第31卷 第6期 2016年12月



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20150129

基于评价指标的 EIT 算法参数选择方法研究

陈晓艳,常晓敏

(天津科技大学电子信息与自动化学院, 天津 300222)

摘 要: 为客观准确地选择 EIT 算法参数,采用 8 种评价参数指标对共轭梯度算法的迭代次数和 Tikhonov 正则化算 法的正则化因子的选择进行研究. 首先,构建 EIT 正问题模型,并求得两种算法的逆问题解;然后,根据 8 种评价参数 的定义,获得图像重建时的最佳参考值范围:共轭梯度迭代算法的迭代次数在 70~80 次,正则化因子的取值范围为 0.01~0.1. 为了验证上述结论,重建 EIT 图像,并进行对比分析. 结果表明:基于评价指标获得参数重建图像的效果更 令人满意;针对参数选择,提出的方法可为其他电阻抗图像重建算法提供一种客观的评价依据,为 EIT 图像质量评价 体系的构建奠定基础.

关键词: EIT 算法;参数选择;共轭梯度迭代法; Tikhonov 正则化算法;评价标准
 中图分类号: TP391.9
 文献标志码: A
 文章编号: 1672-6510 (2016) 06-0064-05

Parameter Selection Method of EIT Algorithm Based on Evaluation Index

CHEN Xiaoyan, CHANG Xiaomin

(College of Electronic Information and Automation, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: To select the parameters of EIT algorithm objectively and accurately, a novel approach was proposed to decide the number of iterations of the conjugate gradient (CG) algorithm and the regularization factors of Tikhonov regularization (TR) algorithm. Eight evaluation criterion were employed to evaluate the performances. Firstly, we encoded CG and TR algorithms respectively based on a circle EIT forward model, and obtained the solutions of each algorithm. Secondly, according to the definition of the eight evaluation criterion, the optimal reference values of the algorithms were obtained. The iteration number of the CG algorithm is 70-80 times, and the regularization factor of TR is suggested between 0.01-0.1. Thirdly, the EIT images were reconstructed with and without the reference value and compared. The quality of the image with the reference value is more satisfactory. After modification, the proposed method provides an objective assessment for the parameter selection of the electrical impedance image reconstruction algorithm, which lays a foundation for EIT image quality evaluation system.

Key words: EIT algorithm; parameter selection; conjugate gradient method; Tikhonov regularization algorithm; evaluation criterion

电阻抗断层成像技术(electrical impedance tomography, EIT)是近几年发展起来的新兴医学成像技术,由于其具有无辐射、廉价、响应快等特点,在医疗 诊断和生物研究等领域有广阔的应用前景.电阻抗 断层成像技术根据物场中介质的电特性,通过施加激 励电流来获得相应的电压,以此来估计物场内介质电 导率分布或电导率变化,因为不使用超声、射线、电 磁波等技术,所以对人体无损害,并且可以多次不间 断重复测量,成本低廉,是一种理想的无损伤医学成 像技术^[1-3].

目前,EIT 重建算法已被广泛关注,不断有新的 算法被提出^[4-6].国内外的研究主要是集中在算法的

收稿日期: 2015-09-22; 修回日期: 2016-04-07

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61301246);天津市自然科学基金资助项目(12JCYBJC19300)

作者简介: 陈晓艳(1973-), 女, 四川成都人, 教授, cxywxr@163.com.

数字出版日期: 2016-07-11; 数字出版网址: http://www.cnki.net/kcms/detail/12.1355.N.20160711.1610.006.html.

改善、提高空间分辨率和减小计算量等方面,而对于 各种算法的参数选择尚缺乏客观的、科学的、统一的 衡量指标.

本文以共轭梯度迭代算法^[7-8]和 Tikhonov 正则 化算法^[59]为例,采用 8 种指标分别对迭代次数和正 则化因子进行选择,旨在探索一种能客观科学地选择 算法参数的方法. 8 种指标分别是图像相对误差、图 像相关系数、结构相似度、振幅响应、位置误差、分辨 率、外形形变和瞬时震荡,前 3 项指标常用于图像质 量评价^[5,10];后 5 项指标是由 Adle 等^[11-12]于 2009 年 提出的,并在 EIDORS 软件中所采用.

1 评价参数指标

1.1 图像相对误差

图像相对误差的计算公式为

$$E_{\rm R} = \frac{\|\boldsymbol{\sigma}^* - \boldsymbol{\sigma}\|}{\|\boldsymbol{\sigma}^*\|} \tag{1}$$

式中: σ^* 表示原始图像真实电特性分布; σ 表示重建 图像的电特性分布.

图像相对误差 *E*_R用来衡量真实图像与重构图像 之间的偏差;图像相对误差越小,反问题求解(图像 重建)的质量越好,重建图像的质量也就越高.

1.2 图像相关系数

图像相关系数的计算公式为

$$r = \frac{\sum_{i=1}^{N_{\rm c}} (\sigma_i - \overline{\sigma}) (\sigma_i^* - \overline{\sigma^*})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{N_{\rm c}} (\sigma_i - \overline{\sigma})^2 \sum_{i=1}^{N_{\rm c}} (\sigma_i^* - \overline{\sigma^*})^2}}$$
(2)

式中: N_{o} 为重建图像的单元数; σ^{*} 表示原始图像真 实电特性分布; σ 表示重建图像的电特性分布; $\overline{\sigma_{i}}$ 、 $\overline{\sigma_{i}^{*}}$ 分别为重建值和原始值的平均值.

图像相关系数 r 用于判断重建图像与真实图像 之间的相关程度,这一性能指标可以有效地权衡重构 图像的好坏,取值范围为 0~1. 图像相关系数 r 越 大,相关性越强,重建图像的质量越高.

1.3 结构相似度

结构相似度的计算公式为

$$S = \frac{4\overline{\sigma_i}\sigma_i^*\sigma_{xy}}{\left(\overline{\sigma_i}^2 + \overline{\sigma_i}^{*2}\right)\left(\sigma_x^2 + \sigma_y^2\right)}$$
(3)

式中: $\overline{\sigma_i}$ 、 σ_i^* 分别表示重建值和原始值的平均值; σ_x 、 σ_y 分别表示重建值和原始值的方差,即是图像 对比度、亮度的估计值; σ_x 表示协方差.

结构相似度 *S* 表示重建图像对于所建模型的非 线性改变程度,取值范围为[0,1],当 *S* 越接近 1 时, 表明重建图像与真实图形之间的像素有越高的相似 度,对所建模型有越小的非线性改变,重建图像的质 量越高.

1.4 振幅响应

振幅响应的计算公式为

$$R_{\rm A} = \frac{\sum_{k} [\hat{x}]_{k}}{V_{\rm t} \frac{\Delta \sigma}{\sigma_{\rm r}}} \tag{4}$$

式中: $\Delta \sigma = \sigma_t - \sigma_r$, σ_t 是加入目标之后的电导率(即 满场电导率), σ_r 是均匀场域的电导率(即空场电导 率); $[\hat{x}]_k$ 是重建图像中每个单元的电导率; V_t 是球形 目标的体积.

振幅响应 *R*_A代表了重建图像的像素振幅与电导率归一化差值的比值.对于目标的任意位置, *R*_A的值都应是恒定不变的.否则,如果目标在场域中处于不同位置时,就会呈现不同的 *R*_A,从而呈现不同的电导率值,这对于图像判读有严重影响.

1.5 位置误差

定义四分之一振幅 \hat{x}_q ,它包含了图像的所有像 素点 $[\hat{x}]_i$, $[\hat{x}]_i$ 是大于最大振幅的四分之一的,即有

$$[\hat{x}_{q}]_{i} = \begin{cases} 1 & [\hat{x}]_{i} \ge \frac{1}{4} \max(\hat{x}) \\ 0 & \pm \psi \end{cases}$$
(5)

位置误差的计算公式为

$$E_{\rm p} = r_{\rm t} - r_{\rm q} \tag{6}$$

式中: r_{t} 是 \hat{x} 的重心到场域中心的距离; r_{q} 是 \hat{x}_{q} 的重 心到场域中心的距离.

位置误差 *E*_P 体现了重建图像真实地表现目标真 实位置的程度, *E*_P 应该尽可能小, 且目标位于不同位 置时, *E*_P应能显示出变化.

1.6 分辨率

分辨率的计算公式为

$$R = \sqrt{\frac{A_{q}}{A_{0}}} \tag{7}$$

式中: $A_q = \sum_k [\hat{x}_q]_k$ 是目标区域的电导率之和; A_0 是 场域中全部元素的电导率之和. 平方根计算意味着 分辨率计算的是半径比, 而不是面积比.

为了能够准确反映目标电导率分布的轮廓,分辨

率 *R* 的值应该是一致的,并且值要小. 非一致的 *R* 会引起对大目标进行重建时的重建位置的错误,*R* 越小,相邻目标的区分度越高.

1.7 外形形变

外形形变的计算公式为

$$D_{\rm S} = \sum_{k \notin C} [\hat{x}_{\rm q}]_k / \sum_k [\hat{x}_{\rm q}]_k \tag{8}$$

外形形变 *D*_s 体现了重建目标的形状偏差程度, *D*_s 的值应一致,且足够小. 较大的 *D*_s 会造成对图像 的分析不正确.

设 C 为以重建目标 x̂q 的重心为圆心的圆,面积 与 Aq 相等.本文所建模型中,成像目标为圆形,故重 建目标也应是圆形的,若重建目标 x̂q 的某些元素不 在圆形范围内,则表示重建图像中的目标产生了形 变,超出了轮廓的边界,与原始的目标无法吻合.

1.8 瞬时震荡

瞬时震荡的计算公式为

$$R_{\rm NG} = \sum_{\substack{k \notin C \& [\hat{x}]_{k < 0}}} [\hat{x}]_k / \sum_{k \in C} [\hat{x}]_k \tag{9}$$

瞬间震荡 *R*_{NG} 用于评价重建图像对于目标区域的异号程度(是否有伪影及伪影程度), *R*_{NG} 应是一致的, 且足够小.

2 参数的选择

2.1 共轭梯度迭代法中迭代次数的选取

在 COMSOL Multiphysic 的平台上,建立正问题 模型.模型是半径为 9 cm 的 16 电极圆形场域,场域 中心坐标为[0,0],目标圆的中心坐标为[-4,2],半 径为 2 cm,设定场域的传导率为 0.01 S/m²,目标圆的 传导率为 1 S/m²,选用钛电极,电极宽度的占空比为 20%,并选取相邻激励测量的工作模式.采用共轭梯 度算法进行逆问题的求解,迭代次数 N 取 1~ 100.按照式(1)—式(9)计算各指标,获得各项指标 (纵坐标)随迭代次数(横坐标)增加而变化的曲线,见 图 1.







Fig. 1 Performance index curves of different iteration times

为了更清晰地在图 1 中显示各参数指标的变化 情况,图中纵坐标尺度是不同的.根据数据可以得到 如下推论:

图像相对误差 *E*_R 随迭代次数增加呈现指数衰减 趋势,当 *N*>50,衰减缓慢;当 *N*>85,衰减至最小 (*N*=100,*E*_R 值为 0.607).

图像相关系数 r 随迭代次数增加呈现指数增加 趋势,当 N>20,增速减慢;当 100>N>70,r 值相 近,且最接近1(N=100,r 值为 0.899).

结构相似度 *S* 随迭代次数增加呈现抛物线增加 趋势,当 *N*>60,增加缓慢;当 100>*N*>75,*S* 值几乎 不变,且达到最大(*N*=100,*S* 值为 0.551).

振幅响应 R_A 随迭代次数增加总体保持不变.

位置误差 E_P 随迭代次数增加在[-0.263 4, -0.018 5]内小幅变化.

分辨率 R 随迭代次数增加呈现指数衰减趋势, 当 N>60,衰减缓慢;当 N>75,衰减至最小.

外形形变 *D*_s 随迭代次数增加呈现减小的趋势, 当 *N*>75,减小至最小(*N*=100,*D*_s趋于零). 瞬间振荡 *R*_{NG} 随迭代次数增加呈现抛物线衰减 趋势,当 *N*>90,衰减至最小(*N* = 100, *R*_{NG} 值为 0.231).

总之,根据各指标的含义和其曲线图的总体大 小、整体走向以及收敛性,可推断当迭代次数取[70, 80]区间时,重建图像综合指标均呈现满意效果.

为了验证上述结论,针对给定的具体模型,在 Matlab 仿真环境中得到图 2 所示的重建图像.

从图 2 可以看出:3 种迭代次数的成像结果与性能指标的参数选取是吻合的,迭代次数为 70 时,伪影较小,空间分辨率较高,重建质量较高;尽管当 *N*=100 时,重建图像的质量要略优于 *N*=70,但消耗的求解时间会增大,选取 *N*=70 可以达到相对满意的效果.



Fig. 2 Reconstructed images with unterent iteration times

2.2 Tikhonov 正则化算法中正则化因子 α 的选取

根据正则化算法的原理,不同的正则化参数α 的选取,会直接影响阻尼作用的强弱,最终会导致逆 问题的解不同.在[0,1]区间,按照 8 项指标计算式 (1)—式(9),获得各项指标(纵坐标)随正则化因子 (横坐标)增加而变化的曲线,见图 3.





Fig. 3 Performance index curves of different regularization factors

从图 3 可以看出:根据各指标的含义和其曲线图 的总体大小、整体走向以及其收敛性,当正则化参数 α 取较小值(0.01~0.1)时, $E_{\rm R}$ 、r、S、 $R_{\rm NG}$ 指标表明, 图像质量较好; $R_{\rm A}$ 值在[2.242×10⁻³, 2.276×10⁻³],区间 也十分稳定, $E_{\rm P}$ 集中分布在[-0.046,0.012]区间,R在[0.225,0.236]区间变化, $D_{\rm S}$ 在 0~0.06 内变化,说 明了这 4 项指标受正则化因子影响较小.

根据文献[5]提出的正则化图像重建算法,针对 上述模型,分别取 3 个不同参数α进行图像重建,结 果如图 4 所示. 从图 4 可以看出,当正则化因子α逐 渐增加时,目标形状愈加不规则,轮廓愈加模糊,伪 影逐渐增大,分辨率逐渐下降,成像效果逐渐变差, 这说明图像重建的质量逐渐变低.



3 结 语

本文在分析 8 种评价参数指标的定义和共轭梯

度迭代法、Tikhonov 正则化算法两种 EIT 算法原理 的基础上,利用有限元仿真软件 COMSOL 和 Matlab 建立场域目标,得到两种算法的性能指标曲线图;根 据曲线图选取了两种 EIT 算法较适合的参数,迭代 次数 N 在[70,80]区间,正则化因子 a在[0.01,0.1]区 间;最后根据图像重建算法,将选择的参数与其他参 数的重建效果进行对比,验证了采用本文根据评价指 标所选择的参数进行图像重建的效果.

在采用评价指标进行 EIT 算法参数的选择时, 需要根据正问题模型求得雅克比矩阵J,计算J^TJ, 然后根据文献[5]的 Tikhonov 算法进行逆问题求 解.当正问题模型发生改变时,由于矩阵J的改变, 而导致 8 项评价指标发生改变,需要重建计算指标, 获得新的算法参数的参考值,即可获得满意的成像效 果,可避免因算法参数选择的不恰当导致成像效果不 理想.

本文提出的方法可为其他电阻抗图像重建算法 的参数选择提供一种客观的评价依据,从而为构建 EIT 图像质量评价体系奠定基础.

参考文献:

- Bayford R H. Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography) [J]. Annual Review of Biomedical Engineering, 2006 (8): 63–91.
- [2] 陈晓艳,张静.采用阈值修正法改善电阻抗图像质量 [J].中国生物医学工程学报,2011,30(4):481-486.
- [3] Chen X Y, Wang H X, Zhao B, et al. Lung ventilation

functional monitoring based on electrical impedance tomography[J]. Transactions of Tianjin University, 2009, 15(1):7–12.

- [4] 陈民铀,杨艳丽,何为,等. 基于粒子群优化算法的电 阻抗图像重建[J]. 重庆大学学报,2011,34(1):82-87.
- [5] 陈晓艳,房晓东.一种新的正则化图像重建算法及参数优化[J].天津科技大学学报,2014,29(6):74-77.
- [6] 杨琳,徐灿华,付峰,等.一种基于加权频差阻尼最小
 二乘的准静态 EIT 算法[J].仪器仪表学报,2013, 34(8):1879-1885.
- Hestenes M R, Stiefel E. Methods of conjugate gradients for solving linear systems [J]. Journal of Research of the National Bureau of Standards, 1952, 49 (6): 409–436.
- [8] Dai Y H, Kou C X. A nonlinear conjugate gradient algorithm with an optimal property and an improved Wolfe line search[J]. SIAM Journal on Optimization, 2013, 23 (1) : 296–320.
- [9] 邓娟, 王妍, 吕靖华, 等. 三种 EIT 算法重建图像评价 的仿真研究[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(5): 1-3, 7.
- [10] 陈晓艳,李宏英,赵秋红,等. 3D-EIT 系统电极优化设 计[J]. 中国生物医学工程学报,2014,33(2):155-160.
- [11] Adler A, Arnold J H, Bayford R, et al. GREIT: A unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images
 [J]. Physiological Measurement, 2009, 30 (6): \$35-\$55.
- [12] Adler A. EIDORS: Electrical impedance tomography and diffuse optical tomography reconstruction software
 [EB/OL]. [2015–03–06]. http://www.sce.carleton.ca/ faculty/adler/eidors/index.shtml.

责任编辑:常涛