

脉冲激光照射下生物材料的热特性*

淮秀兰 刘登瀛 周建华

中国科学院工程热物理研究所, 北京 100080

A. B. Yu

School of Materials Science and Engineering,

The University of New South Wales, Sydney, NSW 2052, Australia

摘要 采用快速瞬态温度检测系统测定高能脉冲激光作用下生物材料的温度动态变化, 研究生物材料瞬态传热特性以及激光脉冲宽度、功率密度、材料厚度与初始含水量对温度变化规律的影响. 根据实验现象, 尝试提出脉冲激光作用下生物材料传热的数学模型, 数值模拟分析表明, 计算与实验结果基本吻合, 能较好地反应脉冲激光作用下生物材料的传热特性, 为进一步深入研究和理论分析积累了有价值的实验资料, 提供了可供参考的经验.

关键词 生物材料 温度测量 脉冲激光

激光技术在医学工程领域已得到广泛应用, 常见的有激光医疗手术、激光修补与局部热疗、激光诊断与治疗疾病等. 激光的医学应用日益显示出其不可取代的优势, 它在替代传统外科手术方面所产生的效果是惊人的. 低功率激光血管照射能促进记忆功能的恢复, 改善脑损伤后脑组织的缺血缺氧状态, 从而减轻氧自由基反应造成的继发性脑损伤; 半导体激光穴位照射可以显著提高机体的免疫防御能力, 增加机体的抗自由基能力, 减少机体或细胞的损伤, 并迅速降低血粘度, 显著降低红细胞压积, 促进血液流通, 改善机体局部的供血和营养状态^[1-3]. 在上述实际应用中均涉及激光照射生物组织而引起的热效应, 例如利用激光加热组织引起的高温可使组织烧灼凝固直接破坏病变细胞; 手术后封闭血管和淋巴管, 以及高功率激光用于切割分离组织等, 均在不同程度上涉及激光与生物组织的相互作用引起的热效应即激光作用下的生物热物理过程.

无论是激光的哪一种医学医疗应用, 均面临着一些基本的问题, 包括激光与生物组织相互作用的物理本质, 正常组织与病变组织对激光的适应性与

热反应, 不同治疗要求下激光参数的选择, 作用过程组织的变化及其温度与能量控制等. 这些问题的解决, 有助于确保医疗获得最佳效果, 保护周围健康组织不受损伤. 然而迄今为止, 尤其是国内, 激光在生物医学工程中的应用, 理论指导薄弱, 目前人们主要还是通过临床摸索依据经验寻找激光应用的最佳操作条件, 有一定的盲目性, 迫切需要从定性与定量上确定激光与生物组织的相互作用规律, 正确认识光热作用与生物组织热物理过程的机理, 以更好地为激光在医学工程中的应用提供可靠依据. 因此, 研究激光照射下生物组织的传热特性, 具有重要理论意义与实用价值.

1 实验装置与测试原理

1.1 实验装置

实验系统如图1所示, 热源为高强度NdYAG脉冲激光器, 波长 $1.06\mu\text{m}$, 脉冲宽度 $1\sim 30\mu\text{s}$, 光斑直径 $1\sim 10\text{mm}$, 一次脉冲的功率密度最高可达 $1.4\times 10^4\text{MW}/\text{m}^2$, 通过计算机控制开关电源调节输出参数. 温度传感器为在 1.6mm 直径石英玻璃柱

2002-01-08 收稿, 2002-02-28 收修改稿

* 国家重点基础研究发展规划项目(G2000026305)、国家自然科学基金重点项目(批准号: 59736130)及中国科学院工程热物理研究所所长基金项目资助

E-mail: hxl@mail.etp.ac.cn

的一个端面上用真空镀膜机镀一约 1 mm 长、0.2 mm 宽、1 μm 厚的铂层而成，石英玻璃柱两侧涂有银浆作为导线引线。经测试，温度传感器的响应时间约为 1 μs ，能对微秒量级脉冲激光加热下材料的温度变化作出迅速响应，并通过自身电阻值的变化体现出来^[4-5]。实验过程中，铂金属层热电阻紧贴于生物质材料下表面，跟踪测试激光热源作用于材料上表面时的瞬态温度变化。激光光斑直径大于被测材料的直径，被测材料与温度传感器紧密接触且四周绝热，以保证其为一维传热。

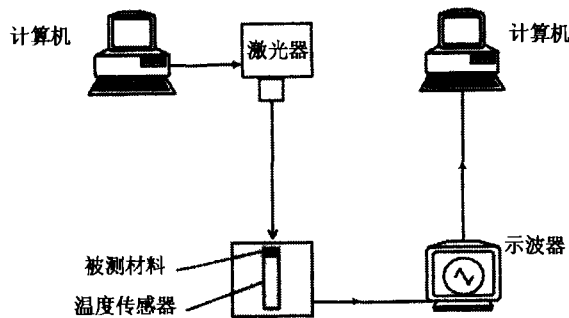


图1 实验系统示意图

1.2 测试原理

当激光作用于被测材料上表面，激光与生物质材料发生相互作用，影响并传递至材料的各层面时，下表面温度也随之发生变化，导致铂金属电阻的阻值发生变化，由此动态跟踪测试温度。实验中通过信号转换器将电阻信号转换为电压信号，用超高速多通道数字示波器(采集速率为 500 MS/s)记录其电压的变化历程，再通过计算机数据处理系统把电压值转变为温度值。

1.3 实验过程分析

当激光照射物体时，激光与物体的相互作用十分复杂，传统的作法是将激光加热处理成第二类边界条件下无源导热问题，即激光对物体的热作用仅局限在表面上进行，热量在物体内部只考虑导热。事实上，物体对激光能量的吸收不可能仅在表面上发生，尤其是对生物质材料来说更是如此^[6]，本实验也证明了这一点。当激光作为热源加热物体时，在物体表面有一部分能量被反射回去，剩余的能量进入物体内部。激光在物体内部传播时沿途发生吸收和散射使其能量不断衰减，散射使平行入射的激光束不再保持入射前的形状，而是在进入非均质材料内部后影响区域将扩大很多倍，吸收的激光能量

则转化为热能使物体温度上升，物体对激光能量的吸收是在一定空间范围内的容积吸收。

本实验中，选用 1.2~5 mm 厚的生羊肉片为材料，放置在温度传感器的上表面且与其接触良好，当激光照射到生物质材料上表面时，一部分能量被生物质材料表面反射，另一部分能量穿过表面进入材料内部，沿途被吸收与散射，使其能量按一定规律衰减，剩余能量到达温度传感器表面。在温度传感器表面又有一部分能量被反射回生物质材料内部而被吸收，就这样激光能量在材料内部往返多次而被吸收。实验过程中所测的温度是传感器表面的温度，可以认为所测温度近似反映生物质材料下表面的温度。

实验中，主要测定在单一脉冲激光作用下不同厚度羊肉片下表面温度的变化规律，同时考察了不同激光加热条件(脉冲宽度、功率密度等)的影响。

2 实验测试观察

图2为不同激光脉冲宽度下材料下表面温度随时间的变化。可以看出，脉冲激光作用下材料下表面温度在几微秒内迅速升高至最大，脉冲过后快速下降，随后即趋于平缓，不同条件下材料的温度变化趋势基本相同。若认为激光与材料的热作用仅在表面进行，内部以导热方式传播，那么对于热扩散率较小的生物质材料来说，在这么短的时间内材料下表面不会感受到如此强烈的温度变化，温度传感器表面所感受的应该是穿过生物质材料的能量。这说明脉冲激光在此生物质材料中的穿透作用很强，且穿透深度较大，生物质材料内部的传热必须考虑容积吸收的影响。由图也可以看出，激光脉冲宽度是影响温度变化特性的重要因素，对于相同厚度的生物质材料，当激光功率密度基本相同时，材料表

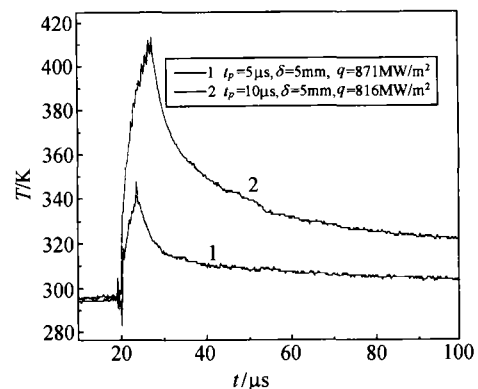


图2 不同脉冲宽度激光作用下材料下表面温度随时间的变化

面温度和峰值随着激光脉冲宽度的增大而升高, 激光脉冲宽度较大时, 材料表面温度变化的峰值较高. 脉冲宽度越大, 激光作用于生物质材料的时间越长; 总能量越大, 生物质材料表面温升也越高.

图3为激光功率密度不同时材料表面温度随时间的变化. 可以看出, 不同厚度的生物质材料在不同脉宽激光加热条件下, 被测材料下表面的温度均随激光功率密度的增大而升高, 功率密度越大, 激光经过生物质材料衰减后被温度传感器表面所吸收的能量越高, 温度上升的峰值及波动幅度也较大.

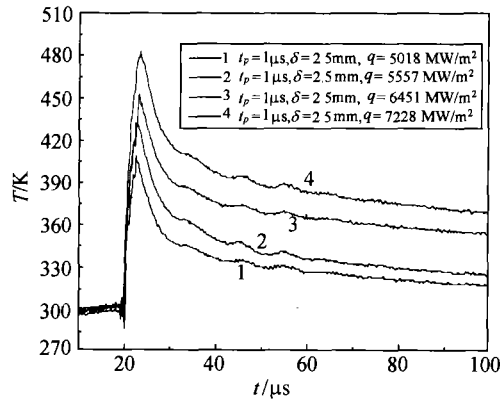


图3 不同功率密度激光作用下材料下表面温度随时间的变化

为了考察材料内部距热扰动区不同距离处的温度变化特性, 实验中分别采用不同厚度的生物质材料进行了温度测量. 图4为材料厚度不同时其表面温度随时间的变化. 可以看出, 不同激光加热条件下, 材料下表面温度均随其厚度的增大而降低, 也就是说, 材料内距热扰动区越远, 沿途能量衰减的越多, 温度传感器下表面所感受的温度信号与波动幅度越小.

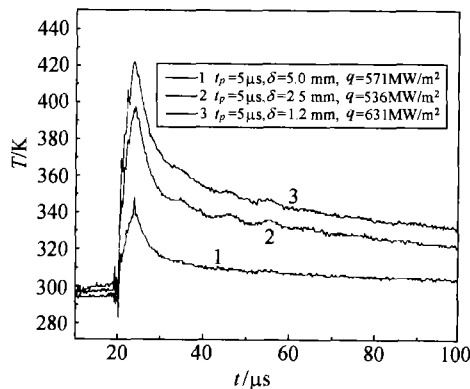


图4 不同厚度的材料下表面温度随时间的变化

由图2~4也可以看出, 当激光脉冲宽度与生物质材料的厚度较小、激光功率密度较大时, 激光

脉冲作用结束后, 在材料表面出现一个温度波动区, 随着激光脉宽与材料厚度的增大以及激光功率密度的减小, 波动现象减弱. 激光的脉冲宽度与功率密度直接影响热扰动的瞬态强度, 激光脉宽较小时, 热扰动的瞬态强度较大; 激光功率密度越大, 热扰动的瞬态强度也越大; 生物质材料越厚, 沿途能量衰减越多, 到达温度传感器表面的能量也越少. 由此说明, 当生物质材料较薄及热扰动的瞬态强度较大时, 材料表面的温度变化会有一个波动区, 这是经典 Fourier 导热定律所无法合理解释的. 有关温度波动的真正原因, 有待于进一步研究.

为了观测材料初始含湿量对温度测量的影响, 对不同初始含湿量的羊肉片进行了温度测量. 图5为不同激光加热条件下, 不同初始含湿量的生物质材料下表面温度随时间的变化. 可以看出, 初始含湿量较高时, 脉冲作用期间材料下表面温升较小, 脉冲结束后的温度较低. 这主要是由于初始含湿量较高的生物质材料水分蒸发所需热量较多. 由图也可以看出, 材料的初始含湿量对温度测量的定量结果有一定影响, 而对定性结果基本上没有影响. 笔者对其它生物质材料的温度测量结果也表明材料初始含湿量基本上不影响温度测量的定性结果.

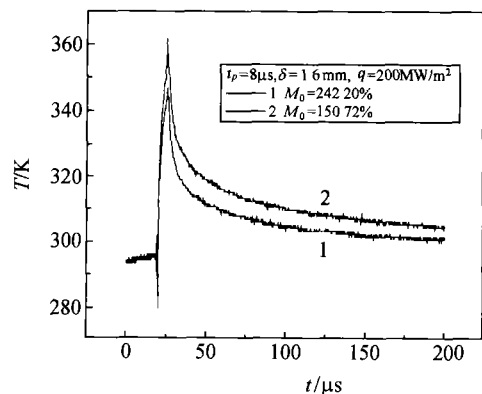


图5 初始含湿量不同材料下表面温度随时间的变化

本工作虽然在动态温度测量的精度方面尚有待进一步完善, 但作为探索激光在生物质材料中传热过程的初步实验研究, 仍然提供了有价值的可供进一步研究的有意启示和资料.

3 理论分析

为了进一步揭示生物质材料传热过程的规律, 提出了如图6所示的一维简化模型.

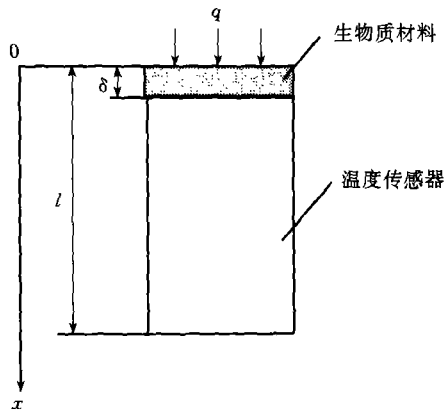


图6 简化模型示意图

考虑实验过程中观测到的波动现象, 采用人们通常用于描述非 Fourier 现象的传热控制方程:

$$q_m + \tau_{qm} \frac{\partial q_m}{\partial t} = -\lambda \frac{\partial T_m}{\partial x_m}; \quad (1)$$

$$\frac{\partial q_m}{\partial x_m} = Q_m(x, t) - (\rho c_p)_m \frac{\partial T_m}{\partial t_m}. \quad (2)$$

由于生物质材料与温度传感器的物性参数不同, 所以, 当 $m=1$ 时, 用(1)与(2)式表示生物质材料传热方程. 当 $m=2$ 时, 用(1)与(2)式表示温度传感器的传热方程.

式中 q 为热流密度, λ 为导热系数, T 为温度, x 为空间变量, t 为时间变量, τ_q 为热松弛时间, ρ 为密度, C_p 为比热容, Q 为内热源强度.

能量为 q 的激光照射到生物质材料表面, 一部分被材料表面反射, 另一部分 $q(1-r_1)$ 如果穿过表面进入材料内部沿途按指数规律 $e^{-x/d}$ 衰减, 则经生物质材料到达传感器表面的能量有 $q(1-r_1)r_2 \cdot e^{-\delta/d_2}$ 被反射重新进入材料内部而被吸收. 激光在材料内部沿途被衰减并被吸收的部分用于加热生物质材料, 视为沿途按指数规律衰减的内热源. 生物质材料与温度传感器的内热源强度分别为

$$Q_1(x_1, t) = \{q(1-r_1)[e^{-x_1/d_1} - e^{-(x_1+dx_1)/d_1}] + q_b r_2 [e^{-(\delta-x_1-dx_1)/d_1} - e^{-(\delta-x_1)/d_1}]\} / dx_1$$

$$Q_2(x_2, t) = \{q_b(1-r_2)[e^{-x_2/d_2} - e^{-(x_2-dx_2)/d_2}]\} / dx_2$$

式中, r_1, r_2 分别为生物质材料与温度传感器对激光的反射率, d_1 与 d_2 分别为生物质材料与温度传感器对激光的特征吸收长度, δ 为生物质材料厚度, q_b 为生物质材料与温度传感器接触面处的激光强度

$$q_b = q(1-r_1) \cdot e^{-\delta/d_1},$$

初始条件: $t=0, T_m = T_{m0}, \frac{\partial T_m}{\partial x_m} = 0.$

边界条件: $t>0, x=0, q_1(0, t) = 0$
 $x=\delta, q_2(0, t) = q_1(b, t),$
 $T_2(0, t) = T_1(b, t)$
 $x=l, q_2(l, t) = 0.$

作为初步探索, 本文只对温度传感器的传热方程进行了求解, 即只考虑激光经过生物质材料被沿途衰减后剩余部分的能量到达温度传感器表面并在其内部传播. 图7为与图2实验条件相对应的生物质材料下表面的温度随时间的变化. 可以看出, 理论计算与实验结果基本吻合, 能够较好地反应脉冲激光作用下生物质材料的温度传播特性. 理论计算也表明, 穿过生物质材料上表面的激光能量大部分被沿途吸收而衰减.

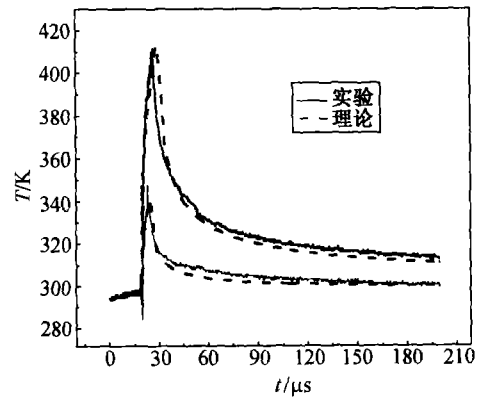


图7 理论计算与实验的温度随时间的变化规律

3 结论

从高能脉冲激光作用下生物质材料传热特性的实验观测结果与理论分析, 获得以下几方面的认识:

(1) 脉冲激光在生物质材料中的穿透和吸收作用较强, 生物质材料内部的传热必须考虑容积吸收的影响, 不宜简单地处理为第二类边界条件下的无源导热问题.

(2) 激光脉冲宽度、功率密度及材料厚度是影响温度变化特性的重要因素. 当激光功率密度基本相同时, 随脉冲宽度的增大, 激光总能量增大, 材料下表面温度升高; 激光功率密度越高, 材料下表面温度也越高; 材料厚度越大, 沿途能量衰减越多, 下表面温度越低.

(3) 生物质材料的初始含湿量较高时, 脉冲作

用下材料下表面的温升较小, 脉冲结束后的温度较低. 材料的初始含水量对温度测量的定量结果有影响, 对定性结果基本上没有影响.

(4) 非 Fourier 有源导热模型计算与实验结果吻合良好, 能较好地反应脉冲激光作用下生物材料的基本传热特性.

参 考 文 献

- 1 Welch J. The thermal response of laser irradiated tissue. IEEE Journal of Quantum Electronics, 1984, 20: 1471
- 2 王 宇, 等. 低强度激光血管照射治疗脑损伤的实验研究. 激光生物学报, 1999, 8(2): 145
- 3 成 侃, 等. 人体半导体激光外照射的疗效及其作用机理研究. 激光生物学报, 2000, 9(2): 132
- 4 崔晓鸣, 等. 高能脉冲激光作用下材料表面温度场的实验研究与数值模拟. 北京科技大学学报, 2000, 22(5): 470
- 5 Jiang F M, et al. Theoretical analysis and experimental verification of non-Fourier heat conduction behavior. Journal of Chemical Industry and Engineering, 2001, 9(4): 356
- 6 周建华, 等. 激光容积吸收对生物组织内双曲型导热过程的影响. 中国工程热物理学会第十届年会文集, 传热传质学, 2001, 青岛: 《工程热物理学报》, 增刊 2002, 23: 632

“新型高效干燥过程的超常传热传质研究”取得显著成果

干燥是工农业生产和人类日常生活中最广泛存在的一个复杂热物理过程, 以驱除物料内部含水量为其主要目标. 由于干燥过程需要消耗大量的能量, 使之成为国民经济的一个耗能大户. 据统计, 我国用于干燥各类物料、产品所消耗的能量约占整个国家总能耗的 10%~15%. 因此干燥理论的发展与干燥技术的进步对节约能源, 提高能量利用率以至整个国家能源战略的实施均具有重大的影响.

由刘登瀛研究员主持, 中国科学院工程热物理研究所、东南大学和天津大学共同承担的国家自然科学基金‘九五’重点项目“新型高效干燥过程的超常传热传质”根据计划任务书的要求, 4年来进行了多方面的深入研究, 全面完成了研究计划, 在以下几方面取得了一批有重要科学意义和应用前景的基础性创新成果:

(1) 对快速高强度干燥过程中多孔物料的超常热质传递过程进行了深入分析, 深刻揭示了产生非 Fourier 导热效应与非 Fick 扩散效应的机理、条件及其影响尺度, 提出了热质传递交叉影响的耦合数学模型.

(2) 率先在室温条件下, 用实验验证了多孔材料内在一定加热条件下存在非 Fourier 导热效应, 并通过液-固与液-液快速接触的传质实验, 验证了非 Fick 扩散效应的存在.

(3) 深刻揭示了非 Fourier 效应与非 Fick 效应对快速干燥过程的影响规律, 提出了对多数干燥过程均应考虑非 Fick 效应, 对超常的快速高强度干燥过程也应考虑非 Fourier 效应影响的重要结论.

(4) 提出了反映快速干燥过程内在机理的挤压流动模型, 并通过生物切片快速干燥的显微实验, 验证了这一内部湿分迁移的重要机制.

(5) 提出了在变温干燥工况下, 种子的水分迁移特性及其数学模型, 深刻揭示了种子的生理生化特性与干燥条件的关系, 为蔬菜种子等活性物料的干燥控制提供了理论基础.

(6) 对撞流干燥以及垂直与多级半环对撞流组合干燥系统的理论与实验进行了系统研究, 为对撞流干燥的优化与推广应用提供了重要依据.

(7) 对离心流化床内流动与干燥过程的理论与实验进行了系统研究, 提出了离心场强化干燥的机理.

(8) 对蔬菜种子红外辐射振动流化干燥及热泵干燥的实验与理论进行了系统研究, 为蔬菜种子干燥提供了先进的实用技术.

(9) 发展了多种与快速高强度干燥有关的先进测试技术, 为提高我国干燥基础研究水平创造了重要条件. 其中, 关于多孔介质超常传热传质机理及其对快速高强度干燥过程的影响; 干燥过程对蔬菜种子等生物物料生理生化特性的影响; 以及某些先进干燥工艺的优化等方面的研究已达到国际先进水平.

(供稿: 刘 涛)