

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108221

磁感应断层成像的双向检测优化方法研究^{*}

陈瑞娟^{1,2}, 赵松松¹, 李丹丹³, 王慧泉^{1,2}, 韦 然¹

(1. 天津工业大学生命科学学院 天津 300387; 2. 天津工业大学天津市光电检测技术与系统重点实验室
天津 300387; 3. 天津工业大学电气与电子工程学院 天津 300387)

摘 要:磁感应断层成像作为一种新的检测成像技术,在脑出血等疾病的临床诊断和连续检测中具有重要的应用价值。磁感应断层成像系统由激励线圈和检测线圈两种线圈组成,其中激励线圈只有一个,而检测线圈在以往的研究中多达十几个甚至几十个。由于空间限制以及线圈之间的相互干扰,如何在不损失成像准确度的情况下最大程度减少线圈的个数具有重要的研究意义。针对此问题,本文提出了仅使用5个检测线圈,分别检测两个相互垂直方向磁场信息的双向检测成像方法。进行了含有半径为15 mm的单个异质体和半径分别为7和15 mm的两个异质体的复杂头部模型仿真实验和异质体检测的仿体实验,结果均表明双向检测成像方式不仅可以抵消检测线圈个数减少带来的影响,而且具有更高的抗噪性能和成像准确度,从而为推动MIT的实际应用奠定了技术基础。

关键词:磁感应断层成像;检测线圈;激励线圈;双向检测;异质体

中图分类号: R318 TH701 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.2

Research on optimization method of bidirectional detection in magnetic induction tomography

Chen Ruijuan^{1,2}, Zhao Songsong¹, Li Dandan³, Wang Huiquan^{1,2}, Wei Ran¹

(1. School of Life Science, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 2. Tianjin Key Laboratory of Optoelectronic
Detection Technology and Systems, Tiangong University, Tianjin 300387, China; 3. School of Electrical
and Electronic Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: Magnetic induction tomography, as a new detection imaging technology, has important application value in clinical diagnosis and continuous monitoring of cerebral hemorrhage and other diseases. MIT system consists of excitation coil and detection coils, among which there is only one excitation coil, while there are dozen or even dozens of detection coils in previous studies. Due to space limitations and interference between coils, it has important significance to study how to minimize the number of coils without losing imaging accuracy. Aiming at this problem, this paper proposes a bidirectional detection imaging way using only five detection coils to detect magnetic field information in each other's vertical direction. The complex head model simulation experiments and heterogeneous detection experiments on a single heterogeneous body with radius of 15 mm and two heterogeneous bodies with radius of 7 and 15 mm were carried out, respectively, and the results show that the bidirectional detection imaging way can not only counteract the effect of reducing the number of detection coils, but also have high noise resistance performance and imaging accuracy, which lays a technical foundation for the practical application of MIT.

Keywords: magnetic induction tomography; detection coil; excitation coil; bidirectional detection; heteroplasmon

收稿日期: 2021-07-10 Received Date: 2021-07-10

^{*} 基金项目: 国家自然科学基金(81901789)、天津市企业科技特派员项目(20YDTPJC00570)、天津市教委科研计划项目(2019KJ023)、天津市科技计划项目(18ZXRHSY00200)资助

0 引 言

脑卒中是我国死亡率最高的疾病之一,是成年人致死、致残的首位病因。随着社会老龄化和城市化进程的不断加快,脑卒中危险因素普遍暴露,发病率急剧攀升^[1-2]。脑卒中可分为缺血性卒中(脑梗塞)和出血性卒中(脑出血),脑出血多发于脑深层的基底节和丘脑处。脑深层即颅脑中心区域,被外层组织层层包裹,检测难度大于脑表层。

当前临床使用的成像技术有 CT^[3-4]、核磁共振成像^[5]等,然而由于现有的设备对人体有害^[6]、体积庞大且成像速度慢等限制,致使无法实现长时间、连续、动态的床旁检测。

磁感应断层成像(magnetic induction tomography, MIT)是对生物组织内部阻抗分布进行成像^[7],成像系统由激励线圈、成像目标和多个检测线圈组成。其中激励线圈中通有一定频率的正弦交变电流,进而在空间中产生一个交变的初级磁场 B_0 。初级磁场作用于生物组织,使得生物组织内部产生电流即涡流,进而会产生一个与初级磁场 B_0 相反的扰动磁场 ΔB ,且不同的生物组织会产生大小不同的涡流。因此,若生物组织内部发生异常变化如有脑出血的发生,血液会改变出血部位的电特性,从而引起涡流与 ΔB 的改变。此时检测线圈检测到的磁场信息为 $B_0 + \Delta B$ ^[8]。

MIT 常用的重建算法有灵敏度算法与反投影算法^[9]等,但其成像精度仍未能提供医学实际应用中的高分辨率图像。随着人工智能的发展,神经网络同样适用在医学领域^[10-12]。针对 MIT 等图像重建中的病态性与成像分辨率等问题,神经网络可自动、系统的学习其中的非线性函数关系,并具有分析数据集本质特征的能力,因此成为医学重建的有力手段。

为了获得更多的测量数据,很多课题组设计了多通道模型。1999 年, Gencer 等^[13]应用三维有限元方法,建立了能对任意电导率分布求解的 MIT 数值模型,系统由 49 个激励线圈和 49 个检测线圈 2 层阵列组成。俄罗斯的 Korjenskyy 等^[14]和奥地利格拉茨技术大学的 Scharfetter 等^[15]先后在 2000 年和 2004 年给出了包括 16 个激励线圈和 32 个检测线圈在内的系统,用来对生物组织的电导率进行分布重构。2013 年沈阳工业大学杜强^[16],建立了 16 个采集通道扇形 MIT 成像系统,并通过反投影算法,重建电导率分布。但以上所述实验重建图像均为结构简单模型,因为 MIT 实际为一非线性数学问题处理过程,由于非线性严重,所以现有传统算法如反投影算法在图像重建过程中存在伪影,灵敏度算法存在病态性、计算量大和计算复杂等问题,进而导致重建图像质量差,且更无法

实现复杂头部模型重建。对此本课题组前期提出了基于堆叠自动编码器(stacked autoencoders, SAE)和卷积神经网络(convolutional neural networks, CNN)算法的图像重建方法,依靠神经网络良好函数逼近能力优势,成功实现对多层生物组织的复杂头部模型脑出血和乳腺癌的检测^[8,17]。复杂头部模型前期研究结果显示,在 100 个检测线圈条件下 SAE 神经网络对脑出血无噪声重建相对误差结果为 4.01%,在 40 dB 噪声条件下,重建相对误差为 4.67%^[18],实现了对复杂头部模型的重建。但实际检测线圈数量受制于空间限制,同时考虑在不损失精度的条件下使得设备更加便携,所以 100 个检测线圈无法满足实际要求。本文提出的双向检测成像的方式,在 40 dB 噪声条件下,仅 5 个检测线圈的重建相对误差为 6.03%,与 100 个检测线圈的单方向检测成像方式仅差 1.36%。现各研究团队研究重点都在合理配置检测线圈数量与更高精度的重建算法上。但由于空间限制以及线圈之间的相互干扰^[19],如何在少量检测线圈条件下重建出高精度的图像是一重要研究问题,针对此问题,本文提出了一种基于神经网络 SAE 算法的 MIT 双向检测成像方式,并基于复杂头部模型开展了仿真和仿体实验,通过检测两个相互垂直方向的磁场信息在仅 5 个检测线圈的条件下成功重建脑出血阻抗分布,且通过仿体实验成功重建出电导率分布图像。此方式降低了检测线圈减少带来的影响,提高了成像准确度,从而提供了一种更加方便实际的脑出血检测成像方式。

1 方 法

1.1 双向 MIT 检测方式

通过有限元法^[20]进行 MIT 正问题求解的过程可分为建模、计算和数据处理 3 部分^[8]。其中建模包括构建脑几何图形、材料设置、线圈设置和剖分。为了更加贴合临床实际情况,更加真实的脑几何图形能更好的反应实际情况,本研究通过 COMSOL Multiphysics 5.5 软件,使用真实脑出血患者的 MRI 与 CT 图像构建了包含多层组织的复杂头部模型,如图 1 所示。复杂头部模型含 5 层组织,分别表示为皮肤、颅骨、脑脊液、脑白质和脑灰质。

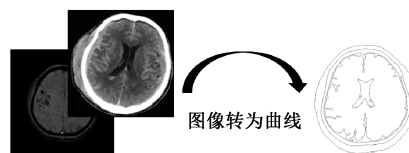


图 1 基于 MRI 和 CT 图像提取特征构建二维头模型

Fig. 1 Construction of two-dimensional head model based on MRI and CT image extraction features

在研究过程中,将复杂头部模型剖分为三角单元,剖分结果如图2所示。各三角单元中心点处的电导率信息表示整个三角单元的电导率信息。由于脑出血位置主要发生在颅骨内侧位置,因此着重剖分脑出血可能发生的组织,以更加清晰的显示出异质体的边缘即出血情况,最终共有15 342个三角剖分单元。通过移动异质体的位置,来获得大量的样本数据,并以此样本进行脑出血成像的建模计算,实验获得1 588组样本。

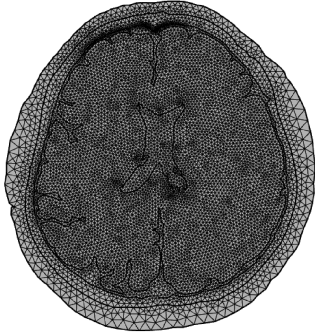


图2 二维复杂头部模型三角剖分图

Fig. 2 Triangulation of two-dimensional complex head model

通过检测线圈检测头部周围的磁场磁通密度信息,磁场信息经过预处理后得到相位差。相位差包含脑出血的位置信息^[8],相位差计算表达式如式(1)所示。

$$\Delta\varphi = \text{Im}\left(\frac{B_1 - B_0}{B_0}\right) \quad (1)$$

其中, B_1 表示发生脑出血后的磁场信息, B_0 表示正常组织测量得到的磁场信息。当存在100个检测线圈时,由图3可看出,得到的相位差的趋势与脑出血的位置有关,相位差其谷值出现在脑出血发生处附近检测线圈位置,因此可通过相位差重建出脑出血发生时的阻抗分布图像。只通过图3中激励线圈在左侧,检测线圈在右侧的单方向的相位差重建电导率分布图像时,相位差的趋势与谷值出现坐标主要提示脑出血的 y 轴坐标,但由于相位差的幅值极小,噪声将影响脑出血在 x 轴位置的定位。因此若要减少检测线圈的数量,需要提高相位差数据对脑出血 x 坐标定位的抗噪性能。双向检测成像方式通过顺时针旋转激励线圈和检测线圈90度的方式,在检测线圈数量不变的情况下,分别检测了头部模型下方位置磁场的 x 分量和模型右侧位置磁场的 y 分量信息,得到两个相互垂直方向的磁场信息。从图3可以看出,上下摆放的线圈组得到的曲线相位差的趋势与谷值出现坐标主要提示脑出血的 x 轴坐标。

其中上下摆放的线圈组线圈对磁场变化的磁通密度 x 分量更敏感,左右摆放的线圈组对磁场变化的磁通密度 y 分量更敏感。通过两个相互垂直方向的磁通密度信息计算得到相位差,对脑出血位置可实现更加精准的定位。

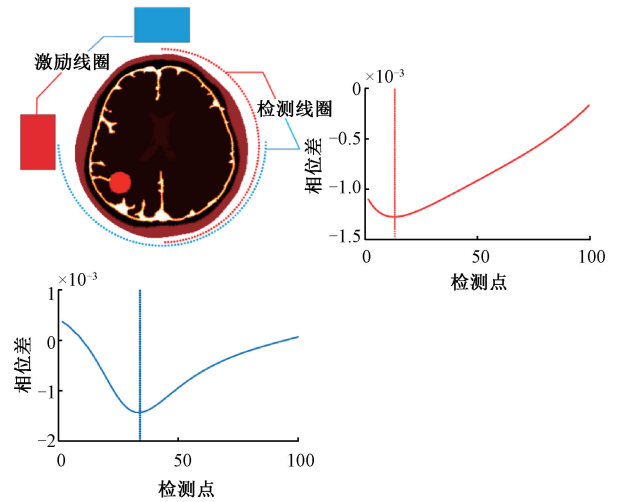


图3 脑出血发生时两个方向的相位差

Fig. 3 Phase difference in two directions when cerebral hemorrhage occurs

由图3可见,左右摆放的线圈组磁通密度 y 分量和上下摆放的线圈组磁通密度 x 分量计算得到的相位差具有明显的趋势,使得仅5个检测线圈成为可能。每间隔30度取一检测点,激励线圈和检测线圈位置分布如图4所示,图4中共包含一个大激励线圈和5个小检测线圈。通过旋转线圈位置方式检测两个相互垂直方向的磁场信息,图5为两个相互垂直方向检测情况下的线圈分布俯视图,激励线圈中心点与头模型中心点距离160 mm,检测线圈距离头模型中心点距离140 mm,每间隔30°设置一检测点。后文将对5个检测点的图像重建效果进行验证,并通过叠加噪声的方式对比单方向和双向检测成像两种方式的抗噪性能。

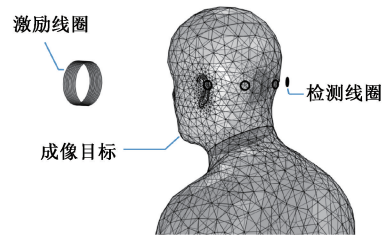


图4 线圈分布

Fig. 4 Coil distribution

1.2 SAE神经网络算法

MIT重建主要体现在寻找相位差与阻抗分布之间的关系,通过已知的相位差信息,重建头部电导率分布。在数学角度,磁感应断层成像正问题可简单理解为函数 $y=f(x)$ 的关系,其中 x 表示头内部脑出血后电导率的分布, y 表示检测得到的相位差。由于MIT需要求解的非

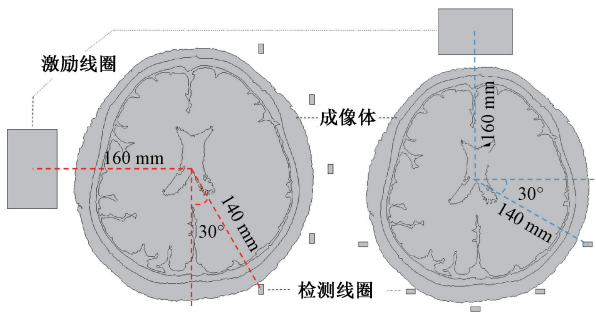


图 5 线圈分布俯视图

Fig. 5 Top view of coil distribution

线性函数关系很难用具体的表达式表示,但神经网络具有很强的函数逼近能力。神经网络通过大量的数据进行神经网络训练,得到逼近的输入与输出关系模型 $f(x)$ 。所以在求解逆问题过程中,给定一组检测得到的相位差 y ,便可通过 $f(x)$ 反推得到电导率分布 x 。

SAE 神经网络具有与深度学习相同的训练模式,包含多层神经单元。其中第一层为输入层即磁场相位差特征,中间为隐藏层,最后一层为输出层即成像体阻抗分布信息。各层神经单元之间的关系可通过式(2)表示。

$$y = \sigma(W + b) \quad (2)$$

其中, W 表示为权重; b 表示为偏差。SAE 可通过学习率的大小自动调节 W 与 b 的大小,寻找使得损失函数误差达到最小的 W 与 b 。

通过仿真得到的无噪声数据,分别依据输入层输入单元个数的不同建立了包含 5 个输入单元和 10 个输入单元的 SAE 模型 I 和模型 II。其中 5 个输入单元的模型 I 适用于单方向 5 个检测点,10 个输入单元的模型 II 适用于单方向 10 个检测点和 5 个检测点的双向检测成像方式。

随机抽取 1 588 组样本集中的 1 300 组作为训练集,余下 288 组作为测试集用来对预测结果进行评估。模型 I 和模型 II 均包含两个隐藏层,隐藏层神经元个数与输入、输出层个数均有关,为使得模型重建误差最小,所以隐藏层神经元个数^[18]由经验公式(式(3))计算得到。

$$\begin{cases} i \times l_2 = l_1^2 \\ j \times l_1 = l_2^2 \end{cases} \quad (3)$$

其中, i 和 j 分别代表输入与输出神经单元个数; l_1 和 l_2 分别代表隐藏层单元个数。

模型 I 和模型 II 网络结构如表 1 所示,两个模型训练过程中,学习率大小为 0.1,样本迭代次数为 1 000,每 10 个样本为一批进行训练。

表 1 模型 I 和模型 II 神经网络结构

Table 1 The neural network structures of model I and model II

模型	输入层	隐藏层 1	隐藏层 2	输出层
模型 I	5	73	1 058	15 342
模型 II	10	115	1 330	15 342

2 仿真实验及结果分析

为了检验重建方法的抗噪性能,对原始数据分别加入在 40、30 和 20 dB 噪声后再进行图像重建,重建结果如图 6 所示。由图 6 可看出,随着噪声增大,单方向重建方式得到的脑出血重建位置有较大偏离。

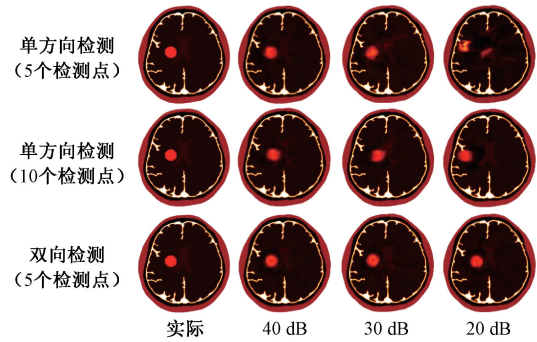


图 6 不同噪声条件下单方向 5 个监测点、单方向 10 个检测点和双向检测成像 5 个检测点重建图像对比

Fig. 6 Comparison of reconstructed images of 5 monitoring points in one direction, 10 detection points in one direction and 5 detection points in bidirectional detection imaging under different noise conditions

为了进行更加准确的对比,本文分别计算了真实阻抗分布图像与预测重建图像之间的相对误差和形心距^[21-22],计算结果如表 2 和 3 所示。其中相对误差值越小表示预测结果越好,形心距越小表示重建异质体位置偏移越小即结果越好。其中相对误差的计算可由式(4)计算得。

$$R = \frac{\|\sigma_y - \sigma_r\|}{\|\sigma_r\|} \quad (4)$$

其中, σ_y 和 σ_r 分别表示为预测电导率分布和真实电导率分布。由计算结果表 2 可知,5 个检测点条件下单方向检测方式相对误差近乎为双向检测成像方式的两倍,增加单方向检测线圈数量至 10 个,其相对误差仍大于 5 个检测线圈的双向检测成像方式。表 3 为真实脑出血的形心和预测重建结果脑出血形心之间的距离,距离越大表示误差越大,由表 3 可知双向检测成像方式形心距误差远小于单方向检测成像方式。

表 2 不同噪声条件下不同检测方式单异质体重建结果
相对误差

Table 2 Relative error of single heteroplasmon
reconstruction results with different detection methods
under different noise conditions %

成像方式	40 dB	30 dB	20 dB
单方向检测(5个检测点)	16.65	14.58	19.20
单方向检测(10个检测点)	10.32	11.83	20.81
双向检测(5个检测点)	6.03	7.37	14.43

表 3 不同噪声条件下不同检测方式单异质体形心距
重建结果

Table 3 Reconstruction results of single heteroplasmon
centroid distance with different detection methods
under different noise conditions mm

成像方式	40 dB	30 dB	20 dB
单方向检测(5个检测点)	6.908	11.03	34.590
单方向检测(10个检测点)	5.887	10.641	23.237
双向检测(5个检测点)	2.013	2.128	4.231

两个异质体存在情况下单方向和双向检测成像结果对比如图 7 所示,当噪声增大到 30 dB 时,单方向检测成像方式已无法成功重建出准确异质体位置。而双向检测成像方式,在噪声 20 dB 情况下仍可重建出两个异质体位置,重建结果如图 8 所示。

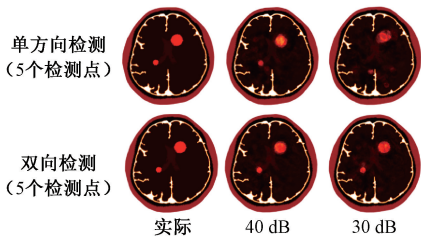


图 7 不同噪声条件下单方向 5 个监测点和双向检测成像
5 个检测点重建图像对比

Fig. 7 Comparison of reconstructed images of five monitoring
points in one direction and five detection points in bidirectional
detection imaging under different noise conditions

双异质体重建结果相对误差计算结果如表 4 所示。

由单异质体和两个异质体实验结果计算得到的相对误差可明显看出,在噪声相同条件下双向检测成像方式的相对误差始终小于单方向检测成像方式。单异质体情况下,双向检测成像随着噪声增大,其形心距误差保持在 5 mm 以下。

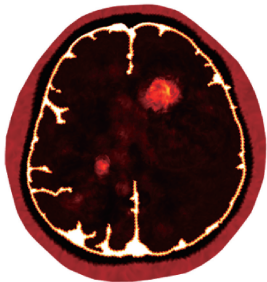


图 8 20 dB 噪声条件下双向检测成像重建结果
Fig. 8 Reconstruction results of bidirectional detection
imaging under 20 dB noise

表 4 不同噪声条件下不同检测方式双异质体重建结果
相对误差

Table 4 Relative error of reconstruction results of double
heteroplasmons with different detection methods under
different noise conditions %

成像方式	40 dB	30 dB	20 dB
单方向检测(5个检测点)	9.48	—	—
双向检测(5个检测点)	8.08	10.40	17.86

单方向相位差加入不同噪声后的曲线如图 9 所示,噪声的增大严重影响了相位差趋势与谷值大小,进而影响到对脑出血 x 坐标位置的定位,导致成像结果中的异质体位置发生偏移,从而引起形心距增大。即便增加检测线圈至 10 个,效果仍未改善,此现象将严重影响医生的临床判断。双向检测成像方式由于同时具有两个方向的磁场信息,降低了单个方向的相位差信息中趋势与幅值等特征对脑出血位置定位的权重,因此增加了相位差信息的抗噪性能,所以形心距较小。

由以上结果可知,5 个检测线圈条件下的双向检测成像准确度要比单方向 5 个和 10 个检测线圈的准确度要更高。实验表明通过两个相互垂直方向的磁场信息定位脑出血发生位置的双向检测成像方式具有更高的抗噪性能。

3 仿体实验及结果分析

由于仿真实验为理想状态,因此为了验证双向检测成像方式在实际中对电导率不同物质^[23]成像是否具有优势,本文做了以下仿体实验。

实验平台如图 10 所示,包括数据采集系统和图像重建系统两部分。图像重建系统包括信号处理和图像重建平台,数据采集包括激励线圈、检测线圈、成像目标、电机、扫描平台和电磁屏蔽网。同仿真实验,仿体单方向检测和双向检测实验均使用 5 个检测线圈,线圈分布图如

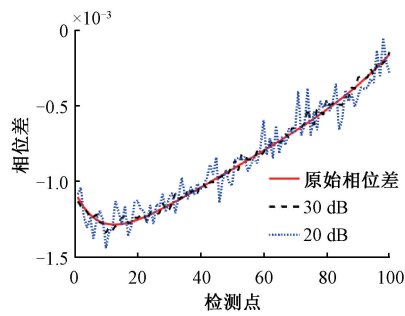


图 9 不同噪声条件下的相位差曲线

Fig. 9 Phase difference curves under different noise conditions

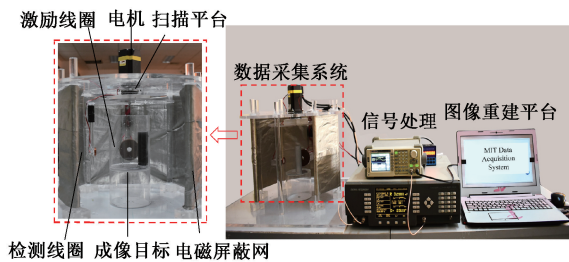


图 10 MIT 数据采集系统和图像重建系统

Fig. 10 MIT data acquisition system and image reconstruction system

图 11 所示。本次实验成像目标选取两种电导率不同物质进行检测,间接体现其在真实人体中对电导率分布异常存在的脑出血检测的实用性。本次实验材料选取为浓度为 0.02% 氯化钠溶液和铝棒,通过对铝棒位置的定位,比较双向检测成像方式和单方向检测成像方式的准确度。

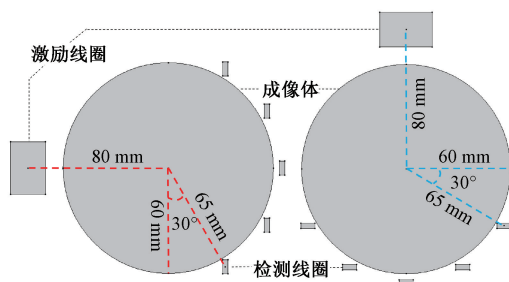


图 11 仿体实验线圈分布俯视图

Fig. 11 Top view of coil distribution in phantom experiment

首先通过 COMSOL Multiphysics 5.5 构建 5 个检测线圈的成像模型以获得样本集用于神经网络的训练。仿真构建了直径为 120 mm 的圆形区域作为整个成像区域,其中含一个半径为 15 mm 的铝棒,其他域均为浓度为 0.02% 的 NaCl 溶液,并将整个成像区域剖分为 9 260 个三角剖分单元。通过移动铝棒位置共获得 548 个样本。

随机选取其中的 440 组样本作为训练集,剩下的 108 组作为测试集。分别针对单方向和双向检测成像构建了模型 III 和模型 IV,由经验公式(式(3))计算得模型网络结构如表 5 所示。在两个模型训练过程中,学习率为 0.1,样本迭代次数为 1 000,每 10 个样本为一批进行训练。

表 5 模型 III 和模型 IV 神经网络结构

Table 5 The neural network structure of model III and model IV

模型	输入层	隐藏层 1	隐藏层 2	输出层
模型 III	5	61	754	9 260
模型 IV	10	97	950	9 260

通过实验平台检测了铝棒位于中心位置的磁场信息,并通过训练好的模型 III 和模型 IV 分别进行预测,实验结果如图 12 所示,单方向检测成像方式由于只包含单方向的磁场信息,缺乏对 x 坐标定位的足够信息,导致对铝棒位置的定位完全错误。双向检测成像方式对铝棒位置的定位更加准确,重建整个域直径为 120 mm,双向检测成像重建结果形心距为 7.211 mm。实验表明,双向检测方式要比单方向检测方式可以更好的实现对不同电导率物质进行成像。因此表明,双向检测的磁感应断层成像方式在异质体检测(如脑出血)领域将有着重要的应用前景。

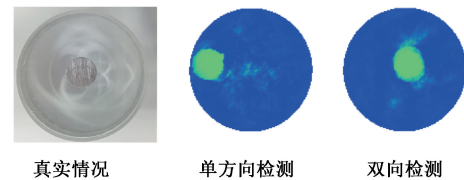


图 12 铝棒位置重建结果

Fig. 12 Aluminum rod position reconstruction results

4 结 论

为了解决检测线圈减少带来的成像效果差的问题,提出了一种基于 SAE 神经网络的双向检测成像方式。在检测线圈数量不变的情况下,通过检测成像体两个方向的磁场信息来重建图像,使得成像效果比只通过单个方向磁场信息重建图像精度更高。只存在单方向磁场信息条件下,神经网络寻找特征的区域有限,易受噪声影响,因此线圈减少对成像的精度影响较大。而双向检测成像方式,分别检测了两个方向的磁场信息,在神经网络寻找特征时,降低了单个方向磁场信息中特征值对脑出血位置定位的权重。通过两个相互垂直方向的磁场相位差定位脑出血发生的方式,可以降低在实际问题中线圈减少带来的影响,并在含噪声的条件下对脑出血位置实

现更加精准的定位。该双向检测的优化方式为 MIT 在脑出血等疾病的临床诊断应用提供了一种可行方式,从而推动了 MIT 技术的进一步发展。

参考文献

- [1] TUGAN M L, MARK H, OZLEM B, et al. Intracerebral haemorrhage: Current approaches to acute management[J]. *The Lancet*, 2018, 392 (10154): 1257-1268.
- [2] PAN W C, YAN Q G, QIN M X, et al. Detection of cerebral hemorrhage in rabbits by time-difference magnetic inductive phase shift spectroscopy[J]. *PLOS ONE*, 2015, 10(5): e0128127.
- [3] VIEIRA P, SOUSA O, MAGALHÃES D, et al. Detecting pulmonary diseases using deep features in X-ray images[J]. *Pattern Recognition*, 2021, 1197: 108081.
- [4] 吴晓川. 基于 X 射线能谱 CT 的生物医学材料分解关键技术研究[D]. 重庆:重庆大学, 2019.
- WU X CH. Study on key technologies of biomedical material decomposition based on X-ray energy spectrum CT[D]. Chongqing:Chongqing University, 2019.
- [5] CHEN M, YAN Q, SUN J, et al. Investigating the relationship between cerebrospinal fluid and magnetic induction phase shift in rabbit intracerebral hematoma expansion monitoring by MRI[J]. *Scientific Reports*, 2017, 7(1): 107-129.
- [6] XIAO Z L, TAN C, DONG F, et al. 3-D hemorrhage imaging by cambered magnetic induction tomography[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2019, 68(7): 2460-2468.
- [7] MARMUGI L, RENZONI F. Optical magnetic induction tomography of the heart[J]. *Physiological Measurement*, 2016, 6(1): 3951-3856.
- [8] CHEN R J, HUANG J, LI B N, et al. Technologies for magnetic induction tomography sensors and image reconstruction in medical assisted diagnosis: A review[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2020, 91(9): 091501.
- [9] 柯丽, 刘欢, 杜强, 等. 基于滤波反投影的脑磁感应迭代重建算法研究[J]. *仪器仪表学报*, 2016, 37(11): 2445-2451.
- KE L, LIU H, DU Q, et al. Study on iterative reconstruction algorithm for brain magnetic induction based on filtered back-projection[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2016, 37(11): 2445-2451.
- [10] ZHANG R, DING G Y, ZHANG F Q, et al. The application of intelligent algorithm and pulse coupled neural network in medical image process[J]. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 2017, 7(4): 775-779.
- [11] ZAHARCHUK G, GONG E, WINTERMARK M, et al. Deep learning in neuroradiology [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2018, 39(10): 1776-1784.
- [12] 章黎明, 贾智伟, 谢俊力, 等. 近四年胶囊内镜图像病灶的深度学习识别研究进展[J]. *电子测量与仪器学报*, 2019, 33(8): 69-77.
- ZHANG L M, JIA ZH W, XIE J L, et al. Recent four years review on deep learning classification research in capsule endoscopy image processing [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2019, 33(8): 69-77.
- [13] GENCER N G, TEK M N. Electrical conductivity imaging via contactless measurements [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18 (7): 617-627.
- [14] KORJENEVSKY A, CHEREPENIN V, SAPETSKY S. Magnetic induction tomography: Experimental realization[J]. *Physiological Measurement*, 2000, 21(1): 89-94.
- [15] SCHARFETTER H, RAUCHENZAUNER S, MERWA R, et al. Planar gradiometer for magnetic induction tomography (MIT): Theoretical and experimental sensitivity maps for a low-contrast phantom [J]. *Physiological Measurement*, 2004, 25(1): 325-333.
- [16] 杜强. 扇形阵列式磁感应断层成像关键技术研究[D]. 辽宁:沈阳工业大学, 2013.
- DU Q. Study on key technology of sector array magnetic induction tomography system [D]. Liaoning: Shenyang University of Technology, 2013.
- [17] CHEN R J, ZHAO S S, WU W W, et al. A convolutional neural network algorithm for breast tumor detection with magnetic detection electrical impedance tomography[J]. *Review of Scientific Instruments*, 2021, 92: 064701.
- [18] 黄娟. 基于磁感应断层成像的脑出血图像重建方法研究 [D]. 天津:天津工业大学, 2021.
- HUANG J. Study on image reconstruction method of

cerebral hemorrhage based on magnetic induction tomography[D]. Tianjin:Tiangong University, 2021.

- [19] 刘峰. 非接触电感耦合汇流环模型研究与电磁特性分析[D]. 江苏:南京理工大学, 2018.
LIU F. Research on model of contactless inductively coupled bus ring and analysis of electromagnetic characteristics [D]. Jiangsu: Nanjing University of Science & Technology, 2018.
- [20] LI B, WANG M, WANG Q, et al. An improved generalized finite element method for electrical resistance tomography forward model [J]. Journal of Electrical Engineering & Technology, 2019, 14(6): 2595-2606.
- [21] ZHANG S Z, HUANGFU L W, ZHANG Z F, et al. Corner detection using the point-to-centroid distance technique[J]. IET Image Processing, 2020, 14(14): 3385-3392.
- [22] 陈瑞娟, 戚昊峰, 李炳南, 等. 基于栈式自编码器的磁探测电阻抗成像算法研究[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(1): 257-264.
CHEN R J, QI H F, LI B N, et al. Study on magnetic detection electrical impedance tomography algorithm based on stacked auto-encoder[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(1): 257-264.
- [23] JIANG Y D, SOLEIMANI M. Capacitively coupled phase-based dielectric spectroscopy tomography [J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 17526.

作者简介



陈瑞娟, 2006 年于河北大学获得学士学位, 2009 年于河北工业大学获得硕士学位, 2012 年于天津大学获得博士学位。现为天津工业大学生命科学院副教授, 主要研究方向为生物医学成像, 生物医学图像处理, 生物医学信息检测。

Email: chenruijuan@tjpu.edu.cn

Chen Ruijuan, received her B.Sc. degree in 2006 from Hebei University, M. Sc. degree in 2009 from Hebei University of Technology and Ph.D. degree in 2012 from Tianjin University. Now, she is an associate professor at School of Life Sciences, Tiangong University. Her main research interest includes biomedical imaging, biomedical image processing, biomedical information detection.



韦然 (通信作者), 2004 年于中南民族大学获得学士学位, 2008 年于韩国国立全北大学获得硕士学位, 2012 年于韩国国立全北大学获得博士学位, 现为天津工业大学讲师, 主要研究方向为医疗仪器设计, 数据挖掘。

E-mail: ranwei_tgu@163.com

Wei Ran (Corresponding author) received his B. Sc. degree in 2004 from South-Central University for Nationalities, received his M. Sc. degree in 2008 and Ph. D. degree in 2012 both from Jeonbuk National University. Now, he is a lecturer in Tiangong University. His main research interest includes medical instrument design and data mining.