



[12] 实用新型专利说明书

[21] ZL 专利号 02290866.8

[45] 授权公告日 2003 年 12 月 10 日

[11] 授权公告号 CN 2590534Y

[22] 申请日 2002.12.10 [21] 申请号 02290866.8

[73] 专利权人 中国人民解放军总后勤部卫生部药品仪器检验所

地址 100071 北京市丰台区丰台西路 17 号

[72] 设计人 贾建革 李咏雪 宋国敏 孙志辉
孙喜文

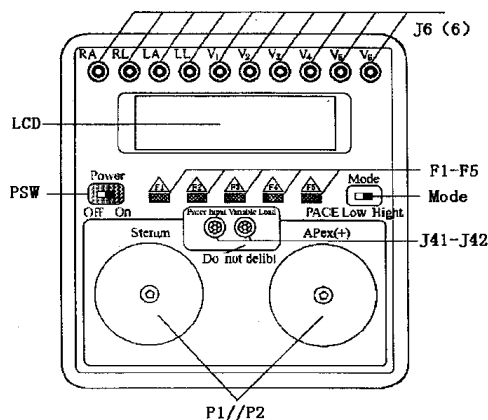
[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司
代理人 徐 宁

权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 9 页

[54] 实用新型名称 心脏除颤器和除颤监护仪的检测装置

[57] 摘要

本实用新型涉及一种心脏除颤器和除颤监护仪的检测装置，它主要由系统协调控制模块以及受其控制的除颤能量高精度快速测量、多种模拟波形产生及其幅度控制、同步除颤延迟时间测量、心脏起搏分析等专用模块所组成；本实用新型按电磁兼容性的原则设计，用计算机多任务协调控制技术控制该装置的工作，因而可靠性高、检定功能强、使用灵活，它的问世与普及，必将为心脏除颤器和除颤监护仪的检测及全寿命周期管理提供非常有效的手段，并产生巨大的经济效益、军事效益和社会效益。



ISSN 1008-4274

1、一种心脏除颤器与除颤监护仪的检测装置，它主要由以专用微型计算机系统为核心的系统协调控制模块，受其控制的除颤能量高精度快速检测、多种波形模拟产生及幅度控制、同步除颤延迟时间测量、心脏起搏分析系统专用功能模块，和与之配套的软件模块，以及设备的机箱和操作面板部分组成，在所述操作面板上安装有电源开关、大屏幕字符显示器 LCD、由一个模式控制开关 MODE 与五个人机对话按键开关 F1-F5 组成的组合开关列阵、除颤器放电输入接口电路、ECG 模拟信号输出接口、心脏起搏信号输入连接器，整机采用电磁兼容性技术设计与生产，其特征在于：

所述的专用微型计算机系统 M01 主要由 CMOS 单片机和在其总线上外挂的扩展芯片 ROM、RAM、E²PROM、LCD 驱动电路、大规模可编程逻辑门阵列控制电路 GAL，外部扩展总线、串并 I/O 扩展口所组成，在所述 I/O 扩展口与 LCD 驱动电路上，分别挂接有打印机、网卡和 8×40 大屏幕字符显示器 LCD 外设，四种专用功能模块挂接在专用微计算机系统的外部扩展总线上，单片机 CPU 通过 GAL 产生的片选信号，对所有扩展芯片 ROM/RAM/E²PROM 存储器、串并 I/O 扩展口、外设及所述四种专用模块进行控制；

所述的软件模块，包括“系统监控与综合服务程序”和“系统专用功能模块工作控制程序”，所述的“系统监控与综合服务程序”，包括设备自检与开机控制子程序、外部中断处理子程序、组合开关列阵处理子程序、人机交互显示界面生成及其切换控制子程序，依次调用这些子程序，可把 F1-F5 这 5 个机械开关变为 45 个软件开关来用，对应于 45 幅不同人机交互显示界面；所述的系统专用功能模块工作控制程序，包括系统工作进程协调控制主程序、放电脉冲参数测量与计算子程序、多种波形模拟产生及幅度闭环自动控制子程序、同步除颤延迟时间测量子程序、心脏起搏分析子程序、内部中断子程序；装置的所有检定功能都是在专用微型计算机系统及与之配套的“系统监控与综合服务程序”和“系统工作进程协调控制主程序”组织协调下，由各专用硬件模块和与之配套的软件相互协调共同完成的；

装置的协调控制为“对外部中断请求即时处理”的多任务分时控制技术，即由专用微型计算机系统的“系统监控与综合服务程序”随时对组合开关列阵的状态进行扫描，根据其状态及由此产生的中断优先级，调用所述软件模块中的相关子程序，完成人机对话界面的切换，并自动完成相应的检定功能。

2、如权利要求 1 所述的心脏除颤器及除颤监护仪的检测装置，其特征在于：

所述的除颤放电脉冲能量高精度快速测量模块 M1, 主要由专用微计算机系统 M01、高速数据采集系统 DAS 和与之配套的系统专用功能工作控制主程序 MCP、放电脉冲测量与能量计算子程序 SPM1 软件所组成; 所述的高速数据采集系统 DAS 主要由依次级联相接的除颤器放电电极接入端 P_1-P_2 、放电脉冲输入缓冲接口电路 11、电阻式可调衰减器 13、电压比较与校准电路 14、12bit 高速 A/D 变换器 15, 以及与电阻式可调衰减器相接的模式选择开关 Mode 所组成; 所述的放电脉冲测量与能量计算程序 SPM1 包括除颤信号采样控制与数据整理存储子程序 SPM11、电压平方和计算子程序 SPM12、2—10 进制浮点转换子程序 SPM13、放电脉冲电压/电流峰值确定子程序 SPM14、放电脉冲波形恢复控制子程序 SPM15 和系统专用功能工作控制主程序 MCP 所组成; 在 MCP 的控制下, 依次调用 SPM1 及所述子程序, 对 DAS 所得数据进行流水线式的处理与计算, 即可完成对除颤信号能量的计算、全脉冲参数分析和波形存储或恢复;

3、如权利要求 1 所述的心脏除颤器和除颤心电监护仪的计量检测装置, 其特征在于: 所述的多种波形模拟产生及幅度控制模块 M2, 它主要由多种波形模拟产生及幅度控制硬件电路 M20 和与之配套的系统专用功能控制主程序 MCP、波形产生及幅度控制软件 SPM2 所组成; 所述的 M20 包括波形产生硬件电路 M201 与幅度控制硬件环路 M202, M201 包括专用微计算机单元 M01、挂接在其扩展总线上的双通道 D/A 变换器 (16), 依次与其 A 通道 D/A 的输出级联相接的 I/V 变换运放 (18)、双极性变换器 (19) 及并接其后的电阻分配网络 (20) 及 N 倍增益运放 (21), M202 包括由单片机 (1)、双路 D/A 变换器 (16) 组成的幅度控制支路 I 和由单片机 (1)、双路 D/A 变换器 (16) 的 B 通道、A/D 变换器 (17) 组成的幅度控制支路 II, 在幅度控制支路 I 中, D/A 变换器 (16) B 通道的输出电压 V_{bout} 与 D/A 变换器 (16) A 通道的参考电压 V_{bref} 输入端相接, 在幅度控制支路 II 中, D/A 变换器 (16) B 通道的输出电压 V_{bout} 还要与 A/D 变换器 (17) 的输入端相接, A/D 变换器 (17) 的输出接在单片机 (1) 的数据总线上; 所述的 SPM2 是集成在 MCP 名下的、包括有波形产生控制子程序 SPM21、信号幅度控制子程序 SPM22 的专用控制软件, SPM21 的作用是控制模拟产生样式、频率满足要求的波形, SPM22 的作用则是按要求控制所产生信号的幅度; M2 能产生的模拟波形, 都是在 MCP 的控制下, 由软件 SPM2、IICP、DPO 及硬件 M201 共同完成的;

各模拟波形的产生采用程控 D/A 变换法, 在所述 M01 的扩展芯片 ROM(6) 和 E^2 PROM(7) 中, 分别存放着软件模块 Msfw 所有源程序数据和各模拟波形的数据; 波形的样式产生与频率控制是由 MCP 依次调用 IICP、SPM2、人机交互显示界面选择

控制子程序 DP03, 把波形数据以适当的速度送入 A 通道 D/A 变换器, 就可产生波形样式与频率合乎要求的模拟波形;

各模拟波形的幅度控制采用闭环自动调节技术, 它是在既包括 I、II 两个闭环自动调节换路 M202 中完成的; 所述的环路 I 是把 B 通道 D/A 的输出电压 V_{bout} 直接做为 A 通道 D/A 变换器的参考电压 V_{aref} , 所述的环路 II 则在程序 SPM22 的控制下, 对 A/D 变换器 (17) 的变换输出数据与预先设定的幅度控制数据进行比较, 用比较结果更新原来的幅度控制变量, 对信号进行循环式的幅度闭环调节, 最终达到稳定模拟信号幅度的目的;

4、如权利要求 1 所述的心脏除颤器及除颤监护仪的检测装置, 其特征在于: 所述的同步除颤延迟时间测量模块 M3, 包括硬件单元 M30 和延迟时间测量软件 SPM3, M30 主要由微计算机系统 M01、位于模块 M1 中的高速数据采集系统 DAS、以及脉冲计时宽度控制器 PWC 所组成, SPM3 主要由内部中断控制子程序 IICP、时钟脉冲产生控制子程序 SPM31、脉冲计数定时器 SPM32, 以及延迟时间计算子程序 SPM33 组成; 所述 DAS 的片选信号由 GAL 提供, 其 A/D 变换器的数据输出端通过总线与 M01 相接, 而 PWC 则由 M01 和位于其内部的时钟脉冲计数器、计数开始控制信号与停止计数控制信号组成, 其中计数开始控制信号在 R 波标志信号前 40ms 时出现, 而停止计数控制信号由包括在 SPM1 中的放电脉冲峰值电压位置判断/确定子程序 SPM14 确定; 在 MCP 的协调控制下, 依次调用 DP0、IICP、SPM31-SPM33 以及 SPM11、SPM14 子程序, 就可与所述的 M30 一起, 完成除颤脉冲延迟时间的计算。

5、如权利要求 1 所述的心脏除颤器及除颤监护仪的检测装置, 其特征在于: 所述的心脏起搏分析模块 M4 主要由硬件电路 M41 和与之配套的软件 SPM4 组成, 其中 M41 主要由工作模式控制电路 Mode, 依次级联相接的心脏起搏信号输入连接器 J41-J42、程控电阻网络 (22)、级联放大器 A (23), A/D 转换器 (15), 和微计算机系统 M01, 所述 A/D 转换器 (15) 的输出挂接在 M01 的总线上; 所述的 SPM4 包括起搏负载阻抗选择与控制 SPM41、刺激信号产生 SPM42、起搏脉冲测试 SPM43 和反拗期测试 SPM44 子程序; 在 MCP 主程序的协调控制下, 依次调用 DP0、IICP、SPM4 及其属下的 SPM41-SDPM44, 不仅可以改变电阻网络效电阻的大小, 而且还可完成对起搏脉冲参数、需求灵敏度、反拗期进行测度分析工作, 使除颤器工作在最佳状态;

6、如权利要求 1 所述的心脏除颤器及除颤监护仪的检测装置, 其特征在于: 所述的整机的设计与实现采用电磁兼容技术是指, 仪器机箱采用内涂抗电磁干扰涂

层的整体结构，前面板与机箱之间加导电密封圈固定；装置的交流直流变换器之间加隔离变压器和抗干扰滤波器；将装置各功能电路所需集成电路及其他元器件首先按功能分组，并安装在中间为接地隔离层的三层 PCB 板上，然后加以屏蔽；在仪器的硬件上还加有看门狗，在软件中设置冗余、软件陷阱以及其他电磁兼容程序设计。

心脏除颤器和除颤监护仪的检测装置

技术领域

本实用新型涉及一种心脏除颤器的检测装置,特别是关于一种心脏除颤器和除颤监护仪的检测装置。

背景技术

心脏除颤器是用电除颤术(或电复律术)对心律失常的患者进行抢救和治疗的医疗设备,在临床上主要用它治疗心脏的室性或室上性心动过速、心房扑动或颤动、心室颤或心跳停搏以及胸外科心脏直视手术后的心复跳。为了便于医生了解除颤效果,许多厂家还增加了心脏监视功能,构成了除颤监护仪,部分产品还增加了经皮起搏功能选件,可经皮实施人工心脏起搏,用于起搏功能障碍患者、房室传导功能障碍患者和其他的垂危患者的抢救。由于“电复律术”时间短暂,疗效确切,副作用小,国际医疗界也普遍认为,用这种方法终止室颤是最迅速、最有效的手段,所以迄今为止,作为必备急救医疗设备的心脏除颤器,正被广泛装备于各级医院的心内科、ICU、CCU、手术室、急救室、急诊科、战场的救护分队、干休所门诊部,甚至在一些医学研究领域出于研究的需要,也装备有这类设备。但是需要指出:由于除颤效果的好坏与施加给患者的能量大小(由患者的体重决定)及准确程度有关,又由于除颤时操作人员需要手持除颤电极,将数千伏的高压脉冲直接加到病人的心脏(或胸部)上,加之在除颤过程中还有其他辅助电子医疗设备一起工作,这不仅对患者、实施操作的医护人员来说存在着危险,就是对与患者相连的其他设备,也会造成故障或损害。因而国际上把这类设备列入高使用风险的医疗设备之中,并规定必须经过“强检”合格后、由经过专门培训的人员来具体使用。我国各大医院目前在用的心脏除颤器基本上都是从国外进口的,然而它们绝大多数自身并不带能量计,即使个别型号带有“能量计”,它能测得是充电电容两端的电压,由之计算的“除颤能量”仅代表了电容所储存的能量和实际释放的能量有一定差异,对这样的设备,若不经检定就直接拿来使用确实存在着很大隐患。

然而,目前我国既没有对此类设备进行全寿命周期严格管理的计量检定标准与规程,也没有专用的检测设备。美国、瑞典、日本等西方发达国家认识到这类问题的急迫性和严重性,先后制定了一些使用标准,并据此研制了相应的计量检定设备,应该说这些检定设备确实为心脏除颤监护仪的计量检定提供了一些基本手段。但是这些设备确实还存在着如下一些缺陷:1、尚不能实现对除颤波形进行全脉冲参数

(包括放电脉冲能量、脉冲电压峰值、脉冲电流峰值等)分析,也未实现对除颤脉冲的波形进行存储或重现。2、模拟产生的波形类型有限,参数变化范围不连续而且范围偏窄,不能满足对监护仪终端设备进行全面测试的需要。3、在同步除颤时,无法对多种放电波形的延迟时间进行测试,因而很难满足对众多型号“心脏除颤监护仪”进行测试、检定的需要。4、携带不甚方便,使用不够灵活。5、价格比较昂贵,在一定意义上影响了它的效益发挥。

发明内容

本实用新型的目的就是要尽快改变我国目前的现状,克服已有设备存在的某些不足,提供具有如下技术性能和使用性能的检测装置:

1、该装置能对各种型号心脏除颤器的放电波形进行快速检测及全脉冲参数分析,并能对所述波形进行存储与重现;

2、该装置能模拟产生频率、幅度都准确可控的多种模拟信号,包括标准函数信号(正弦波、方波、三角波)、窦性心律信号及复合信号,以满足对心电监护仪性能进行全面测试、检定的需要;

3、该装置能对多种测试波形的同步除颤延迟时间进行测试,以检定除颤器的同步除颤能力;

4、该装置能利用软件设置不同的负载阻抗,对经皮起搏脉冲的起搏频率、起搏脉冲幅度和宽度、需求灵敏度、反拗期等进行检测;

5、该装置电磁兼容性强,在多种恶劣的电磁干扰环境下能正常工作;

6、该装置可靠性高,操作使用安全、方便、灵活。

为实现上述目的,本实用新型采用以下技术方案:一种心脏除颤器与除颤监护仪的检测装置,它主要由以专用微型计算机系统为核心的系统协调控制模块,受其控制的除颤放电脉冲参数高精度快速计算与处理、多种模拟波形产生及幅度控制、同步除颤延迟时间测量、心脏起搏分析等系统专用功能模块,和与之配套的软件模块,以及设备的机箱和操作面板等部分所组成,在所述操作面板上安装有电源开关、大屏幕字符显示器 LCD、由一个模式控制开关 MODE 与五个人机对话按键开关 F1-F5 组成的组合开关列阵、除颤器放电输入接口电路、ECG 等模拟信号输出接口、心脏起搏信号输入连接器等,整机采用电磁兼容性技术设计与生产,其特征是:

所述的专用微型计算机系统 M01 主要由 CMOS 单片机和在其总线上外挂的扩展芯片 ROM、RAM、E²PROM、LCD 驱动电路、大规模可编程逻辑门阵列控制电路 GAL,外部扩展总线、串并 I/O 扩展口等所组成,在所述 I/O 扩展口与 LCD 驱动电路上,分别挂接有打印机、网卡和 8×40 大屏幕字符显示器 LCD 等外设,四种专用功能模

块挂接在专用微计算机系统的外部扩展总线上,单片机 CPU 通过 GAL 产生的片选信号,对所有扩展芯片 ROM/RAM/E²PROM 等存储器、串并 I/O 扩展口、外设及所述四种专用模块进行控制;

所述的软件模块,包括“系统监控与综合服务程序”和“系统专用功能模块工作控制程序”,所述的“系统监控与综合服务程序”,包括设备自检与开机控制子程序、外部中断处理子程序、组合开关列阵处理子程序、人机交互显示界面生成及其切换控制子程序等,依次调用这些子程序,可把 F1-F5 这 5 个机械开关变为 45 个软件开关来用,对应于 45 幅不同人机交互显示界面;所述的系统专用功能模块工作控制程序,包括系统工作进程协调控制主程序、放电脉冲参数测量与计算子程序、多种波形模拟产生及幅度闭环自动控制子程序、同步除颤延迟时间测量子程序、心脏起搏分析子程序、内部中断子程序等;装置的所有检定功能都是在专用微型计算机系统及与之配套的“系统监控与综合服务程序”和“系统工作进程协调控制主程序”组织协调下,由各专用硬件模块和与之配套的软件相互协调共同完成的;

装置的协调控制采用“对外部中断请求即时处理”的多任务分时控制技术,即由专用微型计算机系统的“系统监控与综合服务程序”随时对组合开关列阵的状态进行扫描,根据其状态及由此产生的中断优先级,调用所述软件模块中的相关子程序,完成人机对话界面的切换,并自动完成相应的计量检定功能。

如上所述的除颤放电脉冲能量高精度快速检测模块,主要由专用微计算机系统、高速数据采集系统 DAS 和与之配套的系统进程控制主程序、放电脉冲测量与能量计算子程序等软件所组成;所述的高速数据采集系统 DAS 主要由依次级联相接的除颤器放电电极接入端、放电脉冲输入缓冲接口电路、电阻式可调衰减器、校准电路、12bit 高速 A/D 变换器,以及与电阻式可调衰减器相接的工作模式控制电路所组成;所述的放电脉冲测量与能量计算子程序包括除颤信号采样控制、采样数据整理、电压平方和计算、2-10 进制浮点转换等子程序;在系统进程控制主程序的控制下,依次调用 SPM1 及所述子程序,对 DAS 所得数据进行流水线式的处理与计算,即可完成对除颤能量的计算、全脉冲参数分析和波形存储。

如上所述的多种波形模拟产生及幅度控制模块,它的功能是模拟产生频率、幅度都精确可控的标准函数信号、标准心率/窦性心律仿真心电信号、复合正弦波信号等,其组成包括信号产生硬件电路和波形产生及幅度控制软件;所述信号产生硬件电路包括专用微计算机单元、挂接在其扩展总线上的双通道 D/A 变换器,依次与其 A 通道 D/A 的输出级联相接的 I/V 变换运放、双极性变换器及并接其后的 N 倍增益运放与电阻分配网络,在所述专用微计算机系统的扩展芯片 E²PROM 和 ROM 中分

别存放相应的软件程序和模拟波形的数据；所述的波形产生及幅度控制软件包括与硬件配套的系统进程控制主程序、波形数据传送控制子程序、D/A 变换速度控制子程序、幅度控制子程序等；这里所述的幅度控制环路由双路 D/A 变换器的 B 通道、A/D 变换器和单片机组成，B 通道 D/A 分两路输出，其中一路接 A 通道 D/A 变换器的参考电压输入端，另一端接 10bitA/D 变换器的输入端，其输出数据接在单片机的数据总线上；所述各模拟波形的产生采用程控 D/A 变换法，即装置在系统进程控制主程序的协调控制下，依次调用、执行所述其他波形产生子程序，进而依次把选定的波形及其控制参数数据送入 A 通道 D/A 变换器产生相应波形，用改变写入该通道 D/A 变换器中数据速度的方法控制所产生波形的频率；信号的幅度控制采用的是闭环自动调节技术、即由模拟调节和数字调节两个环路共同完成的；模拟调节基本上是由所述硬件调节环路中进行的，即它是用改变 B 通道 D/A 变换器的输出电压 V_{bout} （即 A 通道 D/A 变换器的变换参考电压 V_{aref} ）实现的，而数字调节则更多的是在程序的控制下，用数字式闭环调节的办法调节 B 通道 D/A 变换器的输出 V_{bout} ，最终达到稳定模拟信号幅度目的的。

如上所述的同步除颤延迟时间测量模块，包括硬件单元和延迟时间测量软件，所述的硬件单元主要由微计算机系统 M01、位于模块 M1 中的高速数据采集系统 DAS、以及脉冲计时宽度控制器 PWC 所组成，其中的 DAS 片选信号由 GAL 提供，其数据输出端通过总线与 M01 相接，而 PWC 则由 M01 的内部计数器和配套的脉宽控制计时开始与计时结束等软件组成；所述的延迟时间测量软件包括内部中断控制子程序、时钟脉冲产生控制子程序、脉冲计数定时器，该定时器的计时长短由 M01 及相应的软件控制。

如上所述的心脏起搏分析模块，它主要由工作模式控制电路，依次级联相接的起搏信号输入连接器、程控电阻网络、放大器、A/D 变换器，和微计算机系统 M01 及与之配套的软件所组成，A/D 变换器挂接在 M01 的总线上，所述的配套软件主要包括起搏负载阻抗选择与控制、刺激信号产生、起搏脉冲测试和反拗期测试等子程序，在系统主程序的协调控制下，依次调用所述的子程序，不仅可以与改变程控电阻网络等效电阻的大小，而且还可完成对起搏脉冲参数、需求灵敏度、反拗期等测量分析工作，从而了解除颤器经皮起搏选件的工作状态；

如上所述的整机的设计与实现采用电磁兼容技术是指：仪器机箱采用内涂抗电磁干扰涂层的整体结构，前面板与机箱之间加导电密封圈固定；装置的交流直流变换器之间加隔离变压器和抗干扰滤波器；将装置各功能电路所需集成电路及其他元器件首先按功能分组，并安装在中间为接地隔离层的三层 PCB 板上，然后加以屏蔽；

在仪器的硬件上还加有看门狗，在软件中设置冗余、软件陷阱以及其他电磁兼容程序设计。

本实用新型由于采取以上技术方案，与国内外同类设备相比，明显具有以下几个优点：1、本实用新型整机电路的拓扑结构比较简洁，只用相对较少的元器件与配套软件一起，就能实现四种专用功能模块的所有功能，充分体现采用软件、硬件一体化设计优越性。2、本实用新型在该技术领域里率先实现了真正对放电波形各参数（包括除颤脉冲的能量、放电脉冲的峰值电压/峰值电流）的快速准确分析以及波形的存储与恢复等。3、本实用新型能模拟产生频率（或心率）与幅度都可变的各种窦性心律/标准心率心电信号、（周期各异的）复合正弦波信号及其它测试信号波形（脉冲波、三角波、方波等），检定人员既可选择由频率为1Hz(3s)+5Hz(1s)+20Hz(1s)+25Hz(1s)+30Hz(1s)的正弦波所组成的“复合波”加至监护仪，检测其终端设备的频响，也可在方波任选其中一种波形测量延迟时间，还可从中选择标准心率信号，用于测试心电监护仪心率报警发生的时间，完全可以满足对各种不同型号心电监护仪检定的需要。4、本实用新型还能对经皮起搏脉冲的起搏频率、起搏脉冲幅度和宽度、需求灵敏度、反拗期等进行检测分析，从而为具有心脏起搏分析功能的除颤器的检定提供了一种手段。5、本实用新型设有软件开关，元器部件装配紧凑，各单元电路间互不干扰，整机也显得比较简洁、便携，因而不仅使人机对话方便、操作使用非常灵活，而且它的稳定性好，可在恶劣的电磁环境下可靠工作。6、本实用新型生产成本比较低，而“性能价格比”较高。综上所述可以看出：本实用新型检测项目多，测量精度高，功能齐全，可靠性高，携带方便，操作使用灵活，不仅解决了国内、军内的急需，而且还可与PC机等一起，组成对此类设备的质量进行监控的管理信息系统，它的问世与普及，必将在我国产生巨大的经济效益、军事效益和社会效益。

附图说明

图1是本实用新型的电路组成总体方框图；

图2是本实用新型的人机对话界面生成与操作使用方法示意图；

图3是本实用新型的人机对话软件开关形成的原理示意图；

图4是本实用新型协调控制主程序的工作流程图；

图5是本实用新型除颤放电脉冲检测的控制程序流程图；

图6是本实用新型多种模拟信号产生及其幅度控制的程序流程图；

图7是本实用新型的除颤延迟时间测量程序的流程图；

图8是本实用新型的起搏分析流程图；

图 9 是本实用新型操作控制面板 OFP 的组成及布局示意图。

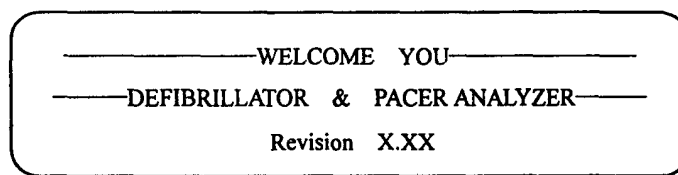
具体实施方式

如图 1 所示, 本实用新型主要由系统协调控制模块 M0, 除颤放电脉冲参数高精度快速计算与处理模块 M1、多种波形模拟产生及幅度控制模块 M2、同步除颤延迟时间测量模块 M3、心脏起搏测试模块 M4 等四种专用模块, 以及设备的机箱 MB 和操作面板 OFP 等部分所组成, 其中系统协调控制模块 M0、受 M0 控制的四种专用模块 M1、M2、M3、M4 是装置的主要组成部分, 而系统协调控制模块 M0 是本装置的核心。如图 9 所示, 本实用新型在操作面板上安装有电源开关 PSW、8X40 大屏幕字符显示器 LCD、由一个模式选择开关 Mode 与五个人机对话按键开关 F1-F5 组成的组合开关列阵 SWA、除颤器放电输入接口电路 P₁//P₂、标准 ECG 模拟信号输出接口 J₆、心脏起搏分析信号输入连接器 J₄₁-J₄₂ 等。

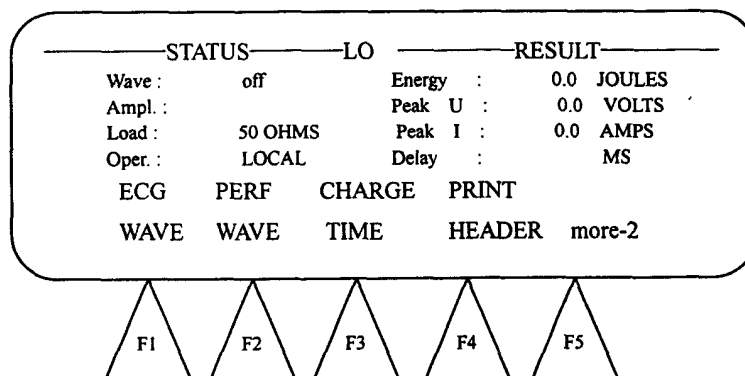
系统协调控制模块 M0 由专用微计算机系统 M01 和与之配套的软件模块 Msfw 组成; M01 包括 CMOS 单片机 1、扩展总线 2, 以及挂接在扩展总线 2 上的扩展芯片 ROM6、RAM5、E²PROM7、LCD 驱动电路 4、大规模可编程逻辑门阵列控制电路 GAL3 以及所述的“四种专用硬件模块” M1、M2、M3、M4, 以及串并 I/O 扩展口 8、9 等, 在串并 I/O 扩展口 8、9 与 LCD 驱动电路 4 上, 分别挂接有打印机、网卡和 8×40 大屏幕字符显示器 LCD 等外设; 单片机 1 对所有扩展芯片 ROM/RAM/E²PROM 等存储器、串并 I/O 扩展口及外设, 对“四种专用硬件模块” M1、M2、M3、M4 的控制, 都是由单片机 1 通过 GAL3 产生出片选信号进行的; Msfw 包括“系统监控与综合服务程序 DP0”和“系统专用功能模块工作控制程序 MCP”; 其中 DP0 主要包括设备的自检与开机控制子程序 DP01、外部中断处理控制子程序 OICP、组合开关列阵信息处理子程序 DP02、人机交互显示界面生成及其切换控制子程序 DP03 等子程序, 依次调用这些子程序, 可把 F1-F5 这 5 个机械开关变为 45 个软件开关来用, 每一个软件开关都与 45 幅不同人机交互显示界面中的一个确定画面相对应, 因而至少可有 45 种选择提供给本设备的操作使用人员, 给使用带来很大的方便。所述的 MCP 包括集成在其名下的内部中断子程序 IICP、除颤放电脉冲参数高精度快速计算与处理子程序 SPM1、多种波形模拟产生及幅度闭环自动控制子程序 SPM2、同步除颤延迟时间测量子程序 SPM3、心脏经皮起搏信号分析子程序 SPM4 等专用软件程序等; 装置的所有检定功能(人机对话界面的选择切换、各种波形的产生、放电能量的高精度快速计算等)都是在专用微型计算机系统 M01 及与之配套的软件模块 Msfw 的组织协调下, 由各专用硬件模块和与之配套的软件相互协调共同完成的; 就装置采用的控制模式而言, 暂时可以“对外部中断请求即时处理的多任务分时控

制技术”相称，即它首先由与 M01 配套的 DP0 随时对组合开关列阵 SWA 的状态进行扫描，根据其状态及由此产生的中断优先级，调用相关子程序（包括 SPM1-SPM4），就能依次完成人机对话界面的切换及相应的检测任务。

由于“系统监控与综合服务程序 DP0”的应用很频繁，而且又带有公用性，所以这里先对其进行简单说明。下面对人机对话界面生成与装置的操作使用（即界面切换）方法给以简单说明，如图 2、图 3 所示，当电源开关 SW 接通后，Msfw 的 DP0 首先调用 DP01 对装置进行自检，对显示驱动器 LCD、中断、堆栈以及其他外围芯片设置初始状态，两秒钟以后，LCD 显示器显出如下开机初始画面：



当开机初始画面出现后，本装置就要通过“组合开关列阵 SWA”和液晶显示器 LCD 进行人机对话，进行后续的一系列操作。由与人机对话界面的生成是通过模式开关 Mode 及按键开关 F1-F5 进行的，因而需要首先给以交代。对界面的生成与操作来说，SWA 的状态是微计算机最关心的。初始开机画面产生后，根据任务，操作人员首先要对模式开关 Mode 置位，接着要由 DP0 调用子程序 OICP、DP02、DP03 对 Mode 的状态（即处于 HI、LOW 还是 PACE 位置）进行扫描、生成“工作模式状态字”，并显示出人机对话界面的主菜单；接着继续扫描 F1-F5 的状态并逐一调用子程序 OICP、DP02、DP03，就能生成所谓的“按键开关状态字”，并选择要测试或检定的项目。需要指出，经过 OICP、DP02、DP03 子程序对 SWA 状态处理后，F1-F5 已经不是原来意义上的机械按键了；在本实用新型中，共有 9 幅人机界面需要显示，在每幅界面中都有五种画面可由 F1-F5 选择，



因而共有 $5 \times 9 = 45$ 个画面可选择（如图 2 所示），换言之，由于软件的参与，只用 5 个按键就能选择 45 个不同画面，显然这 5 个机械按键已经变成了典型的“软件功能键”了，其功能大为扩展。这不仅使设备的组成变得非常简洁，而且也给人机对话带许多方便。

如图 3 所示，下面简单说明一下“按键状态字”的生成原理：主菜单界面出现以后，微处理机就要继续查询 F1-F5 的状态，若有键按下，附图 3 中的 P3.2 为低电平，并向微计算机发出中断（“0”中断 INT0）请求，微处理机接到这一中断请求后就调用外部中断处理子程序 OICP 进行中断处理，然后通过并口 8255 的 P5.2-P5.6 将其状态读入，交由 DP02 和 DP03 继续进行处理，即可生成“按键状态字”，并显出与按键相对应的画面；注意，此时若按下的是 F5，就进入第二页主菜单，如按下的是 F1-F4 中的任一其他键，装置就进入了与画面对应的其他工作状态（例如能量计算、波形产生等）。随着 F1-F5 某一键的按下，Msfw 就随即调用 MCP 主控程序完成所期望的任务，并在装置的显示器上显示出所需结果。

如图 1、图 4、图 5 所示，下面对“除颤放电脉冲参数高精度快速计算与处理量模块 M1”的工作原理进行说明。

前已指出：在设备工作可靠的前提下，施加给患者的除颤能量大小及其准确程度，将直接关系到除颤效果。因此，按理各种除颤器上都应有指示准确、且能经得起严格的计量检定的能量指示，而临床上所使用的除颤器前面板上设置有所谓的“能量计”实际指示的并不是释放能量，而只是根据储能电容两端的电压折算出储存能量；由于在使用中电容量的衰减规律很难检测，所以通过把电容量的“标称值 C_0 ”直接代入公式 $E = 0.5C_0U^2$ 计算所得到的能量误差很大，如果不能对这类除颤器释放的能量进行定期校准，势必会给患者、仪器的使用者以及其他相关的设备都会带来较高的使用风险。为解决这一矛盾，本实用新型特别设置了能对除颤放电脉冲检测及其参数（包括放电脉冲能量、脉冲峰值、放电电流峰值等）快速精确测量与处理（存储、恢复等）的专用模块 M1。

M1 主要由以单片机(1)为核心的专用微计算机系统 M01、高速数据采集系统 DAS 等硬件以及与之配套的专用软件模块 SPM1 所组成；DAS 主要由依次级联相接的除颤器放电电极接入端 P1、P2，放电脉冲输入缓冲接口电路 11，电阻式可调衰减器 13，电压比较与校准电路 14，12bit 高速 A/D 变换器 15，以及与电阻式可调衰减器相接的模式选择开关 Mode 所组成，放电脉冲输入缓冲接口电路 11 是与 P1、P2 并联相接的纯电阻，电阻 R 的标称值为 50Ω ；所述的放电脉冲测量与能量计算子程序 SPM1，包括除颤信号采样控制与数据整理存储子程序 SPM11（其作用

是控制 DAS 中 12 位 A/D 变换器，按 $100\ \mu\text{s}$ 的采样周期对放电脉冲采样，并控制将采样数据的高 4 位和低 8 位分别存放在 RAM 的两个不同字节中，采样点数为 1024)、电压平方和计算子程序 SPM12 (其作用是按公式

$$E = \int_0^{102\text{ms}} V^2 dt/R = \sum_{i=0}^{1023} V_i^2 100\ \mu\text{s} / 50\ \Omega$$

用二进制定点数据计算能量 E)、2-10 进制浮点转换子程序 SPM13 (其作用是先将二进制定点数据转化为二进制浮点数据，然后再将二进制浮点数据转化为 10 进制浮点数据，供显示或打印机输出之用)、放电脉冲电压/电流峰值确定子程序 SPM14、放电脉冲波形恢复控制子程序 SPM15 和系统进程操作及协调控制主程序 MCP 所组成；当装置的专用微计算机系统 M01 的 LCD 显示器显示出主菜单界面以后，在系统控制主程序 MCP 的控制下，依次调用所述子程序 SPM11-SPM15，对由 DAS 所得放电脉冲取样数据进行流水线式的处理与计算，即可完成对除颤信号能量 E、放电脉冲电压/电流最大值 U_{\max}/I_{\max} 的计算乃至波形的存储或恢复；下面详细介绍除颤能量的计算及放电脉冲参数测量的方法与过程。

根据电工学原理，若电容的容量为 C，人体阻抗 R 为纯电阻，并设 $R=50\ \Omega$ ；若放电脉冲电压的瞬时值为 V，对放电脉冲的取样间隔 $\Delta t=100\ \mu\text{s}$ ，取样点数为 1024，在数值计算时，则可把电容的储能表示为：

$$E = \int_0^{1023} V^2 dt/R = \sum_{i=0}^{1023} V_i^2 100\ \mu\text{s} / 50\ \Omega ;$$

直接利用该公式进行计算在程序设计上有一定的难度，因而需要采用一些技巧，具体方法是：先将 1024 个采样点的 A/D 转换结果分成高 4 位、低 8 位，并以四字节定点二进制的形式存储于 RAM 寄存器中，然后依次进行如下处理：用二进制定点数的运算规则进行电压值的平方计算和对这 1024 个电压平方值求和(遇负电压时，首先把对负电压的 A/D 转换结果转换成补码的形式，接着再将整理后的 11 位二进制数据分别进行平方运算后求和)、将定点数转化为二进制浮点数，并将此二进制浮点数除以由可调衰减器确定的衰减系(它由 Hi、Low 量程和衰减器的电路结构而定)，最后将所得结果转化成十进制浮点数进行显示和打印。用下面两式式很容易计算出高、低量程时转换系数：

$$E_{HI} = \sum_{i=0}^{1023} V_i^2 100\ \mu\text{s} / 50\ \Omega = \sum_{i=0}^{1023} \frac{\left(\frac{N_i}{2^{11}-1} \times 5V \times 1000 \right)^2 \times 100 \times 10^{-6} \text{ s}}{50\ \Omega} = \frac{\sum_{i=0}^{1023} N_i^2}{K_{HI}} \quad (\text{高})$$

$$E_{LO} = \sum_{i=0}^{1023} V_i^2 100\ \mu\text{s} / 50\ \Omega = \sum_{i=0}^{1023} \frac{\left(\frac{N_i}{2^{11}-1} \times 5V \times 200 \right)^2 \times 100 \times 10^{-6} \text{ s}}{50\ \Omega} = \frac{\sum_{i=0}^{1023} N_i^2}{K_{LO}} \quad (\text{低})$$

$K_{HI}=83886=(10100011110101110)_2$, 换化为浮点二进制后 $K_{HI}=11A3D7H$ (高字节为阶码); $K_{LO}=2097152=(10000000000000000000)_2$, 换化为浮点二进制后 $K_{LO}=168000H$ (高字节为阶码)。

这里对峰值电压、峰值电流计算以及放电波形的存储是这样进行的:采用“冒泡法”经三次循环,在1024个采样电压中寻找最大值,然后对三个较大值进行中值处理,即可求出幅值。对放电波形的存储与恢复是这样进行的:在程序SPM11、SPM12控制之下,将DAS获取的原始采样数据转存于E²RAM专用保存区中,当需要波形恢复时,借助波形产生与恢复控制程序SPM15,将除颤放电波形数据送D/A变换器,就很容易将原波形恢复出来。

顺便指出:幅值求出后,还要把最大值序号(因为在该位置序号中包含有延迟时间计算所需的信息)存入寄存器,以备随后计算延迟时间之用(由于在模块M2中还要介绍,故这里从略)。

如图1、图4、图6所示,下面对所述“多种波形模拟产生及幅度控制模块M2”的工作原理和过程进行说明。M2的功能是模拟产生频率、幅度都精确可控的标准函电信号、标准心率/窦性心律仿真心电信号、复合正弦波信号等,其组成包括多波形信号产生及幅度控制硬件M20和与之配套的波形产生及幅度控制软件SPM2;所述的M20包括波形产生硬件电路M201与幅度控制硬件环路M202,M201包括专用微计算机单元M01、挂接在其扩展总线上的双通道D/A变换器16,依次与其A通道D/A的输出级联相接的I/V变换运放18、双极性变换器19及并接其后的电阻分配网络20及N倍增益运放21,M202包括由单片机1、双路D/A变换器16组成的幅度控制支路I和由单片机1、双路D/A变换器16的B通道、A/D变换器17组成的幅度控制支路II,在幅度控制支路I中,D/A变换器16B通道的输出电压V_{bout}与双路D/A变换器16的A通道的参考电压V_{bref}输入端相接,在幅度控制支路II中,双路D/A变换器16的B通道的输出电压V_{bout}还要与A/D变换器17的输入端相接,A/D变换器17的输出接在单片机1的数据总线上;所述的SPM2是集成在MCP名下的、包括有波形产生控制子程序SPM21、信号幅度控制子程序SPM22的专用控制软件,SPM21的作用是控制模拟产生样式、频率满足要求的波形,SPM22的作用则是按要求控制所产生信号的幅度;M2能产生的模拟波形,都是在MCP的控制下,由软件SPM2、IICP、DP0及硬件M201共同完成的;在本装置中,各模拟波形的产生采用程控D/A变换法,而幅度的控制采用闭环自动调节技术。下面进一步介绍各模拟波形的产生及其幅度控制的方法与过程。

各模拟波形的产生方法是:在M01的扩展芯片ROM6和E²PROM7中,分别存放

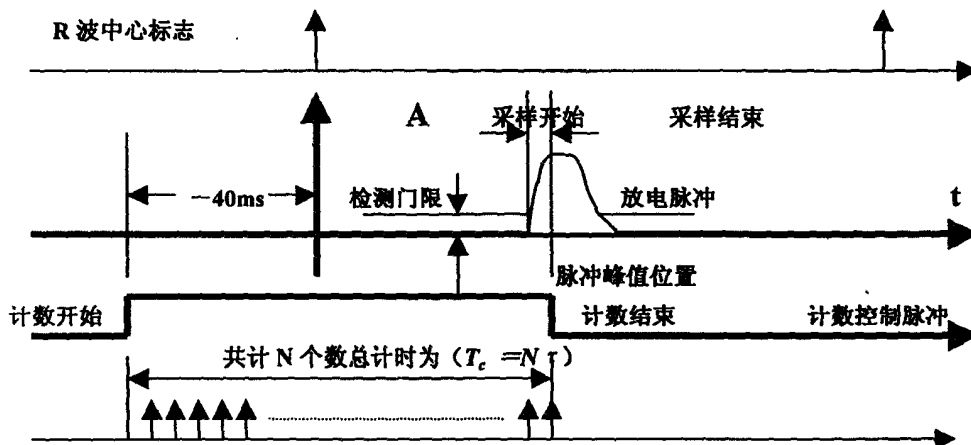
着包括 DP0, MCP 及隶属于它的内部中断 IICP、SPM1-SPM4 组成的软件“源程序数据”和“多种模拟波形及其幅度控制数据”。当要产生某种模拟波形时, MCP 就根据人机对话界面显示的内容, 逐一调用 IICP、SPM21、SPM22 等子程序, 并在这些程序的控制下和硬件一起产生形状、频率合乎要求的波形。对于 ECG 波形的产生而言, 是把 ECG 波的波形划分为几个段(即 P 波, PR 段, QRS 波, ST 段等, 产生这些波形的子程序与波形同名, 如 P 波产生子程序...等)并分别给以产生, 而频率的变化控制与其他波形相同, 也是在变换中间插入适当的延时。为了避免波形产生与其他功能的矛盾发生, 装置在输出波形的同时应能对其他任务请求(表现在键值的变化)做出及时响应, 这一任务是由外部中断处理子程序 OICP 完成的, 它随时可以判断有无其他外部中断请求。

各模拟波形的幅度控制采用闭环自动调节技术, 它是在既包括 I、II 两个闭环自动调节环路 M202 中完成的; 所述的环路 I 是把 B 通道 D/A 的输出电压 V_{bout} 直接做为 A 通道 D/A 变换器的参考电压 V_{aref} , 所述的环路 II 则在程序 SPM22 的控制下, 对 A/D 变换器 17 的变换输出数据与预先设定的幅度控制数据进行比较, 用比较结果更新原来的幅度控制变量, 对信号进行循环式的幅度闭环调节, 最终达到稳定模拟信号幅度的目的。由于环路 I 是根据数字式闭环负反馈自动调节原理工作的, 它是把 B 通道 D/A 变换器的输出电压 V_{bout} 作为 A 通道 D/A 变换器的变换参考电压 V_{aref} 实现的, 比较简单, 所以不再赘叙, 这里重点介绍一下环路 II 的工作原理。环路 II 也是一个数字式闭环负反馈自动调节过程, 其环路主要由双通道 D/A 变换器 16、10bit A/D 变换器 17、单片机 1 和信号幅度控制子程序 SPM24 组成, 其工作原理是: 当 MCP 控制程序把由 GAL 产生的片选信号和设定的幅度控制数据 D1 加到 D/A 变换器 16、A/D 变换器 17 时, B 通道的 D/A 变换器 16 就有模拟电压输出, 该输出电压经过 A/D 变换器 17 后又被变换为数据 D2; 接着, MCP 又调用 SPM22 子程序, 在微计算机系统 M01 中对数据 D1、D2 进行比较; 假设在已校准的情况下, $D1=D2$ 意味着在均方根误差 $\Delta > 1\%$ 的意义上输出模拟信号的幅度与预先设定的幅度相等, 那么, 当 $D2 > D1$ 时就说明输出信号的幅度大于预先的设定值, 此时就要减小幅度的控制数据, 即用 $D1^* = D1 - (D2 - D1)$ 取代 D1 (显然此时 $D1^* < D1$)。这样, 幅度调节环路就出现以下两个连锁反应: 1、在模拟调整回路里, 双通道 D/A 变换器 16 的 B 通道输出的模拟电压 V_{bout} 必然降低, 这又导致 A 通道 D/A 的参考电压 V_{ref} 降低, V_{ref} 降低必导致双通道 D/A 变换器 16 的 A 通道输出信号幅度的降低, 这显然是一个闭环负反馈调节过程。2、在数字环路里, 由于设定值 D1 的减小, V_{bout} 必然减小, 它的减小将导致 A/D 变换器 17 输出的数据变小, 或者说是与预先设定值 D1

之间的差距变小（即 $D1^*$ 更加接近 $D1$ ），达到减小误差的目的；若从某时刻开始出现了 $D1^* = D1 - (D2 - D1) < D1$ 的情形，环路的调节过程则正好相反；这种调节是随时、动态进行的，直到在均方根误差 $\Delta > 1\%$ 的意义上使 $D1 = D2$ 为止。

如图 1、图 4、图 7 所示，下面对同步除颤时的“同步除颤延迟时间测量模块”M3 的工作原理进行说明。用除颤监护仪对患者实施同步除颤监护时，除颤脉冲应与患者自身的 R 波同步；当除颤监护仪工作时，监护仪上每检测到患者自身的一个 R 波，屏幕上就会出现一个同步标识（令此时 $t=0$ ），当除颤器实施除颤放电时，只有出现 R 波才能有放电脉冲。所谓延迟时间，是指从 R 波脉冲中心到放电脉冲峰值出现时的时间。所述的同步除颤延迟时间测量模块 M3，包括硬件单元 M30 和延迟时间测量软件 SPM3，所述的硬件单元 M30 主要由微计算机系统 M01、位于模块 M1 中的高速数据采集系统 DAS、以及脉冲计时宽度控制器 PWC 所组成，其中的 DAS 片选信号由 GAL 提供，其数据输出端通过总线与 M01 相接，而 PWC 则由 M01 的内部计数器和配套的脉宽控制计时开始与计时结束等软件组成；所述的延迟时间测量软件 SPM3 包括内部中断控制子程序 IICP、时钟脉冲产生控制子程序 SPM31、脉冲计宽度控制器 SPM32（其计时开始控制信号由 R 波标志信号前推获得，计时结束控制信号由与模块 M1 配套的放电脉冲峰值电压位置判断/确定子程序 SPM14 给出）以及延迟时间计算子程序 SPM33 等；在 MCP 的协调控制下，依次调用 DP0、IICP、SPM31-SPM33 以及 SPM11、SPM14 等子程序，就可与所述的 M30 一起，完成除颤脉冲延迟时间的计算。

现对同步延迟时间的具体测量过程说明如下：令装置首先通过人机对话操作，将其置于输出标准心率信号或窦性心律信号的状态，由程序 MCP 调用 SPM3、进而调用 IICP、SPM31、SPM32，使每个周期均在 R 波波峰（ $t=0\text{ms}$ ）前 40ms （即 $t = -40\text{ms}$ ）开始计时，当装置检测到超过门限电平（即模式开关接入的信号电压高电平 $H_i \geq 100\text{V}$ ， $L_{ow} \leq 20\text{V}$ ）的放电信号以后，MCP 便调用放电脉冲能量测试检定子程序 SPM1 中的 SPM11 对放电脉冲采样，并由 SPM14 确定出放电脉冲峰值出现的位置，进而产生停止计数的控制信号（注意，计数器的位数应保证最大计数、即在一个 R 波周期内计时不溢出），最后由 SPM33 按公式 $T_d = T_c - 40\text{ms} = N \tau - 40\text{ms}$ 计算出延迟时间（ $T_c = N \tau$ 为由计数器计得数值所折算成的时间）。下面的草图（纵坐标为电压，横坐标为时间轴）给出了计算 T_d 方法的时间对应关系，从此图会对看得更清楚些。



实际操作时可按如下步骤进行：1、通过人机对话，将本装置（心脏除颤器/除颤监护仪检测装置）输出 120bpm 的标准心率信号(或窦性心律信号)至被检除颤监护仪，除颤监护仪置同步状态（此时应有同步标志）。2、使除颤监护仪在 100J 处充电。3、使除颤监护仪通过本装置放电，经过延迟时间测量模块（包括硬件、软件）M3 处理，在显示器 LCD 上即可读取延迟时间。

SPM3 涉及波形产生程序、放电脉冲采样控制程序、电压比较程序、放电脉冲峰值确定程序、延迟计时控制程序等数个程序，并需调用内部中断服务程序 IICP，程序跳转十分复杂，涉及许多判断，工作量很大，但通过精心设计与调试，获得了好的效果。

如图 1、图 2、图 8 所示，下面对心脏起搏分析模块 M4 进行说明。M4 主要由硬件电路 M41 和与之配套的软件 SPM4 组成，其中 M41 主要由工作模式控制电路 Mode，依次级联相接的心脏起搏信号输入连接器 J41—J42、程控电阻网络 22、级联放大器 A23，（与模块 M1 公用的）A/D 转换器 15，和微计算机系统 M01，所述 A/D 转换器 15 的输出挂接在 M01 的总线上；所述的 SPM4 包括起搏负载阻抗选择与控制 SPM41 子程序（与 Mode、程控电阻网络一起完成该网络等效电阻进而改变输入信号的衰减系数）、刺激信号产生子程序 SPM42、起搏脉冲测试子程序 SPM43 和反拗期测试子程序 SPM44 等。起搏分析的工作过程如下：当将工作模式控制电路 Mode 置于心脏起搏分析（Pacer）状态、并决定对危重患者的心电信号进行分析时，主程序 MCP 就会依次调用 DP0、IICP、SPM4 及位于其名下的 SPM41—SPM44 子程序，对经 J₄₁-J₄₂、程控电阻网络 22、级联放大器 A23、A/D 转换器 15 预处理后的信息进行处理，完成对起搏脉冲参数、需求灵敏度、反拗期等的测度分析，以及改变程控电阻网络 22 的等效电阻大小、进而改变输入信号衰减

系数的目的，使除颤器工作在最佳状态。

这里还需指出的是：整机的设计与实现充分了采用数字技术和电磁兼容技术。所谓“整机的设计与实现充分采用数字技术”是指：1、整机的全部工作由微计算机系统控制完成。2、M1-M3 所用电路基本上都是大规模集成电路 LSI（如 GAL 大规模门阵列电路、双通道 D/A 变换器、ROM、RAM、I/O 口等）。3、系统功能与信号参数的控制也采用数字控制技术，如模拟波形的幅度控制等；所述“整机的实现充分采用电磁兼容技术”是基于如下考虑：由于该检测装置既要电压高达数千伏的除颤脉冲进行数据采集与分析，又要产生电压在毫伏（mV）级的测试信号，两种信号的功率相差数千万倍，系统的电磁兼容性与可靠性问题就显得尤为突出，如不下大气力解决，轻则系统软件无法正常运行，甚至出现死机现象，重则可能导致仪器根本无法正常工作。为了提高整个装置的电磁兼容性，本实用新型主要从设计入手，在元件的选取，电路布局的设计与安装，直到软件的编制等，从多个层面做工作，实践证明产生的效果是非常好的。下面分别给以说明。

1、考虑良好屏蔽，以避免相互串扰。首先是对板上的元器件分组，然后对印制板的空间进行分割，同组的放在一起，对有频繁脉冲传输的空间和抗干扰能力差的元件组给以屏蔽，保证各组的元器件互不干扰；在结构设计时，也采取了多种屏蔽措施：如机箱内侧喷涂导电涂层、机箱接缝处加导电衬垫等，有效的防止了本机对其他设备的干扰。

2、模拟信号与数字信号分开接地，即根据不同的电源电压，将数字电路和模拟电路分别设置地线。

3、采用较新的电磁兼容性对抗元件（如穿心电容、硅瞬变电压吸收二极管等等）抑制电源线和信号传输线中存在的干扰；PCB 采用三层板设计，精心布线，中间层设置为接地层面，保证接地线最短；不同电源的供电环路尽量避免相互感应耦合，并尽量把每一电流环路的面积减小到最低程度；在检测装置信号进出端口，在电源电路中、时钟信号附近、敏感芯片和放电回路之间增加 EMI 元件等等。

4、装置在数据采集与数据处理时，采用了数字滤波和软件对策方法，从而减少了系统随机干扰因素对采样结果的影响。

5、系统设置有自检与故障诊断服务程序，系统工作时用此程序不断对某些设有特定标志的部位（包括或某些内存单元）进行循环测试，以保证系统中信息存储、传输、数据处理和程序运行的可靠性。

6、鉴于计算机软件在可靠性设计方面的重要性，在装置的核心单元单片机部分专门增加了监控单元，即选用 MAX1232（ μ P 监控芯片）充当硬件看门狗，并提

供复位时序的保证，当程序跑飞时可以自动复位；对未使用的中断向量区和大块 ROM 空间设置冗余指令（即在程序的跳转口加上冗余的 NOP 指令）和陷阱，以保证系统的可靠运行。

7、充分采用了数字电路与数字控制技术，用大规模门阵列电路 GAL 代替由离散门电路组成的复杂逻辑电路，实现 CPU 对整机的逻辑控制，既简化了结构，也增加了控制的灵活性与可靠性。

由于采取了这些技术措施，使得本实用新型既充分发挥了数字技术的优势，减少了硬件的数量、品种、设备的重量与体积，节约了成本，设备也显得比较精巧，再加上采用多种电磁兼容性措施，因而可靠性、尤其是其技术性能和使用性能都得到大大提高，从而保证了本实用新型在非常恶劣的电磁干扰环境下都能可靠的工作，足以胜任对各种“心脏除颤器/除颤监护仪”检定的需要。

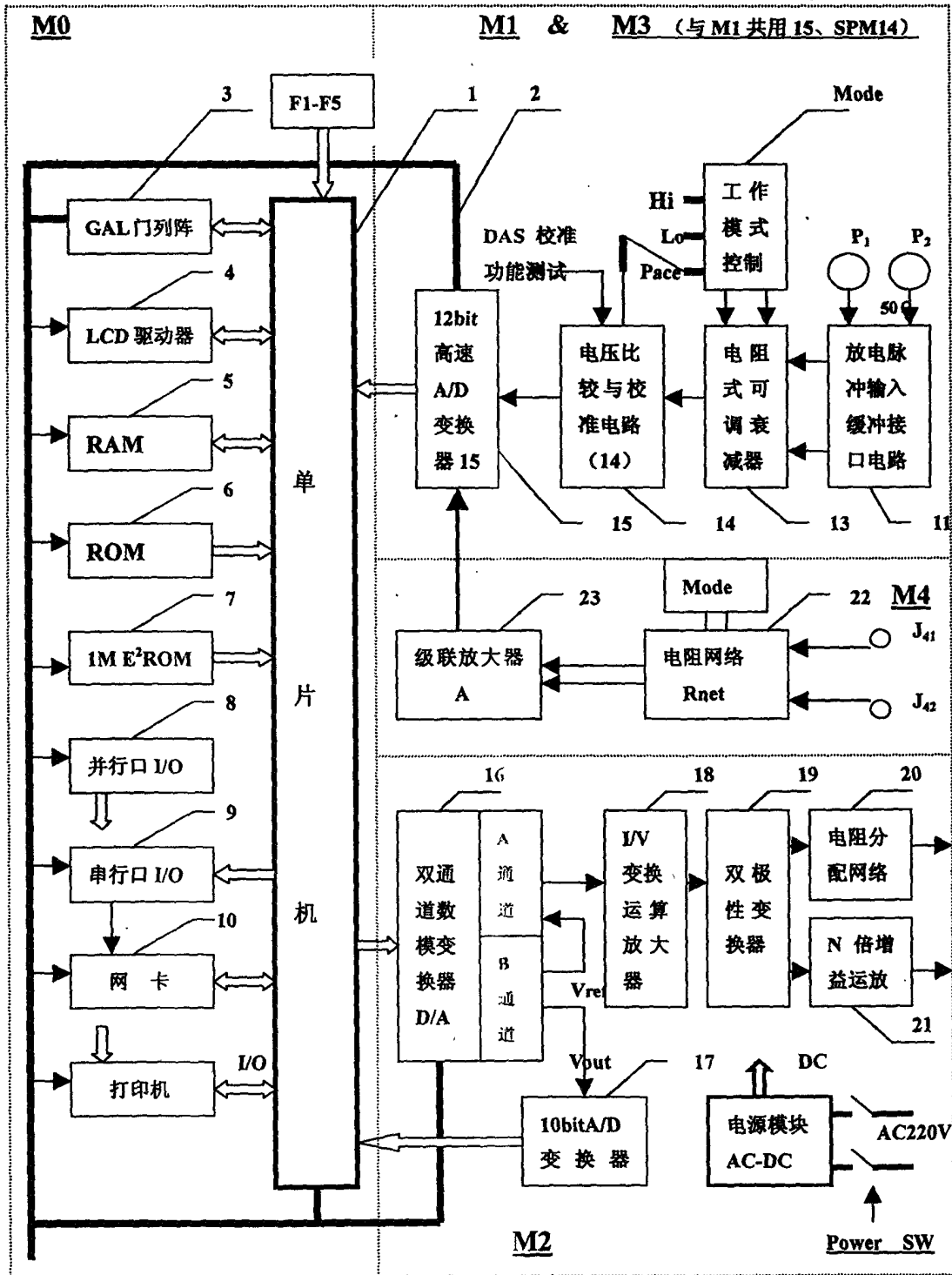


图 1

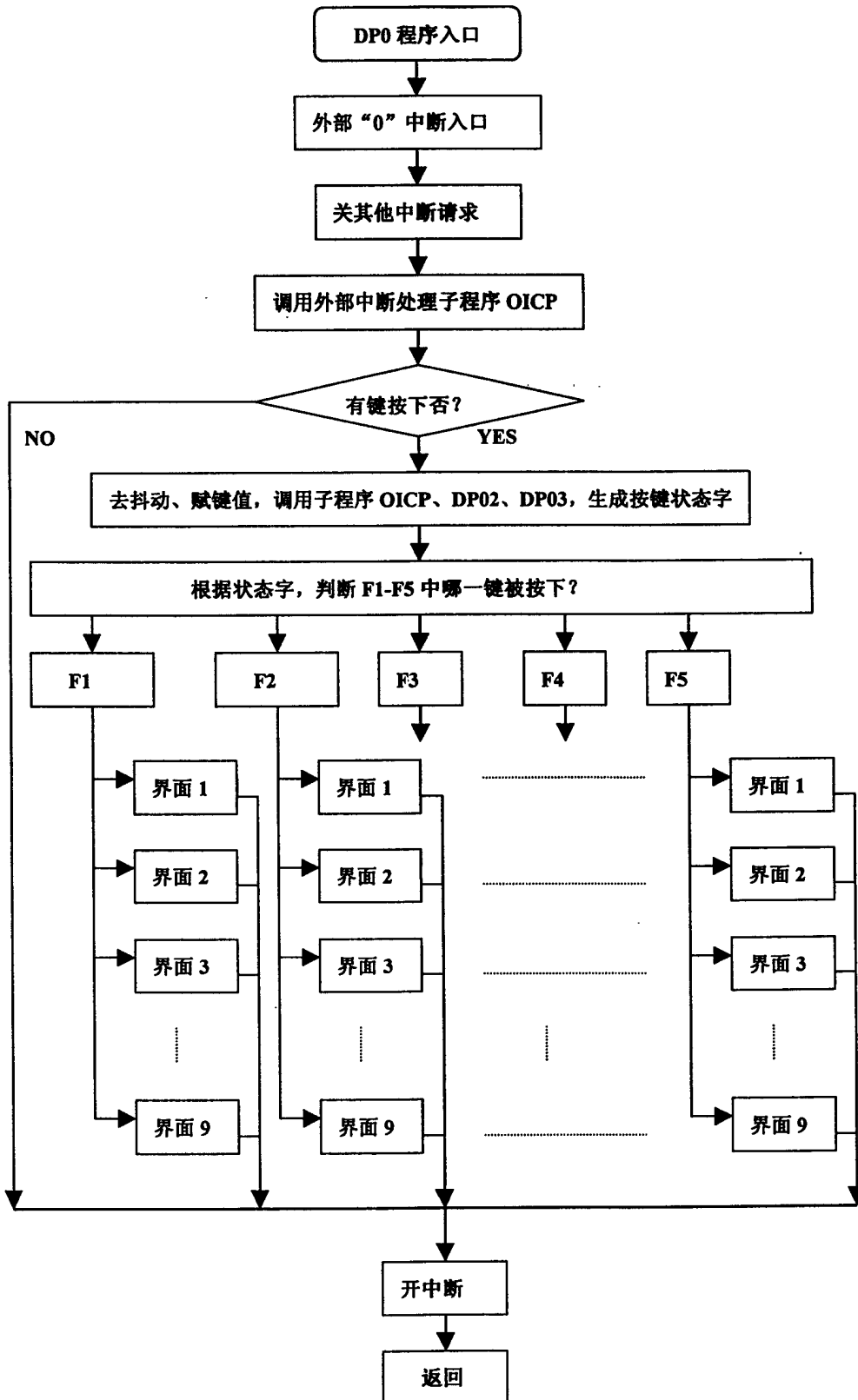


图 2

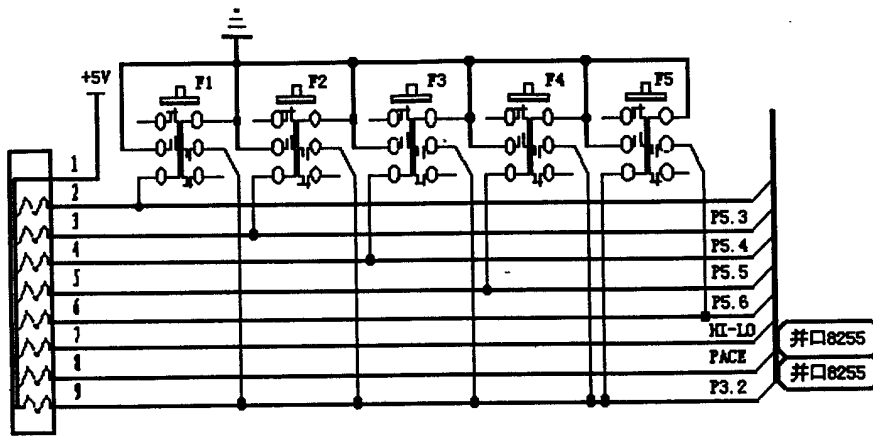


图 3

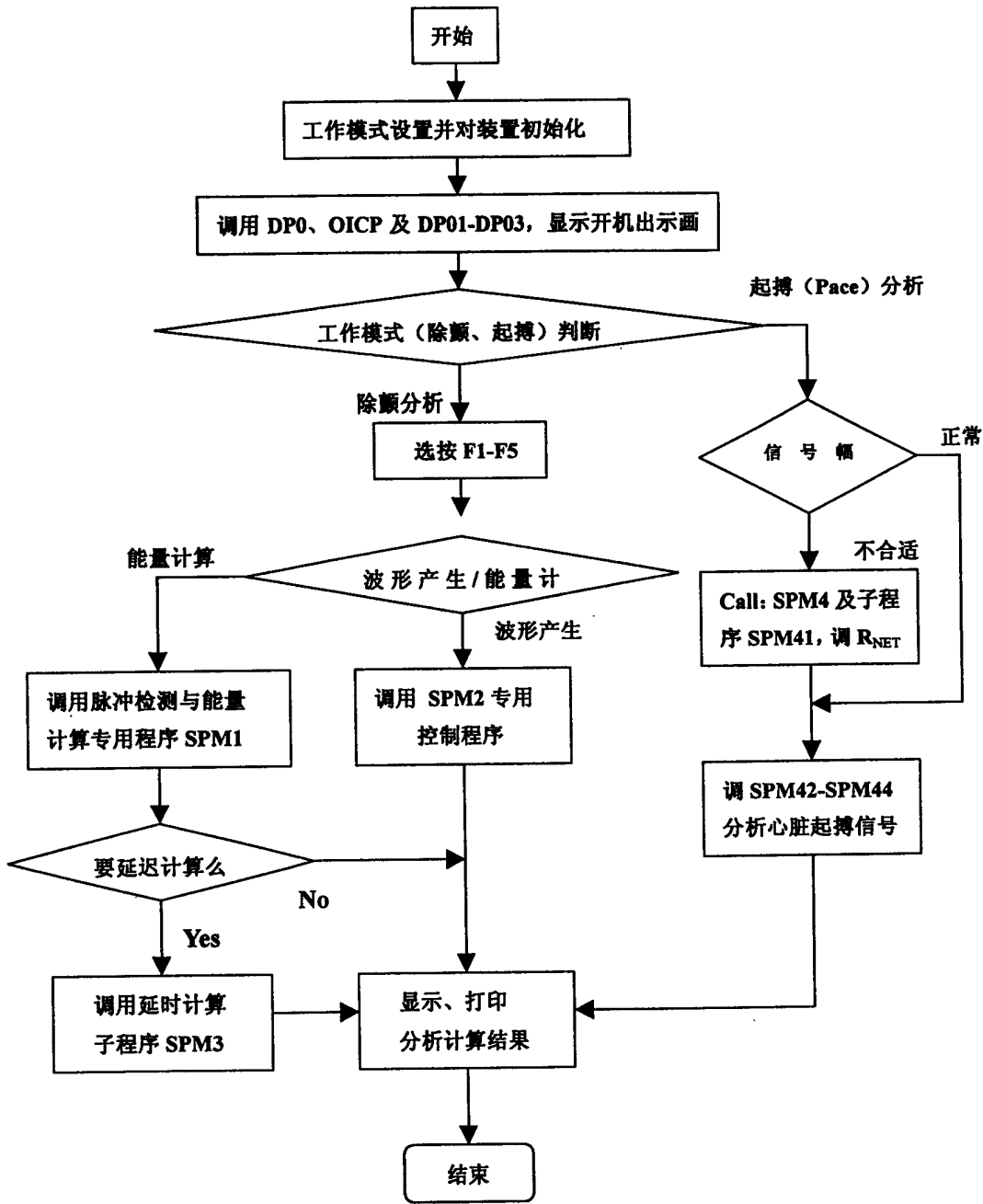


图 4

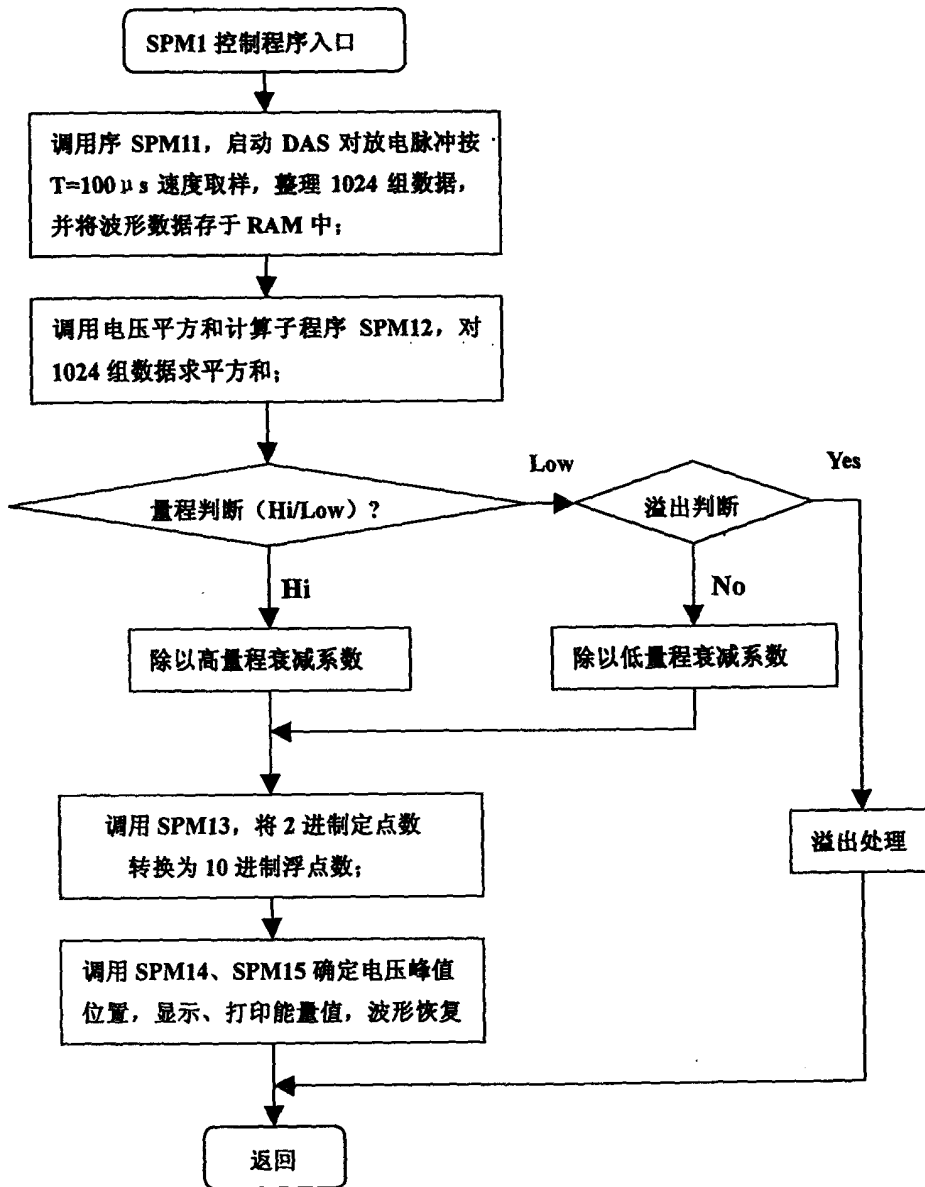


图 5

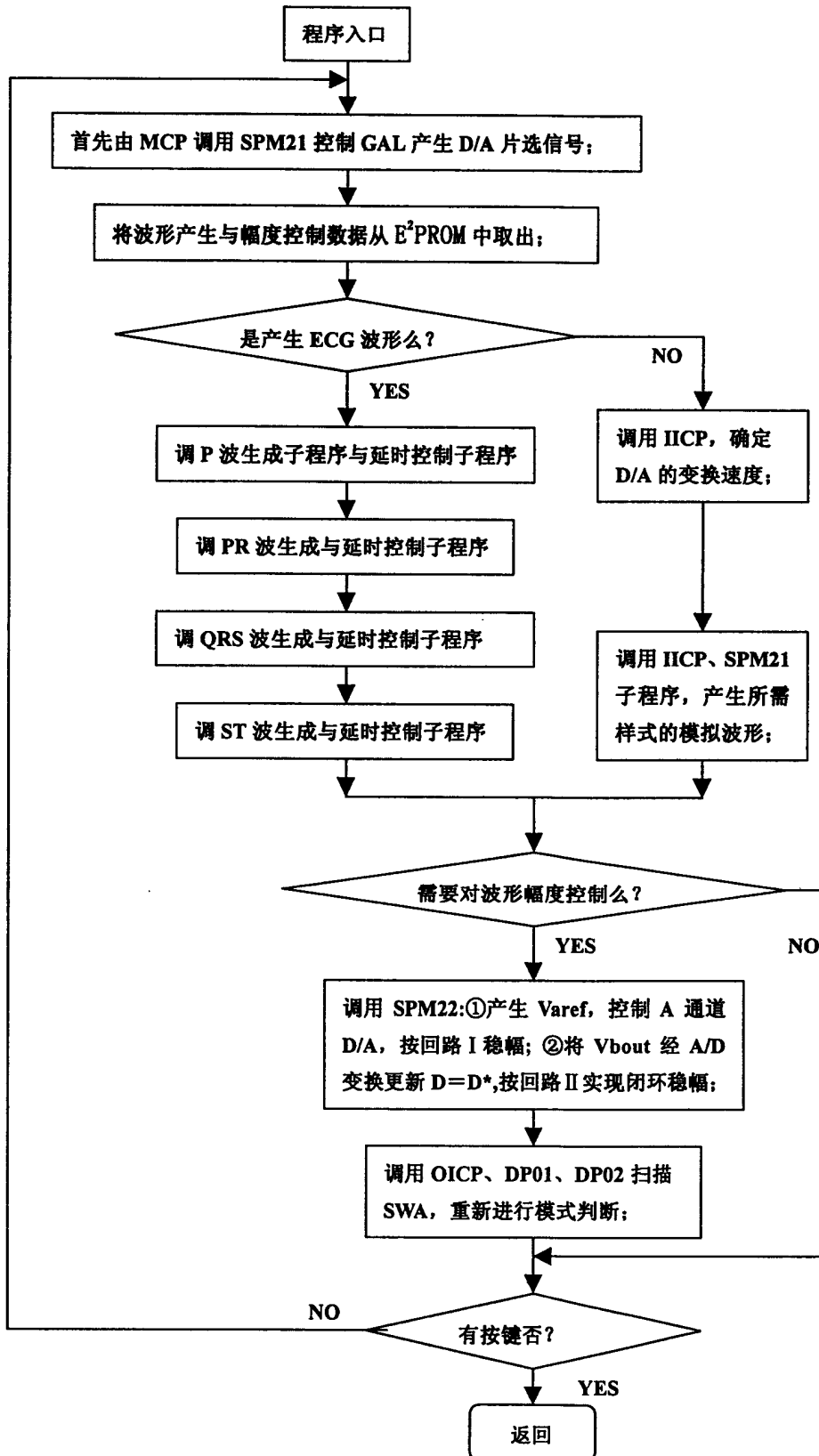


图 6

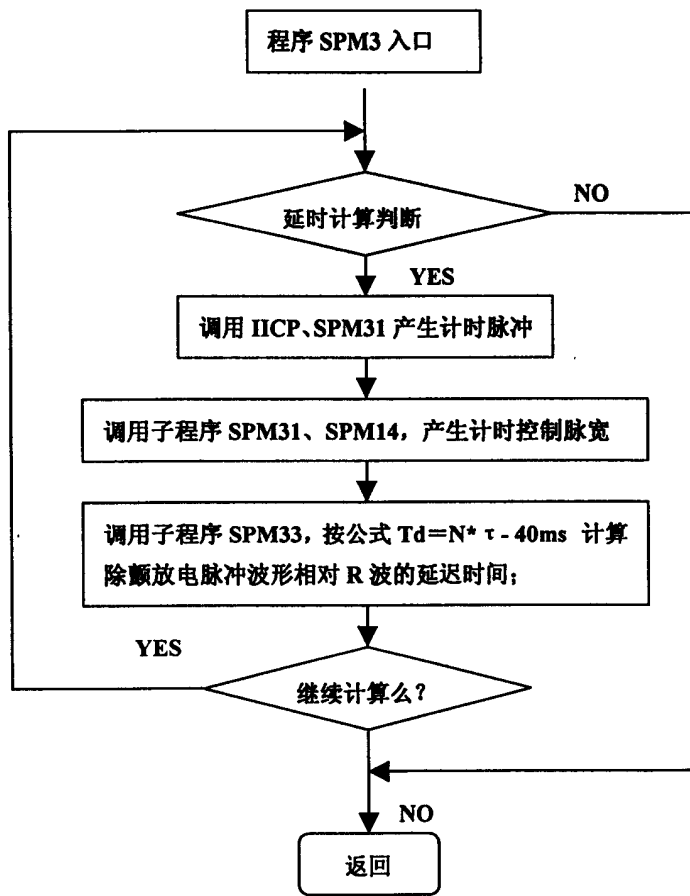


图 7

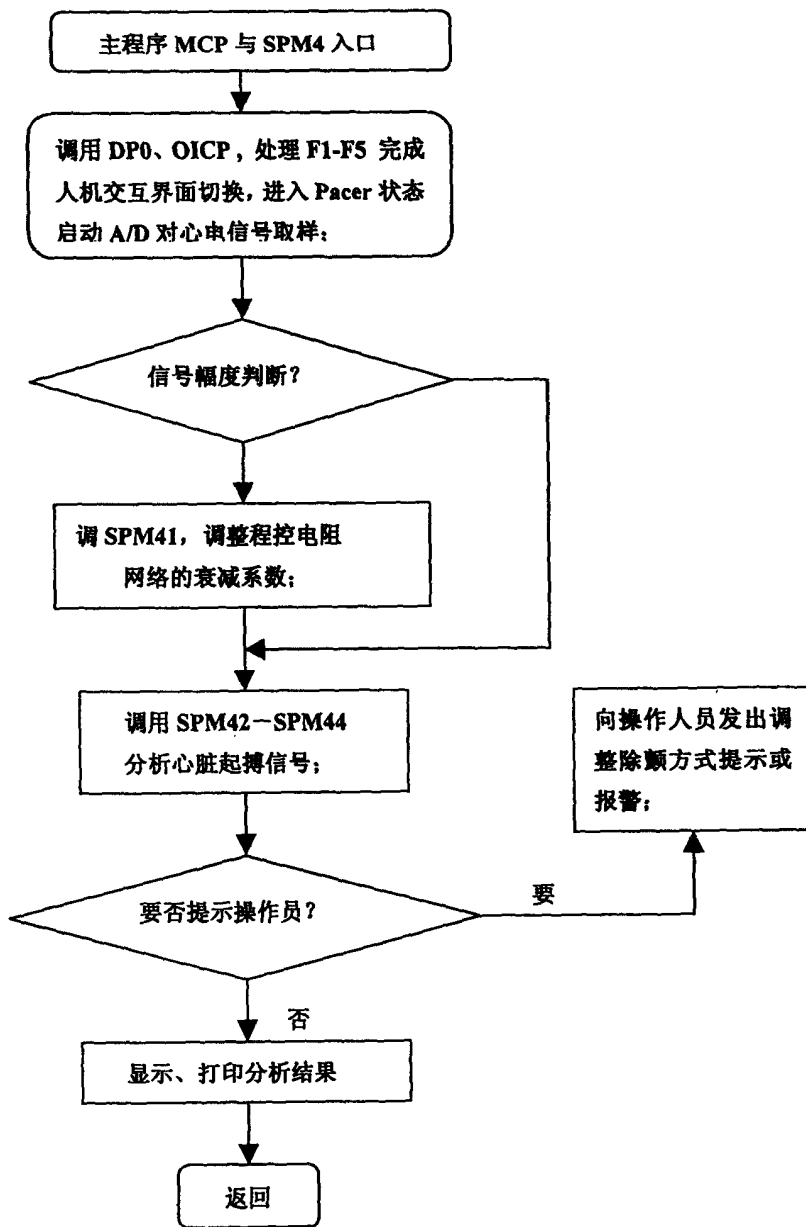


图 8

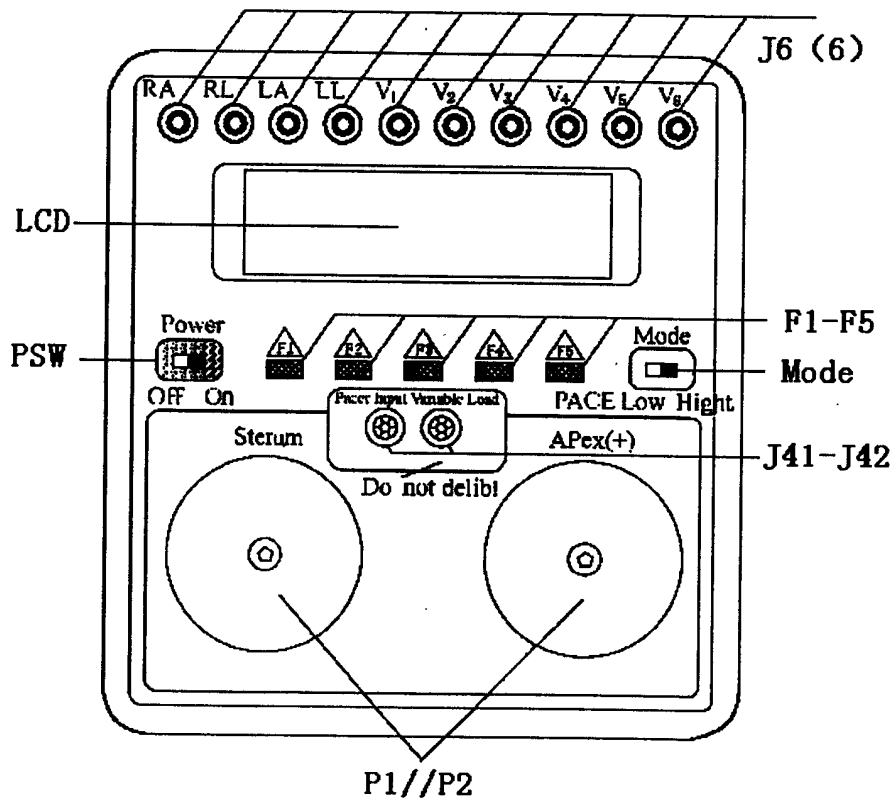


图 9