



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104080396 B

(45)授权公告日 2017.06.13

(21)申请号 201280058608.9

(22)申请日 2012.12.05

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104080396 A

(43)申请公布日 2014.10.01

(30)优先权数据

1151152-4 2011.12.05 SE

61/630,097 2011.12.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.05.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/002983 2012.12.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/084073 EN 2013.06.13

(73)专利权人 圣朱迪医疗合作中心公司

地址 比利时扎芬特姆

(72)发明人 芒努斯·萨穆埃尔松

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 5/0215(2006.01)

A61M 25/09(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

JP 特许第4018147号 B2,2007.09.28,全文.

US 2008/0139953 A1,2008.06.12,说明书第7页第[0080]-[0081]段,附图8和8A.

CN 101052343 A,2007.10.10,说明书第16页第12行至第17页第25行、第21页第7-19行,附图8.

US 2008/0139953 A1,2008.06.12,说明书第7页第[0080]-[0081]段,附图8和8A.

W0 2005/023097 A2,2005.03.17,全文.

审查员 刘珊珊

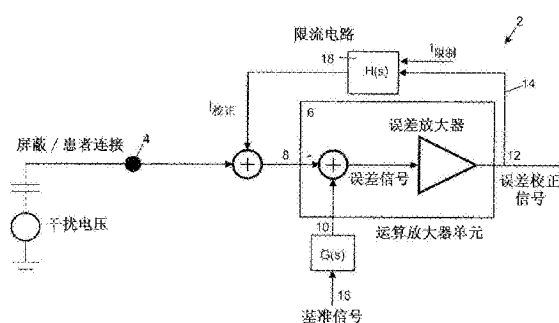
权利要求书1页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

有源干扰噪声消除设备及其相关方法

(57)摘要

一种用于医疗设备的有源噪声消除设备(2)包括具有第一输入连接端(8)、第二输入连接端(10)以及输出连接端(12)的有源电路。第二输入连接端(10)连接至至少一个预定基准信号。有源噪声消除设备(2)进一步包括被适配于与受试者的血流电接触的低阻抗身体连接电极(4),其中,低阻抗身体连接电极(4)连接至所述第一输入连接端(8),并且反馈支路(14)将输出连接端(12)与第一输入连接端(8)相连接。反馈支路(14)包括限流电路(18),用于将通过所述反馈支路(14)的电流限制为低于预定电流。



1. 一种用于医疗设备的有源噪声消除设备,包括:

有源电路,具有第一输入连接端、第二输入连接端和输出连接端,其中,所述第二输入连接端被连接至至少一个预定基准信号;

低阻抗身体连接电极,被适配于与受试者的血流电接触,其中,所述低阻抗身体连接电极连接至所述第一输入连接端,所述低阻抗指的是小于 $1\text{k}\Omega$ 的阻抗值;以及

反馈支路,将所述输出连接端与所述第一输入连接端相连接;

其中,所述反馈支路包括限流电路,所述限流电路被适配于将通过所述反馈支路的电流限制为低于预定电流;所述身体连接电极被适配于直接连接至所述受试者的血流。

2. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述电流被限制为 $50\mu\text{A}$ 以下。

3. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述有源噪声消除设备被适配于减少 $50\text{--}60\text{Hz}$ 的干扰频率的影响。

4. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述至少一个预定基准信号是与所述医疗设备的接地相关的固定基准电压。

5. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述至少一个预定基准信号与所述医疗设备的传感器信号相关。

6. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述至少一个预定基准信号是通过在所述医疗设备的不同传感器信号之间进行切换而获得的。

7. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述限流电路包括阻抗电路。

8. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述限流电路包括电阻器单元。

9. 根据权利要求1所述的有源噪声消除设备,其中,所述限流电路包括电容单元。

10. 一种传感器导丝,包括根据权利要求1所述的有源噪声消除设备。

11. 根据权利要求10所述的传感器导丝,其中所述身体连接电极被适配于通过连接至被适配于与血液直接连接的所述传感器导丝的外部非绝缘导管来直接连接至所述受试者的血流。

12. 一种包括根据权利要求1所述的有源噪声消除设备的被适配于插入所述受试者中的细长的医疗导管,其中所述噪声消除设备被布置在位于所述医疗导管的远端部分上的传感器芯片上。

13. 根据权利要求12所述的细长的医疗导管,其中,所述细长的医疗导管是在所述远端部分上设置有压力传感器的传感器导丝。

有源干扰噪声消除设备及其相关方法

[0001] 相关专利申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2011年12月5日提交的美国临时申请第61/630,097号的优先权,通过引用将其全部内容结合于本文中。

背景技术

[0003] 本发明涉及用于可应用于医疗体内传感器(intra-body sensors)的有源噪声消除的设备和方法。

[0004] 在许多的医疗过程中,需要监测体腔内呈现的各种生理状况。这些生理状况通常为物理性质-诸如压力、温度、流体流速,并且为医师或医疗技师提供关于患者生理状况的状态的关键信息。

[0005] 被广泛用于监测生理状况的一种设备是血压传感器。血压传感器感测患者的血压的大小,并将其转换为传输至患者外部的典型的电信号。

[0006] 在现有技术中,已知的是在所谓的传感器导线的远侧部分上安装传感器并通过使用活体的血管中的传感器导线来定位该传感器,以检测诸如压力或温度的物理参数。传感器包括直接或间接地对参数敏感的元件。

[0007] 一种已知的传感器导线通常具有1.5-2米的长度,并且包括沿着导线的主要部分延伸且具有在0.25-0.5mm范围内的外径的空心管道,通常约为0.35mm。芯线被布置在管道内并沿着该管道延伸,并且经常从管道的远侧开口延伸出去。一个传感器或多个传感器被优选地布置为与芯线的远侧部分相连接,例如,在传感器导线的远端。

[0008] 本发明是可相关于例如上述类型的传感器导线来应用。

[0009] 在一个应用中,上述类型的传感器导线被用于测量血管中的压力,并且具体地,在心脏的冠状血管中,例如,用于确定冠状血管中的收缩。这可以通过确定与血管相关的所谓的血流储备分数(Fractional Flow Reserve)来执行。传感器导线通常通过使用插入导管来插入,该插入的导管经由股静脉或桡动脉插入,并且通过插入的导管引导至测量位置。

[0010] 为了给传感器供电并且将代表所测量的生理变量的信号通信至外部生理监测器,常常表示微缆的用于传送信号的一个或多个电缆或导线被连接至传感器,并且经由物理电缆或无线地沿着传感器导线进行路由,以从血管传递至外部生理监测器。

[0011] 传感器元件进一步包括电路,该电路总体上以惠斯通电桥类型的布置连接至设置在膜上的一个或几个压阻式元件。如本领域中所熟知的,从周围介质施加于膜的一定的压力将从而与膜的一定的拉伸或偏转相对应,并且从而与安装在其上的压阻式元件的一定的电阻相对应,并且进而与来自传感器元件的一定的输出相对应。

[0012] 在美国2006/0009817A1中,公开了这样的传感器和导丝组件的示例,将其全部内容并入本文中所公开的医疗设备和方法内并转让给本受让人。系统包括被布置为设置在身体中的传感器、被布置为设置在身体外的控制单元并且在传感器和控制单元之间的有线连接,以将电源电压从控制单元提供至传感器并且在期间通信信号。该控制单元进一步具有用于调制所接收的传感器信号的调制器和用于无线通信该已调信号的通信接口

[0013] 在美国专利第7,724,148B2号中,公开了这样的压力测量系统的另一个示例,将其全部内容并入本文中所公开的医疗设备和方法内并转让给本受让人。压力传感器导线适配于在其近端连接至收发器单元,该收发器单元适配于经由通信信号与通信单元无线通信,该通信单元被布置为与外部设备相连接。

[0014] 在美国专利第6,1112,598号中,也公开了这种压力传感器和导丝组件的另外的示例,将其全部内容并入本文中所公开的医疗设备和方法中并转让给本受让人,以及在美国专利第7,207,227B2号中,也公开了这种压力传感器和导丝组件的另外的示例,将其全部内容并入本文中所公开的医疗设备和方法内。

[0015] 在美国专利第7,326,088号中,公开了适配用于减少导丝组件中泄漏电流的设备,将其全部内容并入本文中所公开的医疗设备和方法内并转让给本受让人。在这个已知的设备中,施加保护电位到绝缘体或导丝组件的导电导丝护套,以便从而减少电流泄漏。

[0016] 患者身体充当导电体积,该导电体积具有暴露于周围的电子装置(荧光灯照明、X射线电源等)的大的表面积以及至体内电子设备(起搏器、神经刺激器、RF消融设备、超声导管等)的直接传导路径。因此,通过这种装置产生的人为电子干扰噪声在外部装置的情况下通过电容耦合以及在体内装置的情况下直接通过传导和/或电容耦合来有效地耦合至患者的身体上。这对于精密电气的体内传感器是有问题的,因为比感兴趣的信号大几千倍的干扰电压可破坏测量。图1中示出了对患者身体影响的简化示例。在图1中,标示了不同影响的电容。例如, $C_{\text{接地}}$ (例如,300pF)是接地电容、 $C_{\text{电源}}$ (例如,3pF)是与主电源相关的电容,并且 C_{sup} 、 C_{iso} 是与经由体内感应器连接到身体的测量设备相关的电容。此外,例如,主电源 $V_{\text{主}}$ 是230伏的交流(50/60Hz)电压。 $R_{\text{身体}}$ 是身体的阻抗且并且可以近似为 100Ω 。这可以导致身体两端的电压 $V_{\text{身体}}$ 约为具有50Hz频率的2.3V的AC。这个电压 $V_{\text{身体}}$ 可以自然地影响例如通过是上述类型压力传感器的体内传感器所执行的测量。

[0017] 因为由于传感器的机械故障可产生潜在威胁生命的泄漏电流情况,故体内传感器的直接电屏蔽并不总是可能的。这种机械故障认为单模故障条件(SFC)。根据可适用于医疗装置的安全标准,SFC事件不允许导致这种危险的情况,即,需要至少两种保护手段。一个可适用的安全标准是IEC60601,其是用于医疗电气装置的安全性和有效性的一系列技术标准,并由国际电工委员会出版。

[0018] 传统上被使用的无源限流屏蔽提供了用于保障电气安全的附加的手段,该附加手段本质上包括连接到设备接地的阻抗(例如,电阻器)。图2中示意性地示出了与传感器导丝连接的这种类型的屏蔽。该屏蔽通过在导丝的屏蔽的外部管道和设备接地之间连接的无源阻抗来实现。然而,所提供的屏蔽是非常有限的,并且在低频(<10kHz)时基本无效。这使得传感器测量很容易受到50/60Hz线路电压干扰的损坏。

[0019] 图3是图2中的屏蔽的示意性简化电路,图2示出了设置有阻抗电路的无源限流屏蔽,该阻抗电路具有 $100k\Omega$ 的电阻 R_s 和3.3nF的电容,导致在50Hz时约 $91k\Omega$ 的阻抗。传感器电压小于5伏,其导致小于 $50\mu A$ 的泄漏电流以满足“CF”型的SFC需求。

发明内容

[0020] 本发明的一个目的是实现医疗设备,并且特别是体内传感器的改进的屏蔽,该改进的屏蔽特别有效地使传感器不受外部的和体内干扰源的干扰。

[0021] 所公开的发明可以利用抵消并无效撞击的电噪声的电信号的低阻抗连接(即,直接连接至血流)驱动患者身体来显著地减少对精确的体内传感器测量(压力、温度、流动、pH、位置等)的电干扰,然而在正常和单模式故障(SFC)条件下通过限制患者电流,仍然符合电气安全(CF型)的最高等级。

[0022] 通过使用限流的有源反馈网络、屏蔽或与患者的血流直接连接的医疗传感器的部分,通过小电流有效地驱动以平衡并有效地无效掉由其它干扰的电气装置在患者身体上引起的任何电压电位,其它的干扰电气装置为外部(50/60Hz线路电压、X射线电源、ECG导联检测电路等)和体内(心脏起搏器、植入式心律转复除颤器(ICD)、神经刺激器、RF消融设备、超声导管等)这两者,因此极大地降低了对高精度测量的干扰。

[0023] 在有源噪声消除装置和方法的另一个实施方式中,也可以降低内部传感器的泄漏电流、切换操作期间的传感器置位时间以及由于传感器电缆的电缆电容变化产生的运动假象。

[0024] 本文公开的实施方式可以提供以下优势中的一个或多个:

[0025] 1) 通过使用微小校正电流有源地驱动患者身体,因此利用患者身体作为屏蔽来通过所使用的反馈设置有源干扰噪声消除。

[0026] 2) 满足患者的泄漏电流的要求。

[0027] 3) 允许基准信号是固定基准电压或任何传感器节点信号。该基准信号也可以在不同的传感器信号之间及时进行切换。

[0028] 4) 当基准信号被选择作为传感器的节点信号时,该基准信号也抑制了由于电缆电容的变化(例如,传感器导线或导管的弯曲、器官运动等)引起的运动假象以及由于传感器的泄漏电流引起的误差。

[0029] 5) 设置检测干扰频率(例如,50/60Hz)和传感器泄漏电流的检测和减少的手段。

[0030] 6) 设置由片上传感器的有源电路供应的有源屏蔽。

[0031] 7) 为多个传感器节点设置有源屏蔽。

[0032] 8) 当使用在切换或多路复用技术中时,加速传感器置位时间。

[0033] 9) 有源噪声消除可以由外部测量设备或直接在使用有源电路的传感器芯片上执行。

[0034] 另一个目的是通过使用有源噪声消除设备提供更加可靠的医疗设备。

[0035] 根据本发明的第一方面,提供了一种噪声消除设备,该噪声消除设备包括低阻抗体连接电极,并被布置为有源地将限制电流施加到患者身体,从而利用患者身体作为有源屏蔽。

[0036] 根据本发明的第二方面,提供了一种方法,该方法包括通过低阻抗连接有源地将限制电流施加到患者身体,从而利用患者身体作为有源屏蔽的步骤。

附图说明

[0037] 通过以下结合附图所做的详细描述,本公开将变得更加全面地理解,其中相似的参考标号指代相似的元件,附图中:

[0038] 图1是外部环境电压如何影响患者身体的简化示图。

[0039] 图2是与传感器导丝相连接的无源限流屏蔽的示意性示图。

[0040] 图3是无源型屏蔽的示意性示图。

[0041] 图4是根据本发明示例性实施方式的有源噪声消除设备的示意性示图。

[0042] 图5是根据本发明示例性实施方式的有源噪声消除设备的一个实施方式的示意性示图。

[0043] 图6是根据本发明示例性实施方式的有源噪声和干扰消除的方法。

具体实施方式

[0044] 在转向详细地示出了示例性实施方式的附图之前,应当理解的是,本申请不限于在描述中所阐述的或在附图中示出的细节或手段。还应当理解的是,术语仅仅是为了描述的目的,而不应被视为是限制。

[0045] 在一个实施方式中,用于医疗设备的有源噪声消除设备2包括具有第一输入连接端8、第二输入连接端10和输出连接端12的有源电路;被适配于与受试者(例如,人体或动物体)的血流电接触的低阻抗身体连接电极4以及将所述输出连接端12与所述第一输入连接端8相连接的反馈支路14。

[0046] 参考图5,有源噪声消除设备的一个实施方式的基本原理是,限流电路18在反馈支路14中将误差校正电流反馈至患者的身体,其抵消了来自患者的干扰电压和噪声的影响。在图5的实施方式中,有源电路包括具有非常高的振幅的运算放大器单元6。运算放大器单元6也可以连接作为跨阻放大器或电流至电压(I-V)转换器。运算放大器输出误差校正电压,使得误差校正电流流过限流电路18。误差校正电流在负输入8处精确地抵消干扰电压,因此使该输入保持与基准输入10相同的电位。电阻器 $R_{\text{限制}}$ 设置I-V转换因数并且因此针对给定的干扰水平来调整运算放大器的输出偏移,以及限制最大DC校正电流。电容器 $C_{\text{限制}}$ 限制AC校正电流并且提供控制环路的频率稳定性。

[0047] 有源噪声消除设备2经由低阻抗身体连接电极4电连接至患者身体。身体连接电极4被适配于直接连接到人或动物的血液。身体连接电极4通过位于插入到患者的血流中的医疗设备的外部部分可以与患者的血液相接触。例如,如果医疗设备是传感器导丝,可通过将身体连接电极4连接至与血液直接连接的传感器导丝的外部非绝缘导管来实现与血液的直接接触。当医疗设备被插入到患者的体内时,身体连接电极4能够提供患者的身体与有源噪声消除设备2的电路之间的电连接。如下面更详细的描述,有源噪声消除设备2作用为将患者的身体驱动至所期望的电位,从而消除患者体内的任何干扰电压(或电流)。

[0048] 本文中,低阻抗通常指小于 $1\text{k}\Omega$ 的阻抗值。阻抗值可以取决于在身体连接电极4中所使用的材料。在各种实施方式中,身体连接电极4具有:小于 900Ω 、小于 800Ω 、小于 700Ω 、小于 600Ω 、小于 500Ω 、小于 400Ω 、小于 300Ω 或小于 200Ω 的阻抗值。在另一个实施方式中,低阻抗身体连接电极4的阻抗值在 $10\text{--}100\Omega$ 的区间内。

[0049] 参考图5,身体连接电极4连接至有源电路的第一输入连接端8。有源电路包括第一输入连接端8、第二输入连接端10和输出连接端12。有源电路可包括运算放大器单元6。在这个实施方式中,预定基准信号16连接至运算放大器单元6的第二输入连接端10。运算放大器单元6作用为在每个输入端8、10处保持相同的电压。存在将运算放大器单元6的输出连接端12连接至输入连接8的反馈支路14,使得运算放大器单元6输出所需的电压以保持输入端8、10处于相同的电位。因此,运算放大器单元6输出基于基准信号16确定的误差校正信号(即,

电压),其将操作为使第一输入端8达到与第二输入端10相同的电压。误差校正信号也可以被用于其他有利的目的,诸如测量对患者的电干扰的水平、传感器导线的电容以及流过患者或传感器的泄漏电流。

[0050] 反馈支路14包括限流电路18,限流电路18被适配于限制通过反馈支路14的误差校正电流,使得其低于预定电流。如在图4中示意性地示出,限流电路18通常可具有指定的传递函数 $H(s)$ 。传递函数 $H(s)$ 可专门用于其中应用了有源噪声消除设备2的特定医疗设备。转移函数 $H(s)$ 可以包括电路部件的任何组合,所述电路部件作用为限制从输出连接端12流至第一输入连接端8的电流。限制流向第一输入连接端8的电流还限制了流至身体连接电极4(即,至患者的身体)的电流。限流电路18的限制电流流至患者的身体的能力是有源噪声消除设备2的重要优势。传统的有源屏蔽机制对患者造成风险,因为泄漏的情况会导致的危险水平的电流流过患者的身体。然而,噪声消除设备2的限流电路18被配置为限制流过患者的身体的电流,保护患者免受在有源屏蔽期间由组件的机械故障以其他方式导致的危险电流水平的伤害。

[0051] 根据一个实施方式,误差校正电流(即,从输出连接端12流至输入连接8的电流)被限制为 $50\mu A$ 或更低(诸如 $30\mu A$ 或 $15\mu A$)。误差校正电流的最高水平可以与可适用的安全标准相关,诸如在背景技术部分所简要论述的安全标准。此外,有源噪声消除设备可以是具体被适配于减少50-60Hz干扰频率的影响。在一个实施方式中,限流电路18包括关于最高可允许误差校正电流以及还关于噪声和干扰电压的频率匹配的阻抗电路。

[0052] 在一个实施方式中,如图5中所示,限流电路包括电阻器单元和电容单元。在本实施方式中,通过分别将 $R_{\text{限制}}$ 和 $C_{\text{限制}}$ 配置为具有所期望的电阻和电容来设定对实现具有期望阻抗的限流电路18所必须的 $1_{\text{限制}}$ 。所期望的阻抗还可以通过电阻器、电容器或其它电路部件的可替换组合来实现。

[0053] 如在图4中所示,基准信号16通常可具有指定的传递函数 $G(s)$ 。传递函数可专门用于具体的频率范围,并且还可以被选择用于确保针对其中应用了有源噪声消除设备的特定医疗设备的控制回路稳定性。因为从患者身体至传感器信号的电容和/或电阻耦合可产生可造成控制回路不稳定的正反馈路径,故保持控制回路稳定性是重要的。

[0054] 预定基准信号16可以是任何稳定电压。因为噪声消除设备2作用为使第一输入连接端8达到与第二输入连接端10相同的电位,其遵循在身体连接电极4处的电压将与在第二输入连接端10处的电压相同。因此,该噪声消除设备2提供了使用基准信号16控制在身体连接电极4处的电压的机制,其实际上抵消了任何干扰电压。根据一个实施方式,预定基准信号16是与医疗设备接地相关的固定的DC基准电压。

[0055] 根据另一个实施方式,预定基准信号16与所述医疗设备的传感器信号相关。例如,第二输入连接端10可连接到医疗装置内的微缆(例如,微缆被用于从压力传感器将信号传输至患者的外部)。这个实施方式提供了即使在医疗设备机械故障的情况下,基本上防止了泄漏电流从医疗设备流到患者的附加的安全优势。出现这个优势是因为当传感器节点被用作基准信号16时,噪声消除设备2使患者的电压(即,在身体连接电极4处的电压)与医疗设备的电压(即,在第二输入连接端10处的电压)相同。因此,即使医疗装置经历机械故障,泄漏电流也不会从医疗设备流至患者。以这种方式,噪声消除设备2可被用于两种情况:1)限制电流从有源噪声消除设备2流至患者(例如,从输出连接端12至第一输入连接端8),以及

2) 在机械故障的情况下,防止泄漏电流从医疗设备流至患者。

[0056] 当在切换或多路复用技术中使用医疗设备时,使用传感器微缆作为基准信号16可以加速传感器置位时间。每个传感器微缆和导管具有相关联的分布式电阻、电容和电感。电容通常是约为100pF/m的传感器导线。该电容产生RC滤波器时间常数。换言之,在对具体的传感器节点加压后,在电压和电流已置位至它们的新值之前必须经过一定的时间。这造成了关于各种传感器节点能够多快地在(诸如温度/压力读数等)之间进行切换的基本限制。通过将有源屏蔽驱动施加到导管和/或使用有源噪声消除设备2的患者身体,基本上消除了传感器电缆(即用作至有源驱动的基准信号16)与导管/患者身体之间的电容影响。因为传感器电缆和导管/患者身体处于相同电位,故没有电流可以流动,并且因此不可以生成RC时间常数。因此,使用噪声消除设备2的有源驱动极大地加速了置位时间。

[0057] 当基准信号被选择作为传感器节点信号时,其还抑制了由于电缆电容变化(即,传感器导线或导管弯曲、器官运动等)导致的运动假象以及由于传感器泄漏电流导致的误差。

[0058] 根据又一个实施方式,预定基准信号16是通过在所述医疗设备的不同的传感器的信号间进行切换获得的。本实施方式提供几个优势。首先,由于不同的相关联的阻抗,故在不同的传感器信号上的干扰水平可以是不同的。使用在给定时间内将被测量的传感器信号作为基准信号16,因此减少了具体针对那个信号的干扰。简单地说,使用传感器信号作为基准信号16“保护”了在给定的时间内将被测量的信号。第二,使用特定的传感器信号作为基准信号16降低了当测量特定传感器信号时来自该特定传感器信号的泄漏电流,从而允许更稳定和鲁棒性信号(各种传感器信号通常处于不同的电压)。再次,这个实施方式提供“保护”目前感兴趣的信号的能力。第三,在不同的传感器信号之间切换以获得基准信号16的能力可被用于测量来自特定的传感器信号的泄漏电流。例如,如果传感器具有三个信号线,任何泄漏电流可以被精确定位到特定的传感器导线。

[0059] 根据一个实施方式,有源噪声消除设备2被布置在医疗设备的远端。该医疗设备可以是适配于插入到患者体内的细长医疗导管,诸如在其远端部分设置有压力传感器的传感器导丝。有源噪声消除设备2可以通过集成在相同的芯片上而被布置为与压力传感器相连接。同样地,如果医疗设备是设置有另一类型的传感器(例如,温度、流量、pH等)的传感器导丝,则该噪声消除设备2可以被集成在可替换的芯片上。

[0060] 因此,本发明可适用于设置有一个或多个体内传感器的任何类型的医疗设备,该一个或多个体内传感器布置为测量例如压力、温度、流量、pH值当传感器定位在医疗设备(所谓的mGPS传感器)的远端的尖端部分时的位置中的一个或多个。本发明也可以被使用在植入到受试者中的半永久或永久的医疗设备中。

[0061] 现在将参考图6中示出的示意性流程图对医疗设备中有源噪声和干扰消除的方法进行描述。

[0062] 在一个实施方式中,该方法包括:设置具有第一输入连接端8、第二输入连接端10和输出连接端12的有源电路,其中所述第二输入连接端连接至预定的基准信号,将低阻抗身体连接电极4布置为与人体或动物体的血流电接触,其中所述身体连接电极4连接至所述第一输入连接端8,并且设置连接所述第一输出连接端12与所述第一输出连接端8的反馈支路14。该方法进一步包括通过提供限流电路18来限制通过所述反馈支路14的误差校正电流,这样使得所述误差校正电流低于预定电流。在图6中所示的实施方式中,设置有源电路

的步骤包括设置具有反馈支路的运算放大器单元。身体连接电极可以被连接至运算放大器单元的输入。

[0063] 误差校正电流可以被限制为50 μ A或更低。有源消除可以具体地被适配于减少50-60Hz的干扰频率的影响。如上所述,预定基准信号16可以是与医疗设备接地相关的固定参考电压。可替换地,预定基准信号16可以与医疗设备的传感器信号相关。在一个实施方式中,基准信号16是通过在医疗设备的不同的传感器信号之间进行切换而获得的。

[0064] 低阻抗身体连接电极4被适配于直接连接到人或动物的血液。这是根据以上结合噪声消除设备2所公开的不同实施方式来实现的。

[0065] 在一个实施方式中,限流电路18包括阻抗电路,该阻抗电路包括例如电阻器单元和/或电容单元。

[0066] 在各种示例性实施方式中示出的系统和方法的构造和布置仅仅是说明性的。尽管已对本公开的一些实施方式进行了详细描述,但可以有许多变形(例如,在不同的元件的尺寸、部件以及结构上的变化、参数值、材料使用的变化等)。例如,可以改变元件的位置并且可以更改或改变分散的元件或位置的性质或数量。因此,所有这些修改旨在被包括在本公开的范围之内。可根据可替换的实施方式来改变或重新排序任何过程或方法步骤的顺序或序列。可以在不背离本公开的范围的情况下对示例性实施方式的设计、操作状况和布置进行其它的替代、变形、改变和省略。

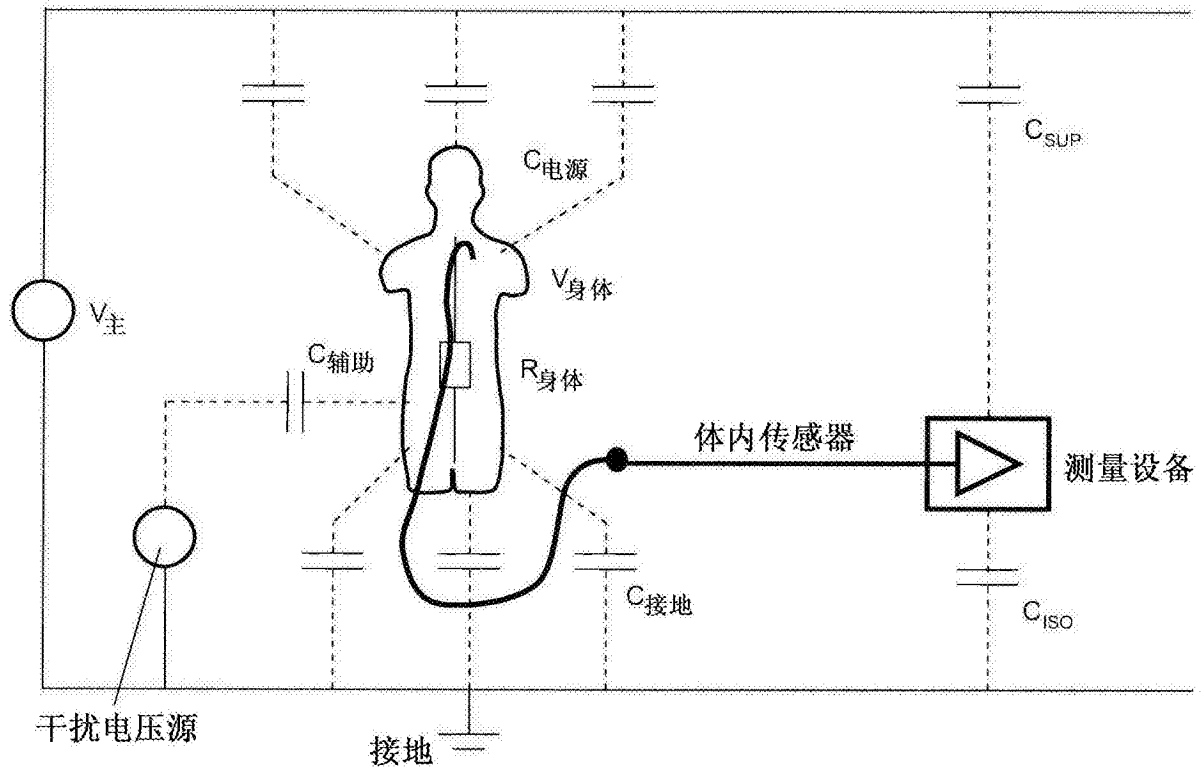


图1

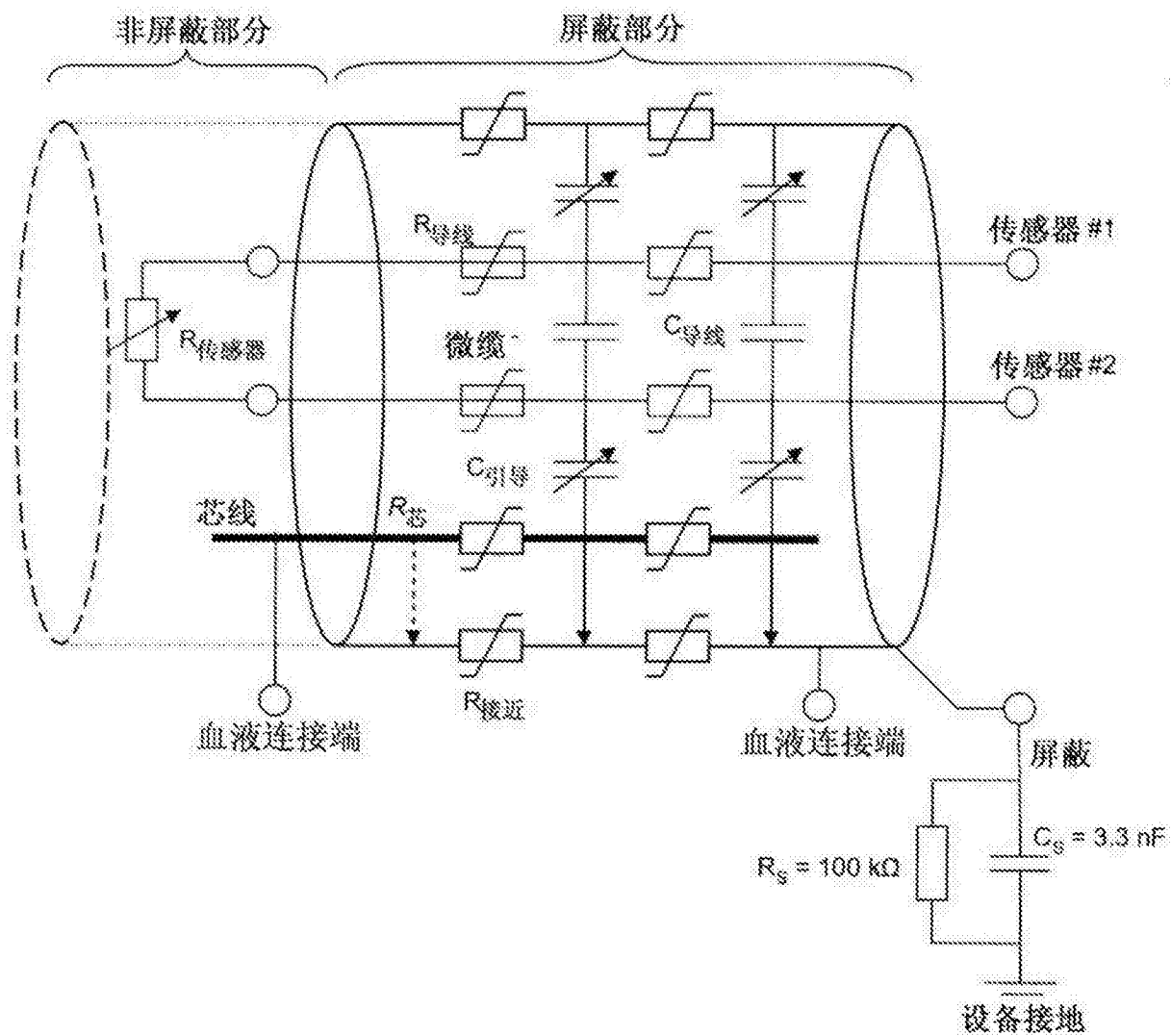


图2

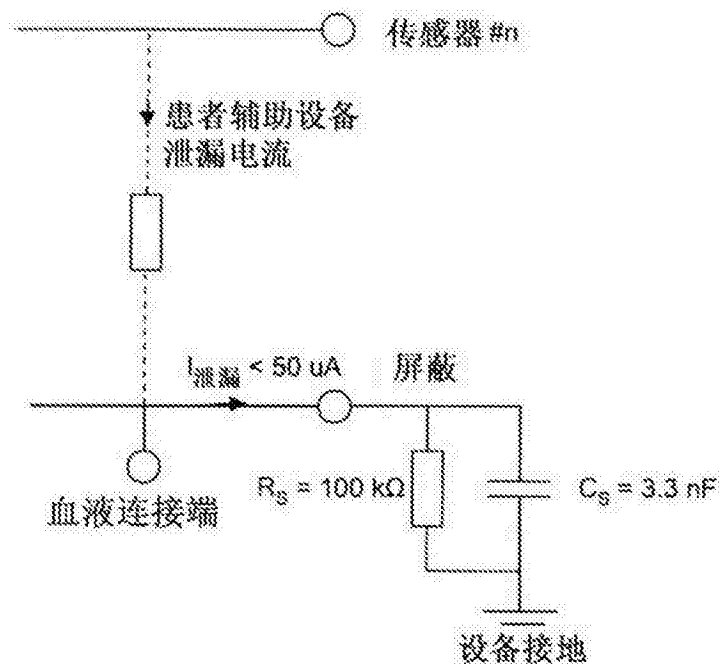


图3

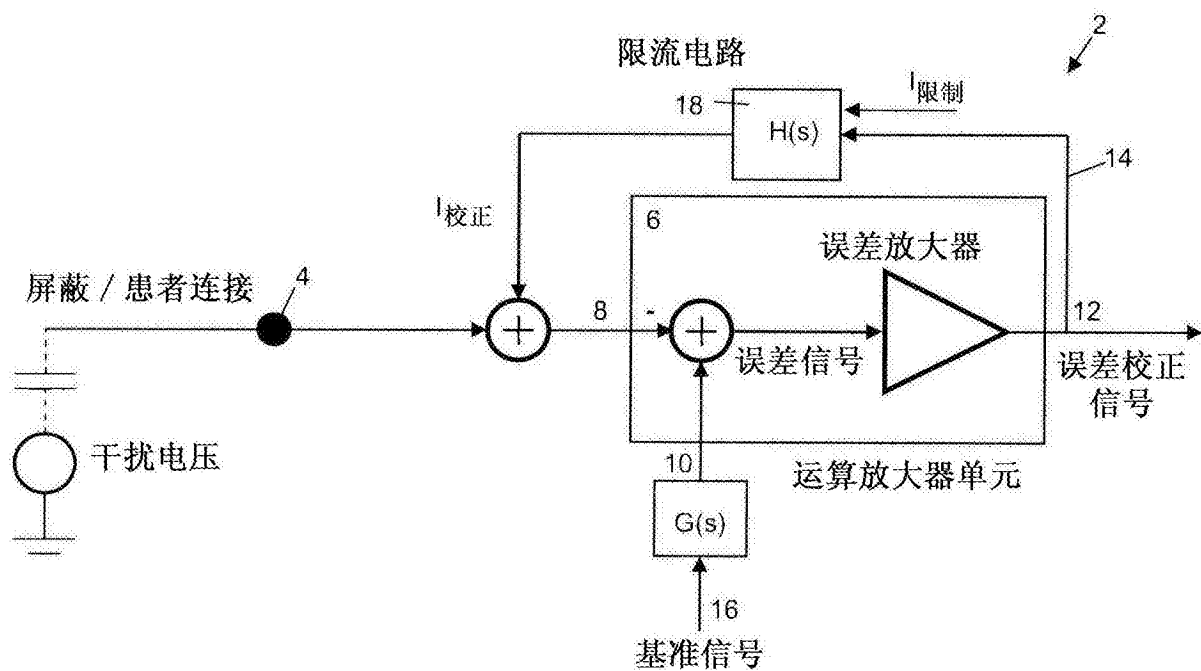


图4

专利名称(译)	有源干扰噪声消除设备及其相关方法		
公开(公告)号	CN104080396B	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN201280058608.9	申请日	2012-12-05
[标]申请(专利权)人(译)	圣朱迪医药系统公司		
申请(专利权)人(译)	圣朱迪医药系统公司		
[标]发明人	芒努斯·萨穆埃尔松		
发明人	芒努斯·萨穆埃尔松		
IPC分类号	A61B5/0215 A61M25/09 A61B5/00		
CPC分类号	H03H11/12 A61B5/01 A61B5/0215 A61B5/026 A61B5/065 A61B5/14539 A61B5/6851 A61B5/7203		
代理人(译)	余刚		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	1151152 2011-12-05 SE 61/630097 2011-12-05 US		
其他公开文献	CN104080396A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于医疗设备的有源噪声消除设备(2)包括具有第一输入连接端(8)、第二输入连接端(10)以及输出连接端(12)的有源电路。第二输入连接端(10)连接至至少一个预定基准信号。有源噪声消除设备(2)进一步包括被适配于与受试者的血流电接触的低阻抗身体连接电极(4)，其中，低阻抗身体连接电极(4)连接至所述第一输入连接端(8)，并且反馈支路(14)将输出连接端(12)与第一输入连接端(8)相连接。反馈支路(14)包括限流电路(18)，用于将通过所述反馈支路(14)的电流限制为低于预定电流。

