

전류 주입 자기공명영상에 온도 변화가 미치는 영향

이수열 · 강현수 · 우응제 · 조민형

경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공
(2001년 4월 20일 접수, 2001년 6월 5일 채택)

Effects of Temperature Change on the Current Injected MRI

S.Y. Lee, H.S. Khang, E.J. Woo, and M.H. Cho

Graduate School of East-West Medical Sciences, Kyung Hee University

(Received April 20, 2001. Accepted June 5, 2001)

요약: 생체 조직의 전기임피던스는 온도에 매우 민감한 것으로 알려져 있다. 본 논문에서는 외부에서 전류를 주입하면서 얻은 자기공명영상에 대해 생체의 온도 변화가 미치는 영향을 분석하였다. 컴퓨터 모의실험 결과 생체 조직 내부의 작은 온도변화는 자기공명영상의 위상에 감지할 수 있는 수준의 변화를 야기함을 알 수 있었다. 또한 0.3 Tesla 자기공명영상시스템으로 팬텀을 촬영한 결과 팬텀의 온도 변화에 따라 영상의 위상에 변화가 발생함을 확인할 수 있었다. 생체 조직 내 온도 변화와 자기공명영상 위상 변화 사이의 상관관계를 정량화 할 수 있다면 전류 주입 자기공명영상법은 생체 내부의 온도를 모니터링하는 목적에 활용될 수 있을 것으로 생각된다.

Abstract: It is well known that the electrical impedance of biological tissues is very sensitive to their temperature. In this paper, we have analyzed the effects of temperature change on the phase of magnetic resonance images obtained with external current injection. It has been found that the local phase in the current injected magnetic resonance image can be changed noticeably when local temperature change appears at a part of the tissue. At the experiments with a 0.3 Tesla MRI system, we observed the local phase changes at the phantom images when the phantom temperature was varied between 25 -45°C. We think that the current injection MRI technique can be used for in-vivo monitoring of the temperature inside biological tissues if the relation between the local temperature and phase can be quantified.

Key words: Magnetic resonance imaging, Temperature monitoring, Electrical impedance, Current injection, Phase measurement

서 론

최근 악성 종양 부위에 고주파 전류나 레이저를 인가하여 악성 종양 부위의 온도를 일정 수준 이상 상승시킴으로써 악성 종양을 괴사시키는 열적인 치료 방법이 많이 시행되고 있는데, 이 치료 방법에 있어 중요한 것 중의 하나는 치료 도중 치료 부위의 온도 분포를 정확하게 측정하는 것이다. 즉, 악성 종양 부위의 온도는 세포가 괴사될 정도의 높은 값으로 유지하면서도, 치료 부위 주변 정상 세포의 온도는 세포 손상이 일어나지 않는 범위 이내로 유지될 수 있도록 생체 조직내 온도

분포를 정밀하게 측정하는 것이 필요하다. 최근 생체조직 내의 온도 분포를 비침습적으로 측정하려고 하는 연구가 활발히 시도되고 있으며, 이 중에서도 자기공명영상법(MRI: Magnetic Resonance Imaging)을 이용하여 생체 내 온도 분포를 측정하는 방법이 주목을 받고 있다. MRI로 인체 내 온도분포를 촬영하는 방법 중 가장 우수한 것은 수소 원자의 화학적 천이(chemical shift)가 온도의 함수라는 점을 이용하는 것이다 [1-3]. 수소 원자의 화학적 천이량은 온도가 증가하면 극미량 감소하는데 화학적 천이의 온도에 대한 변화율은 약 -0.01 ppm/°C이다. 이와 같이 수소 원자의 화학적 천이는 온도에 따라 변화하기는 하지만 그 변화량이 매우 작아서 이를 높은 신뢰도로 측정하는 것은 기술적으로 매우 어려운 일이다. 수소 원자의 화학적 천이를 이용하여 온도 분포를 촬영하는 연구는 대부분 1.5Tesla 이상의 고자계 MRI 시스템을 이용하여 이루어지고 있으나, 아직까지 임상적으로 응용 가능한 수준의 연구 결과는 나오지 않고 있지 않은 상황이다.

본 연구는 보건복지부 의료공학 선도기술개발사업(과제번호: HMP-98-G-1-019)과 경희대학교 신입교수 연구과제 지원(1U0100105)에 의해 이루어졌음.

통신저자: 조민형, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1
경희대학교 동서의학대학원 의료공학전공
Tel. 031-201-2170, Fax. 031-204-8119
E-mail. mhcho@khu.ac.kr

생체 조직의 전기 임피던스는 온도에 매우 민감한 것으로 보고되고 있다[4-7]. 생체 조직은 이온액을 다량 함유하고 있는데 온도가 올라가면 물의 점성이 낮아져 이온의 활동도가 증가하고 따라서 전기 임피던스는 낮아지는 현상이 나타나는 것이다. 생체 조직의 종류에 따라 전기 임피던스의 온도계수는 다양한 값을 가지는데 평균적으로 $-2\%/^{\circ}\text{C}$ 인 것으로 보고되고 있다. 본 논문에서는 전기 임피던스의 높은 온도계수를 이용하여 생체 조직 내의 온도 분포를 측정하기 위한 연구의 첫 단계로서 생체 조직내 국부적인 온도 상승에 의해 전기 임피던스 분포가 바뀔 때 전류를 주입하면서 얻은 자기공명영상의 위상에 어떠한 영향이 나타나는지를 알아 보았다. 유한요소법을 이용하여 해석한 결과와 0.3 Tesla MRI 시스템을 이용해 얻은 실험 결과를 제시하였다.

방 법

생체 내 전기 임피던스의 변화를 관찰하기 위해서는 인체에 전류를 주입하는 것이 가장 효과적이다. 생체에 약 50 KHz의 교류 전류를 주입하여 단층면의 임피던스분포를 촬영하는 EIT(Electrical Impedance Tomography)에 대한 연구도 세계적으로 많이 수행되고 있다[8-10]. 촬영 대상체 내에 전류를 주입하면서 자기공명영상을 하고 이렇게 얻은 자기공명영상의 위상 정보로부터 대상체 내에서의 전류 분포 영상을 구한 연구도 발표되었다[11-13]. 촬영 대상체 내에 전류를 주입하면서 촬영하는 자기공명영상 펄스 열의 한 예를 그림 1에 보였다. 그림 1의 펄스 열은 일반적인 스핀-에코(spin-echo) 영상법에 양극성(bi-polar) 전류 펄스를 더한 것이다. 스핀-에코 영상법은 주자계의 비균일성에 매우 강한 특성을 가지고 있어 임상 환경에서 매우 보편적으로 사용되는 방법이다. 그림 1에서 고주파 펄스(RF pulse)는 핵스핀의 여기 및 스핀-에코 형성을 위해, 단층면 선택 경사자계(slice selection gradient)는 2차원 단층면을 선택하기 위해, 그리고 부호화 경사자계(coding

gradient) 및 읽기 경사자계(reading gradient)는 2차원 푸리에(Fourier) 자기공명영상을 위해 필요하다. 단극성(uni-polar) 전류를 인가하지 않고 양극성 전류를 인가한 것은 전극과 생체조직 사이에서 전기 분해가 일어나지 않게 하기 위함이다. 전류 펄스의 크기 I 및 폭 T 는 실험 환경에 따라 조절할 수 있는 변수이다.

전류를 대상체에 주입했을 때 대상체 내부에 생기는 전류밀도벡터를 $J(x, y, z)$ 라 하자. 전류밀도벡터 $J(x, y, z)$ 는 아래의 식에 의해 대상체 내부에 자속밀도벡터 $B_I(x, y, z)$ 를 만든다.

$$\nabla \times B_I = \mu_0 J \tag{1}$$

위 식에서 μ_0 는 진공상태에서의 투자율(magnetic permeability)을 나타낸다. 일반적으로 생체조직은 비자성체이므로 생체조직의 투자율을 μ_0 라 가정하여도 큰 문제가 없다. B_I 는 주자석이 만드는 자속밀도에 비해 매우 작기 때문에 B_I 의 z-축 방향 성분만이 자기공명영상의 위상에 영향을 주게 된다. 전류를 주입하지 않고 얻은 스핀-에코 영상 위상과 전류를 주입하면서 얻은 스핀-에코 영상 위상 사이의 차 $\Delta\theta(x, y, z)$ 는 아래의 식으로 주어진다.

$$\Delta\theta(x, y, z) = 2\gamma B_I(x, y, z) T \tag{2}$$

식 [2]에서 T 는 전류 펄스의 폭을, 그리고 γ 는 수소원자의 자기회전율(gyromagnetic ratio = 42.6MHz/Tesla)을 나타낸다. 대상체 내부에 형성되는 자속밀도 B_I 는 식[1]에서 알 수 있는 것처럼 대상체에 주입되는 전류의 크기에 비례하기 때문에 위상차 $\Delta\theta$ 는 전류 펄스의 크기와 폭의 곱에 비례한다. 자기공명영상이 원천적으로 가지고 있는 잡음 때문에 측정 가능한 자기공명영상의 위상차는 1° 정도이다. 따라서 식[2]에서 $\Delta\theta$ 가 1° 이상이 되도록 전류 펄스 크기와 폭을 선택해야만 위상차를 실험적으로 관찰하는 것이 가능해질 것이다. 그러나 전류 펄스의 크기와 폭은 생체에 해를 끼치지 않는 범위에서 선택되어야 하며 또한 전류 펄스의 폭은 스핀-스핀 완화현상에 의한 자기공명영상신호 감쇄의 정도가 너무 크지 않은 범위에서 선택되어야 하기 때문에 위상차 $\Delta\theta$ 를 크게 하는 데에는 한계가 있다.

실제 자기공명영상을 하는 환경에서 대상체에 전류를 주입했을 때 발생하는 MRI 영상의 위상차를 보기 위해 그림 2와 같은 원통형 모델을 만들었다. 그림 2의 모델에서 점선 내는 열적인 시술을 받아 온도가 상승하는 부분을 나타낸다. 실제적인 상황에서는 온도가 상승하는 부분의 경계가 불명확하겠지만 본 논문에서는 분석의 편의상 온도가 상승하는 부분의 경계를 명확히 하였다. 모델의 상하 부분에는 외부로부터 전류를 주입하기 위한 금속성 전극이 부착되어 있다. 이 금속성 전극은 표피에 부착하는 표면전극일 수도 있고 혹은 생체에 삽입하는 바늘형 전극일 수도 있으나 그림 2에서는 표면형 전극의 경우를 보이고 있다. 바늘형 전극의 경우 전극의 크기가 표면형 전

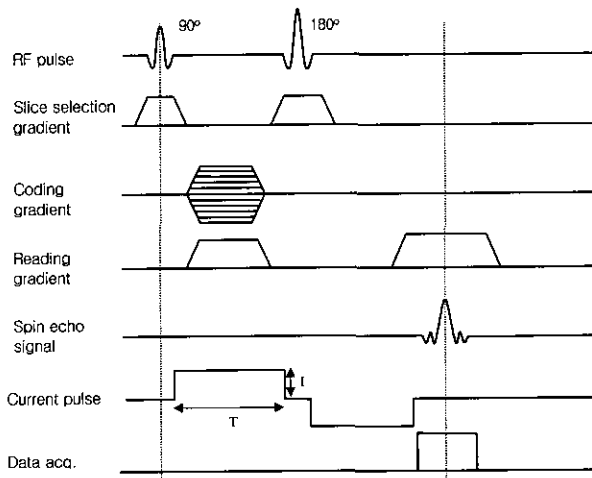


그림 1. 전류를 주입하면서 촬영하는 MRI 펄스 열
Fig. 1. The current injection MRI pulse sequence

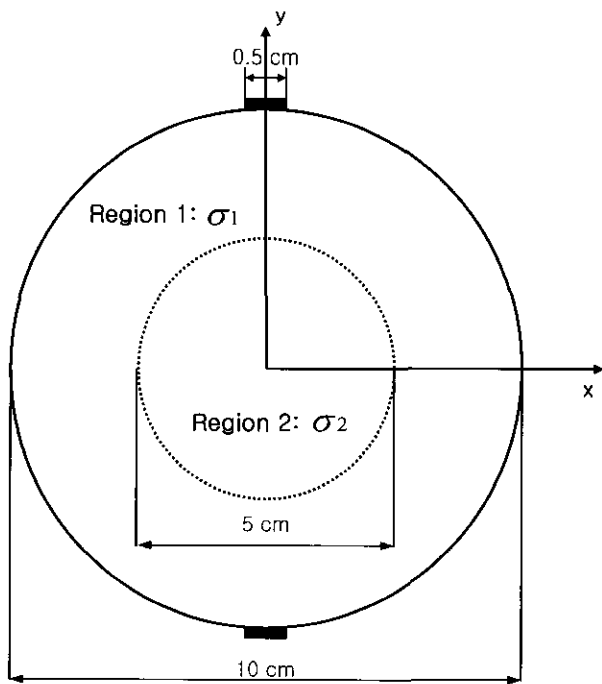


그림 2. 임피던스 변화 효과를 보기 위한 2차원 유한요소 모델. 점선 내 영역은 온도가 상승하는 부분을 나타낸다
 Fig. 2. The 2-D finite element model for the analysis of impedance change effect. The dashed line represents the region of local temperature increase

극에 비해 매우 작아 전극 주위의 전류 분포가 많이 달라질 수 있으나 전극으로부터 어느 정도 거리가 있는 영역 2에서의 전류 분포는 거리 효과 때문에 두 경우 사이에 큰 차이가 없게 된다. 영역 1과 영역 2의 모양은 2차원 모델을 적용하기 위해 원통형 대칭성을 가정하였다. 영역 1의 전기전도도는 σ_1 으로, 영역 2의 전기전도도는 σ_2 로 나타내었다. 열적인 치료를 시행할 때 영역 1의 전기전도도는 바뀌지 않고 영역 2의 전기전도도만 바뀌는 것으로 가정하였다.

결 과

그림 2의 모델에 대해 유한요소법을 적용하여 모델 내에 형성되는 전류 분포를 구하였다. 적용한 유한요소법에서 메쉬 및 노드의 수는 각기 22,026개 및 44,077개이었다. 그림 2에 보인 모델의 상하에 있는 전극을 통해 100 mA의 전류를 인가하였을 때 모델 내에 형성되는 전류 분포를 구하여 그림 3에 보였다. 그림 3의 계산에서는 영역 1과 영역 2의 전기전도도를 각기 $\sigma_1 = \sigma_2 = 0.7$ siemens/m로 하였다. 이 값은 생체 연부 조직의 평균적인 전기전도도 값에 해당한다.

영역 2의 전기전도도를 5% 및 10% 상승시켰을 때 모델의 중심 수평축을 관통하는 전류밀도 분포를 그림 4에 보였다. 온도 상승에 의한 전기전도도의 증가율이 2%/ $^{\circ}\text{C}$ 라고 하면 5% 및 10%의 전기전도도 상승은 각기 2.5 $^{\circ}\text{C}$ 및 5 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도 상

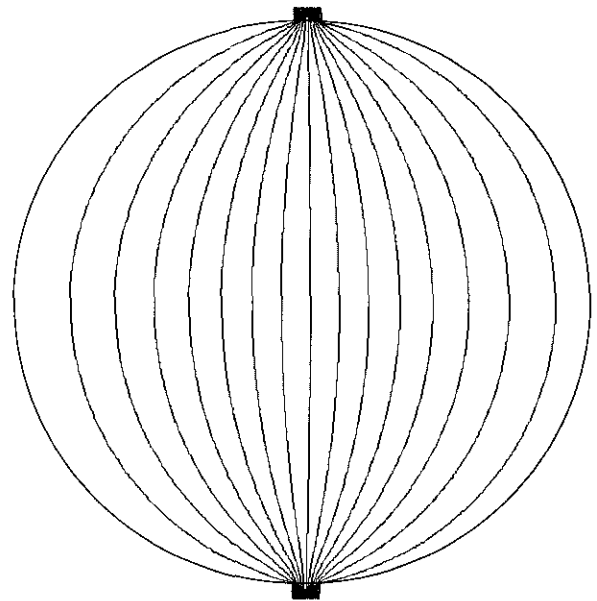


그림 3. 원통형 모델 상하단에 있는 전극을 통해 100mA의 전류를 주입했을 때 모델 내에 형성되는 전류밀도 분포 ($\sigma_1 = \sigma_2 = 0.7$ siemens/m)
 Fig. 3. The current density distribution inside the model when a current of 100mA is injected through the electrodes ($\sigma_1 = \sigma_2 = 0.7$ siemens/m)

승을 의미할 것이다. 그림 4의 결과에서 중심 부위의 전기전도도 상승에 의한 전류 밀도 상승을 확인하게 볼 수 있다. 영역 2의 전기전도도가 5% ($\sigma_2 = 0.735$ siemens/m), 10% ($\sigma_2 = 0.77$ siemens/m) 상승할 때 전류 밀도 변화의 최대치는 각각 2.5%, 5% 정도임을 알 수 있다. 즉 전기전도도의 변화율과 비슷한 정도로 전류 밀도 변화가 야기됨을 알 수 있다. 전기전

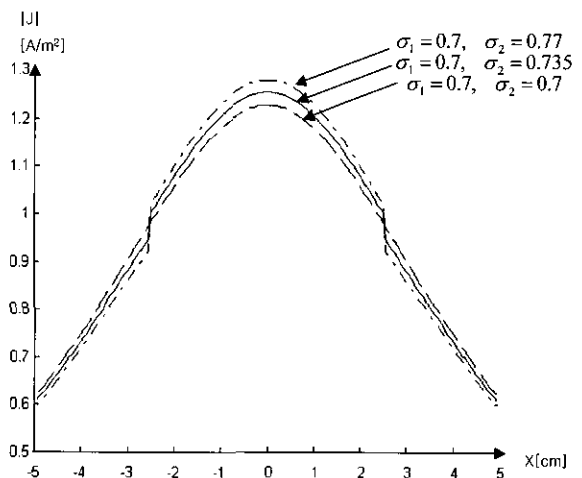


그림 4. 모델 중심 부위에 있는 영역 2의 전기전도도가 바뀔 때 모델 중심에서 횡축방향으로의 전류 밀도 분포
 Fig. 4. The current densities along the horizontal axis at the center of the model when electrical conductivity inside the region 2 is varied

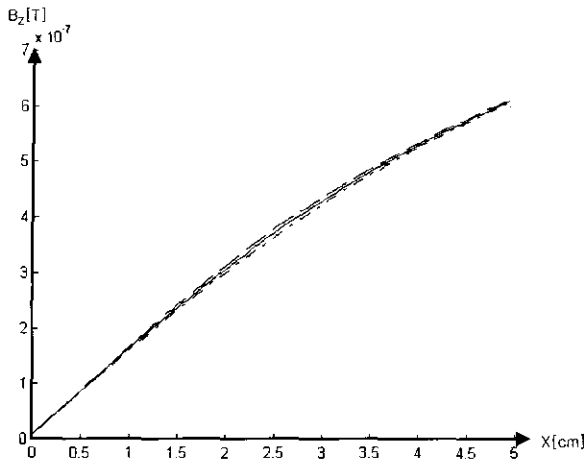


그림 5. 모델 내 영역 2의 전기전도도가 바뀔 때 모델 중심의 횡축 상에서 자속 밀도 분포의 변화

Fig. 5. Magnetic flux density changes along the horizontal axis at the center of the model when the electrical conductivity inside the region 2 is varied

도도 분포의 변화에 의해 전류밀도 분포가 바뀌면 모델 내의 자속 밀도 분포도 바뀌게 된다.

모델 내의 전류에 의해 형성되는 자속 밀도 B_z 의 z-축 방향 성분을 식[1]에 의해 구했다. 자속 밀도의 z-축 방향 성분만을 고려한 것은 전류에 의해 발생하는 자속 밀도의 크기가 자기 공명영상시스템 주자석이 만드는 자속 밀도에 비해 크게 작고, 따라서 다른 방향 성분이 자기공명영상에 주는 영향은 무시할

수 있을 정도로 작기 때문이다. 그림 5에 모델의 수평 중심축 상에서의 자속 밀도 크기를 보였다. 그림 5의 결과는 원통형 모델의 종축 방향 길이가 10 cm이고 전극을 통해 100 mA의 전류를 인가했을 때를 나타낸다. 이 경우 자속 밀도는 중심 부위에서는 작고 외곽으로 가면서 점차 커지는 양상을 보이고 있다. 자속 밀도의 최대치는 모델의 최외곽 부위에서 나타나며 그 값은 약 6×10^{-7} Tesla 정도이다. 이 정도의 자속 밀도는 수소 원자에 대해 약 25 Hz 정도의 Larmor 주파수 증가를 야기할 것이다.

영역 2의 전기전도도가 바뀌었을 때 자속 밀도 변화의 크기가 크게 나타나는 곳은 영역 1과 영역 2의 경계 부근이다. 그림 6에 그림 5에서의 경계 부근만을 확대해서 나타내었다. 그림 6에서 영역 2의 전기전도도가 10% 정도 이내에서 소량 변화할 때 자속 밀도의 변화는 전기전도도 변화에 거의 선형적으로 의존함을 알 수 있다.

그림 1의 펄스 열을 사용하여 100 mA의 전류를 주입하면서 자기공명영상을 얻는다고 할 때 영역2의 전기전도도가 변화한 후($\sigma_2 = 0.77$ siemens/m) 자속 밀도 분포와 변화하기 전($\sigma_2 = 0.70$ siemens/m) 자속 밀도 분포 사이의 차 ΔB_z 를 그림 7에 보였다. 자속 밀도 차이는 두 영역의 경계 부근에서 크게 나타나며 그 최대값은 약 1.5×10^{-8} Tesla 정도이다. 이 자속 밀도 차이는 그림 1의 펄스 열에서 전류 펄스 폭의 크기를 50msec로 하였을 때 자기공명영상의 위상에서 약 230의 위상차를 야기한다. 그림 6의 결과는 전기전도도가 10% 상승했을 때, 즉 온도가 약 5°C 상승했을 때 얻어진 것이므로 전류 주입 자기공명영상의 위상차는 온도 변화에 대해 약 4.6 deg./°C

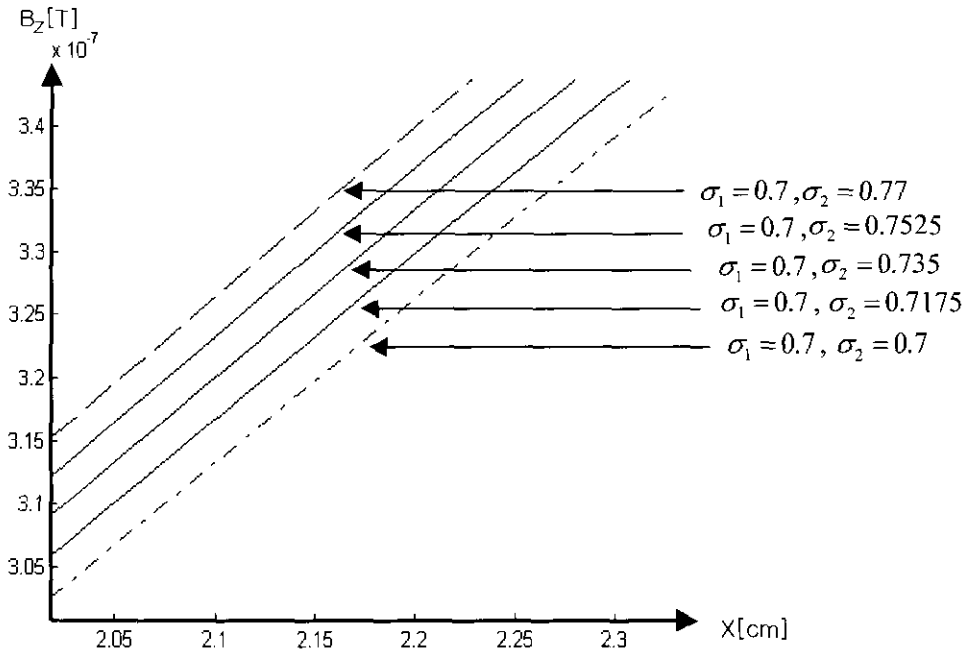


그림 6. 그림 6에서 영역 1과 2의 경계부근을 확대한 그림

Fig. 6. The magnified illustration of the boundary region in the Fig. 6

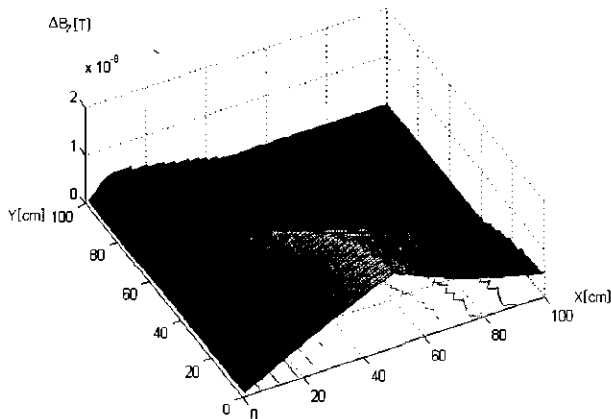


그림 7. 영역2의 전기전도도를 변화한 후($\sigma_2 = 0.7$ siemens/m)와 변화하기 전($\sigma_2 = 0.77$ siemens/m)의 지속 밀도 분포의 차이. 제1 사분면만을 보였다.

Fig. 7. The difference of the magnetic flux densities when the electrical conductivity inside the region 2 is changed from 0.7 siemens/m to 0.77 siemens/m. The first quarter of the phase difference image is shown.

의 감도를 가지는 것을 의미한다. 전류 펄스의 폭을 50msec로 하게 되면 스핀-에코 영상법에서 에코시간은 약 100msec가 된다. 이 정도의 에코시간은 실제 임상 환경에서 자주 사용되는 값이다.

이온액의 온도 변화에 따라 이온액의 전기임피던스가 변화할 때 자기공명영상의 위상이 바뀌는 것을 관찰하기 위해 그림 8과 같이 실험환경을 구성하였다. 그림 8에서 정전류원은 최대 출력전압 200 V까지 정전류원 특성을 갖도록 설계되었다. 이온액 팬텀은 원통 모양을 하고 있으며 직경은 70 mm, 길이는 80 mm이다. 이온액 팬텀은 증류수에 황산구리(CuSO_4)와 소금(NaCl)을 녹여 만들었다. 이온액 팬텀의 전기전도도는

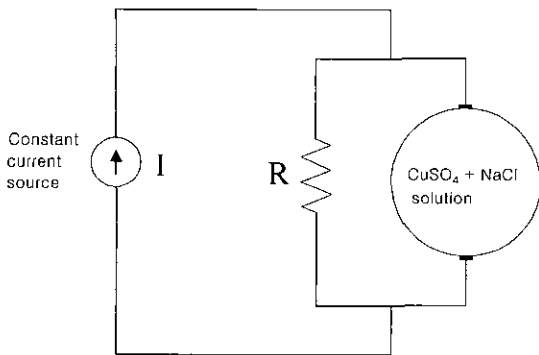


그림 8. 이온액 팬텀을 이용한 자기공명영상 실험 환경
Fig. 8. Magnetic resonance imaging experiment set up using an ion solution phantom

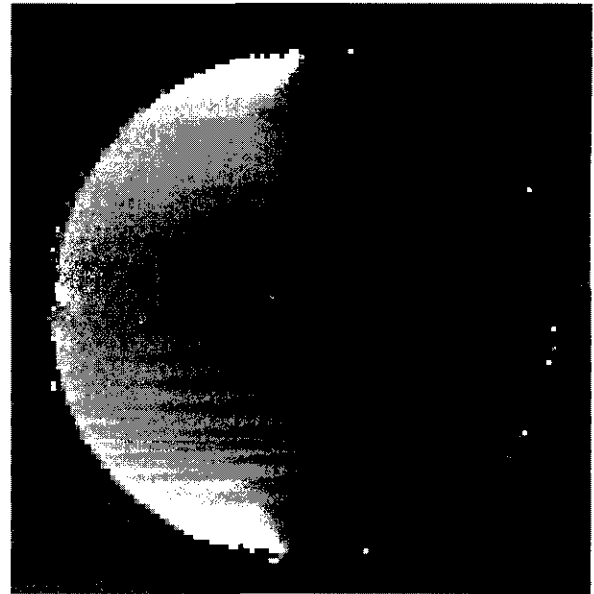


그림 9. 이온액 팬텀의 온도가 25 °C일 때 전류를 주입한 경우와 하지 않은 경우 사이의 위상차를 보여 주는 영상

Fig. 9. The image showing the phase difference between the two images obtained with and without current injection. The phantom temperature is 25 °C

1KHz의 주파수와 25 °C에서 약 1.3 siemens/m이다. 이온액 팬텀에 병렬로 고정 저항 R을 부착하였다. 고정저항 R에 연결된 도선에 흐르는 전류에 의해 형성되는 자계가 자기공명영상의 위상에 영향을 주지 않도록 고정저항 R은 이온액 팬텀으로부터 충분한 거리를 두었다.

이온 수용액 팬텀의 온도를 변화하면서 그림 1에 보인 자기공명영상 펄스 열을 이용하여 팬텀 중심부 단면 영상을 얻었다. 단면의 두께는 8 mm, 반복 시간(repetition time) TR은 400 msec, 에코 시간 TE는 100 msec, 전류 펄스 폭 T는 49 msec, 저항 R은 30 Ohms, 그리고 전류의 크기 I는 33 mA로 하였다. 자기공명영상은 128×128 크기로 구하였다. 그림 9에 이온 수용액의 온도가 25 °C일 때 전류를 인가하면서 얻은 영상과 전류를 인가하지 않고 얻은 영상 사이의 위상차 영상을 나타내었다. 전류가 유입 혹은 유출되는 급속성 전극이 있는 팬텀의 상하 경계 부근에서 위상차가 심하게 발생할 수 있다.

그림 9를 얻은 실험 환경과 같은 조건으로 팬텀의 온도를 상승시키면서 위상차 영상을 얻었다. 그림 10에 팬텀의 온도가 각각 25 °C, 35 °C, 45 °C일 때 얻은 위상차를 보였다. 그림 10은 각각의 온도에서 얻은 위상차 영상의 중앙에서 횡축방향으로의 위상차를 보여주고 있다. 그림 10의 결과에서 온도가 상승할수록 팬텀 내에서의 위상차가 커짐을 볼 수 있다. 이것은 온도가 상승할수록 팬텀의 전기임피던스가 작아져서 정전류원 으로부터 유출되는 전류 중 상대적으로 더 많은 양의 전류가 팬텀에 유입됨을 의미한다. 그림 10의 결과를 얻은 실험 환경에서는 25 °C에 비해 45 °C에서 팬텀 영상 내 위상차가 약 70° ~ 80° 더 많이 남을 알 수 있다.

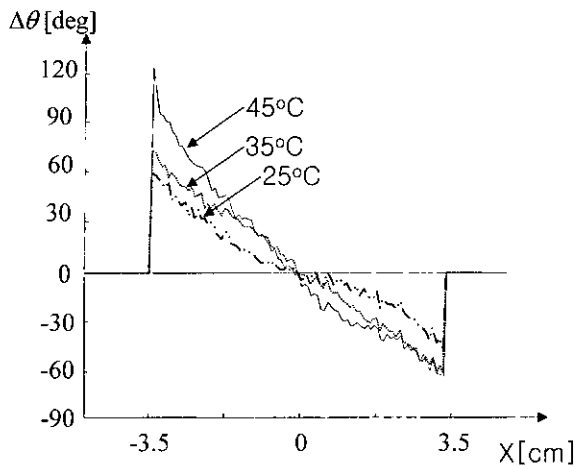


그림 10. 팬텀의 온도가 25 °C, 35 °C, 45 °C일 때의 위상차. 각각의 그래프는 위상차 영상의 중앙부에서 횡축방향으로의 위상차를 나타낸다

Fig. 10. The phase differences when the phantom temperature is 25 °C, 35 °C, 45 °C. Each graph represents the phase difference along the horizontal axis at the center of phase difference image

고 찰

생체 내 임피던스의 변화를 관찰하기 위해 100 mA 정도 크기의 전류를 생체에 인가하였을 때 자기공명영상의 위상에 나타나는 영향을 분석하였다. 생체에 주입할 수 있는 전류의 크기는 생체 조직의 전기 안전을 고려하여 결정해야 할 것이다. 60 Hz 교류 전류의 경우 인간이 전류의 흐름을 느끼기 시작하는 크기는 평균적으로 1 mA_{rms} 정도이며, 전류에 의한 통증 강도를 회피하기 위해 인간이 자발적으로 전류원로부터 이탈할 수 있는 전류의 크기는 여성의 경우 10.5 mA_{rms}, 남성의 경우 16.0 mA_{rms}인 것으로 보고되고 있다. 그리고 개의 경우 앞쪽 다리와 뒤쪽 다리 사이에 전류를 주입할 때 심장의 세동을 유발하는 전류의 크기는 전류의 폭이 작을수록 높아지며 200 msec 폭의 경우 약 200 mA_{rms} 인 것으로 보고되었다[14]. 그림 1의 펄스 열을 사용하여 MRI 응용을 하는 경우 전류는 심장을 관통하지 않고 국부적으로 인가되며, 또한 전류 펄스의 폭도 100 msec 이하이므로 심장의 세동을 야기하는 전류의 크기는 보고된 값보다 훨씬 클 것으로 생각된다. 다만 100 mA 정도의 전류가 국부적으로 인가될 때 전류가 미치는 영역 내에 있는 신경조직이나 근육조직이 자극될 가능성이 있으나 이 또한 열적인 시술 시 마취 효과로 인해 그 가능성이 매우 낮을 것으로 생각된다.

본 논문에서 제시한 방법으로 생체 내 온도 분포를 측정한다고 하면 기존의 화학적 천이 방법을 이용하는 것보다 감도를 높일 수 있는 가능성이 충분히 있다. 수소원자 화학적 천이량의 온도계수는 약 0.01 ppm/°C로 매우 극미한 양이다. 본 논문에서와 같이 주자계 강도가 0.3 Tesla라면 1 °C 온도 상승에 대해 화학적 천이에 의한 주파수 변화는 약 0.13 Hz이다.

본 논문에서와 같이 에코시간을 100 msec로 할 경우 화학적 천이 현상에 의해 얻을 수 있는 최대 위상차는 약 4.7°이다. 이 값은 본 논문에서 제시한 방법으로 얻을 수 있는 위상차에 비해 약 5배 작은 수치이다. 열적인 치료를 하면서 자기공명영상을 하는 중재의학적 응용에서는 주자석의 자계 강도가 크지 않은 것이 유리하기 때문에 전류 주입 자기공명영상법을 이용한 온도 측정기술은 중재의학적 MRI 분야에서 그 효용가치가 클 것으로 생각된다.

결 론

열적인 시술을 가할 때 생체조직의 온도 변화가 야기하는 전기임피던스 변화가 전류 주입 자기공명영상의 위상에 미치는 영향을 유한요소법을 사용하여 분석하였다. 분석 결과 100 mA 정도의 전류를 주입할 때 1 °C 온도 상승에 대해 수 도 (degree) 정도의 위상차가 발생함을 알 수 있었다. 또한 0.3 Tesla MRI 시스템을 사용하여 실험한 결과 열적인 시술에 사용되는 온도 범위에서 계측이 충분히 가능한 수준의 위상차를 얻을 수 있었다. 본 논문에서 사용한 유한요소 모델과 이온액 팬텀은 그 형상이 매우 단순하여 실제 상황과 많이 다를 수 있지만 본 논문에서 얻은 결과는 전류 주입 자기공명영상법으로 생체 내부의 온도 변화를 비침습적으로 모니터링할 수 있다는 가능성을 보여주고 있다. 보다 현실적인 모델을 사용하여 생체 내부 온도 분포와 위상차 사이의 상관관계를 정량화한다면 전류 주입 자기공명영상법은 특히 중재의학적 MRI 분야에 크게 응용될 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. F. Bretsch, H. Mattner, M. K. Stehling, U. Muller, and M. Peller, "Non-invasive temperature mapping using MRI: Comparison of two method based on chemical shift and T1-relaxation", *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 16, No. 4, pp. 393-404, 1998
2. S.J. Graham, G.J. Stanis, A. Kecojevic, M.J. Bronskill, and R.M. Henkelman, "Analysis of changes in MR properties of tissues after heat treatment", *Magn. Reson. in Med.*, Vol. 42, pp.1061-1071, 1999
3. R.D. Peters, R.S. Hinks, and R.M. Henkelman, "Heat-source orientation and geometry dependence in proton-resonance frequency shift magnetic resonance thermometry", *Magn. Reson. in Med.*, Vol. 41, pp.909-918, 1999
4. F. A. Duck, *Physical property of tissue- A comprehensive reference book*, Academic Press Limited, London, pp.9-37, 1990
5. L.A. Geddes, and L.E. Baker, "The specific resistance of biological material", *Med. & Biol. Eng.*

- Vol. 5, pp. 271-293, 1967
6. J. G. Webster, et. al., *Electrical Impedance Tomography*, Adam Hilger, Bristol and New York, pp. 8-20, 1990
 7. S. Grimnes, and O. G. Martinsen. "*Bio-impedance and bio-electricity basics*", pp. 3-48, Academic Press, New York, 2000
 8. E.J. Woo, P. Hua, J.G. Webster, and W.J. Tompkins, "*Measuring lung resistivity using electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 39, pp.756-760, 1992
 9. T.J. Yorkey, J.G. Webster, W.J. Tompkins, "*Comparing reconstruction algorithms for electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 34, pp. 843-852, 1987
 10. E.J. Woo, P. Hua, J.G. Webster, W.J. Tompkins, and R. Pallas-Areny, "*Walsh function current patterns and data synthesis for electrical impedance tomography*", IEEE Trans. Med. Imag., Vol. 11, No. 4, pp. 554-559, 1992
 11. H.R. Gamba, and D.T. Delpy, "*Measurement of electrical current density distribution within the tissues of the head by magnetic resonance imaging*", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 36, pp. 165-170, 1998
 12. P. Pesikan, M.L.G. Joy, G.C. Scott, and R.M. Henkelman, "*Two-dimensional current density imaging*", IEEE Trans. on Instrumentation and Measurement, Vol. 39, No. 6, pp.1048-1053, 1990
 13. G.C. Scott, M.L.G. Joy, R.L. Armstrong, and R.M. Henkelman, "*Measurement of nonuniform current density by magnetic resonance*", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 10, No. 3, pp.362-374, 1991
 14. J.G. Webster, Ed., *Medical Instrumentation*, John Wiley & Sons, Inc., New York, pp. 623-630, 1998