



[12]实用新型专利说明书

[21] ZL 专利号 95221561.6

[51]Int.Cl⁶

[45]授权公告日 1996年10月23日

A61B 5/0402

[22]申请日 95.9.15 [24] 颁证日 96.9.21

[73]专利权人 北京师范大学

地址 100875北京市北京师范大学主楼三层

共同专利权人 卫生部北京医院

[72]设计人 张万铸

[21]申请号 95221561.6

[74]专利代理机构 清华大学专利事务所

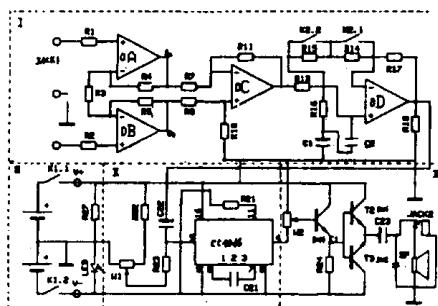
代理人 廖元秋

权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图页数 3 页

[54]实用新型名称 袖珍心电信号实时遥测监护装置

[57]摘要

本实用新型属于医学电子仪器技术领域，本装置包括由心电信号放大电路、压控调制电路、输出放大电路电源组成的发射器和由音频信号放大电路、解调电路、解调信号放大电路及电源组成的接收器，其特点是心电信号放大电路的第三放大级包括低通滤波器，调节放大倍数的通断开关以及防阻塞电容。本装置性能优良、体积小、重量轻、耗电低、发射器只需±1.5V干电池供电，使用者可方便地随身携带实时发送心电信号，供医院及时诊断。



权 利 要 求 书

1、袖珍心电信号实时遥测监护装置，包括由相互联接的心电信号放大电路，压控调频电路，调频信号输出放大电路及电源电路构成的发射器，和通过电话传输线与发射器相连的由相互联接的声-电耦合器，音频信号放大电路、解调电路、解调信号放大电路及电源电路构成的接收器，其特征在于所说的发射器的心电信号放大电路由多个运算放大器组成的三级放大电路，其中第三放大级包括第三级运算放大器，R、C₂低通滤波器，位于第二、三级运算放大器之间的连接于第三级运算放大器输入端的调节放大倍数的通断开关，以及连接于C₂与地之间的防阻塞电容C₁。

2、如权利要求1所述的监护装置，其特征在于所说的调频输出放大器由三个晶体管T₁、T₂、T₃和连于T₁基极的音量调节电位器组成，所说的发射器电源由±1.5V二节5号电池及与之相连的电源开关，通电指示器LED组成，所说的接收器电源由±3V(四节5号)电池及与之相连的电源开关，通电指示器LED组成。

3、如权利要求1或2所述的监护装置，其特征在于所说的运算放大器选用F-324四运放IC，所说的压控调频电路选用CC4046锁相环IC。

说 明 书

袖珍心电信号实时遥测监护装置

本实用新型属于医学电子仪器技术领域，特别涉及对人体心电信号的检测监护装置电路单元的改进设计。

心电信号遥测监护装置是一种能随时将病人的心电信号发送至医院或急救中心接收，供医院诊断分析，使病人能得到及时治疗的一种医用电子仪器。中国专利90221823.9题为“人体电信号电话传输装置”就属这类仪器。该装置由发送机和接收机组成，它是将传感器获取的人体心电信号经发送机的测量放大器，光电耦合器，调频调制器，信号显示器和功率放大器各电路处理后通过电话线传送至接收机，通过接收机的幅度调节器、鉴频器、信号显示器、低通滤波器各电路的处理后，将此信息接至医院的心电图机或显示器的输入端，供医生分析诊断。该装置具有传输性能好，成本低的特点，但仍存在下述不足之处：其一，该装置虽采用了IC等器件，但功耗很大，不得不采用220V交流电经变压器、整流、滤波、稳压或±12V_{DC}供电，这就必需要解决被测者的人身安全保证，因此要在工艺上采取严格措施，为此增加了制造的难度；其二，其发送机输出端的喇叭功率为2瓦，其体积必然庞大、笨重，只能置于一固定的地方，因此无法实现对在医院外的流动患者进行动态心电信号实时监护。

本实用新型的目的在于为克服上述装置的不足之处，设计出一种袖珍心电信号实时遥测监护装置，不但具有体积小，功耗低，性能良好，成本低的优点，而且只须1.5V、3V电池供电，发射器能安全、轻便携带在患者身上，实现实时监护的目的。

本实用新型设计的袖珍心电信号实时遥测监护装置，包括由相互联接的心电信号放大电路，压控调频电路，调频信号输出放大电路及电源电路构成的发射器，和通过电话传输线与发射器相连的由相互联接的声

- 电耦合器，音频信号放大电路、解调电路、解调信号放大电路及电源电路构成的接收器，其特征在于所说的发射器的心电信号放大电路由多个运算放大器组成的三级放大电路，其中第三放大级包括第三级运算放大器，R、C₂低通滤波器，位于第二、三级运算放大器之间的连接于第三级运算放大器输入端的调节放大倍数的通断开关，以及连接于C₂与地之间的防阻塞电容C₁。

本实用新型所说的调频输出放大器由三个晶体管T₁、T₂、T₃和连于T₁基极的音量调节电位器组成，所说的发射器电源由±1.5V二节5号电池及与之相连的电源开关，通电指示器LED组成，所说的接收器电源由±3V(四节5号)电池及与之相连的电源开关，通电指示器LED组成。

本实用新型所说的运算放大器可选用F-324四运放IC，所说的压控调频电路可选用CC4046锁相环IC。

本实用新型的工作过程为：发射器使用者将体表电极获取的心电信号输入到发射器，经心电信号放大电路将心电信号放大到适当倍数后输入压控调频电路转换成调频信号再送至输出放大电路进行放大，并由音量调节开关调节成合适的音量后输入电话线；接收器的声-电耦合器将电话线传来的声音转换成相应频率的电信号送入音频信号放大电路放大、滤波处理后输入解调器解调、再经解调信号放大器放大后输入心电图机，记录下发射器使用者的心电图，医师根据心电图形可通过电话向发射器使用者作出指导性建议。

本实用新型具有如下特点：

第一，本装置各单元电路的组成，单元内部的元器件的采用都经过合理设计及精心选择，使其结构简单，并全部采用通用元器件，实现容易，虽然省去了已有技术中的光电耦合器、50Hz陷波器等电路，但其性能优良、工作可靠；

第二，本装置采用电池供电、耗电量低，不但省去了变压器，全桥

整流器、稳压器、分压器等多个单元电路而且避免了采用220V交流供电可能引起的人身安全问题；

第三，本装置发射器体积小，重量轻，使用者可随身携带实时接收心电信号、及时发送、使医院的医师能及时对远离医院或住所的使用者的心电情况进行处置。

附图简要说明：

图1为本实用新型实施例的发射器电路原理图。

图2为本实用新型实施例的接收器电路原理图。

图3为本实用新型实施例的发射器外壳面板设置图。

图4为本实用新型实施例的接收器外壳面板设置图。

本实用新型设计出一种袖珍心电信号实时遥测监护装置其结构如图1—4所示，本实施例主要包括发射器和接收器两大部分，结合附图分别详细描述如下：

本实用实例的发射器电路组成，如图1所示，包括心电信号放大电路（I），压控调频电路（II）及调频信号输出放大器（III），电源（IV），四个单元电路，如图中虚线所划分。其中心电信号放大电路（I）由三级运算放电器组成，以放大器OA、OB组成的深度负反馈差动第一放大级和OC组成的第二放大级是早已成熟的电路型式，关键是IC器件应具有极高的共模抑制比、开环增益和输入阻抗，OA、OB、OC的上述参数及相应的电阻要尽量一致，本实施例中选用F-324四运放IC也可采用LM358IC或CMOS运放IC。对心电信号来讲其闭环，差模放大倍数可随需要选为几倍，第二级运放OC可将OA、OB的电压之差放大并转变成对地的单端输出。运放OD及其附属部件组成第三放大级附属部件包括由R13和C2组成的低通滤波器，调节放大倍数（可按基本放大倍数K×1, K×2, K×4来调节）的开关K2·1, K2·2, 防阻塞电容(C1>>C2)其作用是保证运放OD的同相、反相输入直流电平始终接近而不会在偶然情况下使第三级进入非线性区（阻

塞) 等, C1的设置是本电路的一突出特点, 在生物医学等电信号放大中有普遍意义。

压控调频电路(Ⅱ)是将心电信号放大器输出的电信号幅度对时间的变化函数 $u(t)$ 线性地转换成频率对时间的函数 $f(t)$ 的单元电路, 它由一片CC4046锁相环集成电路及多个电阻电容组成。决定基本频率的元件C21和R21以及控制电压的静态值 u_0 的选定, 均可在IC手册中查到。如图, 经OD放大后的心电信号经C22、R23等组成的隔直流电路送入锁相环的压控信号输入端9。1.5V的V+经过R22、电位器W1可用来调节 u_0 。

调频信号输出放大电路(Ⅲ)包括晶体管T1、T2、T3(采用9014)组成的放大器用于放大调频信号以驱动喇叭, 电位器W2用以调节音量, 插座JACK2常态时不影响喇叭的导通, 当插入相应的插头及联接线时, 喇叭断开而JACK2的插头可联接耳塞监听调制的心音信号或作他用。

电源(Ⅳ)包括用2节5号电池供电部分、电源开关K1.1, K1.2 及用来指示±1.5V电源接通的发光二极管LED。

本实施例的接收器电路组成如图2所示, 包括音频信号放大电路(V)、解调器(VI)、解调信号放大电路(VII)及电源(VIII)。各单元电路均采用常规电路。图中标有MIC处是输入电话传来的调制信号的插座。声-电耦合器(图2中未表示)是将声音转换成相应频率电信号的部件, 其一端接拾音器, 另一端焊有插头, 两端间用一段电缆联接。当有调频的心电信号从接收端电话机经过声-电耦合器输送到接收器时, 经A、B两级运放组成的音频调频信号放大器的放大, 高、低频的滤波处理, 调频信号幅度已足够大, 在整个远距传送过程中混入的声、电、磁、震动等干扰, 都能较明显地滤除。由放大器B输出的信号经C7, R11 组成的耦合电路接入解调电路的输入端。解调器使用的也是CMOS锁相环CC4046, 解调效果很好, 频率的捕捉范围 Δf_{cr} 足够宽, 能适应监护部门接收众多发射器使用者已调心电信号的需要。中心频率在1—2KHZ范围, 要确定一个中心频

率F0时，可通过调试解决。R19、C11及R22、C12等均是滤除解调后的残余载波频率分量等而加的，解调信号输出放大电路由C、D两级IC运算放大器组成，接收器中也设有LED电源指示灯。

本实施例的发射器和接收器的外型结构及面板设计如图3、4所示，发射器主体电路装在110mm×64mm×28mm大小的压塑盒中，其中正面上设置有指示灯31，及喇叭窗33，侧面上设置有心电信号输入插座32，音量调节电位器拨盘34，声-电耦合插座35及±1.5V电源开关36。

接收器主体电路装在90mm×200mm×25mm的扁平箱内，其正面上设置指示灯41，侧面上分别设置有声-电耦合插座/心电图机插座/及±3V电源开关。装置运行时发射器使用者将体表电极导联的插头插入心电信号输入插座中，开通电源，使喇叭的音量大小适当（可调节），当有必要时在接通有关监护部门的电话后，将电话机的受话器对准喇叭；监护部门备有接收器，平时即将声-电耦合器的插头接入插座中，声-电耦合器的拾音器一端对准“听筒”或者“免提”的喇叭，这时实时传送来的被调制心电信号即经接收器的处理，在其输出插座OUT处经适当的导线联接至心电图机输入或监视器输入，记录下发射器使用者的心电图（或在监视器上观察其当时的心电图情况），医师并向发射器使用者作出指导性建议。

实验证明：直接在心电图机上作出的心电图波形和经过本装置的发射器，电话传输由接收器接收后输到同一台心电图机上的心电波形，其差别不超过5%，用标准心电信号发生器测试，相差不超过3%。

说 明 书 附 图

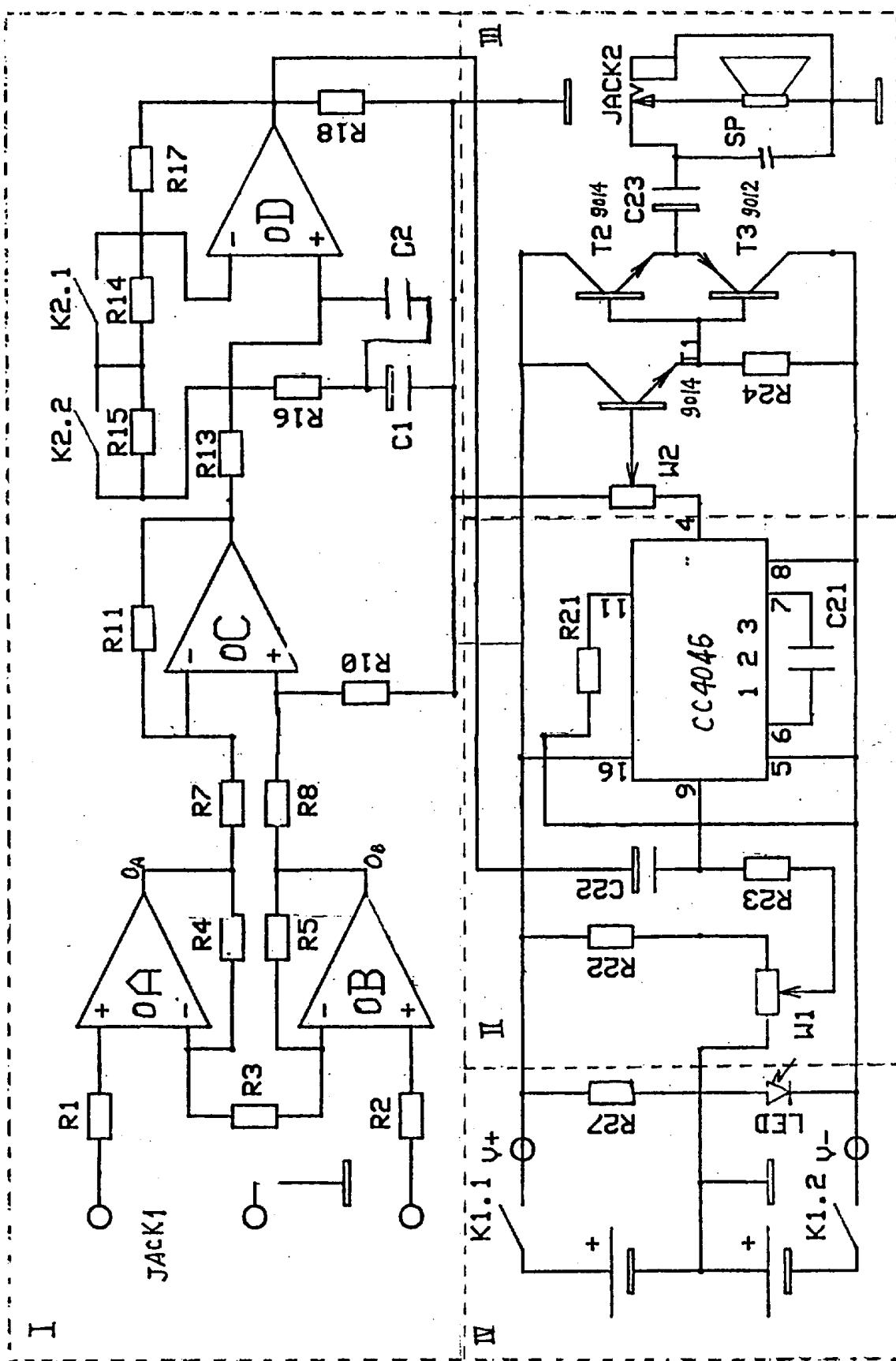
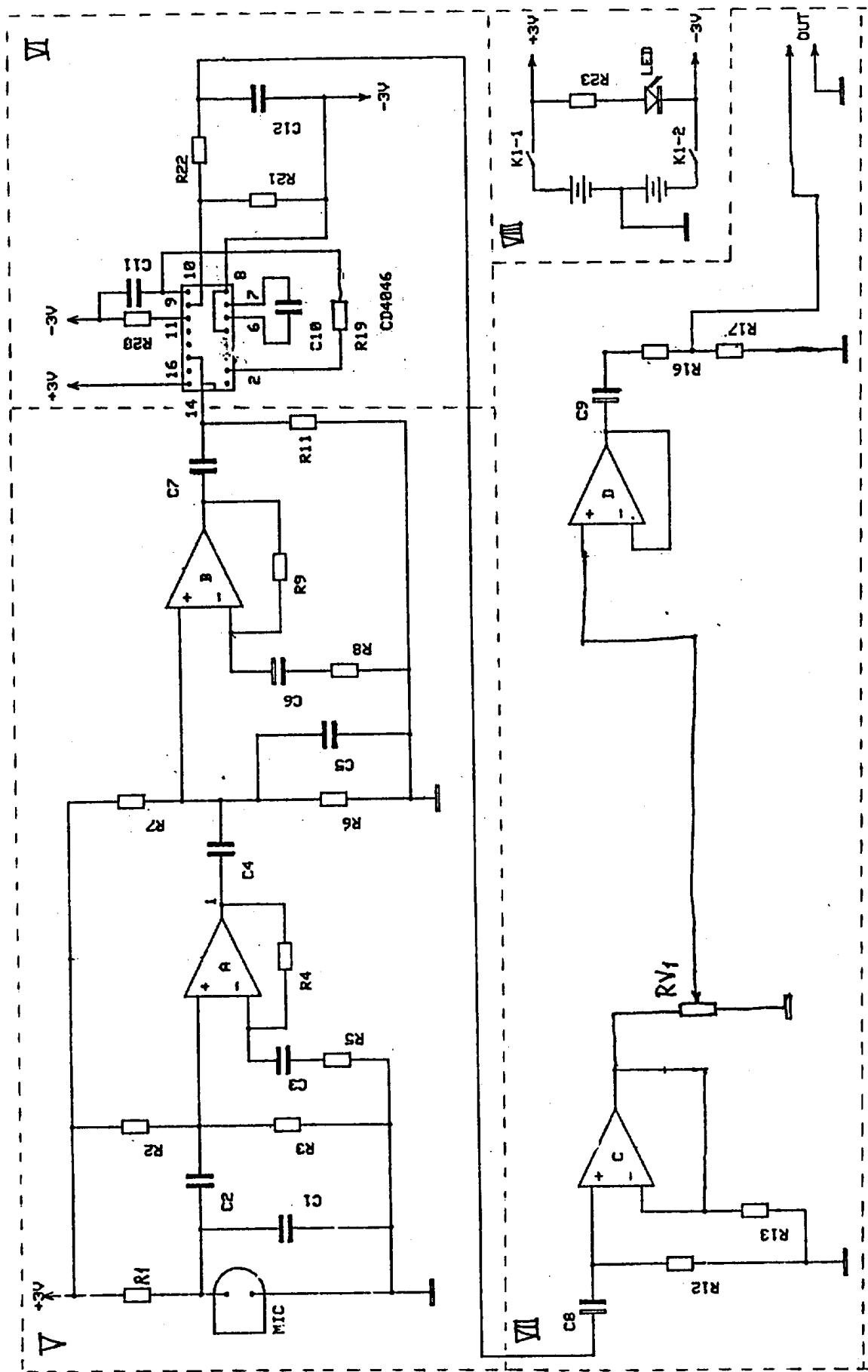


图 2



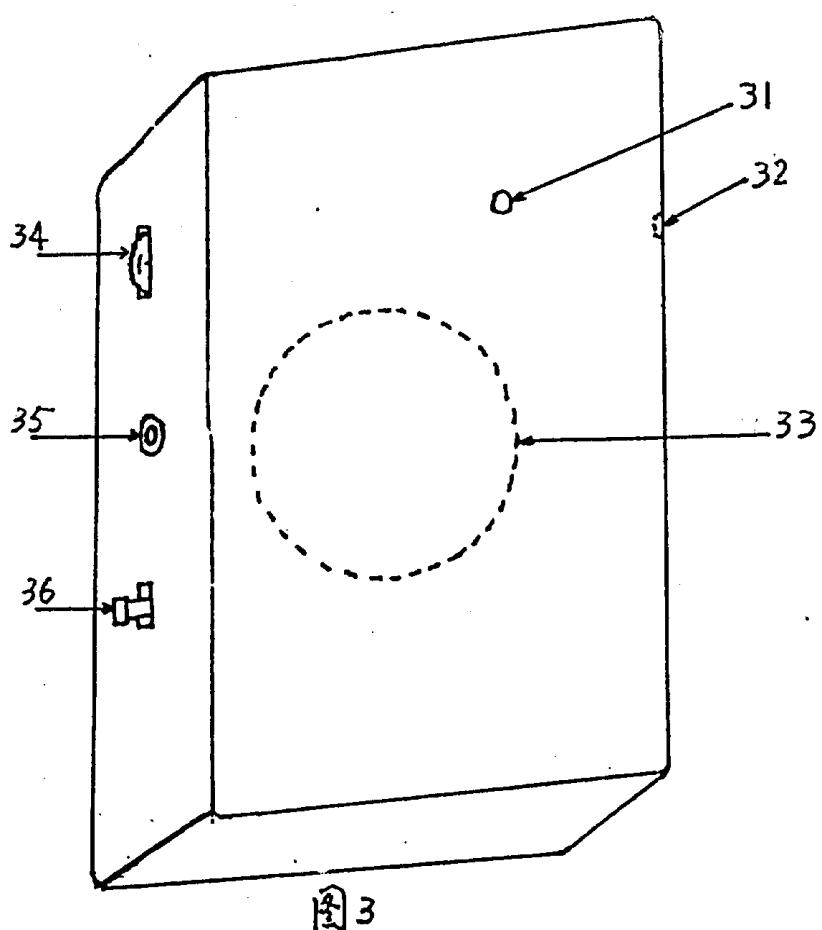


图3

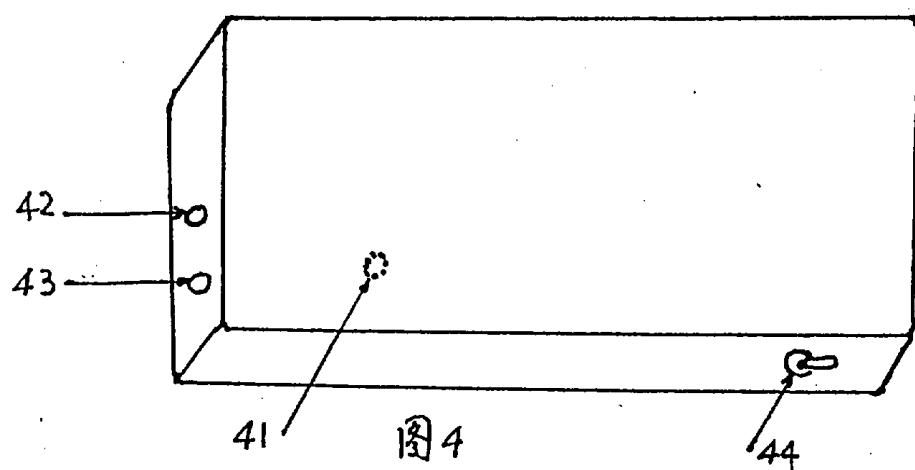


图4