



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1845706 B

(45) 授权公告日 2010. 12. 08

(21) 申请号 200480023279. X

(22) 申请日 2004. 06. 09

(30) 优先权数据

10/465, 888 2003. 06. 20 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006. 02. 14

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2004/017884 2004. 06. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02005/000085 EN 2005. 01. 06

(73) 专利权人 史密斯医疗 PM 公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 R·L·斯维策尔 E·帕拉特尼克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 杨凯 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5784151 A, 1998. 07. 21, 全文.

WO 00/42911 A1, 2000. 07. 27, 全文.

US 5323776 A, 1994. 06. 28, 全文.

US 5830137 A, 1998. 11. 03, 全文.

审查员 高虹

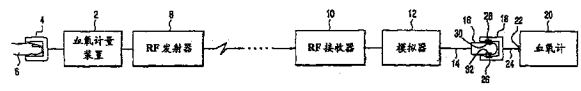
权利要求书 3 页 说明书 5 页 附图 3 页

(54) 发明名称

血氧计量模拟器

(57) 摘要

提供一种和传统血氧计一起使用的模拟器适配器,用于监控远离血氧计的患者。在本发明的第一实施例中,模拟器适配器具有装入血氧计的传感器中的模拟器手指。模拟器手指感测血氧计的光输出并向模拟器适配器提供反馈,以便适配器能够使发送到适配器的患者信号适合于血氧计使用,就好像患者就在现场且由血氧计进行测量一样。在第二实施例中,模拟器适配器不用模拟器手指而是具有连接器作为其输出端,所述连接器适合于与作为传统的血氧计的一部分的传统连接器相配合。第二实施例不需要用于血氧计的任何模拟器手指和传感器,因为在模拟器适配器中设置有适当的电路使其能直接连接到血氧计。在患者信号可能受电磁影响的环境中,模拟器适配器可以通过纤维光缆连接到远程血氧计量装置,这样,代表来自患者的遥测生理参数的信号可以直接发送到或者第一实施例的模拟器手指或者第二实施例的适配器连接器。



1. 一种用于提供血氧饱和度的远程测量的设备,所述设备包括:
输入端,用于接收来自远程血氧计的患者信号;
具有电路的模拟器,包括与比较器和数字-模拟转换器 DAC 互连的处理器,用于将从所述远程血氧计接收的患者信号转换为输出电压信号;以及
具有光源的输出装置,被配置成使与适合于感测患者信号的现场血氧计的传感器相配合,来自所述模拟器的输出电压信号驱动所述输出装置的光源以便模拟来自所述远程血氧计的患者信号用于由所述现场血氧计的传感器来感测。
2. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述输出装置还包括光检测器;以及
其中当所述输出装置与所述传感器相配合时,所述输出装置的所述光源与所述传感器的光电检测器成相对关系对准,并且所述输出装置的所述光检测器与所述现场血氧计的传感器的光发射器成相对关系对准。
3. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述输出装置包括:
光电检测器,其位置与所述现场血氧计的所述传感器的光发射器相对,用于感测由所述光发射器输出的光,所感测到的光作为第二信号被输入到所述比较器用于与参考电压相比较并且被输入到所述数字-模拟转换器 DAC,所述比较器向所述处理器输出因此得到的第三信号,所述处理器输出作为由所述第三信号提供的定时的函数的数 N,所述数字-模拟转换器 DAC 响应所述第二信号来输出所述输出电压信号和所述数 N 以便控制来自所述输出装置处的所述光源的光输出。
4. 如权利要求 3 所述的设备,所述设备还包括:
电压-电流转换器,用于将所述输出电压信号转换成电流,用于控制所述光源的工作。
5. 如权利要求 1 所述的设备,其中还包括:
RF 接收器,用于连续地接收来自所述远程血氧计的所述患者信号。
6. 如权利要求 3 所述的设备,其中由所述处理器产生的所述数 N 代表由所述远程血氧计测量的患者的血流量,用于测定所述患者的血氧饱和度。
7. 如权利要求 3 所述的设备,其中所述数字-模拟转换器 DAC 在接收到来自所述光电检测器的所述第二信号以及来自所述处理器的所述数 N 之后,根据以下公式输出所述输出电压信号:
$$V_{out} = V_{in} * (N/M)$$

式中 V_{out} 和 V_{in} 分别为 DAC 的输出和输入电压;
N = 记录在 DAC 中的数;以及
M = 从 2^8 到 2^{24} 中选择的分辨率数。
8. 如权利要求 1 所述的设备,其中所述远程血氧计通过所述患者信号在其上传输的纤维光缆与所述设备的所述输入端通信连接。
9. 一种和现场血氧计一起使用的适配器,用于使所述现场血氧计能够监控正在由远程血氧计测量的患者的血氧饱和度,所述适配器包括:
输入电路,用于接收来自所述远程血氧计的患者信号,以及;
具有模拟器电路的电路模块,其包括与比较器电路和数字-模拟转换器 DAC 电路互连的处理器电路,用于将从所述远程血氧计接收的患者信号转换成输出信号,
光耦合器电路,使所述输出信号能够被传递至所述现场血氧计的光电检测器电路,以

及

电缆,具有与所述光耦合器电路通信连接的输入端和直接与连接传感器的所述现场血氧计的输入连接器相匹配的连接器,使得来自所述电路模块的输出信号直接输入到所述现场血氧计。

10. 如权利要求 9 所述的适配器,其中所述比较器电路从所述输入电路接收患者信号并基于接收到的患者信号将脉冲信号输出到所述处理器电路;

其中所述处理器电路包括用于接收所述患者信号的输入端和用于接收所述脉冲信号的另一个输入端,所述处理器电路输出代表从所述远程血氧计接收到的所述患者信号的数 N,输出频率是所述脉冲信号的函数;以及

其中所述数字-模拟转换器 DAC 接收来自所述输入电路的所述患者信号以及来自所述处理器电路的所述数 N,所述数字-模拟转换器 DAC 电路响应所述脉冲信号和所述数 N 向所述光耦合器电路输出输出电压信号。

11. 如权利要求 10 所述的适配器,其中所述适配器还包括:

电压-电流转换器电路,用于将所述输出电压信号转换成电流,以便驱动所述光耦合器电路中的光电二极管,所述光电二极管的输出被馈送到所述现场血氧计的光电检测器电路。

12. 如权利要求 10 所述的适配器,其中所述数字-模拟转换器 DAC 电路,在接收到来自所述输入电路的所述患者信号以及来自所述处理器电路的所述数 N 之后,根据以下公式输出作为输出电压的所述输出电压信号:

$$V_{out} = V_{in} * (N/M)$$

式中 V_{out} 和 V_{in} 分别为 DAC 的输出和输入电压;

N = 记录到 DAC 中的数;以及

M = 从 2^8 到 2^{24} 中选择分辨率数。

13. 如权利要求 10 所述的适配器,其中所述输入电路包括具有双二极管的负载电阻整流器电路,用于接收来自所述现场血氧计的光发射器电路的所述患者信号。

14. 如权利要求 9 所述的适配器,其中所述远程血氧计通过光纤连接将所述信号输出到所述适配器的输入端。

15. 一种和现场血氧计一起使用的适配器,用于使所述现场血氧计能够监控正在由远程血氧计测量的患者的血氧饱和度,所述适配器包括:

与 RF 接收器的连接,用于接收来自所述远程血氧计的信号;

连接器,适合于与所述现场血氧计上的配对连接器配合;以及

电路模块,用于使从所述远程血氧计接收的所述信号适合于由所述现场血氧计使用,其中所述电路模块包括:

输入电路,通过所述连接器与所述现场血氧计的光发射电路连通,用于接收表示来自所述现场血氧计的光输出的第二信号;

光耦合器电路,通过所述连接器与所述现场血氧计的光电检测器电路连通;

处理器,用于通过与所述 RF 接收器的连接来接收来自所述远程血氧计的信号,所述处理器生成与来自所述远程血氧计接收到的信号相对应的数;

比较器,用于接收来自所述输入电路的第二信号,所述比较器基于接收到的信号将第

三信号输出到所述处理器；以及

数字 - 模拟转换器,用于接收来自所述输入电路的第二信号和来自所述处理器的所述数,所述模拟 - 数字转换器响应所述第二信号和所述数通过所述光耦合器电路将第四信号输出到所述现场血氧计的所述光电检测器电路。

16. 如权利要求 15 所述的适配器,其中所述第四信号包括输出电压,所述适配器还包括:

电压 - 电流转换器,用于将所述输出电压转换成电流,以便驱动所述光耦合器电路中的光电二极管,所述光电二极管的输出被馈送到所述现场血氧计的所述光电检测器电路。

17. 如权利要求 15 所述的适配器,其中所述数字 - 模拟转换器 DAC 在接收到来自所述输入电路的所述第二信号以及来自所述处理器的所述数之后,根据以下公式输出作为输出电压的所述第四信号:

$$V_{\text{out}} = V_{\text{in}} * (N/M)$$

式中 V_{out} 和 V_{in} 分别为 DAC 的输出和输入电压;

N = 记录到 DAC 中的数;以及

M = 从 2^8 到 2^{24} 中选择分辨率数。

18. 如权利要求 15 所述的适配器,其中所述输入电路包括具有双二极管的负载电阻整流器电路,用于接收来自所述现场血氧计的光发射器电路的所述第二信号。

血氧计量模拟器

发明领域

[0001] 本发明涉及血氧计,更具体地说,涉及适合于向目标血氧计提供由远程血氧计量装置测量的 SpO_2 数据的模拟器。

[0002] 发明概述

[0003] 转让于本申请同一受让人的共同待批 U. S. 申请 10/284, 239 公开了一种具有远程电信能力的手指血氧计。’239 申请的公开内容已作为参考包括在本申请内。’239 申请特别公开了以下内容,即,由手指血氧计测量的数据可以传送到远程装置,例如由本中请受让人制造的 Vital Signs 监控器,所述监控器具有内装的 RF 接收器,可将其调谐成接收由手指血氧计量装置所发送的数据。

[0004] 本发明针对那些配备有连接器(例如传统的 DB-9 连接器)的传统现场血氧计装置,它具有通过电缆与之配合的传感器。在本发明之前,这种血氧计通过将患者的手指插入传感器来测量患者的血氧饱和度(SpO_2)。每台这种现场血氧计有其自己的特性,因为每台血氧计所采用的电路可能产生不同于其它血氧计的特性,所以只适合特定类型的传感器。

[0005] 本发明的模拟器使远程血氧计量装置(例如在上述‘239 申请中公开的手指血氧计量装置)能对远离目标血氧计的患者进行测量,并有效地使目标血氧计能读出远程血氧计量装置所测量的患者数据,而与所用的目标血氧计类型以及和目标血氧计一起使用的特定传感器无关。

[0006] 为了实现这个目的,在第一实施例中,本发明的血氧计量模拟器包括类似于患者手指或指状物的装置,它可以插入现场目标血氧计的传感器中。所述装置中包括有光电二极管和光发射源。这样配置所述装置,使得当将其插入目标血氧计的传感器中时,它的光电二极管与目标血氧计的 LED 成相对关系对准,而其光发射源则与目标血氧计中传感器的光电检测器相对对准。将所述装置连接到模拟器主模块,所述模块中包括有比较器电路、数字-模拟转换电路、光发射器驱动电路和处理器电路。模拟器的光电检测器所测量的光被发送到比较器电路和数字-模拟转换电路。当模拟器接收对应于由远程血氧计量装置测量的患者的 SpO_2 的信号时,其处理器电路也接收到由模拟器装置的传感器所测量的来自目标血氧计的数据。

[0007] 接收的 SpO_2 信号用来产生对应于远程测量的患者数据的一个数。这个数被发送到数字-模拟转换电路。这个数以及由模拟器的光电检测器所测量的的目标血氧计的输入数据用来产生一个输出,所述输出被馈送到光发射器驱动电路,使得适量的光从模拟器装置的光发射源输出到目标模拟器中传感器的光电检测器。通过这样提供反馈,就可将远程测量的患者数据的精确表示馈送到目标血氧计,而与目标血氧计电路的具体特性无关。这样就可对远离目标血氧计的患者生理参数进行精确显示或监控。

[0008] 在本发明的第二实施例中,不用类似于插入目标血氧计的传感器中的人体手指形状的模拟器装置,而是将模拟器连接器直接与目标血氧计的配对连接器相配合。这样就省去了模拟器手指和模拟血氧计的传感器的接口。通过连接器将模拟器直接连接到目标血氧计,就不再需要目标血氧计的传感器。这种传感器通常是传统现场血氧计量装置中最昂贵

的部件,而且需要经常更换。不用这种传感器相应地显著降低了现场目标血氧计用户的费用。此外,也消除了由于模拟器手指和传感器的配合而可能发生的周围环境干扰。除了模拟器手指及其光电检测器和 LED 之外,第二实施例的模拟器电路基本上和第一实施例的相同。

[0009] 附图简要说明

[0010] 通过参阅以下结合附图对本发明实施例的说明,可以明白本发明并且最好地理解本发明,附图中:

[0011] 图 1 是远程血氧计量装置和本发明模拟器装置之间的相互作用以及后者与现场或目标血氧计的相互作用的总体视图;

[0012] 图 2 是说明本发明第一实施例的半方框图;

[0013] 图 3 是用于图 2 所示本发明实施例的电路的示意图;

[0014] 图 4 是说明本发明第二实施例的方框图;以及

[0015] 图 5 是图 4 所示本发明实施例的电路示意图。

[0016] 发明的详细说明

[0017] 参阅图 1,图中示出具有传感器 4 的血氧计量装置 2(例如在上述作为参考包括在本文内的‘239 申请中所公开的那种),患者的手指 6 插入所述传感器 4 中。对患者的生理参数例如其 SpO_2 (血氧饱和度)进行测量。测量的患者参数被发送到 RF 发射器 8,RF 发射器 8 将测量数据以传统的电信方式(例如通过 RF)发送到 RF 接收器 10,RF 接收器 10 调谐到接收来自 RF 发射器 8 的 RF 信号。虽然图中所示传感器 4 和 RF 发射器 8 为单独的装置,但它们各自或二者都可以是血氧计量装置 2 的一部分,特别是如果血氧计量装置 2 是遥测手指血氧计的话(例如在前述‘239 申请中所公开的那种)。

[0018] RF 接收器 10 连接到模拟器装置 12,或者 RF 接收器 10 是模拟器装置 12 的一部分。在图 1 所示的实施例中,模拟器 12 通过电缆 14 连接到形状似人体手指的装置 16。把装置 16 引入现场传统目标血氧计 20 的传感器 18。众所周知,传统目标血氧计例如血氧计 20 具有连接器 22,例如 DB-9 连接器,传感器 18 的电缆 24 通过配对连接器与连接器 22 配合。换句话说,如果血氧计 20 的连接器 22 是插座,则传感器 18 的电缆 24 末端的连接器就是插头,反之亦然。传感器 18 是传统的血氧计传感器,它具有光电检测器 26 和光源,例如多波长 LED 光源 28。应理解,有许多公司制造的许多传统现场血氧计。每种品牌的现场血氧计适合于和特定类型的传感器一起工作。本发明的模拟器适合于和大部分(如果不是全部的话)这些现场血氧计一起工作。

[0019] 图 2 和图 3 提供模拟器装置 12 中的各种电路以及利用模拟器手指和目标血氧计传感器的配合,这些电路和目标血氧计之间的相互作用的图解说明。具体地说,模拟器装置 12 具有微控制器(或微处理器)34,微控制器 34 与比较器(或比较器电路)36 及数字-模拟转换器(或数字-模拟转换电路)(DAC)38 互连。DAC 38 又连接到 LED 驱动电路 40。如图 2 中所示,在所述装置中模拟器手指 16 与模拟器光电检测器 30 和模拟器 LED 光源 32 结合在一起。当模拟器装置 16 插入目标血氧计 20 的传感器 18 中时,模拟器光电检测器 30 和模拟器 LED32 定位成分别与目标血氧计的光发射器 28 和目标血氧计的光电检测器 26 相对对准。由于目标血氧计 20 可以是多种传统血氧计中的任何一种,故目标血氧计 20 的电路及工作在此不作详述,仅简单提一下,即,这种目标血氧计可以包括监控器或显示器,可

以显示患者正被测量的血氧浓度,或 SpO_2 。

[0020] 参阅图 2 和图 3,适合于插入传感器 18 的模拟器手指 16 具有其模拟器光电检测器 30,利用 OPT-101(图 3 的 U1),来感测从传感器 18 的 LED 28 输出的光强度。通过感测光强度(利用 OPT-101 二极管将光强度转换为信号),模拟器光电检测器 30 就能输出信号(在图 3 的部件 U1 的插脚 5)到比较器电路 36(U4 的插脚 3)和数字模拟转换器 38(U2 的插脚 11)。同时,处理器 34 从 RF 接收器 14 接收由血氧计量装置 2 通过 RF 发射器 8 发射的 RF 信号。代表因患者血液流动而产生的 SpO_2 的 RF 信号经由连接器 CON2 输入到处理器 34,如图 3 所示。或者,如果 RF 接收器 14 是模拟器装置 12 的一部分,信号可直接馈入处理器 34。

[0021] 在接收到来自血氧计量装置 2 的 RF 信号后,处理器 34 产生对应于信号所代表的数据的数 N。就是说,如果由血氧计量装置 2 测量的患者的 SpO_2 是 98.6%,则处理器 38 在接收到 RF 信号后产生对应于 98.6% SpO_2 的数 N。处理器 34 具有存储器,存储器中存储多个 N,每一个 N 代表给定的 SpO_2 。这样,处理器 34 在接收到对应于给定的 N 的 RF 信号时就从其存储器中检索出对应的 N,并将代表实测 SpO_2 的这个 N 经处理器 38 插脚 6 的输出线 CLK 输出到 DAC 38。如果实测 SpO_2 有改变,就从处理器 34 的存储器中检索不同的 N,并由模拟器光电检测器 30 确定的频率将其馈送到 DAC 38。从血氧计量装置 2 接收的 RF 信号可以是红和红外波形的组合,对应于从患者手指 6 所检测的 SpO_2 。

[0022] 由处理器 34 提供到 DAC 38 的还有来自线 DIN/CS(U5 的导线 7 和 2)的输出。用于将 N 记录到 DAC 38 的频率取决于目标血氧计 20 的传感器 18 中 LED 28 发出的光。这个光强度(由模拟器光电检测器 30 测量)被馈送到放大器(U1 的一部分)并从放大器(插脚 5)输出到比较器 36,以便与由电阻 R8、R7 和电容 C2 的组合所产生的参考电压进行比较。比较器 38(U4)感测来自模拟器光电检测器 30 的电压形式的输出,并且每当目标血氧计 20“发射”红色或红外脉冲时比较器 38 就输出脉冲,所述红色或红外脉冲是用来测量插入传感器 18 中的手指的 SpO_2 的光脉冲。于是,根据模拟器光电检测器 30 从目标血氧计 20 的 LED 28 感测到的光强度,从比较器 36 中输出具有特定频率的脉冲。这些脉冲馈入处理器 34(U5 的插脚 3),处理器 34 输出作为由脉冲提供的定时的函数的 N。对于当前的实施例,假定以每分钟 120 次由处理器 34 输出 N。

[0023] 在从处理器 34 接收到 N 以及从模拟器光电检测器 30 接收到电压输入后, DAC 38 根据以下公式计算输出电压:

$$[0024] \quad V_{out} = V_{in} * (N/M)$$

[0025] 式中 V_{out} 和 V_{in} 分别为 DAC 38 的输出和输入电压;

[0026] N = 由处理器 34 记录到 DAC 38 中的数;

[0027] M = 从 2^8 到 2^{24} 中选择的 DAC 38 的分辨率数。

[0028] 对于当前的实施例,发明人发现 $M = 2^{12}$ 或 4096 的分辨率提供的输出电压 V_{out} 能最好地与图 3 示出的示意图的 DAC 部件一起工作(这绝无限意义)。但是应当指出,对于不同的 DAC,根据 DAC 的品牌和类型以及电路中所使用的其它部件而定,可能必需使用在(2^8 到 2^{22})数值范围内的另一数 M。

[0029] 输出电压 V_{out} 由 DAC 38 提供到电压-电流转换器 42(U3A),它将 V_{out} 转换成电流以驱动模拟器 LED 32,模拟器 LED 32 的位置正对着目标血氧计 30 的光电检测器 26,使得

就目标血氧计 20 而言,患者已将其一个手指插入传感器 18,并且正从插入的手指上测量 SpO_2 。对于图 3 的示意图,LED 驱动器 40 包括电压 - 电流转换器 42 和晶体管驱动器 Q2。

[0030] 图 4 和 5 中示出本发明的第二实施例。第二实施例不需要由插入传感器 18 的实体装置 16 所代表的模拟器手指。还省去了传感器 18。第二实施例的优点之一是与不用手指模拟器和传感器 18 相关联的低成本。而且,还消除了渗透到配对的模拟器手指 / 传感器的任何环境干扰例如畸变光等,因为第二实施例不受任何环境光的影响。这是由于以下事实的缘故,即,模拟器装置 12 的输出具有连接器的形式,所述连接器与目标血氧计 20 中原先用来通过电缆 24 连接到传感器 18 的已有连接器配对。第二实施例中与第一实施例相同的部件在图 4 和 5 中具有与第一实施例的相同的标记。

[0031] 参阅图 4 和 5,本发明的第二实施例与第一实施例的区别在于模拟手指 16 和传感器 18 已由输入电路 42 替代,所述输入电路 42 具有整流器、负载电阻和差分放大器电路的组合以及光耦合器 44。对于图 4 和 5 所示的实施例,模拟器装置 12 的电路通过电缆 46 直接连接到目标血氧计 20。在电缆 46 的末端配备有连接器 48,例如传统的 DB-9 插座,通过与连接器 22 (假定在此实施例为 DB-9 插头) 配合而连接到目标血氧计 20。

[0032] 输入电路 42 提供设置在双二极管 D1 和 D2 附近的输入整流器电路 50。双二极管 D1 和 D2 连接到负载,其形式为电阻 R101。差分放大器 U1 放大输入电路 42 从目标血氧计 20 的输出中所检测的信号,所述信号在第一实施例中对应于其传感器 18 的 LED 输出的光强度。如前所述,放大器 U1 的输出馈送到比较器 36 和 DAC 电路 38。处理器 34 也向 DAC 38 输出数 N,后者代表患者的生理参数,其形式可能是由远程血氧计量装置所测量的 SpO_2 ,其输出频率是来自比较器 36 的脉冲输出的函数。而脉冲输出又取决于输入电路 42 从目标血氧计 20 所感测的信号。

[0033] 将 DAC 38 的输出 (从上述公式得出的同一电压输出) 提供给电压 - 电流转换器 42,用于控制驱动晶体管 Q2,驱动晶体管 Q2 又控制光耦合器 44 (IS01)。光耦合器 44 的光电二极管引线连接到 DB9 连接器 48,例如连接器的插脚 5 和 9 (图 5),用于输入到目标血氧计 30。当模拟器装置 12 连接到目标血氧计 20 时,示范来自第二实施例的目标血氧计的 LED 输出通过连接器的引线 2 和 3 (图 5) 经由连接器 48 的匹配被送到连接器 22。应当指出,目标血氧计 20 的连接器 22 是在本发明之前使用血氧计 20 时,以及在第一实施例中,传统手指传感器 18 的电缆 24 所插入的连接器。

[0034] 关于上述本发明的两个实施例,模拟器可以适合于使传统血氧计能够测量远离血氧计的患者们的 SpO_2 ,而传统血氧计通常要求患者在场才能测量其血氧浓度。而且,不再需要比较昂贵且需要经常更换的患者电缆和手指传感器。此外,当使用遥测手指血氧计 (例如在共同待批的'239 申请中所公开的) 时,可以使用具有多个输入端和显示器的传统血氧计来监控处于不同位置的多个患者。

[0035] 在具有电或磁干扰的环境中,例如患者在 MRI (磁共振成像) 扫描室且需要患者的 SpO_2 ,遥测装置不起作用,因为遥测信号会因 MRI 设备发出的电或电磁干扰而失真。所以,对于这种环境以及电干扰会妨碍远程血氧计或血氧计量装置对患者所测量的生理信号的遥测的其它环境,本发明的另一种传输信号的方法是使用光纤,具体地说,利用纤维光缆使远程血氧计与对患者所测量的生理参数读数进行显示的现场血氧计进行通信连接。在远程血氧计量装置上可以配备输出端口,用以连接到纤维光缆,纤维光缆的另一端以传统方式

连接到设置有现场血氧计的室内。连接到现场血氧计的纤维光缆端可配备有与现场血氧计的内置连接器易于配合的连接器。通过玻璃纤维传送信号,信号的强度就不会受 MRI 或其它类似设备产生的电或电磁干扰的影响。

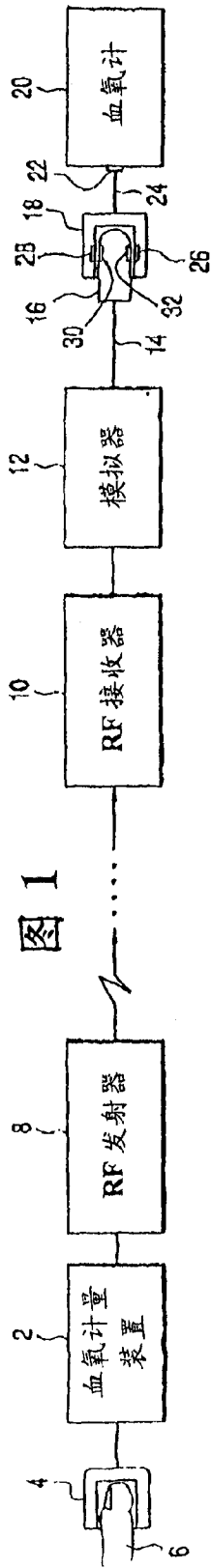


图 1

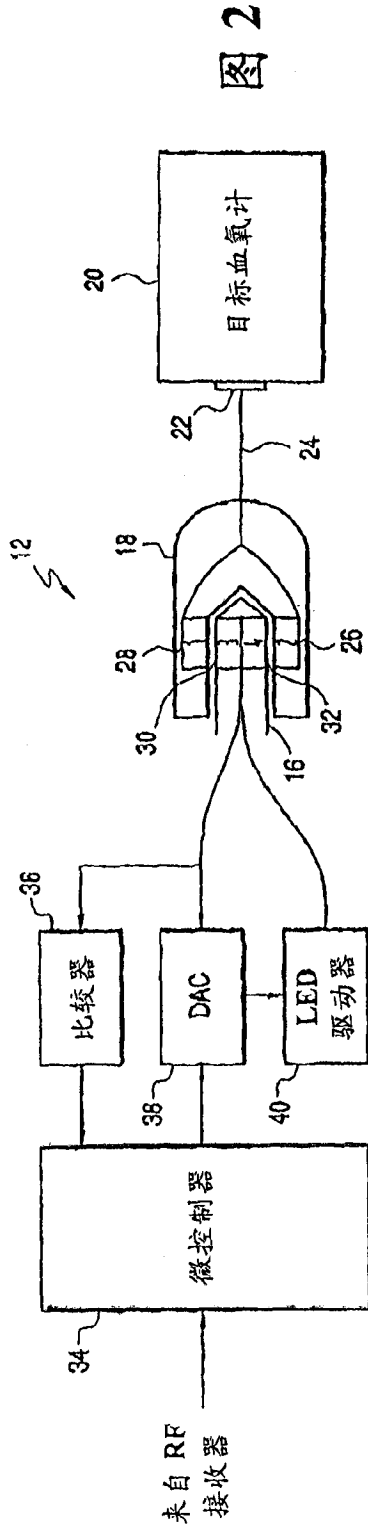


图 2

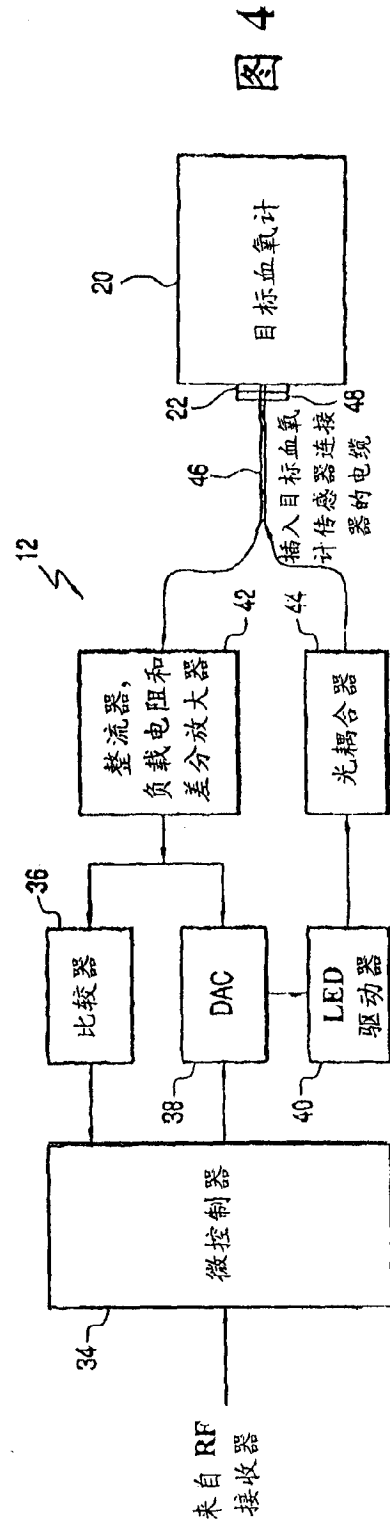


图 4

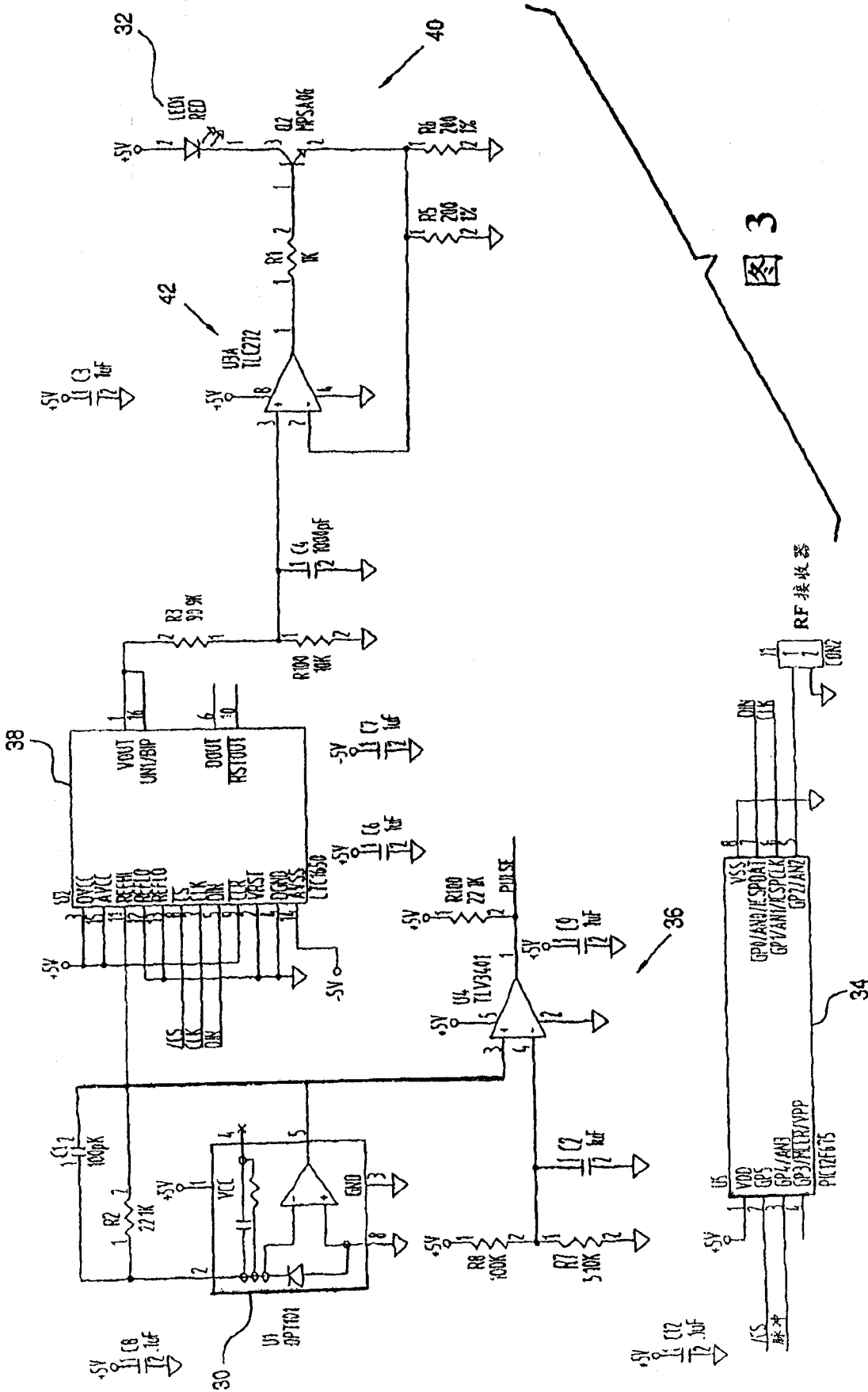
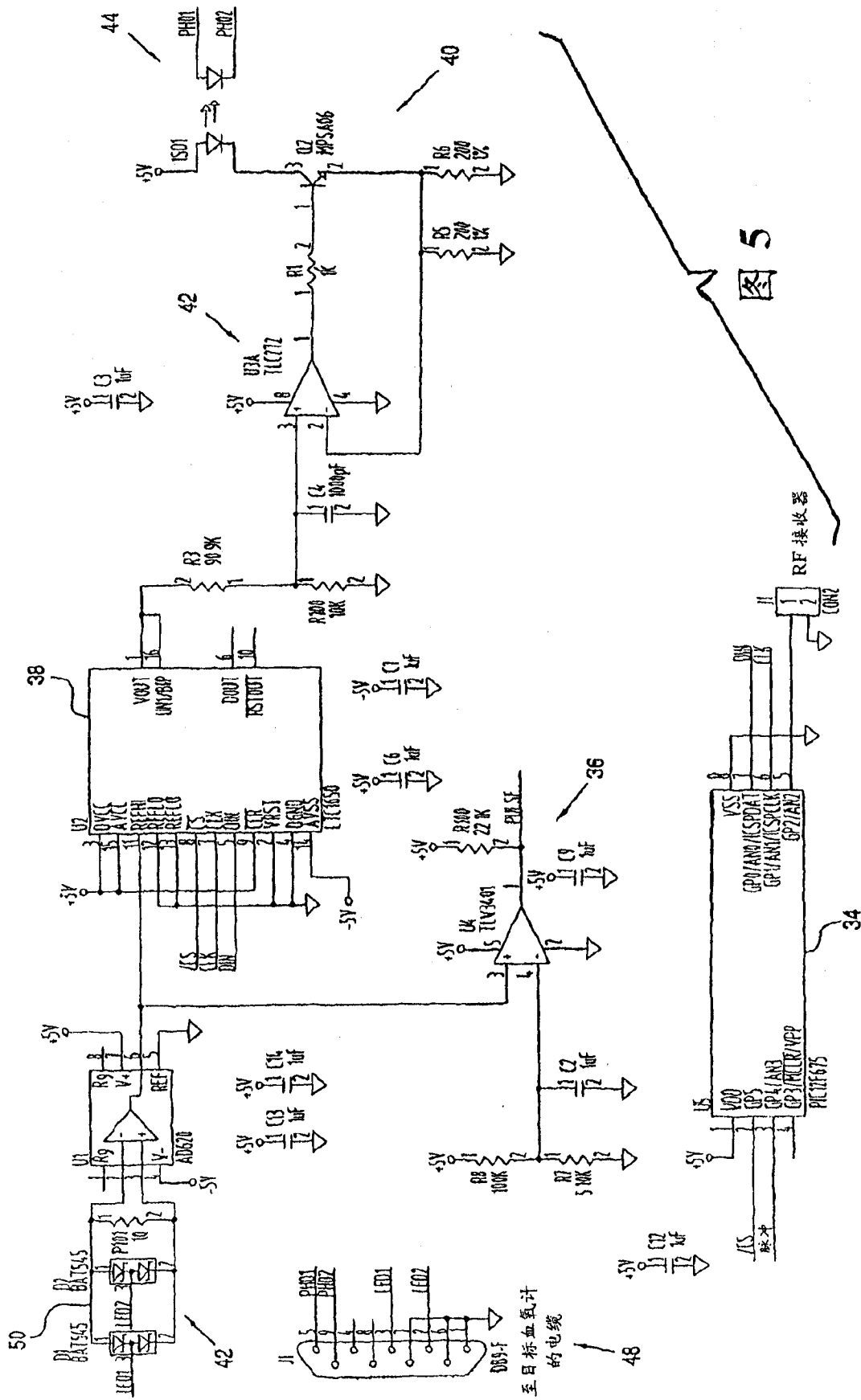


图 3



专利名称(译)	血氧计量模拟器		
公开(公告)号	CN1845706B	公开(公告)日	2010-12-08
申请号	CN200480023279.X	申请日	2004-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	史密斯医疗PM公司		
申请(专利权)人(译)	史密斯医疗PM公司		
当前申请(专利权)人(译)	史密斯医疗ASD公司		
[标]发明人	RL斯维策尔 E帕拉特尼克		
发明人	R-L·斯维策尔 E·帕拉特尼克		
IPC分类号	A61B6/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 Y10S128/903 A61B5/0002 A61B5/6826 A61B5/6838		
代理人(译)	杨凯 王忠忠		
审查员(译)	高虹		
优先权	10/465888 2003-06-20 US		
其他公开文献	CN1845706A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种和传统血氧计一起使用的模拟器适配器，用于监控远离血氧计的患者。在本发明的第一实施例中，模拟器适配器具有装入血氧计的传感器中的模拟器手指。模拟器手指感测血氧计的光输出并向模拟器适配器提供反馈，以便适配器能够使发送到适配器的患者信号适合于血氧计使用，就好像患者就在现场且由血氧计进行测量一样。在第二实施例中，模拟器适配器不用模拟器手指而是具有连接器作为其输出端，所述连接器适合于与作为传统的血氧计的一部分的传统连接器相配合。第二实施例不需要用于血氧计的任何模拟器手指和传感器，因为在模拟器适配器中设置有适当的电路使其能直接连接到血氧计。在患者信号可能受电磁影响的环境中，模拟器适配器可以通过纤维光缆连接到远程血氧计量装置，这样，代表来自患者的遥测生理参数的信号可以直接发送到或者第一实施例的模拟器手指或者第二实施例的适配器连接器。

