

위상영상 획득 시 영상의 균일도 향상을 위한 high pass filter의 적용

이호범¹, 최관우¹, 손순룡¹, 나사라¹, 이주아², 민정환³, 김현수³, 마상철⁴,
정연재⁵, 정연규⁶, 유병규⁷, 이종석^{*}

¹서울아산병원 영상의학과, ²가톨릭대학교인천성모병원 방사선종양학과,
³신구대학교 방사선과, ⁴신한대학교 방사선학과, ⁵서울한양대학교병원 재활의학과,
⁶동국대학교일산병원 재활의학과, ⁷원광보건대학교 방사선과

Phase Image of Susceptibility Weighted Image Using High Pass Filter Improved Uniformity

Ho-Beom Lee¹, Kwan-Woo Choi¹, Soon-Yong Son¹, Sa-Ra Na¹, Joo-Ah Lee²,
Jung-Whan Min³, Hyun-Soo Kim³, Sang-Chull Ma⁴, Yeon-Jae Jeong⁵,
Yeon-Gyu Jeong⁶, Beong-Gyu Yoo⁷, Jong-Seok Lee^{7*}

¹Department of Radiology, Asan Medical Center,

²Department of Radiation Oncology, Catholic University, Incheon St.Mary's Hospital,

³Department of Radiology, Shin-Gu University,

⁴Department of Radiologic Science, Shin han University,

⁵Department of Rehabilitation Medicine, Hanyang University Medical Center,

⁶Department of Rehabilitation Medicine, Dongguk University Ilsan Medical Center,

⁷Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University

요약 본 연구는 3차원 자화강조영상 획득 시 재구성되는 위상영상의 겹쳐진 위상과 현격한 자화율 차이에 의한 영상의 불균일성을, 낮은 주파수 대역폭을 제한하는 High Pass Filter(HPF)를 적용함으로써 개선하고자 하였다. 연구방법은 2013년 11월부터 2014년 3월까지 3차원 자화강조영상 검사를 받은 환자를 대상으로 high pass filter의 적용 전후 영상 간 차이를 확인하기 위하여 기존의 위상영상과 HPF를 적용한 새로운 위상영상의 최대, 최소 신호강도 차이 및 불균일도를 비교 분석하였다. 연구결과, HPF 적용 전후에 따른 최대, 최소 신호강도의 차이는 274.16%(498.98), 불균일도는 439.55%(19.83) 감소하였다. 이는 HPF를 적용하여 낮은 주파수를 차단한 새로운 위상영상이 기존의 위상영상에 비해 겹쳐진 위상신호를 효과적으로 제거하여 영상의 균일도가 높아졌음을 의미한다. 결론적으로 3차원 자화강조영상 획득 시 재구성되는 위상영상에 HPF를 적용하면 겹쳐진 위상과 현격한 자화율 차이에 의한 영상의 불균일성을 효과적으로 개선할 수 있어 영상의 질을 크게 개선할 수 있다.

Abstract In this study, a susceptibility weighted image (SWI) showed a wrapped phase and a non-uniformity of the rapid susceptibility difference. Consequently, the bandwidth limits at low frequency were improved by applying HPF. From November 2013 to March 2014, a three-dimensional SWI was obtained from patients and compared with the existing images and HPF phase images. The maximum and minimum signal intensity differences and non-uniformity were analyzed. As a result, a high pass filter before and after applying the maximum and minimum of the signal intensity difference was decreased by 274.16% (498.98), and the non-uniformity was decreased by 439.55% (19.83). After applying the HPF, a comparison with the existing phase images revealed the HPF phase images to have high signal and image uniformity of the SWI image. A high pass filter method can effectively remove the non-uniformity and improve the overall image quality.

Key Words : High pass filter, Phase image, K-space, Wrapped phase, Non-uniformity

이 연구는 2014년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행됨

*Corresponding Author : Jong-Seok Lee(Wonkwang Health Science Univ.)

Tel: +82-63-840-1234 email: jslee@wu.ac.kr

Received July 22, 2014

Revised September 16, 2014

Accepted November 6, 2014

1. 서론

미세출혈은 뇌실질 내 작은 출혈병소로서 출혈성 뇌졸중의 71%, 허혈성 뇌졸중의 20~68%, 정상 성인의 3~7%에서 발생하는 것으로 알려져 있다[1]. 죽상경화 및 고혈압성 혈관병과 연관되어 나타나며 최근에는 출혈성 뇌졸중의 발생가능성을 예측할 수 있는 인자로 주목받고 있다[2]. 그러나 임상적 증상이 나타나지 않는 특징으로 대부분 조기 발견이 어렵고, 시간의 경과에 따라 매우 위험한 합병증을 유발 할 수 있으므로 조기 발견 후 체계적인 관리가 매우 중요하다[3, 4].

미세출혈은 다양한 영상진단법 중에서 주로 자기공명영상(magnetic resonance image, 이하 MRI)에서 관찰되는 소견이다[5]. 영상의 특징은 출혈로 인한 국소적 자기장의 불균일성(inhomogeneity)에 의하여 주변조직과 뚜렷한 경계를 보이면서 지름 5mm 이하 저 음영을 띄는 원형으로 나타난다[6,7].

MRI를 이용하여 미세출혈을 감별하기 위해서는 자화율 변화에 민감한 2차원 경사에코영상(gradient echo image)이나 3차원 자화강조영상(susceptibility weighted image)을 이용해야 한다. 왜냐하면 기존의 고식적인 MRI는 정상부위와 출혈부위의 자화율 차이를 영상화할 수 없어 미세출혈의 감별이 불가능하기 때문이다[8]. 그러나 2차원 경사에코영상은 혈관과 주변조직간 대조도가 낮으며[9,10], 단면두께보다 병소가 작을 경우 병소가 단면두께에 묻혀 버리는 부분체적효과(partial volume effect)로 인하여 진단이 어려운 단점이 있다. 이를 개선하기 위하여 최근에는 3차원 자화강조영상(gradient echo image)이 적용되고 있으며, 유용성이 입증되고 있다[11,12].

3차원 자화강조영상을 획득하기 위해서는 정확한 k-공간(space)의 구축방법이 중요하다. 즉, 3차원 자화강조영상은 초기 데이터(raw data)인 k-space의 구축방법에 따라서 수소밀도의 크기를 나타내는 크기영상(magnitude image)과 방향성에 의한 위상영상(phase image)으로 재구성할 수 있는데[13]. 고식적 MRI는 수소밀도의 크기가 화소의 분포를 좌우하므로 위상영상의 재구성이 필요없지만, 3차원 자화강조영상에서는 자화율 차이에 의한 변화를 측정해야 하므로 위상영상의 재구성이 매우 중요하다[14,15]. 그러나 재구성된 위상영상은 자장의 불균일성에 의한 겹쳐진 위상(wrapped phase)과, 자화율 차이에 의한 왜곡으로 인하여 신호강도에 차이가

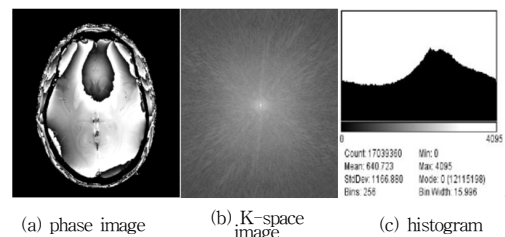
발생되고, 영상의 균일도가 낮아져 뇌종양과 미세출혈, 혈전 등의 감별이 저하되는 문제점 있다. 이는 겹쳐진 위상정보는 물리적인 신호로부터 추출될 수 없고, $-π$ 에서 $+π$ 까지의 범위 내에서 $2π$ 로 나눈 나머지 값만을 얻을 수 있기 때문이며, 자화율 차이에 의한 왜곡은 재집속 펄스(refocusing pulse)를 사용하지 않는 경사에코를 기반으로 하기 때문이다[16-18].

이러한 문제점이 발생하고 있음에도 불구하고 대다수의 의료기관에서는 근원적으로 해결이 되지 않는 매개변수의 비고 연구에만 집중되고 있을 뿐, 위상영상의 직접적인 개선은 복잡하고 방대한 작업이 필요하다는 이유로 배제하거나 회피하고 있으며, 관련 연구 또한 미비한 실정이다[19-21]. 더욱이 고자장(high field) 장비가 선호되고 있는 최근의 추세에 비추어 볼 때, 자장이 높을수록 위상정보의 왜곡이 커지는 특성이 있으므로 심각한 현상으로 떠오르고 있는 실정이다[22].

이에 본 연구에서는 낮은 주파수 대역폭을 제한하는 High Pass Filter(이하 HPF)를 사용하면 겹쳐진 위상과 현격한 자화율 차이에 의한 영상의 불균일성을 개선할 수 있으리라는 가정 하에, 위상영상에 HPF를 적용함으로써 영상의 균일도를 높여 진단적 가치가 우수한 영상을 획득할 수 있는 방안을 모색하고자 하였다.

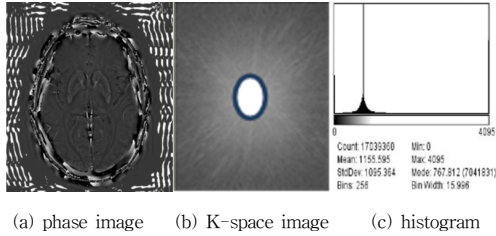
2. 연구방법

연구대상은 2013년 11월부터 2014년 3월까지 3차원 자화강조영상 검사를 받은 환자 68명을 대상으로 하였다. 연구가설은 기존의 위상영상은 Fig. 1과 같이 뇌 실질 내에 겹쳐진 위상으로 인하여 신호강도(signal intensity)의 차이가 크게 나므로, 겹쳐져서 부정확한 저 주파수(low frequency)의 위상신호를 HPF로 적용하여 제거할 수 있다면 영상의 균일도를 높일 수 있다고 설정하였다.



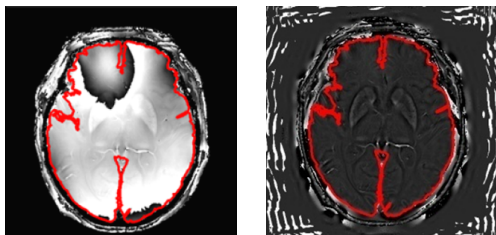
[Fig. 1] Conventional phase image and k-space, histogram

이는 HPF가 Fig. 2와 같이 저 주파수신호를 차단하고 고 주파수 신호만을 통과시키는 알고리즘으로 k-space에서 저 주파수에 해당하는 k-space 중심(center) 부근의 주파수를 차단함으로써 완만한 변동을 제거하여 급격히 변화하는 신호만을 검출하는데 용이하기 때문이다.



[Fig. 2] High pass filter applied to phase image and K-space, histogram

연구방법은 가설을 바탕으로 HPF의 적용 전후 영상 간 차이를 확인하기 위하여 3차원 자화강조영상 획득 시 재구성되는 기존의 위상영상과 HPF를 적용한 새로운 위상영상의 최대, 최소 신호강도 차이 및 불균일도(non-uniformity)를 비교 분석하였다. 영상획득 장비로는 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Archieva, Philips medical system)와 8 channel SENSE Head coil을 사용하였으며, 사용된 영상변수로 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) 1이었고, 총 검사시간(scan time)은 5분 43초였다. 영상의 측정방법은 뇌실질 영역에 ROI(resion of interest)를 설정한 후 최대 신호강도 및 최소 신호강도를 측정하였으며(Fig 3), NEMA(National Electrical Manufacturers Association)의 계산식에 근거하여 불균일도를 산출 하였다[17](식1).



[Fig. 3] Location of the ROI

$$Non-uniformity = \frac{A-B}{A+B} \times 100 \quad (1)$$

- A: 설정한 ROI영역에서의 최대신호강도
- B: 설정한 ROI영역에서의 최소신호강도

통계적 분석방법은 대응표본 T검정(paired sample T-test, SPSS 버전 18)을 이용하였으며, p값이 .05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

3. 연구결과

연구대상자의 인구사회학적 특성은 Table 1과 같이 남성이 31명, 여성이 37명 이었고, 평균연령은 62.00±12.12세(38세~85세) 였다.

[Table 1] Socio-demographical

Category	Division	Frequency	Percentage(%)
Gender	Male	31	45.59
	Female	37	54.41
Age	50 under	16	23.53
	50-59	19	27.94
	60-69	17	25.00
	70-79	11	16.18
	80 up	5	7.35
Department	Neurosurgery	18	26.47
	Neurology	46	67.65
	The others	4	5.88

HPF의 적용 전후의 신호강도는 적용 전 785.49(최대 신호강도 1013.06±55.88, 최소신호강도 227.57±83.98)에서 적용 후 286.51(최대신호강도 1322.46±104.34, 최소신호강도 1035.95±108.85)로 유의하게 감소하였다(p<.05)[Table 2].

[Table 2] Difference in a change of high pass filter in maximum, minimum signal intensity before and after application

Category	Before HPF	After HPF	p
maximum SI (A)	1013.06±55.88	1322.46±104.34	0.000
minimum SI (B)	227.57±83.98	1035.95±108.85	0.000
The difference between (A-B)	785.49±31.56	286.51±54.17	0.000

SI: signal intensity

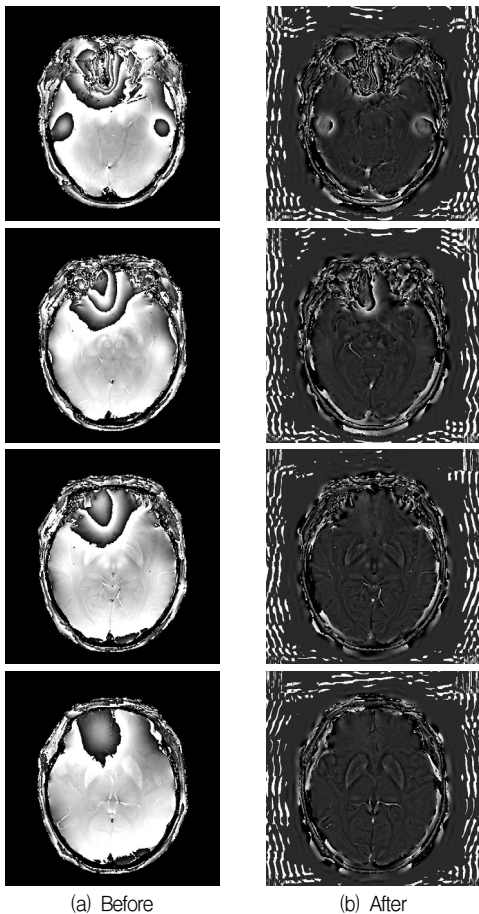
최대, 최소신호강도의 차이가 적다는 것은 균일도가 높다는 것으로 HPF를 이용한 새로운 위상영상이 기존의 위상영상에 비해 저 주파수를 차단하여 겹쳐진 위상신호를 효과적으로 제거하였음을 의미한다.

HPF의 적용 전후 불균일도는 적용 전 25.67 ± 4.45 에서 적용 후 5.84 ± 1.29 로 유의하게 감소하였다($p < .05$)(Table 3).

[Table 3] High pass filter applied to the non-uniformity of the difference between the before and after

Category	Before HPF	After HPF	p
Non-uniformity	25.67 ± 4.45	5.84 ± 1.29	0.000

불균일도는 값이 작을수록 균일도가 높음을 의미하므로 최대, 최소신호강도 차와 동일한 개념으로 HPF를 이용한 위상영상이 겹쳐진 위상신호를 효과적으로 제거하였음을 의미한다.



[Fig. 4] High pass filter applied to phase image of the difference between the before and after

Fig. 4의 육안평가에서도 HPF 적용 전 위상영상과 비교하여 적용 후 위상영상에서 겹쳐진 위상신호가 제거되어 영상의 화질이 크게 개선되었음을 확인할 수 있었다.

4. 고찰 및 결론

3차원 자화강조영상 획득 시 재구성되는 위상영상은 자장의 세기와 불균일성, 영상의 잡음(noise), artifact, under sampling 등 다양한 원인으로 의해 겹쳐진 위상, 그리고 자화율 차이에 의한 왜곡으로 인하여 신호강도 및 영상의 균일도가 저하되는 문제점이 있다. 이는 자장이 높을수록 위상정보의 왜곡이 더 커지는 특성상 고장 장비를 선호하고 있는 최근의 추세로 볼 때, 더욱 심각한 문제로 대두되고 있으며[22], 이를 개선하기 위하여 여러 선행연구가 진행되어 왔다[16,17,23-25].

Hartnell 등[22]은 자화율에 영향을 미치는 요인을 분석하여 외부자장의 세기, TE, FOV, Voxel size, 상자성 물질의 농도 등이 크거나 높을수록 자화율에 의한 차이가 커지므로 이러한 요인들을 적절히 변화시키면 자화율에 의한 왜곡을 줄일 수 있다고 하였다. 그러나 이는 단순 매개변수의 변화에 관한 연구로서 자화율에 의한 변화가 영상의 대조도라고 할 수 있는 위상영상의 근본적인 문제점을 해결할 수 있는 방법으로는 부족함이 많다.

Schneider 등[26]과 Ghiglia 등[16]은 매개변수의 변화에서 획득한 위상영상을 재구성하여 위상 겹침을 복원하는 알고리즘을 이용하면 자화율에 의한 왜곡을 줄일 수 있다는 진일보한 연구결과를 발표하였다. 그러나 Schneider 등[26]의 minimum-norm 방법은 세부조건이 매우 복잡하고 방대한 연산량이 내포된 한계점이 있으며, Ghiglia 등[16]의 path-following 방법은 재구성되는 경로상에 왜곡된 정보가 있으면 위상을 구현하는데 제약이 있다는 한계점이 있다. 그 외에도 기존에 연구된 영상복원 알고리즘의 방법들은 매우 복잡하고 표준화된 방법의 부재로 인하여 현재 임상적으로 활용이 어려운 실정이다 [27-29].

본 연구는 K공간의 특성을 이용한 방법이다. 즉, 영상의 대조도를 좌우하는 K공간 중심부분에 HPF를 적용하여 낮은 주파수영역을 제한함으로써 대조도를 낮추어 위상겹침의 현상을 개선하는 원리를 이용한 것이다. 본 연구결과에 비견되는 선행 연구가 없어서 직접적인 비교는

어렵지만, HPF 적용 전후의 최대, 최소 신호강도의 차이는 274.16%(498.98) 감소하였고, 불균일도는 439.55%(19.83) 감소하였다. 이는 HPF를 적용하여 낮은 주파수를 차단한 새로운 위상영상이 기존의 위상영상에 비해 겹쳐진 위상신호를 효과적으로 제거하여 영상의 화질을 크게 개선하였음을 의미한다. 또한 부가적인 영상의 획득이 없어 검사시간을 줄일 수 있고, 기존의 복잡한 알고리즘의 방법들에 비해 상대적으로 간편히 적용할 수 있는 획기적인 방법이라 할 수 있다.

본 연구는 검사특성상 뇌혈관의 조기 검진환자를 대상으로 하였다는 점과 특정 진료과에 편중되었다는 제한점이 있다. 그러나 낮은 주파수 대역폭을 제한하는 HPF를 위상영상에 적용함으로써 영상의 균일도를 높여 영상의 화질을 개선하였다는 점과, 기존 방법들에 비해 간편히 적용 가능하여 복잡한 처리의 불편을 줄일 수 있는 방안을 제시하였다는 점에서 학술적 의의를 둘 수 있다.

References

- [1] Kidwell C, Saver J, Villablanca P, Duckwiler G, Fredieu A, Gough K, "Magnetic Resonance Imaging detection of microbleeds before thrombolysis: An Emerging Application", *Stroke* Vol.33, no.1, pp.95-98, 2002.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/hs0102.101792>
- [2] Motto C, Ciccone A, Aritzu E, Boccardi E, De Grandi C, Piana A, Candelise L, "Hemorrhage after an acute ischemic stroke. MAST-I Collaborative Group", *Stroke*, Vol.30, no.4, pp.761-764, 1999.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.30.4.761>
- [3] "The NINDS t-PA Stroke Study Group. Intracerebral hemorrhage after intravenous t-PA therapy for ischemic stroke", *Stroke* Vol. 28, no.11, pp.2109-2118, 1997.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.28.11.2109>
- [4] Larrue V, von Kummer R, del Zoppo G, Blumki E, "Hemorrhagic transformation in acute ischemic stroke. Potential contributing factors in the European Cooperative Acute Stroke Study", *Stroke* Vol. 28, no. 5, pp.957-960, 1997.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.28.5.957>
- [5] Jeerakathi T, Wolf P, Beiser A, John K, Au R, Kase CS, "Cerebral microbleeds: prevalence and associations with cardiovascular risk factors in the Framingham study", *Stroke*, Vol. 35, no. 8, pp.1831-1835, 2004.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.0000131809.35202.1b>
- [6] Fazekas F, Kleinert R, Roob G, Kleinert G, Kapeller P, Schmidt R. "Histopathologic analysis of foci of signal loss on gradient-echo T2*-weighted MR images in patients with spontaneous intracerebral hemorrhage: evidence of microangiopathy-related microbleeds", *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 20, no. 4, pp: 637-642, 1999.
- [7] Chan S, Kartha K, Yoon SS, Desmond DW, Hilal SK. "Multifocal hypointense cerebral lesions on gradient-echo MR are associated with chronic hypertension", *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 17, no. 10, pp.1821-1827, 1996.
- [8] Enomoto K, Watabe T, Amanuma M, Heshiki A, "Magnetization transfer MR of cerebrovascular disorders using calculated images", *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi*, Vol. 57, no. 7, pp.402-406, 1997.
- [9] Beauchamp HM, Ditchfield M, Babl FE, Kean M, Catroppa C, Yeates KO, Anderson Y, "Detecting traumatic brain lesions in children: CT versus MRI versus susceptibility weighted imaging(SWI)", *J Neurotrauma*, Vol. 28, no. 6, pp.915-927, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1089/neu.2010.1712>
- [10] Filippi M, Rocca MA. "MR imaging of multiple sclerosis", *Radiology*, Vol. 259, no. 3, pp.659-681, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.11101362>
- [11] 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* Vol. 50, no. 2, pp.105-116, 2008.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/s00234-007-0316-z>
- [12] Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, Reichenbach JR, "Susceptibility weighted imaging (SWI)", *Magn Reson Med*, Vol. 52, no. 3, pp.612-618, 2004.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.20198>
- [13] S.H. Oh, T.S. Park, J.Y. Han, S.Y. Lee, "Magnetic resonance imaging of a current density component", *J. of Biomed. Eng. Res.* vol. 25, no. 3, pp. 183-188, 2004.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jbm.b.30002>
- [14] S.J Eun, T.K Whangbo, "Effective Gray-white Matter Segmentation Method based on Physical Contrast Enhancement in an MR Brain Images", *Journal of digital contents society*, Vol. 14, no.2, pp.275-282, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.9728/dcs.2013.14.2.275>
- [15] Rauscher A, Sedlacik J, Barth M, Mentzel HJ, Reichenbach JR, "Magnetic susceptibility-weighted MR Phase Imaging of the human brain", *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 26, no. 4, pp.736-742, 2005.
- [16] Ghiglia D, Pritt M, Dennis C, "Two-Dimensional Phase Unwrapping Theory. Algorithms. and Software," *John*

- Wiley & Sons, NewYork, 1998
- [17] Liang Z-P, "A model-based method for phase unwrapping," *IEEE Trans. Med. Img*, Vol.15, no. 6, pp.893-897, 1996.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/42.544507>
- [18] S. M. Song S, Sandy N, Norbert J, "Phase unwrapping of MR phase images using Poisson equations", *IEEE Trans. Imase Proc*. Vol.4, pp.667-676, 1995.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1109/83.382500>
- [19] Hu J, Yu Y, Juhasz C, Kou Z, Xuan Y, Latif Z,Kudo K, Chugani HT, Haacke EM, "MR Susceptibility Weighted Imaging (SWI) Complements Conventional Contrast Enhanced T1 Weighted MRI in Characterizing Brain Abnormalities of Sturge-Weber Syndrome", *J Magn Reson Imaging*, Vol. 28, no.2, pp300-307, 2008.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.21435>
- [20] Wycliffe ND, Choe J, Holshouser B, Oyoyo UE, Haacke EM, Kido DK, "Reliability in detection of hemorrhage in acute stroke by a new three-dimensional gradient recalled echo susceptibility-weighted imaging technique compared to computed tomography: A retrospective study† ", *J Magn Reson Imaging*, Vol. 20, no. 3, pp.372-377, 2004.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.20130>
- [21] Park JH, Park SW, Kang SH, Nam TK, Min BK, Hwang SN, "Detection of Traumatic Cerebral Microbleeds by Susceptibility-Weighted Image of MRI", *J Korean neurosurg soc*, Vol. 46, no. 4, pp.365-369, 2009.
DOI: <http://dx.doi.org/10.3340/jkns.2009.46.4.365>
- [22] 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*, Vol. 168, no.5, pp.1157-1159, 1997.
DOI: <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.168.5.9129404>
- [23] Lee Y, Han Y, Park. H , "A new susceptibility-weighted image reconstruction method for the reduction of background phase artifacts", *Magn Reson Med* , doi: 10.1002/mrm.24776, 2013.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.24776>
- [24] Jin Z, Xia L, Zhang M, Du YP, "Background-suppressed MR venography of the brain using magnitude data: a high-pass filtering approach", *Comput Math Methods Med*.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1155/2014/812785>
- [25] Li N, Wang WT, Sati P, Pham DL, Butman JA, "Quantitative assessment of susceptibility-weighted imaging processing methods", *J Magn Reson Imaging*, doi: 10.1002/jmri.24501, 2013
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jmri.24501>
- [26] Schneider E, Glover G. "Rapid in vivo proton shimming", *Magn Reson Med* ,Vol. 18, no. 2, pp.335-347, 1991.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.1910180208>
- [27] Y. H. Han, K. S. Kim, W. B. Chung, Y. S. Kim, S. H. Lee, S. H. Chung, S. H. Nam, C. C. Moon. "Improved Center Array-Sequencing Phase Unwrapping(ICASPU) methodfor reconstruction of MR phase image", *Journal of the korean society of radiology*, pp. 23-26, 2009.
- [28] Essig M, Reichenbach JR, Schad LR, Schonberg SO, Debus J, Kaiser WA. "High-resolution MR venography of cerebral arteriovenous malformations", *Magn Reson Imaging*, Vol. 17, no. 10, pp.1417 - 1425, 1999.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X\(99\)00084-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0730-725X(99)00084-3)
- [29] Lee BCP, Vo KD, Kido DK, Mukherjee P, Reichenbach J, Lin W, Yoon MS, Haacke EM, "MR high-resolution blood oxygenation level-dependent venography of occult (low-flow) vascular lesions", *AJNR Am J Neuroradiol*, Vol. 20, no. 7, pp.1239 - 1242, 1999.

이 호 범(Ho-Beom Lee)

[정회원]



- 2008년 2월 : 고려대학교 보건대학 방사선과 졸업
- 2014년 9월 : 한양대학교 보건학과 석사과정
- 2009년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

[정회원]



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

<관심분야>

자기공명영상학, 보건학, 방사선영상학, 의료영상공학

손 순 룡(Soon-Yong Son)

[정회원]



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

<관심분야>

방사선영상학, 디지털영상학, 보건학, 연구조사방법론

민 정 환(Jung-Whan Min)

[정회원]



- 2005년 2월 : 고려대학교 의용과학대학원 (의공학석사)
- 2012년 2월 : 가톨릭대학교 의학물리공학 졸업 (이학박사)
- 2010년 3월 ~ 현재 : 신구대학교 방사선과 조교수

<관심분야>

영상정보공학, 전기전자공학, 방사선기기학

나 사 라(Sa-Ra Na)

[정회원]



- 2010년 2월 : 고려대학교 보건과학대학 방사선학과 졸업
- 2010년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과
- 2013년 3월 : 한양대학교 보건학과 석사과정

<관심분야>

자기공명영상학, 방사선영상학, 디지털영상학

김 현 수(Hyun-Soo Kim)

[정회원]



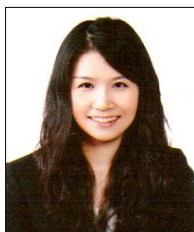
- 1991년 7월 ~ 2005년 8월 : 연세대학교부속 강남세브란스병원
- 2001년 2월 : 연세대학교 보건대학원 산업보건학과 졸업
- 2005년 9월 ~ 현재 : 신구대학교 방사선과 부교수

<관심분야>

산업보건학, 컴퓨터단층촬영학, 자기공명영상학

이 주 아(Joo-Ah Lee)

[정회원]



- 2012년 2월 ~ 현재 : 고려대학교 의용과학대학원 의학물리학과 졸업 (이학석사)
- 2009년 8월 ~ 현재 : 가톨릭대학교 인천성모병원 방사선종양학과

<관심분야>

방사선치료, 의학물리

마 상 철(Sang-Chull Ma)

[정회원]



- 1995년 2월 : 한양대학교 의료행정학과 석사 졸업 (행정학석사)
- 2004년 2월 : 경기대학교 의학물리학과 박사 졸업 (이학박사)
- 1993년 3월 ~ 현재 : 신한대학교 방사선학과 교수

<관심분야>

방사선영상학, 초음파기술학

정 연 재(Yeon-Jae Jeong)

[정회원]



- 2014년 8 한양대학교 보건학과 졸업 (보건학박사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 서울한양대학교병원 재활의학과

<관심분야>

신경해부학, 물리치료(운동)학, 운동역학, 보건학

이 종 석(Jong-Seok Lee)

[정회원]



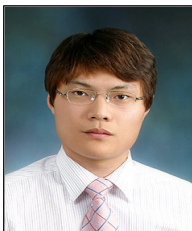
- 1988년 2월 : 원광대학교 전기공학과 석사졸업 (공학석사)
- 2002년 2월 : 원광대학교 전기공학과 박사졸업 (공학박사)
- 1984년 2월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야>

영상정보공학, 전기전자공학, 방사선기기학

정 연 규(Yeon-Gyu Jeong)

[정회원]



- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 인간공학 및 재활보건학과 석사졸업
- 2014년 8월 : 가톨릭대학교 보건학과 박사과정
- 2006년 2월 ~ 현재 : 동국대학교 일산병원 재활의학과

<관심분야>

물리치료(운동)학, 운동역학, 건강증진, 산업보건, 보건학

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