

利用有限元方法（FEM）建立人体模型，EIT 重建问题可以转化为如下的最优化为题，选择合适的 x 使得 $F(x)$ 最小

$$\hat{x} = \arg \min_x \left\{ \|y - Jx\|_{\Sigma_n^{-1}}^2 + \|x - x_0\|_{\Sigma_x^{-1}}^2 \right\}$$

其中 $y \in \mathbb{R}^{n_M}$ 两帧图像之间的电压差，其中 n_M 为电压测量次数。 $\hat{x} \in \mathbb{R}^{n_N}$ 是用于成像的阻抗变化， n_N 为模型中有限元个数。 $J \in \mathbb{R}^{n_M \times n_N}$ is the jacobian; 在我们的设备中 $n_M = n_E n_V = 16 * 13 = 208$ ；把躯干划分为 $n_N = 32 * 32$ 个有限元。 Σ_n^{-1} 为测量噪声的自相关矩阵，一般情况下可以认为是对角阵，并且 $[\Sigma_n^{-1}]_{i,i}$ 为常数。 x_0 代表阻抗变化的期望值，对于差分图像 $x_0 = 0$ 。令 $\Sigma_x^{-1} = L^T L$ 这样可以把上式简化为如下形式：

$$\hat{x} = \arg \min_x \left\{ \|y - Jx\|^2 + \lambda^2 \|Lx\|^2 \right\}$$

其中 λ is the hyper parameter, $L \in \mathbb{R}^{n_N \times n_N}$ is regularization matrix, 也叫 prior matrices。求解可得

$$\frac{\partial F}{\partial x} = -J^T(y - Jx) + \lambda^2 L^T Lx = -J^T y + J^T Jx + \lambda^2 L^T Lx = 0$$

$$\hat{x} = [J^T J + \lambda^2 L^T L]^{-1} J^T y$$

令 $R = [J^T J + \lambda^2 L^T L]^{-1} J^T$ 为 EIT 重构矩阵。

正则化矩阵 L 的选取十分关键，可以把一些先验知识通过 L 加入到最优化的过程中。正则化矩阵的选择由许多种方法。例如 NOSER, Tikhonov, Laplace, exponential covariance, Gaussian HPF and time smooth prior 等。zeroth-order Tikhonov regularization 方法 $L = I$ 为单位阵。NOSRE 方法中 L 为对角阵， $[L^T L]_{i,i} = [J^T J]_{i,i}$ [1]。Borsic 提出了一种 Total variation (TV) 正则化的方法[2]，TV 定义如下公式所示，其中 k 代表边的编号，标号为 $m(k)$ 和 $n(k)$ 有限元 (elements) 的共同边为 k ，边的长度为 l_k 。这个公式的物理意义可以这么理解：如果两个有限元相邻，而且公共边的长度很长，那么我们希望这两个有限元的差值较小。 $L_k = [0, 0, 0, l_k, 0, 0, -l_k, \dots]$ 为矩阵化后的结果。可以看出 TV 方法的正则相为 L1-norm。

$$TV(x) = \sum_k l_k |x_{m(k)} - x_{n(k)}| = \sum_k |L_k x|$$

从而 TV 方法的公式转化为：

$$\hat{x} = \arg \min_x \left\{ \|y - Jx\|^2 + \lambda^2 \|Lx\|^1 \right\}$$

还可以通过范式来改进性能，Dai 提出了一种 L1-L1 norm 的方法[3]，它论文 L 的选取也采用了 TV 方法。

$$F(x) = \|(y - Jx)\|^1 + \lambda^2 \|Lx\|^1$$

超参数 λ^2 的选取也特别重要，一般通过 L 曲线法来逐步优化获得最有利的 λ^2 。

Ranade and Gharpure [4] 提出了一种局部松弛正则化 (locally relaxing regularization) 方法来提高图像的尖锐特征。Liu, Khambampati [5] 提出了一种基于参数化水平集的方法能够显著的提高成像质量。

GREIT 从另外一种思路来解决问题，它首先建立了规范化的成人和婴儿的胸部 FEM 模型，定义了衡量图像质量的若干准则，提出了一种基于大量仿真数据扰动的方法来获得重构矩阵的框架。

1. Cheney, M., et al., *NOSER: An algorithm for solving the inverse conductivity problem*. International Journal of Imaging systems and technology, 1990. 2(2): p. 66-75.

2. Borsic, A., et al., *Total variation regularization in electrical impedance tomography*. 2007.
3. Dai, T. and A. Adler. *Electrical Impedance Tomography reconstruction using $\ell 1$ norms for data and image terms*. in *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008. IEEE.
4. Ranade, N.V. and D.C. Gharpure, *Enhancing sharp features by locally relaxing regularization for reconstructed images in electrical impedance tomography*. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 2019. **10**(1): p. 2-13.
5. Liu, D., A.K. Khambampati, and J. Du, *A parametric level set method for electrical impedance tomography*. *IEEE transactions on medical imaging*, 2017. **37**(2): p. 451-460.