

基于多通道热流的核心体温监测探头优化设计

戴峤喆, 陶为戈*

江苏理工学院电气信息工程学院, 江苏 常州

收稿日期: 2025年3月26日; 录用日期: 2025年5月12日; 发布日期: 2025年5月21日

摘要

核心体温是一项重要的人体生理参数,也是医学诊疗的重要依据。临床上需要对患者核心体温进行无创、连续、准确监测。现有热流通道法测量核心体温普遍存在监测探头体积大、热平衡时间长等问题。本文结合生物热传导理论与多源热流耦合机制,设计一种改进的多通道热流法核心体温监测探头。首先,对核心体温监测探头结构进行优化设计,在导热域内引入疏松孔洞提高热流通道温度梯度,提升测温效率;其次,采用拉丁超立方采样与代理模型实验设计方法,在有限实验次数条件下,优选三组热流通道尺寸参数;最后,通过对比分析不同隔热外壳材料的测量精度、成型工艺特性,综合评估选定隔热外壳材料。实验结果表明,经过优化设计的核心体温监测探头,相较于传统不含孔洞结构的监测探头,最大测量误差小于 0.2°C ,测量时间显著缩短至 $18\sim 19\text{ min}$;相较于核心体温监测探头其他同类研究,在保证测温精度的同时,监测探头体积缩小 50% ,热平衡时间缩短约10分钟。

关键词

人体核心体温监测, 多通道热流法, 监测探头结构设计, 拉丁超立方, 代理模型

Optimization Design of CBT Monitoring Probe Based on Multi-Channel Heat Flow

Qiaozhe Dai, Weige Tao*

School of Electrical and Information Engineering, Jiangsu University of Technology, Changzhou Jiangsu

Received: Mar. 26th, 2025; accepted: May 12th, 2025; published: May 21st, 2025

Abstract

Core body temperature is an important physiological parameter of the human body and a significant basis for medical diagnosis and treatment. Clinically, it is necessary to monitor the core body temperature of patients non-invasively, continuously and accurately. Current thermal flux channel

*通讯作者。

文章引用: 戴峤喆, 陶为戈. 基于多通道热流的核心体温监测探头优化设计[J]. 传感器技术与应用, 2025, 13(3): 384-398. DOI: 10.12677/jsta.2025.133038

methods for core temperature measurement commonly suffer from issues such as bulky probe dimensions and prolonged thermal equilibrium time. This study integrates bioheat transfer theory with multi-source thermal flux coupling mechanisms to design an enhanced multi-channel thermal flux probe for core temperature monitoring. The design process comprises three systematic phases: First, structural optimization of the probe introduces porous cavities within the thermal conduction domain to amplify temperature gradients in thermal flux channels, thereby improving measurement efficiency. Second, the Latin Hypercube Sampling method combined with surrogate model experimental design identifies optimal dimensional parameters under limited experimental iterations. Third, comprehensive evaluation of thermal insulation shell materials is conducted through comparative analysis of measurement accuracy and molding process characteristics. Experimental results demonstrate that compared to non-porous core temperature monitoring probes, the optimized probe reduces thermal equilibrium time to 18~19 minutes while maintaining a maximum measurement error below 0.2°C. When benchmarked against existing studies on core temperature monitoring probes, the proposed design achieves 50% volume reduction and approximately 10-minute shortening of thermal equilibrium time without compromising measurement precision.

Keywords

Human Core Body Temperature Monitoring, Multi-Channel Heat Flow Method, Structural Design of Monitoring Probes, Latin Hypercube, Surrogate Model

Copyright © 2025 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

核心体温指人体胸腔、腹腔及中枢神经系统的温度, 是人体一项重要生理参数, 也是医学诊疗的重要依据。传统体表温度测量(如腋下或口腔测温)无法反映深层组织的温度状态[1], 因此临床上需要对患者核心体温进行无创、精确、连续监测。

当前核心体温监测技术主要分为侵入式与非侵入式。侵入式方法(直肠测温、膀胱测温、肺动脉穿刺测温等)虽具有较高精度, 但存在操作创伤风险及患者依从性问题; 非侵入式技术中的红外测温、超声波测温等则受限于空间分辨率不足与设备成本过高[2], 制约其临床应用。本研究采用的热流通道法通过建立生物传热模型, 基于体表温度数据计算核心温度, 实现非侵入持续监测。该方法在监测探头-皮肤表面建立热量流动通道, 兼顾测量精度、患者舒适度与设备经济性, 已成为核心温度监测领域的主流技术方案[3]。

通道热流法根据测量原理的差异主要可划分为零通道热流法、单通道热流法和双通道热流法三大类。需要指出的是, 通道热流法虽然测量便捷、成本低廉, 但在实际应用中仍存在以下局限性: 其一, 受环境温度波动及皮肤表面热阻分布不均匀的影响, 易产生系统性误差; 其二, 热平衡建立所需时间周期过长, 影响测量效率; 其三, 传感器体积较大导致可穿戴性和患者舒适度降低[4]。针对上述问题, 国内外诸多学者通过结构优化与材料改性等方式, 开展了多维度的技术改进研究。例如 Huang 等[5]提出双传感器堆叠结构创新方案, 采用上下凸台式布局并在监测探头表面沉积金属铝层, 通过抑制热辐射效应及约束横向热流扩散, 有效提升径向温度梯度的测量稳定性; 李永华[6]与王球[7]分别设计了内置加热单元的监测探头, 通过主动控温机制缩短热平衡时间; Feng 等[8]对监测探头的传热介质进行改进, 在传统的聚二甲基硅氧烷(PDMS)材料中掺入碳酸钙粉末, 提高传热介质导热系数、加快热响应速度; Tanaka 等[9]基

于热流汇聚原理对监测探头进行拓扑优化, 引入圆台状铝片结构并配合顶部微孔设计, 显著降低了横向热流散失; Fang 等[10]则定量分析了外壳材料导热系数与测温速率的关系, 进而在外壳中引入尼龙玻璃纤维混合物以提升其隔热能力。尽管上述改进策略在缩短热平衡时间与降低测量误差方面展现出一定成效, 但其技术应用仍存在双重局限性。一方面, 当前优化方案主要适配于大体积核心体温监测探头(半径 $\geq 5 \text{ mm}$, 高度 $\geq 8 \text{ mm}$) [11], 当探头尺寸缩减至微型化范围(半径 $< 3 \text{ mm}$, 高度 $< 5 \text{ mm}$)时, 其热传导效率增益也将衰减; 另一方面, 在核心体温测量领域, 现有方法所需热平衡时间仍普遍维持在 30 min 以上, 难以满足临床实时监测需求[12]。为解决这一问题, 本文基于生物热传导理论与多源热流耦合机制, 对多通道核心体温监测探头进行结构、尺寸参数和隔热外壳材料方面的改进, 保证测温精度的同时缩短热平衡等待时间、减小探头体积。首先, 通过人体传热学理论推导出多通道核心体温测量方程; 其次, 对核心体温监测探头结构进行优化设计, 在导热域内引入疏松孔洞提高热流通道温度梯度, 提升测温效率; 再次, 采用拉丁超立方采样结合代理模型的实验设计方法, 在有限实验次数条件下确定最优尺寸组合参数; 最后, 通过对比分析不同隔热外壳材料的测量精度、成型工艺特性, 综合评估选定隔热外壳材料。

2. 多通道热流法的热力学原理

2.1. 人体传热学模型

多通道热流法的理论基础是傅里叶导热定律, 反映的是人体核心到皮肤表面的热量流动过程。根据热力学定律可知, 由于热传递的存在, 使得热量从温度高的物体传到温度低的物体, 或者从物体的高温部分传到低温部分。发生热传递的唯一条件是存在温度差, 与物体的状态, 物体间是否接触都无关[13]。热传递的结果是温差消失, 即达到热平衡。热传递有三种形式, 分别是热传导、热对流和热辐射。

固体的热传导过程可以由傅里叶定律描述, 如式(1)所示。

$$q_x'' = -k \frac{dT}{dx} \quad (1)$$

其中, q_x'' 为 x 方向上的热流密度, 其表示在与热量传递方向垂直的单位面积上的传热速率, T 为温度; x 为热传递方向的坐标; k 为热导率。由式(1)可知热流密度 q_x'' 正比于温度梯度 $\frac{dT}{dx}$, 且热流方向与温度梯度方向相反。式(1)是傅里叶导热定律的一维形式。在三维空间中, 其公式如式(2)所示。

$$q'' = -k \nabla T = -k \left(i \frac{\partial T}{\partial x} + j \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \quad (2)$$

式中, q'' 是热流密度, 单位为 W/m^2 ; $T(x, y, z)$ 为标量形式的温度场, ∇ 为三维倒三角算子。式(2)表示的是穿过某一个面的热流密度与该面法线方向上的温度梯度的关系。这意味着发生热传导的介质各向同性, 即其热导率与坐标方向无关。则三维坐标中的导热微分方程可表示为:

$$q'' = \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] + q' \quad (3)$$

其中, q' 表示微元体单位域中单位体积在单位时间内产生的热能。式(3)可以计算研究对象所在域中的任意一点处, 由热传导形式带来的能量变化, 进而计算出温度。

2.2. 多通道热流法测温模型

多通道热流法的实质是在皮肤表面建立若干热流通道, 测量从人体核心到皮肤表面的热量流动[14]。热力学第二定律表明, 热量能够自发的从物体的高温部位流向低温部位, 即从人体内部流向皮肤表面。

通过在皮肤表面设置包含两个感温元件的核心体温监测探头, 能够建立一个只有纵向热量流动、没有横向热流散失的理想模型, 称为热流通道。以三热流通道为例, 其基本原理如图 1 所示。

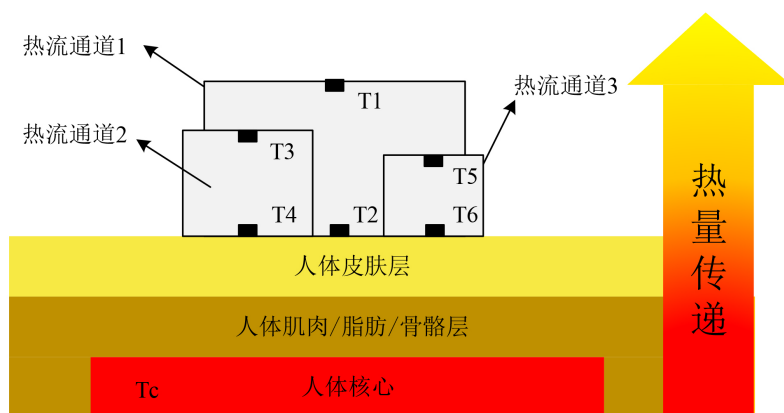


Figure 1. Basic principle diagram of multi-channel thermal flow method
图 1. 多通道热流法基本原理图

图 1 中, 热量自人体核心处向皮肤表面和监测探头流动, 形成热流通道。在监测探头的上下端分别设置感温元件, 其温度分别为 $T_1 \sim T_6$; 人体核心处的温度为 T_c , 假设其恒定。多通道热流法测温时, 人体与监测探头组成的系统达到热平衡, 可以得到核心温度计算表达式, 如式(4)所示:

$$\begin{cases} \frac{T_c - T_1}{R_s} = \frac{T_1 - T_2}{R_1} \\ \frac{T_c - T_3}{R_s} = \frac{T_3 - T_4}{R_2} \\ \frac{T_c - T_5}{R_s} = \frac{T_5 - T_6}{R_3} \end{cases} \quad (4)$$

其中, T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 、 T_6 分别为每个监测探头中上下两个感温元件测量的温度数据, T_c 为待求的核心温度, R_s 为人体组织的热阻, R_1 、 R_2 、 R_3 为监测探头材料的阻值。

分析式(4)可知, R_1 、 R_2 、 R_3 的值与选用的监测探头材料有关; 人体组织热阻 R_s 受人体的电解质含量、脂肪含量乃至健康状况等因素影响, 不同个体间差异较大, 因而不利于实际测量。但对于同一测温对象的同一测温部位而言, R_s 可近似看作相等。因此, 可以两两联立式(4)中的三个表达式, 从而消去人体热阻 R_s 。可以得到式(5):

$$\begin{cases} T_{c1} = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_3)}{(T_2 - T_4) - (T_1 - T_3)} \cdot \frac{R_2}{R_1} \\ T_{c2} = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_5)}{(T_2 - T_6) - (T_1 - T_5)} \cdot \frac{R_3}{R_1} \\ T_{c3} = T_2 + \frac{(T_3 - T_4)(T_3 - T_5)}{(T_4 - T_6) - (T_3 - T_5)} \cdot \frac{R_3}{R_2} \end{cases} \quad (5)$$

式中, T_{c1} 、 T_{c2} 、 T_{c3} 分别为式(4)中三个表达式两两联立得到的核心温度; R_1 、 R_2 、 R_3 的值与监测探头的材料、尺寸、形状有关, 一旦核心体温监测探头设计制作完成, 则其数值均不再变化。因此可以通过预实验在测量前确定这一数值。

前文提到, 对于同一测温对象的同一测温部位而言, R_s 可近似看作相等。需要注意的是, 在实际测量中, 人体皮肤与监测探头贴合部位的面积虽然很小, 但仍存在皮肤或组织热阻分布不均的情况, 会对测量结果带来误差。因此, 在完成式(5)的计算到 T_{c1} 、 T_{c2} 、 T_{c3} 后, 需要对三组热流通道计算的核心温度值取平均并添加一温度补偿值 C , 以抵消皮肤热阻分布不均导致的误差。该补偿值可以在预实验中加以确定。具体表达式为:

$$T_c = \frac{1}{3} \cdot (T_{c1} + T_{c2} + T_{c3}) + C$$

(6)

3. 多通道热流核心体温监测探头优化设计

在 COMSOL Multiphysics 中建立人体脊柱模型。COMSOL 是一款功能强大的多物理场仿真软件, 广泛应用于工程和科学研究领域。它支持多种物理场的耦合仿真, 包括流体动力学、电磁学、结构力学、声学等, 能够精确地分析实际工程问题。同时, COMSOL 预留了丰富的外部接口, 可以用于和 MATLAB、SOLIDWORKS、CAD 等平台进行联合仿真。

3.1. 核心体温监测探头模型的建立

模型的整体几何结构如图 2 所示。每个监测探头均包括内部导热域和隔热外壳。其中, 导热域的材料相同, 半径高度各不相同, 分别记为 R_1 、 R_2 、 R_3 、 H_1 、 H_2 、 H_3 。隔热外壳的材料相同, 半径高度分别位于三组导热域上下端的圆心位置, 所测量的温度分别记为 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 、 T_6 。

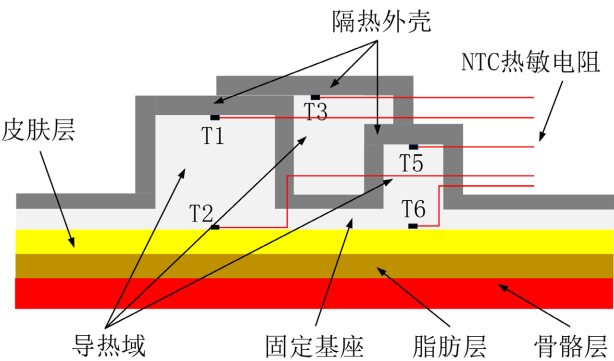


Figure 2. Cross-sectional view of the simulation model
图 2. 核心体温监测探头仿真模型剖面图

为尽量模拟真实人体组织理化性质, 在 COMSOL 材料库中为模型不同域设置皮肤、脂肪、骨骼等生物材料。其中, 最底层的骨骼域设置为 Bone, 人体内其他器官、血液等在此简化为脂肪域, 设置为 Fat, 最上层皮肤域设置为 Skin。通过 MATLAB 控制其为不均匀分布, 其具体参数如表 1 所示。

Table 1. Simulation parameters of the human body model
表 1. 人体模型仿真参数

材料	恒压热容 (J/(kg·K))	密度 (kg/m ³)	导热系数 (W/(m·K))	活化能 (KJ/mol)	表面发射率
Bone	1313	1908	0.32	/	/
Fat	2348	911	0.21	130	/
Skin	3391	1109	0.37	471	0.95

3.2. 核心体温监测探头结构优化

核心体温监测探头的原理是建立从人体核心到皮肤表面的热流通道, 利用探头上下端的温度差估算核心体温, 具体原理如式(4)所示。在实际测量中, 为了便于贴合人体实现长期监测, 监测探头结构应尽量扁平、体积应尽量小。但半径和高度的减小会使得核心体温监测探头上下端之间产生的温度梯度减小, 进而使得测得的温度差减小。由式(4)可知, 这可能会影响计算精度, 甚至导致无法计算出核心体温值。

$$\begin{cases} T_{c1} = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_3)}{(T_2 - T_4) - (T_1 - T_3)} \cdot \frac{R_2}{R_1} \\ T_{c2} = T_1 + \frac{(T_1 - T_2)(T_1 - T_5)}{(T_2 - T_6) - (T_1 - T_5)} \cdot \frac{R_3}{R_1} \\ T_{c3} = T_2 + \frac{(T_3 - T_4)(T_3 - T_5)}{(T_4 - T_6) - (T_3 - T_5)} \cdot \frac{R_3}{R_2} \end{cases} \quad (7)$$

为此, 本文对核心体温监测探头进行结构上的优化设计。在探头导热域内制造疏松的孔洞结构, 孔洞内部为真空环境。虽然实际工程中难以形成完全的真空环境, 但由于仅含有稀薄的气体, 其导热系数仍明显低于导热域材料的导热系数。因此通过布满孔洞结构的导热域时, 温度下降速度加快, 进而在探头的上下端创造更大的温度差。基于这一结构, 核心体温监测探头可以以更小的体积制作更大的温度梯度, 实现测温效果的优化。

在 COMSOL 仿真模型中, 可以通过生成随机多孔结构圆柱体模拟这一结构。一般建立多孔结构的方法有: 1) 使用 COMSOL 内置函数。通过定义参数节点变量, 插入参数化曲面添加圆柱体或球体, 通过布尔操作逐个减去孔洞。这种操作工作量大且难以避免孔洞间的重叠; 2) 使用 COMSOL API。在 COMSOL 中建立新模型, 编写 Java 代码循环生成孔洞并执行布尔操作。其缺点在于需要添加判断条件以避免孔洞重叠或超出边界。

本文使用 MATLAB Livelink 工具, 在 MATLAB 中生成孔洞参数, 通过 Livelink 传输至 COMSOL 并建模。这种方法可以通过编程实现孔洞间距检查、参数化调整孔洞密度、大小和体积范围。通过 MATLAB Livelink 在基础模型上提取几何结构, 在三个核心体温监测探头的导热域内以蜂窝状密集填充孔洞, 同时通过调用函数使得孔洞按径向均匀分布、确保孔洞不破坏圆柱体表面, 最终共建立孔洞 360 个。相关参数如表 2 所示。

Table 2. Parameters for random hole generation

表 2. 随机孔洞生成参数

参数	含义	值
Min_radius	最小孔洞尺寸	0.3
Max_radius	最大孔洞尺寸	0.6
Safety_margin	防穿透安全距离	0.8
N_holes	控制填充密度	150

建立两组探头尺寸、材料完全相同的三通道核心体温监测探头模型, 其中一组导热域包含上述疏松孔洞结构。最终建立的核心体温监测探头模型如图 3 所示。分别在相同的物理场设置下对含有孔洞结构和不含孔洞结构的两个模型进行稳态和瞬态仿真。

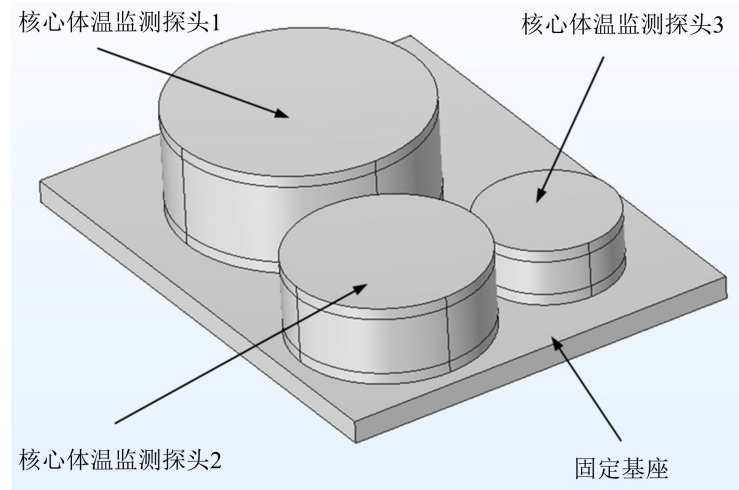


Figure 3. Structure of core body temperature monitoring probe with hole structure
图 3. 核心体温监测探头结构图

3.3. 核心体温探头尺寸参数寻优

核心体温监测探头的尺寸(半径 R 和高度 H)对测温精度、患者舒适度影响巨大, 过小的尺寸会导致热流通道温度差减小, 增大测量误差; 较大的尺寸会增大患者测量时的异物感、影响舒适度。因此, 应选择合适的探头半径和高度组合。三组核心体温监测探头的半径范围在 10 mm 至 20 mm 之间, 高度范围在 10 mm 至 20 mm 之间。如果进行传统的全因子实验, 每次间隔 1 mm 取值进行两两组合寻优, 仿真次数将达到 300 次以上, 这无疑产生了巨大的工作量。因此需要重新设计实验方案, 在有限的实验次数条件下提升寻优效率。本节仿真选用拉丁超立方结合代理模型的试验方法, 选取 20 组不同的尺寸参数组合并通过 COMSOL 进行参数化仿真, 输出最优组合值和均方根误差作为评价指标。输出数据结果如表 3 所示。

Table 3. Optimization results of size parameter combination
表 3. 尺寸参数组合寻优结果

组别	R (mm)	H (mm)	T_c (°C)	绝对误差	相对误差
1	6	5	38.019	1.019	2.754%
2	6.4	5.2	37.709	0.709	1.917%
3	6.8	5.5	37.718	0.714	1.929%
4	7.2	5.7	37.700	0.700	1.892%
5	7.6	6.0	37.700	0.700	1.892%
6	8.1	6.3	37.693	0.693	1.873%
7	8.5	6.5	37.685	0.685	1.851%
8	8.9	6.8	37.687	0.687	1.856%
9	9.3	7.1	37.690	0.690	1.865%
10	9.7	7.3	37.683	0.683	1.845%
11	10.2	7.6	37.678	0.677	1.831%

续表

12	10.6	7.8	37.675	0.675	1.825%
13	11	8.1	37.681	0.681	1.840%
14	11.4	8.4	37.683	0.683	1.845%
15	11.8	8.6	37.682	0.681	1.842%
16	12.3	8.9	37.682	0.682	1.844%
17	12.7	9.2	37.686	0.686	1.854%
18	13.1	9.4	37.687	0.687	1.857%
19	13.5	9.7	37.688	0.688	1.860%
20	14	10	37.690	0.670	1.864%

通过绝对误差和误差百分比评价参数组合效果。在选择最优的三个组合参数时,还考虑到三组核心体温监测探头的尺寸不宜过于接近,因为这可能导致测量到的温度数据高度重合,影响核心体温的计算。因此,确定三组核心体温监测探头的尺寸分别为: $R_1 = 7.2 \text{ mm}$, $H_1 = 5.7 \text{ mm}$; $R_2 = 9.3 \text{ mm}$, $H_2 = 7.3 \text{ mm}$; $R_3 = 12.7 \text{ mm}$, $H_3 = 9.2 \text{ mm}$ 。

3.4. 隔热外壳材料优选仿真实验

本节主要研究不同隔热外壳材料对测量精度的影响。在选择隔热外壳材料时,一般基于以下考虑: 1) 具备一定的结构强度,可以起到一定的支撑和保护作用; 2) 具备较好的隔热效果,能够约束横向热流散失。3) 具备一定的疏水性,使得探头适应环境的多样性有所提升。4) 满足相关制作工艺,隔热外壳的材料必须能够实现复杂小结构的制作成型。基于以上考虑,本研究选择改性聚酯泡沫、纳米多孔气凝胶、聚四氟乙烯(PTFE)、硅酸盐基复合材料和高性能工程塑料(PEEK/PEI)进行对比研究。其相关的理化性质如表 4 所示。

Table 4. Parameters of different insulation shell materials

表 4. 不同隔热外壳材料参数

材料	比热容(J/(kg·K))	密度(Kg/m ³)	导热系数(W/(m·k))
改性聚酯泡沫	1500~2000	30~50	0.02~0.03
纳米多孔气凝胶	700~1000	50~150	0.015~0.025
聚四氟乙烯(PTFE)	1000~1200	2100~2200	0.25~0.35
硅酸盐基复合材料	800~1200	200~500	0.05~0.10
高性能工程塑料	1300~1500	1300~1400	0.20~0.30

在前文确定的参数基础上,分别将仿真材料设置为改性聚酯泡沫、纳米多孔气凝胶、聚四氟乙烯(PTFE)、硅酸盐基复合材料和高性能工程塑料(PEEK/PEI),分别进行稳态仿真和瞬态仿真计算。

4. 仿真结果分析

4.1. 核心体温监测探头模型稳态仿真结果

改进后的核心体温监测探头稳态解仿真结果如图 4 所示。

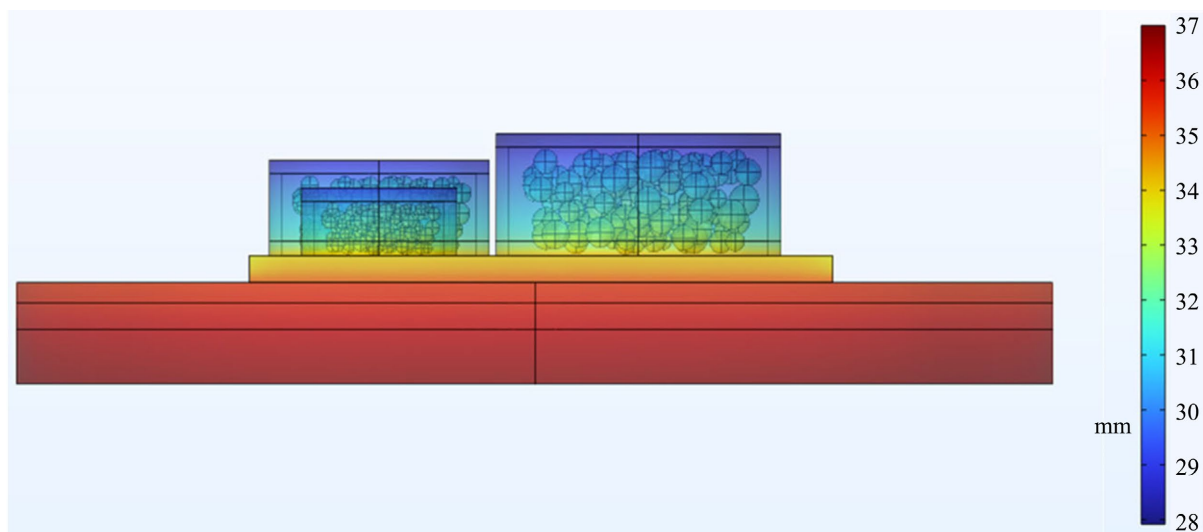


Figure 4. Core temperature monitoring probe steady-state solution profile

图 4. 核心体温监测探头稳态剖面图

从图 4 中可以看出, 监测探头下端温度高、上端温度低, 呈现明显的温度差; 三组监测探头对比可得, 半径越大、高度越高, 其上下两端温差越明显, 均符合前文提出的理论模型。同时, 就最右侧的探头 3 而言, 其导热域内部的温差为 3.3°C , 而导热域上端与隔热外壳上端的温差为 3.7°C , 这也反映了隔热外壳良好的隔热保温作用。

4.2. 核心体温监测探头模型瞬态仿真结果

图 5 为两种监测探头结构的瞬态解温度曲线。从图 5 整体可以得到, 三组核心体温监测探头上嵌入的感温元件温度值均在一段时间的波动上升后趋于稳定, 代表热流通道建立完成; 由于三组探头底部的感温元件均与皮肤接触, 因此温度相差不大; 三组探头顶部的感温元件由于热流通道高度、半径和导热域孔洞结构的不同, 温度相差较为明显。

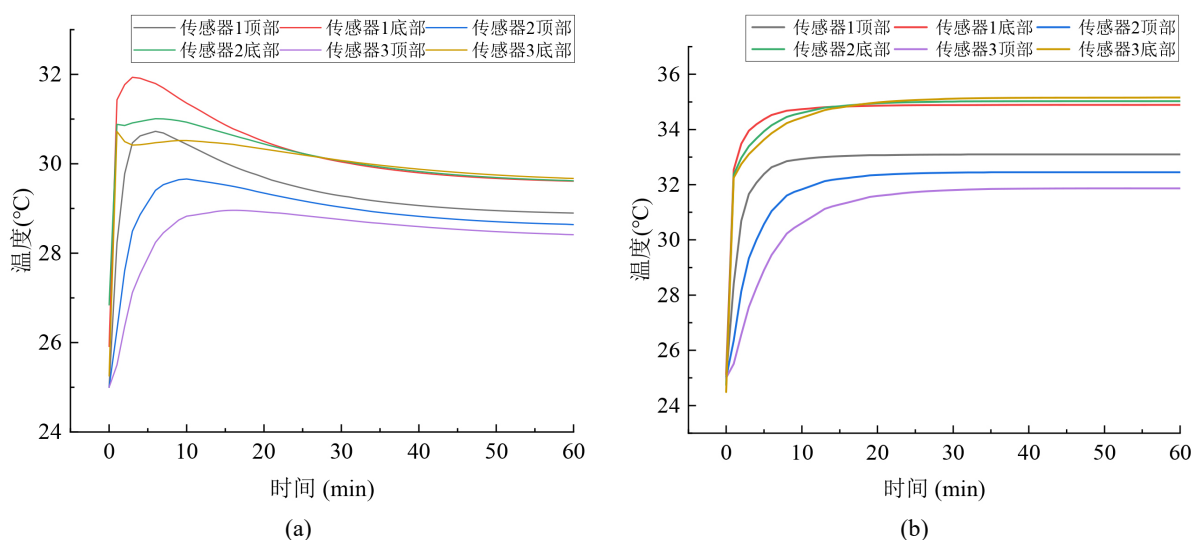


Figure 5. Core temperature monitoring probe Temperature sensor data curve. (a) No hole structure, (b) Porous structure

图 5. 核心体温监测探头感温元件数据曲线。(a) 不含孔洞结构, (b) 含孔洞结构

比较图 5(a)和图 5(b)可以看出, 相较于含有孔洞结构的核心体温监测探头而言, 不含孔洞的核心体温监测探头温度数据在前期波动较大, 趋于稳定的时间(约 30 min)明显晚于含有孔洞结构的核心体温监测探头, 且 30~60 min 内的稳定程度也不及含有孔洞结构的核心体温监测探头; 从图中还可以看出, 含有孔洞结构的核心体温监测探头的三组感温元件之间温度差明显大于不含孔洞结构的核心体温监测探头。这在一定程度上证明了孔洞结构对测量效果的提升。

分别将核心体温设置在 35.5℃~40℃, 记录两种不同结构下核心体温计算值。热平衡时间和温度数据的稳定程度直接关系到测量速度和精度, 因此以计算值与实际值的绝对误差表征数据精度, 以温度数据达到稳定(连续三个数据平均值小于 0.02℃)的时间表征测量速度。

从测量精度看, 含有孔洞结构的核心体温监测探头测量误差均小于 0.2℃, 在核心体温为 37℃时测量最准确。两种结构的具体误差对比如图 6 所示。

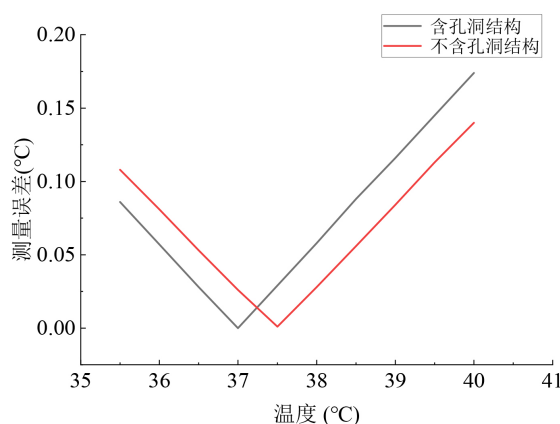


Figure 6. Comparison of measurement errors of different structures

图 6. 不同结构测量误差对比图

从测量速度看, 含有孔洞结构的核心体温监测探头热平衡时间显著少于不含孔洞结构的核心体温监测探头热平衡时间, 即优化后的核心体温监测探头可以在 18~19 min 得到稳定的核心体温数据。具体如图 7 所示。

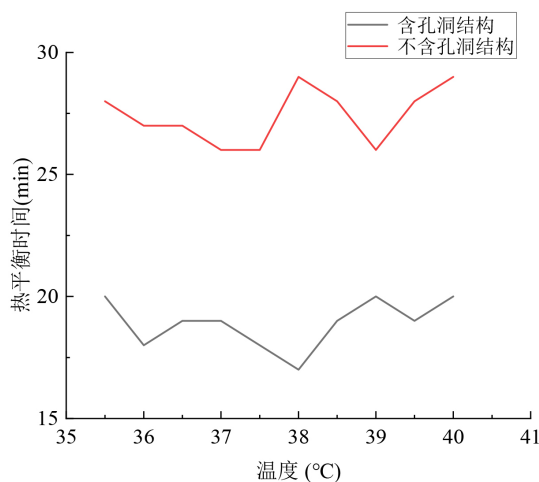


Figure 7. Comparison of thermal equilibrium time of different structures

图 7. 不同结构热平衡时间对比图

4.3. 核心体温监测探头隔热外壳材料寻优

模型采用含有孔洞结构的核心体温监测探头模型，尺寸参数等其他设置均保持不变。分别在 COMSOL 材料设置中添加空材料，设置以上五种材料的比热容、导热系数、密度和表面辐射率，分别对模型的隔热外壳设置以上材料，进行瞬态仿真并计算不同材料下温度结果的预测值和预测误差。仿真结果及误差值如表 5 所示。

Table 5. Simulation results and errors of different insulation shell materials
表 5. 不同隔热外壳材料仿真结果及误差

材料	核心体温计算值(℃)	核心体温实际值(℃)	误差值(℃)
改性聚酯泡沫	36.9970	37	-0.0029
纳米多孔气凝胶	36.9837	37	-0.0162
聚四氟乙烯	37.1032	37	0.1032
硅酸盐基复合材料	37.0244	37	0.0244
高性能工程塑料	37.0889	37	0.0889
闭孔泡沫[10]	37.0378	37	0.0378
进口尼龙[12]	37.0424	37	0.0424

表 5 中加入了 Fang 等人相关研究中的隔热外壳材料数据。仿真结果表明，材料测温误差均在 0.0029℃~0.0889℃，能够保证测量精度。同时，从材料成本和成型工艺等方面进行考虑，以改性聚酯泡沫作为隔热外壳还有以下优势：

- 1) 材料性能优势。改性聚酯泡沫密度较低，这意味着其整体更加适用于轻便可穿戴设备。同时，改性聚酯泡沫可以通过 3D 打印或微注射成型，便于制作小体积部件。若向材料中添加疏水剂(如特氟龙分散液)，则可以显著提升其疏水性并保持多孔结构。
- 2) 材料成本优势。改性聚酯泡沫的原材料为聚氨酯树脂，其价格显著低于气凝胶，仅为聚四氟乙烯(PTFE)的 20%。同时，微注射或光固化 3D 打印的成型方式，其工艺和模具价格也显著低于其他几种材料。

综上，采用改性聚酯泡沫作为核心体温监测探头隔热外壳材料，是兼顾隔热与防水效果、轻量化、低成本、易成型的理性选择，尤其符合本研究中半径和高度均在 5~15 mm 的小体积部件的制作要求。

4.4. 改进的核心体温监测探头提升效果对比

根据前文研究结果设置三组核心体温监测探头的相关参数，在核心体温为 38℃下进行稳态仿真。将监测探头体积、测量精度和热平衡时间等指标分别与李媛[12]、Fang [10]、Huang [5]等人的研究结果作对比。具体数值比较如表 6 所示。

Table 6. Comparison of probe structure data of different CBT sensors
表 6. 不同核心体温监测探头结构数据对比

监测探头结构	R (mm)	H (mm)	体积 (mm ³)	38℃时误差 (℃)	热平衡时间 (min)
改进多通道核心体温监测探头	7.2	5.7	927.8	0.058	19
	9.3	7.3	1982.5		
	12.7	9.2	4659.3		

续表

单通道核心体温监测探头[12]	21.0	8.0	11077.9	0.280	30
双通道核心体温监测探头[10]	17.0	10.0	9074.6	0.011	30
	17.0	4.0	3629.8		
双通道凸台结构核心体温监测探头[5]	22.0	16.0	24316.1	0.110	/
	44.0	13.0	79027.5		

从表 6 可得, 改进后的多通道热流核心体温监测探头, 测量精度略优于单通道热流结构和双通道上下凸台结构探头, 热平衡等待时间较单通道热流结构和双通道热流结构探头缩短约 10 min; 监测探头整体体积小于单通道热流结构、双通道热流结构和双通道上下凸台结构探头, 且当体积缩小 50% 时, 测量精度仍能 $<0.1^{\circ}\text{C}$ 。结果表明, 本文提出的改进后的核心体温监测探头与同类相关研究相比, 在保证测温精度的同时, 整体尺寸显著减小、热平衡时间显著缩短, 可以有效提升长期体温监测的舒适度、设备的可穿戴性。

多通道核心体温监测探头实物如图 8 所示。三组核心体温监测探头导热介质均选用 PDMS 材料。每组探头在上端与下端各配置一个 MF52B 型漆包线 NTC 热敏电阻作为感温元件; 为实现传热系统的均质性, 与探头直接接触的固定基座同样选用 PDMS 材料制作成型。在测量系统实施阶段, 将三组核心体温监测探头与固定基座贴合人体放置, 通过弹性绑带固定; 通过将 NTC 热敏电阻的引出导线与高精度温度采集模块建立连接, 构成完整的温度信号传输通路, 实现核心体温的测量。

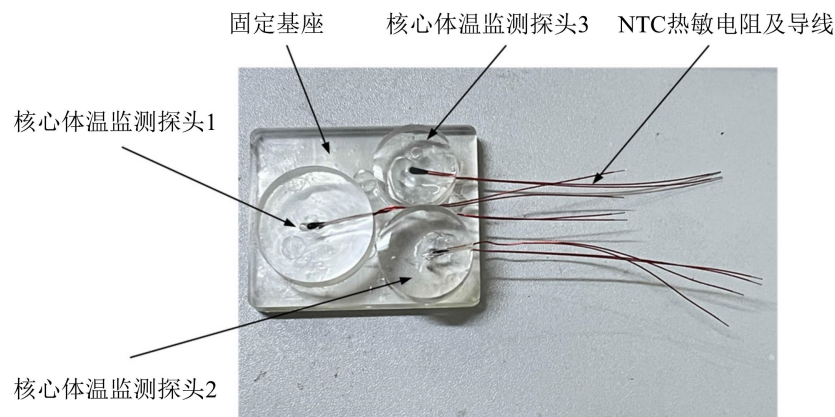


Figure 8. Physical picture of multi-channel core body temperature monitoring probe
图 8. 多通道核心体温监测探头实物图

5. 实验验证

实验选用邦远 BT-1010 恒温加热台作为基础测试设备, 以前文制作的核心体温监测探头为研究载体。通过构建标准化热板实验平台, 设置不同温度梯度条件, 系统评估测量系统的响应时间和检测准确度。

5.1. 热板实验平台构建

为避免热板设定温度与实际温度的基准偏移, 通过距热板表面中心基准点两侧各 50 mm 对称布设两组经过协同校准的 NTC 热敏电阻, 以两组温度算术平均值建立核心温度参照系。将待测探头放置在模拟组织表层几何中心位置, 对其余暴露的模拟组织表面及热板邻近区域用医用脱脂棉覆盖作保温处理, 以

此构建具备热力学稳定性的密闭测温区域。核心体温监测系统六组 NTC 热敏电阻测得的温度值分别记为 T_1 、 T_2 、 T_3 、 T_4 、 T_5 、 T_6 ，系统计算得出的温度值记为 T_{ctest} ，两组 NTC 热敏电阻测得的温度平均值记为 T_{core} 。实验平台如图 9 所示。

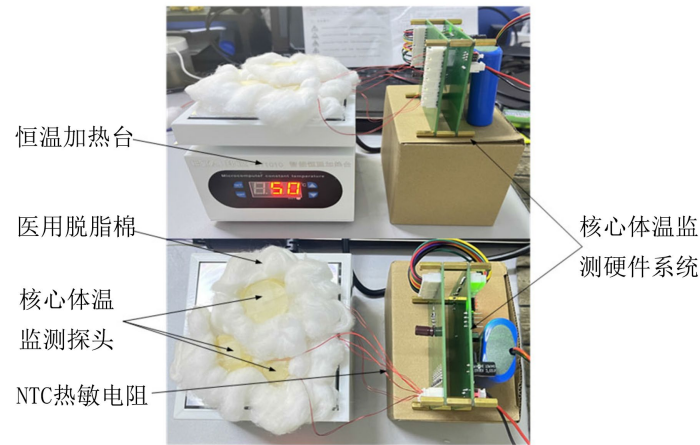


Figure 9. Hot plate experimental platform
图 9. 热板实验平台

5.2. 热板实验结果

热板实验结果如图 10 所示。在 5 个温度梯度中，核心体温监测系统的测量结果能够较好的跟随温度变化，最大误差小于 0.2℃。

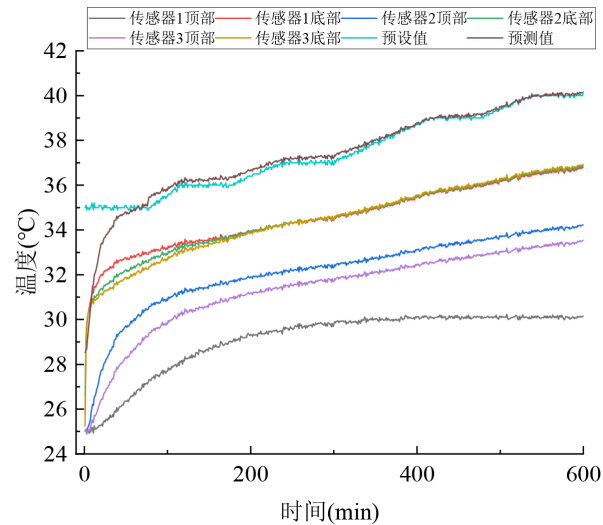


Figure 10. Graph of the hot plate test results
图 10. 热板实验结果图

为了验证当人体核心温度出现剧烈变化时系统预测效果，通过恒温加热台进行模拟实验。具体实验步骤是：保持核心体温预设值为 37℃ 并等待热流通道完全建立、系统进入稳定状态。在第 20 min 开始逐步上调设定温度，使核心体温预设值在 5 min 内上升至 40℃，记录相关温度数据。具体结果如图 11 所示。

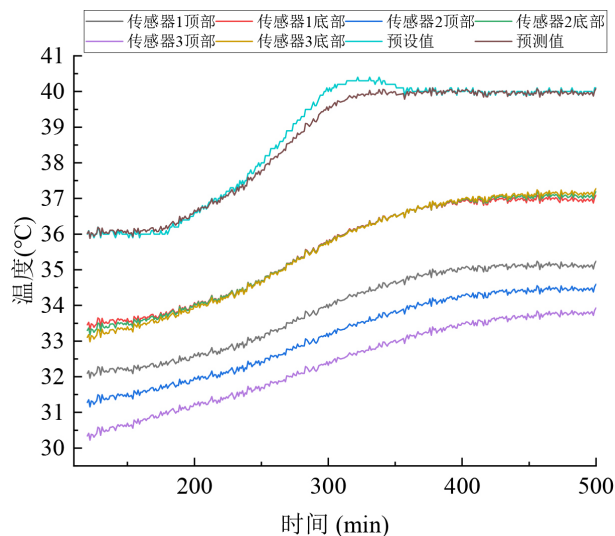


Figure 11. Simulation of rapid temperature change curve

图 11. 热板实验结果图

从图中可以得到, 当核心体温预设值在较短时间内发生剧烈变化时, 核心体温监测系统能够较好的跟随变化。需要指出的是, 当核心体温预设值在 40°C 左右时, 由于热平衡被打破, 系统的预测误差相对较大(接近 0.5°C), 可以考虑补充神经网络预测算法和数据滤波算法, 从算法层面增强核心体温测量系统的抗扰动能力和测量精度。

6. 结论

本文结合生物热传导理论与多源热流耦合机制, 设计一种改进的多通道热流法核心体温监测探头。从导热域结构、监测探头尺寸和隔热外壳材料等方面对核心体温监测探头进行优化。基于 COMSOL 多物理场平台进行实验验证。分析实验结果可得到如下结论。

1) 核心体温监测探头的结构改进。在核心体温监测探头导热域中添加疏松孔洞结构可以提升热流通道内温度梯度, 提高测温精度、缩短热平衡等待时间、减小监测探头体积。与不含孔洞结构的核心体温监测探头相比, 测温误差小于 0.2°C , 热平衡等待时间缩短至 18~19 min。

2) 监测探头尺寸组合的确定。确定合适的探头尺寸能在保证测量精度的同时减小监测探头整体体积。通过拉丁超立方结合代理模型的试验方法, 在有限实验次数的条件下优选参数组合 $R_1 = 7.2\text{ mm}$, $H_1 = 5.7\text{ mm}$; $R_2 = 9.3\text{ mm}$, $H_2 = 7.3\text{ mm}$; $R_3 = 12.7\text{ mm}$, $H_3 = 9.2\text{ mm}$ 。

3) 监测探头隔热外壳材料的选择。改性聚酯泡沫、纳米多孔气凝胶、聚四氟乙烯(PTFE)、硅酸盐基复合材料和高性能工程塑料(PEEK/PEI)等五种材料的测温精度均在 0.1°C 以内, 但改性聚酯泡沫便于 3D 打印成型, 且成本显著低于气凝胶, 仅为聚四氟乙烯(PTFE)的 20%。

4) 核心体温监测探头的整体优化效果。仿真结果显示, 与核心体温监测探头实物同类研究作对比, 改进后的多通道热流核心体温监测探头测量精度优于单通道热流结构和双通道上下凸台结构探头, 热平衡等待时间较单通道热流结构和双通道热流结构探头缩短约 10 min; 监测探头整体体积小于单通道热流结构、双通道热流结构和双通道上下凸台结构探头, 且在探头体积缩小最多 50%时仍能保持 $<0.1^{\circ}\text{C}$ 的误差(0.058°C)。热板实验结果显示, 当采用优化后的核心体温监测探头时, 系统整体有较高的测量精度, 在 5 个温度梯度内最大误差小于 0.2°C ; 当预设的核心体温发生剧烈变化时, 核心体温监测系统能够较好的跟随变化; 但当温度快速上升至 40°C 以上时, 需要通过算法增强系统的测量精度和抗扰动能力。

综上, 本文设计的改进多通道热流法核心体温监测探头, 能够在保证测温精度的同时, 显著缩短热平衡等待时间、减小探头整体体积, 为开展人体核心体温的持续、快速、准确监测提供了支持。后续还将考虑通过加入人工神经网络等预测算法, 进一步将热平衡等待时间缩短至 5 min 以内。

基金项目

江苏理工学院研究生实践创新训练项目(XSJ CX23_10)。

参考文献

- [1] Taniwaki, H., Dohzono, S., Sasaoka, R., Takamatsu, K., Hoshino, M. and Nakamura, H. (2025) Computed Tomography Hounsfield Unit Values as a Treatment Response Indicator for Spinal Metastatic Lesions in Patients with Non-Small-Cell Lung Cancer: A Retrospective Study in Japan. *Asian Spine Journal*, **19**, 46-53.
<https://doi.org/10.31616/asj.2024.0334>
- [2] 苑冬梅, 杨坤, 张妍妍, 等. 基于 NTC 的体温测量系统设计[J]. 中国医疗设备, 2017, 32(11): 98-103.
- [3] 姜艳茹, 孟令军. 可穿戴式体温监测预警系统设计[J]. 电子测量技术, 2021, 44(7): 149-153.
- [4] 刘博, 唐晓英, 刘伟峰, 等. 人体核心温度的测量方法研究进展[J]. 中国生物医学工程学报, 2017, 36(5): 608-614.
- [5] Huang, M., Tamura, T., Tang, Z., Chen, W. and Kanaya, S. (2016) Structural Optimization of a Wearable Deep Body Thermometer: From Theoretical Simulation to Experimental Verification. *Journal of Sensors*, **2016**, Article ID: 4828093.
<https://doi.org/10.1155/2016/4828093>
- [6] 李永华. 基于三通道热流原理的人体核心温度检测方法及系统实现[D]: [硕士学位论文]. 镇江: 江苏大学, 2022.
- [7] 王球. 基于零热流原理的脑部核心温度便携式监测设备研究[D]: [硕士学位论文]. 合肥: 合肥工业大学, 2018.
- [8] Feng, J., Zhou, C., He, C., Li, Y. and Ye, X. (2017) Development of an Improved Wearable Device for Core Body Temperature Monitoring Based on the Dual Heat Flux Principle. *Physiological Measurement*, **38**, 652-668.
<https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa5f43>
- [9] Tanaka, Y., Matsunaga, D., Tajima, T. and Seyama, M. (2021) Robust Skin Attachable Sensor for Core Body Temperature Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, **21**, 16118-16123. <https://doi.org/10.1109/jsen.2021.3075864>
- [10] Fang, J., Zhou, C. and Ye, X. (2019) Optimization of a Wearable Device for Core Body Temperature Monitoring Based on the Dual-Heat-Flux Model. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, **677**, Article 032006.
<https://doi.org/10.1088/1757-899x/677/3/032006>
- [11] Hou, S., Gao, S., Jin, Y. and Feng, C. (2025) Determination of Core and Mean Skin Temperatures for the Evaluation of Thermal Comfort: A Comparative Study. *Building and Environment*, **271**, Article 112605.
<https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2025.112605>
- [12] 李媛. 基于单通道热流原理的人体核心温度无创监测技术的研究[D]: [硕士学位论文]. 杭州: 浙江大学, 2018.
- [13] 房佳月圆. 基于双通道热流模型的核心体温监测系统研究[D]: [硕士学位论文]. 杭州: 浙江大学, 2020.
- [14] 陶杰, 居来提·买提肉孜, 郭图聖, 等. 基于热流原理的核心温度传感器在膝关节深部测温的应用研究[J]. 传感技术学报, 2021, 34(5): 696-703.