

基于滤波反投影算法磁感应成像仿真图像重建*

罗海军, 潘海涛, 温开旭, 廖勇

(重庆师范大学 物理与电子工程学院 光电功能材料重庆市重点实验室, 重庆 401331)

摘要:【目的】利用一组亥姆霍兹线圈为激励源,进一步研究磁感应成像技术。【方法】系统模型由背景物体、异物、亥姆霍兹线圈和20个检测线圈构成。利用滤波反投影算法重构图像,分析不同位置和不同体积大小的异物的重构图像结果,并且通过3个客观参数即相关系数、归一化均方距离和归一化平均绝对距离客观分析成像结果和实际图像的差异。【结果】当异物靠近边缘,图像的相关度为54.009,位置定位精度3 mm以内。异物体积较大时,图像的相关度为71.340。【结论】异物越靠近边缘,或异物体积越大,重构图像的质量越好,3个参数指标最优。

关键词:磁感应成像;滤波反投影算法;生物组织;图像重建

中图分类号:TP391

文献标志码:A

文章编号:1672-6693(2018)04-0093-05

电阻抗成像技术是一种能够检测生物组织、器官等发生病变时电特性参数变化的功能性成像技术^[1-2],而磁感应成像(Magnetic induction tomography, MIT)技术是一种非接触、无创的电阻抗成像技术^[3-4]。磁感应成像有穿透性好、快速、便捷、低成本和无创的优点,所以该成像技术在医学成像上有很好的应用前景^[5-6],特别是可用于颅内疾病的实时动态监护^[7]。磁感应成像技术的基本原理是基于法拉第电磁感应理论,激励线圈中交变的正弦电流产生主磁场 B_0 ,在主磁场下的被测物体内部诱导出涡流,涡流将产生二次磁场 ΔB ,通过检测线圈测量 $B_0 + \Delta B$,利用重构算法计算出电导率的分布^[8],相关示意图如图1所示。

1968年, Tarjan 和 McFee^[9]第1次建立了一套很简单的磁感应测量系统。这一系统由1个激励线圈和两个轴对称的检测线圈构成。MIT在工业上的应用比较成熟,最近10多年来,国内外学者深入研究了MIT在医学上的应用,提出了各种成像系统结构、检测传感和重构算法^[10-11]。本文仿真建立了基于亥姆霍兹线圈为激励源的MIT模型,利用滤波反投影(Filtering back-projection, FBP)算法重构仿真模型的电导率分布,分析了异常物体位置、大小对重构图像的影响,并利用相关系数 ρ 、归一化均方距离(Normalization mean square distance criterion, NMSD)和归一化平均绝对距离(Normalization mean absolute distance criterion, NMAD)共3个参数客观评估重构图像质量。

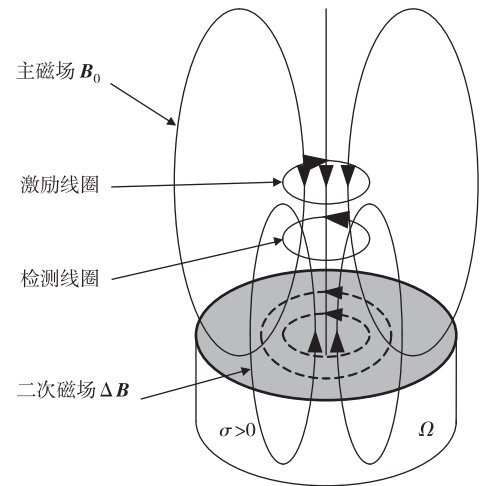


图1 磁感应成像基本原理示意图

Fig. 1 Basic schematic diagram of MIT

1 MIT 理论基础

1.1 电磁理论基础

根据 $e^{j\omega t}$ 型谐波磁场的麦克斯韦方程组,由于系统工作频率为 10 MHz,导致 $\sigma \gg j\omega\epsilon$,所以 MIT 在控制方程的推导过程中,忽略导电区域介电常数的影响,不考虑位移电流^[12]。

* 收稿日期:2017-12-04 修回日期:2018-04-09 网络出版时间:2018-07-26 16:50

资助项目:国家自然科学基金(No. 51507023; No. 11647098);重庆市科学技术委员会基础和前沿研究项目(No. CSTC2016JCYJA0920);重庆市教育委员会科学技术研究项目(No. KJ1703063)

第一作者简介:罗海军,男,副教授,博士,研究方向为电阻抗成像、磁感应成像和电磁场探测, E-mail: luohaijun@cqnu.edu.cn

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1165.N.20180726.1650.030.html>

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \vec{A} - j\omega\sigma\vec{A} = -\vec{J}_s \quad (1)$$

其中 \vec{A} 是磁矢位; μ 为生物组织的磁导率, 且与空气的磁导率 μ_0 相近; ω 是角频率; σ 是电导率; \vec{J}_s 是激励电流, 位于激励线圈中, 激励线圈区域以外 $\vec{J}_s = 0$ 。(1)式建立了测量目标的电导率、激励电流和区域内磁矢位的关系。在实际测量系统中, 需要研究检测电压的相位变化和电导率分布的关系, 所以下面将建立感应电压相位和电导率的关系式。

根据磁场的互易定理, 假设激励线圈、检测线圈和被测物体分布图如图 2 所示, 检测线圈和激励线圈在同侧, 被测物体位于线圈底部。

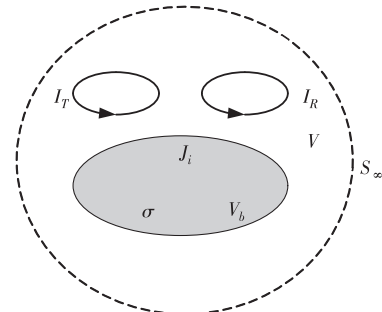


图 2 互易定理的原理图

根据磁场的互易定理, 检测线圈中的磁通量 Φ 可以如下表示:

$$\Phi = \frac{1}{I_R} \int_{I_R} \vec{A}_R \cdot \vec{J}_T dV_{coil} + \frac{1}{I_R} \int_{I_R} \vec{A}_R \cdot \vec{A}_i dV_b \quad (2)$$

其中, \vec{A}_R 是检测线圈流过的互易电流 I_R 产生的磁矢位; \vec{J}_T 是激励线圈中的电流密度; \vec{A}_i 是目标物体中诱导电流的电流密度; V_{coil} 表示激励线圈的体积; V_b 表示目标物体的体积。等式前一部分表示主磁场穿过线圈的磁通量, 后一部分表示涡流磁场穿过线圈的磁通量。根据电磁感应定律, 结合(2)式, 传感器线圈的感应电压为:

$$v = -j\omega\Phi = -j \left(I_T \oint_{I_R} \left(\frac{\omega \vec{A}_R}{I_R} \right) \cdot d\vec{l} \right) - \int \left(\frac{\omega \vec{A}_R}{I_R} \right) \cdot \sigma (\omega \vec{A}_T + \nabla\varphi) dV_b \quad (3)$$

其中, \vec{A}_T 是激励电流产生的磁矢位。等式中的虚部是检测线圈感应主磁场的电压, 而实部是检测线圈感应二次磁场的电压, 这表明线圈感应主磁场的电压与感应二次磁场的电压相位差为 90° 。

1.2 仿真模型

本文利用 COMSOL 软件建立了 20 通道磁感应旋转测量系统仿真模型, 如图 3 所示。模型参数如表 1 所示。模型主要由圆柱形背景区域、圆柱形异物、20 个检测传感器线圈和 1 对亥姆霍兹线圈构成。其中亥姆霍兹线圈的半径为 200 mm, 传感器线圈的半径为 4.5 mm, 背景区域的半径为 95 mm, 异物半径为 15 mm, 高度为 40 mm。背景物体电导率 $0.2 \text{ s} \cdot \text{m}^{-1}$, 异物电导率 $2 \text{ s} \cdot \text{m}^{-1}$ 。激励线圈 200 mA, 激励频率 10 MHz, 激励线圈和检测线圈固定不动, 每次检测可以获得 20 个数据, 被测物和异物整体以间隔 22.5° 旋转 1 次, 可以获得 16 组数据, 最终获得 16×20 个相位数据。

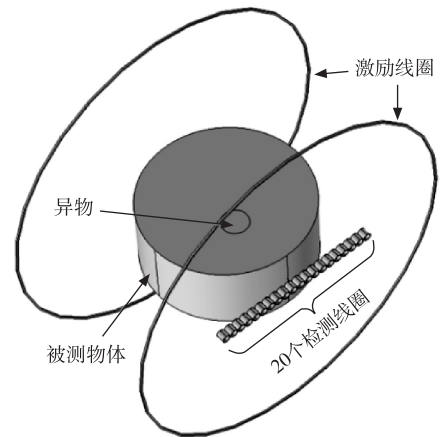


图 3 磁感应成像系统仿真模型

Fig. 3 Simulation model of MIT system

旋转式磁感应成像的具体步骤为:

1) 激励线圈和检测线圈固定不动, 仿真仅有背景区域, 没有异物时, 被测物和异物整体以逆时针以 22.5° 旋转 1 周, 每个角度测量通过检测线圈测量 20 个数据, 可以获得 16 组数据, 最终获得 16×20 个相位数据, 作为基准数据保存;

表 1 系统模型参数

Tab. 1 Parameters of system model

系统部件	类型	尺寸/mm	电导率/($\text{S} \cdot \text{m}^{-1}$)	激励电流/mA	激励频率/MHz
检测线圈	圆环(铜)	半径:4.5 厚:10×2	5.9×10^7	200	10
激励线圈	圆环(铜)	半径:200 厚:2×2	5.9×10^7	200	10
背景物体	圆柱体	半径:95 高:40	0.2	200	10
异物	圆柱体	半径:15 高:40	2	200	10

- 2) 在背景区域加入异物扰动,方法如步骤1)一样,最终获得 16×20 个相位数据,该数据作为成像数据;
- 3) 将成像数据和参考数据做差值,得到异物扰动的检测数据,根据滤波反投影算法,重构出图像。

在该磁感应成像中,由于检测线圈的体积较大,导致检测线圈数量有限,每一次测量中数据量较少,利用插值算法补充数据,将20个数据插值增加到640个。根据反投影算法的原理,可知成像中心区域,数据叠加次数较多,利用滤波器对数据进行滤波,可以补偿反投影中的高频成分和减小投影中心区域的叠加密度。

2 重构图像分析

2.1 仿真异物不同位置的仿真实验

利用电磁场有限元仿真软件,建立扰动物体在3个不同目标位置的仿真模型,模型参数如表1所示。其中异物电导率为 $2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$,直径为30 mm,用于模拟血肿;背景电导率为 $0.2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$,模拟正常生物组织。3种模型的异物中心点坐标分别位于 $(0,0)$, $(0,-30)$, $(0,-50)$,如封三彩图4a,b,c所示。被测物和异物逆时针以 22.5° 旋转1周,每个角度测量通过检测线圈测量20个数据,利用该数据和前面的基准数据,结合滤波反投影算法重构出3个模型的电导率分布图像,如封三彩图4d,e,f所示。

根据封三彩图4可知,对比3个模型和3个重构成像结果,该方法能够准确定位异物的位置。但是重构图像比实际模型面积大,随着距离越靠近边缘,重构图像在X轴方向变得扁平。其中主要原因在于线圈到异物距离不同,磁场的发散范围不同,图形的具体客观评价在后面将通过3个具体指标进行分析。

2.2 仿真异物不同体积的仿真实验

根据表1的模型数据,建立不同直径的异物在相同位置的仿真模型,异物电导率为 $2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$,背景电导率为 $0.2 \text{ S} \cdot \text{m}^{-1}$,中心坐标位于 $(0,-50)$ 。3种模型的异物直径分别是10,30,50 mm,如图5a,b,c所示。被测物和异物逆时针以 22.5° 旋转1周,每个角度测量通过检测线圈测量20个数据,利用该数据和前面的基准数据,结合滤波反投影算法重构出3个模型的电导率分布图像,如图5d,e,f所示。

根据封三彩图5可知,对比3种重构图像,成像结果在反映异物体积大小效果较差。由于存在磁场的发散性、传感器接收面积大、扰动物体体积小等因素,所以扰动物体直径为10 mm时,成像结果的周围有明显的伪迹干扰信号,如封三彩图5d所示。而直径为30和50 mm的图像比较相似,如封三彩图5e,f所示。但是根据后面客观参数评估,体积大的异物重构图像质量明显好于体积小的。

3 图像质量评估

为客观地判断磁感应成像重构图像的精度,运用3种评价参数即 $\rho^{[13]}$, NMSD 和 NMAD^[14-15] 进行评估重构图像和原始图像的差异。 ρ 的计算公式为:

$$\rho = \frac{\sum_{i=1}^m (\sigma_{mi} - \bar{\sigma}_m)(\sigma_{si} - \bar{\sigma}_s)}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (\sigma_{mi} - \bar{\sigma}_m)^2 \sum_{i=1}^m (\sigma_{si} - \bar{\sigma}_s)^2}} \times 100\% \quad (4)$$

NMSD 计算公式为:

$$d_s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m (\sigma_{si} - \sigma_{mi})^2}{\sum_{i=1}^m (\sigma_{si} - \bar{\sigma}_s)^2}} \quad (5)$$

NMAD 计算公式为:

$$d_A = \frac{\sum_{i=1}^m (|\sigma_{mi} - \sigma_{si}|)}{\sum_{i=1}^m (|\sigma_{mi}|)} \quad (6)$$

其中: σ_{mi} 是重构图像的每个剖分节点的电导率; σ_{si} 是仿真模型设置图像的每个剖分节点的电导率; $\bar{\sigma}_m$ 是重构图像的所有单元的平均电导率; $\bar{\sigma}_s$ 是仿真模型设置的所有单元的平均电导率; d_s, d_A 分别为 NMSD 和 NMAD。 ρ 说

明重构图像与设定图像的相似度; ρ 越大,相似度越大。当 $d_s=0$ 时,表明重构的图像和仿真设定的模型一致;当 d_s 越小,表示重建的图像与实际图像误差越小,反之,图像的误差越大。当 $d_A=0$ 时,同样表明重构的图像与实际图像无差异;当 d_A 越大表示重建的图像与实际图像误差越大。 d_s 和 d_A 能够表示不同类型的误差,它们的敏感程度不同。 d_s 重点反映少数数据突变误差,而 d_A 敏感反映多数点均有一些波动的误差情况。

表 2 量化了 3 个不同位置、相同大小和电导率的异物的重构结果。表 3 量化了 3 个相同位置、相同电导率和不同体积大小的异物的重构结果。根据上述公式计算出了 ρ 、 d_s 和 d_A ,同时计算出重构物体的中心点偏移位置。

从表 2 可以看出:位置越靠近边缘, ρ 越大, d_s 和 d_A 都越小。这说明异物越靠近边缘,重构图像的质量越好,重构图形的中心点的偏移在 3 mm 内。从表 3 可以看出,异物体积越大, ρ 越大, d_s 和 d_A 都越小,说明异物体积越大,重构图像的质量越好,重构图形的中心点偏移相同。

4 结论

本文利用一组亥姆霍兹线圈为激励源,旋转式 MIT 成像系统,利用滤波投影算法重构图像。分析不同位置、相同大小和电导率的异物的重构结果,同时也分析 3 个相同位置、相同电导率和不同体积大小的异物的重构结果。结果表明:越靠近边缘,重构图像的质量越好,位置定位精度 3 mm 内;异物体积越大,重构图像的质量越好。但是重构图形的 d_s 和 d_A 都还偏大,还需要进一步改进算法以提高成像的空间分辨率。

参考文献:

- [1] DIJKSTRA A, BROWN B, LEATHARD A, et al. Clinical applications of electrical impedance tomography[J]. Journal of Medical Engineering & Technology, 1993, 17(3): 89-98.
- [2] LUO H J, HE W, XU Z, et al. Preliminary results on brain monitoring of meningitis using 16 channels magnetic induction tomography measurement system[J]. Progress in Electro-magnetics Research M, 2012, 24(3): 526-34.
- [3] GRIFFITHS H, STEWART W, GOUGH W. Magnetic induction tomography: a measuring system for biological tissues[J]. Annals of the New York Academy of Sciences, 1999, 873(1): 335-345.
- [4] GRIFFITHS H. Magnetic induction tomography [J]. Measurement Science and Technology, 2001, 12(8): 1126-1131.
- [5] 王聪,董秀珍,刘锐岗,等.在简单头模型上的磁感应断层成像仿真图像重建[J].系统仿真学报,2009,21(1):50-53.
- [6] WANG C, DONG X Z, LIU R G, et al. Simulated image reconstruction of magnetic induction tomography on simple head model[J]. Journal of System Simulation, 2009, 21(1): 50-35.
- [7] XU Z, LUO H, HE W, et al. A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging[J]. Physiological Measurement, 2009, 30(6): 175-186.
- [8] 彭斌,李根,秦明新,等.基于磁感应相移技术测量脑血流实验研究[J].中国医学物理学杂志,2015,32(5):643-649.
- [9] PENG B, LI G, QIN M X, et al. Cerebral blood flow measured by magnetic induction phase shift[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2015, 32(5): 643-649.
- [10] 罗海军,何为,徐征,等.基于同步检波的单通道磁感应成像技术研究[J].仪器仪表学报,2012,33(4):899-904.
- [11] LUO H J, HE W, XU Z, et al. Study on single-channel magnetic induction tomography technique based on synchronous detection[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012, 33(4): 899-904.
- [12] TARJAN P, MCFEE R. Electrodeless measurements of the effective resistivity of the human torso and head by magnetic induction[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1968, 15(4): 266-278.
- [13] 蒙蒙,江凌彤,李士强,等.三维磁共振磁感应成像重建方法研究[J].中国生物医学工程学报,2008,27(5):650-

653.
MENG M,JIANG L T,LI S Q, et al. 3-D reconstruction algorithm of magnetic resonance magnetic induction tomography[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2008,27(5):650-653.
- [11] 吕轶,王旭,金晶晶,等. 基于互易原理磁感应成像中灵敏度矩阵的计算[J]. 仪器仪表学报,2012,33(3):616-624.
LV Y,WANG X,JIN J J, et al. Calculation of sensitivity matrix in magnetic induction tomography based on reciprocity principle[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2012,33(3):616-624.
- [12] 王聪,刘锐岗,李焯,等. 一种用于磁感应断层成像的图像重建算法[J]. 仪器仪表学报,2008,29(10):2052-2057.
WANG C,LIU R G,LI Y, et al. Image reconstruction algorithm for magnetic induction tomography[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2008,29(10):2052-2057.
- [13] 柯丽,曹冯秋,杜强. MIT 中反投影矩阵的计算与数据处理方法[J]. 仪器仪表学报,2014,35(10):2256-2262.
- KE L,CAO F Q,DU Q. Back-projection matrix calculation and data processing methods used in magnetic induction tomography[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2014,35(10):2256-2262.
- [14] 李冰,何为,何传红,等. 三维电阻抗成像系统激励模式仿真分析[J]. 重庆大学学报,2012,35(2):78-86.
LI B,HE W,HE C H, et al. Simulation analysis on stimulation patterns of three-dimension electrical impedance tomography[J]. Journal of Chongqing University,2012,35(2):78-86.
- [15] 韩永欣,王建,刘立,等. 基于交替投影的 CT 图像重建算法[J]. 中国医学影像技术,2016,32(10):1592-1596.
HAN Y X,WANG J,LIU L, et al. CT image reconstruction algorithm based on alternative projection[J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2016, 32(10): 1592-1596.

Magnetic Induction Tomography of Simulation Image Reconstruction Based on Filtered Back Projection Algorithm

LUO Haijun, PAN Haitao, WEN Kaixu, LIAO Yong

(Chongqing Key Laboratory of Photo-Electric Functional Materials,

College of Physics and Electronic Engineering, Chongqing Normal University, Chongqing 401331, China)

Abstract: [Purposes] A set of Helmholtz coils is used as the excitation source. The uniform distribution of excitation magnetic field can be generated in the imaging region. This is helpful to improve the calculation of the sensitivity matrix of the imaging algorithm. [Methods] The system model consists of background object, foreign body, Helmholtz coil and 20 detection coils. Using filtered back projection algorithm to reconstruct the image, the influence of the position and volume of foreign objects on the reconstructed image is studied. Through three parameters (correlation coefficient, Normalization mean square distance criterion, Normalization mean absolute distance criterion) objective analysis. [Findings] When the disturbance body is near the edge, the correlation degree of the image is 54.009, and the location accuracy is less than 3mm. When the volume of disturbance body is large, the correlation of image is 71.340. [Conclusions] The results show that the closer the disturbance body is to the edge or the larger the volume, the better the quality of reconstructed image, and the three parameters are optimal.

Keywords: magnetic induction tomography; filtered back-projection algorithm; biological tissue; image reconstruction

(责任编辑 许 甲)

(接正文95页)

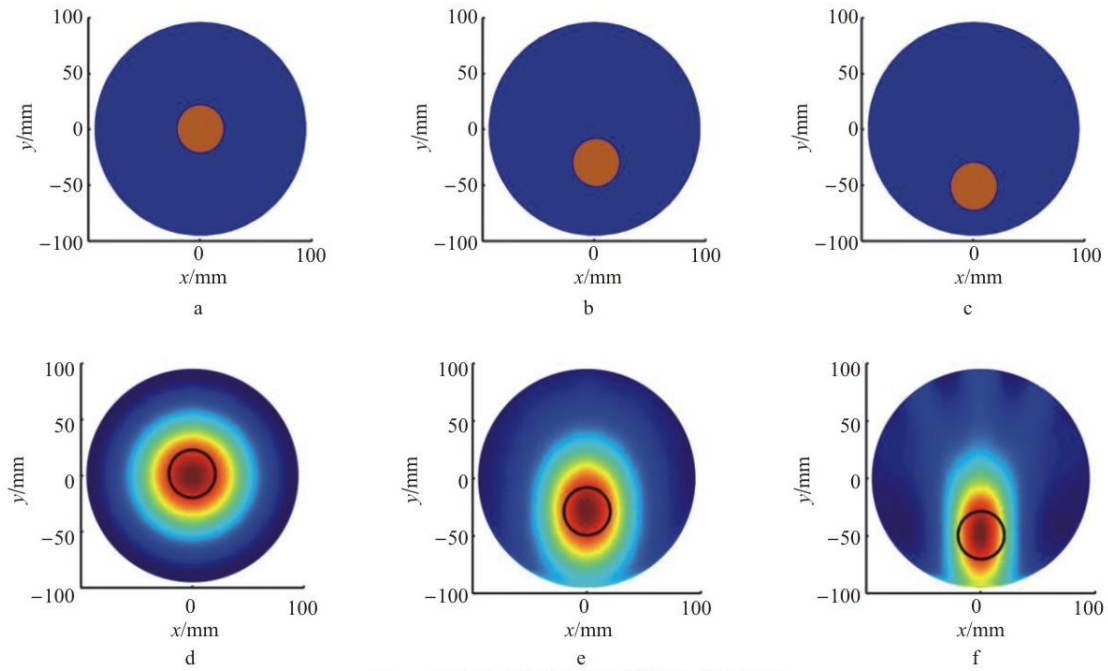


图 4 不同位置的异物的模型和成像结果

Fig. 4 The model and imaging results of disturbance objects in different locations

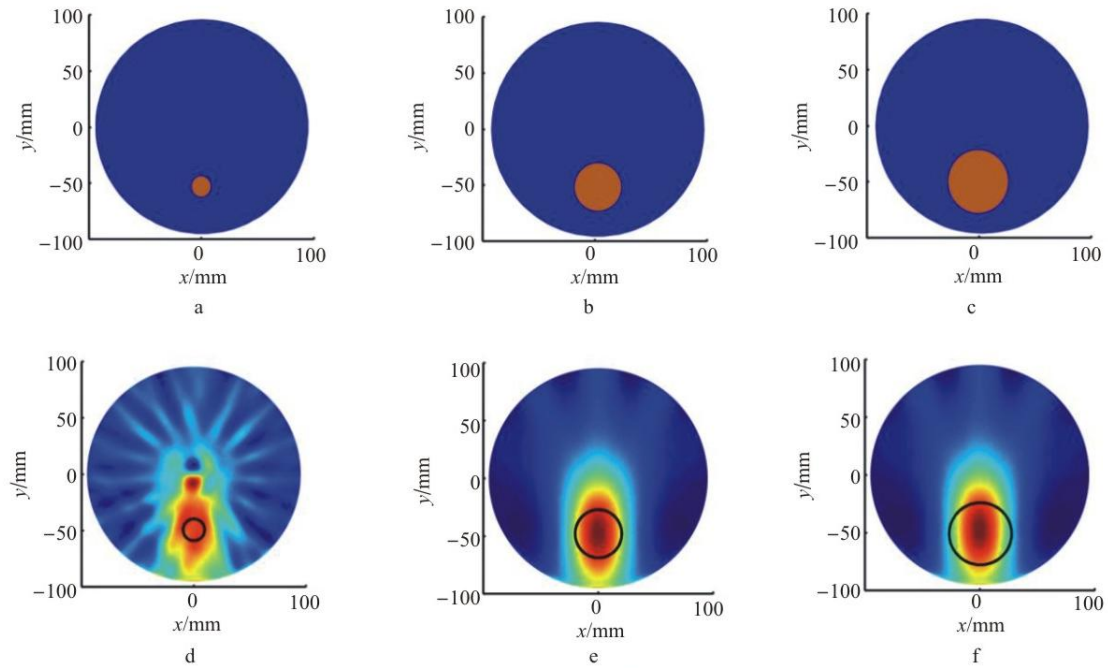
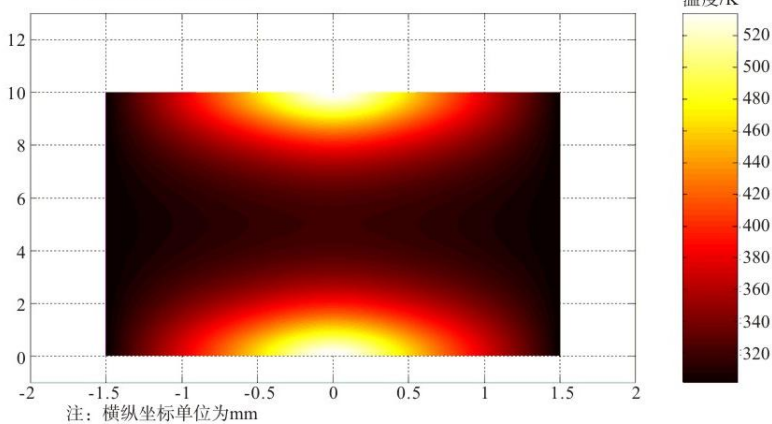


图 5 不同直径的异物的模型和成像结果

Fig. 5 Model and imaging results of disturbance bodies with different diameters

(接正文100页)



注: 横纵坐标单位为mm

图 4 注入功率均为20 W时双端面泵浦下温度场分布
Fig. 4 Emperature field distribution of double end-pumping by 20 W LD power

(接正文101页)

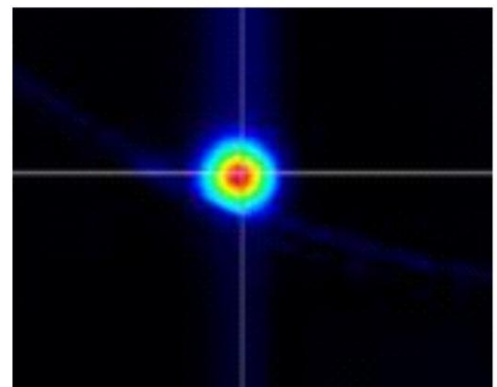


图 6 1 064 nm激光光斑分布及 M^2 平方因子
Fig. 6 Intensity of facula and M^2 factor of 1 064 nm wavelength laser