



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880021880.3

[43] 公开日 2010年3月31日

[11] 公开号 CN 101686805A

[22] 申请日 2008.10.31  
 [21] 申请号 200880021880.3  
 [30] 优先权  
     [32] 2007.11.2 [33] US [31] 60/985,068  
 [86] 国际申请 PCT/US2008/082071 2008.10.31  
 [87] 国际公布 WO2009/059194 英 2009.5.7  
 [85] 进入国家阶段日期 2009.12.25  
 [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 L·N·潘 M·J·希金斯

[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

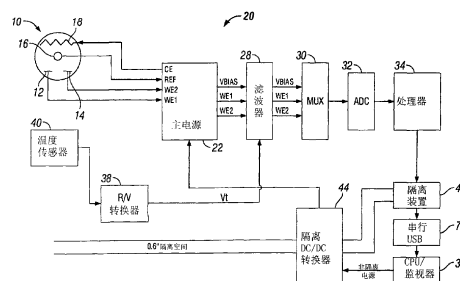
权利要求书 4 页 说明书 29 页 附图 12 页

## [54] 发明名称

能够对由可影响监控系统的外部系统产生的信号噪声进行检测和提供防护的分析物监控系统

## [57] 摘要

分析物监控系统包括检测在血液中分析物浓度的生物传感器。该监控系统包括传感器，该传感器检测工具或其它件的设备是否正在产生可以影响生物传感器操作的电噪声。如果检测到这种电噪声，则该系统在其它工具或设备的检测操作期间隔离生物传感器。在一些实施方式中，该系统测量在生物传感器周围的环境中的信号噪声和该环境的温度，以确定另外一种工具或其它件设备目前是否在运行中。该系统也可以包括辅助电源，以在当生物传感器被置于隔离时的期间维持生物传感器处于偏压状态。



1. 一种分析物监控系统，其包括：  
生物传感器，所述生物传感器能够检测分析物浓度和输出所述分析物浓度的信号指示；  
监控系统，所述监控系统至少监测所述生物传感器的输出；和  
第一选择器，所述第一选择器与所述生物传感器和所述监控系统电连接，所述第一选择器选择性地连接所述生物传感器到所述监控系统或使所述生物传感器与所述监控系统隔离。
2. 根据权利要求 1 所述的系统，其中所述第一选择器是能够被操作者操纵的开关。
3. 根据权利要求 1 所述的系统，其还包括噪声检测器，所述噪声检测器能够检测与所述生物传感器相关的环境中的电信号噪声，其中所述监控系统包括与所述噪声检测器和所述第一选择器通信的处理器，其中所述处理器基于所述噪声检测器的输出控制所述第一选择器的配置。
4. 根据权利要求 4 所述的系统，其中所述处理器比较所述噪声检测器的输出与阈值，其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述处理器控制所述第一选择器以隔离所述生物传感器。
5. 根据权利要求 1 所述的系统，其还包括温度传感器，所述温度传感器能够检测与所述生物传感器相关的环境的温度，在此所述监控系统包括与所述温度传感器和所述第一选择器通信的处理器，其中所述处理器基于所述温度传感器的输出控制所述第一选择器的配置。
6. 根据权利要求 5 所述的系统，其中所述处理器比较所述温度传感器的输出与阈值，其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述处理器控制所述第一选择器以隔离所述生物传感器。

7. 根据权利要求 1 所述的系统，其还包括连接在所述生物传感器和所述监控系统之间的滤波器，其中所述滤波器从到所述生物传感器的信号输入和来自所述生物传感器的信号噪声输出去除信号噪声。

8. 根据权利要求 1 所述的系统，其还包括第一电源和第二电源，每一个选择性地可连接到所述生物传感器，其中所述第一电源和第二电源能够提供一个或多个偏压信号到所述生物传感器，其中所述第一选择器选择性地连接所述第一电源和第二电源中的一个到所述生物传感器。

9. 根据权利要求 8 所述的系统，其还包括能够检测在与所述生物传感器相关的环境中的电信号噪声的噪声检测器，其中所述监控系统包括与所述噪声检测器和所述第一选择器通信的处理器，其中所述处理器比较所述噪声检测器的输出与阈值，其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述处理器控制所述第一选择器以使所述生物传感器与所述第二电源相联。

10. 根据权利要求 8 所述的系统，其包括能够检测与所述生物传感器相关的环境的温度的温度传感器，在此所述监控系统包括与所述温度传感器和所述第一选择器通信的处理器，其中所述处理器比较所述温度传感器的输出与阈值，其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述处理器控制所述第一选择器以使所述生物传感器与所述第二电源相联。

11. 根据权利要求 1 所述的系统，其还包括：

第一电源和第二电源，每个选择性地可连接到所述生物传感器，其中所述第一电源和第二电源能够提供一个或多个偏压信号到所述生物传感器；和

第二选择器，所述第二选择器连接到所述第一电源和第二电源以及所述第一选择器，

其中所述第一选择器能够选择性地连接所述生物传感器到所述第二选择器或使所述生物传感器与所述监控系统隔离，和  
所述选择器能够连接所述第一电源或第二电源到所述第一选择器。

12. 一种使分析物监控系统与电噪声隔离的方法，其包括：  
提供能够检测分析物浓度和输出所述分析物浓度的信号指示的生物传感器；  
提供至少检测所述生物传感器的输出的监控系统；和  
选择性地连接所述生物传感器到所述监控系统或使所述生物传感器与所述监控系统隔离。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，其还包括：  
检测与所述生物传感器相关的环境中的电信号噪声；和  
比较所述电信号噪声与阈值，  
其中所述连接步骤包括如果所述电信号噪声至少与所述阈值一样大，则隔离所述生物传感器。

14. 根据权利要求 12 所述的方法，其还包括：  
电检测与所述生物传感器相关的环境中的温度；和  
比较所述温度与阈值，  
其中所述连接步骤包括如果所述温度至少与阈值一样大，则隔离所述生物传感器。

15. 根据权利要求 12 所述的方法，其还包括从到所述生物传感器的信号输入和来自所述生物传感器的信号噪声输出滤除信号噪声。

16. 根据权利要求 1 所述的方法，其还包括：  
提供第一电源和第二电源，每一个选择性地可连接到所述生物传感器，其中所述第一电源和第二电源能够提供一个或多个偏压信号到

所述生物传感器，其中所述选择性地连接步骤包括选择性地连接所述第一电源和第二电源中的一个到所述生物传感器。

17. 根据权利要求 16 所述的方法，其还包括：  
检测与所述生物传感器相关的环境中的电信号噪声；  
比较所述电信号噪声与阈值，  
其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述选择性地连接步骤连接所述生物传感器与所述第二电源。

18. 根据权利要求 16 所述的方法，其还包括：  
检测与所述生物传感器相关的环境中的温度；  
比较所述温度与阈值，  
其中如果所述输出至少与所述阈值一样大，则所述选择性地连接步骤连接所述生物传感器与所述第二电源。

## 能够对由可影响监控系统的外部系统产生的信号噪声 进行检测和提供防护的分析物监控系统

### 背景

#### 相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求 2007 年 11 月 2 日提交的美国临时专利申请号 60/985,068 的优先权，其也通过引用特此并入本文。

#### 发明领域

[0002] 本发明总体涉及分析物监控系统和方法。更具体地说，本发明涉及对由可影响分析物监控系统的外部系统产生的信号噪声进行检测和提供防护的系统和方法，该分析物监控系统使用电化学生物传感器，例如电流生物传感器、电位生物传感器或类似类型的生物传感器。

#### 相关技术描述

[0003] 控制血糖水平对于糖尿病患者和其它患者可能是重病监护中重要的组成部分，特别是在重病监护病房(ICU)、手术室(OR)或急诊室(ER)环境中，在这些环境中时间和准确性是非常重要的。目前，获得患者高度准确的血糖测量的最可靠方法是通过直接时间点方法(direct time-point method)，该方法是包括抽取血液样品并且运出它用于实验室分析的侵入性方法。这是一种常常不能够以及时的方式产生需要的结果的耗时方法。其它最小侵入性的方法例如皮下的方法包括使用刺血针或大头针刺入皮肤以获得血液的小样品，其随后涂在测试条上并通过葡萄糖计分析。虽然这些最低侵入性的方法在确定血糖浓度的趋势中可以是有效的，但是它们没有足够准确地跟踪葡萄糖以用于

强化胰岛素治疗，例如，在低血糖症状况下不准确可能对患者构成非常高的风险。

[0004] 电化学生物传感器已经开发用于测量物质中各种不同的分析物，例如葡萄糖。分析物是一种在分析方法例如滴定中测定的物质或化学成分。例如，在免疫测定中，分析物可以是配体或结合剂(binder)，其中在血糖测试中，分析物是葡萄糖。电化学生物传感器包括含有用于测量分析物的电极的电解池。电化学生物传感器的两种类型是电位生物传感器和电流生物传感器。

[0005] 例如，电流生物传感器在分析血液化学的医疗行业中是熟知的。这些类型的传感器含有酶电极，其一般包括氧化酶，例如葡萄糖氧化酶，氧化酶固定在电极表面上的膜的后面。在血液存在的情况下，膜选择性地传递感兴趣的分析物例如葡萄糖到氧化酶，在氧化酶中分析物经历氧化或还原，例如氧还原成过氧化氢。在反应物存在的情况下，当足以维持反应的电势被施加到两个电极之间时，电流生物传感器通过产生电流工作。例如，在葡萄糖和葡萄糖氧化酶的反应中，过氧化氢反应产物随后可以通过转移电子到电极被氧化。在电极中产生的电流流量代表感兴趣分析物的浓度。

[0006] 图 1 为示例性电化学生物传感器且具体地为基本的电流生物传感器 10 的示意图。该生物传感器包括两个工作电极：第一工作电极 12 和第二工作电极 14。第一工作电极 12 一般为含有或固定有酶层的酶电极。第二工作电极 14 一般与第一工作电极 12 的所有方面相同，除了它可以不含有酶层。该生物传感器也包括参比电极 16 和对电极 18。参比电极 16 建立固定电势，由该固定电势，建立对电极 18 以及工作电极 12 和 14 的电势。为了参比电极 16 正常地工作，必须没有电流流过它。使用对电极 18 传导电流进入或流出生物传感器，以平衡通过工作电极产生的电流。四个电极在一起一般称为电池。在操作期间，监测来自工作电极的输出电流以测定血液中感兴趣分析物的量。电位生物传感器以类似方式工作来检测物质中分析物的量。

[0007] 如在 2007 年 4 月 4 日提交和名称为 ISOLATED INTRAVENOUS ANALYTE MONITORING SYSTEM 的美国专利申请号 11/696,675 中所描述，已经设计用于连续监测分析物例如血糖的电

化学传感器。具体地，该系统包括在导管中放置电化学传感器，其被插入患者的血流中。用导线传递传感器的电信号从导管到外部系统，用于分析。使用静脉内生物传感器意味着，在需要进行测量的任何时候，患者不会遭受任何来自定期抽血的不舒适，或经历任何的出血。

[0008] 虽然含有电解池的电化学生物传感器，例如电流和电位生物传感器，比更常规的分析物测试装置和方法有显著的改进，但是对于它们的使用有一些潜在的缺点。例如，在最初加偏压之后和在校准和使用之前，电化学生物传感器一般要求化学电池对准的时间。从当偏压信号被施加的时间开始、直到电池全对准(即，稳态)的过程可以是几分钟到多于1小时(例如，15分钟到1.5小时)的任何时间。化学电池对准的时间一般称为试运转时间(run-in time)。

[0009] 试运转时间的显著延迟可能是成问题的，特别在生物传感器在使用中并且有能量意外损失到电池的情况下。例如，如果在患者运送期间或改装连接到患者的各种电线、交互式视盘系统(IVs)、管等期间，到生物传感器的电子器件被拔出，则生物计量传感器将经历稳态的中断，其可能要求生物传感器再次用于操作的可观时间。在患者开始手术的情况这可能是个特别的问题，其中血液含量监测是至关重要的。

[0010] 另一个问题涉及对信号噪声的灵敏度。具体地，在病房或手术室中有可以影响电化学生物传感器工作的各种仪器和设备。例如，在许多手术操作中电手术操作是普通的。电手术是施加高频电流到人(或其它动物)组织，作为去除损害、止血(staunch bleeding)或切除组织的方法。它的好处包括具有有限出血的精确切割能力。在电手术操作中，通过交流电烧伤组织，其直接加热了该组织，而探针头仍然相对冷。使用称为高频电刀(electrosurgical generator)(ESG)或电手术烧灼(electrosurgical cautery)(ESU)——有时称为 RF 刀或 Bovie 刀——的设备进行电手术。

[0011] 作为最初的问题，来自 ESU 的电噪声可以妨碍、中断、过负载或其它方式影响由生物传感器传送的信号。进一步地，噪声可以伤害生物传感器的电解池。如以下参考图 5 更全面地描述，电压转换器与两个工作电极 12 和 14 都联系在一起。定位电压转换器到地面。

在 ESU 在生物传感器附近进行操作的情况，由 ESU 产生的电流可以穿过两个工作电极 12 和 14 到地面。穿过工作电极的电流可以产生可观的热，这些热可以使在第一工作电极 12 中存在的酶蛋白脱水，因而损伤和破坏两个工作电极中的一个。

[0012] 根据以上，需要系统和方法以监测与生物传感器相关的电噪声，以确定生物传感器是否正经历来自它相关联的环境中其它工具或设备的干扰。也需要系统和方法以从这种干扰中隔离电化学生物传感器，以维持生物传感器的性能和操作。

## 发明简述

[0013] 本发明提供系统和方法，其解决常规的分析物监控系统的大多数——如果不是全部的话——以上提到的问题。具体地，本发明提供系统和方法，其监测在邻近分析物监控系统的其他工具或设备是否正在输出可以影响监控系统的性能的电信号噪声并且选择性地隔离监控系统的生物传感器。

[0014] 例如，在一种实施方式中，本发明提供在生物传感器和与生物传感器相关的监控系统之间电连接的选择器。该选择器选择性地连接生物传感器或使生物传感器与监控系统隔离。例如，在一些实施方式中，选择器可以是一种手控开关，其由使用者设定以选择性地隔离生物传感器或连接它到监控系统。在使用者知道工具或其它设备将被投入可能妨碍或损害生物传感器的使用的情况下，这是适用的。通过设定选择器以隔离生物传感器，这些问题得以避免。

[0015] 在一种实施方式中，本发明的系统可以包括检测与生物传感器相关的环境中的电信号噪声的噪声检测器。处理器或其它类型的比较器可以连接到噪声检测器和选择器。处理器可以比较从信号检测器接收的噪声信号与阈值，并且如果来自噪声检测器的噪声信号与阈值至少一样大，则控制选择器以隔离生物传感器。

[0016] 在另一种实施方式中，本发明的系统可以包括检测与生物传感器相关的环境中温度的温度传感器。处理器或其它类型的比较器可以连接到温度传感器和选择器。处理器可以比较从温度传感器接收

的温度读数与阈值，并且如果温度与阈值至少一样大，则控制选择器以隔离生物传感器。

[0017] 在一些实施方式中，本发明的系统可以同时包括分别检测与生物传感器相关的环境中的电信号噪声和该环境的温度的噪声检测器和温度传感器。处理器或其它类型的比较器可以同时连接温度传感器和噪声检测器以及选择器。处理器可以分别比较从噪声监测器和温度传感器接收的噪声和温度与各自的阈值，并且如果噪声或温度之一或两者与各自的阈值至少一样大，则控制选择器以隔离生物传感器。

[0018] 在一种实施方式中，本发明的系统可以包括第一和第二电源，每一个选择性地可连接到生物传感器，其中第一和第二电源能够提供一种或多种偏压信号到生物传感器。在这种实施方式中，当选择器隔离生物传感器时，它使生物传感器从第一电源断开并连接它到第二电源，由此在隔离期间维持到生物传感器的偏压信号。

[0019] 在一种实施方式中，本发明的系统包括选择性连接生物传感器到断路或到监控系统的第一选择器。这个实施方式中的系统还包括连接在第一选择器和监控系统之间的第二选择器。第二选择器能够选择第一或第二电源。在这种实施方式中，在生物传感器的隔离期间，系统可以选择第一选择器以连接生物传感器到断路或者选择第二选择器以连接生物传感器到第二电源。

## 附图简述

[0020] 自此以后，参考附图和它相关的内容，由此本发明通过给出的实施例和提供的用于更好理解本发明的实施方式进行描述，其中：

[0021] 图 1 为依照本发明的实施方式的四电极生物传感器的示意图；

[0022] 图 2 为依照本发明的一种实施方式的监测电化学传感器的输出的监控系统的方框图；

[0023] 图 3 为依照本发明的一种实施方式的监测电化学传感器的输出的监控系统的方框图，其中使用在线滤波器以过滤电噪声；

[0024] 图 4 为描述依照本发明、用于使生物传感器从电信号噪声隔离的不同监控系统的各种实施方式的方框图；

[0025] 图 5 为图 4 的监控系统的局部示意视图，描述了依照本发明的一种实施方式的监控系统的各组成部分；

[0026] 图 6 为操作方框图，图解依照本发明的一种实施方式的用于生物传感器中的电噪声和/或生物传感器相关的环境温度以及选择性地使生物传感器隔离的方法步骤；

[0027] 图 7 为本发明实施方式的方框图，其既监测进入到电化学生物传感器的信号噪声并且也监测发送到生物传感器的偏压信号，以维持生物传感器在偏压状态并且也使生物传感器隔离于信号噪声；

[0028] 图 8 为图 1 的四电极生物传感器的可选实施方式的图解，其具有用于从电化学传感器消散或去除电信号噪声的增加的电极。

[0029] 图 9A-9D 为依照本发明的一种实施方式的分析物监控系统的电路图。

## 发明详述

[0030] 现在在下文将参考附图更全面地描述本发明，其中显示一些、但不是所有的本发明实施方式。实际上，这些发明可以以不同形式来表现并且不应该被解释为限于本文说明的实施方式；相反地，提供这些实施方式，使得本公开将满足可适用的法律要求。在通篇中相同的数字指相同的元件。

[0031] 本发明提供使医生或其它健康护理工作使用生物传感器——例如包括电解池的电化学生物传感器——监测患者的系统和方法。电化学生物传感器可以含有能够与流体中物质例如血糖反应的酶，以产生电信号。这些信号被发送到处理器，处理器计算流体中物质的量，例如，血液中血糖浓度。随后可以便利地对主治医师显示结果。也可以特定地设计装置以使生物传感器信号隔离于干扰噪声和静电，使得可以进行并显示更准确的测量。在一些实施方式中，当生物传感器被安置在血管中时，它可以连续地工作，无论什么时候需要结果都可以实时看见结果。这具有消除昂贵的延迟的好处，该延迟是在使用抽取血液样品和将它们送去实验室分析的老方法中发生的。在一些情况下，使生物传感器装上导管，使得它可以被放置入患者的血流中。

在这种情况下，静脉内生物传感器的应用意味着患者不会遭受定期抽血的任何不舒适、或在需要测量的任何时候经历任何出血。

[0032] 必须理解的是，可以与对电噪声或电压或电流尖峰(current spike)敏感的任意生物传感器一起使用本发明的系统和方法，该电噪声或电压或电流尖峰可以扰乱和/或影响生物传感器。例如，可以与具有电解池的电化学生物传感器一起使用该系统和方法，例如，含有一个或多个用于测量物质中分析物例如血液中葡萄糖的电极的电流和电位生物传感器，其中电解池的电极对电噪声和电流或电压尖峰敏感。

[0033] 例如，图 1 是可以联合本发明使用的电流、四电极生物传感器 10 的示意图。在该图解的实施方式中，该生物传感器 10 包括两个工作电极：第一工作电极 12 和第二工作电极 14。第一工作电极 12 可以是铂基的酶电极，即含有或固定有酶层的电极。在一种实施方式中，第一工作电极 12 可以固定氧化酶，例如在美国专利 5,352,348 中公开的传感器，其内容通过引用并入本文。在一些实施方式中，生物传感器是葡萄糖传感器，在这种情形中第一工作电极 12 可以固定葡萄糖氧化酶。可以使用铂或铂和石墨材料的组合物形成第一工作电极 12。第二工作电极 14 可以与第一工作电极 12 在所有方面相同，除了它可以不含有酶层。生物传感器 10 还包括参比电极 16 和对电极 18。参比电极 16 建立固定电势，由该固定电势可以建立对电极 18 和工作电极 12 和 14 的电势。对电极 18 提供将氧化化学产生的大部分电子传导回到血溶液的工作区。在正常工作期间，对电极阻止可以减少它们的使用寿命的过量电流穿过参比和工作电极。然而，对电极一般可能不具有减少由可以影响电极的尖峰引起的电流冲击(current surges)的能力。

[0034] 电流生物传感器 10 依照电流测量原理工作，其中工作电极 12 相对于参比电极 16 保持在正电势。在葡萄糖监控系统的一种实施方式中，正电势足以维持过氧化氢的氧化反应，其是葡萄糖与葡萄糖氧化酶反应的结果。因此，工作电极 12 可以作为阳极，收集氧化反应产生的、在它表面生成的电子。收集的电子流入工作电极 12，作为电流。在具有包覆葡萄糖氧化酶的工作电极 12 的一种实施方式中，对于每个葡萄糖分子，当工作电极 12 保持在大约+450 mV 和大约+650 mV 之间

的电势时，葡萄糖的氧化生成过氧化氢分子。生成的过氧化氢在工作电极 12 的表面依照下式氧化：



[0035] 该式表示每个氧化的过氧化氢分子产生两个电子。因此，在某些条件下电流的量可以与过氧化氢浓度成比例。因为对于每个氧化的葡萄糖分子，在工作电极 12 生成一个过氧化氢分子，因此在血糖浓度和生成的电流之间存在线性关系。以上描述的实施方式说明了通过促进在它表面的过氧化氢的阳极氧化，工作电极 12 是如何可以工作的。但是，其它实施方式是可能的，其中工作电极 12 可以保持在负电势。在这种情况下，在工作电极 12 生成的电流可以产生于氧的还原。以下文章提供关于电流葡萄糖生物传感器的电子检测原理(electronic sensing theory)的另外信息：J. Wang, "Glucose Glucose Biosensors: 40 Years of Advances and Challenges," *Electroanalysis*, Vol. 13, No. 12, pp. 983-988 (2001)。

[0036] 图 2 图解操作电化学生物传感器例如电流或电位传感器如葡萄糖传感器的系统 20 的示意方框图。具体地，图 2 公开包括电流生物传感器的系统。如在 2007 年 4 月 4 日提交的、名称为 ISOLATED INTRAVENOUS ANALYTE MONITORING SYSTEM 的美国专利申请 11/696,675 中更全面公开的，操作电流传感器的典型系统包括与传感器 10 通信的恒电位仪 22。在正常的操作中，恒电位仪既加偏压到传感器的电极又提供关于传感器操作的输出。如在图 2 中图解，恒电位仪 22 接收分别来自第一工作电极 12、第二工作电极 14 和参比电极 16 的信号 WE1、WE2 和 REF。恒电位仪还提供偏电压 CE 输入到对电极 18。恒电位仪 22 又从工作电极 12 和 14 输出信号 WE1、WE2 和表示对电极 18 和参比电极 16 之间的电压电势 VBIAS 的信号。

[0037] 恒电位仪是控制器和测量设备，其在电解池中保持工作电极 12 的电势相对于参比电极 16 处于恒定水平。它由通过检测其电阻变化并相应地改变提供给系统的电流来控制穿越电解池的电势的电路组成：较高的电阻将产生减少的电流，而较低电阻将产生增加的电流，以保持电压恒定。

[0038] 恒电位仪的另一个功能是接收工作电极 12 和 14 输出到控制器的电流信号。当恒电位仪 22 工作以维持工作电极 12 和 14 的恒电压时，流经工作电极 12 和 14 的电流可以改变。电流信号表示血液中感兴趣的分析物的存在。另外，恒电位仪 22 保持对电极 18 相对于参比电极 16 在一电压水平，以提供电流到血流的返回通路，以便回流电流使吸引在工作电极 12 和 14 中的电流总和平衡。

[0039] 虽然本文公开恒电位仪作为电解池的第一电源或主电源和数据获得仪器，但是应该理解的是，在系统中可以使用执行相同功能的其它仪器而恒电位仪仅仅是一个例子。例如，可以使用恒电流仪，恒电流有时称为恒流器。

[0040] 如在图 2 中图解，一般提供恒电位仪 22 的输出到滤波器 28，滤波器 28 去除至少一些由传感器的电子器件或者控制电路和/或外部环境噪声引起的虚假的信号噪声。滤波器 28 一般是低通滤波器，但可以是任意类型的滤波器，以实现期望的噪声降低。

[0041] 除了电信号噪声，基于传感器的操作温度，该系统也可以校正传感器的分析物读数。参考图 2，温度传感器 40 可以与生物传感器 10 连用。由于化学反应速度(包括葡萄糖氧化的速度)一般受温度的影响，所以温度传感器 40 可以用于监测在生物传感器的工作电极 12 和 14 所在的相同环境中的温度。在图解的实施方式中，温度传感器可以是热敏电阻、电阻式温度检测器(RTD)或基于温度改变电阻的类似器件。可以提供 R/V 转换器 38 以转换电阻的变化为可以通过处理器 34 读取的电压信号  $V_t$ 。电压信号  $V_t$  表示生物传感器 10 的近似温度。电压信号  $V_t$  随后可以输出到滤波器 28 并用于温度补偿。

[0042] 如在图 2 中图解，可以使用多路调制器以传递恒电位仪 22 的信号，即，1)工作电极 12 和 14 的信号 WE1、WE2；2)表示对电极 18 和参比电极 16 之间的电压电势的偏电压信号 VBIAS；和 3)从温度传感器 40 到处理器 34 的温度信号  $V_t$ 。也提供信号为到数字转换器(ADC)32 的模拟信号，以在输入处理器之前将信号数字化。

[0043] 处理器使用计算机程序编码形式或晶体管电路网形式的算法以测定物质中分析物的量，例如血液中葡萄糖的量，在计算机程序编码形式中处理器是微处理器，在晶体管电路网形式中处理器是 ASIC

或其它特定的处理装置。通过处理器测定的结果可以提供给监视器或其它显示装置 36。如在图 2 中图解和在 2007 年 4 月 4 日提交的和名称为 ISOLATED INTRAVENOUS ANALYTE MONITORING SYSTEM 的美国专利申请 11/696,675 中更全面描述, 该系统可以使用各种装置以使生物传感器 10 和相关的电子器件隔离于环境噪声。例如, 该系统可以包括隔离装置 42, 例如用于将信号从处理器传送到监视器的光学发送器, 以避免从监视器到生物传感器和它相关电路的电噪声反馈。此外, 提供电源到电路的隔离的主电源 44, 例如隔离 DC/DC 转换器。

[0044] 虽然图 2 公开了生物传感器的方框图和电路结构, 但稍后以下讨论的图 9A-9D 提供关于电路结构的另外详细信息。

[0045] 虽然图 2 表示电化学生物传感器 10 的总的监控系统 20, 但是图 2 的系统 20 可以对来自邻近生物传感器 10 或监控系统 20 的其它工具和设备的信号噪声敏感, 该信号噪声可以影响生物传感器或监控系统 20 的性能或在一些情况下可以损害生物传感器或监控系统。据此, 本发明提供检测这些工具和设备的可能操作, 并且隔离这些外部系统对生物传感器 10 和/或分析物监控系统 20 的影响的各种系统和方法。

[0046] 例如, 图 3 表示使电化学生物传感器隔离于产生信号噪声的外部装置如其它工具和设备的本发明系统和方法的一种实施方式。例如, 如图解, 本发明的系统可以使用在线滤波器 80 以减少信号噪声。该在线滤波器设计来在输入到恒电位仪之前减小瞬态噪声振幅。该在线滤波器可以是通用设计或它可以被具体地调整以消除特定的信号噪声。例如, ESU 主要产生 AC 信号。在这点上, 该在线滤波器 80 可以包括感应元件 80a-80d (参见图 5) 以滤除由 ESU 产生的 AC 信号噪声。该在线滤波器将减少损害生物传感器的电解池电极的有害信号噪声。在一些实施方式中, 该在线滤波器 80 将有效地过滤信号噪声并允许来自生物传感器的测量继续被读取, 即使在这种噪声处于环境中时的时间。

[0047] 图 4 公开本发明的可以用于与有或没有在线滤波器 80 连起来的系统和方法的另一种实施方式。换句话说, 尽管予以描绘, 但在线滤波器 80 在该实施方式中可以是任选的。在这种实施方式中, 如图

解，该系统 20 包括噪声检测器 82。噪声检测器一般位于生物传感器 10 附近并检测信号噪声。例如，在一种实施方式中，噪声检测器 82 连接到温度传感器的输出。在这种实施方式中，噪声检测器 82 主要监测温度传感器的信号，以检测邻近生物传感器的信号噪声。如图解，噪声检测器 82 连接到处理器 34 并提供关于信号噪声水平的指示到处理器。在一些实施方式中，噪声检测器 82 可以具有相关的噪声阈值输入，该相关的噪声阈值输入支配引起输出到处理器 34 的噪声阈值水平。虽然在其它实施方式中，处理器 34 可以包括一种或多种存储的噪声阈值，用于确定什么时候应当采取行动以使生物传感器 10 的电解池隔离于这种噪声。

[0048] 虽然图解的噪声检测器 82 连接到温度传感器 40，但是必须理解的是检测器可以被电学上定位于系统中数个不同的点。例如，噪声检测器可以电学上连接到生物传感器 10 自身的电极或其它与系统 20 相关的电子器件。在一些实施方式中，噪声检测器 82 可以是与分析物监控系统分开的系统，用于检测邻近生物传感器 10 的信号噪声。重要地是，不管噪声检测器的形式和/或放置如何，这种检测器提供信号噪声输入，该信号噪声输入可以被监测，以确定邻近生物传感器 10 的其它工具或设备例如 ESU 何时运转，以及何时可能影响生物传感器 10 和/或监控系统 20 的操作。

[0049] 参考图 4，除了以在线滤波器的形式提供对信号噪声的隔离和/或检测可以影响分析物监控系统 20 或生物传感器 10 的电信号噪声之外，本发明还可以附加地或可选地包括检测温度上升或尖峰的温度传感器，其会指示可以影响系统 20 和/或生物传感器 10 的另外工具或设备例如 ESU 的操作。如前讨论，ESU 或类似的装置在操作期间一般产生热。通过检测温度变化，系统可以确定 ESU 是运转的。进一步地，如所讨论的，如果不检查，则来自 ESU 的 AC 信号噪声可以流经工作电极 12 和 14 到地。这种电流可以引起传感器的加热，其也会是 ESU 或类似装置在运转的指示。

[0050] 如以上讨论的，一般地，已经使用温度传感器 40 的输出监测生物传感器 10 的电解池的温度。在一些实施方式中，处理器 34 也可以监测温度传感器 40 输出的超过阈值或温度尖峰(即，在短的时间期

间快速的温度增加)的温度,其可以指示 ESU 或类似类型装置是在运转中。

[0051] 在图解的实施方式中,噪声检测器 82 和温度传感器 40 的一种或两种指示 ESU 或类似工具或设备的可能的操作。系统应该还包括按照这种指示而行动的机构。例如,在一些实施方式中,当确定可能影响生物传感器的输出和/或生物传感器的信号的检测的其它工具或设备是在运转时,处理器 34 可以简单地忽略来自生物传感器 10 的输入。例如,如果处理器 34 从噪声检测器 82 或温度传感器 40 的一种或两种确定工具或其它设备例如 ESU 是在运转中,那么处理器可以简单地忽视使用来自生物传感器的输入,直到这种工具或设备的操作已经结束。

[0052] 虽然这种实施方式确保生物传感器的易错读数不被用于估计分析物的存在,但是这种系统没有保护生物传感器或监控系统 20 不受信号噪声的影响。就这点而论,在一些实施方式中,监控系统 22 还可以包括隔离生物传感器的机构,以保护生物传感器不受信号噪声的有害影响。

[0053] 例如,如在图 4 中图解,该系统 20 还可以包括电学上位于生物传感器 10 和恒电位仪 22 或其它类型主电源之间的第一选择器 84。第一选择器 84 被配置来当确定可以影响生物传感器 10 的另一种工具或设备是在运转中时,使生物传感器隔离于系统的其余部分。例如,如果信号噪声水平大于选择的阈值和/或温度传感器 40 指示温度已经增加到阈值以上或等于阈值,或者有突然的温度增加或尖峰。第一选择器 84 实质上在生物传感器 10 和电路的其余部分之间产生断路。这将参考图 5 在以下更全面地讨论。

[0054] 第一选择器 84 可以基于实施方式采用多种形式。例如,在一些实施方式中,选择器可以是继电器,例如单掷双极继电器(single throw double pole relay)。通过激活或不激活继电器,恒电位仪 22 连接到生物传感器 10 或者生物传感器断路。其它实施方式可以使用运作如同继电器的晶体管网络。可以运用处理器、多路调制器或其它类型的装置,可选地连接恒电位仪到生物传感器或使生物传感器断路。简而

言之，考虑能够连接恒电位仪(或其它主电源)或提供断路到生物传感器的任意装置。

[0055] 在一些实施方式中，第一选择器 84 可以包括手控开关。在这种实施方式中，在操作 ESU 或可以影响生物传感器的其它装置之前，患者的看护者可以切换选择器到使生物传感器 10 断路的位置。以这种方式，看护者可以确保生物传感器的电解池不受到与 ESU 或类似装置相关的过大信号噪声的影响。

[0056] 图 4 是图解依照本发明实施方式的在线滤波器 80、噪声检测器 82、温度传感器 40 和第一选择器 84 的方框图。图 5 示意图解依照本发明的一种实施方式的这些装置的示例性配置。例如，图 5 图解在线滤波器 80 和第一选择器 84 与生物传感器 10 和恒电位仪 22 连接的实施方式。图 5 是典型恒电位仪 22 的图解，因为它会被连接到生物传感器 10。如图解，恒电位仪包括三个操作放大器 52、54 和 56。操作放大器 54 和 56 分别连接到被定位到地的生物传感器 10 的工作电极 12 和 14。另一个操作放大器 52 同时连接到参比电极 16 和对电极 18。在这种配置中，操作放大器 52 提供偏电压到对电极 18。

[0057] 图 5 也图解四个感应器 80a-80d 形式的在线滤波器 80，四个感应器放置在生物传感器的每个输出和/或输入的电路中。这个实施方式涉及减轻来自 ESU 或类似装置的信号噪声。具体地，ESU 输出 AC 信号噪声。感应器 80a~80d 过滤 AC 信号噪声，使得这种信号噪声不影响生物传感器的信号输出。这些滤波器也可以使生物传感器隔离于 AC 信号噪声。在一种实施方式中，这些感应器是 10  $\mu$ H 并且在 10 Mhz 具有 2400 K 的阻抗。作为感应器的替代，可以使用 EMI 滤波器。

[0058] 如在图 5 中进一步地图解，在这种实施方式中，选择器 84 电学上位于生物传感器 10 的电极和恒电位仪 22 或其它形式的主电源之间。选择器 84 被配置成连接恒电位仪 22 到电极，或如果检测到过大的信号噪声则使电极断路。基于该实施方式，选择器 84 可以直接电连接到噪声检测器 82 的输出、连接到处理器 34 或者如前讨论地可以是手控开关。

[0059] 图 5 也示意图解表示噪声检测器 82 的实施方式的电路。这个实施方式的噪声检测器连接到温度传感器 40。噪声检测器包括用于适当放大和过滤从温度传感器 40 接收的噪声信号的操作放大器和 R-C 网络。该双重操作放大器可以是 TLC2262。它用作为缓冲器和电压比较器，用于提醒 Bovie 刀或相似的噪声发生器存在，并且切换传感器从恒电位仪到备用电池以阻止过大的 Bovie 刀电流尖峰损害传感器。

[0060] 图 5 也提供处理来自温度传感器 40 的信号的温度传感电路的代表性电路。

[0061] 以上实施方式描述在生物传感器的环境中，通过监测生物传感器的电或温度环境试图检测另外一种工具或装置如 ESU 的操作的系统和方法。也公开了选择器 84 为手工起动开关的实施方式，在可以影响生物传感器 10 的工具或设备之前，可以由使用者操作选择器 84。在另一种实施方式中，本发明的系统和方法可以使用到其它工具或设备的直接或间接连接，用于估计它们的操作。例如，工具或设备和分析物监控系统可以建立通信线，其中该通信线表示设备或工具到分析物监控系统 20 的操作，使得分析物监控系统可以使生物传感器 10 的隔离与工具或设备的操作相配合。例如，当使用者起动工具或设备例如 ESU 的操作时，通知分析物监测器 20 并且可以隔离生物传感器 10。

[0062] 在以上描述的实施方式中，选择器 84 被配置以在生物传感器要被隔离于由其它工具或设备例如 ESU 的操作引起的信号噪声的情况下，呈现到生物传感器的电极的断路。虽然这对于隔离生物传感器提供简单的解决方案，但是这种方案可能具有一些缺点。如前讨论的，对于电-化学生物传感器的适当操作，它电解池的电极应该仍然被加偏压，以维持稳态或化学电池对准。中断到电极的偏压将引起电池稳态的丧失。重新对准电池可能需要不能接受的试运转时间，一般为 15 分钟到超过一(1)小时的范围。

[0063] 对于这个问题，已经开发了系统和方法，以提供偏压信号到电化学生物传感器的电解池，以避免由于主电源断电(outage)引起的电池中偏压损失。这些系统和方法在名称为“ANALYTE MONITORING SYSTEM HAVING BACK-UP POWER SOURCE FOR USE IN EITHER TRANSPORT OF THE SYSTEM OR PRIMARY

POWER LOSS”并与本申请一同提交的美国专利申请号“TBD”中被更全面地描述。这个专利申请的内容通过引用并入本文。

[0064] 具体地，以上引用的专利申请中描述的系统和方法能够检测至生物传感器电解池的能量损失并应用辅助电源以维持到生物传感器电解池的偏压，以阻止生物传感器的操作中断或至少最小化重新对准的试运转时间。

[0065] 再次参考图 4 和 5，辅助电源 26 可以与选择器 84 连在一起。在这种实施方式中，如果确定另外一种工具或装置正在运转并且这种运转可以影响生物传感器和/或监控系统，则选择器 80 可以将主电源如恒电位仪 22 与生物传感器 10 的电极断开，并且替代地连接辅助电源系统到生物传感器 10 的电极。照这样，生物传感器和监控系统与由工具或设备产生的信号噪声隔离，而与此同时在电解池中维持偏压，以消除或减少在信号事件之后重新开始使用生物传感器 10 所需的试运转时间。

[0066] 虽然在一些实施方式中，辅助电源 26 可以直接连接到选择器 80，但在一些实施方式中，可以使用独立的选择器 24，以连接辅助电源 26 到生物传感器 10。两个选择器 80 和 24 的使用可以允许灵活性，使得在一些情况下系统可以保留使用第一选择器 80 使生物传感器断路的选择。

[0067] 例如，如在图 4 和 5 中图解，系统 20 还可以包括第二电源或辅助电源 26。把辅助电源 26 改成连接到生物传感器 10 的电解池。在这种实施方式中，系统包括位于生物传感器 10 和恒电位仪 22 或其它类型的主电源之间的第二选择器 24。配置选择器 24，以连接恒电位仪 22 或辅助电源 26 到生物传感器 10 的电解池。

[0068] 基于实施方式，选择器 24 可以采取多种形式。例如，在一些实施方式中，选择器可以是继电器，例如单掷双极继电器。通过激活或不激活继电器，恒电位仪 22 或辅助电源 26 可以连接到生物传感器 10。其它实施方式可以使用运转如同继电器的晶体管网络。可以运用处理器、多路调制器或其它类型的装置，用于可选地连接恒电位仪或辅助电源到生物传感器。简而言之，考虑能够连接恒电位仪(或其它主电源)或辅助电源到生物传感器的任意装置。在一些实施方式中，选

择器可以包括手控开关。在这种实施方式中，患者的看护者可以切换选择器，以使辅助电源与生物传感器连接。以这种方式，看护者可以确保生物传感器的电解池维持在稳态模式。

[0069] 参考图 4 和 5，进一步地图解与在线滤波器 80、第二选择器 82、温度传感器电路 38 和噪声检测器 82 结合地包括辅助电源 26 和第二选择器 24。如图解，恒电位仪 22 包括三个操作放大器 52、54 和 56。操作放大器 54 和 56 分别连接到被定位到地的生物传感器 10 的工作电极 12 和 14。另一个操作放大器 52 同时连接到参比电极 16 和对电极 18。就提供偏压信号到传感器的电极而言，配置辅助电源以代替恒电位仪。

[0070] 在这点上，图 4 和 5 图解与选择器 24 结合的辅助电源 26 的实施方式。这个实施方式的辅助电源包括电源 58，例如电池或不间断电源。辅助电源 26 还包括各自连接到参比电极 16 以及第一和第二工作电极 12 和 14 的三个分开的电路通道 60-64。电路通道提供偏电压或电流到电极。它们每一个使用电阻器/电容器网络以调整施加到电极的电压或电流。例如，在一种实施方式中，提供偏电压水平到电极，以维持每个工作电极 12 和 14 的电压水平相对于参比电极 16 在大约 +450 mV 和 +650 mV 之间。在一些实施方式中，辅助电源提供相同的电压到一个或多个电极，而在其它实施方式中提供不同的电压到一些电极。使用碱性 3.0VDC 电池作为 0.700 VDC 传感器电压电势的备用。该电池电压被两个成比例的(ratiometric)电阻器 2.49Meg 和 750 K 分配，以提供大约 695mv 的电压电势。使用电容器 1uf 作为由内电压切换到电池偏压的能量储蓄器电压电势开关。另外三个 20 Meg 的电阻器作为患者安全限值的传感器电流限制。

[0071] 在图 4 和 5 的实施方式中，选择器 24 是继电器开关。在不启用的模式(disabled mode)中，选择器连接没有显示的恒电位仪 22 到生物传感器 10 电极。当启用时，选择器使恒电位仪 22 从生物传感器 10 断开并连接辅助电源 26 的输出到那里。通过切换继电器，恒电位仪或辅助电源可以被连接到生物传感器 10。

[0072] 基于检测或其它方法确定工具或其它设备是在运转中并且产生可以影响生物传感器操作的电噪声的前提，图 4 和 5 中图解了不

同实施方式的操作。该系统和方法随后使生物传感器隔离于这种电噪声。根据实施方式，生物传感器可以是断路的或连接到辅助电源，以维持传感器的稳态模式。图 6 图解详述本发明系统的至少一种实施方式的操作流程图，其中与辅助电源 26 一起，使用噪声检测装置 82 和温度传感器 40 二者。

[0073] 具体地，参考图 6，监控系统 20 先检测噪声检测器 82 和/或温度传感器 40 是否正在提供读数，该读数表示邻近生物传感器 10 的另一种工具或设备例如 ESU 正在运行，并且或者是或可能是将中断生物传感器或监控系统的一般电信号噪声。参见方框 100。在这种实施方式中，提供噪声检测器 82 和温度传感器 40 的输出到处理器 34。处理器 34 可以包括存储的噪声和温度阈值，其可以与各自的接收噪声和温度信号比较。参见方框 110a 和 110b。如果噪声和温度信号之一大于阈值(或者在一些实施方式中，等于阈值)，则处理器 34 将首先在存储器中存储生物传感器电极的偏流水平，这没有示出。参见方框 120。处理器 34 随后将激活第二选择器 24 以连接辅助电源 26 到生物传感器的电极，因而对于电解池维持基本稳态的偏压(参见方框 130)。

[0074] 处理器 34 将继续监测噪声检测器 82 和温度传感器 40 的输出。一旦确定噪声信号和温度信号都在各自的阈值以下(参见方框 140)，处理器 34 将运转第二选择器 24 以连接生物传感器 10 的电极到恒电位仪 22。参见方框 150。处理器 34 可以检测电极的输出以确保电解池是稳态。参见方框 160。处理器 34 随后将重新开始监测和使用生物传感器的信号输出，以测量物质中分析物的量。参见方框 170。

[0075] 名称为 ANALYTE MONITORING SYSTEM HAVING BACK-UP POWER SOURCE FOR USE IN EITHER TRANSPORT OF THE SYSTEM OR PRIMARY POWER LOSS 的美国专利申请第“TBD”号描述确定偏压信号是否正在由主电源例如恒电位仪 22 提供的系统。如果存在电源运转中断，系统连接辅助电源到生物传感器，以维持生物传感器的稳态操作。虽然以上的实施方式涉及使生物传感器隔离于破坏性的信号噪声和在隔离期间使用辅助电源 26 维持生物传感器的稳态偏压模式，但可想到集成系统，其中该系统在不想要的信号噪声可

能影响传感器操作的情况下，能够使生物传感器隔离，同时也检测可能的主电源运转中断。在图 6 中提供这种系统的图解实施方式。

[0076] 具体地，如图解，该系统 22 还可以包括测定恒电位仪 22 或主电源 44 的运转的传感器 50。该传感器可以是任何类型传感器。例如，它可以是电压、电流、感应、电容、霍尔效应或类似类型的传感器，其连接到恒电位仪 22 或主电源 44 的输出。该传感器直接连接到选择器 24，或可选地连接到处理器 34，在图 6 中图解的实施方式中，传感器连接到恒电位仪的偏压输出，其提供给生物传感器 10 的电解池。传感器 50 也连接到处理器 34。如果传感器 50 未能够检测到恒电位仪的偏压信号，则处理器 34 控制选择器 24 以连接辅助电源 26 到生物传感器。当传感器 50 指示恒电位仪有偏压输出时，处理器控制选择器以使辅助电源 26 从生物传感器 10 断开并且连接恒电位仪 22 到生物传感器。

[0077] 如前讨论，传感器的类型和放置可以变化，并且图 6 仅是本发明的一种示例性实施方式。传感器可以连接到恒电位仪或主电源的输出，或者它可以是通过看管者手工操作的简单按钮，或者在一些情况下，通过允许看管者手工拨动开关，选择器可以作为传感器。

[0078] 图 3-6 公开使用选择器开关和或在线过滤以使生物传感器隔离于电噪声的本发明系统和方法。本发明考虑保护电化学传感器的电解池不受电噪声影响的其它系统和方法。例如，如图 8 中图解，增加的电极 90 可以加到生物传感器 10 的电解池。电极 90 随后可以经过低电阻路径接地。增加的电极 90 因此将用于从通过 Bovie 刀或输入到偏压传感器 10 的除颤过程(defibrillating procedure)积累的高源极(high source)放出任何过量的电能。

[0079] 以上讨论描述加入辅助电源、选择器和电源运转中断传感器到分析物监控系统。它也提供这些加入到系统的元件的示例性电路图。接下来是包括增加的信号隔离的基本分析物监控系统的示例性电路图的讨论。

[0080] 参考图 9A，生物传感器 10 在左上显示，该生物传感器 10 经过通过 EM16 的输入 EM11 连接到恒电位仪 22。如显示，到输入 EM11、EM12、EM13 和 EM14 的信号线分别连接到对电极 18、参比

电极 16、工作电极 12 和工作电极 14。到输入 EM15 的信号线连接到来自热敏电阻 40 的第一输出，和到输入 EM16 的信号线连接到来自热敏电阻 40 的第二输出。为了方便，显示来自传感器方框 10 的热敏电阻 40 输出，在这个图中热敏电阻 40 输出代表本地连接点(local connection point)。例如，热敏电阻 40 可以与静脉内导管中的生物传感器 10 整合或在其邻近设置，在该情况下使热敏电阻 40 和传感器导线在相同的连接器上终止可以是方便的。在另一种实施方式中，热敏电阻 40 和传感器导线可以在分开的位置被终止。

[0081] 恒电位仪 22 可以包括通过输入 EM12 检测参比电极 16 电压的控制放大器 U2，例如 Texas Instruments, Inc.的 OPA129。控制放大器 U2 可以具有低噪声(在 10kHz 大约  $15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ )、偏移(大约最大  $5\ \mu\text{V}$ )和偏移漂移(offset drift) (大约最大  $0.04\ \mu\text{V}$ )和低输入偏流(大约最大 20 fA)。控制放大器 U2 可以提供电流到对电极 18，以平衡工作电极 12 和 14 吸收的电流。控制放大器 U2 的反相输入可以连接到参比电极 16，并且优选地可以不从参比电极 16 吸收任何明显的电流。在一种实施方式中，对电极 18 可以相对于参比电极 16 保持在大约 -600mV 和大约 -800mV 之间的电势。控制放大器 U2 应该优选地输出足够的电压摆动，以促使对电极 18 到期望的电势，并且传递生物传感器 10 所需的电流。恒电位仪 22 可以依靠 R2、R3 和 C4，用于电路稳定和噪声减少，虽然对于某些操作放大器，可以不需要电容器 C4。可以在对电极 18 和控制放大器 U2 的输出之间连接电阻器 RMOD1，以分流经对电极 18 返回的电流。

[0082] 恒电位仪 22 还可以包括两种电流电压比(I/V)测量电路，用于传送和控制工作电极 12 和工作电极 14 各自通过输入 EM12 和 EM13 的输出信号。每个 I/V 测量电路类似地运转，并且可以包括单级操作放大器 U3C 或 U6C，例如 TLC2264 型。在转换阻抗配置中可以使用操作放大器 U3C 或 U6C。在 U3C 测量电路中，返回由工作电极 12 检测的电流穿过反馈电阻器 R11、R52 和 R53。在 U6C 测量电路中，返回工作电极 14 检测的电流穿过反馈电阻器 R20、R54 和 R55。操作放大器 U3C 或 U6C 可以产生相对于虚拟接地的输出电压。操作放大器 U3C

或 U6C 的输入偏移电压加入到传感器偏压，使得可以保持操作放大器 U3C 或 U6C 的输入偏移为最小值。

[0083] 工作电极 12 和工作电极 14 的 I/V 测量电路也可以使用与操作放大器 U3C 和 U6C 的反相输入分别串联的负荷电阻器 R10 和 R19。可以选择负荷电阻器 R10 和 R19 的电阻，以取得应答时间和噪声抑制之间的折中。因为 I/V 测量电路同时影响 RMS 噪声和应答时间，因此应答时间随着负荷电阻器 R10 和 R19 的增加值而线性增加，而噪声随着增加的电阻快速地减少。在一个实施方式中，负荷电阻器 R10 和 R19 中的每一个可以有大约 100 欧姆的电阻。除了负荷电阻器 R10 和 R19 之外，I/V 放大器也可以包括电容器 C10 和 C19 以减少高频噪声。

[0084] 此外，恒电位仪 22 的 I/V 放大器每个可以包括双列直插式封装(DIP)开关 S1 或 S2。每个 DIP 开关 S1 和 S2 可以具有硬件可编程的增益选择。可以使用开关 S1 和 S2 分别量度来自工作电极 12 和工作电极 14 的输入电流。对于操作放大器 U3C，增益是 RMOD2 和一个或多个电阻器 R11、R52 和 R53 的选择并联组合的函数。对于操作放大器 U6C，增益是 RMOD3 和一个或多个电阻器 R20、R54 和 R55 的选择并联组合的函数。以下表 1 说明使用开关 S1 和 S2 的不同配置可获得的示例性电压增益。

开关位置(S1 和 S2)			每纳安培 I/V 输出(U3C, U6C)V	A/D 输入电压
开	开	开	+4.9V	+4.9V
开	开	关	10mV (1-20nA 范围)	200mV
开	关	开	6.65mV (1-30nA 范围)	133mV
关	开	开	5mV (1-40nA 范围)	100mV

表 1: 示例性电压增益

[0085] 如由表 1 显示，除了全范围设定(full scale settings)外，可以获得三个增益范围设定(gain scale settings)。可以选择这些设定以对应于在 ADC32 的输入额定值。

[0086] 恒电位仪 22 或连接到恒电位仪 22 的电路还可以包括数模转换器(DAC) 66, 其使得程序员能够通过数字输入选择参比电极 16 和对电极 18 之间的偏压  $V_{\text{偏压}}$ 。来自 DAC66 的模拟输出可以被级联穿过缓冲放大器 U5B 并且可以被提供到放大器 U5A 的非反相输入。在一种实施方式中, 放大器 U5A 可以是 TLC2264 型操作放大器。放大器 U5A 的输出可以是双极的、在  $\pm 5$  VDC 之间, 以建立生物传感器 10 的可编程的偏压  $V_{\text{偏压}}$ 。偏压  $V_{\text{偏压}}$  是对电极 18 和参比电极 16 之间的电压。可以选择电阻器 R13 和 R14 以建立放大器 U5A 的期望增益, 并且可以选择电容器 C13、C17 和 C20 用于噪声过滤。

[0087] 恒电位仪 22 或连接到恒电位仪 22 的电路也可以建立参比电压 68 (VREF), 用于在连续的葡萄糖监控系统 20 的控制电路中其它地方使用。在一种实施方式中, 使用电压参比装置 U15 可以建立 VREF68, 其可以是集成电路例如模拟装置类型 AD580M。在另一种实施方式中, 参比电压 68 可以建立在大约 +2.5 VDC。参比电压 68 可以通过与电阻器和电容器 R32、C29、C30 和 C31 结合的放大器 U5D 来缓冲和过滤。在一种实施方式中, 放大器 U5D 可以是 TLC2264 型器件。

[0088] 现在参考图 9B, 现在描述低通滤波器 28。低通滤波器 28 对从恒电位仪 22 接收的每个信号 CE-REF、WE1 和 WE2 可以提供两级放大器电路。在一个实施方式中, 对于每个信号可以提供 1Hz Bessel 多极低通滤波器。例如, 放大器 U2 的输出信号 CE\_REF 可以与第一级放大器 U1A 和第二放大器 U1B 级联。与电阻器 R6 和电容器 C5 结合的放大器 U1A 可以提供一个或多个极。使用与 R1、R4、R5、C1 和 C6 结合的放大器 U1B 可以形成一个或多个另外的极。如果必要, 可以加入电容器例如 C3 和 C9, 用于从  $\pm 5$  VDC 电源滤除噪声。对于信号 WE1 和 WE2, 可以提供类似的低通滤波器。例如, 放大器 U3B 可以与放大器 U3A 级联以过滤 WE1。与元件例如 R8、R9、R15、R16、C14 和 C15 结合的放大器 U3B 可以提供一个或多个极, 而与元件例如 R17、R18、C11、C12、C16 和 C18 结合的放大器 U3A 可以提供一个或多个另外的极。类似地, 放大器 U6B 可以与放大器 U6A 级联以滤除 WE2。与元件例如 R22、R23、R30、R31、C24 和 C25 结合的放大器 U6B 可以提供第一极, 而与元件例如 R24、R25、C21、C22 和 C23 结合的放

大器 U6A 可以提供一个或多个另外的极。可以加入另外类似的滤波器(没有显示出), 用于滤除从 R/V 转换器 38 接收的信号。在低通滤波器 28 滤除高频噪声后, 它可以传递信号 CE\_REF、WE1 和 WE2 到多路调制器 30。

[0089] 参考图 9C, 现在描述包括温度传感器 40 和 R/V 转换器 38 的温度传感电路。R/V 转换器 38 在端 THER\_N1 和 THER\_N2 接收来自温度传感器 40 的输入。这两个端分别对应于图 9A 的输入 EM15 和 EM16, 输入 EM15 和 EM16 通过温度传感器 40 相连。在一种实施方式中, 温度传感器 40 可以是热电偶。在另一种实施方式中, 温度传感器 40 可以是器件例如热敏电阻或电阻式温度检测器(RTD), 其具有温度依赖性电阻。在下文中, 仅为了说明的目的, 使用热敏电阻作为温度传感器 40 的监控系统 20 将被描述。

[0090] 由于化学反应速度(包括葡萄糖氧化的速度)一般受温度影响, 可以使用温度传感器 40 监测与工作电极 12 和 14 所处环境相同的环境中的温度。在一种实施方式中, 监控系统 20 可以在大约 15°C 和大约 45°C 之间的温度范围中工作。对于静脉内应用中进行连续监测, 预期工作温度范围是在正常体温的几度之内。因此应该选择可以在这种期望范围内工作并且其大小可以制成与生物传感器 10 靠得很近设置的热敏电阻 40。在一种实施方式中, 可以在带有生物传感器 10 的相同探针或导管中设置热敏电阻 40。

[0091] 可以隔离热敏电阻 40, 以防止可以影响它温度读数的其它传感器或器件的干扰。如在图 9C 中显示, 通过在 R/V 转换器 38 中在输入 THER\_N2 包括低通滤波器 70, 可以实现热敏电阻 40 的隔离。在一种实施方式中, 低通滤波器 78 可以包括连接输入 THER\_N2 到信号地线的简单 R-C 电路。例如, 通过与电容例如电容器 C67 和 C68 并联的电阻器 R51, 可以形成滤波器 78。

[0092] 关于设置在静脉内位置的热敏电阻 40, 它的电阻随着患者体温的变化而变化。可以提供 R/V 转换器 38, 以转化这种电阻变化成为电压信号  $V_t$ 。因此, 电压信号  $V_t$  代表了生物传感器 10 的温度。电压信号  $V_t$  随后可以被输出到低通滤波器 28 并且用于在监控系统 20 中其它地方进行温度补偿。

[0093] 在一种实施方式中,可以选择具有以下规格的热敏电阻 40:

$$R_{th} = R_0 e^{\beta \left( \frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)}$$

(1)

其中,

$R_{th}$  是热敏电阻在温度  $T$  的电阻;

$R_0$  是热敏电阻在温度  $T_0$  的电阻;

$\beta = 3500^\circ\text{K} \pm 5\%$ ;

$T_0 = 310.15^\circ\text{K}$ ; 和

$T$  是单位为  $\text{K}$  的血液温度。

[0094] 选择参比电阻  $R_s$  以得到:

$$\frac{R_{th}}{R_s} = 1.4308 \pm 0.010507$$

(2)

[0095] 为了确定患者的血液温度, 等式(1)可以改写为:

[0096]

$$T = T_0 \frac{\beta}{T_0 \ln\left(\frac{R_{th}}{R_s}\right) + \beta}$$

(3)

[0097] 为了依照温度补偿生物传感器 10 的输出, 热敏电阻 40 的电阻  $R_0$  可以转化为电压信号  $V_t$ 。为了实现这个,  $R/V$  转换器 38 可以提供使固定的电流通过热敏电阻 40 的电流源 72。在图 9C 的顶部显示电流源 72 的电路的一种实施方式, 其包括器件  $Q_1$  和  $Q_1$  右边的所有元件。

[0098] 在一种实施方式中, 电流源 72 可以提供期望的电流穿过  $Q_1$ 。在一种实施方式中, 穿过  $Q_1$  的源电流可以在大约  $5\mu\text{A}$  和大约  $15\mu\text{A}$  之间。 $Q_1$  可以是 JFET 例如类型 SST201。为了控制 JFET, 可以提供操作放大器  $U_7A$  的输出以驱动  $Q_1$  的门。如必要, 可以分割电压  $V_{REF}$  以在放大器  $U_7A$  的非反相输入配置大约  $+2\text{ VDC}$  的电压。例如, 通过在  $V_{REF}$  和放大器  $U_7A$  之间的电阻器  $R_37$  和  $R_38$  可以形成分压器。通过在输出和非反相输入之间的反馈路径中包括电容器  $C_45$  和在从  $Q_1$  的漏极(drain)到反相输入的反馈路径中包括电阻器  $R_34$ , 可以配置放大

器 U7A 为如显示的积分器(integrator), 以维持 Q1 的漏极电压在大约 +2V。如果期望的话, 可以包括用于过滤和稳定的元件例如 R36、C34、C42、C43 和 C44。

[0099] 可以选择放置在 Q1 的漏极和+2.5V VREF 之间的电阻器 R33, 以建立在期望值的 Q1 的源电流。在一种实施方式中, 可以维持大约  $9.8\mu\text{A}$  的源电流, 以符合医疗设备标准例如 IEC 60601-1。在一种实施方式中, 在此标准下热敏电阻 40 被分类为 CF 型器件(即, 与人的心脏物理接触的器件), 并且其具有电流泄漏极限, 该极限在正常工作条件下设定在  $10\mu\text{A}$  和在单一故障条件下设定在  $50\mu\text{A}$ 。电阻器 R33 和组成电流源 72 的其它元件的选择因此可以取决于监控系统 20 的最终期望用途应用。

[00100] 通过放置一个或多个与热敏电阻 40 并联的参比电阻器 R39 和 R43 以负荷 Q1 的源电流, 一个或多个电压信号  $V_t$  可以源于热敏电阻 40。使用电容器 C54 和 C63, 通过 Q1 的源电流流动经过该并联电阻产生的电压信号的电磁干扰(EMI)可以被过滤。用由 R40 和 C55 以及由 R46 和 C64 形成的无源信号极(passive signal poles), 可以进一步地过滤电压信号。在一种实施方式中, 可以建立这些极以提供大约为 30 Hz 的交叉频率。这些无源滤波器保护放大器 U11A、U11B 和 U11C 不受静电放电(ESD)影响。

[00101] 在一种实施方式中, 放大器 U11A、U11B 和 U11C 可以是选择低噪声(在频率=1 Hz 为  $12\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ )、最大大约 5 $\mu\text{V}$  的偏移、最大大约  $0.04\mu\text{V}$  的偏移漂移和最大大约 1pA 的输入偏流的 TLC2264 型器件。放大器 U11A 可以形成低通滤波器并且在电阻器 R43 处传输热敏电阻参比电压  $V_{t1}$ 。放大器 U11B 也可以形成低通滤波器并且在热敏电阻 40 处传输热敏电阻输入电压  $V_{t2}$ , 其代表检测的温度。在一个实施方式中, 放大器 U11A 或 U11B 可以用作-3dB 点为大约 5.0 Hz +/- 0.6Hz 的两极巴特沃斯滤波器(Butterworth filter), 以便反混淆(antialiasing)。为了这个目的, 可以配置元件例如 R41、R42、R44、R45、C49、C56、C57 和 C58。可以在放大器 U11B 的输入处提供放大器 U11C 作为缓冲放大器。

[00102] 随后可以通过低通滤波器 72 接收 R/V 转换器 38 的第一和第二电压信号  $V_t$  输出，以进行另外的调整。在一种实施方式中，低通滤波器 70 可以提供用于信号  $V_t$  的四极 5Hz 巴特沃斯滤波器。该巴特沃斯滤波器可以倍增，作为反混淆滤波器，以产生四极应答，其中-3dB 点在大约 5.0 Hz，并且该巴特沃斯滤波器具有大约 20 (即，26 dB) 的增益以提供每 1.0 nA 从大约 100 mV 到大约 200 mV 的输出。

[00103] 通过低通滤波器 70 过滤的生物传感器 10 和热敏电阻 40 的信号随后可以被输出到多路调制器 30。如在图 9D 中显示，多路调制器 30 可以接收信号 CE\_REF、WE1、WE2、VREF 和两个  $V_t$  信号( $V_{t1}$  和  $V_{t2}$ )，并且提供它们模拟量到数字转换器 32。在这种传输通路中可以与过滤元件例如 R47 和 C50 一起提供缓冲放大器 U11。

[00104] 在一种实施方式中，多路调制器 30 可以是 8-通道模拟多路调制器，例如 Maxim 单片 CMOS 型 DG508A。经 ADC32 的输出位 (output bits) P0、P1 和 P2，处理器 34 可以控制通道选择。表 2 说明多路调制器 30 的示例性通道选择。

[00105] ADC32 转化模拟信号为离散的数字数据。ADC32 在  $2^n$ -通道多路调制器 30 可以具有用于选择模拟输入信号的  $n$  个输出位 (例如 P0-P2)。在一种实施方式中，ADC 32 可以是 Maxim 型 MAX1133BCAP 器件，其具有 16 位逐次近似的双极输入、单相+5V DC 电源和在 200 kSPS 大约 40 mW 的低额定功率。ADC 32 可以具有内部的  $4.096 V_{REF}$ ，其可以用作缓冲器。ADC 32 可以与串行外围接口 (Serial Peripheral Interface)(SPI)、队列串行外设接口 (Queued Serial Peripheral Interface)(QSPI)、Microwire 或其它串行数据连接(serial data link)相容。在一种实施方式中，ADC 32 可以具有以下输入通道：偏压输出 (CE\_REF)、工作电极 12 (WE1)、工作电极 14 (WE2)、DAC 转换器电压 (DAC\_BIAS)、热敏电阻参比电压 ( $V_{t1}$ )、热敏电阻输入电压 ( $V_{t2}$ )、参比电压 ( $2.5V_{REF}$ ) 和模拟接地 (ISOGND)。

P2	P1	P0	Mux 通道	模拟输入描述
0	0	0	0	参比电极 16 对照电压
0	0	1	1	工作电极 12 电流/电压

0	1	0	2	工作电极 14 电流/电压
0	1	1	3	对照 & 参比偏压
1	0	0	4	热敏电阻参比电压 Vt1
1	0	1	5	热敏电阻输入电压 Vt2
1	1	0	6	2.5 V <sub>REF</sub> 电压
1	1	1	7	ISOGND 电压

表 2: 多路调制器的示例性通道选择

[00106] 来自 ADC 32 的数字数据可以传送到处理器 34。处理器 34 可以是可编程微处理器或微控制器，其能够下载和执行准确计算通过生物传感器 10 读出的分析物水平的软件。处理器 34 也可配置成接收数字数据，并且通过运行包含在集成存储器(integral memory)中的一种或多种算法，处理器 34 可以基于代表 CE\_REF、WE1、WE2、DAC\_BIAS 和 2.5VREF 的一个或多个数字信号，计算血液中分析物(例如葡萄糖)水平。处理器 34 也可以基于一个或多个前面提到的数字信号和/或数字信号 Vt1 和/或 Vt2，运行温度校正算法。基于温度校正算法的结果，处理器 34 可以得到分析物水平的温度-校正值。在一种实施方式中，处理器 34 可以是 Microchip Technology 类型 PIC18F2520 28-针(pin)增强的闪存微控制器，其具有 10-比特 A/D 和纳瓦技术、32k x 8 闪存、1536 字节的 SRAM 数据存储器和 256 字节的 EEPROM。

[00107] 通过连接到时钟输入管脚的晶体振荡器 Y1，可以提供处理器 34 的输入时钟。在一种实施方式中，振荡器 Y1 可以是定级在 4 MHz、0.005%或 +/- 50 ppm 的 CTS 公司的振荡器。使用电容器 C65 和 C66 可以过滤 Y1。处理器 34 还可以包括漏极开路输出(open drain output) U14，例如，配置有提供系统通电 RESET 输入到处理器 34 的上拉电阻器 R50 的 Maxim 类型 MAX6328UR 器件。在一种实施方式中，上拉电阻器 R50 可以具有大约 10 kΩ 的值。为了降低噪声，可以使电容器 C69 和 C70 的大小合适。

[00108] 在一种实施方式中，如显示，经管脚 SHDN、RST、ECONV、SDI、SDO、SCL 和 CS，可以使处理器 34 和 ADC 32 之间能够进行数据传输。电连接器 J2 例如 ICP 型 5-针连接器可以用于连接处理器 34

的管脚 PGD 和 PGC 到漏极输出 U14。连接器 J2 可以提供下载想要的软件进入集成存储器例如处理器 34 的闪存的路径。

[00109] 经光频隔离器 42 和串行 USB 端口 74，处理器 34 可以输出它的结果到监视器，例如 CPU 36。光频隔离器 42 可以使用短的光传输路径，在处理器 34 和串行 USB 端口 74 之间传输数据信号，同时保持它们电隔离。在一种实施方式中，光频隔离器 42 可以是模拟器件型号 ADuM1201 双通道数字隔离器。光频隔离器 42 可以包括提供增强的性能特征的高速 CMOS 和单片变压器技术。光频隔离器 42 可以为在处理器 34 和串行 USB 转换器 74 之间的串行通信提供多至 6000 VDC 的隔离。可以加入滤波电容器 C61 和 C62，用于在+5VDC 输入进行另外的噪声降低。在电容器 C61，通过来自 DC/DC 转换器 44 的隔离的输出，可以提供+5 VDC 电源。在电容器 C62，从 USB 接口经 CPU36 可以提供+5 VDC 电源。除了这些特征外，可以建立在大约 0.3 英寸和大约 1.0 英寸之间的隔离空间 51 (例如，在含有隔离的电元件的电路板上)，提供物理分隔，以将在光频隔离器 46 的“隔离”面上的电路元件与在“非隔离”面上的电路元件电隔离和磁隔离。在图 9D 上，在“隔离”和“非隔离”面上分开的元件用虚线表示。在一种实施方式中，隔离空间可以是 0.6 英寸。

[00110] 一般而言，隔离器件或隔离工具阻止来自电路隔离面外面的噪声与在电路的隔离面内检测或处理的信号发生干扰。噪声可以包括可以在电路的隔离面中被感应或传输的任意类型的电、磁、射频或本底噪声。在一种实施方式中，隔离器件在用于传感和信号处理的隔离传感电路和用于能源提供和显示的非隔离计算机电路之间提供 EMI 隔离。隔离器件可以包括一个或多个光频隔离器 42、DC/DC 转换器 44、隔离空间 51 和一个或多个用于整个监控系统 20 的许多电子滤波器或接地方案。

[00111] 串行 USB 转换器 74 可以使通过光频隔离器 42 接收的串联输出转变为 USB 通信接口，以帮助处理器 34 的输出连接到 CPU 36。在一种实施方式中，串行 USB 转换器 74 可以是 FTDI 型 DLP-USB232M UART 接口模块。经 USB 端口，转化的 USB 信号随后可以传输到 CPU 36，以便存储、打印或显示。串行 USB 转换器 74 也可以提供+5 VDC

电源，其可以通过恒电位仪 22 使用的隔离 DC/DC 转换器 44 和在电路的隔离面上的其它电子元件而被隔离。

[00112] CPU 36 可以配置软件，以在显示单元 36 上以期望的图形形式显示分析物水平。CPU 36 可以是任何商用计算机，例如在平台例如 Windows、Unix 或 Linux 上运行的 PC 或其它膝上型或桌面计算机。在一种实施方式中，CPU 36 可以是耐震膝上型计算机。在另一种实施方式中，CPU 36 在显示单元 36 上显示的图形可以同时显示代表感兴趣的分析物的实时测量的数值和历史趋势，以最佳地通知参与的健康护理专业人员。该实时测量可以被连续地或周期性地更新。该历史趋势可以显示分析物水平随时间的变化，例如，对分析物水平例如血糖浓度在一个或多个小时或数天。

[00113] CPU36 可以提供电源以隔离 DC/DC 转换器 44，并且也可以提供电源到显示单元 36。CPU 36 可以从电池组或标准壁装电源插座(例如 120 VAC)接收电源，并且可以包括内部 AC/DC 转换器、蓄电池充电器和类似的电源电路。隔离 DC/DC 转换器 44 可以经总线从 CPU 36 接收 DC 电源。在一种实施方式中，该 DC 电源可以是例如经 RS232/USB 转换器(没有示出)提供的+5VDC、500 mA $\pm$ 5%电源。可以使用电容器例如 C37 和 C38，在隔离 DC/DC 转换器 44 的非隔离面过滤+5 VDC 电源。

[00114] 隔离 DC/DC 转换器 44 转化非隔离的+5VDC 电源为输出到标记了 ISOLATED PWS OUT 的总线上的隔离的+5 VDC 电源。此外，隔离 DC/DC 转换器 44 可以提供物理隔离空间，以附加地抗电和磁噪声。在一种实施方式中，隔离空间可以是在大约 0.3 英寸和大约 1.0 英寸之间。在另一种实施方式中，隔离空间可以是 8 mm。隔离 DC/DC 转换器 44 可以是 Transironix 型 TVF05D05K3 双 $\pm$ 5V 输出、600 mA，具有 6000 VDC 隔离的调节的 DC/DC 转换器。双输出+5 V 和-5 V 可以通过公共端分离，并且使用在+5 V 和公共端之间的电容器 C33 和 C36 以及在-5 V 和公共端之间的电容器 C40 和 C41 过滤。可以提供另外的更高级别过滤，以产生多个模拟和数字 5V 输出，和减少通过元件例如 ADC 32 和处理器 34 的数字交换可能在电路的隔离面上产生的任意噪声。例如，通过配置电容器 C32、C35 和 C39 的感应器 L1、L2、L3

和 L4 可以过滤+5 V 和-5 V 输出。在显示的配置中，这些元件提供给数字元件+5V 隔离的电源(+5VD)、给模拟元件+/- 5V 隔离的电源(+5VISO 和-5VISO)和给模拟元件隔离的信号接地。

[00115] 在一种实施方式中，分析物监控系统的元件可以安装在一个或多个包含在箱或法拉第笼里的印制电路板上。在其中包含的元件可以包括一个或多个恒电位仪 22、R/V 转换器 38、低通滤波器 28、多路调制器 30、ADC32、处理器 34、光频隔离器 42、DC/DC 转换器 44 和相关的隔离电路以及连接器。在另一种实施方式中，可以将该同一板安装的元件安置在底盘内，该底盘也可以含有串行 USB 转换器 74 和 CPU 36。

[00116] 虽然在附图中已经描述和显示了某些示例性实施方式，但应该理解的是这些实施方式仅是说明性的并不是对本宽泛发明的限制，并且本发明不限制于显示和描述的具体结构和安排，因为除了在以上段落中已经说明的那些外，各种其它变化、组合、省略、修改和替代是可能的。本领域技术人员将意识到，在不偏离本发明的范围和 精神下，可以配置刚才描述的实施方式的各种改变和修改。因此，应该理解的是在所附权利要求的范围内，可以实施除了如在本文具体描述以外的发明。

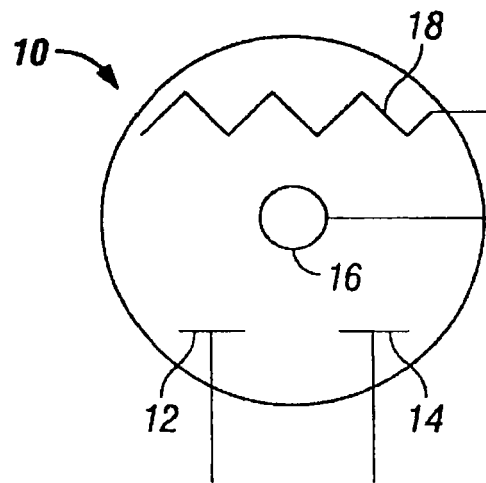


图1

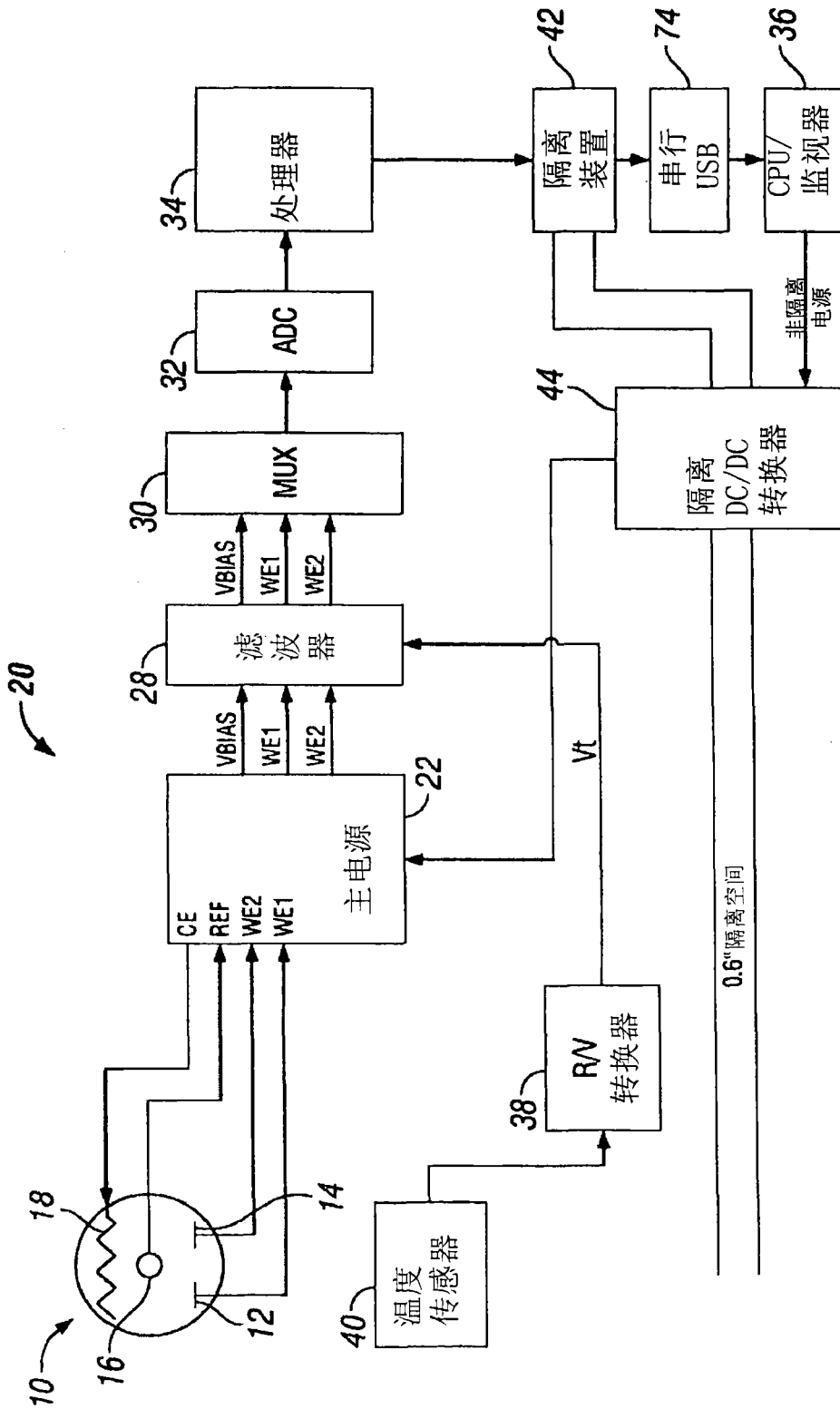


图2

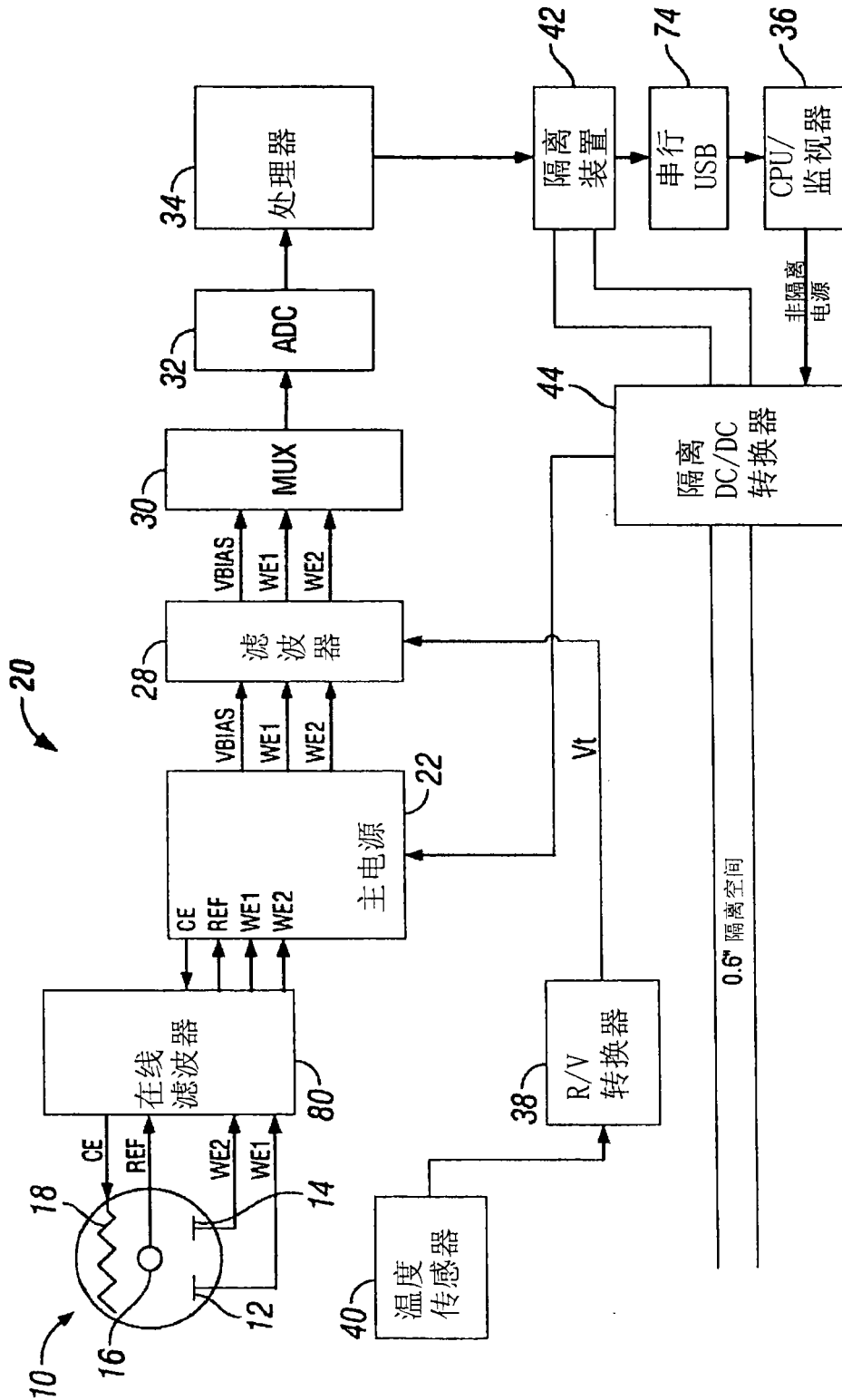


图3

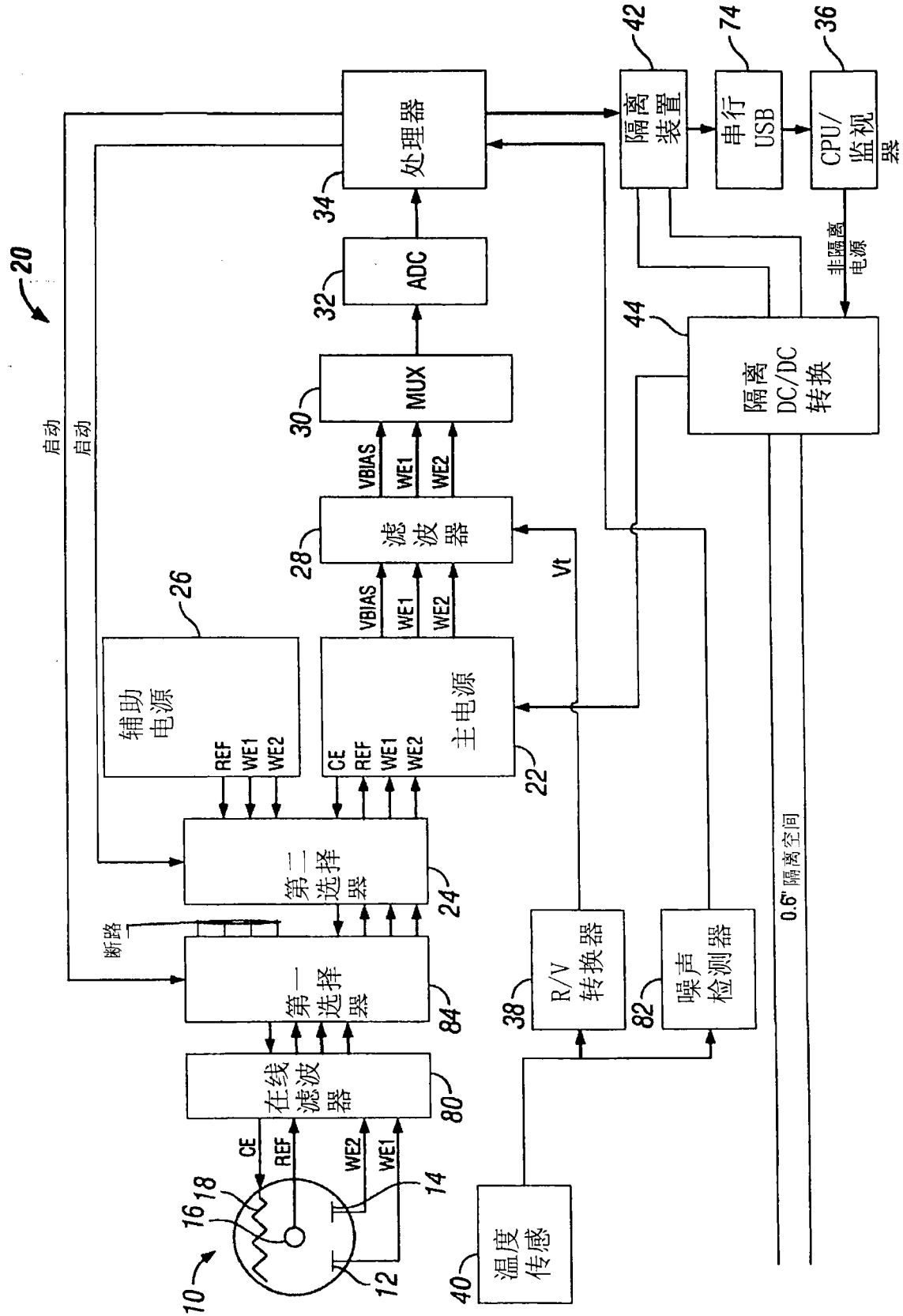


图4

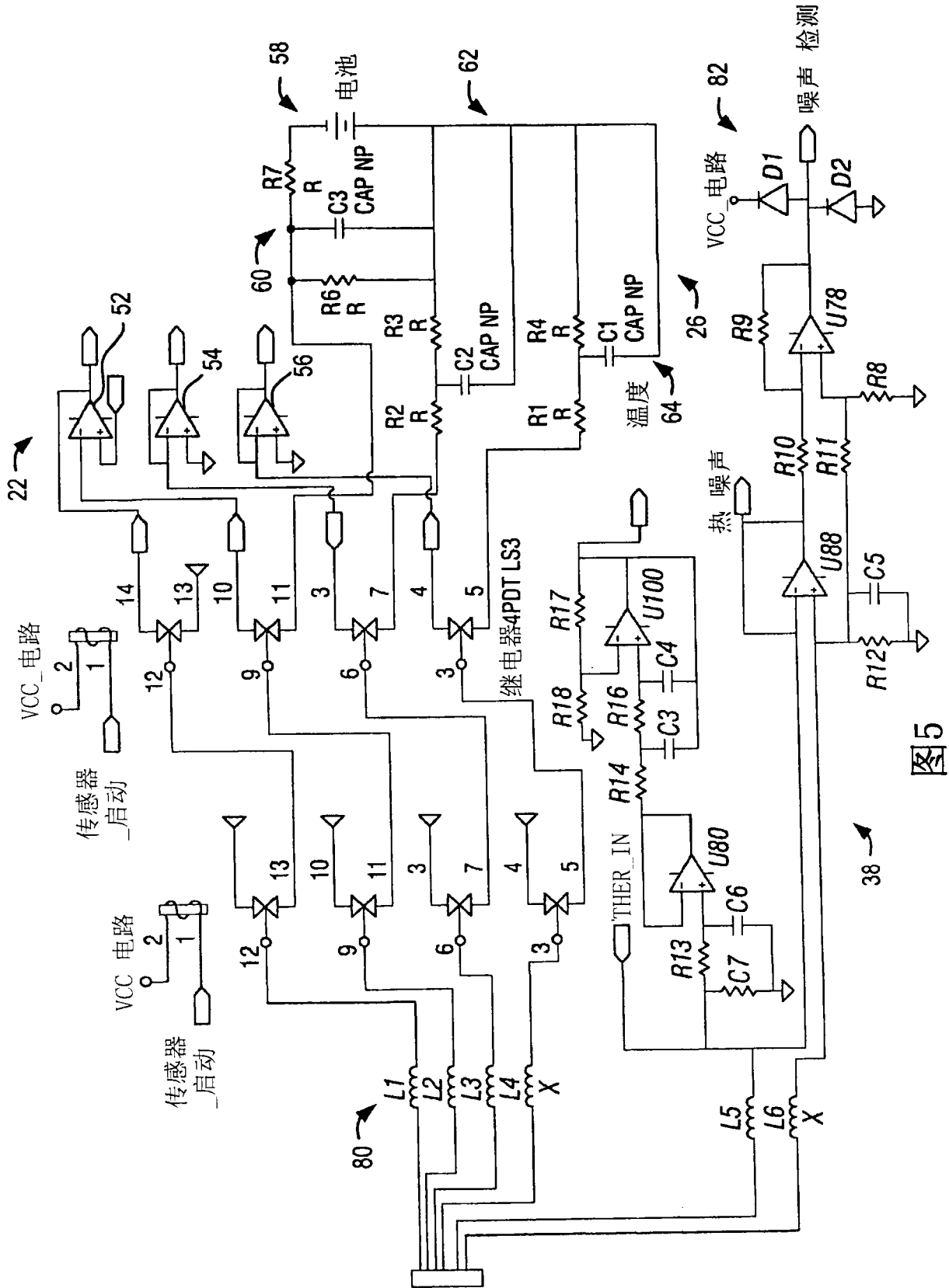


图5

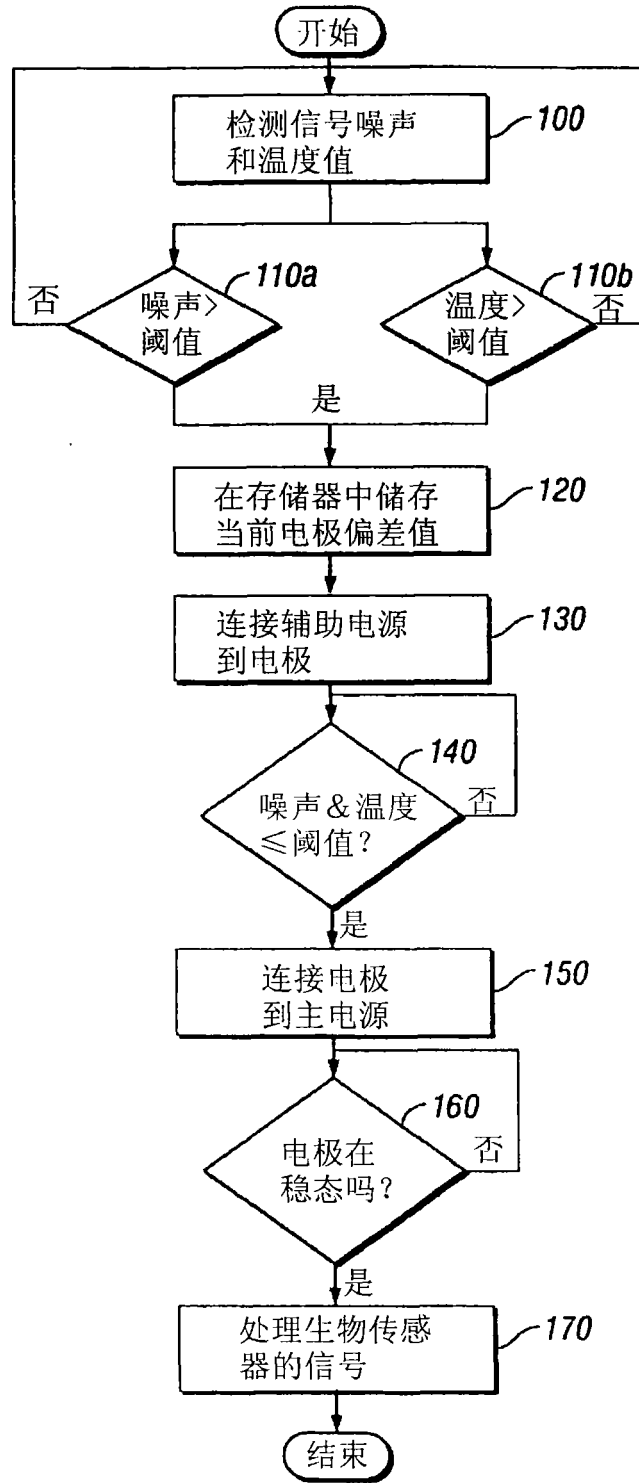


图6

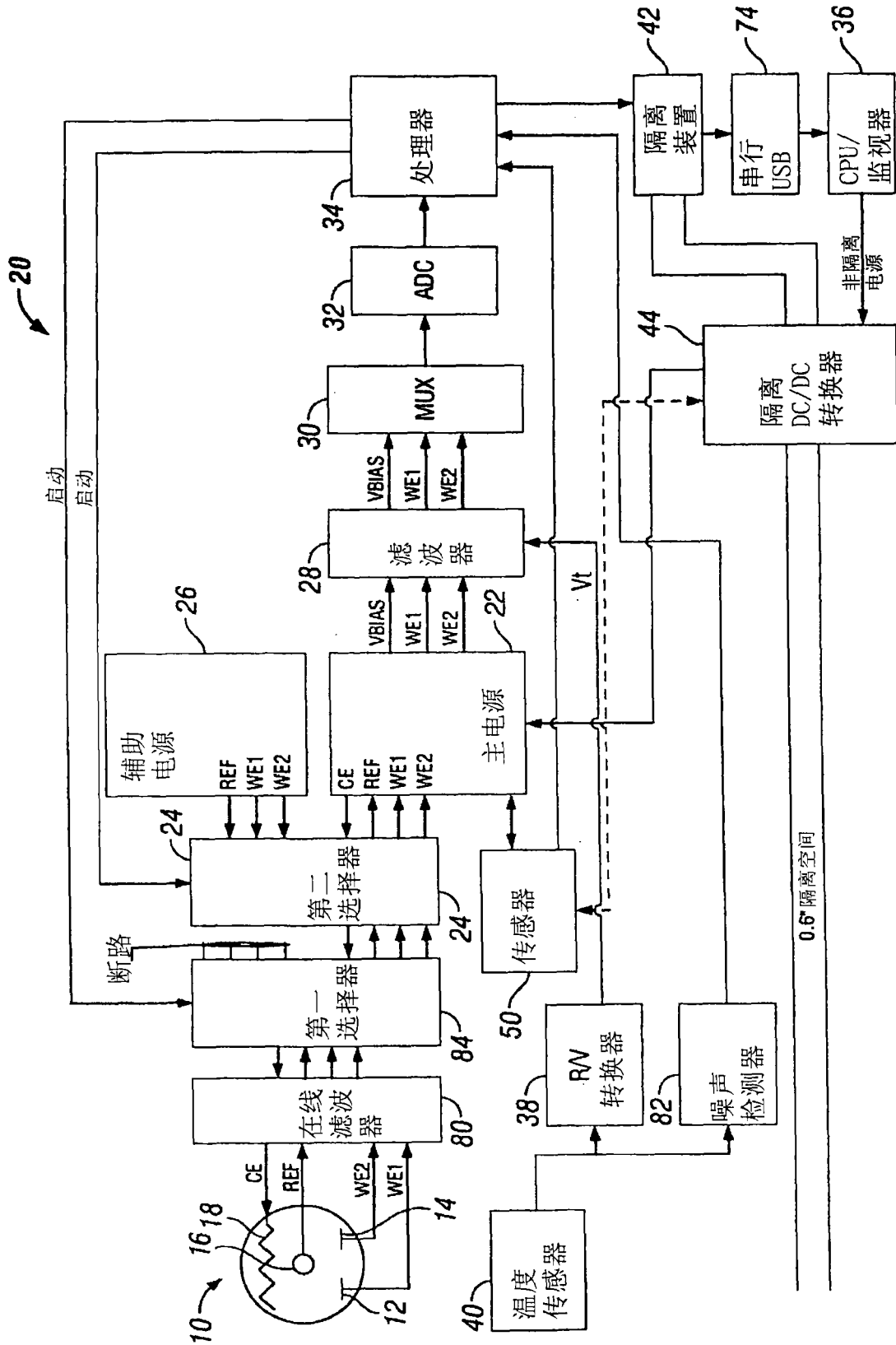


图7

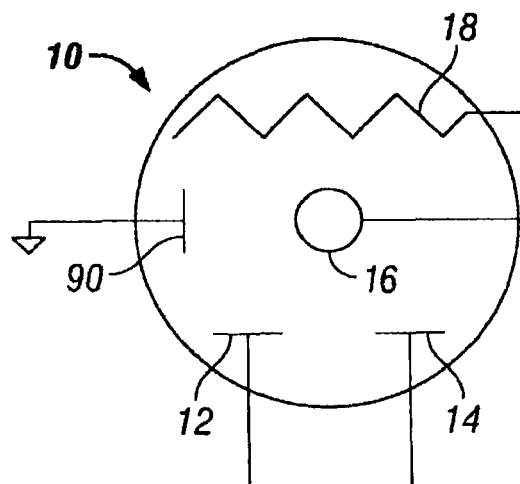
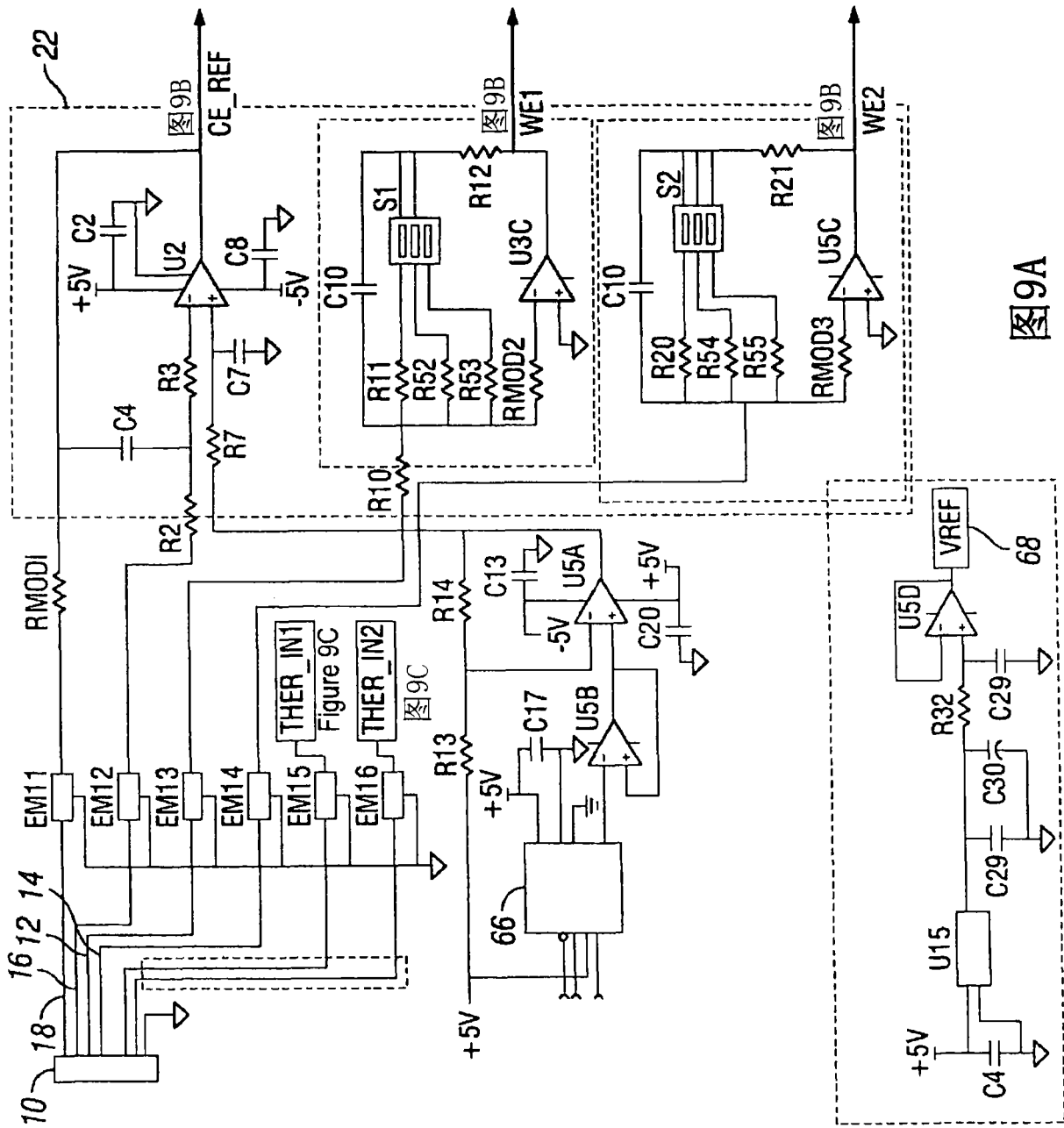


图8



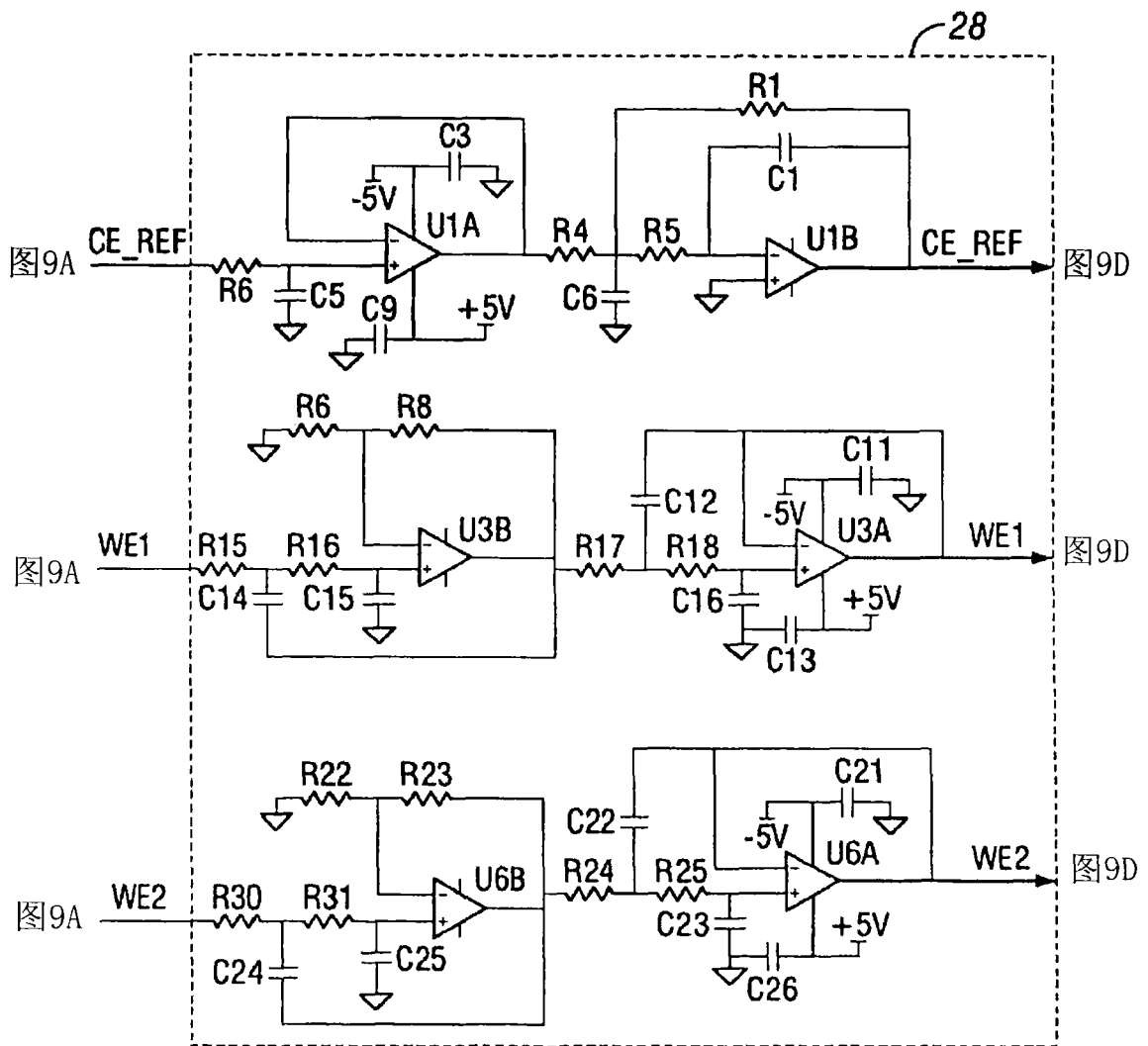


图9B

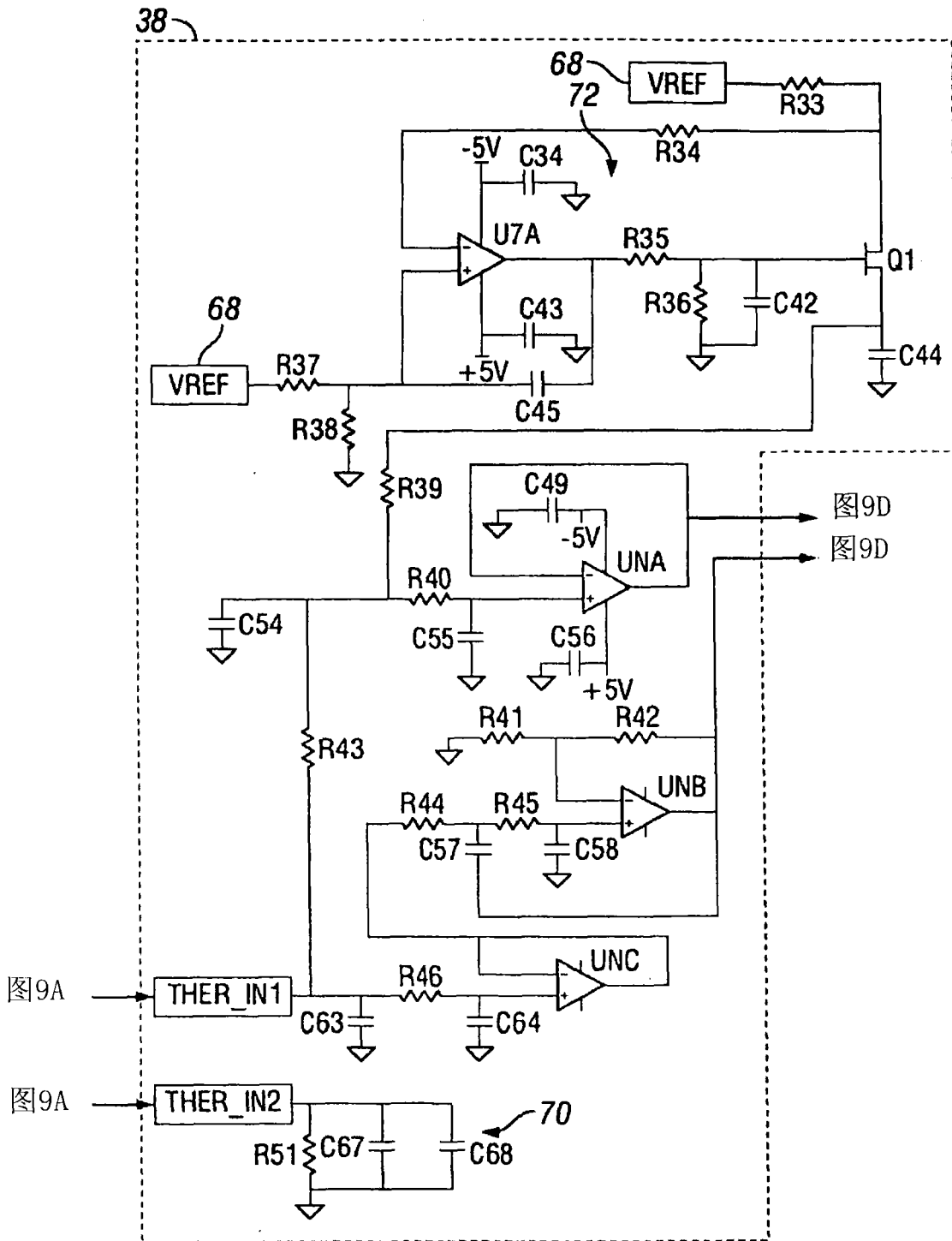


图9C

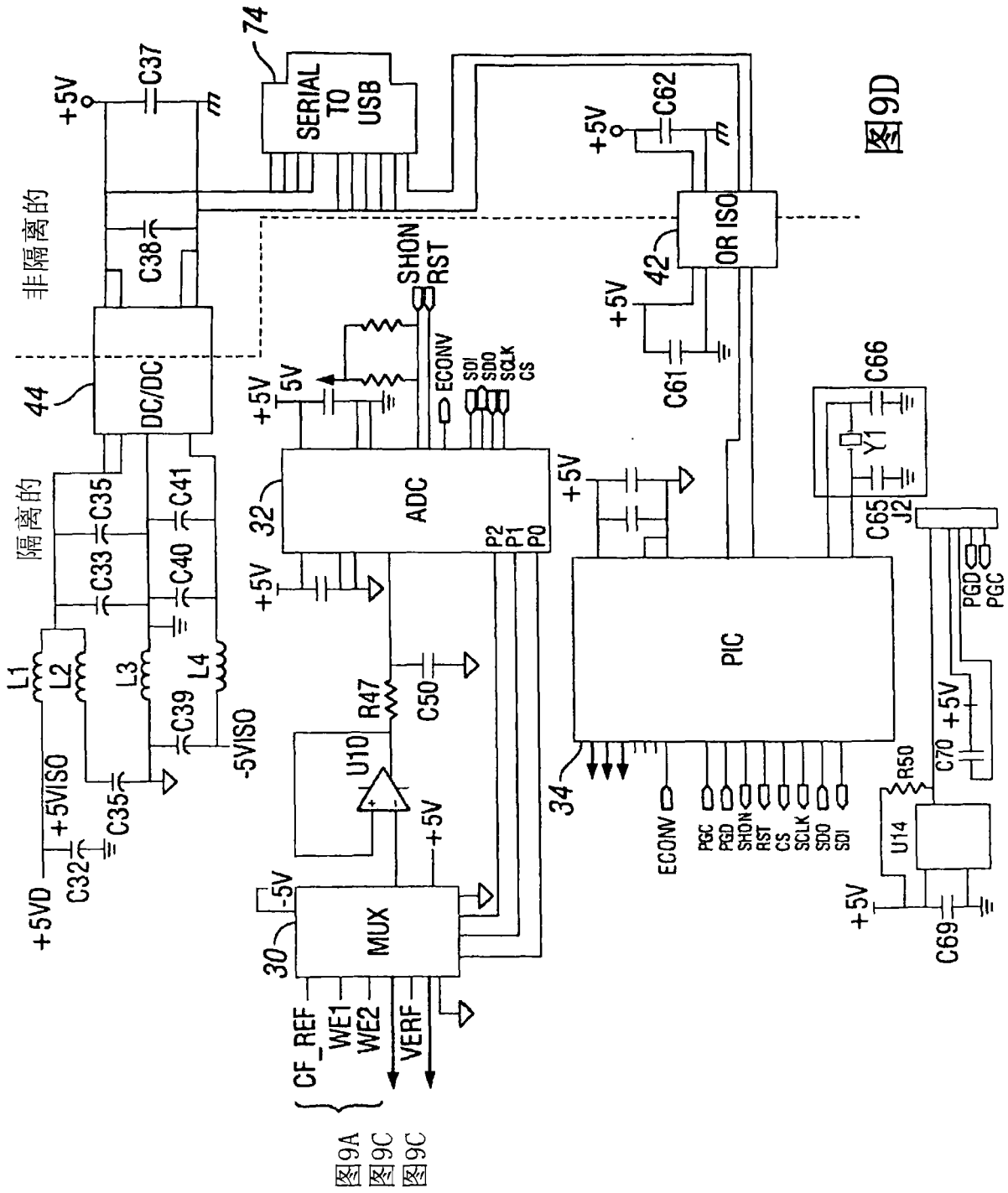


图9D

专利名称(译)	能够对由可影响监控系统的外部系统产生的信号噪声进行检测和提供防护的分析物监控系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101686805A</a>	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	CN200880021880.3	申请日	2008-10-31
[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	LN潘 MJ希金斯		
发明人	L·N·潘 M·J·希金斯		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14865 A61B5/1486 A61B5/14532		
优先权	60/985068 2007-11-02 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

分析物监控系统包括检测在血液中分析物浓度的生物传感器。该监控系统包括传感器，该传感器检测工具或其它件的设备是否正在产生可以影响生物传感器操作的电噪声。如果检测到这种电噪声，则该系统在其它工具或设备的检测操作期间隔离生物传感器。在一些实施方式中，该系统测量在生物传感器周围的环境中的信号噪声和该环境的温度，以确定另外一种工具或其它件设备目前是否在运行中。该系统也可以包括辅助电源，以在当生物传感器被置于隔离时的期间维持生物传感器处于偏压状态。

