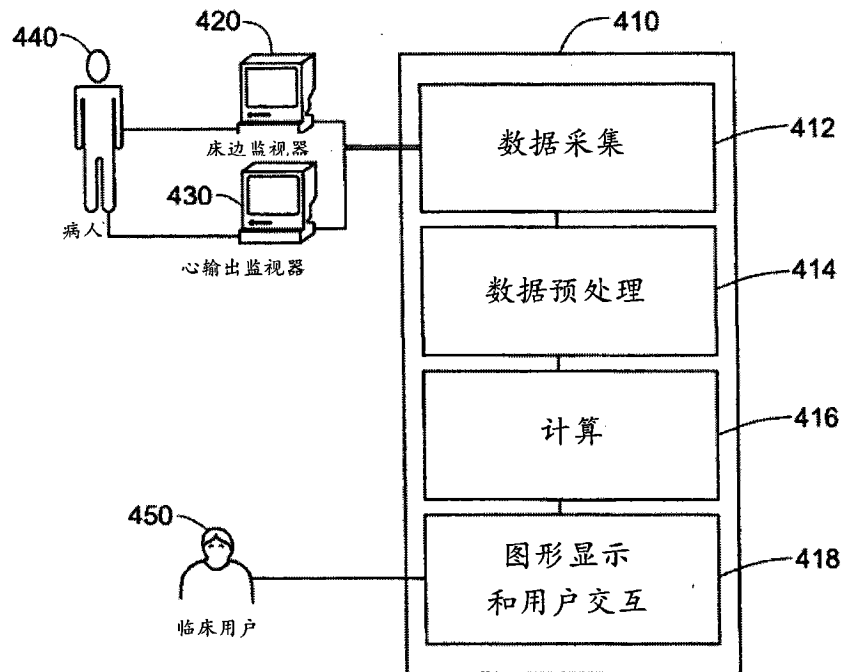


图 4

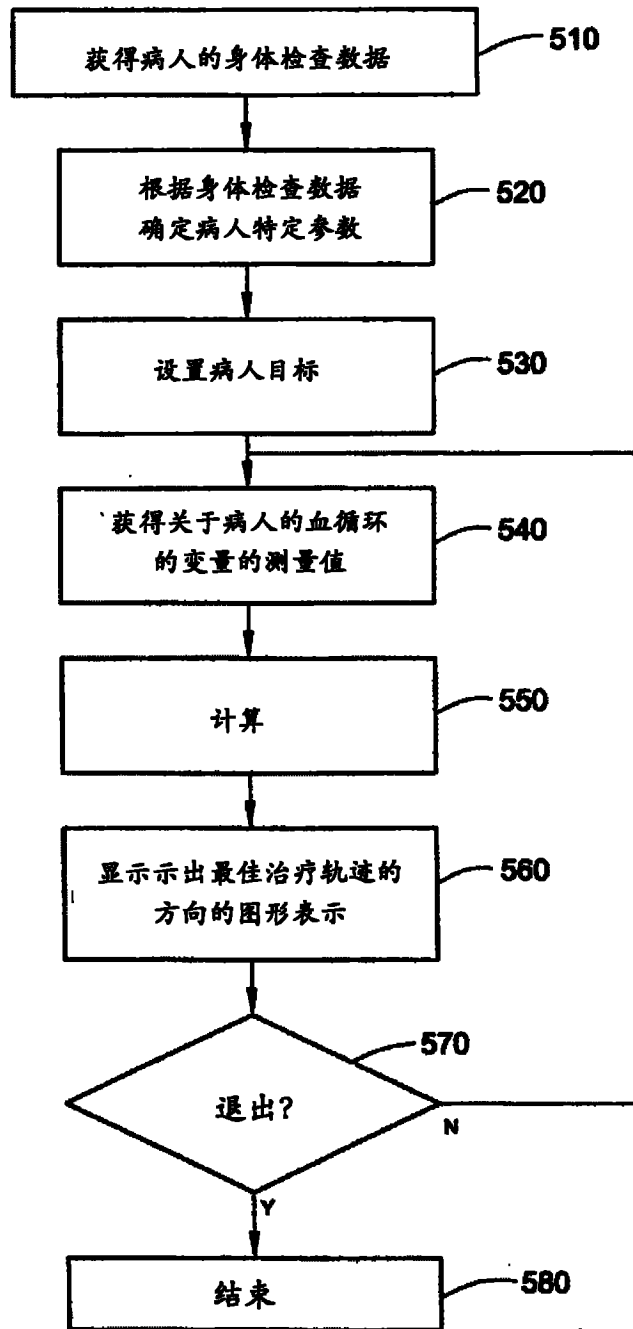


图 5

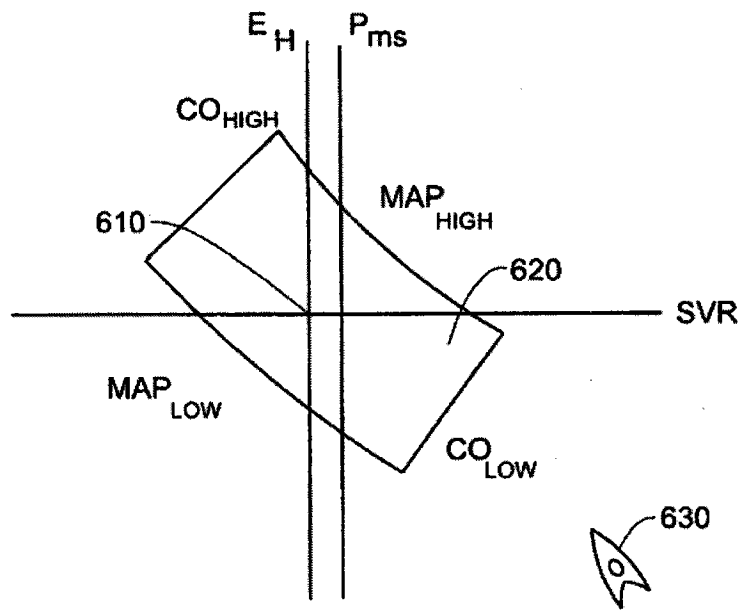


图 6

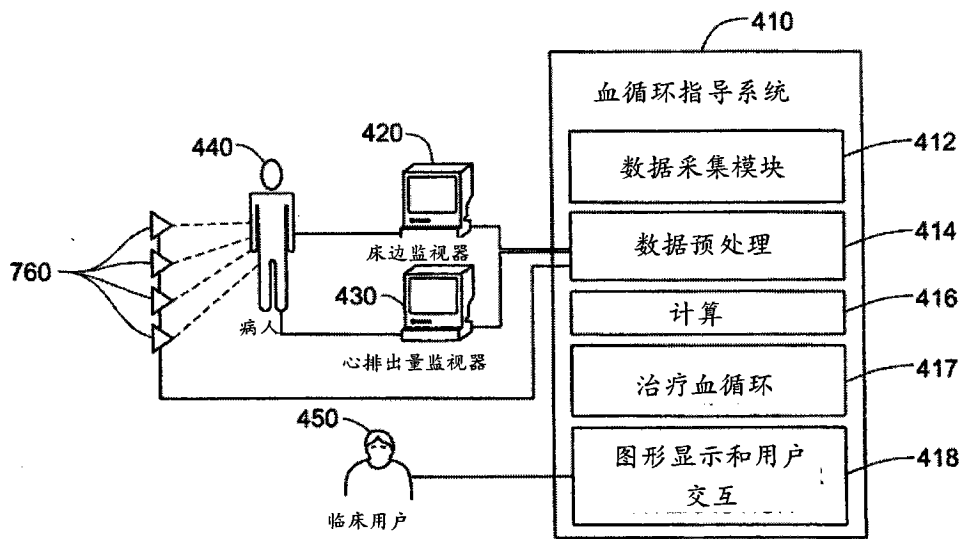


图 7

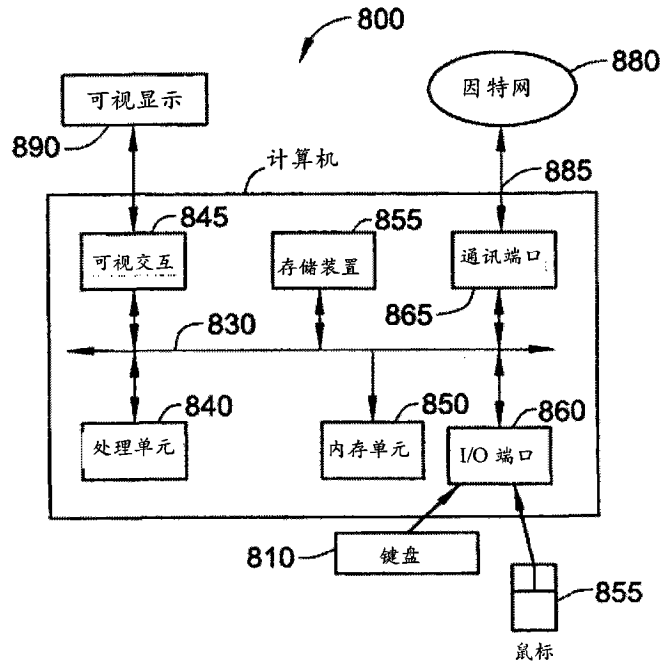


图 8

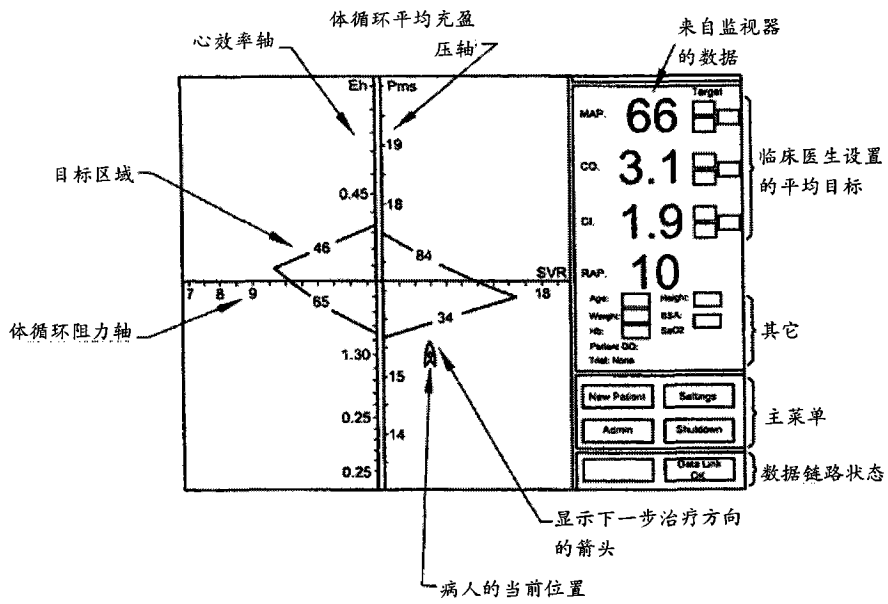


图 9

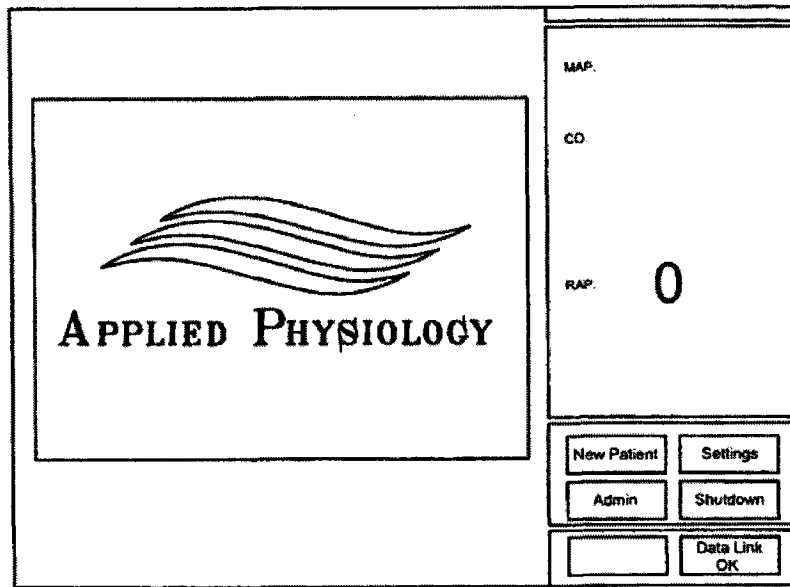


图 10

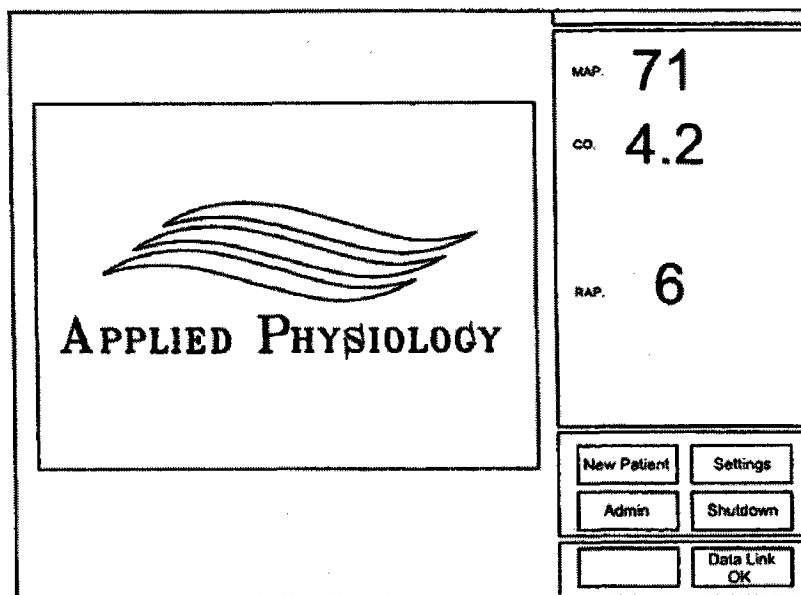


图 11

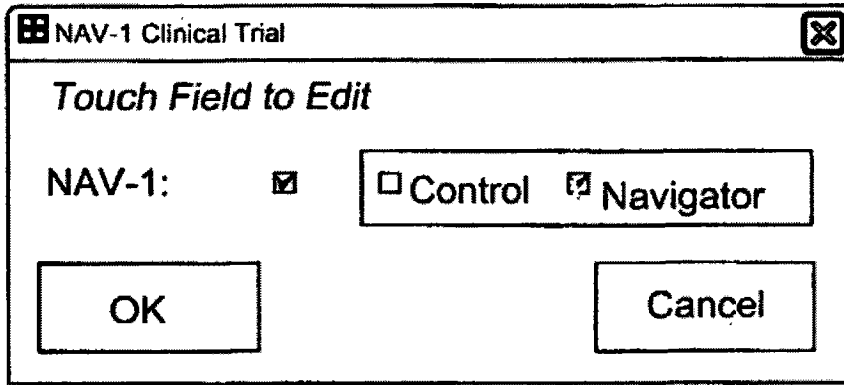


图 12

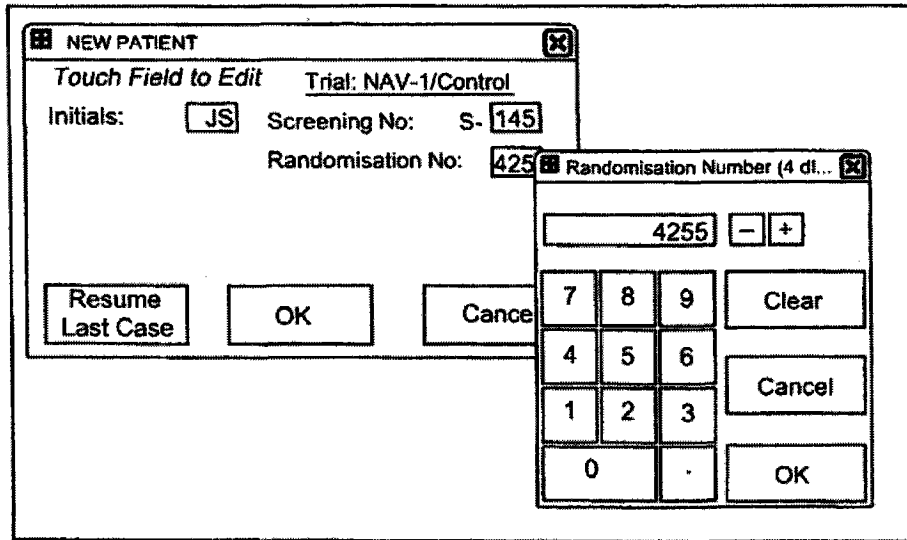


图 13

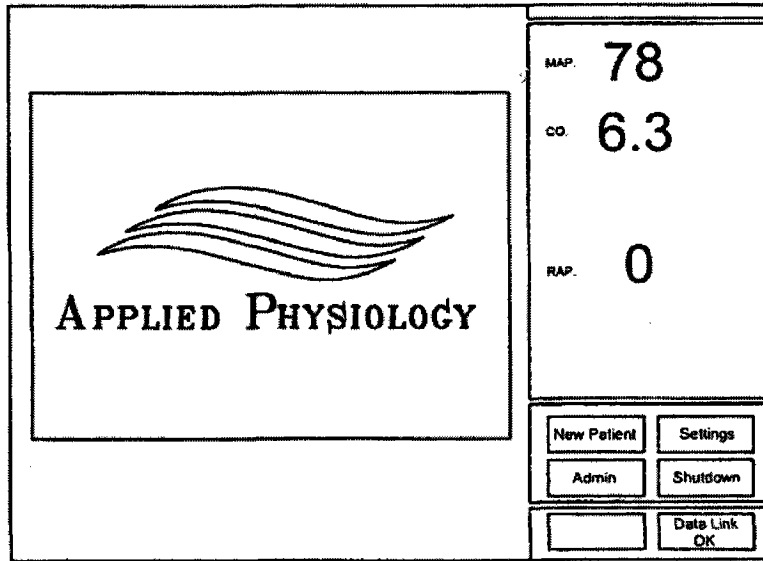


图 14

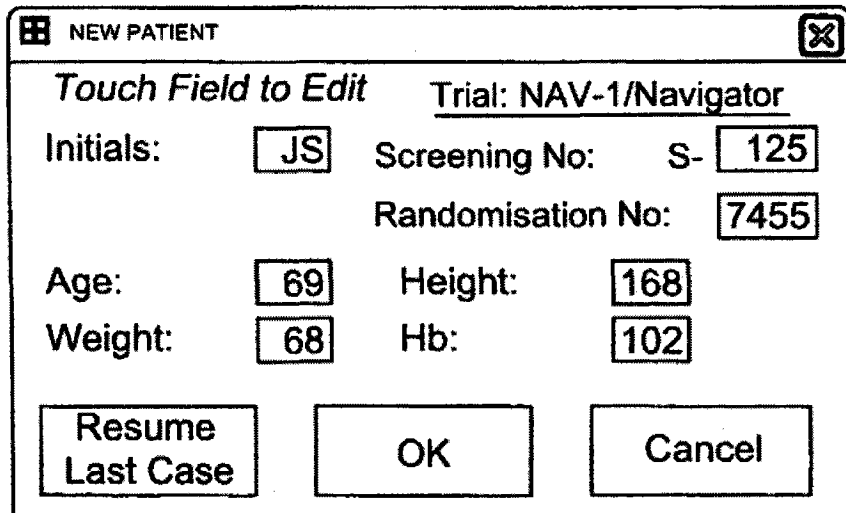


图 15

**NEW PATIENT** [Close]

*Touch Field to Edit* Trial: NAV-1/Navigator

Initials:  Screening No: S-

Randomisation No:

Age:  Height:

Weight:  Hb:

**Weight (kg)** [Close]

Resume Last Case  - + cel

7	8	9	Clear
4	5	6	Cancel
1	2	3	
0	.	OK	

图 16

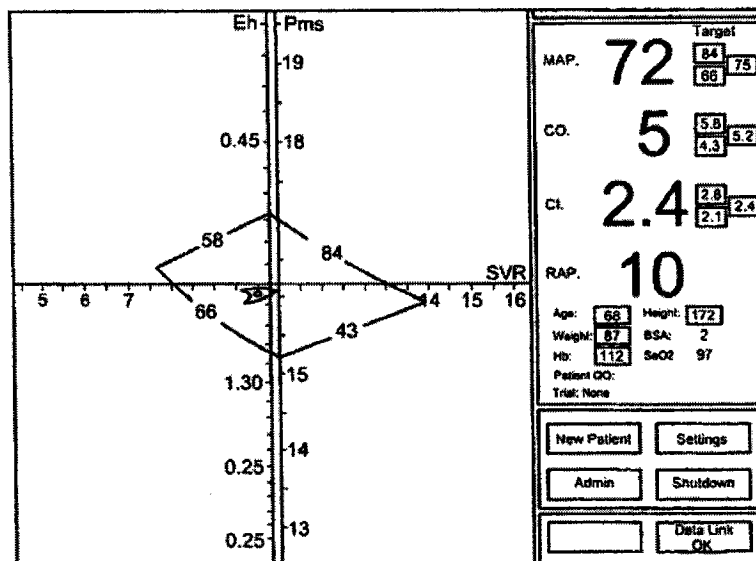


图 17

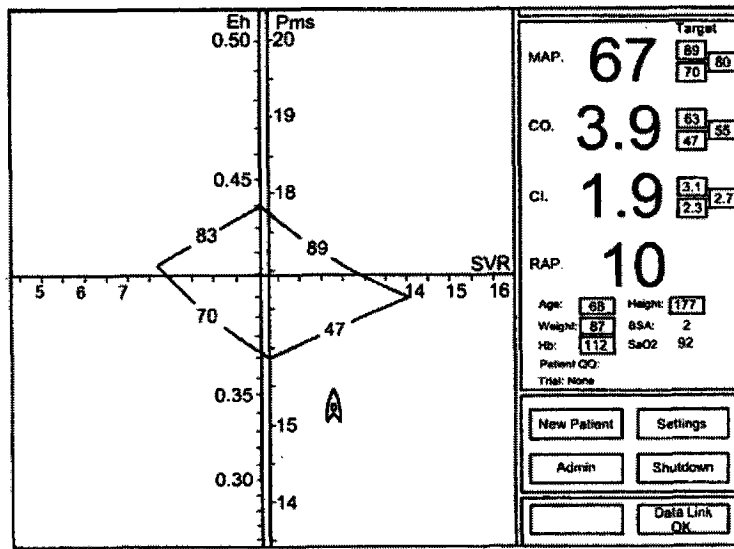


图 18

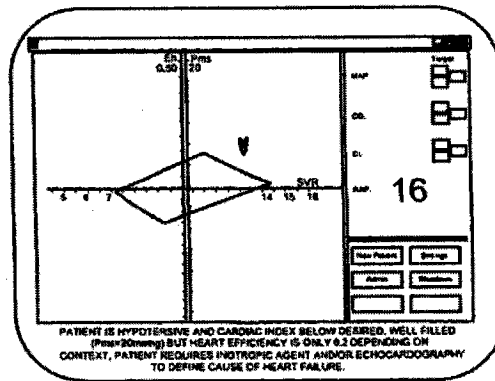
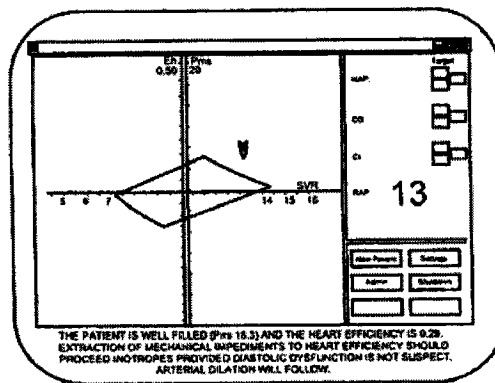
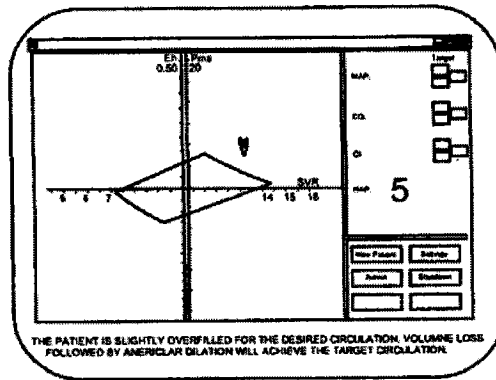


图 19a-19c

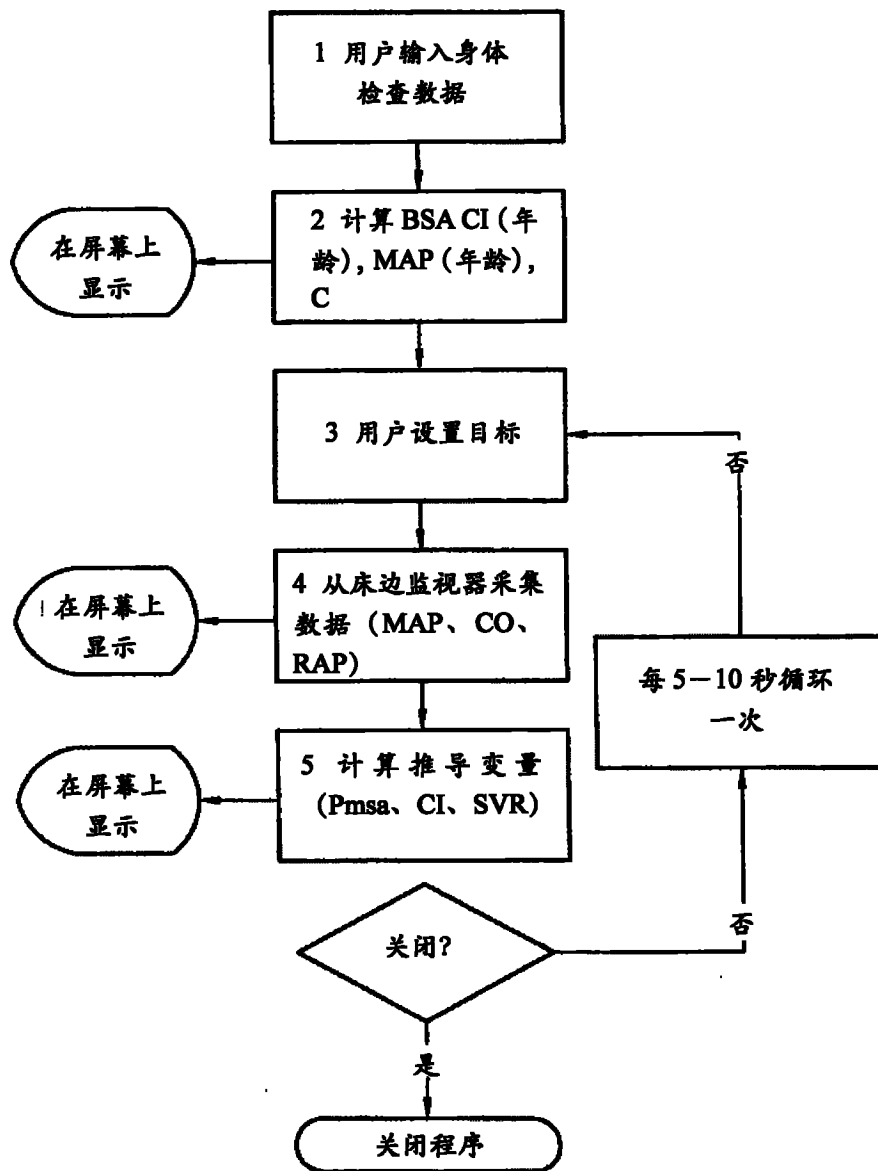


图 20

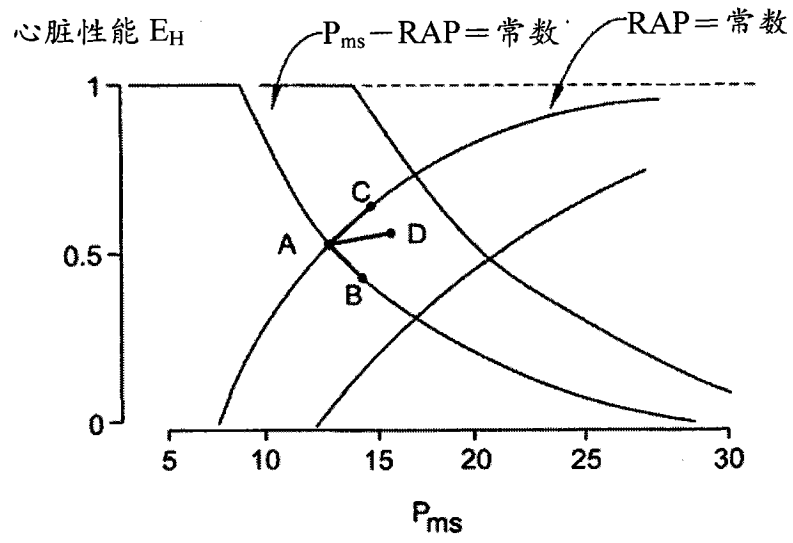


图 21

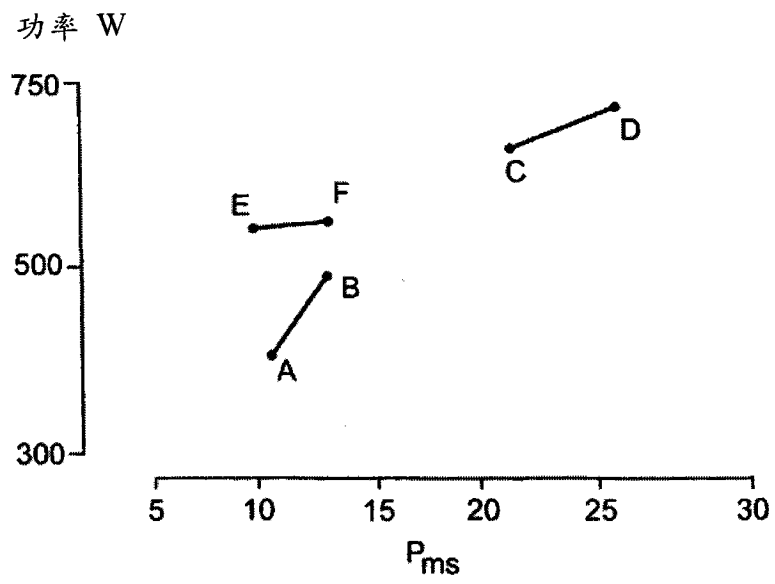


图 22

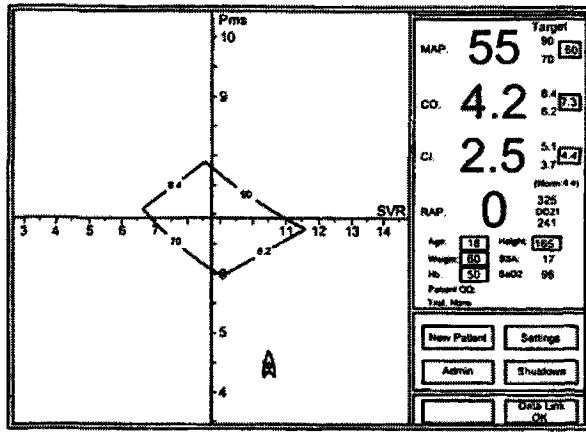


图 23

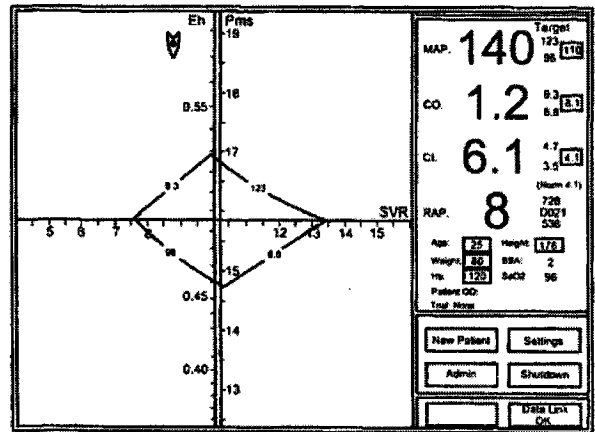


图 24

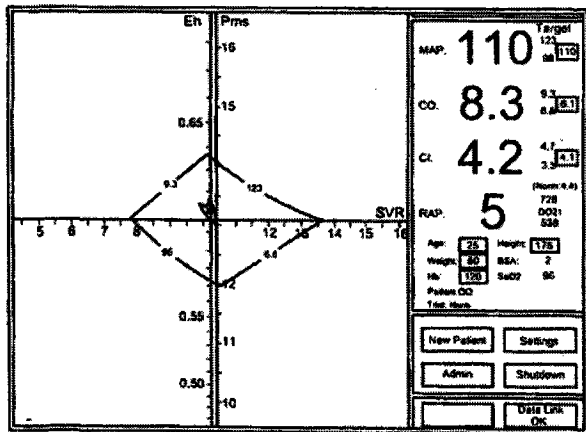


图 25

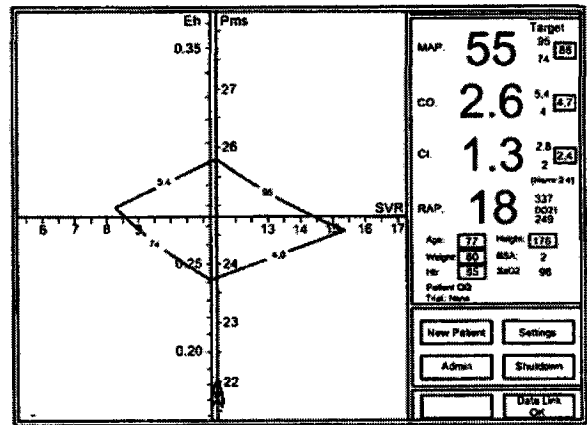


图 26

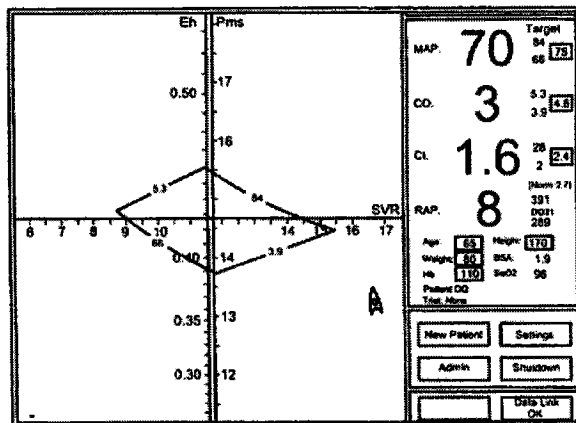


图 27

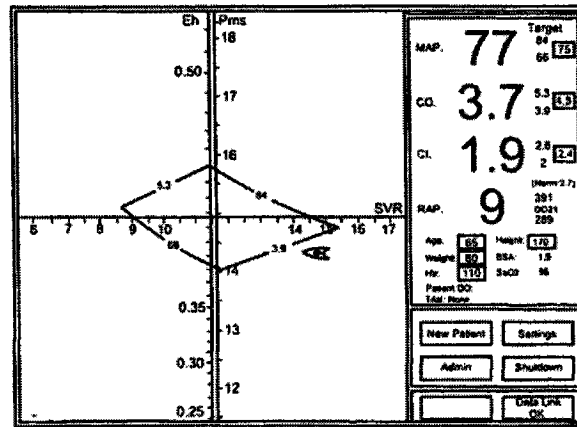


图 28

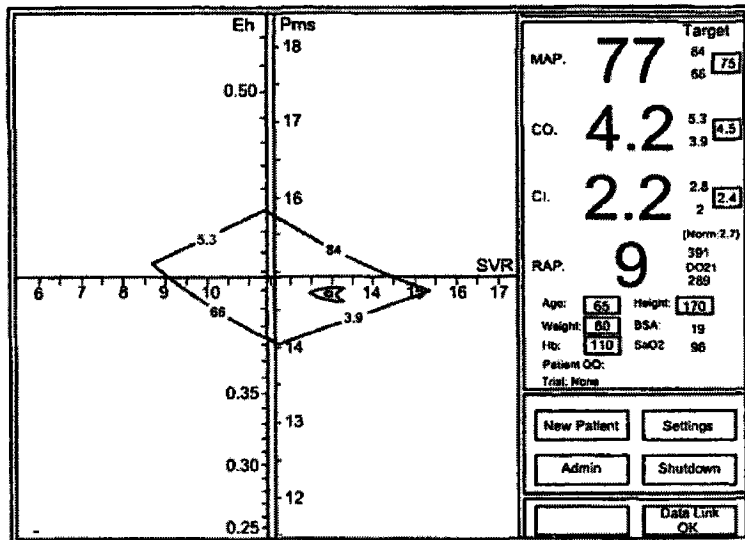


图 29

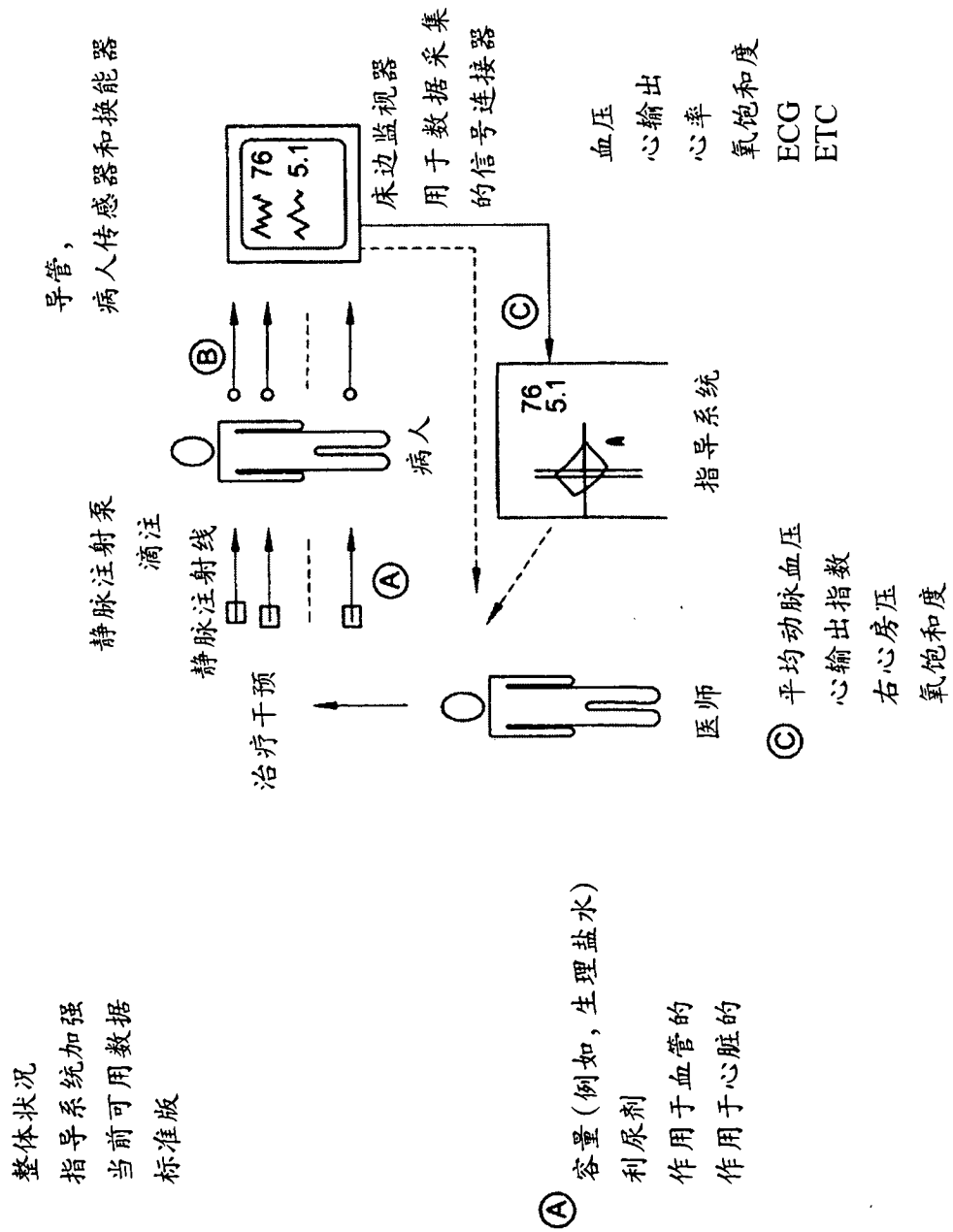


图 30

独立配置的变量  
连接到独立心输出监视器的系统

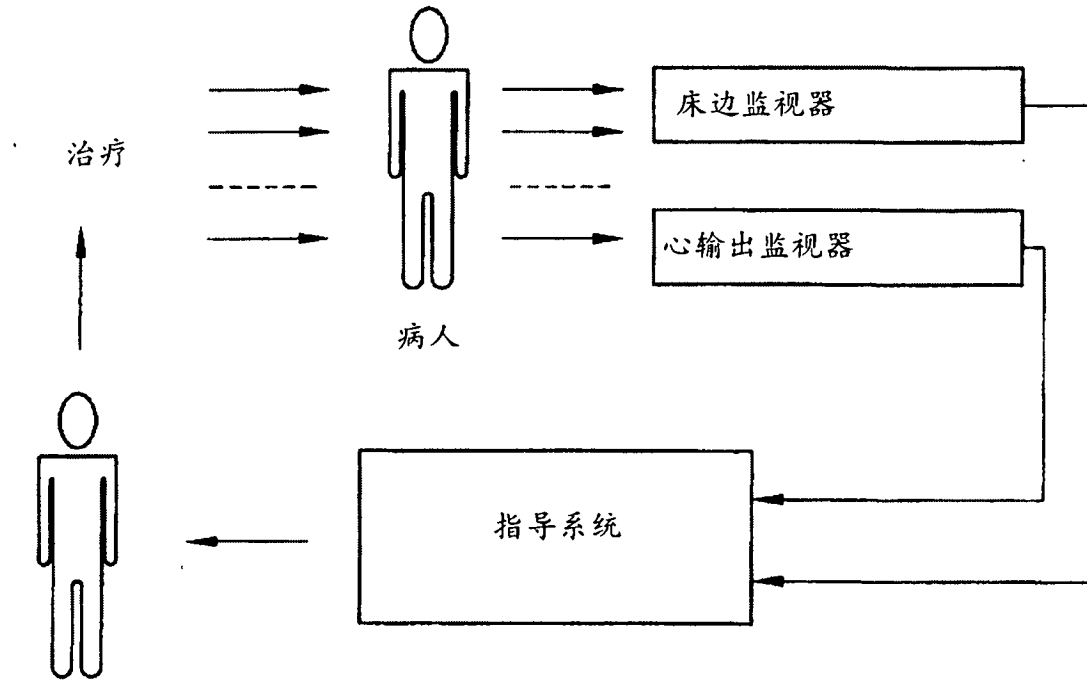
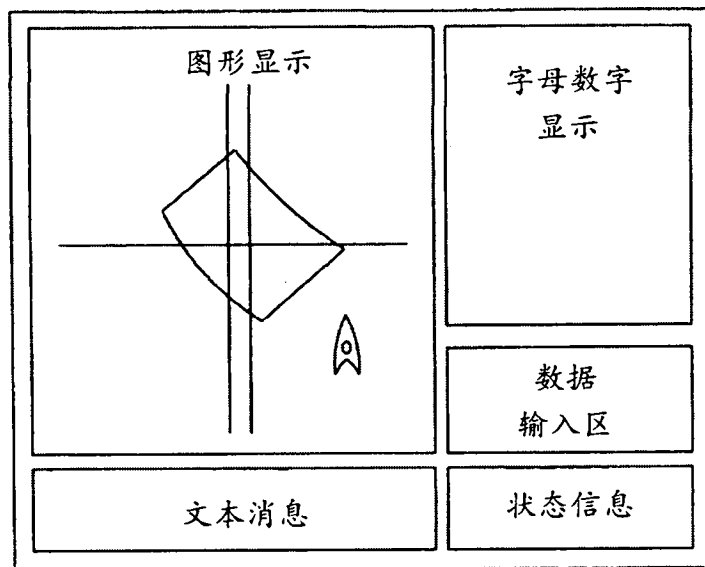


图 31



血循环指导系统的可视显示的配置

图 32

带有标准床边监视器的血循环指导系统的物理排布

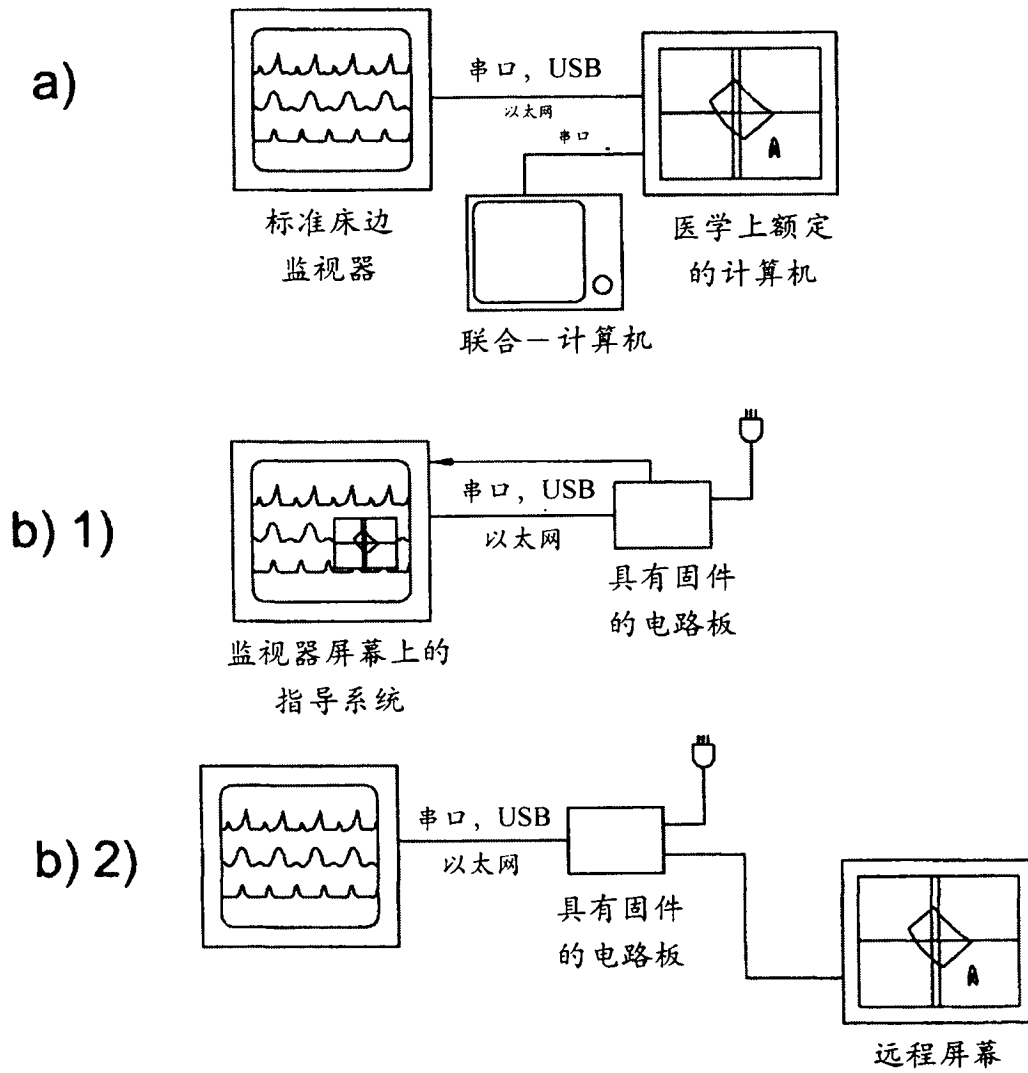
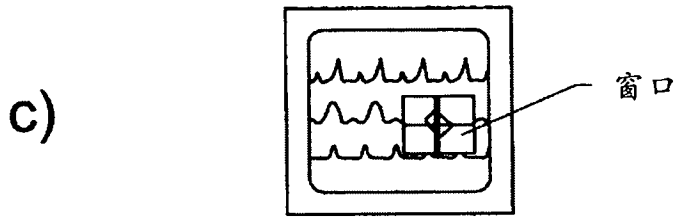
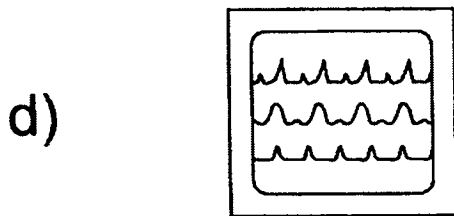


图 33a 和 33b

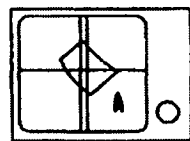


标准监视器

驻留在监视器中的指导软件  
监视器上的窗口中的指导工具



标准监视器



显示在副监视器上的指导系  
统中的指导软件

联合监视器

图 33c 和 33d

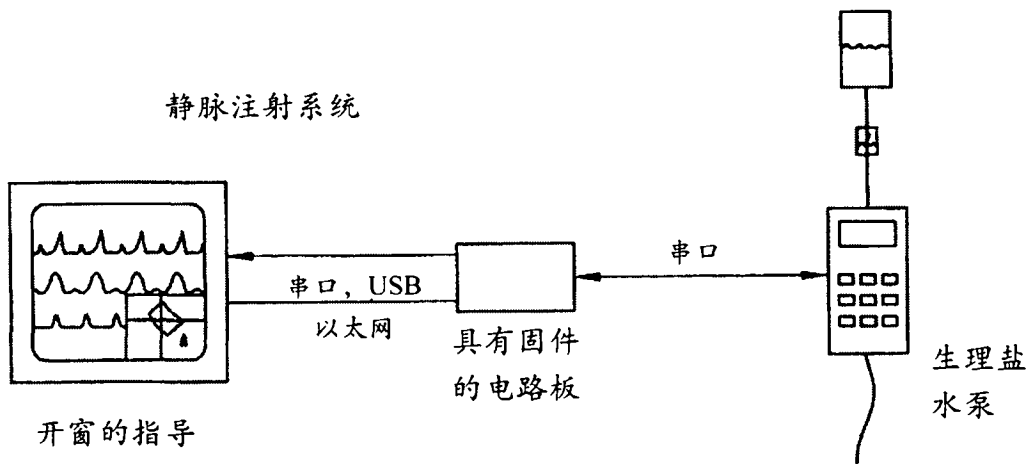


图 34

静脉注射系统是血循环控制系统的子集

血压控制系统

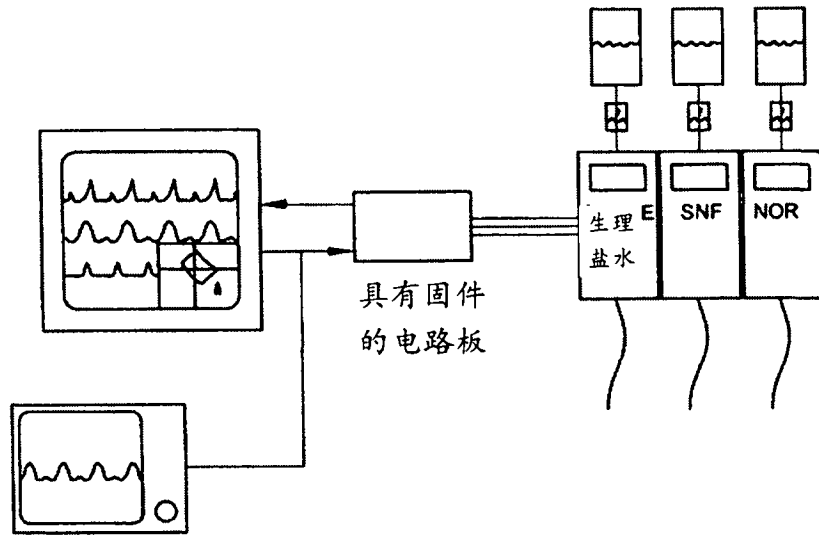


图 35

透析设备—容量控制

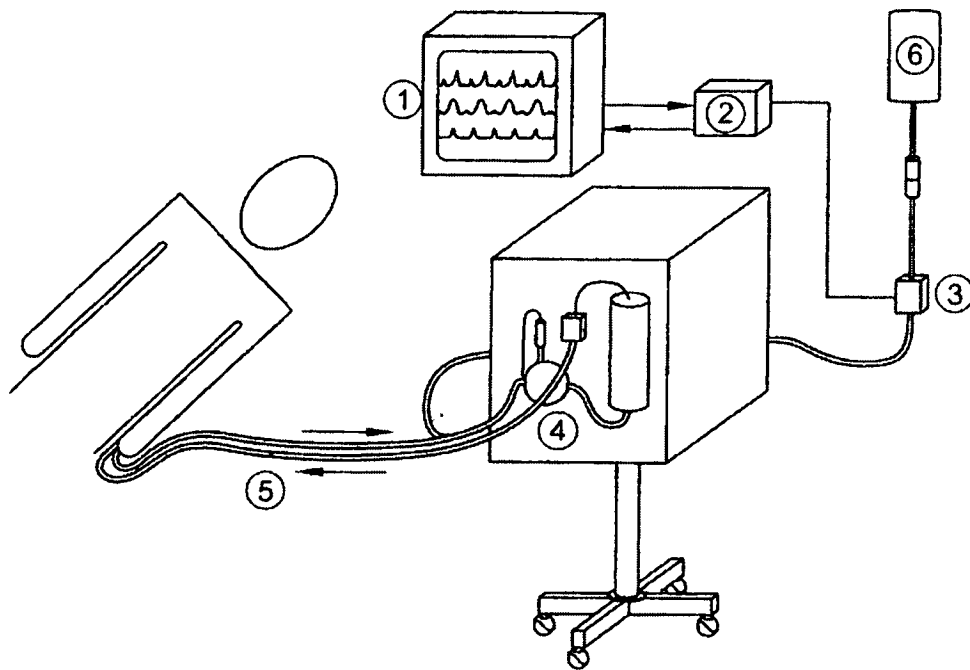


图 36

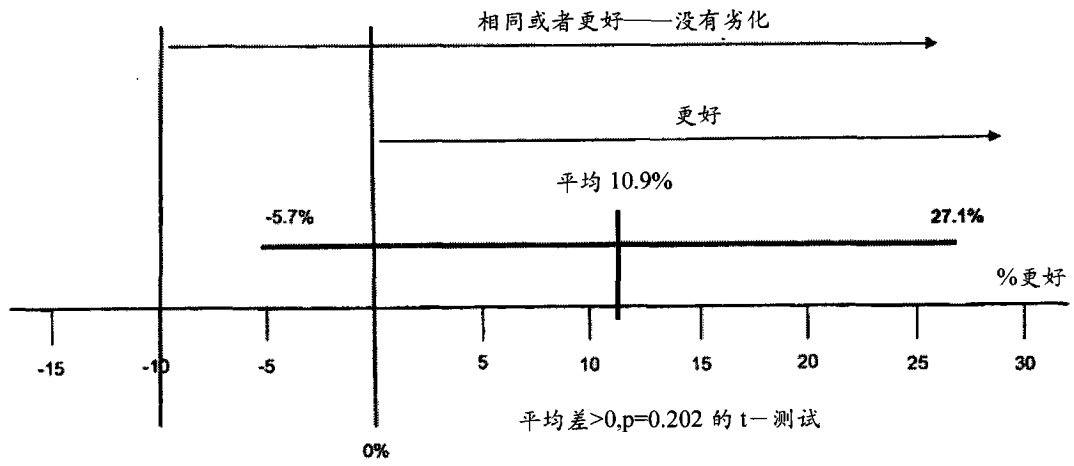


图 37

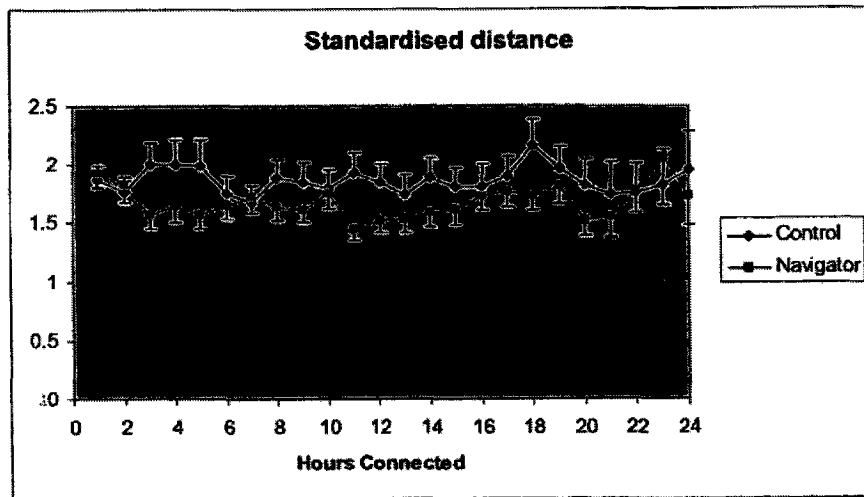


图 38

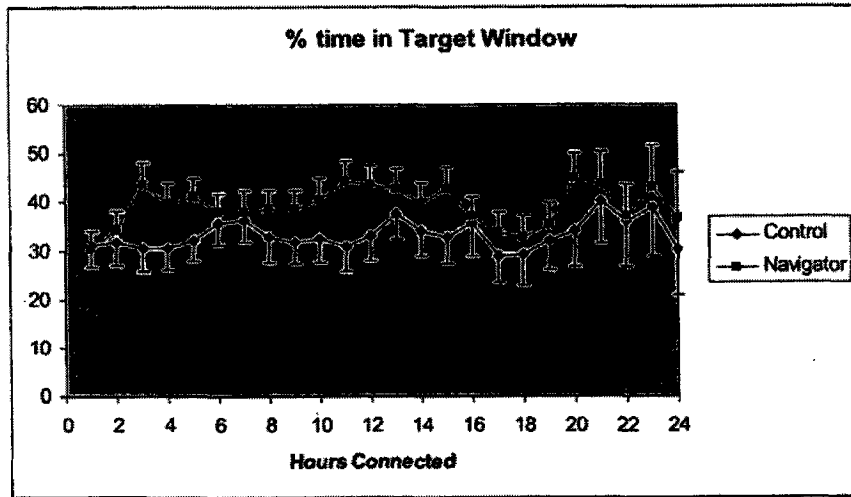


图 39

专利名称(译)	用于维护、指导和/或控制的系统、方法和装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN102014733A</a>	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	CN200980111989.0	申请日	2009-01-30
[标]发明人	威廉杰弗里帕金 马克斯蒂芬利恩宁		
发明人	威廉·杰弗里·帕金 马克·斯蒂芬·利恩宁		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	G06F19/3418 A61B5/02 G06F19/3437 A61B5/029 G06F19/3481 G06F19/3406 G16H20/17 G16H40/63 G16H40/67 G16H50/50		
代理人(译)	武晶晶 郑霞		
优先权	61/006790 2008-01-31 US 61/006895 2008-02-05 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了对特定系统提供维护、指导和/或控制的方法、系统、装置以及计算机程序产品。通常，在某些方面该系统是复杂的。本发明还公开了为控制对象的血循环提供治疗指导的方法、系统、装置以及计算机程序产品。一种这样的方法包括下列步骤：(i)将所述对象的现有血循环状态和期望的血循环状态确定为至少体循环平均充盈压(Pms)、心效率(EH)和体循环血管阻力(SVR)的函数；(ii)确定从所述对象的现有血循环状态到所述对象的期望的血循环状态的轨迹的目标方向，其中治疗所述对象以便经过所述轨迹将使得所述对象的血循环状态朝着期望的血循环状态移动；以及(iii)以可视方式表示所述轨迹的目标方向。

