

基于椭圆几何模型的胸部电阻抗成像

严佩敏 曹永香

(上海大学通信与信息工程学院 上海 200444)

摘要: 电阻抗成像技术是通过测量生物体表面电压,计算生物体横截面的电阻抗分布。由于生物体的边界形状是各异的,尤其在胸部应用中,建立不同边界形状会影响成像的精度和清晰度,所以构建合适的边界形状是求解 EIT 问题的前提。根据实际视觉效果,椭圆几何比较符合胸部边界形状,由于圆形几何的构建和有限元划分相当成熟,本文通过保角变换方法将圆形转换为椭圆几何,并分别进行两种几何与原始胸部形状的分析比较,实验结果表明,在求解正问题时建立椭圆边界形状分析胸部结构精度高,在求解逆问题时重建误差小。

关键词: 电阻抗成像技术;椭圆几何;保角变换;正问题

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 tomography in chest based on the elliptical geometry model

Yan Peimin Cao Yongxiang

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

Abstract: Electrical impedance tomography (EIT) is a medical imaging modality that is used to compute the conductivity distribution through measurements on the cross-section of a body part. As a result the boundary shape of the organisms is different, building different boundary shape will affect the precision and clarity of imaging, so to build a suitable boundary shape is the precondition of solving the forward problem of EIT, especially in the chest. According to the actual visual effect, the elliptical geometry conforms to the chest boundary shape, due to the construction and finite element method of a circular shape is quite mature, this article uses conformal mapping method convert circular to elliptical geometry, and then analyzes and compares the two shapes respectively with the original chest geometry, the results showed that to build elliptical geometry in analyzing the forward problem of chest structure has higher precision, in solving the inverse problem has smaller reconstruction error.

Keywords: EIT; elliptical geometry; conformal mapping; forward problem

1 引言

电阻抗成像技术 (electrical impedance tomography, EIT) 是根据生物体内不同组织以及组织在不同功能状态下具有不同电阻抗的原理,通过在生物体表面注入安全电流,测量其表面电压,重建生物体内部的电阻抗分布,从而反映体内结构及组织器官功能的新颖医学成像技术。电阻抗成像是一种功能成像,对人体无害,使用方便且设备低廉,成为近来医学研究热点^[1]。

在 EIT 应用中,物体边界形状的建立对成像的精度和清晰度有很大的影响。Saka^[2]在提出在实际胸部 EIT 应用中,根据生物体边界形状,建立椭圆几何比圆形几何更能准确分析 EIT 问题,并且还提出建立椭圆几何能够准确地检

测到最小异变发生的位置;文献[3]提出在胸部应用中,椭圆几何比较符合实际生物体的边界形状,同时也提出了在重建图像时,构建圆形几何会出现扭曲现象;文献[4]中提出边界形状建立不精确会导致相当大的误差;文献[2,4]中提出在胸部应用中,建立圆形几何会导致检测异变准确度低,重建阶段性色差等问题。在胸部应用中,建立椭圆几何比较接近边界形状。

Boyle 等人^[5-6]介绍了边界形状对成像的影响,提出了保角变换法转换边界形状。它利用解析函数 $w=f(z)$ 作为变换式,将 z 平面上的场域转换为 w 平面上的场域。文献[7]中提出在皮肤应用中,利用保角变换的方法构建正方形几何。本文采用保角变换的方法将圆形几何转换为椭圆几何,再分别进行两种形状与原始胸部边界形状的分析比较,

实验结果表明在求解正问题时,建立椭圆几何分析胸部结构精度高,在求解逆问题时重建误差小。

2 理论和方法

2.1 EIT 电磁场边值问题的一般描述

EIT 的图像重建问题实质上是一个低频电流场的正问题和逆问题求解,通常情况下,被研究区域的电流场被视为准静态场,建立一个闭合区域 B ,其边界场域为 S ,该电场区域内的电位分布函数 u 与电导率分布函数 σ 满足拉普拉斯方程:

$$\nabla \cdot \sigma(x, y) \nabla u(x, y) = 0, (x, y) \in B \quad (1)$$

其边界条件为:

$$\sigma(x, y) \frac{\partial u(x, y)}{\partial n} = j(x, y), (x, y) \in S \quad (2)$$

$$u(x, y) = f(x, y), (x, y) \in S \quad (3)$$

n 为场域边界 S 的外法向单位向量; j 为流入场域 B 的电流密度; f 表示已知边界电位。电阻抗成像的正问题是在已知电导率 σ 分布和边界条件的情况下,求解式(1)中的电位分布 u ; 而逆问题则是在已知的边界条件和电位分布 u 的情况下,求解式(1)中的电导率分布 σ 。根据文献[3],上述场域正问题分析同样适用于椭圆几何。

2.2 保角变换及应用

2.2.1 有限元保角变换

保角变换是指通过一个解析函数将 z 平面上的点变换为 w 平面的点,它具有保角性和伸缩率不变性,通过保角变换可以将复杂区域转换为简单区域。在实际 EIT 应用

中,物体的边界形状是各异的,建立不同边界形状会影响成像的精度和清晰度。为了解决边界形状对成像的影响,本文提出了保角变换方法,并将保角变换和有限元法结合将圆形区域转换为椭圆区域,提高了求解 EIT 正问题和逆问题的精度。

有限元保角变换满足柯西-黎曼等式:

$$\frac{\partial X_1}{\partial x_1} - \frac{\partial X_2}{\partial x_2} = 0 \quad (4)$$

$$\frac{\partial X_1}{\partial x_2} + \frac{\partial X_2}{\partial x_1} = 0 \quad (5)$$

其中 X 是一个向量场, x 是变化量,即变换式 $X \rightarrow X + x$ [6]。

2.2.2 保角变换的应用

黎曼定理指出了对于任意边界多于一点的单连通区域,一定存在一个解析函数可以将该区域保形的变换为单位圆。相反,就可以通过逆变换将圆转换为单连通区域,所以本文直接运用解析函数的逆变换将圆形几何模型转换为椭圆几何模型。通过幂级数展开法中的 Kantorovich 方法来逼近变换函数。Kantorovich 方法的计算要点是先求解逆变换[8]。通过运用 Kantorovich 方法,计算的保角变换表达式如下:

$$w = 0.99 \times (z + 0.12 \times z^3 + 0.03 \times z^5 + 0.01 \times z^7) \quad (6)$$

图 1 两种几何参数配置相同:采用相邻驱动模式;电极数目选为 16;通过有限元划分,2 个几何模型的三角形元素为 576,节点数目为 313。

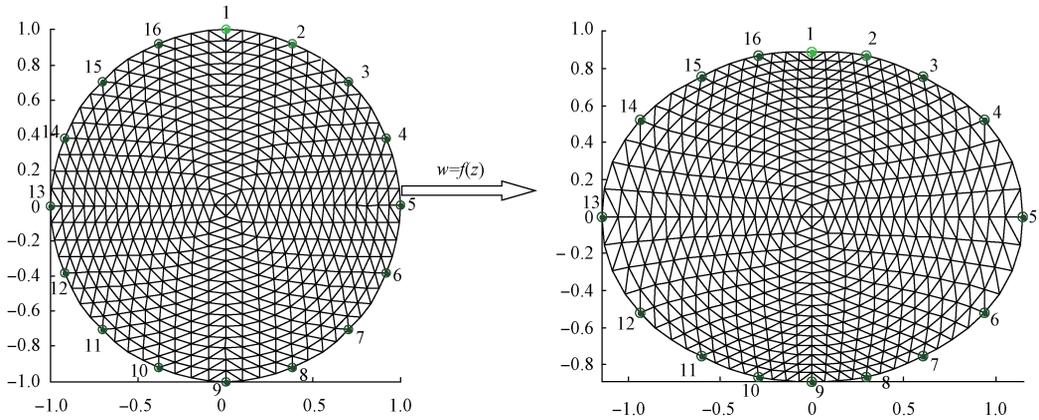


图 1 圆形和椭圆几何

2.3 方 法

首先,根据文献[9]中提出的胸部结构,进行实际人体胸部结构模拟,如图 2 所示。其次,通过构建胸部形状并进行有限元划分,如图 3 所示,其电极数目为 16,三角形元素为 576,节点数目为 313。然后,通过保角变换,构建圆形几何和椭圆几何模拟胸部结构。最后,根据两种几何形状,通过已知重建算法来重建胸部图像,并进行性能分析比较。

3 仿真结果

3.1 正问题

通过求解 EIT 正问题,胸部结构与圆形边界形状的电压差和胸部结构与椭圆边界形状的电压差如图 4 所示。本文仿真结果是在处理器为 Pentium(R) Dual-Core CPU,内存为 2 G 的计算机上,并运用 EIDORS 3.7.1 版本[10],

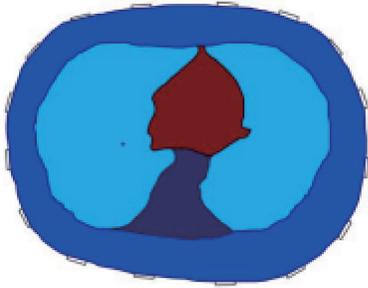


图2 胸部结构

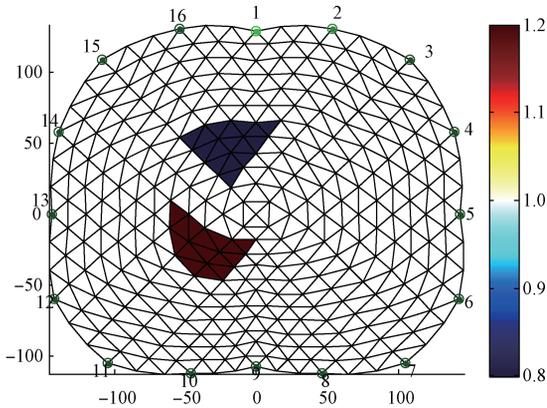


图3 模拟胸部几何

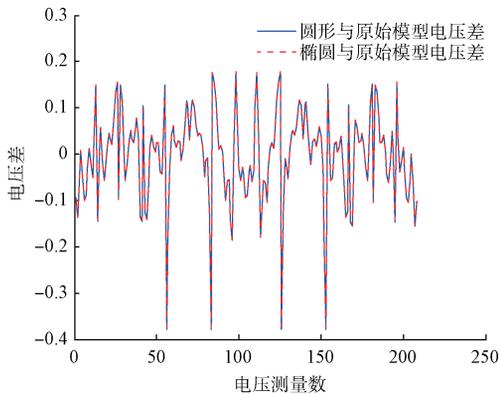


图4 胸部结构与椭圆几何和胸部结构与圆形几何的电压差

以及 MATLAB2013 版本。本文采用的是相邻驱动模式,它是一种最基本的驱动模式,硬件上易于实现,相应的重构算法很多,且较为成熟。基于相邻驱动模式,电压测量数与电极数目满足式(7)。

$$\text{电压测量数} = (\text{电极数目} - 3) \times \text{电极数目} \quad (7)$$

通过求解正问题比较椭圆几何和圆形几何性能,根据表1所示,在胸部应用中,建立椭圆几何的电压差的偏离度比建立圆形低,即在一定条件下,构建椭圆几何具有计算精度高优点。偏离度表达式(8)~(10):

$$\Delta\varphi = V_{\text{meas}} - V_{\text{hom}} \quad (8)$$

$$\Delta\varphi^- = \sum_{j=0}^N \frac{\Delta\varphi}{N} \quad (9)$$

$$S = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=0}^N (\Delta\varphi - \Delta\varphi^-)^2} \quad (10)$$

式中: S 是电压差的偏离度, V_{meas} 是测量电压, V_{hom} 是原始电压, N 是电压测量数。

表1 偏离度即计算精度

| 模型类型 | 偏离度 | 第1种情况 | | 第2种情况 | |
|------|-----|---------|---------|---------|---------|
| | | S | S^2 | S | S^2 |
| 圆形几何 | | 0.096 8 | 0.009 4 | 0.095 0 | 0.009 0 |
| 椭圆几何 | | 0.095 6 | 0.009 1 | 0.094 4 | 0.008 9 |

有限元划分下的几何参数:第1种情况,三角形元素为576,节点数为313,电极数目为16;第2种情况,三角形元素为1024,节点数为545,电极数目为16

3.2 逆问题

NOSER算法是基于Newton法,但不需要迭代,它是一种快速静态EIT算法,可以消除接触阻抗的影响,提高图像重建的质量,所以本文采用基于NOSER技术修正的Guass-Newton算法来求解两种几何形状的反问题,并重建阻抗图像如图5所示。根据性能分析表2可知:在胸部应用中,建立椭圆几何的重建误差比建立圆形几何的重建误差小;在成像速度上两者区别很小。

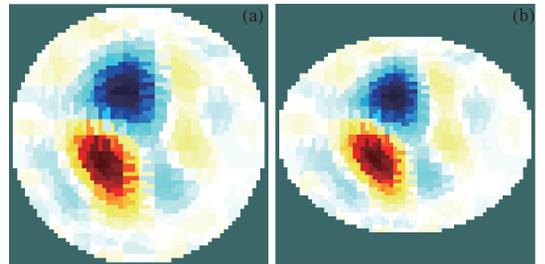


图5 重建图像

表2 性能分析表

| 性能指标 | 几何形状 | 第1种情况 | | 第2种情况 | |
|--------|------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | | 圆形模型 | 椭圆模型 | 圆形模型 | 椭圆模型 |
| 重建误差 | | 0.199 748 | 0.199 019 | 0.245 966 | 0.245 377 |
| 成像速度/s | | 0.164 981 | 0.164 674 | 0.165 320 | 0.165 263 |

有限元划分下的几何参数:第1种情况,三角形元素为576,节点数为313,电极数目为16;第2种情况,三角形元素为1024,节点数为545,电极数目为16。

4 结 论

在EIT应用中,边界形状的不确定性是一个难点。由

于边界形状各异,建立不同边界形状会影响性能和重建效果,所以建立合适的边界形状是求解 EIT 问题的前提。本文采用保角变换的方法将圆形几何转换为椭圆几何。在胸部应用中,通过构建椭圆几何和圆形几何,并跟实际胸部结构进行比较分析,实验结果表明,建立椭圆几何比圆形几何具有以下优点:首先,在视觉效果上比较接近实际胸部的边界形状;其次,在求解 EIT 正问题时,与实际胸部结构的电压差偏离度低即计算精度高;最后,采用基于 NOSER 技术修正的 Gauss-Newton 算法重建逆问题时,重建误差小。

参考文献

- [1] 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):1879-1884.
- [2] SAKA B, YILMAZ A. Elliptic cylinder geometry for distinguishability analysis in impedance tomography[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, 51(1):126-132.
- [3] YILMAZ A, AKDOGAN K E, SAKA B. Application of conformal transformation to elliptic geometry for electric impedance tomography [J]. Medical Engineering & Physics, 2008, 30 (2): 144-153.
- [4] JAIN H, ISAACSON D, EDIC P, et al. Electrical impedance tomography of complex conductivity distribution with noncircular boundary [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1997, 44(11):1051-1060.
- [5] BOYLE A, ADLER A, LIONHEART W R B. Shape deformation in two dimensional electrical impedance tomography [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2012, 31(12):2185-2193.
- [6] 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.
- [7] YAN P M, YAO J H, Payne R A, et al. Study on the conformal conversion in the open electrical impedance tomography[C]. IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 2014: 49.
- [8] 朱满座. 数值保角变换及其在电磁理论中的应用[D]. 西安:西安电子科技大学,2008.
- [9] CHEN X Y, WANG H X. Comparisons between circle and structural models in lung ventilation reconstruction by electrical impedance tomography[C]. International Conference on Biomedical Engineering and Informatic, 2008:53-57.
- [10] ADLER A, LIONHEART W R B. Uses and abuses of EIDORS: An extensible software base for EIT[J]. Physiological Measurement, 2006, 27(5):S25-S42.

作者简介

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:yanpeimin@126.com

曹永香,工学硕士,主要研究方向为电阻抗成像技术。

E-mail:cyx331208@163.com