

급성 뇌경색의 혈역학적 평가에 있어서 역동적 조영증강 T2*-강조 자기공명영상의 유용성¹

이경훈 · 김재형 · 김영미 · 김형진 · 정성훈 · 임병훈²

목 적: 급성 뇌경색에서 뇌의 혈역학적 변화를 평가하는 데에 역동적 조영증강 T2*-강조 자기공명(MR) 영상의 유용성을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법: 20명의 급성 뇌경색 환자를 대상으로 고식적인 T1-강조영상, T2-강조영상 및 MR 혈관조영술과 함께 역동적 조영증강 T2*-강조영상(TR/TE/flip angle: 40/26/10° 64 × 128 matrix, 5 sec scan time)을 시행하였다. T2-강조영상, MR 혈관조영술 및 역동적 조영증강 T2*-강조영상에서 각각 고신호강도, 혈관 협착 또는 폐쇄 및 관류결손으로 관찰되는 허혈 부위의 위치와 크기를 서로 비교하였다. 역동적 조영증강 T2*-강조 영상에서 측정된 신호강도로 부터 허혈 부위와 이에 상응하는 반대측 정상 부위의 상대적 뇌혈류량을 정량적으로 계산하여 서로 비교하였다.

결 과: T2-강조영상, MR 혈관조영술 및 역동적 조영증강 T2*-강조영상에서 관찰된 허혈 부위는 20명중 18명에서 그 위치 및 크기가 서로 일치하였다. 일치하지 않은 2명중 1명에서는 폐쇄 혈관의 재개통이, 다른 1명에서는 작은 크기의 경색이 관찰되었다. 폐쇄 혈관의 재개통을 보인 환자를 제외한 모든 환자에서 허혈 부위의 상대적 뇌혈류량은 정상 부위에 비하여 비대칭적으로 감소되어 있었다.

결 론: 역동적 조영증강 T2*-강조MR영상은 급성 뇌경색에서 뇌의 혈역학적 변화를 정성적 및 정량적으로 평가하는 데에 유용한 방법이며 고식적인 MR 영상 및 MR 혈관조영술과 함께 시행함으로써 보다 정확한 혈역학적 정보를 얻을 수 있으리라 생각된다.

서 론

뇌경색의 진단에 CT, MRI 및 뇌혈관조영술이 사용되고 있으나(1-8) 이러한 방법들은 뇌혈관 및 뇌조직의 구조적 이상을 진단하는 것이며 뇌경색에 동반되는 혈역학적 변화에 대한 기능적인 정보를 제공하기는 어렵다. 핵의학 검사인 SPECT와 PET가 이러한 혈역학적 변화에 대한 정보를 얻기 위하여 사용되고 있으나 공간 해상도가 떨어지고 방사선에 노출되는 단점이 있다(9, 10). 최근 MRI의 기술적 발전으로 고속 영상기법을 바탕으로 한 역동적 조영증강 T2*-강조 영상이 등장하여 뇌의 혈역학적 정보를 얻기 위하여 사용되기 시작하였다(11). 이 영상기법은 고속으로 영상을 얻는 동안 gadolinium과 같은 조영제를 정맥으로 급속 주입하면 이 조영제가 뇌혈관을 처음 지나가는 순간 혈관내의 조영제와 주위 뇌조직 사이에 심한 자장의 비균질성이 발생하게 되며 이로 인하여 뇌혈관 주위조직의 신호강도가 감소하는 원리를 이용하고있다(12, 13). 이러

한 자화율(magnetic susceptibility)에 의한 신호감소는 뇌조직의 혈류량에 비례하게 되므로 이를 이용하여 혈역학적 변화에 대한 정보를 얻을 수 있다(14).

본 연구에서는 급성기 뇌경색 환자에서 이 역동적 조영증강 T2*-강조 영상기법을 시행하여 뇌의 혈역학적 변화에 관한 정보를 얻고자 하며 이를 통하여 이 기법의 임상적 유용성을 평가하고자 한다.

대상 및 방법

최근 13개월 동안 급성 뇌경색으로 진단받고 MRI를 시행한 20명의 환자를 대상으로 하였다. 연령 분포는 17세에서 84세까지 평균 57세이었고 남자가 9명, 여자가 11명이었다. 증상의 발현과 MRI 시행과의 간격은 1일부터 6일까지 평균 3.0일이었다. 뇌경색의 원인은 7명이 심인성이고 13명은 비심인성이었다.

MR 영상방법

1.5-tesla 63SP(Siemens Medical System, Erlangen, Germany) MR장치와 일반적인 head coil을 이용하여 스핀에코 T1-강조영상(TR/TE: 550/14)과 T2-강조영상

¹경상대학교병원 방사선과

²경상대학교병원 신경과

이 논문은 1996년 4월 12일 접수하여 1996년 5월 27일에 채택되었음

(TR/TE: 3500/90)을 5mm 절편두께, 200×256 matrix, 200mm field-of-view(FOV)로 얻었다. MR 혈관조영술(TR/TE/flip angle: 43/8/20°)은 3차원 time-of-flight 기법으로 64mm slab thickness, 256×512 matrix, 200mm FOV로 시행하였다. 이어서 역동적 조영증강 T2*-강조영상을 다음과 같이 시행하였다. 먼저 T2-강조영상에서 뇌경색으로 생각되는 신호 증가가 가장 넓게 보이는 한 단면을 선택한 후 2차원 FLASH기법(TR/TE/flip angle: 40/26/10°, 64×128 matrix, 5 sec scan time)으로 17개의 연속적인 영상을 얻었다. 이때 17개의 영상중 처음 3개의 영상을 얻은 직후에 15ml의 gadopentetate dimeglumine(Magnevist, Schering, Berlin)를 상완정맥을 통하여 5초 이내에 주입하였고 뒤 따라서 30ml의 생리식염수를 급속히 주입하였다.

MR 영상의 분석

17개의 연속적인 역동적 조영증강 T2*-강조영상을 Si-enet workstation(Siemens Medical System, Germany)

으로 전송한 후 먼저 감산영상(subtraction image)을 얻었다. 감산영상은 조영제 주입전에 얻은 3개의 영상 평균에서 매 시각마다 얻은 영상을 감산함으로써 얻었다. 따라서 이 감산영상에서 정상적인 관류 부위는 신호증가로 보이고 비정상적인 관류결손 부위는 신호감소로 보이게 된다. 이 감산영상에서 관류결손 부위의 위치와 크기를 T2-강조영상의 신호강도 증가 부위 및 MR 혈관조영술의 뇌혈관 폐쇄 또는 협착 부위와 서로 비교하였다. 다시 모든 역동적 조영증강 T2*-강조영상을 workstation으로 부터 개인용 컴퓨터로 전송한후 자체 개발한 소프트웨어를 이용하여 17개의 연속적인 역동적 조영증강 T2*-강조영상에서 동일한 region-of-interest(ROI)의 신호강도를 측정하였다. 이때 ROI의 설정은 뇌경색 부위에서는 고신호로 보이는 영역이 모두 포함되도록 하였고 동시에 뇌경색 부위와 상응하는 반대측 정상부위에도 같은 크기의 ROI로 신호강도를 측정하였다. 뇌경색 부위와 정상 부위에서 측정한 신호강도의 시간에 따른 변화를 그래프로 나타낸후 아래의 공식을 이용하여 상대적 뇌혈류량(relative cerebral blo-

Table 1. Summary of Cases

Case No.	Sex	Age (yr)	Interval between onset and MR examination(d)	Findings of Ischemia			
				Stenosis or occlusion on MR angiogram	High signal intensity on T2-weighted image	Perfusion defect on dynamic contrast-enhanced T2*-weighted image	rCBV ratio**
1	M	38	2	L dist M1	L TP	Positive	0.24
2	M	45	2	R dist M1	R TP	Positive	0.07
3	M	74	1	L dist M1	L TP	Positive	0
4	M	17	3	L prox M1	L BG	Negative	0.36
5	M	61	5	R PCA	R O	Positive	0.18
6	F	62	4	L dist M1	L TP, BG	Positive	0.31
7	F	50	2	R prox M1	R TP, BG	Positive	0.15
8	F	58	2	NA	L TP	Positive	0
9	F	63	4	R prox M1	R BG	Positive	0.49
10	F	59	1	R MCA genu*	R FTP	Negative	1.17
11	M	80	2	R PCA	R O	Positive	0.35
12	F	67	6	NA	R FP, BG	Positive	0
13	F	55	1	L M2	L P	Positive	0.21
14	F	65	2	L prox M1	L P, BG	Positive	0.25
15	M	61	2	L prox M1	L BG	Positive	0
16	F	23	3	R ICA/MCA	R FP, BG	Positive	0.11
17	M	48	1	L dist M1	L TP	Positive	0
18	F	75	6	R prox M1	R P, BG	Positive	0.64
19	M	65	2	R ICA/prox M1	R FTP, BG	Positive	0.38
20	F	84	5	L dist M1	L FP	Positive	0.26

Note. —BG=basal ganglia, dist=distal, F=frontal lobe, ICA=internal carotid artery, L=left, MCA=middle cerebral artery, M1=M1 portion of the middle cerebral artery, NA=not of acceptable quality, O=occipital lobe, P=parietal lobe, PCA=posterior cerebral artery, prox=proximal, R=right, T=temporal lobe.

* Mild focal stenosis of the right MCA genu suggested that early recanalization of the occluded MCA occurred after development of infarction.

** relative CBV ratio = CBV of infarcted area/CBV of contralateral normal area

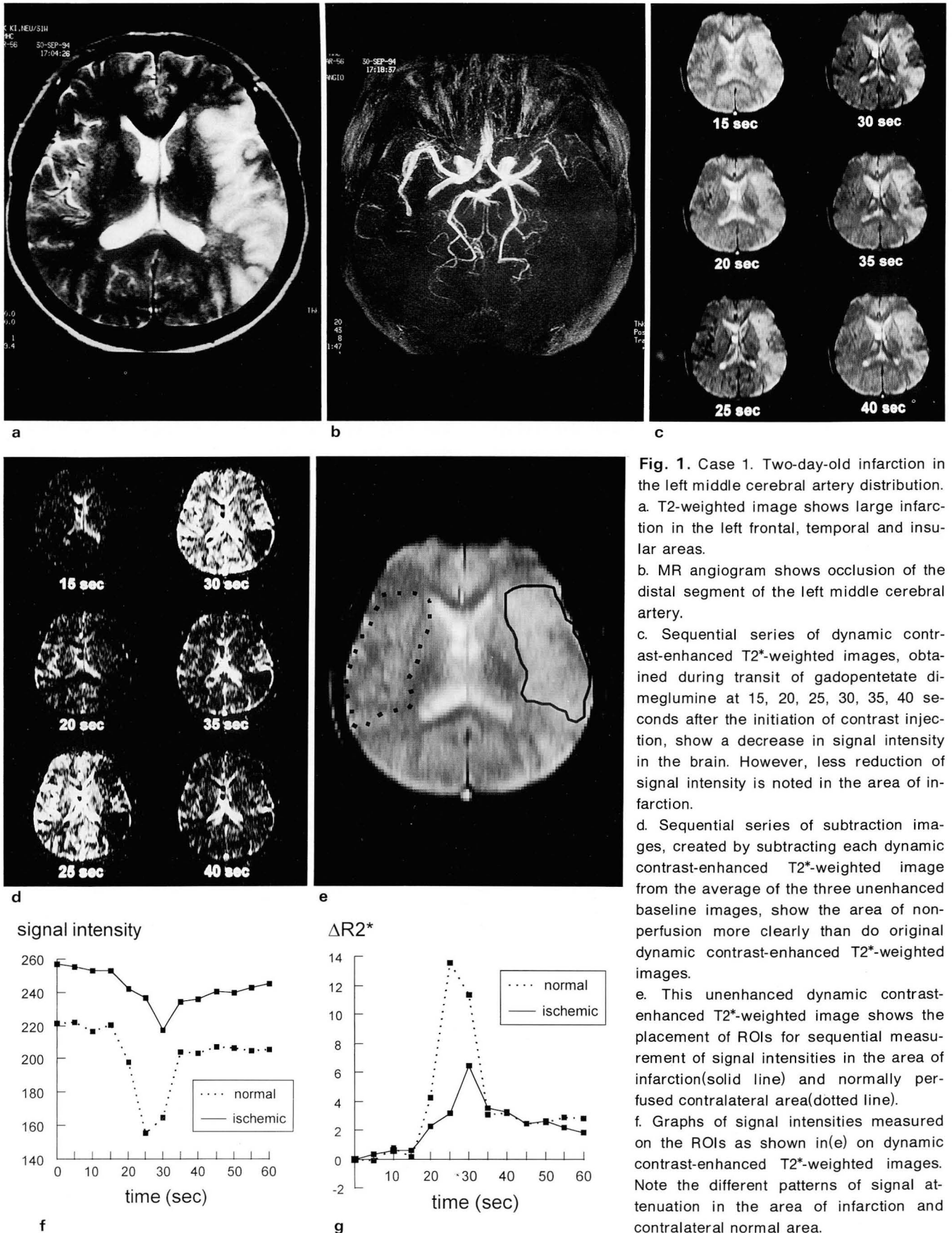


Fig. 1. Case 1. Two-day-old infarction in the left middle cerebral artery distribution. a. T2-weighted image shows large infarction in the left frontal, temporal and insular areas.

b. MR angiogram shows occlusion of the distal segment of the left middle cerebral artery.

c. Sequential series of dynamic contrast-enhanced T2*-weighted images, obtained during transit of gadopentetate dimeglumine at 15, 20, 25, 30, 35, 40 seconds after the initiation of contrast injection, show a decrease in signal intensity in the brain. However, less reduction of signal intensity is noted in the area of infarction.

d. Sequential series of subtraction images, created by subtracting each dynamic contrast-enhanced T2*-weighted image from the average of the three unenhanced baseline images, show the area of non-perfusion more clearly than do original dynamic contrast-enhanced T2*-weighted images.

e. This unenhanced dynamic contrast-enhanced T2*-weighted image shows the placement of ROIs for sequential measurement of signal intensities in the area of infarction (solid line) and normally perfused contralateral area (dotted line).

f. Graphs of signal intensities measured on the ROIs as shown in (e) on dynamic contrast-enhanced T2*-weighted images. Note the different patterns of signal attenuation in the area of infarction and contralateral normal area.

g. Graphs of $\Delta R2^*$ derived from signal intensity data. The calculated $\int \Delta R2^* dt$ are 29.3 in the area of infarction and 121.6 in the contralateral normal area.

od volumes, rCBVs)을 계산하였다.

$$\Delta R2^* = -\ln(St/So)/TE \dots \dots \dots \text{공식 1}$$

$$rCBV = \int \Delta R2^* dt \dots \dots \dots \text{공식 2}$$

여기서 $\Delta R2^*$ 는 $\Delta(1/T2^*)$ 로써 relaxivity의 변화이고 \ln 은 자연 log, So 는 조영제 주입전 신호강도, St 는 조영제 주입후 t시간째의 신호강도이다. 공식 1로 $\Delta R2^*$ 값을 구하여 시간과의 관계를 그래프로 표시하고 공식 2로 이 그래프의 면적(area under the curve)을 계산함으로써 rCBVs를 구하였다(13). 경색부위의 rCBVs 값을 정상부위의 값으로 나누어 rCBVs의 비(ratio)를 구하였다.

결 과

총 20명의 뇌경색 환자중 18명은 중뇌동맥 영역에서, 2명은 후뇌동맥 영역에서 병변이 관찰되었다(Table 1). T2-강조영상에서 20명 모두 뇌경색이 증가된 신호강도로 관찰되었다. MR 혈관조영술에서는 17명에서 뇌혈관의 심한 국소적 협착 또는 폐쇄 소견을 보였으나 2명(Case 8,

12)에서는 뇌혈관의 광범위한 동맥경화성 변화로 인하여 양측 내경동맥 및 기저동맥의 원위부 두개강내 혈관들이 관찰되지 않아 뇌혈관의 협착이나 폐쇄 부위를 판정할 수 없었다. 역동적 조영증강 T2*-강조영상으로 부터 얻은 감산영상에서는 2명(Case 4, 10)을 제외한 18명에서 관류결손이 관찰되었으며 이 관류결손 부위는 T2-강조영상 및 MR 혈관조영술상의 병변과 그 위치 및 크기가 일치하였다(Fig. 1). Case 4는 좌측 기저핵에 작은 크기(2cm)의 경색이 있었으며 감산영상에서 육안적으로 관류결손을 인지할 수 없었다. Case 10은 우측 중뇌동맥 영역에 커다란 뇌경색이 있었으나 중뇌동맥 분지에 경미한 국소적 협착만이 관찰되었으며 감산영상에서 관류결손을 인지하기 어려워 폐쇄된 혈관이 재개통된 것으로 보였다(Fig. 2).

경색 부위와 정상 부위 사이의 rCBVs의 비는 재개통된 중뇌동맥 경색(Case 10)을 제외한 19명에서 0에서 0.64사이(평균 0.21, 표준편차 0.18)로 경색 부위의 rCBV이 감소되어 있었으며(Fig. 1) Case 10에서는 1.17로 좌우가 비슷하였다.

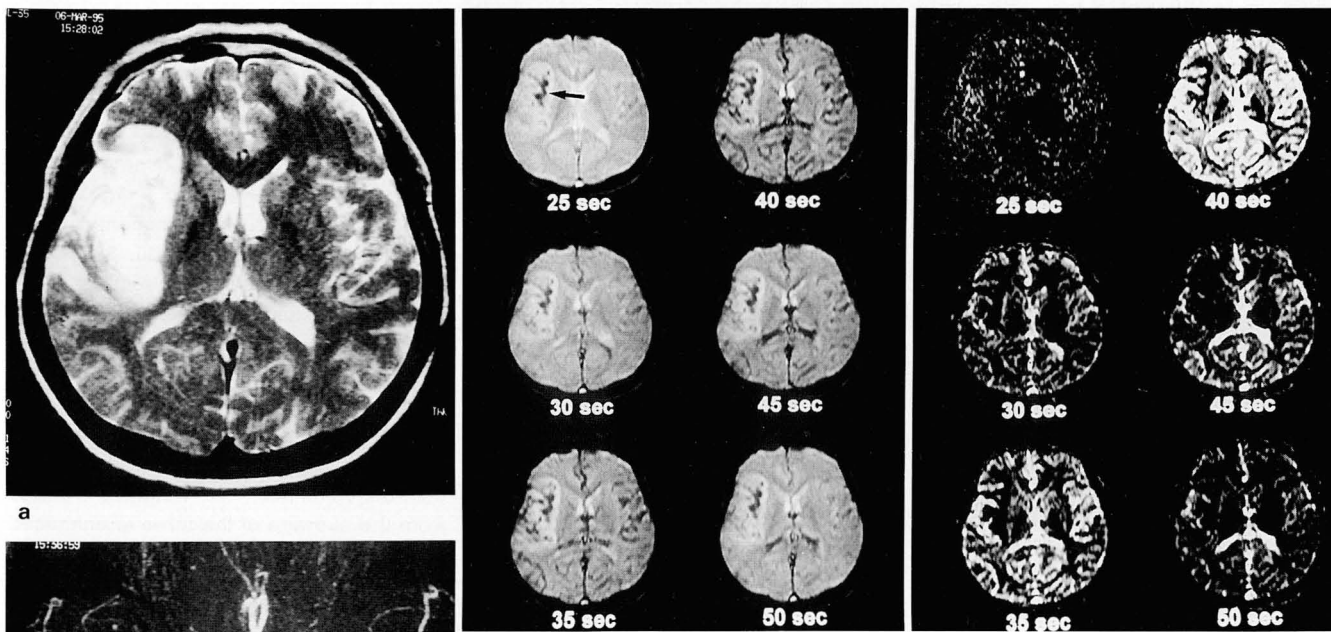


Fig. 2. Case 10. One-day-old infarction in the right middle cerebral artery distribution.

a. T2-weighted image shows large infarction in the right frontal, temporal and insular areas.

b. MR angiogram shows mild focal stenosis of the genu portion of the right middle cerebral artery, suggesting early recanalization of the occluded artery after development of infarction.

c. Sequential series of dynamic contrast-enhanced T2*-weighted images, obtained at 25, 30, 35, 40, 45, 50 seconds after the initiation of contrast injection, show a decrease in signal intensity in the infarcted area as well as the contralateral normal area. Persistent low signal intensity seen in the medial portion of infarction (arrow) suggests hemorrhagic transformation of the infarcted tissue.

d. Sequential series of subtraction images created as in Fig. 1 show a symmetrical perfusion in the whole brain. Note normal perfusion in the area corresponding to infarction shown in a.

perfusion in the whole brain. Note normal perfusion in the area corresponding to infarction shown in a.

고 찰

본 연구에서는 급성 뇌경색에서 뇌의 혈역학적 변화를 평가하는 데에 역동적 조영증강 T2*-강조영상의 유용성을 평가하기 위하여 이 영상을 함께 시행한 고식적인 T2-강조영상 및 MR 혈관조영술과 비교하였고, 또한 rCBVs를 정량적으로 계산하였다. 총 20명의 환자중 18명에서 역동적 조영증강 T2*-강조영상으로 부터 얻은 감산영상에서 관류결손 부위가 T2-강조영상의 뇌경색 부위와 일치하였고 rCBVs도 감소되어 있어 이 영상기법이 급성 뇌경색의 혈역학적 상태를 평가하는 데에 유용한 것으로 생각되며 이는 이전의 보고들과 일치하고 있다(15-18). 본 연구의 Case 4는 T2-강조영상에서 기저핵에 작은 경색이 있었던 경우로써 감산영상에서 육안적으로 관류결손을 인지할 수 없었기 때문에 크기가 작은 경색에서는 역동적 조영증강 T2*-강조영상의 민감도가 떨어지는 것으로 생각할 수 있으나 정량적으로 계산한 rCBV는 정상 부위보다 감소되어 있어 이 영상기법의 유용성을 말해 주고 있다. Case 10은 혈관 폐쇄가 재개통된 경우로써 T2-강조영상에서 커다란 경색이 관찰되었으나 MR 혈관조영술에서 경미한 혈관 협착만이 보였으며 감산영상에서는 관류결손을 인지하기 어려웠고 rCBV는 정상범위내에 있었다. 즉 역동적 조영증강 T2*-강조 영상은 뇌조직의 현 상황에서의 관류상태를 그대로 반영하는 혈역학적 정보를 제공해 준다고 말할 수 있다. 또한 이 영상기법은 본 연구에서는 포함되지 않았으나 수 시간 이내의 초급성기 뇌경색의 진단에 더욱 유용하게 사용될 수 있다(16, 17).

본 연구에서 FLASH기법으로 시행한 역동적 조영증강 T2*-강조 영상의 제한점으로는 첫째 스캔시간이 충분히 짧지 못하여 선택된 한 단면외에는 뇌의 여러 단면을 동시에 검사할 수 없다는 점이다. 둘째 이 기법은 조영제의 의존성이 커서 가능한 많은 양의 조영제를 빠른 속도로 주입하여야 보다 정확한 혈역학적 정보를 얻을 수 있다는 점이다. 실제로 15-20ml의 조영제를 약 5초 동안 정맥 주입할 경우 조영제의 뇌 경유시간(cerebral transit time)은 약 20초이며(15), 이는 조영제가 뇌에 도달하기 전에 이미 상당히 희석되기 때문이다. 따라서 같은 양의 조영제도 그 주입시간을 단축시키면 보다 짧은 시간 동안 더 높은 농도의 조영제가 뇌를 통과하게 됨으로써 자화율에 의한 신호감소가 더욱 항진되며 따라서 보다 정확한 혈역학적 정보를 얻을 수 있게 된다. 앞으로 echo-planar 영상기법과 같은 초고속 영상기법이 실용화되면 첫번째 문제점은 쉽게 해결될 수 있을 것이며, 현재의 조영제보다 더 강력한 상자성(paramagnetism)을 갖는 조영제가 개발된다면 적은 양의 조영제를 보다 짧은 시간에 주입함으로써 두번째의 문제점도 어느 정도 해결될 수 있을 것이다.

결론적으로 역동적 조영증강 T2*-강조영상은 급성 뇌경색에서 뇌의 혈역학적 변화를 정성적 및 정량적으로 평가

하는 데에 유용한 방법으로 생각되며 고식적인 MR영상 및 MR 혈관조영술에 부가적으로 함께 시행함으로써 보다 정확한 혈역학적 정보를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Goldberg HI. Angiography of extra- and intracranial occlusive cerebrovascular disease. *Neuroimaging Clin North Am* **1992**; 2:487-507
2. Horowitz SH, Zito JL, Donnarumma R, Patel M, Alvir J. Computed tomographic-angiographic findings within the first five hours of cerebral infarction. *Stroke* **1991**; 22:1245-1253
3. Bryan RN, Levy LM, Whitlow WD, Killian JM, Preziosi TJ, Rosario JA. Diagnosis of acute cerebral infarction: Comparison of CT and MR imaging. *Am J Neuroradiol* **1991**; 12:611-620
4. Brant-Zawadzki M, Weinstein P, Bartkowski H, Moseley M. MR imaging and spectroscopy in clinical and experimental cerebral ischemia: a review. *Am J Neuroradiol* **1987**; 8:39-48
5. Kummer RV, Meyding-Lamade U, Forsting M, et al. Sensitivity and prognostic value of early CT in occlusion of the middle cerebral artery trunk. *Am J Neuroradiol* **1994**; 15:9-15
6. Elster AD, Moody DM. Early cerebral infarction: gadopentate dimeglumine enhancement. *Radiology* **1990**; 177:627-632
7. Yuh WTC, Crain MR, Loes DJ, Greene GM, Ryals TJ, Sato Y. MR imaging of cerebral ischemia: findings in the first 24 hours. *Am J Neuroradiol* **1991**; 12:621-629
8. Kushner MJ, Zanette EM, Biastianello S, et al. Transcranial Doppler in acute hemispheric brain infarction. *Neurology* **1991**; 41:109-113
9. Heiss WD, Herholz K, Bocher-Schwarz HG, et al. PET, CT and MR imaging in cerebrovascular disease. *J Comput Assist Tomogr* **1986**; 10:903-911
10. Knapp WH, Kummer RV, Kubler W. Imaging of cerebral blood flow-to-volume distribution using SPECT. *J Nucl Med* **1986**; 27:465-470
11. Dean BL, Lee C, Kirsch JE, Runge VM, Dempsey RM, Pettigrew LC. Cerebral hemodynamics and cerebral blood volume: MR assessment using gadolinium contrast agents and T1-weighted turbo-FLASH imaging. *Am J Neuroradiol* **1992**; 13:39-48
12. Villafana T. *Physics and instrumentation magnetic resonance imaging*. In Lee HL, Rao KCVG, Zimmerman RA, eds. *Cranial MRI and CT*. 3rd ed. McGRAW-Hill, Inc. **1992**; 39-62
13. Belliveau JW, Rosen BR, Kantor HL, et al. Functional cerebral imaging by susceptibility-contrast NMR. *Magn Reson Med* **1990**; 14:538-546
14. Rosen BR, Belliveau JW, Chien D. Perfusion imaging by nuclear magnetic resonance. *Magn Reson Q* **1989**; 5:263-281
15. Warach S, Li W, Ronthal M, Edelman RR. Acute cerebral ischemia: evaluation with dynamic contrast-enhanced MR imaging and MR angiography. *Radiology* **1992**; 182:41-47
16. Kucharczyk J, Vexler ZS, Roberts TP, et al. Echo-planar perfusion-sensitive MR imaging of acute cerebral ischemia. *Radiology* **1993**; 188:711-717
17. Maeda M, Itoh S, Ide H, et al. Acute stroke in cats: Comparison of dynamic susceptibility-contrast MR imaging with T2- and diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* **1993**; 189:

Dynamic Contrast-Enhanced T2*-Weighted Imaging in Acute Cerebral Infarction: Usefulness in Assessment of Cerebral Hemodynamics¹

Gyeong Hoon Lee, M.D., Jae Hyoung Kim, M.D., Young Mi Kim, M.D.,
Hyung-Jin Kim, M.D., Sung Hoon Chung, M.D., Byeong Hoon Lim, M.D.²

¹ Department of Radiology, Gyeongsang National University Hospital

² Department of Neurology, Gyeongsang National University Hospital

Purpose: To evaluate the usefulness of dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR imaging for assessing cerebral hemodynamics in acute cerebral infarction.

Materials and Methods: We performed dynamic T2*-weighted imaging (TR/TE/flip angle: 40/26/10°, 64 × 128 matrix, 5 sec scan time) in conjunction with conventional T1- and T2-weighted imaging and MR angiography in 20 patients with acute cerebral infarction. The regions of ischemia seen on T2-weighted image (high signal intensity), MR angiogram (vascular stenosis or occlusion) and dynamic contrast-enhanced T2*-weighted image (perfusion defect) were topographically compared with each other. Relative cerebral blood volumes (rCBVs) of the ischemic regions and of contralateral normal regions were calculated from signal intensity data measured on dynamic contrast-enhanced T2*-weighted images, and were compared.

Results: Regions of ischemia were topographically well correlated on T2-weighted image, MR angiogram and dynamic contrast-enhanced T2*-weighted image in all but two patients, of whom one had recanalization of the occluded artery and the other had a small infarction. rCBVs were asymmetrically reduced in the ischemic regions in all but one patient who had recanalization of the occluded artery.

Conclusion: Dynamic contrast-enhanced T2*-weighted imaging is a useful method in the qualitative and quantitative assessment of cerebral hemodynamics in acute cerebral infarction. The use of this imaging technique along with conventional MR imaging and MR angiography provides better hemodynamic information in acute cerebral infarction.

Index Words: Brain, blood flow

Brain, infarction

Brain, MR

Magnetic resonance (MR), contrast enhancement

Magnetic resonance (MR), vascular studies

Address reprint requests to: Jae Hyoung Kim, M.D., Department of Radiology, Gyeongsang National University Hospital, # 92, Chilam-dong, Chinju 660-702 Korea. Tel. 82-591-50-8211, Fax. 82-591-758-1568