



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03810732.5

[43] 公开日 2005年8月10日

[11] 公开号 CN 1652717A

[22] 申请日 2003.3.12 [21] 申请号 03810732.5
 [30] 优先权
 [32] 2002.3.13 [33] US [31] 60/363,791
 [32] 2003.3.10 [33] US [31] 10/385,373
 [86] 国际申请 PCT/US2003/007674 2003.3.12
 [87] 国际公布 WO2003/092490 英 2003.11.13
 [85] 进入国家阶段日期 2004.11.12
 [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 约翰尼·W·黄
 迈克尔·J·伯恩斯坦
 克利福德·马克·凯利
 马修·阿莫苏
 迈克尔·约瑟夫·赖利

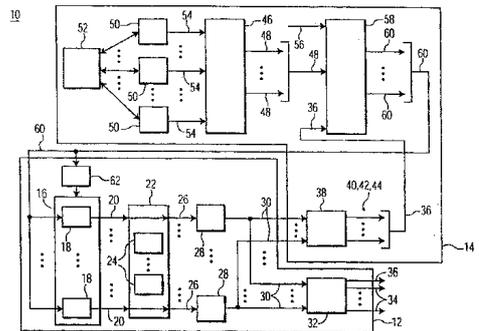
[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责任
 公司
 代理人 钟强 谷惠敏

权利要求书6页 说明书22页 附图3页

[54] 发明名称 节能自适应控制系统

[57] 摘要

用于调整由为医疗应用，比如患者参数的测量，而使用的发光设备使用的功率的系统和方法。系统或设备包括发光设备、连接至发光设备的用于为发光设备供电并响应于用于调整施加于发光设备的功率的控制信号的功率单元、和用于提供控制信号并连接至功率单元的控制单元，控制信号是响应与使用发光设备产生的光测量的生理学参数相关的信号特征而确定的。



1. 一种用于调整由用于医疗应用的发光设备 (18) 使用的功率的系统 (10), 其包含:

5 发光设备 (18);

 功率单元 (62), 其被连接至所述发光设备 (18) 以给发光设备 (18) 供电并响应于控制信号 (60) 以调整施加于发光设备 (18) 的功率;

10 控制单元 (14), 其用于提供控制信号 (60) 并连接至功率单元 (62), 控制信号 (60) 是响应与使用由发光设备 (18) 产生的光测量的生理学参数 (24) 相关的信号特征而确定的。

2. 如权利要求 1 所述的系统 (10), 其中, 该控制信号 (60) 是响应所监控的患者参数 (24) 而确定的。

15

3. 如权利要求 2 所述的系统 (10), 其中, 该监控的患者参数 (24) 包含下列至少一个:

 血氧表示参数 (24);

 血氧表示参数中的变化 (24);

20 血氧表示参数中的变化的速率 (24);

 脉率 (24);

 脉率 (24) 中的变化;

 患者体温 (24);

 动脉血压 (24);

25 血球水平 (24); 和

 心脏指数 (24)。

4. 如权利要求 1 所述的系统 (10), 其中, 与所测生理学参数 (24) 相关的信号特征包含下列的至少一个:

30 信号调制特征;

对应于接收自所述发光设备（18）的光亮度的信号强度特征；和
得自确定指示所测生理学参数（24）的的质量的质量测度的参数。

5 5. 如权利要求 1 所述的系统（10），其中，该控制信号（60）是
响应所监控的患者参数而确定的。

6. 在用于监控患者参数（24）并且包括用于发射监控信号（16）
的信号源（18）和用于接收表示由参数（24）调制的发射监控信号（16）
的调制信号（26）的传感器（28）的设备（10）中，用于控制发射监
10 控信号（16）的信号特征的发射监控信号（16）控制器，包含：

参数信号处理器（32），用于接收调制信号（26）和产生表示参
数（24）的参数输出（34），

信号质量处理器（38），用于测量调制信号（26）的接收信号特
征；

15 信号估计处理器（58），用于

相对于用于产生参数输出（34）的调制信号（26）的必需信
号特征估计调制信号（26）的接收信号特征，并

产生用于控制发射监控信号（16）的发射信号特征的控制信
号（60），使得接收调制信号（26）拥有必需信号特征。

20

7. 如权利要求 6 所述的发射监控信号控制器（14），其中，该发
射监控信号（16）的受控制的发射信号特征是发射信号功率电平。

8. 如权利要求 7 所述的发射监控信号控制器（14），其中：

25 当调制信号（26）的接收信号特征超过用于产生参数输出（34）
的必需信号特征时，发射信号功率电平减少，并且

当调制信号（26）的接收信号特征低于用于产生参数输出（34）
的必需信号特征时，发射信号功率电平增加。

30 9. 如权利要求 6 所述的发射监控信号控制器（14），进一步包括：

患者环境处理器 (46)，用于监控患者条件并产生表示影响参数 (24) 的监控的患者环境条件 (52) 的相应环境条件输出 (30E)，其中

5 信号估计处理器 (46,58) 响应于环境条件输出 (48)，用于相应地修改调制信号 (26) 的必需信号特征。

10. 如权利要求 9 所述的发射监控信号控制器 (14)，其中，监控的患者条件 (34C) 至少是下列之一：

10 血氧表示参数 (24)；
血氧表示参数中的变化 (24)；
血氧表示参数的变化速率 (24)；
脉率 (24)；
脉率中的变化 (24)；
患者体温 (24)；
15 动脉血压 (24)；
血球水平 (24)；和
心脏指数 (24)。

20 11. 如权利要求 6 所述的发射监控信号控制器 (14)，其中，该调制信号 (26) 的接收信号特征至少是下列其中之一：

信号调制特征；
对应于接收自所述发光设备 (18) 的光的亮度的信号强度特征；
和
由确定指示所测的生物学参数 (24) 的质量的质量测度得到的参
25 数。

12. 一种用于调整由使用于医疗应用的发光设备 (18) 发射的功率的方法，包含步骤：

30 确定与使用发光设备 (18) 产生的光测量的生理学参数 (24) 相关的信号 (26) 的特征，

产生表示信号 (26) 的特征的控制信号 (60), 以及
为连接至发光设备 (18) 的功率单元 (62) 提供控制信号 (60)
并为发光设备 (18) 提供功率并根据控制信号 (60) 调整提供至发光
设备 (18) 的功率。

5

13. 如权利要求 12 所述的方法, 其中, 该控制信号 (60) 是响应所监控的患者参数而确定的。

14. 如权利要求 13 所述的方法, 其中, 该监控的患者参数 (24)
10 包含至少下列之一:

血氧表示参数 (24);
血氧表示参数中的变化 (24);
血氧表示参数的变化速率 (24);
脉率 (24);
15 脉率中的变化 (24);
患者体温 (24);
动脉血压 (24);
血球水平 (24); 和
心脏指数 (24)。

20

15. 如权利要求 12 所述的方法, 其中, 与所测生理学参数 (24)
相关的信号 (26) 的特征包含下列的至少一个:

信号调制特征;
对应于接收自所述发光设备 (18) 的光亮度的信号强度特征; 和
25 得自确定指示所测生理学参数 (24) 的质量的质量测度的参数。

16. 在用于监控患者参数 (24) 并且包括用于发射监控信号 (16)
的信号源 (18) 和用于接收表示由参数 (24) 调制的发射监控信号 (16)
的调制信号 (26) 的传感器 (28) 的设备 (10) 中, 用于控制发射监
30 控信号 (16) 的信号特征的方法, 包含步骤:

测量调制信号 (26) 的接收信号特征,
相对于用于产生参数输出 (34) 的调制信号 (26) 的必需信号特征估计调制信号 (26) 的接收信号特征,
控制发射监控信号 (16) 的发射信号特征, 使得接收调制信号 (26)
5 拥有必需信号特征。

17. 如权利要求 16 所述的用于控制发射监控信号 (16) 的信号特征的方法, 其中发射监控信号 (16) 的受控制的发射信号特征是发射信号功率电平。

10

18. 如权利要求 17 所述的用于控制发射监控信号 (16) 的信号特征的方法, 进一步包含步骤:

当调制信号 (26) 的接收信号特征超过用于产生参数输出 (34) 的必需信号特征时, 减少发射信号 (16) 的功率电平, 以及

15

当调制信号 (26) 的接收信号特征低于用于产生参数输出 (34) 的必需信号特征时, 增加发射信号 (16) 功率电平。

19. 如权利要求 16 所述的用于控制发射监控信号 (16) 的信号特征的方法, 进一步包含步骤:

20

监控患者条件 (52) 并产生表示影响参数 (24) 的监控的患者环境条件 (52) 的相应环境条件输出 (48), 和

根据所监控的患者环境条件 (52) 修改调制信号 (26) 的必需信号特征。

25

20. 如权利要求 19 所述的用于控制发射监控信号 (16) 的信号特征的方法, 其中调制信号 (26) 的接收信号特征是至少下列中的一个:

信号调制特征;

对应于接收自所述发光设备 (18) 的光的亮度的信号强度特征;

30

和

得自确定指示所测生理学参数的质量的质量测度的参数。

21. 如权利要求 1 所述的系统 (10), 其中:

5 所述控制信号 (60) 是由所测的患者参数 (24) 与系统 (10) 的已知噪声特征 (52) 比较而确定的。

22. 如权利要求 1 所述的系统 (10), 其中:

10 所述控制信号 (60) 是由所测的患者参数 (24) 与所测的系统噪声特征 (52) 比较而确定的。

23. 如权利要求 1 所述的系统 (10), 其中:

控制信号 (60) 是由得自患者数据的波形的调制部分的振幅与所测的系统噪声特征 (52) 和已知系统噪声特征 (52) 之一比较而确定的。

节能自适应控制系统

5 相关申请的交叉引用

本专利申请涉及由 C. M. Kelly 等人于 2002 年 3 月 20 日提交的美国临时专利申请 No. 60/363,791 并要求其优先权。

技术领域

10 本发明涉及用于在医疗设备中控制和减少能量消耗水平的方法和仪器，并且具体地说，用于在比如血氧定量设备这样的医疗设备中控制和减少能量消耗水平的方法和仪器，该医疗设备使用透射和/或反射的信号以测量患者的生物学或环境参数或者传递与其有关系的信息。

15 背景技术

医学领域一般使用依靠信号的传输的广泛的设备以监控或测量患者的各种生物学或环境参数。可传输信号并且由如反射自或穿过例如组织或器官的信号进行测量，或信号可能用于传递测量数据而不是获取数据。

20

例如，在患者的一个或多个生物学或环境参数的测量中使用信号的发射和接收的设备的普通实例是各种形式的血氧定量设备。如所知的，血氧定量设备一般用于监控或测量身体器官或组织中的血液的氧饱和度水平，包括血管、组织或器官的氧化代谢。这样的设备经常能够并且用于测定脉率和器官或组织中的血流体积，或者监控或测量患者的其它生物学或环境参数。

25

可以将血氧定量设备考虑为使用信号的透射或反射得到信息或传递信息的典型医疗设备，并且作为现有技术问题的清楚说明。

30

如本领域技术人员所知的，血氧定量设备测量透射通过组织或器官或由其反射的一个或多个频率的一个或多个信号的成分的水平，以测定一个或更多生物学或环境参数，比如患者的血液氧化水平和血液体积或脉率。也可将血氧定量设备构造为直接连接设备，也就是，直接连接至患者并且直接呈现所需信息或直接记录信息的设备。但是，也容易理解，也可以将血氧定量设备实现为远程设备，也就是，附于患者或植入患者体内并发射测量值给远程显示器的设备、监测或数据收集设备。

将血氧定量设备更具体地考虑为广泛的医疗设备的代表和典型，血氧定量设备通过在比如红或近红外范围的频率范围内放射射线来测量血氧水平、脉率和血流体积，其中经组织或器官的射线的透射或反射可测地受氧饱和度水平和组织或器官中的血液体积影响。穿过或反射自组织或器官的信号电平的测量可提供组织或器官中的氧饱和度水平的测量指或指示。

透射或反射的信号可以是典型地以可测的不同方法或数量而受血液的各种参数或因素或成分影响的不同频率。在频率或波长上紧邻的不同频率处的信号的综合利用可提供也许彼此非常不同也许密切相关的多因素或参数的同时表示，比如关联并参考血氧水平测量的血液中的氧水平。同样应注意到，由透射或反射的信号表示的参数或因素可由接收信号的不同且相关或不相关的参数表示。例如，经组织或器官透射或反射以测量例如血氧或流的信号也许具有：起因于组织或器官中的血液的稳定状态体积的恒定的或“dc”成分和起因于身体的心跳的指示流经组织或器官的血液的时变体积的时变或“ac”成分。每个信号成分可提供不同信息，并且可提供也许一起使用以产生或测定其它信息的信息。

血氧定量设备的实例在编号为 4,281,645、授予 Jobsis 的题为“METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING METABOLISM IN

BODY ORGANS (用于监控身体器官中的新陈代谢的方法和设备)”
的美国专利中描述, 其描述了通过将交互参考和测量光信号穿过器官
而持续测量器官的氧化代谢的血氧定量系统。该设备调整接收光电倍
5 增器的功率电平或增益, 以在参考信号以预定电平传输期间保持由光
电倍增器产生的输出信号电平, 并且在测量信号传输期间维持这个放
大器增益水平。结果是光电倍增器的增益由器官中血液体积中的变化
自动补偿, 并且放大器增益控制信号反射并用作器官中血液体积的测
量。

10 在另一实例中, 在编号为 4,653,498、授予 New,Jr 等人的题为
“PULSE OXIMETER MONITOR (脉冲血氧计监控器)”的美国专利
中, 描述了脉冲血氧计系统, 其中由接收的参考信号的测量值调整发
射参考信号和测量信号的二极管的功率电平, 以在将接收信号转换为
测量指示的数模转换器的可接受的输入电压范围内提供参考信号。

15 在进一步的实例中, 编号为 4,859,057、授予 Taylor 等人的题为
“OXIMETER APPARATUS (血氧计设备)”的美国专利描述了发射红
光信号和红外线信号并测定反射回的信号的 dc 和跳动成分的反射血
氧定量设备, 其中跳动成分表示血氧水平。控制红和红外线 LED 的发
20 射功率以提供 dc 成分的相对稳定电平。

编号为 5,069,214、授予 Samaras 等人的题为 “FLASH
REFLECTANCE OXIMETER (快速反射血氧计)”的美国专利描述使
用短持续期、高强度的红和红外测量和参考脉冲以允许血氧测量通过
25 比如衣服或保护覆盖物的障碍的快速反射血氧计。脉冲的持续期和强
度是由用户供应不同厚度的材料可调的。

在最后的例子中, 编号为 5,924,979 和 5,746,697、授予 Swedlow
等人的题为 “MEDICAL DIAGNOSTIC APPARATUS WITH SLEEP
30 MODE (具有休眠模式的医疗诊断设备)”的美国专利描述医疗诊断设

备，其中当所监控的生理学参数已经稳定并且在所选范围内一段预定时期时，设备输入“休眠模式”以节省能源，在所选时期后为进一步测量而被“唤醒”。

5 依赖于某些形式信号的发射和接收以检测、监控或测量患者的其它生物学或环境参数其它设备或系统的使用是本领域技术人员所熟知的。例如，许多其它类型的生物学或环境参数监控或测量设备或系统使用通过/从自组织或器官透射/反射的信号以检查和测量各种生物学或环境参数或可以从比如植入的或远程的心脏监控器这样的数据收集
10 或监控设备发射生物学或环境数据，至数据收集设备或系统。还有其他设备或系统，比如植入的或远程的血氧定量设备，可使用透射或反射的信号测量生物学或环境参数，比如血氧水平，和其它信号以传达信息至远程数据接收设备或站点。无论如何，本领域技术人员将很好理解本发明对于这样的设备的适应性和在这样的设备中的优点。

15 医疗设备中更新的发展，并且具体地说在医疗监控以及参数测量和数据收集或监控设备中，比如血氧计，已经在更小、更轻和更便携设备的方向中。这样的“小型化”设备也许可用于例如远程的或便携用途，比如由紧急响应组，或作为个人用户设备而不是作为若干用户
20 共享的设备，并且通常甚至在医院安置更为方便因为需要较少场所用于储存和使用占较少空间。伴随的趋势已经用于代表性地某些方面在功能或用途上相关的不同类型的两个或更多设备的组合进一个设备。最近开发的设备中的其它趋势是防备增加的数据或处理功率的信号和数据存储能力，比如必需的高级算法处理。

25 但是，此类更小和更便携的设备的发展意味着更大地依赖于更小、更便携或更方便的功率源以驱动设备，比如相比于到电源线的连接的电池。这个趋势导致关于设备的能耗和电池寿命的更大关注。例如，在典型血氧定量设备或系统中，设备的高达 50%或更多的能耗用于
30 驱动光源，光源典型地为透射穿过或反射自组织或器官以测量组织

或器官中的氧水平的红或红外信号的发光二极管（LED）。

5 但是，将从所述血氧定量设备的实例中显见，能耗至今还未成为包括血氧定量设备的大多数医疗设备的设计中所关注的。例如，将从所述血氧定量设备的实例中注意到现有技术的血氧定量设备大体上设计为同时控制发射的光的信号电平和接收电路的放大倍数或增益以使得提供充分振幅的接收信号和信噪比以支持提供可接受的高可信度水平的分析。如前面引用的实例所述，因此将现有技术的血氧定量设备引导向通过既增加发射信号电平又增加接收信号的增益或放大倍数来增加接收信号电平，两者都增加设备的能耗。而其他设备和系统，包括那些依赖于用于数据通信的信号的发射和接收的，同样地被设计和优化以增加接收信号电平和接收信号信噪比。

15 但是在提供更高效的 LED 方面已经存在一些进展，比如 Nellcor 可用的 OxiMax 传感器，其以相等或更低能耗提供更高水平的亮度，或在比如 Swedlow '979 和 '679 中讨论的方法中，其中设备被“使休眠”根据所测量参数的可能改变的周期或速度预计的周期。但是，LED 不适合或可用于所有设备，并且可能不能产生所需波长的光信号。同样，基于在参数改变之前预计的“安全期”的“使设备休眠”的方法将不是在所有情况中可接受的。在许多情况中，由于被测量或监控的参数的重要性或在参数中表现或反映的风险，或者在某些情况中，参数改变的周期或速度可能不可预测或太短而不允许“休眠”时期，所以持续的监控将是必要的或所需的。而现有技术用于减少能耗的其它途径包括降低发射信号的电平，如 Samaras '214 中的其它原因所建议的。

20 但是必须注意，S amaras '214 中的这种功率减少代表性地用于其它原因，比如避免灼伤患者，并且这些方法是危险的或不可接受的，因为发射信号功率的减少可能导致信号中的所需信息被环境和系统噪声所淹没，或退化至无效点或甚至是危险点。

30 发明内容

5 本发明涉及一种系统和方法，用于调整由用于比如测量患者参数这样的医疗应用的发光设备的功率。本发明的系统或设备包括发光设备、连接至所述发光设备用于给发光设备供电并响应控制信号用于调整施加给发光设备的功率的供电单元，和用于提供控制信号并连接至供电单元的控制单元，响应与使用由发光设备产生的光测量的生理学参数相关的信号的特性确定该控制信号。

附图说明

现在将通过实例的方式描述本发明，其中参考附图：

10 图 1 是用于监控患者的设备和用于控制表示所发射的参数监控信号的特性的信号的发射信号控制器的图表表示。

具体实施方式

15 参考图 1,其中示出使用透射穿过或反射自组织或器官以测量或监控组织或器官的参数的一个或多个信号并且其中可实现本发明的设备 10 的图表表示。如在此前讨论的，这样的设备 10 的实例可以是血氧定量设备，并且设备 10 可以是自备设备（self contained device）或可以是可能包括许多不同类型的设备 10 的更大系统的部分。

20 如图 1 所示，设备 10 将包括用于完成组织或器官的一个或多个参数的测量的参数测量单元 12，典型地并在本发明中这是通过透射穿过或反射自组织或器官的测量光完成。根据本发明，发射信号功率控制单元 14 与参数测量单元 12 相关联，作为设备 10 的部分或者作为单独的但相关的单元，并且监控和控制由参数测量单元 12 发射的信号
25 的功率电平。

典型的设备 10 将包括包含一个或多个信号发射器 18 以产生相应的发射信号 20 的信号源 16。发射信号 20 穿过或反射自由组织、器官或任何其它类型的身体部分或具有待测或监控的参数 24 的生物学实
30 体组成的参数目标 22。由传感器 28 接收透射穿过或反射自参数目标

22 的发射信号 20 作为调制信号 26,其中调制信号 26 的成分或特征已经调制或否则由参数 24 和参数目标 22 的其它特性从原始发射信号 20 修改过。传感器 28 提供相应于并表示调制信号 26 的接收信号 30 和调制信号 26 由在发射信号 20 中由参数 24 施加或引起的调制和修改的成分和特性。

调制信号 26 和接收信号 30 因而包含关于参数目标 22 的参数 24 的信息, 并且可以通过适当的信号处理从接收信号 30 抽取或获得该信息。这种处理可能包括, 例如, 将由接收信号 30 表示的调制信号 26 的成分与发射信号 20 的成分比较, 或检测并抽取接收信号 30 的成分, 比如信号的“dc”和“ac”成分。为获得包含参数 24 或与其相关的所需信息的接收信号 30 的处理由提供参数输出 34 的参数信号处理器 32 完成, 其中参数输出 34 表示参数 24 并且可被显示、为以后的显示或后续处理而存储, 或发送至其它设备或系统。

处理接收信号 30 以产生表示关于参数 24 所需信息的参数输出 34 的特定过程和算法, 以及信号发射器 18、发射信号 20、调制信号 26、传感器 28、和接收信号 30 等的数字、频率、波形和其它特征, 都依赖于感兴趣的特定参数 24 和参数目标 22。而相关领域的技术人员熟知并理解这些因素、元素和过程, 并且相关领域的技术人员将很好理解本发明对不同的个体和这些因素、元素和过程的不同组合的适应性。因此, 这些元素不需要并将不再在这里具体讨论。

上面曾讨论到, 设备 10 的能耗中的显著电压减少可由减少发射信号 20 的发射功率电平实现, 因为信号发射器 18 消耗的功率经常包含设备 10 消耗的 50%或甚至更多的功率。但是, 如曾讨论的, 信号中的所需信息可能在环境和系统噪声中变得被淹没或可能变得退化或失真至无效点或危险点。

但是根据本发明, 发射信号 20 的发射功率电平可从其最高的或

正常电平减少至某个中间的或相对较低电平，只要相应的接收的调制信号 26 和接收信号 30 的重要的信号成分的“质量”使得参数输出 34 可从具有可靠水平和出于测量或监控过程的目的可接受的置信水平的信号中抽取或获得。在这个方面，并且出于本发明的目的，给定信号或信号成分的“质量”由比如信号功率电平、振幅或“强度”、或可能是来自各种源的信号和噪声之间的比值、信号中信号成分与噪声的比值、或信号成分之间的比值的“信噪比”的信号特征确定。与信号“质量”有关系的其它示范性的信号特征可包括信号的波形或频率，也就是，接收的信号的波形或频率与发送的信号的波形或频率足够程度地相对应或相关，等等。

出于下面描述的目的，术语“接收”信号特征或接收信号 30 的特征和/或相应的调制信号 26 将通常涉及信号自身的那些因素，比如接收功率电平、信号成分与噪声比值，等等，这些因素将确定参数输出 34 被从具有对于所需目的可接受的可靠水平和置信水平的信号或其中的成分中抽取或获得的概率。术语“必需”信号特征涉及信号，即特征接收信号 30 或相应的调制信号 26，的特征，也就是，提供可能从具有对于所需目的可接受的可靠水平和置信水平的信号或信号成分抽取或获得参数输出 34 的可接受的概率所必需的和必要的特征。接收信号 30 或相应的调制信号 26 的接收信号特征与接收信号 30 或相应的调制信号 26 的必需信号特征的比较将因此指示可能从具有对于所需目的可接受的可靠水平和置信水平的接收信号 30 或相应调制信号 26 中抽取或获得参数输出 34 的概率。

举例说明，用于产生参数输出 34 的感兴趣的信号特征可以是接收信号 30 和相应的调制信号 26 的成分的信噪比，并且“接收”信号特征，也就是，传感器接收的信噪比，可以是 2 db。但是“必需的”信号特征，可以是 3 db 的信噪比以便产生具有可接受的可靠性程度和可接受的置信水平的所需参数输出 34。具有 2 db 的信噪比的接收信号 30 因此将是相对低“质量”的，因为参数输出 34 以必需的可可靠性

和置信水平从信号产生的概率将是相对低的。但如果，接收信号 30 的特征是 4 db，信号将是相对高“质量”的，因为参数输出 34 以必需的可靠性和置信水平产生的概率将是相对高的。在后者情况中，因此设备 10 可能可以减少相应的发射信号 20 的发射功率电平，因此从而减少设备 10 的能耗。

以信号“质量”表达，因此，可以说信号的“必需质量”由信号特征的最小值表示，这里的信号特征比如信号振幅或信噪水平，必须由信号支配以提供获得具有必需的可靠性和置信水平的参数 24 所必要的概率。信号的“质量”是信号的接收信号特征满足必需的信号特征的程度的量度。

本发明承认出于提供具有必需的置信水平的目的的调制信号 26 的必需的信号特征不是单独地依靠发射信号 20 或相应的调制信号 26 的功率电平。作为代替的，并且根据本发明，出于生成参数输出 34 的目的的调制信号 26 的必需的信号特征是依赖于并且由通常分类为内在信号因素和环境因素的许多因素决定的。

内在信号因素属于并且涉及调制信号 26 自己的接收信号特征，并且接收信号 30 的信号特征也是这样，并且，具体地说，涉及如接收信号 30 所表示的调制信号 26 的接收信号特征是否是使得参数输出 34 能以必需的可靠性程度和置信水平从接收信号 30 产生或抽取。如此前所讨论的，用于产生参数输出 34 的接收信号特征可包括，例如，信号功率电平、振幅或“强度”、“信噪比”，其中“噪声”可以是任何其它信号成分、信号的波形或频率和任何失真或其中的修改，等等。内在信号因素因而包括这样的因素比如信号发射器 18、参数 24、传感器 28 和参数处理器 32 的处理操作等等的特征。

“环境”参数涉及以不同程度确定调制信号 26 的“必需”信号特征的因素，比如患者情形，所述“必需”信号特征是这样的信号特

征，即调制信号 26 必需拥有以允许参数输出 34 以必要的可靠度和置信水平从接收信号 30 获得。例如，如果患者处于或具有提高医疗风险的情况，可能有必要以更高精确度和置信水平和更低错误概率确定和监控给定的相关参数 24 以充分地监控患者。置信和精确度的必要水平可能表现出必需信号特征的更高水平，以适当地增加将以必要增加的可靠度和置信水平获得参数 24 和相应的参数输出 34 的测量的概率。

在血氧定量设备中，例如，基本要求是调制信号 26 的接收信号电平和相应的发射信号 20 的发射信号电平必须是足够的以允许以必要程度的精确度和可靠性的血液的饱和氧压 (SP02) 和脉率 (PLS) 的计算。但是如果由 SP02 和 PLS 的基本水平中的改变、SP02 进行性降低、PLS 改变的速率、SP02 和 PLS 中的不稳定性，指示患者稳定性恶化，必须根据确保足够的和安全的患者监控的水平增加或改进调制信号 26 的接收信号特征。

总之，因此，环境因素可以定义为影响并确定调制信号 26 和相应的接收信号 30 的必需信号特征以确保参数 24 可确定至必需的置信水平的因素。接下来，内在信号因素确定是否调制信号 26 实际上拥有满足或超过必需的信号特征的接收信号特征。以另一方式表述，信号环境因素至少部分地确定调制信号 26 和接收信号 30 必须满足的标准，而接收信号特征因素确定是否调制信号 26 和相应的接收信号 30 满足那些标准。

本发明承认调制信号 26 和接收信号 30 的接收信号特征将典型地同时包含可能用于产生参数输出 34 的与参数 24 相关的信息和反映调制信号 26 信号成分的“质量”的信息，和这样的产生参数输出 34 的接收信号 30 成分。在这个方面，必须再次重复，术语“质量”代表调制信号 26 和确定是否一个或多个参数输出 34 出于所需目的可从调制信号 26 以可接受的置信水平获得的相应的接收信号 30 的接收信号

特征。

例如，在血氧定量计中所需的参数 24 信息典型地与组织体内的血液的静态和动态体积相关，典型地由经过该组织的光束测量并且其中由在经过组织的路径中的血液吸收的光将根据组织中血液的体积改变。信号发射器 18 将因此典型的是发光二极管 (LED) 或低功率激光器，而传感器 28 将是某些形式的感光设备。调制信号 26 和相应的接收信号 30 中的重要接收信号特征将包括：稳定状态或时不变量或“dc”成分，比如由于组织或器官中血液的稳定状态体积引起的成分；或时变或“ac”成分，指示流经组织或器官的血液的变化的体积；和起因于各种源的“噪声”成分。从调制信号 26 和接收信号 30 抽取的用于产生表示身体器官或组织中的血液氧饱和水平的参数输出 34 的信息因而主要是指示流经组织或器官的血液的变化的体积的信号“ac”成分。这样，“dc”和/或“噪声”成分不是对于这些目的不重要就是可能干扰重要信息的抽取。“ac”成分的振幅或信号强度因而是代表参数 24 的，也就是氧饱和水平，而“ac”成分的振幅相对于其它信号成分的比值，也就是“ac”成分的信噪比，与调制信号 26 和接收信号 30 的“质量”有关。

因此如所述的，参数处理器 32 将从表示调制信号 26 的接收信号 30 的信号特征抽取与参数 24 有关的信息，并且将使用或处理抽取的信息以产生和提供相应的参数输出 34。

但参数处理器 32 也可从接收信号 30 的信号特征抽取与接收信号 30 和相应的调制信号 26 的“质量”相关的信息，并且可产生表示接收信号 30 和相应的调制信号 26 的“质量”的一个或多个信号质量输出 36。除参数处理器 32 之外或作为它的代替，也可以使用信号质量处理器 38 从一个或更多接收信号 30 中抽取信号质量信息，并且可以产生一个或多个相应的信号质量输出 36，表示一个或多个接收信号 30 和相应的调制信号 26 的一个或多个信号质量。同样，由参数处理器 32

抽取的信号质量信息可提供给信号质量处理器 38 用于由信号质量处理器 38 产生信号质量输出 36。

5 将认识到，再次依赖于参数 24，可存在用于检测参数 24 的广泛的和多种类型的发射信号 20 和可检测并测量的广泛的和多种调制信号 26 信号特征。也存在用于处理调制信号 26 和包含表示参数 24 的信息的接收信号 30 的信号特征的相对广泛的和多种方法以提供参数参数输出 34。因此也将认识到由参数处理器 32 处理的接收信号 30 的信号特征将依赖于给定参数 24 和相应的发射信号 20、调制信号 22 和
10 传感器 28 的相应形式和特征。然而参数 24 的类型、发射信号 20 的类型和可能存在并被处理以产生参数输出 34 的信号特征的类型，大体上将是本领域的普通技术人员所知的并且不需要在此做更具体的讨论。

15 再次涉及信号质量处理器 38,如所示信号质量处理器 38 以与参数处理器 32 相同的方式接收接收信号 30，并且产生一个或多个信号质量输出 36,其中每个信号质量输出 36 是从表示调制信号 26 的“质量”的一个或多个接收信号 30 信号成分的一个或多个接收信号特征产生的值。如刚才所讨论，一个或多个信号质量输出 36 或用于产生信号
20 质量输出 36 的信息也可以由参数处理器 32 产生或提供。

将认识到，可以存在广大的各种可能的信号质量输出 36,取决于设备 10、重要的参数 24、调制信号 26 的类型和本质和调制信号 26 的信号特征，等等。另外，表示调制信号 26 和其成分的各方面质量的
25 的信号质量输出 36 可以以各种方式产生或抽取，取决于调制信号 26 和接收信号 30 的本质和从接收信号 30 中抽取的信息。

例如，信号质量输出 36 可以包括表示调制信号 26 的调制电平的调制指数 40，也就是，信号的“ac”成分和“dc”成分之间的比值或
30 信号的两个“ac”成分之间的比值或两个或更多信号的成分之间的比

值。调制指数 40 因而通常将反映例如信号的信息成分与包括噪声在内的信号的非所需信号成分的比值。也将认识到，调制指数 40 也可提供可用于产生参数输出 34 和表示信号或信号成分的“质量”的信息。

5

而其它信号质量 36 输出可以是通常表示调制信号 22 和其信号成分的强度、电平、数量或功率电平的强度指数 42,当由相应的传感器 28 接收时。强度指数 42 因而表示接收信号振幅，该振幅可用于确定信号或信号成分的振幅是否适合待接收、检测和处理的信号以为参数 24 10 提供可接受的置信水平。再者，强度指数 42 值可以使用在产生参数输出 34 和确定产生参数输出 34 的信号质量中。

再一可能信号质量 30Q 输出是可以通过将调制信号 22 或接收信号 30 或其成分与其自身、与它的相应的发射信号 20 或与为该目的产生的其它信号相关联产生的信号质量指数 44。信号质量指数 44 可以 15 通过缩放信号成分的振幅的相关结果而规格化，并且缩放可以在相关时进行或相关的结果上进行。信号质量指数 44 因而表示，例如，信号是否已经失真或者在其发射和接收的路径中修改，和信号中改变的本质和程度，并且将经常提供可以在产生参数输出 34 中使用的信息。

20

而其它信号质量 36 输出可以表示调制信号 22 或接收信号 30 或其成分的接收信号特征的其它量度，其中的很多为相关领域的普通技术人员所知并承认。例如，某些信号质量 36 输出可以表示调制信号 22 或接收信号 30 的成分之间测量的一个或多个“信噪”比，等等。

25

如在参数处理器 32 的情况中，将认识到可能存在广泛的和各种类型的发射信号 20 以检测参数 24，和可以检测和测量以确定信号质量的广泛的和各种类型的调制信号 26 或接收信号 30 信号特征，和相应的广泛的和各种信号质量输出 36 和用于处理接收信号 30 的信号特征 30 以产生信号质量输出 36 的方法。也将认识到由信号质量处理器 38

处理的接收信号 30 的信号特征将依赖于给定的参数 24、相应的发射信号 20 和调制信号 26 的相应形式和特征、和所需信号质量输出 36 的本质和形式。然而参数 24 的类型、发射信号 20 的类型和可能存在的信号特征的类型和用于处理信号特征以产生信号质量输出 36 的方法，将大体上为本领域的普通技术人员所知并且不需要在此更具体地讨论。

最后，将认识到参数处理器 32 和信号质量处理器 38 的运转和功能可能在许多情况中完全或部分地重叠，这些情况比如在为获得参数输出 34 和信号质量输出 36 而处理的信号特征和用于处理信号特征的方法。因而将认识到，由于这些原因，参数处理器 32 和信号质量处理器 38 的至少某些元件和装置可以共享或集成并且，在至少某些情况中，参数处理器 32 和信号质量处理器 38 可包含单独的处理单元。

接下来考虑环境因素，如上面所讨论的，环境因素涉及并影响调制信号 26 的必需质量水平，也就是，它们确定调制信号 26 的必需信号特征以便产生具有必需置信水平的参数输出 34。出于这些原因和目的，本发明的设备 10 可以因而进一步包括产生一个或多个环境输出 48 的一个或多个环境处理器 46。每个环境输出 48 属于设备 10 运转所处的环境或条件并可用于至少部分地确定调制信号 26 的必需信号特征。也就是，环境输出 48 不直接反映调制信号 26 的“质量”，而反映或表示比如患者条件这样的出于调制信号 26 的所需目的确定调制信号 26 的必需“质量”的电平的因素。

与环境处理器 46 相关的是一个或多个环境传感器 50，用于感测环境条件 52 和向环境处理器 46 提供测量或表示环境条件 52 的相应环境信号 54。如所述的，每个环境处理器 46 产生一个或多个环境输出 48，表示可以或应该由一个或多个调制信号 26 的必需信号特征作出的修改。如已经讨论的，某些患者条件可能推荐在一个或多个调制信号 26 的必需信号特征中增长以使患者监控水平提高。其它条件

可以允许比如信号功率这样的必需信号特征减少，因而减少设备 10 的能耗。在这点上，必须注意到单独的环境条件 52 的检测可能不提供足够的信息以确定对给定调制信号 26 的必需信号特征的必需的或允许的修改。出于这个原因，本优选实施例测量或检测环境条件 52 的集合以为所需的目的提供足够的信息。

如所述的，由环境传感器 50 监控并在环境输出 48 中反映的环境条件 52 可以包括关于调制信号 26 的发射和接收的因素，也就是，影响信号发射器 18 和传感器 28 之间的传输路径的因素。但是具体地说，由环境传感器 50 感应并由环境输出 48 表示的环境条件 52 将包括涉及患者的关于测定参数 24 感兴趣的和相关的物理特征、条件或因素。例如，环境传感器 50 和环境输出 48 通过相应的适当的环境传感器 50 可检测和表示脉率、脉率中的改变、患者体温、患者血压、例如呼出的 CO₂ 水平的呼吸率、血球水平、或心脏指数。其它环境条件 52 可包括，例如，各种成像过程期间电磁场的水平和方位，等等。其它环境条件 52 和环境输出 48 可以包含，例如，当前所测噪声特征、先前所测或记录的噪声特征、预测噪声特征或设备 10 的其它已知噪声特征，包括设备 10 或包含设备 10 的系统的任何元素或其成分。也将注意到，某些环境输出 48 也可用作产生某些参数输出 34，或在改正或补偿由于环境条件的影响而由参数处理器 32 产生的参数输出 34 的值中。

设备 10 可能包括或关联一个或众多环境处理器 46，并且一个或多个环境处理器 36 和环境传感器 50 可能与设备 10 集成而其它可能是分离的或独立的设备。例如，血氧定量设备 10 可以包括用于测量患者血压、呼吸率或呼出 CO₂ 水平的集成的环境传感器 50 和合适的环境处理器 46 电路。用于例如血球水平或心脏指数的环境传感器 50 和相应的环境处理器 46 可以是分离的或独立的设备，并且可以直接从这些设备为设备 10 提供环境输出 48，或满足环境输出 48 的需求和功能的输出能力，作为设备的正常输出。在其他情况中，环境输出 48

可以表示先前测量或确定的因素，比如先前记录或测量的噪声特征，并且相应环境传感器 50 可以与设备 10 或在设备 10 使用时集成了设备 10 的系统无关。

5 也将注意到为产生相应环境输出 48 从环境传感器 50 为环境信号 54 提供的处理的类型和复杂性将取决于所感测的环境条件和为该目的使用的环境传感器 50。例如，用于给定环境传感器 50 的环境处理器 46 可以只是缓冲器或隔离放大器而在其它情况中环境处理器 46 可以是用于检测和监控的与设备 10 集成或关联的非常复杂的信号处理设备。

10 根据本发明，设备 10 进一步包括估计发射信号 20 的当前信号特征以确定参数 24 的检测和测量的可靠性、精确度和置信水平的信号估计处理器 58。如所述的，这个估计是在调制信号 26 和接收信号 30 的接收信号特征的基础上进行的，如信号质量输出 36 表示的，和调制信号 26 的必需信号特征比较起来，如必需信号特征 56 所表示的，并且由当前环境条件调整，并特别是在如环境输出 48 所表示的患者条件中。

20 在血氧定量设备 10 中，例如，信号估计处理器 58 可接收信号质量输出 36，该信号质量输出 36 包括对于表示当前 SP02 水平的调制信号 26 和接收信号 30 的一个或更多调制指数 40 和强度指数 421。信号估计处理器 58 也可接收信号质量输出 36，其包括信号质量指数 44 和 SP02 调制信号 26 和接收信号 30 的成分的“信噪”比的一个或更多测量。必需信号特征 56 将典型地包括用于和对应于每个信号质量输出 36 并指示相应的调制信号 26 的接收信号特征的必需信号特征 56，如接收信号 30 所表示的，其是以必需的精确度水平和可靠性和以必要的置信水平产生参数输出 34 所必需的。最后，提供给信号估计处理器 58 的环境输出 48 可以包括，例如，患者脉率和血压、呼吸率和呼出的 CO₂ 水平，和或许血球水平或心脏指数。

根据所选的以控制一个或多个发射信号 20 的发射功率的算法，信号估计处理器 58 将从信号质量输出 36 产生一个或多个信号功率控制信号 60、必需信号特征 56 和环境输出 48 以提供在当前环境条件下参数输出 34 必需的或所需的必要的精确度、可靠性和置信水平。如图 1 中所指示，信号功率控制信号 60 可以直接控制发射器 20 的发射功率电平，或可以控制提供功率给一个或多个发射器 20 的功率供给 62。

在本发明的当前优选实施例中，信号估计处理器 58 根据如相应的接收信号 30 所表示的相应的调制信号 26 的接收信号特征是否满足、超过或不满足为当前患者条件修改的调制信号 26 的必需信号特征将控制和调整一个或多个信号发射器 20 的发射功率。

如果通过相应的接收信号 30 的调制信号 26 的估计指示调制信号 26 的“质量”通过高于预定限制超过在当前环境条件下产生具有所需水平的精确度、可靠性和置信的参数输出 34 必需的电平，信号估计处理器 58 可以据此减少相应的发射信号 20 的功率电平直到调制信号 26 的质量在可接受的必需水平的范围内，而不是低于该水平。因而结果将是在发射信号功率电平中的减少，和设备 10 的能耗中的减少。

如果估计值指示调制信号 26 的质量不满足在当前环境条件下产生具有所需水平的精确度、可靠性和置信的参数输出 34 必需的水平，信号估计处理器 58 可以据此增加相应的发射信号 20 的功率电平直到调制信号 26 的质量在可接受的必需水平的范围内。在这个情况中的结果因而将是发射信号功率电平中的增加和设备 10 的能耗中的相应增加，除此以外产生参数输出 34 的精确度、可靠性和置信的增加。

在任一事件中，参数 24 的测量将安全地满足对于给定患者必需或所需的可靠性、精确度和置信，同时提供设备 10 可用功率的最高

效的使用。

将认识到，调制信号 26 的估计可以在本发明的多个实施例中实现。例如，信号估计处理器 58 可以估计关于必需信号特征的接收信号特征，并且根据当前环境条件调整估计值以产生最后输出。作为替代地，信号估计处理器 58 可以根据当前环境条件调整必需信号特征，并且然后根据结果估计接收信号特征。在其他实施例中，信号估计处理器 58 可以完全动态地进行信号特征调整；也就是，“从零开始”对于患者的每个新监控或测量，或可以储存可能是预定的或历史地导出的一组初始的开始信号特征。在再一实施例中，可以“手动”设置初始信号特征，等等。

也将认识到，本发明的方法可用于控制发射信号 20 和调制信号 26 的各种信号特征，尽管发射信号 20 的发射功率电平将是最经常控制的 因素。例如，信号估计处理器 58 也可以控制发射信号 20 的频率、脉率、脉冲宽度或波形，而不是信号功率。在其他实施例中，具有优点地这样控制调制信号 26 的检测：通过例如传感器 28 或相关电路的灵敏度或增益的调整或通过为处理调制信号 26 和接收信号 30 提供一系列的处理以为产生参数输出 34 获得信息，等等。但是，在所有的情况中，实施例的目标将是在系统功率的使用中增加效率的同时确保足够的或改进的信号质量和改进的结果。

总之，因而，本发明致力于用于监控患者参数或其他生物学或生理学或化学参数的方法，由从信号源发送监控信号至或经过目标，其中所监控患者是目标的特征。表示由参数调制的发射监控信号的调制信号由适当的传感器接收并且从调制信号的特征决定监控参数。具体地说，本发明致力于用于控制发射监控信号的信号特征的方法以控制发射监控信号的信号特征，比如信号功率，同时确保接收调制信号的特征使得允许满足监控参数的确定。

30

因而根据本发明，并且如图 2 中所述，本发明的方法因此包括下列步骤：

步骤 64:测量调制信号 (26) 的接收信号特征，

5 步骤 66:为产生参数输出 (34)，对于调制信号 (26) 的必需信号特征估计测量调制信号 (26) 的接收信号特征，和

步骤 68:控制发射监控信号 (16) 的发射信号特征使得接收调制信号 (26) 拥有必需信号特征。

步骤 68 可以包括步骤：

10 步骤 70: 当调制信号 (26) 的接收信号特征超出用于产生参数输出 (34) 的必需信号特征时，减少发射信号 (16) 功率电平，和

步骤 72: 当调制信号 (26) 的接收信号特征低于用于参数输出 (34) 的产生的必需信号特征时增加发射信号 (16) 功率电平，并且

在用于监控患者条件的实现中，本发明的方法可以包括步骤：

15 步骤 74:监控患者条件 (52) 并产生表示影响参数 (24) 的监控的患者的环境条件 (52) 的相应环境条件输出 (48)，和

步骤 76:根据所监控的患者环境条件 (52) 修改调制信号 (26) 的必需信号特征。

20 最后，图 3 说明了本发明操作的实例，作为脉冲血氧定量设备 SpO_2 系统的实施，其中引导由两个信号发射器 18 产生的发射信号 20 经过患者手指 78 的组织组成的参数目标 22。如所指示的，信号发射器 18 包括指示为 IR LED 80 并产生 IR 发射信号的红外发射 LED 和指示为 Red LED 84 并产生红发射信号 86 的红光 LED。

25 IR 发射信号 82 和 Red 发射信号 86 穿过手指 78 的组织之后分别由 IR 传感器 92 和 Red 传感器 94 分别接收为 IR 调制信号 88 和 Red 调制信号 90。IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 分别由 IR 传感器 92 和 Red 传感器 94 产生，并且每个 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 在被提供给参数信号处理器 32 和信号质量处理器 38 之前被提供两级
30 信号放大。如所指示的，第一级信号放大指定为 GAIN1 100 并且对于

IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 是共同的，而指定为 IR GAIN2 102 和 Red GAIN2 104 的第二级放大分别各自适于 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98。图 3 中描述的实施例包括先前关于来自信号估计处理器 58 的控制信号 60 输出讨论过的 IR LED 80 和 Red LED 84 亮度控制，
5 其提供系统可调整以优化 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 的信号质量的五个参数，也就是，信号电平、或亮度、或 IR LED 80 和 Red LED 84、GAIN1 100、IR GAIN2 102、和 Red GAIN2 104。本发明的方法和系统的目标是选择这些参数使得 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 将落入产生最终信号输出的模数 (A/D) 转换器 106 的所需信号输入
10 范围内，该最终信号输出表示至参数信号处理器 32 和信号质量处理器 38 的 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98。这些参数的选择特别重要，本发明的另一个目的是将信号电平置于 A/D 转换器 106 的输入范围内最高可能电平，以使在至参数信号处理器 32 和信号质量处理器 38 的最终输出信号中得到最高解决方案。

15

对于婴儿，也就是，新生儿，SpO₂ 传感器放置在脚边，经常需要最大化信号增益并且调谐 LED 至最大发射信号电平以使传感器 28 接收的信号具有足够的信噪比。然而，在多数其他应用中，可以减少 LED 发射信号电平，也就是 LED 的亮度，以节能，这是优点因为 LED
20 从系统牵制了大量的功率。然而如所述的，LED 信号电平中这样的减少需要智能系统，其根据从生理学参数得出的反馈自适应地控制 LED 发射信号功率。如所述的，最重要的信号参数之一是信号 AC-DC 调制电平 (MOD)，因为 SpO₂ 是基于 IR 信号和 RED 信号之间的调制电平 (MOD) 的信噪比以经验为主得出的参数。足够的 MOD 电平防止
25 从分辨误差和系统噪声中得出 SpO₂，但增加 LED 亮度增加功率需求而减少 LED 发射信号功率电平并且由增加信号放大电平而补偿将维持所需 MOD 电平，但以增加误差率或误差水平为代价。

信号放大的自适应的实例和取决于 AC-DC 调制 (MOD) 电平的发射信号功率电平表示于下面的表 A 和表 B 中。其中表 A 和表 B 各
30

自说明用于两个患者的本发明的操作，指定为主题 1 和主题 2。

5 表 A 根据本发明说明发射信号功率和系统放大的自适应调节激活之前的情况。表 B 根据本发明说明发射信号功率和信号放大的自适应调节激活、进行和完成之后的情况。

10 在每个实例中，也就是，在各个表 A 和表 B 中，主题 1 的重要的参数提供非常高的 AD-DC 调制电平。在主题 1 的情况中，因此，并且由于 IR 调制信号 88 和 Red 调制信号 90 相对高的 MOD 电平，减少 IR 发射信号 82 和 Red 发射信号 86 的发射功率电平并且由 GAIN1 100、IR GAIN2 102、和 Red GAIN2 104 补偿发射信号电平中的减少。

15 反之，表 A 和表 B 各自的主题 2 的重要参数导致非常低电平的 AD-DC 调制 (MOD)。由于用于主题 2 的 IR 调制信号 88 和 Red 调制信号 90 的相对低的 MOD 电平，因而，增加 IR 发射信号 82 和 Red 发射信号 86 的发射功率电平以提高 IR 接收信号 96 和 Red 接收信号 98 的信噪比。

表 A—自适应调节激活之前：

	IR MOD	RED MOD	IR LED	RED LED	GAIN1	IR GAIN2	RED GAIN2
主题 1	8.65	9.25	125	130	100	135	135
主题 2	0.35	0.45	125	130	100	135	135

20

表 A-> 自适应调节->表 B

表 B—自适应调节完成之后：

	IR MOD	RED MOD	IR LED	RED LED	GAIN1	IR GAIN2	RED GAIN2
主题 1	8.65	9.25	95	100	118	150	149
主题 2	0.35	0.45	150	157	82	137	136

用于确定减少或增加 IR 发射信号 82 和 Red 发射信号 86 的发射功率电平所至的程度和信号放大因子 GAIN1 100、GAIN2 102、和 Red GAIN2 104 适应的程度的方法基于本发明的闭环反馈系统并且，如所述的，基于 MOD 电平。将注意到，根据本发明，发射信号和放大电平的适应可完成表 A 中说明的自适应过程，或可以通过表 B 中示出的结果的完成持续自适应过程。

显然的，本领域的技术人员将能够扩充反馈参数以包括除 MOD 之外的其它生理学参数，比如当前的 SpO₂、其改变的速度、或仅仅血氧信号稳定性，如此前曾讨论的。显然的，可实现本发明的方法和设备以包括来自其它形态的参数，比如 EKG、非侵入式血压、EtCO₂、或侵入式动脉压系统和过程。本领域技术人员也将理解，如果系统或其操作员确定患者状态正在恶化并且节能测量可能导致非所需水平的风险，可以选择或管理本发明的自适应系统不操作节能选项。

15

由于在所述的发明中，在不脱离在此包括的发明的精神和范围的情况下可以作出某些变更或修改，其意在所述的或附图中示出的所有从属内容应仅仅认为是说明此处的发明概念的实例并且不应该解释为本发明的限制。

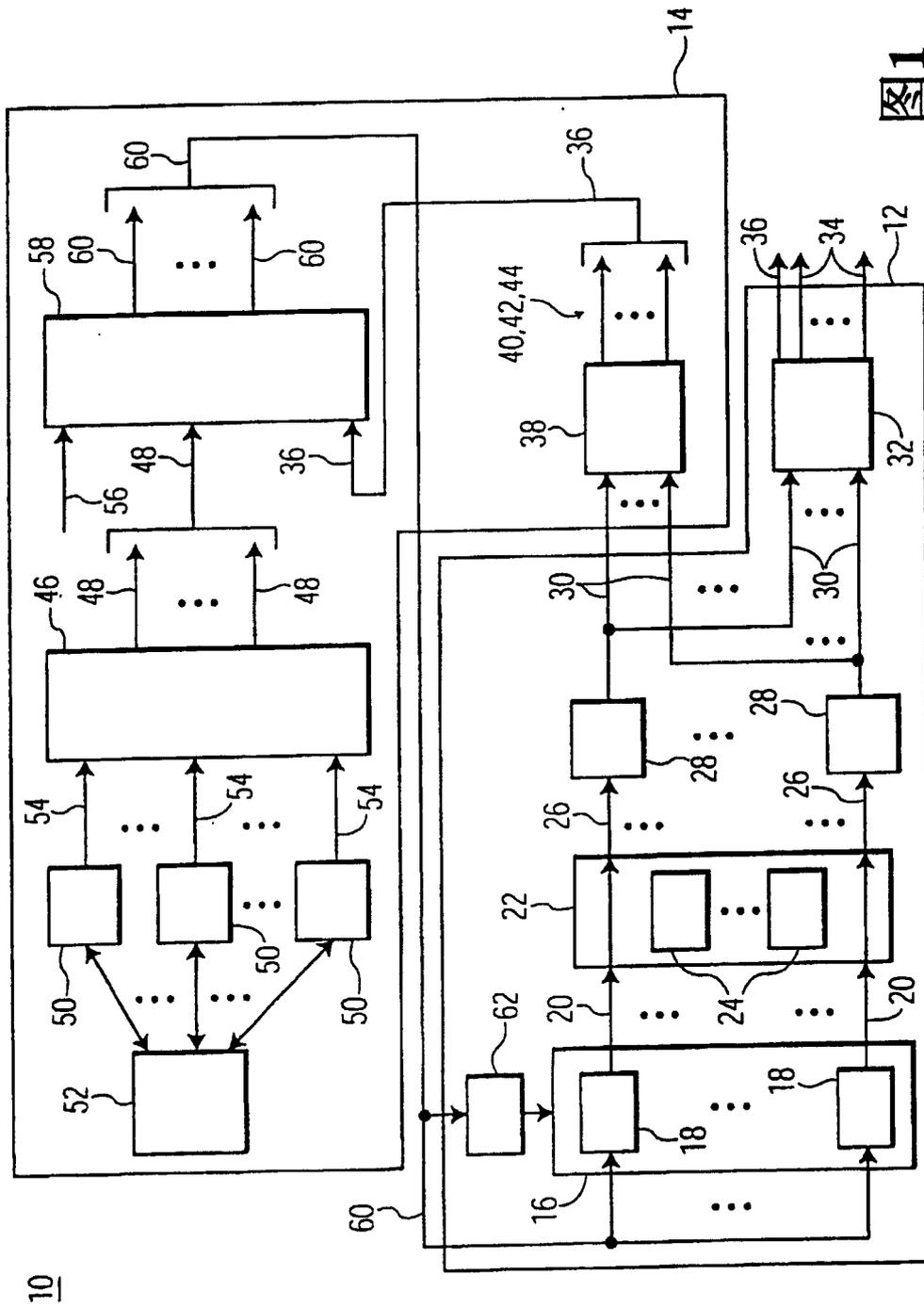


图1

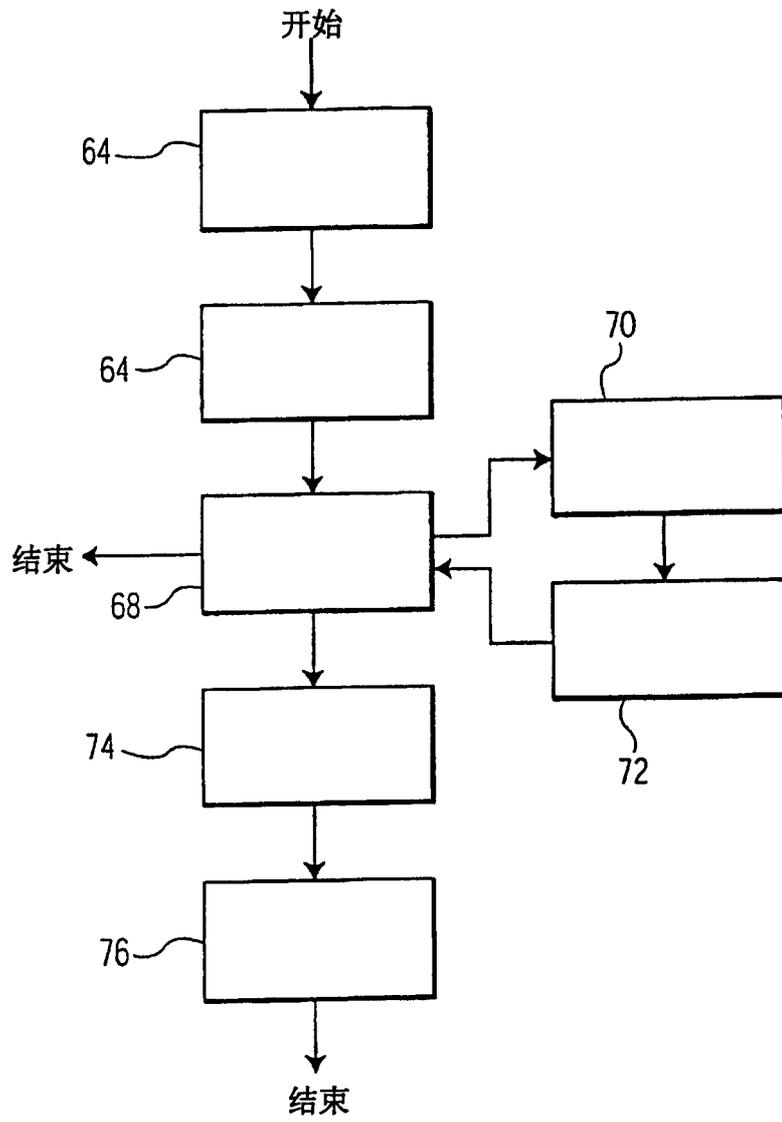


图2

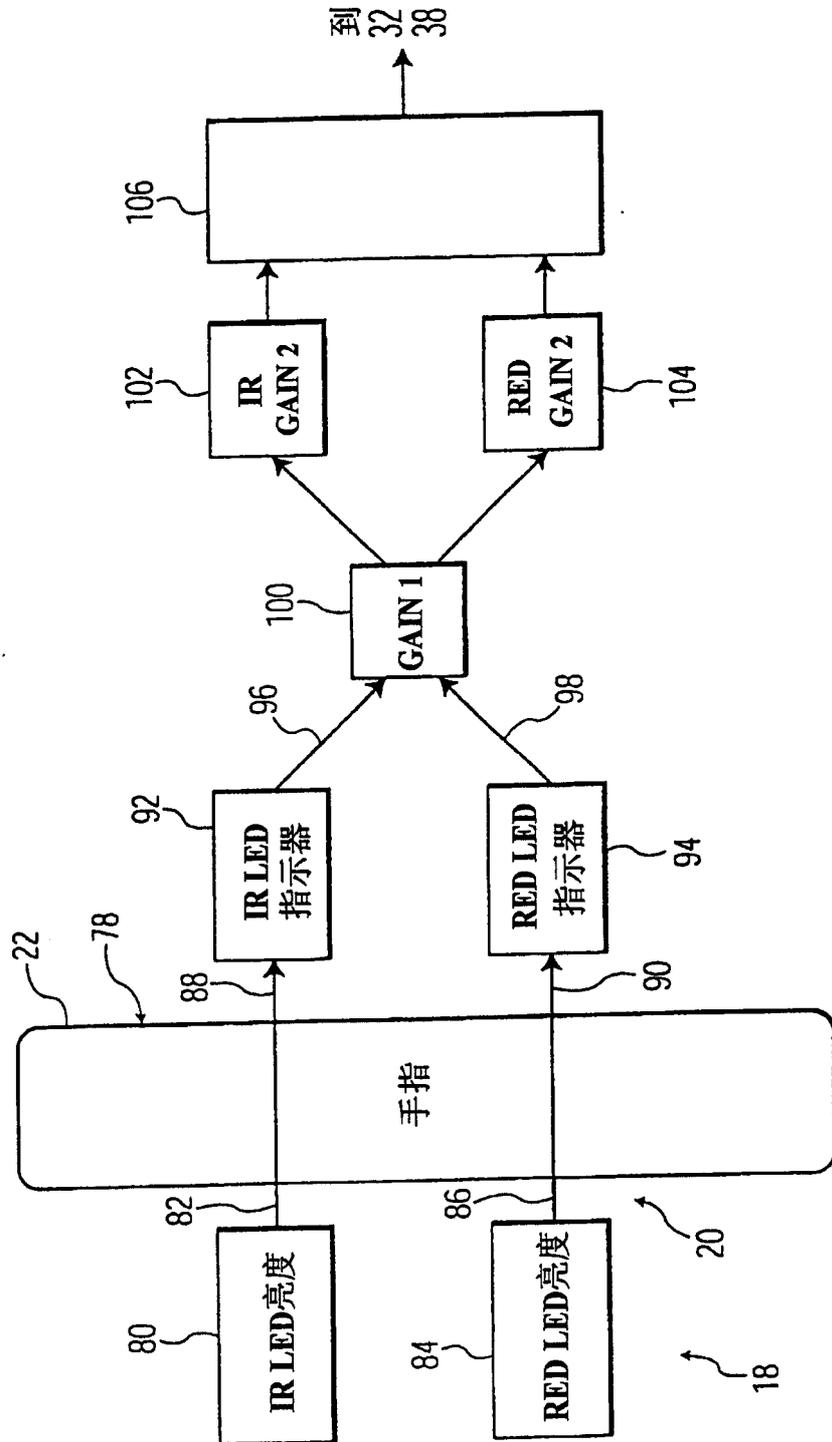


图3

专利名称(译)	节能自适应控制系统		
公开(公告)号	CN1652717A	公开(公告)日	2005-08-10
申请号	CN03810732.5	申请日	2003-03-12
[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	约翰尼W黄 迈克尔J伯恩斯坦 克利福德马克凯利 马修阿莫苏 迈克尔约瑟夫赖利		
发明人	约翰尼·W·黄 迈克尔·J·伯恩斯坦 克利福德·马克·凯利 马修·阿莫苏 迈克尔·约瑟夫·赖利		
IPC分类号	A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B2560/0209 A61B5/14551 A61B5/7221		
代理人(译)	钟强 谷惠敏		
优先权	10/385373 2003-03-10 US 60/363791 2002-03-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于调整为医疗应用，比如患者参数的测量，而使用的发光设备使用的功率的系统和方法。系统或设备包括发光设备、连接至发光设备的用于为发光设备供电并响应于用于调整施加于发光设备的功率的控制信号的功率单元、和用于提供控制信号并连接至功率单元的控制单元，控制信号是响应与使用发光设备产生的光测量的生理学参数相关的信号特征而确定的。

