

## 조영제 희석률에 따른 조영증강 자기공명혈관조영검사의 신호강도 평가

최관우<sup>1</sup>, 서성미<sup>1</sup>, 손순룡<sup>1\*</sup>  
<sup>1</sup>서울아산병원 영상의학과

### Evaluation of the signal intensity of magnetic resonance angiography in accordance with the dilution rate of the contrast agent

Kwan-Woo Choi<sup>1</sup>, Sung-Mi Seo<sup>1</sup>, Soon-Yong Son<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Asan Medical Center

**요 약** 조영제의 희석률 변화에 따른 신호강도를 분석하여 조영증강 자기공명혈관조영검사 시 점도와 삼투압에 따른 부작용을 최소화하고 신호강도를 높여 영상의 질을 향상시키고자 하였다. 연구방법은 조영제가 혈관에 주입되면 혈액과 희석되어 mol 농도가 변화되고, 그에 따라 신호강도의 변화를 일으킴에 착안하여 phantom을 제작하였다. phantom 결과를 바탕으로 임상실험은 2013년 11월부터 2014년 1월까지 조영제를 희석한 군(30명)과 희석하지 않은 군(30명)으로 구분하여 뇌혈관의 신호강도를 비교하였다. 연구결과, 조영제 mol 농도 변화에 따른 phantom의 신호강도는 0.0125mmol부터 급격히 증가하다 20mmol에서 최고점을 이룬 후 200mmol부터 평형을 이루었다. 임상실험에서도 조영제를 희석하여 검사한 영상의 신호강도가 모두 높게 나타나, 1000mmol 조영제 사용에 비해 500mmol로 희석하여 사용함의 최고점인 20mmol에 근접하여 우수함을 알 수 있었다. 결론적으로 조영제를 희석하여 사용함으로써 점도와 삼투압을 저하시키고, 영상의 질을 향상시킬 수 있었으므로 임상적용의 유용성이 높다고 할 수 있다.

**Abstract** Dilution of the contrast agent by analyzing the change in the signal intensity during MR angiography in accordance with the viscosity and osmotic pressure minimizes the side effects, and improves the image quality. The contrast agent molarity changes by the dilution of the contrast agent in the blood, as it is injected, which leads to a change in signal intensity. Based on this principle, a phantom was prepared and experiments were performed. After the phantom experiment, a clinical experiment was conducted using the results of the phantom experiment. From November 2013 to January 2014, a group of patients were classified into diluted contrast agent (30 persons) and undiluted (30 persons), and the signal intensity of the cerebral vessels was compared. The signal intensity of the phantom according to the molarity of the contrast agent increased sharply from 0.0125 mmol, reached a peak at 20 mmol, and achieved equilibrium from 200 mmol. Based on the study results, the signal intensity of the blood vessels in the brain through were compared in a clinical experiment. All the brain vessels in the imaging range with diluting a high content of the gadolinium contrast agent showed high signal intensity. This result supports the phantom experiment and means that using the 500mmol diluted contrast agent is better than using 1000mmol undiluted contrast agent because it is easier to approach the 20mmol level needed to achieve the highest signal intensity. This study has significance in that it can minimize the high viscosity and osmotic pressure, which can cause side effects and improve the image quality using the method of the dilution rate.

**Key Words** : CE MRA, Contrast agent dilution method, Contrast agent mol phantom, 1mol MR contrast agents, Osmolarity, Viscosity

\*Corresponding Author : Soon-Yong Son(Asan Medical Center)

Tel: +82-10-3230-6281 email: son6392@hanmail.net

Received April 25, 2014

Revised June 16, 2014

Accepted August 7, 2014

## 1. 서론

조영증강 자기공명혈관조영검사(contrast enhanced magnetic resonance angiography, 이하 CE MRA)는 자기장과 비전리 방사선인 라디오 고주파를 이용하여 비침습적으로 시행하는 검사법이다[1-3]. CE MRA에 사용되는 조영제는 영상의 대조도(contrast)를 변화시키는 데 직접 관여하는 X선 조영제와는 달리 인체 내 물 분자의 이완시간(relaxation time)을 변화시킴으로써 대조도의 차이를 형성하는데 간접적인 역할을 한다[4]. 즉, 조영제를 인체 내 주입 하면 정상 조직과 비정상 조직의 물 분자 이완시간이 달라지고, 이때 강력한 외부 자기장과 고주파 에너지로 달라진 이완시간의 차이를 감지하여 대조도를 극대화시킴으로서 해부학적 또는 기능적 영역에 대한 영상화를 가능하게 한다[2, 5].

CE MRA는 짧은 TR, TE를 사용하여 주변조직의 포화도에 비해 조영제로 인한 혈액의 포화를 적게 하여 짧은 시간에 혈관의 우수한 대조 영상을 획득한다[6]. 이때 혈관의 대조도는 T1 이완효과(T1 relaxation)에 의해 좌우되며, 일반적으로 T1 이완효과는 조영제의 가돌리늄 함유량에 따라 좌우되므로 단위부피당 높은 가돌리늄 함유량은 높은 T1 단축효과를 나타내어 대조도 차이가 큰 영상을 얻을 수 있다고 알려져 있다[7]. 가돌리늄 함유량이 낮은 0.5mmol/mL 조영제는 낮은 T1 단축효과와 짧은 혈액 내 잔류시간으로 인해 영상의 신호강도가 낮아 신호대잡음비(signal to noise ratio, 이하 SNR)와 대조도대잡음비(contrast to noise ratio, 이하 CNR)가 저하된다. 저하된 SNR과 CNR은 불명확한 해부학적 정보와 기능적 정보를 제공하며 질병의 진단에 심각한 영향을 초래한다[8-10]. 이로 인해 최근에는 가돌리늄 함유량이 높은 1mmol/mL 조영제를 사용하여 MRA를 시행하고 있다.

가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 사용하기 위해서는 적당한 이완과 감수성 효과(susceptibility effect), 내성(tolerance), 독성(toxicity), 안정성(stability), 삼투압(osmolarity), 생물학적 분포, 배출(elimination), 신진대사(metabolism) 등의 안전성(safety)이 반드시 입증되어야 한다[11, 12]. 그러나 위 조건들은 조영제가 개발되어 국내외(미국식품의약국, 식품의약품안전처)에서 인체에 대해 사용이 승인될 때 안전성을 입증받기 때문에 반드시 충족된다. 그러나 가돌리늄 함유량이 높은 조영제는 함

유량이 낮은 조영제보다 삼투압은 19%(1mmol/mL: 1603mOsm/kg, 0.5mmol/mL: 1350mOsm/kg), 점도(viscosity)는 148%(1mmol/mL: 4.96mPa.s, 0.5mmol/mL: 2.0mPa.s) 높으므로[11], 조영제 자체에 대한 안전성이 입증되었다 하더라도 인체에 투여하였을 경우 다양한 부작용이 발생할 확률이 높다. 즉, 고삼투압 조영제의 정맥 주입 시 혈청삼투압(약 290mOsm/kg)을 급격히 변화시켜 쇼크로 인한 칼륨혈증(hyperkalemia)과 신장기능 상실(kidney failure), 탈수증(dehydration), 열감(heat sensation) 및 통감(pain sensation)을 유발할 수 있다. 또한 조영제의 점도가 높은 경우 점성도에 따라 환자가 느끼는 불편함이 증가하고 조영제 주입률(injection rate)의 차이를 가져와 일정한 영상의 질을 유지하기 힘들다[12].

이러한 문제점에도 불구하고 대부분의 의료기관에서는 혈관의 신호강도를 높이기 위해 가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 관행적으로 사용하고 있으며, 일부에서는 조영제 부작용을 최소화하기 위해 가돌리늄 함유량이 낮은 조영제를 사용하고 있는 실정이다.

본 논문에서는 가돌리늄 함유량이 높은 조영제가 인체 내 혈관에 투여되면 혈액과 희석을 통해 mol 농도가 변화되고 이로 인해 신호강도의 변화를 일으킨다는 점에 [13] 착안하여 mol 농도 변화에 따른 신호강도의 특성을 파악하기 위해 혈액과 농도가 비슷한 생리식염수에 가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 mol 농도별로 희석하여 조영제의 mol 농도 변화에 따른 phantom을 자체 제작하였다. 이를 통하여 가돌리늄 함유량이 높은 조영제의 점도와 삼투압을 낮춤으로써 부작용을 최소화시키고, 신호강도를 높여 영상의 질을 향상시키고자 하였다.

## 2. 연구방법

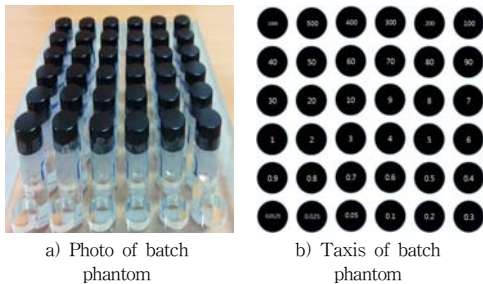
### 2.1 Phantom실험

#### 2.1.1 Phantom 제작

조영제의 mol 농도 변화에 따른 phantom은 혈액과 농도가 비슷한 생리식염수에 가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 mol 농도별로 희석하였으며, Lee [13]의 연구를 참조하여 제작하였다.

조영제의 희석은 두께 1mm의 유리 실린더(직경 15mm, 높이 40mm)에 0.0125mmol 부터 1000mmol 까지 조영제 mol 농도별(0.0125, 0.025, 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4,

0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 200, 300, 400, 500, 1000)로 생리식염수와 혼합하여 제작하였다. 희석한 조영제 실린더를 거치하기 위해 5mm 두께의 아크릴로 직육면체(170mm X 240mm X 30mm)를 제작한 후 상판에 직경 15mm의 원을 상하좌우 7mm의 간격으로 60개를 뚫어 거치대를 제작하였으며, 조영제 실린더의 배치는 거치대 우측 아래에서부터 좌측으로 낮은 mol 농도에서 높은 mol 농도로 순차적으로 배치하였다[Fig. 1].



[Fig. 1] Self-made phantom of mol concentration

2.1.2 Phantom 영상의 획득 및 기법

Phantom 영상은 CE MRA와 일치될 위해 영상획득 장비와 영상기법을 동일 시 하여 획득하였다.

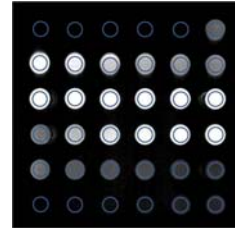
영상획득 장비는 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Achieva 3.0T, Philips Medical Systems)와 16 channel SENSE NV 코일을 사용하였으며, 영상기법은 FFE(fast field echo) 기법으로 SPIR(spectral presaturation with inversion recovery)영상을 얻었고, 사용된 영상변수로는 반복시간(TR) 17msec, 에코시간(TE) 2.1msec, 속입각(flip angle) 30°, FOV(field of view) 320 mm×320mm, 화소배열수(matrix) 256×256, 절편두께(slice thickness) 80mm, dynamic scantime 1sec, dynamic scans 150, NEX(number of excitation) 1로 하였다[2,7,14].

영상획득은 관상면(coronal plan)으로 30회 반복하여 획득하였고, 1회 영상획득 시간은 2분 37초였다.

2.1.3 Phantom 영상의 측정 및 분석방법

영상의 측정방법은 Image J(Ver. 1.47v, NIH, USA)를 이용하여 획득한 phantom영상에서 80mm<sup>2</sup>의 ROI(resion of interest)를 설정한 후, 0.0125mmol 부터 1000mmol 까지 신호강도를 측정하였다[Fig. 2]. 측정된 값으로 신호

강도곡선을 구한 후, 조영제 mol 농도 변화에 따른 신호 강도의 차이를 일원배치분산분석(SPSS 버전 18)으로 검증하였다.



[Fig. 2] Phantom trials image for ROI setting

2.2 임상실험

2.2.1 임상실험의 연구대상

임상실험은 phantom 실험 결과에 바탕으로 시행하였다. 연구대상은 2013년 11월 18일부터 2014년 01월 18일 까지 CE MRA를 시행한 환자 66명을 대상으로 하였으며, 측정의 정확도를 높이기 위해 심장질환이나 혈관질환자 6명을 제외한 조기 진단검사자 60명을 분석의 대상으로 하였다[Table 1].

[Table 1] Departments subjects

| Department                    | Frequency | Percent(%) |
|-------------------------------|-----------|------------|
| Neurology                     | 21        | 35.0       |
| Liver transplantation surgery | 12        | 20.0       |
| Health medicine               | 8         | 13.3       |
| Gastroenterology              | 6         | 10.0       |
| Cardiology                    | 4         | 6.7        |
| Cardiovascular surgery        | 2         | 3.3        |
| Vascular surgery              | 2         | 3.3        |
| Others                        | 5         | 8.4        |

2.2.2 임상실험의 연구방법

연구방법은 단위부피당 가돌리늄 함유량이 높은 1mmol/mL 조영제를 사용한 환자 30명(50%)과 생리식염수를 1대1의 비율로 희석한 환자 30명(50%)을 대상으로 희석에 따른 대조도 차이를 알아보기 위하여 뇌혈관의 신호강도를 비교하였다.

조영제 주입은 혈관에 의한 편차를 줄이기 위해 오른손의 천정맥(superficial vein)에 주입하였으며, 단위부피당 가돌리늄의 함유량을 동일하게 하기 위해 2ml/sec의 속도로 kg당 0.1ml를 주입하였고, 희석한 조영제는 2ml/sec의 속도로 kg당 0.2ml를 주입하였다[2,7,14].

2.2.3 임상실험의 영상획득 및 기법

임상실험의 영상획득 및 기법은 phantom 실험과 동일한 영상획득 장비와 기법을 이용하여 획득하였으며, 영상의 범위는 경동맥(carotid artery) 분기점(bifurcation)을 중심으로 경동맥에 평행하게 대동맥궁(aortic arch)에서 부터 전대뇌동맥(anterior cerebral artery)과 추골동맥(vertebral artery)을 포함하였다[7,14].

2.2.4 임상실험영상의 측정 및 분석방법

영상의 측정방법은 Image J를 이용하여 Fig. 3과 같이 영상화 범위의 모든 뇌혈관에 ROI를 설정하여 신호강도를 측정하였고, 분석방법은 가돌리늄 함유량이 높은 조영제와 희석한 조영제의 대조도 차이를 독립표본 T검정(SPSS 버전 18)으로 검증 하였으며, p값이 .05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다[7,14].



- ① aortic arch ROI
- ② Rt. commom carotid artery(CCA) ROI
- ③ Lt. commom carotid artery(CCA) ROI
- ④ Rt. internal carotid artery(ICA) ROI
- ⑤ Lt. internal carotid artery(ICA) ROI
- ⑥ Rt. external carotid artery(ECA) ROI
- ⑦ Lt. external carotid artery(ECA) ROI
- ⑧ Rt. vertebral artery(VA) ROI
- ⑨ Lt. vertebral artery(VA) ROI
- ⑩ basilar artery(BA\_ ROI
- ⑪ anterior cerebral artery(ACA) ROI
- ⑫ Rt. middle cerebral artery(MCA) ROI
- ⑬ Lt. middle cerebral artery(MCA) ROI
- ⑭ Rt. posterior cerebral artery(PCA) ROI
- ⑮ Lt. posterior cerebral artery(PCA) ROI
- ⑯ back ground ROI

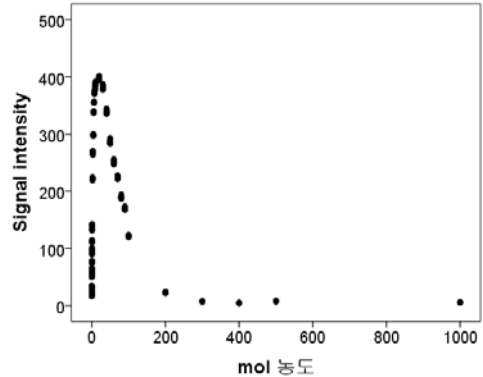
[Fig. 3] Clinical trials image for ROI setting

3. 연구결과

3.1 Phantom실험 결과

3.1.1 조영제 mol 농도 변화에 따른 신호강도특성

조영제의 mol 농도 변화에 따른 신호강도는 표 2와 같이 0.0125mmol(1/80000 희석)부터 급격히 증가하다 20mmol(1/50 희석)에서 최고점을 이룬 후, 조영제 mol 농도가 증가 할수록 완만하게 감소하다 200mmol(1/5 희석)부터 평형을 이루었다[Fig. 4].



[Fig. 4] Phantom signal intensity curve of contrast agent mol concentration change

3.1.2 조영제 mol 농도 변화에 따른 신호강도분석

조영제의 mol 농도 변화에 따른 신호강도의 분석 결과, 평균 제곱은 집단 간 20836443.02, 집단 내 2184.99로 유의한 차이를 보여(p<.05), mol 농도에 따라 희석한 신호강도 값 중 조영제 원액과 일치하지 않는 하나 이상의 유의한 측정값이 포함되어 있음을 알 수 있었다[Table 2].

[Table 2] Signal intensity ANOVA of contrast agent mol concentration change

|                | Sum of Sequare | Mean Sequare | F         | Sig. |
|----------------|----------------|--------------|-----------|------|
| Between Groups | 20836443.02    | 595326.94    | 284450.49 | .000 |
| Within Groups  | 2184.99        | 2.09         |           |      |
| Total          | 20838628.01    |              |           |      |

3.2 임상실험 결과

3.2.1 연구대상자의 인구사회학적 특성

연구대상자의 인구사회학적 특성은 Table 3과 같이 남성이 41명, 여성이 19명이었고, 평균연령은 61.32±12.74세(17세-85세)였다.

[Table 3] Socio-demographical variables

| Category | Division | Frequency | Percent(%) |
|----------|----------|-----------|------------|
| Gender   | Male     | 41        | 68.3       |
|          | Female   | 19        | 31.7       |
| Age      | 30 under | 1         | 1.7        |
|          | 30-39    | 2         | 3.3        |
|          | 40-49    | 5         | 8.3        |
|          | 50-59    | 19        | 31.7       |
|          | 60-69    | 18        | 30.0       |
|          | 70-79    | 12        | 20.0       |
|          | 80 up    | 3         | 5.0        |

3.2.2 조영제 희석여부에 따른 신호강도 분석

조영제 희석에 따른 대조도 차이를 알아보기 위해 뇌혈관의 신호강도를 비교한 결과, 영상화 범위의 모든 뇌혈관에서 조영제를 희석하여 검사한 영상의 신호강도가 높게 나타났다.

영상화 범위의 뇌혈관의 세부적인 신호강도는 Table 4와 같이 최소 6.83%(대동맥궁)에서 최대 20.51%(왼쪽 후대뇌동맥)로 가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 희석하여 검사한 영상에서 희석하지 않은 조영제의 영상에 비해 높았다.

조영제의 희석여부에 따른 독립표본 T검정 결과 뇌혈관에서 비교적 중간과 작은 크기의 혈관인 좌우 외경동맥, 좌우 척추동맥, 뇌기저동맥, 전대뇌동맥, 좌우 중간대뇌동맥, 좌우 후대뇌동맥은 통계적으로 유의한 차이가 있었다(p<0.05).

그러나 뇌혈관에서 큰 크기의 혈관인 대동맥궁, 좌우 총경동맥, 좌우 내경동맥은 평균차가 존재하였으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(p>0.05)[Table 4].

[Table 4] Intravascular contrast agent diluted due to the signal intensity

| Category    | Undiluted (mean±SD) | Diluted (mean±SD) | t    | Sig. |
|-------------|---------------------|-------------------|------|------|
| aortic arch | 153.07±41.86        | 163.53±40.03      | .99  | .326 |
| Rt CCA      | 186.60±50.32        | 201.14±32.40      | 1.32 | .192 |
| Lt CCA      | 181.90±45.78        | 196.77±31.02      | 1.47 | .146 |
| Rt ICA      | 215.53±59.25        | 235.41±41.82      | 1.48 | .143 |
| Lt ICA      | 205.63±53.40        | 227.97±40.39      | 1.81 | .076 |
| Rt ECA      | 180.97±41.42        | 211.90±36.16      | 3.08 | .003 |
| Lt ECA      | 173.40±40.71        | 201.73±31.44      | 3.02 | .004 |
| Rt VA       | 197.70±45.56        | 221.87±36.13      | 2.28 | .027 |
| Lt VA       | 190.07±47.58        | 219.67±34.21      | 2.67 | .010 |
| BA          | 171.17±43.23        | 203.30±35.10      | 3.16 | .003 |
| Rt MCA      | 157.63±33.81        | 178.76±26.83      | 2.65 | .010 |
| Lt MCA      | 151.23±34.99        | 168.86±25.20      | 2.21 | .031 |
| Rt PCA      | 132.90±34.97        | 153.93±30.39      | 2.49 | .016 |
| Lt PCA      | 124.57±30.24        | 148.28±28.62      | 3.09 | .003 |
| ACA         | 134.40±28.34        | 161.97±24.93      | 3.96 | .000 |

4. 고찰 및 결론

CE MRA는 뇌혈관의 협착 및 폐색, 뇌동맥류를 비롯한 각종 혈관질환의 조기진단 및 치료 후 예후평가에 유용하게 사용되고 있다[5, 15]. 그러나 임상적으로 유용한 CE MRA는 영상 획득 시 우수한 SNR과 CNR을 구현하면서 조영제에 의한 부작용을 최소화해야 한다.

이에 대하여 Kersten Peldschus 등[16]은 1.5T보다 3.0T에서 조영제를 이용한 영상 획득 시 CNR이 향상된다고 보고하였고, Winfried AW 등[17]은 3.0T에서 뇌종양(brain tumor)과 다발성 경화증(multiple sclerosis)의 조영효과가 증가된다고 보고하였다. 그러나 위 연구들은 기존 장비를 교체하거나 최신 장비를 도입해야 하므로 현실성이 없다.

이에 반해 Earls 등[18]과 Son 등[14]은 조영제를 주입하는 방법을 달리하면 CNR과 SNR을 높일 수 있다고 하였고, Mathias Goyen 등[19]과 Haneder 등[20]은 가돌리늄 함유량이 높은 조영제를 이용하면 높은 대조도 영상을 얻을 수 있다고 하였다. 그러나 위 연구들 또한 조영제 주입 후 뇌혈관까지 도달시간이나 가돌리늄 함유량 차이를 단순 비교한 연구일 뿐, 조영제 특성을 고려한 본 연구와는 근본적으로 차이가 있다. 즉, 본 연구는 선행연구들과는 달리 조영제의 특성을 파악하여 SNR과 CNR의 기본이 되는 신호강도를 높이고 부작용을 최소화시키는 방안을 모색하고자 하였다는 차이가 있다. 이를 위해 현존하는 조영제 중 가돌리늄 함유량이 높아 T1 이완률이 가장 큰 1mmol/mL 조영제를 이용하였으며, 조영제의 특성을 분석하기 위해 1mmol/mL에서부터 1/80000까지 희석하였고, 나타난 결과를 바탕으로 점도와 삼투압을 개선하여 부작용을 최소화하고자 하였다.

연구결과, 조영제 mol 농도 변화에 따른 phantom의 신호강도는 0.0125mmol(17.29±0.70)부터 급격히 증가하다 20mmol(397.73±2.23)에서 최고점을 이룬 후 완만하게 감소하여 200mmol(22.85±0.69)부터 평형을 이루었다. 이는 1000mmol의 조영제가 혈관에 투여된 후 시간이 경과함에 따라 혈액에 희석되어 신호강도가 변하는 것이며, 혈액의 공급량과 영상의 획득시간이 일정하므로 조영제 희석률을 달리하여 신호강도가 최고점에 이르는 20mmol에 근접시키면 신호강도가 높은 영상을 얻을 수 있음은 의미한다.

임상실험에서도 영상화 범위의 모든 뇌혈관에서 조영

제를 희석하여 검사한 영상의 신호강도가 높게 나타났다. 이는 phantom 실험 결과를 뒷받침하는 것으로 1000mmol 조영제를 직접 사용하는 것보다 500mmol로 희석하여 사용하면 신호강도가 최고점에 이르는 20mmol에 근접시킬 수 있으므로 우수한 영상을 획득할 수 있음을 단적으로 보여준다.

가돌리늄 함유량에 따른 영상의 신호강도 연구에서 Mathias Goyen 등[19]은 1mmol/mL 조영제 사용 시 SNR 41.76%, CNR 42.52%, Haneeder 등[20]은 SNR 13.03%, CNR 13.68%로 각각 높은 대조도 영상을 얻을 수 있다고 하였고 Bernhard 등[21]의 1.5T 보다 3T를 이용하여 심근지연영상을 획득하면 SNR 29.55%, CNR 45.00% 증가된다고 하였다. 이는 최소 6.83%(대동맥궁)에서 최대 20.51%(왼쪽 후대뇌동맥) 신호강도가 증가된 본 연구 결과보다 높거나 비슷한 결과이다.

그러나 상기의 선행 연구와 달리 본 연구는 1mmol/mL 조영제를 이용하여 높은 신호강도의 장점을 유지하고, 조영제의 특성을 분석하여 희석한 조영제의 신호강도가 더 높음을 증명하였다는 데에 획기적이고, 학술적 가치가 뛰어나다고 할 수 있다. 또한 고가 장비의 교체가 현실적으로 시행하기 어려움을 감안할 때 본 연구가 적절한 대안 중 하나라고 할 수 있다.

본 연구는 현실적인 어려움으로 인해 보다 다양한 농도의 임상실험을 시행하지 못하였다는 제한점이 있다. 그럼에도 불구하고 가돌리늄 함유량이 높은 조영제의 특성을 분석하여 희석이란 방법을 통해 임상에 적용함으로써 영상의 질을 향상시키고, 부작용의 원인이 될 수 있는 점도와 삼투압을 낮출 수 있는 방안을 마련하였다는 점에 큰 의의가 둘 수 있다.

## References

- [1] YS Ji, BJ Lee, "Usefulness of 3-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography for the evaluation of pedal artery: comparison with digital subtraction angiography", *J Korean Radiol Soc*, Vol. 24, No. 2, pp.23-28, 2001.
- [2] BJ Park, MG Kim, SI Suh, SJ Hong, KR Cho, BK Seo, KY Lee, NJ Lee, JH Kim, "Test Bolus Examination in Three-Dimensional Contrast-Enhanced MR Angiography of the Carotid Artery", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 44, No. 3, pp.317-323, 2001.
- [3] Busse H, Schmitgen A, Trantakis C, Schober R, Kahn T, Moche M, "Advanced approach for intraoperative MRI guidance and potential benefit for neurosurgical applications", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 24, No. 1, pp.140-151, 2006.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20597>
- [4] WC Huh, "Synthesis of Uniform and Size Controlled Ultrasmall Lanthanide Oxide Nanoparticles for MR Agent Contrast", *The graduate school, Kyungpook National university*, pp.1-29, 2013.
- [5] JH Choi, SM Lim, Y Kim, "Comparison of 3d tof mra with contrast enhanced mra in intracranial atherosclerotic occlusive disease", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 64, No. 3, pp.203-211, 2011.
- [6] SY Kim, YK Kim, SM Yoon, KH Yoo, JS Lim, "Using Keyhole and SENSE Technique 4D (time-resolved) MRA", *Journal of The Korean Society of MR Technology*, Vol. 18, pp.244-252, 2005.
- [7] KW Choi, SY Son, TH Kim, MS Han, JH Lee, JW Min, "Usefulness of contrast agent involving high gadolinium content for myocardial viability assessment", *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*, Vol. 14, No. 3, pp.1294-1300, 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.3.1294>
- [8] Tombach B, Reimer P, Prtmer B, Allkemper T, Bremer C, Mühler A, Heindel W, "Does a higher concentration of gadolinium chelates improve first-pass cardiac signal changes?", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 10, No. 5, pp.806-812, 1999.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1522-2586\(199911\)10:5<806::AID-JMRI27>3.0.CO;2-0](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1522-2586(199911)10:5<806::AID-JMRI27>3.0.CO;2-0)
- [9] Nagel E, Klein C, Paetsch I, Hettwer S, Schnackenburg B, Wegscheider K, Fleck E, "Magnetic Resonance Perfusion Measurements for the Noninvasive Detection of Coronary Artery Disease", *Circulation*, Vol. 108, pp.432-437, 2003.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.CIR.0000080915.35024.A9>
- [10] Manning WJ, Atkinson DJ, Grossman W, Paulin S, Edelman RR, "First-pass nuclear magnetic resonance imaging studies using gadolinium-DTPA in patients with coronary artery disease", *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 18, No. 4, pp.956-965, 1991.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097\(91\)90754-W](http://dx.doi.org/10.1016/0735-1097(91)90754-W)
- [11] Henrik ST, Sameh KM, Torsten A, Marie-France B, Michele B, Georg B, Olivier C, Peter L, Gertraud HP, Peter R, Fulvio S, Aart M, Judith AW, "Nephrogenic systemic fibrosis and gadolinium-based contrast media: updated ESUR Contrast Medium Safety Committee guidelines", *European Society of Radiology*, Vol. 23, No. 2, pp.307-318, 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-012-2597-9>

[12] Korean Society of Magnetic Resonance in Medicine, Magnetic Resonance Imaging, Korea, Ilchokak, 2008.

[13] YH Lee, "Research for pharmacokinetic analysis about MRI nano-contrast using rat brain tumor model", The graduate school, Yonsei National University, pp.1-38, 2011.

[14] SY Son, YS Kim, KW Choi, SM Seo, JW Min, BG Yoo, JS Lee, "A study of contrast agent peak time using biomechanics factors experimental contrast medium infusion test using at contrast enhanced magnetic resonance angiography", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society, Vol. 14, No. 2, pp.786-792, 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.2.786>

[15] SJ Bae, CH Lim, BR Park, WJ Shin, JS Kim, "The Value of Comparison with Four Dimension Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics(TRICKS) MRA by Time of Flight(TOF) MRA", The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 10, No. 3, pp.215-221, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2010.10.3.215>

[16] Peldschus K, Hamdorf M, Robert P, Port M, Adam G, Herborn CU, "Comparison of the high relaxivity Gd chelates P1152 and Gd BOPTA for contrast enhanced MR angiography in rabbits at 1.5 Tesla and 3.0 Tesla", Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 32, No. 2, pp.459-465, 2011.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.22261>

[17] A.Willinek W, Schild HH, "Clinical advantages of 3.0T MRI over 1.5T". European Society of Radiology, Vol. 65, No. 1, pp.2-14, 2008.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejrad.2007.11.006>

[18] Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC, "Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three-dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector", Journal of Radiological Society of North America, Vol. 201, No. 3, pp.705-710, 1996.

[19] Mathias G, Tomas CL, Christoph UH, Jorg FD, MBA, Silke B, Stefan G, Ruehm, "0.5 M Gd chelate (Magnevist®) versus 1.0 M Gd chelate (Gadovist®): Dose-independent effect on image quality of pelvic three-dimensional MR-angiography", Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 14, No. 5, pp.602-607, 2001.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.1225>

[20] Haneder S, Attenberger1 U, Schönberg SO, Loewe C, Garcia JA, Michaely HJ, Mannheim DE, Vienna AT, Santander ES, "Intra-individual efficacy evaluation of Dotarem®-enhanced MRA compared to Gadovist®-enhanced MRA in the diagnosis of clinically significant abdominal or lower limb arterial diseases", European Congress of

Radiology, pp.1002-1016, 2010.

[21] Klumpp BD, Sandstede J, Lodemann KP, Seeger A, Hoewelborn T, Fenchel M, et al, "Intraindividual comparison of myocardial delayed enhancement MR imaging using gadobenate dimeglumine at 1.5 T and 3 T", European radiology, pp.1124-1131, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-008-1248-7>

**최 관 우(Kwan-Woo Choi)**

[정회원]



- 2010년 7월 : 고려대학교 의용과학 대학원 의료영상공학과 (공학석사)
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 의료영상공학

**서 성 미(Sung-Mi Seo)**

[정회원]



- 2006년 2월 : 신구대학교 방사선과 졸업
- 2010년 3월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선물리학, 방사선생물학, 디지털영상학

**손 순 룡(Soon-Yong Son)**

[정회원]



- 1999년 2월 : 단국대학교 보건행정 학과졸업 (보건행정학석사)
- 2013년 8월 : 한양대학교 보건학과 졸업 (보건학박사)
- 1990년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 보건행정학, 보건학