



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02819938.3

[43] 公开日 2005 年 1 月 19 日

[11] 公开号 CN 1568158A

[22] 申请日 2002.9.24 [21] 申请号 02819938.3

[30] 优先权

[32] 2001.10.11 [33] US [31] 60/328,619

[32] 2002. 9.19 [33] US [31] 10/247,424

[86] 国际申请 PCT/US2002/030275 2002. 9. 24

[87] 国际公布 WO2003/030732 英 2003. 4. 17

[85] 进入国家阶段日期 2004. 4. 8

[71] 申请人 德尔格医疗系统有限公司

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 克利福德·马克·凯利

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司

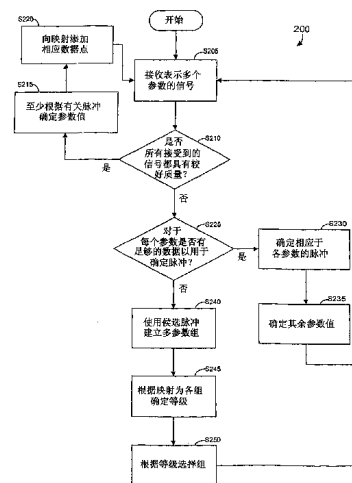
代理人 林 潮 顾红霞

权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 4 页

[54] 发明名称 用于处理表示生理参数的信号数据的系统

[57] 摘要

生理参数值的确定包括多个信号的接收，这些信号各自表示多个生理参数中相应的一个，并包括与该参数有关的脉冲。系统探测与生理参数有关的脉冲。该系统包括用于接收多个不同信号的输入装置，这些多个不同信号中的每一个表示一个相应的不同生理参数的脉冲。信号处理器从这多个不同信号中探测并收集信息。所收集的信息包括各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值。定时处理器至少根据所收集的信息确定在这些不同参数中的脉冲的至少一个的定时。这些生理参数包括与非侵入式血压、侵入式血压、心脏搏动、血氧饱和水平、呼吸频率、心电图和体温中的至少两个有关的参数。



1. 一种用于探测与生理参数有关的脉冲的系统，其包括：
输入装置，其用于接收多个不同信号，这些多个不同信号中的每
5 一个表示各个不同生理参数中的脉冲；
信号处理器，其用于从多个不同信号中探测和收集信息，该信息
包括在各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值；以及
定时处理器，其用于至少根据所收集的信息在不同参数中的至少
一个中确定脉冲的定时。

10

2. 根据权利要求 1 所述的系统，其中
生理参数包括与非侵入式血压、侵入式血压、心脏搏动、血氧饱
和水平、呼吸频率、ECG（心电图）和体温中的至少两个有关的参数。

15

3. 根据权利要求 1 所述的系统，其中
多个不同信号包括（a）心电图信号、（b）血氧饱和表示信号、（c）
侵入式血压表示信号和（d）非侵入式血压表示信号中的至少两个。

20

4. 一种用于探测与生理参数有关的脉冲的系统，其包括：
输入装置，其用于接收多个不同信号，这些多个不同信号中的每
一个表示各个不同生理参数中的脉冲；
信号处理器，其用于从多个不同信号中探测和收集信息，该信息
包括在各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值；和
定时处理器，其用于至少根据所收集的信息和来自不同源的信息
25 在不同参数中的至少一个中确定脉冲的定时。

30

5. 根据权利要求 4 的系统，其中
信号处理器响应患者请求，将信息从患者监控源添加到患者记
录，并存储所添加的信息以便将来的使用。

6. 根据权利要求 5 的系统，其中

在确定了多个不同信号超出预定质量阈值时，信号处理器将信息从患者监控源添加到患者记录。

5 7. 一种用于探测与生理参数有关的重复脉冲的方法，其包括：

接收多个不同信号，多个不同信号中的每一个表示各个不同生理参数中的一个脉冲；

从这些多个不同信号中探测和收集信息，该信息包括各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值；和

10 至少根据所收集的信息，确定在不同参数中的至少一个中的脉冲的定时。

8. 一种用于探测与生理参数有关的重复脉冲的方法，其包括：

15 接收多个不同信号，多个不同信号中的每一个表示各个不同生理参数中的一个脉冲；

从这些多个不同信号中探测和收集信息，该信息包括各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值；和

至少根据所收集的信息和来自不同源的信息，确定在不同参数中的至少一个中的脉冲的定时。

20

9. 一种用于确定生理参数值的方法，其包括：

接收表示多个生理参数中的第一参数的信号；

接收分别表示多个生理参数的另外至少一个的至少一个信号；

确定各自与第一参数有关的至少一个值；

25 根据所接收到的至少一个信号确定多个生理参数的另外至少一个的值；

根据所确定的值确定值的组合；

确定与所确定值的组合有关的时间关系；以及

30 至少根据所确定的时间关系，确定与表示一个参数的信号有关的脉冲。

10. 根据权利要求 9 的方法，其中

所述值的组合包括和心脏搏动有关的值与和 (a) 非侵入式血压、
(b) 侵入式血压、(c) 呼吸频率、(d) 心电超声脉冲、(e) 心电图和
5 (f) 体温中的至少一个有关的值的组合。

11. 根据权利要求 9 的方法，其中

确定至少一个值和确定一些值的所述步骤确定了与脉冲有关的
值。

10

12. 一种装置，包括存储器，该存储器存储处理器可执行的处理
步骤；和与该存储器相连接的处理器，并根据所存储的处理步骤执行
权利要求 9 的步骤。

13. 根据权利要求 9 的方法，包括下列步骤：

确定表示所述多个生理参数的值的等级，和
至少根据所述确定的等级选择至少一个参数值。

15

14. 一种用于确定生理参数值的方法，包括：

接收多个信号，所述多个信号中的每一个表示多个生理参数中的
20 相应的一个，并包括与所述多个生理参数的相应参数有关的脉冲；和

为特定患者的参数的多个组合中的每一个确定与所述的参数的多
个组合的不同参数有关的相应脉冲之间的时间关系，所述的参数的多
个组合包括和心脏搏动有关的参数与和 (a) 非侵入式血压、(b) 侵
25 入式血压、(c) 血氧饱和水平和 (d) 呼吸频率中的至少一个有关的
参数的组合。

25

15. 根据权利要求 14 的方法，其中

所述的参数的多个组合包括和心脏搏动有关的参数与和 (i) 心
30 电超声脉冲、(ii) 体温和 (iii) 心电图至少一个有关的参数的组合。

30

16. 根据权利要求 14 的方法，其中

确定所述相应脉冲之间的所述时间关系的所述步骤包括：

5 从所述多个不同信号中探测和收集信息，所述信息包括与所述参数的多个组合的所述不同参数有关的相应脉冲之间的相对延时值，和至少根据所述的所收集信息确定在至少一个所述不同参数中的脉冲的定时。

17. 根据权利要求 14 的方法，还包括：

10 当确定表示所述参数的多个组合的所述多个不同信号超出预定质量阈值时，予以确定并指示。

用于处理表示生理参数的信号数据的系统

5 相关申请的交叉引用

本申请要求于 2001 年 10 月 11 日提交的名称为 “A System for Detecting and Processing Signal Data Representing Repetitive Anatomical Functions” (“用于检测和处理表示重复解剖功能的信号数据的系统”) 的临时申请 No. 60/328,619 的优先权。

10

技术领域

本发明涉及医学系统，并特别的是，涉及用于监控生理参数的系统。

15

背景技术

对患者的处置通常包括监控各种生理参数。通常，这种监控通过将传感器连接到患者身体的多个位置而开始。传感器将信号传递到一个或多个装置，这些装置转而根据这些信号确定所测参数的值。因此，可以根据从一个或多个所连接传感器接受到的信号来确定特定参数值。

20

已经采用了许多方法来根据所检测的生理信号确定参数值。根据其中的一些方法，搏动探测器探测产生于与特定参数有关的信号中的搏动。然后，所探测到的搏动用于确定特定参数的值。例如，现有算法可以用于根据所探测到的搏动计算心电图 (EKG) 的最大压力或峰值。根据产生于与其它参数有关的信号中的搏动，可以确定其它生理参数值。这些参数包括非侵入式血压 (NIBP)、侵入式血压 (IBP) 和血氧饱和水平 (SPO₂)。

25

30

在相应于相关生理参数的信号没有噪声时，现有搏动探测器最佳

地运行。因此，这种搏动探测器难于在产生了环境噪声和/或患者运动的情况下正确地确定搏动。因此，根据所确定的搏动确定的任何参数值都不准确。

5 一些系统试图通过用与另一参数有关的搏动对与一个参数有关的搏动进行选通，或者通过使用为一个参数而探测的搏动来对与另一参数有关的搏动进行滤波而实现上述处理。这些系统的单向处理并未给它们本身带来精度和灵活性。而且，用于选通和滤波的算法由于患者生理上的差异而产生较大范围的误差。因此，这些系统没有提供满意的精度和可靠性。

10

因此需要一种系统，以改进对基于脉冲的参数值的确定，该系统令人满意地处理了由运动或其它环境源引起的信号噪声。

15 发明内容

为至少实现上述目的，本发明的一些方面提供了一种用于确定生理参数值的系统、方法、装置和手段。系统探测与生理参数有关的脉冲。该系统包括用于接收多个不同信号的输入装置，这些多个不同信号中的每一个表示各个不同生理参数中的脉冲。信号处理器从多个不同信号中探测并收集信息。所收集的信息包括各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值。定时处理器至少根据所收集的信息确定不同参数中的至少一个中的脉冲的定时。生理参数包括与非侵入式血压、侵入式血压、心脏搏动、血氧饱和水平、呼吸频率、心电图和体温中的至少两个有关的参数。

20

25

然而，本发明并不限于所公开的实施例，因为本领域技术人员能够容易地理解本发明的阐述，以做出其它实施例和应用。

附图说明

30 根据下述说明并参考附图，本发明的准确特性及其优点将变得明

显。在附图中：

图 1 是示出根据本发明的一些实施例的患者监控示意图；

图 2 是示出根据本发明的一些实施例的处理步骤的流程图；

5 图 3a 到图 3f 包括一些示出本发明的一些实施例所用的映射域的示意图；和

图 4 是根据本发明的一些实施例的单参数搏动探测器的框图。

具体实施方式

10 提供下述说明以使本领域技术人员能够实现和使用本发明并提出本发明人所认为的实施例的最佳模式。

图 1 示出了根据本发明的一些实施例的一种患者监控系统。图 1 中所示的系统可以设置于任何位置，并可以用于任何的情况。可能的位置包括医院、办公室和救护车，而可能的情况包括手术中、检查中
15 和康复期。

20 连接到患者 1 的是监控装置，例如传感器，用于产生与生理参数有关的信号。根据本发明的一些实施例的生理参数包括患者生理上的任何可识别特征。这些参数可以包括 SPO₂、NIBP、IBP、心脏搏动的有关参数（例如，HR—心率）、呼吸频率和体温。

25 根据一些实施例，SPO₂ 参数表示携带氧气的血红蛋白的百分比。SPO₂ 值可以使用脉冲式血氧计测定法来确定，其中血液（通常位于耳垂中）被光线的两个波长照射，并且 SPO₂ 值根据两个波长的相对吸收率而计算。NIBP 和 IBP 参数可以表示心脏收缩和舒张时使用传统血压计测得的血压（NIBP）或者使用位于动脉中的插管而测得的血压（IBP）。而且，在一些实施例中，HR 参数是一段时间内心脏搏动的测量值，呼吸频率参数是一段时间内的氧气消耗量，而体温参数则反映了人体体温。

30

由传感器产生的信号被例如监控器的监控装置接收，用于确定生理参数值。更特别的是，SPO2 监控器 10 从传感器 11 接收与 SPO2 参数有关的信号，EKG 监控器 20 从传感器 21 接收与 EKG 参数有关的信号，NIBP 监控器 30 从传感器 31 接收与 NIBP 参数有关的信号，IBP 监控器 40 从传感器 41 接收与 IBP 参数有关的信号。每个传感器 11、21、31 和 41 是适于产生表示有关参数的信号的传感器。因此，各传感器用于确定有关参数的值。

监控器 10、20、30 和 40 可以至少根据与参数有关的信号中产生的脉冲而确定参数值。因此，该脉冲也被认为与信号有关。在一些实例中，该脉冲相应于患者 1 的心脏搏动，但其也可以相应于患者 1 的脉搏。应当注意到，根据本发明的脉冲可以包括产生于任何信号中的任何脉冲。在一些实施例中，该脉冲与表示两个或多个生理参数的信号有关，并用于确定这些参数。

应当注意到，根据一些实施例，每个监控器可以从多于一个传感器接收信号。相反的是，两个或多个监控器可以从同一传感器接收信号。各传感器可以使用任何现有的或下面所述的用于传输数据的系统来传输信号，这些系统包括射频、红外和光纤系统。而且，这些信号可以通过一个或多个 IP 网络、以太网、蓝牙网络、细胞网络和任何其它适当的网络进行传输。

监控器 10、20、30 和 40 通过通信总线 50 进行通信。而且，通信总线 50 可以包括任何类型的网络，并且与该网络的通信可以根据例如 TCP/IP 协议的任何硬件和/或软件协议进行。映射服务器 60 也与通信总线 50 相连接。根据一些实施例，映射服务器 60 从监控器 10、20、30 和 40 接收信号。如上所述，每个信号都与相应的参数相联系。映射服务器 60 至少根据与两个或多个参数中的每一个有关的脉冲确定两个或多个参数值。映射服务器 60 也确定该两个或多个脉冲的时间关系。此关系说明该两个或多个脉冲之间的相对延时，并相应于所

确定的值进行存储。在一个例子中，传感器 11 和传感器 41 产生信号，该信号具有一个相应于患者 1 心脏搏动的脉冲。然而，由于传感器 41 比传感器 11 距心脏更远，因而由传感器 41 产生的信号中的脉冲相对于由传感器 11 产生的信号中的脉冲有一个延迟。下面将参考图 2 详细
5 说明此过程和其它过程。

因此，图 2 是根据本发明的一些实施例的处理步骤 200 的流程图。用于执行处理步骤 200 的硬件和/或软件可以设置于图 1 所示的一个或多个传感器 11、21、31 和 41、，监控器 10、20、30 和 40、以及映射
10 服务器 60 中，和/或由它们执行。

参见具体步骤，在步骤 S205 中，接收表示多个生理参数的信号。在前述实施例中，映射服务器 60 从监控器 10、20、30 和 40 接收信号。多于一个所接收信号可以表示单个参数，而一个所接收信号可以表示多于一个参数。因此，表示参数的信号是一个至少编码了一些有
15 助于确定参数值的的信息的信号。

接着，在步骤 S210 中，确定是否所有所接收到的信号都具有较好的质量。这种确定可以是基于阈值噪声公差，对于各个所接收的信号，该公差可以相同，也可以不相同。在步骤 S210 中的一些实施例中，确定是否足够多的所接收信号具有较好的质量，以精确地确定各个所表示参数的值。如果所接收信号具有较好的质量，那么就在步骤
20 S215 中确定有关参数的值。

如上所述，根据与参数有关的至少一个脉冲确定参数值。因此，在步骤 S215 中，根据所接收信号确定分别与两个或多个参数有关的脉冲，并且根据有关脉冲确定这两个或多个参数的值。所确定的参数值可以通过适当的一些监视器 10、20、30 和 40 或映射服务器 60 反映给操作员。
25

在步骤 S215 的一个例子中，根据分别从传感器 30、传感器 40 和传感器 10 接收的信号确定与 NIBP 参数、IBP 参数和 SPO2 参数有关的脉冲。可以用任何现有的和下面所知的脉冲监测器执行这种确定，并且在其它信息中，这种确定得出了对应于各个脉冲的发生时间。

5 在此例中，确定了与 HR 参数有关的脉冲在与 IBP 参数有关的脉冲 2 毫秒后产生并在与 NIBP 参数有关的脉冲 4 毫秒后产生。根据各个脉冲，在步骤 S215 中也确定 NIBP 值为 110/80，IBP 值为 120/90，而 SPO2 值为 97%。

10 在步骤 S220 中，相应于所确定脉冲和值的数据点被添加到映射或其它数据结构中。该映射确定与两个或多个生理参数有关的脉冲之间的时间关系，用于参数值的多种组合。根据上述例子，三个所确定参数值（即 110/80、120/90、77）的组合根据与两个参数有关的脉冲之间的时间关系、或时间延迟（即 2ms、4ms、6ms）的指示存储在图

15 中。

图 3a 到图 3f 示出了根据本发明的在图 2 的步骤 S220 中数据点所添加到的映射域。如图所示，每个域使与两个生理参数有关的两个脉冲之间的时间关系表示为两个或多个生理参数的函数。更特别的是，图 3a 示出了用于将 EKG 脉冲和 SPO2 脉冲之间的时间关系映射为 IBP 和 HR 值的组合的函数的域。在另一个例子中，图 3d 所示域使 EKG 脉冲和 NIBP 脉冲之间的时间关系映射为 IBP、HR 和 NIBP 值的函数。因此应当注意到，在步骤 S220 中添加到映射中的点可以使任何数目的参数的值与脉冲之间的时间关系相关联；并且，该值可以不

20 表示与脉冲有关的参数或者表示与脉冲有关的一个或所有参数。

25

在本发明的一些实施例中使用的映射包括一种数据结构，该数据结构将多组基于脉冲的生理参数值与表示多个与多个参数的相应参数有关的脉冲之间的时间关系的数据相关联。在一些实施例中，现有曲线拟合算法用于确定一种映射，包括一个或多个模拟步骤 S215 中所

30

确定数据的公式。此公式可以以参数值组合的形式表示时间关系。例如，模拟根据图 3d 的映射的公式可以为 $(T_{ekg} - T_{nibp}) = F_{xn}(HR, IBP, NIBP)$ 的形式。可以根据步骤 S220 中数据点的添加而周期性地修正这些公式。

5

在将数据点在步骤 S220 中添加到适当映射之后，返回步骤 S205 并继续执行，如上所述。因此，在步骤 S220 中，数据点继续添加到映射中，直到在步骤 S205 中接收到了适当的较好质量的信号。

10

在确定了一个或多个所需信号没有足够好的质量的情形下，继续从步骤 S210 执行到步骤 S225。在步骤 S225 中，确定所接收信号是否提供了足够的较好质量的数据，以确定与各重要参数有关的脉冲。如果是，那么就执行到步骤 S230，在该步骤中确定分别与各重要参数有关的脉冲。

15

在一些实施例中，根据较好质量的信号并使用任何现有的或下面所知的脉冲探测器，通过与一个或多个参数有关的第一确定脉冲确定脉冲。然后，使用有关脉冲、来自所接收信号的数据、和已知或下面所知的用于确定参数的算法来确定这些一个或多个参数中的每一个。

20

由于不能提供较好质量的信号数据以确定各重要参数的一个或多个参数，因而不能确定与一个或多个参数有关的脉冲。为确定这些脉冲中的一个，该脉冲和一个或多个所确定脉冲之间的时间关系被初始地确定。

25

可以根据步骤 S220 中产生的映射而确定时间关系。因此，能够使用该映射（函数，数据结构），以根据两个或多个所确定的参数值的组合来确定所确定的脉冲和未确定的脉冲之间的时间关系。例如，在步骤 S230 中，根据较好质量的信号确定与 HR、NIBP 和 IBP 有关的值和脉冲，但是没有为 SPO2 确定脉冲。因此，在步骤 S230 中，使用组成图 3e 所示映射的数据点，以根据 HR、NIBP 和 IBP 参数值确

30

定 SPO2 脉冲和与 NIBP 有关的脉冲之间的时间关系。特别的是，确定了该映射上的点，为此，HR、NIBP 和 IBP 的值与步骤 S230 中所确定的值相同。然后，确定相应于所确定点的时间关系 ($T_{\text{SPO2}}-T_{\text{nibp}}$)。由于 T_{nibp} 是已知的，因而能够根据时间关系确定 T_{SPO2} 。然后， T_{SPO2} 如上所述地用于确定 SPO2 参数的值。

应当注意到，组成步骤 S230 中映射的数据点可以包括那些与步骤 S220 相同的以及那些来自不同源的。在一个例子中，预先存在的与患者 1 有关的数据记录可以包括能够用于组成映射的数据点，例如那些图 3a 到 3f 中所示的。更特别的是，在患者 1 每次受到监控时，数据点可以附加到患者记录上，而数据点可以用于如上所述地判断时间关系。在一些实施例中，所附加的数据点是那些根据超出预定质量阈值的信号而确定的。

当然，根据本发明，可以在步骤 S230 中使用用于确定脉冲的多种其它方法。在一些实施例中，根据如上所述的不同映射确定已知脉冲和一个未确定脉冲之间的多个时间关系。多个时间关系可以取平均值或以其它方式加权（可能的是，根据相对信号质量），以确定一个时间关系，该时间关系在下面用于确定脉冲。

在确定了脉冲后，还没有确定的任何参数值都根据步骤 S235 中的脉冲确定。可以用如上所述的算法执行这种确定。然后，在步骤 S230 和 S235 中所确定的所有参数可以报告给操作员，存储和/或用于触发其它过程。流程从步骤 S235 返回步骤 S205。

如果 S225 的判断为否，那么在步骤 S240 中使用候选脉冲建立多个参数组。根据步骤 S225 的一些实施例，如下地建立多个参数组。首先，为确定每个参数，如上所述地根据相关的所接收信号确定相关脉冲。也如上所述地，根据相关脉冲为各个参数确定一个值。所确定的值包括多个参数的组。应当注意到，由于每个接受到的信号都具有

较差的质量，因而根据其确定的脉冲和参数是不可靠的。

接着，根据接收到的信号确定一一对应每个参数的第二组有关脉冲。然后，根据第二组有关脉冲确定第二组参数值。其它组参数值可以类似的产生。因此，这些实施例产生了多组参数值，而每组对应于根据噪声信号确定的一组脉冲。

接着，在步骤 S245 中，根据该映射为每组参数值确定等级，该映射包括为两个或多个参数值的组合中的每一个确定的时间关系。可以用现有的或下面所知的系统确定一组参数值的等级，该系统用于确定一个数据点与一组数据点匹配得是多么紧密。在这些实施例中，等级反映了一组参数值和相关的脉冲是多么符合步骤 S220 中所产生的映射（或一些映射）。然后，在步骤 S250 中，至少根据所确定的等级选择一组参数值。例如，在步骤 S250 中所选择的组可以为与等级有关的一组值，该等级示出了该组比步骤 S240 中所确定的任何其它组都更接近该映射。此后，流程返回步骤 S205。

图 4 为单参数搏动探测器 400 的框图，该探测器用于处理步骤 200 的一些实施例中。在一些实施例中，例如搏动探测器 400 的一个探测器与各个重要参数相关联。因此，监控器 10、20、30 和 40 中的每一个可以包括一个这样的探测器。因此，在搏动探测器 400 与 SPO2 参数相关联的情形下，从传感器 11 接收到简单搏动探测器 410 和信号质量探测器 410 所接收的参数信号。

简单搏动探测器 410 在所接收的信号中探测脉冲。特性提取器 430 从所探测脉冲中提取特性，以更好地确定脉冲的定时和形状。这些特性可以包括在被整流和滤波的域中的振幅、定时信息和脉冲形状数据。应当注意到，可以用现有的或下面所知的搏动探测技术来执行部件 410 和 430 的上述功能。

30

如果所接收信号具有较好质量，那么信号质量探测器 420 的输出就较低，从而使与门 450 输出低电平信号。脉冲预选器 440 被设计为，在从与门 450 接收到低电平输出后，根据从特性提取器 430 中提取的特性，在步骤 S215 中确定一个合格脉冲并将其输出。因此，对于本领域技术人员，根据所提取特性确定脉冲是已知的。

如果接收到较差质量的信号，那么信号质量探测器的输出就较高，而时间标志信号被输入到脉冲预选器 440 中。时间标志信号示出了与搏动探测器 400 的参数有关的脉冲的预期定时。如上所述，参考步骤 S230，根据一个映射和已确定的脉冲和与其它参数有关的值确定所期望的定时。因此，时间标志信号可以从任何与该映射相联系的系统中接收，并能够确定脉冲和相关参数值。因此，这种系统可以接收由各个特性提取器 430 的实例提取的特性，以计算参数值。

因此，在较差质量的信号的情形下，脉冲预选器 440 在所提取的特性之外也使用时间表示信号，以确定合格的脉冲。在一些实施例中，合格的脉冲偏向由时间标志信号表示的预期定时。接着，在步骤 S235 中，根据合格的脉冲确定参数值。

在不能提供足够的优质信号以根据映射确定有关脉冲的预期定时的情形下，特殊的时间标志信号被传递到门 450。在检测到特殊时间标志信号后，脉冲预选器 440 根据所提取特性确定脉冲并将该脉冲作为候选脉冲而不是作为合格脉冲进行传输。如上面步骤 S240 所述，候选脉冲用于建立多参数组的值。

本领域技术人员应当理解，能够在不背离本发明的范围和精神的情形下实现上述实施例的各种适应和修改。在一些实施例中，监控器 10、20、30 和 40 的功能由单独的监控部件执行，例如西门子无限患者监控系统（Siemens Infinity Patient Monitoring System）。一些实施例也将映射服务器 60 的功能包括在单独的监控部件内。而且，本发明

的实施例可以与处理步骤 200 的说明不同。特别的是，处理步骤 200 的特别设置并不意味着这些步骤的固定顺序是必要的；本发明的实施
例能够以任何可行的顺序实行。

- 5 因此，应当理解，在所附权利要求的范围内，本发明可以与在此
所特别说明的不同地实施。

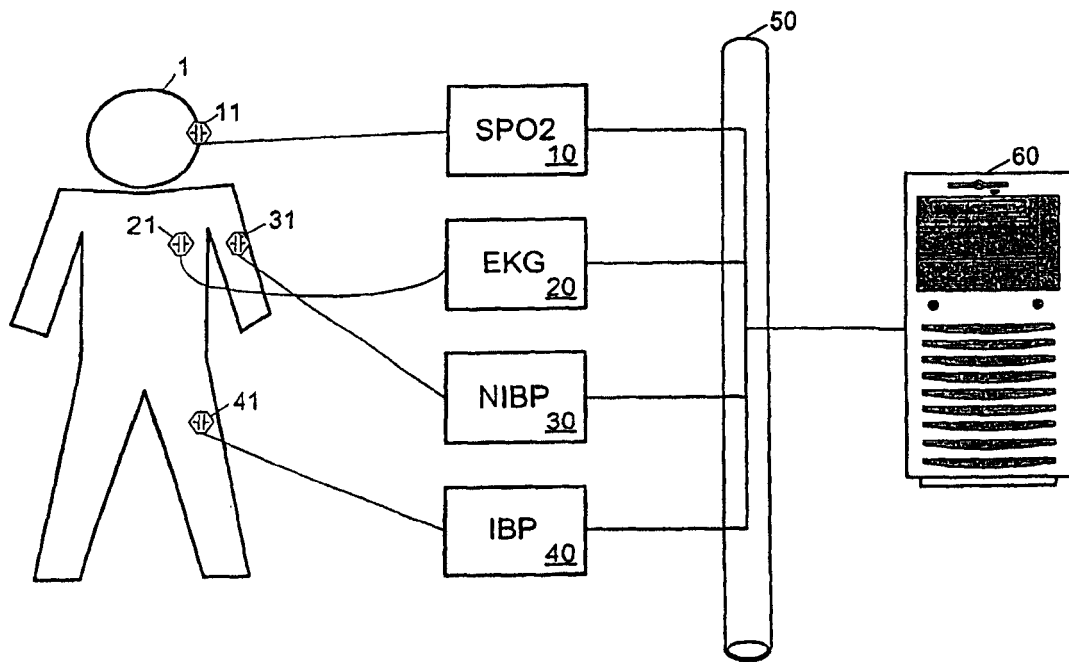


图1

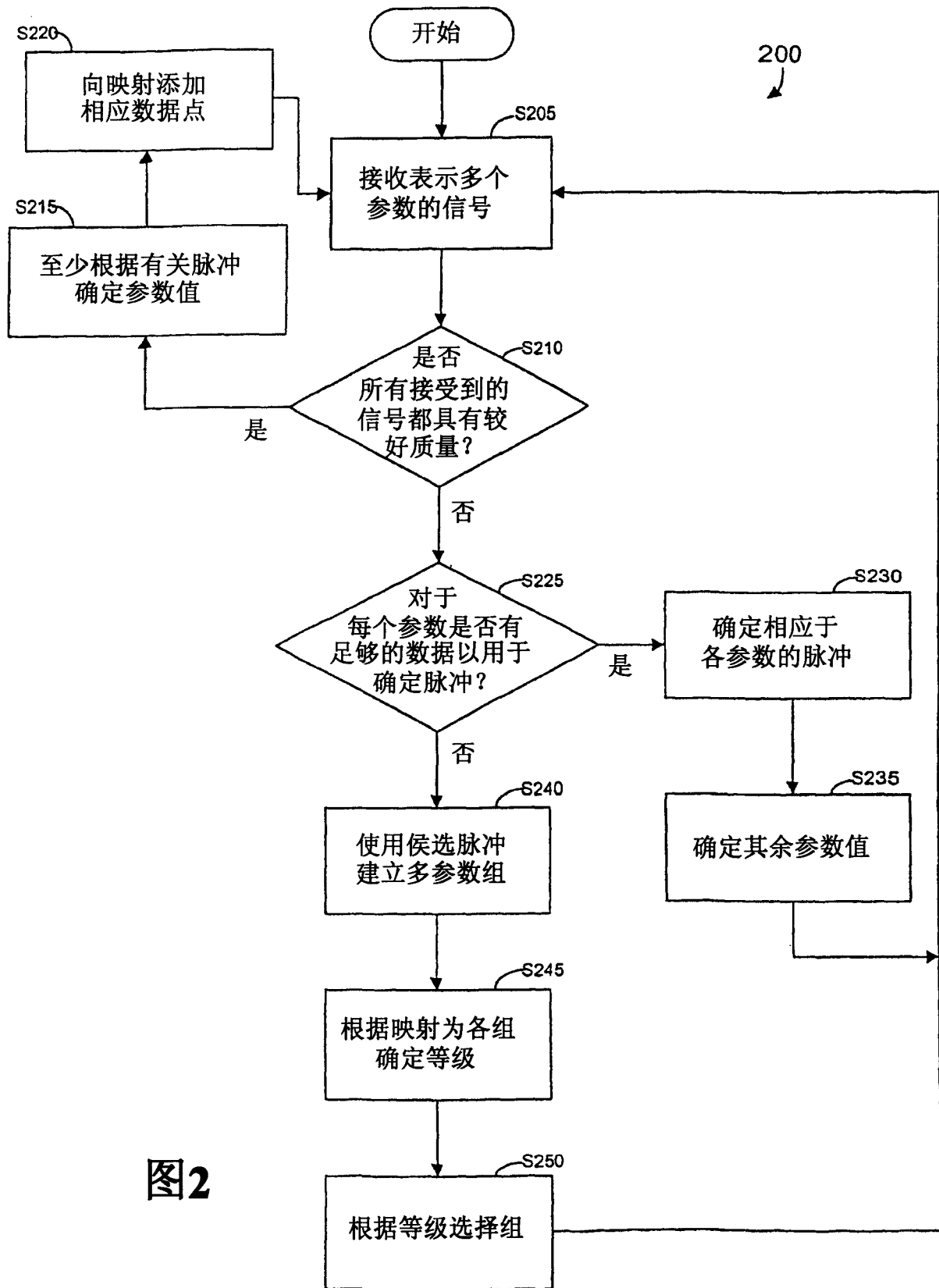


图2

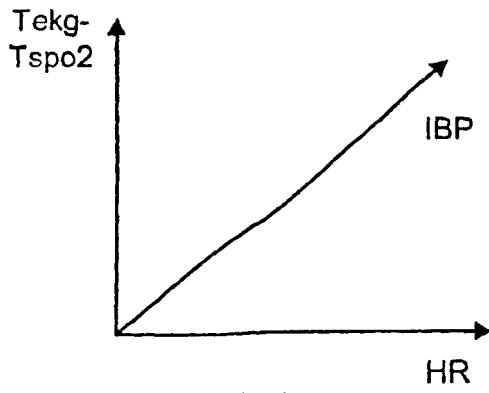


图3a

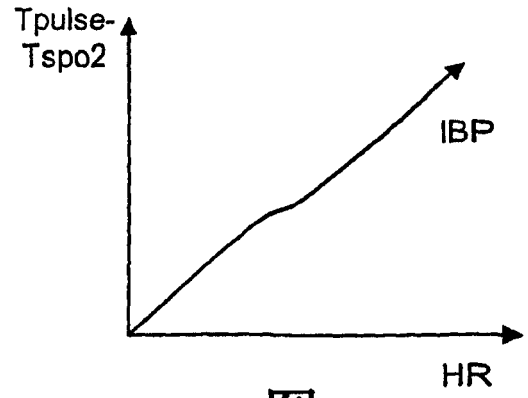


图3b

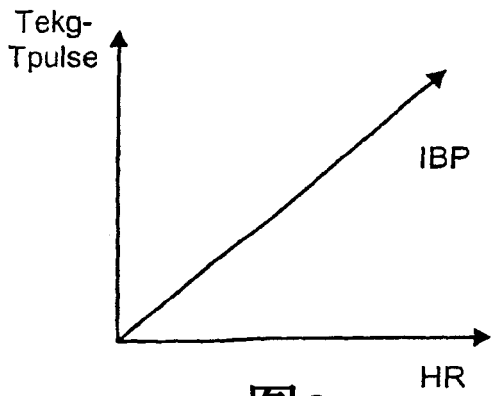


图3c

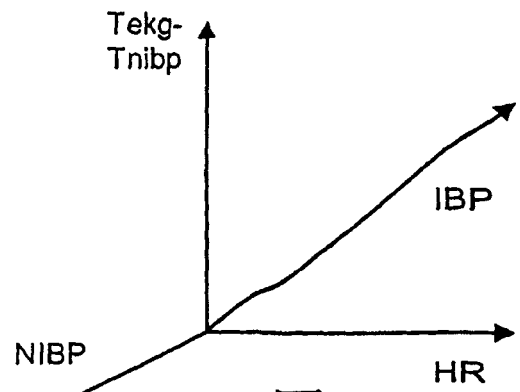


图3d

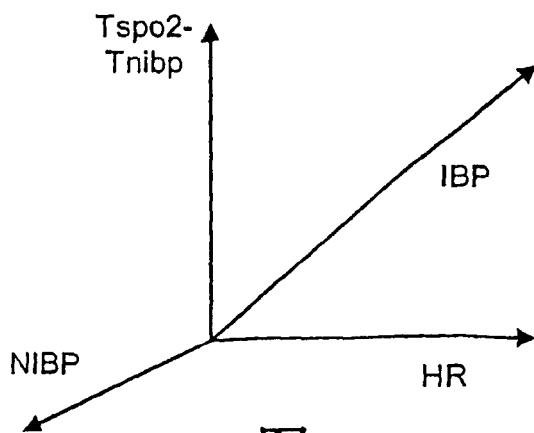


图3e

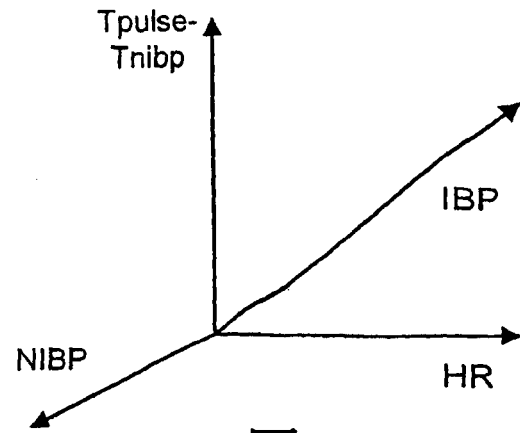


图3f

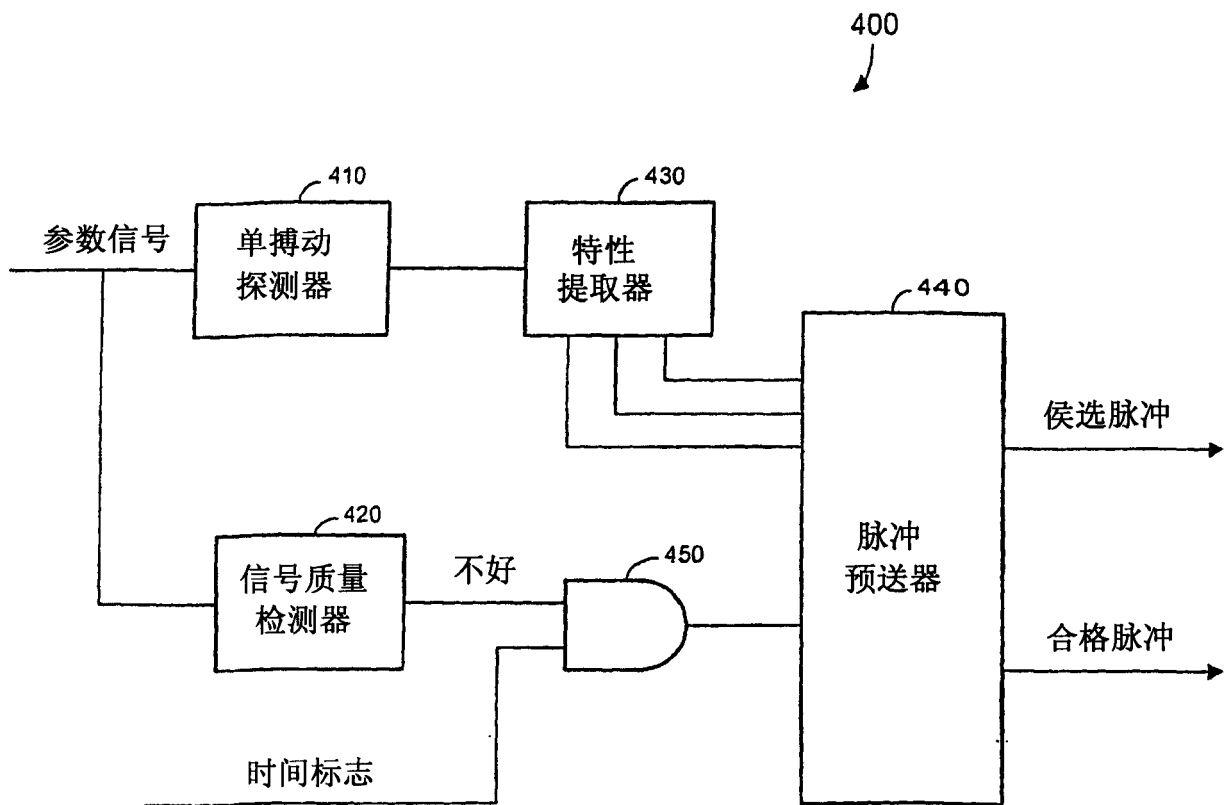


图4

专利名称(译)	用于处理表示生理参数的信号数据的系统		
公开(公告)号	CN1568158A	公开(公告)日	2005-01-19
申请号	CN02819938.3	申请日	2002-09-24
[标]申请(专利权)人(译)	德雷格医疗系统股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	德尔格医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	德尔格医疗系统有限公司		
[标]发明人	克利福德马克凯利		
发明人	克利福德·马克·凯利		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0215 A61B5/022 A61B5/024 A61B5/0452 A61B19/00 A61G12/00 G06F19/00 A61B5/0428		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/1455		
代理人(译)	林潮 顾红霞		
优先权	10/247424 2002-09-19 US 60/328619 2001-10-11 US		
其他公开文献	CN100486520C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

生理参数值的确定包括多个信号的接收，这些信号各自表示多个生理参数中相应的一个，并包括与该参数有关的脉冲。系统探测与生理参数有关的脉冲。该系统包括用于接收多个不同信号的输入装置，这些多个不同信号中的每一个表示一个相应的不同生理参数的脉冲。信号处理器从这多个不同信号中探测并收集信息。所收集的信息包括各个不同参数中的脉冲之间的相对延时值。定时处理器至少根据所收集的信息确定在这些不同参数中的脉冲的至少一个的定时。这些生理参数包括与非侵入式血压、侵入式血压、心脏搏动、血氧饱和水平、呼吸频率、心电图和体温中的至少两个有关的参数。

