

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710009053.X

[43] 公开日 2007 年 11 月 28 日

[11] 公开号 CN 101077304A

[22] 申请日 2007.6.5

[21] 申请号 200710009053.X

[71] 申请人 中国人民解放军南京军区福州总医院
地址 350025 福建省福州市二环西路

[72] 发明人 施玲辉 王玉新 李慧忠 林叶青
朱建平

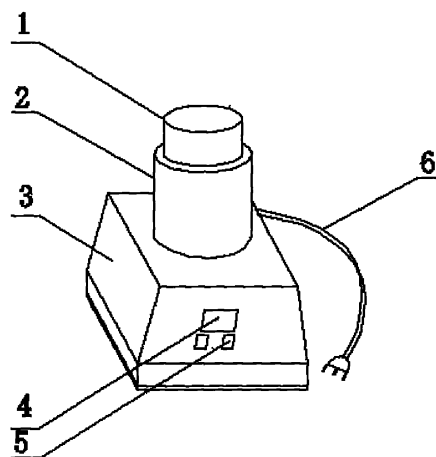
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 6 页

[54] 发明名称

一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法

[57] 摘要

本发明公开了一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法。本加热装置采用双筒式结构，内筒为加热传导材料，外筒为保温材料，耦合剂置于内筒中，利用内筒和耦合剂的热传导进行加热，电加热元件置于内筒的四周。感应调温装置置于内筒中部，这样使得加热控温均匀，不会产生局部过热现象。本发明与已有的实用新型不同之处：可以通过功能开关来设置不同的恒温温度，通过调节不同的占空比来达到恒温加热的目的，电加热元件放置于内筒内壁中。



1、一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法, 其特征在于: 本加热装置采用双筒式结构, 内筒(1)为加热传导材料, 外筒(2)为保温材料, 耦合剂置于内筒(1)中, 利用内筒(1)和耦合剂的热传导进行加热, 电加热元件(7)置于内筒的四周。

2、根据权利要求1所述的一种超声耦合剂恒温加热装置, 其特征在于: 电加热元件(7)放置于内筒(1)内壁中。

3、根据权利要求1所述的一种超声耦合剂恒温加热装置, 其特征在于: 电加热元件(7)为四根, 温度采集直接应用带有A/D转换的温度传感器DS18B20。

4、根据权利要求1至3所述的一种超声耦合剂恒温加热装置, 其特征在于: 内筒(1)为铝合金材料。

5、根据权利要求1所述的一种超声耦合剂恒温加热装置的测试方法, 其特征在于: 其步骤为:

步骤一、通过实时测试PWM占空比与超声耦合剂实际温度的关系, 通过统计、对比、计算得到最佳的加热参数曲线, 即在要求的时间内达到系统所设定的温度;

步骤二、进行微调PWM占空比, 使超声耦合剂长时间保持在系统所设定的温度, 偏差正负1度, 在得到最佳的加热和恒温曲线之后, 系统便可依上述曲线稳定工作。

一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法

技术领域:

本发明是超声耦合剂恒温加热装置, 以及耦合剂的测试方法。

背景技术:

随着人们健康保健意识的提高, B 超检查已是现代医疗诊断和常规检诊中必不可少的方法, 超声耦合剂也就成了必需的医用材料, 超声耦合剂用于在发射头和被测物体之间起耦合作用, 使声波顺利进入体内, 以获得可靠的图像。其基本要求是能有效地传输声波, 其声阻抗与人体组织的声阻抗接近, 声波衰减小, 能得到清晰的地图像, 而且对超声探头无损伤, 易涂展, 对人体无毒, 对皮肤无刺激, 易擦洗。大部分医院耦合剂都是置于室温下保存的, 在检查时, 涂布于患者的体表, 耦合剂的温度低于体温, 使人感觉到不适, 现在人们对医疗服务质量的要求越来越高, 要求医院更多的为患者考虑, 这就需要将耦合剂适当加热。

超声检查时, 需在检查部位涂上耦合剂。医用超声耦合剂一般存放于室温下, 一年中大部分室温低于人体正常体温。寒冷季节, 低温耦合剂的刺激常使被检查者感到极度不适, 如果大面积涂抹于重病人或者孕妇体表, 更会导致被检查者受凉、感冒等症状的发生; 加之低温状态下耦合剂粘滞性大, 探头不易推动、涂抹不均、不能很好地消

除探头和皮肤间的声阻抗差,从而影响图像的清晰度和诊断质量;检查完毕后皮肤也不易擦拭干净。多年来,医院和超声设备生产厂家都未能很好的解决这一问题,也使医院强调的“以人为本”、人性化的服务理念体现不完善。超声检查是现代医疗诊断中不可缺少的检查方法之一,超声检查时需在检查部位涂上耦合剂。一年中许多时期耦合剂的温度低于体温,冷刺激常使被检查者感到极度不适。目前一些医院通常采用水浴加热的方法来提高耦合剂的温度,虽然达到了加热目的,但是这种方法加热速度慢、水易冷却,常易淋湿操作机器及检查室,给医疗工作人员带来很多的不便。

经检索:国内从 1993 年至今,陆续有 8 项有关加温耦合剂的发明申请了专利(申请号分别为:03239370 02212262 01254888 01269311 99246781 98230489 93228632 93206868)。以上专利分别存在如下缺点:(1)加热耦合剂的数量少,一次只能加热 1—2 瓶耦合剂,不适宜大中型医院使用;(2)热源在瓶装耦合剂的底部加温,耗时长,耦合剂底部热、表面凉,加热不均匀;(3)感应调温装置置于距耦合剂瓶底 2cm 处,感应温度仅来源于瓶底,而无法感应瓶子中上部的温度,控温不完全;(4)所有专利均未做温度对耦合剂化学特性影响的测试及加热后的耦合剂是否影响超声图象质量的测试,科学性不够;(5)现有加热装置价格偏高。目前国外尚无类似加热装置的报道。

发明内容:

本发明的目的研制一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法,本加热装置采用双筒式结构,内筒为加热传导材料,外筒为保温材料,

耦合剂置于内筒中，利用内筒和耦合剂的热传导进行加热，电加热元件置于内筒的四周。一种超声耦合剂恒温加热装置的测试方法，其步骤为：步骤一、通过实时测试 PWM 占空比与超声耦合剂实际温度的关系，通过统计、对比、计算得到最佳的加热参数曲线，即在要求的时间内达到系统所设定的温度；步骤二、进行微调 PWM 占空比，使超声耦合剂长时间保持在系统所设定的温度，偏差正负 1 度，在得到最佳的加热和恒温曲线之后，系统便可依上述曲线稳定工作。

为解决上述问题，医生通常用温水加热和保温耦合剂，这种方法比较麻烦，加热速度慢，水温不易控制、易冷却，常易淋湿操作机器及检查室。本加热装置采用双筒式结构，内筒为加热传导材料，外筒为保温材料，耦合剂置于内筒中，利用内筒和耦合剂的热传导进行加热，加热源置于内筒的四周，感应调温装置置于内筒中部，这样使得加热控温均匀，不会产生局部过热现象。

参照《中华人民共和国药典》（95 版）中规定的耦合剂的稳定性，耦合剂的加热温度不宜过高，临床加热中应有一定的范围，温度太低，病人会感到不适，而且耦合剂粘滞性大，探头不易推动、涂抹不均、不能很好地消除探头和皮肤间的声阻抗差，从而影响图像的清晰度和诊断质量，检查完毕后皮肤也不易擦拭干净。温度如果加热到 55℃ 以上，目前国内部分耦合剂的特性就会有明显的变化，出现的现象有，气泡增多，耦合剂会流淌，稠度变稀，耦合效果差，从而影响超声图像质量。

临床结果表明，经过加热后的耦合剂不论外观特性，还是超声成

像的效果都是很好的，由于加热的温度在人体适宜温度范围内，受到来院检查的广大患者的一致好评。这项研究表明该加热装置适合临床超声检查，更好的为患者着想，符合了“以人为本”的人性化服务理念。采用这种新型耦合剂加热恒温装置，加热后的耦合剂在图像分辨力、成像的质量，患者的反应等方面均能很好的满足使用要求。

硬件电路功能要求：①系统的器件选择上，优先选择工作温度高，抗干扰性强；②能够采集管壁的实时精确温度，并能够很好地控制温度，防止温度过高，产生不良效果；③通过微处理器控制功率器件的通断时间来调节加热器件的功率，使系统达到我们所要求恒温的范围；④要有友好的人机界面。显示器件数据实时，外观大方并要有好的显示效果。能够通过按钮来设定所要恒温的温度值。

方案选择：

方案一：温度采集用 AD590，利用 AD590 以及接口电路把温度转换成模拟电压，经由 ADC0804 转化成数字信号，然后经微处理器 89S52 处理。ADC0804 所得的值比设定的温度参考值低，则令加热器加热，否则关闭，使温度能保持在所设定的参考值。

方案二：温度采集直接应用带有 A/D 转换的温度传感器 DS18B20，经 PIC16F877 微处理器处理，控制加热器，加热的原理采用脉冲加热方法，并将采集到的温度实时反馈到微处理器，再由微处理器选择采取不同的占空比加热。

方案对比：①方案一的温度采集需要用到 A/D 和运放，这样不但增加了成本，而且增加了电路板设计的面积。②方案一这样的加热温

度不好控制，它没有形成一个反馈回路，这样加热很容易过冲，这样我们就难以把握温度了。相比之下，方案二的温度控制这块就很好，它有一个温度反馈系统。③微处理器的选择方面，方案二也比常规的方案一好。由于这个电路是加热电路，而且是长时间使用，这样我们应该更重要的是考虑到稳定性问题，虽然方案一的微处理器成本比方案二的成本要低，但是从整机的试验效果来看，我们更趋向于选择PIC的微处理器，PIC微处理器由于良好的抗干扰性，使得它在工业上应用相当的广泛。

本发明是这样实现的：本研究拟研制一种可快速匀速加热、可恒温、可调温、可按需要加热不同瓶数、适合大小不同医院、结构相对简单、性价比高、方便实用、易于推广、能适合常规超声检查的新型系列加热装置，并对加热后的耦合剂是否变性、是否影响超声图像质量等问题做系统研究。

本发明的加热装置采用双筒式结构，内筒为加热传导材料，外筒为保温材料，耦合剂置于内筒中，利用内筒和耦合剂的热传导进行加热，电加热元件置于内筒的四周。基于上面的比较，我们决定采用第二个方案。一种可快速加热、可恒温、可调温、无水、结构相对简单、能适应超声检查的新型加热装置，并对加热后的耦合剂是否变性、是否影响超声图像质量等问题做了系统研究。

附图说明：

图1为本发明的结构示意图；

图2为本发明的局部剖面图；

图 3 为本发明的主视图；

图 4 为本发明的俯视图；

图 5 为本发明的左视图；

图 6 为本发明的系统总体方案框图；

图 7 为本发明的系统总体电路图；

图 8 为电源模块电路图；

图 9 为微型控制器 MCU 模块；

图 10 为温度采集 DS18B20 模块电路图；

图 11 为显示模块电路图；

图 12 为 MOC3041 内部结构及外部引脚图；

图 13 为可控硅模块电路图；

图 14 为按键功能模块；

图 15 为仿真调试接口；

1 为电源模块； 2 为 微型控制器 MCU 模块； 3 为温度采集 DS18B20 模块； 4 为显示模块； 5 为光耦，可控硅模块； 6 为加热单元； 7 为按键功能模块； 8 为仿真组件。

以下将结合实施例对本发明进行进一步的描述：

具体实施方式：

本加热装置采用双筒式结构，内筒 1 为加热传导材料，外筒 2 为保温材料，耦合剂置于内筒 1 中，利用内筒 1 和耦合剂的热传导进行加热，电加热元件 7 置于内筒的四周。电加热元件 7 放置于内筒 1 内壁中，电加热元件 7 为四根，温度采集直接应用带有 A/D 转换的温度

传感器 DS18B20。内筒 1 为铝合金材料。

实验方法：采用脉宽调制法（Pulse-Width Modulation, PWM）进行加热，温度由温度传感器 DS18B20 直接采集，经 PIC16F877 微处理器处理，控制预先已经被安装在恒温罐体内壁的四根加热元件，经过计算，通过控制 PWM 波的占空比，进而调节加热功率。

设定加热时间 15 分钟，温度恒定在 36℃-40℃，测定加热前后的耦合剂的密度、PH 值、粘度、微生物指标、外观，同时应用 GE730 超声诊断系统，分别取加热前和加热后的耦合剂涂于探头上，记录不同深度的轴向分辨率，侧向分辨率，纵向几何位置误差，横向几何位置误差，囊性病灶直径误差，所得结果用统计学 SPSS 软件卡方检验处理。

临床结果表明，经过加热后的耦合剂的物理特性如下：外观均匀细腻，无色透明，不含气泡，涂布性能好，图像清晰，未见对超声探头的发毛，起皮，开裂或其他腐蚀现象等损伤及皮肤过敏反应。加热前和加热后的耦合剂声学特性、PH 值、粘度等比较见下表 1。

表 1 使用加热前和加热后耦合剂理化性质对比

	密度(g/cm ³)	PH 值	粘度(Pa.s)
加热前*	1.011	6.51	16.0
加 热 后 **	1.012	6.50	15.7

注：*取室温温度 20℃,**加热后的测试温度，温度波动范围 38±2℃

加热前和加热后的耦合剂的不同深度的轴向分辨率，侧向分辨率，纵向几何位置误差，横向几何位置误差，囊性病灶直径误差见表

2, 由表 2 可见:

表 2 使用加热前和加热后耦合剂超声检定项目

项 目	加热前*					加热后**				
深 度(cm)	3	5	7	12	16	3	5	7	12	16
分辨力 轴 向 分 辨 率 (mm)	1	1	1	2	2	1	1	1	2	2
侧 向 分 辨 率 (mm)	1	1	1	2	2	1	1	1	2	2
纵向几何误差(%)	1%					2%				
横向几何误差(%)	3%					2%				
囊性病灶直径误差(%)	纵向 3%; 横向 3%					纵向 2%; 横向 3%				

注: *取室温温度 20° C, **加热后的测试温度, 温度波动范围 38
±2° C

1. 电源模块

电源采用平常交流 220V, 50HZ 的市电, 三相交流, 其中地线接外壳, 保护作用, 由于电路中有些芯片需要用到 5V 的直流电压, 于是采用将交流 220V 通过 9V 变压器变成交流 9V, 再经过整流硅桥整流成直流, 经三端集成稳压器 7805 稳压, 稳成直流 5V。为了得到好的纹波电压和负载瞬态响应, 我们在 7805 的输入和输出端都相应了接上了电容, 并在每个芯片的 VCC 附近接上 104 电容, 增强抗干扰。具体的如图**所示。

2. 微型控制器 MCU 模块

考虑到系统的稳定性, 微处理器可采用每个 Microchip 公司的 PIC16F877 微处理器。

3. 温度采集 DS18B20 模块;

DS18B20 是美国 DALLAS 公司的最新单线数字智能温度传感器, 它能现场采集温度数据, 并将温度直接转成数字量输出, 抗干扰能力

强，体积小、支持 3~5.5V 的电压范围，使系统设计更灵活、方便，可广泛用于工业、民用、军事等领域的温度测量及控制仪器、测控系统和大型设备中。DS18B20 的性能特点：①采用单总线专用技术，无须经过其它变换电路，器件所感知的温度直接从单个引脚上串行输出的 9 字节的二进制数；②测温范围为 -55°C ~ $+125^{\circ}\text{C}$ ，测量分辨率为 0.0625°C ；③内含 64 位经过激光修正的只读存储器 ROM；④适配各种微处理器或系统机；⑤用户可分别设定各路温度的上、下限；⑥内含寄生电源

4. 显示模块

显示器件的选择方面考虑到成本以及实际需要，我们采用的是 2 位的共阳 LED 数码管，采用两片的 74LS595 锁存器锁存。74LS595 具有串行移位输入、8 位并行带锁存输出，内部由数据移位触发器和三态输出锁存器组成，是硅结构的 CMOS 器件，输出电流大(35mA)，可以直接驱动数码管。其输出锁存功能，可以有效防止移位输出时 LED 八段码的闪烁，其移位及锁存信号频率高，最大值为 55MHz。因此本系统采用该芯片来实现由 PIC16F877 微处理器的 SPI 口串行输出的显示数据，并行输入到数码管。

5. 光耦，可控硅模块

这个系统中控制部分是弱电，加热部分是强电，所以采用光耦来进行光电隔离，使强电和弱电很好的隔开，通过微型控制器来控制光耦的开关，进而控制可控硅的开通和关断。光耦采用美国 Fairchild 公司的 MOC3041。由于我们加热采用的是交流电，于是

这里使用双向可控硅，采用荷兰 Philips 公司的 BT136，这样当加热的时候不会产生正负级带来的麻烦。MOC3041 是一种集成的带有光电耦合的双向可控硅驱动电路，它由输入和输出两部分组成，输入部分是一个砷化镓发光二极管，在 15mA 正向电流的作用下发出足够强度的红外光去触发输出部分。输出部分由一个硅光敏双向可控硅和过零触发器组成，在红外线的作用下，双向可控硅可双向导通，与过零触发器一起输出同步触发脉冲，去控制外部的双向可控硅开关 BT136，再由它来控制功率器的工作状态。200 欧/5W 水泥电阻和 0.01uF/AC 250 的电容组成一个吸收装置，因为加热丝是一种电感器件，当用交流电加热断电时，势必将产生一个反向电动势，这时就需要采用大的电阻来吸收反向电动势，这样就可以保持电路的安全性。模块电路图如图**所示。

6. 加热单元

加热部分采用四根的加热元件，它预先已经被安装在保温瓶里面。通过调节占空比来实现加热功率的控制。当采集到的温度与我们设定的恒温温度值相差较大时，加热功率就大些，随着时间的推移，我们调节占空比，使之加热功率不断地变小，当温度快要达到我们设置的温度值时，我们停止加热，利用加热器的余热，将温度稳定在设定值，之后由于加热单元的散热，温度下降，我们又给它小的加热功率，如此循环，智能保持温度在一个恒定的温度。

7. 按键功能模块

设计的两个按键用于所要恒温的温度值的调节，具体的功能是程

序按一定的时间间隔扫描按键，根据响应来修改恒温值。

8. 仿真组件

该模块用于 PIC16F877A 微处理器的编程，在线烧写调试用。微处理器根据采集来的温度数据，计算，控制 PWM 波的占空比，进而调节加热功率，并且能够根据按键设置的温度在一定的时间内达到恒温要求。于是软件部分可划分为这些模块：主程序 Main，首先初始化微处理器的寄存器，及其外围设备。初始化温度传感器，并采集实时温度。主程序是整个系统的核心框架，其主要工作是获取温度，判断其所处的温度曲线位置，并做出决策即通过 PWM 波的占空比改变加热功率，以达到恒温的目的。温度数据采集 GetTempData，此程序是系统的输入部分，即控制函数的输入部分。主要根据温度器件的通信协议读取温度。计算控制曲线 GetCurveData：该程序是程序的核心，是系统的控制中心，即决策程序。对采集的温度进行处理时，考虑到系统的实际应用，先将系统的控制温度压缩在一个范围之内，超出限定的安全范围即停止加热。在正常的条件下，对采集到的温度与经验温度曲线进行对比，即而做出决策，决定加热功率的大小。显示程序 Display：此程序的主要工作是扫描显示缓存区，并将其内部数据按照 74CH595 要求的通信协议，通过 PIC 的 SPI 口传输给 74CH595，并控制其显示开启与关闭。SPI 传输程序 SendData：将显示缓冲数据存放到发送缓冲寄存器，微处理器会自动开启发送，程序等待发送完成之后返回。

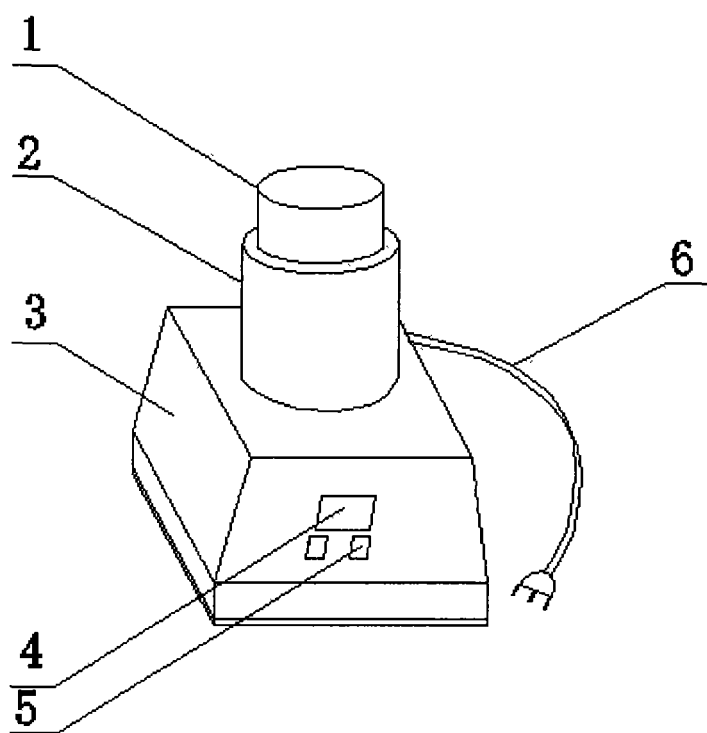


图 1

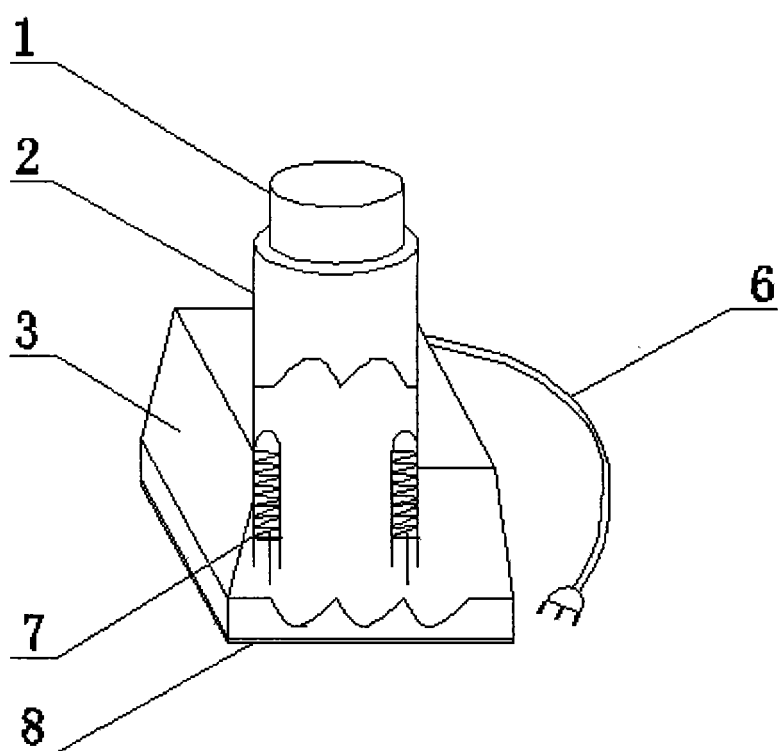


图 2

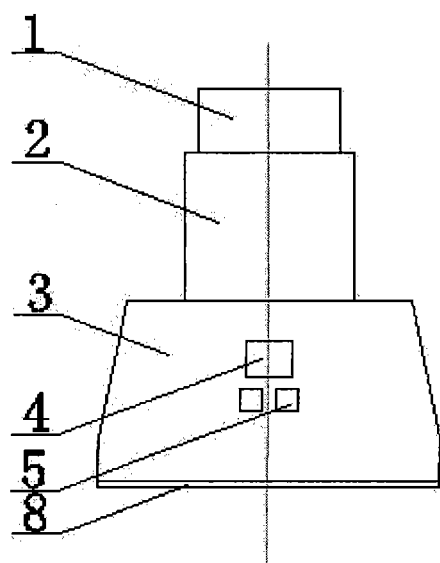


图 3

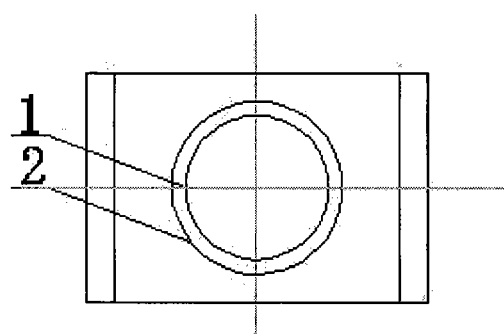


图 4

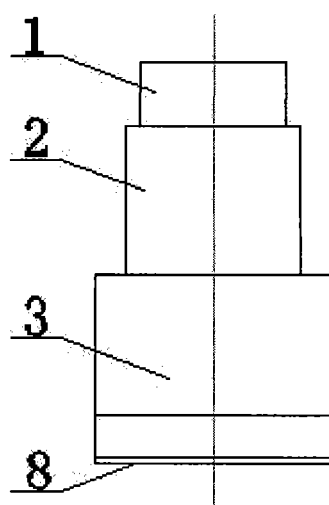


图 5

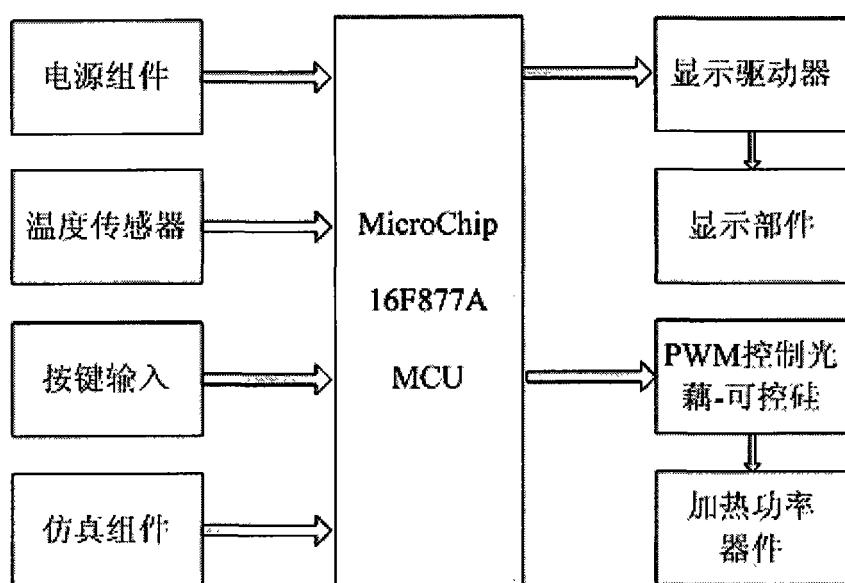


图 6

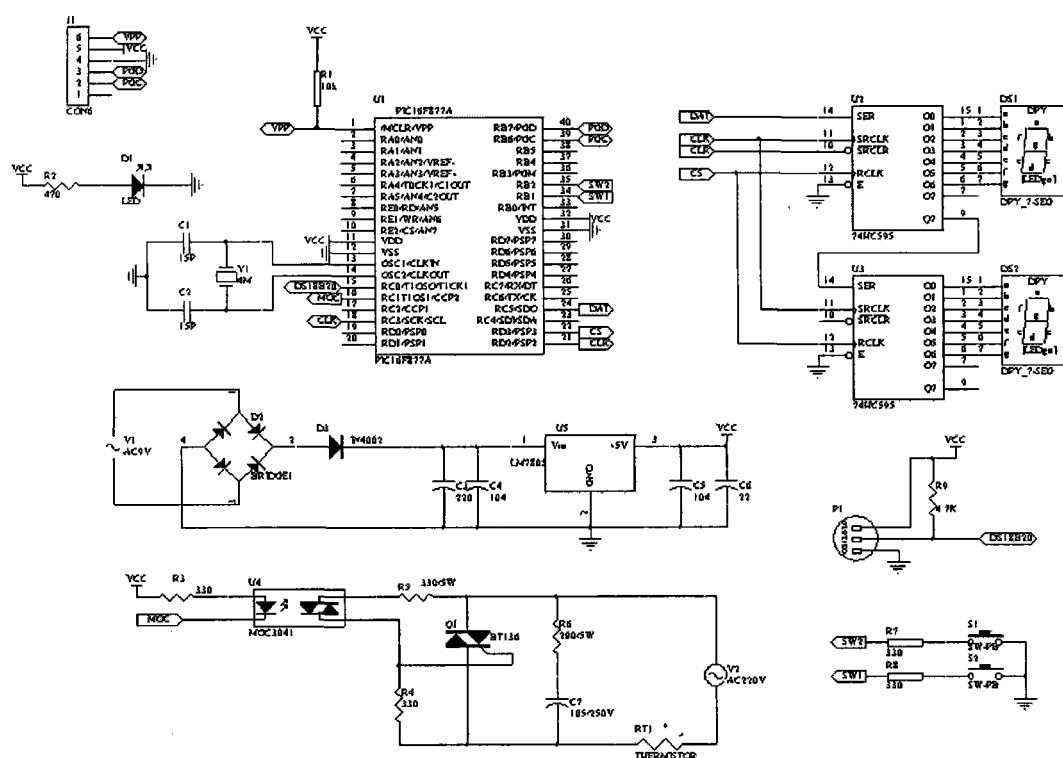


图 7

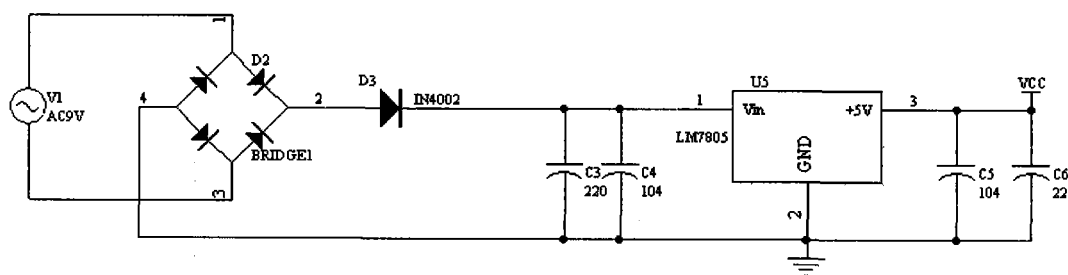


图 8

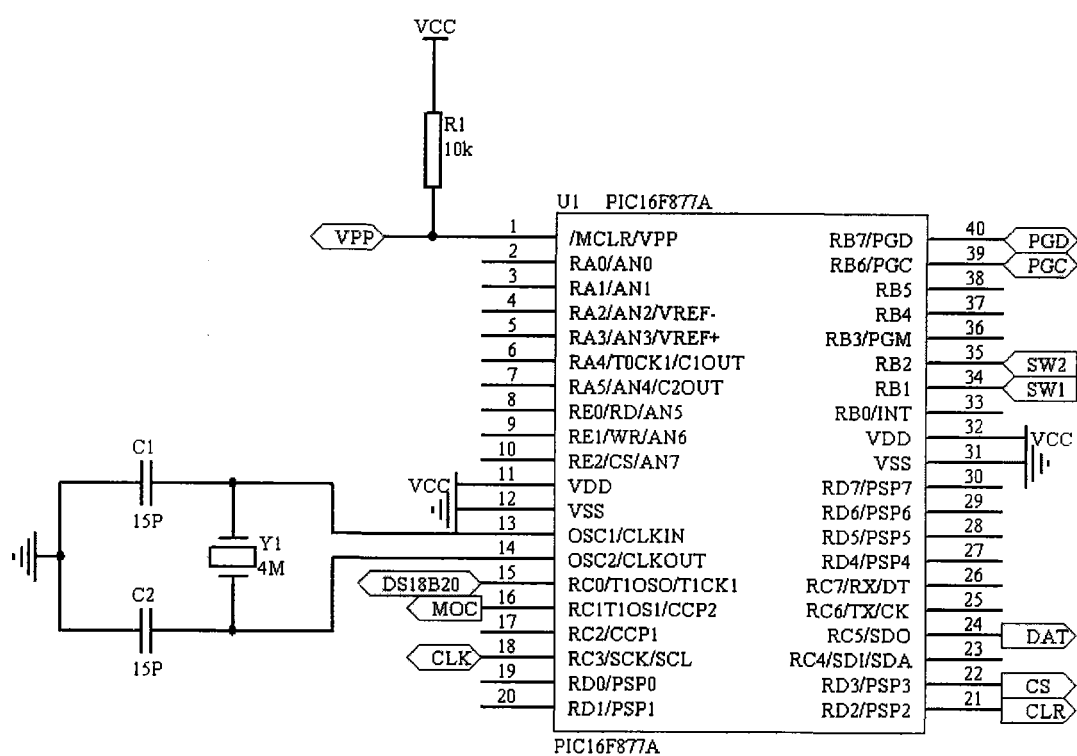


图 9

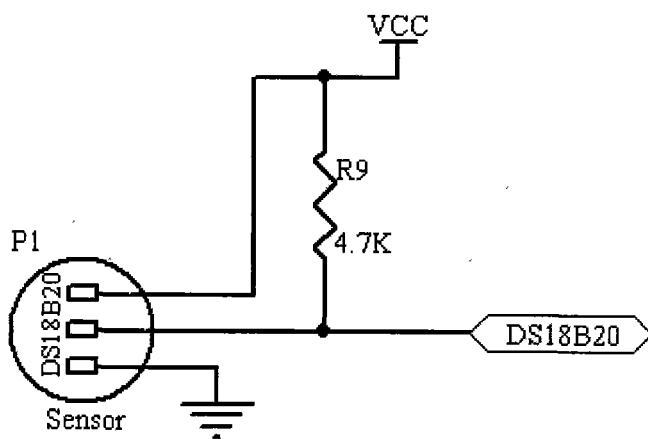


图 10

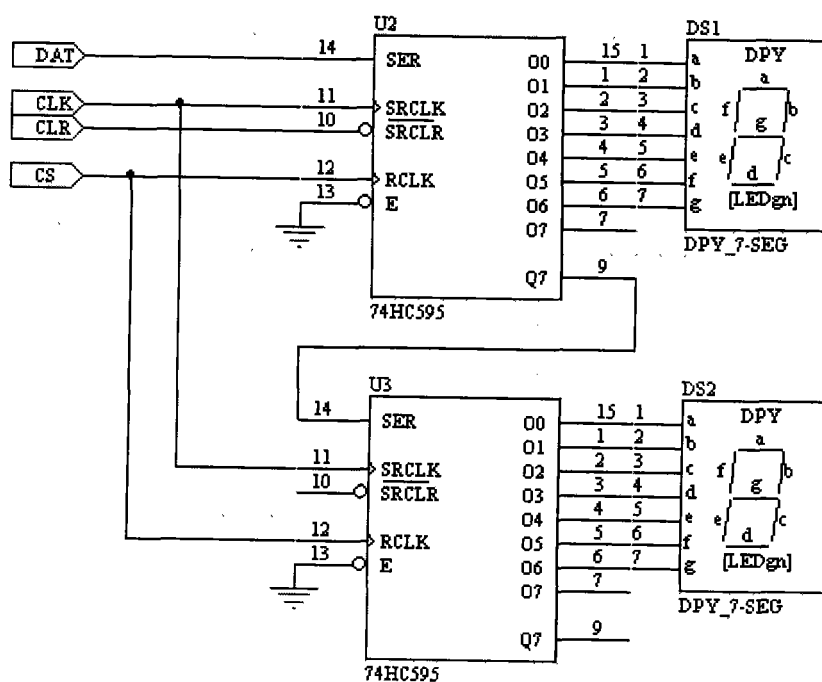


图 11

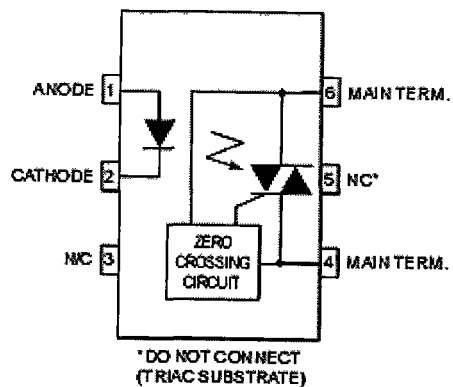


图 12

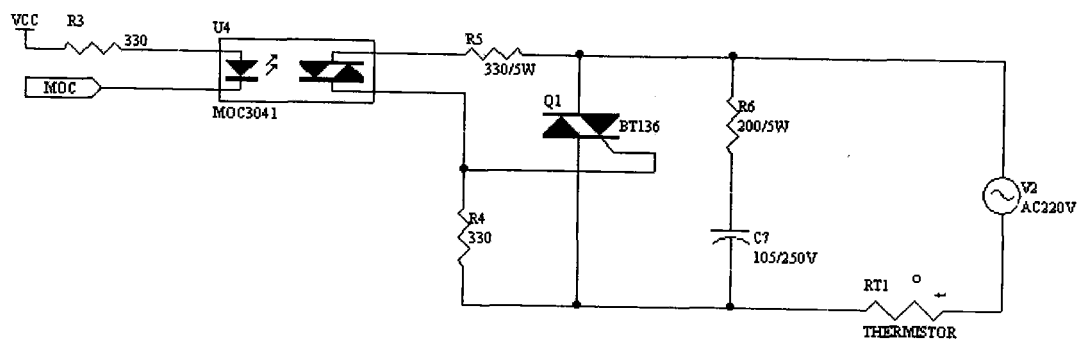


图 13

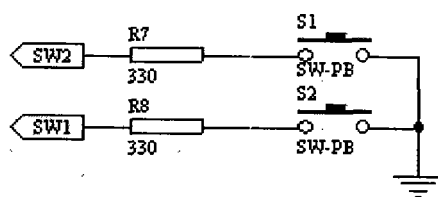


图 14

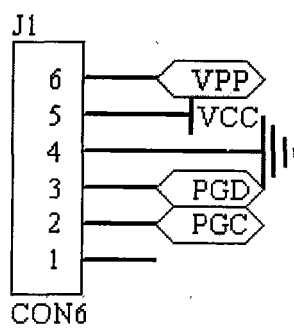


图 15

专利名称(译)	一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法		
公开(公告)号	CN101077304A	公开(公告)日	2007-11-28
申请号	CN200710009053.X	申请日	2007-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军南京军区福州总医院		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军南京军区福州总医院		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军南京军区福州总医院		
[标]发明人	施玲辉 王玉新 李慧忠 林叶青 朱建平		
发明人	施玲辉 王玉新 李慧忠 林叶青 朱建平		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声耦合剂恒温加热装置及其测试方法。本加热装置采用双筒式结构，内筒为加热传导材料，外筒为保温材料，耦合剂置于内筒中，利用内筒和耦合剂的热传导进行加热，电加热元件置于内筒的四周。感应调温装置置于内筒中部，这样使得加热控温均匀，不会产生局部过热现象。本发明与已有的实用新型不同之处：可以通过功能开关来设置不同的恒温温度，通过调节不同的占空比来达到恒温加热的目的，电加热元件放置于内筒内壁中。

