



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02140564.6

[43] 公开日 2003 年 2 月 5 日

[11] 公开号 CN 1395214A

[22] 申请日 2002.7.1 [21] 申请号 02140564.6

[30] 优先权

[32] 2001.6.29 [33] US [31] 09/896076

[71] 申请人 GE 医疗系统信息技术公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 D·A·斯茨曼 R·M·法雷尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

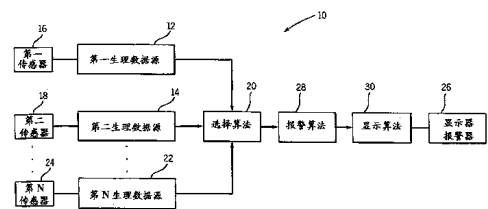
代理人 杨 凯 张志醒

权利要求书 4 页 说明书 12 页 附图 4 页

[54] 发明名称 从多个生理数据源中选择生理数据的系统和方法

### [57] 摘要

一种从多个生理数据源(12, 14)中选择生理数据的系统(10)包括第一和第二生理数据源(12, 14)和选择算法(20)。第一生理数据源(12)配置成提供第一生理数据。第一生理数据包括一种生理特征的第一测量结果。第二生理数据源(14)配置成提供第二生理数据。第二生理数据包括所述生理特征的第二测量结果。第一和第二测量结果基于不同的生理特性。选择算法(20)配置成接收第一和第二生理数据,并根据第一生理数据和第二生理数据中至少一种数据来选择第一和第二测量结果之一作为输出数据。



1. 一种用于从多个生理数据源 (12, 14) 选择生理数据的系统 (10), 它包括:

5       配置成提供第一生理数据的第一生理数据源 (12), 其中所述第一生理数据包括一种生理特征的第一测量结果;

      配置成提供第二生理数据的第二生理数据源 (14), 其中所述第二生理数据包括所述生理特征的第二测量结果, 所述第一和第二测量结果基于不同的生理特性; 以及

10       选择算法 (20), 它配置成接收所述第一和第二生理数据, 并且根据所述第一生理数据和所述第二生理数据中至少一种数据来选择所述第一和第二测量结果之一作为所述生理特性的输出数据。

      2. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征还在于还包括报警算法 (28), 它配置成接收所述输出数据、将所述输出数据与预定的报警条件进行比较、以及根据所述比较情况提供报警信号。

      3. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征还在于还包括显示算法 (30), 它配置成接收所述输出数据并产生用于同时显示所述输出数据和所述生理特征的所述第一和第二测量结果中的至少一种测量结果的显示信号。

20       4. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征还在于: 所述第一生理数据还包括对所述生理特征的所述第一测量结果的统计功能。

      5. 如权利要求 1 所述的系统, 其特征还在于: 所述生理特征包括病人的心率。

25       6. 如权利要求 5 所述的系统, 其特征还在于: 所述第一生理数据源 (12) 接收来自心电图(ECG)传感器的信号, 第二生理数据源 (14) 接收来自脉搏血氧含量(SpO<sub>2</sub>)传感器和侵入性动脉血压(IBP)传感器之一的信号。

      7. 如权利要求 6 所述的系统, 其特征还在于: 所述选择算法 (20)

配置成响应所述第一测量结果中的心率超过或低于预定界限的情况并响应来自所述 SpO<sub>2</sub> 或 IBP 传感器的基本恒定的心率而选择所述第二测量结果作为所述输出数据。

8. 一种用于提高心律不齐检测算法精确度的系统 (10)，它包括：

ECG 数据源 (54)，它配置成接收来自 ECG 传感器 (16) 的 ECG 信号并根据所述接收的 ECG 信号产生 ECG 心率数据；

心律不齐检测算法 (54)，它配置成接收所述 ECG 心率数据并检测心律不齐情况；

10 血液动力学心率数据源 (56, 58)，它配置成接收来自血液动力学心率传感器 (18, 24) 的信号并根据所述接收的信号产生血液动力学心率数据；

报警算法 (28)，它配置成接收所述 ECG 心率数据和所述血液动力学心率数据并根据检测到的心律不齐情况和血液动力学心率数据提供报警信号。

9. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于：所述心律不齐检测算法检测到心律不齐情况时，报警算法 (28) 配置成如果所述血液动力学心率数据显示不存在心律不齐情况则避免产生所述报警信号。

10. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于：所述血液动力学心率数据源接收来自 IBP 传感器 (18) 或 SpO<sub>2</sub> 传感器 (24) 的信号。

11. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于：所述系统 (10) 运行在实时监控环境中。

12. 如权利要求 8 所述的系统，其特征在于：所述心律不齐情况是心博停止情况。

25 13. 一种用于提高心率界限报警精确度的系统 (10)，它包括：

第一心脏数据源 (12)，它配置成接收来自第一传感器 (16) 的第一信号并根据所述第一信号产生第一心率；

第二心脏数据源 (14)，它配置成接收来自第二传感器 (18) 的

第二信号，所述第二传感器（18）监控与所述第一传感器（16）的不同的生理特性，所述第二心脏数据源（14）配置成根据所述第二信号产生第二心率；

报警算法（28），它配置成接收所述第一和第二心率、确定最精确的心率、以及仅当所述最精确的心率超出预定界限时产生心率界限报警信号。

14. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于：所述报警算法（28）配置成当所述第一心率以超过预定的速率增加而所述第二心率基本保持恒定时选择所述第二心率作为最精确的心率。

10 15. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于：所述报警算法（28）配置成当所述第一心率以超过预定的速率减少而所述第二心率基本保持恒定时选择所述第二心率为最精确的心率。

16. 如权利要求 13 所述的系统，其特征在于：所述第一心脏信号源配置成接收来自 ECG 传感器（16）的信号，而所述第二心脏信号源  
15 （14）配置成接收来自血液动力学心率传感器（18，24）的信号。

17. 如权利要求 16 所述的系统，其特征在于：所述血液动力学心率传感器是 SpO<sub>2</sub> 传感器（18）或 IBP 传感器（24）。

18. 一种从多个生理数据源（12, 14）中选择生理数据的方法（70），所述方法包括：

20 提供包括一种生理特征的第一测量结果的第一生理数据（74）；

提供包括所述生理特征的第二测量结果的第二生理数据（72），所述第一和第二测量结果基于不同的生理特性；以及

根据所述第一生理数据和所述第二生理数据中至少一种数据选择（78）所述第一测量结果和所述第二测量结果之一作为所述生理特  
25 征的输出数据。

19. 如权利要求 18 所述的方法，其特征在于还包括：将所述输出数据与预定报警条件做比较，并根据比较情况提供报警信号。

20. 如权利要求 18 所述的方法，其特征在于还包括：产生用于同

时显示所述输出数据和所述生理特征的所述第一和第二测量结果中的至少一种测量结果的显示信号。

21. 如权利要求 18 所述的方法，其特征在于：所述生理特征包括病人的心率。

5        22. 如权利要求 21 所述的方法，其特征在于还包括：

接收来自 ECG 传感器 (74) 的 ECG 信号并根据所述 ECG 信号产生所述第一生理数据；

接收来自血液动力学心率传感器 (78) 的血液动力学心率信号并根据所述血液动力学心率信号产生所述第二生理数据。

10

## 从多个生理数据源中选择生理数据的系统和方法

### 5 发明背景

病人监控器经常处理从患者处获取的信号并向护理人员或医生提供那些信号所包含的特性的计算机处理的估计数。如果是 ECG (心电图) 信号, 那些特性包括心率和心律不齐 (即: 正常心律中的紊乱)。

10 病人监控器的一种功能就是当病人的心率超过规定界限或当发生心律不齐时提供报警机制使用户警觉。但由于多种原因, 获得的 ECG 信号中存在有噪音, 导致这些报警条件的严重的假阳性报警率。这些假阳性报警率降低了医生的诊断率和满意度, 而且降低了医疗报警机制的有效性。

15 解决这种假阳性报警的一种尝试是用一种方法对好的和坏的传感器测量结果作鉴别而且只把好的读数组合起来导出最佳的心率估计数。用卡尔曼(Kalman)滤波器来导出综合的 (fused) 估计数。但是利用 Kalman 滤波技术对来自数个传感器的读数进行滤波所需的计算开销相当昂贵, 而且不适合于许多应用。另外, 使用心率的组合估计数降低了医生接受的可能性。

20 故此, 需要的是一种能从多个生理数据源中选择生理数据的改进的系统和方法。而且, 需要一种系统和方法, 它能从已有的解答中做选择以改进生理输出的精确度, 从而降低计算开销并提高医生接受的可能性。再有, 需要一种系统和方法, 它能提供病人心率更精确的估计数, 对诸如心率界限检测和心律不齐等报警条件作更精确的确定。这样一个系统可降低假阳性报警, 从而为医生提供更为直观和有用的系统。再有, 需要一种监控病人生理信号的系统和方法, 它能改善病人监控器的医用性能, 提高医生的诊断率, 改善病

人护理，并降低结果支持成本。

以下说明所附权利要求范围内的实施例，无论它们实现上述一种或多种需要。

## 5 发明内容

按照一个典型实施例，从多个生理数据源中选择生理数据的系统包括第一和第二生理数据源和选择算法。第一生理数据源配置成提供第一生理数据。第一生理数据包括生理特征的第一次测量结果。第二生理数据源配置成提供第二生理数据。第二生理数据包括所述生理特征的第二次测量结果。第一和第二次测量结果基于不同的生理特性。选择算法配置成接收第一和第二生理数据并根据第一和第二生理数据中至少一个来选择第一和第二次测量结果之一作为生理特征的输出数据。

按照另一典型实施例，改进心律不齐检测算法的精确度的系统包括：ECG 数据源；心律不齐检测算法；血液动力学的心率数据源和报警算法。ECG 数据源配置成接收来自 ECG 传感器的 ECG 信号并根据接收到的 ECG 信号产生 ECG 心率数据。心律不齐检测算法配置成接收生理数据并检测心律不齐条件。血液动力学心率数据源配置成接收来自血液动力学心率传感器的信号并根据接收到的信号产生血液动力学心率数据。报警算法配置成接收 ECG 心率数据和血液动力学心率数据，并根据测得的心律不齐条件和血液动力学心率数据提供报警信号。

按照又一典型实施例，改进心率界限报警精确度的系统包括第一和第二心信号源和报警算法。第一心信号源配置成接收来自第一传感器的第一信号并根据第一信号产生第一心率。第二心信号源配置成接收来自第二传感器的第二信号。第二传感器监控的生理特性与第一传感器的不同。第二心信号源配置成根据第二信号产生第二心率。报警算法配置成接收第一和第二心率，确定最精确的心率，

并且仅当最精确的心率超出预定界限时才产生心率界限报警信号。

按照另一典型实施例，从多个生理数据源中选择生理数据的方法包括提供含有生理特征的第一测量结果的第一生理数据和提供含有生理特征的第二测量结果的第二生理数据。第一和第二测量结果  
5 基于不同的生理特性。所述方法还包括根据第一和第二生理数据中至少一个来选择第一和第二次测量结果之一作为生理特征的输出数据。

### 附图说明

10 从以下结合附图所作的说明就可更充分地理解本发明，图中同一标号指同一元件，附图中：

图 1 是根据典型实施例从多个生理数据源中选择生理数据的系统的方框图；

15 图 2 是根据另一典型实施例，从多个生理数据源中选择生理数据的系统的方框图；

图 3 是按又一典型实施例从多个生理数据源中选择生理数据的系统的方框图；

图 4 是根据典型实施例的可用图 3 的选择算法工作的从多个生理数据源中选择生理数据的方法的流程图。

20

### 具体实施方式

参阅图 1，图中示出从多个生理数据源中选择生理数据的系统  
10。系统 10 可以是监控一种或多种生理特征（如心率，呼吸率，血糖水平，血细胞计数，等）的病人监控器的一部分。系统 10 可以工  
25 作在 GE Marquette 医疗系统 DASH3000 监控器中或其它病人监控器中。

系统 10 包括多个生理数据源 12，14，它们分别连接到生理传感器 16 和 18。生理传感器 16 和 18 设置在受监控的病人身上或其附近，



并且配置成可读出病人的不同生理特性。例如，传感器 16 可以测量病人的心电图（ECG），传感器 18 可以测量病人的侵入性动脉血压（IBP）和脉搏血氧含量（SpO<sub>2</sub>）。或者，用传感器 16 和 18 监控病人的其它生理特性。在所述实施例中，根据感测的不同生理特性确定同一种生理特征（如心率），使传感器 16 和 18 的至少部分数据成为冗余备份。

生理数据源 12 和 14 包括可在计算机处理电路或装置（如微处理器，微控制器，专用集成电路（ASIC）等）上工作的软件算法，所述计算机处理电路或装置有足够的存储器和界面电路与传感器 16 和 18 相连接。生理数据源 12 和 14 最好包括可各自独立工作的算法，可以分别根据来自传感器 16 和 18 的信号得到一个或多个生理数据。由各生理数据源 12 和 14 提供的生理数据包括来自传感器 16 和 18 的原始数据、滤波后的数据、传感器 16 和 18 的数据的统计推导、表明符合预定条件的二进制标志、或其它根据传感器 16 和 18 的信号的事件或条件。

生理数据源 12 配置成根据生理特性向选择算法 20 提供生理特征的第一测量结果。生理数据源 14 配置成根据与生理数据源 12 测量的不同的生理特性提供同一生理特征的第二测量结果并将此第二测量结果提供给选择算法 20。如同通过第 N 个生理数据源和第 N 个传感器表示的，可以感测并向选择算法 20 提供其它生理数据。

选择算法 20 配置成接收来自数据源 12 和 14 的包含生理特征的第一和第二测量结果的第一和第二生理数据。选择算法 20 配置成选择第一和第二测量结果之一作为生理特征的输出数据，并提供此输出数据作后续处理。在此实施例中，输出数据提供给显示器/报警器 26，显示器/报警器 26 可包括阴极射线管（CRT）显示器、液晶显示器（LCD）、或其它显示系统、还可包括扩音器、无线发射器、或其它输出装置。

选择算法 20 选择第一测量结果还是第二测量结果是基于从传感

器 12 和 14 中至少一个接收的生理数据。所述选择过程的典型实施例将在下面说明。在所述实施例中，选择算法 20 是一种基于规律的算法，配置成选择来自数据源 12, 14 的生理特征的第一或第二测量结果，并把选择的生理测量结果提供给显示器/报警器 26。选择算法  
5 20 也可选择具有更高精确度的测量结果作为输出数据。

系统 10 还可包括一种报警算法 28, 后者配置成接收选择算法 20 的输出数据，将此输出数据与预定报警条件作比较，并根据比较结果向显示器/报警器 26 提供报警信号。这样，选择算法 20 向报警算  
10 法 28 提供最精确的生理特征的测量结果，从而减少了假阳性报警。

系统 10 还可包括一种显示算法 30, 后者配置成接收来自选择算法 20 和/或报警算法 28 的输出数据和/或报警信号并在显示器/报警器 26 上产生显示信号。选择算法 20 也可配置成向显示算法 30 提供多个来自数据源 12, 14 的生理数据供显示器/报警器 26 上显示。此时，系  
15 统 10 可配置成显示生理特征的第一和第二两种测量结果，还可进一步配置成显示来自选择算法 20 的输出数据，所述输出数据包括更精确的第一和第二测量结果。在各种不同的实施例中，选择功能、报警确定及显示的产生可由算法 20, 28 和 30 中的一种或数种来提供。

参阅图 2，图中示出按另一典型实施例从多个生理数据源中选择生理数据的系统 32 的方框图。系统 32 包括生理信号评估算法 34、  
20 生理信号交叉评估算法 36 和选择算法 38。在所述实施例中，系统 32 配置成监控与心率的生理特征有关的信号。系统 32 配置成从来自评估算法 34 的心率之一作为输出心率。

评估算法 34 包括 ECG 评估算法 40、IBP 评估算法 42 和 SpO<sub>2</sub> 评估算法 44。各评估算法 40, 42 和 44 从相应的生理传感器接收信号，并评估各信号以便提供一种或多种生理数据。来自各评估算法  
25 40, 42 和 44 的生理数据包括心率。生理数据也可包括其它数据。例如，ECG 评估算法 40 配置成输出心律不齐状态标志，表示心律不齐的条件是否已被算法 40 所识别。IBP 评估算法 42 配置成提供侵入

性血压人为现象信号，后者表示是否在 IBP 信号中识别出人为现象，还提供表明 IBP 传感器已与病人断开连接的断开状态信号，以及平均收缩压和舒张压。SpO<sub>2</sub> 评估算法 44 配置成输出氧饱和度。评估算法 40, 42 和 44 可向交叉评估算法 36 提供一种或多种这些和其它的生理数据。

交叉评估算法 36 配置成接收来自各评估算法 40, 42 和 44 的心率和其它生理数据，并交叉评估一种或多种生理数据。交叉评估算法 36 包括 ECG/IBP 交叉评估算法 46, ECG/SpO<sub>2</sub> 交叉评估算法 48 和 IBP/SpO<sub>2</sub> 交叉评估算法 50。交叉评估算法 46, 48 和 50 比较来自识别的数据源的一种或多种生理数据，以确定哪个数据源提供的心率最适宜作输出数据。例如，算法 46, 48 和 50 可配置成能识别具有最高精确度的心率。在所述实施例中，ECG 心率被认为是最精确的，仅当 IBP 或 SpO<sub>2</sub> 提供的心率具有更高的精确度时，在输出数据中 ECG 心率才会被 IBP 的心率或 SpO<sub>2</sub> 的心率所代替。算法 50 评估 IBP 的心率或 SpO<sub>2</sub> 的心率中哪一个具有最高的精确度。

选择算法 38 选择具有最精确心率的数据源并将此心率作为输出数据提供给后续处理系统，例如报警算法、显示算法、和/或显示器/报警器。

现参阅图 3，图中示出根据另一典型实施例从多个生理数据源中选择生理数据的系统的方框图。系统 52 示出的实施例可提供改进的心率精确度，也可提供改进的心率界限和心律不齐报警。系统 52 包括 ECG 分析算法 54、IBP 分析算法 56 和 SpO<sub>2</sub> 分析算法 58。各分析算法 54, 56 和 58 配置成接收来自相应的传感器的信号并处理各信号，向选择算法 60 和向显示器/报警器 62 提供生理数据。系统 52 还可包括报警算法和显示算法，它们均可应用在选择算法 60 和/或显示器/报警器 62 中。

ECG 分析算法 54 配置成接收 ECG 信号，处理 ECG 信号并将包含 ECG 心率、心律不齐指示器、高低报警界限、搏动检测信号等的

生理数据提供给选择算法 60。IBP 分析算法 56 配置成接收 IBP 信号，处理 IBP 信号并将包含 IBP 心率，平均、收缩和舒张压，高低报警界限，搏动检测信号等的生理数据提供给选择算法 60。IBP 分析算法 56 还将 IBP 心率，均平、收缩和舒张压直接提供给显示器/报警器 62 作显示。SpO<sub>2</sub> 分析算法 58 接收 SpO<sub>2</sub> 信号，处理 SpO<sub>2</sub> 信号并将包含 SpO<sub>2</sub> 心率、氧饱和度以及搏动检测信号等生理数据提供给选择算法 60。SpO<sub>2</sub> 分析算法 58 还将 SpO<sub>2</sub> 心率和氧饱和度提供给显示器/报警器 62 作显示。选择算法 60 还配置成接收配置数据，包括是否需要“起搏模式”处理（即：如果病人有起搏器的话）、对新生儿是否需要“新生儿”模式处理、单位类型（OR, ICU, NICU）、病人年龄等。

选择算法 60 可按图 4 所示的典型实施例工作，在 ECG 心率、IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率之间做选择，将选择的心率提供给显示器/报警器 62。选择算法 60 还配置成根据接收到的生理数据向显示器/报警器 62 提供更精确的心律不齐报警。在所述实施例中，选择算法 60 设计成一个单独的软件模块，适合用于嵌入系统中，而且还可包括一个接口来支持数据交换和算法配置与控制。图 3 所示的生理数据最少每两秒一次提供给选择算法 60。

如上所述，选择算法 60 配置成提供 ECG 心率、IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率之一作为输出心率，并向显示器/报警器 62 提供 overread 心律不齐（即，对机器确定心律不齐的验证或限定）。根据另一实施例，选择算法 60 可配置成对操作员的输入或其他配置数据作出响应而断开输出心率和 overread 心律不齐功能，在这种情况下，ECG 心率和或心律不齐状态只经过选择算法 60 传到显示器/报警器 62。

参阅图 4，将根据典型的实施例说明从多个生理数据源中选择生理数据的方法 70。方法 70 从步骤 72 开始，检查 IBP 数据源和/或 SpO<sub>2</sub> 数据源是否正在接收生理数据。如果没有来自 IBP 或 SpO<sub>2</sub> 数据源的数据，则选择算法 60 利用直接来自 ECG 数据源的数据，如步骤 74

所示。如果存在 IBP 或 SpO<sub>2</sub> 数据源，则所述方法进行步骤 76-92，确定是否应选择除 ECG 心率之外的心率。方法 70 用以确定 ECG 心率、IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率中哪一个（些）用来作为输出心率并产生报警。如图所示，在有 ECG 心率可用时，它作为缺省心率，仅当 ECG 5 心率可疑而另一替换心率被视为更为可信时才选择替换心率。步骤 76-92 举例说明要确定是否应选择 ECG 心率或另一种替换心率作为输出心率所需完成的测试和条件。在所有测试情况中，如果认为 ECG 心率不可信，则接着考虑 IBP 心率、然后才是 SpO<sub>2</sub> 心率，除非另有说明。步骤 76-92 仅是可用来改进心率界限报警功能和算法报警功能的这类基于规律的比较的典型范例。

在步骤 76，如果 ECG 心率的增加速率超过了预定的增加速率，但血液动力学心率（例如，IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率）基本维持不变，可以得出结论即所述心率的突然增加是由于人为现象的起始心室波 (QRS) 检测而选择另一种替换心率。在这一示例步骤中，仅当选择算 15 法 60 确定 IBP 心率不“O.K.（合格）”而且已设置有 ECG 人为现象的标志时，才使用 SpO<sub>2</sub> 心率。如果  $HR_{IBP} \propto 0$  或平均  $BP \propto 0$  或（收缩扩张） $\propto 0$ ，则 IBP 就不“O.K.”。

若在步骤 76 没有检测到突然的心率增加，方法进入步骤 80，检查突然的心率减少。在步骤 80，如果 ECG 心率的减少速率超过了预 20 定的减少速率，但血液动力学心率（例如，IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率）基本维持不变，则选择 IBP 心率为替换心率。这项测试不会选择 SpO<sub>2</sub> 心率。

在步骤 82，所述方法检查 ECG “人为现象”标志以确定是否已设置所述标志。如果人为现象标志已设置且 ECG 心率不是基本恒定， 25 则在步骤 78 选择 IBP 心率。这项测试不会选择 SpO<sub>2</sub> 心率。

在步骤 84，所述方法识别出有 ECG 心率的极度偏离（即：ECG 心率远在最近观察到的心率的正常分布之外，例如一，二或三倍于最近观察到的心率的标准偏差）。大多数 ECG 心率的极度偏离在步

步骤 76、80 中可用突然的心率增加和突然的心率减少来识别。步骤 84 检查任何余留的偏离点并选择一种替换心率。如果替换心率基本恒定，并接近最近观察到的心率的平均 ECG 心率，（例如，经过以 20 秒的时间常数滤波处理的心率），则在步骤 78 选择替换心率用于显示和报警功能。

在步骤 86，如果在算法 60 中启动了“起搏模式”处理，ECG 心率大约是血液动力学心率中任一个（或二者）的两倍，血液动力学心率大于每分钟 50 次搏动且基本恒定，则血液动力学心率之一被选择作为替换心率。步骤 86 的测试在选择条件下可以停止，例如，病人的年龄小于 10 岁或系统 10 已处于“新生儿”模式。

在步骤 88，如果 ECG 心率低于 IBP 心率，呈现比 IBP 心率有大得多的变化，而且如果 IBP 心率基本恒定，则 IBP 心率就会被选作替换心率。这项测试不会选择 SpO<sub>2</sub> 心率。

在步骤 90，如果 ECG 心率为零而任一血液动力学心率有基本恒定的阳性心率，则血液动力学心率之一被选作替换心率。如果血液动力学传感器读出正常心率，这项测试可帮助识别假心搏停止情况并防止假心搏停止报警。

在步骤 92，如果由 ECG 分析算法 54 提供的 ECG 心率超过了高心率界限或低心率界限，如果血液动力学参数显示基本恒定的阳性心率，ECG 心率不是基本恒定且血液动力学心率比当前的 ECG 心率更接近最后一次 ECG 心率，则选择血液动力学数据源作为心率。

选择算法 60 还配置成可计算从算法 54，56 和 58 接收到的生理数据的一个或多个均值或偏差值以帮助为输出数据选择最佳数据源。选择算法 60 根据均值或偏差值的计算可测定病人的“正常”生理参数。选择算法 60 可计算一个新的心率数值是否严重偏离正常或预期数值，方法是计算变量偏差值的估计数，并将新的心率值与一个标准偏差值比较（68% 的输入样值会落入其中）、与两个标准偏差值比较（95% 的输入样值会落入其中）与三个标准偏差值比较（99.7%

的输入样值会落入其中)。在所述典型实施例中,选择算法 60 对 ECG 心率、IBP 心率、IBP 平均血压、IBP 脉动血压(即收缩压和舒张压之间的差值)、SpO<sub>2</sub> 心率和 SpO<sub>2</sub> 饱和度等计算均值和偏差值。对于  
5 这些变量中的每一个,利用每个新数据计算以下数值:新数值与均值之间的差值、新数值与均值之间的百分数差值、新数值与均值之间的标准偏差数。

此示例方法提供了多种优点。例如,当来自 ECG 数据源的心率不准确或不可靠时,选择算法 60 配置成可从血液动力学数据源中选择更好的心率。这就提供了更精确的心率,可与从算法 54, 56 和 58  
10 得到的心率一起显示在显示器/报警器 62 上。按照另一优点,选择算法 60 配置成接收 ECG 心率和血液动力学心率,确定 ECG 心率和血液动力学心率中哪一个更精确,并且当最精确心率超出预定界限(如最大心率或最小心率)时向显示器/报警器 62 提供报警信号。这一优点避免了当病人并没有特别高或低的心率时由于 ECG 传感器的错误  
15 或人为现象造成的假阳性报警。按照又一优点,当 ECG 分析算法表示检测到心律不齐时,选择算法 60 配置成:如果血液动力学心率数据表明没有心律不齐状态存在(例如血液动力学心率传感器表明心率稳定且恒定),选择算法 60 避免发出报警信号。这一优点防止了假阳性心律不齐报警。利用 ECG 心率、IBP 心率和 SpO<sub>2</sub> 心率中更精  
20 确的心率也可改进其它报警处理情况。

选择算法 60 还可配置成:对有电子起搏装置的病人在心跳停止时提供自动心博停止报警。这种情况仅靠检查 ECG 通常不能轻易确定。但选择算法 60 可配置成监控来自血液动力学心率传感器的心率数据以检测心博停止情况。

25 根据上述方法和系统的一些实施例的另一有利方面,由于使用来自算法 54, 56 和 58 之一的心率无须后续的滤波或处理,所以在选择过程中不会加入额外的处理延迟。而且,使用现有的心率估计数也增加了医生接受的可能性。另一个优点就是由于病人有较低幅

度的 ECG、或病人在床上翻来覆去或丢失了 ECG 传感器的信号而造成的 ECG 心率误差，可由血液动力学传感器加以补偿，直到 ECG 传感器重新定位或更换。

5 选择算法 60 还可配置成甚至在病人有电子起搏器时也能检测病人的心博停止情况或其他的心律不齐。在某些情况下，病人监控器在病人有电子起搏器时不能检测心博停止情况，因为即使在心博停止情况下电子起搏器仍持续不断地发出起搏心率。选择算法 60 可配置成监控一个或多个血液动力学参数来识别心博停止情况。如果选择算法 60 识别出在某一心率血压下降或血压下降到某一数值，即使  
10 ECG 心率仍维持稳定，选择算法 60 也配置得能产生心博停止报警信号并将此报警信号提供给显示器/报警器 62。

有利的是，虽然在此说明了  $SpO_2$  和 IBP 传感器可作为心率特征的 ECG 数据源的补充数据源，但是，在其他实施例中，也可使用能提供心率连续估计数的其它传感器。

15

### 实例

参照图 3 和图 4 的上述系统和方法，对 55 个病人进行了临床试验，总计监控时间为 964 小时。病人包括成人，小儿和新生儿，有起搏器和无起搏器。记录由能对所有病人建立参考心率的 Marquette  
20 Mars Holter Review 工作站对博动作逐一解释。将记录的 ECG 心率与参考心率作比较，以建立心率精确度和心率界限报警的精确度（灵敏度，阳性预计值）的基线值。这些临床数据记录然后回溯由新软件算法处理，再把结果与参考心率作比较以得出相应的比较统计数据。

25



心率界限报警的结果灵敏度和阳性预计值 (PPV) 如下:

|        | 低 HR 报警 |     | 高 HR 报警 |     |
|--------|---------|-----|---------|-----|
|        | 灵敏度     | PPV | 灵敏度     | PPV |
| 只有 ECG | 96      | 58  | 93      | 86  |
| 选择算法   | 94      | 84  | 93      | 88  |

上表说明利用图 3 和图 4 所述的方法和系统, 低心率报警的阳性预计值显著改善。高心率报警的阳性预计值也有少许改善。

5 而且, 对这些数据的假心搏停止和/或假心室纤维性颤动报警数也由 19 (只有 ECG) 降到 2 (选择算法 60)。

附图以及上述说明都是目前的一些优选的典型实施例, 显然, 这些实施例只是作为实例提出。例如, 此处的说明可用在各种生理信号上来识别感测同一生理特征的传感器之间的不一致, 并用一种选择过程来选择具有最高可靠度的传感器。这种系统一般用第一传感器感测第一生理特性, 得到有关生理特征的信息, 用第二个传感器感测与第一传感器不同的生理特性来得到有关所述生理特征的信息。因而, 本发明不限于某一具体实施例, 而是可在所附的权利要求书范围内作各种改变。

15

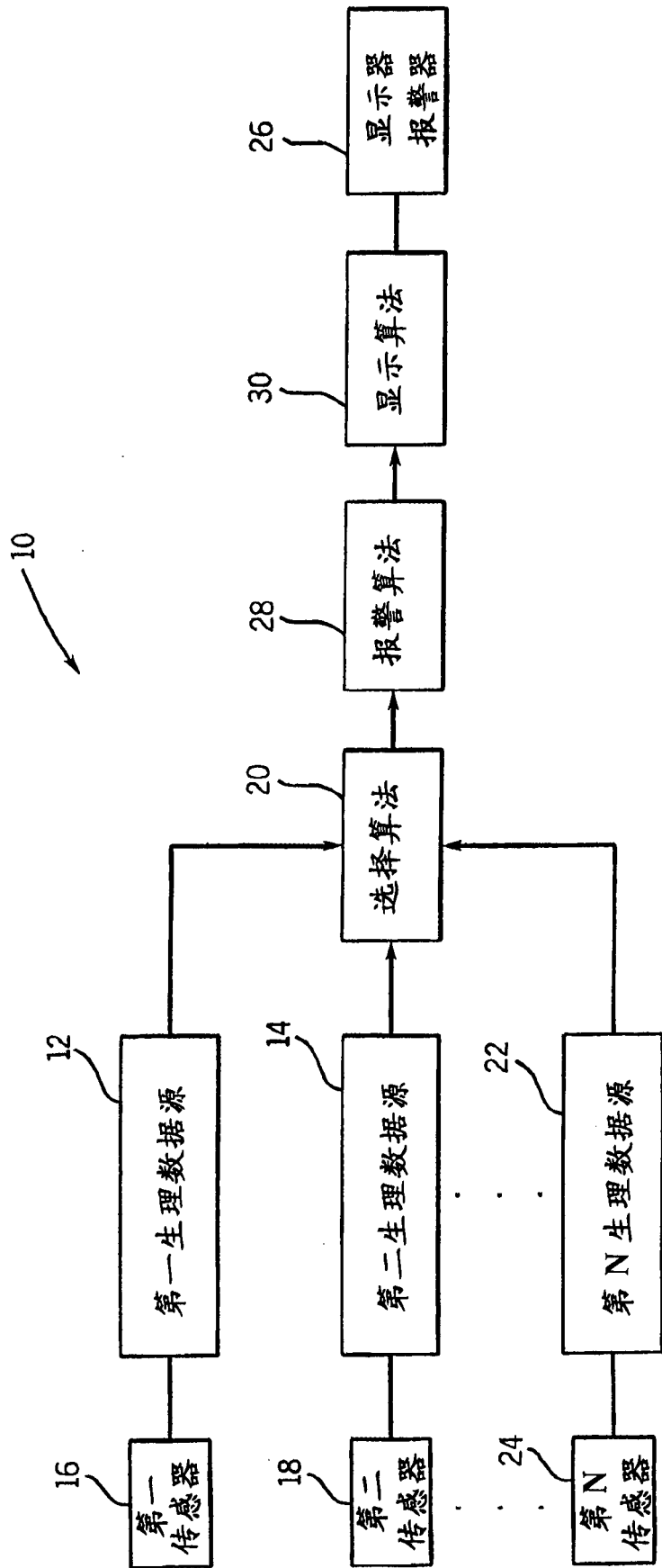


图1

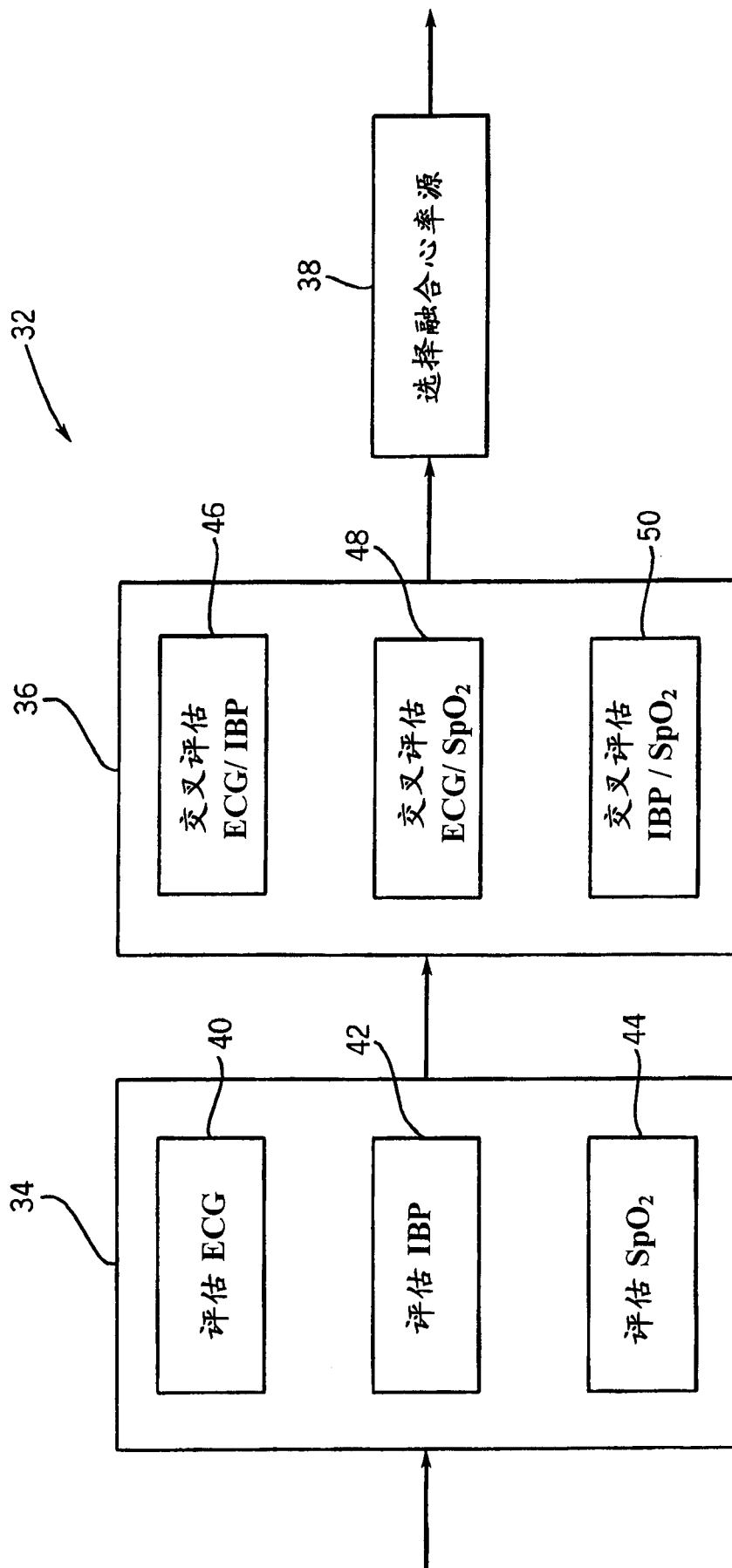


图 2

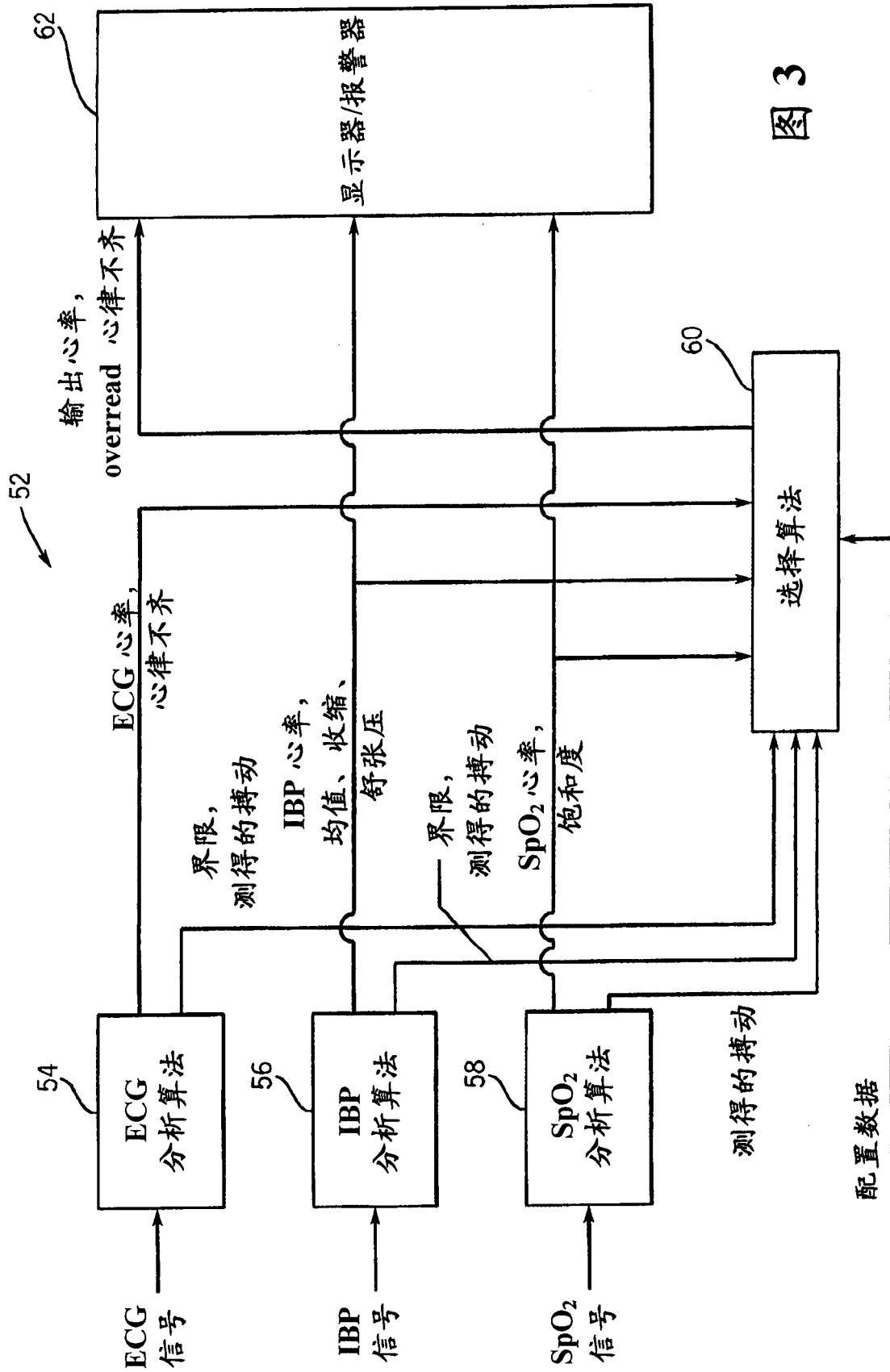


图 3

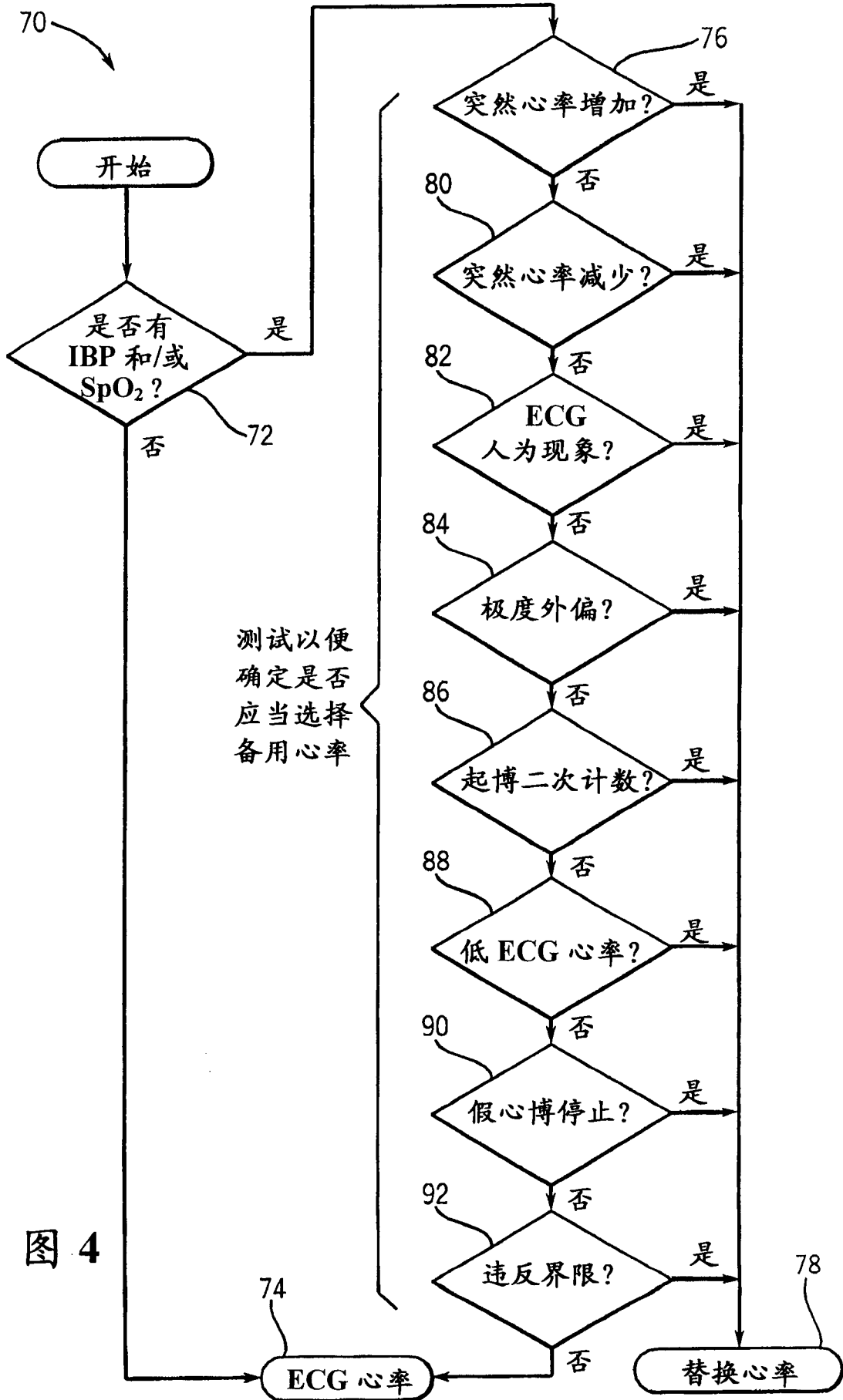


图 4

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 从多个生理数据源中选择生理数据的系统和方法   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN1395214A</a>  | 公开(公告)日 | 2003-02-05 |
| 申请号            | CN02140564.6  | 申请日     | 2002-07-01 |
| [标]申请(专利权)人(译) | GE医疗系统信息技术公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | GE医疗系统信息技术公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | GE医疗系统信息技术公司  |         |            |
| [标]发明人         | DA斯茨曼<br>RM法雷尔  |         |            |
| 发明人            | D· A· 斯茨曼<br>R· M· 法雷尔  |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0215 A61B5/0452 A61B5/0464 A61B5/145 A61B5/1455<br>G06Q50/00 G06F19/00 |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/0215 A61B5/0205 A61B5/7217 A61B5/0464 A61B5/0245 A61B5/1455   |         |            |
| 代理人(译)         | 杨凯  |         |            |
| 优先权            | 09/896076 2001-06-29 US   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>  |         |            |

摘要(译)

一种从多个生理数据源(12, 14)中选择生理数据的系统(10)包括第一和第二生理数据源(12, 14)和选择算法(20)。第一生理数据源(12)配置成提供第一生理数据。第一生理数据包括一种生理特征的第一测量结果。第二生理数据源(14)配置成提供第二生理数据。第二生理数据包括所述生理特征的第二测量结果。第一和第二测量结果基于不同的生理特性。选择算法(20)配置成接收第一和第二生理数据, 并根据第一生理数据和第二生理数据中至少一种数据来选择第一和第二测量结果之一作为输出数据。

