

인체 흉부 영상 복원을 위한 행렬 적응 조정 방법의 적용

Application of Matrix Adaptive Regularization Method for Human Thorax Image Reconstruction

전 민 호*, 김 경 언**

Min-Ho Jeon*, Kyung-Youn Kim**

Abstract

Inverse problem in electrical impedance tomography (EIT) is highly ill-posed therefore prior information is used to mitigate the ill-posedness. Regularization methods are often adopted in solving EIT inverse problem to have satisfactory reconstruction performance. In solving the EIT inverse problem, iterative Gauss-Newton method is generally used due to its accuracy and fast convergence. However, its performance is still suboptimal and mainly depends on the selection of regularization parameter. Although, there are few methods available to determine the regularization parameter such as L-curve method they are sometimes not applicable for all cases. Moreover, regularization parameter is a scalar and it is fixed during iteration process. Therefore, in this paper, a novel method is used to determine the regularization parameter to improve reconstruction performance. Conductivity norm is calculated at each iteration step and it used to obtain the regularization parameter which is a diagonal matrix in this case. The proposed method is applied to human thorax imaging and the reconstruction performance is compared with traditional methods. From numerical results, improved performance of proposed method is seen as compared to conventional methods.

요 약

전기 임피던스 단층촬영법(EIT)에서 역문제는 매우 높은 비정치성이므로 이것을 완화시키기 위해서 사전정보가 사용되고 EIT 역문제를 푸는 과정에서 만족스러운 복원성능을 갖기 위해 조정 기법은 적용된다. 반복적 Gauss-Newton 방법은 정확성과 빠른 수렴속도로 인해서 일반적으로 역문제를 푸는데 사용되지만 항상 좋은 성능을 내는 것은 아니며 조정 인자 선택에 따라 성능이 좌지우지된다. 비록 L-곡선과 같이 조정 인자를 결정하는데 이용할 수 있는 여러 가지 방법들이 존재하지만 이러한 방법들이 모든 경우에 적용할 수 있는 것은 아니다. 게다가 조정 인자는 스칼라이고 반복 연산동안 변하지 않는다. 그러므로 이 논문에서는 복원 성능을 향상시키기 위해서 조정 인자를 결정해주는 새로운 방법을 사용하였다. 각각의 반복 연산과정에서 도전율의 norm을 구하고 이것을 대각 행렬형태인 조정 인자를 구하는데 사용한다. 제안한 방법을 인체 흉부 영상 복원에 적용하였고, 기존의 방법들과 복원 성능을 비교하였다. 모의실험 결과, 기존의 방법들과 비교해서 개선된 성능을 확인할 수 있었다.

Key words : electrical impedance tomography, regularization parameter, L-curve, iterative Gauss-Newton, Otsu's method.

* Faculty of Applied Energy System, Major of Electronic Engineering, Jeju National University, Jeju 690-756, Korea

** Dept. of Electronic Engineering, Jeju National University, Jeju 690-756, Korea

★ Corresponding author

Kyungyk@jejunu.ac.kr, +82-64-754-3664

※ Acknowledgment : This work was supported by Mid-career Researcher Program through NRF grant funded by the MSIP (No. RF-2013R1A2A2A01068836).

Manuscript received Jan. 5, 2015; revised Feb. 23, 2015; accepted Mar 2, 2015

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

전기 임피던스 단층촬영법(electrical impedance tomography)은 저렴한 비용뿐만 아니라 높은 순간 해상도를 가지고 있어 유망한 영상 기술로 인정받고 있다. 특히 CT나 X-ray같이 방사능에 대한 걱정이 없어 인체에 무해하므로 의료분야에 적용할 수 있는 장점을 가지고 있다.

EIT는 정문제(forward problem)와 역문제(inverse problem)로 이루어져 있으며,[1-2] 내부 저항률을 추정하는 EIT의 역문제를 풀기 위해서 자주 사용되는 반복적 Gauss-Newton (iGN) 방법은 다른 역문제 알고리즘들에 비해 잔류오차와 수렴성에 대해서 좋은 성능을 가지고 있지만,[3] 영상 복원 성능이 조정 인자에 따라서 달라진다. 기존의 조정 인자는 스칼라이고 적절한 값을 찾기 위해서는 여러 번의 시행착오를 겪어야 했으나 최근에는 L-곡선을 이용하여 계산하는 방법[4], 측정 전압과 계산 전압의 잔류오차를 이용하여 계산하는 방법[5], 등 이 제시되었다. 하지만 기존 방법들을 이용한 복원 영상이 항상 최적의 성능을 가지는 것은 아니다. 또한, 조정 인자로 스칼라 값을 사용한다는 것은 인체 흉부와 같이 물체 내부에 있는 구성 요소들이 각각 다른 전기적 특성을 가지고 있을 때도 모두 동일한 조정 인자를 적용한다는 것이다. 그리고 복원 성능을 향상시키기 위해 사전정보를 추가하는 것에도 어려움이 있어 때때로 좋은 결과를 기대하기 힘들다.

따라서 이 논문에서는 영상 복원 성능을 개선시키기 위해 물체 내부의 구성 요소에 따라 조정 인자를 따로 계산하는 행렬 적응 조정 방법을 제안하고 이를 인체 흉부 영상 복원에 적용하였다. 행렬 적응 조정 방법은 물체 내부를 저항률에 근거하여 몇 개의 구역으로 나눈 다음 각 구역에 맞는 조정 인자를 계산하여 각각 적용한다. 또한 기존 방법들처럼 여러 번의 시행착오를 겪을 필요 없이 초기 값을 선택하면 반복 연산 중에 적절한 조정 인자를 찾아준다. 이 논문에서는 인체 흉부 내부를 심장과 폐 부분으로 나누기 위해 오츠 방법(Otsu's method)을 이용하였고[6] 조정 인자를 계산할 때 실제 저항률과 역문제에서 추정된 값과의 오차를 이용하였다. 제안한 방법의 성능을 확인하기 위해서 시행착오를 통해서 선택한 조정 인자와 L-곡선을 이용하여 계산한 조정 인자로 복원한 영상을 비교하였다. 또한 전략적 평가를 위해서 영상 오차와 상관계수 및 RMSE 값을 계산하여 비교하였다.

II. 영상 복원 알고리즘

1. EIT 정문제

EIT의 정문제는 물체 내부의 저항률 분포와 전극에서의 주입 전류를 알고 있다고 가정하여 측정 전압을 계산하는 방법이다. 이 때 맥스웰 방정식으로부터 식 (1)과 같은 지배방정식을 유도할 수 있다.

$$\nabla \cdot \frac{1}{\rho} \nabla u = 0 \quad \text{in } \Omega \quad (1)$$

지배방정식에서 ρ 는 저항률 분포, u 는 포텐셜, Ω 는 물체의 도메인 영역을 나타내며, 다음과 같은 경계 조건을 가지고 있다.

$$u + z_l \frac{1}{\rho} \frac{\partial u}{\partial n} = U_l \quad \text{on } e_l \quad l = 1, 2, \dots, L \quad (2)$$

$$\int_{e_l} \frac{1}{\rho} \frac{\partial u}{\partial n} = I_l \quad \text{on } e_l \quad l = 1, 2, \dots, L \quad (3)$$

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial u}{\partial n} = 0 \quad \text{off } e_l \quad (4)$$

여기서 e_l 은 l 번째 전극이고, L 은 전극의 총 개수이다. 그리고 z_l , U_l , I_l 은 각각 l 번째 전극의 접촉 임피던스, 전압, 주입 전류이다.

이 논문에서는 정문제의 해를 구하기 위해서 유한 요소법을 사용하였다.[7-8]

2. 반복적 Gauss-Newton 알고리즘

이 논문에서는 EIT의 역문제를 풀기 위해서 반복적 Gauss-Newton(iGN) 알고리즘을 사용하였다. iGN 알고리즘은 목적함수를 최소화 하는 ρ 를 찾지만 비정칙성 문제(ill-posed problem) 인하여 일반적으로 목적함수에 조정 항을 추가한다.

$$\Phi(\rho) = \frac{1}{2} \|U - V(\rho)\|^2 + \alpha \|R\rho\|^2 \quad (5)$$

여기서 U , $V(\rho)$ 는 각각 전극에서 측정된 전압과 정문제에서 계산한 전압이다. 그리고 α 는 조정 인자(regularization parameter)로 스칼라이며, R 는 조정 행렬(regularization matrix)로서 이 논문에서는 일반적인 Tikhonov 조정 행렬(generalized Tikhonov regularization matrix)을 사용하였다. 이 때 저항률을 추정하기 위해서 식 (5)로부터 다음과 식을 유도할 수 있다.

$$\rho_{i+1} = \rho_i + \Delta \rho_i \quad (6)$$

$$\Delta \rho_i = (H + \alpha R^T R)^{-1} [J^T \{V_m - V_c(\rho_i)\} - \alpha R^T R \rho_i] \quad (7)$$

식 (7)에서 J 는 자코비안 행렬이고, H 는 Hessian 행렬 $H \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 로, $H \equiv J^T J$ 로 정의되며 N 는 요소의 개수이다. 식 (6)과 (7)을 이용하여 EIT 역문제에서 반복 연산을 통해 물체 내부의 저항률을 추정한다.

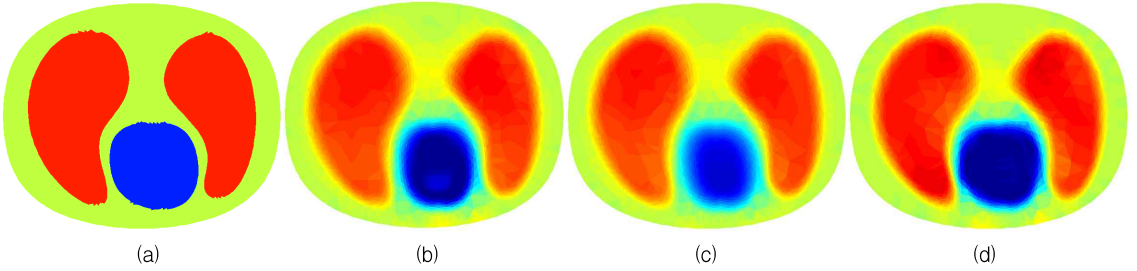


Fig. 1. Reconstructed images of human thorax for big heart size (a) true image, (b) image by $\alpha=0.0005$ (c) image by L-curve ($\alpha=2.316 \times 10^{-6}$) (d) image by matrix adaptive regularization method

그림 1. 심장이 클 때 인체 흉부 복원 영상 (a) 원래 영상 (b) 조정인자가 $\alpha=0.0005$ 일 때 복원한 영상 (c) L-곡선으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상($\alpha=2.316 \times 10^{-6}$) (d) 행렬 적응 조정 방법으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상

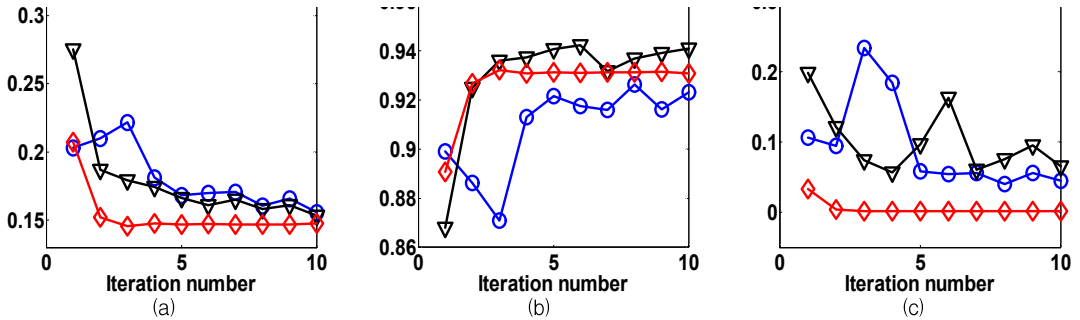


Fig. 2. Image error, correlation coefficient and RMSE for big heart size (a) IE (b) CC (c) RMSE, $\alpha=0.0005$ (\oplus), $\alpha=2.316 \times 10^{-6}$ (∇), matrix adaptive regularization method (\diamond)

그림 2. 심장이 클 때 IE와 CC 및 RMSE (a) IE (b) CC (c) RMSE. $\alpha=0.0005$ (\oplus), $\alpha=2.316 \times 10^{-6}$ (∇), 행렬 적응 조정 방법 (\diamond)

3. 행렬 적응 조정 방법

행렬 적응 조정 방법은 물체 내부를 두 개 이상의 구역으로 나누어 각 구역마다 추정된 저항률을 이용해서 조정 인자를 계산하는 방법이다. 그리고 각 연산마다 조정 인자를 새로 계산하기 때문에, 초기 값에 큰 영향을 받지 않는다. 이 때 적용되는 조정 인자는 스칼라가 아닌 대각 행렬로 구성되며 이 방법을 사용하기 위해 식 (5)와 (7)를 수정한 식은 다음과 같다.

$$\Phi(\rho) = \frac{1}{2} \|U - V(\rho)\|^2 + \|A\rho\|^2 \quad (8)$$

$$\Delta\rho_i = (H + A^T A)^{-1} [J^T \{V_m - V_c(\rho_i)\} - A^T A \rho_i] \quad (9)$$

이 때, 식 (9)에서 A 는 $\sqrt{\alpha}R$ 이다. 그리고 조정 인자는 다음과 같은 식으로 계산한다.

$$\alpha_{\Omega_m} = \left\| \frac{1}{\rho_{\Omega_m}} - \frac{1}{\hat{\rho}_{\Omega_m}} \right\|^2, \quad m = 1, 2, \dots, M \quad (10)$$

$$\alpha = \begin{pmatrix} \alpha_{\Omega_1} & & \\ & \ddots & \\ & & \alpha_{\Omega_m} \end{pmatrix}, \quad \alpha \in R^{N \times N} \quad (11)$$

M 은 물체 내부를 나누는 영역의 수이다. 행렬 적응 조정 방법에서 조정 인자를 계산하기 위해서는 먼저 물체 내부를 M 개의 영역으로 나눌 것을 결정한 후에 식 (10)을 이용하여 각 영역에 맞는 조정 인자를 계산한다. 식 (10)에서 $\hat{\rho}_{\Omega_m}$ 는 Ω_m 이라는 구역 안에 저항률 값을 행렬로 나타낸 것이고 ρ_{Ω_m} 는 Ω_m 구역 안에 실제 값이라고 생각되는 저항률을 행렬로 표현한 것이다. α_{Ω_m} 는 Ω_m 구역에 포함된 요소에 적용될 조정 인자 값이다. 본 논문의 모의실험에서는 인체 흉부 내부를 폐, 심장, 신체, 세 영역으로 나누어서 각각의 조정 인자를 계산하여 적용하였다.

식 (10)과 같이 조정 인자를 계산할 경우, 실제 값과 추정된 값 사이에 오차가 크면 조정 인자는 상대적으로 큰 값으로 계산되고, 오차가 작을 경우는 조

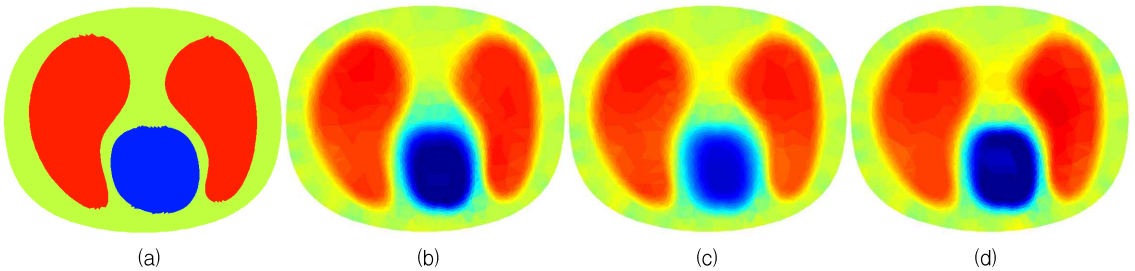


Fig. 3. Reconstructed images for big heart size having 1% relative noise (a) true image, (b) image by $\alpha=0.001$ (c) image by L-curve ($\alpha=2.0397 \times 10^{-4}$) (d) image by matrix adaptive regularization method

그림 3. 심장이 크고 1% 잡음이 있을 때 복원 영상 (a) 원래 영상 (b) 조정 인자가 $\alpha=0.001$ 일 때 복원한 영상 (c) L-곡선으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상($\alpha=2.0397 \times 10^{-4}$) (d) 행렬 적응 조정 방법으로 조정인자를 찾은 후 복원한 영상

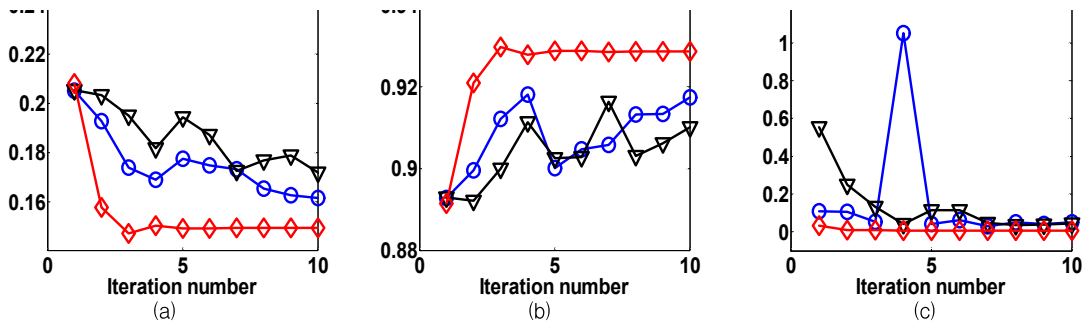


Fig. 4. Image error, correlation coefficient and RMSE for 1% relative noise (a) IE (b) CC (c) RMSE, $\alpha=0.001$ (\odot), $\alpha=2.0397 \times 10^{-4}$ (∇), matrix adaptive regularization method(\diamond)

그림 4. 1% 잡음이 있을 때 IE와 CC 및 RMSE (a) IE (b) CC (c) RMSE. $\alpha=0.001$ (\odot), $\alpha=2.0397 \times 10^{-4}$ (∇), 행렬 적응 조정 방법(\diamond)

정 인자가 작은 값으로 계산되어 식 (11)과 같이 적용된다.

특히 행렬 적응 조정 방법에서 가장 중요한 것은 추정된 저항률을 이용하여 물체 내부의 구역을 알맞게 나누는 것이다. 이 때 물체 내부의 같은 기관끼리는 비슷한 저항률을 가지고 있다고 가정하고 각 구역으로 분류하기 위해서 오즈 방법을 사용하였다. 오즈 방법은 영상의 히스토그램 형태가 쌍봉형이라고 가정했을 때 통계학적인 방법을 이용하여 계곡점을 찾아서 그 점을 임계값으로 갖는 방법이다. 본 논문에서는 추정된 저항률을 이용하여 히스토그램을 그리고 두 개의 계곡점이 있다고 가정하여 저항률을 심장, 폐, 신체 세 개의 구역으로 분리하였다.

오즈 방법을 이용한 행렬 적응 조정 방법은 다음과 같은 방법으로 적용된다.

1) 저항률을 추정하는 첫 번째 연산 과정에서는 기존의 iGN와 스칼라 값을 가진 조정 인자를 사용하여 저항률을 추정한다.

- 2) 오즈 방법을 이용하여 요소들을 여러 개의 구역으로 분리한다.
- 3) 각 구역별로 식 (10)을 이용하여 조정 인자 값을 계산하고 각 구역별로 조정 인자를 식 (11)과 같이 정리한다.
- 4) 계산된 조정 인자를 식 (9)에 적용하여 저항률을 추정한다.
- 5) 2)부터 4)까지 반복한다.

III 모의실험

1. 영상 성능 비교 방법

본 논문에서는 행렬 적응 조정 방법의 객관적인 평가를 위해서 영상뿐만 아니라 추가적으로 다른 지표도 사용하였다. 영상 오차 IE(image error), 상관계수 CC(correlation coefficient)와 RMSE(root-mean square error)를 사용했으며, 다음과 같은 식으로 정의할 수 있다.

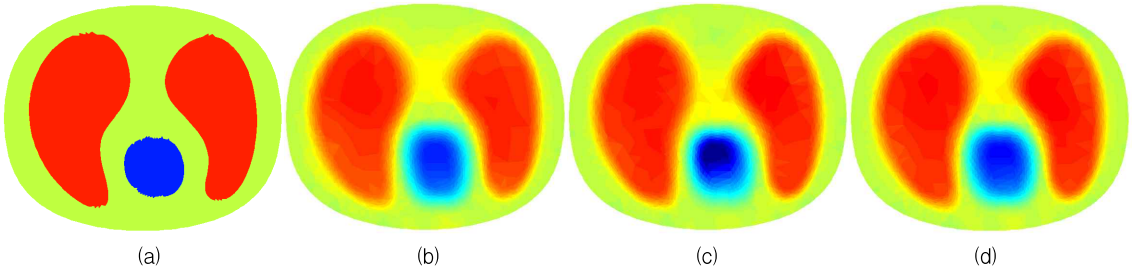


Fig. 5. Reconstructed images of human thorax for small heart size (a) true image, (b) image by $\alpha=0.005$ (c) image by L-curve ($\alpha=9.1844 \times 10^{-4}$) (d) image by matrix adaptive regularization method

그림 5. 심장이 작을 때 인체 흉부 복원 영상 (a) 원래 영상 (b) 조정인자가 $\alpha=0.005$ 일 때 복원한 영상 (c) L-곡선으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상($\alpha=9.1844 \times 10^{-4}$) (d) 행렬 적응 조정 방법으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상

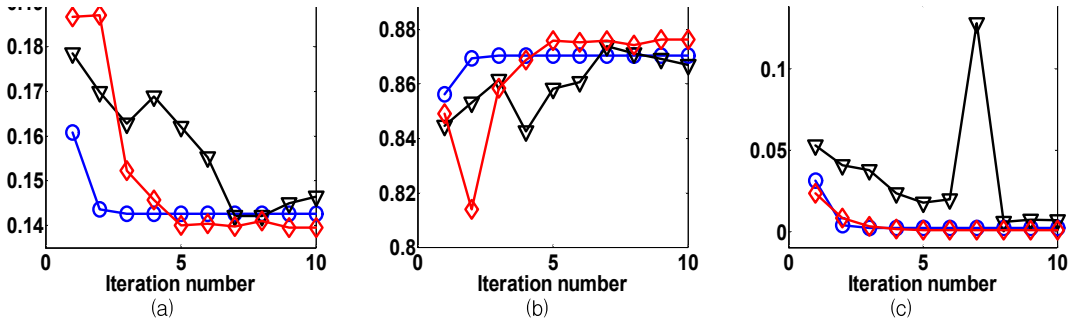


Fig. 6. Image error, correlation coefficient and RMSE for small heart size (a) IE (b) CC (c) RMSE, $\alpha=0.005$ (\ominus), $\alpha=9.1844 \times 10^{-4}$ (∇), matrix adaptive regularization method(\diamond)

그림 6. 심장이 작을 때 IE와 CC 및 RMSE (a) IE (b) CC (c) RMSE. $\alpha=0.005$ (\ominus), $\alpha=9.1844 \times 10^{-4}$ (∇), 행렬 적응 조정 방법(\diamond)

$$IE(i) = \sqrt{\frac{(\rho_{true} - \rho_i)^T (\rho_{true} - \rho_i)}{\rho_{true}^T \rho_{true}}} \quad (12)$$

$$CC(i) = \frac{\sum_{i=1}^N (\rho_i - \bar{\rho}_i)(\rho_{true} - \bar{\rho}_{true})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (\rho_i - \bar{\rho}_i)^2 \sum_{i=1}^N (\rho_{true} - \bar{\rho}_{true})^2}} \quad (13)$$

$$RMSE(i) = \sqrt{\frac{(U - V(\rho_i))^T (U - V(\rho_i))}{U^T U}} \quad (14)$$

여기서 ρ_{true} 와 ρ_i 는 원래 저항률 분포와 i 번째 반복 연산에서 추정된 저항률 분포이다. 그리고 $\bar{\rho}_{true}$ 와 $\bar{\rho}_i$ 는 각각 ρ_{true} 와 ρ_i 의 평균을 뜻한다.

2. 모의실험 및 결과

모의실험에서는 전압을 생성하기 위한 정문제 메쉬와 저항률을 추정하기 위한 역문제 메쉬를 각각 따로 사용하였다. 정문제 메쉬는 2894개의 요소와 1512개의 노드를 가지고 역문제 메쉬는 3216개의 요소와 1737개의 노드로 이루어져 있다. 각 메쉬는 32개의

전극을 가지고 있으며, 전류 패턴으로는 인접 패턴을 사용하였다. 그리고 모의실험을 위해서 심장의 저항률은 156 S/cm, 폐의 저항률은 833 S/cm, 그 외 나머지 부분은 500 S/cm로 가정하였다. 그리고 실제 인체에 적용할 때와 같이, 환자가 숨을 참아 폐는 고정되어 있는 상황에서 심장의 크기가 가장 클 때와 작을 때의 영상을 각각 복원하였다. 또한 잡음에 대한 복원 성능도 확인하기 위해서 각각에 상황에서 정문제를 통해 계산한 측정 전압에 1%의 잡음을 추가하여 각각 영상을 복원하였다.

행렬 적응 조정 방법의 성능을 평가하기 위해서 시행착오를 통해 선택한 조정 인자와 L-곡선 방법을 이용하여 구한 조정 인자로 영상을 복원하여 비교하였다. 시행착오를 통해 각 상황마다 적절한 조정 인자를 선택하기 위해서 0.5, 0.1, 0.05, 0.01, 0.005, 0.001, 0.0005, 0.0001의 값들을 조정 인자로 이용하여 영상을 복원하고 IE와 CC 및 RMSE 값의 수렴 결과를 종합해서 최적의 영상을 선택하였다. 그리고 제안한 방법은 맨 처음 영상을 복원할 때 스칼라 값을 가진 조정

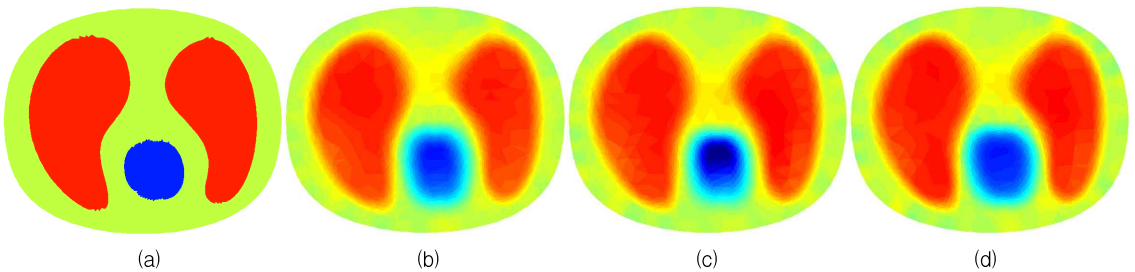


Fig. 7. Reconstructed images for small heart size having 1% relative noise (a) true image, (b) image by $\alpha=0.005$ (c) image by L-curve ($\alpha=1.174 \times 10^{-3}$) (d) image by matrix adaptive regularization method

그림 7. 심장이 작고 1%의 잡음이 있을 때 복원 영상 (a) 원래 영상 (b) 조정인자가 $\alpha=0.005$ 일 때 복원한 영상 (c) L-곡선으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상($\alpha=1.174 \times 10^{-3}$) (d) 행렬 적응 조정 방법으로 조정 인자를 찾은 후 복원한 영상

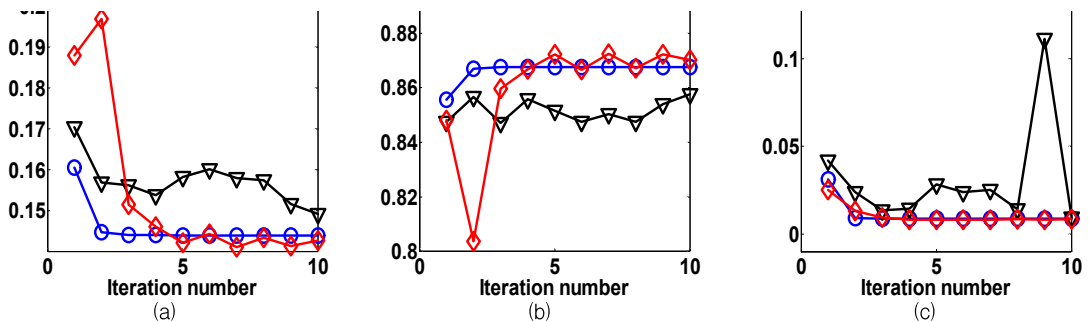


Fig. 8. Image error, correlation coefficient and RMSE for 1% relative noise (a) IE (b) CC (c) RMSE, $\alpha=0.005$ (\ominus), $\alpha=1.174 \times 10^{-3}$ (∇), matrix adaptive regularization method(\diamond)

그림 8. 1% 잡음이 있을 때 IE와 CC 및 RMSE (a) IE (b) CC (c) RMSE. $\alpha=0.005$ (\ominus), $\alpha=1.174 \times 10^{-3}$ (∇), 행렬 적응 조정 방법(\diamond)

인자가 필요하므로 모든 상황에서 $\alpha=0.5$ 값을 첫 연산과정에서 사용하였다. 그리고 식 (10)을 이용하여 조정 인자를 계산하기 위하여 모의실험에서 가정했던 폐와 심장의 저항율을 알고 있다고 가정하였다. 역문제 알고리즘으로는 iGN 방법을 사용했으며 10번의 반복 연산을 수행하였다.

그림 1은 심장이 크고 잡음이 없을 때 복원한 영상이다. 영상들을 확인한 결과, 대체적으로 폐의 모양은 비슷하게 추정이 되었지만, 제안한 방법을 사용하여 복원한 경우가 다른 두 방법에 비해서 실제 심장의 크기와 비슷하게 복원이 되었다. 그리고 1%의 잡음이 있는 영상인 그림 3을 확인한 결과, 영상간의 큰 차이점은 없으나 행렬 적응 조정 방법으로 복원한 영상이 심장 부분에서 뚜렷한 경계선을 가지고 있었다. 그림 2와 4를 확인한 결과, 그림 2의 (b)에서는 L-곡선 방법을 이용하여 복원한 영상이 가장 좋은 CC 값을 가졌지만, 나머지 그래프에서는 제안한 방법을 사용하여 복원한 영상들이 가장 좋은 수렴 값을 가지고 있었다.

심장이 작을 때 복원한 영상인 그림 5와 1%의 잡음이 있을 때 복원한 영상인 그림 7에서는, 복원한 영상마다 심장의 크기가 다르고 영상만 가지고 성능을 판단하기에는 어려웠다. 그래서 IE와 CC 및 RMSE를 확인한 결과, 제안한 방법으로 복원한 영상이 다른 두 가지 방법을 이용하여 복원한 영상들보다 가장 좋은 수렴값을 가지고 있었지만 심장이 클 때에는 달리 두 번째 연산 과정에서는 가장 안 좋은 값을 가지는 것을 확인했다. 제안한 방법의 경우, 계산된 조정 인자는 두 번째 연산 과정부터 적용이 된다. 그런데 처음 연산 과정에서 추정된 저항율과 실제 저항율의 오차가 크면 상대적으로 큰 값을 가진 조정 인자가 두 번째 연산 과정에서 적용이 되기 때문에 이러한 현상이 발생한다.

위와 같은 현상을 확인하기 위해서 각 상황별로 제안한 방법을 이용하여 계산한 조정 인자의 변화를 그림 9에 나타냈다. 그림 9에 (a), (b)를 확인하면 심장이 클 때는 각 구역에 조정 인자들이 반복 연산을 수행하면서 적절한 값으로 수렴하는 것을 확인하였다.

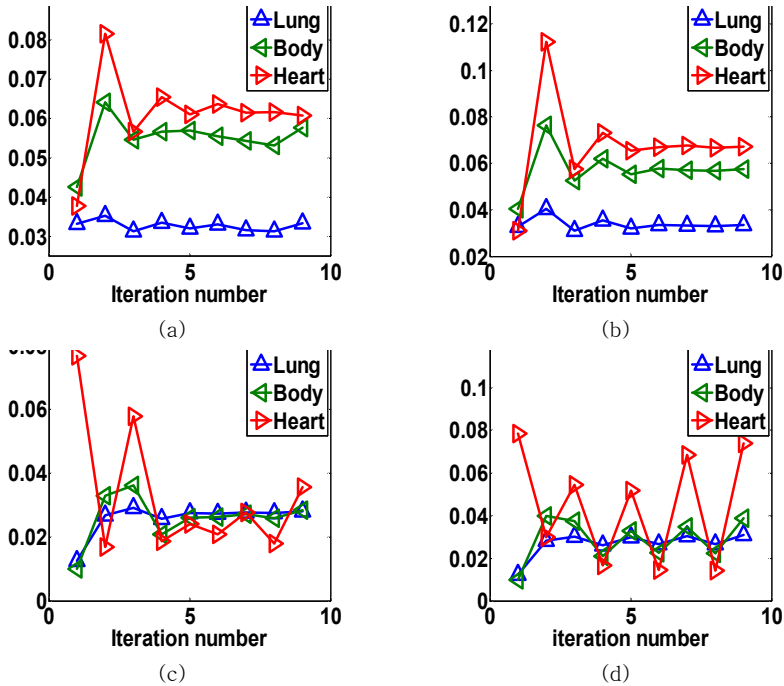


Fig. 9. Regularization parameter for each case (a) big heart, (b) big heart for 1% relative noise (c) small heart (d) small heart for 1% relative noise

그림 9. 각 상황에 대한 조정 인자의 변화 (a) 심장이 클 때 (b) 심장이 크고 1%의 잡음이 있을 때 (c) 심장이 작을 때 (d) 심장이 작고 1%의 잡음이 있을 때

하지만 심장이 작은 경우, 폐와 신체의 조정 인자는 적절한 값으로 수렴하는 것에 반해서, 심장의 경우는 처음부터 큰 조정 인자 값을 가지며 연산 과정동안 수렴하지 못했다. 이러한 문제점은 대상이 작을 때, 물체 내부에서 대상에 속한 요소를 정확히 구분하지 못하기 때문에 발생한다. 이 논문에서는 구역을 나눌 때 오츠 방법을 이용하여 저항률의 크기별로 세 구역으로 나누고 심장의 저항률이 가장 작아서 가장 작은 값의 집합을 심장이라고 가정하였다. 이 때 각 연산마다 심장이 작아서 오츠 방법으로는 정확한 심장 부분을 추정하지 못하기 때문에 조정 인자가 수렴하지 못하고 있었다.

표 1은 각각의 영상들을 복원했을 때, 연산 속도를 측정하는 것이다. 복원 시간을 확인해보면, 시행착오를 통해서 복원한 것이 연산속도가 가장 빠른 것처럼 보이지만 최적의 결과를 찾기 위해서 8개의 조정 인자를 전부 이용하여 영상을 복원했기 때문에 실제로는 많은 시간이 필요했다. L-곡선과 제안한 방법의 연산 속도를 비교해보면, 처음 한 번만 조정 인자를 계산하는 L-곡선방법에 비해 매 순간마다 적절한 조정 인자를 계산하는 제안한 방법이 시간이 더 걸린다는 것

을 확인할 수 있었다.

그리고 L-곡선을 이용해서 조정 인자를 계산하고 복원한 영상보다 시행착오를 통해서 선택한 조정 인자로 복원한 영상이 더 좋은 수렴 값을 가지고 있는 경우가 많았으며, L-곡선의 경우는 반복 연산이 끝나

Table 1. Computation time in a second with different method

표 1. 각 방법에 따른 연산 속도(단위 : 초)

	Original method	L-curve method	Proposed method
Big heart	88.32	115.70	123.65
Big heart with 1% relative noise	89.38	111.29	120.75
Small heart	87.98	114.70	120.45
Small heart with 1% relative noise	88.72	116.03	121.95

도록 수립하지 않는 경우가 많았다.

IV 결론

반복적 Gauss-Newton 방법에서 영상 복원 성능은 조정 인자에 큰 영향을 받지만, 적절한 조정 인자를 찾는 것은 쉽지 않다. 또한 기존에는 여러 번의 시행착오를 겪으면서 상황에 맞는 조정인자를 찾아야 했고 인체 흉부와 같이 내부가 다양한 물질로 구성되어 있는 경우, 기존의 스칼라 값을 가진 조정 인자를 이용하는 것은 사전정보를 이용하는 것이 힘들고 때때로 좋은 결과를 기대하기 힘들다.

그러므로 이 논문에서는 시행착오를 겪을 필요 없이 자동적으로 적절한 조정 인자를 찾아주는 행렬 적응 조정 인자 방법을 제안하고 이를 인체 흉부 영상 복원에 적용하였다. 그리고 시행착오를 통해 선택한 조정 인자와 L-곡선을 이용하여 구한 조정 인자를 영상 복원에 사용하고 이를 비교하였다.

복원된 영상들의 IE와 CC 및 RMSE를 확인한 결과, 행렬 적응 조정 방법을 사용한 경우가 좋은 수립 성과 수립 값을 가지고 있었으며 L-곡선을 이용한 방법은 시행착오를 통해 복원한 영상보다 좋은 성능을 가지지 못했다. 그리고 각 상황별로 행렬 적응 조정 방법을 통해서 계산한 조정 인자를 확인해본 결과, 심장이 클 때는 각 구역별로 조정 인자들이 일정한 값으로 수립하지만 심장이 작을 때는 오즈 방법이 심장 부분을 정확히 찾지 못해서 심장 부분에 조정 인자가 반복 연산동안 수립하지 못하는 것을 확인할 수 있었다. 이러한 부분은 오즈 방법을 제외한 다른 수치 해석적 방법을 이용하여 심장과 폐 부분을 각각 정확히 찾을 수 있다면 행렬 적응 조정 방법은 성능이 더 좋아질 것이라고 예상된다.

References

- [1] J. G. Webster, *Electrical Impedance Tomography*, IOP Publishing Ltd, 1990
- [2] D. S. Holder, *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*, IOP Publishing Ltd, 2005
- [3] T. J. Yorkey, J. G. Webster and W. J. Tompkins, "Comparing Reconstruction Algorithms for Electrical Impedance Tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.34, No.11, pp.843-852, 1987
- [4] P. C. Hansen and D. P. O'Leary, "The use of the L-curve in the regularization of discrete

ill-posed problems," *SIAM J Sci Comput*, Vol.14, pp.1487-503, 1993

[5] S. I. Kang and K. Y. Kim, "Image Reconstruction Using Iterative Regularization Scheme Based on Residual Error in Electrical Impedance Tomography," *Journal of IKEEE*, Vol.18, No.2, pp. 272-281, 2014

[6] N. Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms," *IEEE Trans. Sys. Man Cyber*, Vol.9, pp. 62-66, 1979

[7] M. Vauhkonen, *Electrical Impedance Tomography and prior information*, Ph.D. Thesis, University of Kuopio, Finland, 1997

[8] K. Y. Kim and B. S. Kim, "Regularized Modified Newton-Raphson Algorithm for Electrical Impedance Tomography Based on the Exponentially Weighted Least Square Criterion," *Journal of IEEE Korea Council*, Vol.4, No.2, pp.77-84, 2000

BIOGRAPHY

Min-Ho Jeon (Student Member)



2014 : BS degree in Electronic Engineering, Jeju National University.

2014~presently : MS degree in Faculty of Applied Energy System, Major of Electronic Engineering, Jeju

National University.

Kyung-Youn Kim (Member)



1983 : BS degree in Electronic Engineering, Kyungpook National University.

1986 : MS degree in Electronic Engineering, Kyungpook National University.

1990 : PhD degree in

Electronic Engineering, Kyungpook National University.

1990~presently : Professor, Dept. of Electronic Engineering, Jeju National University.