

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514737

基于多源信息融合的肿瘤热消融导航与热场测量方法^{*}

刘天晟^{1,2}, 何炳蔚^{1,2}, 陈 杰^{1,2}, 王小琰³, 陈济鸿³, 方主亭³

(1. 福州大学机械工程及自动化学院 福州 350108; 2. 福建省智慧医工联合工程研究中心 福州 350108;
3. 福建省肿瘤医院 福州 350014)

摘 要:针对肿瘤热消融过程中穿刺路径依赖经验判断、消融热场难以客观量化表征的问题,提出一种基于多源信息融合的肿瘤热消融导航与热场测量方法。在统一时空基准下,融合术前多物理场有限元仿真(FEA)、术中增强现实(AR)视觉定位与计算机断层扫描(CT)测温反演算法,实现穿刺路径的可视化精准引导以及消融温度场的三维定量重建。通过多物理场建模建立消融参数与组织热响应及损伤分布之间的映射关系,为术前布针规划提供能量覆盖约束;借助增强现实技术完成虚拟规划路径与物理手术空间的高精度配准,引导术中针道操作;结合计算机断层扫描值与温度之间的标定关系,对术中影像进行体素级温度反演,实现消融热场的实时量化表达。依托离体猪肝微波消融实验与腹部穿刺模体实验,对导航与热场测量框架开展系统验证。实验表明,在消融范围预测、穿刺路径引导及热场重建等关键环节均表现出良好的准确性与稳定性,整体误差水平满足肿瘤热消融的临床安全要求。相关工作实现了由几何路径引导向消融热场物理量化描述的转变,为热消融手术过程中的规划验证、疗效评估与决策优化提供了客观、可视的测量学依据。

关键词: 肿瘤热消融;多源信息融合;有限元仿真;增强现实;CT 测温

中图分类号: TH89 TP391.9 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40 520.60

Navigation and thermal field measurement method for tumor thermal ablation based on multi-source information fusion

Liu Tiansheng^{1,2}, He Bingwei^{1,2}, Chen Jie^{1,2}, Wang Xiaolong³, Chen Jihong³, Fang Zhuting³

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China;
2. Fujian Engineering Research Center of Joint Intelligent Medical Engineering, Fuzhou University, Fuzhou 350108, China;
3. Fujian Cancer Hospital, Fuzhou 350014, China)

Abstract: To address the reliance on experience-based puncture guidance and the lack of objective quantification of thermal fields during tumor thermal ablation, a navigation and thermal-field measurement scheme based on multi-source information fusion is presented. Within a unified spatiotemporal reference framework, preoperative multiphysics finite element analysis (FEA), intraoperative augmented reality (AR)-based visual localization, and computed tomography (CT)-based thermometry are integrated to enable visualized puncture guidance and three-dimensional quantitative reconstruction of the ablation temperature field. Multiphysics modeling establishes the relationship between ablation parameters, tissue thermal response, and damage distribution, providing energy-coverage constraints for preoperative needle placement planning. Augmented reality technology supports accurate registration between virtual planning data and the physical surgical space, facilitating intraoperative needle guidance, while calibration between computed tomography values and temperature enables voxel-level temperature inversion from intraoperative imaging for objective thermal-field measurement. Ex vivo porcine liver ablation experiments and abdominal phantom puncture experiments are conducted to verify the navigation and thermal-field measurement framework. Experimental observations indicate that favorable accuracy and stability are achieved in ablation zone prediction, puncture path guidance, and thermal-field reconstruction, with overall performance satisfying clinical safety requirements for

收稿日期: 2025-11-30 Received Date: 2025-11-30

^{*} 基金项目: 福建省高校产学研合作项目(2023Y4019)、福建省卫健委重大科研专项项目(2022ZD01006)、福建省卫健委医学创新课题项目(2022CXA015)资助

tumor thermal ablation. The presented scheme enables a transition from purely geometric navigation toward physically quantitative characterization of ablation thermal fields, providing objective metrological support for planning validation, intraoperative assessment, and decision optimization.

Keywords: tumor thermal ablation; multi-source information fusion; finite element simulation; augmented reality; CT-based thermometry

0 引 言

肿瘤热消融利用射频、微波或冷冻等物理能量对病灶组织进行局部加热或冷却,使其发生凝固性坏死,具有创伤小、恢复快、可重复操作等优势,已成为肝、肾、肺等实体肿瘤治疗中的重要局部手段^[1]。相较于传统外科切除或放射治疗,热消融在保护正常组织、缩短住院周期方面具有明显优势。然而,热消融术的临床疗效高度依赖术者对穿刺路径与针尖定位的精准控制,以及对消融范围和温度场的精确掌握。当前临床实践中,针对消融热场的实时量化测量与穿刺路径的高精度引导仍面临严峻挑战:1) 为确保穿刺路径与针尖定位的精确性,临床常需多次 CT 扫描确认,导致单次热消融干预患者有效辐射剂量可超过 100 mSv,从而显著增加随机性辐射效应(如致癌)风险^[2];2) 术中消融热场不可见,消融边界的判读主要依赖术者经验,缺乏实时、客观且直观的反馈机制来评估消融彻底性,极易造成边缘残留导致局部复发^[3]。因此,穿刺定位难以连续精确监控与能量分布及消融范围不可视成为制约热消融技术发展的关键挑战,亟需一种兼具低辐射、客观量化与实时反馈特性,并能实现多源信息有效融合的测量与引导方法。

为解决上述测量难题,相关研究主要从消融范围预测、视觉导航与影像测温 3 个维度展开探索,但多以独立模块形式存在,缺乏统一框架下的协同集成,导致各环节数据缺乏交互。在消融范围预测方面,有限元仿真(finite element analysis, FEA)通过构建包含消融针、组织及血流散热的多物理场模型,能够预测不同参数下的温度场分布与坏死区域,为术前规划和布针策略提供了定量依据。例如,吴水才等^[4]基于 FEA 模拟了猪肺组织的微波消融过程;Heshmat 等^[5]则进一步融合患者特异性解剖结构与治疗参数,实现了电磁场-温度场-坏死区之间的定量关联;刘菊等^[6]将真实血管解剖融入仿真模型,提升了温度分布预测的临床逼真度。尽管如此,此类仿真多基于理想边界条件,作为一种“开环预测”,缺乏术中实时解剖数据的校正与反馈,难以动态反映真实组织的形变与热响应。在视觉导航方面,增强现实(augmented reality, AR)技术通过将虚拟影像与物理现实融合,实现了穿刺路径和解剖结构的几何可视化,有效提升了穿刺精度。Li 等^[7-8]的研究通过构建多坐标系的精准配准机制,实现了从三维路径规划到术中实时引导的 AR 导航流程。然

而,现有 AR 导航多局限于“几何域”的空间叠加,未能融合“物理域”的能量分布信息,导致医生在操作中缺乏对热剂量参数的直观感知。在无创测温方面,计算机断层扫描作为临床常用影像模态,其 CT 值(单位为 HU)与组织温度间的相关性为实时测温提供了可能。自 Bydder 等^[9]首次提出该规律以来,Mahnken 等^[10-12]多个团队已通过实验验证了 CT 测温的可行性。然而,该方法受限于成像噪声与组织特异性,单纯依赖 CT 数据的温度反演存在信噪比低、标定困难等问题,且若缺乏统一的空间坐标基准,测温数据难以与解剖结构实现精准配准。

综上所述,术前基于有限元仿真的规划方案,因缺乏术中实时解剖与功能信息输入而沦为“静态蓝图”,难以动态适应手术变化;术中基于增强现实的导航仅限于几何层面的“地图”,忽略了消融能量这一关键物理量;零散的 CT 测温数据,若未与导航和规划模型配准融合,其价值难以充分发挥。这些技术在时空基准上的不统一,导致术中信息融合的配准误差,限制了对消融过程的精准量化。为弥合上述缺陷,提出一种基于多源信息融合的肿瘤热消融导航与热场测量方法,并构建了相应的测量与计算框架:以患者 CT 影像、组织热物性参数和消融参数为主要输入,通过多模态数据的配准与融合,输出可视化的热场分布信息,在统一框架下实现“规划-引导-监测-评估”的闭环。针对热场测量与精准引导这一目标,重点聚焦 3 方面关键科学与技术问题:1) 建立贯穿术前—术中全流程的多源信息融合框架,解决多模态数据时空配准的问题;2) 在统一坐标系下实现多物理场仿真结果、AR 导航空间和 CT 测温热场的融合显示,构建量化的闭环测量 workflow;3) 通过离体和体模实验,对构建框架的规划精度、导航定位误差及热场重建准确性进行定量评价,验证其工程可行性与临床应用潜力。

1 多源信息融合测量原理与方法

1.1 多源信息融合测量框架

针对“解剖结构—穿刺路径—能量场”信息断层与决策开环的瓶颈,构建了一种肿瘤热消融导航与热场测量计算框架。该框架旨在统一的时空基准下,打破单一测量模态的局限性,其总体原理架构如图 1 所示。框架主要包含多模态数据采集与预处理、多物理场计算与空间配准、多维信息融合显示与评估 3 个核心处理环节:

1) 多模态数据采集与预处理:作为测量方法的输入基础,负责获取与标准化处理手术全周期的异构数据。该环节主要汇集 3 类关键物理量:表征患者解剖结构的医学影像数据(术前/术中 CT)、决定能量传递规律的组织热物性参数,以及包含功率、时间、针型配置在内的微波消融控制参数。2) 多物理场计算与空间配准:作为方法的“算法核心”,由 3 个时空耦合的计算模型构成参数反演流程:(1) 热损伤预测模型:基于有限元法进行多物理场建模与患者三维解剖重建,将输入的物理参数解算为预测温度场与坏死区域,并依据能量分布计算最优布针路径,为后续环节提供标准化的

先验基准;(2) 视觉定位引导算法:以增强现实技术为核心,通过相机视觉定位、人工标记检测与实时位姿估计算法,建立“虚拟规划空间”与“物理手术空间”的刚性配准映射,实现对穿刺路径和针尖位姿的几何精准测量与引导;(3) CT 温度反演算法:利用术中 CT 体数据及 CT 值-温度标定模型,对体素级温度进行反演计算,完成三维热场重建及消融边界判读,实现对不可视能量场的客观量化测量。3) 多维信息融合显示与评估:作为测量结果的输出终端,将计算环节生成的预测/实测消融范围、穿刺导航偏差反馈以及三维热场分布进行多通道融合显示。

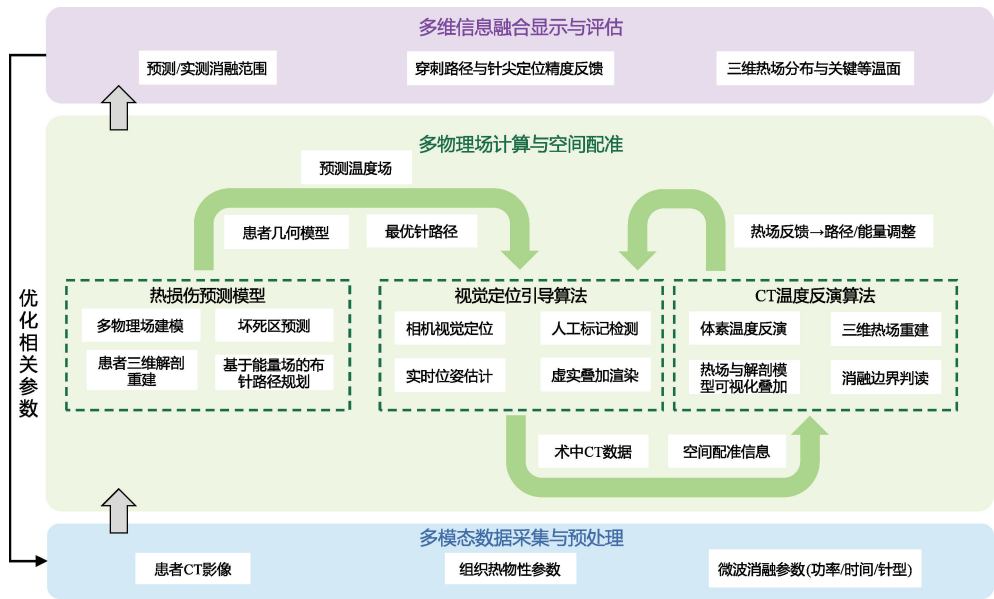


图 1 多源信息融合测量原理与框架

Fig. 1 Overall framework of the multi-source information fusion measurement method

在测量工作流上,上述算法环节构成了“术前量化规划—术中几何引导—实时热场验证”的正向数据通路。更关键的是,框架内建立了误差反馈与修正机制:术者可依据融合显示呈现的热场分布与消融边界判读结果,对比术前规划预期,动态调整后续手术的穿刺路径或消融能量参数。这种“热场反馈→参数优化”的机制,使得手术过程从传统的经验开环操作转变为具有自适应能力的数字化闭环控制,从而实现了预测、引导、监测与评估的有机融合。

1.2 基于多物理场耦合的术前量化规划方法

1) 电磁-热-损伤耦合模型构建

肿瘤微波消融是一种以电磁场为能量载体的热疗方式,微波天线在组织中激发高频电磁场,极性分子在交变场作用下高速转动并发生摩擦生热,使局部组织温度快速升高。当局部温度升高并在一定时间尺度上

达到较高水平(常以约 60℃ 作为经验参考区间)时,可诱发蛋白变性并形成凝固性坏死,从而实现靶组织的消融^[13]。

为实现对不同消融治疗参数下组织热响应的量化预测,构建了描述“电磁能量沉积—生物热传导—组织热损伤”过程的数值计算模型。该模型作为热场分布的理论预测基准,旨在建立从设备控制参数(功率、时间)到生物学效应(坏死区域)的定量映射关系。考虑到临床微波消融针内部结构的复杂性与计算效率之间的平衡,采用等效介质近似法建立探针的参数化物理模型。在保证近场辐射特征与真实情况一致的前提下,将多层介质结构抽象为标准化的同轴辐射体,并将针体外壁设为理想电导体边界。这种简化不仅大幅降低了网格自由度,提升了求解速度,更重要的是,它提高了近场电磁辐射特征的计算精度。构建后的参数化几何模型如图 2 所示。

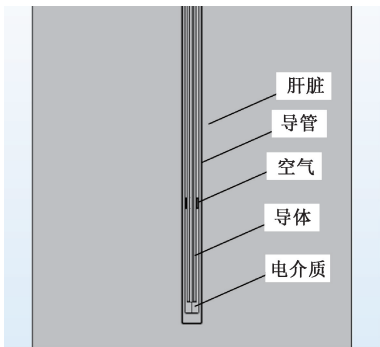


图2 肝组织热消融模型几何形状
Fig. 2 Geometric model for liver tissue thermal ablation simulation

模型通过3个连续的物理场求解步骤实现能量传递过程的数值模拟:

(1) 电磁能量沉积率计算

基于麦克斯韦方程组求解得到定义如式(1)的电场分布 $\boldsymbol{E}$,利用比吸收率(specific absorption ratio, SAR)表征电磁能量在生物组织中的沉积密度,其作为连接电磁场与温度场的耦合变量,定义如式(2)所示。

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu_r} \nabla \times \boldsymbol{E} \right) - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon_r \boldsymbol{E} = \boldsymbol{j} \omega \sigma \boldsymbol{E} \tag{1}$$

表1 多物理场模型中采用的相关参数

Table 1 Relevant parameters for multiphysics coupling model

参数	值	适用条件	单位
热导率(k)	$0.502+0.001\ 3\times(T-25)$	$T\leq 100^{\circ}\text{C}$	$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
	0.599 5	$T>100^{\circ}\text{C}$	
密度(ρ)	1 050	$T\leq 100^{\circ}\text{C}$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$
	294	$T>100^{\circ}\text{C}$	
相对介电常数(ε_r)	$47.043-0.042\times T$	$T\leq 100^{\circ}\text{C}$	1
	$5\ 459.8-14.55\times T$	$100^{\circ}\text{C}<T\leq 101^{\circ}\text{C}$	
	16.67	$T>100^{\circ}\text{C}$	
电导率(σ)	$1.73\ 81-0.000\ 4\times T$	$T\leq 100^{\circ}\text{C}$	$\text{S}\cdot\text{m}^{-1}$
	$2.173-2.173/\{1+\exp[0.069\ 7\times(85.375-T)]\}$	$T>100^{\circ}\text{C}$	
比热容(c)	3 600	$T\leq 100^{\circ}\text{C}$	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$
	3 278	$100^{\circ}\text{C}<T\leq 105^{\circ}\text{C}$	
	2 103	$T>100^{\circ}\text{C}$	
血流灌注率(ω_b)	0.016	$37^{\circ}\text{C}\leq T\leq 60^{\circ}\text{C}$	s^{-1}
	0	$T>60^{\circ}\text{C}$	

为将连续的温度场转化为临床可读的“坏死范围”,引入 Arrhenius 热损伤积分模型对组织受损程度进行累计计算,定义如式(4)所示。

$$\Omega = A \int_0^t \left(\exp \left(- \frac{E_a}{RT(\tau)} \right) \right) \text{d}\tau \tag{4}$$

式中: ∇ 表示梯度算符,用来描述电场在空间中的变化; μ_r 为相对磁导率; ω 为角频率; ε_0 为真空介电常数; ε_r 为相对介电常数; σ 为电导率; $\boldsymbol{j}$ 为虚数单位。

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |\boldsymbol{E}|^2}{2\rho} \tag{2}$$

式中: ρ 为组织密度。SAR 分布直接决定了初始热源的空间形态。

(2) 瞬态生物热传导方程求解

将 SAR 作为外源项耦合引入 Pennes 生物热传导方程,求解组织内部温度随时间 t 与空间 r 的变化,定义如式(3)所示。

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot \boldsymbol{k} \nabla T + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \tag{3}$$

式中: c 为组织比热容; k 为组织热导率; ρ_b 为血流密度; ω_b 为血灌注率; c_b 为血液比热容; T_b 为动脉血温度; Q_m 为组织代谢热源项; Q_{ext} 为外部热源项。模型中消融针非辐射段表面视为绝热边界,远端组织外缘固定为体温 37°C ,以近似人体核心温度环境。为提高模型在动态变温过程中的计算精度,计算模型引入了温度依赖型参数库,如表1所示^[14],动态修正随温度非线性变化的组织热物性参数。

式中: A 为频率因子,仿真取值为 $7.39\times 10^{39}/\text{s}^{-1}$; E_a 为活化能; R 为气体常数; $T(\tau)$ 为瞬时温度。 $\Omega=1$ 的阈值对应约63%的细胞发生不可逆死亡,可进一步定义坏死分数,以描述不同空间位置随时间累积的热损伤程度,定义如式(5)所示。

$$\theta_d = 1 - e^{-\Omega} \quad (5)$$

通过设置阈值,可提取对应的坏死区域等值面。通过上述多物理场耦合求解,模型可在统一坐标系内获得消融全过程的四维时空演化信息,如图3和4所示,为后续基于能量覆盖率的路径规划提供了物理场参数的数值计算基准。

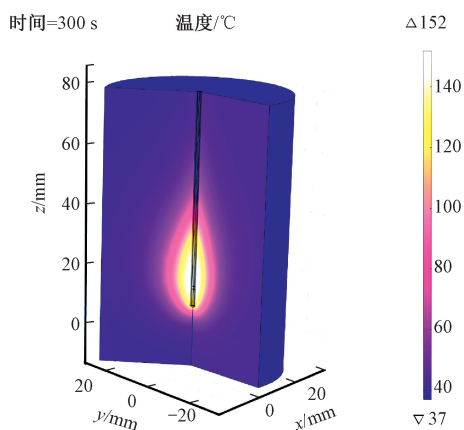


图3 微波消融温度场分布

Fig. 3 Predicted temperature field distribution during microwave ablation

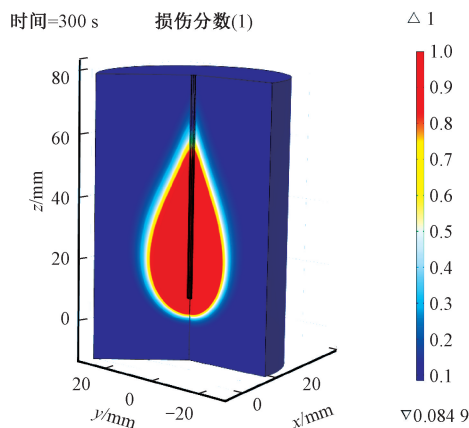


图4 组织损伤场分布

Fig. 4 Predicted tissue damage field distribution during microwave ablation

2) 基于能量场量化的路径规划与热场空间映射

在获取多物理场仿真数据的基础上,术前规划的核心任务是实现预测能量场与患者解剖结构之间的精准空间映射,并基于量化指标进行优化。规划流程主要包含解剖重建、场—图配准与路径优选3个环节。规划首先基于患者的DICOM格式CT影像数据,利用阈值分割与区域生长算法,快速提取肿瘤靶区的三维模型,为初始路径提供几何约束。为实现能量分布的可视化叠加,建立统一的世界坐标系,将计算得到的四维温度场数据及坏

死区等值面映射至患者解剖空间。映射过程中,以虚拟针尖点为锚点,将仿真热场坐标系与穿刺针模型坐标系进行刚性对齐。这一机制使得虚拟消融针在解剖模型中移动时,其周围的预期温度场与坏死范围能够随动,从而让术者能够直观预判当前布针位置下的最终消融形态。区别于传统仅依赖几何中心定位的经验式规划,采用基于“能量覆盖率”的量化规划策略。设肿瘤区域体积为 V_{tumor} ,仿真预测的坏死区域体积为 V_{necrosis} 。规划目标函数包含以下两个核心约束指标:

(1) 肿瘤消融覆盖率(tumor coverage rate, CR):表征肿瘤被坏死区覆盖的比例,要求坏死区完全包络肿瘤,定义如式(6)所示。

$$CR = \frac{V_{\text{tumor}} \cap V_{\text{necrosis}}}{V_{\text{tumor}}} \times 100\% \quad (6)$$

(2) 安全边界约束:要求坏死边界超出肿瘤边界至少5 mm,以确保杀灭微小浸润灶,同时避免对邻近大血管造成热损伤。如图5所示,规划过程中,术者可通过调整虚拟针的位置与角度,快速迭代出满足 $CR \geq 100\%$ 且对周围组织损伤最小的最优路径矢量。最终确定的规划路径将被转化为标准的空间变换矩阵,作为后续视觉导航算法的输入基准。

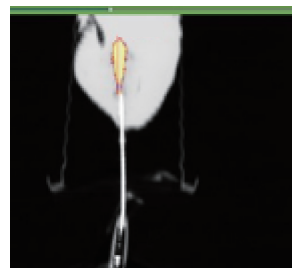


图5 术前规划插件可视化呈现图

Fig. 5 Visualization of the preoperative planning module for path optimization

1.3 基于增强现实的穿刺定位方法

为实现术前规划数据在术中物理空间的精准映射,提出一种基于增强现实的穿刺导航定位方法。作为连接数字规划域与物理操作域的桥梁,核心任务是通过建立稳定的空间坐标变换链,将不可视的皮下肿瘤与预规划路径以“透视”方式实时叠加于术者视野,实现从“盲视经验操作”到“可视化精准引导”的转变。如图6所示,采用基于位置感知(deltile grid position-sensing, DGPS)人工标记^[15]的视觉定位方案,以高鲁棒性的几何编码标记作为统一的空间参考基准,构建的导航空间架构包含3个核心坐标系:1)作为联系虚拟模型与物理实体的绝对基准,由固定于患者体表的DGPS标记定义的标记坐标系。2)随术中相机视点实时移动,表征当前的观察视角的相机

坐标系。3)生成的解剖模型与规划路径数据的患者坐标系。通过术前标定与刚性配准,首先求得模型坐标系相对于相机坐标系的初始变换矩阵 $T_{\text{model}}^{\text{marker}}$,从而为患者解剖结构与规划方案锚定至统一物理空间做准备。



图6 增强现实导航架构

Fig. 6 Architecture of the AR navigation system

导航过程本质上是对相机位姿的实时估计与虚拟信息的投影成像过程。算法的处理流程包括标记识别、位姿跟踪、映射投影与增强显示。首先利用透视 n 点算法 (perspective- n -point, PnP) 实时解算每一帧图像中标记角点相对于相机的旋转平移矩阵,得到标记坐标系到相机坐标系的变换 $T_{\text{marker}}^{\text{camera}}$,再结合相机内参矩阵 K 构建完整的虚实投影模型,定义如式(7)所示。

$$p_{\text{img}} = K \cdot T_{\text{marker}}^{\text{camera}} \cdot T_{\text{model}}^{\text{marker}} \cdot P_{\text{virtual}} \quad (7)$$

式中: P_{virtual} 为规划路径与解剖结构的三维坐标; p_{img} 为其在视频图像中的二维像素坐标。

在式(7)所描述的虚实投影过程中,三维空间中的规划路径点被映射至二维图像平面进行显示。采用这一设计主要基于临床操作流程与系统工程实现的综合考虑。一方面,二维显示方式可直接与现有术中监视器和影像显示设备兼容,无需额外佩戴头戴式显示装置,有利于维持无菌操作环境并降低系统使用门槛;同时,其渲染与交互流程相对简单,能够保证引导信息的实时性与显示稳定性,减少由立体渲染、视点跟踪等环节引入的延迟和抖动风险。另一方面,三维空间信息在投影至二维像素空间时,理论上会丢失显示式的深度维度信息。若仅依赖单一二维视角进行引导,可能在垂直于成像平面的方向引入额外不确定性,从而对穿刺引导精度产生影响。针对上述潜在问题,系统从显示层面和定位层面分别进行设计以减弱由二维投影带来的深度歧义。在显示层面,系统采用如图7所示的正视图与俯视图相结合的双视图显示方式,通过提供互补的视角信息,增强术者对穿刺路径与空间几何关系的直观理解;在三维定位层面,系统基于多已知三维标定点与其二维像素坐标之间的对应

关系,利用 PnP 算法估计相机位姿,从而建立虚拟规划路径与实际物理空间之间的三维映射关系。该过程通过多点几何约束间接恢复三维空间信息,而非依赖单一二维投影结果,从而有效抑制深度方向的不确定性。

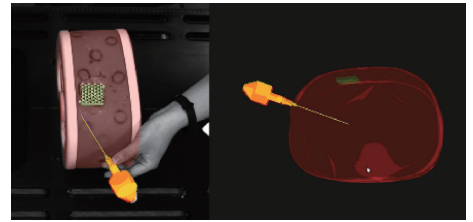


图7 多视角切换导航交互窗口

Fig. 7 Multi-perspective interactive window for AR navigation

在实际操作过程中,术者通过调整穿刺针姿态,使其在视频画面中的投影与虚拟规划路径保持重合;当针尖沿规划路径推进时,实时渲染的虚拟探针与物理探针在几何上保持一致。上述机制不仅降低了术者的认知负荷,也为后续 CT 测温数据的可视化提供了统一的空间参考框架,确保热场信息能够在一致坐标系下准确叠加,提高整体虚实一致性。

1.4 CT 热场反演标定与空间配准算法

针对消融手术中能量分布不可见导致的“盲打”难题,提出基于 CT 值的热场反演标定与空间配准算法。该算法在统一的空间坐标系下,将术中 CT 影像从单纯的形态学载体升级为兼具解剖与功能信息的热场载体,从而实现术前规划的验证与闭环反馈。

基于生物软组织 X 射线衰减系数随温度升高而单调递减的物理机理,采用线性回归模型描述 CT 值与温度 T 之间的耦合关系。为消除成像噪声与个体差异的影响,建立了一套标准化的标定方法论。在临床关注的 $37^\circ\text{C} \sim 100^\circ\text{C}$ 范围,采用如式(8)所示的线性转换函数进行温度反演,即:

$$\Delta T(x, y, z) = \alpha \cdot \Delta HU(x, y, z) + \beta \quad (8)$$

式中: ΔHU 为术中实时扫描图像与术前基准图像在同一像素位置的 CT 值差分; α 与 β 为通过实验预先标定的回归参数。为提高模型反演温度的鲁棒性,在标定过程中引入了基于四分位距的离群点剔除算法,并滤除由金属伪影或气泡引起的异常 CT 值,确保温度反演的稳定性。

在术中关键节点,对患者进行实时 CT 扫描以获取体数据,并执行以下热场重建与配准流程:1)体素级温度反演:基于已标定的 HU-温度转换模型,对感兴趣区域内的每个体素进行 HU-温度变换,生成与 CT 影像同分辨率的三维温度矩阵 M_{temp} ;2)热场平滑与重建:考虑到 CT 成像固有的量子噪声,引入三维高斯滤波核原始反演矩阵进行卷积平滑,并结合三线性插值算法提升热场在空间上的连续性,从而获得光顺的等温面形态。

为支持术中的快速疗效评估,搭建了多模态数据融合显示环境。该插件将重建的术中实时三维热场与术前规划信息、解剖几何空间进行多通道配准叠加,这种融合视图为术者提供了两个维度的直观决策依据:1)虚实对比验证:在同一三维场景下,叠加显示术前仿真预测的坏死包络与术中CT反演的60℃实测等温面。术者通过调节透明度,可直接观察两者在空间形态上的吻合度,从而验证前期规划模型的准确性及能量发射的有效性;2)边界可视反馈:如图8所示,通过伪彩色编码将抽象的温度数据转化为可视的热场云图,直观揭示消融坏死区与肿瘤靶区的空间位置关系。术者无需再仅凭经验推测,而是可以依据可视化显示的覆盖情况,快速识别潜在的肿瘤残留区域,从而为是否需要调整针位或追加消融剂量提供客观的影像学依据。

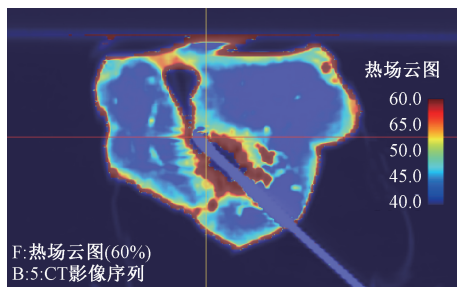


图8 术中CT测温可视化呈现图

Fig. 8 Visualization of intraoperative CT-based thermometry and thermal-field reconstruction

至此,在理论与方法层面完成了从术前规划到术中反馈的完整闭环构建。为验证上述各功能模块的实际效能及搭建框架的整体精度,将通过一系列离体组织与体模实验开展系统性的量化评估。

2 实验验证及结果分析

为验证提出的方法在“规划-引导-监测-评估”闭环测量 workflow 中的整体性能,采用了“模型与算法模块化性能量化+多源融合测量闭环验证”的分级评估策略,搭建由微波消融仪、CT模拟机、光学定位相机及高性能计算工作站构成的实验验证平台。围绕三大核心环节,设计了分层验证方案:1)有限元预测模型精度验证,评估术前仿真对组织热响应的预测准确性;2)增强现实导航定位方法精度验证,量化术中导航定位方法在空间定位上的几何误差;3)CT热场反演标定精度验证,检验CT测温热场与真实坏死区域的定量一致性。

2.1 有限元预测模型准确性验证

如图9所示,实验旨在评估建立的电磁-热-损伤耦合模型对组织热响应的准确性。实验选用新鲜离体猪肝

作为组织等效材料,在37℃恒温水浴环境中模拟人体核心体温条件,共进行 $N=5$ 例单针消融实验,采用临床标准的微波消融参数:微波功率50 W,持续时间300 s。在仿真端,基于同批次组织的热物性参数及一致的边界条件运行有限元计算,通过多物理场耦合求解获得随时间演化的三维温度场与组织损伤场分布。在实验端,消融结束后沿针轴方向切开标本,直接暴露凝固性坏死区域,并通过几何测量方法分别提取坏死区在垂直于针轴截面内的长轴和短轴尺寸,作为实际坏死范围的尺寸基准。相应地,将仿真预测得到的组织损伤场在相同方向上的几何尺寸与实测结果进行对应比较,其差值定义为模型预测误差。通过上述一致的几何定义与对照基准,实现了仿真预测结果与真实组织损伤之间的定量评估。



图9 离体猪肝微波消融实验

Fig. 9 Experimental setup for ex vivo porcine liver microwave ablation

典型样本的仿真预测轮廓与实测坏死剖面对应关系如图10所示,两者在几何形态上表现出良好的一致性。表2汇总了所有消融样本在各消融时间下的量化对比结果,显示仿真预测值与实测值在长轴方向的平均绝对误差为 6.0 ± 3.2 mm,在短轴方向为 1.2 ± 0.4 mm。进一步分析:长轴方向的误差波动主要源于模型假设与实验条件的非一致性:仿真采用理想同轴模型作为基准参照;而在实验过程中,受限于消融针冷却系统开启状态及效率的差异,实际热场在针杆方向的热延伸存在不确定性。当冷却不足时,向后加热导致实测长轴大于预测值;反之

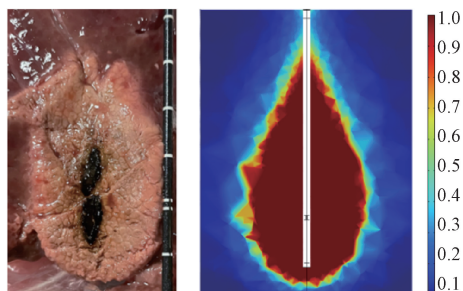


图10 微波消融坏死区与仿真组织损伤场分布对比

Fig. 10 Comparison of predicted tissue damage field and measured ablation zone in microwave ablation

则可能小于或接近预测值。这种工况的异质性导致了长轴误差在正负区间内的分布。然而,考虑到临床安全边界规划主要关注肿瘤横截面的覆盖情况,且 1.2 mm 的短轴平均误差远小于常规设定的 5 mm 安全裕度,该预测模型在热场预测中展现出良好的准确性,可作为术中测量方法的先验基准,为后续规划环节提供了可靠的物理预测依据。

表 2 离体猪肝微波消融中坏死区与组织损伤场的测量对比
Table 2 Comparison of predicted tissue damage zones and measured ablation zones in ex vivo porcine liver microwave ablation (mm)

例次	长轴			短轴半径		
	坏死区	组织损伤场	误差	坏死区	组织损伤场	误差
1	29	27	2	5	4	1
2	42	36	6	7	6	1
3	63	58	5	11	9	2
4	39	50	11	12	11	1
5	47	53	6	15	14	1

2.2 增强现实导航定位方法精度验证

实验旨在量化评估穿刺定位方法在不同穿刺几何约束下的引导精度。实验采用腹部穿刺模体(CIRS,型号 071B)作为实验平台,其内部预置不同深度与位置的模拟靶点,如图 11 所示。

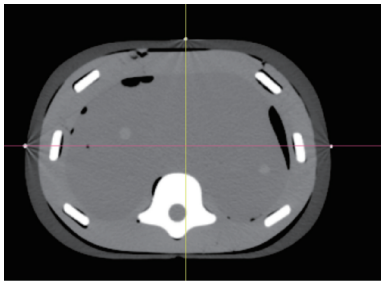


图 11 CT 扫描与三维重建

Fig. 11 CT scan and 3D reconstruction of abdominal phantom

为重建模体结构并构建真实术中影像场景,CT 扫描设备选用荷兰飞利浦 PHILIPS Brilliance Big Bore,重建矩阵为 512×512。视觉图像采集设备采用 HIKROBOT MV-CA050-10GM 工业相机,分辨率 2 448×2 048,像元尺寸 3.45 μm×3.45 μm,采集帧率 23.5 fps。该相机为单目成像设备,不提供深度测量。相机配合大恒 Myutron HS1214V 定焦镜头,在该配置下相机视场角约为:水平 37.33°、垂直 31.56°、对角 47.54°。

实验流程为:从腹部穿刺模体中选取 5 个空间位置及深度不同的模拟靶点,分别模拟不同解剖位置的肿瘤目标。针对每一个靶点,设计 3 条具有不同入路位置和穿刺角度的虚拟穿刺路径,并生成对应的规划针道,如图 12 所示。随后邀请有经皮穿刺经验的操作者在导航引导下对模体进行穿刺,穿刺过程中不进行 CT 扫描,仅依赖 AR 导航完成针道引导,穿刺结束后,通过术后 CT 重建获取实际针道及针尖在世界坐标系下的位置与方向信息。针尖定位误差定义为实际针尖位置与规划针尖位置之间的三维欧氏距离,用于量化导航系统在空间定位上的综合精度;同时,通过计算实际针道方向向量与规划针道方向向量之间的夹角,定义路径偏差角,以评估导航引导在方向一致性方面的表现。

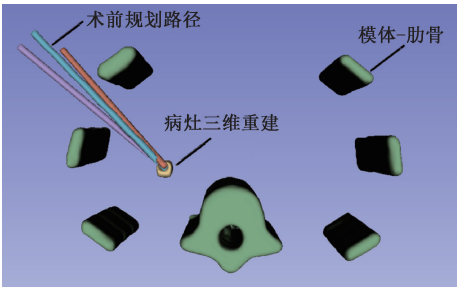


图 12 术前规划三维模型及其携带信息

Fig. 12 Preoperative planning model and its associated information for puncture guidance

通过在不同靶点位置及不同穿刺入路条件下对上述两类误差指标进行统计分析,可系统评估所提增强现实导航方法在复杂几何约束条件下的稳定性与可靠性。相应的定量结果汇总于表 3 中。针尖三维定位误差为 1.62±0.43 mm,最大误差为 2.56 mm;路径偏差角为 1.39°±0.52°,最大偏差为 2.36°。进一步分析表明,不同穿刺深度与方向组间误差差异无统计学意义($P>0.05$),印证了提出的导航定位方法在复杂几何条件下的引导稳定性。误差来源可能包括术前 CT 与模型间的刚性配准误差、人工标记的空间微小漂移、以及操作者在显微操作中引入的主观手法差异。尽管存在上述不可避免的误差,但所获得的毫米级定位精度与小角度路径偏差已达到临床肿瘤热消融对穿刺准确性的 3.5 mm 基本要求。这充分证实了该方法能够将术前规划的虚拟路径高精度地转化为物理操作,并为后续的 CT 测温与热场叠加提供了可靠的空间参考。

2.3 CT 热场反演标定方法精度验证

实验旨在验证提出的热场反演标定与空间配准算法在实际消融过程中的应用效果,考察重建热场与真实坏死边界的一致性,以及可视化结果对术者消融决策的支持能力。实验在相同的离体猪肝模型上进行,采用微波

表 3 腹部模体穿刺的针尖定位误差与路径偏差结果

Table 3 Needle-tip positioning error and path deviation in abdominal phantom puncture experiments

肿瘤编号	针尖三维定位误差/ mm	路径偏差角/(°)
1	1.30±0.20	1.02±0.20
2	1.55±0.17	1.38±0.28
3	1.84±0.59	1.39±0.71
4	1.66±0.24	1.65±0.35
5	1.75±0.75	1.50±0.90

消融针置入后,按照相同的预设参数执行消融。在消融过程中,同步采集了覆盖针道及周围组织的三维 CT 体数据,该 CT 数据采集对应于微波消融术中常规的影像评估节点(3.5 min),未引入额外的扫描次数。基于预先完成的 HU-温度标定模型,将重建的温度场与基于 CT 数据重建的解剖模型及术前规划路径在统一坐标系下进行多通道叠加显示,允许术者自由调整视角与透明度,直观观察消融范围与安全边界的空间关系。消融结束后,通过对消融后组织标本进行切开测量,获取实际凝固性坏死区在长轴和短轴方向上的几何尺寸。鉴于热消融组织损伤具有显著的温度-时间累积效应,而在术中 CT 扫描仅获得离散时刻的温度场分布,故参考既往研究中常用的 60℃ 经验阈值^[16-19],提取 60℃ 等温面作为坏死边界的近似几何表征用于与切开测量得到的坏死区几何尺寸进行对比。

实验共完成 3 例微波消融,并成功采集了术中 CT 影像,重建了三维温度场,绘制处理时间<1 s。结果如表 4 所示,重建 60℃ 等温面与实际坏死边界在长轴方向的平均误差为 5.2±2.8 mm,短轴方向为 2.2±1.3 mm。术者反馈表明,可视化热场显著增强了对能量分布的直观理解,有助于判断消融是否充分覆盖靶区及预留了安全边界,从而提高了对术中热剂量分布的直观理解。尽管长

表 4 离体猪肝消融坏死区与 60℃等温面的测量对比

Table 4 Comparison of measured ablation zone and reconstructed 60℃ isotherm in ex vivo porcine liver (mm)

例次	长轴			短轴半径		
	坏死区	60℃ 等温面	误差	坏死区	60℃ 等温面	误差
1	39.0	30.67	8.33	12.0	8.90	3.10
2	47.0	42.70	4.30	15.0	12.35	2.65
3	63.0	65.85	2.85	10.0	9.30	0.70

轴方向的误差相对较大,可能源于 CT 成像的固有局限性、线性 HU-温度模型的非线性效应以及冷却过程中的温度扩散等因素,但其短轴方向的误差以及提供的“可视化”能力,对于支持术中决策具有重要价值。该技术在不变现有手术流程与设备的前提下,实现了术中热场的定量重建和三维可视化,为术者提供了客观的测量数据,有效支撑了该方法在临床决策中的量化应用。

3 多源信息融合测量方法综合讨论

针对肿瘤热消融术中“高穿刺精度、热场参数不可测、消融边界判读依赖经验”的核心测量痛点,提出了一种贯穿术前预测、术中引导与实时测温全流程的多源信息融合测量方法,在统一时空基准下融合有限元多物理场仿真、增强现实导航与 CT 测温技术,形成“规划—引导—监测—评估”的闭环测量 workflow。通过搭建的验证平台证实,在消融范围预测、针道引导和三维热场重建方面均达到了肿瘤热消融场景下可接受的误差水平,可在不改变现有设备配置的前提下,为术中布针策略优化和追加消融决策提供空间与能量两个维度的量化测量依据。

如表 5 所示,与仅针对规划、导航或测温单一环节的代表性工作相比,所提出的方法在统一坐标系下将多物理场仿真结果、实时导航数据和 CT 热场信息进行一体化融合,既实现了毫米级穿刺精度,又完成了消融热场的三维可视化测量与验证,从而构建了“预测—执行—验证”的闭环量化测量流程。该机制有望减少重复 CT 扫描次数,降低患者辐射暴露剂量,同时提高局部控制率和手术过程的标准化程度,为未来智能医疗领域的精准测量与控制奠定了基础。

尽管取得了上述进展,提出的测量与计算框架在热消融过程的精细模拟、实时动态导航以及高温区测温精度方面仍面临诸多挑战。未来的研究将从两个关键方向着手,进一步提升其在肿瘤热消融中的精准性与安全性: 1) 围绕多物理场有限元模型的个体化与可更新,结合在体动物实验、术中 CT 测温 and 随访影像,对热-流-结构耦合参数开展“数据反演+机理约束”的联合标定,使温度场与组织损伤预测从“静态模板”演变为可随患者解剖特征、血流灌注和消融历史持续修正的动态预测模型,为构建高可信数字孪生肿瘤热消融模型^[26]奠定物理基础; 2) 在导航与配准环节引入非刚性形变建模与呼吸运动补偿^[27],将增强现实导航、光学跟踪与实时影像注册到统一的动态坐标系中,显式量化肝脏等腹腔器官在呼吸、进针作用下的位移与变形,从而实现在“解剖结构—能量场—器官运动”三场协同下对针道和消融范围的实时测量误差抑制^[28-30]。

表 5 本文方法与国内外代表性工作的性能对比

Table 5 Performance comparison of proposed method with representative existing works

研究工作	规划精度	引导精度	热场验证精度	是否闭环集成
本文方法	长/短轴误差 6.0±3.2/1.2±0.4 mm	1.62±0.43 mm	长/短轴误差 5.2±2.8/2.2±1.3 mm	是
文献[5]	边界误差处于[1.2,2.6] mm	—	—	—
文献[20]	目标注册误差≤2 mm	—	—	—
文献[21]	最大绝对误差为 1.7 mm	—	—	—
文献[22]	—	6.13±1.07 mm	—	—
文献[23]	—	3.72±1.21mm	—	—
文献[24]	—	—	对 CT 测温消融检测区与宏观/CECT 做整体评估,未直接报告精度	—
文献[25]	—	—	线性回归分析显示了温度与衰减之间的线性关联,未直接报告精度	—

4 结 论

围绕肿瘤热消融术中“高穿刺精度、热剂量不可视和消融边界判读依赖经验”等痛点,提出了一种基于多源信息融合的导航与热场测量方法。该方法将多物理场有限元预测、增强现实视觉定位与 CT 测温反演标定技术融合于统一时空基准下,构建了涵盖“规划—引导—监测—评估”的闭环测量 workflow。离体猪肝与腹部模体实验表明,提出的测量与计算框架在消融范围预测、针道引导和三维热场重建方面均达到了肿瘤热消融场景下可接受的精度水平。与现有针对单一环节的技术方案相比,通过一体化融合框架,为实现手术过程的量化评估和决策优化提供了可靠的测量学基础,在降低辐射暴露、提升局部控制率方面展现出良好的临床应用潜力。

参考文献

[1] GU H, LIM J, CHUNG D J, et al. Microwave ablation versus liver resection for patients with hepatocellular carcinomas [J]. Gastroenterology, 2025, 169 (1): S1770-S1770.

[2] WIDMANN G, BEYER A, JASCHKE W, et al. Identification and characterization of patients being exposed to computed-tomography associated radiation-doses above 100 mSv in a real-life setting[J]. European Journal of Radiology Open, 2023, 10:100470.

[3] YANG G, WANG G, SUN J, et al. The prognosis of radiofrequency ablation versus hepatic resection for patients with colorectal liver metastases: A systematic review and meta-analysis based on 22 studies [J]. International Journal of Surgery, 2021, 87:105896.

[4] 吴水才,刘菊,张宇博,等. 微波消融肺组织的离体实

验与有限元仿真[J]. 北京工业大学学报, 2025, 51(5):625-636.

WU SH C, LIU J, ZHANG Y B, et al. Ex vivo experiment and finite element simulation of microwave ablation on lung tissue[J]. Journal of Beijing University of Technology, 2025, 51(5):625-636.

[5] HESHMAT A, O' CONNOR C S, ALBUQUERQUE MARQUES SILVA J, et al. Using patient-specific 3D modeling and simulations to optimize microwave ablation therapy for liver cancer[J]. Cancers, 2024, 16(11): 2095.

[6] 刘菊,高宏建,王琦,等. 基于真实解剖模型的肺肿瘤微波消融研究[J]. 医疗卫生装备, 2024, 45(9):27-34.

LIU J, GAO H J, WANG Q, et al. Study on microwave ablation of lung tumor based on real anatomical model[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2024, 45(9):27-34.

[7] LI R T, TONG Y Q, YANG T P, et al. Towards quantitative and intuitive percutaneous tumor puncture via augmented virtual reality [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2021, 90:101905.

[8] 王君臣,朱辉,胡岩,等. 基于 HoloLens 的增强现实手术导航系统精准融合显示方法[J]. 机电工程技术, 2023, 52(6):6-13.

WANG J CH, ZHU H, HU Y, et al. Accurate fusion overlay method of augmented reality surgical navigation system based on HoloLens[J]. Mechanical & Electrical Engineering Technology, 2023, 52(6):6-13.

[9] BYDDER GM, KREEL L. The temperature dependence of computed tomography attenuation values [J]. Journal of Computer Assisted Tomography, 1979, 3(4):506-

- 510.
- [10] MAHNKEN A H, BRUNERS P. CT thermometry: Will it ever become ready for use? [J]. *International Journal of Clinical Practice*, 2011, 65:1-2.
- [11] PANDEYA G D, GREUTER M J W, SCHMIDT B, et al. Assessment of thermal sensitivity of CT during heating of liver: An ex vivo study[J]. *British Journal of Radiology*, 2012, 85(1017):e661-e665.
- [12] SCHENA E, GIURAZZA F, MASSARONI C, et al. Thermometry based on computed tomography images during microwave ablation: Trials on ex vivo porcine liver[C]. 2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2017:1-6.
- [13] KEUM H, CEVIK E, KIM J, et al. Tissue ablation: Applications and perspectives[J]. *Advanced Materials*, 2024, 36(32):2310856.
- [14] PREECHAPHONKUL W, RATTANADECHO P. The effects of dielectric & thermal property functions on the thermal response during the focused microwave ablation treatment in the liver cancer model: Numerical investigation[J]. *Engineered Science*, 2022, 21(2):788.
- [15] XIE X ZH, ZHU M ZH, CHEN W J, et al. Efficient contact-based registration for minimally invasive anterior hip arthroplasty[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2025, 102:107216.
- [16] BRACE C. Thermal tumor ablation in clinical use[J]. *IEEE Pulse*, 2011, 2(5):28-38.
- [17] NIKFARJAM M, MURALIDHARAN V, CHRISTOPHI C. Mechanisms of focal heat destruction of liver tumors[J]. *Journal of Surgical Research*, 2005, 127(2):208-223.
- [18] VAN ERP G C M, HENDRIKS P, BROERSEN A, et al. Computational modeling of thermal ablation zones in the liver: A systematic review[J]. *Cancers*, 2023, 15(23):5684.
- [19] WU J H, ZHOU ZH Y, HUANG Y W, et al. Radiofrequency ablation: Mechanisms and clinical applications[J]. *MedComm*, 2024, 5(10):e746.
- [20] KESHAVAMURTHY K N, EICKHOFF C, ZIV E. Pre-operative lung ablation prediction using deep learning[J]. *European Radiology*, 2024, 34(11):7161-7172.
- [21] 蒋梦玮,晋晓飞,钱志余. 基于 LabWindows/CVI 的微波消融仿真软件系统设计研究[J]. *生物医学工程研究*, 2024, 43(4):293-301.
- JIANG M W, JIN X F, QIAN ZH Y, Design study of microwave ablation simulation software system based on LabWindows/CVI[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2024, 43(4):293-301.
- [22] ZHUANG Y W, WANG SH Y, XIE H, et al. Augmented reality-based interactive scheme for robot-assisted percutaneous renal puncture navigation[J]. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 2025, 36(1):e70009.
- [23] WEI Y ZH, HUANG B Y, ZHAO B L, et al. Efficient needle guidance: Multi-camera augmented reality navigation without patient-specific calibration[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2025, 20(11):2281-2291.
- [24] KOSTYRKO B, RUBARTH K, ALTHOFF C, et al. Computed tomography-based thermography (CTT) in microwave ablation: Prediction of the heat ablation zone in the porcine liver[J]. *Insights into Imaging*, 2023, 14(1):189.
- [25] POHLAN J, KRESS W, HERMANN K G, et al. Computed tomography thermography for ablation zone prediction in microwave ablation and cryoablation: Advantages and challenges in an ex vivo porcine liver model[J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2020, 44(5):744-749.
- [26] MARCHAL I. Applications of digital twins in medicine[J]. *Nature Biotechnology*, 2025, 43(10):1606-1612.
- [27] GUNDERMAN A L, MUSA M, GUNDERMAN B O, et al. Autonomous respiratory motion compensated robot for CT-guided abdominal radiofrequency ablations[J]. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 2023, 5(2):206-217.
- [28] 王玉静,叶柏宏,康守强,等. 多源不平衡数据下基于联邦学习的谐波减速器故障诊断方法[J]. *仪器仪表学报*, 2025, 46(6):317-329.
- WANG Y J, YE B H, KANG SH Q, et al. Fault diagnosis method for harmonic reducers based on federated learning with multi-source imbalanced data[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2025, 46(6):317-329.
- [29] 乔卉卉,赵二贤,郝如江,等. 基于注意力机制与多源信息融合的变工况轴承故障诊断[J]. *仪器仪表学报*, 2024, 45(9):120-130.
- QIAO H H, ZHAO ER X, HAO R J, et al. Attention mechanism and multi-source information fusion-based method for bearing fault diagnosis under variable operating conditions[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2024, 45(9):120-130.
- [30] 苗建国,李茂银,邓聪颖,等. 非理想数据下基于仿真数据辅助迁移学习的滚动轴承故障诊断[J]. *仪器仪表学报*, 2023, 44(4):28-39.

MIAO J G, LI M Y, DENG C Y, et al. Rolling bearing fault diagnosis for non-ideal dataset based on finite element simulation and transfer learning [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(4):28-39.

作者简介



刘天晟, 2024 年于华侨大学获得学士学位, 现为福州大学博士研究生, 主要研究方向为增强现实、虚拟现实、数字孪生医疗手术。

E-mail: 240210001@fzu.edu.cn

Liu Tiansheng received his B.Sc. degree from Huaqiao University in 2024. He is currently pursuing his Ph.D. degree at Fuzhou University. His research interests include augmented reality, virtual reality, and digital twin technologies for medical applications.



何炳蔚 (通信作者), 1996 年于燕山大学获得学士学位, 1999、2003 年于西安交通大学获得硕士、博士学位, 现为福州大学机械工程及自动化学院教授, 主要研究方向为医疗机器人、沉浸式学习、智能可穿戴设备、脑机接口。

E-mail: mebwhe@fzu.edu.cn

He Bingwei (Corresponding author) received his B.Sc. degree from Yanshan University in 1996, and his M.Sc. and Ph.D. degrees both from Xi'an Jiaotong University in 1999 and 2003, respectively. He is currently a professor in the College of Mechanical Engineering and Automation at Fuzhou University. His main research interests include medical robotics, immersive learning, intelligent wearable devices, and brain-computer interfaces.



陈杰, 2025 年于福建农林大学获得学士学位, 现为福州大学硕士研究生, 主要研究方向为增强现实、微波消融有限元仿真。

E-mail: 2631169229@qq.com

Chen Jie received his B.Sc. degree from Fujian Agriculture and Forestry University in 2025. He is currently a master's student at Fuzhou University. His main research interests include augmented reality and finite

element simulation of microwave ablation.



王小珑, 2012 年于福建医科大学获得学士学位, 2018 年于福建医科大学获得硕士学位, 现为福建省肿瘤医院肿瘤与血管介入科主治医师, 主要研究方向为肝癌的介入诊疗相关机制研究。

E-mail: 54489663@qq.com

Wang Xiaolong received his B.Sc. and M.Sc. degrees both from Fujian Medical University in 2012 and 2018, respectively. He is currently an attending physician in the Department of Tumor and Vascular Interventional Radiology at Fujian Cancer Hospital. His main research interest is the mechanisms related to interventional diagnosis and treatment of liver cancer.



陈济鸿, 2009 年于武汉大学获得学士学位, 2014 年于武汉大学获得博士学位, 现为福建省肿瘤医院高级工程师, 主要研究方向为人工智能在放射治疗领域的应用。

E-mail: whuhandaxue@163.com

Chen Jihong received his B.Sc. and Ph.D. degrees both from Wuhan University in 2009 and 2014, respectively. He is currently a senior engineer at Fujian Cancer Hospital. His main research interests include the application of artificial intelligence in radiation therapy.



方主亭, 2003 年于福建医科大学获得学士学位, 2014 年于复旦大学获得博士学位, 现为福建省肿瘤医院副院长, 主任医师, 主要研究方向为肝癌介入递药系统、免疫治疗材料、肿瘤疫苗。

E-mail: ztfang@fjzlhospital.com

Fang Zhuting received his B.Sc. degree from Fujian Medical University in 2003, and his Ph.D. degree from Fudan University in 2014. He is currently a vice president and attending physician at Fujian Cancer Hospital. His main research interests include interventional drug delivery systems for liver cancer, immunotherapy materials, and tumor vaccines.