



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

碩士學位論文

전기 단층촬영법을 이용한 방광의
크기 추정
-전류 주입패턴에 따른 복원 성능
비교분석-

濟州大學校 大學院

에너지應用시스템學部 電子工學專攻

韓 侑 庭

2019年 8月

전기 단층촬영법을 이용한 방광의
크기 추정
-전류 주입패턴에 따른 복원 성능
비교분석-

指導教授 金 慶 淵

韓 侑 庭

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2019 年 06 月

韓侑庭의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長

委 員

委 員

康 珉 齋
高 碩 駿
金 慶 淵



濟州大學校 大學院

2019 年 06 月

Estimation of bladder size using EIT -Reconstruction performance analysis according to current injection pattern-

You-Jung Han

(Supervised by professor Kyung-Youn Kim)

A thesis submitted in partial fulfillment of the requirement for the degree of
Master of Science

2019. 06

This thesis has been examined and approved

Minjae Kang



Thesis director, Min-Jae Kang, Prof. of Electronic Eng.

JEJU NATIONAL UNIVERSITY

Seokjun Ko



SeokJun Ko, Prof. of Electronic Eng.

JEJU NATIONAL UNIVERSITY

KyungYoun Kim



Kyung-Youn Kim, Prof. of Electronic Eng.

JEJU NATIONAL UNIVERSITY

2019. 06

Faculty of Applied Energy System, Major of Electronic Engineering

GRADUATE SCHOOL

JEJU NATIONAL UNIVERSITY



목 차

그림 목차	ii
표 목차	iii
초 록	iv
제 1 장 서 론	1
제 2 장 전기 임피던스 단층촬영법	3
2.1 EIT의 물리적 모델	3
2.2 EIT의 정문제 해법	4
2.3 EIT의 역문제 해법	6
제 3 장 전기 임피던스 단층촬영법의 전류주입패턴	8
3.1 Adjacent 방법	8
3.2 Opposite 방법	9
3.3 Trigonometric 방법	9
3.4 Quasi-Adjacent 방법	10
제 4 장 모의실험 및 실험 결과	12
4.1 16개의 전극을 균일하게 부착한 인체 하복부 영상복원	15
4.2 10개의 전극을 인체 하복부 앞쪽에 부착한 경우의 영상복원	25
제 5 장 결 론	35
참 고 문 헌	37

LIST OF FIGURE

Fig. 1 Finite element method mesh	4
Fig. 2 Schematic diagram of Adjacent Method	8
Fig. 3 Schematic diagram of Opposite Method	9
Fig. 4 Schematic diagram of Trigonometric Method	10
Fig. 5 Schematic diagram of Quasi-Adjacent Method	11
Fig. 6 Mesh with 16 electrodes	13
Fig. 7 Mesh with 10 electrodes	13
Fig. 8 True images based on bladder CT images	14
Fig. 9 Large size bladder reconstruction image with 16 electrodes	17
Fig. 10 RMSE and CC for large size bladder with 16 electrodes	18
Fig. 11 RMSE and CC for large size bladder with 16 electrodes	19
Fig. 12 Medium size bladder reconstruction image with 16 electrodes	20
Fig. 13 RMSE and CC for mid-sized bladder with 16 electrodes	21
Fig. 14 RMSE and CC for mid-sized bladder with 16 electrodes	22
Fig. 15 Small size bladder reconstruction image with 16 electrodes	23
Fig. 16 RMSE and CC for small size bladder with 16 electrodes	24
Fig. 17 Large size bladder reconstruction image with 10 electrodes	27
Fig. 18 RMSE and CC for large size bladder with 10 electrodes	28
Fig. 19 RMSE and CC for large size bladder with 10 electrodes	29
Fig. 20 Medium size bladder reconstruction image with 10 electrodes	30
Fig. 21 RMSE and CC for mid-sized bladder with 10 electrodes	31
Fig. 22 RMSE and CC for mid-sized bladder with 10 electrodes	32
Fig. 23 Small size bladder reconstruction image with 10 electrodes	33
Fig. 24 RMSE and CC for small size bladder with 10 electrodes	34

LIST OF TABLES

Table 1 Adjustment factor according to injected current pattern with 16 electrodes	14
Table 2 Adjustment factor according to current injection pattern with 10 electrodes	14

Abstract

Dysuria which causes discomfort in daily life, needs to be continuously monitored for current bladder condition in order to diagnose, treat, or nurse patients after surgery. However, current clinical methods for monitoring bladder conditions are expensive, have difficulty in performing continuous monitoring, or are likely to cause complications.

EIT is an imaging modality that can monitor the internal state of the human body non-intrusively. In EIT, a small magnitude of electrical current is passed through the electrodes attached on the human body and measures the voltage between electrodes to visualize resistivity distribution inside the domain. EIT has many advantages compared to the other tomography techniques; It is not harmful to the human body. It has fast measurement speed so that temporal resolution is excellent and system design cost is low. Therefore, the current bladder condition can be monitored non-invasively and continuously using EIT system.

The bladder is intertwined with the surrounding tissues, and is actually affected by the rectum, which is close to the bladder. Therefore, it is necessary to compare and analyze the performance of image reconstruction according to EIT modeling in order to reconstruct the bladder by generating the surrounding tissue. In the EIT method, the electrode number, width, position, and arrangement of electrodes should be considered during modeling. Signal strength of the measured voltage data changes according to the injected current pattern through the electrodes, and affects image reconstruction performance.

In this paper, we compare the effect of current injection pattern and location of electrode array on reconstruction performance when EIT is applied to monitor three different sizes of bladder.

제 1 장 서론

일상생활에 큰 불편함을 주고, 주변 장기로의 감염위험을 높이며 합병증을 유발시킬 가능성이 높은 배뇨장애는 그 진단과 치료, 혹은 수술 후의 환자를 간호하기 위해 현재의 방광상태를 지속적으로 모니터링 해야 한다. 하지만 현재의 방광 상태를 모니터링 할 수 있는 임상 방법들은 요역동학검사, 방광요도조영검사 및 방광경검사 등과 같이 대부분 요도를 통해 방광 안으로 직접 내시경 등을 삽입하는 침습적 방법으로 정확하게 방광의 상태를 진단할 수 있으나 고통스러우며, 상처, 방광 수축 및 감염 등과 같은 합병증을 유발할 가능성이 있다. 또한 검사부위의 특수성으로 인해 환자의 프라이버시가 침해되는 문제 또한 발생한다. 이러한 침습적 방법의 문제를 해결하는 비 침습적 방법으로는 하복부의 초음파 영상을 얻는 방법이 있다. 그러나 이 방법은 고가이며, 연속적인 모니터링을 수행하기에는 어려움이 있고, 방광이 충만 되어 있지 않을 경우, 장내 가스가 초음파의 전달을 방해하여 관찰하기 어렵다고 알려져 있다. 따라서 저가이면서 간편하고, 요의 저장과 배뇨에 따라 모양과 크기 등이 변하는 방광 상태를 지속적으로 모니터링 할 수 있는 방법이 요구된다[1].

한편 전기 임피던스 단층촬영법(electrical impedance tomography; EIT)은 비 침습적으로 내부 상태를 모니터링 할 수 있는 기술로, 인체 외부의 전극을 통하여 전류를 주입하고 유기된 전압을 측정함으로써 내부의 서로 다른 저항률을 영상화하여 나타내는 기술이다[2-3]. 비 파괴적이면서도 빠른 데이터 취득 속도를 가지고 있기 때문에 물이 흐르는 파이프 내부의 가스발생이나, 퇴적물의 상태를 추정하는 공정산업분야에 사용된다[4-5]. 뿐만 아니라 뇌, 심장, 폐 등 인체의 임피던스 변화를 추정하는 의료산업 분야에서도 많은 연구가 진행되고 있다[6-7]. MRI나 CT 등의 다른 단층촬영기법에 비해 지속적인 모니터링이 가능하고, 인체에 전혀 해가 없어서 생체정보를 어떠한 감염 없이 비교적 손쉽게 얻을 수 있으며, 시스템 설계 비용이 저렴하고 측정 속도가 빨라 순간 해상도가 아주 뛰어난 것으로 알려져 있다. 따라서 현재의 방광 상태를 간편하고 저가인 EIT 시스템을 이용하여 비 침습적이고 지속적으로 모니터링 가능할 것으로 사료된다[7].

현재 EIT를 이용한 방광의 모니터링 연구는 ‘EIT를 이용한 방광의 크기 추정’, ‘EIT를 이용하여 방광 충전 검사를 위한 3D 시각화 방법’, ‘EIT를 이용한 방광의 크기 추정에 전극배열이 미치는 영향’ 그리고 ‘야뇨증에 대해 EIT를 기반으로 한 방광 상태 분류’ 등과 같이 활발하게 진행되고 있다[8-9]. 그러나 현재 진행되어 온 대부분의 연구들이 주변 조직을 제외하고 방광만을 타겟으로 생성하여 연구를 진행하였다. 하지만 방광은 주변 조직이 복잡하게 얽혀있어 실제로는 복원할 시 가깝게 위치한 직장의 영향을 많이 받게 된다. 따라서 주변 조직까지 생성하여 방광의 영상 복원을 수행함에 있어서 EIT 모델링에 따른 영상 복원의 성능을 비교분석할 필요가 있다고 생각하였다. 이에 본 논문에서는 주변 조직을 고려한 방광 모니터링을 위해서 EIT를 적용시켰을 때, 주입 전류패턴과 전극 배열의 가장 좋은 조합을 찾기 위하여 모의실험을 통해 복원 성능을 비교분석 하였다.

첫 번째로, 주입 전류패턴은 Adjacent방법, Opposite방법, Trigonometric방법 그리고 Adjacent방법과 Opposite방법을 합친 방식인 Quasi-Adjacent방법을 사용하였다. Quasi-Adjacent방법은 하나의 전극은 고정시키고 나머지 전극을 차례로 돌아가며 전류를 주입시키는 방법으로써, 많은 전압데이터를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 Adjacent방법과 Opposite방법의 특성이 모두 포함되기 때문에 인체 하복부 내에서 크기에 따라 위치가 조금씩 변하는 방광의 영상 복원을 보다 효과적으로 나타낼 수 있을 것이라 판단하였다. 전극을 통하여 주입된 전류 패턴에 따라 물체 안에서 각 구역별로 전류 민감도가 달라지고, 영상 복원 성능에 영향을 주기 때문에 네 가지의 전류주입 패턴에 따른 변화를 살펴보았다.

두 번째로, 전극 배열은 하복부 전체에 균일하게 16개의 전극을 부착한 경우와 방광이 위치한 인체 하복부 앞쪽에만 10개의 전극을 부착한 경우를 비교분석 하였다. 인체 하복부의 방광은 직장과 가깝게 위치하고 있어 영상복원 시 직장의 영향을 받게 되기에 전극을 인체 하복부 앞쪽에만 부착 할 경우, 뒤쪽에 있는 직장의 영향을 덜 받게 될 것이라고 판단하여 이와 같은 두 가지 경우를 비교하였다.

성능을 비교해보기 위하여 방광 CT이미지를 바탕으로 인체 하복부 메시를 생성하고, 방광과 주변 조직을 구성하여 모의실험을 진행하였는데 요의 저장과 배뇨에 따라 모양과 크기 등이 변하는 방광 상태를 나타내기 위해 방광의 크기가

클 때, 크기가 중간일 때 그리고 크기가 작을 때의 세 가지 경우를 설정하여 비교하였다.

제 2 장 전기 임피던스 단층촬영법

2.1 EIT의 물리적 모델

EIT에서는 물체의 경계면에서 여러 개의 전극을 통하여 전류를 주입하고 이미 알고 있는 저항률의 함수로써 경계면에 유기되는 전압은 다음과 같이 Neumann 형의 경계조건을 갖는 비선형 Laplace 방정식으로 기술된다.

$$\sigma(p)\nabla u(p) \cdot \nu = 0, \quad p = (x, y) \in \Omega \quad (2-1)$$

여기서 σ 는 저항률 분포, u 는 퍼텐셜, Ω 는 대상 물체의 영역을 나타낸다. 그리고 다음과 같이 shunt 효과와 전극과 내부와의 접촉저항(Contact Impedance)을 모두 고려한 완전전극모델(Complete Electrode Model; CEM)이 사용된다.

$$u(p) + z_l \sigma(p) \frac{\partial u(p)}{\partial \nu} = U_l \quad \text{on } e_l, \quad l = 1, 2, \dots, L \quad (2-2)$$

$$\int_{e_l} \sigma(p) \frac{\partial u(p)}{\partial \nu} dS = I_l \quad \text{on } e_l, \quad l = 1, 2, \dots, L \quad (2-3)$$

$$\sigma(p) \frac{\partial u(p)}{\partial \nu} = 0 \quad \text{on } S \setminus \bigcup_{l=1}^L e_l \quad (2-4)$$

여기서 z_l 은 l 번째 전극인 e_l 과 물체 사이에서 발생한 접촉임피던스이고, ν 는 단위 법선벡터, U_l 는 l 번째 전극에서 측정된 전압, I_l 은 l 번째 전극을 통하여 주입된 전류 그리고 L 은 전체 전극의 수를 나타낸다[10]. 식 (2-4)는 전극을 제외한 전체 도메인에서 전류가 0임을 나타낸다. 여기에 추가적으로 해의 유일성을 보장하기 위하여 다음과 같은 주입전류와 측정전압에 대한 조건을 부가한다.

$$\sum_{l=1}^L I_l = 0 \quad (2-5)$$

$$\sum_{l=1}^L U_l = 0 \quad (2-6)$$

2.2 EIT의 정문제 해법

정문제 해법은 Neumann 형의 경계조건을 갖는 비선형 Laplace 방정식의 해인 전압을 계산하는 과정을 말한다. 해석적(Analytical)방법과 수치적(Numerical)방법에 의해 해를 구할 수 있는데 복잡한 기하학적 구조를 갖는 경우에는 해석적 해는 구하기가 매우 어렵기 때문에 일반적으로 정문제 해는 수치적 방법인 유한요소법(Finite Element Method; FEM)과 경계 요소법(Boundary Element Method; BEM)등을 이용한다. 본 논문에서는 FEM을 이용하여 정문제를 해석하였다[2-3].

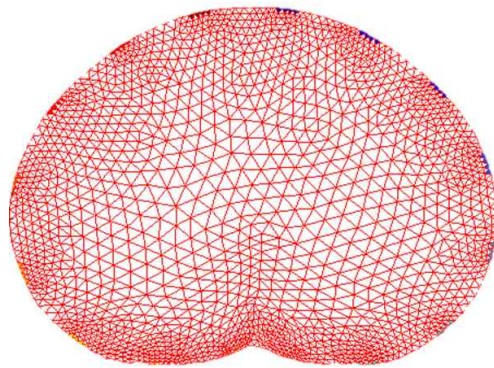


그림. 1 유한요소법 메시

유한요소법에서는 그림. 1과 같이 도메인 Ω 을 유한개의 매우 작은 요소들로 세분화한 후, 그 요소 내에서의 도전을 값은 모두 일정하다고 가정한다. 따라서 내부 전압 u 를 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$u \approx u^h = \sum_{i=1}^N \alpha_i \phi_i \quad (2-6)$$

여기서 N 은 총 노드 수이며, ϕ_i 는 i 번째 노드에서는 1이고 나머지 노드에서는 0인 기저함수(Basis Function)를 말한다. α_i 는 i 번째 노드에서 전압이고 전극에서의 전압 U 는 다음과 같이 근사된다.

$$U \approx U^h = \sum_{j=1}^{L-1} \beta_j n_j \quad (2-7)$$

여기서 $n_1 = [1, -1, 0, \dots, 0]^T$, $n_2 = [1, 0, -1, 0, \dots, 0]^T$ 이다. u 와 U 에 대한 가중함수 (Weighting Function)을 v 와 V 라 하면, 이 문제에 대한 변분형태(Variational Form)는 다음과 같이 된다.

$$B_s((u, U), (v, V)) = \sum_{l=1}^L I_l V_L \quad (2-8)$$

여기서 B_s 는 다음과 같이 정의되는 변분형태(Variational Form)이다.

$$B_s((u, U), (v, V)) = \int_{\Omega} \frac{1}{\rho} u \cdot \nabla v dx + \sum_{l=1}^L \frac{1}{z_L} \int_{e_L} (u - U_l)(v - V_l) dS \quad (2-9)$$

v 와 V 에 대한 기저 함수(Basis Function)를 u 와 U 에 대한 기저 함수(Basis Function)와 같다고 두는 Galerkin법을 사용하면 위의 미분 방정식은 다음과 같은 연립 대수 방정식으로 근사된다.

$$Ab = f \quad (2-10)$$

여기서 $b = (\alpha, \beta)^T \in \mathbb{R}^{N+L-1}$ 이고, 강성행렬(Stiffness Matrix) $A \in \mathbb{R}^{(Nn+L-1) \times (Nn+L-1)}$ 와 f 는 각각 다음과 같이 주어지는 희소행렬(Sparse Matrix)과 force vector이다.

$$A = \begin{pmatrix} B & C \\ C^T & D \end{pmatrix} \quad (2-11)$$

$$f = \begin{pmatrix} 0 \\ \sum_{l=1}^L I_l (n_j)_l \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ \tilde{I} \end{pmatrix} \quad (2-12)$$

여기서 $\mathbf{0} = (0, 0, \dots, 0)^T \in \mathbb{R}^N$ 이고, $\tilde{I} = (I_1 - I_2, I_1 - I_3, \dots, I_1 - I_L)^T \in \mathbb{R}^{N-1}$ 이다. 기저 함수들 ϕ_i 와 n_j 를 식 (2-9)의 변분형태(Variational Form)에 대입하고 적분하여 얻어지는 행렬들 B , C , D 는 다음과 같이 주어진다.

$$B(i, j) = \int_{\Omega} \frac{1}{\rho} \phi_i \cdot \nabla \phi_j dx + \sum_{l=1}^L \frac{1}{z_l} \int_{e_l} \phi_i \phi_j dS, \quad i, j = 1, 2, \dots, N \quad (2-13)$$

$$C(i, j) = - \left(\frac{1}{z_1} \int_{e_1} \phi_i dS - \frac{1}{z_{j+1}} \int_{e_{j+1}} \phi_i dS \right), \quad i = 1, 2, \dots, N, j = 1, 2, \dots, L-1 \quad (2-14)$$

$$D(i, j) = \sum_{l=1}^L \frac{1}{z_l} \int_{e_l} (n_i)_l (n_j)_l dS, \quad i, j = 1, 2, \dots, L-1 \quad (2-15)$$

따라서 $b = (\alpha, \beta)^T \in \mathbb{R}^{N+L-1}$ 는 sparse matrix solver를 사용하여 구할 수 있고, 전극에서의 전압 U^h 는 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{pmatrix} U_1^h \\ U_2^h \\ \vdots \\ U_L^h \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{l=1}^{L-1} \beta_l \\ -\beta_1 \\ \vdots \\ -\beta_{L-1} \end{pmatrix} \quad (2-16)$$

2.3 EIT의 역문제 해법

일반적으로 EIT의 역문제 해법으로는 정적 영상복원 알고리즘 중 다른 알고리즘에 비하여 수렴속도(Convergence Rate), 잔류오차(Residual Error) 등의 측면에서 비교적 좋은 성능을 나타내는 것으로 알려진 Gauss-Newton 알고리즘을 사용한다[10-11].

Gauss-Newton 알고리즘은 측정전압과 계산전압의 차이인 잔류오차의 제곱의 합으로 정의되는 식 (2-17)의 목적함수를 설정하고 이를 최소화하는 저항률 분포를 계산하는데 이때 반복적 저항률 벡터의 증분은 식 (2-18)와 같이 계산된다[2].

$$\Phi(\rho) = \frac{1}{2} \|U - V(\rho)\|^2 = \frac{1}{2} [U - V(\rho)]^T [U - V(\rho)] \quad (2-17)$$

$$\Delta\rho_k = \rho_{k+1} - \rho_k = (H)^{-1} \{J^T [U - V(\rho_k)]\} \quad (2-18)$$

여기서, $U \in \mathbb{R}^{L \times K}$ 는 K 개의 모든 전류 패턴에 대하여 표면 전극(전극 수 : L)에서 측정된 1 프레임(Frame) 동안의 측정 전압이며, $V(\rho) \in \mathbb{R}^{L \times K}$ 는 저항률 분포 ρ 에서 FEM에 의해 계산된 표면 전극에서의 전압 값이다. 그리고 Hessian 행렬 H 와 Jacobian 행렬 $J \in \mathbb{R}^{L \times K \times N}$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$H = J^T J \text{ and } J = \frac{\partial V_i}{\partial \rho_j}, \quad i=1,2,\dots,L \times K, \quad j=1,2,\dots,N \quad (2-19)$$

여기서 N 는 도메인 내부의 FEM 요소 수이며, ρ_j 는 j 번째 요소에서의 저항률 값이다.

Gauss-Newton 방법은 비선형 특성의 선형화에 따른 모델링 오차 및 Hessian 행렬의 비정칙성 때문에 만족스러운 영상을 얻기가 쉽지 않은데 특히 Hessian 행렬의 비정칙성은 역행렬 계산 시 부정확한 결과를 초래하여 영상 복원의 성능을 저하시키게 된다. 이런 문제를 완화하기 위하여 다양한 조정방법이 연구되어 왔다.

본 논문에서는 조정방법 중 하나로 자주 사용되는 Tikhonov 조정방법을 사용하였고 목적함수는 식 (2-20)와 같다. 이때 반복적인 저항률 벡터의 증분은 식 (2-21)와 같이 계산된다[2].

$$\Phi_r(\rho) = \frac{1}{2} (\|U - V(\rho)\|^2 + \alpha \|R\rho\|^2) \quad (2-20)$$

$$\Delta\rho_k = \rho_{k+1} - \rho_k = (H + \alpha R^T R)^{-1} \{J^T [U - V(\rho_k)] - \alpha R^T R \rho_k\} \quad (2-21)$$

위 식에서 α 와 $R \in \mathbb{R}^{N \times N}$ 은 각각 조정인자(regularization parameter)와 조정행렬(regularization matrix)이다.

제 3 장 전기 임피던스 단층촬영법의 전류주입패턴

EIT는 전류 주입 방식 및 패턴에 따라 복원 성능이 달라질 수 있으며, 표면전극에서 전압을 측정하므로 타겟이 있는 영역에 전류가 주입될 때 좀 더 나은 해상도의 복원 영상을 얻을 수 있다. 따라서 인체 하복부 부근에 위치한 방광의 크기 변화에 대한 전류 민감도가 극대화될 수 있도록 모델링을 수행하기 위해 전류 패턴에 따른 영상복원 성능을 비교분석 할 필요가 있다.

본 논문에서는 기본적으로 EIT연구에서 널리 쓰이는 Adjacent방법, Opposite방법, Trigonometric방법 외에 Quasi-Adjacent방법을 추가적으로 사용하였다. 각 전류 패턴의 설명을 위하여 간단히 8개의 전극이 부착된 경우를 도식화하였다.

3.1 Adjacent 방법

Adjacent 방법은 이웃하는 두 전극을 통해 전류를 주입하고 전류를 주입하지 않는 전극에서 전압 데이터를 측정한다. 16전극 시스템에서 입력 전류패턴의 수는 16이고 각 패턴에 대하여 16개의 전압 데이터가 측정되므로 측정되는 전압데이터의 수는 $16 \times 16 = 256$ 개이고, 이 중 절반인 128개의 측정값만이 독립적인 값을 갖는다. 주입 전류의 대부분이 팬텀 경계 근처를 통해 흐르기 때문에 경계면 근처에서 저항률의 변화에 대한 민감도가 좋은 특징을 가진다. 또한 이 방법은 측정 잡음이 존재하는 경우, 다른 전류입력패턴에 비해서 평균자승복원오차(Mean Squared Reconstruction Error)가 작다는 장점이 있다. 따라서 Adjacent 방법은 EIT문제 중 측정오차에 민감한 문제에 적합한 전류패턴이다[11].

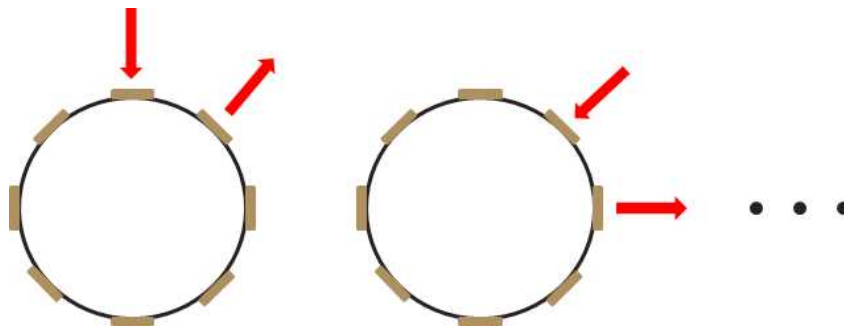


그림. 2 Adjacent 방법 도식

3.2 Opposite 방법

EIT에서 일반적으로 사용되는 Opposite 방법은 마주보는 두 전극을 통해 한쪽 방향으로 회전하며 전류주입이 이뤄지고 전압 측정은 전류인가 인접 전극을 기준전극으로 하여 측정되는 방식이다. Opposite 방법에서 16개의 전극을 사용하면 $8 \times 16 = 128$ 개의 측정값을 얻을 수 있으며 그 중 64개만이 독립적인 값을 갖기 때문에 Opposite 방법은 동일한 수의 전극에 대해 적용될 수 있는, 즉 이용 가능한 전압데이터의 측정값이 인접 방법보다 적다는 단점을 가지고 있다. 앞서 말했던 것처럼 마주보는 두 전극을 통하여 전류를 주입하기 때문에 이 Opposite 방법은 도메인의 중앙부분에서의 감도가 매우 우수한 방법으로 알려져 있다[11].

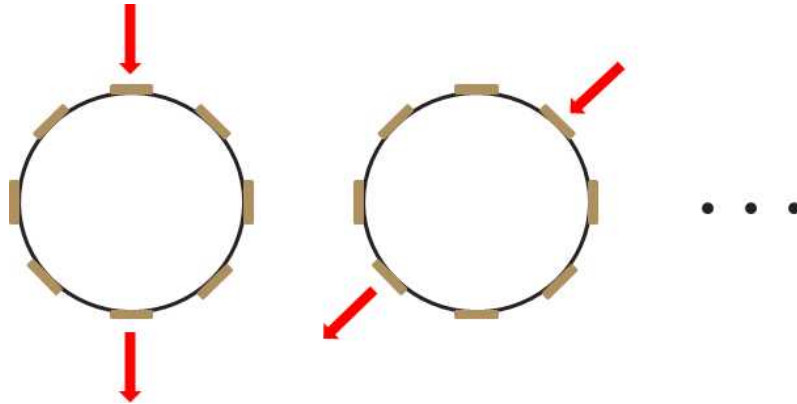


그림. 3 Opposite 방법 도식

3.3 Trigonometric 방법

Trigonometric 방법은 모든 전극에 적절하게 크기가 조정된 전류를 동시에 인가하는 적응 방식(adaptive method)의 한 종류이다.

삼각 함수(trigonometric function)의 한 주기에 해당하는 전류를 균등한 간격으로 전극에 인가하면 내부의 전장은 균일한 분포를 이루게 된다. Trigonometric 방법에서는 원하는 전류 분포를 얻기 위해 동시에 모든 전극을 통해 적절한 크기의 전류를 공급한다. 각각의 전극에 각기 상이한 전류를 입력하되 전체적으로 전류의 세기 분포를 식 (3-1)과 같이 삼각함수 꼴로 만드는 것이다.

$$I_l^k = \begin{cases} \cos(k\theta_l) & l = 0, 1, \dots, L-1, k = 1, 2, \dots, L/2 \\ \sin((k-L/2)\theta_l) & l = 0, 1, \dots, L-1, k = L/2+1, \dots, L-1 \end{cases}, \theta_l = 2\pi l/L \quad (3-1)$$

16전극 EIT 시스템의 경우 15가지 전압 측정을 생성한다. 결과적으로 $16 \times 15 = 240$ 개, 따라서 120개의 독립 전압 데이터를 산출한다. Trigonometric 방법은 EIT에서 내부 불균일성의 변별력이 가장 우수한 것으로 알려져 있다[11].

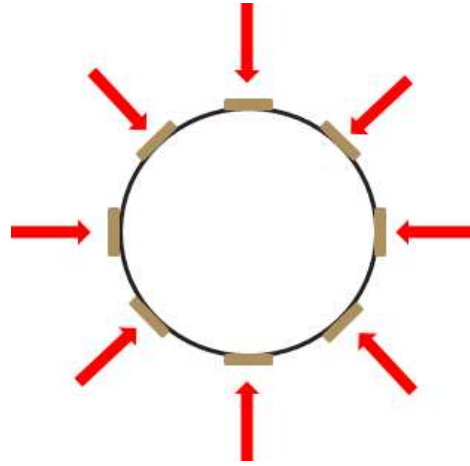


그림. 4 Trigonometric 방법 도식

3.4 Quasi-Adjacent 방법

본 논문에서는 기존 EIT연구에서 자주 사용하던 전류주입 방식들 외에 Quasi-Adjacent방법을 사용하였다. Quasi-Adjacent방법은 Adjacent방법과 Opposite방법의 특성이 모두 포함되는 방법으로, 하나의 전극은 고정시키고 나머지 전극에 차례대로 돌아가며 전류를 주입하고, 전압은 모든 전극에서 동시에 측정하는 방법이다. 16전극일 경우로 예를 들면, 첫 번째 패턴은 1-2번 전극, 1-3번 전극, ..., 1-16번 전극, 총 16가지 입력 전류패턴이 나온다. 두 번째 패턴은 2-3번 전극, 2-4번 전극, ..., 2-16번 전극으로 총 15가지 입력 전류패턴이 나온다. 이렇게 전체 입력 전류패턴은 120개가 나오고, 전압데이터는 한 패턴 당 16개가 나오므로 $120 \times 16 = 1920$ 개의 측정값을 얻을 수 있으며 기존의 다른 전류주입패턴에 비해 전압데이터의 취득량이 월등히 많다.

Adjacent방법과 Opposite방법의 특성이 모두 포함되는 방법이기 때문에 경계

면에서의 감도와 도메인 중앙부분에서의 감도 모두 우수한 특징을 갖는다.

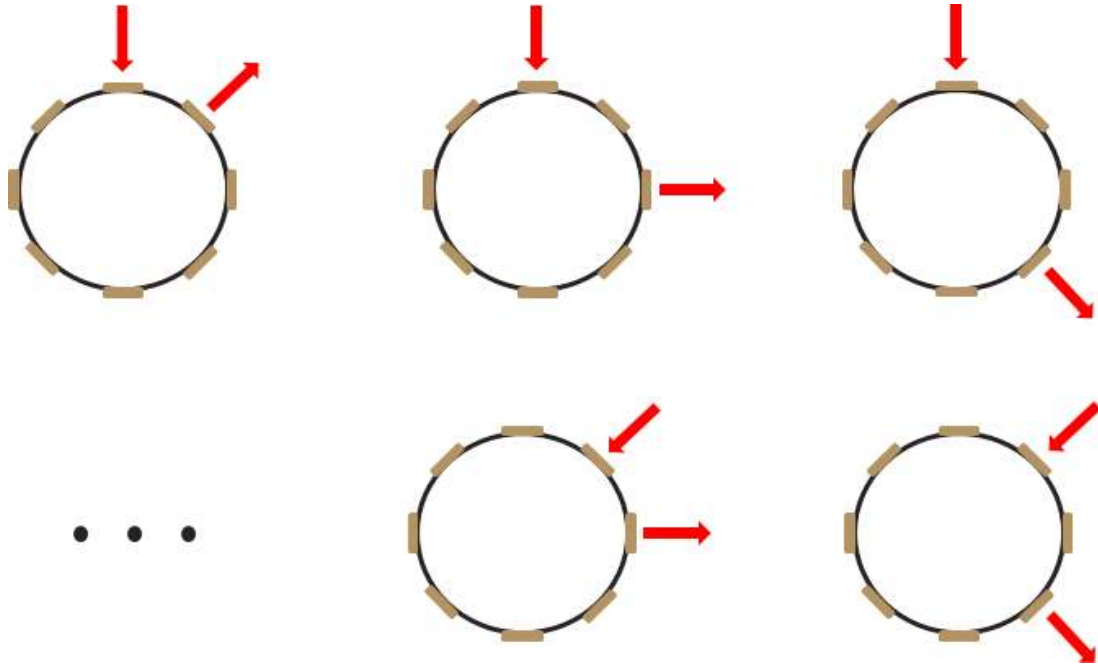


그림. 5 Quasi-Adjacent 방법 도식

제 4 장 모의실험 및 실험 결과

본 논문에서는 주변조직을 고려한 방광 모니터링을 위해서 EIT를 적용시켰을 때, 주입 전류패턴과 전극 배열의 가장 좋은 조합을 찾기 위하여 모의실험을 통해 복원 성능을 비교분석 하였다. 인체 하복부를 나타내기 위해 모의실험에 사용된 유한요소법 메시는 그림. 6~7과 같다. 내부의 저항률 분포를 묘사하기 위해 정문제에서는 3220개의 요소와 1714개의 노드로 이루어진 조밀한 메시지를 사용하여 전압 데이터를 계산 하였고, 역문제에서는 저항률 분포를 추정하기 위해 805개의 요소와 455개의 노드로 이루어진 성긴 메시지를 사용하였다.

방광의 전도도는 0.01S/cm, 도메인 내부 배경의 전도도는 0.0017S/cm, 주변 조직의 전도도는 0.0012S/cm로 가정하였고 직장의 전도도는 0.0025S/cm로 설정하였다. 또한 각 실험마다 조정인자는 가장 좋은 성능을 나타내는 값으로 설정하였는데 그 값은 표 1~2에 나타나 있다. 영상 복원에 대한 성능을 테스트하기 위해 그림. 6의 방광 CT이미지를 바탕으로 방광이 차있어 크기가 큰 경우, 방광 크기가 중간사이즈인 경우 그리고 방광이 비어있어 크기가 작은 경우인 세 가지 실제 이미지를 설정하여 모든 경우에 1%의 상대 잡음(relative noise)을 첨가하였다.

복원된 영상의 성능을 객관적으로 평가하기 위하여 성능지표로는 RMSE(Root-Mean Square Error)와 상관계수(Correlation Coefficient)를 이용하여 비교하였다.

복원된 영상이 낮은 RMSE 값, 그리고 1에 가까운 CC값을 가진 경우에, 좋은 복원성능을 가진 것이라 할 수 있다. 각 성능 지표는 다음과 같이 정의된다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{U - V(\hat{\rho})}{U^T U} [U - V(\hat{\rho})]} \quad (4-1)$$

$$CC = \frac{\sum_{i=1}^L (\rho_i - \bar{\rho})(\hat{\rho}_i - \bar{\hat{\rho}})}{\sqrt{\sum_{i=1}^L (\rho_i - \bar{\rho})^2 \sum_{i=1}^L (\hat{\rho}_i - \bar{\hat{\rho}})^2}} \quad (4-2)$$

U 와 V 는 각각 측정전압과 계산전압이다. 그리고 $\bar{\rho}$ 와 $\bar{\hat{\rho}}$ 는 실제 저항률과 추정된 저항률의 평균값이다.

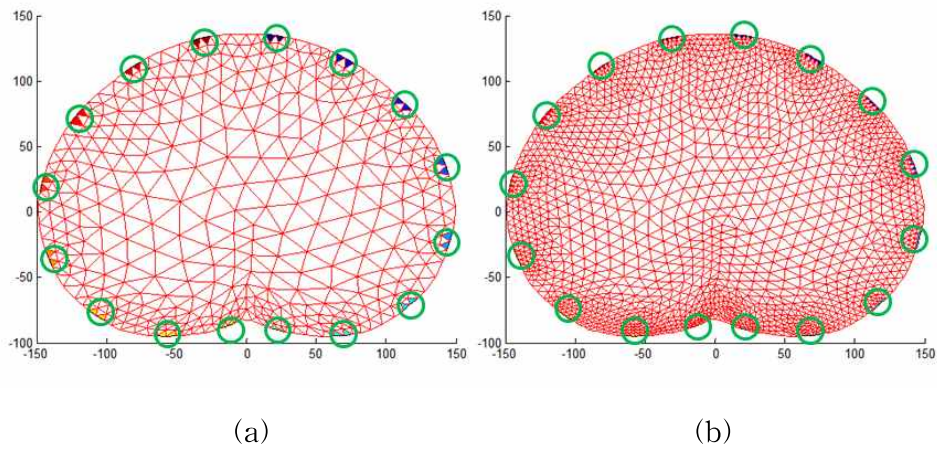


그림. 6 16개의 전극을 가진 인체 하복부 영상복원에 사용된 메시
(a)역문제 메시 (b)정문제 메시

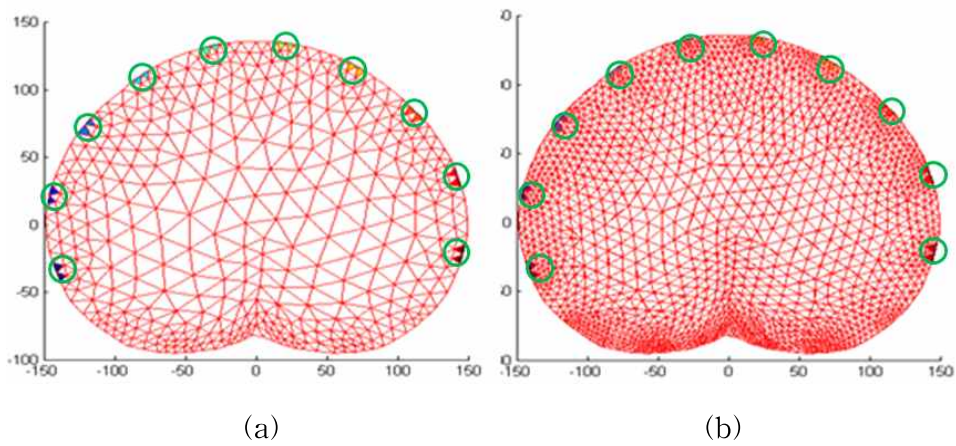


그림. 7 인체 하복부 앞쪽 부분에 10개의 전극을 부착한 메시
(a)역문제 메시 (b)정문제 메시



(a)



(b)



(c)



(d)

그림. 8 방광 CT이미지를 바탕으로 구성된 실제 이미지

(a)방광 CT이미지 (b)큰 크기의 방광 (c) 중간 크기의 방광 (d)작은 크기의 방광

표 1. 16전극에서 전류주입 패턴에 따른 조정인자 값

	Adjacent	Opposite	Trigonometric	Quasi-Adjacent
큰 크기의 방광	0.003	0.007	0.04	0.01
중간 크기의 방광	0.0003	0.0002	0.0018	0.003
작은 크기의 방광	0.000006	0.000003	0.002	0.003

표 2. 10전극에서 전류주입 패턴에 따른 조정인자 값

	Adjacent	Opposite	Trigonometric	Quasi-Adjacent
큰 크기의 방광	0.00145	0.008	0.006	0.012
중간 크기의 방광	0.00011	0.00001	0.0007	0.00072
작은 크기의 방광	0.0003	0.0002	0.002	0.0007

4.1 16개의 전극을 균일하게 부착한 인체 하복부 영상복원

그림. 9, 12, 15는 각각 방광이 가득 차있어 크기가 클 때, 방광이 중간크기일 때, 방광이 비어있어 크기가 작을 때의 저항률 분포를 복원한 영상들이며, (a)는 실제영상, (b)~(e)는 각각 Adjacent 방법, Opposite 방법, Trigonometric 방법 그리고 Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상을 나타낸다.

그림. 10~11, 13~14, 16는 각각 방광이 가득 차있어 크기가 클 때, 방광이 중간크기일 때, 방광이 비어있어 크기가 작을 때의 복원 영상들의 RMSE와 CC를 보여주며 (a)는 RMSE, (b)는 CC를 나타낸다.

그림. 9는 방광이 큰 사이즈일 때의 복원영상이다. 그림. 9의 (b)~(e)를 살펴보면 영상복원 이미지만 보았을 때는 왼쪽의 주변조직이 오른쪽의 주변조직보다 더 높은 값으로 복원된다는 것 외에 방광의 영상 복원에서는 눈에 띄는 차이를 발견하기 어렵다. 이에 따라 그림. 10~11의 RMSE값과 CC값을 살펴본 결과 Quasi-Adjacent 방법이 반복횟수가 지날수록 가장 낮은 RMSE값을 가지며 복원 성능이 가장 우수함을 알 수 있다. CC값에서는 Trigonometric 방법이 가장 높고 나머지 전류패턴들이 비슷한 값을 보인다.

방광이 중간 사이즈일 때 즉, 그림. 12의 (b)~(e)를 살펴보면 Opposite 방법은 주변조직에 대한 복원이 제대로 이루어지지 않았고, Trigonometric 방법 같은 경우 실제 방광의 크기보다 더 크게 복원이 되었다. 따라서 Adjacent 방법과 Quasi-Adjacent 방법을 그림. 13~14의 RMSE값과 CC값으로 비교를 해봤을 때 Quasi-Adjacent 방법이 낮은 RMSE값과 높은 CC값으로 보다 우수한 복원 성능을 보임을 알 수 있다.

그림. 15는 방광이 작은 크기일 때 복원영상을 나타낸다. (b)Adjacent 방법과 (e)Quasi-Adjacent 방법을 보면 방광이 길쭉한 형태로 복원된 모습을 보이는데 이는 (a)실제 영상 이미지에서 알 수 있듯이 방광과 직장이 가깝게 위치해 있기 때문이다. 정확하게는 영상을 복원할 시에 대상 물체 내부 전체에 대하여 갑작스런 변화를 제약하여 실제 내부의 저항률 분포를 연속적 형태로 추정하는 EIT 영상복원의 특성상 이어져 보이는 것으로 판단된다. 그림. 16을 보면 알 수 있듯이, Quasi-Adjacent 방법이 가장 낮은 RMSE값과 가장 높은 CC값을 가짐으로써 작은 크기의 방광 영상 복원에도 좋은 성능을 가짐을 알 수 있다.

방광을 세 가지 크기별로 설정하고 전류주입패턴에 따른 영상복원 성능을 비교해보았을 때, 4가지의 전류패턴 중 Quasi-Adjacent 방법이 RMSE측면에서 모두 우수한 복원 성능을 가짐을 확인하였다. 작은 크기의 방광을 복원하는 과정에서도 마찬가지로 Quasi-Adjacent 방법이 우수한 복원 성능을 보였지만 그림. 15의 복원 영상을 보았을 때 직장의 영향을 받아 형태가 변진 것을 확인하였다. 이에 따라 10개의 전극을 인체 하복부 앞쪽에 위치시켜 영상을 복원할 경우 직장의 영향을 덜 받을 수 있을 것이라 판단되어 다음 실험을 진행하였다.

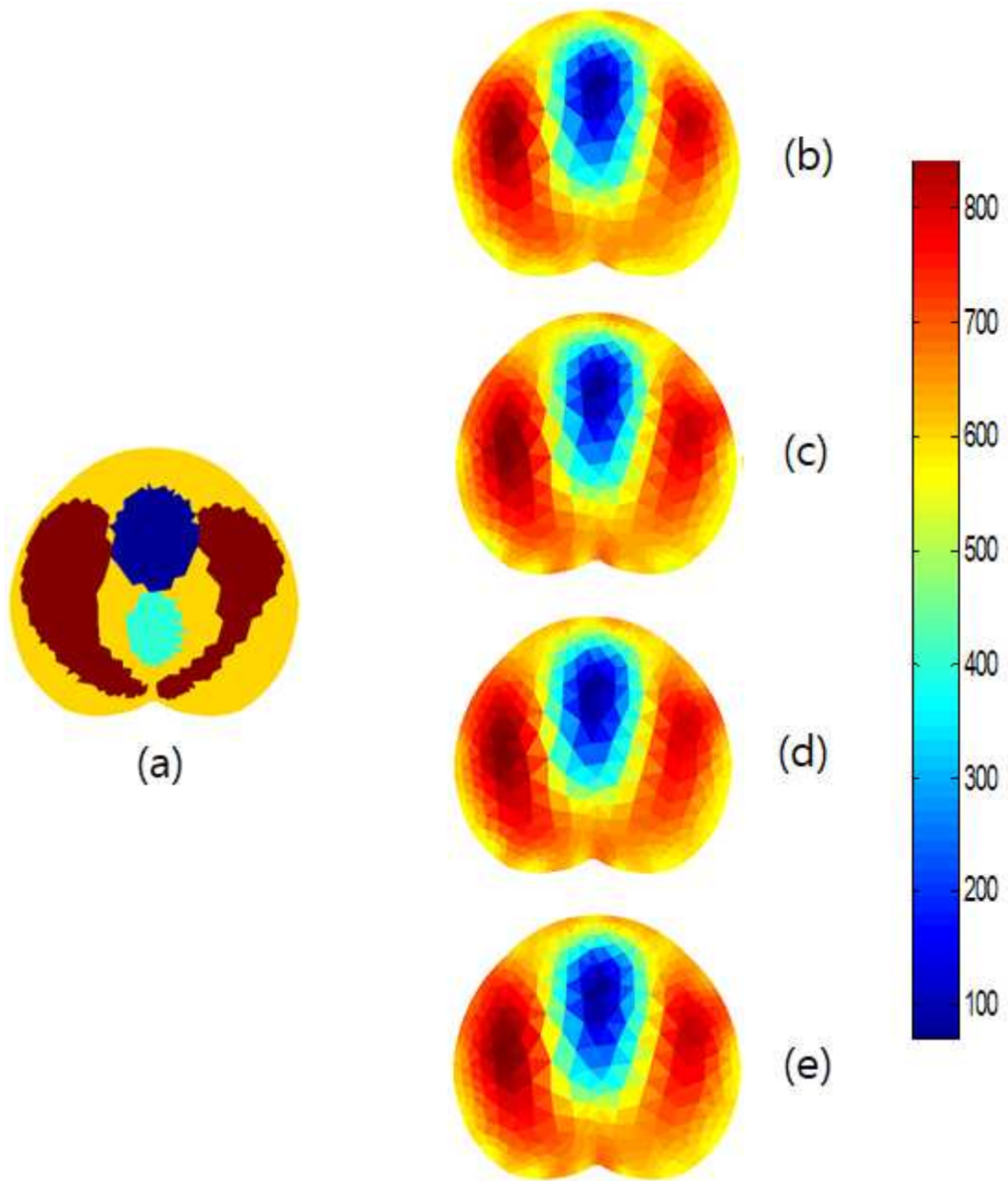
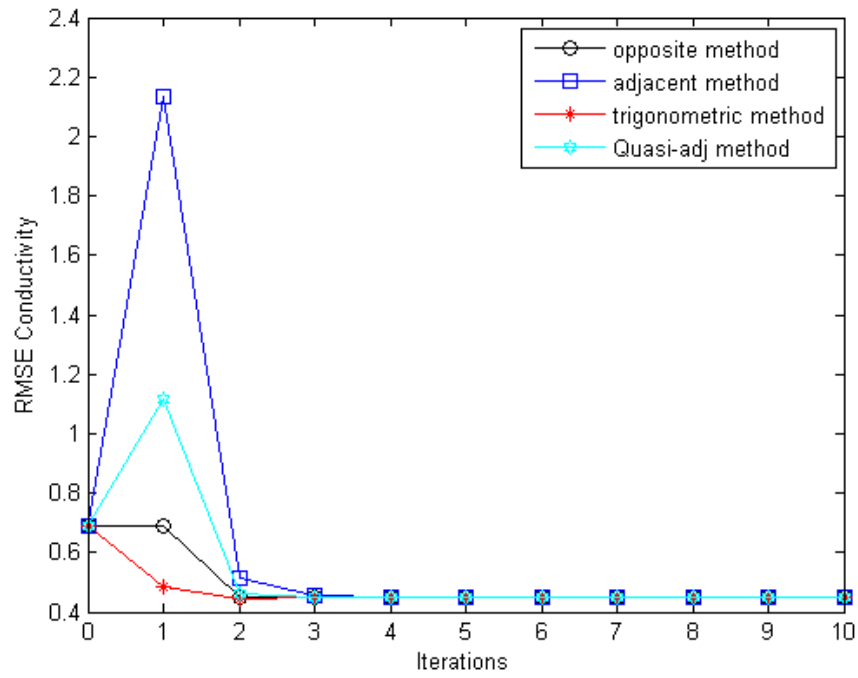
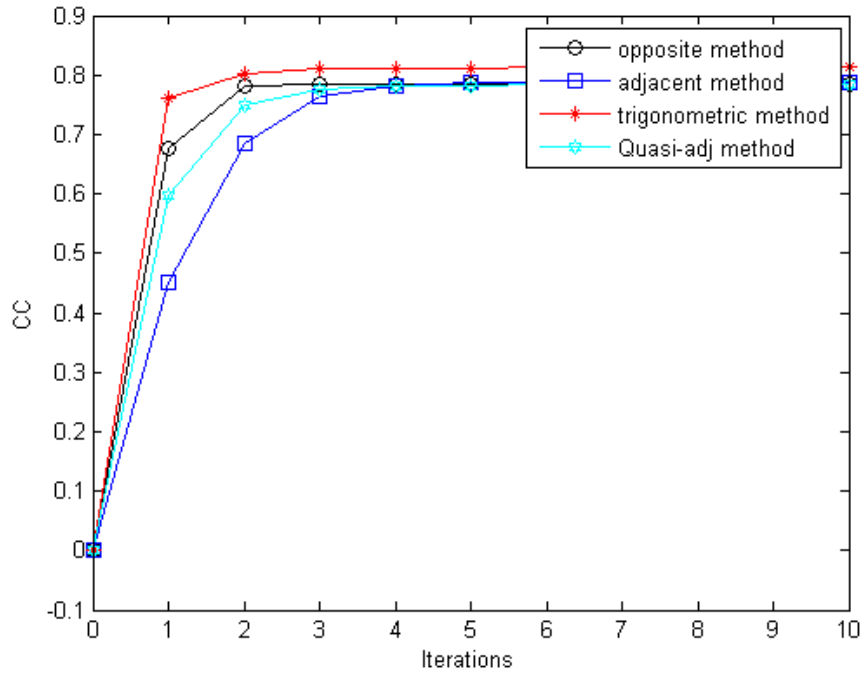


그림. 9 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상

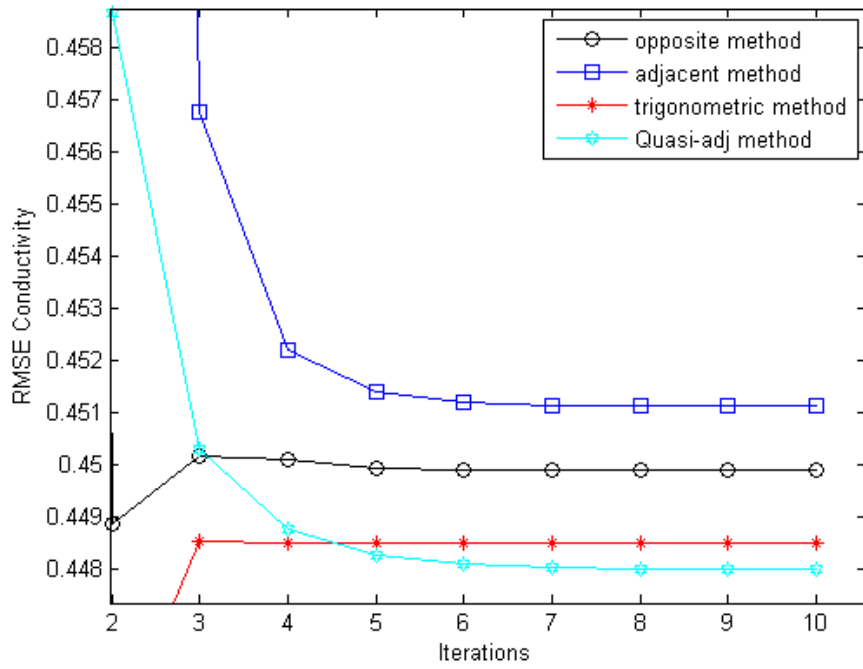


(a)

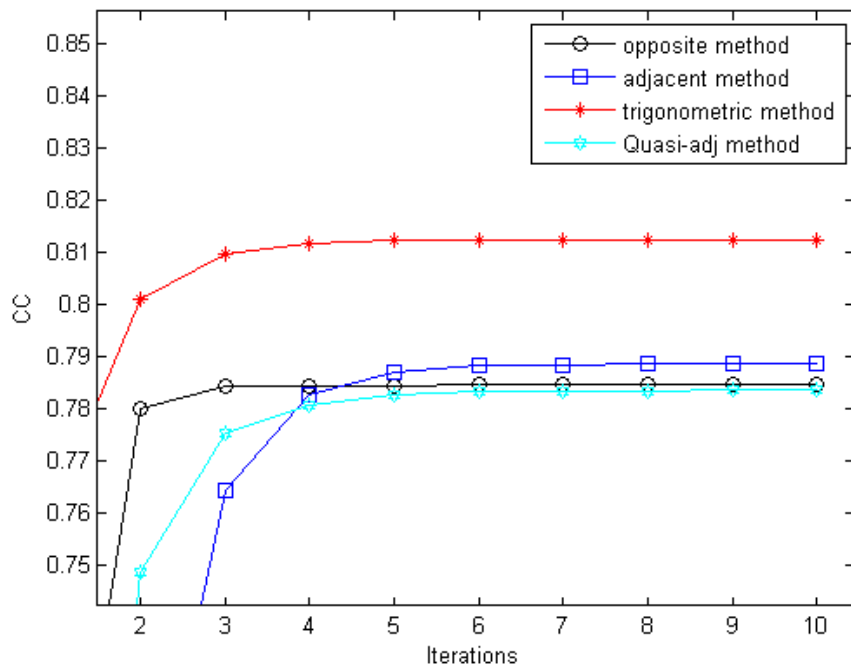


(b)

그림. 10 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)RMSE (b)CC



(a)



(b)

그림. 11 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)확대된 RMSE (b)확대된 CC

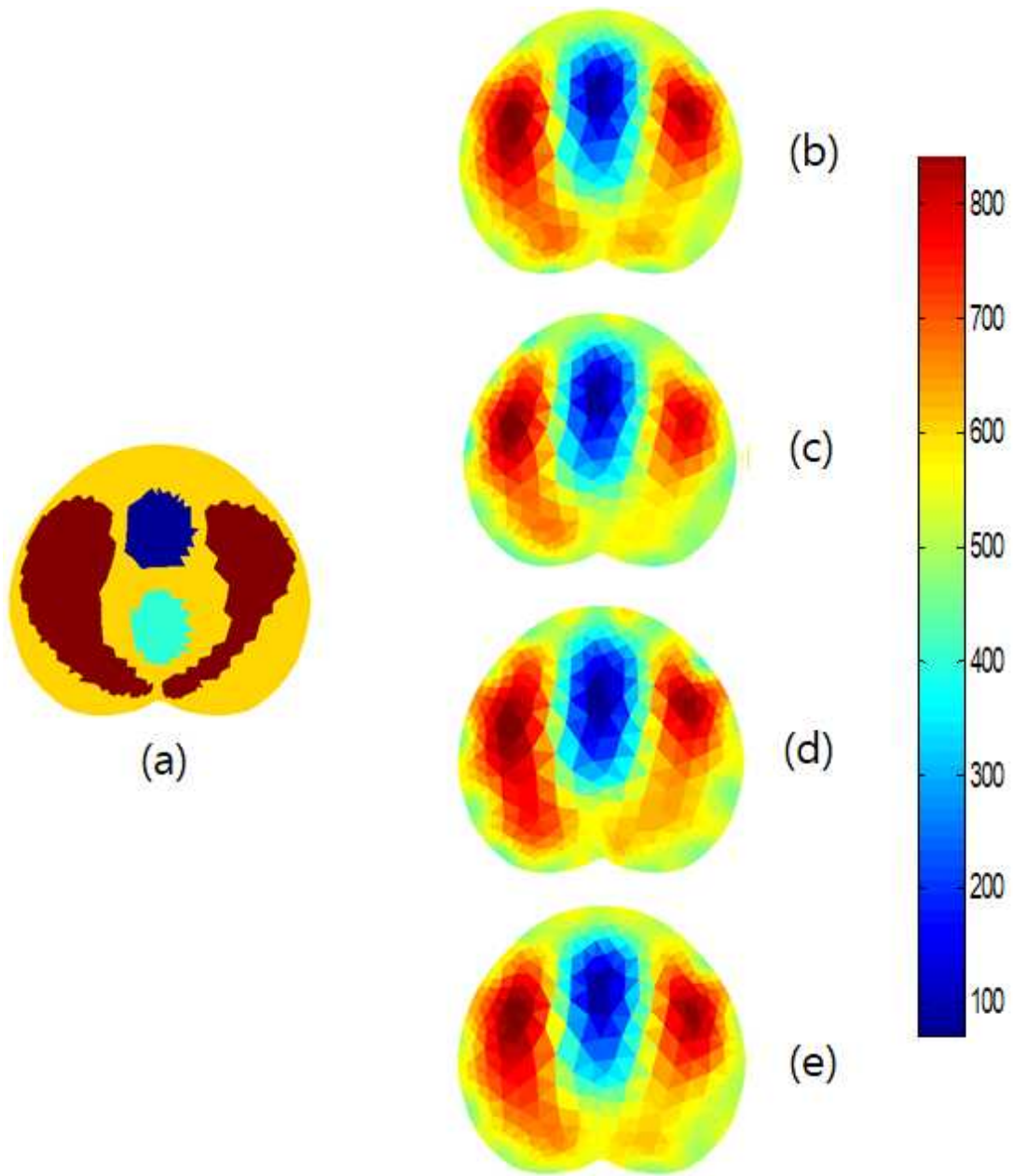
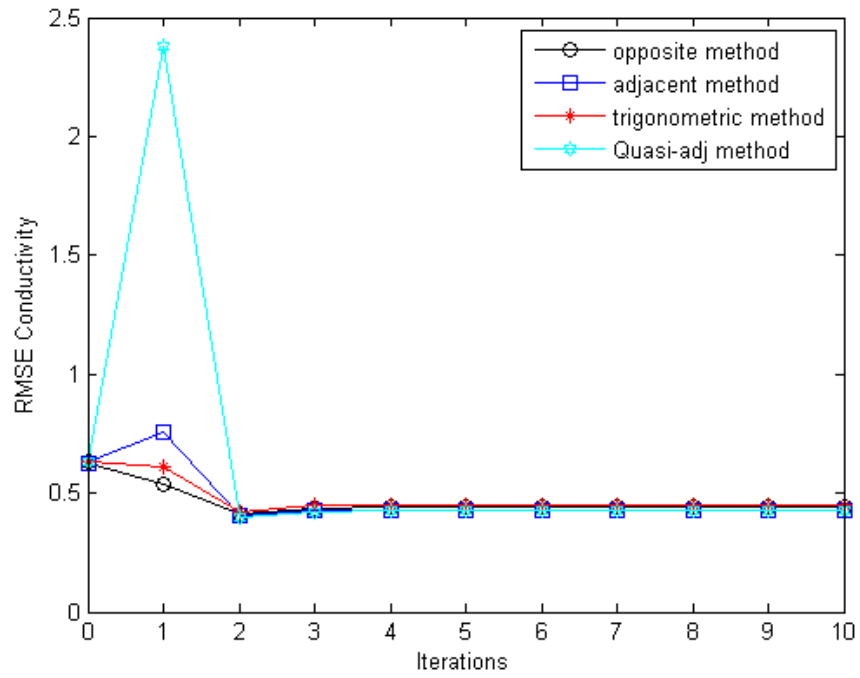
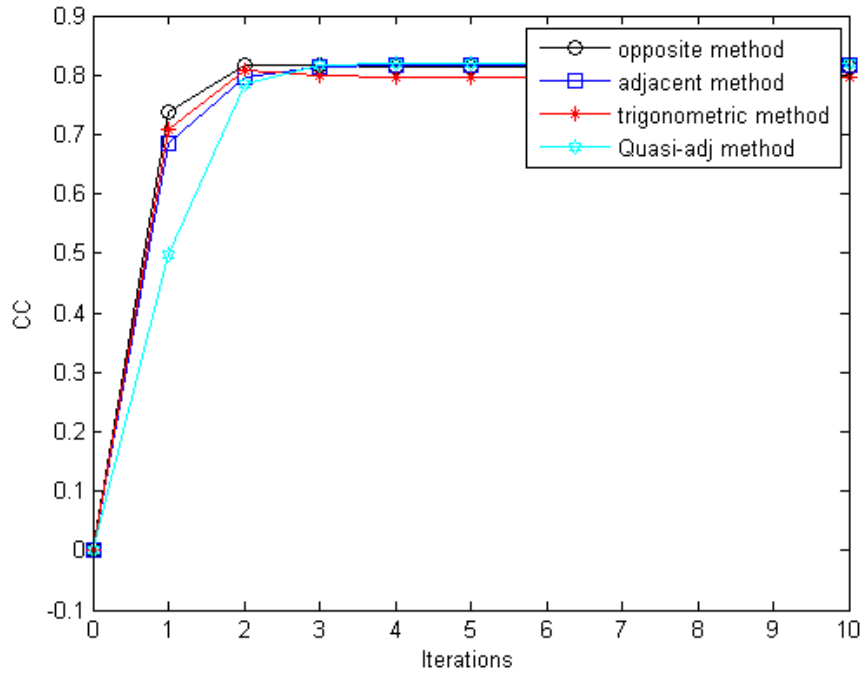


그림. 12 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상

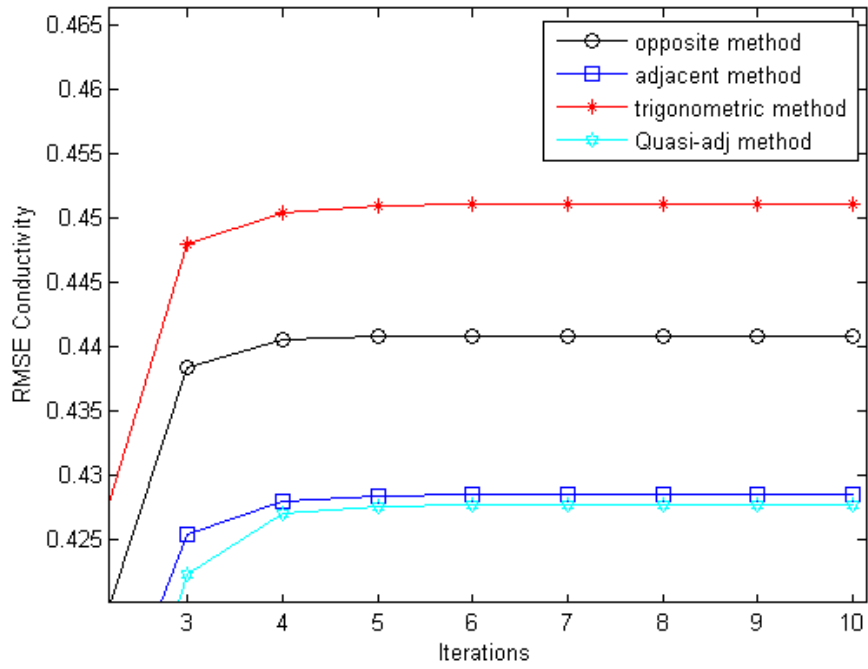


(a)

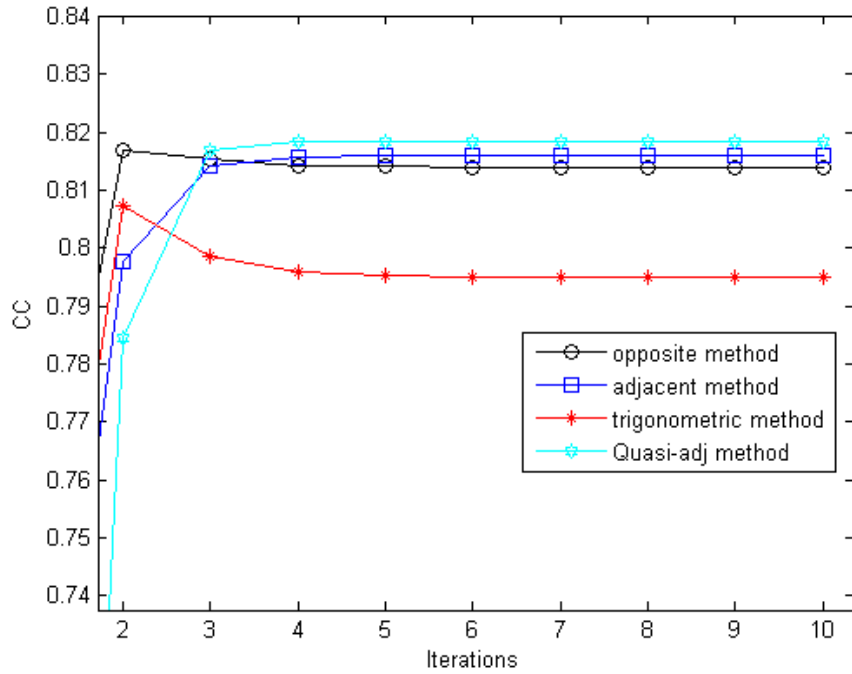


(b)

그림. 13 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)RMSE (b)CC



(a)



(b)

그림. 14 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)확대된 RMSE (b)확대된 CC

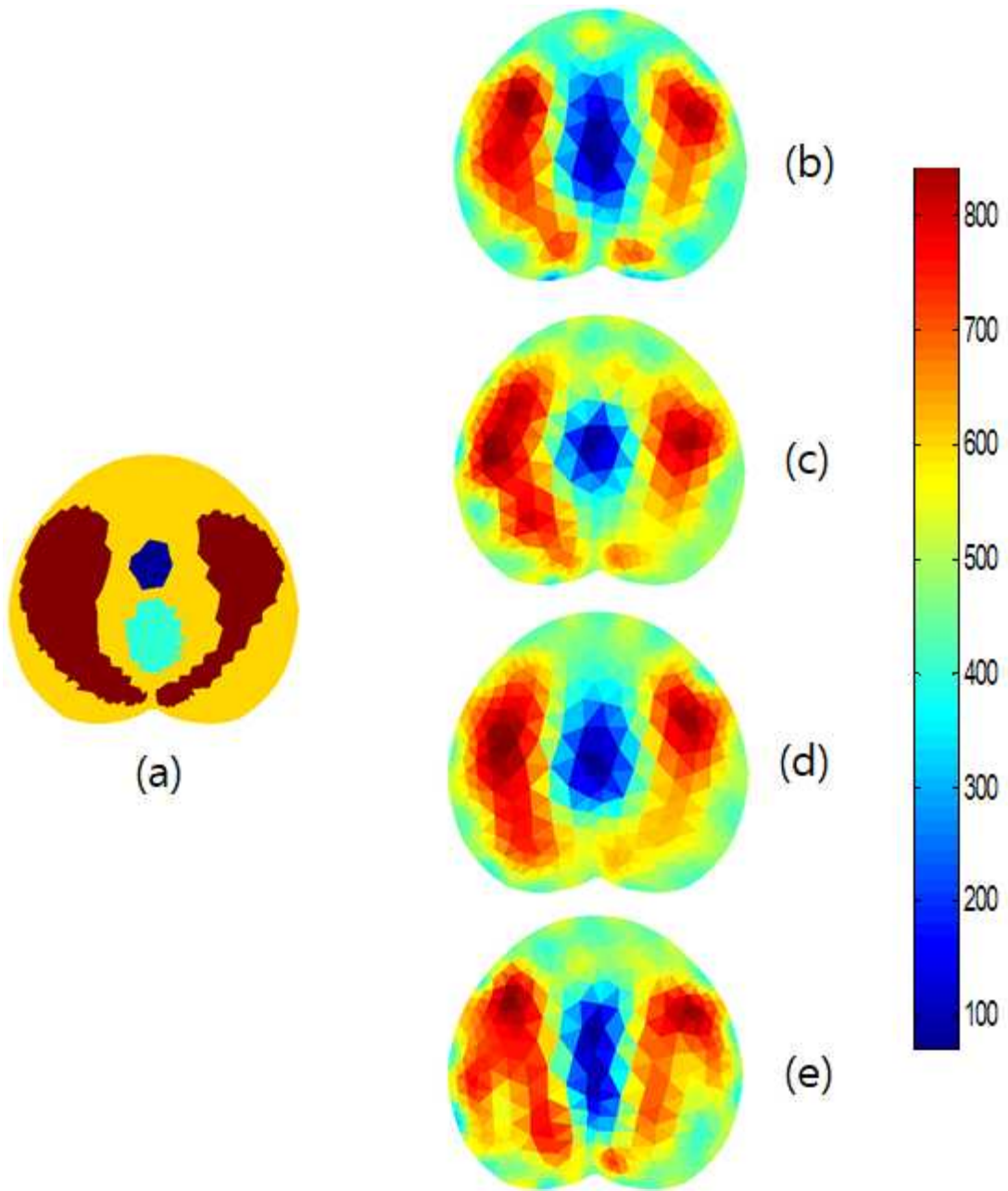
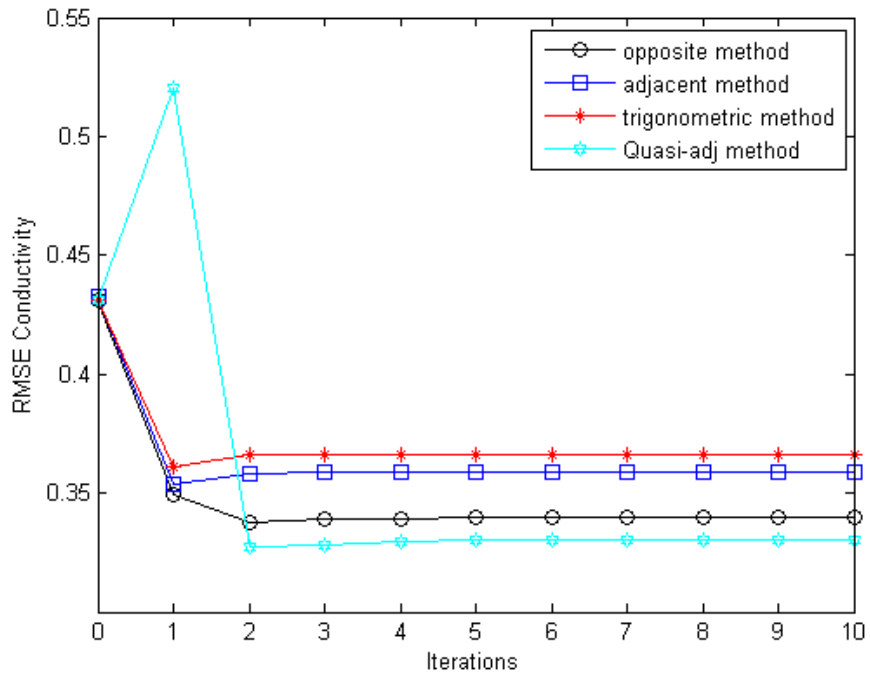
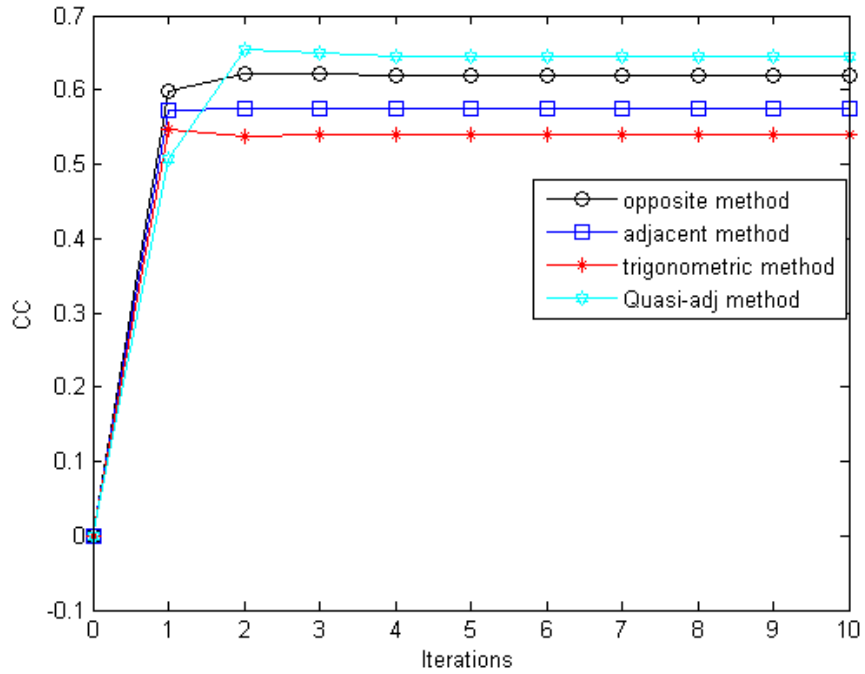


그림. 15 작은 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상



(a)



(b)

그림. 16 작은 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)RMSE (b)CC

4.2 10개의 전극을 인체 하복부 앞쪽에 부착한 경우의 영상복원

본 실험에서는, 방광이 위치한 하복부 앞 쪽에만 10개의 전극을 부착하여 전류 주입패턴에 따른 비교를 해보았다.

그림. 17, 20, 23는 마찬가지로 각각 방광이 가득 차있어 크기가 클 때, 방광이 중간크기일 때, 방광이 비어있어 크기가 작을 때의 저항률 분포를 복원한 영상들이며, (a)는 실제영상을 나타내고, (b)~(e)는 각각 Adjacent 방법, Opposite 방법, Trigonometric 방법 그리고 Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상을 나타낸다.

그림. 18~19, 21~22, 24는 각각 방광이 가득 차있어 크기가 클 때, 방광이 중간 크기일 때, 방광이 비어있어 크기가 작을 때의 복원 영상들의 RMSE와 CC를 보여주며 (a)는 RMSE, (b)는 CC를 나타낸다.

큰 사이즈의 방광일 때, 그림. 17의 (b)~(e)를 살펴보면, 복원 영상을 확인했을 때는 16전극을 사용했을 때와 크게 다르지 않은 것을 확인 할 수 있다. 직장 부분 즉, 인체 하복부 뒤쪽은 전극이 부착되어 있지 않기 때문에 복원 시 부족한 부분이 있지만 방광 모니터링을 위한 목적이라면 10개의 전극만 사용을 하더라도 16개의 전극을 사용했을 때와 차이가 없음을 알 수 있다. 입력 전류패턴 별로 살펴보았을 때 영상만으로는 복원 성능을 판단하기 어려워 그림. 18~19의 RMSE 값과 CC값을 살펴보았다. 마찬가지로 Quasi-Adjacent방법이 가장 낮은 RMSE값을 가지며 타깃에 대한 복원 성능이 가장 좋음을 알 수 있다.

방광이 중간 사이즈일 때는 다음과 같다. 그림. 20의 (b)~(e)를 살펴보면 방광의 크기가 큰 경우에는 방광의 영향으로 붉게 나타나던 하단 부분이, 방광 크기가 작아짐에 따라 영향을 덜 받아 낮은 도전을 값이 나타남을 확인 할 수 있다. 또한 Opposite 방법은 실제 방광의 크기보다 더 크게 복원이 되었음을 볼 수 있다. 객관적인 판단을 위해 성능 지표로 삼은 RMSE값과 CC값을 살펴본 결과, Quasi-Adjacent 방법이 가장 좋은 성능을 보이는 것을 그림. 21~22에서 확인할 수 있다. 또한 방광이 중간 크기일 때도 마찬가지로 10개의 전극을 사용했지만 방광을 모니터링 하는데 있어 16개의 전극을 사용했을 때와 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

마지막으로 그림. 23 방광이 작은 크기일 때의 복원영상을 살펴보았다. 이때

(b)Adjacent 방법과 (c)Opposite 방법은 타깃을 제대로 잡지 못하고 번지는 현상이 나타났지만 (d)Trigonometric 방법과 (e)Quasi-Adjacent 방법에서는 인체하복부 앞쪽에만 전극을 부착시켰더니 앞서 진행한 16전극의 실험과는 다르게 직장의 영향이 최소화되어 영상이 복원됨을 확인할 수 있다. 이에 성능지표를 확인해본 결과, 그림. 24에서 Quasi-Adjacent 방법이 가장 낮은 RMSE값과 가장 높은 CC값을 가지는 것을 알 수 있고 이에 따라 10개의 전극을 사용한 작은 크기의 방광 영상 복원에도 Quasi-Adjacent 방법이 좋은 성능을 가짐을 알 수 있다. 따라서 방광이 위치한 하복부 앞 쪽에만 10개의 전극을 부착했을 경우, 일반적으로 쓰이는 16전극 시스템과 비교했을 때 방광 영상 복원에 큰 차이가 없고, 작은 크기의 방광을 복원할 경우에는 오히려 가깝게 위치한 직장의 영향이 최소화 되어 영상 복원 성능이 향상됨을 확인할 수 있다.

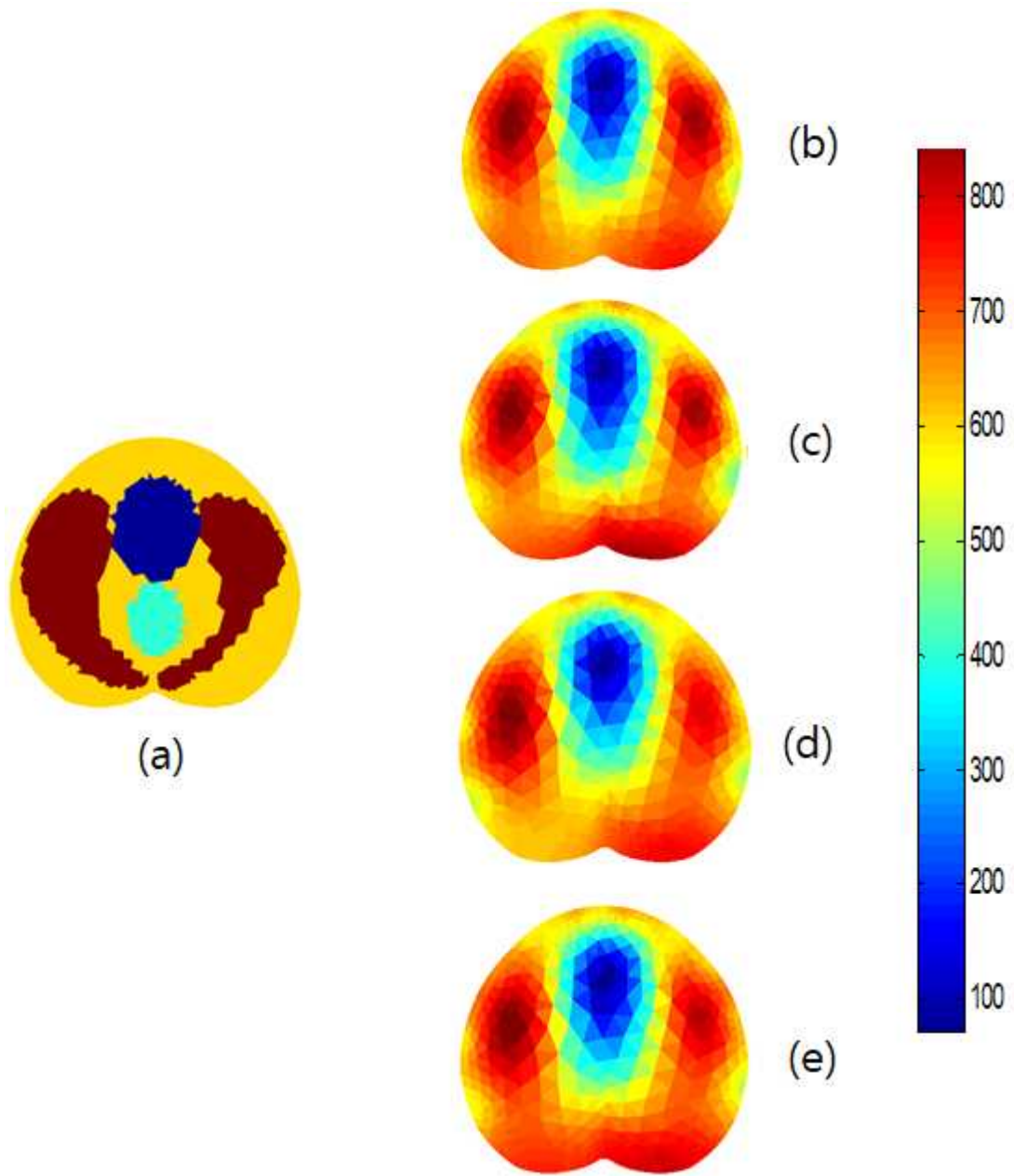
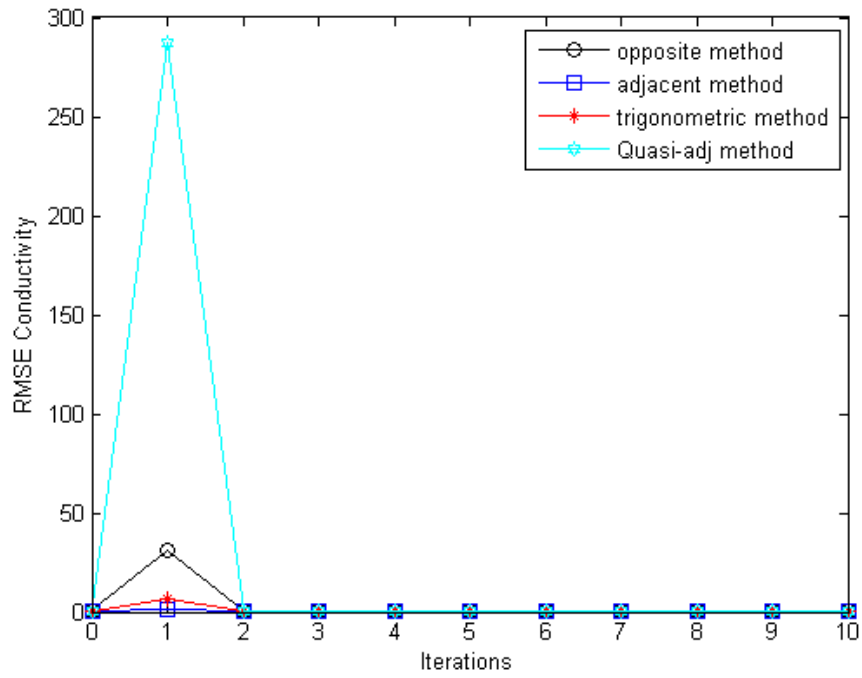
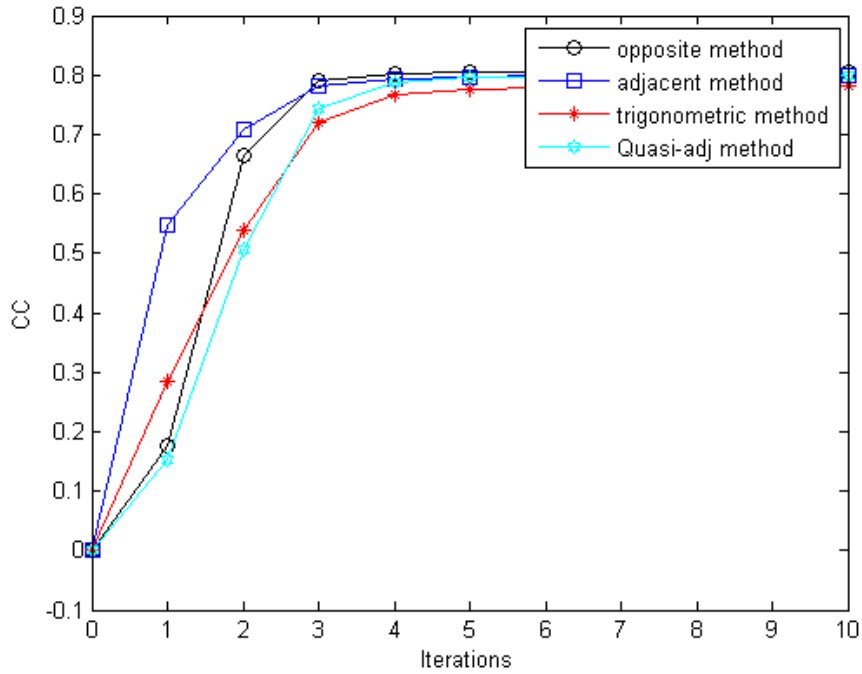


그림. 17 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상

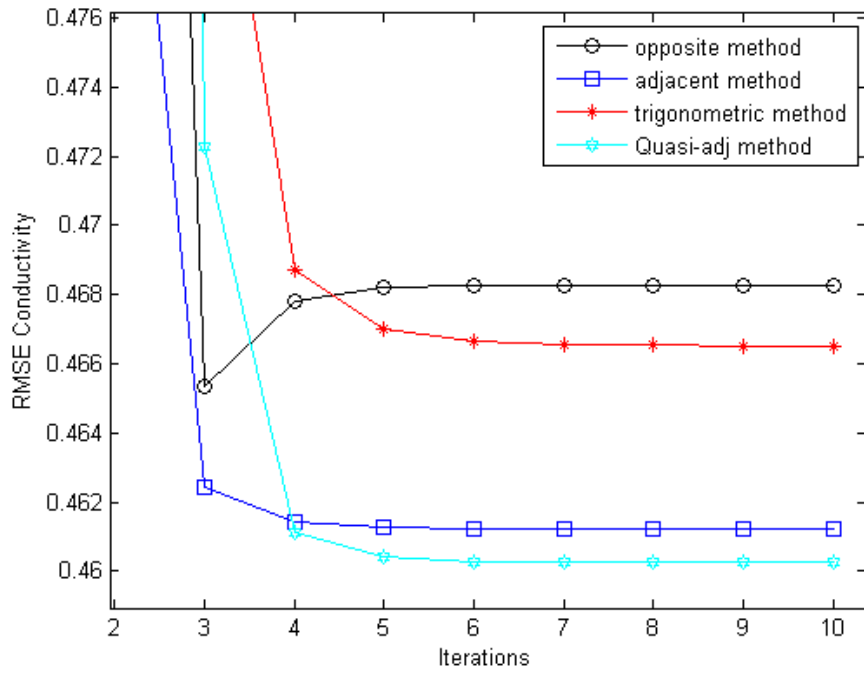


(a)

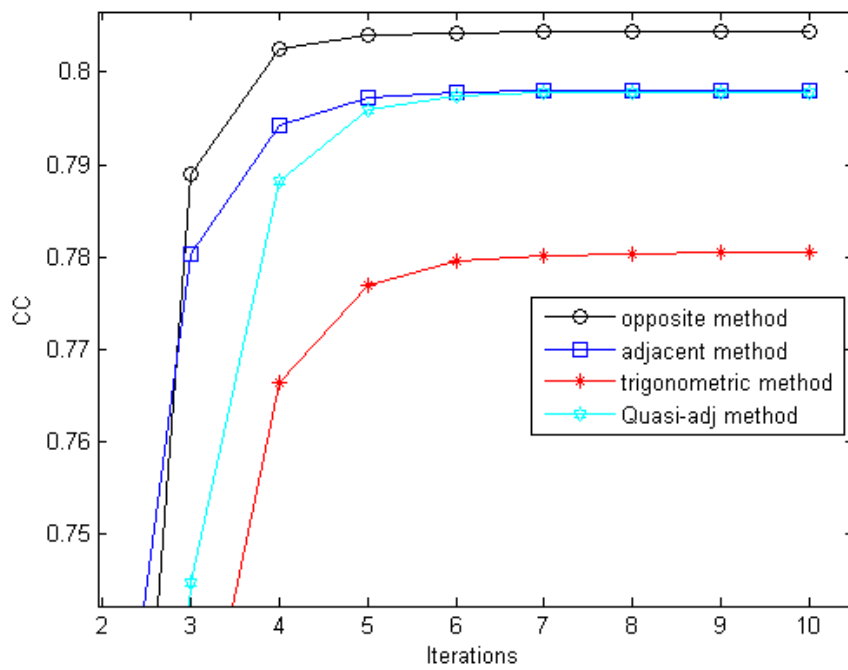


(b)

그림. 18 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)RMSE (b)CC



(a)



(b)

그림. 19 큰 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)확대된 RMSE (b)확대된 CC

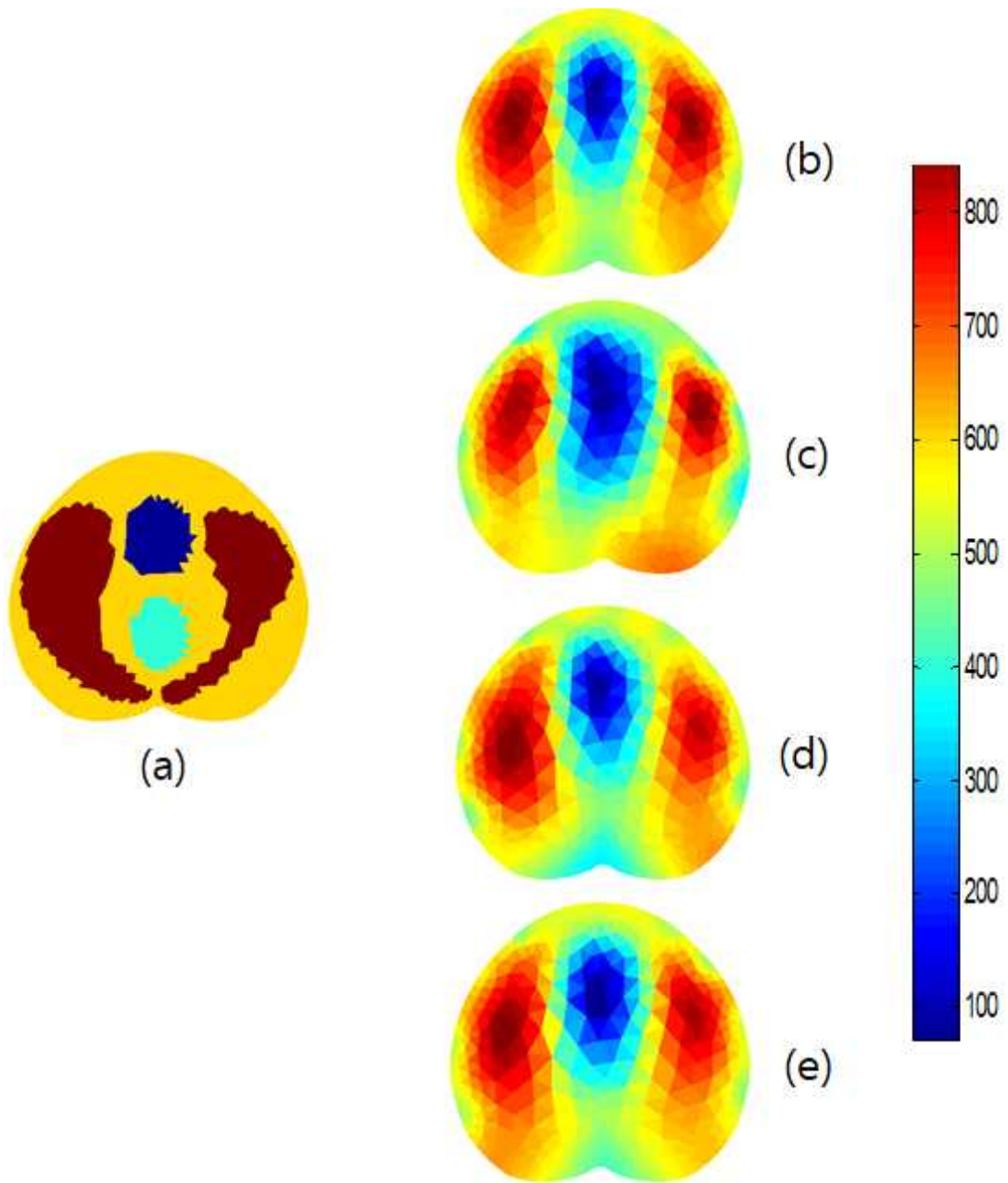
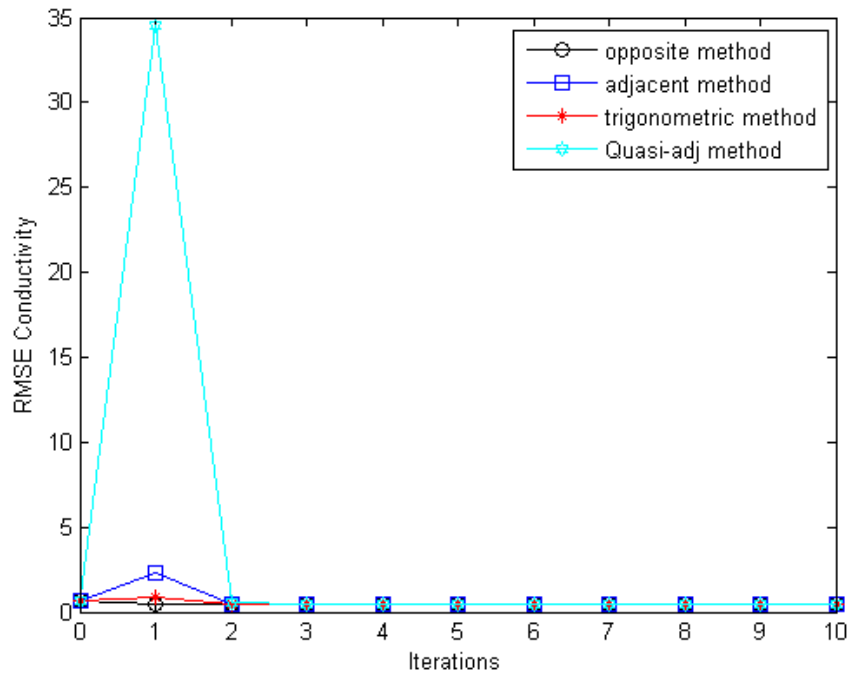
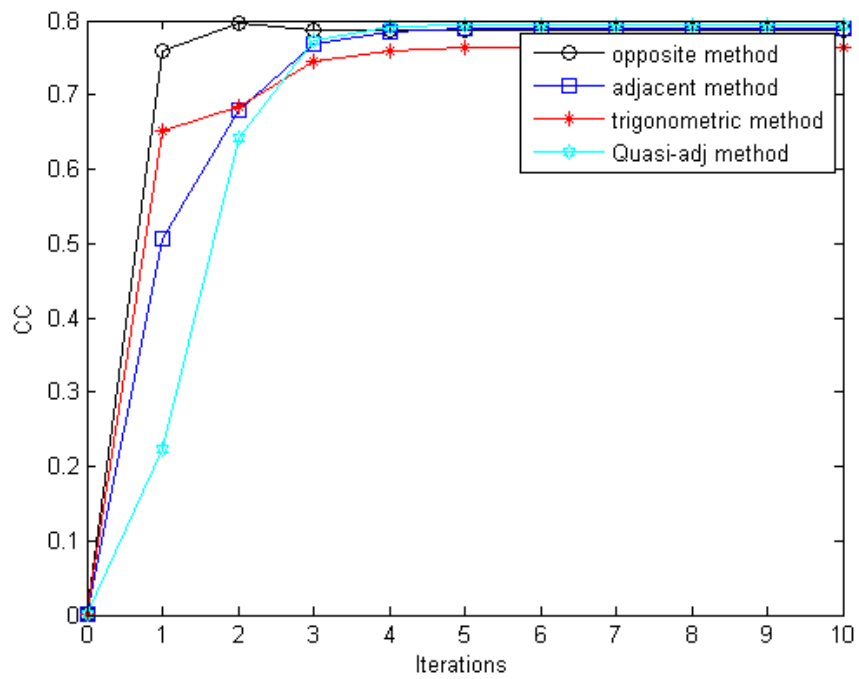


그림. 20 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상

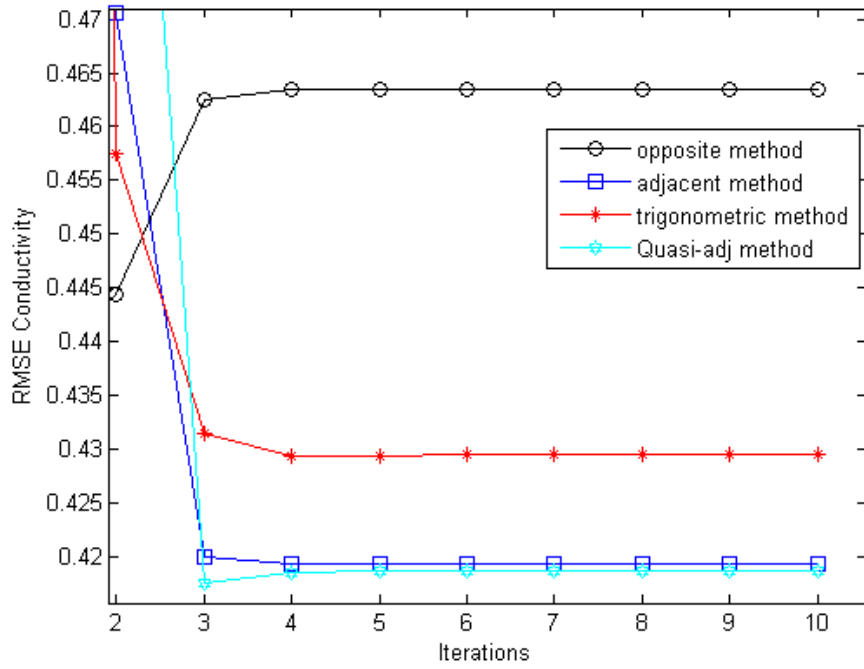


(a)

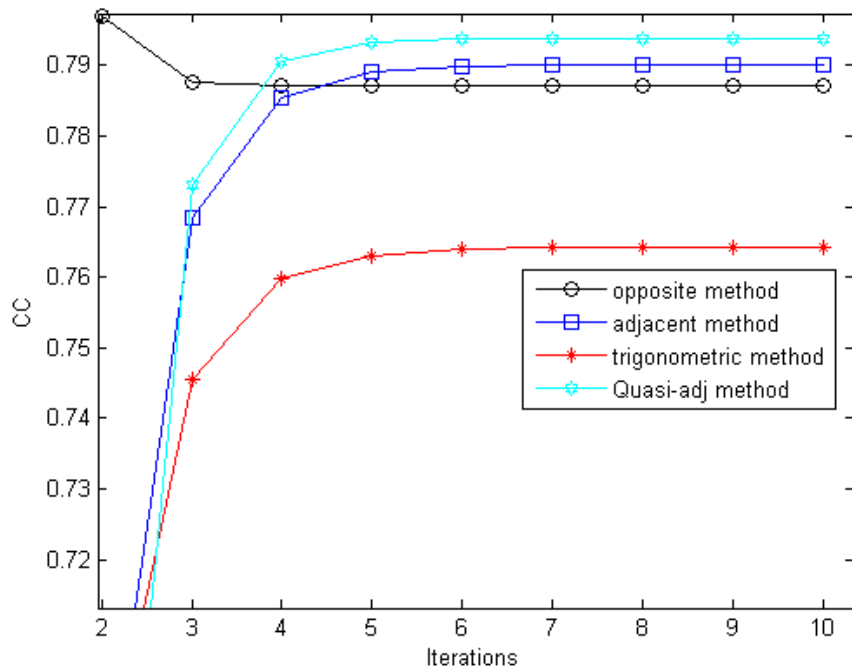


(b)

그림. 21 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 (a) RMSE (b) CC



(a)



(b)

그림. 22 중간 사이즈의 방광을 가질 경우 (a)확대된 RMSE (b)확대된 CC

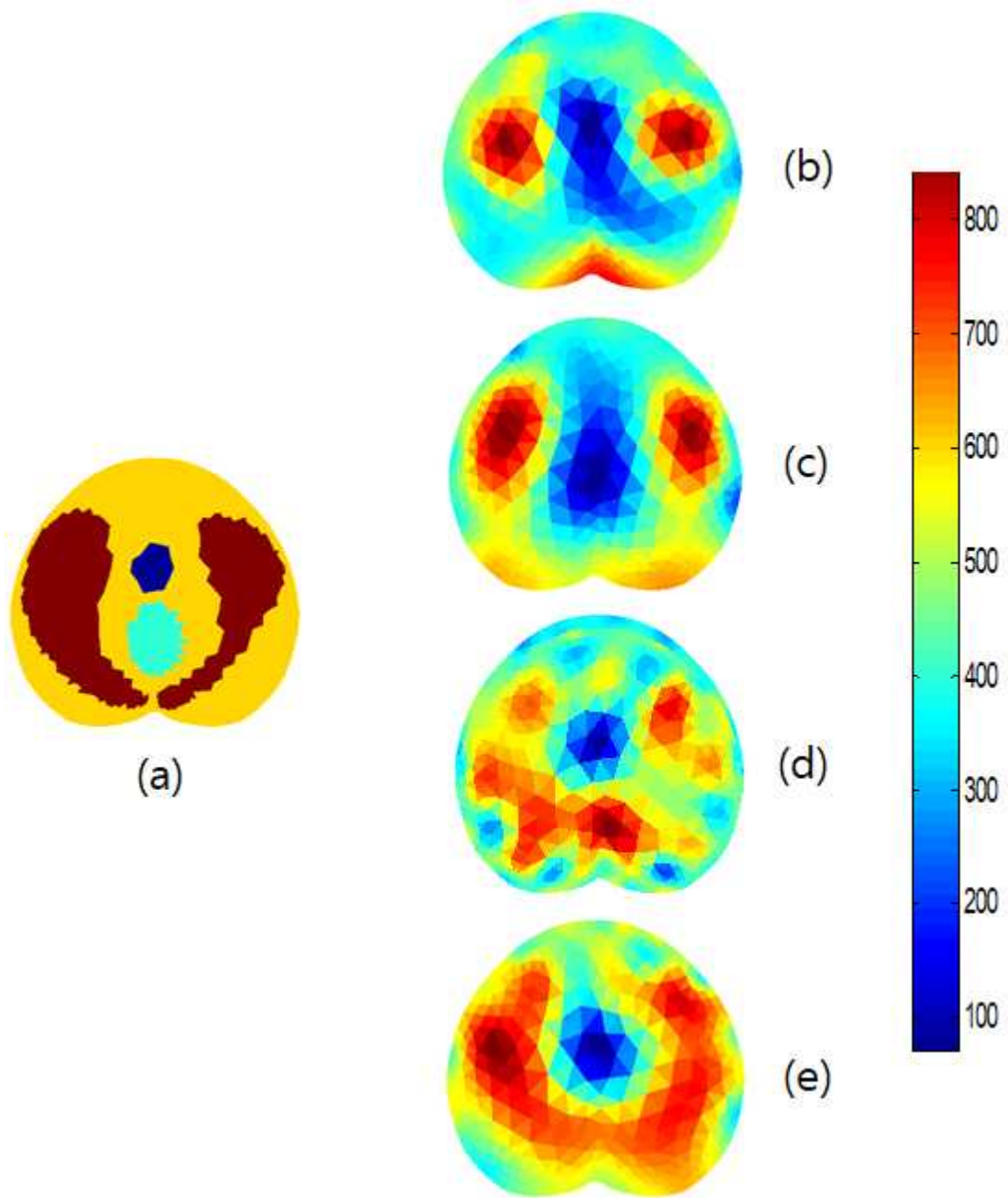
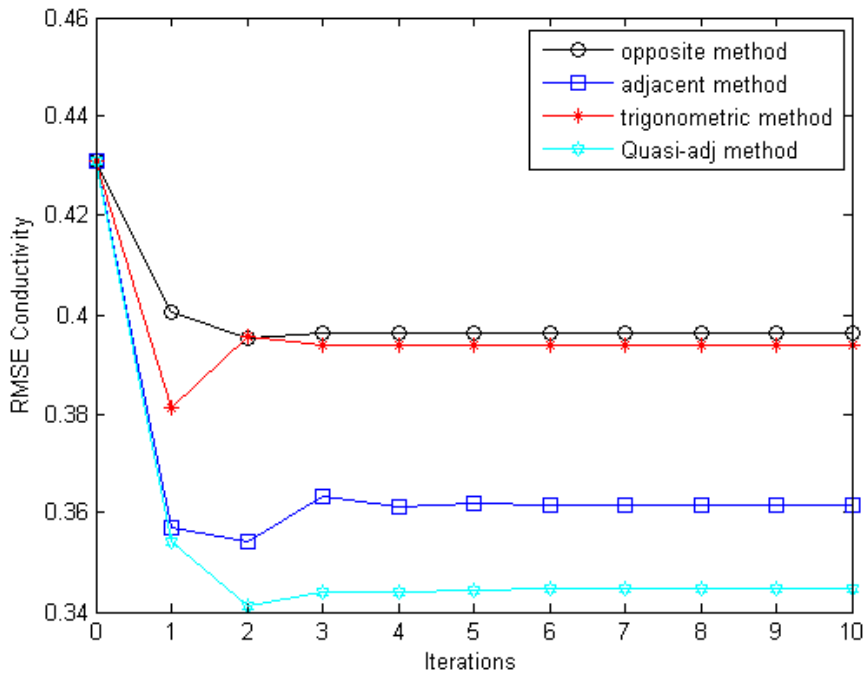
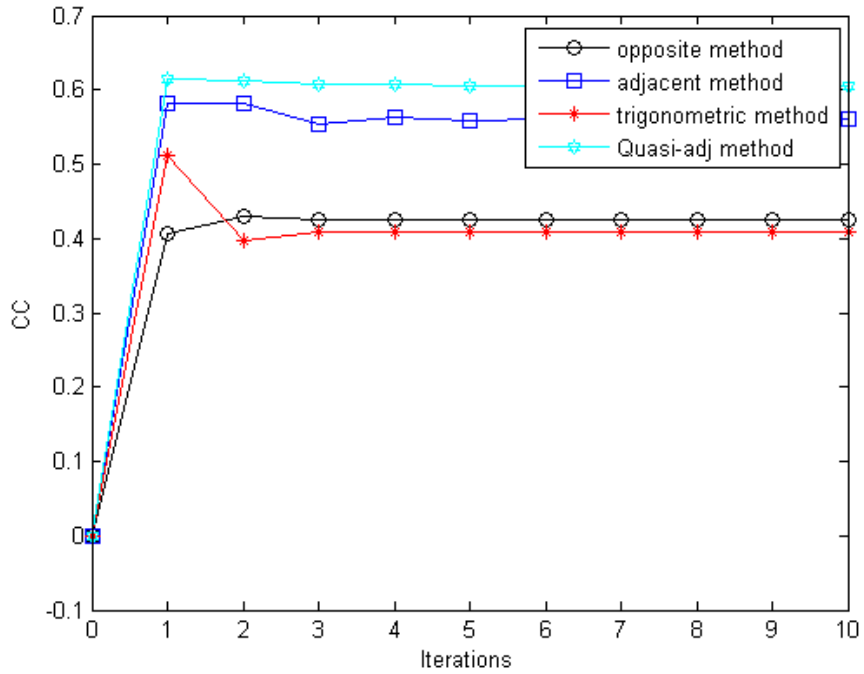


그림. 23 작은 사이즈의 방광을 가질 경우 복원 영상

(a) 원래 영상, (b) Adjacent 방법에 의해 복원된 영상, (c) Opposite 방법에 의해 복원된 영상, (d) Trigonometric 방법에 의해 복원된 영상, (e) Quasi-Adjacent 방법에 의해 복원된 영상



(a)



(b)

그림. 24 작은 사이즈의 방광을 가질 경우 (a) RMSE (b) CC

제 5 장 결 론

본 논문에서는 인체 방광의 크기를 비침습적으로 모니터링하기 위해, 전기 단층촬영법을 이용하였고, 주입 전류패턴과 전극 배열의 가장 좋은 조합을 찾기 위하여 모의실험을 통해 복원 성능을 비교분석 하였다.

주입 전류패턴으로는 Adjacent방법, Opposite방법, Trigonometric방법, Quasi-Adjacent방법을 비교하였는데 이 중 Quasi-Adjacent방법은 기존 EIT연구에서 자주 사용하던 전류주입 방법은 아니지만 많은 전압데이터를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 Adjacent방법과 Opposite방법의 특성이 모두 포함되기 때문에 크기에 따라 위치가 조금씩 변하는 방광의 영상 복원을 보다 효과적으로 나타낼 수 있을 것이라 판단하여 사용하였다.

전극 배열로는 16개의 전극을 균일하게 하복부에 부착한 경우와 10개의 전극을 하복부 앞쪽에만 부착한 경우를 비교하였다. 직장과 가깝게 위치하고 있어 영상복원 시 직장의 영향을 받게 되는 방광 모니터링에서 전극을 인체 하복부 앞쪽에만 부착 할 경우, 뒤쪽에 있는 직장의 영향을 덜 받게 될 것이라고 판단하여 이와 같이 진행하였다.

16 전극 실험과 10 전극 실험을 진행한 결과, Quasi-Adjacent방법이 세 가지 방광의 크기 모두에서 우수한 RMSE성능을 보였다. 이는 Quasi-Adjacent방법이 경계면 근처에서 가장 좋은 감도를 지닌 Adjacent방법과 도메인의 중앙부분에서의 감도가 우수한 Opposite방법의 특성이 모두 포함된 방법이기 때문에 방광의 크기가 변화하며 위치가 변화하더라도 좋은 복원성능이 나타난 것으로 판단된다. 또한 작은 크기의 방광을 복원 한 영상을 보았을 때, 16전극일 경우 가깝게 위치한 직장의 영향을 받아 방광의 형태가 변진 것을 확인할 수 있었는데 10개의 전극을 인체 하복부 앞쪽에 위치시켰을 때의 복원 영상에서는 직장의 영향이 최소화 되어 방광이 복원되었음을 확인할 수 있었다. 따라서 Quasi-Adjacent전류 패턴을 사용하고, 직장의 영향이 덜 미치도록 10개의 전극을 하복부 앞쪽에 부착한 경우가 방광의 복원 성능이 가장 좋음을 알 수 있다.

향후 위 모의실험을 바탕으로 팬텀 실험을 진행하고 그 결과를 바탕으로 연구

를 지속할 경우 주변 조직의 영향을 많이 받는 방광 모니터링 복원 성능 향상에 기여할 수 있을 것이라 생각한다.

참 고 문 헌

- [1] Y. J. Han, A. K. Khambampati and K. Y. Kim, “performance analysis of EIT bladder monitoring system according to input current patterns,” *J. Inst. Korean. Electr. Electron. Eng.*, vol. 23, no. 1, pp. 164-172, Mar. 2019.
- [2] M. Vauhkonen, *Electrical Impedance Tomography and prior information*, Ph. D. Thesis, University of Kuopio, Finland, 1997.
- [3] D. S. Holder, *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*, IOP Publishing Ltd, 2005.
- [4] A. Rashid, A. K. Khambampati, B. S. Kim, S. Kim, M. J. Kang and K. Y. Kim, “An EKF based estimation scheme for sedimentation processes in vessels using EIT-type measurement data,” *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 21, no. 4, pp. 521-530, Dec. 2010.
- [5] A. K. Khambampati, S. Kim and K. Y. Kim, “An EM algorithm for dynamic estimation of interfacial boundary in stratified flow of immiscible liquids using EIT,” *Flow Measurement and Instrumentation*, vol. 22, no. 6, pp. 517-528, Dec. 2011.
- [6] B. S. Kim, D. Isaacson, H. Xia, T.-J. Kao, J. C. Newell, and G. J. Saulnier, “A method for analyzing electrical impedance spectroscopy data from breast cancer patients,” *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 7, pp. S237-S246, Jun. 2007.
- [7] J. G. Webster, *Electrical Impedance Tomography*, IOP Publishing Ltd, 1990.
- [8] T. Schleich, S. Nienke, S. Leonhardt and M. Walter, “Bladder volume estimation from electrical impedance tomography,” *Physiological Measurement*, vol. 35, no. 9, pp. 1813-1823, Aug. 2014.
- [9] H. Wei, R. Peng, X. Zheng, L. Bing, and Song-nong Li, “A 3D Visualization Method for Bladder Filling Examination Based on EIT,”

Computational and Mathematical Methods in Medicine, Vol. 2012, pp. 9, Nov. 2012.

[10] 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.

[11] S. I. Kang and K. Y. Kim, "Image Reconstruction Using Iterative Regularization Scheme Based on Residual Error in Electrical Impedance Tomography," j.inst.Korean.electr. electron. eng, vol. 18, no. 2, pp. 272-281, 2014.

[12] R. Harikumar, R. Prabu, S. Raghavan, "Electrical Impedance Tomography (EIT) and Its Medical Applications: A Review," International Journal of Soft Computing and Engineering, vol.3, Issue.4, pp. 193-198, Sep. 2013.

감사의 글

대학원에 들어와 익숙하지 않은 생활을 하려니 많은 사람들에게 폐도 끼치고 실수도 많이 하였습니다. 순식간에 시간이 흘러 이제는 어느덧 이렇게 졸업논문의 마지막, 감사의 글을 작성 하고 있는데요. 보잘 것 없는 이 작은 결실을 맺기까지 저는 감사함을 느끼는 많은 사람들과 후회로 가득 찬 많은 순간들을 지나쳐 왔습니다. 후회로 가득 찬 순간들은 훌훌 털어버리고 대신 감사한 사람들에게 글을 남기려 합니다.

제일 먼저 못한 제자 내치지 않고 끝까지 함께 해주신 김경연 지도교수님. 호탕하고, 유쾌하고, 학생들을 먼저 위해주시는 교수님을 만나 저는 이렇게 고생을 모르고 졸업을 하게 됩니다. 교수님께서 이끌어 주시는 길, 저는 고작 그 것 하나 따라가기 벅차 저 대신 교수님께서 고생을 하셨네요. 죄송한 마음이 크지만 언젠가는 은혜를 갚을 날이 있다고 믿고 있겠습니다. 대학원 시절 내내 해주셨던 진심어린 조언과 꾸중을 제 앞날의 길잡이로 삼아 걸어가겠습니다. 감사합니다.

모자란 제 논문을 꼼꼼히 검토해주신 고석준 교수님, 강민제 교수님, 그리고 학사 시절 많은 지식을 아낌없이 나눠 주셨던 고성택 교수님, 이광만 교수님, 도양희 교수님, 김우영 교수님께 감사드립니다.

연구실 식구들인 김봉석 박사님, 강숙인 박사님, Dr. Anil Khambampati, 박사과정 Konki Sravan, Sunam Sharma, 민호 오빠에게도 감사한 마음과 더불어 앞으로의 나날에 행복만이 있기를 바랍니다. 언제나 든든한 석사과정 윤숙 언니와 성완 오빠도 좋은 결과로 마무리 짓기를 바라고 먼저 석사를 졸업한 장정 언니와 승호 오빠에게도 감사함을 전합니다.

제 대학시절 내내 저의 일정을 관리해 주시고 꼼꼼히 신경써주신 전자공학과 고경필 조교님, 좌아름 조교님께도 감사드립니다.

마지막으로 세상에서 제일 사랑하는 부모님 그리고 같은 길을 걸었던 경험을 통해 많은 조언을 아낌없이 해준 오빠, 언니, 새언니께 정말 많이 사랑하고 감사하다는 말을 전하고 싶습니다.