

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2023.01.007

热流法测量人体核心温度的研究进展

孔振翔¹, 朱壮晖², 周新丽¹

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093;

2. 上海七十迈数字科技有限公司, 上海 200030)

【摘要】在生理学上,将体温分为体表温度和核心温度。核心温度的稳定是人体内部细胞、器官及诸多生理反应正常运行的必要条件之一。该文介绍了热流法中的零热流法、单通道热流法、双通道热流法和双传感器测量模型在核心温度测量中的应用;从原理、传感器结构、优缺点等方面比较各种方法之间的差异;归纳了国内外基于热流法的不同模型在尺寸、材料、传感器型号和测量精度等方面的数据;同时对核心温度的测量方法进行了总结与展望。

【关键词】热流法; 核心温度; 测量方法

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

文章编号: 1674-1242(2023)01-0065-08

Research Progress on the Measurement of Human Core Temperature by Heat Flux Method

KONG Zhenxiang¹, ZHU Zhuanghui², ZHOU Xinli¹

(1. School of Health Science and Engineering University of Shanghai for Science and Technology,

Shanghai 200093, China; 2. 70mai Co., Ltd, Shanghai 200030, China)

【Abstract】 Physiology, body temperature is divided into skin temperature and core body temperature. The stability of the core body temperature is one of the necessary conditions for the normal operations of cells, organs and many physiological reactions in the human body. This article introduces the application of zero heat flux method, single heat flux method, dual heat flux method, and dual sensor measurement model in core body temperature measurement in heat flux method. The differences among the methods were compared from the aspects of principle, sensor structure, advantages and disadvantages. The size, material, sensor model and measurement accuracy of different models based on heat flux method were summarized. At the same time, the measurement methods of core body temperature are summarized and prospected.

【Key words】 Heat Flux Method; Core Body Temperature; Measurement Methods

收稿日期: 2023-02-11

作者简介: 孔振翔(1997—), 男, 江西省上饶市人, 硕士研究生, 研究方向为生物传热, E-mail: kzxjxs@163.com。

通讯作者: 周新丽(1979—), 女, 新疆石河子市人, 教授, 研究方向为生物传热, E-mail: zjulily@163.com。

0 引言

在朱大年等主编的《生理学》一书中，将人体腹腔、胸腔、颅腔等深部的温度称为核心温度；将皮肤表面及皮下组织层的温度称为体表温度^[1]。人体核心温度存在生理性波动，但波动幅值一般不超过1℃，而细菌感染、肿瘤、免疫系统等因素会导致温度波动异常。当脑部温度超过42℃时，将导致脑功能严重受损；当核心温度低于34℃时，将可能出现意识障碍；当核心温度低于28℃时，心脏活动将停止。因此，通过对核心温度的精准测量来预估人体的健康状况至关重要。

通常情况下，我们可以通过测量体表温度来判断人体的健康状况，但体表温度受环境温度、汗液、药物等因素的影响较大，如在高温/低温环境中，体表温度受环境温度的影响会高于/低于核心温度；人体运动后汗液的蒸发也会带走大量热量，导致体表温度低于核心温度；在麻醉手术中，患者吸入异氟醚后，体表温度先快速上升，2~3小时后趋于稳定，核心温度则先快速下降，2~3小时后趋于稳定。因此，仅测量体表温度并不能正确地反映人体真实的健康状况。

核心温度受外界因素的影响较小且与人体的健康状况息息相关。极限运动爱好者容易遭遇恶劣的气候变化，通过对核心温度的连续测量，安全保障人员就能够及时发现人员的失温现象并迅速展开营救，可以避免类似甘肃省白银山地马拉松失温事件的再次发生^[2]；医务人员通过观察术后患者核心温度的变化趋势，能够迅速了解患者病情的发展情况；普通人通过记录核心温度的变化，可以了解自身的生物节律、预测生理周期和进行自我健康管理，降低自身的焦虑感并养成健康的作息习惯^[3-5]。

核心温度的测量方法根据其是否侵入体内可以分为侵入式测温法和非侵入式测温法。侵入式测温法包括直肠测温法、膀胱测温法、食道测温法和肺动脉测温法^[6, 7]。虽然侵入式测温法更加精准，但直肠测温法和膀胱测温法的不适感强、危险性高；食道测温法和肺动脉测温法对人体的创伤大，需要由专业人员操作。非侵入式测温法包括红外测温法、超声波测温法、磁共振测温法和热流法。红外测温法受异物、测量距离、环境等因素的影响较大，无法对运动中的人体进行测

量。超声波测温法和磁共振测温法则因为设备庞大、价格高昂而不适用于日常的温度监测^[8]。本文所介绍的热流法，通过测量体表温度和模型计算，即可估测出人体的核心温度。该方法无须侵入人体内部，放置在皮肤表面即可实现核心温度的持续测量，具有不适感低、操作便捷、尺寸小、可持续测量和动态测量的优势，在舒适度、测量精度和成本之间能达到较好的平衡。

1 用热流法测量核心温度的方法

1.1 零热流法

零热流法基于热传导的原理，由温度传感器、加热片、隔热层和比较器组成，工作原理如图1所示。将基于零热流的测量模型放置在皮肤表面，由于热传导的存在，人体内部的温度由体内不断传递到体表，进而被与皮肤接触的温度传感器检测并记录下来。而隔热层的存在，又会导致热量无法散失，使积累的热量越来越多，最终使体表温度等于核心温度。但在现实生活中，绝对隔热的材料并不存在，因此引入加热片来补偿散失的热量。在热量积累的过程中，比较器会不断地将与加热片接触的温度传感器和皮肤表面的温度传感器所检测到的温度进行比较。当两者不相等时，加热片就会工作，直至两者相等。因此，只需记录与加热器接触的温度传感器的数据，便可知道对应时间的人体核心温度。

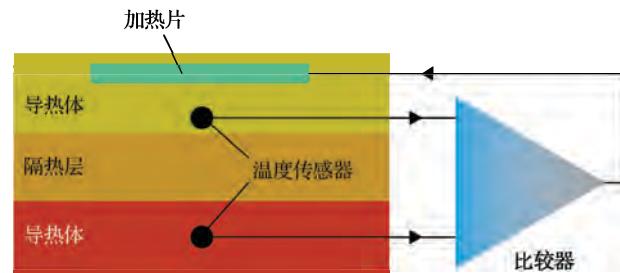


图1 零热流法工作原理

Fig 1 Operating principle of zero heat flux method

基于零热流法的核心温度检测，已有较为成熟的产品，如市场上的SpotOn^[9, 10]和Bair Hugger^[11, 12]。SpotOn在精度上(0.12℃)略低于膀胱测温法，且该产品不能记录低于30℃的核心温度^[10]。Bair Hugger在268名患者的实测验证中，其测量结果较传统的测温方法低0.3℃，且在52例发烧患者中，有16例患者未被该产品检测出来^[12]。零热流法因为有加热片的存

在，因此相较于其他测温方法，能耗更大，在穿戴产品上就需要更加注意能耗和散热的问题。此外，加热片的存在也会给用户的使用带来安全隐患。

1.2 单通道热流法

在常温（26℃）下，人体核心温度高于体表温度；在寒冷环境下，温差会更加明显。根据热力学定律，人体核心部分与人体表面的温差，会使热量从人体内部不断传递到人体表面，进而形成热流。单通道热流法就是将测量模型附着在人体表面，人体的热量会传递至测量模型，形成一个从人体表面到测量模型的热流通道。这时，在不考虑热量横向逸散的情况下，人体内部和传递到测量模型的热流量是相等的。单通道热流法工作原理如图2所示。

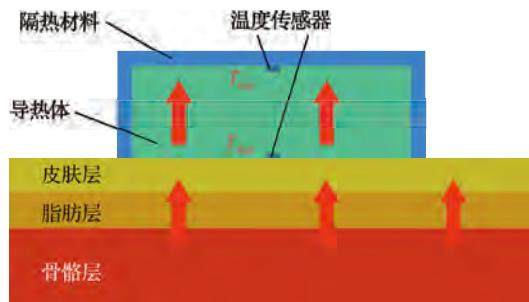


图2 单通道热流法工作原理

Fig 2 Operating principle of single heat flux method

由于通过人体和测量模型的热流量是相同的，因此热流量可以用温差与热阻的比值来表示，如式（1）^[13]所示。

$$\frac{T_{\text{core}} - T_{\text{skin}}}{R_{\text{body}}} = \frac{T_{\text{skin}} - T_{\text{top}}}{R_{\text{sensor}}} \quad (1)$$

式中， T_{core} 和 T_{skin} 分别表示核心温度和体表温度， T_{top} 表示顶部温度传感器的温度， R_{body} 和 R_{sensor} 分别表示人体组织的等效热阻和测量模型的等效热阻。

Tanaka 等^[13]在基于单通道热流法的测量模型中加入了圆台状的铝片，并在顶部设置了8mm的小孔，圆台状的铝片可以达到聚集热量的效果。Louis 等^[14, 15]提出了一种Y型传感器，在其内部构建了3个热流通道，并取其中差值最大的一组作为体表温度和顶部温度传感器的温度之差。此外，Louis 等在前人研究的基础上提出了一种带附着力检测的动态模型。该模型通过读取底部温度传感器两两之间的温差来判断是否完全贴合，并通过加入温度对时间的导数来模拟测量模型在加热或冷却时的动态响应，最终通过21名患者验

证了该模型优于传统的单通道热流法模型。

研究人员使用德国的 Dräger 产品，对25名志愿者进行了1年零3个月的体温跟踪研究。研究结果证明，与食管温度计相比，该产品的平均误差为0.02℃，拥有较好的准确度^[16]。但是，单通道热流法的不足之处就是该方法需要已知人体的阻值 R_{body} ，而每个人的 R_{body} 各不相同，需要在使用前先测量用户的 R_{body} ，因此基于单通道热流法的测量模型在大规模的测量上略显麻烦，普适性较差。

1.3 双通道热流法

双通道热流法可以有效弥补单通道热流法的不足之处，它设置了两个热流通道，但在热流通道的构建上，国内外存在两种不同的布置结构，如图3所示。Huang 等^[17]采用上下堆叠的结构，Feng 等^[18, 19]则采用左右并列的结构。此外，两者在Comsol的仿真过程中也略有不同，Huang 等在传热模型中加入一层高辐射系数的金属铝来抑制传热模型表面的热辐射；Feng 等虽未在仿真中加入铝片，但在后续的模型制作中加入了锡铂片来降低热辐射。

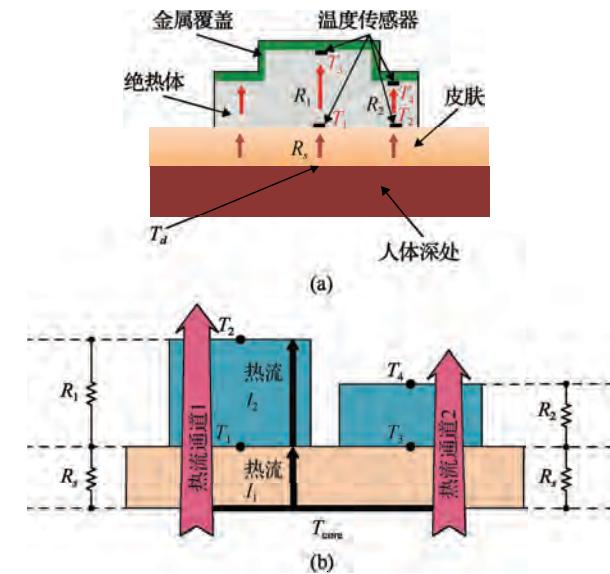


图3 国内外两种热流通道布置结构

Fig 3 Two heat flux channel arrangement structures

at home and abroad

(a) Huang 等布置的结构^[17]；

(b) Feng 等布置的结构^[18, 19]；

(a) Structure diagram of Huang et al^[17];

(b) Structure diagram of Feng et al^[18, 19]

虽然两者在结构上有所不同，但在核心温度的计算方法上是一致的。以图3(b)为例，假设热流在各

部分之间传递无损伤，则可以构建核心温度的测量方程，如式（2）^[18]所示。

$$\begin{cases} \frac{T_{\text{core}} - T_1}{R_s} = \frac{T_1 - T_2}{R_1} \\ \frac{T_{\text{core}} - T_3}{R_s} = \frac{T_3 - T_4}{R_2} \end{cases} \quad (2)$$

式中， T_1 和 T_3 是体表温度， T_2 和 T_4 是温度传感器顶部的温度， T_{core} 是人体内部的核心温度， R_s 是人体组织的内阻， R_1 和 R_2 是测量模型的热阻。根据式（2）即可求得核心温度，且该方法消除了 R_s 带来的影响。Huang 等通过仿真实验验证了测量模型的尺寸、材料、比热等参数对测量结果的影响，根据仿真结果验证了测量模型的测量精度和测量深度。Feng 等采用左右并列的测量模型，通过在导热体中掺杂一定浓度的碳酸钙粉末来缩短热响应时间，并在测量系统中加入自适应滤波算法来减少人运动状态下环境温度的干扰。此外，为减少横向热流的干扰，Apple 公司^[20]提出可以在 Huang 等研究的基础上加入隔热环；Fang 等^[21]在 Feng 等研究的基础上，将圆柱状的导热体改为圆台状，通过增强垂直方向的热流来达到减弱横向热流的效果。

研究人员使用 Dräger^[22]产品，基于收集的 150 000 项数据，重新建立人体额头和手腕部分的计算模型。实验结果显示，在额头和手腕部分，之前计算模型的 RMSD 分别为 $(0.34 \pm 0.21)^\circ\text{C}$ 和 $(1.97 \pm 1.26)^\circ\text{C}$ ，改进后模型的 RMSD 分别为 $(0.23 \pm 0.10)^\circ\text{C}$ 和 $(0.31 \pm 0.14)^\circ\text{C}$ 。相较于单通道热流法，虽然双通道热流法消除了人体组织 R_{body} 所带来的影响，但因其热流通道的增加，在同等条件下，其尺寸较单通道热流法的更大，在今后模型的微型化上难度也更大。

1.4 双传感器测量模型

双传感器测量模型通过热流传感器和温度传感器分别测量人体的热流和体表温度，根据热量传递的过程，构建从人体内部到测量模型的传热方程，从而得到人体核心温度的表达式。Matsunaga 等^[23]和 Ren 等^[24]将热流传感器和温度传感器集成到测量模型的底部，外围用隔热泡沫包裹，隔绝环境温度对测量结果的影响；内部如同三明治一样将不同材料相互叠加，如图 4 所示。

根据传热学知识，建立一维的泊松方程。假设人体内部存在内部热源，且仅有 x 轴方向的温度变化，

并以人体核心温度层为原点，建立坐标系，从而构建传热方程组（3）^[24]。

$$\begin{cases} \frac{d^2 t}{dx^2} + \frac{\dot{\phi}}{\lambda_0} = 0 \\ x = 0, \frac{dt}{dx} = 0 \\ x = \delta, t = T \end{cases} \quad (3)$$

式中， $\frac{d^2 t}{dx^2}$ 为 x 轴方向的温度变化， $\dot{\phi}$ 为人体内部的内热源， λ_0 为人体导热系数， $\frac{dt}{dx} = 0$ 表示在 $x = 0$ 处的温度变化率为 0， δ 为人体组织厚度， T 为人体体表温度。该方法相较于其他热流法，尺寸更小，精度更高，热稳定时间更短；但是在原理和结构设计上更加复杂，且在其核心温度的表达式中，依旧带有人体组织厚度 δ 和导热系数 λ_0 ，在对人体测量前需要测得其组织厚度和导热系数，相比双通热流法，其普适性不强，需要进一步改善。

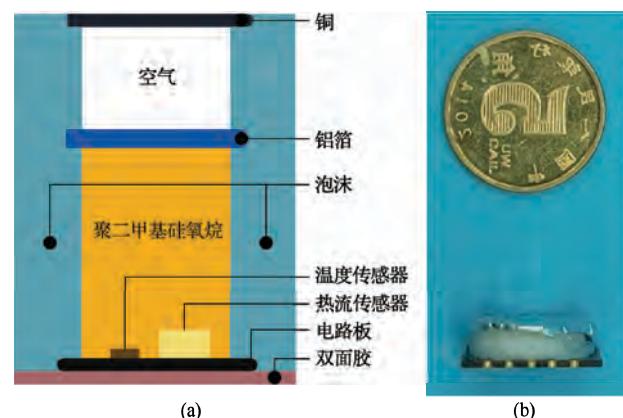


图 4 三明治结构模型及其实物图^[24]
Fig 4 Sandwich structure model and the physical image^[24]
(a) 三明治结构模型；(b) 实物图
(a) Sandwich structure model; (b) The physical image

2 方法评估与比较

本文介绍了核心温度测量方法，分别阐述了零热流法、单通道热流法、双通道热流法和双传感器测量模型的测量原理、结构及优缺点，并将不同测量方法的相关参数进行了归纳总结，如表 1 所示。

零热流法最早是由 Fox 提出的，利用热量扩散的原理即可求得人体核心温度，具有结构简单、操作便捷的优点，商业化产品较其他几种测量方法更加丰富。但因为市场上完全隔热的材料并不存在，故在模型的

上半部分引入加热片来补偿热损失，加快热平衡的建立。但是加热片也会带来更大的能耗和潜在的危险，故零热流法在近几年的研究中较为少见。

单通道热流法是在零热流法的基础上改进而来的，根据流经人体和测量模型之间的热流量相等的原理，通过测量体表温度、人体组织的等效热阻和测量模型的等效热阻来估算人体核心温度。该模型省去了加热片，降低了功耗，增大了安全系数，并在零热流法的基础上减小了模型的尺寸，在模型的小型化、连续性测量上提出了改进方向。但由于引入了人体组织的等效热阻，且人体组织的等效热阻会因测量位置的变化而变化，故单通道热流法的普适性较差。

双通道热流法可以有效弥补单通道热流法普适性较差的缺点。通过构建两个相邻的热流通道来抵消人体组织等效热阻的影响，可以提升双通道热流法测量模型的普适性和测量精度。但在增加热流通道的同时会增大测量模型的总体尺寸，进而影响测量系统的复杂程度。此外，模型尺寸的增大意味着需要更长的热反应时间，才能使测量模型与人体达到热平衡，且环境温度的变化对测量结果的影响更大。因此，在双通道热流法测量模型的设计中要注意隔热效果的验证。

双传感器测量模型通过热流传感器和温度传感器分别测量人体表面的热流密度和体表温度，构建人体的传热方程。双传感器测量模型尺寸较小，患者佩戴时不适感更低。由于双传感器测量模型只需测量体表的热流密度和温度，无须像单/双通道热流法那样构建温度梯度，故能够在较短的时间内达到热平衡，且在小型化的同时进一步提高了测量性能。但是，双传感器测量模型成本高昂、工艺复杂、制作难度较大，单颗热流传感器(XM269C)的售价在3 000元左右，目前并不适合大规模使用。

综合比较下来，双通道热流法在成本、普适性、测量精度上都有着不错的表现，后续研究的潜力较大。但双通道热流法目前存在模型尺寸较大和测量系统较为复杂的缺点，后续研究可以在已有成果的基础上进一步小型化、微型化。此外，还可以将测量系统模块化，以降低搭建难度。

3 展望

目前使用热流法测量人体核心温度存在一些不足，在后续的研究中可以从以下几个方面做出改进。

(1) 理论模型。现有的理论模型在人体生物组织层的简化上常常忽略了血液对温度传递的作用，早期也有相关学者探讨少量的大血管与生物组织之间的传热模型，但此模型对血管的分布和形态有较大的限制。因此，在后续的研究中，可以在血液循环的基础上，进一步思考血管形态和血液流速对生物传热的影响。此外，由于生物组织结构的特殊性，在每个微小组织中都存在许多不同方向的微通道，微通道中血液流速的分布又是不连续的，因此也可以采用类分形树状分支网络来描述生物组织的热量传递过程。

(2) 模型结构。现有的圆柱体测量模型对横向热流的减弱效果较差，Fang等虽然使用了圆台状的测量模型来减少横向热流的影响，但在测量结果上的提升有限，下一步可以从模型结构的改进或隔热材料的优化方面来减少横向热流的影响。

(3) 导热材料。高导热系数的材料可以缩短热响应时间，但同时也会降低热流通道的温度梯度，因此选择合适的导热材料对模型整体的尺寸及模型测量过程中的热响应时间至关重要。

随着科技的发展与进步，未来可以将小型化、高精度和低成本的测量设备加载到智能产品中，以非侵入式的方法实现自我健康的动态监测。

表1 不同热流法模型参数总结

Tab 1 Summary of model parameters for different heat flux methods

文献	发表年份	模型	尺寸/mm	材料	温度传感器	测量部位	热反应时间/min	精度/℃
[25]	2017	零热流法	/	聚苯乙烯	PT100	额头	/	0.11
[26]	1973	零热流法	60×60×6	尼龙纱布	/	胸骨上部	约20	/
[27]	2016	零热流法	/	聚乙烯泡沫	MSR Electronics Switzerland	额头 胸骨 上臂 手腕	/	额头：0.46 胸骨：-0.61 上臂：-1.12 手腕：-4.51

续表

文献	发表年份	模型	尺寸/mm	材料	温度传感器	测量部位	热反应时间/min	精度/℃
[13]	2021	单通道热流法	30×5	PET+PLA+AL	铂电阻	/	/	0.1
[14]	2020	单通道热流法	44×5	聚乙烯泡沫	NTC	耳后	/	基础: -0.03 动态: -0.01 动态和附着检测: -0.05
[15]	2018	单通道热流法	44×5	PE 泡沫、闭孔泡沫	NTC	额头 耳后	额头: 7.7 耳后: 6.9	额头: 0.1 耳后: 0.03
[28]	2018	单通道热流法	30×9	PDMS、闭孔泡沫	NTC	额头	/	0.04
[29]	2019	单通道热流法	约 60	EVA 泡沫	NTC	手腕 耳后 额头	手腕: 5 耳后: 8.33 额头: 9.17	手腕: 0.37 耳后: 0.15 额头: 0.05
[17]	2017	双通道热流法	44×15、44×9	铝、橡胶	LM73	额头	/	<0.1
[18]	2017	双通道热流法	36×11、36×5	PDMS	NTC	额头	23.5	静息: 0.13 运动: 1.36
[19]	2018	双通道热流法	36×11、36×5	含碳酸钙粉末的 PDMS	NTC(MF51 E)	额头	23.5	静息: 0.13 运动: 1.36
[21]	2019	双通道热流法	36×11、36×5	PDMS+NGFC	NTC	/	20	0.09 ± 0.05
[30]	2021	双通道热流法	50×5、50×9	铝、聚苯乙烯泡沫	/	/	19.2	0.03
[23]	2020	双传 感器测 量模型	38×10	Phenol 泡沫、铝	特殊传感器 +TSYS01	额头	/	≤0.1
[24]	2020	双传 感器测 量模型	5.2×4.7	铜、铝、PDMS、泡沫	/	/	5.5	± 0.01

注: 如果测量部位不为空, 则后面的热反应时间和平均误差对应的是在人体上的实验结果; 若测量部位为空 (/), 则热反应时间和平均误差对应的是在热板上的实验结果。

参考文献

555-557.

- [1] 朱大年, 王庭槐. 生理学[M]. 8 版. 北京: 人民卫生出版社, 2013, 229-234.
ZHU Danian, WANG Tinghuai. Phiesiology[M]. 8th. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013, 229-234.
- [2] 杨策, 龙在云, 王海燕, 等. 甘肃“马拉松事故”对低温环境战伤救治的启示[J]. 创伤外科杂志, 2021, 23 (7): 555-557.
YANG Ce, LONG Zaiyun, WANG Haiyan. Reference and enlightenment of Gansu mountain marathon casualties to the medical support for the treatment of war wounds in low temperature environment [J]. Journal of Traumatic Surgery, 2021, 23(7): 555-557.
- [3] WEBSTER W W, SMARR B. Using Circadian Rhythm Patterns of Continuous Core Body Temperature to Improve Fertility and Pregnancy Planning [J]. J Circadian Rhythms, 2020, 18: 5.
- [4] SAWAI H, KURAHASHIT T, MATSUMOTO M, et al. Extraction of ultradian rhythm component reflecting REM-NREM sleep cycle from core body temperature [C]. 2020 IEEE 2nd Global Conference on Life Sciences and Technologies. Kyoto, Japan. 2020: 151-152.
- [5] SESSLER D I. Perioperative Temperature Monitoring [J]. Anesthesiology, 2021, 134(1): 111-118.
- [6] HYMCZAK H, GOLAB A, MENDRALA K, et al. Core

- Temperature Measurement-Principles of Correct Measurement, Problems, and Complications [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2021, 18(20): 8.
- [7] 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.
- LIU Bo, TANG Xiaoying, LIU Weifeng, et al. Research progress in measurement methods of human core temperature [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2017, 36(5): 608-614.
- [8] 程敏洁, 印佳, 杨悦, 等. 肿瘤热疗无损测温方法的研究进展 [J]. 北京生物医学工程, 2019, 38 (1): 96-101.
- JI Minjie, YIN Jia, YANG Yue, et al. Research progress of non-destructive temperature measurement methods for tumor hyperthermia [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2019, 38(1): 96-101.
- [9] AKSU ERDOST H, OZKARDESLER S, DEGIRMENCI A K, et al. Intraoperative Temperature Monitoring with Zero Heat Flux Technology (3M SpotOn Sensor) in Comparison with Tympanic and Oesophageal Temperature and Hypothermia Risk Factors: An Observational Study [J]. *Turk J Anaesthesiol Reanim*, 2021, 49(2): 100-106.
- [10] BRAECKER A, FAZLIU A, PERL T, et al. Accuracy of zero-heat-flux thermometry and bladder temperature measurement in critically ill patients [J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 7.
- [11] WEST N, COOKE E, MORSE D, et al. Zero-heat-flux core temperature monitoring system: an observational secondary analysis to evaluate agreement with naso-/oropharyngeal probe during anesthesia [J]. *J Clin Monit Comput*, 2020, 34(5): 1121-1129.
- [12] HART D, RISCHALL M, DURGIN K, et al. Non-invasive zero-heat-flux technology compared with traditional core temperature measurements in the emergency department [J]. *American Journal of Emergency Medicine*, 2020, 38(11): 2383-2386.
- [13] TANAKA Y, MATSUNAGA D, TAJIMA T, et al. Robust Skin Attachable Sensor for Core Body Temperature Monitoring [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(14): 16118-16123.
- [14] LOUIS A, CALINA C H, IGOR P, et al. Perioperative measurement of core body temperature using an unobtrusive passive heat flow sensor [J]. *J Clin Monit Comput*, 2020, 34(6): 1351-1359.
- [15] LOUIS A, CALINA C H, CHAO W, et al. An Ergonomic Wearable Core Body Temperature Sensor [C]. 15th International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI) and Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society. Las Vegas, NV; Ieee. 2018: 70-73.
- [16] JANKE D, KAGELMANN N, STORM C, et al. Measuring Core Body Temperature Using a Non-invasive, Disposable Double-Sensor During Targeted Temperature Management in Post-cardiac Arrest Patients [J]. *Frontiers in Medicine*, 2021, 8.
- [17] HUANG M, TAMURA T, TANG Z, et al. A Wearable Thermometry for Core Body Temperature Measurement and Its Experimental Verification [J]. *IEEE J Biomed Health Inform*, 2017, 21(3): 708-714.
- [18] FENG J J, ZHOU C C, HE C, et al. Development of an improved wearable device for core body temperature monitoring based on the dual heat flux principle [J]. *Physiol Meas*, 2017, 38(4): 652-668.
- [19] 冯靖杰. 穿戴式核心体温和连续血压测量关键技术的研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2018.
- FENG Jingjie. Research on key technologies of wearable core body temperature and continuous blood pressure measurement [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2018.
- [20] OGATA C T, ZENG Z, YU J, et al. Temperature measurement device for estimating subsurface tissue temperatures, has processor configured to estimate tissue temperature of user based on comparing temperature signals from first set of temperature sensors with second set of sensors.US2021404883 A1 [P]. 2020-06-30[2021-12-30].
- [21] FANG J Y Y, ZHOU C C, YE X S. Optimization of a Wearable Device for Core Body Temperature Monitoring Based on the Dual-Heat-Flux Model [C]. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. IOP Publishing. 2019: 032006 (32011 pp.)-032006 (32011 pp.).
- [22] TSADOK I, SCHEINOWITZ M, SHPITZER S A, et al. Assessing rectal temperature with a novel non-invasive sensor [J]. *J Therm Biol*, 2021, 95: 102788.
- [23] MATSUNAGA D, TANAKA Y, SEYAMA M, et al. Non-invasive and wearable thermometer for continuous monitoring of core body temperature under various convective conditions [J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2020, 2020: 4377-4380.
- [24] REN X L, ZHOU C C, YE X S. A Novel Miniaturized Sandwich-Like Sensor for Continuous Measurement of Core Body Temperature [J]. *Ieee Sensors Journal*, 2022, 22(17): 16742-16749.
- [25] 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].

- 合肥: 合肥工业大学, 2017.
- WANG Qiu. Research on a portable monitoring device for brain core temperature based on the principle of zero heat flux [D]. Hefei: Hefei University of Technology, 2017.
- [26] FOX R H, SOLMAN A J, ISAACS R, et al. A new method for monitoring deep body temperature from the skin surface [J]. *Clin Sci*, 1973, 44(1): 81-86.
- [27] JANTA M, HöSCHELE N, SENNER V. The Zero Heat Flux Method and Sweat Loss Modeling in Sports: Attempts of Next Generation Sports Information Systems [J]. *Procedia Engineering*, 2016, 147: 643-648.
- [28] 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]. 杭州: 浙江大学, 2018.
- LI Yuan. Research on non-invasive monitoring technology of human core temperature based on single-channel heat flux principle [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2018.
- [29] ANUAR H, LEOW P L. Non-invasive Core Body Temperature Sensor for Continuous Monitoring [C]. IEEE International Conference on Sensors and Nanotechnology (SN). Penang, MALAYSIA. 2019: 61-64.
- [30] YOSHIDA A, KAMON R, NAKA T, et al. Evaluation of conventional invasive measurements and examination of non-invasive measurement technique on human body core temperature [J]. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2021, 1137: 012038.