



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200420006819.0

[45] 授权公告日 2006 年 3 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 2762752Y

[22] 申请日 2004.7.28

[21] 申请号 200420006819.0

[73] 专利权人 王湘生

地址 100089 北京市海淀区北洼西里 22 号中
海雅园怡心阁 10C

[72] 设计人 王湘生

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所
代理人 付建军

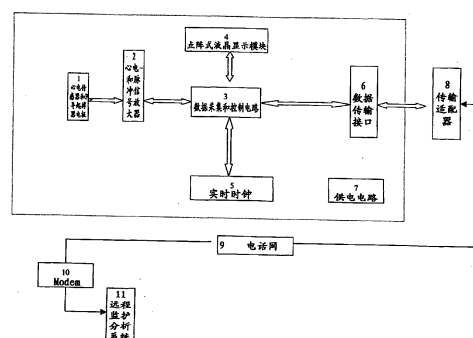
权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 12 页

[54] 实用新型名称

用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器

[57] 摘要

本实用新型涉及一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其中具有一个记录器，该记录器包括：心电传感器和 P 导起搏器电极，用于检测心电信号和起搏器脉冲信号；信号放大器，与所述心电传感器和 P 导起搏器电极相连，用于放大接收到的心电信号和起搏器脉冲信号；数据采集和控制电路，与所述信号放大器相连；点阵式液晶显示模块，与所述数据采集和控制电路相连；实时时钟，与所述数据采集和控制电路相连；以及数据传输接口，与所述数据采集和控制电路相连，用于传输数据。



1. 一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于具有一个记录器，该记录器包括：

心电传感器和 P 导起搏器电极（1），用于检测心电信号和起搏器脉冲信号；

信号放大器（2），与所述心电传感器和 P 导起搏器电极（1）相连，用于放大接收到的心电信号和起搏器脉冲信号；

数据采集和控制电路（3），与所述信号放大器（2）相连；

点阵式液晶显示模块（4），与所述数据采集和控制电路（3）相连；

实时时钟（5），与所述数据采集和控制电路（3）相连；以及

数据传输接口（6），与所述数据采集和控制电路（3）相连，用于传输数据。

2. 根据权利要求 1 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述数字式远程传输监护器还包括一与数据传输接口（6）相连的传输适配器（8）。

3. 根据权利要求 2 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述记录器或传输适配器在其待安装的一侧上设有凹槽，所述传输适配器通过所述凹槽可滑动地安装在所述记录器的该侧上，在该传输适配器和数字式远程传输监护器之间的接触面都设有电气触点。

4. 根据权利要求 1 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述记录器还包括供电电路（7）。

5. 根据权利要求 1 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述心电传感器用于检测 I、II、III 3 个标准导联的心电信号。

6. 根据权利要求 5 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述放大器（2）包括 2 片四运放 TLV2254 构成的

阻抗变换电路，用于 3 导心电信号和 P 导脉冲的 4 片仪表放大器 AD620，末级放大器电路，以及 4 个场效应管和电阻构成的浮零电路。

7. 根据权利要求 1 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述数据采集和控制电路（3）包括 80C552CPU、程序存储器、数据存储器以及实时时钟芯片。

8. 根据权利要求 7 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，所述 80C552CPU 具有 4 路 10 位 A/D，其中 AD1-AD3 用于采集所述信号放大器输出的 I、II、III 标准导联的心电信号，AD4 用于采集所述信号放大器输出的 P 导脉冲。

9. 根据权利要求 7 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于，其中采集的结果存储在具有 512KB 存储容量的数据存储器中。

10. 根据权利要求 1 所述的用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于还包括一个远程监护分析系统，用于接收远程传输来的心电信号和起搏器脉冲信号，并对该信号进行数字化分析处理。

用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器

技术领域

本实用新型涉及一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，尤其涉及通过例如电话线以数字方式传输起搏脉冲、3 导心电并进行数字信号处理的仪器。

背景技术

心脏手术中常见的手术之一是植入起搏器。全世界植入起搏器的人已达百万。经调查，我国每年有 1.5 万人作植入起搏器术。这些人都迫切地希望有远程监护分析系统为其监测植入的起搏器工作是否正常。本实用新型出现前，医生通过术后病人复诊用特殊仪器来了解病人的起搏器情况。

实用新型内容

本实用新型的目的是提供一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，可以在术后经常远程监护植入起搏器术后病人的起搏脉冲是否正常。

根据本实用新型的一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其特征在于具有一个记录器，该记录器包括：心电传感器和 P 导起搏器电极，用于检测心电信号和起搏器脉冲信号；信号放大器，与所述心电传感器和 P 导起搏器电极相连，用于放大接收到的心电信号和起搏器脉冲信号；数据采集和控制电路，与所述信号放大器相连。点阵式液晶显示模块，与所述数据采集和控制电路相连；实时时钟，与所述数据采集和控制电路相连；以及数据传输接口，与所述数据采集和控制电路相连，用于传输数据。

优选地，所述心电传感器用于检测 I、II、III 3 个标准导联的心电信号。

所述数字式远程传输监护器还包括一与数据传输接口相连的传

传输适配器，所述记录器或传输适配器在其待安装的一侧上设有凹槽，所述传输适配器通过所述凹槽可滑动地安装在所述记录器的该侧上，在该传输适配器和数字式远程传输监护器之间的接触面都设有电气触点。

由此，本实用新型是将术后病人的3导心电信号和起搏脉冲信号，经传输适配器传到远程心脏监护分析系统，后者将信号进行分析，从而判断起搏器性能的好坏。上述从发送到接收信号的整个系统称之为埋藏起搏器性能远程监护器。发送设备即监护器，包括3导心电-P导起搏脉冲记录器、传输适配器；接收设备即远程心脏监护分析系统，由服务器和电脑组成。

本实用新型的优点是可以远距离传输，异地咨询。可以及时发现起搏器的故障，防患于未然。

附图说明

图1是数字式埋藏起搏器性能远程监护器方框图；

图2是数字式3导心电和-起搏脉冲纪录器和传输适配器一体的外形示意图；

图3是数字式3导心电和起搏脉冲纪录器和传输适配器分体外形示意图；

图4是3导心电和起搏脉冲纪录器的放大电路图；

图4-1是3导心电和起搏脉冲纪录器的I、II、III导心电和P导起搏脉冲前置放大电路图；

图4-2是数字式记录器的I、II、III导心电和P导起搏脉冲末级放大电路图；

图5是3导心电和起搏脉冲纪录器的数字电路图；

图6是传输适配器电路图；

图7是远程传输协议；

图8是数字式埋藏起搏器性能远程监护站框图；

图9是数字式埋藏起搏器性能远程监护站软件流程图。

具体实施方式

下面结合图对本实用新型进一步详述：本实用新型是称之为数字式埋藏起搏器性能远程监护器，它是由记录器与传输适配器组成。在本发明的一个最佳实施例中，传输适配器是一个调制解调器，因此本发明的一个最佳实施例也可称为数字式埋藏起搏器性能远程监护器，当然本领域技术人员也可轻易地想到利用其它方式例如无线通信、光纤通信等方式实现远程传输。

图 1 是本实用新型的系统方框图，参照图 1，它是由心电传感器和 P 导起搏器电极 1，心电-和脉冲信号放大器 2，数据采集和控制电路 3，点阵式液晶显示模块 4，实时时钟 5，数据传输接口 6，供电电路 7 组成。虚线方框内的部分是数字式电话传输 3 导心电监护器的整机方框图，后者与传输适配器 8 相连后，经电话网 9，Modem 10，传至远程监护分析系统 11。

参见图 5，放大器供电电路由 2 节 5 号电池供给，3V 电压经过 U17 MAX756 的 DC/DC 变换成 5V 直流电压，供其它电路使用：

液晶显示模块采用点阵显示模块，内带液晶显示控制器，通过专用串行总线接口与主 CPU 连接，用于显示主 CPU 送来的心电和脉冲记录器的各种工作状态及实时的日历时间；

数据采集和控制电路是心电和脉冲记录器的控制核心，主要由 80C552CPU、程序存储器（ROM）、大容量数据存储器（SRAM）、实时时钟芯片以及其它辅助电路组成，这部分将在配套的控制软件协助下，用于完成心电和脉冲信号的数据采集和传输、各种工作状态的显示管理等；

心电和脉冲信号放大电路是记录器的关键，可以为微弱心电信号提供 1000 倍的高性能放大能力，为起搏脉冲信号提供 30 倍的放大能力。

图 2 是数字式电话传输心电记录器与调制解调器一体的示意图，图 3a 和 3b 分别是数字式电话传输心电记录器与调制解调器分体的外形示意图。参照图 2，1 为电话插口，2 为选择键，3 为确认键，整个电话传输心电记录器可安装在一个或两个比手掌稍大的机壳内，机壳

上装有与心电和脉冲电极相连的导联线插座、电话线路插座及外部直流电源插孔。

参照图 3, 1 为 USB 插口, 2 为 USB 插头, 3 为选择键, 4 为确认键, 调制解调器安装在具有圆弧形底座中, 记录器则安装在手持机壳中, 底座有容纳手持机的凹槽, 底座凹槽的向上端面 and 手持记录器的向下端面分别装有镀金的电气触点, 无须特殊的操作部件, 只须将记录器对准底座的凹槽轻轻滑入, 即可实现可靠的连接。而自下而上地将记录器自凹槽中拔出, 即可断开连接, 插、拔方便快捷。从图 2 和图 3 可以看出二者的区别在于: 一体式的心电和脉冲图机的所有部分安装在一个机壳内, 而分体式是心电图机的调制解调器安装在一个机壳内, 记录器安装在另一个机壳内。

图 4 是数字式埋藏起搏器性能远程监护器中的记录器的 3 导心电放大电路, 参照图 4-1, 3 导心电前置放大器电路由集成电路 U1A、U1B、U1D 组成, P 导脉冲放大电路由集成电路 U1C 组成, 即 2 片四运放 TLV2254、4 片仪表放大器 AD620、4 个场效应管 2SK209 以及有关外围电阻、电容、二极管等组成。来自人体的微弱心电信号进入 3 导心电放大电路后, 首先送到由运放构成的阻抗变换电路, 它们的心电输出经过威尔逊网络送到 3 路放大器; 参见图 4-1、4-2、4-3, 完成 I、II、III 3 个标准导联和脉冲信号(P 导)的同步放大; 3 个仪表放大器 AD620 用于 3 路心电信号的末级放大, 其放大倍数由反馈电阻决定, 当反馈电阻为 2K, AD620 增益为 $G1=1+50K/2K=26$; 3 个心电标准导联的末级放大, 即 U12A、U12B、U12C 的增益为 $G2=R52/R53=R55/R56=R58/R59=274K/6.8K=40$, 则心电信号放大的总增益为 $G3=26 \times 40=1040$ 倍; 1 个仪表放大器 AD620 用于 P 导脉冲信号的末级放大, 其放大倍数由反馈电阻决定, 当反馈电阻为 5.1K, AD620 增益为 $G4=1+50K/5.1K=10.8$; P 导脉冲信号的末级放大, 即 U12D 的增益为 $G5=R61/R62=20K/6.8K=2.9$, 则 P 导脉冲信号放大的总增益为 $G3=10.8 \times 2.9=31.32$ 倍;

参见图 4-2、图 4-3, 仪表放大器 AD620 的输出经过电容耦合到末

级放大电路, 3 个电容与相应的电阻决定了 3 导心电放大电路的时间常数, 按目前的电阻、电容($C_{12}=C_{13}=C_{14}=1\mu\text{F}$, $R_{51}=R_{54}=R_{57}=3.3\text{M}$)计算, 其时间常数满足 3.3 秒的规定要求。P 导脉冲信号采用直耦。

末级放大器电路由运放 TLV2254 和外围电阻构成, 放大器的输出送给 CPU 内部的 A/D 采集电路。

还有 4 个场效应管 2SK209 和电阻, 它们共同构成了浮零电路, 用于消除基线漂移影响。

利用运放和相应的电阻产生中间零电位的虚地信号。

I、II、III 标准导联的心电信号通过 AD1、AD2、AD3 送往数字电路采样, P 导脉冲通过 AD4 送往数字电路采样。

图 5 是数字电话传输 3 导心电和 P 导脉冲的数字电路电原理图。参照图 5, 单片 (微型计算) 机系统主要由集成电路 U10—U16 组成。

图 6 是数字式电话传输监护器中的传输适配器电原理图。参照图 6, 调制解调器主要由集成电路 D1—D7 组成。

参照图 5, 供电电路主要由 MAXIM 公司的升压 DC/DC 芯片 MAX756 和有关外围器件组成, 可以将两节电池的电压逆变为稳定的 5V 直流输出, 同时提供电池欠压报警信号, 模拟电路的供电通过一个三极管控制, 当不需要模拟电路工作时, 用于切断模拟电路的供电电源, 以进一步降低电源功耗, 延长电池的供电时间。为增强电路的抗干扰性, 电源和地线中都增加了 LC 滤波电路。数据采集和控制电路的核心是 CPU80C552, 它将在存储于 27C512 内配套的控制软件控制下, 完成 3 导心电和 P 导脉冲记录器的所有功能。80C552 内部具有 4 路 10 位 A/D, 其中的 AD1—AD4 用于采集前述放大器输出的信号, 采集的结果存储在具有 512KB 存储容量的数据存储器 HM628512 (SRAM) 中。控制软件还具有自动检测 MODEM 是否存在的功能, 当 3 导心电记录器的配套的 MODEM 连接后, CPU 将在相应软件控制下, 通过 RS-232 接口把全部 3 导心电数据通过 MODEM 传送到咨询中心。

其它辅助电路包括提供 CPU 低 8 位地址锁存用的 74HC373、产

生复位信号的 CD4538 和 74HC00、用于存储工作参数的电可擦写存储器 24C02、产生实时时钟信号的 RVC386 以及配套的相关电阻电容。

该装置的工作是这样操作的，心电传感器贴在受试者身体的特定部位，它检测到的心电信号经威尔逊电路送到心电信号放大器放大，放大后输出到单片（微型计算）机，单片（微型计算）机利用内建的 A/D 转换器将此信号变换成数字量后，存贮在数据存贮器 RAM 内。RAM 内的数据可按照由按键确定的状态，经过传输适配器，利用电话线路传送到远程心脏监护分析系统。在必要的情况下，由单片机采集的数据可以直接通过传输适配器发送而不用先存在数据存贮器中再通过专门的发送按钮发送。

使用时，将 3 导心电传感器在受试者测量 3 导心电图的常规位置上，P 导电极放在起搏器植入位置，经过专用导线与记录器相连，受试者选定手动或定时记录方式之一，经确认后，即开始记录信号。此时受试者的心电和脉冲信号经导线传给心电信号-和 P 脉冲放大器以放大，再经 A/D 转换器转换成数字信号（心电转换速率 500 次/秒，P 脉冲转换速率 10K 次/秒，精度 10 位），经过 10 秒，受试者的心电和脉冲数据即存贮在记录器中，本机的数据存贮器可以容纳 100 次的测量数据。只要数据不被更新以及不断电，已存储的数据可长时间保留。然后，无论存贮器中有多少数据，存满或者是未存满，只要受试者感到有必要，将本机与电话连接好以后，均可将该批数据通过传输适配器自动地通过电话线传到指定的远程监护分析系统。然后，受试者就可拿起电话听筒聆听远程监护分析系统医生对受试者根据记录心电图作出的诊断、医疗或急救指导。

在本实用新型的其它实施方式中，本机也可以不通过传输适配器和电话线与远程监护分析系统相连，而是先将数据发送到一台电脑，然后由该电脑与远程监护分析系统相连。即在必要的情况下，将本机与一台电脑的串行口或并行口相连，并通过串行口或并行口将数据送到电脑。然后由电脑通过因特网或其它合适的方式送给远程监护分析系统。在这种情况下，本实用新型的心电图机还需要有一个串行口或

并行口。

本实用新型数据远程传输协议是在参考标准文件传输协议的基础上,作了部分改进。其规则如下:

1. 数据传输以每个数据采集段为一个文件,当采集了多个数据段时,视作多个文件。

2. 数据采集的存贮格式参阅“数据格式”一文。

3. 每个采集段作为文件传输,被分为三个数据块。

4. 全部数据正确传输完毕后,发送数据结束块。

具体实现如图 7。

图 7 中的标示符定义如下:

define SOH 0x01

#define STX 0x02

#define ACK 0x06

#define NAK 0x15

图 7 中的格式一:

SOH, 00H, OFFH, X1, X2, 00H, 32H, 36H, 37H, 30H, 00H, 01H, X3 其中: X1, X2 为当前发送的数据段段号 ascii 表示,例第 1 段为 30H, 31H。第 24 段为 32H, 34H。

X3 为从 X1 到 01H 前的印有字节数据的等加和,仅低 8 位。

图 7 中的格式二:

STX, 01H, FEH, X1,XN, XSUM

其中: X1.....XN 为依次取出的 7300 个字节采集数据, XSUM 为 X1 - XN 的所有字节数据累加和,取低 8 位。

图 7 中的格式三:

STX, 02H, FDH, X1,XN, XSUM

其中, X1.....XN 为依次取出的 7300 个字节采集数据, XSUM 为 X1 - XN 的所有字节数据累加和,取低 8 位。

图 7 中的格式四:

STX, 03H, FCH, X1.....XN, Y1.....YN, XSUM

其中, X1.....XN 为依次取出的 7070 个字节采集数据, Y1....YN 为 230 个字节的 01H。

XSUM 为 X1 - XN, Y1 - - YN 的所有字节数据累加和, 取低 8 位。

图 7 中的格式五:

SOH, 00H, 0FFH, 00H, 01H, 01H, 01H, 01H, 01H, 01H, 01H, 01H, 01H, 09H

图 8 是数字远程传输 12 导心电图机的远程监护分析系统框图:

本实用新型的远程监护分析系统是以计算机为核心, 由多台计算机组成的 3 导心电-P 导脉冲远程监护分析系统。参照图 8, 此远程监护分析系统是由中继线 1 传输服务器 2, 网络服务器 3, 心电自动分析仪 4, 维护服务器 5, 监护终端 6、7、8、打印机共享器 9 等多种硬件设备组成的局网。

图 9 是远程传输 3 导心电-P 导脉冲远程监护分析系统软件流程图。系统准备 1, 运行中心软件 2, 检测外设 MODEM 3, 检查外设 4, 若正常进入系统主界面 6, 通过选择模块 7, 打开用户档案 8, 通过选择模块 10, 增加新用户 (12, 18), 查询用户信息 (13, 19), 编辑用户档案 (14, 20), 通过选择模块 7, 打开 3 导心电-P 导脉冲图 9, 通过选择模块 11, 显示分析结果 (见步骤 15, 21) 放大图形并测量之 (见步骤 16, 22), 打印图形 (见步骤 17, 23)。

本实用新型与现有常规心电监护技术相比, 具有如下优点:

1. 整机结构高度紧凑, 实现了微型化, 便于携带, 操作简单, 价格低廉, 既适合个人用户使用, 也适合集体用户使用, 特别适宜于在已通直拨电话的社区医疗单位使用。

2. 可对人体心电信号进行实时动态监测, 只要受试者携带了本实用新型心电图机, 无论他在什么地方, 也不管在什么时间, 只要出现突发心脏事件, 均可准确及时地记录在案, 为医生根据心电图对受试者做出诊断提供强有力的手段。

3. 由于采用电话线路传输心电数据新技术, 为普及常规心电图

监护奠定坚定的物质基础，由于使用专用软件的远程监护分析系统可以通过电话线路联网，这不仅可以提高广大农村地区的医疗水平，使群众受益，而且可以使工作在广大农村地区的医务人员得到心脏病专家的指导和帮助，提高他们的业务能力。

4. 采用数字式传输，局网远程监护分析系统，可同时接收数个及至数十个病人的信号，可靠性高，无差错传输，抗干扰能力强，远程监护分析系统除接收数据外，还有录音/回放、临时文件排队、建立数据库、资源共享、写号、维护、计费、转发、登录、会诊、显示心电图、测量心电图、查看既往心电图等功能。起搏脉冲分析为本技术领域普通技术人员所熟知，具体分析如下：

1. 起搏脉冲最大电压

$$V_{\max \text{ 检测电压}} = K_e \cdot K_d \cdot K_p \cdot V_b / Z_i + R_1 + Z_t, \quad (1)$$

其中 $V_{\max \text{ 检测电压}}$ 为检测电极引导出的最大脉冲值； K_e 为刺激电极的几何条件，与电极在体内位置有关； K_d 为检测电极的几何条件，与导联有关； K_p 代表刺激电极间组织的不均一性； Z_i 为起搏器的输出阻抗； R_1 为电极导线电阻； Z_t 为组织的复数阻抗； V_b 为起搏器的供电电压。如果在植入起搏器 10 日内传来第一份脉冲信号作为对照，以后采用相同位置、相同电极检测 P 导信号，则公式 (1) 中的 K_e 、 K_d 、 K_p 、 Z_t 可视为常数，显然

$$\text{起搏器电池电压 } V_b = F(V_{\max \text{ 检测电压}}, Z_i, R_1).$$

$$2. \text{脉冲宽度 } \tau = F(V_b, t, R_1 + Z_t),$$

其中 t 为体温； V_b 为起搏器供电电压； R_1 为电极导线电阻； Z_t 为组织的复数阻抗。

脉冲宽度 τ 随供电电压 V_b 衰减而增大；但脉冲宽度 τ 随 $R_1 + Z_t$ 减小而减小，导线绝缘层破损。

$$3. \text{起搏脉冲坡度 } S = (V_{\max} - V_{\min}) / V_{\max} \times 100\%$$

$$\text{显然 } S = F[(Z_i + R_1 + Z_t) \cdot C],$$

其中 C 代表起搏器的输出电容； R_1 为电极导线电阻； Z_t 为组织的复数阻抗； Z_i 为起搏器的输出阻抗。

如果同一植入者，用同一设备，在不同时间测得的 S 增大，可以推测导线电阻 R_1 在增大，导线断裂或趋于断裂。

4.起搏脉冲频率 $F=f(t, V_b)$ ，在体温 t 下；起搏器供电电压 V_b 越小， F 越慢。

5.起搏脉冲周期变差($T_{\text{变}}$)是指 512 次起搏脉冲周期的波动，即 $T_{\text{变}}=T_{\text{max}}-T_{\text{min}}$ ，当 V_b 减小或起搏器电路损坏时，起搏脉冲周期变差($T_{\text{变}}$)增大。

6.更换起搏器指标：

(1) V_{max} 、 V_{min} ，均降低，脉冲宽度 τ 比初始值增大 10%，脉冲坡度 $S \geq 35-55\%$ 起搏频率 F 下降 10%，起搏脉冲周期变差($T_{\text{变}}$) $> 3\text{ms}$ 中有三项超限应更换起搏器。

(2) 脉冲坡度 S 单项增大，说明导线断裂。

(3) 脉冲宽度 τ 单项减小，说明导线绝缘层破损。

应用这个方法使紧急更换率降至 11%，选择更换率升至 89%。而在使用这种方式监护以前反之。

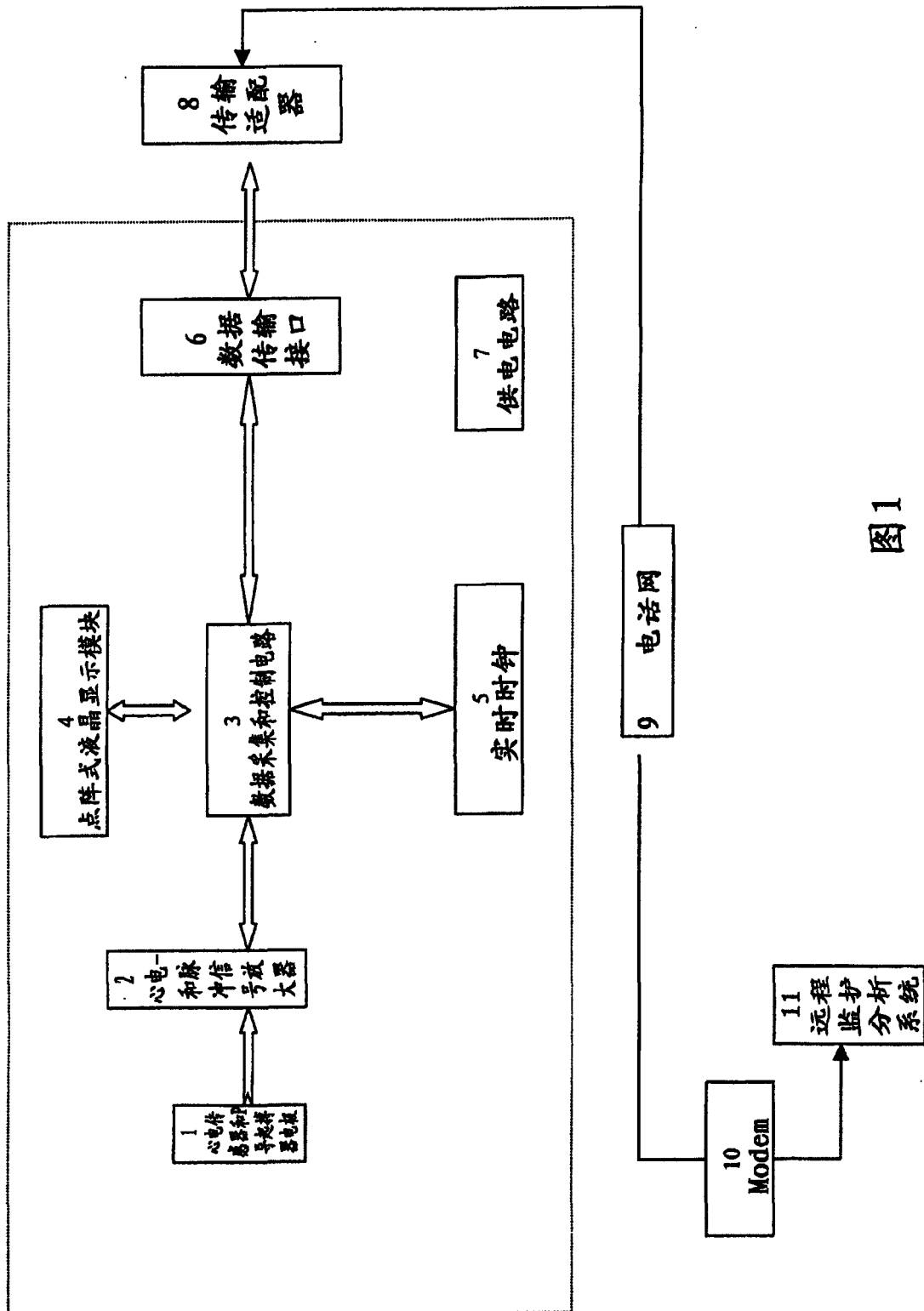


图1

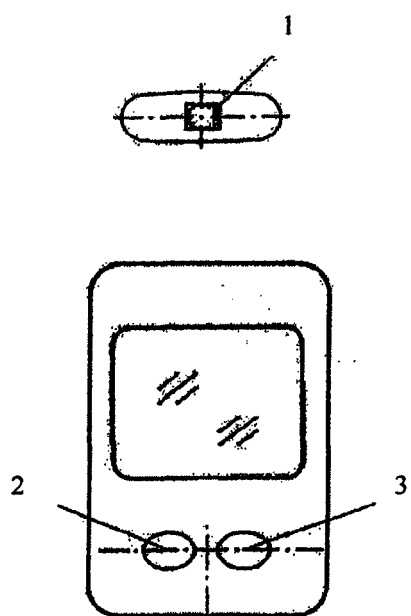


图2

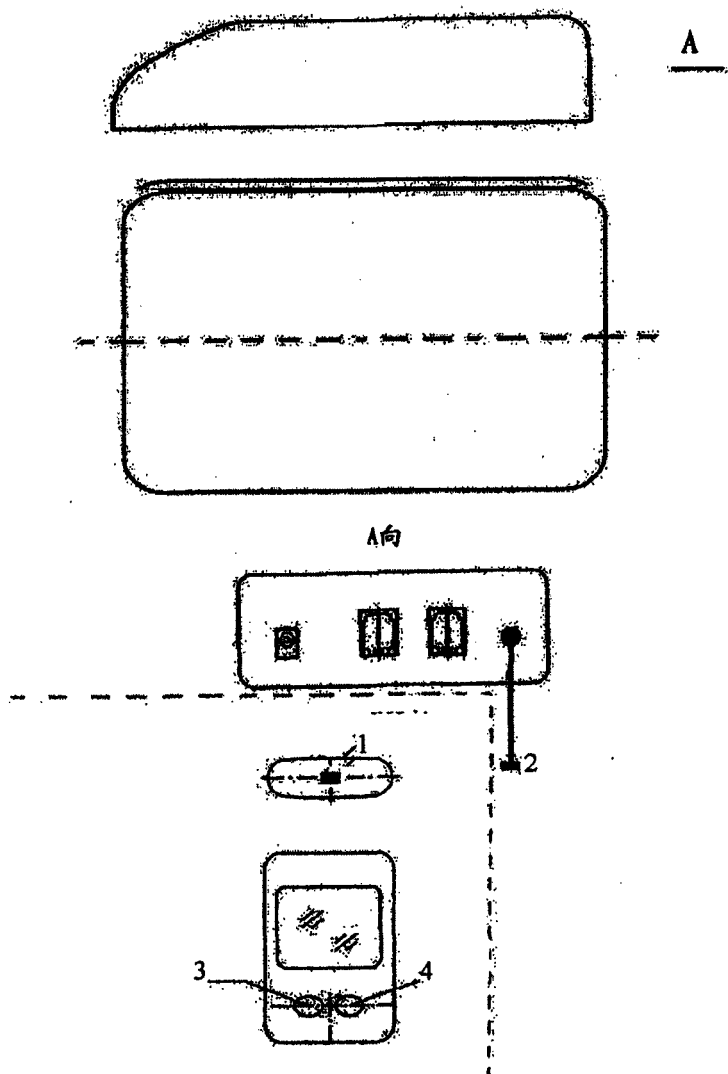


图 3

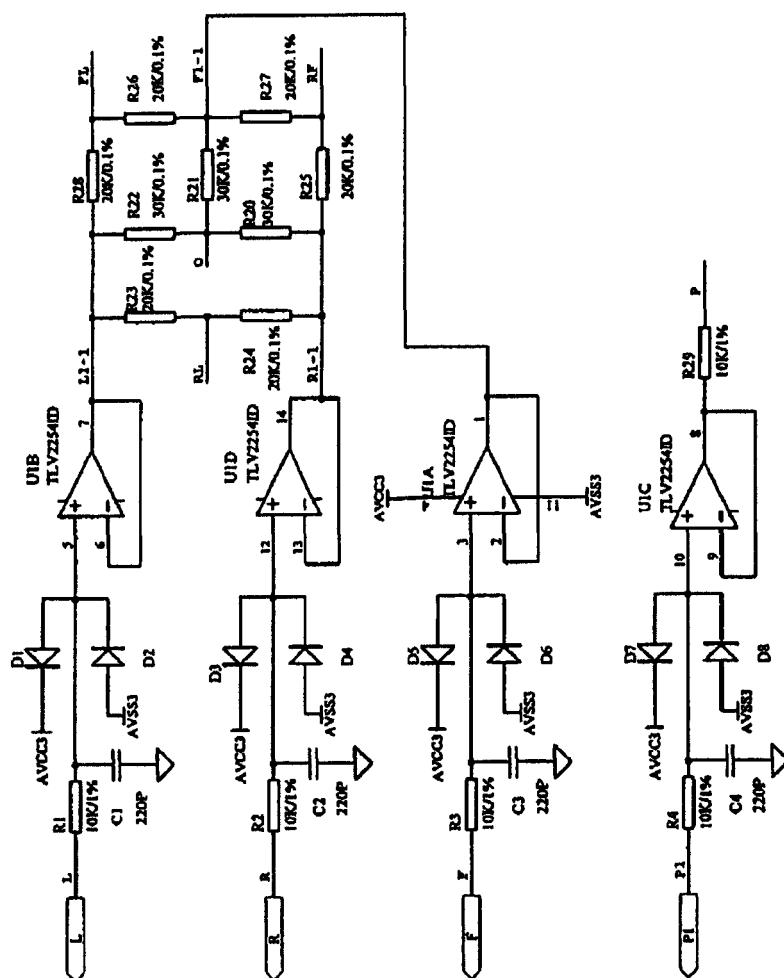


图 4.1

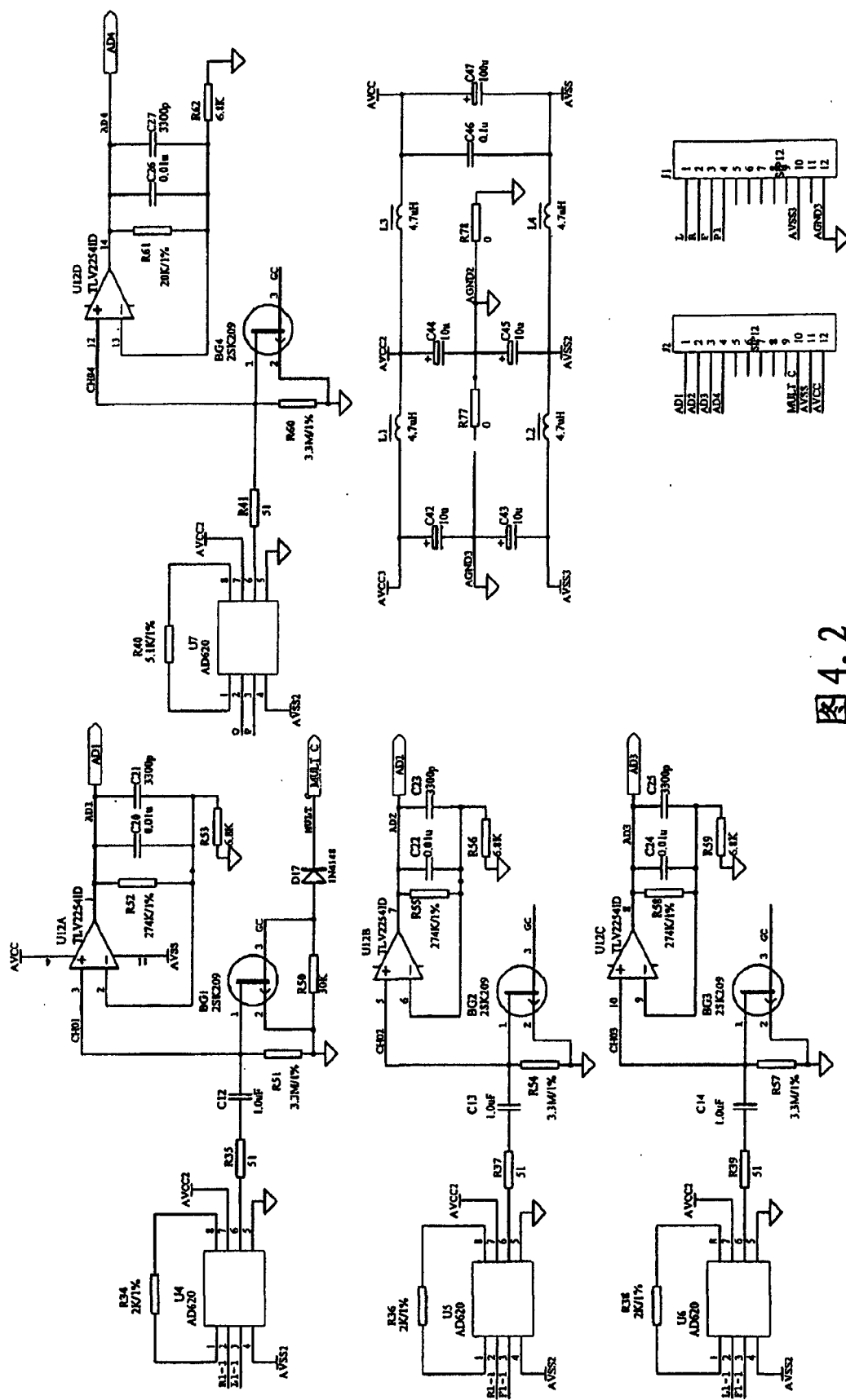


图 4.2

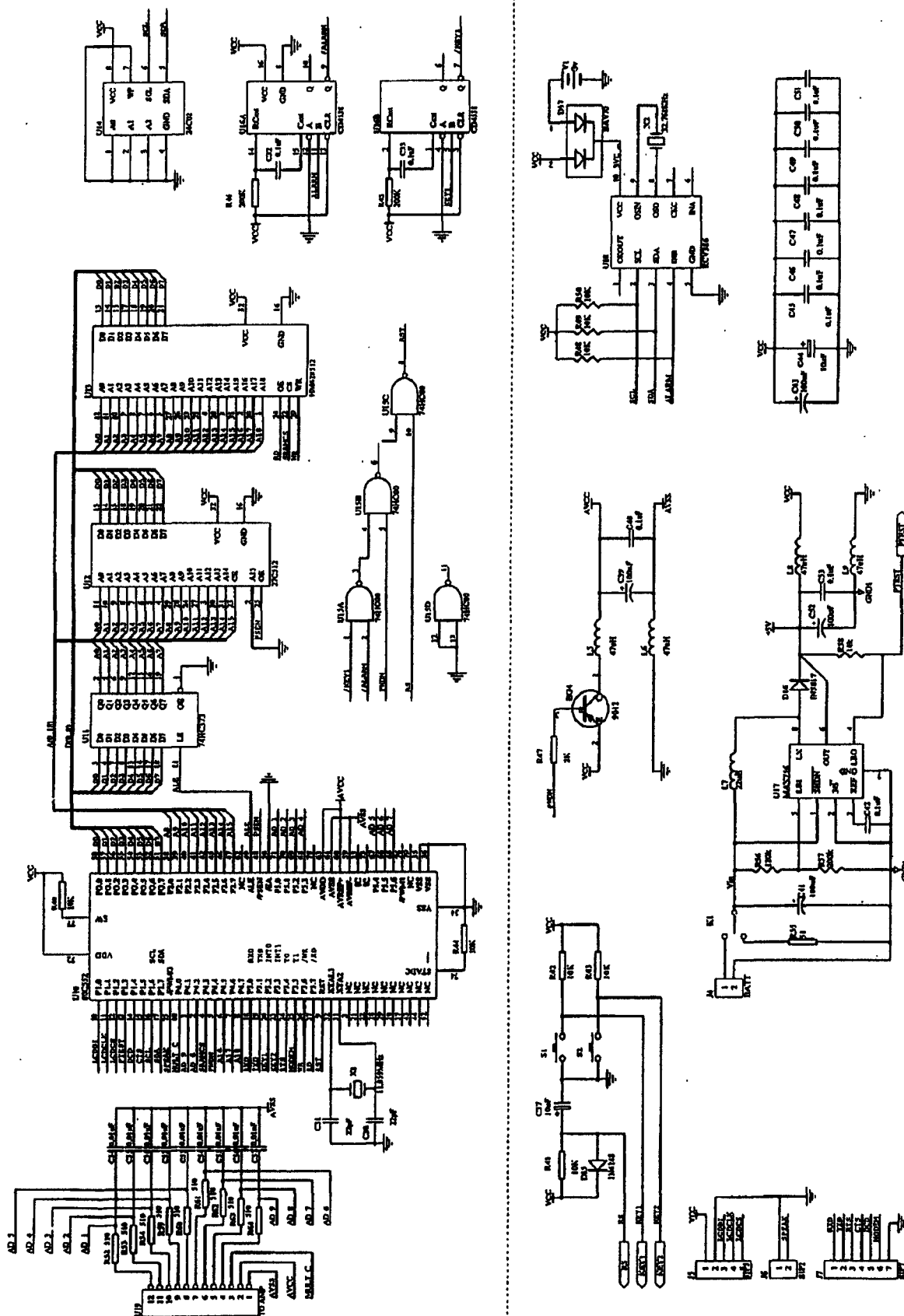
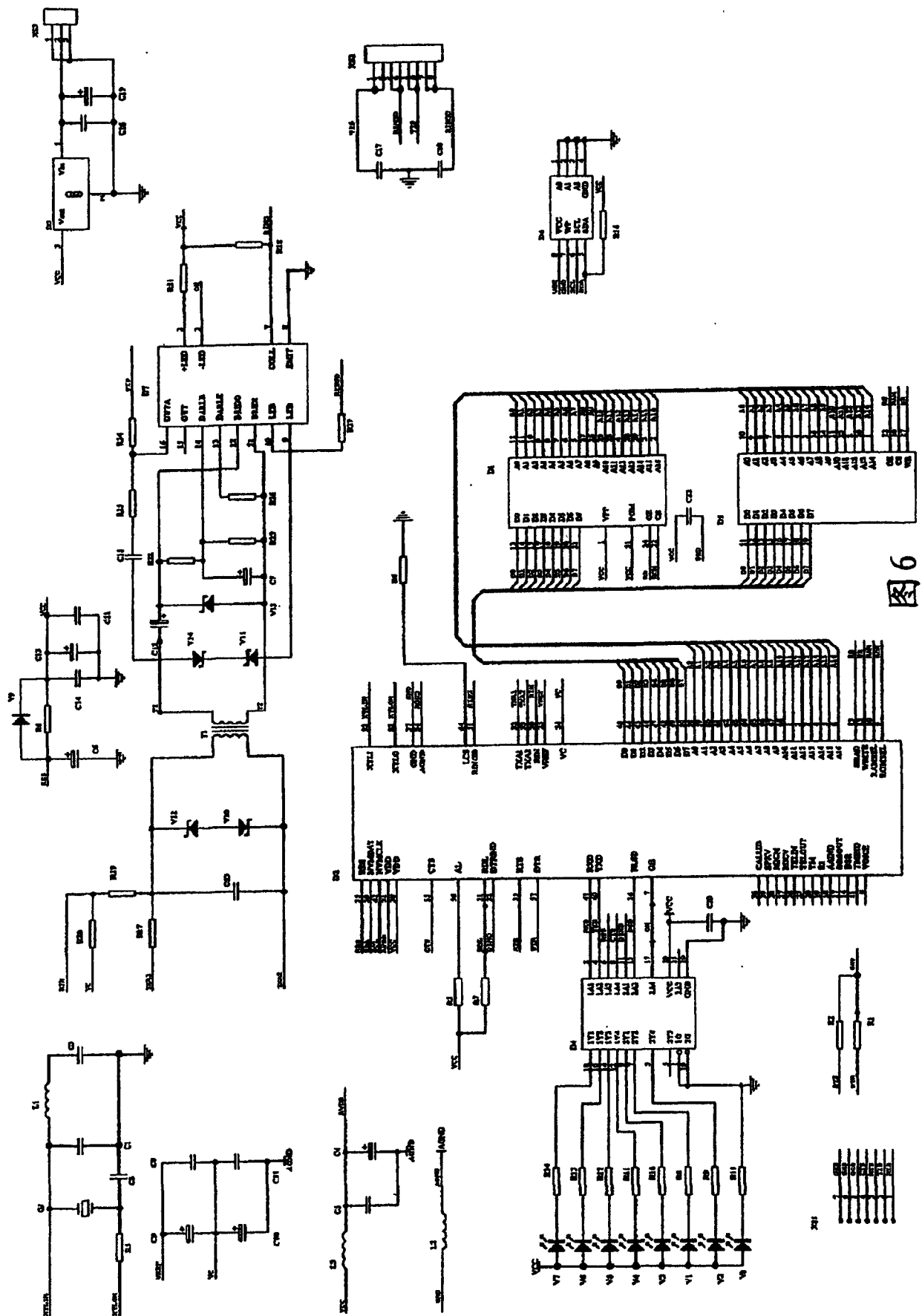


图5



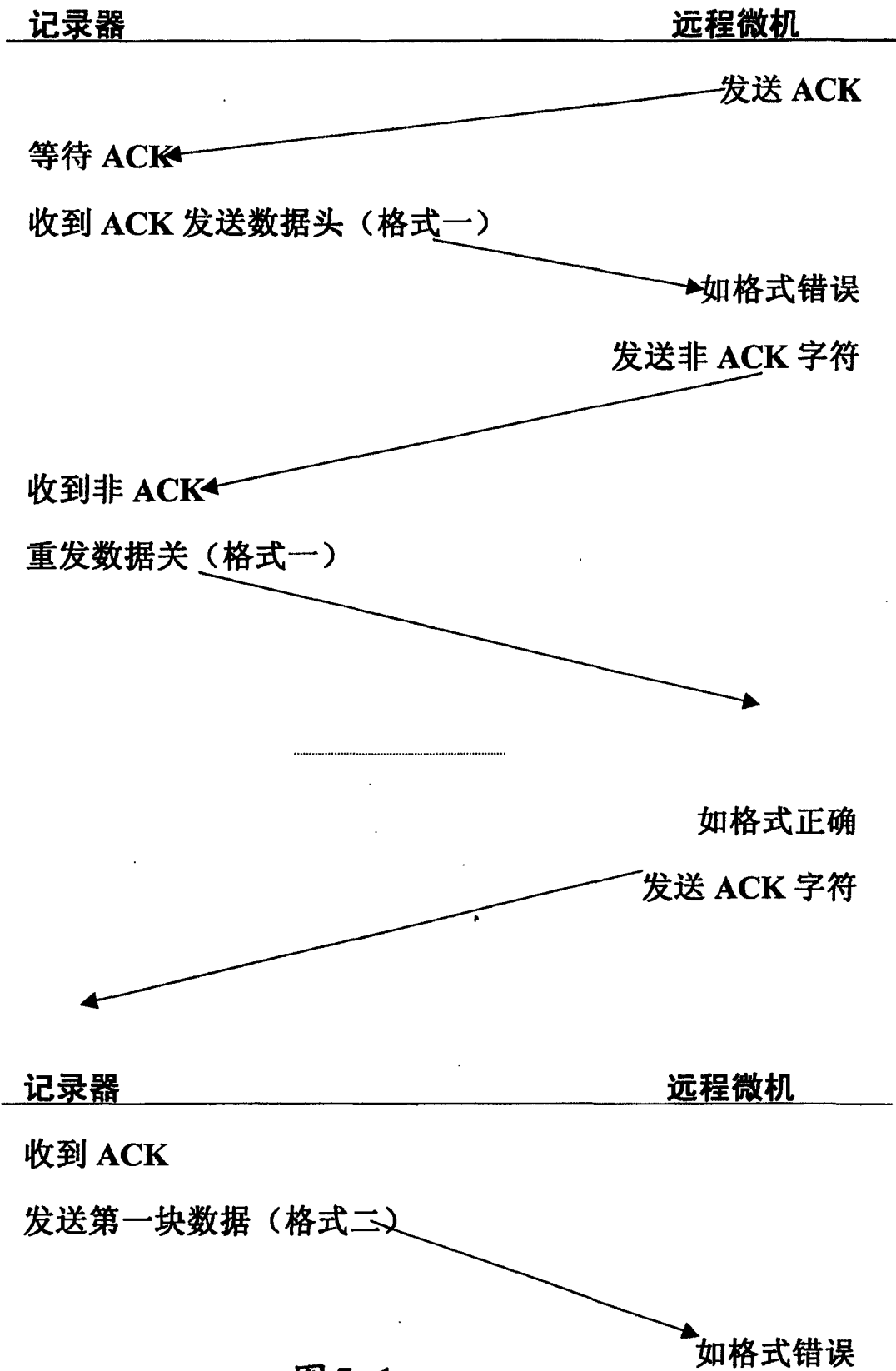
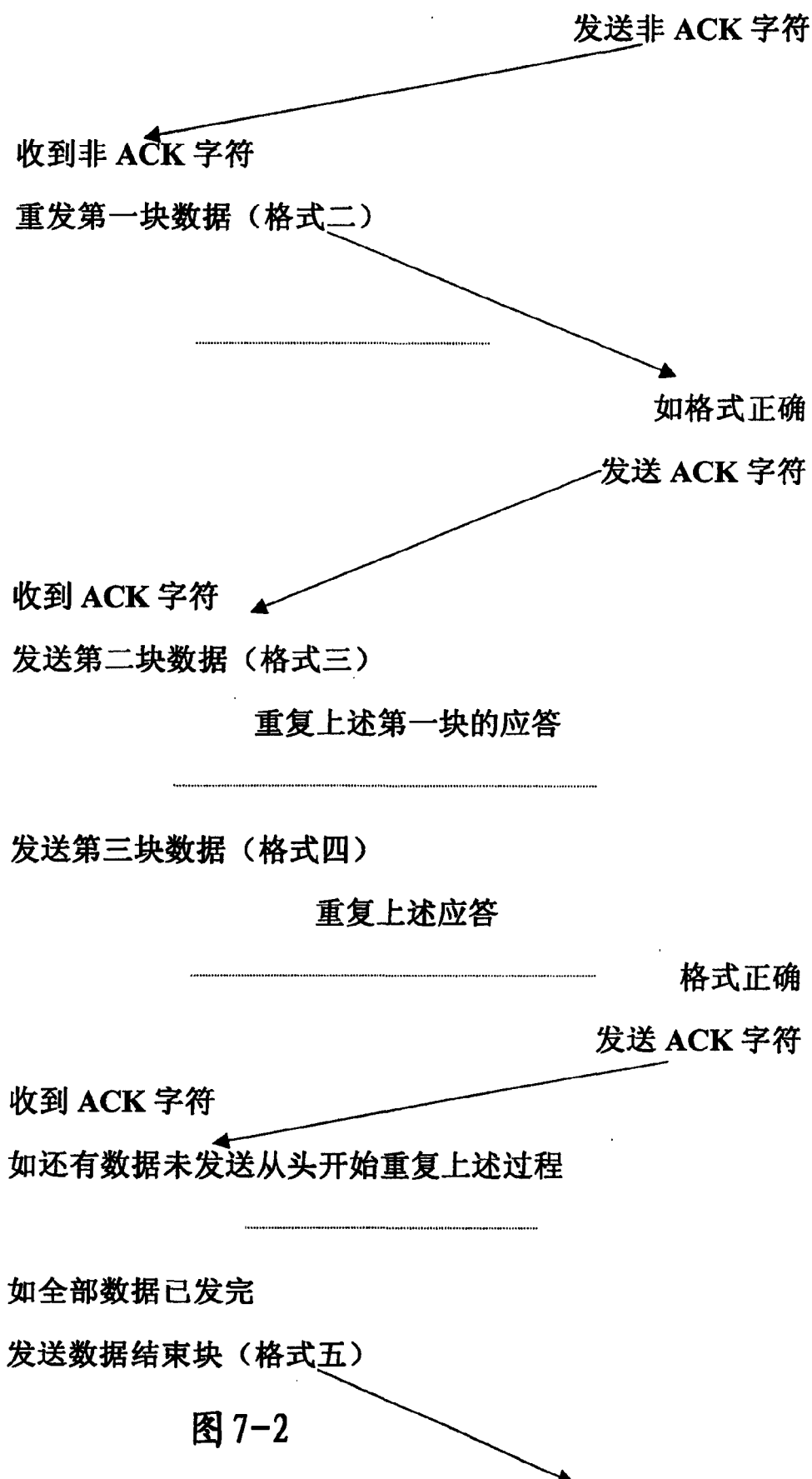


图 7-1



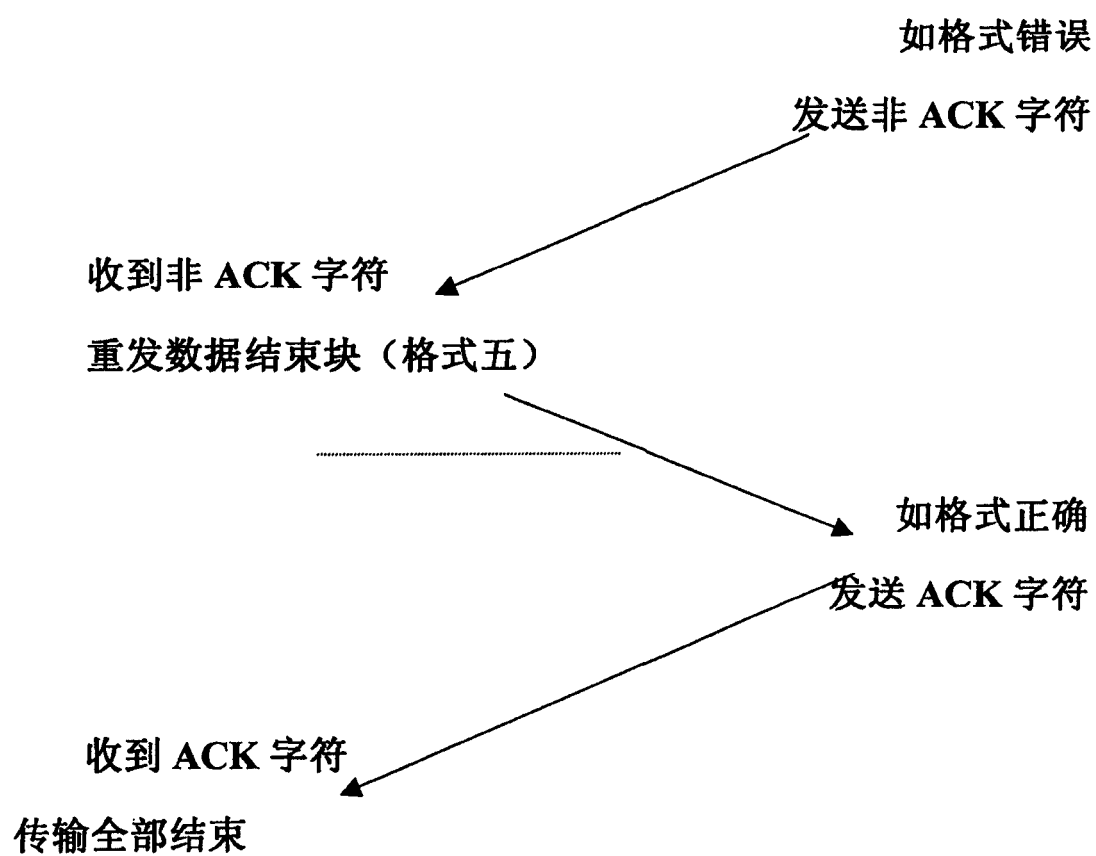


图 7-3

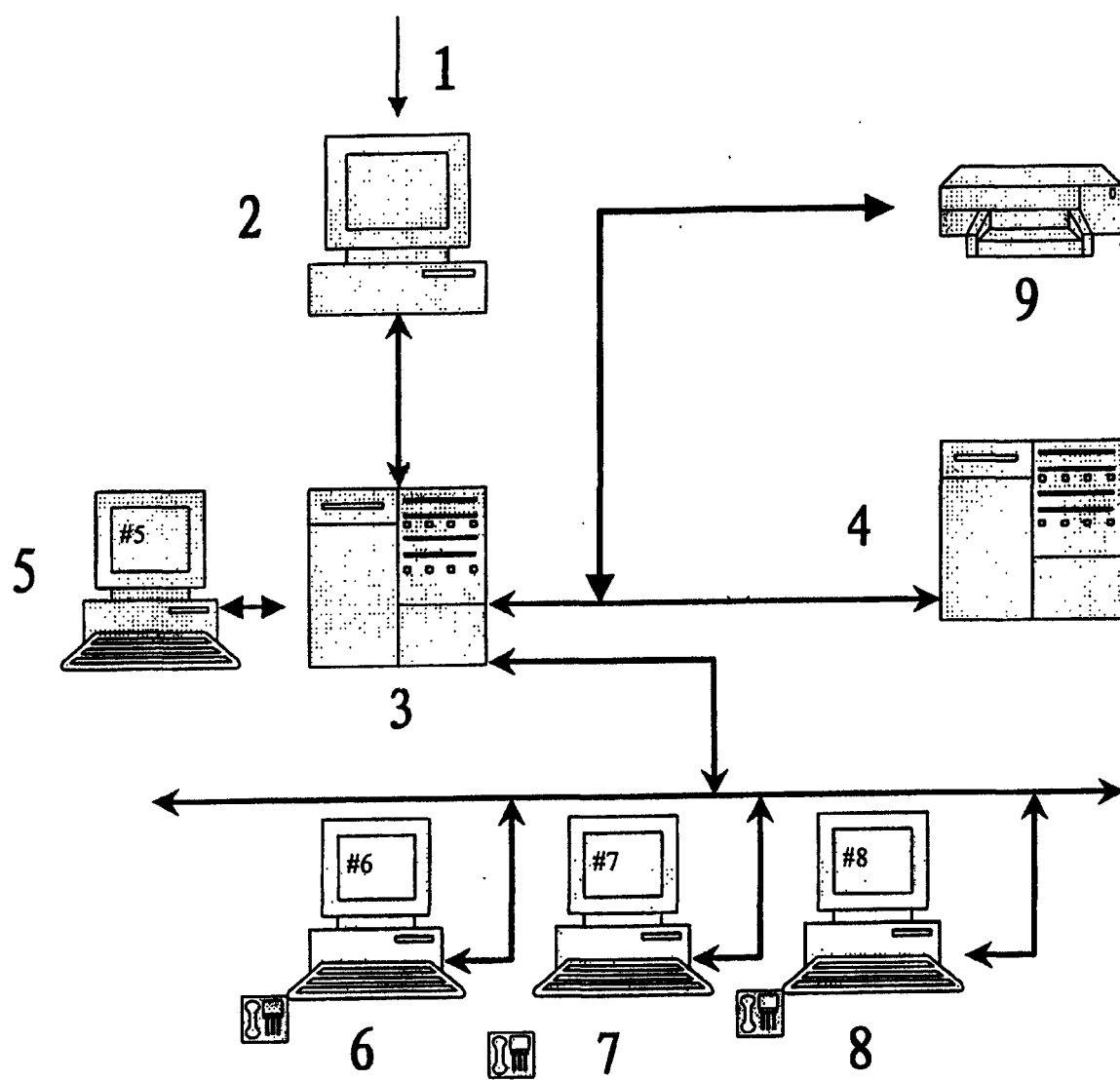
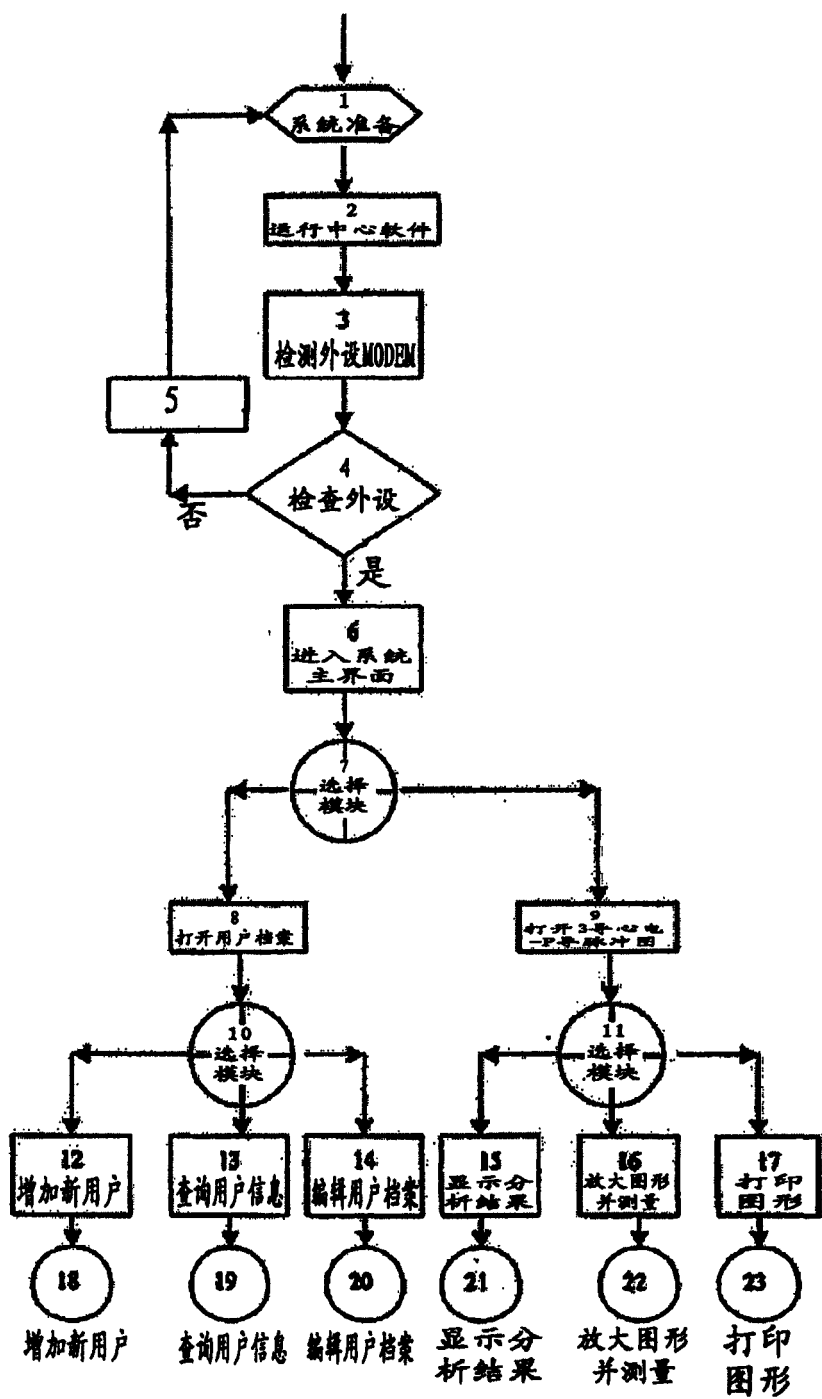


图 8

图9



专利名称(译)	用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器		
公开(公告)号	CN2762752Y	公开(公告)日	2006-03-08
申请号	CN200420006819.0	申请日	2004-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	王湘生		
申请(专利权)人(译)	王湘生		
当前申请(专利权)人(译)	王湘生		
[标]发明人	王湘生		
发明人	王湘生		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	付建军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型涉及一种用于埋藏起搏器的数字式远程传输监护器，其中具有一个记录器，该记录器包括：心电传感器和P导起搏器电极，用于检测心电信号和起搏器脉冲信号；信号放大器，与所述心电传感器和P导起搏器电极相连，用于放大接收到的心电信号和起搏器脉冲信号；数据采集和控制电路，与所述信号放大器相连；点阵式液晶显示模块，与所述数据采集和控制电路相连；实时时钟，与所述数据采集和控制电路相连；以及数据传输接口，与所述数据采集和控制电路相连，用于传输数据。

