

基于二元模型的电阻抗成像方法

刘晓龙 严佩敏

(上海大学 通信与信息工程学院 上海 200444)

摘要: 建立了一种双模型电阻抗成像系统,旨在解决一元模型电阻抗成像系统中耗时较多的问题。基于精细化三维圆柱体模型进行电阻抗正问题分析,采用粗梳三维圆柱体模型进行逆问题求解。在双模型成像系统中,基于稀疏矩阵建立映射公式实现粗疏有限元单元和精细有限元单元的匹配和转换。通过计算机仿真,在该系统中运用基于修正的 Laplace Gauss-Newton 重建算法可以得到相应的阻抗重建图像,实验结果验证了双模型系统的正确性和可行性。

关键词: 三维阻抗成像;二元模型;正问题;逆问题

中图分类号: TP806+.1 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4050

Electrical impedance imaging method based on dual models

Liu Xiaolong Yan Peimin

(School of Communication and Information Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China)

Abstract: In this paper, the author put forward a double model to solve the method of electrical impedance imaging system. In the treatment of the forward problem, provides a fine cylinder model; In the treatment of the inverse problem, provides a relatively rough 3-d model of cylinder. The two models is through the corresponding mapping formula for finite element unit and deficient detailed finite element unit conversion, To find the mapping system model transformation, this paper puts forward the dual model is established by sparse matrix P which is the mapping relationship. Finally using the reconstruction algorithm of electrical impedance imaging, proves the double model system. Through the computer simulation and using modified Laplace Gauss-Newton reconstruction algorithm can get impedance reconstruction images clearly.

Keywords: 3D-EIT; dual model; forward problem; inverse problem

1 引言

电阻抗断层成像(EIT)是一种较新并且无风险的医疗成像模式。电阻抗成像是一项通过在人体上施加较小的交流电来获得电导率的重构图像的技术^[1]。这一技术在工业和地球物理学中也有应用^[2]。作为新一代更为有效的无损功能成像技术,EIT可以长期动态地监视人体组织器官的生物特性变化^[3]。

2010年,Adler提出了一种基于二维的双模型电阻抗成像系统^[4]。本文在此基础上对三维双模型电阻抗成像系统进行了探讨,通过投影矩阵映射关系建立二元模型的关系,最后得到双模型电阻抗成像系统。经实验验证本方案具有一定的可行性。

2 3D双模型系统

双模型系统包括两个有限元模型,一个是具有高密度

化分的圆柱体模型,它通过已知的模型参数来获得模拟数值并以此来处理正问题;另一个具有低密度划分的圆柱体模型,利用相对粗疏的模型进行逆问题图像重建。简单一阶四面体有限元模型,在一般的电阻抗成像实验中效果并不好^[5]。实验结果表明当模型少于 N 个有限元单元(2D)和 $6N$ 个单元(3D)时并不能满足实物仿真实验中的精确度。这一效应特别是在 3D 有限元模型中会变得更加严重^[6]。

3D模型某一层的电导率变化情况可由双模型系统具体表示。在处理正问题时,要计算边界电压需要知道介质内部的电导率分布,导入电流的振幅和频率以及介质的几何参数。假设麦克斯韦方程组满足电阻抗成像的电压电流条件,并考虑电极和接触阻抗的影响,下列方程组可对上述理论进行概括^[5]:

$$\nabla \cdot \hat{\sigma} \nabla \Phi = 0 \quad In \quad \Omega \quad (1)$$

$$\int_{\Gamma_e} \hat{\sigma} \nabla \varphi \cdot \hat{n} = I_l \quad On \quad \Gamma_1 \quad (2)$$

$$\hat{\sigma} \nabla \phi \cdot \hat{n} = 0 \quad \text{On } \Gamma_2 \quad (3)$$

$$\phi + Z \hat{\sigma} \nabla \phi \cdot \hat{n} = V_i \quad \text{On } \Gamma_1 \quad (4)$$

假设一个正问题(精细)模型为 F , 介质导纳矩阵为 \mathbf{Y} , 从正问题模型中的电导率值 σ_f , 来计算电压测量值 V , 可以通过下面的矩阵公式求解正问题:

$$\mathbf{YV} = \mathbf{I} \quad (5)$$

$$V = f(\sigma) = \mathbf{Y}^{-1} \mathbf{I} \quad (6)$$

定义逆问题重建(粗略)模型单元电导率为 σ_r , 通过粗略模型到精细模型的投影矩阵 \mathbf{P} 与 σ_f 进行映射, 即

$$\sigma_f = \mathbf{P}\sigma_r \quad (7)$$

正向模型结构可以通过粗略到精细模型变换的稀疏矩阵 \mathbf{P} 与逆向模型建立映射关系。式(8)表示它们之间的映射关系^[6]:

$$[\mathbf{R}] = [\mathbf{P}]_{ij} \cdot [\mathbf{F}] \quad (8)$$

式中:模型单元矩阵 $[\mathbf{P}]_{ij}$ 代表精细单元 i 和粗略单元 j 之间的关系。 $[\mathbf{F}]$ 表示正向精细模型单元矩阵, $[\mathbf{R}]$ 表示逆向重建模型单元矩阵。

$$v = \mathbf{J}_f \sigma_f = \mathbf{J}_f \mathbf{P} \sigma_r = \mathbf{J}_r \sigma_r \quad (9)$$

双模型系统中的雅克比矩阵按上面式(9)定义^[6], 其中粗略模型中的雅克比矩阵可定义为 \mathbf{J}_r , 精细模型中的雅克比矩阵可定义为 \mathbf{J}_f 。

推导可得 $\mathbf{J}_r = \mathbf{J}_f \mathbf{P}$ 。因为矩阵 \mathbf{J}_f 非常大, 进行仿真计算时会超出内存限制, 为解决计算溢出问题, 可以选取有效的算法计算每一个矩阵 \mathbf{J}_r 的列, 通过计算矩阵 \mathbf{J}_f 获得矩阵 \mathbf{J}_r 的具体值, 具体的计算式如下:

$$[\mathbf{J}_r]_{i,j} = [\mathbf{J}_f \mathbf{P}]_{i,j} = \sum_k \frac{\partial [v]_i}{\partial [\sigma_f]_k} [\mathbf{P}]_{k,j} = \frac{\partial [v]_i}{\partial [\sigma_r]_j} \quad (10)$$

获得从粗略模型到精细模型的映射关系可以由下列几部分组成:

- 1) 获取粗略模型的高度信息。
- 2) 粗略模型和精细模型的半径和高都是相等的, 其内部单元划分不同, 节点也不相同。可通过模型单元高度信息将包含在粗略模型中的精细模型的单元一一找出。

在上文中已经找出双模型系统的映射关系, 整个双模型电阻抗成像系统的流程图如图1所示。

3 双模型逆问题重建算法

在该系统中运用基于修正的 Laplace Gauss-Newton 重建算法可以得到相应的电阻抗重建图像^[7]。

因为实际测量中干扰噪声太多, 加上个体差异大, 无法给出图像重建过程中对目标区域的电导率(电阻率)精确的绝对测量值, 可将实验的重点放在电导率(电阻率)的相对值、分布情况和图像的成像速度等3个主要影响因素。因此只要重构的图像能够准确的反映目标区域内电导率(电阻率)的真实情况。

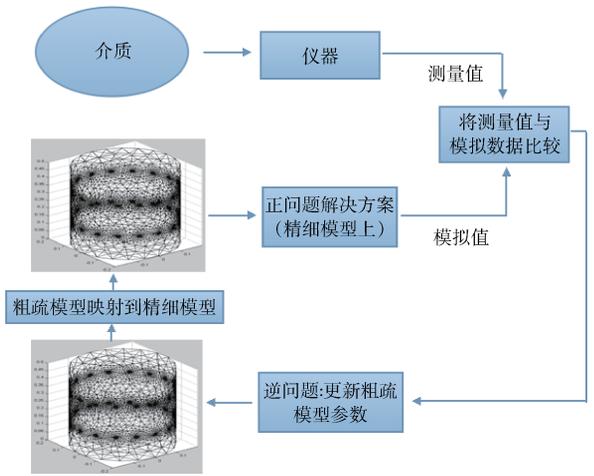


图1 3D-3D双模型电阻抗成像系统流程

4 双模型正逆问题仿真实验及分析

仿真实验是在处理器为 Intel (R) Core (TM) 2 Duo CPU T6670@2.20GHz, 内存为 5.00GB 的便携式计算机上, 并运用 EIDORS 3.7.1 版本^[8], 以及 MATLAB R2009a 软件环境下对三维电阻抗进行有限元建模, 并进行匹配的模型仿真得到系统的正问题解, 在处理逆问题时应用基于修正的 Laplace Gauss-Newton 重建算法, 最后通过实验数据分析验证该模型的可行性。

精细化模型共有 36 623 个单元以及 7 466 个节点; 粗略模型共有 823 个单元以及 250 个节点。为解决电阻抗成像正问题, 建立了如图2所示的三维圆柱体匀质模型, 圆点代表电极的位置, 可以看出有两层电极, 每层 16 个电极, 圆柱体高度为 0.5 个单位, 圆柱体半径为 0.2 个单位。如图3所示, 在匀质圆柱体模型中加入 1 个异物构成非匀质模型, 异物半径为 0.03 个单位。

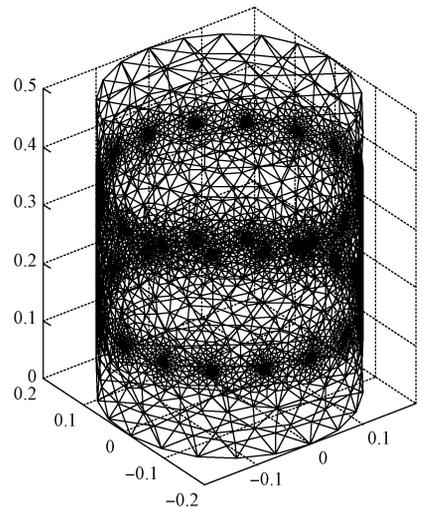


图2 匀质模型仿真侧面图

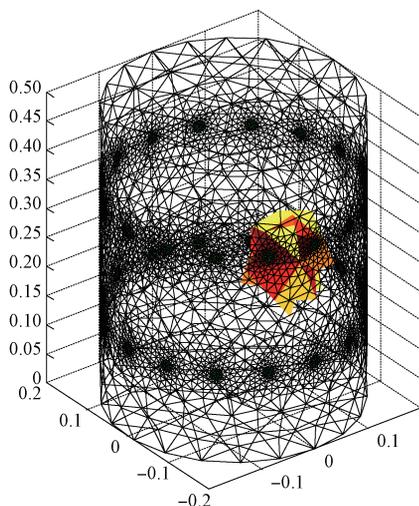


图 3 非匀质模型仿真侧面图

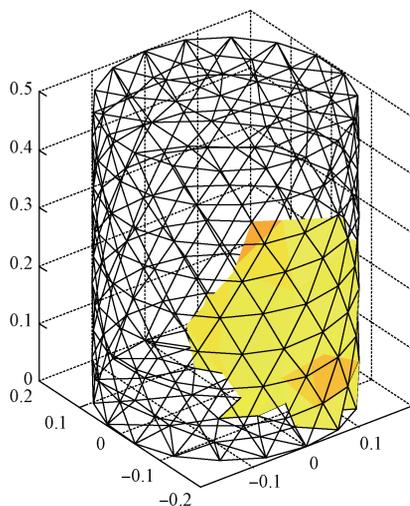


图 5 3D-EIT 重建电导率分布

匀质模型和非匀质模型在圆柱体模型边界处的电压差如图 4 所示。如果电极数目为 N 个,利用相邻电极法进行数据测量,得到 $N(N-3)$ 个值,有 $N(N-3)/2$ 个数据是相互独立的。通过计算可以发现三维模式比二维模式可以得到更多且精确的电压测量值。

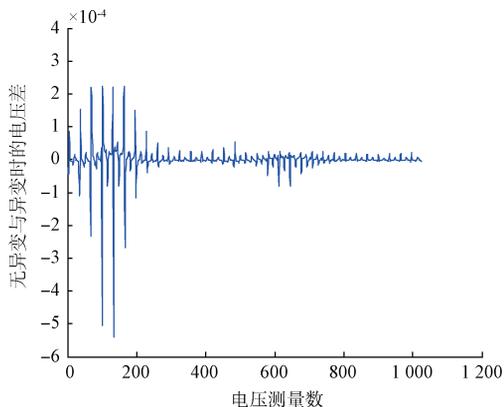


图 4 无异变与异变时的电压差

通过稀疏有限元模型重建精细化模型中的阻抗分布,需要得到两个模型之间的映射关系。利用式(8),可以依据精细模型的参数得到稀疏模型的参数,进而再应用电阻抗成像重建算法获得逆问题求解方程的解。

图像重建:

应用基于修正的 Laplace Gauss-Newton 重建算法在具有 823 个单元的三维圆柱体模型上进行逆问题方程的求解,获得 1 个稳定并且精确的电导率分布图像,如图 5 所示。

相对于只在具有 36 623 个单元的精细模型上进行图像重建,双模型系统处理时间获得极大缩短,成像效率获得极大提高,并且相应地保证了正问题处理时的精确度。综

合考虑后,因为二维电阻抗成像技术已经相对成熟,所以在利用三维模型进行成像处理,效果会获得质的提升。而 3D-3D 双模型电阻抗成像系统相对于传统的单精确度三维模型电阻抗成像系统又具有更高的灵活性和实用性^[10]。

5 性能比较

文献[2]里对 EIT 中正逆问题的处理是采用二维双模型电阻抗成像系统。而本文中对 EIT 中正逆问题的处理采用的是三维双模型电阻抗成像系统,电流在介质内部是呈散射模式传播的,它是在三维空间内进行传播。三维 EIT 相比于二维可以更精确地反映介质内部的阻抗分布。

在 MATLAB R2009a 软件环境下,计算机硬件条件满足二元模型系统的实验要求,而对于一元模型系统,如表 1 所示实验过程中会提示内存超出,而二元模型系统耗时 657.8903 s,采用二元模型系统可以解决便携式计算机性能不高的问题,从这一角度说明了二元模型系统可以不依靠高性能计算机进行复杂模型的电阻抗图像重建,对比一元模型具有明显的优越性。

表 1 性能分析

| 模型系统 | 一元模型系统 | 二元模型系统 |
|--------|--------|-----------|
| 成像速度/s | 内存超出 | 657.890 3 |

6 结 论

本文在双模型电阻抗成像系统中处理 EIT 正问题时构建一个精细模型,处理逆问题时构建一个稀疏模型,并对两个模型进行模型的匹配和转换,最后提出了一个基于双模型有限元单元的电阻抗成像系统。

该模型相比于 2D-EIT 有限元模型,更真实全面地反映了组织阻抗的分布情况,避免了二维模型只能反映同一

平面中的电流分布情况。而 3D-3D 双模型电阻抗成像系统相对于传统的单精确度三维模型电阻抗成像系统又具有更高的灵活性和实用性。在 MATLAB R2009a 中在该模型系统上应用基于修正的 Laplace Gauss-Newton 重建算法可以得到阻抗重建图像,实验结果验证了双模型系统的正确性和可行性。

参考文献

- [1] 范文茹,郝魁红. 开放式电阻抗激励策略研究[J]. 仪器仪表学报,2014, 35(6):1269-1275.
- [2] ZOU Y, GUO Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection[J]. Medical Engineering & Physics, 2003, 25(2): 79-90.
- [3] 陈晓艳,熊伟. 生物医学电阻抗成像系统信号源的设计与实现[J]. 国外电子测量技术,2011, 30(1): 50-54.
- [4] ADLER A, DAI T. Temporal Image reconstruction in electrical impedance tomography[J]. Physiological Measurement, 2010,28(7): 65-79.
- [5] HARTINGER A E, GUARDO R. EIT system and reconstruction algorithm adapted for skin cancer imaging[C]. IEEE Conference Publications,2012:798-803.
- [6] ADLER A, ARNOLD J. GREIT: towards a consensus EIT algorithm for lung images[C]. 9th EIT Conference,2008.
- [7] BRANDSTÄTTER B, HOLLAUS K. Direct estimation of Cole parameters in multifrequency EIT using a regularized Gauss -Newton method [J]. Physiological Measurement,2003, 24(2).
- [8] DAI T. Image reconstruction in EIT using advanced regularization frameworks [C]. ResearchGate, Ottawa, Canada, 2008.
- [9] ADLER A, LIONHEART W R B. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT[J]. Physiological Measurement, 2006(27):S25-S42.
- [10] BOYLE A, ADLER A. The impact of electrode area, contact impedance and boundary shape on EIT images[J]. Physiological Measurement, 2011, 32(7): 745-754.

作者简介

刘晓龙,工学硕士,主要研究方向为电阻抗成像技术。

E-mail:liuxiaolong@shu.edu.cn

严佩敏,工学博士,副教授,主要研究方向为图像处理与电阻抗成像技术。

E-mail:pmyan@shu.edu.cn