



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105595985 B

(45)授权公告日 2018.08.28

(21)申请号 201511035931.6

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.10.28

A61B 5/04(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 5/0428(2006.01)

申请公布号 CN 105595985 A

A61B 5/0488(2006.01)

G01R 27/02(2006.01)

(43)申请公布日 2016.05.25

审查员 高瑞玲

(30)优先权数据

102014015895.0 2014.10.28 DE

(73)专利权人 德尔格制造股份两合公司

地址 德国吕贝克

(72)发明人 M·埃格

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 朱君 刘春元

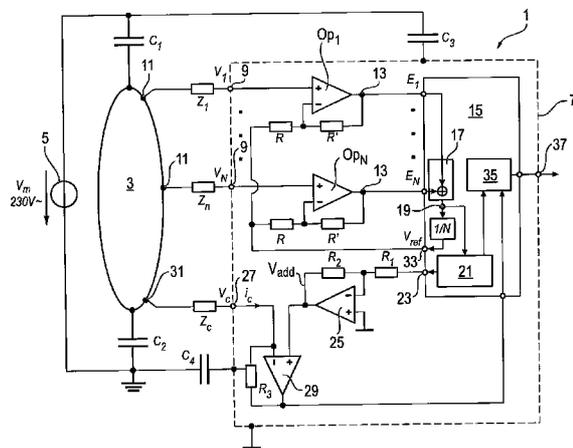
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于采集电势的装置

(57)摘要

本发明示出和描述的是一种用于采集电势的装置,其具有多个用于与测量电极连接的测量输入端,测量电极可以放置于患者的身体上;具有多个测量放大器;具有电势输出端,用于与能够放置于患者身体上的附加电极连接,其中电势输出端构造能够对其施加以预先给定的电压;具有加法单元,其构造输出信号,信号是对测量放大器所输出的信号的平均值的度量,其中,电势输出端与电流测量装置连接,电流测量装置构造输出与流经该电势输出端的电流成比例的电流信号;设置分析单元,其连接成向其馈送与在电势输出端处的电压对应的信号、加法单元在其输出端输出的信号、以及从电流测量装置输出的信号;并且分析装置构建为从所馈送的信号中生成阻抗信号。



1. 一种用于采集电势的装置,其具有多个用于与测量电极(11)相连接的测量输入端(9),所述测量电极能被放置于患者(3)的身体上,

具有多个测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN}),

其中,对每个测量输入端(9)分配多个测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})其中之一,并且每个测量输入端(9)与对其分配的测量放大器(0_{pi})的输入端相连接,

具有电势输出端(27),用于与能够放置于患者(3)身体上的附加电极(31)相连接,其中这样构造所述电势输出端(27),使得其能够被施加以预先给定的电压,

具有通过微处理器单元(15)实现的加法单元(17),其与测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})的输出端(13)相连接并且其被构建为输出这样的信号,该信号是对于测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})所输出的信号的平均值的度量,

其特征在于,

所述电势输出端(27)与电流测量装置(29)相连接,所述电流测量装置被构建为输出与流经该电势输出端(27)的电流成比例的电流信号,

在所述微处理器单元(15)中设置分析单元(35),其被这样连接,使得向其馈送与在所述电势输出端(27)处的电压相对应的信号、所述加法单元(17)在其输出端(19)输出的信号、以及从所述电流测量装置(29)输出的信号,并且

所述分析单元(35)被构建为从所馈送的信号中生成阻抗信号,

其中,所述加法单元(17)的输出端(19)与所述电势输出端(27)相连接,

其中,设置第一放大器(25),

其中,所述加法单元(17)的输出端(19)连接至所述第一放大器(25)的输入端,

其中,所述第一放大器(25)的输出端连接至所述电势输出端(27),并且

其中,所述电流测量装置(29)被布置在所述第一放大器(25)的输出端和所述电势输出端(27)之间。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})具有第一和第二输入端,

其中,每个测量输入端(9)与对其分配的测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})的第一输入端相连接,并且

其中,所述加法单元(17)的输出端(19)与所述测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})的第二输入端相连接。

3. 一种借助装置(1、1')确定在附加电极(31)和患者(3)皮肤之间的连接的阻抗的方法,所述装置包含:

多个用于与测量电极(11)相连接的测量输入端(9),所述测量电极能够被放置于患者(3)的身体上,

多个测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN}),其中,对每个测量输入端(9)分配多个测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})其中之一,并且每个测量输入端(9)与对其分配的测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})的输入端相连接,

电势输出端(27),用于与附加电极(31)相连接,其中所述电势输出端(27)被构建为使得其能够被施加以预先给定的电压,

通过微处理器单元(15)实现的加法单元(17),其与所述测量放大器(0_{p1} 、 \dots 、 0_{pN})的

输出端(13)相连接,其中所述加法单元(17)的输出端(19)与所述电势输出端(27)相连接,

第一放大器(25),其中所述加法单元(17)的输出端(19)连接至所述第一放大器(25)的输入端,所述第一放大器(25)的输出端连接至所述电势输出端(27),

被布置在所述第一放大器(25)的输出端和所述电势输出端(27)之间的电流测量装置(29),

在所述微处理器单元(15)中设置的分析单元(35),其被这样连接,使得向其馈送与在所述电势输出端(27)处的电压相对应的信号、所述加法单元(17)在其输出端(19)输出的信号、以及从所述电流测量装置(29)输出的信号,

其中,所述方法包含以下步骤:

- 利用所述加法单元(17)生成平均值信号,其是对于测量放大器(Op_1 、 \dots 、 Op_N)所输出的信号(E_i)的大小的平均值的度量,

- 向电势输出端(27)施加预先给定的电压并且提供电压信号,所述电压信号是对于向所述电势输出端(27)施加的电压大小的度量,

- 采集流经电势输出端(27)的电流并且生成电流信号,所述电流信号是对于流经电势输出端(27)的电流大小的度量,并且

- 利用所述分析单元(35)从平均值信号和电流信号中生成阻抗信号,

其中,向所述电势输出端(27)施加所述平均值信号,以及

其中,利用所述第一放大器(25)放大所述平均值信号,并且向所述电势输出端(27)馈送放大的信号。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述测量放大器(Op_1 、 \dots 、 Op_N)具有第一和第二输入端,其中,每个测量输入端(9)与对其分配的测量放大器(Op_1 、 \dots 、 Op_N)的第一输入端相连接,并且

其中,向所述测量放大器(Op_1 、 \dots 、 Op_N)的第二输入端馈送平均值信号。

用于采集电势的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于采集电势的装置,其具有:多个测量输入端,其用于与可以放置于患者身体上的测量电极相连接;多个测量放大器,其中,对每个测量输入端分配多个测量放大器其中之一,并且每个测量输入端与其分配的测量放大器的输入端相连接;具有电势输出端,用于与可以放置于患者身体上的附加电极相连接,其中这样构造电势输出端,使得其可以被施加预先给定的电压;具有加法单元,其与测量放大器的输出端相连接并且其被构建为输出这样的信号,其是对于测量放大器上输出的信号的平均值的度量,以及,本发明涉及一种用于确定在附加电极和患者皮肤之间的连接的阻抗的方法。

背景技术

[0002] 如果例如要在患者皮肤上测量电势并且在该电势中包含的有效信号仅仅在 μV 范围内,就像其例如在心电图(EKG)或肌电图(EMG)中可能是这种情况,则出现下列问题。

[0003] 由于电场包围着患者身体,所以通过在患者皮肤上的电容耦合而形成电势。一般可以以这种方式描述该效应,即,身体电容地尤其耦合至230V/50Hz交变电压场(如果在美国则为60Hz),所述交变电压场由位于患者周围的电网电压源引起。然而由于安全的缘故,并不允许患者自身耦合至单一的环境接地(Umgebungsmasse),原因在于,这会为患者带来显著的风险。

[0004] 此外,同样由于安全的缘故,与在患者皮肤上的电极相连接的测量设备必须与环境接地电隔离。由此造成的是,测量设备通过其内部的接地也电容地耦合至环境,使得出现的问题是,设备接地处于一个电势上,该电势的大小并不是已知的并且其一般与患者的电势不同。

[0005] 目前至少为了实现患者和测量设备的接地处于相同的电势上或者至少两者之间存在固定的电势差,已知的是,通过附加的电极将设备接地和患者身体彼此相连接。

[0006] 但是,因为设备接地和患者由于周围场的不均匀性一般可能位于不同的电势上,这是由不同的与环境之间的电容耦合造成的,所以流过均衡电流(Ausgleichsstrom),所述均衡电流由于与患者之间的耦合的阻抗、通过附加电极而形成所谓的共模信号,所述共模信号被测量设备中的放大器一起被放大。如果实际上借助测量待采集的有效信号非常小,则共模信号会导致实际的有效信号不再能够被分辨。此外,出现的难题是,放大器必须具有非常大的输入动态范围,从而能够处理有效信号和与之叠加的较高的共模信号。此外,连接在后的数字的分析电路必须为每个测量值提供大量的位数,以便可以处理大信号。

[0007] 对此,从本发明作为出发点的、在IEEE Transactions on Biomedical Engineering (Vol. BME-30, No. 1, 1983年1月)上由Bruce B. Winter等人发表的Driven-Right-Leg Circuit Design中已知的是,通过测量设备向附加的安装在患者上的所谓的公共或附加电极施加电势,所述电势相当于在测量电极上所采集的信号的平均值,其中该平均值信号还被反相放大,也就是存在负反馈。

[0008] 现在已经表明,在测量电极上所采集的信号的质量强烈依赖于在附加电极和患者

皮肤之间的接触有多好。既然如此,那么,如果电极轻微地脱离患者皮肤,则在测量信号中出现明显变大的噪声或者这些信号经常不可用。尤其是如果在患者和测量设备之间存在电势差并且均衡电流流过附加电极,则在附加电极/皮肤过渡处出现电压降,所述电压降取决于过渡阻抗。也就是说,测量信号的质量强烈依赖于在附加或公共电极和患者之间的过渡阻抗。

发明内容

[0009] 据此,本发明要解决的技术问题是,提供一种用于采集电势的装置,其允许可靠地确定在附加电极和患者之间的过渡阻抗。

[0010] 解决上述技术问题的途径是:电势输出端与电流测量装置相连接,所述电流测量装置被构造,以便输出与流经该电势输出端的电流成比例的电流信号;设置分析单元,其被这样连接,使得向其馈送与在电势输出端处的电压相对应的信号、从加法单元向其输出端输出的信号、以及从所述电流测量装置输出的信号;并且构造所述分析装置,以便从所馈送的信号中生成阻抗信号。

[0011] 按照本发明的解决方案的基本思想在于,在患者上的测量电极处所采集的电势的平均值恰好对应于共模信号或共模电压。另一方面,在患者和电势输出端之间下降的、同样与共模电压相对应的总电压,由在附加电极处的通过有关过渡阻抗确定的电压降、以及在测量电阻上的电压降、和必要时向电势输出端附加地施加的附加电势构成。

[0012] 总体上,也就是说,向电势输出端施加必要时存在的附加电压以及在测量电阻处下降的电压。如果现在附加地确定流经电势输出端的电流,则可以借助分析单元从通过加法单元生成的平均值信号和电流信号中计算出在附加电极处的阻抗,其中,此处必要时还涉及附加电压,所述附加电压被附加地施加给电势输出端。例如,也可以考虑的是,对电流信号和平均值信号进行傅里叶变换,并且获得傅里叶系数的商(Quotient)。但是也可以考虑生成阻抗信号的其他可能性。

[0013] 以这种方式,可以通过测量流经电势输出端的电流以及通过确定平均值信号,从而连续地监控在附加电极处的阻抗。特别地,可以监控阻抗的上边界,或者如果发生由于附加电极与患者皮肤脱离所引起的阻抗快速的改变(例如升高),则从分析单元中生成的信号可以用于生成警报信号。

[0014] 在本发明的优选的实施例中,使用由加法单元生成的平均值信号,以便将其施加给电势输出端。在另一优选的方式中,加法单元的输出端与第一放大器的输入端相连接,其中,第一放大器的输出端与电势输出端相连接。

[0015] 在这种途径中,实现所谓的右腿驱动原则,据此向患者身体上的附加电极施加信号,所述信号与在测量电极上采集的信号的平均值成比例。借此,可以进一步降低在从测量放大器采集的电势中所包含的共模信号。这个必要时放大并且反相的平均值信号则是在通过分析单元确定过渡阻抗的情况下必须一并考虑的附加电压,因此,这个相应的信号同样必须馈送至分析单元。

[0016] 此外,然后这样设置电流测量装置,使得其连接在第一放大器的输出端和电势输出端之间,其中,第一放大器以合适的方式放大来自加法单元的平均值信号。

[0017] 此外,在另一优选实施方式中,可以将加法单元的输出信号传送至测量放大器的

第二输入端,使得附加地或者替换右腿驱动原则地,也实现参考放大器原则,其中,从测量信号中减去在放大器处的与共模信号成比例的信号。借此,平均值信号也可以用于附加地进一步降低在各个测量放大器输出端的共模信号的影响。

[0018] 根据本发明的第二方面,通过一种借助装置来确定在附加电极和患者皮肤之间的连接的阻抗的方法来解决上述技术问题,所述装置包含:多个用于与测量电极相连接的测量输入端,所述测量电极可以被放置于患者的身体上;多个测量放大器,其中,对每个测量输入端分配多个测量放大器其中之一,并且每个测量输入端与对其分配的测量放大器的输入端相连接;电势输出端,用于与附加电极相连接,其中这样构造所述电势输出端,使得其能够被施加预先给定的电压;其中,所述方法包含以下步骤:

[0019] -生成平均值信号,其是对于测量放大器所输出的信号的大小的平均值的度量,

[0020] -向电势输出端施加预先给定的电压并且提供电压信号,所述电压信号是对于向所述电压输出端施加的电压大小的度量,

[0021] -采集流经电势输出端的电流并且生成电流信号,所述电流信号是对于流经电势输出端的电流大小的度量,并且

[0022] -从平均值信号和电流信号中生成阻抗信号。

[0023] 对于该方法,结合按照本发明的装置已经阐述的优点是适用的。

[0024] 除了在优选的实施方式中进行的必要时以放大的形式将平均值信号传输至附加电极和/或测量放大器的第二输入端,也可以向电势输出端施加时间上变化的电压、例如正弦的电压曲线作为附加电压。在确定阻抗信号时也可以考虑这样的曲线。

附图说明

[0025] 下面将依据仅仅对优选的实施例进行图示的附图来解释本发明,其中,

[0026] 图1是按照本发明的装置的第一实施例的示意性图示,并且

[0027] 图2是第二实施例的示意性图示。

具体实施方式

[0028] 图1示出按照本发明的装置1的第一实施例,其中,装置1连接至患者3。电容 C_1 、 C_2 、 C_3 和 C_4 以及电网电压源5在此表明,患者3以及装置1的壳体7电容性地耦合至环境尤其耦合至50Hz或60Hz的交流电压场,使得患者3和壳体7处于不确定的并且彼此不一致的电势,所述壳体7构成装置1的设备接地。

[0029] 按照本发明的装置1具有多个借其可以将装置与患者3上的电极相连接的测量输入端9,使得通过电极11可以测量在患者3皮肤上的电势。阻抗 Z_1 、 Z_N 在此表明,在电极11和患者3的皮肤之间的耦合与阻抗相连接。但是本发明并不限制于在放置于患者皮肤上的电极的情况下使用,而是也可以例如在侵入式安装的电极的情况下使用本发明。

[0030] 此外,装置1具有测量放大器 0_{p1} 、.....、 0_{pN} ,所述测量放大器具有用“+”标示的非反相的第一输入端和用“-”标示的反相的第二输入端。在此处描述的实施例中,涉及来自测量输入端的输入信号 V_1 、.....、 V_N ,测量放大器 0_{p1} 、.....、 0_{pN} 被连接为非反相的放大器。但是也可以考虑将其连接为反相放大器,但是然后在放大器 0_{p1} 、.....、 0_{pN} 的输出信号 E_1 、.....、 E_N 的进一步处理中必须对此加以考虑。

[0031] 放大器 Op_1 、.....、 Op_N 的输出端13与微处理器单元15相连接,所述微处理器单元被这样构造,使得通过其来实现下面的功能或者单元。

[0032] 尽管在此处描述的优选实施例中通过数字运行的微处理器单元来实现下文中解释的单元,但是完全可以通过模拟技术、例如通过运算放大器来实现这些单元或功能。这同样也包含在本发明的保护范围内。

[0033] 首先通过微处理器单元15实现加法单元17,由于微处理器单元15连接至测量放大器 Op_1 、.....、 Op_N 的输出端13所以所述加法单元同样耦合至这些输出端13,并且所述加法单元在输出端19输出信号,所述信号在该实施例中对应于从测量放大器 Op_1 、.....、 Op_N 输出的输出信号 E_1 、.....、 E_N 的平均值,也就是或者等于平均值或者与之成比例。

[0034] 此外,这样构造微处理器单元15,使得加法单元17的输出端19处生成的平均值信号经由采集单元21被传输至输出端23。输出端23经由第一放大器25连接至装置1的电势输出端27。

[0035] 在第一放大器25的输出端和电势输出端27之间,此处描述的优选实施例中的装置1具有其他的、第二放大器29,其被连接为电流-电流互感器,使得在其输出端生成与在第一放大器25的输出端和电势输出端27之间的电流相对应的信号。因此,第二放大器作为电流测量装置工作,并且其输出信号被输送至微处理器单元15。

[0036] 装置1的电势输出端27连接至同样放置于患者3的皮肤上的公共或附加电极31,其中在附加电极31和患者3的皮肤之间的过渡具有阻抗 Z_c ,所述阻抗应当被尽可能连续地监控,以便采集例如附加电极31脱离患者3的皮肤的情况。

[0037] 此外,平均值信号通过另一输出端33从微处理器单元15输出,并且从那里馈送至测量放大器 Op_1 、.....、 Op_N 的带“-”标记的第二反相输出端。因此,通过平均值信号的该反馈来实现在现有技术中已知的参考放大器原理。

[0038] 最后,在微处理器单元15中实现分析单元35,所述分析单元一方面与采集单元21相连接并且另一方面与第二放大器29的输出端相连接。因此,向分析单元35传输加法单元17的输出信号、与向电势输出端27施加的电压相对应的信号、以及与流经电势输出端27的电流相对应的电流信号。

[0039] 基于这些信号,分析单元从平均值信号和电流信号中计算出阻抗信号。所述阻抗信号可以被输出至装置1的输出端37,并且可以例如被进一步用于生成警报信号。可以以这种方式生成阻抗信号,即,电流信号和平均值信号被傅里叶变换并且获得傅里叶系数的商(Quotient)。

[0040] 在图2中示出的按照本发明的装置的第二实施例与图1中的区别点仅仅在于,第二放大器29在这种情况下这样与测量电阻 Z_x 一起连接,使得其采集在测量电阻上的电压降并且借此采集流经电势输出端的电流。因此,此处由第二放大器29和测量电阻 Z_x 组成的组合用作电流测量装置。在其他方面,该装置1'类似于图1中的装置。

[0041] 在两个实施例中,使用下述内容。基于图2,对于共模电压 V_{CM} 或共模信号而言,存在如下关系式:

$$[0042] \quad V_{CM} = V_C + V_X + V_{add}$$

[0043] 其中, V_C 是在电势输出端27和患者之间下降的电压,对其适用

$$[0044] \quad V_C = Z_C \cdot I_C,$$

[0045] 其中, I_C 是流过电势输出端27的电流, 而 Z_C 是有关的过渡阻抗。 V_X 是在测量电阻 Z_X 处下降的电压, 其同样使用下述关系式:

$$[0046] \quad V_X = Z_X \cdot I_C。$$

[0047] V_{add} 是可以向电势输出端27施加的附加电压。但是基本上该电压也可以是零, 也就是, $V_{add} = 0$ 。

[0048] 如果一方面组合头两个等式同时另一方面使用输出信号 E_1, \dots, E_n 的平均值 \bar{E}_i , 所述平均值对应于共模电压, 也就是适用 $\bar{E}_i = V_{CM}$, 那么, 存在:

$$[0049] \quad Z_C = \frac{\bar{E}_i - V_X - V_{add}}{I_C}$$

[0050] 在该实施例中, 借助电流测量装置、也就是第二放大器29, 或者直接地或者作为在测量电阻 Z_X 处的电压来测量 I_C , 并且将相应的信号传输至分析单元35。此外, 通过加法单元17来获取 \bar{E}_i 或者与之成比例的信号, 并且将相应的信号同样传输至分析单元35。最后, 与 V_{add} 相对应的信号从采集单元21传送至分析单元35, 使得基于最后的关系式由分析单元35生成阻抗信号并且可以输出至输出端37。

[0051] 此外, 从最后的关系式中可以得到, 该信号的大小在各种情况下与从平均值信号 \bar{E}_i 和流经电势输出端27的电流中获得的商成比例, 其中依赖于如何选择 V_{add} , 该比值必须例如与在第一放大器29中的放大相对应地被校正。

[0052] 至此假设的是, 附加电压 V_{add} 是与平均值信号 \bar{E}_i 成比例的电压。但是也可以考虑的是, 采集单元21生成附加的电压信号 V_{add} , 所述电压信号具有已知的、时间上改变的曲线, 例如正弦的曲线。相应的信息然后从采集单元21传送至分析单元35, 使得然后也可以计算相应的阻抗信号, 其中此处也使用上文中的最后的等式。

[0053] 附图标记列表

- [0054] 1、1' 装置
- [0055] 3 患者
- [0056] 5 电网电压源
- [0057] 7 壳体
- [0058] 9 测量输入端
- [0059] 11 电极
- [0060] 13 输出端-测量放大器
- [0061] 15 微处理器单元
- [0062] 17 加法单元
- [0063] 19 输出端-加法单元
- [0064] 21 采集单元
- [0065] 23 输出端-微处理器单元
- [0066] 25 第一放大器
- [0067] 27 电势输出端
- [0068] 29 第二放大器
- [0069] 31 附加电极
- [0070] 33 另一输出端

[0071]	35	分析单元
[0072]	37	输出端
[0073]	V_i	输入信号
[0074]	E_i	输出信号
[0075]	O_{pi}	测量放大器

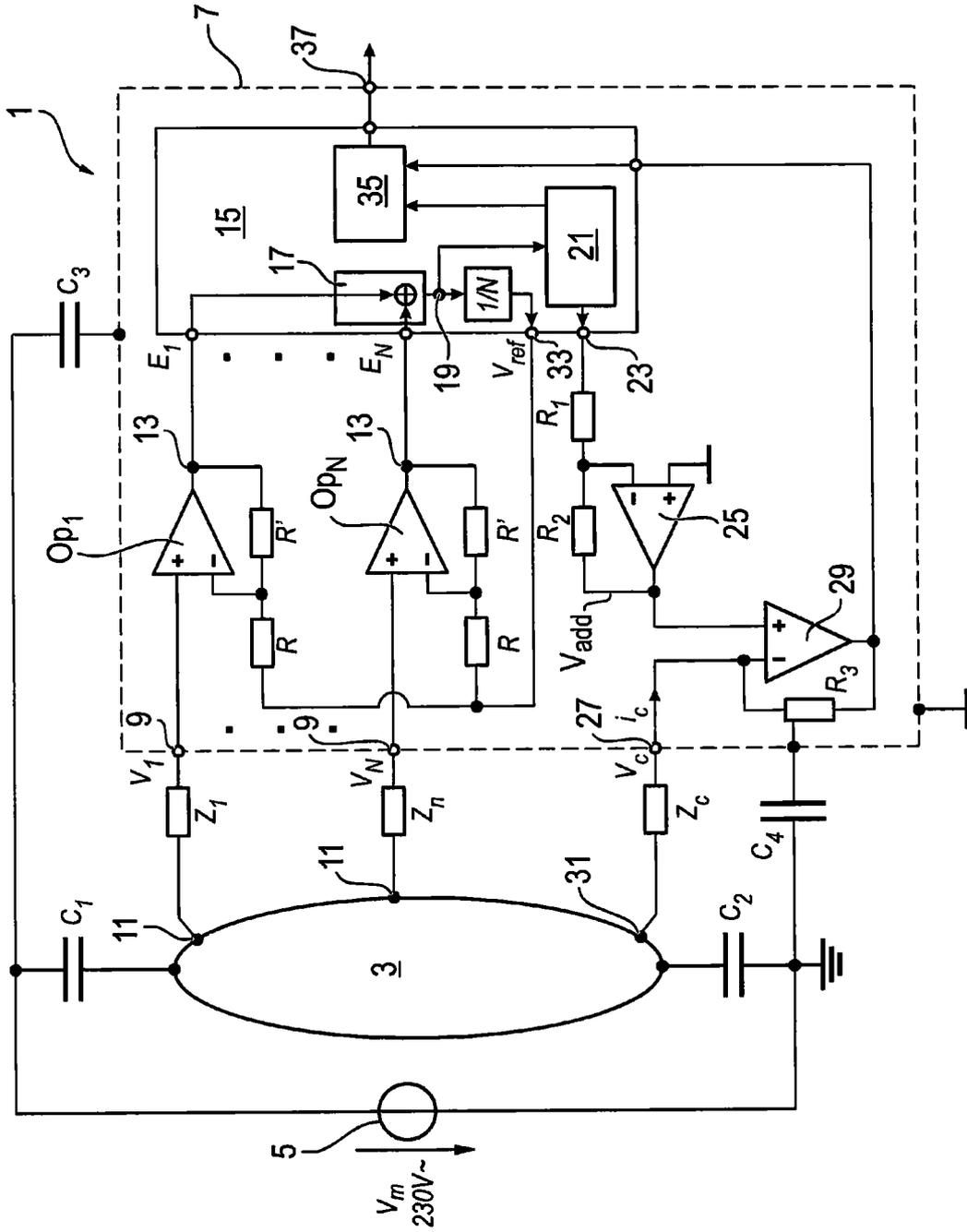


图1

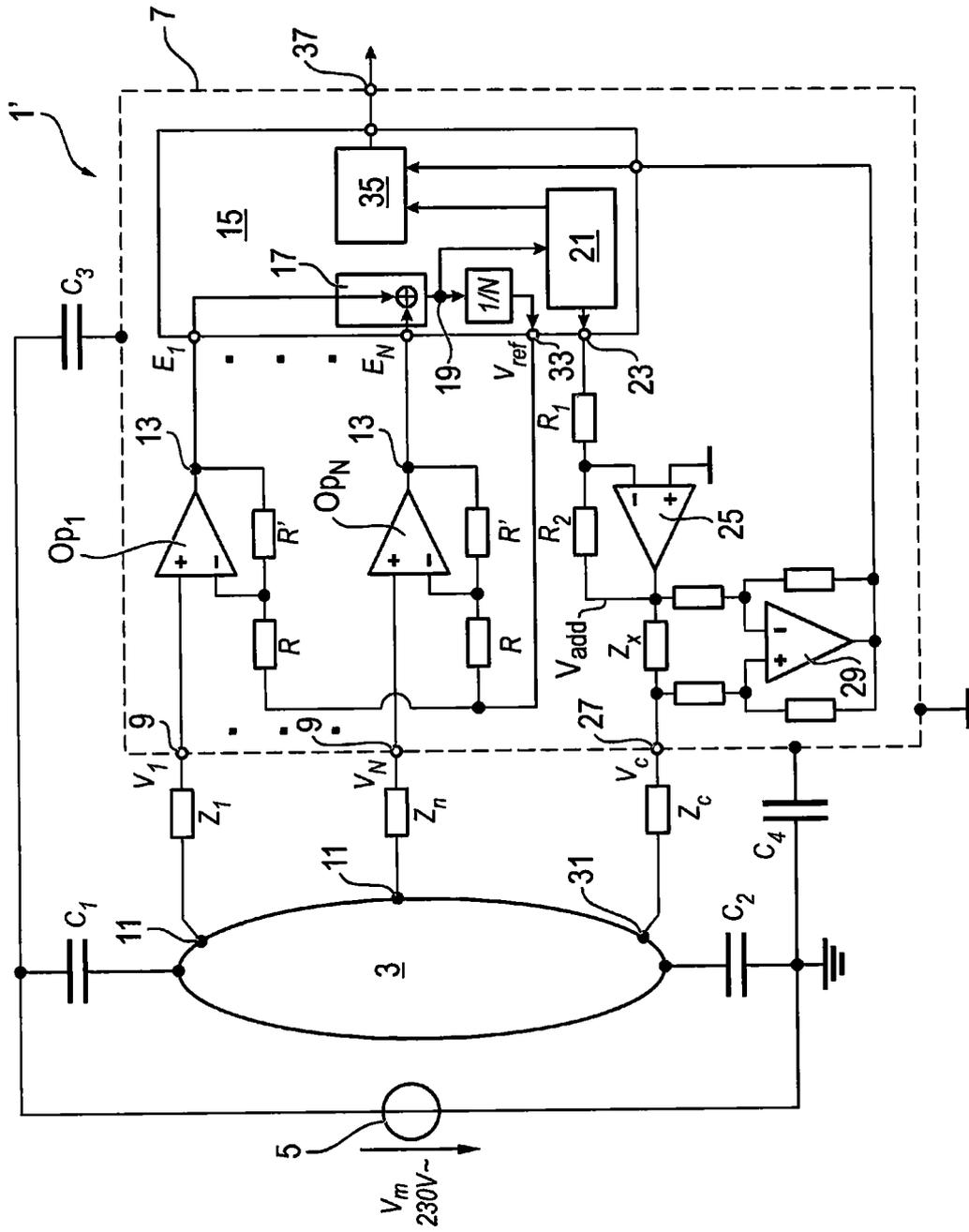


图2