

칼슘 농도와 성분에 따른 석회화의 자기공명영상 신호강도에 관한 연구¹

장 선 애 · 김 재 형 · 정 성 훈

목 적: 두개강내 석회화는 다양한 MR 신호강도를 보인다고 알려져 있다. 본 연구에서는 칼슘의 농도와 성분이 석회화의 MR 신호강도에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법: 여러가지 농도의 탄산칼슘과 인산칼슘으로 석회화 모형을 만든 후 T1-강조영상, 양자농도영상 및 T2-강조영상을 얻었다. 각 MR영상에서 석회화 모형의 신호강도 및 T1/ T2 이완시간을 측정하여 칼슘의 농도와 성분에 따라 비교 분석하였고 주사전자현미경을 이용하여 두가지 칼슘의 입자모양을 관찰하였다.

결 과: T1-강조 영상에서 탄산칼슘은 농도가 증가할수록 신호강도가 점차 감소하였으며, 인산칼슘은 0.2g/ ml까지는 신호강도가 증가하다가 그 이상의 농도에서는 다시 감소하였다. T2-강조 영상에서는 두가지 칼슘 모두 농도가 증가할수록 신호강도가 감소하였다. T1 이완시간은 탄산칼슘에서는 농도에 따른 변화가 거의 없었으나 인산칼슘에서는 0.2g/ ml까지는 농도가 증가함에 따라 감소하였으며 그 이상의 농도에서는 변화가 거의 없었다. T2 이완시간은 두가지 칼슘 모두 농도가 증가함에 따라 감소하였다. 주사전자현미경 상에서 인산칼슘입자의 모양은 판상으로 관찰되어 입방체 모양으로 보인 탄산칼슘입자보다 표면적이 넓게 관찰되었다.

결 론: 석회화는 그 농도와 성분에 따른 T1 및 T2 이완시간의 차이로 다양한 MR 신호강도를 나타내며 특히 넓은 표면적을 갖는 칼슘입자는 T1 이완시간을 단축시킴으로써 T1-강조영상에서 고신호강도로 보일 수 있다. 이러한 석회화의 다양한 MR 신호강도에 대한 이해는 실제 MR 판독에 많은 도움을 주리라 생각한다.

서 론

두개강내 석회화 병변이 있을 때 이를 인지하는 것은 방사선학적 진단에 매우 중요하다 (1-5). 최근 자기공명영상 (Magnetic Resonance Imaging, 이하 MR로 줄임)은 대부분의 두개강내 질환을 진단하는 데에 전산화단층촬영 (Computed Tomography, 이하 CT로 줄임)보다 우수한 진단방법으로 널리 사용되고 있으나 석회화를 인지하는 데에는 CT보다 부적절한 것으로 알려져 있다 (1, 2, 4, 6-11).

석회화는 CT에서 고음영으로 나타나 쉽게 인지할 수 있으나 MR에서는 가동 수소 (mobile proton)의 결핍으로 주로 저신호강도 또는 신호소실로 보이며 (1-4, 6, 12, 13) 때로는 동등신호강도, 고신호강도, 혼합신호강도로도 보일 수 있어 진단에 어려움을 주고 있다 (1, 3, 4, 10, 14, 15). 석회화가 다양한 MR 신호강도로 나타나는 이유는 아직 명확히 정립되어 있지 않으나 MR의 영상기법 (1-4, 12, 14),

칼슘의 농도 (6, 12, 16), 칼슘의 성분 (6, 16-18), 칼슘 입자의 표면적 (6, 12) 등에 따라 다양하게 나타날 수 있다고 보고되어 있다.

본 연구에서는 석회화 모형 (calcification phantoms)을 만들어 칼슘의 농도와 성분에 따른 MR 신호강도의 변화 및 이 신호강도에 영향을 주는 요인을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

대뇌와 비슷한 MR 신호강도를 갖는 2% agarose gel을 석회화 모형을 만들기 위한 기질 (stroma)로 사용하였다. 탄산칼슘 (CaCO_3 , MW 100.1, Showa Chemicals inc., Tokyo, Japan)과 인산칼슘 ($\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4) \cdot \text{H}_2\text{O}$, MW 172.1, Yakuri Pure Chemicals Co., Osaka, Japan)을 여러가지 농도 (0, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5g/ml)로 가열된 2% agarose gel에 용해시킨 후 직경과 높이가 각각 1.5cm의 플라스틱 원통에 부어 석회화 모형을 만들었다. 플라스틱 원통에 뚜껑을 덮은 후 비닐로 전체를 감싸 수분의 증발을 방지하였다.

¹경상대학교 의과대학 방사선과학교실

이 논문은 1995년 11월 7일 접수하여 1995년 12월 20일에 채택되었음

석회화 모형이 농도에 따라 적절히 만들어졌는지 확인하기 위하여 먼저 CT를 시행하였다. CT는 Siemens Somatom Plus-S (Siemens Medical System, Erlangen, Germany)를 이용하여 절편두께는 3mm로 촬영하였다. 농도 및 성분에 따라 만들어진 석회화 모형의 단면영상에서 ROI (region of interest)를 이용하여 Hounsfield number를 측정하였다. 이때 ROI는 가능한 한 전체 단면적을 모두 포함하도록 크기를 조절하였다. 이어서 1.5-Tesla Siemens 63SP MR (Siemens Medical System, Erlangen, Germany)을 이용하여 5mm 절편두께, 256×256 matrix, 18cm field-of-view로 T1-강조영상 (TR/TE/NEX: 500/15/2), 양자농도영상 및 T2-강조영상 (TR/TE/NEX: 3000/15, 90/1)을 얻었다. 각 MR 영

상에서 석회화 모형의 신호강도 그리고 T1 및 T2 이완시간을 측정하여 칼슘의 농도와 성분에 따라 비교 분석하였다. T1 및 T2 이완시간은 MR장치에 내장되어 있는 소프트웨어를 이용하여 측정하였다.

두가지 칼슘입자의 표면적을 비교하기 위하여 입자의 모양을 주사전자현미경으로 관찰하였다.

결 과

두가지 성분의 석회화 모형은 그 농도가 증가할수록 CT 영상에서 Hounsfield number가 증가하여 석회화 모형이 적절히 만들어졌음을 확인하였다 (Fig. 1).

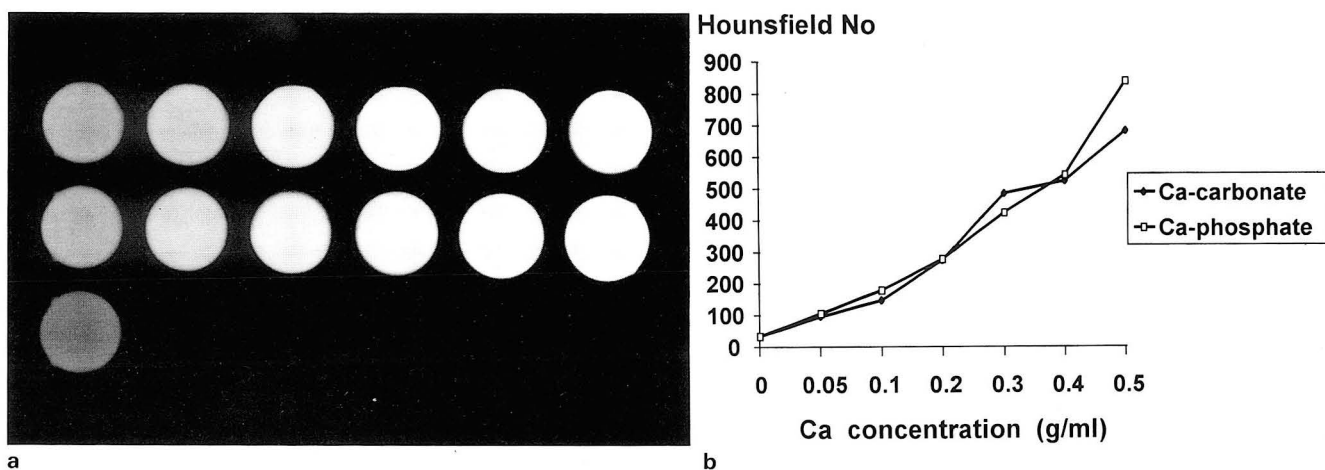


Fig. 1. CT image (a) and Hounsfield numbers (b) of calcification phantoms.

a. The concentrations of calcium carbonate (top) and calcium phosphate (middle) begin at 0.05g/ml in the left and increase across each row to a maximum of 0.5g/ml. Control phantom (bottom) contains 2% agarose gel only.

b. Hounsfield numbers of calcification phantoms increase approximately linearly with increasing the calcium concentration.

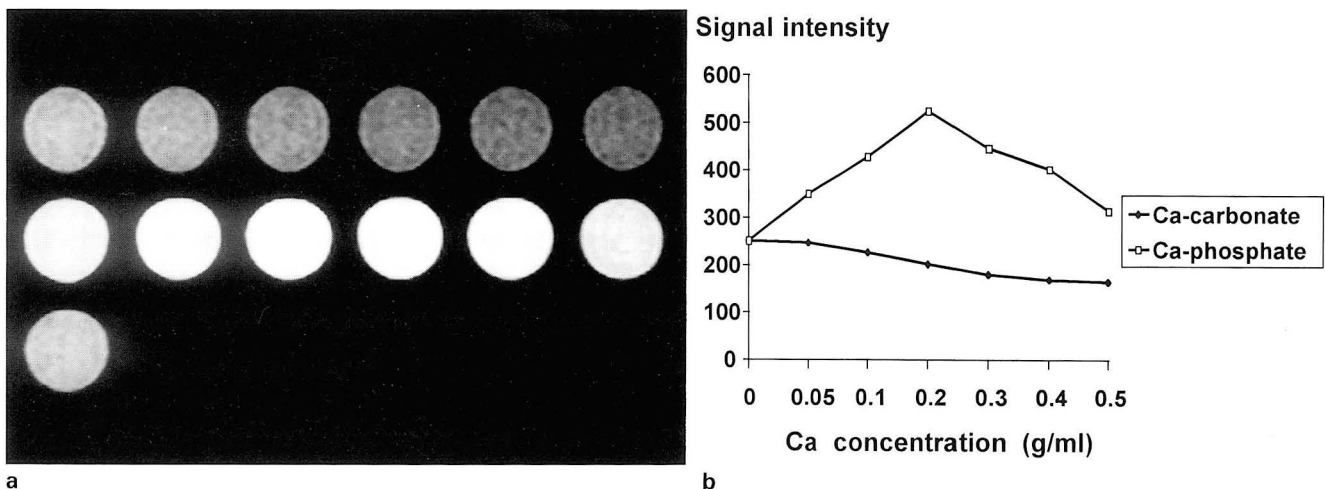


Fig. 2. T1-weighted image (a) and signal intensity curves (b) of calcification phantoms.

The signal intensity of calcium carbonate (top) gradually decreases as the concentration increases, while that of calcium phosphate (middle) shows a biphasic curve with a peak intensity at 0.2g/ml in concentration. Control phantom (bottom) contains 2% agarose gel only.

석회화 모형의 신호강도 및 이완시간

1) T1-강조영상에서 탄산칼슘은 농도가 증가할수록 그 신호강도가 점차 감소하였으며, 인산칼슘은 0.2g/ml까지는 신호강도가 증가하다가 그 이상의 농도에서는 다시 감소하였다 (Fig. 2).

2) T2-강조영상에서 두가지 칼슘 모두 농도가 증가할수록 신호 강도가 감소하였다 (Fig. 3).

3) T1 이완시간은 탄산칼슘에서는 농도에 따른 변화가 거의 없었으나 인산칼슘에서는 0.2g/ml까지는 농도가 증가함에 따라 급격히 감소하였으며 그 이상의 농도에서는 변화가 거의 없었다 (Fig. 4).

4) T2 이완시간은 두가지 칼슘 모두 농도가 증가함에 따라 감소하였으며, 0.2g/ml부터는 측정할 수 없을 정도

의 짧은 T2 이완시간을 나타냈다 (Fig. 5).

주사전자현미경 상에서의 칼슘입자의 모양

탄산칼슘 입자는 입방체 모양으로, 인산칼슘은 판상으로 보여 인산칼슘의 표면적이 더 넓게 관찰되었다 (Fig. 6).

고 찰

두개강내 질환의 진단에 있어서 석회화의 동반 유무 및 그 양상을 인지하는 것은 매우 중요하다 (1-5). MR은 거의 모든 두개강내 질환에서 가장 우수한 진단 방법으로 사용되고 있으나 석회화를 감지하는 데는 CT 보다 부적절하다 (1, 2, 4, 6-11). Kucharczyk 등 (19)은 석회화를 인지

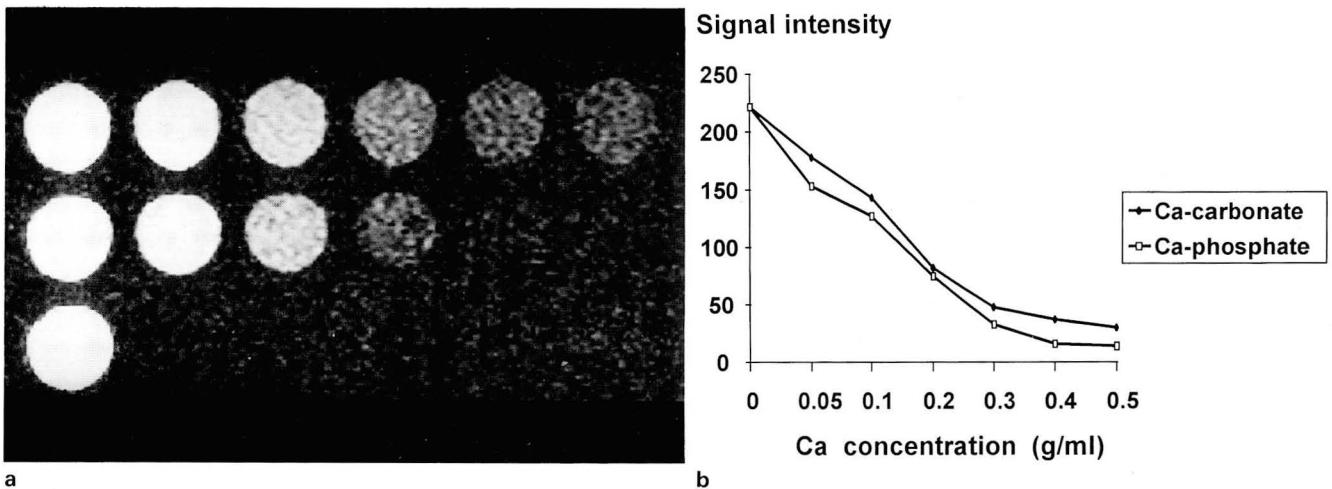


Fig. 3. T2-weighted image (a) and signal intensity curves (b) of calcification phantoms.

The signal intensities of both calcium carbonate (top) and calcium phosphate (middle) decrease as the concentration increases. Control phantom (bottom) contains 2% agarose gel only.

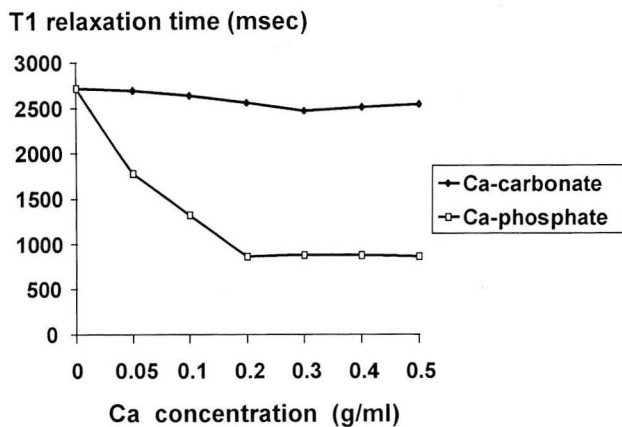


Fig. 4. T1 relaxation times of calcification phantoms.

The T1 relaxation time of calcium carbonate remains constant with increasing the concentration, however, that of calcium phosphate remarkably decreases up to the concentration of 2g/ml and then remains constant.

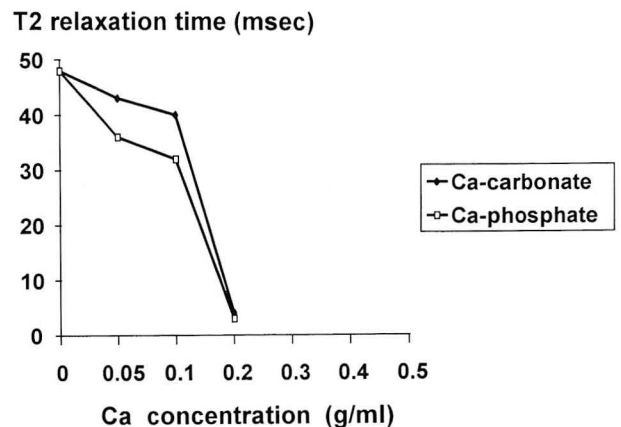


Fig. 5. T2 relaxation times of calcification phantoms.

The T2 relaxation times of both calcium compounds markedly decrease in a similar fashion with increasing the concentration up to 0.2g/ml. Above this concentration, the T2 relaxation times are unmeasurably short.

하는데 MR보다 CT가 10배 이상 예민하고 CT에서 발견되지 않는 석회화는 MR에서도 발견할 수 없다고 하였다. Holland 등 (1)은 CT와 비교하여 석회화의 MR 감지도가 뇌종양, 감염, 혈관질환, 정상 석회화, 결절성 뇌경화증 등을 포함한 48예를 대상으로 한 연구에서 약 60%로 보고하였고, Zimmerman 등 (19)은 50예의 뇌수막종을 대상으로 한 연구에서 약 18%로 보고하였다. Oot 등 (4)은 뇌종양, 혈관 질환, 골종양, 정상 석회화, 결절성 뇌경화증 등을 포함한 20예의 연구에서 석회화의 25%에서 T1- 및 T2-강조영상에서 모두 충분한 신호감소를 보였고, 60%에서는 그 중 어느 한 영상에서만 충분한 신호감소를 보였다고 하였다. 석회화를 감지하는 데 있어 MR보다 CT가 우수한 이유는 석회성분이 물, 연부조직에 비하여 단위 부피 내에 고밀도 전자를 가지고 있어 매우 높은 광전흡수(photoelectric absorption)를 일으킴으로써 고음영으로 보이기 때문이다. CT의 이런 긍정적인 감지력에 반하여 MR의 석회화 감지는 신호강도의 완전 또는 부분적 신호소실이라는 부정적인 효과에서 유추되어 나타나는 것이므로 비특이적일 수밖에 없다.

석회화는 가동수소의 결핍으로 T1-강조영상에서 저신호강도 또는 신호소실로 보이나 고신호강도로 보일 수도 있다고 알려져 있고 (1, 5, 16) 이런 경우 아급성기의 혈종, 지방, 고농도의 점액성 단백질, 멜라닌, 상자성(paramagnetic) 물질 등과 감별을 요한다 (7). 석회화가 다양한 MR 신호강도로 나타나는 이유는 아직 명확히 정립되어 있지 않으나 MR의 영상기법 (1-4, 12, 14), 칼슘의 농도 (5, 12, 16), 칼슘의 성분 (6, 16-18), 칼슘입자의 표면적 (6, 12) 등에 따라 다양하게 나타날 수 있다고 보고되어 있다.

여러가지 영상기법 중 gradient-echo 기법을 사용하면 자기감수성효과(magnetic susceptibility effect)에 의해

석회화가 더욱 저신호강도를 보여 그 감지율이 높아진다고 알려져 있다 (3, 6, 12). 또 Henkelman 등 (12)은 gradient-echo 기법에서 TE를 길게 할수록 석회화의 크기가 크게 인지되나 이와 함께 자기감수성인공물(magnetic susceptibility artifact)도 증가하여 영상 전체에 나쁜 영향을 미치게 되므로 TE 29msec가 가장 적절하다고 보고한 바 있다. 그러나 gradient-echo 기법은 일반적으로 통상적인 영상 protocol에 포함되지 않으므로 고식적인 T1- 및 T2-강조영상에서의 석회화 인지가 더욱 중요시되고 있다.

본 연구와 같이 탄산칼슘과 인산칼슘의 두가지 성분으로 실험한 보고는 없었으나 탄산칼슘과 수산화인회석을 여러가지 농도로 실험적 모형을 만들어 연구한 보고에 의하면 탄산칼슘은 칼슘의 농도가 증가함에 따라 T1-강조영상에서 신호강도가 감소한다고 하였다 (6, 16-18). 본 연구에서도 탄산칼슘은 농도가 증가함에 따라 신호강도가 점차 감소하여 같은 결과를 보였다. 그러나 수산화인회석은 Henkelman 등 (6)에 의하면 T1-강조영상에서 칼슘의 농도가 0.3g/ml까지는 고신호강도로 나타나고 그 이상의 농도에서는 신호강도가 점차 감소한다고 하였고, Kucharczyk 등 (18)은 0.2g/ml까지, 윤 등 (16)은 0.3g/ml까지는 고신호강도로 보인다고 보고하였다. 또 Dell 등 (14)은 인산칼슘을 여러가지 농도로 실험하여 인산칼슘의 농도가 증가할수록 T1 이완시간이 감소하였다고 보고하고 있으며 본 연구의 결과도 이와 일치하고 있다.

T1 이완시간은 가동수소의 에너지가 주위 lattice에 얼마나 빨리 전달되는가에 달려있다. 순수한 물은 매우 빠른 분자운동을 하는 데 이는 MR 영상장치에서의 Larmor 주파수 보다 훨씬 높은 주파수의 운동이며 따라서 순수한 물은 에너지를 주위에 lattice에 쉽게 전달하지 못해 T1 이완시간이 길게 된다. 순수한 물에 칼슘과 같은 물질을 첨가하

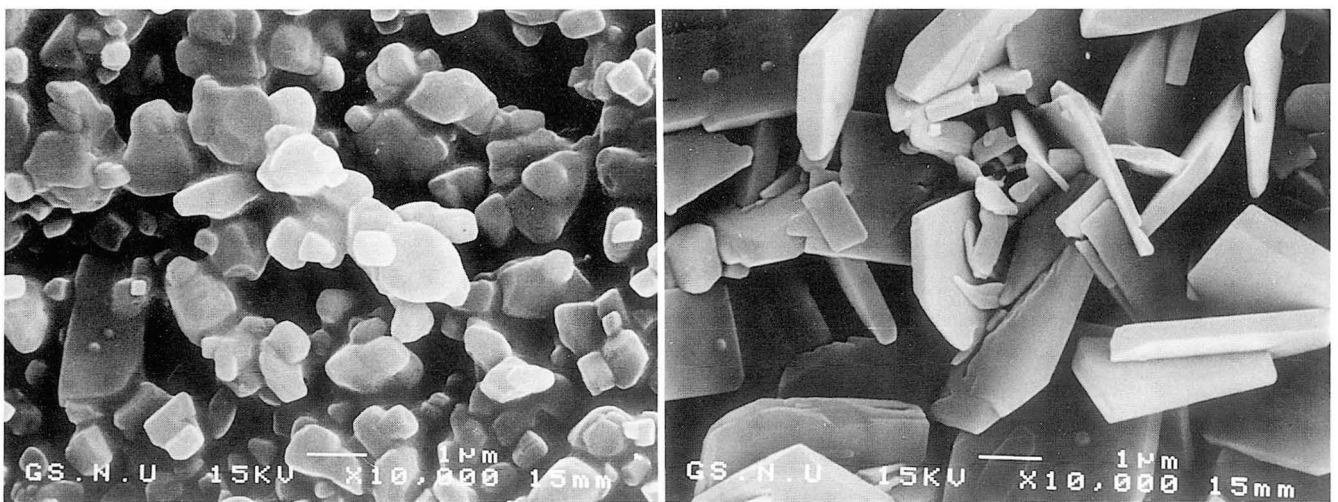


Fig. 6. Scanning electron microscopic findings of calcium particles ($\times 10,000$). The configurations of calcium carbonate (a) and calcium phosphate (b) are cuboidal and plate-like, respectively.

면 칼슘입자의 표면에 결합되는 물의 분자운동이 느리게 되어 (즉 Larmor 주파수에 가깝게 되어) 주위 lattice에 에너지를 쉽게 전달함으로써 T1 이완시간이 짧아지는 것으로 알려져 있다 (6). Henkelman 등 (6), Gamsu 등 (17)은 주사전자현미경으로 칼슘입자의 모양을 관찰하여 탄산칼슘은 입방체로, 수산화인회석은 판상으로 보여 수산화인회석이 더 넓은 표면적을 갖는 것으로 관찰하였으며 이 결과는 표면적을 정량적으로 계산함으로써 확인되었다. 한편 인산칼슘으로 실험한 Dell 등 (14)은 같은 칼슘농도 내에서 입자의 크기가 작을수록 T1 이완시간이 더 짧았다고 보고하여 표면적과 T1 이완시간과의 관계를 뒷받침하고 있다. 본 연구에서도 주사전자현미경상 탄산칼슘은 입방체로, 인산칼슘은 판상으로 더 표면적이 넓게 관찰되어 넓은 표면적이 T1 이완시간을 단축시킨다는 기존의 보고를 뒷받침하였다. 그러나 넓은 표면적을 갖는 칼슘입자도 고농도에서는 가동 수소의 양이 감소함에 따라 T1-강조영상에서 신호강도가 다시 감소하는 것으로 알려져 있다 (6, 12, 17).

석회화는 T2-강조영상에서 다양한 정도의 저신호강도로 나타나는 것으로 알려져 있다 (6, 12). 석회화가 T2-강조영상에서 저신호강도로 나타나는 것은 칼슘입자 주위 물분자의 T2 이완시간이 짧게 된다는 것을 의미하며 이는 가동 수소의 결핍 및 자기감수성효과에 의한 것이다 (6, 18). 보고에 의하면 탄산칼슘과 수산화인회석 모두 칼슘농도가 증가함에 따라 T2-강조영상에서 신호강도가 감소하였다 (6, 16-18). Dell 등 (14)도 인산칼슘에서 농도가 증가함에 따라 T2 이완시간이 감소하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 탄산칼슘과 인산칼슘 모두 농도가 증가함에 따라 T2 이완시간의 감소와 함께 신호강도가 감소하였다. 따라서 T2-강조 영상에서는 칼슘의 성분에 따른 신호강도의 차이는 없는 것으로 생각된다.

결론적으로 석회화는 T1-강조영상에서 칼슘의 농도와 성분에 따라 고신호, 등신호 또는 저신호강도로 다양하게 보일 수 있으며, 넓은 표면적을 갖는 칼슘입자는 T1 이완시간을 단축시킴으로써 T1-강조영상에서 고신호강도로 보일 수 있다. T2-강조영상에서는 칼슘의 성분과 관계없이 저신호강도로 보이며 칼슘의 농도가 증가할수록 더 낮은 신호 강도를 보인다. 이러한 석회화의 다양한 MR 신호강도에 대한 이해는 실제 MR 판독에 많은 도움을 주리라 생각한다.

참 고 문 헌

- Holland BA, Kucharczyk WK, Brant-Zawadzki MB, et al. MR imaging of calcified intracranial lesions. *Radiology* 1985;157:353-356
- Tsuruda JS, Bradley WG. MR detection of intracranial calcification: A phantom study. *Am J Neuroradiol* 1987;8:1049-1055
- Atlas SW, Grossman RI, Hackney DB, et al. Calcified intracranial lesions: detection with gradient-echo-acquisition rapid MR imaging. *Am J Neuroradiol* 1988;9:253-259
- Oot RF, New PF, Pile-Spellman J, et al. The detection of intracranial calcifications by MR. *Am J Neuroradiol* 1986;7:801-809
- 강진화, 장기현, 박정미, 한문희, 한만청, 김주완. 두개강내 석회화 병변의 자기공명영상. *대한방사선의학회지* 1988;24:963-973
- Henkelman RM, Watts JF, Kucharczyk W. High signal intensity in MR images of calcified brain tissue. *Radiology* 1991;179:199-206
- Brant-Zawadzki M, Badami JP, Mills CM, et al. Primary intracranial tumor imaging: a comparison of MR and CT. *Radiology* 1984;150:435-440
- Bradely WG Jr, Walcuh V, Yadley RA, Wycooff RR. Comparison of CT and MR in 400 patients with suspected disease of the brain and cervical spinal cord. *Radiology* 1984;152:695-702
- Peterman SB, Steiner RE, Bydder GM. Magnetic resonance imaging of intracranial tumors in children and adolescents. *Am J Neuroradiol* 1984;5:703-709
- Nixon JR, Houser OW, Gomez MR, Okazaki H. Cerebral tuberculous sclerosis: MR imaging. *Radiology* 1989;170:869-875
- Norman D, Diamond C, Boyd D. Relative detectability of intracranial calcifications on computed tomography and skull radiography. *J Comput Assist Tomogr* 1978;2:61-64
- Henkelman M, Kucharczyk W. Optimization of gradient-echo MR for calcium detection. *Am J Neuroradiol* 1994;15:465-472
- Schorner W, Henkes H, Kunz D, Heim T, Schubeus P, Felix R. Detection of intracranial calcifications by MR imaging (abstr). In book of abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine 1990. Berkeley, Calif: Society of magnetic Resonance in Medicine, 1990;55.
- Dell LA, Brown MS, Orrison WW, et al. Physiologic intracranial calcification with hyperintensity on MR imaging: case report and experimental model. *Am J Neuroradiol* 1988;9:1145-1148
- Lang C, Huk W, Pichi J. Comparison of extensive brain calcification in postoperative hypoparathyroidism on CT and NMR scan. *Neuroradiology* 1989;31:29-36
- 윤종훈, 김병진, 김윤현, 서정진, 강형근, 양성렬. 두개강내 석회화 병변의 자기공명영상조건: 실험적 모델과 임상적 예. *대한방사선의학회지* 1995;32 (5):703-710
- Gamsu G, Geer GD, Cann C, et al. A preliminary study of MRI quantification of simulated calcified pulmonary nodules. *Invest Radiol* 1987;22:853-858
- Kucharczyk W, Henkelman RM. Visibility of calcium on MR and CT: can MR show calcium that CT can not?. *Am J Neuroradiol* 1994;15:1145-1148
- Zimmerman RD, Fleming CA, Saint-Louis LA, Lee BCP, Manning JJ, Deck M DF. Magnetic resonance imaging of meningiomas. *Am J Neuroradiol* 1985;6:149-157

A Study on MR Signal Intensity of Calcifications According to Calcium Concentration and Compound¹

Sun Ae Chang, M.D., Jae Hyoung Kim, M.D., Sung Hoon Chung, M.D.

¹ Department of Radiology, Gyeongsang National University, College of Medicine

Purpose: The signal of intracranial calcification on magnetic resonance (MR) imaging has been known to be variable. The purpose of this study was to evaluate the MR signal of calcifications according to calcium concentration and compound.

Materials and Methods: T1-weighted, proton density and T2-weighted images were obtained in phantoms with various composition of calcium carbonate and calcium phosphate. The signal intensities and T1/T2 relaxation times were measured and analyzed according to calcium concentration and compound. The configurations of calcium particles were evaluated by scanning electron microscopy.

Results: The signal intensity of calcium carbonate on T1-weighted images gradually decreased as the concentration increased, while that of calcium phosphate showed a biphasic curve with a peak intensity at 0.2 g/ml. The signal intensity of both calcium compounds on T2-weighted images decreased as the concentration increased. The T1 relaxation time of calcium carbonate remained constant with increasing calcium concentration, however, that of calcium phosphate decreased up to 0.2 g/ml and then remained constant. The T2 relaxation time of both calcium compounds decreased in a similar fashion with increasing concentration. Calcium phosphate showed larger surface area on scanning electron microscope.

Conclusion: Calcifications show variable MR signal due to difference of T1 and T2 relaxation times according to calcium concentration and compound. Large surface area of calcium particle might cause shortening of T1 relaxation time leading to high signal on T1-weighted image. Understanding of these findings will help interpretation of MR images more precisely.

Index Words: Brain, calcification

Brain, MR

Magnetic resonance (MR), tissue characterization

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