



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106028922 B

(45)授权公告日 2019.07.23

(21)申请号 201580004015.8

(22)申请日 2015.01.07

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106028922 A

(43)申请公布日 2016.10.12

(30)优先权数据  
61/924,255 2014.01.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.07.07

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2015/050112 2015.01.07

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/104657 EN 2015.07.16

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·C·赫尔雷克森

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.  
A61B 5/0408(2006.01)  
A61B 5/0478(2006.01)  
A61B 5/04(2006.01)  
A61B 5/0428(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件  
EP 2294979 A1,2011.03.16,说明书第11-36段,附图4-8.

US 2003/0006782 A1,2003.01.09,全文.  
US 2011/0295096 A1,2011.12.01,全文.  
US 3880146 A,1975.04.29,全文.  
CN 103197109 A,2013.07.10,全文.  
CN 104079164 A,2014.10.01,全文.

审查员 赵秋芬

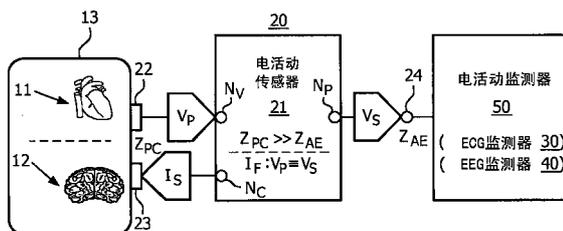
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

有源低阻抗电极

(57)摘要

一种有源低阻抗电极(20),其采用被连接电压感测触点(22)、电流流动触点(23)和有源电极耦合器(24)的电活动传感器(21)。在操作中,响应于电压感测触点(22)和电流流动触点(23)被附接到患者的解剖区域(13),电活动传感器(21)控制在电活动传感器(21)与解剖区域(13)之间的传感器电流的定向流动,以建立在电压感测触点(22)的患者电压与在有源电极耦合器(24)的传感器电压之间的对等,和/或在电压感测触点(22)与电流流动触点(23)之间的患者接触阻抗比在有源电极耦合器(24)处的有源电极阻抗更大。



1. 一种有源低阻抗电极(20),包括:
  - 电活动传感器(21),其包括电压节点、电流节点和功率节点;
  - 电压感测触点(22),其被可操作地连接到所述电压节点以将患者电压施加到所述电活动传感器(21),所述患者电压指示患者的解剖区域(13)的电活动;
  - 电流流动触点(23),其被可操作地连接到所述电流节点以促进在所述电活动传感器(21)与所述解剖区域(13)之间的传感器电流的定向流动;
  - 有源电极耦合器(24),其被可操作地连接到所述功率节点;并且其中,响应于所述电压感测触点(22)和所述电流流动触点(23)被附接到所述患者的所述解剖区域(13),所述电活动传感器(21)可操作用于控制在所述电活动传感器(21)与所述解剖区域(13)之间的所述传感器电流的所述定向流动,以建立在电压感测触点(22)处的所述患者电压与在有源电极耦合器(24)处的传感器电压之间的对等。
2. 根据权利要求1所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:
  - 差分放大器(26),其被连接到所述电压节点、所述电流节点和所述功率节点。
3. 根据权利要求2所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述差分放大器(26)包括:
  - 运算放大器(U1),其具有被连接到所述功率节点的非反相输入端、被连接到所述电压节点的反相输入端以及被连接到所述电流节点的输出端。
4. 根据权利要求1所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:
  - 被连接到所述功率节点的内部电源(25)。
5. 根据权利要求4所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述内部电源(25)包括:
  - 被连接到所述功率节点的分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ )。
6. 根据权利要求4所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:
  - 被连接到所述内部电源(25)的差分放大器(26)。
7. 根据权利要求6所述的有源低阻抗电极(20),
  - 其中,所述内部电源(25)包括分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ );并且
  - 其中,所述差分放大器(26)包括运算放大器(U1),所述运算放大器具有被连接到所述分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ )的电源。
8. 一种有源低阻抗电极(20),包括:
  - 电活动传感器(21),其包括电压节点、电流节点和功率节点;
  - 电压感测触点(22),其被可操作地连接到所述电压节点以将患者电压施加到所述电活动传感器(21),所述患者电压指示患者的解剖区域(13)的电活动;
  - 电流流动触点(23),其被可操作地连接到所述电流节点以促进在所述电活动传感器(21)与所述解剖区域(13)之间的传感器电流的定向流动;
  - 有源电极耦合器(24),其被可操作地连接到所述功率节点;并且其中,响应于所述电压感测触点(22)和所述电流流动触点(23)被附接到所述患者的所述解剖区域(13),在所述电压感测触点(22)与所述电流流动触点(23)之间的患者接触阻抗大于在所述有源电极耦合器(24)处的有源电极阻抗。
9. 根据权利要求8所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:
  - 差分放大器(26),其被连接到所述电压节点、所述电流节点和所述功率节点。
10. 根据权利要求9所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述差分放大器(26)包括:

运算放大器(U1),其具有被连接到所述功率节点的非反相输入端、被连接到所述电压节点的反相输入端以及被连接到所述电流节点的输出端。

11. 根据权利要求8所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:被连接到所述功率节点的内部电源(25)。

12. 根据权利要求11所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述内部电源(25)包括:被连接到所述功率节点的分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ )。

13. 根据权利要求11所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述电活动传感器(21)包括:被连接到所述内部电源(25)的差分放大器(26)。

14. 根据权利要求13所述的有源低阻抗电极(20),其中,所述内部电源(25)包括分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ );并且

其中,所述差分放大器(26)包括运算放大器(U1),所述运算放大器具有被连接到所述分体式电源( $V_{B1}$ 、 $V_{B2}$ )的电源。

15. 一种有源低阻抗电极(20),包括:

电活动传感器(21),其包括电压节点、电流节点和功率节点;

电压感测触点(22),其被可操作地连接到所述电压节点以将患者电压施加到所述电活动传感器(21),所述患者电压指示患者的解剖区域(13)的电活动;

电流流动触点(23),其被可操作地连接到所述电流节点以促进在所述电活动传感器(21)与所述解剖区域(13)之间的传感器电流的定向流动;

有源电极耦合器(24),其被可操作地连接到所述功率节点;

其中,响应于所述电压感测触点(22)和所述电流流动触点(23)被附接到所述患者的所述解剖区域(13),所述电活动传感器(21)可操作用于控制在所述电活动传感器(21)与所述解剖区域(13)之间的所述传感器电流的所述定向流动,以建立在电压感测触点(22)处的所述患者电压与在有源电极耦合器(24处)的传感器电压之间的对等;并且

其中,还响应于所述电压感测触点(22)和所述电流流动触点(23)被附接到所述患者的所述解剖区域(13),在所述电压感测触点(22)与所述电流流动触点(23)之间的患者接触阻抗大于在所述有源电极耦合器(24)处的有源电极阻抗。

## 有源低阻抗电极

### 技术领域

[0001] 本发明总体涉及电极,其由电活动监测器(例如,用于记录患者的心脏的电活动的心电图(“ECG”)监测器和用于记录患者的大脑的电活动的脑电图(“EEG”)监测器)用于记录生物器官的电活动。本发明具体地涉及为ECG/EEG患者有源地提供低接触阻抗的电极。

### 背景技术

[0002] 如在本领域中周知的,ECG/EEG系统测量在患者的皮肤表面上的电压。这些测量的电压通常小于1mV。值得注意的是,皮肤电极界面阻抗可能因患者的不同而显著变化。例如,对于利用标准电极到患者的常规连接,这些阻抗可以在10K欧姆与10M欧姆之间变化。然而,这样的高阻抗对于使用标准电极是成问题的。

[0003] 更特别地,将电极连接到ECG/EEG监测器的放大器输入端的线的任何静电耦合将引起跨患者阻抗的电流,并且由这种静电耦合生成的任何伪影信号与电极皮肤界面的阻抗成正比。为了阻止伪影信号的生成,目前ECG/EEG监测器使用屏蔽线以使任何的静电耦合最小化。

[0004] 除了直接耦合到个体的线之外,静电耦合可以发生在向患者的共模耦合中。具体地,如在本领域中实施的,ECG/EEG监测器使用一个电极作为参考电极以提供在患者与ECG/EEG监测器之间的电流。通常,使用有源反馈回路强制大多数共模电流流过参考电极并使存在于测量电极上的共模信号最小化。共模信号的幅度等于共模耦合的电流乘以参考电极阻抗除以有源反馈回路的回路增益。然后,剩余的信号通过匹配ECG/EEG监测器的输入电路中的输入放大器来抵消。

[0005] 在患者在救护车中被运送的同时被密切监测ECG的急救响应的情况下,静电耦合源是巨大的。例如,在救护车中有静态带电体的许多可能的源,并且沿道路驾驶时带电体的运动是非常可能的。因此,当救护车处于运动中时,具有高接触阻抗电极的患者将通常具有显著的伪影出现在ECG中,并且救护车将不得不开到路边并停止,以便执行12导联无静电ECG测量以发送给医院。

[0006] 同样地,对于被密切监测EEG的患者而言,静电耦合源可能是巨大的。

### 发明内容

[0007] 为了解决现有技术的缺点,本发明提供了一种电极,其有效地降低皮肤电极接触阻抗,从而使任何静电耦合信号对ECG/EEG波形的影响最小化。这大大提高了ECG/EEG测量结果的质量,尤其是在存在大量静电源的情况下(例如,在患者运输的情况下)。利用低电极源阻抗,ECG/EEG线缆的屏蔽是没有必要的,并且除去针对ECG/EEG线缆的屏蔽因而允许低成本的一次性ECG/EEG线缆。

[0008] 本发明的一种形式是有源低阻抗电极,其采用被连接到电压感测触点(contact)、电流流动触点和有源电极耦合器的电活动传感器。在操作中,响应于电压感测触点和电流流动触点被附接到患者的解剖区域,电活动传感器控制在电活动传感器与解剖区域之间的

传感器电流的定向流动以建立在电压感测触点处的患者电压与有源电极耦合器处的传感器电压之间的对等,和/或在电压感测触点与电流流动触点之间的患者接触阻抗大于在有源电极耦合器处的有源电极阻抗。

### 附图说明

[0009] 结合附图阅读本发明的各种实施例的以下详细描述,本发明的前述形式和其他形式以及本发明的各种特征和优点将变得更加明显。详细的描述和附图仅仅是说明本发明的而并非限制,本发明的范围由所附的权利要求及其等同物限定。

[0010] 图1图示了根据本发明的电监测系统的示范性实施例。

[0011] 图2图示了根据本发明的有源低阻抗电极的示范性实施例。

[0012] 图3图示了如图2中所示的本发明的电活动传感器的示范性实施例。

[0013] 图4图示了图2中所示的电活动传感器的示范性示意实施例。

[0014] 图5A-图5C分别图示了图4中所示的有源低阻抗电极的示范性组件的侧视图、顶视图和底视图。

### 具体实施例

[0015] 为了促进对本发明的理解,在本文中提供本发明的示范性实施例,其针对的是经由将患者的解剖区域连接到电活动监测器的有源低阻抗电极来监测患者的生物器官的电活动。

[0016] 例如,图1图示了已知的ECG监测器30,其经由将患者10胸部区域连接到ECG监测器30的本发明的有源低阻抗电极20a来记录患者10的心脏11的电活动31。同样地,通过范例,图1图示了已知的EEG监测器40,其经由将患者10头颅区域连接到EEG监测器40的本发明的有源低阻抗电极20b来记录患者10的大脑12的电活动41。

[0017] 尽管为了图1的清楚针对ECG监测器30示出了仅一个电极20a并且针对EEG监测器示出了仅一个电极20b,本领域技术人员将能够认识到,为了记录在解剖区域内的电活动,实际上采用了本发明的一个或多个有源低阻抗电极20,并且本领域技术人员将能够认识到,为了记录在解剖区域内的电活动,实际上可以另外地采用一个或多个常规电极。

[0018] 参照图2,本发明的有源低阻抗电极20采用了电活动传感器21、电压感测触点22、电流流动触点23和有源电极耦合器24。在实践中,电压感测触点22和电流流动触点23如在本领域中所周知的被附接至患者10的解剖区域13(例如,图1的头颅区域或胸部区域),并且有源电极耦合器24如在本领域中所周知的被连接至电活动监测器50(例如,图1的ECG监测器30或EEG监测器40)。

[0019] 电压感测触点22将解剖区域13的皮肤表面上的患者电压 $V_P$ 施加到具有高输入阻抗的电活动传感器21的电压节点 $N_V$ ,该高输入阻抗有效地阻止从解剖区域13到电压感测触点22中的任何电流。如在本领域中所周知的,患者电压 $V_P$ 的(一个或多个)波动指示解剖区域13(例如,图1的心脏11或大脑12)内的生物器官的电活动。

[0020] 电流流动触点23控制在电解剖区域13与具有低源阻抗的电活动传感器21的电流节点 $N_C$ 之间的传感器电流 $I_S$ 的定向流动,该低源阻抗有效地引导来自解剖区域13的任何电流经过电流流动触点22。前述的电压感测触点22和电流流动触点23到解剖区域13的附接使

传感器电流 $I_S$ 流动,传感器电流 $I_S$ 等于在电压感测触点22与电流流动触点23的压降除以患者接触阻抗 $Z_{PC}$ 。这促进通过电活动传感器21对患者电压 $V_P$ 的感测,特别是存在大量的传感器电流 $I_S$ 流入解剖区域13中的情况下。

[0021] 有源电极耦合器24将在电活动传感器21的功率节点 $N_P$ 处的传感器电压 $V_S$ 施加到电活动监测器50。传感器电压 $V_S$ 表示患者电压 $V_P$ ,由此,电活动监测器50可以测量并记录解剖区域13内的生物器官的电活动。重要的是,有源电极耦合器24的阻抗 $Z_{AE}$ 显著小于( $\gg$ )患者接触阻抗 $Z_{PC}$ 。

[0022] 在操作中,电活动传感器21生成传感器电压 $V_S$ 并且控制传感器电流 $I_S$ 的定向流动,从而建立患者电压 $V_P$ 与传感器电压 $V_S$ 的对等( $\equiv$ ),由此,传感器电压 $V_S$ 的任何波动反映了患者电压 $V_P$ 的任何电压波动。

[0023] 在图3中所示的框图中示出了电活动传感器21的示范性实施例的框图,并且在图4中示出了电活动传感器21的示范性实施例的示意图。

[0024] 参照图3和图4,如在图3中所示,电活动传感器21的示范性实施例采用内部电源25和差分放大器26。如在图4中所示的分体式电源形式的内部电源25包括串联的两(2)个小电池 $V_{B1}$ 与 $V_{B2}$ ,其经由到如在图4中所示的运算放大器U1的正/负电源 $V_+/V_-$ 的连接,为低功率运算放大器(“运算放大器”)U1形式的差分放大器26供电。电池 $V_{B1}$ 与 $V_{B2}$ 串联连接的中点、运算放大器U1的非反相输入端(+)和有源电极耦合器24被连接到功率节点 $N_P$ 。电压感测触点(“VSC”)22和运算放大器U1的反相输入端(-)被连接到电压节点 $N_V$ 。运算放大器U1的反相输入端(-)具有高输入阻抗,其有效地阻止了来自解剖区域13(图2)的任意电流 $I_P$ 的流动通过电压感测触点22到运算放大器U1。

[0025] 电流流动触点(“CFC”)23和运算放大器U1的输出端被连接到电流节点 $N_C$ ,由此,从输出端到反相输入(-)的运算放大器U1的反馈路径包括电压感测触点22和电流流动触点23。具体地,响应于解剖区域13被连接到电压感测触点22和电流流动触点23,运算放大器U1的反馈将患者电压 $V_P$ 驱动到由电池 $V_{B1}$ 与 $V_{B2}$ 串联连接的中心点生成的在运算放大器U1的非反相输入端(+)处的传感器电压 $V_S$ 。因此,在有源电极耦合器24处的传感器电压 $V_S$ 变为约等于在电压感测触点22处的患者电压 $V_P$ 。运算放大器U1的回路增益越大,则在有源电极耦合器24处的传感器电压 $V_S$ 将越接近匹配在电压感测触点22处的患者电压 $V_P$ 。

[0026] 在图3中所示的传感器电流 $I_S$ 可以具有如在图4中所示的从电池 $V_{B1}$ 到运算放大器U1的正电源( $V_+$ )的正电流 $I_{PS}$ ,经由电流流动触点23通过运算放大器U1的输出驱动电路到解剖区域13。相反地,如在图3中所示的传感器电流 $I_S$ 可具有负的电流 $I_{NS}$ ,如在图4所示的从解剖区域13经由电流流动触点23通过运算放大器U1的输出驱动电路,经由运算放大器U1的负电源( $V_-$ )到电池 $V_{B2}$ 。在电压感测触点22与电流流动触点23之间的压降是传感器电流 $I_S$ 乘以电流流动触点23的接触阻抗的函数。电极的等效接触阻抗是在 $V_{AE}$ 与 $V_P$ 之间的电压差除以流动通过有源电极耦合器24的传感器电流 $I_S$ 。在 $V_{AE}$ 与 $V_P$ 之间的差等于 $V_F$ 除以运算放大器U1的开环增益。因此,该有源电极20的等效接触阻抗是电流流动触点23的接触阻抗除以运算放大器U1的开环增益。

[0027] 在实践中,如在图4中所示的有源低阻抗电极20展示了电极阻抗的降低。例如,在ECG带宽中心的5Hz处,有源电极阻抗仅为430欧姆。以该频率与患者接触的阻抗为10M欧姆。同样地,通过范例,在60Hz处,有源低阻抗电极20将电极阻抗从8M欧姆降到4.1K欧姆。这种

性能利用来自内部电源25的仅以1uA的电源电流操作低功率运算放大器U1来实现。

[0028] 图5A-图5C图示了如图4中所示的有源低阻抗电极20的示范性组件。具体而言,柔性印刷电路板27机械地支撑并电气连接在泡沫粘合剂28内的电池 $V_{B1}$ 与 $V_{B2}$ 、运算放大器U1、电压感测触点22、电流流动触点23和有源电极耦合器24。

[0029] 在实践中,电池 $V_{B1}$ 与 $V_{B2}$ 优选在有源低阻抗电极20从包装中取出后被激活。锌空气电池将是本申请理想的解决方案。备选地,当电压感测触点22、电流流动触点23被施加到患者时,可以实施其他机制以将电池 $V_{B1}$ 和 $V_{B2}$ 有源地连接到运算放大器U1。例如,将电极线上扣到有源低阻抗电极20上的力可以激活电池 $V_{B1}$ 和 $V_{B2}$ 。

[0030] 同样地,在实践中,运算放大器U1是市售的,其具有小于10uA的电源电流,这将允许有源低阻抗电极20运行充分长的时间,即使其与非常小的电池 $V_{B1}$ 和 $V_{B2}$ 一起应用于患者。运算放大器U1通过增益量减小了电极阻抗。例如,具有150KHz增益带宽的有源低阻抗电极20在ECG频谱的高端150Hz处将具有1000的增益。在到具有1000的放大器增益的ECG/EEG监测装置的ECG/EEG连接处,1M欧姆的患者皮肤电极阻抗看起来像仅有1千欧姆的阻抗。

[0031] 参照图1-图5,本领域普通技术人员将会认识到本发明的许多益处,包括,但不限于,具有标准电极系统的后向兼容性,从而可以在不需要对已知的设备或线缆硬件作任何改变的情况下实现与患者的低接触阻抗的改进。

[0032] 尽管已经图示和描述了本发明的各种实施例,但本领域技术人员将理解,如在本文中描述的本发明的实施例是例示性的,在不脱离本发明真正范围的情况下可以做出各种变化和修改,并且可以用等效物代替其各元件。此外,可以在不脱离本发明的中心范围的情况下,做出许多修改以适应本发明的教导。因此,本发明并非旨在限制到作为用于实施本发明的最佳模式而公开的特定实施例,而是本发明包括落入所附权利要求的范围内的所有实施例。

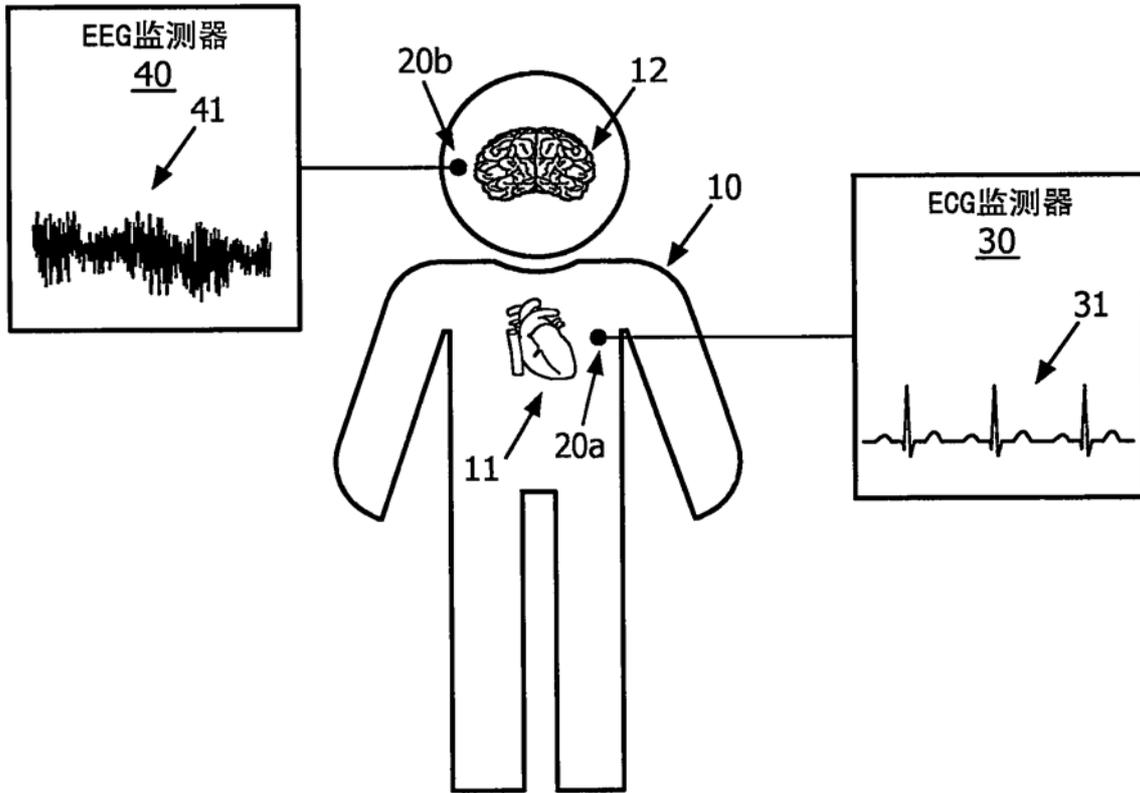


图1

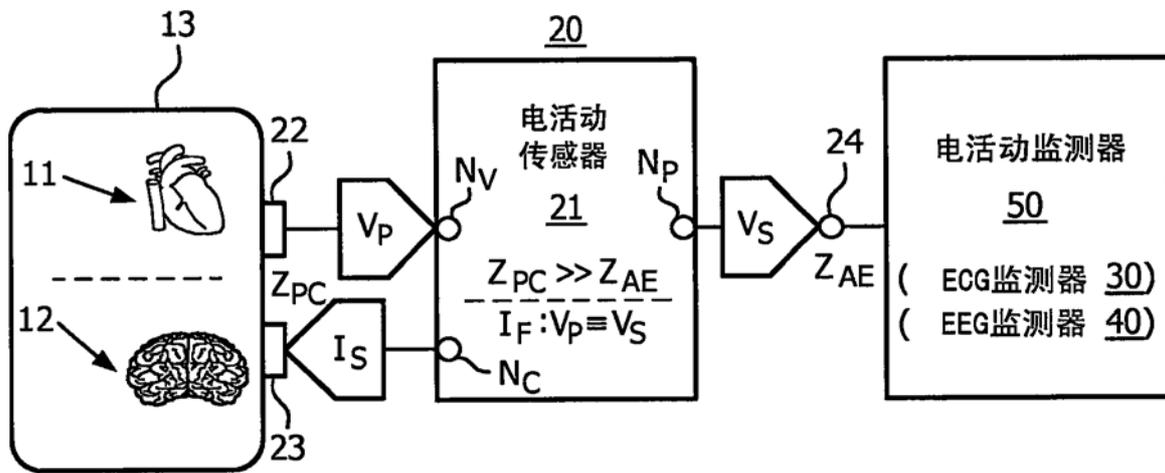


图2

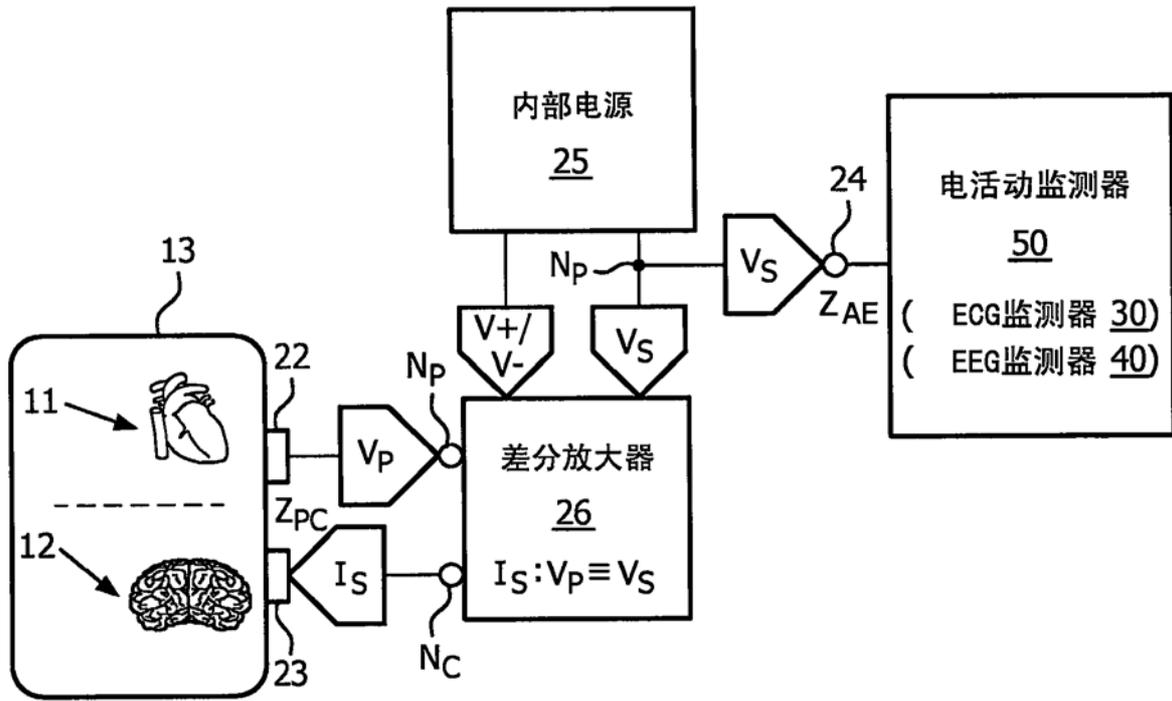


图3

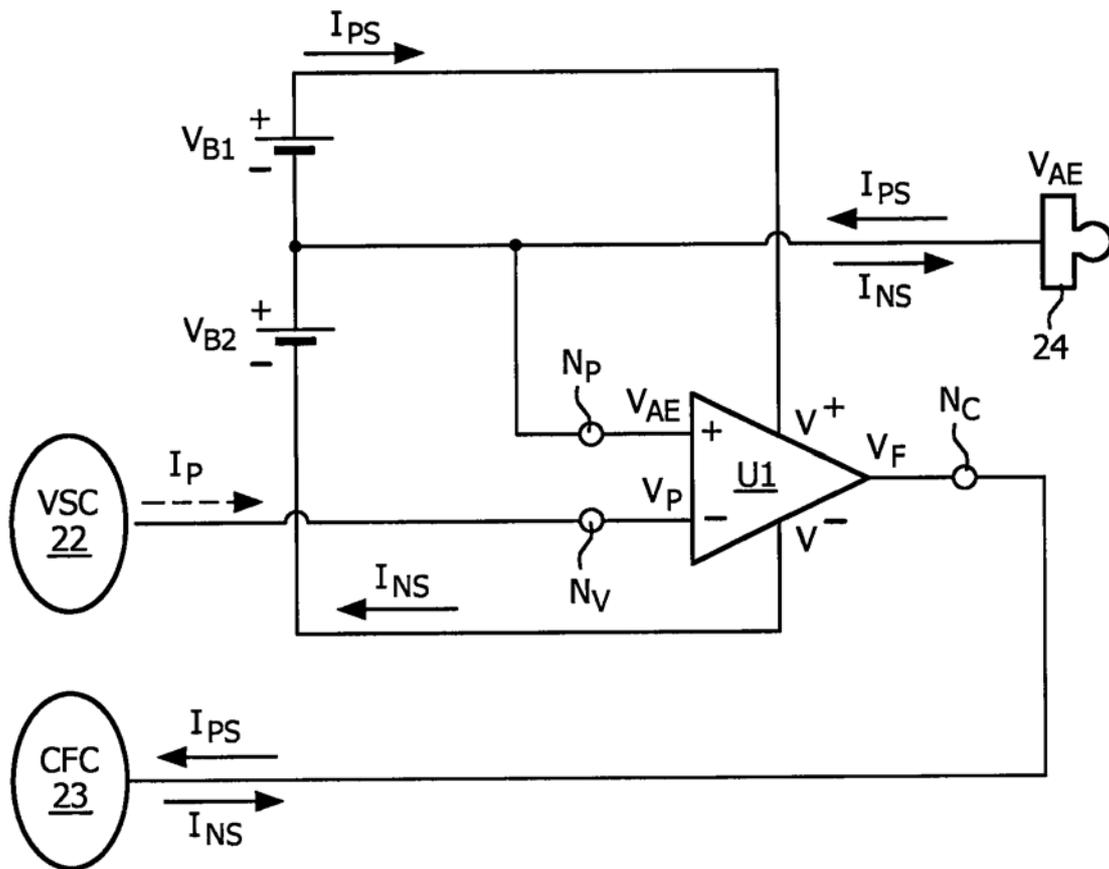


图4

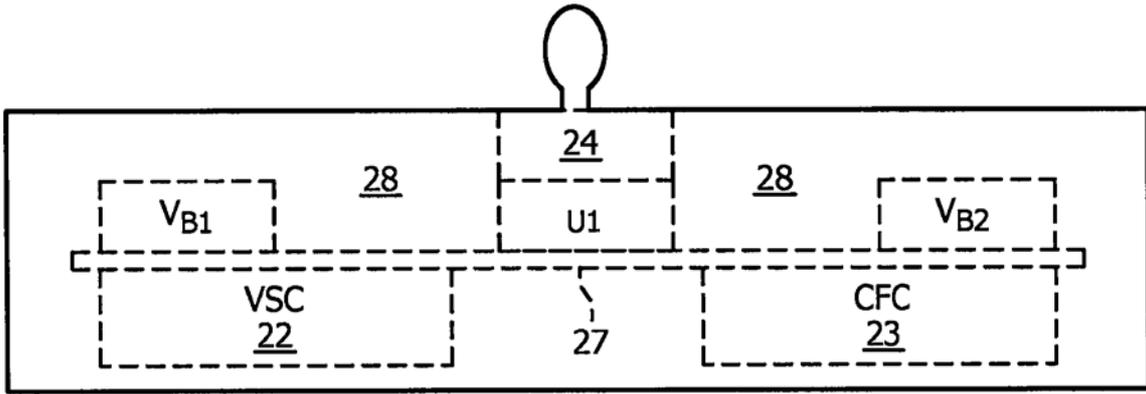


图5A

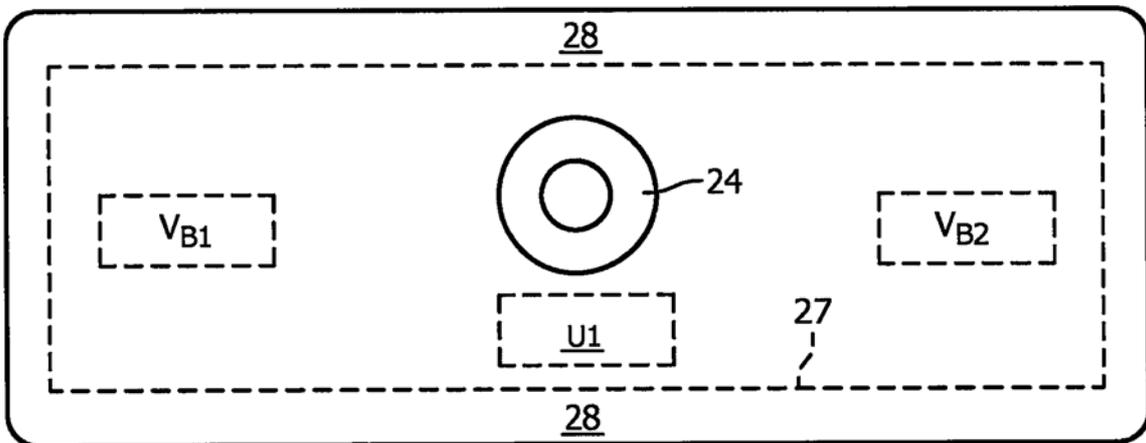


图5B

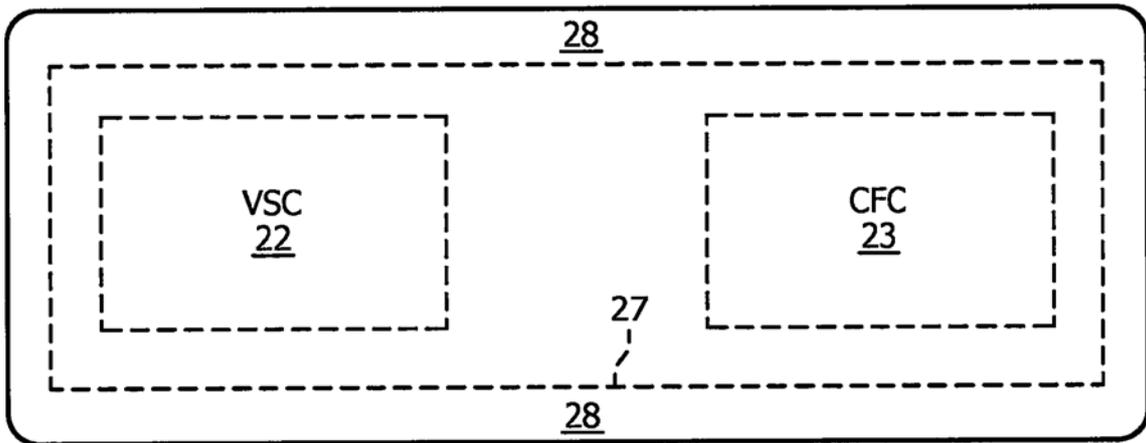


图5C