



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101648048 B

(45) 授权公告日 2012. 03. 07

(21) 申请号 200810041613. 4

US 5891089 A, 1999. 04. 06, 全文.

(22) 申请日 2008. 08. 12

CN 2753384 Y, 2006. 01. 25, 说明书第 1 页最后 1 段 - 第 2 页第 1 段、说明书附图.

(73) 专利权人 上海理工大学

US 5599301 A, 1997. 02. 04, 说明书第 4 栏第 65 行 - 第 9 栏第 63 行、图 1-3.

地址 200093 上海市军工路 516 号

US 5599301 A, 1997. 02. 04, 说明书第 4 栏第 65 行 - 第 9 栏第 63 行、图 1-3.

专利权人 复旦大学附属华山医院

CN 201239417 Y, 2009. 05. 20, 权利要求 1-10.

(72) 发明人 邹任玲 胡秀枋 徐秀林 吴毅

胡永善 张峰 吴军发 白玉龙

贾杰 沈莉

US 5004472, 1991. 04. 02, 全文.

(74) 专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限公司

公司 31225

审查员 石艳丽

代理人 杨元焱

(51) Int. Cl.

A61M 29/00 (2006. 01)

A61M 29/02 (2006. 01)

A61M 25/10 (2006. 01)

A61B 17/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2678606 Y, 2005. 02. 16, 全文.

US 3926705, 1975. 12. 16, 全文.

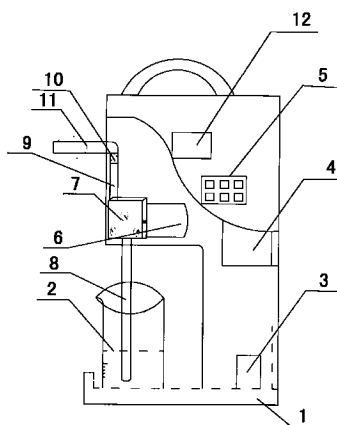
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪

(57) 摘要

一种智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪, 包括机体以及安装在机体上的生理盐水水箱、电源、主控电路、键控面板、步进电机、蠕动泵、进水管、出水管、流量传感变送器、球囊扩张导管和显示屏。球囊扩张导管包括一个前端封闭的中空软导管, 在导管的前部适当位置设有球囊扩张段, 在导管的尾部适当位置连接有通水支管, 在导管壁内设有水流通渠道将通水支管与球囊扩张段连接连通。本发明智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪操作简单, 安全可靠; 可以由医生简单操作, 自动定时、定量向球囊充水进行球囊扩张, 以达到治疗环咽肌失弛的目的。



1. 一种智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,包括机体,其特征在于:还包括安装在机体上的水箱、电源、主控电路、键控面板、步进电机、蠕动泵、进水管、出水管、流量传感变送器、球囊扩张导管和显示屏;其中,水箱和电源设置在机体的下部;主控电路设置在机体内;步进电机与蠕动泵传动相连设置在机体的中部,步进电机与主控电路电信相连由主控电路控制其动作;进水管连接在蠕动泵的进口与水箱之间;出水管连接在蠕动泵的出口与流量传感变送器之间;球囊扩张导管连接在流量传感变送器的另一端;流量传感变送器、键控面板与显示屏分别与主控电路电信相连;

所述的球囊扩张导管包括一个前端封闭的中空软导管,在中空软导管的前部适当位置设有球囊扩张段,在中空软导管的尾部适当位置连接有通水支管,在中空软导管壁内设有水流通道将通水支管与球囊扩张段连接连通;

所述的球囊扩张段包括一个中空软导管本体内层和一个由弹性耐压材料制成的扩张膜外层,所述的设置在中空软导管壁内的水流通道为两条,两条水流通道分别设置在中空软导管的两侧并分别在球囊扩张段设有至少一个径向孔通向扩张膜外层,以实现向中空软导管本体内层与扩张膜外层之间充水使球囊扩张。

2. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:所述的主控电路包括传感器电路、传感放大电路、采样保持电路、键控电路、CPU、报警电路、步进电机控制电路和显示电路;传感器电路的输入端连接流量传感变送器,输出端连接传感放大电路;传感放大电路的输出端连接采样保持电路;采样保持电路的输出端连接 CPU;键控电路的输入端连接键控面板,输出端连接 CPU;报警电路的输入端连接 CPU;步进电机控制电路的输入端连接 CPU,输出端连接步进电机;显示电路的输入端连接 CPU,输出端连接显示屏。

3. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:所述的主控电路和键控面板相应设有注水量和注水时间的控制程序和按键。

4. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:所述的主控电路和键控面板相应设有三种治疗控制模式,即重度控制模式、中度控制模式和轻度控制模式;重度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 2 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟;中度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 2.5 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟;轻度控制模式采用采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 3 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟。

5. 如权利要求 2 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:所述的显示电路采用 PHILIPS 公司的具有 I2C 总线的低功耗 LCD 驱动器 PCF8576。

6. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:所述的键控面板的主要按键操作采用同时按下两个键的组合键方式进行。

7. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:还包括压力超标报警处置机构,该机构可在由于异常情况造成水的流速过快而产生压力超标时及时报警并停止所有操作。

8. 如权利要求 1 所述的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,其特征在于:还包括电池电量检测机构,该机构可在电池电量较低、可能会影响到正常输液的情况下及时报警,提醒更换电池。

## 智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械,尤其涉及一种智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪。

### 背景技术

[0002] 环咽肌失弛缓症是环咽肌常见疾病,临床上患者感觉喉咙中有块状物,或食物粘着于食道内,呛咳,常有口、鼻返流等吞咽障碍表现。其严重后果在于因食物误吸入肺部,导致反复感染,营养不良。

[0003] 进行球囊扩张治疗环咽肌失弛缓症其治疗效果已经得到临床认证。在现有技术中,有利用导尿管球囊扩张治疗环咽肌失弛缓症的先例,但导尿管球囊装置在治疗时不能对环咽肌位置进行定位,同时也不能精确控制球囊扩张压力,没有防止水逆流操作等功能。

[0004] 对于需要通过球囊扩张治疗环咽肌失弛缓症的病人来说,迫切需要一种可以由医生简单操作、自动定时、定量向球囊充水进行球囊扩张的球囊扩张治疗仪,以达到治疗的目的。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的,就是为了解决上述问题,提供一种智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用了以下技术方案:一种智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,包括机体,还包括安装在机体上的水箱、电源、主控电路、键控面板、步进电机、蠕动泵、进水管、出水管、流量传感变送器、球囊扩张导管和显示屏;其中,水箱和电源设置在机体的下部;主控电路设置在机体内;步进电机与蠕动泵传动相连设置在机体的中部,步进电机与主控电路电信相连由主控电路控制其动作;进水管连接在蠕动泵的进口与水箱之间;出水管连接在蠕动泵的出口与流量传感变送器之间;球囊扩张导管连接在流量传感变送器的另一端;流量传感变送器、键控面板与显示屏分别与主控电路电信相连。

[0007] 所述的球囊扩张导管包括一个前端封闭的中空软导管,在导管的前部适当位置设有球囊扩张段,在导管的尾部适当位置连接有通水支管,在导管壁内设有水流通通道将通水支管与球囊扩张段连接连通。

[0008] 所述的球囊扩张段包括一个导管本体内层和一个由弹性耐压材料制成的扩张膜外层,所述的设置在导管壁内的水流通通道为两条,两条水流通通道分别设置在导管的两侧并分别在球囊扩张段设有至少一个径向孔通向扩张膜外层,以实现向导管本体内层与扩张膜外层之间充水使球囊扩张。

[0009] 所述的主控电路包括传感器电路、传感放大电路、采样保持电路、键控电路、CPU、报警电路、步进电机控制电路和显示电路;传感器电路的输入端连接流量传感变送器,输出端连接传感放大电路;传感放大电路的输出端连接采样保持电路;采样保持电路的输出端连接 CPU;键控电路的输入端连接键控面板,输出端连接 CPU;报警电路的输入端连接 CPU;步进电机控制电路的输入端连接 CPU,输出端连接步进电机;显示电路的输入端连接 CPU,

输出端连接显示屏。

[0010] 所述的主控电路和键控面板相应设有注水量和注水时间的控制程序和按键。

[0011] 所述的主控电路和键控面板相应设有三种治疗控制模式,即重度控制模式、中度控制模式和轻度控制模式;重度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 2 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟;中度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 2.5 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟;轻度控制模式采用采用固定球囊注水 5 秒钟,扩张球囊注水 5 秒钟,保持扩张 3 分钟,撤水 5 秒钟,休息 10 秒钟。

[0012] 所述的显示电路采用 PHILIPS 公司的具有 I2C 总线的低功耗 LCD 驱动器 PCF8576。

[0013] 所述的键控面板的主要按键操作采用同时按下两个键的组合键方式进行。

[0014] 还包括压力超标报警处置机构,该机构可在由于异常情况造成水的流速过快而产生压力超标时及时报警并停止所有操作。

[0015] 还包括电池电量检测机构,该机构可在电池电量较低、可能会影响到正常输液的情况下及时报警,提醒更换电池。

[0016] 本发明智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪由于采用了以上技术方案,使其具有以下优点和和特点:

[0017] (1)、可根据要求通过键盘设定注水量、注水时间,精确控制球囊扩张力。

[0018] (2)、随时可改变原设定参数,并可以在运行时随时暂停注水。

[0019] (3)、不同的使用者可以有自己的一套运行参数,并可通过密码进入自己的设定环境。

[0020] (4)、带有 LCD 显示,可实时察看所用注水量。

[0021] (5)、自动检测流速,在注水结束时,可自动停止注水并进行声光提示。

[0022] (6)、在第一次使用之前能够快速排空输液管中的空气。

[0023] (7)、共有三种治疗模式可供选择:重度,中度,轻度。

## 附图说明

[0024] 图 1 是本发明智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪的结构示意图;

[0025] 图 2 是本发明中的球囊扩张导管的结构示意图;

[0026] 图 3 是本发明中的主控电路的电路原理图。

## 具体实施方式

[0027] 参见图 1、配合参见图 2、图 3,本发明的智能型环咽肌失弛球囊扩张治疗仪,包括机体 1、安装在机体上的水箱 2、电源 3、主控电路 4、键控面板 5、步进电机 6、蠕动泵 7、进水管 8、出水管 9、流量传感变送器 10、球囊扩张导管 11 和显示屏 12。其中,水箱 2 和电源 3 设置在机体 1 的下部;主控电路 4 设置在机体 1 内;步进电机 6 与蠕动泵 7 传动相连设置在机体的中部,步进电机 6 与主控电路 4 电信相连由主控电路控制其动作;进水管 8 连接在蠕动泵的进口与水箱之间;出水管 9 连接在蠕动泵的出口与流量传感变送器 10 之间;球囊扩张导管 11 连接在流量传感变送器的另一端;流量传感变送器 10、键控面板 5 与显示屏 12 分别与主控电路 4 电信相连。其中键控面板的主要按键操作采用同时按下两个键的组合键方式进行。

[0028] 参见图 2, 本发明中的球囊扩张导管 11 包括一个前端封闭的中空软导管 111, 在导管的前部适当位置设有球囊扩张段 112, 在导管的尾部适当位置连接有通水支管 113, 在导管壁内设有水流通道 114 将通水支管 113 与球囊扩张段 112 连接连通。中空软导管 111 以橡胶材料制作本体, 本体外覆盖有硅胶涂层。球囊扩张段 112 包括一个导管本体内层 1121 和一个由弹性耐压材料(嵌段聚醚酰胺树脂)制成的扩张膜外层 1122, 该扩张膜外层 1122 的两端与导管本体固定相连。设置在导管壁内的水流通道 114 为两条, 两条水流通道分别设置在导管 111 的两侧并分别在球囊扩张段设有至少一个径向孔 1141 通向扩张膜外层, 以实现向导管本体内层与扩张膜外层之间充水使球囊扩张。扩张膜的长度为 12—13mm, 厚度为 4—5mm。

[0029] 参见图 3, 本发明中的主控电路 4 包括传感器电路 41、传感放大电路 42、采样保持电路 43、键控电路 44、CPU、报警电路 45、步进电机控制电路 46 和显示电路 47。传感器电路 41 的输入端连接流量传感变送器 10, 输出端连接传感放大电路 42; 传感放大电路 42 的输出端连接采样保持电路 43; 采样保持电路 43 的输出端连接 CPU; 键控电路 44 的输入端连接键控面板 5, 输出端连接 CPU; 报警电路 45 的输入端连接 CPU; 步进电机控制电路 46 的输入端连接 CPU, 输出端连接步进电机 6; 显示电路 47 的输入端连接 CPU, 输出端连接显示屏 12。显示电路 47 采用 PHILIPS 公司的具有 12C 总线的低功耗 LCD 驱动器 PCF8576。

[0030] 本发明中的主控电路和键控面板相应设有注水量和注水时间的控制程序和按键。

[0031] 本发明中的主控电路和键控面板相应设有三种治疗控制模式, 即重度控制模式、中度控制模式和轻度控制模式; 重度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟, 扩张球囊注水 5 秒钟, 保持扩张 2 分钟, 撤水 5 秒钟, 休息 10 秒钟; 中度控制模式采用固定球囊注水 5 秒钟, 扩张球囊注水 5 秒钟, 保持扩张 2.5 分钟, 撤水 5 秒钟, 休息 10 秒钟; 轻度控制模式采用采用固定球囊注水 5 秒钟, 扩张球囊注水 5 秒钟, 保持扩张 3 分钟, 撤水 5 秒钟, 休息 10 秒钟。

[0032] 本发明的工作过程原理如下: 首先开启电源, 用户通过键控面板设定球囊扩张容量, 以及注水时间, 主控电路根据设定启动步进电机正向转动, 自动调节转速, 带动蠕动泵, 蠕动泵的数个辊子沿着一个弹性管子交替挤压, 释放管道, 管子内受到挤压的流体产生流量输出、压力消失后管子依靠自身弹性恢复原状时, 容积增大, 产生真空, 吸入流体。如此连续反复动作注水, 直到设定的体积流量与流量传感器检测送来的值一致时, 步进电机在主控电路的控制下停止正转, 注水停止, 水扩张球囊, 产生一定的恒定压力治疗环咽肌弛症状。当治疗时间到, 主控电路根据设定的治疗时间中断信号, 控制步进电机再反向转动, 排水开始, 排水的速度与注水过程相同, 取决于主控电路根据设定值而发出的步进电机的转速指令。

[0033] 流量传感变送器与主控电路相连, 流量压差信号经过放大, 模数转换, 送到 CPU 分析处理, 控制步进电机的转速, 同时与设定的报警值比较, 若体积流量偏大, 发出声控报警。

[0034] 显示屏实时显示球囊扩张容量、扩张时间以使用户观察。

[0035] 键控面板出于对医疗仪器安全可靠的考虑, 为防止按键的误动带来的不安全因素, 一些主要的按键操作都是用组合键的形式完成的, 即只有特定的两个键被同时按下时才能生效。这样, 完成所有的操作一共只需要四个键。

[0036] 为了提高整机的安全性能, 该装置还配有压力超标报警处置机构(未图示), 该机构可在由于异常情况造成水的流速过快而产生压力超标时及时报警并停止所有操作。

[0037] 整个电路由四节电池供电,除了可以用电池供电外,还可以通过直流输入端由小型变压器供电,以满足在室内及走动等不同场合的需要。建议采用 L31A 作为 MSP430F1121 的稳压芯片。为保证注水正常,本发明还配有一个电池电量检测机构(未图示),该机构可在电池电量较低、可能会影响到正常输液的情况下及时报警,提醒更换电池。

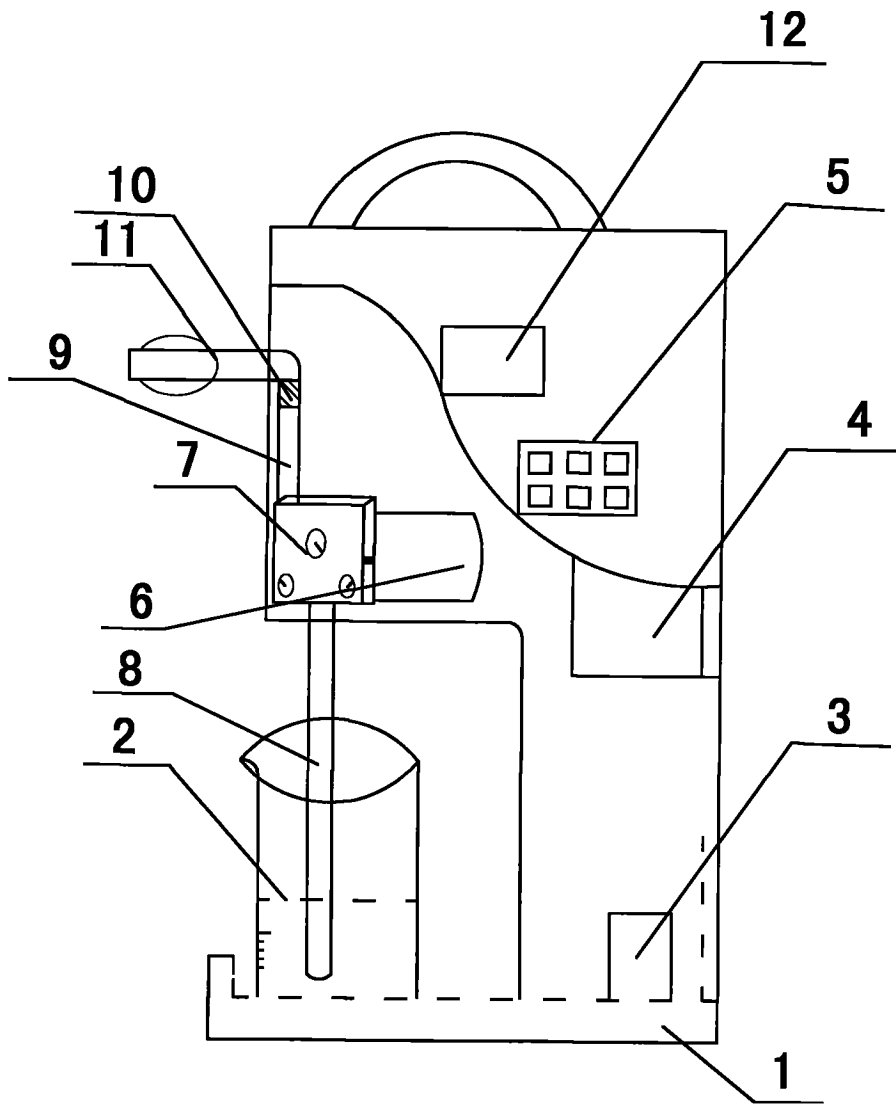


图 1

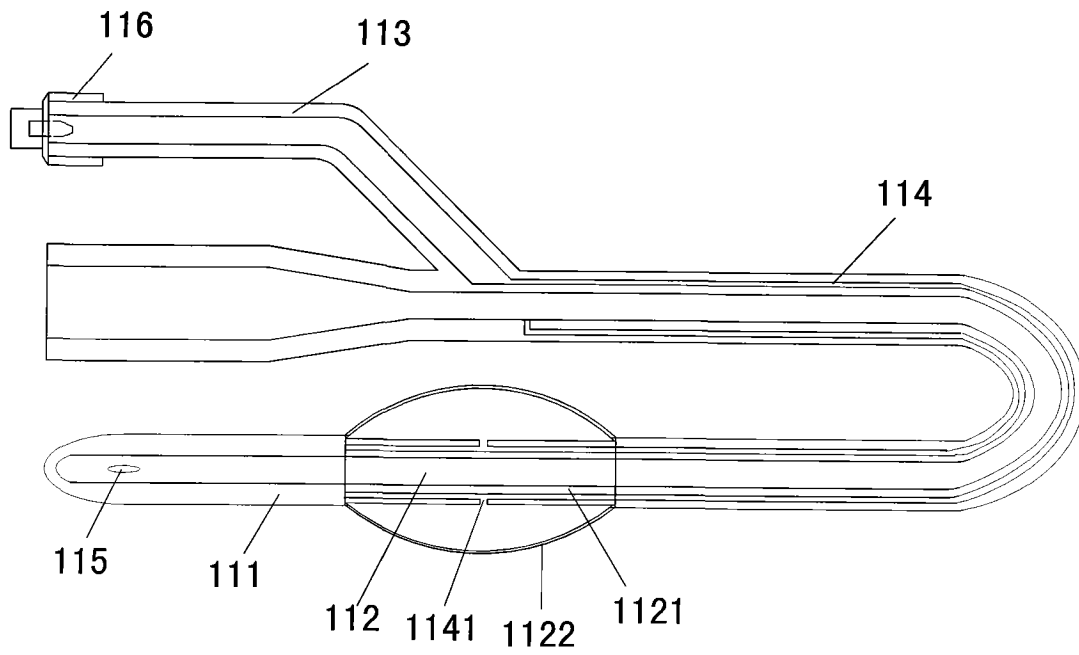


图 2

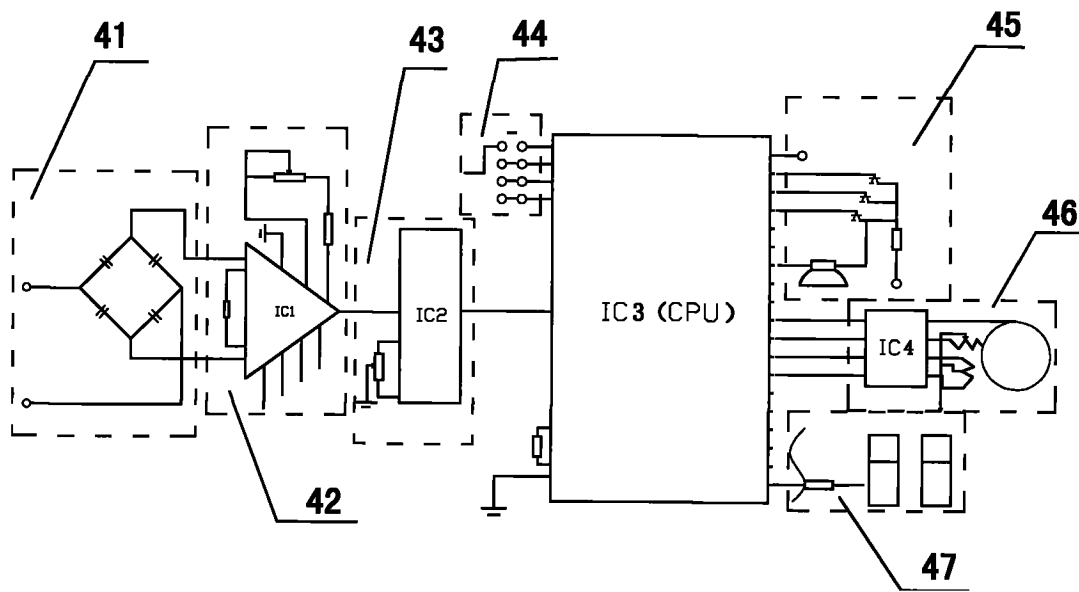


图 3