

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2024.04.004

# 体外血液循环冠状动脉亚低温控制装置研制

钱志文<sup>1</sup>, 陈明惠<sup>1</sup>, 范骏<sup>2</sup>, 闫小响<sup>2</sup>

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093;

2. 上海交通大学医学院附属瑞金医院心脏内科, 上海 200025)

**【摘要】目的** 亚低温治疗可以减小心肌梗死面积, 提高心肌存活率, 改善远期预后。针对国内亚低温治疗仪普遍采用外源性灌注液进行灌注治疗、不良反应较多、设备体积和质量大、温控精度不高等问题, 该文设计了一种便携、控温准确的体外血液循环冠状动脉亚低温控制装置。**方法** 温控系统使用半导体制冷片作为冷源, 并重新设计制冷装置, 结合模糊PID控制技术, 实现对温度的准确控制。建立温控系统模型, 使用阶跃响应法辨识系统参数, 最后搭建实验平台, 进行温控实验。**结果** 该体外血液循环冠状动脉亚低温控制装置结构简单, 抗干扰能力强。在被控液体温度控制能力实验中, 温度响应迅速, 能快速到达设定的温度, 稳态误差在 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 以内。在模拟亚低温控制实验中, 混合液温度在实验开始后145s到达设定的温度, 并且稳定在 $34 \pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 。**结论** 该文提出的体外血液循环冠状动脉亚低温控制装置与传统设备相比在便携性和温控精度上有较大提升, 对提高心肌梗死患者的生存质量具有重要意义。

**【关键词】** 亚低温治疗; 体外血液循环; 半导体制冷; 模糊PID**【中图分类号】** R318.6**【文献标志码】** A

文章编号: 1674-1242(2024)04-0315-10

## Development of Extracorporeal Blood Circulation Coronary Artery Hypothermia Control Device

QIAN Zhiwen<sup>1</sup>, CHEN Minghui<sup>1</sup>, FAN Jin<sup>2</sup>, YAN Xiaoxiang<sup>2</sup>

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai Interventional Medical Device Engineering Technology Research Center, Shanghai 200093, China;

2. Department of Cardiovascular Medicine, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200025, China)

**【Abstract】Objective** Hypothermia therapy can reduce the size of myocardial infarction, increase myocardial survival, and improve long-term prognosis. In view of the problems that the domestic hypothermia therapeutic devices generally use exogenous perfusion fluid for perfusion treatment, which have many adverse reactions, the devices have large volume and weight, and the temperature control accuracy is not high, the article designs a portable and accurate temperature-controlled coronary artery hypothermia control device based on extracorporeal blood circulation. **Methods** In the temperature control system, semiconductor cooling chips are used as cold sources, and the cooling device is redesigned and combined with fuzzy PID control technology to achieve accurate temperature control. The

收稿日期: 2024-01-29。

基金项目: 上海市科委产学研医项目(15DZ1940400)。

作者简介: 钱志文(1998—), 男, 安徽省合肥市人, 硕士研究生, 从事亚低温控制装置研究。

通信作者: 陈明惠, 女, 副教授, 硕士生导师; 邮箱(E-mail): cmhui.43@163.com。

temperature control system model is established, the system parameters are identified using the step response method, and finally the experimental platform for temperature control experiments is set up. **Results** The hypothermia control device for extracorporeal blood circulation coronary artery has a simple and easy structure, and strong anti-interference ability. In the experiment of temperature control capability of the controlled liquid, the temperature response is rapid, reaching the set temperature quickly, and the steady-state error is within  $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ . In the simulated hypothermia control experiment, the temperature of the mixture reached the set temperature in 145 seconds after the start of the experiment and remained stable at  $34 \pm 0.1^{\circ}\text{C}$ . **Conclusions** The hypothermia control device proposed in this article has greatly improved portability and temperature control accuracy compared with conventional equipment, and is of great significance for improving the life quality of life of patients with myocardial infarction.

**【Key words】** Hypothermia Therapy; Extracorporeal Blood Circulation; Semiconductor Cooling; Fuzzy PID

## 0 引言

急性心肌梗死 (Acute Myocardial Infarction, AMI) 是一种由冠状动脉粥样硬化导致的心肌缺血性疾病, 是全球范围内最常见的心血管疾病之一, 具有较高的发病率和致死率, 且发病率呈逐年升高的趋势, 对人们的健康造成了严重威胁<sup>[1]</sup>。经皮冠状动脉介入治疗 (Percutaneous Coronary Intervention, PCI) 是 AMI 患者首选的治疗方法<sup>[2]</sup>, 但该治疗方法仍存在一些局限性和并发症, 如再狭窄、微血管无复流、再灌注损伤等<sup>[3]</sup>。

亚低温治疗作为一种利用低温对细胞和组织有保护作用的临床疗法, 已被广泛应用于心脏手术、心肺复苏、脑卒中等领域。近年来, 亚低温治疗在 AMI 中的应用引起了研究者的关注。研究表明, 亚低温治疗可以有效减轻 PCI 的并发症, 减小心肌梗死面积, 提高心肌存活率, 改善远期预后<sup>[4-7]</sup>。但在治疗过程中, 温度过低 ( $< 28^{\circ}\text{C}$ ) 可能导致心律失常、凝血功能障碍等并发症, 甚至当机体体温低于  $20^{\circ}\text{C}$  时会停止呼吸<sup>[8]</sup>。因此, 在应用亚低温治疗时需要严格控制温度变化, 防止意外发生。

目前, 国内外的亚低温治疗仪普遍使用压缩机冷却方式, 压缩机冷却系统结构复杂, 难以准确调节制冷量; 温度控制精度不高, 影响治疗效果; 设备体积与质量大, 不利于便携使用。林雨焮等<sup>[9]</sup>在探究新生儿缺血性脑病不同复温时间亚低温的临床效果时, 使用了 RC-2000 II 亚低温治疗仪, 该亚低温治疗仪的降温速度为  $2^{\circ}\text{C}/\text{min}$ , 温度控制精度为  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ , 降温速度慢, 精度不高。Noc 等<sup>[10]</sup>在

COOL AMI EU 关键实验中, 使用了 ZOLL Proteus 亚低温治疗仪, 该仪器通过向下腔静脉急性灌注  $4^{\circ}\text{C}$  的冷盐水进行降温, 引入外源性灌注液, 增加了血容量, 温度控制精度为  $\pm 1^{\circ}\text{C}$ 。

设计一款结构简单、精度更高的便携式体外血液循环冠状动脉亚低温控制装置是本文的研究重点。首先根据传热学原理重新设计制冷装置, 并通过分布式温度传感器组实时检测关键部位的温度变化, 结合模糊比例-积分-微分 (Proportional-Integral-Derivative, PID) 控制算法实现对温度的准确控制。然后使用 MATLAB 软件对温控装置进行参数辨识, 建立其数学模型, 通过仿真验证制冷装置的稳定性与抗干扰能力。最后通过搭建体外模拟实验平台, 模拟亚低温控制实验, 验证亚低温控制装置温度控制的准确性与稳定性, 对亚低温控制装置的性能进行评价。

## 1 温控系统整体设计

温控系统由 STM32 处理器、MOS 管驱动电路、液晶显示屏 (Liquid Crystal Display, LCD)、蠕动泵、半导体制冷装置和温度检测等模块组成, 整体结构如图 1 所示。STM32 处理器利用温度传感器对温度信息进行实时采样, 一方面通过串口将温度数据发送到液晶显示屏进行可视化展示, 另一方面利用 STM32 处理器内部搭载的温度控制算法, 通过分析温度信息生成脉冲宽度调制 (Pulse Width Modulation, PWM) 控制指令, 并输出给 MOS 管驱动电路。MOS 管驱动电路根据指令产生相应的数字信号, 从而实现对半导体制冷片和蠕

动泵功率的控制。整个系统由一个 220V 交流电转 12V100A/1200W 直流电电源供电。

温控系统使用 STM32F103 系列芯片作为主控

制器，它是基于 ARM<sup>®</sup> Cortex<sup>®</sup> M 处理器内核的 32 位闪存微控制器，具有大容量、高实时性、多线程任务的特点，常被用作低功耗、中小型医疗器械控

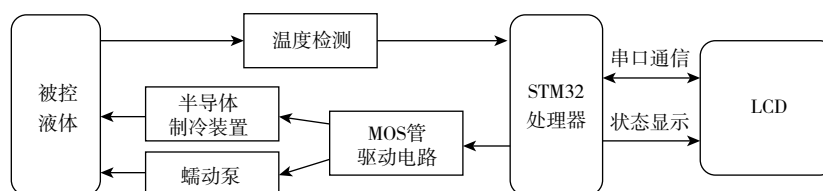


图 1 温控系统整体结构

Fig.1 Structure of temperature control system

制器。蠕动泵依靠电机转动，转子旋转带动转轮挤压导管，推动液体脉动式前进，具有无污染、流量可控的优点，而直流无刷电机具有启动速度快、低转速稳定的特点。实验选取 12V/8W 直流电机蠕动泵作为流量泵，最大流速可达 140mL/min。MOS 管驱动电路具有功率大、损耗小和启动快速的特点，接收到 PWM 信号后可以迅速响应，从而精确控制被控元件的功率。

## 1.1 半导体制冷装置设计

### 1.1.1 半导体制冷单元设计

半导体制冷片 (Thermo Electric Cooler, TEC) 是一种利用帕尔贴效应进行热量交换的电子元件，原理是当直流电通过两种不同的半导体材料串联的电偶时，可在电偶的两端分别吸收和放出热量。本文采用型号为 TEC1-12715 的半导体制冷片，最大工作电流 15A，最大产冷功率 148.6W，满足实验要求。使用半导体制冷片作为制冷器件，其体积小，响应迅速，控制准确，更适用于复杂多变的治疗环境。

### 1.1.2 制冷装置优化设计

本文设计了一种间接式制冷装置，该装置通过热传导的方式，对输液管道中的液体进行有效的降温处理。流体降温效果的评价指标为单位体积流体的降温量，该指标反映了流体通过制冷装置后的温度变化程度。根据热传导定律，单位体积液体的降温量为

$$Q=qt \quad (1)$$

式中， $q$  为热传递速率； $t$  为传热时间。

根据式 (1)，单位体积液体的降温量与热传递速率和传热时间成正比，因此提高热传递速率和延长传热时间有利于提高流体降温效果。热传递速率由热力学傅里叶定律给出，即

$$q = -\lambda A \frac{dT_L}{dx} \quad (2)$$

式中， $\lambda$  表示材料的导热系数； $A$  表示传热面的面积； $\frac{dT_L}{dx}$  表示温度在  $x$  方向的变化率，也称为温度梯度；“-”表示热量的传递方向与温度梯度的方向相反。

半导体制冷装置的空间结构如图 2 所示。图中，医用血液导管呈 S 形排列；金属传热板由铝合金制成，分为上下两个部分，上有与导管相吻合的凹槽，可增大接触面积，利于传热；4 个半导体制冷片两两一组，冷面紧贴金属传热板。

血液对温度的变化非常敏感，因此需要均匀、渐进地降温。同时，为了在小体积的条件下得到良好的降温效果，降温装置采取了以下措施。①采用铝合金作为传热材料。金属是热的良导体，铝的导热系数为 237W/(m·K)，而塑料和橡胶的导热系数仅为 0.3W/(m·K)，两者之间的差异将近 800 倍。②降温装置采用双面降温措施。该装置在输液管道两侧均设置了半导体制冷片，从而实现对流体的双向热传导，有效增加了传热面积，与单面降温相比，传热面积增加了一倍。③导管采用回弯形设计。回弯形设计大幅延长了单位体积液体通过降温装置的

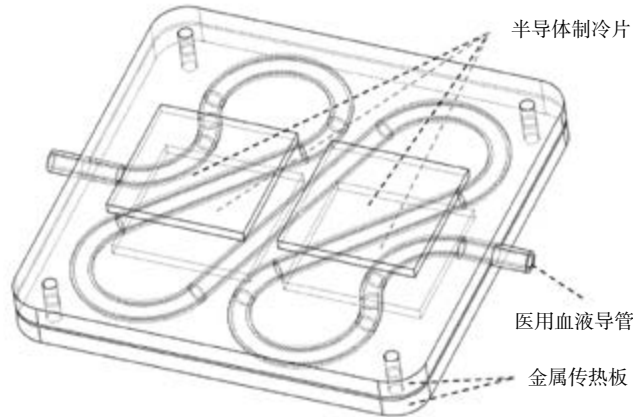


图 2 半导体制冷装置的空间结构  
Fig.2 Spatial structure of semiconductor refrigeration device

时间。

### 1.2 温度检测模块设计

本文设计了一种基于 DS18B20 数字式温度传感器的分布式温度检测系统，该系统由 4 个温度传感器组成，前三个分别安装在半导体制冷装置的入口、出口和三通管出口的远端，第四个温度传感器空载，用于实时监测导管内液体、降温对象及室内的温度变化，温度传感的四个末端即为温度传感器。DS18B20 数字式温度传感器具有以下几个优点。  
①可以直接输出数字信号，无须使用额外的模数转换电路。  
②能够通过编程设置分辨率，支持 9 ~ 12 位的数字读数方式。  
③单总线通信，多个传感器共用一个 I/O 端口，只需一根数据线和 一个 4.7kΩ 的上拉电阻<sup>[11]</sup>。相比传统的热敏电阻，DS18B20 数字式温度传感器不仅提高了温度测量的精度和稳定性，而且简化了温度监测系统的结构，方便微处理器同时对多个温度传感器进行数据采集和处理。

## 2 温度控制方法设计

PID 控制是一种经典的控制理论，具有参数整定简单、结构变化灵活、鲁棒性强和易于实现等优点。常规 PID 控制的一般形式为

$$U(t) = K_P e(t) + K_I \int_0^t e(t) dt + K_D \frac{de(t)}{dt} \quad (3)$$

式中， $U(t)$  为控制器的输出量； $K_P$ 、 $K_I$ 、 $K_D$  分别为比例、积分、微分 3 个控制环节的增益系数； $e(t)$  为控制误差，即当前温度值与期望温度值之间的差值。

模糊 PID 控制器在常规 PID 的基础上引入了模糊逻辑的思想，能够根据温度控制误差和误差变化率的模糊程度，自适应地调节 PID 控制器的比例、积分和微分系数<sup>[12]</sup>，从而实现更好的温度控制效果。模糊 PID 控制器结构如图 3 所示，图中， $r(t)$  为温度设定值， $y(t)$  为实际检测温度值，以温差  $e$  和温差变化率  $e_c$  为输入， $\Delta K_P$ 、 $\Delta K_I$  和  $\Delta K_D$  为输出。

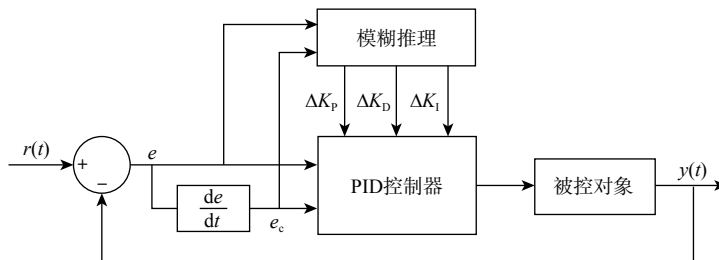


图 3 模糊 PID 控制器结构  
Fig.3 Fuzzy PID control structure

## 2.1 温控系统模型

要建立温控系统模型，首先需要通过分析温控系统的物理特性建立相应的机理模型表达式，再采用 MATLAB 软件对系统的实验数据进行辨识从而得到模型参数。

该温控系统属于典型的一阶惯性系统，其微分方程根据能量守恒定律可得，即

$$H \frac{dY(t)}{dt} + kA_1 Y(t) = \frac{1}{\alpha} R(t) \quad (4)$$

式中， $H$  为半导体制冷片的制冷效率； $Y(t)$  为被控液体温度变化量； $k$  为导热率； $A_1$  为半导体制冷片的冷端面积； $\alpha$  为常数； $R(t)$  为半导体制冷片的功率。将等号两边进行拉氏变换并整理得到传递函数

$$G_0(s) = \frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{1}{\alpha k A_1 \left( \frac{H}{k A_1} s + 1 \right)} \quad (5)$$

式中， $s$  为拉普拉斯算子。由于半导体制冷

片控制液体温度的过程存在一定的时间延迟和惯性效应，可将其视为带时滞的一阶惯性系统。令  $\frac{1}{\alpha k A_1} = K$ 、 $\frac{H}{k A_1} = T$ ，则温控系统模型为

$$G(s) = \frac{K}{Ts + 1} e^{-\tau s} \quad (6)$$

式中， $K$  为系统增益， $T$  为时间常数， $\tau$  为滞后时间， $e$  为自然常数。

采用阶跃响应法对温控系统模型进行参数辨识，即施加一个阶跃信号，观察系统对此阶跃信号的输出响应，通过对此响应信号的辨识，分析其动态特性，即可得到相应的模型参数<sup>[13]</sup>。

在环境温度为 25℃ 的条件下，入口液体温度恒为 37℃，让半导体制冷片在满功率状态下运行（PWM 控制信号的占空比为 1），出口液体温度随时间变化的响应曲线如图 4 所示，温度从 37℃ 迅速下降并最终稳定在 19.26℃。

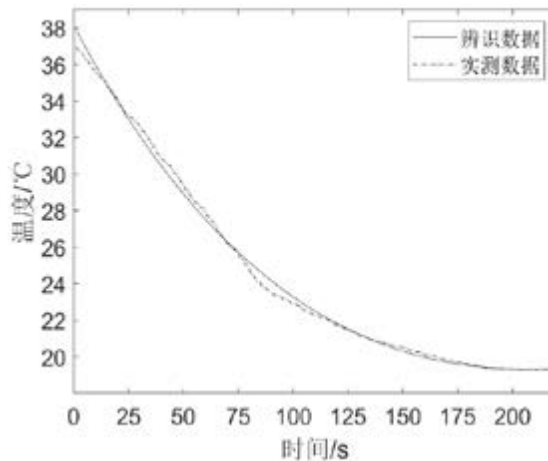


图 4 出口液体温度随时间变化的响应曲线  
Fig.4 Response curve of outlet liquid temperature changing with time

使用 MATLAB 软件对液体温度响应曲线进行辨识，得到温控系统模型为

$$G(s) = \frac{-0.093653}{167.22s + 1} e^{-3.27s} \quad (7)$$

## 2.2 模糊控制器

模糊控制器的输入为温差  $e$  和温差变化率  $e_c$ ，定义如下。

$$\begin{cases} e(k) = T(k) - T_d \\ e_c(k) = e(k) - e(k-1) \end{cases} \quad (8)$$

式中， $T_d$  为设定的目标温度； $T(k)$  为  $k$  时刻实际温度； $e(k)$  为  $k$  时刻的温度误差； $e_c(k)$  为  $k$  时刻温度变化率。 $e$  和  $e_c$  的取值范围划分为 7 个模糊等级，分别用 NB（负大）、NM（负中）、NS（负小）、ZE（零）、PS（正小）、PM（正中）、PB（正大）来表示，对应的模糊集 E、EC 的论域分别为  $\{-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3\}$ 、 $\{-1.5, -1, -0.5, 0, 0.5, 1, 1.5\}$ 。如图 5 所示，选用隶属度为  $[0, 1]$  的三角形隶属度函数进行模糊化处理，并采用 Mamdani 推理法与重心法分

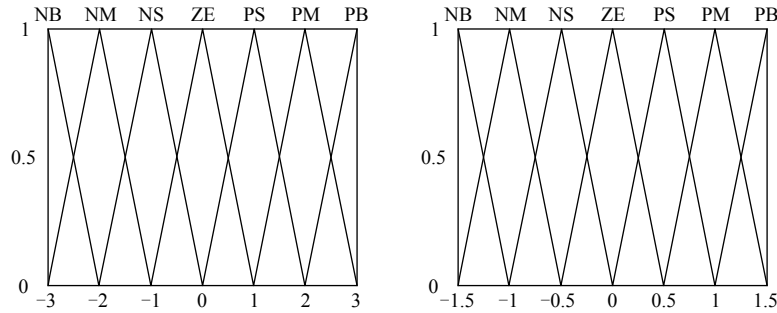


图 5  $e$  和  $e_c$  的隶属度函数  
Fig.5 Membership function of  $e$  and  $e_c$

别进行模糊化和清晰化。

根据已有的设计经验及  $K_p$ 、 $K_I$ 、 $K_D$  对输出的影响，有如下控制规则：①当  $|e|$  较大时，选择较大的  $K_p$  和较小的  $K_D$ ，以提高系统的响应速度，同时令  $K_I$  为 0，以避免积分饱和现象；②当  $|e|$  和  $|e_c|$  适中时，选择较小的  $K_p$ ，以降低系统的超调量，同时保持  $K_I$  和  $K_D$  不变，以保证系统的稳态性能；③当  $|e|$  较小时，选择较大的  $K_I$  和  $K_D$ ，以增强系统

的稳定性，同时减小  $K_p$ ，以减少系统的震荡。PID 参数的修正值为

$$\begin{cases} K_p = K_{p0} + K_{p0} \Delta K_p \mu_1 \\ K_I = K_{I0} + K_{I0} \Delta K_I \mu_2 \\ K_D = K_{D0} + K_{D0} \Delta K_D \mu_3 \end{cases} \quad (9)$$

式中， $K_{p0}$ 、 $K_{I0}$ 、 $K_{D0}$  分别为  $K_p$ 、 $K_I$ 、 $K_D$  参数的初始值； $\mu_1$ 、 $\mu_2$ 、 $\mu_3$  为比例因子。根据以上经验， $\Delta K_p$ 、 $\Delta K_I$ 、 $\Delta K_D$  的模糊控制规则如表 1 所示。

表 1 模糊控制规则  
Tab.1 Fuzzy control rules

EC	E						
	NB	NM	NS	ZE	PS	PM	PB
NB	PB/NB/PS	PB/NB/PS	PB/NB/ZE	PM/NM/Z	PS/NS/NM	PS/ZE/PS	ZE/ZE/PB
NM	PB/NB/NS	PB/NB/NS	PM/NM/NS	PS/NS/NS	PS/NS/NS	ZE/ZE/PS	NS/ZE/PM
NS	PM/NB/NM	PM/NM/NS	PS/NS/NS	PS/NS/NS	ZE/ZE/ZE	NS/PS/PS	NS/PS/PM
ZE	PM/NM/NB	PS/NM/NS	PS/NS/NM	ZE/ZE/ZE	NS/PS/PS	NM/PM/PM	NM/PM/PB
PS	PS/NS/NM	PS/NS/NM	ZE/ZE/NM	NS/PS/ZE	NS/PS/ZE	NM/PM/PS	NM/PB/PS
PM	PS/ZE/NM	ZE/ZE/NS	NS/PS/NB	NM/PS/PS	NM/PM/ZE	NB/PB/PS	NB/PB/PS
PB	ZE/ZE/PS	NS/ZE/ZE	NM/PS/NS	NM/PM/PS	NB/PB/PS	NB/PB/PB	NB/PB/PB

### 2.3 温度梯度仿真

亚低温控制装置的性能关系到实验的可操作性和实验结果的参考价值，其主要性能指标就是对液体温度的控制效果。为了检验该装置的可行性，使用 MATLAB Simulink 设计了如下温度梯度仿真控制实验：在入口液体温度 37℃、流速 0.084m/s、环境温度 25℃的条件下，分别将被控液体温度设定为 34℃、30℃、25℃和 20℃，并在 300s 时加入干扰信号，验证亚低温控制装置的抗干扰能力，仿真时

间为 450s，仿真曲线如图 6 所示。

对于亚低温控制实验，通常将液体温度降低到 20℃就已满足需求，且温度设定值不会有太大的阶跃。从仿真结果可以看出，在此范围内液体温度控制调节速度快，精度高，受到干扰后，恢复稳态的时间在 70s 以内，抗干扰能力强。

### 3 温度场仿真与血液保护

在血液降温过程中，血液与制冷面的温差不宜过大，否则容易造成局部温度过低，使血液中的水

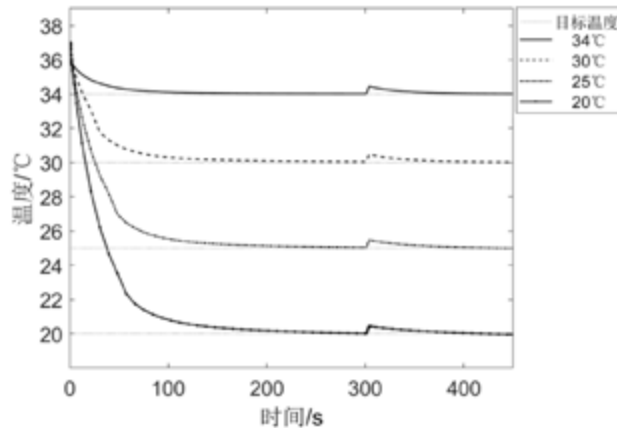


图6 被控液体温度控制仿真曲线

Fig.6 Temperature control simulation curve of controlled liquid

凝结成冰晶，从而刺破血细胞<sup>[14,15]</sup>。本文考虑了降温过程中的血液保护措施，设定血液与导管管壁的温差上限为15℃，以避免血液受到冰晶的损伤。

### 3.1 温度场仿真

在实际实验过程中难以准确测量液体与导管管壁的具体温差，因此使用ANSYS Icepak 仿真软件对制冷装置进行温度场仿真。仿真条件：环境温度为25℃，冷却方式为热传导，液体强制对

流。仿真结果如图7所示，被控液体局部最低温度为11.60℃，出口温度为19.30℃。整个管道内液体与管壁的最大温差位于入口附近，如图8所示，在液体与管壁接触面的两侧分别取3点记录温度，管壁温度分别为 $t_{f1}=14.71℃$ 、 $t_{f2}=14.45℃$ 、 $t_{f3}=14.45℃$ ；液体温度分别为 $t_{b1}=29.52℃$ 、 $t_{b2}=29.37℃$ 、 $t_{b3}=29.29℃$ ，则入口处的平均温差 $\Delta t_1=14.85℃$ 。

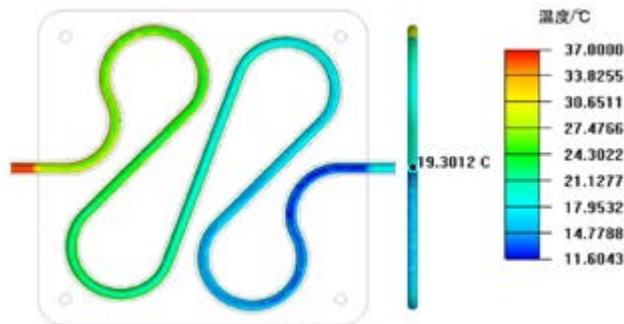


图7 被控液体温度分布

Fig.7 Controlled liquid temperature distribution

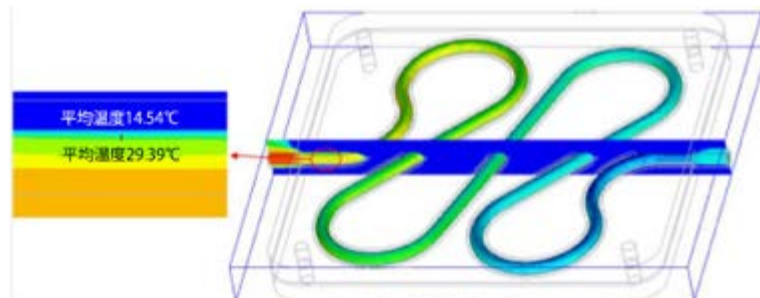


图8 温度场仿真

Fig.8 Temperature field simulation

### 3.2 液体与管壁温差计算

在最大制冷功率实验中，液体温度从  $t'=37^\circ\text{C}$  下降到  $t''=19.26^\circ\text{C}$ ，管长  $l=0.57\text{m}$ ，导管内径  $d=0.004\text{m}$ ，液体在管内的流速  $u=0.084\text{m/s}$ 。

则液体的平均温度为

$$\bar{t} = \frac{t' + t''}{2} \quad (10)$$

其 Dittus-Boelter 公式为

$$Re = \frac{ud}{\nu} \quad (11)$$

管道内强对流传热的努塞尔数为

$$Nu = 0.023 Re^{0.8} Pr^{0.3} \quad (12)$$

表面传热系数为

$$h_m = \frac{\lambda}{d} Nu \quad (13)$$

查表可得热导率  $\lambda=0.618\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ ，运动黏度  $\nu=0.805 \times 10^{-6}\text{m}^2/\text{s}$ ，普朗特数  $Pr=5.42$ 。将式 (11) 和式 (12) 代入式 (13)，得  $h_m=736.70\text{W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$ 。

被控液体每秒散热量为

$$\Phi = \rho u \frac{\pi d^2}{4} C(t' - t'') \quad (14)$$

式中，密度  $\rho=995.7\text{kg}/\text{m}^3$ ，比热容  $C=4177\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$ ，将两个数值代入式 (14)，可得  $\Phi=77.88\text{W}$ 。

管壁温度为

$$t_b = \bar{t} - \frac{\Phi}{h_m A} = 13.37^\circ\text{C} \quad (15)$$

最终计算出液体温度与管壁的平均温差  $\Delta t_2 = \bar{t} - t_b = 14.76^\circ\text{C}$ ，与仿真结果基本一致，满足降温时对血液的保护需要。

## 4 实验结果

### 4.1 被控液体温度控制能力实验

由于仿真实验与实际情况存在差异，因此搭建亚低温实验平台测试亚低温控制装置对被控液体温度的控制效果。为了测试该装置的实际性能，设计了如下温度控制实验：在  $25^\circ\text{C}$  温度下，入口液体温度  $37^\circ\text{C}$ ，流速  $60\text{mL}/\text{min}$ ，分别将被控液体目标温度设定为  $34^\circ\text{C}$ 、 $30^\circ\text{C}$ 、 $25^\circ\text{C}$  和  $20^\circ\text{C}$ ，记录每次的温度响应曲线，如图 9 所示。实验结果表明，在  $34 \sim 20^\circ\text{C}$  范围内，液体温度能够准确到达设定值，几乎没有超调，稳态误差稳定在  $\pm 0.1^\circ\text{C}$  以内。

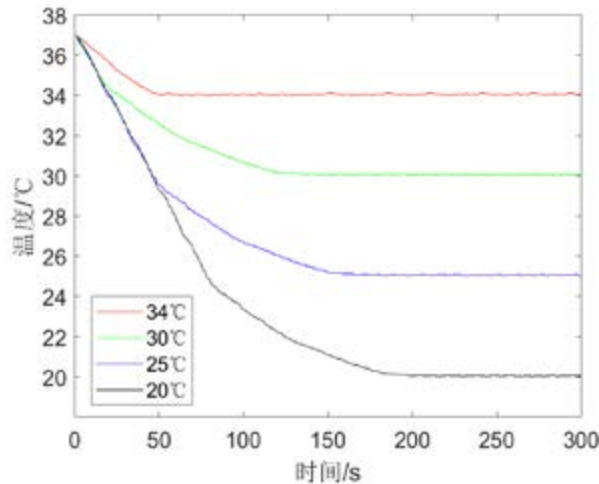


图 9 被控液体温度控制能力实验曲线  
Fig.9 Temperature control experimental curve of controlled liquid

### 4.2 模拟亚低温控制实验

冠状动脉亚低温控制实验以体外模拟方式进行，旨在验证亚低温控制装置的准确性与稳定性。研究表明，普通人的冠状动脉左主干血流量约为  $100\text{mL}/\text{min}$ <sup>[16]</sup>。实验方法如图 10 所示，在  $25^\circ\text{C}$  温

度下，将蠕动泵 1 的流量设置为  $60\text{mL}/\text{min}$ ，将蠕动泵 2 的流量设置为  $100\text{mL}/\text{min}$ ，用于模拟冠状动脉左主干的血流。两个泵内的液体最终在三通管内充分混合，形成混合液，混合液的温度为冠状动脉左主干血流的最终温度。混合液通过三通管出口流



出, 被远端的温度传感器检测实时温度, 其余3个温度传感器的位置如图10所示, 分别用于检测半导体入口液体温度、出口液体温度和室温。

实验开始前, 将混合液的目标温度设定为 $34^{\circ}\text{C}$ 。实测结果如图11所示, 半导体制冷装置入口温度与室温分别稳定在 $37^{\circ}\text{C}$ 和 $25^{\circ}\text{C}$ 附近, 半导体制冷装置的出口温度在实验开始后迅速下降, 并在145s时稳定在 $(28.87 \pm 0.1)^{\circ}\text{C}$ ; 混合液的温度则缓慢下降, 在145s到达设定温度 $(34 \pm 0.1)^{\circ}\text{C}$ 。

## 5 总结

本文设计并实现了一套体外血液循环亚低温控制装置, 有效克服了传统压缩机冷却存在的不足。该装置采用模糊PID控制技术, 不仅提高了温度

控制的精度, 还增强了系统对外部干扰的鲁棒性; 在制冷装置设计方面兼顾效率和安全性, 采用半导体制冷片并对装置的空间结构进行优化, 实现对血液的均匀冷却, 在确保有效降温的同时降低血液受损的风险。实验结果显示, 该装置能够在各种设定的温度下稳定地运行, 证明了其在临床应用中的潜在价值。此外, 温度场仿真结果与理论计算相符, 表明该装置可以有效避免局部温度过低, 防止形成冰晶对血细胞造成破坏。总体而言, 本文提出的亚低温控制装置为心肌梗死的治疗提供了一种新的选择, 与传统设备相比在便携性和温控精度上有较大的提升, 对于提高心肌梗死患者的生存质量具有重要意义。

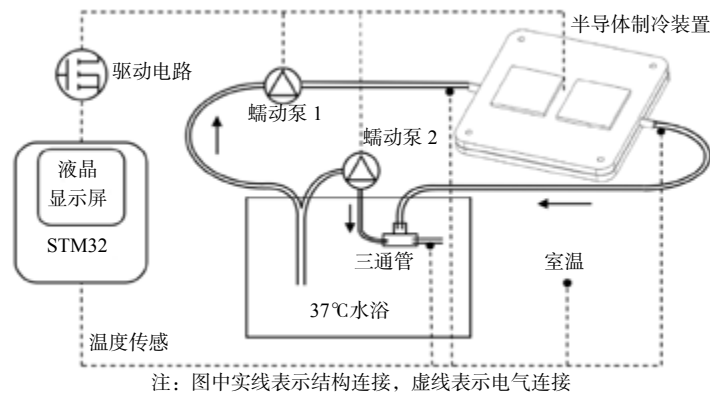


图10 亚低温控制实验

Fig.10 Experimental diagram of hypothermia control device experiment

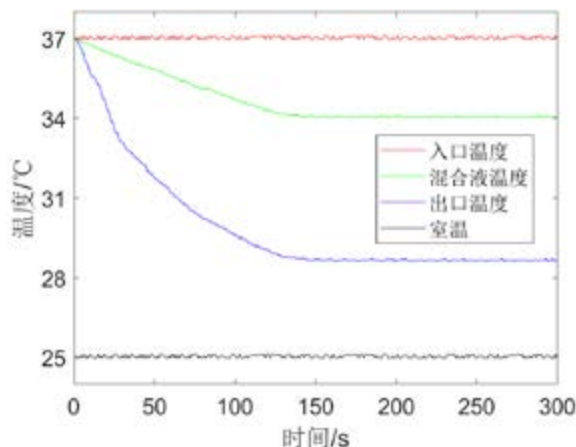


图11 亚低温控制实测温度变化曲线

Fig.11 Temperature variation curve measured by hypothermia control

## 参考文献

- [1] 中国心血管健康与疾病报告编写组. 中国心血管健康与疾病报告2022概要[J]. **中国循环杂志**, 2023, 38(6): 583-612.  
The Writing Committee of the Report on Cardiovascular Health and Diseases in China. Report on cardiovascular health and diseases in China 2022: an updated summary[J]. **Chinese Circulation Journal**, 2023, 38(6): 583-612.
- [2] GARGIULO G, ESPOSITO G, AVVEDIMENTO M, *et al.* Cangrelor, tirofiban, and chewed or standard prasugrel regimens in patients with ST-segment-elevation myocardial infarction: primary results of the FABOLUS-FASTER Trial[J]. **Circulation**, 2020, 142(5): 441-454.
- [3] 蒋红英, 程功, 冯盼盼, 等. 改善冠状动脉微循环, 优化ST段抬高型心肌梗死再灌注治疗策略[J]. **实用心脑血管病杂志**, 2022, 30(3): 1-7.  
JIANG Hongying, CHENG Gong, FENG Panpan, *et al.* Improve coronary microcirculation and optimize reperfusion treatment strategy for ST-segment elevation myocardial infarction[J]. **Practical Journal of Cardiac Cerebral Pneumal and Vascular Disease**, 2022, 30(3): 1-7.
- [4] 周立辉, 李静, 皮林, 等. 亚低温在急性ST段抬高型心肌梗死治疗中作用的荟萃分析[J]. **中国心血管杂志**, 2021, 26(4): 371-375.  
ZHOU Lihui, LI Jing, PI Lin, *et al.* Hypothermic therapy on patients with acute ST-segment elevation myocardial infarction: a Meta-analysis[J]. **Chinese Journal of Cardiovascular Medicine**, 2021, 26(4): 371-375.
- [5] DING W, SHEN Y, LI Q, *et al.* Therapeutic mild hypothermia improves early outcomes in rats subjected to severe sepsis[J]. **Life Sciences**, 2018(199): 1-9.
- [6] KANG I S, FUMIAKI I, PYUN W B. Therapeutic hypothermia for cardioprotection in acute myocardial infarction[J]. **Yonsei Medical Journal**, 2016, 57(2): 291.
- [7] KIM C Y, BAE M H, KIM N K, *et al.* Case of recurrent ventricular fibrillations with Osborn wave developed during therapeutic hypothermia[J]. **Korean Circulation Journal**, 2015, 45(1): 81.
- [8] 张前燕, 朱滨, 李美清. 亚低温治疗对心肺复苏后缺血再灌注损伤的保护作用观察[J]. **中西医结合心脑血管病杂志**, 2017, 15(20): 2603-2605.  
ZHANG Qianyan, ZHU Bin, LI Meiqing. Observation on the protective effect of hypothermia treatment on ischemia-reperfusion injury after cardiopulmonary resuscitation[J]. **Chinese Journal of Integrative Medicine on Cardio-Cerebrovascular Disease**, 2017, 15(20): 2603-2605.
- [9] 林雨歆, 冯骁, 张艺丹, 等. 新生儿缺氧缺血性脑病不同复温时间亚低温治疗临床效果的前瞻性随机对照研究[J]. **中国当代儿科杂志**, 2023, 25(4): 350-356.  
LIN Yuxin, FENG Xiao, ZHANG Yidan, *et al.* Clinical efficacy of mild therapeutic hypothermia with different rewarming time on neonatal hypoxic-ischemic encephalopathy: a prospective randomized controlled study[J]. **Chinese Journal of Contemporary Pediatrics**, 2023, 25(4): 350-356.
- [10] NOC M, LAANMETS P, NESKOVIC A N, *et al.* A multicentre, prospective, randomised controlled trial to assess the safety and effectiveness of cooling as an adjunctive therapy to percutaneous intervention in patients with acute myocardial infarction: the COOLAMI EU pivotal trial[J]. **EuroIntervention**, 2021, 17(6): 466-473.
- [11] 杜光月, 刘美丽, 周蒙, 等. 基于多DS18B20传感器阵列的数据采集方法研究[J]. **电子器件**, 2023, 46(1): 16-21.  
DU Guangyue, LIU Meili, ZHOU Meng, *et al.* Research on data acquisition method of sensor array based on multiple DS18B20[J]. **Chinese Journal of Electron Devices**, 2023, 46(1): 16-21.
- [12] 张安迪, 张艳荣, 李涛. 论域可变的模糊PID控制在半导体激光器温度控制系统中的应用[J]. **光学学报**, 2021, 41(12): 153-161.  
ZHANG Andi, ZHANG Yanrong, LI Tao. Application of variable domain fuzzy PID control in semiconductor laser temperature control system[J]. **Acta Optica Sinica**, 2021, 41(12): 153-161.
- [13] 朱远帆, 杨海仕, 吴文阳, 等. 基于前馈解耦的婴儿培养箱温度控制系统[J]. **北京生物医学工程**, 2019, 38(3): 246-250, 256.  
ZHU Yuanfan, YANG Haishi, WU Wenyang, *et al.* Temperature and humidity control system of infant incubator based on feedforward decoupling[J]. **Beijing Biomedical Engineering**, 2019, 38(3): 246-250, 256.
- [14] BAI G, SONG Z, GENG H, *et al.* Oxidized Quasi - Carbon nitride quantum dots inhibit ice growth[J]. **Advanced Materials**, 2017, 29(28): 1606843.
- [15] CHANG T, ZHAO G. Ice inhibition for cryopreservation: materials, strategies, and challenges[J]. **Advanced Science**, 2021, 8(6): 2002425.
- [16] 王芳群, 张志豪, 朱凤莲, 等. 导管泵辅助模式对心血管和冠状动脉血流动力学的影响[J]. **江苏大学学报(自然科学版)**, 2023, 44(6): 710-718.  
WANG Fangqun, ZHANG Zhihao, ZHU Fenglian, *et al.* Effects of catheter pump auxiliary mode on cardiovascular and coronary hemodynamics[J]. **Journal of Jiangsu University (Natural Science Edition)**, 2023, 44(6): 710-718.