

자기공명촬영상에서 구한 내부 전류밀도를 이용한 임피던스 단층촬영법

이수열 · 우응제 · 문치웅*

=Abstract=

Impedance Tomography using Internal Current Density Distribution Measured by Nuclear Magnetic Resonance

Soo Yeol Lee, Eung Je Woo, Chi Woong Mun*

In electrical impedance tomography(EIT), we use boundary current and voltage measurements to provide the information about the cross-sectional distribution of electrical impedance or resistivity. One of the major problems in EIT has been the inaccessibility of internal voltage or current data in finding the internal impedance values. We propose a new image reconstruction method using internal current density data measured by NMR. We obtained a two-dimensional current density distribution within a phantom by processing the real and imaginary MR images from a 4.7T NMR machine. We implemented a resistivity image reconstruction algorithm using the finite element method and sensitivity matrix. We presented computer simulation results of the image reconstruction algorithm and future direction of the research.

Key words : Impedance tomography, Magnetic resonance, Current, Finite element method

서 론

인체의 각 조직은 서로 다른 값의 저항율(resistivity)과 유전율(permittivity)를 가져서 결국 서로 다른 값의 전기 임피던스를 가진다. 또한, 심장의 박동, 호흡 등의 대사작용에 의해 인체 내부의 특정 기관 또는 부위의 전기 임피던스가 변하는 것도 주지의 사실이다. 이러한 임피던스의 차이 또는 변화는 심장기능의 측정, 호흡의 감시 등에 응용이 되고 있고, 이러한 경우 주로 외부에서 표면전극을 이용하여 전류를 주입하고, 전압을 측정된 뒤, 그 관계로

부터 내부의 임피던스 값이나 또는 그 변화를 추정한다.

그러나, 이와같은 방법들은 다음과 같은 이유로 그 사용이 제한되고 있다. 우선은, 비균질인 인체 내부의 복잡한 임피던스 분포를 모르며, 따라서 내부에 흐르는 전류의 3차원적인 경로를 알 수가 없다는 점이다. 그리고, 표면전극이 측정하는 전압의 크기는 전극 근처의 피부 또는 조직의 임피던스 변화에는 극도로 민감한 반면, 내부 조직의 임피던스 변화에는 둔감하다는 문제점이 있다. 결국, 현재 사용하고 있는 대부분의 임피던스 측정법들은 연속적으로 발생하는 내부 임피던스의 복잡한 변화의 효과가 중첩되

진국대학교 의과대학 의공학학과

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon Kuk University

* 아산생명과학연구소 NMR연구실

* NMR Lab., Asan Institute for Life Sciences

† 이 논문은 1993년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음.

통신저자: 이수열, (380-701) 충북 충주시 단월동 322, Tel. (0441) 40-3764, Fax. (0441) 848-0620

어서 인체 표면에 나타나는 결과를 측정하게 되는 것이다. 따라서, 심박출량의 측정, 호흡의 감시, 혈량의 측정 등을 가능하게 하는 임피던스 방법들은 매우 간편하며 비관혈적으로 측정치를 제공한다는 장점에도 불구하고, 임상에서의 사용이 매우 빈약한 상황이다.

이와같은 임피던스 측정법의 문제점을 극복하기 위해서는 외부에서 주입한 전류의 경로를 해석하고, 내부의 특정 부위로 전류를 집중시키는 방법이 필요하다. 또한, 세동제 저기, 외부형 심박조율기, 기타 전기 자극기의 개발에 있어서는, 자극의 효율성에 대한 연구가 활발히 계획되고 있다. 이러한 경우 들에 있어서, 내부의 전류 밀도 분포를 측정할 수 있는 방법은 매우 중요한 연구 수단이 될 것이다. 뿐만아니라, 내부의 임피던스 분포를 구할 수 있다면, 상술한 문제점들의 해결에 실마리를 제공할 수 있다.

인체 내부 단면의 임피던스 또는 저항율의 분포를 구하고자 하는 시도는 1980년대 초기 부터 여러 학자들에 의해 진행되어 왔으며, 전기임피던스 단층촬영법 (Electrical Impedance Tomography, EIT)라고 불리우고 있다¹⁾. 지금까지는, 인체 흉부에 여러개 (16~64개)의 전극을 부착하고, 수십 kHz대역의 전류를 특정한 형태로 주입한 뒤, 유기되는 전압을 측정하여 내부 조직의 저항율을 영상으로 복원하는 방법이 사용되고 있다.

전기임피던스 단층촬영법에 의해 영상화되는 내부 임피던스 또는 저항율 분포는 상술한 임피던스 측정과 전기자극 분야에 중요한 자료가 되며, 임상과 산업에 여러 응용분야를 가지고 있다. 그러나, 전기임피던스 단층촬영법 역시 표면에서 측정되는 전류, 전압의 관계만을 이용함으로, 그 정확도와 공간 해상도가 실용적인 수준에 미달되고 있는 실정이다.

본 논문에서는 최근에 Scott 등이²⁾ 제안한 자기공명촬영상에 의한 내부 전류밀도의 측정법을 생체 임피던스의 측정 기술에 응용하고자 한다. 이 방법을 사용하면, 내부의 전류 밀도 분포를 알 수 있으며, 이러한 내부 전류밀도는 내부의 임피던스 분포를 구하는데에 이용할 수 있다. 특히, 인체 표면에서 만의 정보로 내부의 현상을 추정해야하는 임피던스 단층촬영법에 있어서, 내부의 정보를 활용할 수 있다는 것은 매우 큰 의미를 가지며, 임피던스 영상의 정확도와 공간 해상도의 증진에 기여할 수 있으리라 생각된다.

문제는 내부의 전류밀도 데이터를 어떠한 방법으로 활용하는가 하는 점이다. 본 논문은 이와같은 방법의 첫 시도로서, 우선 2차원 팬텀 (phantom)을 이용하여 내부의 전류밀도 분포를 측정하기 위한 자기공명촬영법 및 영상의

처리 방법을 확립하였고, 단면의 저항율 영상 복원에 있어서 내부의 전류밀도 분포를 이용하는 한가지 방법을 제안하여 컴퓨터 모의실험을 하였다.

저자들이 알고 있는 범위에 있어서는, 본 논문에서 최초로 시도된 자기공명영상법과 전기임피던스 단층촬영법의 결합은, 앞으로 해결하여야 할 많은 과제를 가지고 있으나, 자기공명영상법의 활용 영역을 확대하면서, 생체 임피던스 및 전기자극의 분야에 응용이 기대된다.

내부 전류밀도를 구하는 NMR 영상법

1. 자기공명촬영에서 주입전류의 영향

일반적인 자기공명촬영에서 자기공명신호는 균일한 주자계 (main magnetic field) 하에 놓여 있는 핵스핀으로부터 방사되어 나온다. 이 균일한 주자계는 보통 초전도전자석을 이용하여 발생시키는데 핵스핀의 위치정보를 추출하기 위해서 이 주자계에 경사자계를 펄스 형태로 인가하게 된다. 주자계에 기인하는 고주파성분을 복조한 후의 자기공명신호는 아래의 식으로 표현된다.

$$S(t_x, t_y, t_z) = \int \rho(x, y, z) \exp[-j\gamma(xG_x t_x + yG_y t_y + zG_z t_z)] dx dy dz \quad (1)$$

여기서 $S(t_x, t_y, t_z)$ 는 3차원적인 자료 수집축인 t_x, t_y , 그리고 t_z 에서 표현한 자기공명신호이고, $\rho(x, y, z)$ 는 촬영하고자 하는 물체의 핵스핀밀도함수, γ 는 자기회전율 (gyromagnetic ratio)을, G_x, G_y , 그리고 G_z 는 x-, y-, z-방향의 경사자계의 기울기를 각각 나타내고 있다. 위 식에서는 편의상 핵스핀의 이완현상은 무시하였다. $S(t_x, t_y, t_z)$ 를 3차원 푸리에변환을 하면 핵스핀밀도함수를 구할 수 있다.

촬영하고자 하는 물체에 전류를 주입하면서 자기공명촬영을 하는 경우에는, 자기공명신호가 주입전류에 의해서 유도되는 자계에 의해 영향을 받게 된다. 이 유도되는 자계는 본래의 균일한 주자계에 더해지게 되므로 전류를 주입하면서 얻은 핵스핀밀도함수 $\rho'(x, y, z)$ 는 아래의 식으로 주어지게 된다.

$$\rho'(x, y, z) = \rho(x, y, z) \exp(j\gamma \int_0^{T_c} B(x, y, z, t) dt) T_c \quad (2)$$

여기서 $B(x, y, z, t)$ 는 주입전류에 의해 유도되는 자계를, 그리고 T_c 는 주입전류펄스의 시간폭을 나타낸다. 따라서 주입전류는 재구성된 영상의 위상에 영향을 주게됨을 알

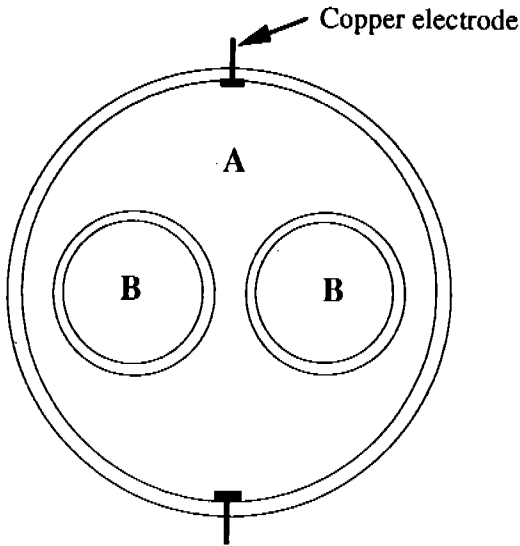


그림 1. 실험에 사용한 2차원 팬텀.
Fig. 1. Two-dimensional phantom used in the experiments.

수 있다. 만일 전류를 일정한 크기로 주입한다면 유도되는 자계도 일정하게 되어 식(2)은 아래와 같이 단순화할 수 있게 된다.

$$\rho'(x, y, z) = \rho(x, y, z) \exp(j\gamma B(x, y, z)T_c) \quad (3)$$

그러므로 재구성된 자기공명영상의 위상을 측정하면 유도된 자계의 세기를 각각의 화소에서 구할 수 있다.

2. 팬텀 (Phantom)

〈그림 1〉에 보인 모양의 팬텀을 제작하였다. 원통형 팬텀의 위와 아래에 전류를 주입하기 위한 구리전극을 부착하였다. 이 전극의 폭과 길이는 각각 2mm와 70mm였다. 팬텀안의 영역 A와 B는 아크릴 튜브를 사용하여 전기적으로 분리를 시켰다. 영역 A는 내경이 70mm이고 길이가 70mm인 아크릴 튜브로 구성되었으며 영역 B는 내경이 26mm이고 길이가 70mm인 아크릴로 구성되었다. 그리고 영역 A와 B는 0.2mM의 MnCl₂ 수용액으로 채웠다. 또한 이 수용액에 식염을 첨가하면서 전기전도도를 조정하였다.

3. 자기공명촬영 기법과 실험

〈그림 2〉에 보인 펄스열을 사용하여 자기공명촬영을 시행하였다. 이 펄스열은 일반적인 스핀에코 (spin echo) 펄스열에 물체에 전류를 주입하기 위한 전류펄스열을 삽입

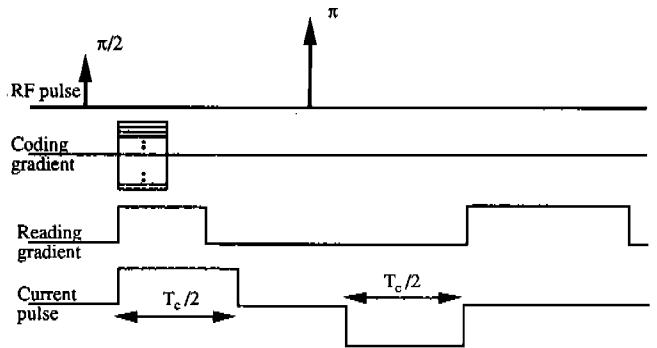


그림 2. 자기공명촬영에 사용한 펄스열.
Fig. 2. NMR imaging pulse sequence.

한 것이다. 주입전류에 의한 위상천이를 2배로 해주기 위해 2개의 주입전류 펄스를 π 고주파펄스 양 옆에 양극성으로 인가하였다. 이 π 고주파펄스는 주자계의 비균일성을 보상하여 주브로 재구성된 영상의 위상은 오로지 주입된 전류에 의해 유도된 자계의 영향만을 받게 된다.

자기공명촬영은 30cm의 촬영공간을 가진 4.7T 자기공명촬영시스템을 사용하여 실행하였다. 촬영시에는 원통형 팬텀이 마그넷과 동축선 상에 놓이도록 하였고, 팬텀에 부착된 전극 사이의 전위차는 전류를 주입하는 기간 동안 10V가 되게 하였다.

〈그림 3〉의 256 × 56 자기공명영상은 40 msec의 TE (echo time)과 20 msec의 T_c로 얻은 것이다. 〈그림 3〉(a)와 (b)는 각기 영상의 실수부와 허수부를 나타내고 있다. 이 영상은 팬텀의 중심 부분을 촬영한 것이다. 사용한 팬텀의 구조가 원통 대칭을 이루고 있으므로 촬영한 중심 부위에서의 자계는 주자계의 방향과 일치하는 z-방향 성분만을 가지게 된다. 일반적으로 팬텀 내에 x- 및 y-방향의 자계 성분을 가지는 경우에는 팬텀의 위치를 그 방향으로 각기 90° 회전시켜서 해당 성분을 측정할 수는 있으나, 본 논문에서는 실험의 간편성을 위하여 영상부위 내에 z-방향 성분의 자계만이 발생하도록 하였다.

내부 전류밀도의 추출

〈그림 3〉의 실수부와 허수부 영상에서 각 화소를 제공하여 더함으로서 크기의 제곱 영상을 구한 뒤, 임계치 이하의 화소들은 제거하는 방법으로 배경을 삭제하고 팬텀 내부만의 영상을 구하였다. 〈그림 3〉의 실수부와 허수부 영상에서 팬텀 내부의 부분에 대해서, 각 화소별로 tan⁻¹를

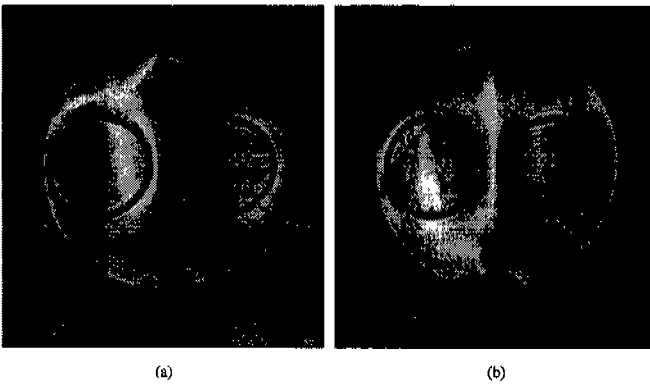


그림 3. 팬텀의 NMR 영상.
(a) 실수부. (b) 허수부.
Fig. 3. NMR images of the phantom.
(a) Real part and (b) imaginary part.

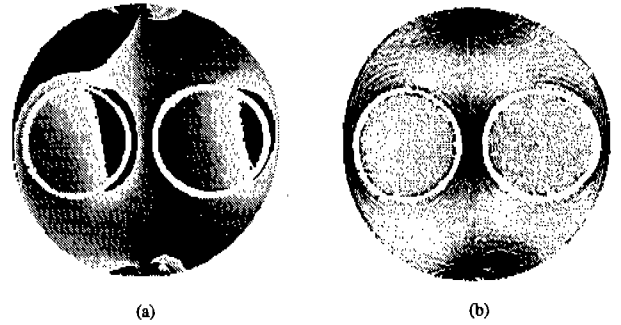


그림 4. (a) 위상영상(-π~+π). (b) 전류밀도의 크기 영상.
Fig. 4. (a) Phase image(-π~+π). (b) image of the magnitude of current density.

취하면 <그림 4>(a)와 같은 위상 영상이 구해진다. 각 화소의 위상 값은 그 화소에서의 주입전류에 의해 유기된 수직 방향의 자장의 크기 B를 나타내고 있다. 이때, \tan^{-1} 는 $-\pi$ 부터 $+\pi$ 까지의 값을 제공함으로써, 위상 영상에는 여러개의 불연속점이 존재하게 되는 위상의 접합 현상(phase wrapping phenomena)이 발생한다.

각 화소에서의 전류밀도 J는

$$J = \nabla \times B / \mu_0 \quad (4)$$

로 구할 수 있다. 이때, 위상의 접합 현상에 의한 불연속점은 물리적으로 실현 불가능한 무한대의 전류밀도를 초래함으로써, 국부적인 위상 펼침 알고리즘(local phase unwrapping algorithm)을 적용하였다. <그림 4>(b)는 식(4)에 의해 구한 전류밀도 영상을 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이, 두 개의 전극 주위에서 전류밀도의 급격한 변화가 발생하고, 내부의 두 절연된 부분을 피해서 흐르는 전류의 경로를 확인할 수 있다.

이와같이 내부의 전류밀도를 구하는 방법은, 어떠한 대상에 전류를 주입하거나 전압을 인가하는 경우, 내부에 흐르는 전류의 경로를 해석할 필요가 있는 분야에 응용이 가능하다. 본 논문에서는 이렇게 구해지는 내부의 전류밀도 데이터를 내부의 저항을 분포를 구하는데에 응용이 가능하리라 생각하고, 다음의 절에서는 그 방법에 대하여 살펴 보았다.

저항을 영상 복원

저항을 영상 복원의 문제를 순방향 문제(forward problem)과 역방향 문제(keverse problem)로 나누어 살펴보면, 다음과 같다. 순방향 문제는 내부의 저항을 분포와 자극 전류를 알고 있으면서, 내부의 전류밀도 분포를 구하는 것이다. 원통형의 균질한 대상에 대해서는 수식적인 해를 구하는 것이 가능하나, 일반적인 모양의 불균질한 대상에 대해서는 유한요소법(FEM, finite element method) 등과 같은 수치적인 방법을 사용할 수 밖에 없다. 본 논문에서는, 본 연구팀이 개발한 유한요소 프로그램을 이용하여 순방향 문제의 해를 구하였다³⁾.

역방향 문제는 내부의 전류밀도 분포와 주입전류를 알고, 내부의 저항을 분포를 구하는 문제이다. 여기에서는 여러가지의 방법이 가능하나, 본 논문에서는 우선 민감도 행렬(sensitivity matrix)를 이용한 최소자승오차법을 시험하였다.

1. 순방향 문제(forward problem)

<그림 5>(a)는 본 논문에서 구성한 내부가 균질한 팬텀의 유한요소 모델이다. 전기임피던스 단층촬영법을 위하여 개발한 모델설계 프로그램을 이용하였고, 희박행렬 처리법(sparse matrix algorithm)을 활용하여, 계산 속도를 향상하였다²⁾. 모델에 전류 주입용 전극과 전압 측정용 기준 전극을 설정하고, 어드미턴스 행렬을 구성한 뒤, 적절한 경계 조건을 인가한 후, 선형 시스템 방정식의 해를 구함으로써, 모델 내의 각 절점(node)에서의 전압을 계산하였

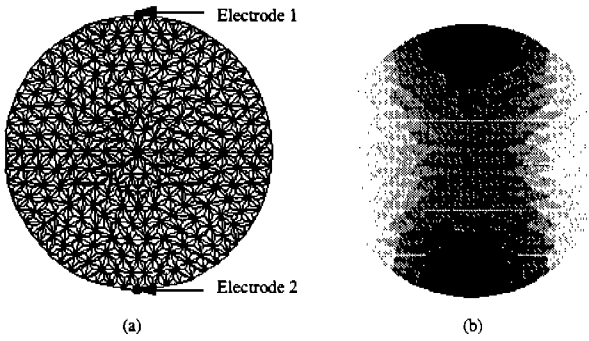


그림 5. (a) 유한요소 모델. (b) 100Ω-cm로 균질인 모델에서 구한 전류밀도의 크기.
Fig. 5. (a) Finite element model of the phantom. (b) Computed current density distribution of the homogeneous model with 100 Ω-cm.

다.

i-번째 요소 (element)에서의 전류밀도 J_i 는

$$J_i = -\sigma_i E_i = -\sigma_i \nabla v_i \quad (5)$$

와 같이 계산되며, 이때 σ_i 는 요소 i의 도전율(conductivity), E_i 는 전계강도, v_i 는 절점전압이다. <그림 5>(b)는 100Ω-cm로 균질한 모델에 <그림 5>(a)에 표시된 두개의 전극으로 전류를 주입할 때, 계산된 내부의 전류밀도 분포이다.

2. 역방향 문제 (inverse problem)

최소자승오차법에 의한 저항율 영상을 구하는 역방향 문제는 다음과 같이 설정된다.

$$\text{Min}_{\sigma} \Phi(\sigma) \quad (6)$$

이때,

$$\Phi(\sigma) = \frac{1}{2} [J(\sigma) - \hat{J}(\hat{\sigma})]^T [J(\sigma) - \hat{J}(\hat{\sigma})]$$

여기에서, $J(\sigma)$ 는 σ 의 도전율 분포를 가지는 유한요소모델에서 구한 전류밀도, $\hat{J}(\hat{\sigma})$ 는 $\hat{\sigma}$ 의 도전율 분포를 가지는 실제 대상으로부터 측정된 전류밀도 분포이다.

즉, 역방향 문제의 해를 구하기 위하여, 우선 실제 대상의 유한요소 모델에서 임의의 내부 도전율 분포를 가정하면, 전류밀도 분포를 구하여 실제의 대상에서 측정된 전류

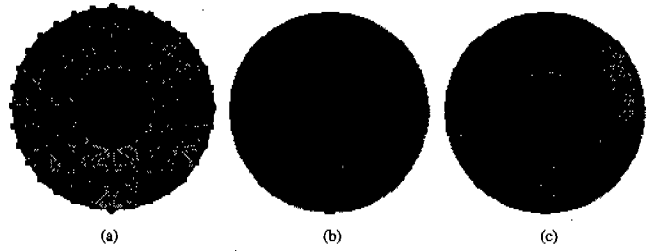


그림 6. (a) 컴퓨터 모의실험에 사용한 실제의 저항율 분포. 중앙은 300Ω-cm, 배경은 100Ω-cm. (b) S 행렬의 대각선 성분만을 사용한 복원 영상. (c) S 행렬의 모든 성분을 사용한 복원 영상.
Fig. 6. (a) True resistivity image for computer simulation. Background is 100 Ω-cm and the object at the center is 300 Ω-cm. (b) Reconstructed resistivity image using only diagonal elements of S matrix. (c) Reconstructed resistivity image using all elements of S matrix.

밀도 분포와의 오차의 제곱이 최소화되도록 모델의 도전율 분포를 수정해 나가는 방법을 사용하였다.

식(6)의 해를 구하는 방법에는 여러가지가 있을 수 있다. 표면에서의 전류, 전압 관계를 이용하는 임피던스 단층촬영법에서는 문제를 선형화하여 backprojection 방법을 사용하거나, perturbation에 의한 민감도 행렬을 사용하거나, Newton-Raphson 형의 최적화 알고리즘을 사용하는 등 여러가지 방법이 시도되고 있다¹⁾. 본 논문에서는, ij-번째 값이 다음과 같이 정의되는 민감도 행렬 S를 사용하였다.

$$S_{ij} = \Delta J_i / \Delta \sigma_j \quad (7)$$

여기에서, ΔJ_i 는 i-번째 요소의 전류밀도의 변화치이고, $\Delta \sigma_j$ 는 j-번째 요소의 도전율의 변화치이다.

모델의 초기 도전율 분포 σ 에서 시작하는 저항율 영상의 복원은 다음과 같은 과정의 반복이며, k-번째 반복에서의 절차는 다음과 같다.

- 1 단계: σ_k 에 대하여 모든 S_{ij} 를 계산한다.
- 2 단계: $S \Delta \sigma_k = |\hat{J}(\hat{\sigma})|$ 에서 $\Delta \sigma_k$ 를 구한다.
- 3 단계: $\Delta \sigma_k$ 의 방향을 확인한다.
- 4 단계: $\sigma_{k+1} = \sigma_k + \Delta \sigma_k$ 로 σ_{k+1} 을 구한다.
- 5 단계: $\Phi(\sigma_{k+1})$ 을 계산한다.

위의 알고리즘을 시험하기 위하여 컴퓨터 모의실험을 시행하였다. <그림 6>(a)의 유한요소모델에서 중앙에는

300Ω-cm의 원형 물체를 위치하고, 배경은 100Ω-cm로 하였다. 이 모델에서 순방향 문제의 해, 즉 전류밀도 데이터를 구하여 전류밀도의 측정치로 하고, 모델의 저항률 분포를 모른다고 가정한 뒤, 위의 알고리즘을 30회 반복 적용하였다. <그림 6>(b)는 민감도 행렬 S의 대각선 성분만을 고려하였을 때의 결과이고, <그림 6>(c)는 모든 성분을 고려하였을 때의 영상 복원 결과이다.

결론 및 토의

본 논문에서는 자기공명영상에 의해 구해지는 대상 내부의 전류밀도 분포를 이용하여 임피던스 단층촬영법에서의 저항률 영상 복원을 시도하였다. 이 방법은 임피던스 단층촬영법의 근본적인 한계를 초래하는 내부 정보의 부재라는 문제를 해결할 수 있는 새로운 개념이었는데 그 의의가 있다.

그러나, 본 논문에서 시도한 실험의 결과로는 실제 측정된 내부 전류밀도와 모델에서 구한 내부 전류밀도 사이의 오차가 커서 팬텀의 영상을 얻을 수는 없었고, 이러한 오차가 존재하지 않는 경우인 컴퓨터 모의실험에 의해서만, 방법의 타당성을 확인할 수 있었다. 실용적인 결과를 얻기 위해서는 본 논문에서 부각된 아래의 몇 가지 문제점들에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

1. 자기공명영상에서 배경과 대상 영역을 분리하는 방법의 개선
2. 위상 접힘 현상에 대한 보상 알고리즘의 개선
3. 자기공명영상의 한 화소를 하나의 요소(element)로 하

는 정교한 유한요소 모델에 의한 순방향 문제의 해의 정확도 증진

4. 위 3항에 따른 계산량 증가에 대한 대책
5. 3차원의 전류밀도 분포에 대한 2차원 유한요소 모델에 있어서의 보상 방안 또는 3차원 유한요소 모델의 사용
6. 대상 표면에 다수의 전극을 부착하여, 더 많은 경계조건의 활용을 통한 정보 활용의 극대화
7. 최적화 기법을 사용하는 경우, 민감도 행렬 보다 더 우수한 알고리즘의 고안
8. 최적화 기법을 사용하지 않는 새로운 개념의 영상복원 알고리즘의 고안

자기공명영상에 의해 내부 전류밀도를 구하는 방법은 본 논문에서 시도한 임피던스 영상의 복원에의 응용뿐 아니라, 생체 임피던스의 측정 또는 각종 전기자극의 분야에서도 매우 유용한 연구 방법으로 활용이 가능하리라 생각된다.

참고 문헌

1. J. G. Webster (ed.), *Electrical Impedance Tomography*, Adam Hilger, Bristol, 1990.
2. G. C. Scott, M. L. G. Joy, R. L. Armstrong, and R. M. Henkelman, "RF current density imaging in homogeneous media", *Mag. Resonance in Med.*, Vol. 28, pp. 186-201, 1992.
3. 우응제, "유한요소법에 의한 인체내 전계분포 해석용 소프트웨어 개발", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제 15권 제 1호, pp. 66-69, 1993.