



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106063740 A

(43)申请公布日 2016. 11. 02

(21)申请号 201610236008.7

(22)申请日 2016.04.15

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘
路866号

(72)发明人 张武明 邓鸿超 王颖哲 熊先胤

(74)专利代理机构 杭州杭诚专利事务有限公
司 33109

代理人 王江成 卢金元

(51)Int.Cl.

A61F 7/12(2006.01)

A61F 7/00(2006.01)

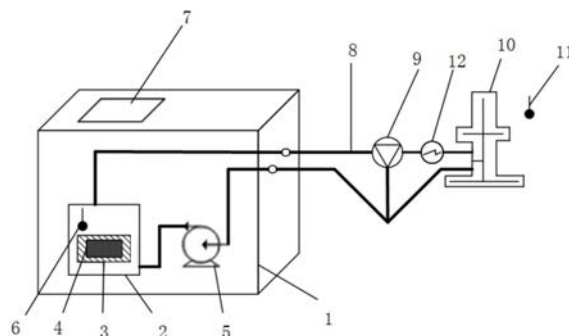
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种脑部控温装置及温度控制方法

(57)摘要

本发明公开了一种脑部控温装置及温度控制方法,其装置包括箱体、冰帽、制冷系统和控制系统,所述制冷系统包括冷却水箱、半导体制冷片、散热片、冷却水泵和流量计,所述控制系统包含单片机电路、控制面板以及若干个温度探头;冷却水箱的输出端通过导管连接冰帽的输入端,冷却水箱的输入端通过导管连接冰帽的输出端,冷却水泵和流量计都串联在导管上,半导体制冷片的冷端与冷却水箱紧贴,热端与散热片紧贴。通过调整半导体制冷片的制热功率来改变冷却水温度,进而控制患者脑部温度。本方案适用于医学颅脑降温领域。



1. 一种脑部控温装置,其特征在于,包括箱体、冰帽、制冷系统和控制系统,所述制冷系统包括冷却水箱、半导体制冷片、散热片、冷却水泵和流量计,所述控制系统包含单片机电路、控制面板以及若干个温度探头;冷却水箱的输出端通过导管连接冰帽的输入端,冷却水箱的输入端通过导管连接冰帽的输出端,冷却水泵和流量计都串联在导管上,半导体制冷片的冷端与冷却水箱紧贴,热端与散热片紧贴,一个温度探头固定在冷却水箱内部,另一个耳蜗式温度探头插入患者耳蜗代表患者脑温,半导体制冷片、温度探头、冷却水泵和控制面板都与单片机电路电连接;冷却水箱和冷却水泵安装在箱体内部,控制面板安装在箱体外表面。

2. 根据权利要求1所述的一种脑部控温装置,其特征在于,所述冷却水箱为铝制冷却水箱,半导体制冷片的冷端通过导热硅脂与冷却水箱紧密贴合,半导体制冷片的热端通过导热硅脂与散热片紧密贴合散热;冷却水从冷却水箱的下部输入,上部输出。

3. 根据权利要求1或2所述的一种脑部控温装置,其特征在于,所述冰帽由TPU材料制成,冰帽内侧面与患者头皮和颈部贴合,冰帽两侧通过尼龙搭扣固定,冷却水流经冰帽内部的流路实现降温,冰帽形状为土字形。

4. 根据权利要求1所述的一种脑部控温装置,其特征在于,还包括三通阀,所述三通阀的其中两路连接在冰帽冷却水的输入流路中,另一路与冰帽冷却水输出流路相通。

5. 根据权利要求1所述的一种脑部控温装置,其特征在于,单片机电路和控制面板安装在箱体的上部,冷却水箱、半导体制冷片和冷却水泵安装在箱体的下部,箱体中间设有隔离板。

6. 一种脑部控温装置温度控制方法,其特征在于:包括以下步骤,

S11、设定期望脑温或冷却水温,与采集到的实时脑温或冷却水温比较,得到实际误差E和误差变化率Ec作为模糊量输入;

S12、根据模糊规则表,求出比例调节系数Kp、积分调节系数Ki和微分调节系数Kd,而后采用重心法进行逆模糊化处理,得到模糊PID控制器的输出信号u;

S13、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调制冷片的制冷功率,实现对脑温或冷却水温的控制。

7. 根据权利要求6所述的一种脑部控温装置,其特征在于,控制系统对于冷却水泵进行超驰控制,当设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温误差小于5℃时,冷却水泵的功率的50%-80%与制冷片制冷功率的0-100%构成线性对应关系;当温度差大于6℃时,冷却水泵功率保持100%的状态,冷却水泵与流量计形成冗余流量控制。

8. 一种脑部控温装置温度控制方法,其特征在于,包括以下步骤:

S21、设定一组模糊神经网络控制器FNNC的初始值,包括模糊语言变量个数、各个模糊语言变量中心b、范围m以及神经网络的连接权值 ω ;

S22、设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温比对,得到误差E以及误差的变化率Ec,作为模糊神经网络控制器FNNC的输入;

S23、根据输入的E和Ec,模糊神经网络控制器FNNC输出相应的半导体制冷片控制信号u;

S24、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调制冷片的制冷功率,实现对脑温或冷却水温的控制;

S25、根据误差E调节模糊神经网络控制器FNNC各个参数,直至模糊神经网络控制器FNNC与对象特性匹配。

9.根据权利要求8所述的一种脑部控温装置,其特征在于,其特征在于,控制系统对于冷却水泵进行超驰控制,当设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温误差小于 5°C 时,冷却水泵的功率的50%-80%与制冷片制冷功率的0-100%构成线性对应关系;当温度差大于 6°C 时,冷却水泵功率保持100%的状态,冷却水泵与流量计形成冗余流量控制。

一种脑部控温装置及温度控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及患者温度控制领域,尤其是涉及一种用于患者头部降温的脑部控温装置及温度控制方法。

背景技术

[0002] 半导体制冷器是利用珀耳帖效应的一种制冷装置,因为其小型化、无噪声,并且不需要使用制冷剂以及使用寿命长的特点,在空间实验技术、医疗技术、航空航天以及生物工程技术等温度控制领域得到了广泛的应用。

[0003] 亚低温治疗是一种以物理方法将患者的体温降低到预期水平而达到治疗疾病目的的方法。临床深低温治疗的应用和研究由来已久,低温在心外科和神经外科手术中已得到广泛应用,并取得良好的脑保护作用,但体温低于 28°C 时,常诱发心律失常、凝血机制障碍等严重并发症。因此从80年代起,深低温已很少应用,80年代末,研究发现脑温下降 $2-3^{\circ}\text{C}$ (亚低温)对缺血性脑损伤也有保护作用,且无深低温所致的各种并发症,使低温治疗重新引起人们的兴趣。近几年,国外率先开始使用亚低温($30-35^{\circ}\text{C}$)治疗脑缺血、脑缺氧和脑出血病人,取得了令人瞩目的研究成果。

[0004] 现在,市场上已经出现了若干采用半导体制冷的亚低温治疗仪,但是其降温策略主要为通过冰毯进行全身降温,然后通过改变人体核心温度来降低脑温的目的,可能引发了多种并发症;另外也有通过冰帽进行选择性的颅脑降温,但是其所用冰帽存在体积和重量大,移动和穿戴困难,难以进行精确温度控制等明显缺点,仅适合在病房等固定场所使用。

发明内容

[0005] 本发明主要是解决现有技术所存在的温度控制精度不够高、容易引起并发症、冰帽体积较大、穿戴困难、难以进行精确温度控制等的技术问题,提供一种可以精确控制温度、针对颅脑直接降温、冰帽体积小、穿戴方便、不易引起并发症的颅脑亚低温治疗仪及温度控制方法。

[0006] 本发明针对上述技术问题主要是通过下述技术方案得以解决的:一种脑部控温装置,包括箱体、冰帽、制冷系统和控制系统,所述制冷系统包括冷却水箱、半导体制冷片、散热片、冷却水泵和流量计,所述控制系统包含单片机电路、控制面板以及若干个温度探头;冷却水箱的输出端通过导管连接冰帽的输入端,冷却水箱的输入端通过导管连接冰帽的输出端,冷却水泵和流量计都串联在导管上,半导体制冷片的冷端与冷却水箱紧贴,热端与散热片紧贴,一个温度探头固定在冷却水箱内部,另一个耳蜗式温度探头插入患者耳蜗代表患者脑温,半导体制冷片、温度探头、冷却水泵和控制面板都与单片机电路电连接;冷却水箱和冷却水泵安装在箱体内部,控制面板安装在箱体外表面。

[0007] 在冷却水泵的泵送下,冷却水箱内经半导体制冷片冷却下来的冷却水经冷却水泵至冰帽,而后返回冷却水箱的顺序不断循环,将制冷片的冷量不断传递到冰帽中;同时,半导体制冷片的热面通过散热片将热量散发到外界环境中,实现了制冷散热的平衡,从而保

证了半导体制冷片的正常工作。

[0008] 作为优选,所述冷却水箱为铝制冷却水箱,冷却水箱内部的温度探头用于测量冷却水的水温,半导体制冷片的冷端通过导热硅脂与冷却水箱紧密贴合,半导体制冷片的热端通过导热硅脂与散热片紧密贴合散热;冷却水从冷却水箱的下部输入,上部输出。

[0009] 作为优选,所述冰帽由TPU(Thermoplastic polyurethanes,热塑性聚氨酯弹性体橡胶)材料制成,冰帽内侧面与患者头皮和颈部贴合,冰帽两侧通过尼龙搭扣固定,冷却水流经冰帽内部的流路实现降温,冰帽形状为土字形。

[0010] 流量计测量流入冰帽的冷却水流量,当实际流量高于设定值时,限制冷却水流量,保持流量维持在设定值附近。

[0011] 作为优选,脑部控温装置还包括三通阀,所述三通阀的其中两路连接在冰帽冷却水的输入流路中,另一路与冰帽冷却水输出流路相通,可以通过调节三通阀来控制流入冰帽的冷却水流量从而调节冰帽的膨胀程度,三通阀向冰帽的通路开的越大则冷却水越多,冰帽膨胀程度也就越大,冰帽所包裹的空间越小,由此实现对患者头部的紧密贴合,并且不会使冰帽过紧影响患者安全。

[0012] 本方案的颅脑亚低温治疗仪的工作模式为:设定患者脑温或冷却水温,制冷片工作,并且可以选择该脑温或冷却水温设定值在未来的0-96小时内保持不变或缓慢上升/下降至某一温度,通过控制系统的相应控制输出使得最终脑温或冷却水温度达到设定温度。可以通过设定变化曲线,使最终脑温或冷却水温度依照变化曲线变化。

[0013] 本方案中,控制系统包括单片机电路和控制面板,单片机电路包括工业控制芯片,以及相应的ADC、PWM输出模块,单片机电路由输入的温度信号、设定温度根据温度控制方法得出相应的控制信号输出,单片机电路与控制面板和其他器件电连接。控制面板可以显示当前冷却水温以及患者脑温。

[0014] 作为优选,单片机电路和控制面板安装在箱体的上部,冷却水箱、半导体制冷片和冷却水泵安装在箱体的下部,箱体中间设有隔离板。

[0015] 一种脑部控温装置温度控制方法,基于模糊PID控制,包括以下步骤:

[0016] S11、设定期望脑温或冷却水温,与采集到的实时脑温或冷却水温比较,得到实际误差E和误差变化率Ec作为模糊量输入;

[0017] S12、根据模糊规则表,求出比例调节系数Kp、积分调节系数Ki和微分调节系数Kd,而后采用重心法进行逆模糊化处理,得到模糊PID控制器的输出信号u;

[0018] S13、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调节制冷片的制冷功率,实现对脑温或冷却水温的控制。

[0019] 一种脑部控温装置温度控制方法,基于模糊神经网络,包括以下步骤:

[0020] S21、设定一组模糊神经网络控制器FNNC的初始值,包括模糊语言变量个数、各个模糊语言变量中心b、范围m以及神经网络的连接权值 ω ;

[0021] S22、设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温比对,得到误差E以及误差的变化率Ec,作为模糊神经网络控制器FNNC的输入;

[0022] S23、根据输入的E和Ec,模糊神经网络控制器FNNC输出相应的半导体制冷片控制信号u;

[0023] S24、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调节制冷片的制冷功率,

实现对脑温或冷却水温的控制；

[0024] S25、根据误差E调节模糊神经网络控制器FNNC各个参数，直至模糊神经网络控制器FNNC与对象特性匹配。

[0025] 作为优选，控制系统对于冷却水泵进行超驰控制，当设定期望的脑温或冷却水温，与实际测得的脑温或冷却水温误差小于 5°C 时，冷却水泵的功率的50%–80%与制冷片制冷功率的0–100%构成线性对应关系；当温度差大于 6°C 时，冷却水泵功率保持100%的状态，冷却水泵与流量计形成冗余流量控制，增强系统的安全性。

[0026] 本方案采用模糊PID以及模糊神经网络控制方法，因为仪器的主要被控变量温度是一个纯时滞较大的参数，系统也呈现典型的不确定性和非线性特征。这类系统一般很难精确描述控制对象的传递函数或状态方程，而常规的PID控制又难以取得良好的控制效果。另外，单一的模糊控制虽不需要精确的数学模型，但是却极易在平衡点附近产生小振幅振荡，从而使整个控制系统不能拥有良好的动态品质。而模糊PID以及模糊神经网络则能够很好的克服以上问题，得到一个良好的控制效果。

[0027] 本发明带来的实质性效果是，可以精确快速稳定控制冰帽温度，降低冰帽体积，针对颅脑直接降温，不易引起并发症，能够适应不同的环境，制冷效率高，可靠性好，安全并且节省能源。

附图说明

[0028] 图1是本发明的一种结构示意图；

[0029] 图2是本发明的一种模糊控制流程图；

[0030] 图3是本发明的一种模糊神经网络结构图；

[0031] 图4是本发明的一种模糊神经网络控制系统方块图；

[0032] 图5是本发明的一种冰帽图；

[0033] 图中：1：箱体，2：冷却水箱，3：半导体制冷片，4：散热片，5：冷却水泵，6：冷却水温度探头，7：控制面板及单片机电路，8：导管，9：三通阀，10：冰帽，11：耳蜗温度探头，12流量计。

具体实施方式

[0034] 下面通过实施例，并结合附图，对本发明的技术方案作进一步具体的说明。

[0035] 实施例：本实施例的一种脑部控温装置，如图1所示，包括箱体1、制冷系统、控制系统、冰帽10和三通阀9，制冷系统包括半导体制冷片3、散热片4、冷却水箱2、冷却水泵5和流量计12，控制系统包括控制面板及单片机电路7和冷却水温度探头6、耳蜗温度探头11，冷却水箱的输出端通过导管8连接冰帽的输入端，冷却水箱的输入端通过导管连接冰帽的输出端，冷却水泵串联在导管上，半导体制冷片的冷端与冷却水箱紧贴，热端与散热片紧贴，半导体制冷片、温度探头、冷却水泵和控制面板都与单片机电路电连接。冷却水箱和冷却水泵安装在箱体内部，控制面板安装在箱体外表面。

[0036] 半导体制冷片的产冷面通过一层具有高导热性的导热硅脂与铝制冷却水箱紧密接触，在冷却水泵的泵送下，经制冷片冷却下来的冷却水经冷却水泵—外接冰帽而后返回的顺序不断循环，将制冷片的冷量不断传递到冰帽中，同时，半导体制冷片的热面通过散热

片将热量散发到外界环境中,实现了制冷散热的平衡,从而保证了半导体制冷片的正常工作,冷却水从冷却水箱的下部输入,上部输出。

[0037] 所述冰帽由TPU(Thermoplastic polyurethanes,热塑性聚氨酯弹性体橡胶)材料制成,冰帽内侧面与患者头皮和颈部贴合,冰帽两侧通过尼龙搭扣固定,冷却水流经冰帽内部的流路实现降温,冰帽形状为土字形,将冰帽包裹好患者的头部。

[0038] 所述的流量计测量流入冰帽的冷却水流量,当实际流量高于某一设定值时,限制冷却水流量,保持流量维持在设定值附近。

[0039] 所述的控制系统对于冷却水泵进行超驰控制,当设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温误差小于 5°C 时,冷却水泵功率由控制器一决定,其功率的50%-80%与制冷片制冷功率的0-100%构成线性对应关系;当温度差大于 6°C 时,冷却水泵功率由控制器二决定,其功率保持100%的状态,全功率快速降温,从而实现对冷却水泵产热以及患者制冷之间的平衡。冷却水泵与流量计形成冗余流量控制,增强系统的安全性。

[0040] 所述脑部控温装置还包括三通阀,所述三通阀的其中两路连接在冰帽冷却水的输入流路中,另一路与冰帽冷却水输出流路相通,可以通过调节三通阀来控制流入冰帽的冷却水流量从而调节冰帽的膨胀程度,三通阀向冰帽的通路开的越大则冷却水越多,冰帽膨胀程度也就越大,冰帽所包裹的空间越小,由此实现对患者头部的紧密贴合。

[0041] 所述脑部控温装置,设定患者脑温或冷却水温,制冷片工作,并且可以选择该脑温或冷却水温设定值在未来的0-96小时内保持不变或缓慢上升/下降至某一温度,通过控制系统的相应控制输出使得最终脑温或冷却水温达到设定温度。

[0042] 所述的脑部控温装置,控制系统以及相应的电路部分安装在装置的上部,制冷系统安装在装置的下部,两者相互隔离。

[0043] 本实施例的一种脑部控温装置温度控制方法,基于模糊PID控制,包括以下步骤:

[0044] S11、设定期望脑温或冷却水温,与采集到的实时脑温或冷却水温比较,得到实际误差E和误差变化率Ec作为模糊量输入;

[0045] S12、根据模糊规则表,求出比例调节系数Kp、积分调节系数Ki和微分调节系数Kd,而后采用重心法进行逆模糊化处理,得到模糊PID控制器的输出信号u;

[0046] S13、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调节制冷片的制冷功率,实现对脑温或冷却水温的控制。

[0047] 实际误差E和误差变化率Ec的计算公式如下:

[0048] $E(k) = T(k) - T_c(k)$

[0049] $E_c(k) = E(k) - E(k-1) \quad (1.1);$

[0050] 其中: $T(k)$ 为设定温度在k时刻的值, $T_c(k)$ 为在k时刻采集的实时温度。

[0051] 表1为模糊规则表,其中E和Ec对应的两列中,NB代表负大,NM代表负中等,NS代表负小,Z0代表零,PS代表正小,PM代表正中等,PB代表正大;输出信号U部分,PB代表正大,PM代表正中等,PS代表正小,Z0代表零,NS代表负小,NM代表负中等,NB代表负大。

[0052]

U E	EC							
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB		NB	NB	NM	NM	NM	NS	PS
NM		NB	NB	NM	NM	NS	ZO	PS
NS		NM	NM	NS	NS	ZO	PS	PM
ZO		NM	NS	NS	ZO	PS	PS	PM
PS		NS	NS	ZO	PS	PS	PM	PM
PM		NS	ZO	PS	PM	PM	PB	PB
PB		NS	PS	PM	PM	PM	PB	PB

[0053] 表1

[0054] 步骤S12中,E和EC的基本论域为 $[-6,+6]$,将其离散成13个等级即 $[-6,-5,-4,-3,-2,-1,0,+1,+2,+3,+4,+5,+6]$;将 $[-6,+6]$ 分为负大[NB]、负中[NM]、负小[NS]、零[ZO]、正小[PS]、正中[PM]和正大[PB]7个语言变量,然后由E和Ec隶属函数根据最大值法得出相应的模糊变量;

[0055] 如图2所示,选择设定脑温或冷却水温,与当前脑温或冷却水温的差值E以及差值的变化率Ec输入到模糊控制器中,根据设定好的模糊规则输出控制信号控制半导体制冷片来实现对冷却水温或患者脑温的控制。

[0056] 当设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温误差小于 5°C 时,冷却水泵的功率的50%–80%与制冷片制冷功率的0–100%构成线性对应关系;当温度差大于 6°C 时,冷却水泵功率保持100%的状态,冷却水泵与流量计形成冗余流量控制。

[0057] 实施例2:本实施例的一种脑部控温装置,结构与实施例1相同。

[0058] 本实施例的一种脑部控温装置温度控制方法,基于模糊神经网络控制,包括以下步骤:

[0059] S21、设定一组模糊神经网络控制器FNNC的初始值,包括模糊语言变量个数、各个模糊语言变量中心b、范围m以及神经网络的连接权值 ω ;

[0060] S22、设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温比对,得到误差E以及误差的变化率Ec,作为模糊神经网络控制器FNNC的输入;

[0061] S23、根据输入的E和Ec,模糊神经网络控制器FNNC输出相应的半导体制冷片控制信号u;

[0062] S24、根据控制信号u输出相应的pwm波,通过改变占空比调节日制冷片的制冷功率,实现对脑温或冷却水温的控制;

[0063] S25、根据误差E调节模糊神经网络控制器FNNC各个参数,直至模糊神经网络控制器FNNC与对象特性匹配。

[0064] 如图3所示,模糊神经网络由五层构成,具体为:第一层输入层,起到数据传递的作用,输入两个变量 x_1 (对应误差E)、 x_2 (对应误差变化率Ec);第二层语言变量层,由若干个节点构成,每个节点代表一个语言变量,用于计算各输入分量属于各语言变量值模糊集合的

隶属度函数 μ ,并且有 $\mu_i^j = e^{-\frac{(x_i-b_{ij})^2}{m_{ij}^2}}$ (此处 $i=2$, j 为设定的节点数5),其中 b 为模糊中心, m 为模糊范围;第三层模糊规则层,每一个节点代表一个模糊规则,用于计算每条规则的使用度 $\alpha_j = \mu_1^{i_1} \mu_2^{i_2} \dots \mu_n^{i_n}$;第四层归一化层,实现变量的归一化运算,将数据归一化到0-1之间,得到归一化值 $\bar{\alpha}$;第五层输出层,神经网络连接权系数 ω 实现清晰化运算,输出结果 y ,其中模糊语言变量的个数、各个模糊语言变量的中心 b ,范围 m ,以及神经网络的连接权值 ω 可以任意初始化。

[0065] 如图4所示为模糊神经网络控制系统方块图,其中FNNC是一个模糊神经网络控制器,根据设定值与输出值的误差 E 并得到误差的变化率 E_c ,输入到模糊神经网络控制器FNNC中,根据控制信号 u 输出相应的pwm波,通过改变占空比调制冷片的制冷功率,实现对脑温或水温的控制,其中设定值与输出值的误差还通过最速下降法反向传递调节模糊神经网络控制器中神经网络连接权值 ω 以及模糊部分参数中心值 b 、范围 m ,最终实现控制系统与被控对象的匹配,加强控制效果。

[0066] 当设定期望的脑温或冷却水温,与实际测得的脑温或冷却水温误差小于 5°C 时,冷却水泵的功率的50%-80%与制冷片制冷功率的0-100%构成线性对应关系;当温度差大于 6°C 时,冷却水泵功率保持100%的状态,冷却水泵与流量计形成冗余流量控制。

[0067] 本文中所描述的具体实施例仅仅是对本发明精神作举例说明。本发明所属技术领域的技术人员可以对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,但并不会偏离本发明的精神或者超越所附权利要求书所定义的范围。

[0068] 尽管本文较多地使用了半导体制冷片、冰帽、模糊控制等术语,但并不排除使用其它术语的可能性。使用这些术语仅仅是为了更方便地描述和解释本发明的本质;把它们解释成任何一种附加的限制都是与本发明精神相违背的。

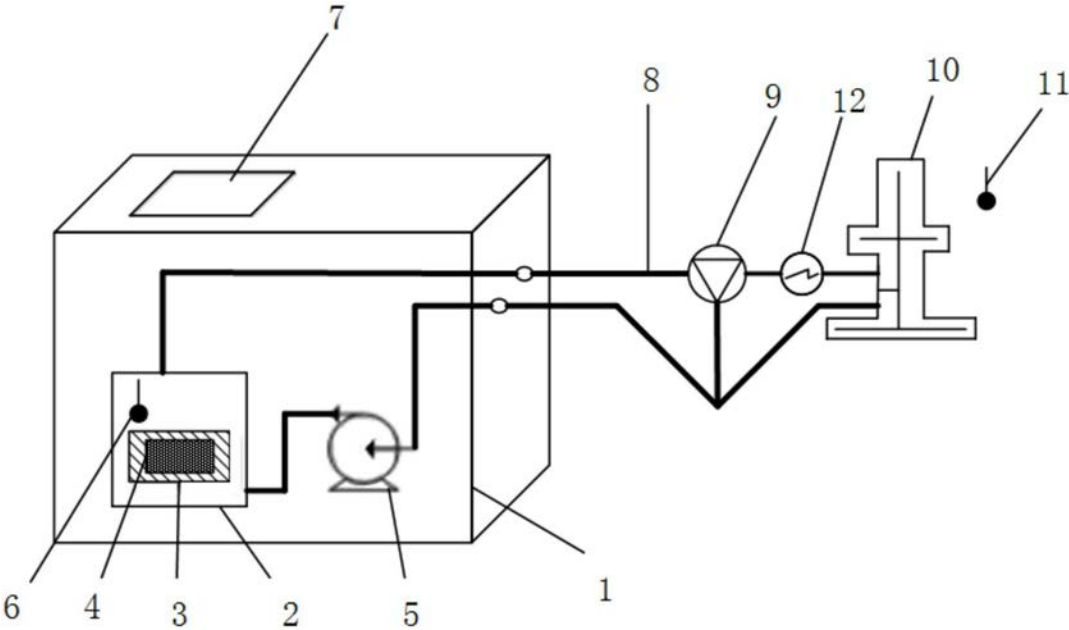


图1

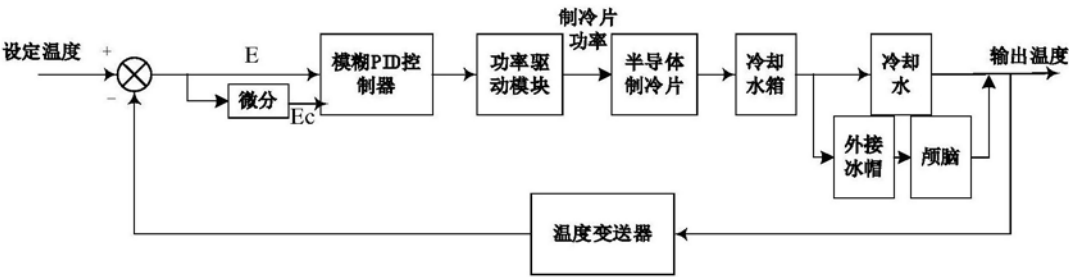


图2

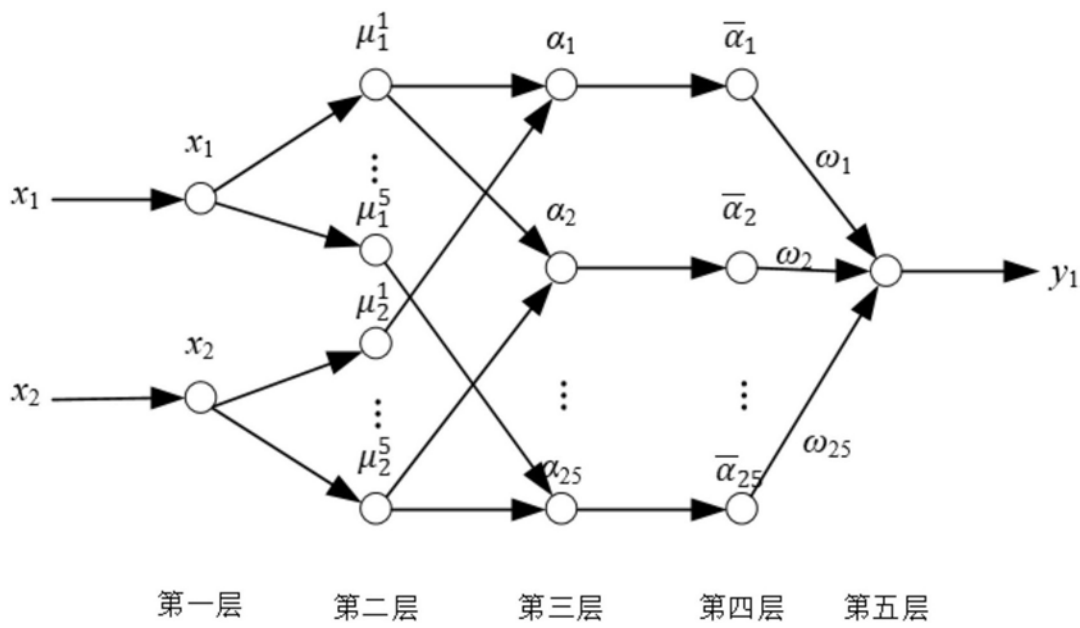


图3

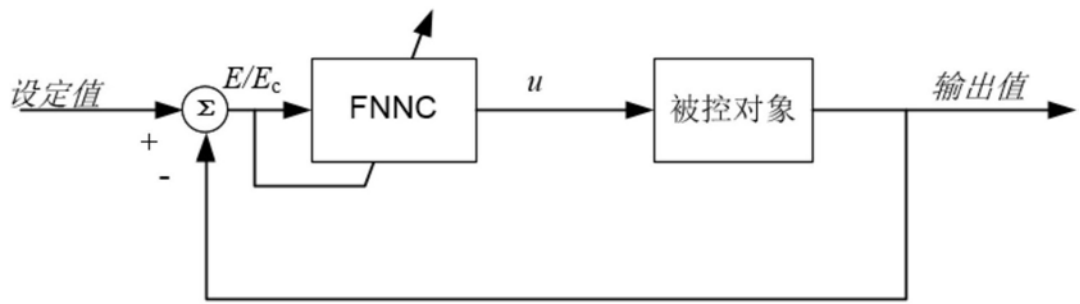


图4

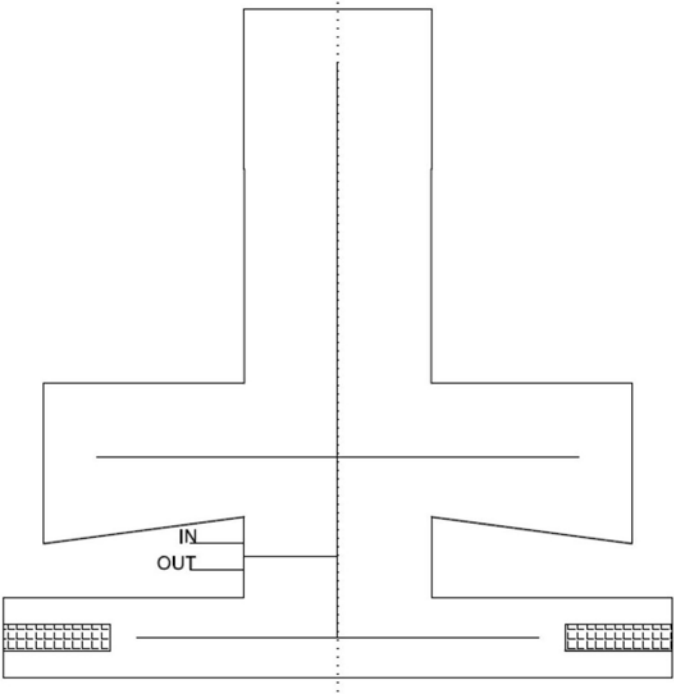


图5