

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514652

# 考虑改进螺线管线圈和自适应模糊控制的 磁热疗装置研究\*

汤云东<sup>1</sup>, 张颖昊<sup>1</sup>, 金涛<sup>2</sup>, Rodolfo C. C. Flesch<sup>3</sup>

(1. 福州大学物理与信息工程学院 福州 350108; 2. 福州大学电气工程与自动化学院 福州 350108;  
3. 圣卡塔琳娜联邦大学自动化与系统系 弗洛里亚诺波利斯 88040-900)

**摘要:**针对传统肿瘤磁热疗装置中存在的开关损耗大、反馈系统迟滞且控制效果差、磁场不均匀导致热疗效果差等问题,提出并设计了一种改进磁热疗装置方案。首先,在电路设计方面,通过采用图腾柱驱动电路以解决开关损耗大、驱动能力有限的问题。此外,所提出的控制系统通过光纤测温传感器结合自适应模糊控制 PID 算法进行功率控制,可保证在不受磁场干扰情况下提高响应速度;通过实时辨识系统动态特性并动态调整控制参数,克服了传统 PID 控制在非线性、时变系统中反馈滞后且超调大等缺陷。最后,针对磁场不均匀问题亦做了进一步研究,基于有限元建模方法在主体螺线管线圈两侧设计辅助线圈并改进主线圈的尺寸与匝数,从而提升装置的磁场均匀性。实验结果表明,本研究开发的磁热疗装置驱动能力与闭环反馈控制稳定性较原型装置得到显著提高,装置在 120~300 kHz 的工作频率下磁场均匀性相对偏差  $\delta_b$  由改进前的 5.1% 降至改进后的 1.3%,边缘治疗区域内的稳态温度波动相比改进前提升了约 2℃。本系统通过驱动电路与自适应模糊控制 PID 算法的结合,在改进后的螺线管线圈磁场中能够实现相比现有文献装置更高效的磁-热转换,达到了更快更稳定的升温效应,为磁纳米热疗装置的临床应用提供了更高效的硬件方案。

**关键词:** 磁热疗; 图腾柱驱动电路; 自适应模糊控制; 改进螺线管线圈; 磁场均匀性

**中图分类号:** TH702 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

## Research on magnetic hyperthermia device considering improved solenoid coil and adaptive fuzzy control

Tang Yundong<sup>1</sup>, Zhang Yinghao<sup>1</sup>, Jin Tao<sup>2</sup>, Rodolfo C. C. Flesch<sup>3</sup>

(1. College of Physics and Information Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China; 2. College of Electrical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China; 3. Departamento de Automação e Sistemas, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis 88040-900, Brazil)

**Abstract:** This article proposes and designs an improved magnetic hyperthermia device to address the problem of large switch losses, the feedback system hysteresis and poor control effect, and also the uneven magnetic field leading to poor treatment effect in traditional tumor magnetic hyperthermia device. Firstly, it addresses the issues of high switching losses and limited driving capabilities by using totem pole drive circuits in terms of circuit design. In addition, the proposed control system achieves the power control by the fiber optic temperature sensor combined with an adaptive fuzzy control PID algorithm, which improves the response speed without interference from magnetic field. The proposed strategy also overcomes the feedback lag and large overshoot in nonlinear and time-varying systems for traditional PID control by identifying the dynamic characteristics of the system in real time and dynamically adjusting control parameters. Finally, this article also conducts further research on the problem of uneven magnetic fields based on finite element modeling method, which is improved by designing the auxiliary coils both sides of main solenoid coil and adjusting the size and number of main coil turns. The experimental results show that the proposed magnetic hyperthermia device exhibits significantly enhanced driving capability and

收稿日期: 2025-11-05 Received Date: 2025-11-05

\* 基金项目: 国家自然科学基金(62471144)、国家自然科学基金(62071124)项目资助

closed-loop feedback stability compared to the prototype device. The relative deviation of magnetic field uniformity ( $\delta_B$ ) is reduced from 5.1% to 1.3% over an operating frequency range of 120~300 kHz. In addition, the steady-state temperature fluctuation within the edge area has increased by approximately 2°C compared to the original case. Furthermore, this proposed system achieves more efficient magnetocaloric conversion in the improved solenoid coil magnetic field compared to existing devices in the literature after combining the driving circuit with the adaptive fuzzy control PID algorithm. This faster and more stable heating performance provides a more efficient hardware solution for the clinical application of magnetic therapy device.

**Keywords:** magnetic hyperthermia; totem pole drive circuit; adaptive fuzzy control; improved solenoid coil; magnetic field uniformity

## 0 引言

磁热疗是一种新兴的肿瘤治疗技术,其原理是通过交变磁场激发磁纳米粒子(magnetic nanoparticles, MNPs)释放热量,在最大限度保护周围健康组织的同时,实现对肿瘤组织的精准杀伤<sup>[1-2]</sup>。值得注意的是,磁热疗的疗效主要取决于交变磁场特性、MNPs性质、生物组织特性以及磁流体注射方案等<sup>[3-4]</sup>。尽管先前的研究已从多个角度对磁热疗进行了深入探讨,主要包括磁场分布的实时模拟与动态控制、磁场发生器的迭代以及温度闭环反馈系统的优化。但针对磁热疗装置的改进研究仍相对缺乏<sup>[5-6]</sup>。磁热疗装置所面临的主要挑战在于如何应对人体组织的多样性<sup>[7]</sup>,并安全有效地治疗人体不同部位的肿瘤<sup>[8]</sup>。

现有磁热疗装置的核心技术主要基于谐振电路,该电路通过高频交流电在等效电感线圈中产生交变磁场。在以往研究中,Cano等<sup>[9]</sup>设计了一种基于全桥逆变电路与谐振电路的磁热疗装置,并通过调节占空比来控制输出功率,但该装置产生的均匀磁场区域仅为0.3 cm<sup>2</sup>难以覆盖尺寸较大的肿瘤。为扩大均匀磁场区域,Zhu等<sup>[10]</sup>采用粒子群算法对主线圈的辅助线圈进行了优化设计。与此同时,Garaió等<sup>[11]</sup>则从磁场发生角度出发,采用线性功率放大器和信号发生器构建了一套磁热疗装置。然而该装置未集成温度闭环反馈系统,因此缺乏温控反馈可能导致治疗不足或过度损伤健康组织。为提高温控精度,Wang等<sup>[12]</sup>将模糊PID控制策略引入磁热疗控制系统,但由于其隶属度函数固定,导致临床应用中出现±2.1°C的稳态误差。此外,Zhang等<sup>[13]</sup>基于Arduino开发平台设计了一款磁热疗装置,但其微处理器算力有限难以满足磁热疗过程中对闭环温度控制的精度要求。综上所述,现有方案在关键性能指标上仍存在明显不足,磁热疗装置在驱动能力、加热效率及其验证、磁场均匀性及控制算法优化等关键环节仍有待进一步完善。

为克服上述不足,本研究研制了一套基于自适应模糊控制PID的磁热疗装置。装置采用光纤温度传感器进行温度监测,能够有效避免治疗过程中施加的强交变磁场影响,系统根据其温度反馈值实时调整PID参数。其

次,本研究还对驱动电路和螺线管线圈进行了优化以提升系统的驱动能力与磁场均匀性。最后,本研究开展了MNPs升温实验,在相同实验条件下与相关文献研究结果及仿真结果进行了对比验证。其中,仿真结果的理论计算条件与实际装置设置相同,采用有限元方法求解几何模型,获得的磁场分布仿真数据作为对比。

## 1 方法及理论

### 1.1 由 MNPs 产热引起的生物传热

在磁热疗过程中,当 MNPs 受到外加交变磁场时,由于弛豫机制或磁滞效应会产生治疗所需的热量<sup>[14]</sup>。该交变磁场可以由通电的螺线管线圈产生,在这种情况下,由安培定律可得<sup>[15]</sup>:

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_e + \mathbf{J}_c + j \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (1)$$

式中:符号 $\nabla$ 表示梯度算子; $\mathbf{H}$ 、 $\mathbf{J}_e$ 、 $\mathbf{J}_c$ 和 $\mathbf{D}$ 分别表示磁场强度、产生磁场的外部电流密度、传导电流密度和电位移矢量。此外,考虑本构关系: $\mathbf{J}_c = \sigma \mathbf{E}$ ,  $\mathbf{H} = \mu_0^{-1} \mu_r^{-1} \mathbf{B}$ 和 $\mathbf{D} = \varepsilon_0 \varepsilon_r \mathbf{E}$ ,式(1)可表示为:

$$\nabla \times \frac{1}{\mu_0 \mu_r} \mathbf{B} = \mathbf{J}_e + \sigma \mathbf{E} + \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (2)$$

式中: $\mu_0$ 、 $\mu_r$ 、 $\sigma$ 、 $\mathbf{E}$ 、 $\varepsilon_0$ 和 $\varepsilon_r$ 分别表示真空磁导率、相对磁导率、电导率、电场强度、真空介电常数和相对介电常数。此外,磁感应强度与电场强度均可通过矢量磁位 $\mathbf{A}$ 相关联,即: $\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A}$ ,  $\mathbf{E} = -\partial \mathbf{A} / \partial t$ 。代入式(2)后通电螺线管线圈磁场可通过式(3)偏微分方程求解。

$$\nabla \times \left( \frac{1}{\mu_0 \mu_r} \nabla \times \mathbf{A} \right) = \mathbf{J}_e - \sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} - \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} \quad (3)$$

在解得磁场强度后,即可根据 MNPs 的性质估算其产热能力。本研究采用的实验样品颗粒直径为10 nm,在此直径下,单个MNP的功率损耗 $P_{MNP}$ 可由Rosensweig理论<sup>[16]</sup>进行计算,即:

$$P_{MNP} = \pi \mu_0 f H_m \chi'' \quad (4)$$

式中: $f$ 和 $H_m$ 分别表示交变磁场的频率与振幅。复磁化率的虚部部分 $\chi''$ 与磁场及 MNPs 的性质相关,其表达式如式(5)所示。

$$\chi'' = \frac{\mu_0 M_s^2 V_M}{3k_B T_0} \cdot \frac{2\pi f \tau_c}{1 + (2\pi f \tau_c)^2} \quad (5)$$

式中:  $k_B$ 、 $V_M$ 、 $M_s$  和  $T_0$  分别表示波尔兹曼常数、单个 MNP 体积、磁流体的饱和磁化强度以及局部温度。此外,弛豫时间  $\tau_e$  为布朗弛豫时间  $\tau_B$  与奈尔弛豫时间  $\tau_N$  的复合,其表达式为  $\tau_e = \tau_B \tau_N / (\tau_B + \tau_N)$ 。

式(4)中的功率损耗仅针对单个颗粒,但可通过引入空间各点的体积分数  $\phi(x, y, z)$  将其转换为磁流体的空间产热率表达式,即  $Q_{MNP} = \phi(x, y, z) \cdot P_{MNP}^{[17]}$ 。随后,该产热项可代入 Pennes 生物热传导方程<sup>[18]</sup>,用于评估含磁流体的生物组织在治疗过程中的温度分布,即:

$$\begin{cases} \rho_0 c_0 \frac{\partial T_0}{\partial t} = \nabla(k_0 \nabla T_0) + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T_0) + Q_{met,0} \\ \rho_1 c_1 \frac{\partial T_1}{\partial t} = \nabla(k_1 \nabla T_1) + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T_1) + \\ Q_{met,1} + \alpha \cdot u(k) \cdot Q_{MNP} \end{cases} \quad (6)$$

式中:下标“0”和“1”分别代表肿瘤区域与健康组织的相应参数; $\rho$ 、 $c$ 、 $k$ 、 $\omega_b$ 、 $T_a$ 、 $Q_{met}$ 、 $\alpha$  以及分别表示密度、比热容、导热系数、血液灌注率、动脉血温度、代谢产热率理论模型与实际情况间的补偿系数以及控制系统的输出量。

### 1.2 控制系统

为实现磁热疗过程中治疗温度的精确控制,本系统以 PID 控制器为核心,通过实时监测生物组织的治疗温度以动态调节 MNPs 的产热量,从而实现治疗温度的精确控制。在实际控制系统中,可将 MNPs 的功率损耗表示为  $Q_{MNP} \cdot u(k)$ ,其中  $0 \leq u(k) \leq 1$  为控制信号,其值为 PID 控制器中比例、积分与微分项的线性组合,具体表达式如式(7)<sup>[19]</sup>所示。

$$\begin{cases} u(k) = u(k-1) + \Delta u(k) \\ \Delta u(k) = K_p [e(k) - e(k-1)] + K_i e(k) + \\ K_d [e(k) - 2e(k-1) + e(k-2)] \end{cases} \quad (7)$$

式中:参数  $K_p$ 、 $K_d$  和  $K_i$  分别代表比例增益、微分增益与积分增益; $e(k)$  为设定温度与当前测量值之间的差值,即  $e(k) = T_r(k) - T(k)$ 。该传统算法虽具有结构简单、易于实现、响应速度快等优点,但在控制非线性和时变系统的应用中仍存在局限性。

为解决上述局限性,研究者将模糊控制理论引入 PID 中形成模糊控制 PID。系统通过引入模糊规则集进行模糊化与模糊推理,最后去模糊化从而达到优化目的,增强了整体系统的鲁棒性。然而,模糊控制 PID 中的固定隶属度函数难以适应时变系统的动态特性,导致闭环响应性能不足。为使控制器具备自适应能力,本研究引入递归最小二乘法 (recursive least squares, RLS) 进行参数估计,克服升温系统时变特性带来的问题<sup>[20]</sup>。RLS 通过最小化模型预测输出与实际输出之间的误差,利用系统最新的实测输入输出数据持续递归计算,实现 PID 参

数在线整定。磁热疗系统的升温过程符合二阶纯滞后模型<sup>[21]</sup>,其等效传递函数可用式(8)微分形式表示为:

$$A(z^{-1})y(k) = z^{-d}B(z^{-1})u(k) + e(k) \quad (8)$$

式中: $d$  为滞后因子;多项式  $A(z^{-1})$  和  $B(z^{-1})$  满足关系式: $A(z^{-1}) = 1 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}$ ,  $B(z^{-1}) = b_0 + b_1 z^{-1}$ ;  $a_1$ 、 $a_2$ 、 $b_0$  和  $b_1$  为待估计参数,通过 RLS 估计得出。因此,式(8)可改写为 RLS 形式<sup>[22]</sup>,即:

$$\begin{cases} y(k) = -a_1 y(k-1) - a_2 y(k-2) + \\ b_0 u(k-d) + b_1 u(k-d-1) + e(k) = \\ \phi^T(k)\theta + e(k) \\ \phi^T(k) = [-y(k-1), -y(k-2), \\ -u(k-d), -u(k-d-1)] \\ \theta(k) = [a_1, a_2, b_0, b_1]^T \end{cases} \quad (9)$$

式中: $y(k)$  表示 RLS 系统输出;回归向量  $\phi^T(k)$  是由前几个采样周期测量的温度值所组成的列向量;参数向量  $\theta(k)$  在控制过程中实时更新,随后识别得到的模型参数将被映射至 PID 控制器。通过联立上述方程,可得本研究提出的 PID 控制策略如式(10)所示。

$$u(k) = \left[ K_p + K_d \frac{1 - z^{-1}}{(1 + z^{-1})} \right] y(k) - K_i \frac{e(k)}{(1 + z^{-1})(1 - z^{-1})} \quad (10)$$

如图 1 所示,通过上述控制策略,自适应模糊控制 PID 系统基于参数识别的结果计算并输出控制信号,进而调节交变磁场参数,实现治疗温度的实时调控。同时,系统通过光纤温度传感器实时监测 MNPs 温度,以不断调整设定值与实际值之间的偏差使之逐渐趋近于 0。因此,该方法能有效提升对时变非线性系统的控制,并具备快速跟踪热疗系统特性变化的能力。

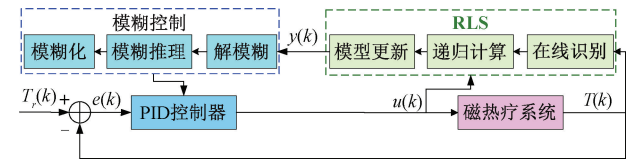


图 1 自适应模糊控制 PID 系统

Fig. 1 Proposed adaptive fuzzy PID control system

### 1.3 硬件平台

图 2 为本研究开发的磁热疗装置系统框架,主要由电源管理、反馈控制、驱动电路、温度监测与冷却系统等多个模块组成。在磁热疗加热过程中,负载的输出频率可能随当前温度及物理性质的变化而改变。若未能及时跟踪并调整负载频率的变化,将导致系统偏离谐振状态<sup>[23]</sup>。为此,本研究采用锁相环模块结合外围调理电路,以实现快速频率跟踪。

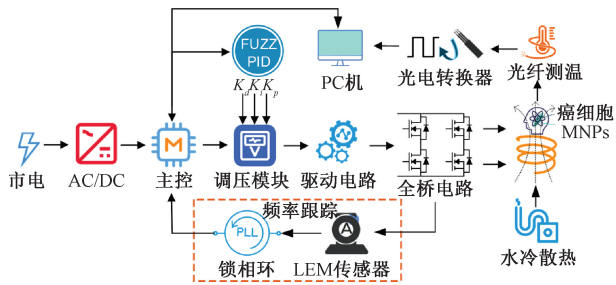


图2 磁热疗装置系统框架

Fig. 2 Framework of proposed magnetic hyperthermia device

如图3所示,负载线圈电流信号经过零比较器转换为方波信号后,输入至锁相环模块。该模块通过相位检测器持续反馈信号与输入信号的相位差,并输出脉冲信号。该脉冲信号进一步控制压控振荡器,通过不断缩小相位差实现相位锁定。图3所示的动态调节过程对驱动信号的响应速度及电流承载能力提出了更高要求。然而,传统磁热疗装置绝大多数是直接通过外部微处理器产生的PWM(pulse width modulation)信号来驱动全桥电路,由于驱动能力有限且开关损耗较高,无法满足高速锁相系统的需求。为实现锁相环电路的应用,本研究提出采用图腾柱驱动电路对微处理器产生的PWM信号进行放大,再将其输入至全桥电路。

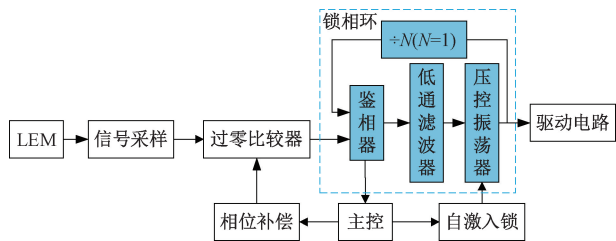


图3 频率跟踪电路

Fig. 3 Frequency tracking circuit

如图4所示,该驱动电路采用基于互补晶体管对的推挽工作模式。这种设计显著提升了驱动电流与边缘速率,从而满足了锁相环电路的动态响应要求。图4所示的电路结构能够提供更大的拉电流和灌电流,并缩短开关管的开启与关断时间。此外,该结构还能通过降低开关损耗来提升驱动能力,同时增强磁场频率的稳定性。开关管中的开关损耗可表示<sup>[24]</sup>为:

$$P_{sw} = f_{sw} [0.5 V_{ds} I_{ds} (t_{rise} + t_{fall})] \quad (11)$$

式中: $f_{sw}$ 、 $V_{ds}$ 、 $I_{ds}$ 、 $t_{rise}$ 和 $t_{fall}$ 分别表示开关频率、漏源极电压和电流以及开关器件的开启和关断时间,在实际应用中通过缩短开启和关断时间来有效降低开关损耗。为防止上下桥臂开关管同时导通导致短路,在开关过程中设置了一定的死区时间,且该时间需满足如式(12)所示条件<sup>[25]</sup>,即:

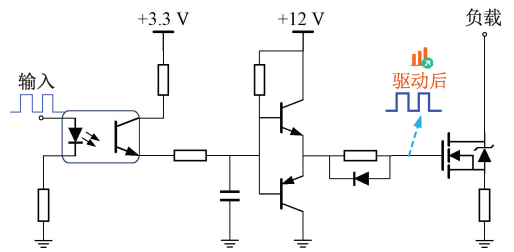


图4 图腾柱驱动电路结构

Fig. 4 Circuit structure diagram for the totem pole driving circuit

$$t_{dead} \approx 0.69 \cdot R \cdot C \geq Q_g / I_{drive} \quad (12)$$

式中: $Q_g$ 和 $I_{drive}$ 分别表示栅极电荷和驱动电流,在本文实际电路设计中,通过在图4驱动电路前端引入RC延时电路来实现。因此需对延时电路中的电阻值 $R$ 与电容值 $C$ 进行合理选择以确保满足式(12)。

#### 1.4 磁场均匀性改进

用于产生所需磁场的负载线圈输出电流由硬件平台所控制,而磁场均匀性则与负载线圈的结构密切相关<sup>[26]</sup>。本研究基于磁场叠加原理<sup>[27]</sup>,通过在传统螺线管主线圈外侧增设两个辅助线圈以优化其磁场均匀性。当辅助线圈中通入与主线圈方向相同的电流时,辅助线圈产生的补偿磁场与主磁场叠加,可部分抵消磁场在端部出现的衰减现象。

本研究采用分段梯度绕制,旨在提高磁场均匀性,即线圈中部匝数密度保持恒定但在两端逐步增加。具体而言,本研究通过以下两方面对传统螺线管线圈结构进行改进:首先,在不改变中部匝数密度和总匝数的前提下,将线圈端部匝数密度提高10%,以补偿端部磁场衰减;其次,在主线圈轴向端部外侧各增设一组小型辅助线圈,每组由两个匝数密度更高的紧凑型线圈构成。如图5为螺线管线圈改进前后的结构对比。

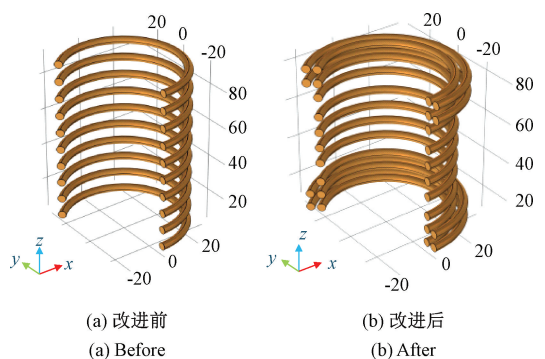


图5 改进前后螺线管线圈结构

Fig. 5 Structure of the solenoid coils before and after improvement

为了评估磁场均匀性的改进效果,本研究考虑了相对偏差度  $\delta_B$ , 其定义如式 (13) 所示。

$$\delta_B = \frac{\max(B) - \min(B)}{\bar{B}} \times 100\% \quad (13)$$

式中:  $\bar{B}$ 、 $\max(B)$  和  $\min(B)$  分别表示待测区域的磁场强度平均值、最大值和最小值,该评估指标在本研究后续讨论中同样适用于仿真阶段和物理验证阶段。

## 2 系统实现和性能测试

本章主要介绍上述所提及的硬件平台与自适应模糊控制 PID 算法的配置、验证驱动电路与自适应模糊控制系统的性能,验证所提螺线管线圈所产生磁场的均匀性,以及使用所搭建平台进行的加热实验结果。

### 2.1 实验平台搭建

本研究搭建的实验平台参数根据磁热疗应用需求确定:所施加磁场强度需  $>5$  mT, 频率范围为  $100 \sim 300$  kHz。实验采用的水基磁流体由直径  $10$  nm、密度  $1.2$  g/cm<sup>3</sup> 的 MNP<sub>s</sub> 制备而成。

如图 6 所示,该实验平台主要由电源模块、磁场发生电路、水冷系统、主控系统及基于光纤的温度测量系统构成。整体装置采用模块化设计,可实现磁场发生、温度监测与加热功率控制的闭环控制。电源模块输出可调电压为后续电路供电;磁场发生电路基于全桥逆变器与前述图腾柱驱动电路;温度测量模块采用配备荧光温度传感探头的石英光纤与光电转换模块,基于温度对荧光衰减速率的影响实现精确测温。

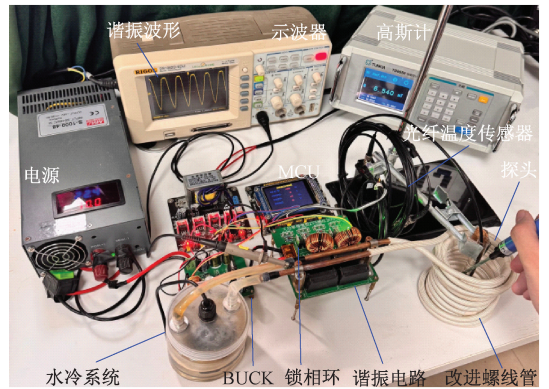


图 6 实验平台

Fig. 6 Proposed experimental platform

### 2.2 图腾柱电路性能分析

为分析所提出驱动电路的影响,使用示波器采集了谐振电路在加装该电路前后关键节点的波形。如图 7(a) 所示,经过图腾柱驱动前(CH1 通道)微处理器输出信号的峰值电压仅为  $3.31$  V,而经过驱动后(CH2 通道)峰值电压达到  $6.6$  V。此外,图腾柱电路可为负载线圈提供强大的上拉和下拉电流,并因在关断期间引入负电压将上升时间从  $76.1$  ns 缩短至  $7.53$  ns,直接降低了开关损耗。通过分析图腾柱电路对电流的放大效应,实测有效电流值从微处理器输出端的  $21$  mA 提升至驱动后的  $0.72$  A,这使得晶体管能更快达到饱和状态。与此同时从图 7(b) 可见,全桥电路的桥臂测量节点输出占空比严格保持占空比为  $50\%$  的互补方波。在谐振状态下,负载波形呈现工作频率为  $130$  kHz 的正弦波,如图 7(c) 所示。

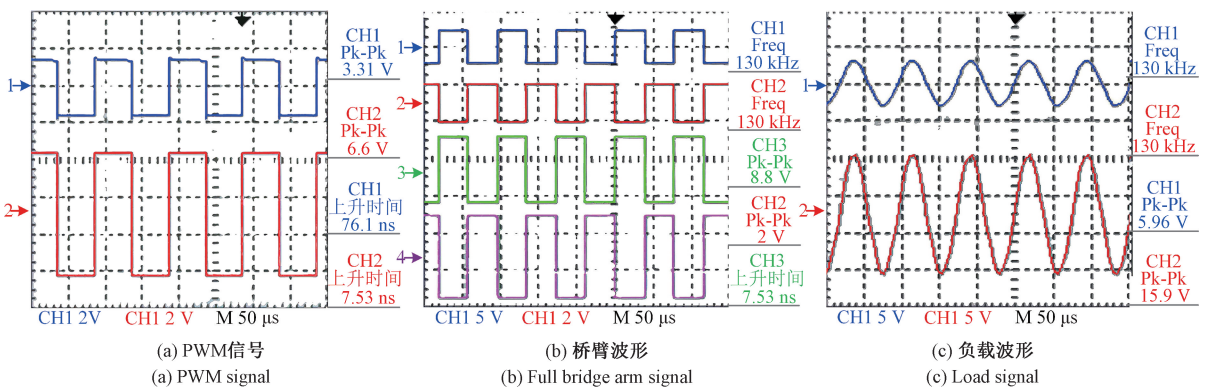


图 7 图腾柱驱动电路驱动前后不同输出波形对比

Fig. 7 Comparison of different output waves before and after the totem pole circuit drive

综上,这 3 组波形均未出现失真,既证明了图腾柱电路更优异的驱动能力,也间接证明系统实现了零电压开关技术(zero-voltage switching, ZVS)。

表 1 列出了有无图腾柱驱动电路时输出信号的主要

参数。可以看出,驱动电路主要体现为对电压幅值、电流大小、开关速度及驱动能力的提升。

### 2.3 自适应模糊控制 PID 算法性能分析

本文通过在恒定环境温度与环境温度发生突变的两

表1 驱动前后输出信号参数对比

Table 1 Comparison of output signal parameters before and after driving

参数	驱动前	驱动后
电压/V	3.31	6.6
电流/mA	21	0.721
上升时间/ns	76.1	7.5
占空比/%	50	50

种场景下进行实验验证了所提出的控制算法性能,并与传统PID算法进行了对比。实验结果如图8所示,在相同实验条件下,从瞬态响应和稳态响应两个方面对两种算法进行了比较。由图8(a)可见,所提出的自适应控制器不仅瞬态响应更快,在稳态时的波动也更小。自适应模糊控制算法约100 s即可进入稳态,而传统算法需要约200 s才能使系统稳定。这一成效得益于模糊控制与RLS耦合形成的双模自适应调整架构,该耦合方法结合了模糊逻辑的非线性映射能力和RLS的在线参数优化能力。控制器利用每次RLS迭代获得的系统模型,实时更新PID系数矩阵 $K(t) = [K_p(t), K_i(t), K_d(t)]^T$ 。图8(c)为环境温度突变时的控制结果,结合图8(d)可以看出,所提出的自适应系统通过增大积分项来快速实现稳态响应,并在接近设定值时自动减小比例系数以抑制超调。

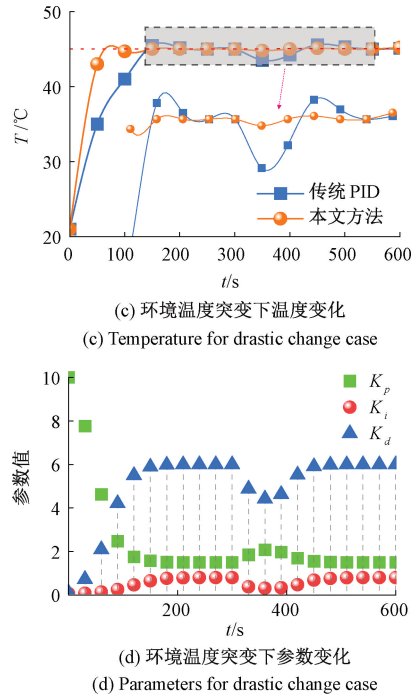
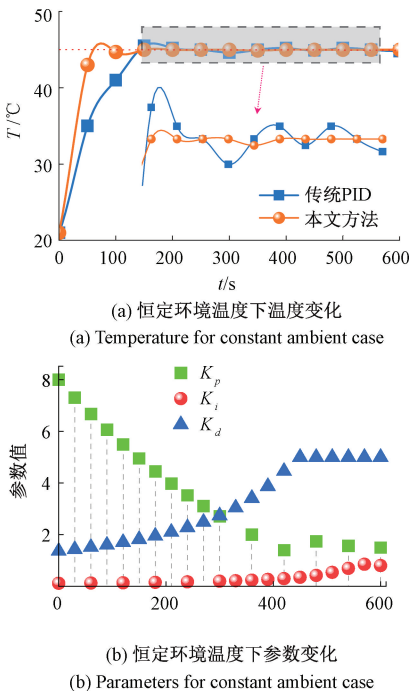


图8 不同控制算法在不同环境温度下的温度上升时间响应及参数调节过程

Fig. 8 Time response of the temperature rise and parameter adjustment process considering different control algorithms under different ambient temperature cases

2.4 螺线管磁场均匀性分析

本节通过有限元法,在合理的边界条件和初始条件下验证了所提出的改进型螺线管线圈在改善磁场均匀性方面的有效性。图9展示了在相同条件下,改进前后螺线管线圈磁场的空间分布情况。从图9(a)可以看出,传统螺线管的磁场强度在中心区域较高,但在靠近轴向两端时大幅衰减;而由图9(b)可以看出,线圈的端部衰减现象减小,改进后的螺线管线圈能增强磁场强度并改善其均匀性。虽然改进后的螺线管在两端同样呈现衰减趋势,但其衰减程度远小于传统螺线管。

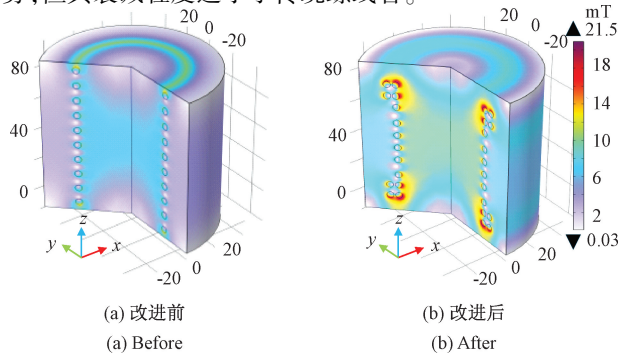


图9 改进前后螺线管线圈的空间磁场分布

Fig. 9 Spatial distribution of magnetic field in the solenoid coil before and after the proposed improvement

在实物验证环节中本研究绕制了两种与上述建模相对应的螺旋线圈,并采用高斯计进行了物理验证。将沿线圈  $x$ 、 $y$ 、 $z$  轴中心线的实验测量值与数值模型仿真理论值进行了对比。为减少实验误差,每个测量点连续采集 10 s 数据,并取平均值进行分析。如图 10 所示,两种情况下实验测量值均与理论值高度吻合,在其他测量位置也观察到类似趋势。图 10 中的离散点和曲线分别对应实测数据和仿真结果。端部效应的最大衰减幅度由改进前的 46% 显著降低至改进后的 19.7%。根据实测数据代入式 (12) 计算,所定义的相对偏差  $\delta_b$  由改进前的 5.1% 降至改进后的 1.3%,这进一步证实了所提出改进结构方案的有效性。此外,虽然数值模型与实验结果之间存在约 0.47 mT (约 6.6%) 的最大误差,但该误差值小于改进型螺旋管带来的性能提升幅度。此误差可归因于高斯计的固有测量不确定度、探头定位偏差以及高频工作下金属支架因发热产生的感应磁场影响等。

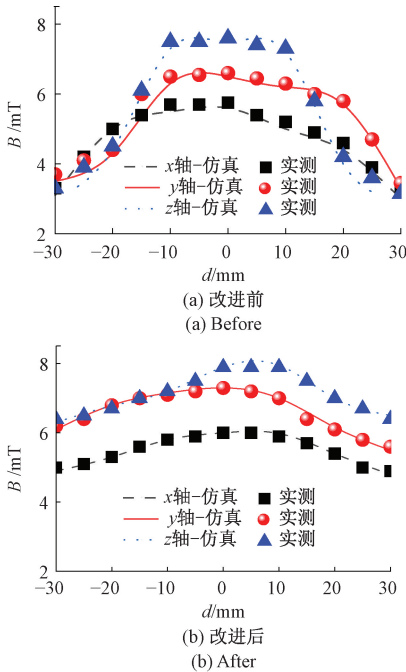


图 10 改进前后不同轴上的磁场强度情况  
Fig. 10 Situation of magnetic field strength along different axes before and after improvement

同时,为分析磁场均匀性改进对治疗温度的影响,本文在螺旋线圈磁场的中心治疗区域沿  $x$ 、 $y$ 、 $z$  三轴的不同点处进行加热实验,绘制出如图 11 所示的温度变化曲线。可以看出,改进后的线圈通过结构优化,有效补偿了端部磁场衰减,边缘治疗区域内的稳态温度波动提升了约  $2^{\circ}\text{C}$ ,故其边缘区域均匀性相比改进前装置得到有效改进。

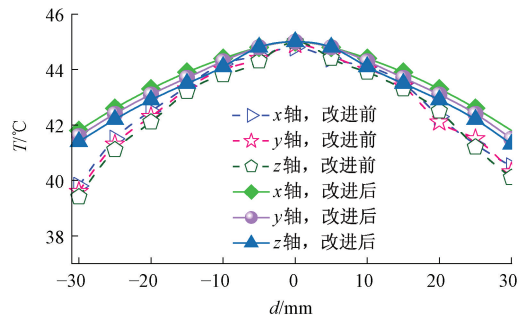


图 11 改进前后不同轴上的温度情况  
Fig. 11 Situation of temperature along different axes before and after improvement

### 2.5 利用实验平台验证升温效果

本节验证了采用优化后螺旋线圈装置的升温实验结果。实验选取的 3 组磁流体剂量均为 3 mL,浓度分别为 5、10、15 mg/mL。首先在 180 kHz 工作频率的磁场下进行升温测试,而后第 2 次实验固定使用 15 mg/mL 浓度的样品,分别施加 130、180、220 kHz 不同频率的磁场。从图 12 可以看出,磁流体浓度和磁场频率均与 MNP<sub>s</sub> 吸收能量呈正相关关系,具体表现为升温速率随参数的增加而加快。

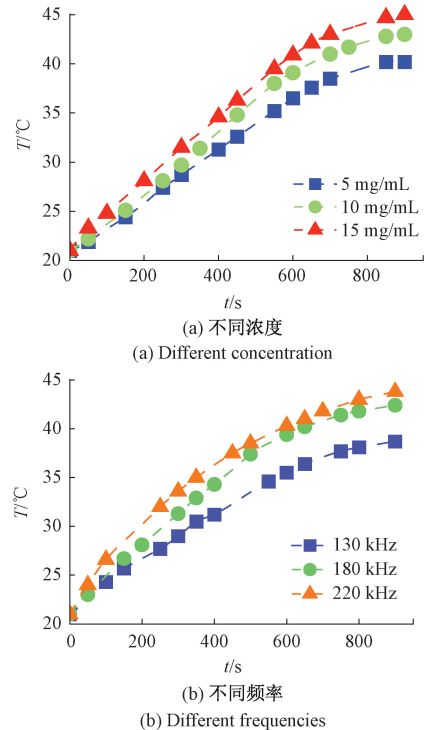


图 12 不同参数下的升温情况  
Fig. 12 Temperature rising situation under different cases

图 13 展示了不同装置的 MNP<sub>s</sub> 温度变化  $\Delta T$  随时间的变化情况,包括改进前、后装置、Feng 等<sup>[28]</sup> 与 Valadez

等<sup>[29]</sup>的研究装置,以及理论计算情况。理论升温值由 Rosensweig 模型推导得出,其表达式为:  $\Delta T = P_{MNP} \Delta t / c_{MNP}$ <sup>[16]</sup>。所有案例均采用 10 mg/ml 的磁流体浓度和 180 kHz 频率的磁场。由图 12 可以看出,改进后装置的升温速率提高至 0.96°C/min,高于 Feng 等<sup>[28]</sup>研究结果的 0.67°C/min 和 Valadez 等<sup>[29]</sup>研究结果的 0.8°C/min。由此可得出结论:相较于文献中已有案例,改进后的磁热疗装置能有效提高升温效率。

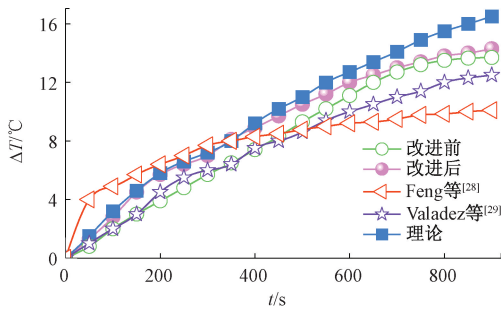


图 13 不同装置与理论升温情况对比

Fig. 13 Comparison of different devices and theoretical temperature rise conditions

### 3 结 论

本研究提出了一种基于图腾柱驱动电路与改进型螺线管线圈的磁热疗装置,通过利用自适应模糊控制算法以实现 MNPs 产热的闭环调控。实验结果以升温情况为指标,比较了不同浓度 MNPs 和不同工作频率下的热疗效果。实验结果表明,当采用图腾柱驱动电路与 ZVS 时,磁场发生装置中功率开关器件的上升/下降时间可缩短 90%。研究证实,所提出的自适应控制算法能根据温度传感器实时测量值动态调整控制参数,在提升温度控制稳定性的同时缩短系统整定时间。研究还发现,通过优化线圈匝数比并引入辅助线圈能有效改善了磁场的空间均匀性,磁场均匀性相对偏差  $\delta_b$  从 5.1% 降至 1.3%。此外,实验数据亦表明采用改进型螺线管线圈的磁热疗装置 MNPs 升温速度更快,且与理论最优值吻合度更高。综上所述,本系统能显著提升磁热疗过程中磁场均匀性与加热速率的精确度及稳定性。

### 参考文献

[1] SURAJ K S, TATARA G, KATAYAMA-YOSHIDA H, et al. Tuning the curie temperature of  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  to achieve automated magnetic hyperthermia[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2025, 61(6): 1-5.

[2] 姜峰,蔡雷,陈亚珠. 基于 ARM 内核的嵌入式肿瘤热疗系统[J]. 仪器仪表学报, 2006, 27(2): 123-127.

JIANG F, CAI L, CHEN Y ZH. Ultrasound hyperthermia system based on embeded system with ARM kernel [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2006, 27(2): 123-127.

- [3] CRISTOFARO A, VENDITTELLI M. Multiple-model adaptive observers for the bio-heat equation with in-domain pointwise outputs [J]. IEEE Control Systems Letters, 2025, 9: 625-630.
- [4] RANA P, GARIMA, DEVI S, et al. Magnetic hyperthermia-based therapies for cancer targeting: Current progress and future perspectives [J]. Medical Oncology, 2025, 42(10): 453.
- [5] KAGAMI T, KUWAHATA A, YABUKAMI S. Treatment temperature and magnetic field distribution for magnetic hyperthermia using magnetic nanoparticles [J]. IEEE Transactions on Electrical and Electronic Engineering, 2024, 19(5): 755-758.
- [6] LEI S, HE J, GAO P L, et al. Magnetic particle imaging-guided hyperthermia for precise treatment of cancer: Review, challenges, and prospects [J]. Molecular Imaging and Biology, 2023, 25(6): 1020-1033.
- [7] ZHANG L X, ALIMU G, DU ZH, et al. Functionalized magnetic nanoparticles for NIR-induced photothermal therapy of potential application in cervical cancer [J]. ACS Omega, 2023, 8(24): 21793-21801.
- [8] ZHANG L X, LI Q F, LIU J X, et al. Recent advances in functionalized ferrite nanoparticles: From fundamentals to magnetic hyperthermia cancer therapy [J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2024, 234: 113754.
- [9] CANO M E, BARRERA A, ESTRADA J C, et al. An induction heater device for studies of magnetic hyperthermia and specific absorption ratio measurements [J]. Review of Scientific Instruments, 2011, 82(11): 114904.
- [10] ZHU X H, LIU CH CH, SU H, et al. Design of improved four-coil structure with high uniformity and effective coverage rate [J]. Heliyon, 2023, 9(4): 15193.
- [11] GARAIO E, COLLANTES J M, PLAZAOLA F, et al. A multifrequency eletromagnetic applicator with an integrated AC magnetometer for magnetic hyperthermia experiments [J]. Measurement Science and Technology,

- 2014, 25(11): 115702.
- [12] WANG W CH, TAI CH CH. Magnetic induction of hyperthermia by a modified self-learning fuzzy temperature controller [J]. *Review of Scientific Instruments*, 2017, 88(7): 074702.
- [13] ZHANG L Z, LIU Z Y, LIU Y M, et al. Ultrathin surface coated water-soluble cobalt ferrite nanoparticles with high magnetic heating efficiency and rapid in vivo clearance[J]. *Biomaterials*, 2020, 230: 119655.
- [14] BUI M P, LE T A, YOON J. A magnetic particle imaging-based navigation platform for magnetic nanoparticles using interactive manipulation of a virtual field free point to ensure targeted drug delivery [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2021, 68(12): 12493-12503.
- [15] RAPETTI F, ROUSSEAU G. On quasi-static models hidden in Maxwell's equations [J]. *Applied Numerical Mathematics*, 2014, 79: 92-106.
- [16] ROSENSWEIG R E. Heating magnetic fluid with alternating magnetic field [J]. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2002, 252: 370-374.
- [17] 汤云东, 苏航, 鲁道夫 C. C 弗莱施, 等. 考虑质量扩散的瘤内磁流体分布对磁热疗影响研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(12): 146-156.  
TANG Y D, SU H, FLESCHE R C C, et al. Effect of intratumoral nanofluid distribution on magnetic hyperthermia considering mass diffusion [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(12): 146-156.
- [18] 刘常春, 杨静, 于欣蕾, 等. 人体上臂温度场模拟及其实现 [J]. *仪器仪表学报*, 1999, 20(1): 78-80.  
LIU CH CH, YANG J, YU X L, et al. Imitation and realization of temperature field for human forearm [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 1999, 20(1): 78-80.
- [19] TANG Y D, FLESCHE R C C, JIN T. Optimization approach for complete magnetic hyperthermia model considering open magnetic field device [J]. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 2025, 629: 173340.
- [20] LAI B, BERNSTEIN D S. Efficient batch and recursive least squares for matrix parameter estimation [J]. *IEEE Control Systems Letters*, 2024, 8: 1403-1408.
- [21] SHARMA A, JANGAM A A, YUNG SHEN J L, et al. Design of a temperature-feedback controlled automated magnetic hyperthermia therapy device [J]. *Frontiers in Thermal Engineering*, 2023, 3: 1131262.
- [22] MAO Y, BAO J T, ZHANG Y B, et al. An ultrafast variable forgetting factor recursive least square method for determining the state-of-health of Li-Ion batteries [J]. *IEEE Access*, 2023, 11: 141152-141161.
- [23] 曹益恺, 王德波. 高性能多方向双圆弧形压电能量收集系统 [J]. *仪器仪表学报*, 2024, 45(3): 26-34.  
CAO Y K, WANG D B. High performance multi-directional dual circular piezoelectric energy harvester [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2024, 45(3): 26-34.
- [24] ESTEVE V, JORDAN J, SANCHIS-KILDERS E, et al. Enhanced pulse-density-modulated power control for high-frequency induction heating inverters [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2015, 62(11): 6905-6914.
- [25] GUHA A, NARAYANAN G. Impact of dead time on inverter input current, DC-link dynamics, and light-load instability in rectifier-inverter-fed induction motor drives [J]. *IEEE Transactions on Industry Applications*, 2018, 54(2): 1414-1424.
- [26] 曾周末, 许恩蕾, 黄新敬, 等. 高灵敏低压电磁感应式滑油磨屑传感器 [J]. *仪器仪表学报*, 2022, 43(2): 1-9.  
ZENG ZH M, XU EN L, HUANG X J, et al. High-sensitivity, low-voltage lubricating oil wear debris sensor based on electromagnetic induction [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2022, 43(2): 1-9.
- [27] TANG Y D, DING Y B, JIN T, et al. Improvement for magnetic field uniformity of helmholtz coils and its influence on magnetic hyperthermia [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2023, 72: 1-8.
- [28] FENG X H, GAO F, ZHENG Y J. Photoacoustic-based close-loop temperature control for nanoparticle hyperthermia [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2015, 62(7): 1728-1737.
- [29] VALADEZ E E M, ULIANA J H, VICENTE T T, et al. Fully-automated theranostic system integrating magnetomotive ultrasound and magnetic hyperthermia [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2025, 74: 4002911.

## 作者简介



汤云东(通信作者),2006年于哈尔滨工业大学获得硕士学位,2019年于福州大学获得博士学位,现为福州大学副教授,主要研究方向为生物医学电子信息技术的多学科交叉应用等。

E-mail:tangyundong@fzu.edu.cn

**Tang Yundong** (Corresponding author) received his M. Sc. degree from Harbin Institute of Technology in 2006, and his Ph. D. degree from Fuzhou University in 2019. He is currently an associate professor at Fuzhou University. His main research interests include interdisciplinary application of biomedical electronic information technology.



张颖昊,2024年于闽江学院获得学士学位,现为福州大学在读硕士研究生,主要研究方向为生物医学电子信息技术。

E-mail:241127124@fzu.edu.cn

**Zhang Yinghao** received his B. Sc. degree from Minjiang University in 2024. He is currently a master's student at Fuzhou University. His main research interest includes biomedical electronic information technology.



金涛,分别在1998年和2001年于燕山大学获得学士学位和硕士学位,2005年于上海交通大学获得博士学位,现为福州大学教授,主要研究方向为在线测量技术和智能电网新技术。

E-mail:jintly@fzu.edu.cn

**Jin Tao** received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Yanshan University in 1998 and 2001, respectively, and his Ph. D. degree from Shanghai Jiaotong University in 2005. He is currently a professor at Fuzhou University. His main research interests include on-line measurement technology and new technologies in smart grids.



**Rodolfo C. C. Flesch**,2006年于巴西圣卡塔琳娜州联邦大学获得学士学位,2008年和2012年于巴西圣卡塔琳娜州联邦大学分别获得硕士和博士学位,现为巴西圣卡塔琳娜州联邦大学教授,主要研究方向为控制和自动化工程等。

E-mail:rodolfo.flesch@ufsc.br

**Rodolfo C. C. Flesch** received his B.Sc. degree from Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) in 2006, and his M.Sc. and Ph.D. degrees both from UFSC in 2008 and 2012, respectively. He is currently a professor at UFSC. His main research interests include control and automation engineering.