



# [12] 发明专利申请公开说明书

[11] CN 86 1 02750 A

CN 86 1 02750 A

3) 公开日 1986年12月31日

1) 申请号 86 1 02750

2) 申请日 86. 4. 24

3) 优先权

[32] 85. 4. 25 [33] 美国 [31] 727, 056

4) 申请人 西屋电器公司

地址 美国宾夕法尼亚州15222

5) 发明人 加利·威廉姆·舍温

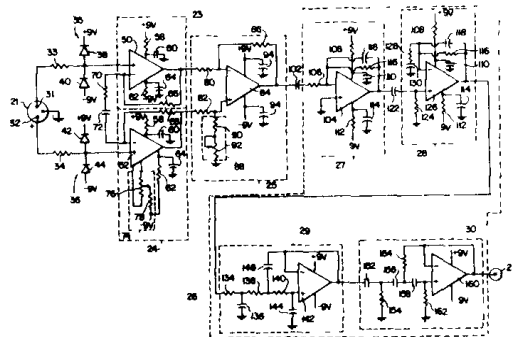
约翰·迈克尔·索姆普

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
代理部  
代理人 栾本生

54) 发明名称 窄频带脑电图放大器

57) 摘要

一种适用于放大脑电图(EEG)的低噪音、高增益差动放大器。最好安装在一个屏蔽金属罩内的平面电路板上。该放大器用电池供电,因而消除了可能来自电源系统的全部噪音。该放大器采用一对运算放大器为二个输入信号各自提供一个高输入阻抗。差动放大器产生的内部信号由一对带通滤波器、相连的低通和高通滤波器进行滤波和放大。



## 权 利 要 求 书

---

1. 一种接收表示皮肤在二个测位点上的电位的第一和第二输入信号的低噪声、窄频带放大器，该放大器包括：

第一和第二阻抗装置，可连入线路，分别接收第一和第二输入信号，分别为第一、第二输入信号提供恒定阻抗，并分别输出第一和第二内部信号，由上述第一、第二阻抗装置各自提供的恒定阻抗实际上是相等的，

差动放大器装置，用于从第二内部信号减去第一内部信号以产生第三内部信号，

滤波器装置，用于滤波和放大第三内部信号，以得到窄带输出信号，

其特征在于：一种内部电源装置，用于对第一和第二阻抗装置、所述的差动放大器装置和滤波器装置供电，

屏蔽装置，用于屏蔽第一和第二阻抗装置、差动放大器装置、滤波器装置和内部电源装置，使其免受外部电磁信号的干扰。

2. 根据权利要求1的放大器，其中屏蔽装置的进一步的特征在于：有一金属罩将上述第一和第二阻抗装置、差动放大器装置及滤波器装置罩在其中，

罩在上述金属外罩里的平面电路板，用于安装上述第一和第二阻抗装置，所述差动放大器装置和滤波器装置，

配有屏蔽盒的输入插座，安装在上述金属罩内，工作时，可连接以接收第一和第二输入信号，

第一和第二削波装置，安装在上述平面电路板上，由上述金属罩罩着，工作时，可分别与上述第一、第二阻抗装置和输入插座连接，用于分别把第一、第二输入信号削波在预定电压电平上，

输出装置穿过上述金属罩，为窄频带输出信号提供了通路。

3 根据权利要求2所述的放大器，其中的第一阻抗装置的进一步特征在于：第一低增益运算放大器工作时可与上述第一削波装置和差动放大器装置相连。

4 根据权利要求2所述的放大器，其中的第二阻抗装置的特征在于：第二低增益运算放大器工作时可与第二削波装置和差动放大器装置相连。

5 根据权利要求2所述的放大器其特征在于：直流偏置平衡装置工作时可与上述第二低增益运算放大器相连接，用于平衡上述第一和第二个低增益运算放大器中的直流偏置电压。

6 根据权利要求2所述的放大器，其中的滤波装置的进一步特征在于：第一和第二带通滤波器分别具有第一和第二中心频率，而且第一和第二中心频率基本上相等：

第一交流耦合装置，用来耦合上述差动放大器装置和第一带通滤波器；

第二交流耦合装置，用来耦合上述第一和第二带通滤波器；

低通滤波器工作时与第二带通滤波器和输出装置连接；

高通滤波器工作时与低通滤波器串联。

## 窄频带脑电图放大器

一般说来，本发明涉及一种放大器，用于放大表示皮肤的二个测位上电位的一对信号，更具体地说，是涉及用输入信号研究皮层产生的电位的窄频带脑电图放大器，所用的输入信号与生成电位自动折射仪系统一起连用的放大器的窄频带相匹配。

一种类型的脑电图 (EEG) 分析，是利用一个特殊频率的输入信号，该信号可在所研究对象的头皮上产生一个电位，该电位是用 EEG 的探头或电极进行测量的。另一类 EEG 的分析是依靠先鉴定的特定频率，例如，对象在昏睡前马上增加  $\alpha$  波的放射强度。目前，使用 EEG 放大器所进行的此类分析，可以检测从直流到几千赫芝的频率范围。为了在这样宽的频率范围内得到放大信号的能力，利用斩波器稳定的常规 EEG 放大器需化费 10,000~15,000 美元。但是，尽管化费如此高，放大器的电路如此完善，却仍然不能消除在使用环境中所出现的全部噪音。在商务环境中，这是一个特殊的问题，例如，在光学仪器制造商的办公室里通常并不提供隔离周围电噪声的装置。

Beckman 公司制造的 611 型放大器，就是这种常规 EEG 放大器之一例。此种放大器利用斩波稳定电路并具有上述灵活性。不过，多种 EEG 分析除了将标准引线跟耳垂相连之外，还使用二个或多个探头来探测头皮上皮肤的电位。这类研究显示了附在头皮上的二个探头的电位差。为了用常规放大器，例如 Beckman 611 型进行此类研究，用一个头皮探头作为基准引线，而另一头皮探头则与放大器的输入相连。结果，用第一个头皮探头所测得的电位波动引起了放大器输入部分的内接地的波动。因此，把输入阻抗限制在 3—5 千欧姆的范

围之内。

本发明的主要目的，是为用于产生电位自动折射仪系统提供一种低噪声  $E E G$  放大器。

从此目的来看，本发明属于接收表示皮肤上两个测点上电位的第一和第二输入信号的低噪声、窄频带放大器。该放大器包括第一、第二阻抗装置，分别与接收第一和第二输入信号的电路相连，以使在它们工作时，对第一和第二输入信号提供恒定的阻抗，并分别输出第一、第二内部信号，上述第一、第二阻抗装置各自提供的恒定阻抗实际上相等，差动放大器装置从第二个内部信号中减去第一个内部信号，产生第三个内部信号，而滤波器装置则进行滤波并放大第三个内部信号，从而产生窄频带输出信号，其特征在于：为第一、第二阻抗装置、差动放大器装置和滤波器装置供电的内部电源装置，而屏蔽装置则使第一、第二阻抗装置、差动放大器装置、滤波器装置以及内电源装置对外部电磁信号屏蔽。

下面将通过参照附图举例说明本发明的最佳实施方案，其中：

图 1 为本发明放大器的部件分解图，

图 2 为图 1 所示放大器电元件的电路图。

根据本发明的  $E E G$  放大器，由于其机械结构使得能够获得很低的噪声。如图 1 所示，金属罩 10，包括罩盖 10a 和底座 10b，当罩盖 10a 与底座 10b 用螺钉 16 连在一起时，金属罩即将电路板 14 上的整个电部件 12 罩在其中。电路板 14 是一个磨光的平面电路板，板的一面上镀有铜膜 18。为了消除来自电源线的噪音，放大器以电池 20 供电。输入插座 21 和输出插座 22 装在罩盖 10a 上，并与电部件 12 连接。

根据本发明放大器的一个实施例的电部件 12 的连接。如图 2 所

示。主要电 部件包括第一(23)及第二(24)阻抗元件,它们为第一和第二输入信号提供高输入阻抗,以使实际上任何一种形式的探头或电极都可与此放大器连用。阻抗元件23和24的输出分别是第一、第二内部信号。利用差动放大器25,从第一内部信号中减去第二个内部信号,输出第三个内部信号给滤波部件26。滤波部件26包括一对带通滤波器27及28,它们设计成具有基本相同的中心频率、带宽及增益。接着,带通滤波器27和28与低通滤波器29、高通滤波器30相连。在图2中,把低通滤波器29放在高通滤波器30的前面,然而,如果高通滤波器30放在低通滤波器29的前面,所得结果也是相似的。第一阻抗元件23及第二阻抗元件24和差动放大器25最好给出数量级为10的小增益,而滤波部件26提供的增益为 $10^6$ 数量级。

在图2的实施例中,输入插座21接收输入信号,该插座含有第一管脚31和第二管脚32。把导线插入其中后,就传送指示研究对象的皮肤在二个不同部位上皮肤电位的第一、第二输入信号。该第一、第二输入信号分别通过电阻33、34,并分别通过二极管削波电路35和36。二极管削波电路35和36各有两个二极管38、40和42、44。二极管削波电路35和36,阻止二极管38和42上大于+9伏的正向偏压及二极管40和44上的小于-9伏的负向偏压达到运算放大器50和52。

运算放大器50和52分别是组成阻抗器23和24的低增益放大器的一个部分。运算放大器50和52可以用Burr-Brown制造的OP12放大器。运算放大器50和52各经过一个470欧姆的电阻58和同一节点上连接的100微法的接地电容60从电池20中的一个得到+9伏的电压,同样地,运算放大器50和52通过另

一  $470$  欧姆的电阻  $62$  和同一节点上连接的另一个  $100$  微法的接地电容  $64$  从电池  $20$  中的另一个得到  $-9$  伏电压。 $100$  千欧姆的电阻  $66$  给第一个运算放大器  $50$  提供反馈，电阻  $66$  经过  $20\text{ K}\Omega$  的电阻  $70$  和  $2\text{ }\mu\text{ F}$  电容  $72$  连接到另一个给运算放大器  $52$  提供反馈的  $100\text{ K}\Omega$  电阻  $68$  上。

直流偏置平衡电路  $74$  包括一个  $200$  千欧姆的电位器  $76$  及一个  $51$  千欧姆的电阻  $78$ 。该直流偏置平衡电路  $74$  用于调整第一、第二阻抗元件  $54$  和  $56$  的平衡，以使它们提供基本相等的阻抗。

第一和第二个运算放大器  $50$  和  $52$ ，分别通过一个  $10$  千欧姆的电阻  $80$  和  $82$ ，输出第一和第二内部信号给低增益的差动放大器  $25$ 。第三运算放大器  $84$  从第二内部信号减去第一内部信号从而产生第三内部信号。第三内部信号经过另一个  $10$  千欧姆的电阻  $86$  反馈给运算放大器  $84$ 。差动增益平衡电路  $88$  连接到运算放大器  $84$  的接收第二内部信号的节点上。差动增益平衡线路  $88$  包括一个  $190$  千欧姆的电阻  $90$  和一个  $20$  千欧姆的电位器  $92$ ，电阻  $90$  和电位器  $92$  串联在电阻  $82$  和地线之间。运算放大器  $84$  可以是 *Burr - Brown* 制造的 *OP5* 运算放大器。运算放大器  $84$  同电池  $20$  相连接，以便在经  $1$  微法的电容器  $94$  接地的节点处得到  $+9$  伏和  $-9$  伏的电压。

第三内部信号还通过  $2$  微法的隔直电容  $102$  加到第一带通滤波器  $27$ ，电容  $102$  提供的是交流耦合而阻止直流通。带通滤波器  $27$  含有一个像 *OP5* 之类的运算放大器  $104$ ，该带通滤波器  $27$  通过一个  $24$  千欧姆的电阻  $106$  接收交流耦合的第三内部信号。运算放大器  $104$  从  $470$  欧姆的电阻  $108$  和  $1$  微法的电容器  $110$  相连的节点处接收正电压，而电阻  $108$  和电容器  $110$  则串

联在地线和电池20的+9伏端之间。运算放大器104从470欧姆的电阻112和1微法电容器114相连的节点处接收负电压，电阻112和电容器114则串联在地线和电池20的-9伏端之间。在第一带通滤波器27中的反馈是由一个7.5兆欧的电阻116提供的；电阻116与一个0.001微法的电容118并联。

第一带通滤波器27的输出经过提供交流耦合的第二隔直电容122。一个24千欧姆的电阻124把电容122连接到地。第二带通滤波器28包括象OP5之类的放大器126。通过电阻108和112以及电容110和114给运算放大器126提供电源，其值及其连接方法和第一带通滤波器27中相应的电阻、电容一样。第二带通滤波器28同第一带通滤波器27一样，通过一个7.5兆欧的电阻116和一个0.001微法的电容118提供反馈。不过，反馈电阻116和电容118在运算放大器126的输入端经一个24千欧姆的电阻128和一个2微法的电容130接地。

在243 K $\Omega$ 电阻134的一端把第二带通滤波器28输出加到低通滤波器29上。电阻器134的另一端通过0.01 $\mu$ F电容136接地，并接到另一个243千欧的电阻138上。电阻138串联到另一243千欧电阻140上。电阻140的一端与运算放大器142的输入端之一相连，并通过0.022微法电容144接地。运算放大器142的另一输入端以反馈方式直接接收它自己的输出信号，而0.033微法的电容146把反馈信号加到电阻138和140的接点上。

低通滤波器29的输出通过0.22微法电容器152的一端加给高通滤波器30。电容152的另一端经1.4千欧姆的电阻154接地。并与电容156连接。电容156与另一运算放大器

160 连接，并经7.5千欧的电阻162接地。运算放大器160的输出作为反馈直接加给它的一个输入端，并经4.1千欧的电阻164接到电容156和158的连接处。高通滤波器30的输出还加到输出插座22上，该插座最好是BNX同轴电缆连接器。运算放大器142和160最好采用RCA制造的CA3240型号的放大器。它的每一半可作一个运算放大器使用。

为了减小噪音，在放大器信号通路中所用的全部电阻最好是金属膜电阻。这些电阻最好具有 $\leq 1\%$ 的误差，以使滤波器尽可能精确。作精调用的电位器76和92最好是20圈的碳膜电位器。输入插座21最好具有金触点和安装在金属罩盖10a上的一个屏蔽盒，以便使21持续屏蔽。

分别选择上述部件，使第一、第二、第三运算放大器50、52和84提供的总增益大约为10，这样使在输入信号中的噪声不会被放得很大。另一方面，由于输入信号非常弱，所以带通滤波器、低通和高通滤波器提供的总增益可大约为10<sup>3</sup>。

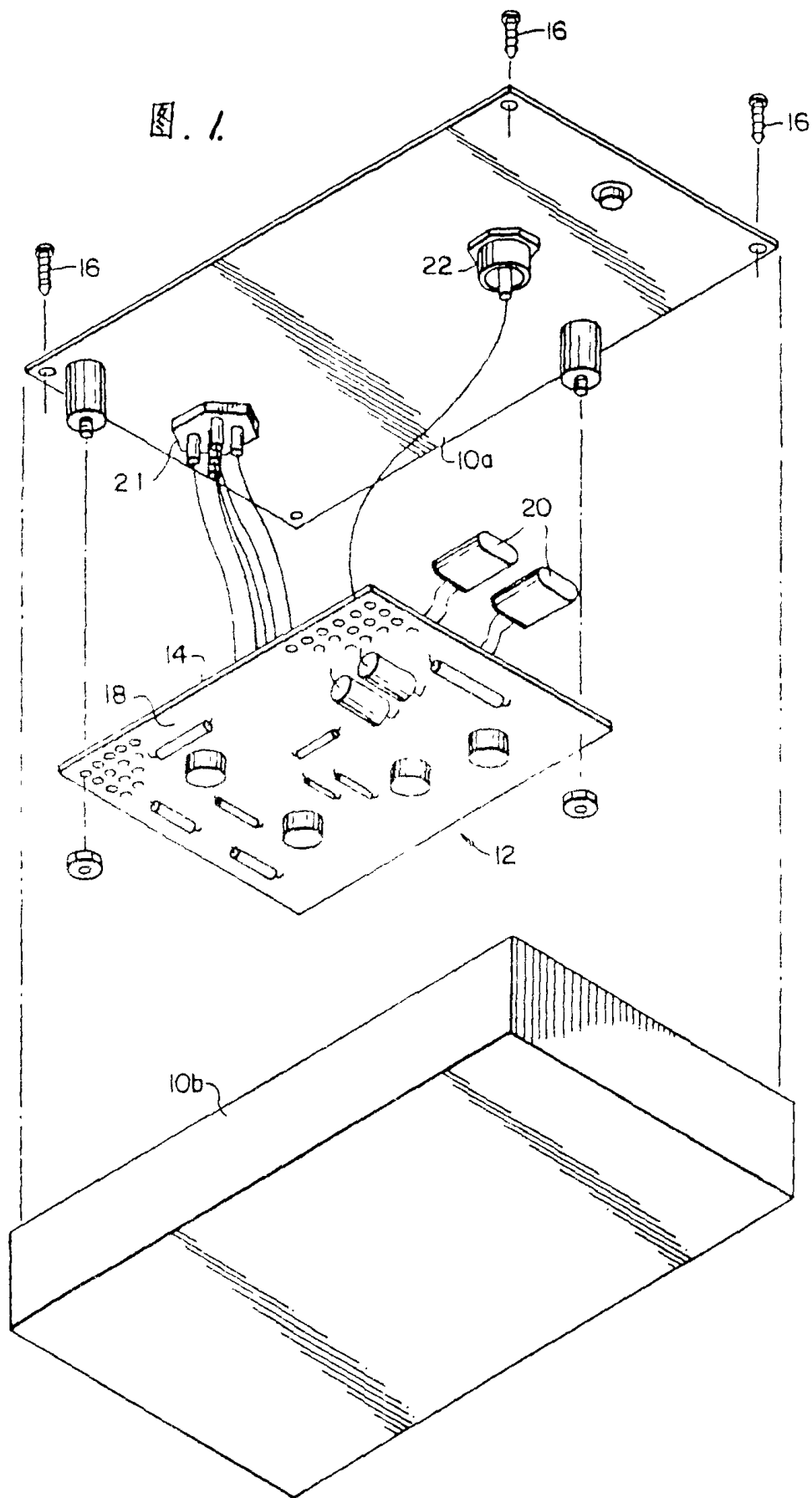
使用电池20，不仅消除了可能从电源线引来的噪声，而且保证了研究对象或病人的安全。为了保证操作中的安全，输出插座22只能与医用示波器或其他医用设备连用，这些医用设备要满足通常的绝缘要求；或者把输出插座22与隔光的电压——频率转换器或类似的电绝缘设备连用。

上述元件在差动放大器25中提供的共模抑制比大于85db。在差动增益平衡电路88中的电位器92可将共模抑制调到最大。

在带通滤波器27、28，低通和高通滤波器29和30中所述的元件可将第三内部信号滤波，以便输出衰减斜率大于18分贝/倍频程的6赫芝信号。在带通滤波器27和28中所用元件的电容、电

阻值对放大器的滤波作用具有极其重要的影响，但是，互相连接的低通滤波器 29 和高通滤波器 30，却能用要求不高的元件得到大约为 18 分贝/倍频程的衰减斜率。

尽管如上所述，根据本发明的放大器实际上可与任何一种探头或电极连用，但当与为低噪声而装有屏蔽的元件连用时，该放大器将更加有效。当与为低噪声而装有屏蔽装置的设备连用时，在本发明的放大器对信号放大之前，必须对从患者头部来的 EEG 信号进行屏蔽。因此，需要用产生电位自动折射仪系统检测的非常微弱的信号，可以运用本发明进行检测和放大。



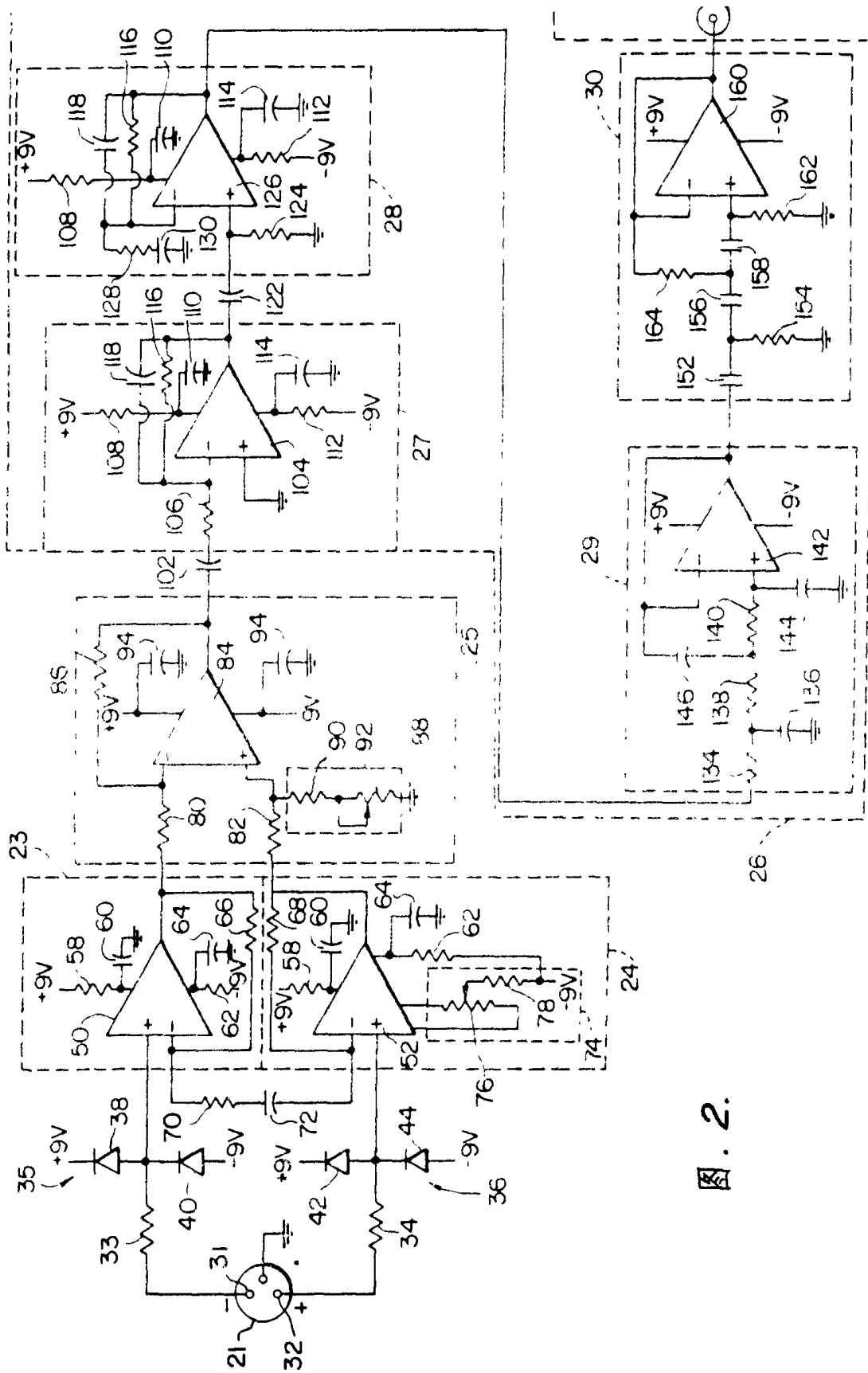


图 2.