

钕铁硼热籽在磁感应热疗交变磁场中磁损耗功率的实验与模拟

李静^{1,2,3}, 施柏源^{1,2}, 林梓昕¹, 徐苏华^{4*}

1. 华南理工大学化学与化工学院, 广州 510610

2. 华南理工大学珠海现代产业创新研究院, 珠海 519110

3. 广东省生物医学传热工程技术研究中心, 佛山 528051

4. 广东省医疗器械质量监督检验所国家药监局体外循环器械重点实验室, 广州 510145

摘要 采用实验与模拟结合的方法对钕铁硼磁性材料进行了磁损耗产热功率的计算, 结果表明, 钕铁硼热籽在磁场频率 21~29 kHz, 磁感应强度 2.7~3.7 mT 下具有较高的产热功率, 热体积功率密度在给定磁场条件下处于 $2.39 \times 10^6 \sim 5.54 \times 10^6$ W/m³, 并将此结果应用于磁感应热疗模拟。模拟结果显示, 单个钕铁硼热籽的有效热疗边界呈椭球形, 在给定磁场条件最大有效热疗范围为短半轴 12.9 mm、长半轴 17.6 mm, 表明钕铁硼热籽可在较低的磁场频率和磁感应强度下达到热疗所需的产热功率。

关键词 磁感应热疗; 钕铁硼材料; 热籽; 数值模拟

肿瘤热疗是近年新兴的一种癌症治疗手段, 相关研究表明, 肿瘤内部组织血管丰富且结构紊乱, 复杂的毛细血管网堆积压迫形成了血窦, 多种原因导致了肿瘤组织内部的耐热性较差^[1]。当环境温度升至 42~43℃ 以上时, 肿瘤无法及时将热量散发, 肿瘤内部毛细血管将会破裂^[2], 导致肿瘤组织缺氧, 加速肿瘤死亡^[3]。该温度环境还会促进肿瘤细胞抑癌基因的表达, 促使肿瘤细胞自发凋亡^[4]。

磁感应热疗 (magnetic induction hyperthermia, MIH) 是在肿瘤病灶区域植入磁介质, 通过外部施加的交变磁场引起磁介质的升温, 以实现肿瘤病灶的加热治疗。一般认为, 交变磁场在 $H \times f < 5 \times 10^9$ A·m⁻¹·s⁻¹ 进行磁感应热疗是安全的^[5]。已有多项研究表明, 磁感应热疗与传统的化疗、放疗联用, 能实现治疗效果相互促进, 提高治疗效率^[6-7]。磁感应热疗经过多年的发展研究, 目前已经积累了大

收稿日期: 2023-07-28; 修回日期: 2023-12-14

基金项目: 珠海市产学研合作及基础与应用基础研究项目 (ZH22017003210078PWC)

作者简介: 李静, 教授, 研究方向为生物医学传热, 电子信箱: ljing@scut.edu.cn; 徐苏华 (通信作者), 高级工程师, 研究方向为医疗器械新技术, 电子信箱: 541153861@qq.com

引用格式: 李静, 施柏源, 林梓昕, 等. 钕铁硼热籽在磁感应热疗交变磁场中磁损耗功率的实验与模拟[J]. 科技导报, 2024, 42(24): 79-87;

doi:10.3981/j.issn.1000-7857.2023.07.01151

量的模拟、动物实验、临床实验数据^[8],未来具有巨大的应用前景。

磁感应热疗所使用的磁介质通常按尺寸可分为毫米级、微米级和纳米级,对应的主要产热机制分别为涡流损耗、磁滞损耗和弛豫损耗^[9-11]。毫米级磁介质尺寸一般大于1 mm,通常被称为铁磁热籽,一般制作成圆柱体金属棒和具有网状结构的金属支架,分别应用在组织内肿瘤和腔体内肿瘤的治疗^[12]。磁感应热疗要实现有效治疗,磁介质必须在肿瘤区域引起足够的温升,磁介质的产热功率同时取决于外部施加交变磁场的频率与场强和磁介质本身的物性参数^[13]。Wang等^[14]用实验与数值模拟结合的方法研究了Ni-Cu热籽在频率(f)116 kHz、磁感应强度(B)12 mT的交变磁场下的升温行为,32热籽阵列在琼脂模型中产生了可供热疗的温度场。武建安^[15]研究了微米级空心磁性微球在频率540 kHz、磁感应强度8 mT的交变磁场下琼脂模型内的升温情况,磁介质表面在25 min内升高了25°C。Gangwar等^[16]对 θ -Fe₃C纳米粒子在频率261 kHz、磁感应强度23 mT的交变磁场下的磁损耗功率进行测算,测得纳米粒子在该条件下比吸收率为46 W/g,可应用于磁感应热疗。

以往的磁感应热疗研究为了从磁介质中得到足够大的磁损耗功率,常将交变磁场频率升高于100 kHz、磁感应强度升高至10 mT以上^[17]。高频的交流电会加快交变磁场发生装置的硬件损耗,高磁感应强度需要耗费大量电能,同时增加交变磁场发生装置线圈的散热需求。因此,本研究将交变磁场的条件限制在30 kHz、5 mT以下,通过材料选择降低外部交变磁场条件需求。采用离体组织热疗实验与数值模拟结合的方法,计算钕铁硼热籽在不同磁场条件下的热功率。将计算得到钕铁硼热籽的磁损耗功率通过 Pennes 生物传热模型应用到生物体内组织的热疗模拟中,分析热疗时生物体内的热籽周围的温度场分布以及有效热疗边界。

1 实验和模拟方法

钕铁硼材料(Nd-Fe-B)是一种性能卓越的稀

土硬磁材料,具有磁能积大、剩余磁通密度大、稳定性好的特点^[18]。目前,钕铁硼材料已经广泛应用于国防军工、航空航天、新能源电机、医疗器械等高新技术领域^[19-20],但在磁热疗应用中却鲜为报道。与文献中常用的软磁热籽材料相比,钕铁硼材料在交变磁场下具有更强的磁滞效应,产热效率更大。在外部磁场频率为25 kHz、磁感应强度为2.7 mT的磁场条件下,对几种磁性材料进行空气中升温实验,在1 min内,磁热疗研究中已有的软磁材料Fe₈₃Zr₁₀B₇温度升高了7.4°C,而硬磁材料领域较为成熟的2种材料Nd₂Fe₁₄B、Sm₂Co₁₇则分别升高了46.7°C和4.1°C。本研究在此基础上选择毫米级的圆柱体烧结钕铁硼(Nd₂Fe₁₄B)热籽作为研究对象,研究其在交变磁场中的磁致热效应。

1.1 用于离体组织的实验和数值模拟方法

1.1.1 离体组织热疗的实验方法

本实验采用的钕铁硼热籽材料为型号N35的烧结钕铁硼,尺寸为直径4 mm、长度20 mm,其实物见图1,物性参数见表1。

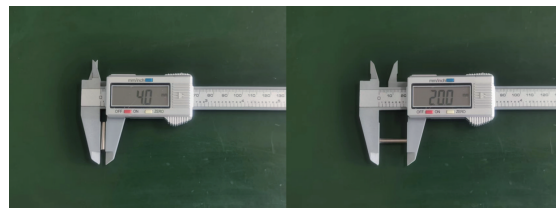


图1 离体组织实验中使用的钕铁硼热籽尺寸图

表1 钕铁硼热籽的物性参数

物性参数	数值
密度/(kg·m ⁻³)	7400
电导率/(S·m ⁻¹)	6.67×10 ⁵
相对磁导率/ μ	1.05
比热容/(J·kg ⁻¹ ·°C ⁻¹)	440
热导率/(W·m ⁻¹ ·°C ⁻¹)	9
居里温度/°C	310

实验中使用的仪器及其型号生产厂家见表2。交变磁场发生装置的工作频率为0~50 kHz,工作磁感应强度为0~10 mT。实验过程的温度监控和记录采用数据采集系统和K型测温热电偶配合实

现。循环水真空泵用于循环承载励磁线圈的石英隔热套管的冷却水,降低励磁线圈焦耳热对实验内

部测温影响。特斯拉计用于测量励磁线圈内部的磁感应强度,以辅助确定实验过程的磁场条件。

表2 离体组织实验涉及仪器

实验仪器	型号	生产厂家
小型交变磁场发生装置	自制	—
测温热电偶	TT-K-30 SLE	合柔(上海)电线电缆有限公司
数据采集系统	DAQ970A	安捷伦科技有限公司
循环水真空泵	SHZ-D III	上海力辰仪器科技有限公司
特斯拉计	TD8650	长沙天恒测控技术有限公司

离体组织热疗的实验平台如图2所示,励磁线圈及隔热管内部结构如图3所示。本实验使用生猪肉替代人体肌肉组织来进行离体组织热疗,生猪肉被切成底面直径25 mm、高25 mm的圆柱体并固定于励磁线圈空气隙的中心。钕铁硼热籽被植入生猪肉内部,处于圆柱体中心位置,热籽底面与磁

场方向垂直。使用测温热电偶对生猪肉内部温度进行监测记录,设定了3个测温点。点1位于钕铁硼热籽与生猪肉的接触面上,点3位于生猪肉外壁内1 mm处,点2位于点1、3连线的中点。3个测温点均处于生猪肉圆柱体垂直高度中间的横截面上。

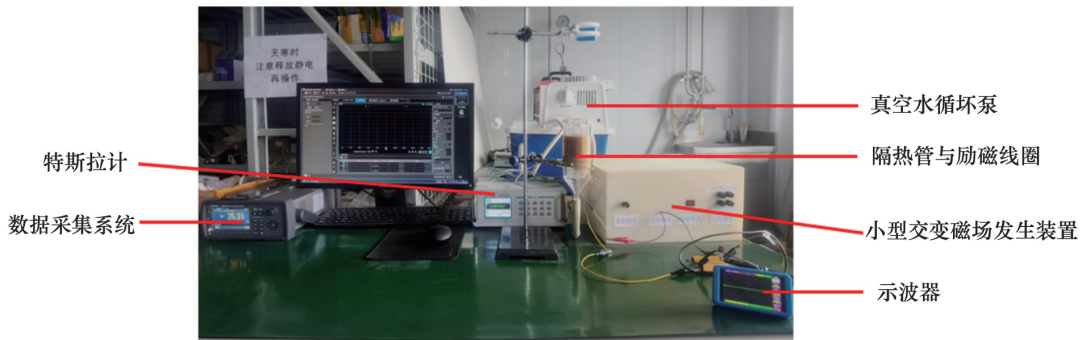


图2 离体组织热疗实验平台

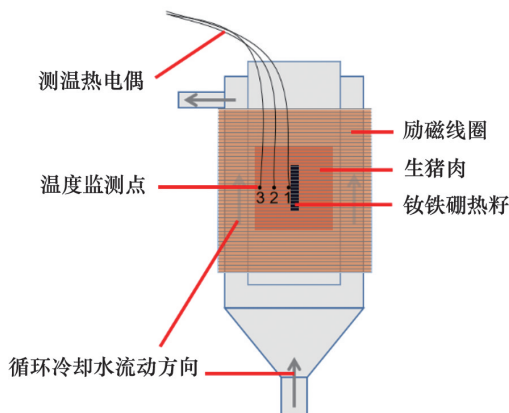


图3 励磁线圈和隔热管内部示意

实验采用的磁场条件见表3,将励磁线圈工作频率固定为25 kHz,调节线圈中心磁感应强度为2.7 mT (2.15 kA/m)、3.2 mT (2.55 kA/m)、3.7 mT (2.95 kA/m);将线圈中心磁感应强度固定为3.2 mT

表3 实验磁场条件方案

实验磁场条件方案	磁场频率/kHz	磁感应强度/mT
1	25	2.7
2	25	3.2
3	25	3.7
4	21	3.2
5	29	3.2

(2.55 kA/m), 调节励磁线圈的工作频率为 21 kHz、25 kHz、29 kHz。在上述 5 个磁场条件下实施了离体组织热疗实验, 实验前均将生猪肉整体升至 27°C 以作为初始温度条件, 每组实验时间为 20 min。

1.1.2 离体组织热疗的数值模拟方法

在离体组织热疗模拟中, 为与实验中保持一致。离体组织模型为底面直径 25 mm、高 25 mm 的圆柱形体; 钕铁硼热籽尺寸为底面直径 4 mm、高 20 mm 的圆柱形体, 热籽圆柱体嵌于离体组织模型中心, 温度监测点与离体组织热疗实验中设置位置一致。

基于磁流体比吸收率取开始阶段升温曲线斜率计算的思想^[21], 离体组织热疗实验的开始阶段离体组织与环境温差较小, 此时离体组织向环境散热对于升温的影响可以忽略。因此, 可以将数值模拟中离体组织外壁边界条件设为绝热边界, 当钕铁硼热籽热源大小设置合理时, 离体组织热疗的实验和模拟在温度监测点处可获得相近的升温曲线。

数值模拟的初始化温度设置在 27°C, 离体组织与钕铁硼热籽的接触面边界条件设置为耦合传热边界, 瞬态模拟时间总长为 20 min。

1.2 非离体生物组织模型的热疗数值模拟方法

离体组织热疗数值模拟中忽略了非离体生物组织内部散热对温度场的影响, 用离体组织实验与模拟描述热籽在非离体生物组织内引起的温度场变化是不准确的。本节使用数值模拟的方法, 对单个钕铁硼热籽在非离体生物组织内热疗的温度场变化进行研究, 组织内存在血液灌注散热, 通过该模拟确定单个钕铁硼热籽的有效热疗边界。本节模拟的模型如图 4 所示, 外部的球体区域为肿瘤组织, 球体的直径为 100 mm; 球体内部的圆柱体为钕铁硼热籽, 尺寸为底面直径 4 mm、高 20 mm。热籽的底面与模型 Y 轴方向垂直, 热籽的位置处于肿瘤组织的中心。

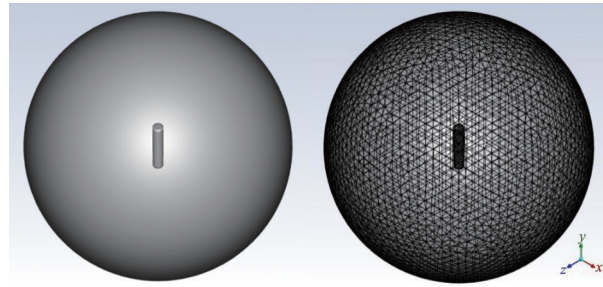


图 4 非离体生物组织内热疗的数值模型及其网格

在非离体生物组织内部, 当组织边界距离热源足够远时, 可以认为该边界面的温度为非离体生物组织的环境温度^[22], 本模拟把 37°C 作为非离体生物组织的初始环境温度, 同时也是数值模型肿瘤组织球面的边界条件。肿瘤组织与钕铁硼热籽接触面的边界条件设置为耦合传热边界, 瞬态模拟时间总长为 60 min。

1.3 生物传热模型及物性参数

Pennes 生物传热方程^[23]是目前国内外生物传热领域中应用最广泛的模型, 该方程将引起非离体生物组织微元温度变化的因素归纳为周围组织的热传导、微元内的血液灌注散热、新陈代谢产热和外部热源的给热, 综合考虑了各因素对非离体生物组织温度变化的影响, 其表达式为

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + w_b c_b (T_b - T) + Q_m + Q_r \quad (1)$$

式中, ρ 为非离体生物组织密度, c 为非离体生物组织比热容, T 为组织温度, K 为非离体生物组织热导率, w_b 为非离体生物组织的血液灌注率, c_b 为血液的比热容, T_b 为血液温度, Q_m 是生物新陈代谢产热, Q_r 为外部热源产热。

表 4 中给出了肿瘤组织、血液和生猪肉的物性参数, 物性参数均用于求解随时间变化的非离体生物组织内部温度场分布。为简化计算, 认为物性参数为定值, 不随温度变化。

表 4 数值模拟中涉及的物性参数

组织	密度/(kg·m ⁻³)	比热容/(J·kg ⁻¹ ·°C ⁻¹)	热导率/(W·m ⁻¹ ·°C ⁻¹)	血液灌注率/s ⁻¹	代谢产热率/(W·m ⁻³)
肿瘤组织	1050	3500	0.52	8.33×10 ⁻⁴	5790
生猪肉	1090	2850	0.48	—	—
血液	1050	3617	0.52	—	—

目前,已有大量研究使用包含血液灌注散热的 Pennes 生物传热模型进行生物体内传热模拟^[14,22,24],模型的科学与可靠性已得到充分验证。

2 结果与分析

2.1 磁损耗功率计算方法验证

为了验证本研究中测算钕铁硼热籽磁损耗功率方法的可靠性,参考了李永建等^[25]在 2020 年发表关于钕铁硼材料磁损耗功率的研究。采用文献中钕铁硼材料的磁损耗功率作为模拟的热源输入,磁损耗功率对应的交变磁场条件作为验证实验的交变磁场条件。

文献中使用的钕铁硼材料为边长 10 mm 的立方体,由于外形尺寸对磁损耗功率的大小有影响,本验证实验与文献保持一致,使用边长 10 mm 的钕铁硼立方体作为验证实验与模拟的对象,其实物图见图 5。文献中外部交变磁场频率为 2000 Hz、磁感应强度为 10 mT 下,钕铁硼立方体的发热功率为 77.59 mW,因此,本研究验证模拟中输入的热源为 77590 W/m³,验证实验采用的外部交变磁场条件同文献。



图5 验证实验中使用的钕铁硼立方尺寸

图 6 为验证实验与模拟中钕铁硼立方体表面 5 min 内的温升情况,给定外部磁场条件下钕铁硼立方体在 5 min 内表面升高了 6.61℃,验证模拟中钕铁硼立方体在 5 min 内表面升高了 7.07℃。验证实验与模拟相比温差为 0.46℃,误差为 6.5%,可以验证该磁损耗功率测算方法的可靠性。

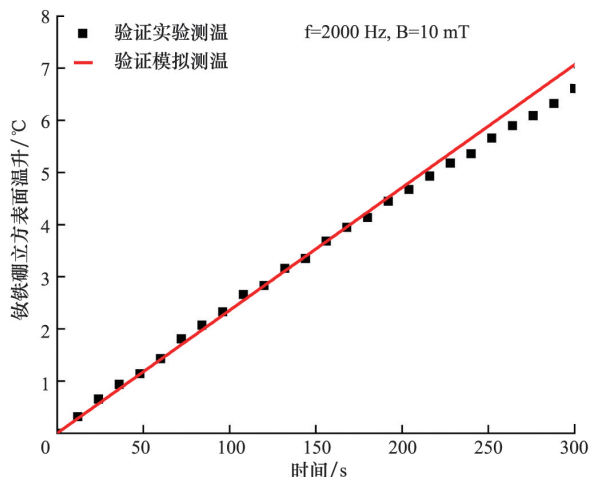


图6 钕铁硼热籽的验证实验与模拟结果对比

2.2 离体组织热疗的实验与模拟结果分析

5 个磁场条件下离体组织热疗实验和对应的热疗模拟结果如图 7 所示。离体组织热疗实验与模拟温度监测点记录的温升曲线有较为相似的变化规律。设置在钕铁硼热籽表面的监测点 1 在热疗开始后温度瞬间开始快速升高,经过 150 s 后温升速度逐渐趋于稳定。监测点 1 外距离为 5 mm 和 10 mm 的监测点 2、3 在热疗开始阶段温升速度较慢。随着监测点 1 位置温度升高,与监测点 2、3 位置产生了一定的温差,监测点 2、3 温升速度逐渐加快,在 150 s 后趋于稳定。由于在热疗模拟中模型外部采用了绝热边界条件,模型在热疗过程中没有向外输送热量,在 150 s 后直至热疗结束,模拟中的 3 个监测点温升速率保持不变。而热疗实验装置非严格绝热,离体组织升温后与环境形成了一定的温差,750 s 后实验的 3 个监测点温升速率都产生了不同程度的下降。

钕铁硼热籽在各磁场条件下的热体积功率密度由离体组织热疗实验和模拟结果对比计算得到,如表 5 所示。

当磁场频率 f 固定在 25 kHz 不变时,磁感应强度 B 由 2.7 mT 增大至 3.2 mT,增量为 18.5%,钕铁硼热籽的热体积功率密度由 2.39×10^6 W/m³ 增大 57.7% 至 3.77×10^6 W/m³;磁感应强度由 3.2 mT 增大至 3.7 mT,增量 15.6%,钕铁硼热籽的热体积功率

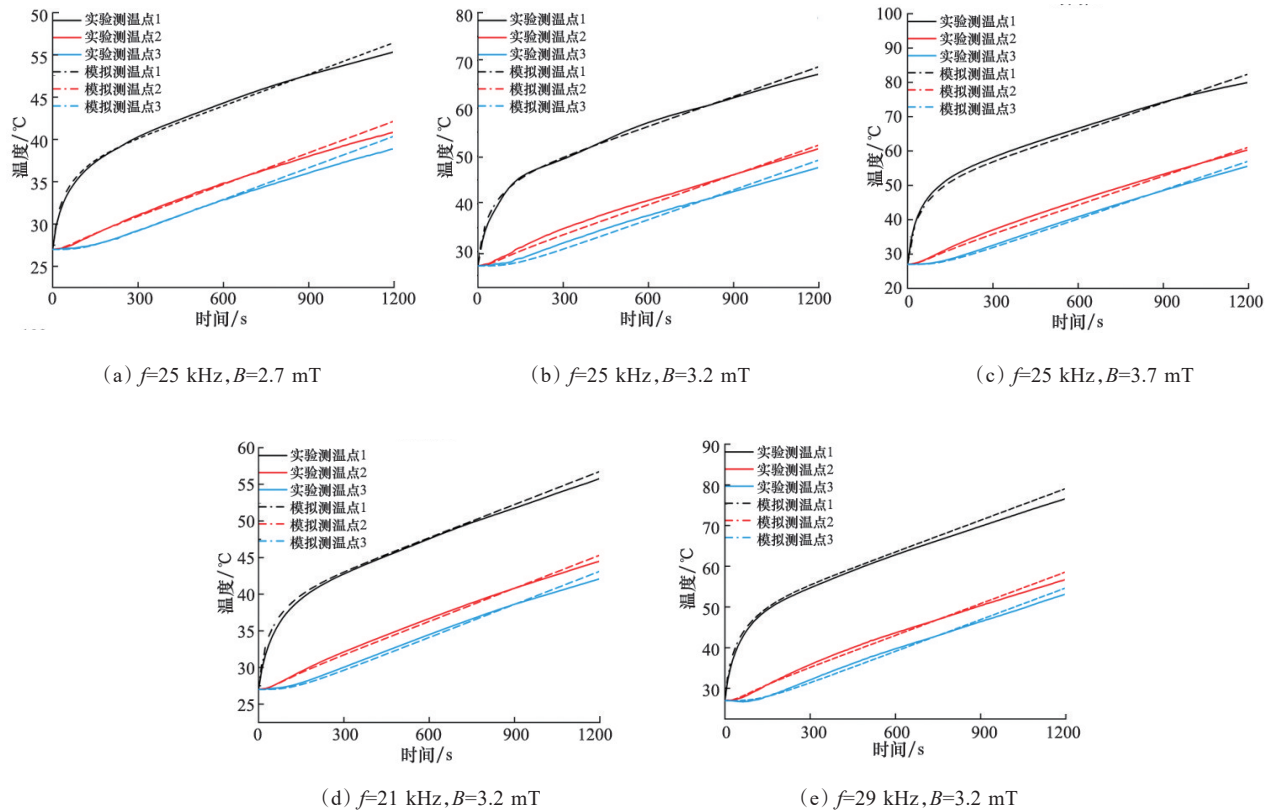


图7 各磁场条件下离体组织温升曲线与模拟监测点温升曲线对比

表5 数值模拟中各磁场条件下钆铁硼热籽的热体积功率密度

磁场条件	热体积功率密度/ $10^6(\text{W}\cdot\text{m}^{-3})$
25 kHz, 2.7 mT	2.39
25 kHz, 3.2 mT	3.77
25 kHz, 3.7 mT	5.54
21 kHz, 3.2 mT	2.98
29 kHz, 3.2 mT	4.70

密度由 $3.72\times 10^6\text{ W/m}^3$ 增大 46.9% 至 $5.50\times 10^6\text{ W/m}^3$ 。当磁感应强度固定在 3.2 mT 不变时, 磁场频率由 21 kHz 增大至 25 kHz, 增量为 19.0%, 钆铁硼热籽的热体积功率密度由 $2.98\times 10^6\text{ W/m}^3$ 增大 26.5% 至 $3.77\times 10^6\text{ W/m}^3$; 磁场频率由 25 kHz 增大至 29 kHz, 增量为 16.0%, 钆铁硼热籽热体积功率密度由 $3.72\times 10^6\text{ W/m}^3$ 增大 26.4% 至 $4.70\times 10^6\text{ W/m}^3$ 。在离体组织热疗实验和模拟中, 磁场频率和磁感应强度增量变化接近, 但对钆铁硼热籽热体积功率密度变化的

影响却不同。涡流损耗计算方程中频率与磁感应强度作为底数, 它们的幂指数都为 2, 仅用涡流损耗来计算钆铁硼热籽的热体积功率密度不能很好地解释实验现象。磁滞损耗计算方程中磁感应强度的幂指数对不同频率、材料为非定值, 而磁场频率的幂指数一般被认为 1^[26]。涡流损耗和磁滞损耗共同对钆铁硼热籽的热体积功率密度产生了贡献, 因此, 磁场频率和磁感应强度在增量相近时, 钆铁硼热籽的热体积功率密度变化对磁感应强度的增加更灵敏。

在给定的交变磁场频率为 21~29 kHz、磁感应强度为 2.7~3.7 mT 范围内, 钆铁硼热籽的热体积功率密度为 $2.39\times 10^6\sim 5.54\times 10^6\text{ W/m}^3$, 已经达到磁感应热疗热籽所需的热功率。与过去研究中磁场频率高于 100 kHz、磁感应强度高于 10 mT 相比, 钆铁硼热籽达到热疗热功率所需的磁场条件有大幅度地下降。

2.3 非离体生物组织热疗的模拟结果分析

图8展示了在磁场频率为25 kHz、磁感应强度为3.2 mT条件下钽铁硼热籽在热疗模拟60 min后非离体生物组织的最终温度场。球体组织计算域内的等温面呈椭球形分布,距离热籽越近温度梯度越大。

以球体模型的中心作为原点,分别以X、Y轴上的点与原点距离作为自变量,记录各点的温度,各磁场条件下由原点沿X、Y轴的温度变化如图9。

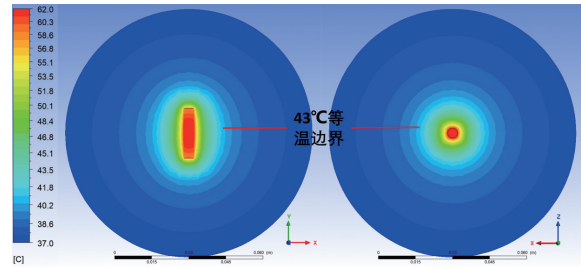


图8 非离体生物组织磁感应热疗模拟的温度场 ($f=25\text{ kHz}$, $B=3.2\text{ mT}$, $t=60\text{ min}$)

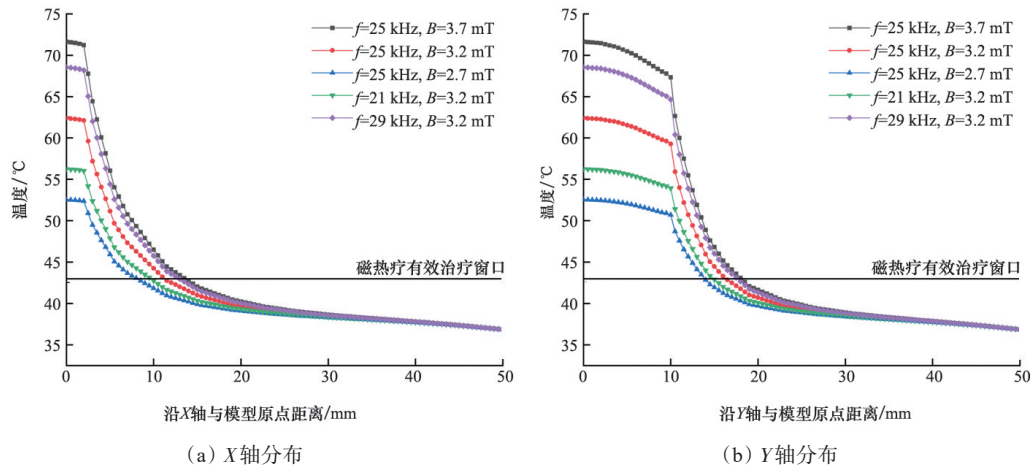


图9 各磁场条件下由原点沿X、Y轴温度分布($t=60\text{ min}$)

各磁场条件下模拟的最终温度场在模型的原点处均达到最高温度,原点温度由高到低对应的磁场条件(磁场频率 f (kHz),磁感应强度 B (mT))为(25, 3.7)、(29, 3.2)、(25, 2.7)、(21, 3.2)、(25, 3.2),对应的温度为71.63°C、68.55°C、62.39°C、56.23°C、52.54°C。

在等效热剂量模型CEM43中,肿瘤组织在43°C处热损伤速度会发生急剧变化,因此,常把43°C作为有效肿瘤热疗的门槛^[27],在本研究中,43°C

等温面作为钽铁硼热籽肿瘤热疗的有效热疗边界。表6记录了各磁场条件下热疗模拟60 min最终温度场43°C等温面信息。

在考虑血液灌注散热的60 min非离体生物组织热疗模拟中,单个钽铁硼热籽在肿瘤组织内的有效热疗边界为椭球形,椭球短半轴和长半轴分别处于8.0~12.9 mm和13.9~17.6 mm,能满足磁感应热疗的应用需求。在磁感应热疗实际应用中,如果肿瘤形状规则,边界大小在该统计值范围内,可以调

表6 各磁场条件下非离体生物组织热疗模拟43°C等温面($t=60\text{ min}$)

磁场频率/kHz	磁感应强度/mT	短半轴长度/mm	长半轴长度/mm
25	2.7	8.0	13.9
25	3.2	11.2	16.3
25	3.7	13.8	18.0
21	3.2	9.6	14.8
29	3.2	12.9	17.6

整磁场频率和磁感应强度使用单个热籽完成磁感应热疗;如果肿瘤体积较大,形状不规则,则可以根据统计的有效热疗边界进行热籽的排布规划,以达到保证正常组织安全的前提下最大化损伤肿瘤组织的效果。

3 结论

使用离体组织实验和数值模拟对比结合的方法,计算了圆柱形钆铁硼热籽在5个不同磁场条件下的热体积功率密度,钆铁硼热籽的热体积功率密度在实验磁场条件下处于 $2.39 \times 10^6 \sim 5.54 \times 10^6$ W/m³。使用该方法对热籽的热体积功率密度进行研究,避免了过去研究中忽略磁滞损耗引起的热籽热体积功率密度计算误差,对于具有较大磁滞效应的硬磁材料热籽磁损耗功率计算而言具有重要意义。实验中磁场频率范围为21~29 kHz,磁感应强度为2.7~3.7 mT,与以往磁感应热疗研究相比,达到热疗条件所需要使用的磁场条件有大幅度的降低。

对于单个钆铁硼热籽在非离体生物组织的热疗边界,本研究采用数值模拟的方法对热籽在非离体生物组织引起的温度场进行了分析。结果显示,单个热籽热疗的有效热疗边界呈椭球形,对不同磁损耗功率,该边界短半轴范围为8.0~12.9 mm、长半轴范围为13.9~17.6 mm,统计的有效热疗边界为钆铁硼热籽热疗排布规划与进一步应用提供了数据支撑。

参考文献(References)

- [1] 林海超. 肿瘤热疗机制及临床应用研究进展[J]. 临床医药文献电子杂志, 2018, 5(16): 197-198.
- [2] Dewhirst M W, Viglianti B L, Lora-Michiels M, et al. Basic principles of thermal dosimetry and thermal thresholds for tissue damage from hyperthermia[J]. International Journal of Hyperthermia, 2003, 19(3): 267-294.
- [3] Elming P B, Sørensen B S, Oei A L, et al. Hyperthermia: The optimal treatment to overcome radiation resistant hypoxia[J]. Cancers, 2019, 11(1): 60.
- [4] Liu T, Ye Y W, Zhu A L, et al. Hyperthermia combined with 5-fluorouracil promoted apoptosis and enhanced thermotolerance in human gastric cancer cell line SGC-7901[J]. OncoTargets and Therapy, 2015, 8: 1265-1270.
- [5] Hergt R, Dutz S. Magnetic particle hyperthermia—Biophysical limitations of a visionary tumour therapy[J]. Journal of Magnetism and Magnetic Materials, 2007, 311(1): 187-192.
- [6] Chen J J, Liu J X, Hu Y P, et al. Metal-organic framework-coated magnetite nanoparticles for synergistic magnetic hyperthermia and chemotherapy with pH-triggered drug release[J]. Science and Technology of Advanced Materials, 2019, 20(1): 1043-1054.
- [7] Spirou S V, Basini M, Lascialfari A, et al. Magnetic hyperthermia and radiation therapy: Radiobiological principles and current practice[J]. Nanomaterials, 2018, 8(6): 401.
- [8] Yu X G, Ding S W, Yang R P, et al. Research progress on magnetic nanoparticles for magnetic induction hyperthermia of malignant tumor[J]. Ceramics International, 2021, 47(5): 5909-5917.
- [9] Deger S, Boehmer D, Türk I, et al. Interstitial hyperthermia using self-regulating thermoseeds combined with conformal radiation therapy[J]. European Urology, 2002, 42(2): 147-153.
- [10] Miyagawa T, Saito H, Minamiya Y, et al. Inhibition of Hsp90 and 70 sensitizes melanoma cells to hyperthermia using ferromagnetic particles with a low Curie temperature[J]. International Journal of Clinical Oncology, 2013, 19(4): 722-730.
- [11] Lemine O M, Madkhali N, Alshammari M, et al. Maghemite (γ -Fe₂O₃) and γ -Fe₂O₃-TiO₂ nanoparticles for magnetic hyperthermia applications: Synthesis, characterization and heating efficiency[J]. Materials, 2021, 14(19): 5691.
- [12] 王旭飞, 王晓文, 赵凌云, 等. 磁感应治疗研究和临床试验[J]. 科技导报, 2010, 28(16): 97-105.
- [13] Haider S A, Cetas T C, Wait J R, et al. Power absorption in ferromagnetic implants from radiofrequency magnetic fields and the problem of optimization[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 1991, 39(11): 1817-1827.
- [14] Wang H, Wu J N, Zhuo Z H, et al. A three-dimensional model and numerical simulation regarding thermoseed mediated magnetic induction therapy conformal hyperthermia[J]. Technology and Health Care, 2016, 24(Suppl 2): S827-S839.

- [15] 武建安. 磁感应热疗微米级铁磁介质的磁热效应机理与应用研究[D]. 北京: 清华大学, 2017.
- [16] Gangwar A, Varghese S S, Meena S S, et al. Physical and in vitro evaluation of ultra-fine cohenite particles for the prospective magnetic hyperthermia application [J]. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 2020, 31(13): 10772–10782.
- [17] Yu X G, Ding S W, Yang R P, et al. Research progress on magnetic nanoparticles for magnetic induction hyperthermia of malignant tumor[J]. *Ceramics International*, 2021, 47(5): 5909–5917.
- [18] 李亚峰. 磁性材料行业现状与发展前景分析[J]. *新材料产业*, 2018(7): 51–54.
- [19] 孙艳荣, 张志鹏, 李赛松, 等. 钕铁硼磁性材料发展现状及性能研究[J]. *当代化工研究*, 2021(21): 117–119.
- [20] Nakamura H. The current and future status of rare earth permanent magnets[J]. *Scripta Materialia*, 2018, 154: 273–276.
- [21] Ghosh R, Pradhan L, Devi Y P, et al. Induction heating studies of Fe_3O_4 magnetic nanoparticles capped with oleic acid and polyethylene glycol for hyperthermia[J]. *Journal of Materials Chemistry*, 2011, 21(35): 13388–13398.
- [22] Rytov R A, Bautin V A, Usov N A. Towards optimal thermal distribution in magnetic hyperthermia[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 3023.
- [23] Pennes H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1948, 1(2): 93–122.
- [24] Tang Y D, Wang Y S, Flesch R C C, et al. Effect of porous heat transfer model on different equivalent thermal dose methods considering an experiment-based nanoparticle distribution during magnetic hyperthermia[J]. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2023, 56(14): 145402.
- [25] 李永建, 栗浩森, 耿惠, 等. 钕铁硼永磁材料在过热失磁条件下的磁滞损耗测试与分析[J]. *中国电力*, 2020, 53(10): 50–57.
- [26] 赵志刚, 魏乐, 郭莹, 等. 基于修正 Bertotti 模型的变压器铁心谐波磁损耗计算与验证[J]. *天津大学学报(自然科学与工程技术版)*, 2019, 52(12): 1270–1277.
- [27] van Rhooen G C. Is CEM43 still a relevant thermal dose parameter for hyperthermia treatment monitoring?[J]. *International Journal of Hyperthermia*, 2016, 32(1): 50–62.

Magnetic power loss of NdFeB thermoseeds in alternating magnetic field for magnetic induction hyperthermia

LI Jing^{1,2,3}, SHI Baiyuan^{1,2}, LIN Zixin¹, XU Suhua^{4*}

1. School of Chemistry and Chemical Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510610, China

2. Zhuhai Institute of Modern Industrial Innovation, South China University of Technology, Zhuhai 519110, China

3. The Guangdong Provincial Engineering Research Center of Biomedical Heat Transfer, Foshan 528051, China

4. National Medical Products Administration Key Laboratory for Extracorporeal Circulation Devices, Guangdong Medical Devices Quality Surveillance and Test Institute, Guangzhou 510145, China

Abstract In this article, the magnetic power loss of NdFeB magnetic material was calculated by combining experiment and simulation. The results showed that the magnetic power loss of NdFeB thermoseed in the magnetic field with frequency of 21~29 kHz and magnetic induction intensity of 2.7~3.7 mT was higher, and the thermal volumetric power density was in the range of 2.39×10^6 W/m³~ 5.54×10^6 W/m³ under the given magnetic field condition. The results were applied to the simulation of magnetic induction hyperthermia. The simulation results showed that the effective hyperthermia boundary of a single NdFeB thermoseed was ellipsoidal, with the short half-axis of 12.9 mm of and the long half-axis of 17.6 mm for the maximum effective hyperthermia range under the given magnetic field condition, indicating that NdFeB thermoseed could reach the heat generation power required for hyperthermia under low magnetic field frequency and magnetic induction intensity, which provided data support for the application of NdFeB material in magnetic hyperthermia.

Keywords magnetic induction hyperthermia; NdFeB material; thermoseed; numerical simulation ●



(责任编辑 王丽娜)