

자기공명영상의 image scale 재설정에 따른 최적의 영상신호 표준화 The Optimal Signal Intensity according to Image Scale Reset of MRI

이호범*, 최관우*, 손순룡**
서울아산병원 영상의학과*, 원광보건대학교 방사선과**

Ho-Beom Lee(hobeom35@naver.com)*, Kwan-Woo Choi(cns365@naver.com)*,
Soon-Yong Son(son6392@hanmail.net)**

요약

본 연구는 자기공명검사 시 재현성이 달라져 신호강도가 저하되는 문제점을 후처리 기법인 DOTS 기법을 적용함으로써 개선하고자 하였다. 연구방법은 재현성이 떨어져 신호강도 저하가 가장 빈번하게 발생하는 간 검사를 시행한 30명을 대상으로 하였으며, 조영제 주입 전·후 영상을 획득한 다음 DOTS 기법으로 영상을 후처리하여 적용 여부에 따른 영상의 신호강도를 비교 평가하였다. 연구결과 영상의 신호강도는 DOTS 기법을 적용한 경우가 적용하지 않은 경우보다 조영제 주입 전에는 183.3%(적용 전 1038.0±70.7, 적용 후 2940.7±179.6), 주입 후에는 1118.4%(444.1±92.4, 적용 후 5410.5±168.4) 유의하게 증가하였다. 이는 후처리 기법인 DOTS 기법을 통해 영상척도의 기준을 재설정하여 개선한 것으로써 자기공명검사 시 재현성이 달라져 신호강도가 저하되는 문제를 근본적으로 해결하였다는 데 의의가 있다.

■ 중심어 : | 재현성 | 영상척도 | DOTS | 자기공명영상 | 신호강도 |

Abstract

In this study, we tried to improve the reproducibility of signal intensity by applying DOTS method. The study was conducted on 30 patients who had undergone hepatic screening because of poor reproducibility and decreased signal intensity. The images were acquired before and after injection of contrast media and then post - processed by DOTS methods. Signal intensity was compared and evaluated. The results showed that the signal intensity of the images was 183.3% (1038.0 ± 70.7 before application, 2940.7 ± 179.6 after application) and 1118.4% (444.1 ± 92.4, 5410.5 ± 168.4 after application). This is a significant improvement in the fact that the reproducibility of MRI) was changed by the DOTS method, which is a post-processing method.

■ keyword : | Reproducibility | Image Scale | DOTS | MRI | Signal Intensity |

1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI)은 인체 내 분자들이 라디오 파장(radio frequency) 영

역에 속하는 전자기파를 흡수한 후 생성하는 신호를 영상화 하는 기법이다. 그러나 신호를 생성하는 분자들의 여기상태(excited state)와 바닥상태(ground state)의 에너지 차이는 상온에서 분자가 가지는 열에너지와 비

* 본 연구는 2017년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

교하여 아주 작아 그에 따른 각 상태의 밀도 분포 차이 또한 매우 적다[1].

이로 인해 MRI는 다른 영상진단 장치에 비해 신호가 매우 작을 뿐만 아니라, 다양한 펄스시퀀스(pulse sequence)로 인한 영상신호의 척도(이하 image scale)가 동일하지 않아 인체 구조물에 대한 영상의 균일도가 현저히 떨어진다[2][3]. 이러한 균일도의 차이는 신호강도(signal intensity)의 감소로 이어져 진단적 가치를 저해하는 요인으로 작용하는데, 이러한 문제점을 개선하기 위해 MRI 장치를 만들어 내는 제조사에서는 장치에 기본적으로 image scale의 균일도(image uniformity)를 보정해주는 기법을 적용하고 있다. 이러한 기법은 자기공명영상 신호의 B1 shading효과를 최소화 하여 최적의 신호를 찾아주는 역할을 한다[4]. 그러나 촬영범위가 넓고 다양한 조직으로 구성되어 자화율이 불균일한 인체 부위에서는 이러한 보정도 한계가 있으며, 특히 매우 복잡한 구조의 여러 장기들이 밀집된 상복부에 위치하는 간(liver)은 공기까지 맞닿아 있어 환자뿐만 아니라, 펄스시퀀스 별로도 image scale이 매우 다양하게 나타나서 영상의 신호의 불균일성이 빈번히 발생한다[3][5][6].

이러한 image scale에 따른 신호강도 감소 현상은 영상신호에서 밝고 어두움의 기준설정이 명확하지 않음에 따라 발생하는 문제로서 일반적으로 낮은 주자장의 세기와 경사자기장의 성능, 감도가 낮은 수신 코일 등의 사용으로 인해 신호강도가 낮게 측정되는 현상과는 차이가 있다[7][8]. 즉, 충분한 영상신호를 획득하였음에도 불구하고 매번 달라지는 image scale의 기준이 변경됨에 따라 신호강도의 감소가 일어나는 것이다. 이러한 현상으로 인해 진단적 가치가 크게 저하된 영상을 획득하게 됨으로써 질병의 진단 및 예후평가에 악영향을 줄 수 있다[8].

저자들은 이러한 문제점이 발생하는 주 원인이 동일한 환자나 동일한 펄스시퀀스라도 신호를 보정해주는 image scale의 기준이 매번 달라지기 때문이라는 판단하였다. 해결 방안으로 발상의 전환을 통해 획득한 영상을 소프트웨어(software) 상에서 후처리(post delayed reconstruction)하여 보상을 하면 image scale의 변화로

인한 균일도를 개선하여 신호강도의 감소를 방지할 수 있으리라는 가설을 설정하게 되었다.

이에 본 연구에서는 MRI검사 시 image scale로 인해 균일도가 달라져 신호강도가 저하되는 문제점이 있는 간의 검사에 후처리 기법인 DOTS(density transverse ordered spins) 기법을 적용하여 개선 전후의 신호강도를 비교함으로써 임상 적용의 유용성을 파악하고자 하였다.

II. 연구대상 및 방법

연구대상은 2017년 1월부터 동년 5월까지 조영제를 사용하여 간 MRI 검사를 시행한 환자 30명을 대상으로 하였다.

연구방법은 image scale의 변화로 인한 재현성이 떨어져 신호강도 저하가 빈번히 발생하는 간 MRI 검사 시 후처리 기법인 DOTS 기법을 적용함으로써 신호강도가 저하되는 문제점의 개선 여부를 파악하기 위해 조영제 주입 전·후 영상을 획득하였다. 획득한 영상을 DOTS 기법으로 후처리하여 적용 전·후 영상의 신호강도를 비교하였다.

영상획득은 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Ingenia, Philips medical system, Netherlands)와 32채널 anterior 코일을 사용하여 검사 시 가장 널리 활용되고 있는 3D-FFE(fast field echo)를 기반으로 한 mDIXON 영상을 획득하였다. 조영제(Gd-EOB-DTPA) 주입은 몸무게 1kg 당 0.1cc로 1sec 당 1ml의 속도로 자동주입기(Spectris Solaris, MEDRAD, Europe, Maastricht, Netherlands)를 이용하여 주입한 후, 생리식염수 20cc를 추가로 주입하였다. 조영제 주입 영상은 주입 초기의 영상획득이 신호강도에 미치는 영향을 배제하기 위해 15분 후에 영상을 획득하였으며, 획득 범위는 간 전체를 포함하였다.

사용된 영상변수는 반복시간(TR) 4.2ms, 에코시간(TE) 1.49/2.7ms, 숙임각(flip angle) 10°, 영상영역(FOV) 320×300mm, 화소배열수(matrix) 320×220, 절편두께(slice thickness) 3mm, 병렬기법(parallel acceleration

factor) 2로 하였으며, 1회당 호흡을 멈추는데 소요되는 시간은 15.3초이었다.

신호강도는 영상측정프로그램(Image J, ver. 1.47v, NIH, USA)을 이용하여 후처리 전·후 영상에서 식별이 어려운 segment 1을 제외한 segment 2에서부터 8까지 300mm²의 관심영역을 설정하여 측정하였으며, 신호강도를 측정하기 위한 관심영역은 간 실질 이외의 조직이 신호강도에 미치는 영향을 배제하기 위해 혈관과 담도를 피하여 설정하였다.

본 연구에서 사용된 DOTS 기법은 Philips사에서 일부 공개된 display value를 통하여 계산하였다[10].

$$DV = PV \times RS + RI \quad (1)$$

$$FP = \frac{DV}{RS \times SS} = \frac{PV + \frac{RI}{RS}}{SS} = \frac{[PV - SI]}{SS} \quad (2)$$

FP : Original pixel floating-point
 RI : Rescale intercept
 RS : Rescale slope
 SS : Scale slope
 SI : Scale intercept
 PV : Pixel value

Equation 1. Image scaling formula (philips manufacturer)

통계적 분석은 대응표본 T검정(paired t-test, SPSS ver. 22, IBM, Chicago IL, USA)을 이용하여 DOTS 기법의 적용 전·후의 신호강도에 유의한 차이가 있는지 분석하였다 통계적 유의성은 p값이 0.05보다 작을 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

III. 연구결과

연구대상자의 인구사회학적 특성은 남성이 17명(56.7%), 여성이 13명(43.3%)이었으며, 평균 연령은 54.79±17.44세(29세~80세)였다.

DOTS 기법의 적용 여부에 따른 영상의 신호강도를 평가하기 위해 mDIXON 영상을 측정한 결과, 조영제 주입 전 영상의 평균 신호강도는 2940.7±179.6로 적용 전(1038.0±70.7) 대비 183.3%(1902.7) 증가하였다. 조영제 주입 후 영상의 평균 신호강도도 조영제 주입 전과 마찬가지로 5410.5±168.4로 나타나 적용 전(444.1±92.4) 대비 1118.4%(4966.4) 증가하였다[Table 1].

Table 1. Signal intensity of image before and after applying DOTS methods

Segment	Before DOTS	After DOTS	Difference	
B e f o r e	2	1090.9±117.6	3152.9±136.9	2062.0
	3	1119.9±186.7	3214.6±201.0	2094.7
	4	1013.0±37.8	2946.9±270.0	1933.9
	5	1013.7±59.7	2826.6±322.3	1812.9
	6	1005.1±22.4	2807.9±338.7	1802.8
	7	1051.9±83.8	2924.0±272.4	1872.1
	8	971.8±23.4	2712.0±303.0	1740.2
	mean	1038.0±70.7	2940.7±179.6	1902.7
A f t e r	2	453.1±107.5	5440.3±615.3	4987.2
	3	469.0±144.6	5615.4±471.8	5146.4
	4	453.6±76.5	5578.7±381.2	5125.1
	5	442.1±92.5	5407.1±154.4	4965.0
	6	411.4±71.7	5053.9±295.5	4642.4
	7	447.7±108.6	5425.6±161.6	4977.9
	8	431.7±57.1	5352.6±602.7	4920.9
	mean	444.1±92.4	5410.5±168.4	4966.4

DOTS 기법의 적용 전·후의 신호강도의 차이에 대한 대응표본 T검정 결과, 조영제 주입 전·후 영상은 신호강도 차이가 평균 -1902.7±235.7로 DOTS 기법의 적용 전에 비해 유의하게 증가함을 알 수 있었으며, 통계적으로 매우 유의하였다(p<0.01).

조영제 주입 후 영상도 조영제 주입 전 영상과 마찬가지로 신호강도의 차이가 평균 -4966.4±240.3으로 나타나 DOTS 기법의 적용 전에 비해 매우 유의하게 증가하고 있음을 알 수 있었다(p<0.01)[Table 2].

Table 2. Paired t-test results according to before and after applying DOTS methods

Segment	Paired Differences	Std.Error Mean	t	Sig.	
B e f o r e	2	-2062.0±177.7	59.2	-34.817	.000
	3	-2094.7±86.8	28.9	-72.401	.000
	4	-1933.9±291.0	97.0	-19.935	.000
	5	-1812.9±334.4	111.5	-16.266	.000
	6	-1802.8±351.7	117.2	-15.376	.000
	7	-1872.1±297.8	99.3	-18.861	.000
	8	-1740.2±324.2	108.1	-16.105	.000
	mean	-1902.7±235.7	78.6	-24.217	.000
A f t e r	2	-4987.2±586.4	195.5	-25.515	.000
	3	-5146.4±352.5	117.5	-43.798	.000
	4	-5125.1±447.3	149.1	-34.376	.000
	5	-4965.0±230.5	76.8	-64.618	.000
	6	-4642.4±363.6	121.2	-38.306	.000
	7	-4977.9±170.8	56.9	-87.440	.000
	8	-4920.9±640.4	213.5	-23.052	.000
	mean	-4966.4±240.3	80.1	-62.006	.000

DOTS 기법의 적용 후에 신호강도가 유의하게 증가하는 것은 영상을 통해서도 알 수 있는데, 같은 윈도우 폭(window width)과 높이(window level)로 설정할 경우 육안으로도 신호강도 차이를 확연히 감별할 수 있다 [Fig. 1].

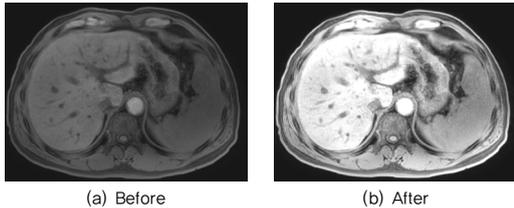


Fig. 1. Image change before and after applying DOTS methods

IV. 고찰

MRI는 다른 영상진단 장치와는 다르게 다양한 펄스 시퀀스의 적용이 가능하여 인체 부위별 구조물에 따라 뛰어난 대조도를 보인다는 장점이 있다[1][2]. 이는 동일한 수소원자라 하더라도 분자 내에서 전기음성도 (electronegativity) 값이 서로 다른 원소가 근처에 존재하는지, 주변과 얼마나 결합사이(bond distance)를 두고 있는지, 원소가 어떤 결합을 하는지 등에 따라서 미묘한 화학적 환경의 차이를 가지며, 이 미세한 차이가 라모어 진동수에 반영되어 나타나기 때문이다[11].

진동수의 차이로 MRI 신호처리 중 가장 어려운 점은 조직 고유의 수치적 의미를 가지지 않는다는 것이다. 즉, 동일한 펄스시퀀스와 장비, 그리고 환자나 신체부위를 촬영해도 매번 신호강도의 차이가 존재한다. 이로 인해 MRI 장치에서는 인체나 펄스시퀀스에 따라서 image scale을 일일이 설정해야 하는 어려움이 발생한다[6]. 일례로 같은 펄스시퀀스라고 하여도 조영제 주입 전, · 후 신호의 image scale이 다르게 되는데, 이와 같이 나타나는 이유는 조영제가 들어가면서 인체의 T1, T2 이완에 변화를 가져오게 되고, 이로 인해 조영제 주입 전과 다른 image scale을 가지게 하여 영상의 재현성이 떨어져 종국에는 신호 감소를 초래하게 된다[8].

그러나 image scale의 변화에 따른 문제를 해결하려는 연구는 매우 미흡한 실정이다. 왜냐하면 MRI 장치에는 정량화된 분석을 위해 신호획득 후 영상처리 과정에서 영상을 보정하는 소프트웨어가 적용이 되고 있는데, 제조사 별로 영상척도를 계산하는 방식이나 방법에 대해 차이가 있으며, 방법 자체도 대외비로 지정하여 미공개로 일반화 하고 있기 때문이다[11].

즉, 일반적으로 이미지 픽셀값(pixel value)의 수치와 관련하여 신호강도의 히스토그램(histogram)을 늘려 영상의 저장 비트에 사용하는 설정 정보를 제조사별로 DICOM 표준 이미지 헤더의 비공개 태그로 지정하여 영상의 고유 정보를 저장, 보존한다. 이 역시 제조사별 소프트웨어 설정에 따라서 차이가 있으며, 이로 인하여 같은 부위에 ROI를 적용하여도 각각의 장비에 따라 정량적 분석의 오류를 범할 수 있게 되는 것이다[13].

Chenevert 등[10]은 이러한 영상의 재현성이 낮아져 신호강도가 감소하는 원인을 분석하기 위하여 농도가 다른 팬텀을 제작한 후, 제조사별 소프트웨어를 활용 신호강도의 변화를 분석하여 image scale이 장치마다 다르므로 이를 보정해주는 것이 필요하다고 주장하였다. 그러나 위 연구는 문제점 제기 수준의 연구로서 대안책을 마련한 본 연구와는 근본적인 차이가 있다.

이에 반해, Dietrich 등[12]은 MRI 신호에서 균일성에 영향을 주는 다채널 코일의 병렬기법과 재구성 알고리즘의 개선을 통하여 영상의 균일성과 재현성을 향상시킬 수 있다고 하였다. 그러나 복부검사는 움직이는 장기를 영상화하기 때문에 영상획득시간이 매우 제한적이어서 개선방안을 현실적으로 적용시키기에는 한계가 있다고 하겠다.

이외에도 Bernhard 등[14]과 Lim 등[15]은 주자장의 세기 증가, 코일의 감도 증가, 여기횟수의 증가,조영제의 사용, 숙입각(flip angle)의 변화 등 다른 영상의 매개변수를 이용하여 신호강도를 높일 수 있다고 하였다. 그러나 이 또한 충분한 영상신호를 획득하였음에도 불구하고 image scale의 밝고 어두움의 기준설정이 명확하지 않아 발생하는 신호감소 현상의 근본적인 해결책과는 근본적으로 거리가 있다.

저자들은 위와 같은 문제점이 발생하는 원인이 신호

를 보정해주는 image scale의 기준이라는 점에 착안하여 그 기준을 후처리를 통해 소프트웨어 상에서 보정한다면 image scale 변화로 인한 재현성을 개선하여 신호강도의 감소를 방지할 수 있으리라 생각하였다.

연구결과에서 DOTS 기법의 적용 여부에 따른 영상의 신호강도는 적용 전에 비해 183.3% 증가하였다. 이는 image scale의 기준을 DOTS 기법의 후처리를 통해 소프트웨어 상에서 보상함으로써 신호강도가 저하되는 근본적인 문제점을 개선한 것을 의미한다.

본 연구는 후처리 기법의 특성 상 다양한 장비에서 시행하지 못했다는 제한점이 있다. 그러나 재현성이 낮아져 영상의 신호강도가 저하되는 문제점을 후처리 기법을 활용하여 image scale의 기준을 재설정함으로써 근본적으로 해결하였다는 데에 커다란 의미를 가질 수 있으며, 실제 임상에 적용 시 유용할 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] V. P. Grover, J. M. Tognarelli, M. M. Crossey, I. J. Cox, S. D. Taylot-Robinson, and M. J. McPhail, "Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians," *J Clin Exp Hepatol*, Vol.5, No.3, pp.246-255, 2015.
- [2] B. F. Kurland, E. R. Gerstner, J. M. Mountz, L. H. Schwartz, C. W. Ryan, M. M. Graham, J. M. Buatti, F. M. Fennessy, E. A. Eikman, V. Kumar, K. M. Forsterh, R. L. WahliFrank, and S. Lieberman, "Promise and pitfalls of quantitative imaging in oncology clinical trials," *Magn Reson Imaging*, Vol.30, No.9, pp.1301-1312, 2012.
- [3] A. R. Padhani, G. Liu, D. M. Koh, T. L. Chenevert, H. C. Thoeny, T. Takahara, A. Dzik Jurasz, B. D. Ross, M. V. Cauteren, D. Collins, D. A. Hammoud, G. J. S. Rustin, B. Taouli, and P. L. Choyke, "Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker: consensus and recommendations," *Neoplasia*, Vol.11, No.2, pp.102-125, 2009.
- [4] M. Wels, Y. Zheng, M. Huber, J. Hornegger, and D. Comaniciu, "A discriminative model-constrained EM approach to 3D MRI brain tissue classification and intensity non-uniformity correction," *Physics in medicine and biology*, Vol.56, No.11, p.3269, 2011.
- [5] J. M. Wang, Q. H. Kim, and R. T. Constable, "T1 measurements incorporating flip angle calibration and correction in vivo," *J Magn Reson*, Vol.182, No.2, pp.283-292, 2006.
- [6] P. Mildenerger, M. Eichelberg, and E. Martin, "Introduction to the DICOM standard," *Eur Radiol*, Vol.12, No.4, pp.920-927, 2002.
- [7] B. Belaroussi, J. Milles, S. Carme, Y. M. Zhu, and H. Benoit-Cattin, "Intensity non-uniformity correction in MRI: existing methods and their validation," *Med Image Anal*, Vol.10, No.2, pp.234-246, 2006.
- [8] R. G. Boyes, J. L. Gunter, C. Frost, A. L. Janke, T. Yeatman, D. L. Hill, M. A. Bernstein, P. M. Thompson, M. W. Weiner, N. Schuff, G. E. Alexanderi, R. J. Killiany, C. D. Carlik, C. R. Jackb, and N. C. Foxa, "Intensity non-uniformity correction using N3 on 3-T scanners with multichannel phased array coils," *Neuroimage*, Vol.39, No.4, pp.1752-1762, 2008.
- [9] M. Gutberlet, R. Noeske, K. Schwinge, P. Freyhardt, R. Felix, and T. Niendorf, "Comprehensive cardiac magnetic resonance imaging at 3.0 tesla: feasibility and implications for clinical applications," *Invest Radiol*, Vol.41, No.2, pp.154-167, 2006.
- [10] T. L. Chenevert, D. I. Malyarenko, D. Newitt, X. Li, M. Jayatilake, A. Tudorica, and M. J. Oborski, "Errors in quantitative image analysis due to platform-dependent image scaling," *Translational oncology*, Vol.7, No.1, pp.65-71, 2014.

[11] P. A. Rinck and R. N. Muller, "Field strength and dose dependence of contrast enhancement by gadolinium-based MR contrast agents," *Eur Radiol*, Vol.9, No.5, pp.998-1004, 1999.

[12] O. Dietrich, J. G. Raya, S. B. Reeder, M. Ingrisch, M. F. Reiser, and S. O. Schoenberg, "Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics," *Magnetic resonance imaging*, Vol.26, No.6, pp.754-762, 2008.

[13] D. A. Clunie, "DICOM structured reporting and cancer clinical trials results," *Cancer Inform*, Vol.4, pp.33-56, 2007.

[14] B. D. Klumpp, J. Sandstede, K. P. Lodemann, A. Seeger, T. Hoelborn, M. Fenchel, U. Kramer, C. D. Claussen, and S. Miller, "Intraindividual comparison of myocardial delayed enhancement MR imation using gadobenate dimeglumine at 1.5T and 3T," *European Radiology*, Vol.19, No.5, pp.1124-1131, 2009.

[15] C. H. Lim, S. J. Bae, "3T MR Spin Echo T1 Weighted Image at Optimization of Flip Angle," *Radiologic Technology Proceedings of Korea*, Vol.32, pp.177-182, 2009.

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

정회원



- 2010년 8월 : 고려대학교 의용과학대학원(공학석사)
- 2015년 8월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야> : MRI, 방사선영상학, 의료영상공학

손 순 룡(Soon-Yong Son)

정회원



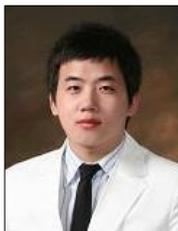
- 1999년 2월 : 단국대학교 보건행정학과(보건행정학석사)
- 2013년 8월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2016년 3월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야> : 보건학, 방사선영상학, 의료관계법규

저 자 소 개

이 호 범(Ho-Beom Lee)

정회원



- 2008년 2월 : 고려대학교 보건대학 방사선과 졸업
- 2015년 9월 ~ 현재 : 한양대학교 보건대학원 석사과정
- 2009년 6월 ~ 현재 : 서울아산병원 영상의학과

<관심분야> : 방사선영상학, 디지털영상학