

4.7T 자기공명영상법에 의한 고양이 뇌의 자화율 강조 혈관 조영술1

문치용, 노용만*, 조장희**, 임태환***

아산 생명과학연구소 NMR 연구실, *대전대학교 전산학과,
한국과학기술원 정보통신학과, *울산대학교 의과대학 진단영상선진학과교실

The Susceptibility-Enhanced MR Angiography of Cat Brain at 4.7 T

C.W. Mun, Y.M. Ro*, Z.H. Cho**, T.H. Lim***

NMR Lab., Asan Institute for Life Sciences, *Dept. of Computer Sciences, Taejon Univ., **Dept. of Information and Communication, KAIST, ***Dept. of Diagnostic Radiology, Asan Medical Center, Univ. of Ulsan.

I. 서론

4.7T의 자기공명영상(magnetic resonance imaging : MRI)장치에서 고양이 뇌의 정맥혈관 조영 영상을 얻기위해 최근에 개발된 Tailored RF 경사자계반향(Tailored RF gradient-Echo: TRGE) 기법 1~3을 적용하였다. 자화율효과(susceptibility effect)를 강조하기 위한 Tailored RF 파형은 일반 gradient-echo(GE) sequence에서 sinc 모양의 RF 파형과 교체하여 TRGE sequence를 만들었다. 실험 대상은 몸무게가 3.0~4.2Kg 되는 고양이로 하였으며 사용된 영상변수는 TR/TE = 205/10 msec, 단면두께 TH = 7 mm, 화소배열수(matrix size) = 256 x 256, 평면해상도(in-plane resolution) = 0.62 x 0.31 mm², FOV = 8 cm의 조건으로 얻었다.

II. 이론

GE 영상신호의 크기는 T2*에 영향을 받으며 g를 자기회전비(gyromagnetic ratio)라고 할때

$$1/T2^* = 1/T2 + \gamma\Delta B \quad (1)$$

의 관계를 갖는다^{4,5}. 비균일한 자장 ΔB의 원인은 크게 둘로 나뉘는데 하나는 외부자장이 균일치 못한 경우(ΔB₀)이고 둘째는 관심의 대상인 수소원자핵이 화학적 이동(chemical shift)이나 분자들 간의 상호작용 등 화학적 환경에 의해 지엽적으로 왜곡된 자장(ΔB_i)을 경험하는 경우이다. 따라서 ΔB는 다음과 같이 표현된다⁷.

$$\Delta B = \Delta B_e + \Delta B_i \quad (2)$$

GE 방법에서 반향시간(echo-time)을 TE라고 하면 신호의 위상변화 Δθ는 TE와 ΔB_i에 비례하는 관계를 갖는다^{8,9}.

$$\Delta \theta = \gamma \cdot TE \cdot \Delta B_i \quad (3)$$

본 연구에서는 뇌 혈관속에 있는 혈액의 수소원자가 주위의 환경, 특히 인접한 조직간의 자화율 차이에 의해 경험하는 자장의 지엽적 비균일성(ΔB_{sus})이 MR 신호의 위상(θ_{sus})에 미치는 영향에 관심을 두고자 한다^{10~14}.

혈액의 자화율로 인해 생기는 자장의 불균일성은 경사자계에 의해 생기는 불균일성에 비해 급격하게 변하는 성질이 있으며 영상단면의 두께가 얇을 때(보통 5 mm), 자화율에 의해 생기는 자장의 변화는 영상절편 내에서 영상절편 방향(Z)으로 선형적 분포를 갖는다고 가정하면 스핀들의 위상차(θ_{sus})도 Z 방향으로 선형적 분포를하여 다음과 같이 근사화시킬 수 있다.

$$\theta_{sus}(z) = P_{sus} \cdot z \quad (4)$$

여기서 P_{sus}는 위상경사이다. 이때 적당한 RF를 가하면 스핀들의 위상분포에 변화를 줄 수가 있다. 만약 영상단면 두께가 Z₀이고 RF에 의한 단면내의 스핀위상 분포 θ_{RF}(Z)가 0 ~ 2π 되게 Tailored RF파형을 bi-linear 톱니파 (θ_{RF}(Z) = 4π|Z|/Z₀)로 하면 자화율의 영향을 받지않는 즉 위상경사 P_{sus}가 0인 일반 tissue조직에 대해서는 θ_{RF}(Z)에 의해 단면방향으로

1본 연구는 1993년 아산생명과학연구소의 지원에 의해 이루어 졌음.

스핀들의 위상이 $0 \sim 2\pi$ 로 분산(dephasing)되어 신호 감쇄현상이 일어난다. 그러나 자화율의 영향으로 P_{sus} 가 0이 아닌 조직에서는 $\theta_{sus}(Z)$ 와 $\theta_{RF}(Z)$ 의 위상이 서로 상쇄되는 효과때문에 신호의 감쇄가 훨씬 줄고 주변보다 밝은 신호를 내게된다. 본 연구에서는 이러한 방법을 4.7T MRI 장치에서 고양이 뇌혈관 조영영상(venography)을 얻는데 적용시키고자 한다.

III. 실험

본 연구에서는 주자석(main magnet)의 내구경이 30cm이고 자장의 세기가 4.7T인 초전도 MRI/MRS 장치(Bruker, 스위스)를 사용하였다. 주자석안에는 내경이 260 mm, 최대 경사자계의 세기가 2.41 G/cm인 경사자계코일과 내경이 12 cm인 원통형의 RF 코일이 내장되어 있다.

본 연구에서 사용하기 위해 ASPECT3000 컴퓨터의 pascal 언어로 제작된 GE sequence의 sinc RF 파형과 TRGE의 tailored RF 파형 모양을 각각 그림 1(a)와 그림 1(b)에 보여주고 있다. 두 RF 파형 모두 폭이 3 msec, 대역폭은 4002.05 Hz (0.94 G)로 같은 조건을 갖도록 하였다. 그림 1(a), 그림 1(b)에서 왼쪽 파형은 RF의 amplitude를, 오른쪽은 위상을 각각 나타낸다.

실험 대상으로는 체중 3.0 ~ 4.2 Kg의 전신 마취된 고양이의 뇌로 하였다. 0.5~1.5 %의 halotane 가스로 실험하는 동안 전신마취가 유지되게 하였는데 이는 MR 영상정보를 획득하는 동안 고양이가 움직이지 못하도록하기 위함이다. 고양이를 아크릴로 만든 원통에 바로 누운 자세(supine position)로 놓고 고양이 머리가 흔들리지 않게 고정된 후 MR 영상장치 속에 넣고 GE와 TRGE 각각의 방법으로 sagittal 방향의 자화율강조 MR 조영영상을 얻었다. TR/TE를 205/35 msec, 화소배열수를 256×256 , 주파수부호화(frequency-encoding, or reading)방향과 위상부호화(phase-encoding) 방향의 data 수집배열수를 512×128 로 하여 해상도(resolution)가 각각 0.31 mm와 0.62 mm가 되게 했고 단면의 두께는 7 mm로 하였다.

그림 2는 고양이 뇌에서의 GE 영상(a)과 TRGE 영상(b)을 보여주고 있다. (a)의 GE 영상은 고양이 뇌의 해부학적 정보를 잘 나타내고 있고, (b)의 TRGE 영상에서는 sinus vein을 포함한 정맥혈관 형상이 다른 조직보다 밝은 영상강도를 보여주고 있다.

IV. 결과 및 고찰

서로 다른 자화율을 갖는 인접한 조직간에는 지역적인 자장의 왜곡(distortion)에 의해 공간적으로 자장의 경사가 생긴다. 이 부분에 있는 원자핵들의 세차주파수

는 위치에 따라 달라지고 시간이 지날 수록 이웃한 핵 스핀들끼리의 위상은 점점 벌어져 GE영상에서는 가로축이완신호감쇄(transversal relaxation decay, $T2^*$ decay)로 나타난다. GE 영상은 스핀밀도 정보와 식 (1)에서 나타난 것처럼 $T2$ 와 직접적으로 비균일한 자장의 영향이 결합된 $T2^*$ 신호의 감쇄 정보를 동시에 포함하고 있다. TRGE방법으로 얻어진 그림 2(b)의 영상은 위의 $T2^*$ 중에서도 인접한 두 조직간의 자화율 차에 의한 비균일 자장효과 만큼 보여주고 있다. 그림 2(a)의 GE영상은 SNR이 좋고 해부학적 구조를 잘 보여주는 반면 TRGE방법으로 얻은 영상은 자화율에 의한 위상분산의 보상이 tailored RF로도 완전하지 않고 또 주로 조직의 경계선만 보이기 때문에 SNR이 좋지 않다. 하지만 GE 영상에서는 분명하지 않은 정맥혈관의 정보를 보다 분명하게 얻을 수 있다는 데서 이 기법이 의미를 찾아 볼 수가 있다. GE영상은 단면대로 유입되는 혈류에 의해 신호증감(in-flow effect)이 있는 반면 TRGE 영상은 이 혈류의 영향을 적게 받는다. 이는 곧 생리적 조건에 따른 혈액중의 oxy-/deoxy-hemoglobine 성분비의 변화에 대한 연구를 하는데 GE 보다 TRGE 방법이 유리하다는 것을 의미한다. 따라서 GE 영상과 TRGE 영상은 서로 상호 보완적 관계에서 임상적인 정보를 제공할 것으로 보인다.

본 연구에서 수행한 고양이에 대한 실험은 TRGE기법의 가능성을 확인하였다. 하지만 실제 임상에 적용되기 위해서는 고양이의 생리적 상태에 따라 영상의 신호변화가 어떻게 일어나는지를 확인하고 SNR을 높여 영상신호의 해석을 더욱 용이하게 할 필요가 있다. 예를 들면 마취된 고양이에게 강제호흡에 의해 공급되는 O_2 와 N_2O 의 비에 따라 영상신호(intensity)변화^{15,16}와 hemodynamics가 어떻게 변하는지¹⁷, 새로운 영상기법이나 영상조건은 없는지 등의 연구를 보다 심도있게 해야 할 것 같다.

V. 참고 문헌

1. Cho ZH, and Ro YM, 1992. Reduction of susceptibility artifact in gradient-echo imaging. *Mag. Reson. Med.* 23: 193-200.
2. Cho ZH, and Ro YM, Park JB, Chung SC, Park SH, 1993. Functional Imaging Using Blood Flow Changes, in abstract book of 12th Scientific Meeting of SMRM, 1:167.
3. 노 용만, 문 치용, 임 태환, 조 장희, 1992. 핵자기동명 단층촬영에서의 자화율 강조영상법. 의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, 제 14권, 제 1호: 85-91.
4. Cho ZH, Ro YM, Ong RL, Mennon R, Kim SG, Ugurbil K, 1993. Susceptibility Only Functional Imaging Using Tailored RF Gradient Echo Technique, in abstract book of 12th Scientific Meeting of SMRM, 3:1406.
5. Slichter CP, 1978. Principles of magnetic

resonance. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 96.

6. Martin ML, Delpuech JJ, Martin GJ. 1980. Practical NMR spectroscopy. Heyden & Son Ltd.
7. Certaines JD, Bovee WMMJ, Podo F. 1992. Magnetic Resonance Spectroscopy in Biology and Medicine, Pergamon Press.
8. Park HW, Ro YM, Cho ZH. 1988. Measurement of the magnetic susceptibility effect in high-field NMR imaging. *Phys. Med. Biol.*, 33(3): 339-349.
9. Chu SC, Xu Y, Balchi, and Springer CS. 1990. Bulk Magnetic susceptibility shifts in NMR studies of compartmentalized samples: use of paramagnetic reagents. *Magn. Reson. Med.* 13:239-262.
10. Lüdeke KM, Röschmann P, Tischler R. 1985. Susceptibility Artifacts in NMR Imaging. *Magn. Reson. Imaging.* 3: 329-343.
11. Ericsson A, Hemmingsson A, Jung B, Sperver GO. 1988. Calculation of MRI artifacts caused by static field disturbances. *Phys. Med. Bio.*, 33(10), 1103-1112.
12. Young IR, Byder GM, Khenia S, Collins AG. 1989. Assessment of phase and amplitude effects due to susceptibility variations in MR imaging of the brain. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 13(3):490-494.
13. Hall, AS, Collins AG, Bryant DJ, Young IR, Bydder GM. 1989. Use of solvent suppression technique to enhance changes due to susceptibility variations in magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Med.*, 9: 411-419.
14. Yamada N, Imakita S, Sakuma T, Nishimura Y, Yamada Y, Naito H, Nishimura T, Takamiya M. 1990. Evaluation of the susceptibility effect on the phase images of a simple gradient echo. *Radiology.* 175: 561-565.
15. Ogawa S, Lee TM, Nayak A, Glynn P. 1990. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magn. Reson. Med.*, 14: 68-78.
16. Ogawa S, Lee TM, Kay AR, Tank DW. 1990. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc. Natl. Acad. Sci.*, 87: 9868-9872.
17. Rosen BR, Belliveau JW, Buchbinder BR, Mckinstry RC, Porkka LM, Kennedy DN, Neuder MS, et al., 1991. Contrast Agents and Cerebral Hemodynamics. *Magn. Reson. Med.*, 19: 285-292.



그림 1.

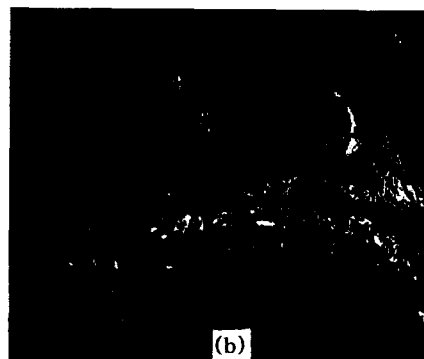
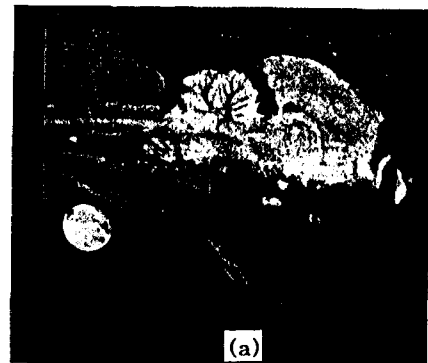


그림 2.