

위상영상 획득 시 T1 shortening effect를 이용한 혈관의 신호 증가에 관한 연구

이호범¹, 최관우¹, 손순룡¹, 민정환¹, 이종석³, 유병규^{3*}
¹서울아산병원 영상의학과, ²신구대학교 방사선과, ³원광보건대학교 방사선과

The increase of blood vessels using a signal during the image acquisition phase T1 shortening effect

Ho-Beom Lee¹, Kwan-Woo Choi¹, Soon-Yong Son¹
Jung-Whan Min², Jong-Seok Lee³, Beong-Gyu Yoo^{3*}

¹Department of Radiology, Asan Medical Center

²Department of Radiology, Shin-Gu University

³Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University

요약 본 연구는 가돌리늄 조영제의 T1 shortening effect를 이용하여 말초동맥으로 갈수록 신호강도가 낮아지는 위상영상의 단점을 근본적으로 개선함으로써 진단에 유용한 영상을 획득하고자 하였다. 연구기간은 2014년 10월부터 동년 12월까지 시행하였으며, 심장질환자를 제외한 AVM 환자 30명을 대상으로 하였다. 연구방법은 T1 shortening effect에 따른 신호강도의 차이를 알아보기 위해 가돌리늄 조영제 주입 전·후 자화강조영상을 획득한 다음, 위상영상을 비교평가 하였다. 연구결과, 가돌리늄 조영제 주입 전, 후 뇌실질 내 말초동맥의 신호강도는 가돌리늄 조영제 주입 후가 주입 전에 비해 전두엽 19.45%, 측두엽 23.09%, 두정엽 18.82%, 후두엽 25.45%, 소뇌 20.93%로 증가 하였고 통계적으로 유의하였다. 그러므로 위상영상 획득 시 가돌리늄 조영제의 T1 shortening effect를 이용하면 위상영상의 단점을 보완할 수 있어 진단 및 치료에 유용한 영상을 획득할 수 있으리라 사료된다.

Abstract The purpose of this study is to obtain a useful diagnostic image by increasing the signal strength of the peripheral artery, was to use a T1 shortening effect of gadolinium contrast agents to improve the disadvantages of the phase image. From october to december 2014 thirty patients were underwent the MRI scanning, except for heart disease. Research method was evaluated comparing the image after gadolinium contrast MR image acquisition step before evaluating the difference between the signal intensity for T1 shortening effect. In frontal lobe 19.45%, temporal lobe 23.09%, occipital lobe 25.45%, parietal lobe 18.82%, cerebellum 20.93% after peripheral arterial signal strength results of gadolinium contrast agent injection was increased significantly after injection of gadolinium both statistically significant. After injecting a contrast agent gadolinium in SWI by increasing the signal strength of the T1 shortening effect can be obtained when using the phase image to give a useful image in diagnosis and treatment.

Keywords : T1 shortening effect, Gadolinium, BOLD, Phase image, Susceptibility weighted image, Signal intensity

1. 서론

자화율 강조영상(susceptibility weighted image, 이하

SWI)은 최근에 개발된 자기공명영상(magnetic resonance image, 이하 MRI) 기법으로 동맥과 정맥의 혈관 신호와 출혈성 병변에 매우 민감하고[1], 뇌출혈의 발생 가능성

이 연구는 2015년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행됨

*Corresponding Author : Beong-Gyu Yoo (Wonkwang Health Science University)

Tel: +82-10-6255-9783 email: bkyou@wu.ac.kr

Received April 6, 2015

Revised (1st April 24, 2015, 2nd May 8, 2015)

Accepted July 16, 2015

Published July 31, 2015

을 예측할 수 있는 5-10 mm 미만의 뇌 실질 내 미세출혈(micro bleeds)과 급성 뇌출혈의 감별진단에 매우 유용하며, 뇌혈관 질환자의 혈관상태 평가에 광범위하게 적용되고 있다[2,3].

SWI 영상은 자기강도영상(magnitude image)과 위상영상(phase image)을 함께 나타낸다. 그 중 위상영상은 혈액 내 산소 포화도에 따라 신호강도가 변화되는 BOLD(blood oxygen level dependent) effect를 극대화한 것으로 인체의 일부를 이루고 있는 인접한 두 조직의 자성이 다르면 각 조직 내의 스핀이 느끼는 자기장도 서로 다르다[4]. 이로 인해 두 조직의 경계를 이루고 있는 부분에서 스핀들이 느끼는 자기장의 세기가 달라지는데 이를 자화율 효과(susceptibility effect)라고 하며[5], 조직간 자기 자화율(magnetic susceptibility) 차이를 영상화함으로써 뇌혈관의 동정맥을 구별하는데 유용하다. 이는 옥시헤모글로빈(oxyhemoglobin) 농도가 높은 동맥은 자기장이 균일하여 신호감소가 없으나, 상대적으로 산소가 떨어져 나가 데옥시헤모글로빈(doxyhemoglobin)의 농도가 높은 정맥 또는 출혈성 병변에서는 자기장이 불균일하여 신호가 감소하기 때문이다[4].

데옥시헤모글로빈은 상자성(paramagnetic) 물질이므로 감소되면 자화율 효과를 감소시켜 SWI 영상에서 신호 증가를 초래한다[6]. 특히, 모세혈관 없이 동정맥이 바로 연결되는 뇌 동정맥기형(cerebral arteriovenous malformation, 이하 AVM)의 진단 및 치료 후 추적검사에 매우 유용한데[2]. 고식적인 영상으로는 동정맥 모두 빠른 혈류로 인한 signal void 현상에 의해 신호강도가 감소하여 구별이 불가능하기 때문이다.

그러나, 혈류가 가지고 있는 산소의 양에 따라 신호가 변하는 BOLD 효과의 특성상 말초동맥(peripheral artery)으로 갈수록 혈류량 및 혈류속도의 감소와 인접 조직과의 국소적인 자화율 차이로 인하여 신호강도가 낮아지는 문제점이 있다[7]. 또한 정맥 및 출혈성 병변에서 상자성 효과(paramagnetic effect)에 의한 자기장의 국소적 불균일성에 의해 주변조직과 뚜렷한 경계를 보이는 저음영의 신호와 신호강도가 낮아지는 말초혈관들이 다양하게 혼재되어 구분이 용이하지 않다. 특히 AVM은 치료 전·후 feeding artery와 drainage vein의 구별이 매우 중요한 데, 이를 정확히 평가할 수 없어 치료 전 계획과 치료 후 예후평가에 심각한 영향을 초래한다. 또한 뇌종양, 동맥과 정맥의 미세출혈, 혈관의 혈전 등 뇌혈관 질

환감별에 제한점을 가진다[8].

이러한 문제점을 해결하기 위해 영상 프로토콜(protocol)의 개선, 자장 세기의 증가, 영상의 후처리 방법 개선 등 여러 연구가 시행되고 있으나, 장비 도입 및 프로그램 구입으로 인한 고비용으로 인해 개선효과가 미흡하며, 무엇보다도 이러한 시도가 근본적인 영상개선의 효과로 작용할 수 없는 실정이다.

이에 SWI 영상 획득 시 가돌리늄 제제를 이용하면 말초동맥에서 T1 shortening effect로 인하여 높은 신호강도를 보이는 반면, 주변부의 다른 조직에서는 T1 강조영상이 아니므로 영상의 대조도에 큰 변화가 없다는 사실에 근거하였으며, 이에 착안하여 가돌리늄 조영제의 T1 shortening effect를 이용하여 말초동맥으로 갈수록 신호강도가 낮아지는 위상영상의 단점을 근본적으로 개선함으로써 진단에 유용한 영상을 획득하여 임상에 적용코자 하였다.

2. 연구방법

2.1 연구대상

2014년 10월부터 동년 12월까지 SWI 검사를 받은 AVM 환자 36명 중 연구의 정확성을 높이기 위해 심장 질환자나 혈관질환자를 제외한 30명을 연구대상으로 하였다(Table 1). G-power (ver.3.1.9.2)를 이용하여 측정된 최소 획득 샘플은 27명이었다.

Table 1. Departments subjects

Department	Frequency	Percentage(%)
Health medicine	15	50.0
Neurosurgery	7	23.3
Neurology	5	16.7
The others	3	10.0
Total	30	100.0

2.2 연구방법

기존의 위상영상은 뇌실질 내 말초동맥으로 갈수록 혈류량 및 혈류속도의 감소와 인접 조직과의 자화율 차이로 인해 신호강도가 낮아진다. 그러므로 가돌리늄 조영제를 주입하면 가돌리늄의 T1 shortening effect로 인해 말초동맥의 신호강도가 주입 전보다 높은 신호를 나타낼 것이라고 가정하였다.

이 가정 하에 T1 shortening effect에 따른 신호강도의 차이를 알아보기 위해 가돌리늄 조영제 주입 전·후 SWI 영상을 획득하여 조영제 주입 전 기존의 위상영상과 조영제 주입 후 새로운 위상영상의 신호강도(signal intensity)를 비교하였다.

연구에 사용된 조영제는 상자성 전이금속 이온인 가돌리늄(Gd3+)을 사용한 조영제로 T1과 T2 이완시간을 줄임으로써[8,9], T1과 T2 조영제로 모두 사용이 가능한 조영제이다[10].

2.3 영상획득 및 기법

영상은 3.0T 초전도 MRI 장치(Philips Achieva 3.0T MR system)와 8 channel SENSE Head coil을 사용하여 획득하였다. 사용된 영상기법은 혈류 보정된 고해상도 3D T2* GRE sequence를 사용하였으며, 영상변수는 반복시간(TR) 17 msec, 에코시간(TE) 24 msec, 숙임각(flip angle) 15°, FOV(field of view) 220 × 220 mm, 화소배열수(matrix) 284 × 284, 절편두께(slice thickness) 2 mm, 절편간격(slice gap) 0 mm, 절편수(slices) 65 slice, NEX(number of excitation) 1 이었고, 총 검사시간(scan time)은 5분 43초였다.

2.4 측정 및 분석방법

획득한 영상은 영상평가 프로그램인 Image J(Ver.1.47v, NIH, USA)를 이용하여 좌·우 대뇌의 전두엽(frontal lobe), 측두엽(temporal lobe), 두정엽(parietal lobe), 후두엽(occipital lobe)의 4개 엽과 소뇌(cerebellum)의 뇌실질 내 말초동맥의 신호강도를 측정하였다. 통계적 분석방법은 대응표본 T검정(paired sample T-test, SPSS 버전 18)을 이용하여 T1 shortening effect에 따른 신호강도의 차이를 알아보았으며, p값이 .05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

3. 연구결과

연구대상자의 인구사회학적 특성은 Table 2와 같이 남성이 17명, 여성이 13명이었고, 평균연령은 47.70 ± 17.35세(35세~72세)였다.

Table 2. Socio-demographical variables

Category	Division	Frequency	Percentage
Gender	Male	17	56.7
	Female	13	43.3
Age	40 under	5	16.7
	40-49	11	36.6
	50-59	8	26.7
	60 up	6	20.0
occupation	wage earner	15	50.0
	ower operator	7	23.3
	inoccupation	8	26.6
habitation	Seoul	6	20.0
	Gyeonggi	9	30.0
	Choongcheong	3	10.0
	Gangwwo	2	6.6
	Jelolla	5	16.6
	Gyeongsang	4	13.3
	The others	1	3.3

T1 shortening effect에 따른 신호강도의 차이를 알아보기 위한 가돌리늄 조영제 주입 전·후 뇌실질 내 말초동맥의 신호강도는 가돌리늄 조영제 주입 후 영상에서 주입 전에 비해 전두엽 19.45%(좌 18.39%, 우 20.51%), 측두엽 23.09%(좌 20.24%, 우 25.94%), 두정엽 18.82%(좌 19.20%, 우 18.45%), 후두엽 25.45%(좌 25.20%, 우 25.69%), 소뇌 20.93%(좌 24.13%, 우 17.74%)로 증가하였다(Table 3).

Table 3. Contrast agent applied to the signal intensity of difference between before and after

Category		before	after
frontal lobe	Lt	1226.50 ± 163.81	1452.10 ± 272.08
	Rt	1119.70 ± 206.59	1349.30 ± 292.24
temporal lobe	Lt	1443.00 ± 342.89	1720.00 ± 326.19
	Rt	1294.90 ± 329.40	1533.80 ± 455.02
parietal lobe	Lt	1235.30 ± 195.03	1485.30 ± 268.54
	Rt	1255.80 ± 558.83	1581.50 ± 461.33
occipital lobe	Lt	1288.70 ± 299.26	1613.50 ± 287.19
	Rt	1453.60 ± 240.00	1827.10 ± 577.30
cellebellum	Lt	1345.60 ± 313.36	1670.30 ± 343.09
	Rt	1372.20 ± 275.43	1615.60 ± 288.97

가돌리늄 주입에 따른 대응표본 T검정 결과, 전두엽 (좌 p=0.004, 우 p=0.003), 측두엽(좌 sig=.004, 우 sig=.016), 두정엽(좌 p=0.000, 우 sig=.002), 후두엽(좌 p=0.000, 우 p=0.011), 소뇌(좌 p=0.001, 우 p=0.002) 모두 통계적으로 유의하여 가돌리늄 조영제 주입 후에서 주입 전에 비해 T1 shortening 효과로 신호강도가 증가

함을 알 수 있었다.(Table 4).

Table 4. Paired t-test results according to method

Category		Paired differences	t	p-value
frontal lobe	Lt	225.60(18.39%)	-3.910	.004
	Rt	229.60(20.51%)	-3.994	.003
temporal lobe	Lt	277.00(20.24%)	-7.622	.000
	Rt	238.90(25.94%)	-4.441	.002
parietal lobe	Lt	250.00(19.20%)	-3.855	.004
	Rt	325.70(18.45%)	-2.943	.016
occipital lobe	Lt	324.80(25.20%)	-5.870	.000
	Rt	373.50(25.69%)	-3.171	.011
cerebellum	Lt	324.70(24.13%)	-4.750	.001
	Rt	243.40(17.74%)	-4.338	.002

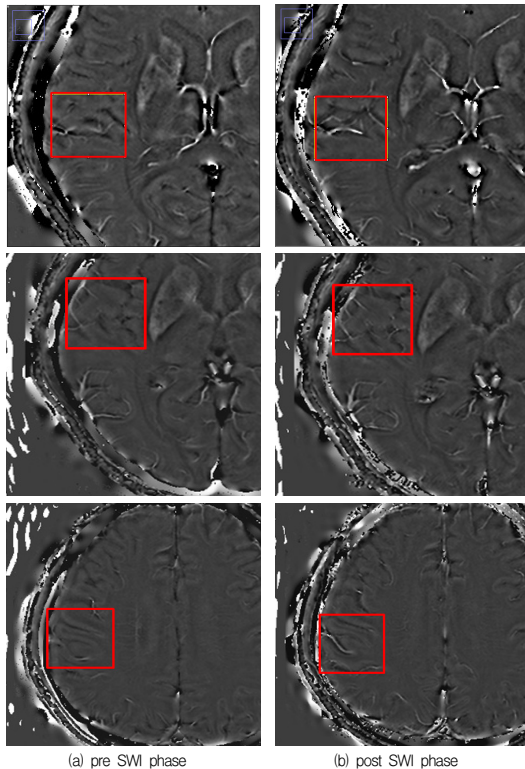


Fig. 1. Contrast agent applied to phase image of difference between before and after

4. 고찰 및 결론

SWI 중 위상영상은 혈액의 흐름에 따른 자화율 차이

가 있는 조직들의 대조도를 강조한 영상으로 BOLD effect를 극대화 한 기법이다. 이와 관련하여 뇌혈관 질환에서 SWI 기법의 유용성을 주장한 Tomas[9]와 Haacke[10]등 이외에도 수많은 선행연구에서 뇌혈관 질환에 국한되어 있지 않고 다양한 질환에서 위상영상의 유용성을 보고하였다[11,12]. 그러나 혈류가 가지고 있는 산소에 양에 따라 신호가 변하는 특성상 말초혈관으로 갈수록 혈류량과 혈류속도의 저하, 자화율 차이로 인한 낮은 신호강도는 위상영상의 대조도를 낮게 하는 요인으로 작용하여 병변의 진단과 치료에 막대한 지장을 초래하고 있다.

이로 인하여 SWI 기법에서는 영상의 차이를 극대화 하기 위하여 높은 신호대 잡음비를 획득하는 것이 매우 중요하다. MRI에서 신호강도를 높이는 방법에 관하여 Bernhard 등[13]과 Gustav 등[14]은 주자기장의 세기를 증가시키면 신호강도가 높은 영상을 획득할 수 있다고 하였고, Maunder 등[15]은 다중채널코일(multi-channel RF coil)을 사용하면 신호강도가 높은 영상을 획득 할 수 있다고 하였다. 그러나 현재 임상적으로 허용된 자장의 세기는 3.0Tesla로 제한되어 있으며, 채널수의 증가도 신호 평균화(normalization)의 오차 등으로 인해 한계가 있다. 또한 주자기장 세기의 증가 및 다중채널코일 구입은 고가의 비용이 발생하여 현실적인 어려움이 따른다. 이에 반해, Choi 등[16]은 filling factor를 증가시키면 신호 강도가 높은 영상을 획득할 수 있다고 하였으나, 이 또한 filling factor를 무한대로 증가시킬 수 없다는 한계점이 있다. 위의 제약 이외에도 SWI 위상영상은 혈류 흐름에 따른 자화율 효과가 개선되어야만 높은 신호강도를 얻을 수 있으므로 또 다른 제약이 따른다.

Hartnell[17]은 SWI에 관한 연구에서 주자기장의 세기가 높을수록, TE와 FOV가 클수록, voxel 크기가 클수록, 상자성(paramagnetic) 물질의 농도가 높을수록 자화율에 의한 차이가 커지며 영상의 개선이 이루어진다고 하였다. 본 연구는 이에 착안하여, 여러 매개변수 중 상자성 물질의 농도가 높을수록 자화율 효과가 강조된다는 전제 하에 대표적인 상자성 물질인 가돌리늄 조영제를 이용하여 말초동맥으로 갈수록 신호강도가 낮아지는 위상영상의 단점을 근본적으로 개선하고자 하였다.

가돌리늄 조영제가 인체에 주입되면 영상 신호는 밝게 또는 어둡게 나타나는 방법으로 분류 될 수 있다. 조영제에 의하여 T1 shortening effect와 T2 shortening

effect가 동시에 일어나는 것으로, 이 중 어느 쪽이 더 우세한가에 따라 신호강도가 좌우된다[18]. T1 shortening effect는 RF를 맞아 여기된 핵이 주변조직에 열전달(spin lattice relaxation)을 촉진시켜 신호강도를 증가시키고, T2 shortening effect는 조영제가 들어간 부분의 국소자기장을 왜곡시켜 T2*를 크게 하여 신호강도를 감소시킨다[7]. 즉, 혈류 보정된 고해상도 3D T2* GRE sequence로 BOLD 효과에 따라 신호강도가 좌우되는 위상영상이라도 T2 shortening effect 보다 T1 shortening effect를 증가시키면 말초동맥으로 갈수록 신호강도가 낮아지는 단점을 보완할 수 있다.

가돌리늄 조영제 주입 후 뇌실질 내 말초동맥의 신호강도는 전두엽 19.45%, 측두엽 23.09%, 두정엽 18.82%, 후두엽 25.45%, 소뇌 20.93% 로 증가하였고, 통계적으로 유의하였다. 이는 가돌리늄 조영제 주입 후 신호강도가 유의하게 증가함을 나타내는 것으로 가돌리늄의 T1 shortening 효과에 의해 위상영상의 단점을 극복할 수 있음을 보여주는 의미라 하겠다.

Noebauer 등[19]은 자기장의 변화에 따른 조영제 사용의 최적몰을 알아보기 위하여 SWI 기법을 이용하여 비교하였으나, SWI 기법자체의 변화보다는 자장의 세기 변화를 비교하는데 그쳐 본 연구의 의도와는 차이가 있었다. 또한 Masaaki 등[20]도 뇌 병변의 위상영상 획득 시 조영제를 주입하지 않은 영상(2.6±0.8)보다 주입한 영상(2.7±0.5)에서 뇌병변 감별에 도움이 되었다고 하였으나, 이 또한 자기장의 세기를 1.5T로 제한함으로써 조영제의 효과보다는 자기장의 세기 비교에 국한되었다는 제한점이 있다. 반면, Qu Liu[21]는 혈관벽(vessel wall)의 평가 시 조영제를 사용하여 위상영상을 획득하면 유용하다고 하였다. 이는 혈관벽에 국한하였고, 비교기법에서는 상이하지만, 본 연구의 결과를 뒷받침하는 것으로 가돌리늄 조영제의 사용으로 인한 T1 shortening effect를 이용하면 부가적인 영상 획득이나 고자장 장비교체, 다중채널코일의 사용에 비해 간단하고 유용하게 적용할 수 있는 효과적인 방법임을 의미한다.

본 연구는 T1 shortening effect를 일으키기 위해 조영제를 추가로 사용해야 하는 제한점이 있다. 그러나 T1 shortening effect를 이용한 위상영상 획득 시 혈관의 신호증가는 뇌혈관 질환의 판별에 있어서 보다 정확한 정보를 제공할 수 있으며, 동정맥기형과 같이 feeding artery 구별이 중요한 질병에서 위상영상의 단점을 보완

할 수 있는 방법으로 진단 및 치료에 유용한 영상을 획득할 수 있는 방안이라 사료된다.

References

- [1] Ogilvy CS, Stieg PE, Awad I, Brown RD Jr, Kondziolka D, Rosenwasser R, Young WL Hademenos G, "AHA Scientific Statement: recommendations for the management of intracranial arteriovenous malformations: a statement for healthcare professionals from a special writing group of the Stroke Council, American Stroke Association. *Stroke*, 32(6), pp.1458 - 1471, 2001. DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.32.6.1458>
- [2] Goldfarb JW, Hasan U, Zhao W, Han J, "Magnetic resonance susceptibility weighted phase imaging for the assessment of reperfusion intramyocardial hemorrhage Magnetic resonance in medicine", *Magn Reson Med*. doi: 10.1002/mrm.24747. 2014. DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24747>
- [3] Bai X, Wang G, Wu L, Liu Y, Cui L, Shi H, Guo L, "Deep-gray nuclei susceptibility-weighted imaging filtered phase shift in patients with Wilson's disease", *Pediatric research* 75(3) pp.436-442, 0031-3998, 2014. DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/pr.2013.239>
- [4] Ogawa S, T.Lee, "magnetic resonance imaging of blood vessel at high field", *Magn Reson Med*, pp.9-18, 1990. DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910160103>
- [5] P. Sprawis, M. J. Bronskill, "The physics of magnetic resonance imaging", 1992.
- [6] Soman S, Holdsworth SJ, Barnes PD, Rosenberg J, Andre JB, Bammer R, Yeom KW, "Improved T2* Imaging without Increase in Scan Time: SWI Processing of 2D Gradient Echo", *AJNR Am J Neuroradiol*, 34(11), pp.2092-2097, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A3595>
- [7] Fahrendorf D, Schwindt W, Wölfer J, Jeibmann A, Kooijman H, Kugel H, Grauer O, Heindel W, Hesselmann V, Bink A, "Benefits of contrast-enhanced SWI in patients with glioblastoma multiforme", *Eur radiol*, 23(10), pp.2868-2879, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-013-2895-x>
- [8] Kidwell C, Saver J, Villablanca P, Duckwiler G, Fredieu A, Gough K, "Magnetic Resonance Imaging detection of microbleeds before thrombolysis: An Emerging Application", *Stroke* pp.95-98, 2002. DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/hs0102.101792>

- [9] Thomas B, Somasundaram S, Thamburaj K, Kesavadas C, Gupta AK, Boodhey NK, Kapilamoorthy TR "Clinical applications of susceptibility weighted MR imaging of the brain-a pictorial review", *Neuroradiology*, pp.105-116, 2008.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00234-007-0316-z>
- [10] Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC "Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1. *AJNR Am J Neuroradiol* 30(1), pp.19-30, 2000.
DOI: <http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A1400>
- [11] Kim TW, Choi HS, Koo J, Jung SL, Ahn KJ, Kim BS, Shin YS, Lee KS, "Intramural Hematoma Detection by Susceptibility-Weighted Imaging in Intracranial Vertebral Artery Dissection", *Cerebrovascular diseases*, 36(4), pp.292-298, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1159/000354811>
- [12] Cheng AL, Batool S, McCreary CR, Lauzon ML, Frayne R, Goyal M, Smith EE, "Susceptibility-Weighted Imaging is More Reliable Than T2*-Weighted Gradient-Recalled Echo MRI for Detecting Microbleeds", *Stroke*, 44(10), pp.2782-2786, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/STROKEAHA.113.002267>
- [13] Bernhard D, Klumpp, Sandstede, Klaus P, Lodmann, Achim S, Tobias H, Michael F, Ulrich K, Claus D, Claussen, Stephan M, "Intraindividual comparison of myocardial delayed enhancement MR imation using gadobenate dimeglumine at 1.5T and 3T", *European Radiology*, 19(5), pp.1124-1131, 2009.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00330-008-1248-7>
- [14] Gustav A, Johannes M, Juerg H, Dominik W, Verena B, Christian W, Chris B, Daniel N, "Direct MR Arthrography at 1.5 and 3.0T: Singal Dependence on Gadolinium and Iodine Concentrations-Phantom Study", *Radiology*, 247(3), pp.706-716, 2008.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2473071013>
- [15] Maunder A, Fallone B, Daneshmand M, "ExpLerimental verification of SNR and parallel imaging improvements using composite arrays", *NMR in biomedicine* 28(2), pp.141-153, 2015.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/nbm.3230>
- [16] Choi KW, Son SY, Lee HB, "A research on improving signal to noise ratio for magnetic resonance imaging through increasing filling factor inside surface coil", *Journal of the Korea Academia-Industrial*, 13(11), pp. 5299-5304, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2012.13.11.5299>
- [17] Hartnell GG, Spence L, Hughes LA, Cohen MC, Saoual R, Buff B, "Safety of MR imaging in patients who have retained metallic materials after cardiac surgery", *AJR Am J Roentgenol*, 168(5), pp.1157-1159, 1997.
DOI: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.168.5.9129404>
- [18] Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ, "Perfusion imaging with NMR contrast agents". *Magn Reson Med*, 14, pp.249-265, 1990.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910140211>
- [19] Noebauer H, Iris-Melanie, Pinker K, Barth M, Mlynarik V, Ba-Ssalamah A, Saringer W F, Weber M, Benesch T, Witoszynskij S, Rauscher A, Reichenbach JR, Trattig, S, "Contrast- Enhanced, High-Resolution, Susceptibility- Weighted Magnetic Resonance Imaging of the Brain: Dose-Dependent Optimization At 3 Tesla and 1.5 Tesla In Healthy Volunteers" *Investigative radiology*, 41(30), pp.249-255, 2006.
- [20] Hori M, Ishigame K, Kabasawa H, Kumagai H, Ikenaga S, Shiraga N, Aoki S, Araki T, "Precontrast and postcontrast susceptibility- weighted imaging in the assessment of intracranial brain neoplasms at 1.5 T", *Jpn J Radiol*, 28(4), pp.299-304, 2010.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s11604-010-0427-z>
- [21] Liu Q, Fan Z, Yang Q, Li D, "Peripheral arterial wall imaging using contrast-enhanced, susceptibility-weighted phase imaging", *J Comput Assist Tomogr*, 36(1), pp.77-82, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/RCT.0b013e3182388cdf>

이 호 범(Ho-Beom Lee)

[준회원]



- 2008년 2월 : 고려대학교 보건대학 방사선과 졸업
- 2009년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과
- 2015년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 보건학과 석사과정

<관심분야>
방사선영상학, 디지털영상학

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

[정회원]



- 2010년 7월 : 고려대학교 의용과학 대학원 의료영상공학과 (공학석사)
- 2013년 3월 ~ 현재 : 한양대학교 보건학과 박사과정
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

자기공명영상학, 보건학, 방사선영상학, 의료영상공학

이 종 석(Jong-Seok Lee)

[정회원]



- 1988년 2월 : 원광대학교 전기공학과 석사졸업(공학석사)
- 2002년 2월 : 원광대학교 전기공학과 박사졸업(공학박사)
- 1984년 2월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야>

영상정보공학, 전기전자공학, 방사선기기학

손 순 룡(Soon-Yong Son)

[정회원]



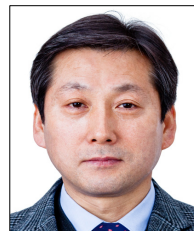
- 1999년 2월 : 단국대학교 보건행정학과졸업 (보건행정학석사)
- 2013년 8월 : 한양대학교 보건학과 졸업 (보건학박사)
- 1990년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 보건학, 연구조사방법론

유 병 규(Beong-Gyu Yoo)

[정회원]



- 1996년 2월 : 한양대학교 환경방사선학 졸업 (공학석사)
- 2001년 8월 : 동국대학교 생명과학 졸업 (이학박사)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야>

방사선영상정보학, 디지털영상학, 방사선생물학

민 정 환(Jung-Whan Min)

[정회원]



- 2005년 2월 : 고려대학교 의용과학 대학원 (의공학석사)
- 2012년 2월 : 가톨릭대학교 의학물리공학졸업 (이학박사)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 신구대학교 방사선과 조교수

<관심분야>

영상정보공학, 전기전자공학, 방사선기기학