

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680027057.4

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0215 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)

[43] 公开日 2008年10月8日

[11] 公开号 CN 101282682A

[22] 申请日 2006.11.6

[21] 申请号 200680027057.4

[30] 优先权

[32] 2005.11.14 [33] US [31] 60/736,428

[32] 2005.12.2 [33] US [31] 11/292,872

[86] 国际申请 PCT/US2006/043332 2006.11.6

[87] 国际公布 WO2007/058826 英 2007.5.24

[85] 进入国家阶段日期 2008.1.24

[71] 申请人 爱德华兹生命科学公司

地址 美国加利福尼亚州

[72] 发明人 H·A·黑特兹门 C·R·穆尼

A·B·亚达娄斯基

[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司

代理人 赵蓉民

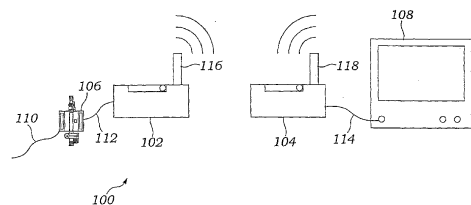
权利要求书 8 页 说明书 16 页 附图 9 页

[54] 发明名称

用于压力监视的无线通信系统

[57] 摘要

与血压监视系统一起使用的无线通信系统包括连接到典型压力传感器的便携式单元和连接到典型生命体征监视器的监视器接口单元。便携式单元通过向所述传感器提供激励电压获得来自所述传感器的压力读数，然后将该压力数据无线地传输到所述监视器接口单元。监视器接口单元测量由生命体征监视器提供的激励电压从而以生命体征监视器可识别的格式提供压力读数。



1. 一种用于测量病人血压的系统，其包括：
压力传感器；
连接到所述压力传感器的第一单元，所述第一单元产生并无线地传输代表所述血压的数字化信号；
与多个不同生命体征监视器的任何一个进行电通信的第二单元，所述第二单元无线地接收所述数字化信号并处理所述数字化信号以产生适合于与所述多个不同生命体征监视器的任何一个一起使用的模拟信号。
2. 根据权利要求1所述的系统，其中所述第一单元包括独立于由所述生命体征监视器产生的任何激励电压信号的激励电压电路。
3. 根据权利要求1所述的系统，其中所述模拟信号适合于与多个不同生命体征监视器的任何一个一起使用，所述生命体征监视器遵循美国医疗仪器发展协会 BP22 “血压传感器”标准。
4. 根据权利要求1所述的系统，其中所述第二单元包括用于接收和处理来自所述第一单元的所述数字化信号的压力传感器仿真电路。
5. 根据权利要求4所述的系统，其中所述压力传感器仿真电路包括：
基于所述监视器的激励电压产生参考电压的监视器信号调整电路；
基于所述参考电压和来自所述第一单元的所述数字化信号产生模拟信号的倍乘数模转换器电路；
基于所述模拟信号产生有源电桥信号的有源电桥电路；
用于产生差分信号的综合电桥电路，该差分信号模拟所述多个生命体征监视器的任何一个可读取的压力传感器信号。
6. 根据权利要求5所述的系统，其中所述压力传感器仿真电路进一步包括用于控制电流负荷的负荷调节电路，该电流负荷由所述压力传感器仿

真电路从所述多个生命体征监视器中的任何一个提取。

7. 根据权利要求 4 所述的系统，其中所述压力传感器仿真电路包括电力采集电路，所述电力采集电路用于从来自所述多个生命体征监视器的任何一个的激励电压信号获得电力从而驱动所述压力传感器仿真电路。

8. 一种用于向监视器传送压力数据的医疗系统，其包括：
提供模拟传感器信号的压力传感器；
连接到所述压力传感器的便携式单元，所述便携式单元包括：
为所述压力传感器提供激励电压的电源；
将所述模拟传感器信号转换成数字传感器信号的模数模块；以及
传输所述数字传感器信号的便携式无线收发器；以及
可连接到监视器的监视器接口单元，所述监视器接口单元包括：
监视器无线收发器，其从所述便携式无线收发器接收所述数字传感器信号；以及
传感器仿真模块，其将所述数字传感器信号转换成仿真的模拟传感器信号；
其中所述仿真的模拟传感器信号将由所述压力传感器测量的压力值传送到所述监视器。

9. 根据权利要求 8 所述的医疗系统，其中所述监视器被配置成识别输入电压，其中每伏所述输入电压的大约 5 微伏信号等同于大约 1 毫米水银所施压力。

10. 根据权利要求 8 所述的医疗系统，其中所述监视器接口单元包括从监视器激励信号中提取电力的电源采集器。

11. 根据权利要求 8 所述的医疗系统，其中所述传感器仿真模块包括数模转换器电路，所述数模转换器电路用于基于所述数字传感器信号和参考电压产生模拟信号。

12. 根据权利要求 11 所述的医疗系统, 其中所述传感器仿真模块包括有源电桥驱动电路, 所述有源电桥驱动电路用于基于所述模拟信号产生电桥电压。

13. 根据权利要求 12 所述的医疗系统, 其中所述传感器仿真模块包括综合电桥电路, 所述综合电桥电路用于基于所述电桥信号产生差分电压信号。

14. 根据权利要求 8 所述的医疗系统, 其中所述传感器仿真模块包括负荷调节电路, 所述负荷调节电路用于调节由所述传感器仿真模块置于所述监视器上的负荷。

15. 根据权利要求 8 所述的医疗系统, 其中所述便携式单元进一步包括微控制器, 所述微控制器适合将所述数字传感器信号编码成传输数据包。

16. 一种监视病人的血压的方法, 包括:
激励压力传感器以产生代表所述病人的血压的模拟信号;
将所述模拟信号转换成数字信号;
无线广播来自所述病人的所述数字信号;
在与所述病人隔开的监视器处接收所述数字信号;
处理所述数字信号以基于由所述监视器产生的激励电压信号格式产生模拟信号并且产生与所述激励电压格式兼容的血压信号;
向所述监视器传递所述血压信号。

17. 根据权利要求 16 所述的方法, 其中所述压力传感器的所述激励包括用独立于所述监视器的能量源激励所述压力传感器。

18. 根据权利要求 16 所述的方法, 其中所述接收、处理和传递用来自所述监视器的激励电压信号提供的电力完成。

19. 根据权利要求 16 所述的方法, 其中与所述激励电压格式兼容的所

述血压信号是 BP22 信号。

20. 根据权利要求 16 所述的方法, 其中所述数字信号的所述处理包括:
产生代表所述监视器的激励电压的电压参考信号;
将所述数字信号转换成基于所述数字信号和所述电压参考信号的值的
第一模拟信号;

从所述第一模拟信号产生电桥信号;
从所述电桥信号产生模拟差分电压信号;
向所述监视器提供所述模拟差分电压信号。

21. 一种无线传输压力数据的方法, 包括:
提供连接到压力传感器上的便携式单元;
向所述压力传感器提供第一激励信号;
用所述便携式单元接收来自所述压力传感器的输出信号;
将所述输出信号转换成数字压力值;
将所述数字压力值无线地传输到监视器接口单元;
接收来自监视器的第二激励信号;
基于所述数字压力值和所述第二激励信号, 建立仿真的压力传感器信
号; 以及
将所述仿真的压力传感器信号提供给所述监视器。

22. 根据权利要求 21 所述的方法, 其中所述向所述压力传感器提供第
一激励信号包括提供连接到所述便携式单元内的电源的电池。

23. 根据权利要求 21 所述的方法, 其中, 所述将所述输出信号转换成
数字压力值之后是将所述数字压力值编码成传输数据包。

24. 根据权利要求 21 所述的方法, 其中所述接收来自监视器的第二激
励信号包括用所述激励信号给所述监视器接口单元供电。

25. 根据权利要求 21 所述的方法, 其中所述基于所述数字压力值建立

仿真的压力传感器信号包括基于所述数字压力值修改所述第二激励信号。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其中所述基于所述数字压力值修改所述第二激励信号包括向数模转换器电路提供所述数字压力值和参考电压。

27. 根据权利要求 25 所述的方法，其中所述接收来自监视器的第二激励信号包括用所述第二激励信号给所述监视器接口单元供电。

28. 根据权利要求 27 所述的方法，其中所述接收来自监视器接口单元的第二激励信号包括监视由所述监视器接口单元施加在所述监视器上的负荷并且调节所述负荷从而在所述监视器上维持预定负荷量。

29. 根据权利要求 21 所述的方法，其中所述基于所述数字压力值建立仿真的压力传感器信号包括建立与 BP22 标准兼容的仿真压力传感器信号。

30. 根据权利要求 21 所述的方法，进一步包括：
重复所述数字压力值的所述无线传输以传输压力波形。

31. 一种压力传感器遥测系统，其包括：

被设定大小和形状以随着病人移动的第一单元，包括被配置成向压力传感器提供第一激励电压的电源，被耦合从而接收传感器信号并产生基于所述传感器信号的数字压力值的模数电路，以及被耦合从而传输所述数字压力值的第一无线收发器；以及

可连接到多种类型的监视器的第二单元，所述第二单元包括被配置成无线地接收所述数字压力值的第二无线收发器，和被耦合从而接收所述数字压力值并产生基于所述数字压力值的仿真压力传感器信号的压力传感器仿真电路，所述仿真压力传感器信号是所述多种类型的监视器可读的；

其中所述第二单元传递所述仿真压力传感器信号给所述多种类型的监视器的至少一个从而显示压力测量值。

32. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述第一单元包括电池。

33. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述压力传感器仿真电路包括数模转换器电路。

34. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述压力传感器仿真电路被进一步配置成维持所述监视器上的预定负荷。

35. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述数模转换器电路基于所述数字电压值修改参考信号的电压。

36. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述多种类型的监视器的所述至少一个根据 BP22 标准决定压力读数。

37. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，其中所述第二单元进一步包括电缆，其被配置成连接到所述多种类型的监视器的所述至少一个上的压力传感器端口。

38. 根据权利要求 31 所述的压力传感器遥测系统，进一步包括第二数模转换器，其连接到所述电源从而产生所述第一激励电压。

39. 根据权利要求 38 所述的压力传感器遥测系统，进一步包括第二模数转换器，其被连接从而接收来自所述多种类型的监视器的第二激励电压。

40. 根据权利要求 39 所述的压力传感器遥测系统，其中所述第二数模转换器被配置成基于由所述第二模数转换器产生的数字值产生所述第一激励电压。

41. 一种压力传感器遥测系统，其包括：
可随病人移动的便携式压力传感器单元；

所述便携式压力传感器单元，其基于由压力传感器感测的压力产生数字压力值；

第一无线收发器，其被设置在所述便携式压力传感器单元上，用于传输所述数字压力值；

可连接到接口单元的固定单元；

第二无线收发器，其被设置在所述固定单元上，用于接收所述数字压力值；

接口单元，其被设置在所述固定单元和生命体征监视器之间；

转换程序，其被设置在所述固定单元和所述接口单元的一个中，将所述数字压力值转换成由所述生命体征监视器可读取的信号。

42. 根据权利要求 41 所述的压力传感器遥测系统，其中所述转换程序被设置在所述固定单元中。

43. 根据权利要求 41 所述的压力传感器遥测系统，其中所述转换程序被设置在所述接口单元中。

44. 根据权利要求 41 所述的压力传感器遥测系统，所述固定单元包括用于产生由多种类型的生命体征监视器可读取的信号的多多个转换程序。

45. 根据权利要求 44 所述的压力传感器感测系统，其中所述固定单元包括用于使用户能够选择利用哪个转换程序的选择器。

46. 一种压力传感器遥测系统，其包括：

可随着病人移动的便携式压力传感器单元；

所述便携式压力传感器单元基于由压力传感器感测的压力产生数字压力值；

第一无线收发器，其被设置在所述便携式压力传感器单元上，用于传输所述数字压力值；

可连接到生命体征监视器的固定单元；

第二无线收发器，其被设置在所述固定单元上，用于接收所述数字压力值；

被设置在所述固定单元内的接口电路；

转换程序，其被设置在所述接口单元中，将所述数字压力值传递到所述生命体征监视器。

47. 根据权利要求 46 所述的压力传感器遥测系统，其中所述生命体征监视器包括通信总线。

48. 根据权利要求 47 所述的压力传感器遥测系统，其中所述通信协议通过所述通信总线传递数据。

49. 根据权利要求 46 所述的压力传感器遥测系统，其中所述生命体征监视器包括利用所述通信协议控制所述固定单元的用户输入。

50. 根据权利要求 46 所述的压力传感器遥测系统，其中所述固定单元将所述第一无线收发器的无线信号强度传递给所述生命体征监视器。

51. 根据权利要求 46 所述的压力传感器遥测系统，其中所述固定单元将所述便携式压力传感器单元的电池量传递给所述生命体征监视器。

用于压力监视的无线通信系统

技术领域

背景技术

【0001】血压测量是被医务人员用作诊断和治疗大范围伤害和健康状况的重要技术。通过测量并专门监视病人的血压，可以在早期阶段令医务人员警惕问题，增加成功治疗的可能性。

【0002】然而血压监视的间接方法，例如利用血压袖带和听诊器，通常希望快的压力读数，这些方法可能不准确达到10%，使得这些方法对于更危急病人的较长期血压监视来说不适合。因此，由于直接血压监视方法的准确率提高且更容易长期执行，直接的血压监视方法对于具有严重或危急状况的病人是首选的。

【0003】最普及的直接血压监视方法是通过导管插入（术）执行，其中，冲液导管在需要的位置被插入病人体），例如血管内。该导管用诸如生理盐水的溶液填充，并经管子连接到压力传感器。随着病人体内的血压变化，管内溶液上的压力也按比例变化，允许相连的传感器精确地测量病人体内的压力。压力传感器又连接到生命体征监视器，该监视器向医务人员显示血压读数。有代表性的压力传感器可以在美国专利第4,567,181号中了解，该专利内容并入本文作为参考。

【0004】一般地，传感器已经利用了压力响应膜片，该膜片机械地耦连到安装在惠斯通电桥（Wheatstone bridge）装置中的压阻式应变计。在这方面，安放在应变计上的应力量可以通过施加激励电压到惠斯通电桥装置，然后监视电桥的输出电压而被确定。因此，随着应力变化，来自传感器的输出电压也成比例地变化。

【0005】连接到压力传感器的生命体征监视器负责给电桥装置提供该激励电压并测量输出电压，从而确定病人体内的血压。当前，大多数医疗设备制造商根据提供给传感器的激励电压和输出电压的比例识别标准，

其中每1伏激励电压的5微伏信号等同于水银所施电压的1毫米。这个标准也被认为是来自美国医疗仪器发展协会(Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)的标准BP22“血压传感器”。这个标准的广泛使用允许来自许多不同制造商的感测器与来自其它制造商的监视器互换,使用户能够根据需要灵活混合并匹配组件。

【0006】这些系统的一个不利之处是把传感器连接到生命体征监视器的笨重电缆。当多条压力监视线被使用时,这些软线可能容易处于混乱状态,可能意外地从生命体征监视器中被拔出,以及可能容易搞混淆。此外,这些软线的长度限制了病人能够从生命体征监视器移动的距离并且当病人在医院里运送时必须被拆开并被保护。

【0007】当前,一些无线传感器产品是可用的,不需要使用传感器和视觉显示器之间的软线。例如,一些无线压力传感器可从Memscap(公司)获得,其传输传感数据到计算机。然而,这些无线传感器系统已经集成了永久传感器和无线功能从而只与远程个人计算机进行通信。在这方面,当前的无线传感器系统不能连接到标准传感器或标准生命体征监视器。因为生命体征监视器与医院信息系统集成在一起且代表昂贵的费用,所以医院不愿意转换到这些无线系统,这些系统要求仅用该公司的传感系统装置。

【0008】当前可用于一些医院的最普通的无线感测器系统是无线心电图(ECG)发射器和监视器。ECG遥测技术利用一标准方法,其从附着在病人身上的便携式模块传输到诸如天线和显示监视器的专门网络的医院基础设施。然而,与入侵血压不一样,ECG不使用人工传感器或激励电压。

【0009】所需要的是无线压力传感器系统,其可以与生命体征监视器和当今许多医院都使用的普通传感器容易地相连。

发明内容

【0010】本发明的一个目标是克服现有技术的局限。

【0011】本发明的又一目标是提供用于压力传感器系统的无线通信系统。

【0012】本发明的另一目标是提供无线通信系统,其可以与当前医院里

使用的大多数压力传感器系统一起工作。

【0013】本发明的另一目标是提供无线通信系统，其减少由电信号测量和复制引入的误差。

【0014】在一个实施例中，通过提供与生命体征监视器系统一起使用的无线通信系统，本发明试图实现这些目标。该无线通信系统包括连接到典型压力传感器的便携式单元和连接到典型生命体征监视器的监视器接口单元。便携式单元通过给传感器提供激励电压获得来自传感器的压力读数，将输出数字化，并且之后将压力数据无线地传输给监视器接口单元。监视器接口单元接收由便携式单元提供的数字化电压并将压力数据转换成生命体征监视器可识别的格式。

附图说明

【0015】图1示出根据本发明的用于生命体征系统的无线通信系统；

【0016】图2示出根据本发明的便携式单元的概念视图；

【0017】图3示出根据本发明的监视器接口单元的概念视图；

【0018】图4示出根据本发明的通信系统的概念视图；

【0019】图5示出根据本发明的通信系统的概念视图；

【0020】图6示出根据本发明的监视器信号调整单元的概念视图；

【0021】图7示出根据本发明的倍乘数模转换器电路的概念视图；

【0022】图8示出根据本发明的有源电桥驱动电路的概念视图；

【0023】图9示出根据本发明的综合电桥驱动电路的概念视图；

【0024】图10示出根据本发明的负荷调节电路的概念视图；

【0025】图11示出根据本发明的用于生命体征监视器的无线通信系统；
以及

【0026】图12示出根据本发明的用于生命体征监视器的无线通信系统。

具体实施方式

【0027】图1示出根据本发明的无线压力系统100的优选实施例，其可以在标准压力传感器106（例如遵从前述BP22标准）和标准生命体征监视器108（例如遵从前述BP22标准）之间进行传递数据。更具体地，无线压力

系统100包括便携式单元102，其向传感器106提供激励电压从而接收与导管110的压力成比例的输出电压。便携式单元102将该压力数据数字化，然后将该数据传输到监视器接口单元104，其将相应输出电压仿真到生命体征监视器108。结果，生命体征监视器108接收并显示来自监视器接口单元104的信号，该信号对应于便携式单元102所测量的实际压力，允许用户连接并因此利用各种传感器106以及遵从某一标准（如BP22）的生命体征监视器108。

【0028】如图1所示，根据本发明，标准压力传感器106可以被使用，优选地支持每伏激励电压5微伏标准（5微伏/Vex/mmHg）。该压力传感器106连接到引导到病人体内的导管线110，允许压力传感器101与病人的心血管处于液体流通。

【0029】此外，根据本发明，也支持 5mv/Vex/mmHg BP22 标准的标准生命体征监视器 108 可以被使用。虽然电压比例被标准化，但由不同制造商提供的激励电压（即为激励目的提供的电力）在诸如电压大小、定时（例如 AC 或 DC）以及其他特征等格式上广泛变化，因此连接到这些监视器的传感器和其它设备必须能够处理所提供的激励电压。例如，表 1 说明了遵从 BP22 的监视器和它们的激励电压的一些选择特征。

【0030】表 1

监视器/模块	激励类型 (AC、DC、 脉冲)	激励电压 (正常)	激励频率/ 职责
Datascope Passport XG	DC	5.0VDC	不适用
GE/Marquette Solar 8000 监视器和 Tram450SL 模块	DC	5.0VDC	不适用
Marquette Solar 8000 监视器、Tramrac 机架和 Tram450SL 模块	DC	5.0VDC	不适用
GE/Marquette Eagle 3000	DC	5.0VDC	不适用
GE Dash 4000	DC	5.0VDC	不适用
MDE Escort	DC	5.0VDC	不适用

MDE Escort II(20100 型)	DC	5.0VDC	不适用
MDE Escort Prism(20403 型)	DC	5.0VDC	不适用
Medtronic Lifepak12	DC	4.9VDC	不适用
Philips/HP Merlin 和 M1006A 模块	AC	3.6Vrms	2.4KHz
Philips/HP Merlin 和 M1006B 模块	DC	5.0VDC	不适用
Philips/HP Merlin 和 M1006A 模块 (新类型)	DC	5.0VDC	不适用
Philips M3046A 和 M3000A 模块	DC	5.0VDC	不适用
Philips Omicare 24 和 M1041A 机架 和 M1006A 模块	AC	3.6Vrms	2.4KHz
Philips Omicare 24 和 M1041A 机架 和 M1006B 模块	DC	5.0VDC	不适用
Spacelabs Ultraview1050	DC	4.0VDC	不适用
Spacelabs 90308	DC	4.1VDC	不适用
Spacelabs 90308 和 90301 机架/模块	DC	4.4VDC	不适用
Welch Allyn Propak(244 型)	脉冲	0-5V	170Hz/90%

【0031】无线压力系统 100 通过优选地仿真 5 微伏/ V_{EX} /mmHg 标准将传感器 106 和生命体征监视器 108 无线地耦合。更精确地，该仿真包括两个具体行动，针对传感器 106 的生命体征监视器 108 的激励电压的仿真和针对体征信号监视器 108 的传感器 106 的电压输出的仿真。

【0032】激励电压仿真由便携式单元 102 完成，其通过电源电缆 112（只看图 1）连接到传感器 106。如在图 2 的示意图中看到的，便携式单元 102 包括电压激励电路 120，其通过在电源电缆 112 内的电线给传感器 106 供应并调节激励电压 140。该电压激励电路 120 与便携式单元 102 的其它电路一起，由从外部电池 126 获取其电力的电源电路 125 供电，在这种情况下，外部电池 126 可拆卸地固定到传感器 106。

【0033】由于便携式单元 102 最终产生数字形式的压力读数，所以激励电压 140 可以处于各种不同格式或电压。优选地，首选具有最小功率需求的激励电压 140，以使电池 126 的寿命最长。在一个优选实施例中，激

励电压 140 等于大约 1.225 伏。

【0034】如前所述，激励电压 140 通过传感器 106 内的电阻桥 143（例如惠斯通电桥）并按照 $5\text{mv}/V_{\text{EX}}/\text{mmHg}$ 标准通过在电缆 112 内的附加电线向便携式单元 102 提供输出电压 142。

【0035】一旦在便携式单元 102 中，输出电压 142 最初通过差分放大器 141，该差分放大器通过应用放大和滤波（处理）“清理”电压信号。接着，模数转换器 122（AD 转换器）基于被放大和被滤波的输出电压 142 和原始激励电压 140（即参考电压）产生数字值，传输这些数字测量到微控制器 132。微控制器 132 按照 BP22 标准（ $5\text{mv}/V_{\text{ex}}/\text{mmHg}$ 标准）将这些数字电压值转换成电压读数，例如通过使用公式

压力(mmHg) = $(V_T / (V_{\text{ex}} \times 5\mu\text{V})) \times (\text{mmHg} \times V)$ ，其中 V_{ex} 等于激励电压 140 且 V_T 等于输出电压 142。在一个优选实施例中，表征电压读数的数字值将在 0 至 4095 之间。可替换地，该数字值可以不作转换而仅仅被维持，允许监视器接口单元 104 适当地操控该数字值。也应该理解，各种软件技术可以使用在这点上以便监视器接口单元 104 可以解释该数字数据并产生被仿真的模拟传感器信号。

【0036】下一步，微控制器 132 通过创建适合于无线传输的数据包准备好待发送到监视器接口单元 104 的该压力数据。例如，这可以包括增加压力数据的时间戳信息、CRC 误差检测数据、单元识别数据，以及其他相关信息。

【0037】在装配之后，该数据包被传递到 RF 收发器 128，其经由天线 116 传输数据包。该无线 RF 收发器 128 可以利用各种不同频率和协议，例如无线电频率、红外频率、蓝牙协议以及 TDMA 协议，进行传输和接收。

【0038】因此，通过向传感器 106 提供激励电压 140 并将输出电压 142 与原始激励电压 140 作比较，便携式单元 102 以和生命体征监视器 108 相似的方式与压力传感器 106 相互作用，而不是获得可以无线地传输的数字压力读数。

【0039】来自压力传感器 106 的电压输出的仿真通过监视器接口单元 104 完成，该单元通过电缆 114 连接到生命体征监视器 108。如在图 3 的示意图所见的，监视器接口单元 104 包括 RF 天线 118，其连接到被配置成接

收由便携式单元 102 传输的数据包的 RF 收发器 130。一旦被接收，收发器 130 发送所接收数据包到微控制器 148 以提取和处理相关信息，包括压力数据。

【0040】为了确定适合于传送压力读数到生命体征监视器 108 的电压值，监视器接口单元 104 也必须“知道”监视器激励信号 147 的格式（例如，电压幅值、A.C.或 D.C.等），该监视器激励信号由生命体征监视器 108 产生，或该监视器 108 至少耦合到并操控该信号 147。正如前面所讨论的，大多数生命体征监视器提供它们自己的传感器激励信号 147 并基于监视器激励信号 147 预期 BP22 标准化的传感器信号。此外，监视器激励信号 147 也可以作为监视器接口单元 104 的电源，如以下更详细描述。换句话说，监视器激励信号 147 可以既用作电源也用作为用于传感器仿真电路的参考。

【0041】在本实施例中，该监视器激励信号 147 通过电缆 114 内的绝缘线提供给压力传感器仿真电路 184 和监视器电力采集电路 187。监视器电力采集电路 187 将监视器激励信号 147 转换成适合于被监视器接口单元 104 的电路使用的格式。优选地，由于 DC 电源一般被电子设备的电路和芯片所使用，所以如果存在 AD 电源，监视器电力采集电路 187 负责将 AC 电源转换成 DC 电源。该 AC 到 DC 的转换可以例如通过使用二极管桥整流 AC 电源而被实现。因此，监视器电力采集电路 187 提供 DC 电源，而不论来自监视器激励信号 147 的输入电源是 AC 还是 DC 电源。监视器电力采集电路 187 给电源 174 提供该 DC 电源，电源 174 将电压降低到适合于由便携式单元 102 的芯片或电路使用的水平，例如 3.5v，然后将该电力配送给监视器接口单元 104 的各电路。以这种方式，监视器接口单元 104 可以供电给自己，并因此供电给除由生命体征监视器 108 产生的激励信号 147 之外的所有电路。在一个可替换的优选实施例中，电源电路 174 可以从 A.C.适配器或电池中提取电力。

【0042】再返回到图 3，压力传感器仿真电路 184 包括倍乘数模转换器电路 180，有源电桥驱动电路 181，综合电桥电路 183，负荷调节电路 185，以及监视器信号调整电路 185，所有这些都负责将从便携式单元 102 接收到的数字压力值转换或“翻译”成生命体征监视器 108 可以读出的模拟

形式。优选地，该仿真可以按照由便携式单元 102 获得的数字压力数据通过修改监视器激励信号 147 完成，以下将更详细地解释。另一个压力传感器仿真电路的示例可以在美国专利第 5, 325, 865 号中了解，其内容因此并入到本发明书作参考。

【0043】模拟仿真过程（即产生对于生命体征监视器 108 可识别的压力信号）允许激励信号 147（图 3 中表示为“Pexc”和“Nexc”）进入仿真电路 184 的监视器信号调整电路 186。该调整电路 186 接受激励信号 147 并合理地“调整”该功率信号以被倍乘 DA 转换器电路 180 和有源电桥驱动电路 181 使用，然后向这些电路 180 和 181 提供已调整的功率信号。更具体地，调整电路 186 将来自监视器激励信号 147（即 Pexc 和 Nexc）的差分电压信号转换成参考电压信号，或相对于监视器接口单元 104 的地面有差的电压信号

【0044】图 6 示出调整电路 186 的更具体的示意性示例。在该示例中，电阻 R30 和 R31 在标着 Vcm（用于共模电压）并受放大器 U15 驱动的 Pexc 和 Nexc 之间的中途处建立参考电势或虚地。电阻 R49/R51 和电阻 R60/R58 形成电阻分压器，其参考 Vcm 分别建立信号 $0.2P_{exc}$ 和 $0.2N_{exc}$ 。这些电压被输送到由电阻 R47、R48、R53、R52 和放大器 U19（例如来自国家半导体公司的部件号 LMC7111）形成的放大器，其被配置成在均衡的激励电势 $0.2P_{exc}$ 和 $0.2N_{exc}$ 之间提供单位增益和单端转换差分。该放大器的输出是参考输入（Vref），其被提供给倍乘 DA 转换器电路 180 和有源电桥驱动电路 181。

【0045】倍乘数模转换器电路 180 接受该参考功率信号并根据从微控制器 148 获得的数字压力值修改该参考功率信号（具体示例中的 Vref）。更具体地，DA 转换器电路 180 输出差分电流，其按比例地低于基于数字压力值的参考电源电压值。例如，该转换可以通过首先决定已调整的模拟信号应该被减少（例如，以便便携式单元 102 中 AD 转换器电路 122 的最大数字压力值来除以电流数字压力值）的比例，然后以该比例减少参考的模拟信号的电压（例如用参考的模拟信号的值乘以该比例）来完成。一般而言，因为单独的数字值并非绝对的，该比例可充当用于数字压力值的“转换因子”，而不是不同于不同类型的模数电路的任意数字号。

因此，DA 转换器电路 180 基于该比例按比例地修改电压输出值。应该指出的是这些转换因子可能不同，取决于数字压力数据如何被提供给监视器接口单元 104。然而，无论数字压力数据的格式怎样，它都能被转换成数模转换器电路 180 可使用的形式。

【0046】图 7 示出 AD5443 数模转换器电路的更具体的示意性示例，如 Analog devices 公司生产的，该具体示例的 U13 在 3v 单端稳压电源上工作，而 U21 从提供+3v 和-3v（电压）的分稳压电源工作。参考电压或 Vref 由前面关于调整电路 186 讨论的 U19（LMC7111）供应。优选地，该电路在双极、四象限倍乘设计中被使用，如 AD5443 的随附数据表中所述且本领域所熟知的。

【0047】“成比例的”参考模拟信号接下来供应给有源电桥驱动电路 181，其建立“驱动”综合电桥 183 以产生最后的模拟传感器信号 150 的电压电桥。具体地，有源电桥驱动电路 181 修改模拟参考信号，例如通过将诸如参考信号、成比例的参考信号以及共模信号的多个电压信号求和，以获得适合于综合电桥 183 的值。然后，该综合电桥 183 削弱电桥驱动电路 181 的输出电压，然后将该参考的模拟信号转换回差分信号，建立模拟传感器信号 150。

【0048】图 8 示出有源电桥驱动电路 181 的具体示例，其中反相放大器由电阻 R63、R64 以及放大器 U20 形成，从而反相来自监视器信号调整电路 186 的信号 Vcm 并以因子 2 削弱该信号。附加的反转利用由电阻 R50、R56、R62、R59 以及放大器 U20 形成的求和放大器实现。该电路的输出可以由以下公式所描述：

$$V_{bridge} = -(0.5V_{ref} + (-V_{ref} * DAC) + 2(-0.5V_{cm})) = -0.5V_{ref} + V_{ref} * DAC + V_{cm}; \text{ 或}$$

$$V_{bridge} = V_{ref}(DAC - 0.5) + V_{cm} \circ$$

【0049】图 9 示出综合电桥 183 的具体示例，其中来自图 8 的有源电桥电路的信号 Vbridge 被施加于电阻 R55，而共模电压 Vcm 被施加于电阻 R27 处电桥的另一边，电阻 R27 与电阻 R26 在中间相遇。其已经被削减且被差分的最后输出可以被看作 Psig 和 Nsig，其代表最后的模拟传感器信号 150。该最后的模拟传感器信号 150 可以通过以下方程式在该具体示例中被描述：

【0050】 $P_{sig} - N_{sig} = (R_{26} / R_{55} + R_{26} + R_{27})(V_{bridge} - V_{cm}) = 1/51 (V_{ref} (DAC - 0.5))$

【0051】 因为 $V_{ref} = 0.2(P_{exc} - N_{exc})$

【0052】 所以 $P_{sig} - N_{sig} = 1/255 (P_{exc} - N_{exc})(DAC - 0.5)$

【0053】 在前面的具体示例中，在前面的方程式中被写成“DAC”的数字值的范围可以从0到4095。如前面所讨论的，生命体征监视器108所期望的差分信号输出被标刻度为 $5\mu V / V_{ex} / \text{mmHg}$ (V_{ex} ，激励伏特)。因此，借助1伏的激励 ($P_{exc} - N_{exc} = 1$)，数字值4095 (全刻度) 对应于 $0.5/255 = 0.00196$ 的差分信号 ($P_{sig} - N_{sig}$)，其相当于392 mmHg。0数字值相当于-392mmHg。数字值2048相当于0mmHg。

【0054】 该模拟传感器信号 150 由综合电桥 183 通过电缆 114 内的电线 (仅在图 1 中所见) 提供给生命体征监视器 108 上的信号输入端口，允许生命体征监视器 108 处理并显示来自模拟传感器信号 150 的压力读数。因此，当其与监视器接口单元 104 实际上互相作用时，生命体征监视器 108 的运转就好像直接被连接到传感器 102 并与其相互作用。

【0055】 传感器仿真电路 184 也包括负荷调节电路 185，其允许微控制器仿真监视器激励信号 147 上的“负荷”或电阻量。具体地，负荷调节电路 185 监视从激励信号 147 提取的负荷，并且当该负荷偏离由典型压力传感器正常提取的数量时，微控制器 148 导致电路 185 增加或减少电阻。在这方面，监视器接口单元 104 以类似方法提取类似量的电力给标准压力传感器。因为一些监视器 108 具有如果负荷在规定的范围之外就可以被触发的警报，所以负荷调节电路 185 就可以将负荷维持在正常水平，防止假警报。

【0056】 这种仿真电路的更具体示例在图 10 中的原理示意图中可以看见。在该实施例中，负荷调节电路 185 包括与 Q15-1 串联的开关电阻 R42 (820Ω) 和与 Q15-2 串联的电阻 R43 (430Ω)。微控制器 148 信号调整的 Q15-1 是“负荷 0”而信号调整的 Q15-2 是“负荷 1”。如果监视器接口单元 104 的其它负荷变得太低，微控制器接口单元 104 可能发送信号以开启负荷 0 或负荷 1。相反，如果监视器接口单元 104 的其它负荷变得太高，微控制器 148 可以发送信号以关闭任一负荷，因此调整由监视器

接口单元 104 提取的电流量。在工作时，用户首先将便携式单元 102 连接到压力传感器 106，然后将监视器接口电路 104 连接到生命体征监视器 108。接下来，用户激活便携式单元 102 和监视器接口单元 104 并将这些单元 102 和 104 “链接”在一起，以便它们识别彼此传输的 RF 信号。在一个优选实施例中，用户可以将“链接码”输入每个单元 102 和 104 作为用户输入 133 和 178 以及用户输出 137 和 176，分别如图 2 和 3 所示。在一个替代优选实施例中，RFID 标记可以用于通过 RFID 收发器 129 和 170，以及 RFID 天线 131 和 172，将“链接码”传输到每个单元 102 和 104，分别如图 2 和 3 所示。在这个方面，便携式单元 102 和监视器接口单元 104 可以使用链接码来识别来自每一个单元的无线传输，而忽略来自附近的非链接单元的传输。该链接或配对过程的更具体讨论可以在同时申请并共同受让的，题为 Wireless Communication Protocol For A Medical Sensor System（用于医疗感测器系统的无线通信协议）的美国临时申请第 60/736,408 号中了解，该申请于 2005 年 11 月 14 日提出，其内容并入本说明书作为参考。

【0057】识别彼此后，便携式单元 102 开始将激励信号 140 发送给压力传感器 106，测量输出信号 142 并将其转换成数字压力读数。微控制器 132 将该压力数据编码成适合于无线传输的数据包并最后用 RF 收发器 128 传输该数据包。该过程不断被重复，建立被无线传输的数据包流。

【0058】监视器接口单元 104 用收发器 130 接收数据包且微控制器 148 解析出相关数据，包括数据压力值。每个数字压力值被送到压力传感器仿真电路 184，其产生基于 BP22 标准的模拟信号并将该模拟传感器信号 150 传送回生命体征监视器 108。生命体征监视器 108 将模拟传感器信号 150 作为压力读数并根据其功能性显示其值。

【0059】应该指出的是，当与可替换实施例相比较时，该无线压力系统 100 的优选实施例的整个结构起作用，以最小化可能使显示在生命体征监视器 108 上的压力读数失真的误差。该误差最小化的原因通过比较图 4 中的本实施例和图 5 中的可替换实施例能够更清楚地被理解。

【0060】在图 5 的可替换实施例中，监视器激励信号 147，即通过生命体征监视器 108 发送以激励典型有线系统的电信号，连续地被测量并被记

录成通过无线信号 160 传输到便携式单元 102 的数据信号。若干监视器可能希望这种连续测量，例如，提供脉冲监视器激励信号 147 并因此期望脉冲返回信号的监视器。便携式单元 102 读取无线信号 160 中的数据并因此产生传感器激励电压 140。来自传感器 106 的传感器输出电压 142 回送到便携式单元 102，其经无线信号 162 传送到监视器接口单元 104。最后，监视器接口单元 104 基于无线信号 162 中发送的数据产生模拟传感器信号 150。

【0061】因此，该可替换的实施例包括连续的多个测量和电压仿真，产生更复杂的一连串步骤。此外，传感器激励电压 140 直接地源于监视器激励电压 147 的测量。因为几乎所有电测量和电压重现引入至少一些误差或不精确，多个连续测量和重现可增加这些误差，可能合并并放大它们。此外，在便携式单元模仿准确的监视器激励信号 140 需要许多不同电路以获得这种宽范围电压。进一步，既然大多数监视器 108 提供相当高的激励电压 147，更大的电池将一般是必要的。换句话说，该实施例所增加的复杂性可能更容易地导致误差和对每个单元 102 和 104 的元件的附加需求。

【0062】相反，图 4 的优选实施例如本说明书前面所述的那样起作用。即，便携式单元 102 提供预定传感器激励电压 140 给传感器 106，其被传感器输出电压 142 送回便携式单元 102 并经无线信号 162 最后传送到监视器接口单元 104。因此，当与图 4 的优选实施力相比较时，图 5 的可替换优选实施例复杂得多。具体地，附加仿真步骤伴随着监视器激励信号的测量以及具有传感器激励电压 140 的该测量的重现或仿真而发生。换句话说，图 4 中传感器激励电压 140 并不起源于监视器接口单元 104 中的测量，该接口单元 104 可以允许更精确的测量。因此，图 4 的优选实施例将极少可能产生误差或增加先前存在的误差。

【0063】在一些病人监视系统中，多个感测器可以被连接到单个生命体征监视器。不是在单个生命体征监视器上包括许多不同类型的感测器端口（即一个血压感测器端口、一个 EKG（心电图）感测器端口等），一些监视器提供多个通用的端口，不同生命体征传感器可以被接入其内。既然每个感测器可能具有不同物理连接端口，不同功率需求以及不同数

据传输方案，这些生命体征监视器依赖接口模块去在监视器的通用端口和一个特别感测器类型（例如血压传感器）之间“连接”。

【0064】因此，接口模块适应感测器的具体连接、功率以及数据需求，然后传输感测器数据到生命体征监视器上。在这个方面，通过允许许多不同类型的病人感测器连接并因此在单个生命体征监视器上显示，接口模块可以大大简化用于典型医院房间的装备量。

【0065】例如，当测量传感器的输出电压时，用于有线压力传感器的接口模块可能提供激励信号给压力传感器。然后接口模块可以将该压力读数转换成被生命体征监视器理解的私有格式，再经生命体征信号监视器上的通用端口之一传送该数据。接口模块可能也为生命体征监视器提供附加信息以便于数据的合适显示，例如测量单位，如何图形化数据，或者发送警报信号的临界感测器水平（例如，超低血压可能在生命体征监视器上自动导致警报）。

【0066】为了提供不同感测器类型，每个接口模块必须被定制以和感测器的具体类型（以及有时是品牌）一起工作。因此，不同感测器类型要求不同接口模块。在一个方面，这种定制针对在接口模块上包括端口，该接口模块将连接到感测器上的端口或连接器上。换句话说，感测器必须能够实际地插入接口模块。

【0067】在另一方面，这些定制针对每个感测器类型专门的驱动器或软件。这些驱动器允许接口模块翻译从每个感测器接收的原始数据并将其转换（例如具有转换程序）成可以显示在监视器上的格式。此外，这些驱动器也提供监视器的通信格式，该监视器允许接口模块以生命体征监视器可以理解的形式传递该感测器数据。当感测器数据的大多数处理发生在接口模块中时，附加转换和数据计算可能也发生在生命体征监视器中。

【0068】这种接口模块的一个示例是飞利浦 Philips M1032A Vuelink 模块，其可以连接到生命体征监视器的飞利浦 Philips IntelliVue 线的通用感测器端口。有关 Philips Vuelink 模块的更多信息可以在 Vuelink 小册子中找到，该小册子名为“Vuelink Device Interfacing Module（设备接口模块）”，资料编号为 452298291381，于 2003 年 8 月在荷兰印刷，其内容并入本说

说明书作为参考。附加示例和接口模块讨论可以在美国专利第 6, 477, 424 和 5, 666, 958 号, 以及美国专利公开第 2003-0028226 号中了解, 其内容并入本说明书作参考。

【0069】本说明书所述的无线压力系统 100 可以适合于连接这种接口模块。例如, 图 11 示出连接到这种接口模块 200 并与其通信的一个优选实施例。具体地, 数字监视器接口单元 105 被提供, 其通常类似于前面所述的监视器接口单元 104, 只是该单元 105 输出数字压力信号而不是仿真模拟信号并通过数字接口 214 (例如, 数字监视器接口单元 105 和接口模块 200 之间的电缆) 输出该数字压力信号。换句话说, 监视器接口单元 105 并不将数字压力值转换回给模拟值, 如在前述优选实施例中的情况。相反, 该数字值或者以原始形式或者以标准化的形式 (即接口模块 200 可理解的形式) 通过数字接口 214 被传输。

【0070】接口模块 200 连接到数字接口 214 并包括可以将数字数据解释或转换作标准压力值 (例如 mmHg) 的软件。既然监视器接口单元 105 可以以许多不同数字形式供应数字压力数据, 接口模块 200 就必须理解该数字数据如何和在病人身上测量的实际压力数据相关。换句话说, 该接口模块 200 必须知道如何将该数字数据转换成有意义的形式。优选地, 该转换在接口模块 200 中充分完成, 然而这些解释或转换程序的部分或全部可以在监视器接口单元 105 或在所连接的适配器单元中被执行。

【0071】既然这些转换可以依赖感测器的制造和类型而变化, 转换算法或程序可以基于特定感测器 (例如即插即用设备) 的检测而自动地被选择或可以经由输入 (按钮、开关、接触屏幕等) 手工地被选择。因此, 接口模块 200 “理解” 数字数据所需的转换程序或算法可以被选择用于不同感测器。

【0072】接口模块 200 然后通过监视器接口 212 (例如直接连接、电缆等) 发送合适的数字, 从而导致数字压力值被显示在生命体征监视器 108 上。在这方面, 在传递到接口模块 200 之后, 压力值仍然是数字值, 允许接口模块 200 将病人压力数据适当地传递送到生命体征监视器 108 以供显示。

【0073】除了包括在特定类型的生命体征监视器 (例如具有特定专有监

视器驱动器)上显示的能力之外,接口模块200也优选地包括在许多不同类型的生命体征监视器108(例如通过包括许多不同的生命体征监视器驱动器)上显示感测器数据的能力。在这种状态中,不同监视器可以自动地被检测,或者用户可以从在接口模块200上的输入(例如按钮或开关)选择合适的监视器。此外,接口模块200优选地包括硬件和软件组件,其是或者通过典型的显示端口或者通过使用仿真感测器信号的感测器输入端口连接到标准生命体征监视器必需的,如本说明书以前所述。

【0074】图12示出另一优选实施例,其除了监视器接口单元104与产生模拟信号的接口模块202相接之外,大体类似于前面所述的优选实施例。优选地,接口模块202被配置成通过BP22标准与压力传感器互相作用;然而其它模拟数据传输方式也可以接受。

【0075】监视器接口单元104经由模拟接口216(例如电缆)连接到接口模块202,允许监视器接口单元104以标准格式(例如BP22)或者任何私有格式提供模拟压力数据。接口模块202将该被模拟的模拟压力信号转换成合适的数据格式(或者模拟的或者数字的),然后将压力数据通过监视器接口212传给生命体征监视器108(如以前的示例所述)。换句话说,本说明书起初所述的无线压力系统100的优选实施例实质上连接到接口设备并被显示在生命体征监视器上面。

【0076】虽然术语接口模块已经在该说明书中被描述,但应该理解的是,该术语可以更广泛地理解成意味着可以连接在病人感测器和生命体征监视器之间的任何设备。应该理解的是可以有各种不同的装置,其可以有助于无线压力系统100与生命体征传感器108的连接(即最终导致在生命体征监视器108上的压力显示的无线连接)。虽然这些装置中的几个已经被描述(例如,到生命体征监视器108的直接连接、接口模块等),其它装置也被设想为落入本发明的范围内。

【0077】例如,接口模块200和202可以直接地连接到生命体征监视器108上的端口。

【0078】在另一个实施例中,接口模块200和202可以分别合并到监视器接口单元104和105。在这个方面,每个监视器接口单元104或105包括通用的连接器(以连接到生命体征监视器)和接口电路,其被配置成

或被定制成与具体生命体征监视器 108 或来自特定制造的系列监视器进行通信（即私有通信协议被使用）。因此，监视器接口单元 104 或 105 包括软件、驱动器、协议、连接端口以及类似元素，其允许这些监视器接口单元 104 和 105 直接地连接到生命体征监视器 108 的通信总线、生命体征监视器机架、或者生命体征监视器架并与其互相作用。

【0079】进一步，这种直接连接允许生命体征监视器 108 更容易地与接口模块 104 和 105 通信并控制这两个模块。例如，用户可以开启生命体征监视器 108 上的输入装置（例如按钮）以关闭监视器接口单元 104 或 105。

【0080】生命体征监视器 108 之间的这种直接连接也可以便于待显示在生命体征监视器 108 上面的其它数据类型的通信。例如，监视器接口单元 104 或 105 可以传输除压力数据之外的无线信号强度数据和便携式单元 102 的电池量。该额外数据可以被显示在生命体征监视器 108 上面或被用作警报的基础（例如，当便携式单元 102 的电池量处于临界时（发出）一种可听的噪声）。

【0081】尽管本发明根据特别的实施例和申请被描述，根据本教导，本领域的普通技术人员都可以产生额外的实施例和修改而不违背或超出本要求保护的发明的精神或范围。因此，可以理解的是，在本发明中的附图和描述作为示例被提供，从而方便理解本发明并且不应该解释成限制本发明的范围。

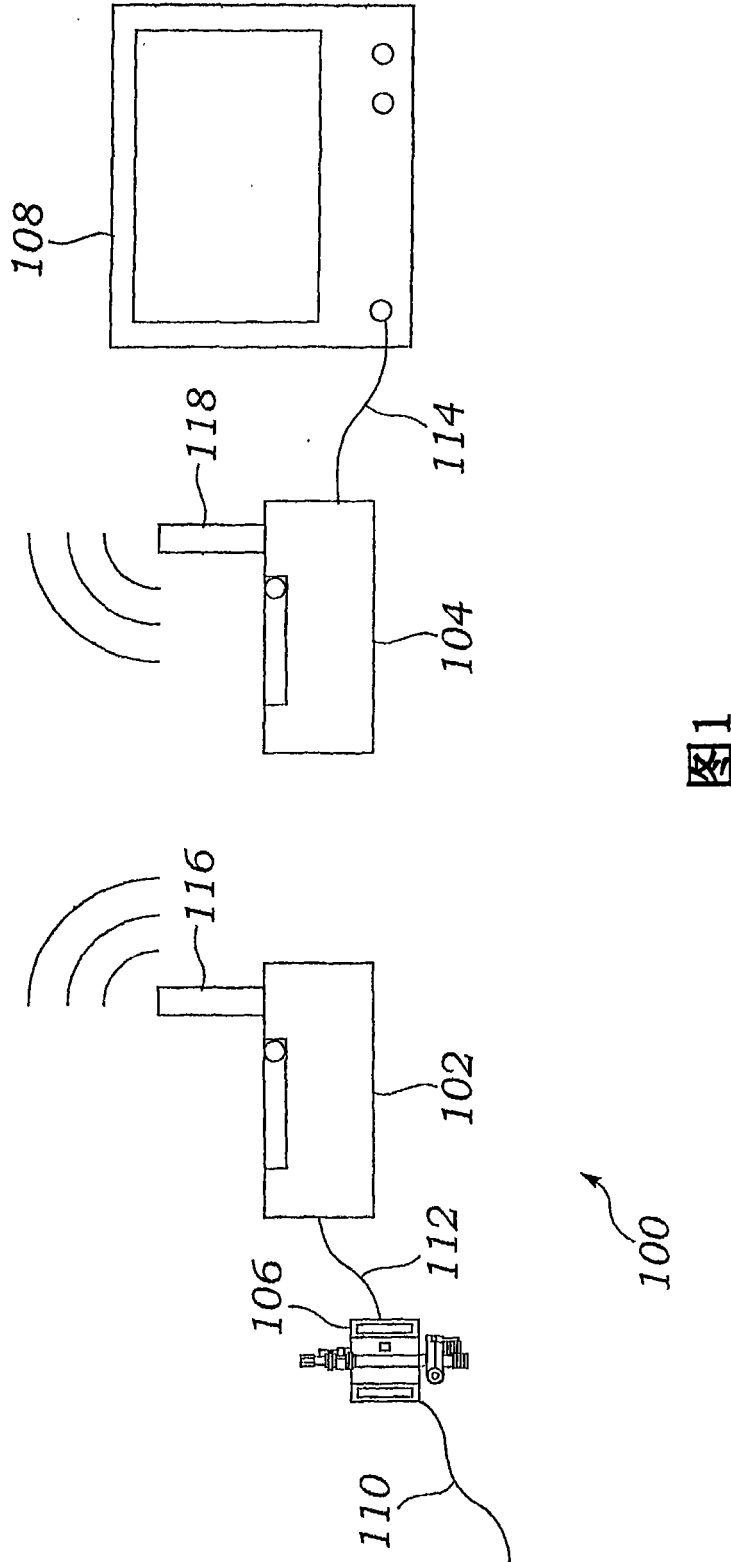


图1

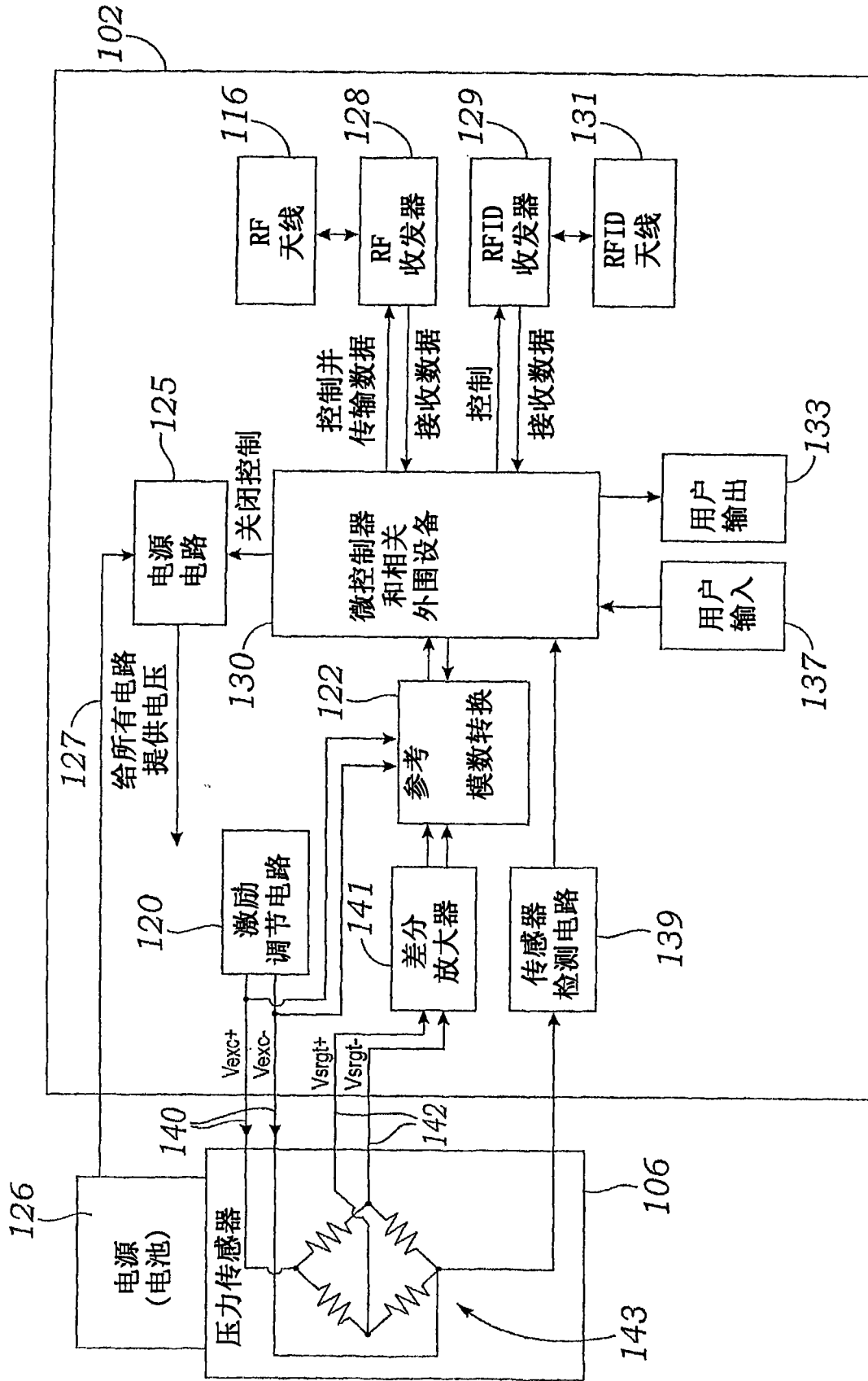


图2

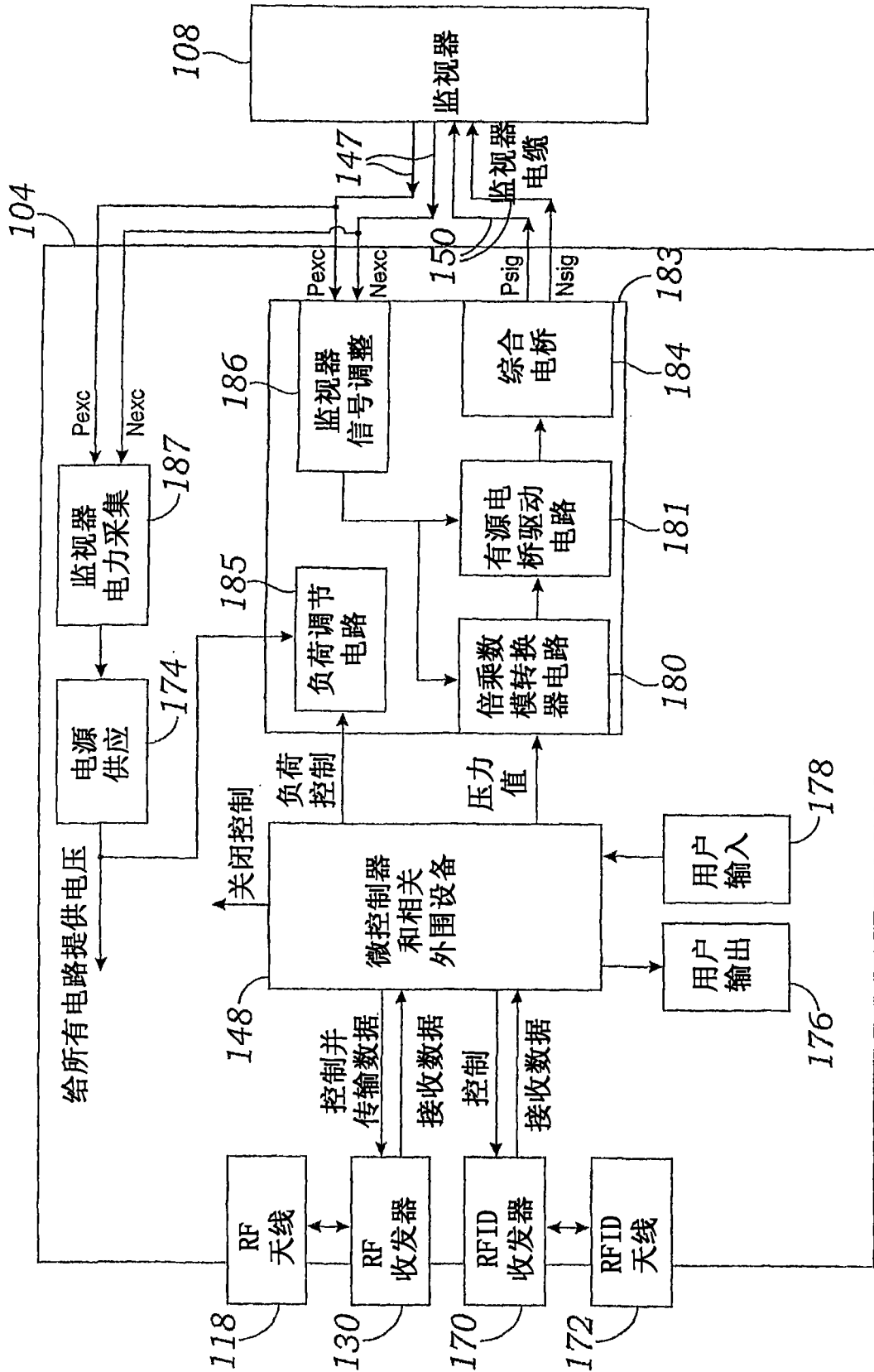


图3

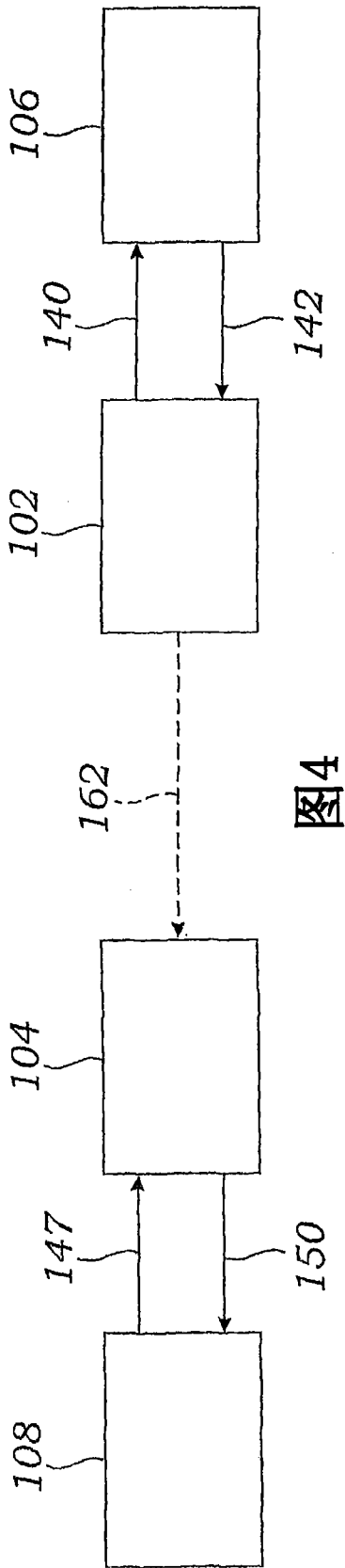


图4

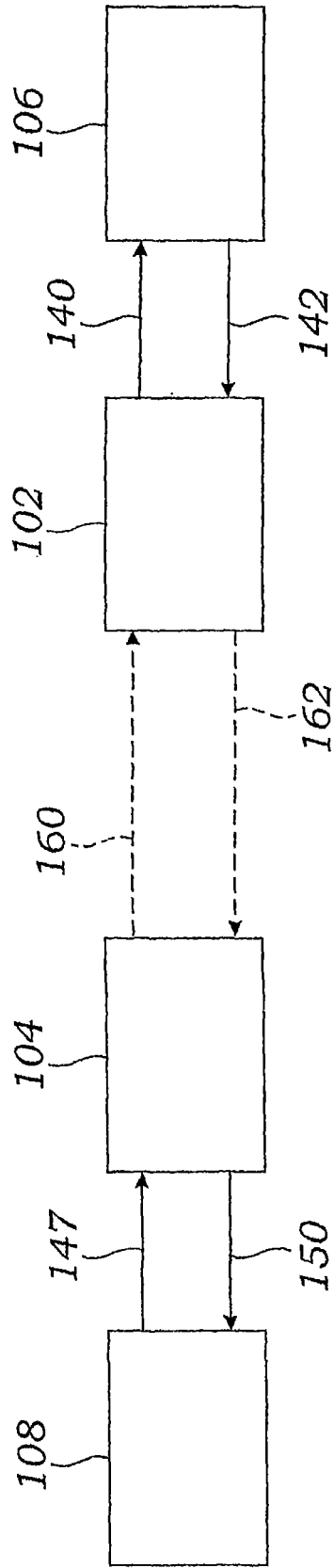


图5

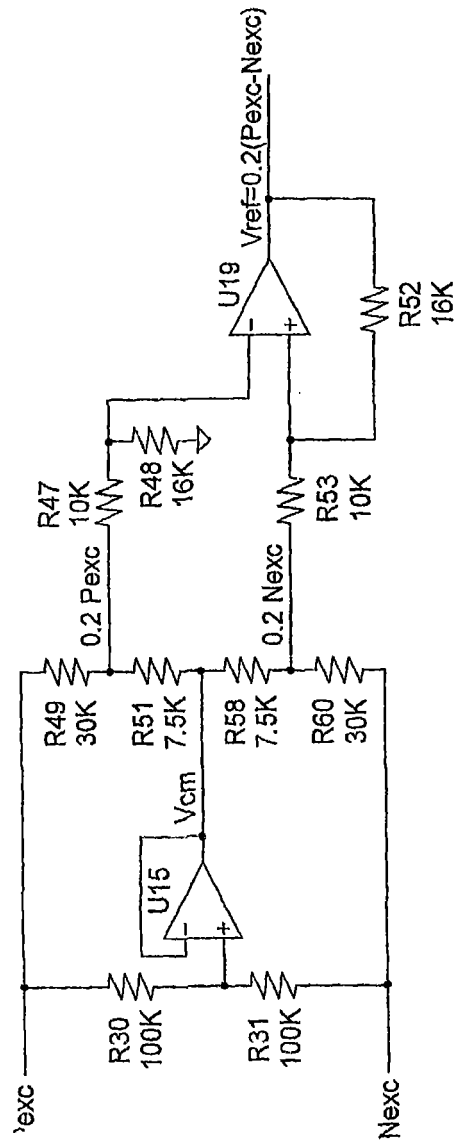
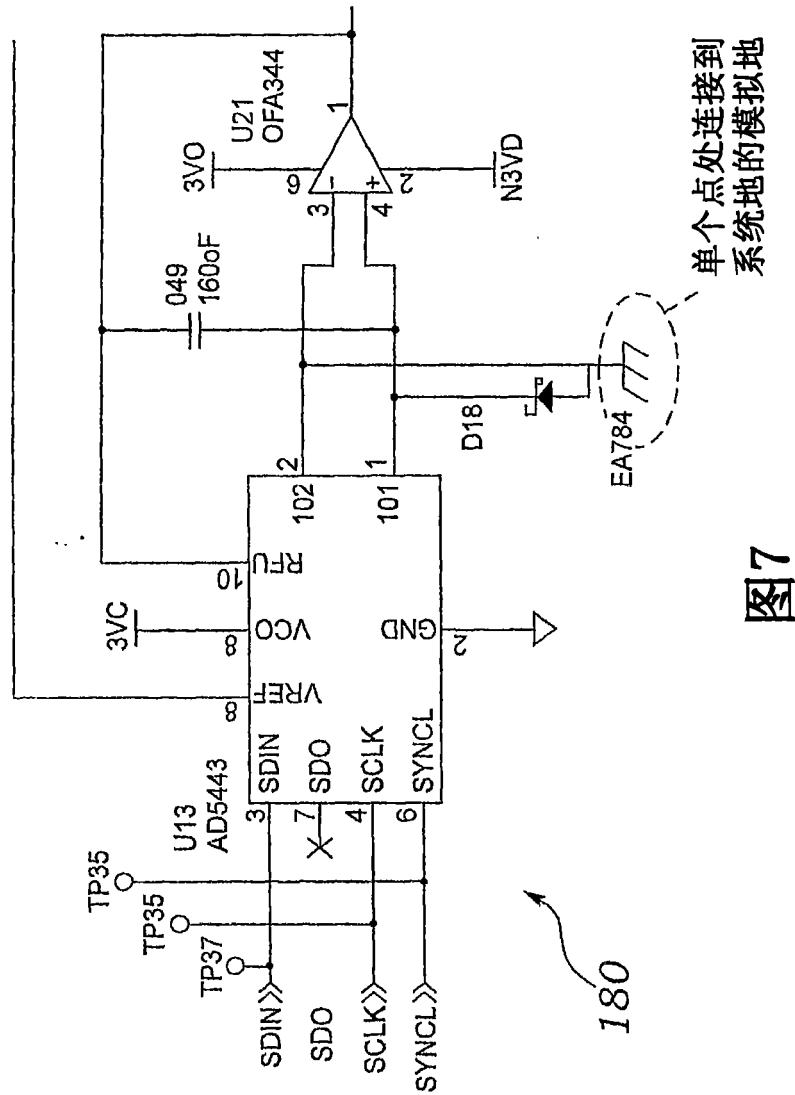


图6

186



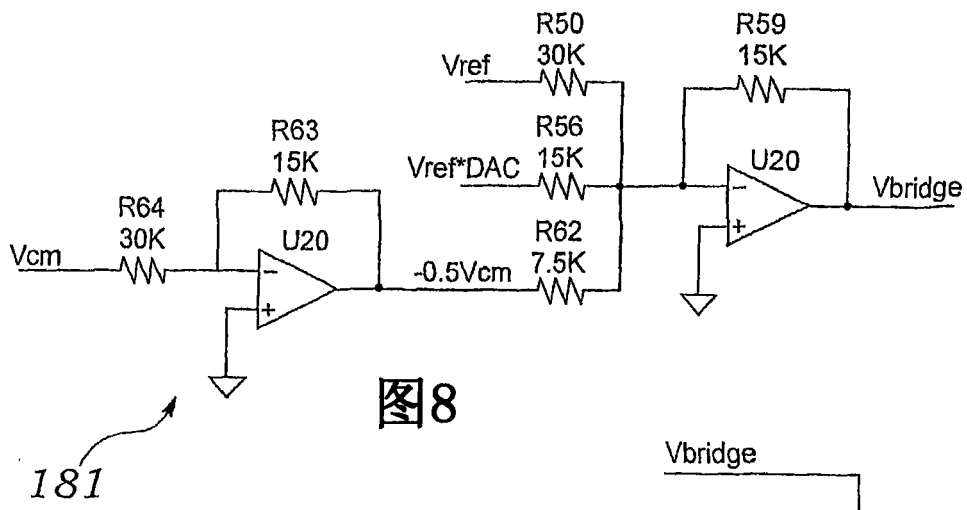


图8

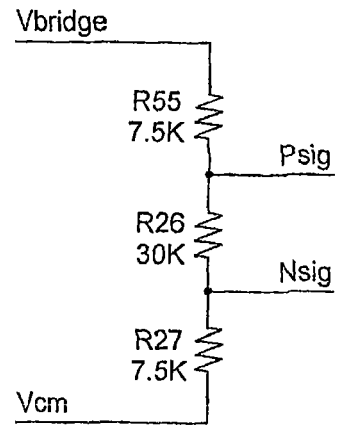


图9

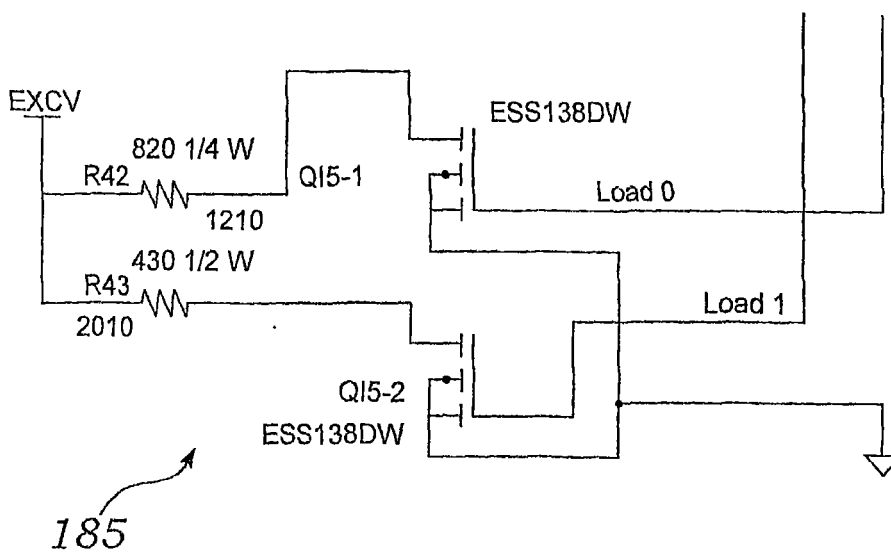


图10

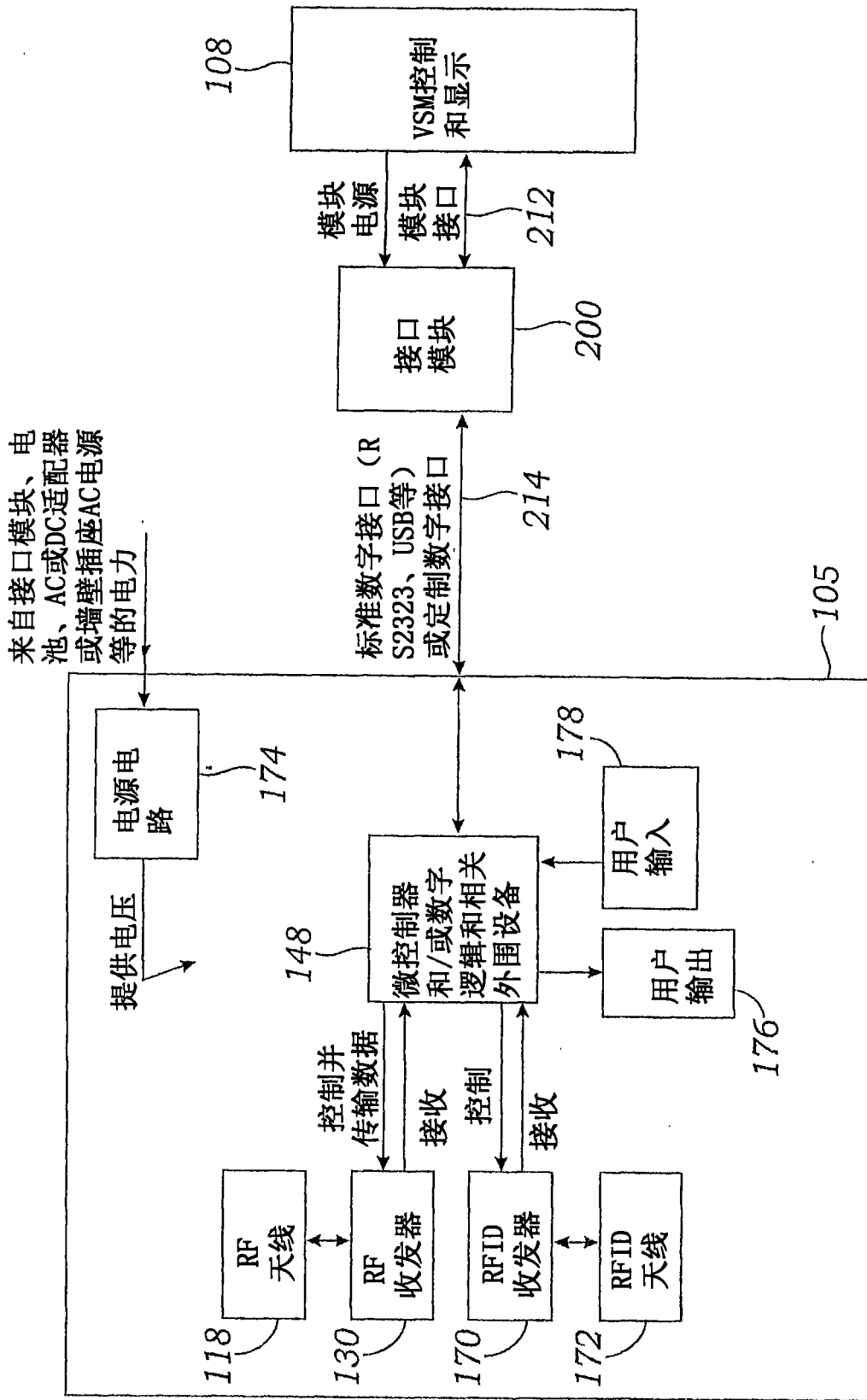


图11

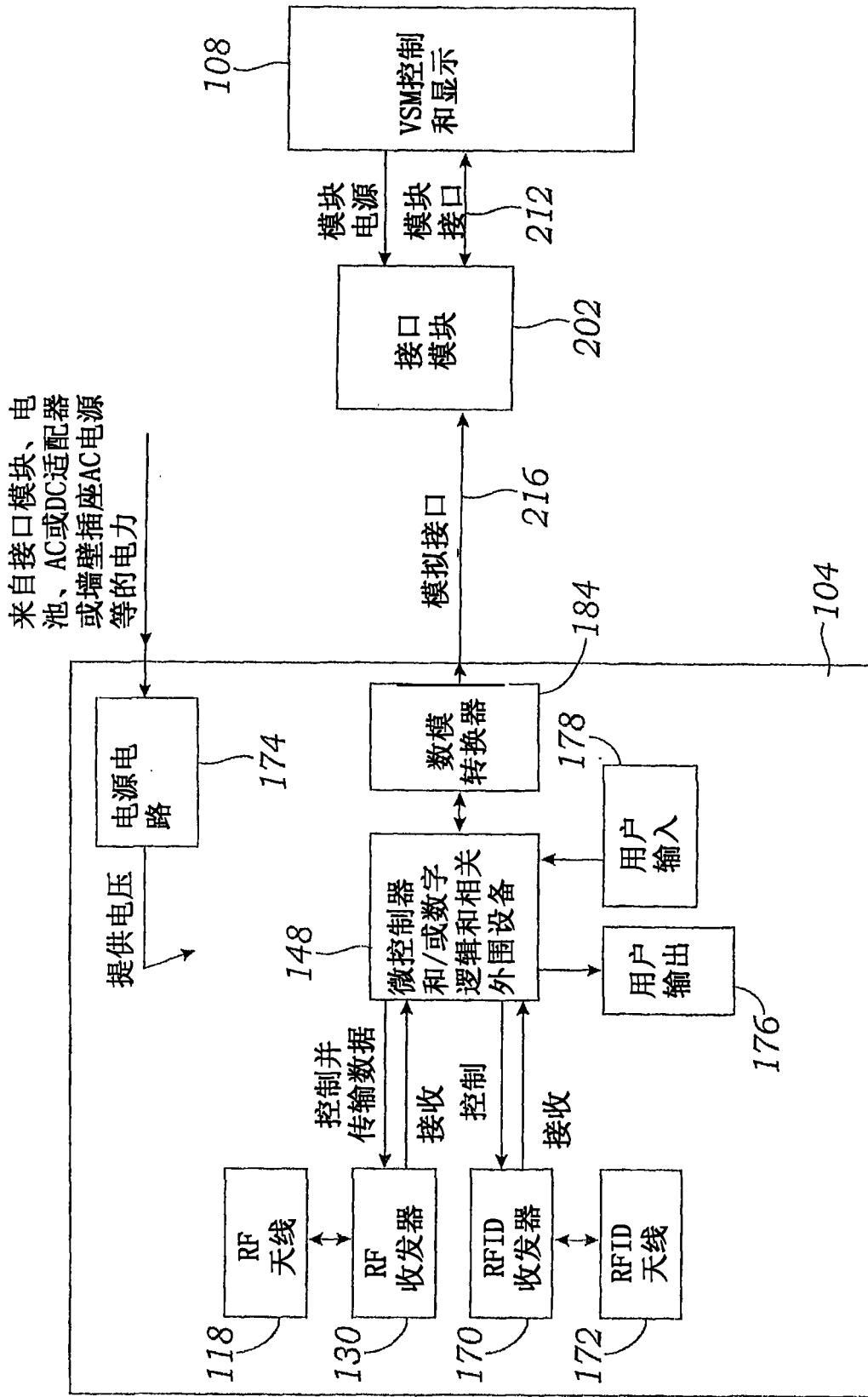


图12

专利名称(译)	用于压力监视的无线通信系统		
公开(公告)号	CN101282682A	公开(公告)日	2008-10-08
申请号	CN200680027057.4	申请日	2006-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
[标]发明人	HA黑特兹门 CR穆尼 AB亚达娄斯基		
发明人	H·A·黑特兹门 C·R·穆尼 A·B·亚达娄斯基		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0215 G06F19/00		
CPC分类号	A61B2560/045 A61B5/0002 A61B5/0215 G06F19/3418 G16H40/67		
优先权	60/736428 2005-11-14 US 11/292872 2005-12-02 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

与血压监视系统一起使用的无线通信系统包括连接到典型压力传感器的便携式单元和连接到典型生命体征监视器的监视器接口单元。便携式单元通过向所述传感器提供激励电压获得来自所述传感器的压力读数，然后将该压力数据无线地传输到所述监视器接口单元。监视器接口单元测量由生命体征监视器提供的激励电压从而以生命体征监视器可识别的格式提供压力读数。

