

Signal Intensity of Contrast Agent According to Segment and GRAPPA Parameters in RESOLVE DWI

Yong Soo Han^{1,2,*}

¹Department of Radiology, Dongguk University Ilsan Medical Center, Goyang 10326, Korea

²Department of Medical Device Industry, Dongguk University, Seoul 04620, Korea

(Received 3 October 2018, Received in final form 24 October 2018, Accepted 24 October 2018)

In this study, the correlation between GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition acceleration factor and Readout segment interval Of Readout Segmentation Of Long Variable Echo trains Diffusion Weighted Image based on T1 firm dark-fluid after contrast enhancement was analyzed. The changes of signal intensity according to contrast concentration were studied. In order to characterize signal intensity in Readout Segmentation Of Long Variable Echo trains Diffusion Weighted Image using Gadolinium contrast agents, Primovist and physiological saline solution were diluted with a 1.4 cm diameter cylindrical syringe at a total concentration of 3 mL of 0.05 mmol/mL to 250 mmol/mL, and 32 ghost samples were prepared and analyzed for image data. Statistical analysis was performed using correlation analysis (Pearson correlation coefficient, SPSS version 22.0 (IBM Co., Armonk, NY, USA)). The results were as follows. Increasing the readout segment increases the SNR and decreases the intensity of the contrast but increases the scan time. Therefore, we can minimize the effect of the GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition acceleration factor of the readout segment on the acquisition time and contrast by the increased SNR.

Keywords : DWI, Parallel imaging, RESOLVE, Gadolinium contrast, signal intensity

RESOLVE DWI에서 Segment와 GRAPPA의 파라메타에 따른 조영제 농도 별 신호강도 연구

한용수^{1,2,*}

¹동국대학교 일산병원 영상의학과, 경기 고양시 일산동구 동구로 27, 10326

²동국대학교 의료기기산업학과, 서울시 중구 필동로 1길 30, 04620

(2018년 10월 3일 받음, 2018년 10월 24일 최종수정본 받음, 2018년 10월 24일 게재확정)

본 연구에서는 조영 증강 후 T1 firm dark-fluid를 기준으로 Readout Segmentation Of Long Variable Echo trains Diffusion Weighted Image에서 Readout segment와 GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition acceleration factor의 parameter에 따른 상관관계를 분석하여 조영제 농도에 따른 신호 강도의 변화에 대한 연구를 진행하였다. Gadolinium 조영제 농도 차이에 따른 신호강도 변화를 확인하기 위하여 조영제 지름 1.4 cm인 원통형 모양의 실린지 안에 Primovist와 생리 식염수를 희석하여 0.05 mmol/mL부터 250 mmol/mL까지 총량 3 mL인 조영제 농도 별 32개 Phantom을 제작하여 영상 데이터를 분석하였다. 통계 분석방법은 상관분석(Pearson 상관계수, SPSS version 22.0(IBM Co., Armonk, NY, USA)을 이용하여 p값이 0.05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다. 실험 결과를 통해 조영 후 Readout Segmentation Of Long Variable Echo trains Diffusion Weighted Image 검사 시 Readout segment를 증가 시키면 SNR이 증가하고 조영 된 신호강도는 감소되지만 검사 시간이 증가한다. 따라서 증가한 SNR만큼 Readout segment에 따라 최적의 GRAPPA acceleration factor를 선택하면 영상 획득 시간과 조영제에 대한 영향을 최소화할 수 있을 것으로 사료된다.

주제어 : 확산강조영상, 병렬 이미징, 판독 분할 에코, 가돌리늄 조영제, 신호강도

I. 서 론

Diffusion Weighted Image(이하 DWI)의 물리적 원리는 첫 번째 확산경사자장에 의하여 모든 정지된 양자와 움직이는 양자들 사이에 위상 차가 발생하고, 두 번째 확산경사자장으로 인해 정지된 양자들은 모두 재 초점화가 되지만 움직이는 양자들 즉, 확산운동을 한 양자들은 발생한 위상 차 만큼 재 초점화가 작아 결국 신호감소로 이어진다. 이 확산경사자장의 강도를 b-value로 표현하는데 이는 확산 경사자장의 강도와 시간을 적분한 수치(mm^2/sec)로 나타낸다. 이 신호 감소의 정도는 조직의 확산계수와 gradient factor가 클수록 DWI의 신호강도는 감소하게 된다[1-5].

DWI는 Single-shot Echo Planar Image(이하 SS-EPI)는 k-space의 위상 부호화의 데이터 수집 과정에서 비 자발적인 움직임의 여러 상태로 인해 발생하는 Motion artifact와 자화 감수성 차이에 의한 Nyquist ghost artifact가 발생한다. 2D navigator-based reacquisition readout segment(이하 RS-EPI)는 k-space를 채우는 과정에서 각 Shot에서 segmentation 방향의 분할된 K-space를 부분 집합하며 샘플링 하고 에코 간격의 실질적인 감소 및 위상부호화 방향의 K-space를 채우는데 소요되는 시간을 줄여[6] SS-EPI DWI에서 발생하는 문제점을 부분적으로 해결하였고 지금도 여러 방식의 기법에 대해 많은 연구가 진행되고 있다.

Parallel imaging(이하 PI) 기법은 수신 코일의 위치 및 민감도가 MR 신호의 공간적 위치 파악을 위해 사용되는 기술이다[7-10]. 코일에 대한 이러한 부가적인 정보를 가짐으로써 이미지 획득에 phase-encoding 수를 감소시켜 영상 획득시간을 감소시킨다. 대표적인 방법이 k-space Frequency domain의 Auto calibrating Reconstruction for Cartesian imaging(이하 ARC)를 기반으로 하는 GeneRalized Auto calibrating Partial Parallel Acquisition(이하 GRAPPA)이다[11]. 본 연구에 사용한 Readout segmentation of long variable echo-trains(이하 RESOLVE)는 PI와 RS-EPI를 함께 사용하여 높은 해상도와 자화 감수성 차이에 의한 왜곡과 artifact의 영향을 최소화하여 영상을 획득할 수 있다[12,13].

MR 조영제는 조직의 특성을 나타내는 질환들의 발견과 병소의 발견 이후 조직 간의 대조도가 다양해져서 조직의 특성화를 더욱 크게 함으로써 MR 조영제의 사용도가 넓어지고 있다[13]. 주로 쓰이는 조영제 물질로는 Gadolinium(이하 Gd)이고 이것은 양성자 이완 촉진 효과가 최대이며 가장 강한 대조도 증강 작용이 있다. Gd 함유량이 높은 조영제가 인체 내 혈관에 투여되면 혈액과 희석을 통해 mol 농도가 변화되고 이로 인해 신호강도의 변화를 일으킨다[14]. 상자성 효과를 지닌 Gd는 주로 T1 영상에서 사용하는데, 조영 증강

효과를 더 높이기 위하여 투약 후 지연검사를 하는 경우가 있다. DWI는 조영 증강 목적으로 사용 하지 않지만 Liver 검사에서 Hepatocellular carcinoma(HCC) 경우 조영제 지연 시간이 필요하기 때문에 검사의 시간적 효율성을 높이기 위해 조영제 투약 후 T1 검사 전에 DWI 검사를 진행한다[15,16]. DWI는 조영 효과가 없다는 임상적 경험으로 알려져 있지만 이를 확인할 수 있는 정량적 데이터는 없다.

이에 본 연구에서는 MRI 조영제 phantom을 제작하여 T1 tirm dark-fluid를 기준으로 RESOLVE DWI에서 Readout segment(이하 seg.)와 GRAPPA acceleration factor(이하 G.f)의 parameter에 따른 상관관계를 분석하여 조영제 농도에 따른 신호 강도의 변화 대한 연구를 진행하였다.

II. 재료 및 방법

1. Phantom production

RESOLVE DWI에서 Gd 조영제 농도 차이에 따른 신호강도의 변화를 확인하기 위하여 Liver 검사에서 주로 사용하는 Gadoteric acid(Gd-EOB-DTPA)계열의 Primovist(181.43 mg/mL, 0.25 mol/L)를 이용하여 Contrast Phantom을 제작하였다[Fig. 1]. 지름 1.4 cm인 원통형 모양의 실린지 안에 Primovist

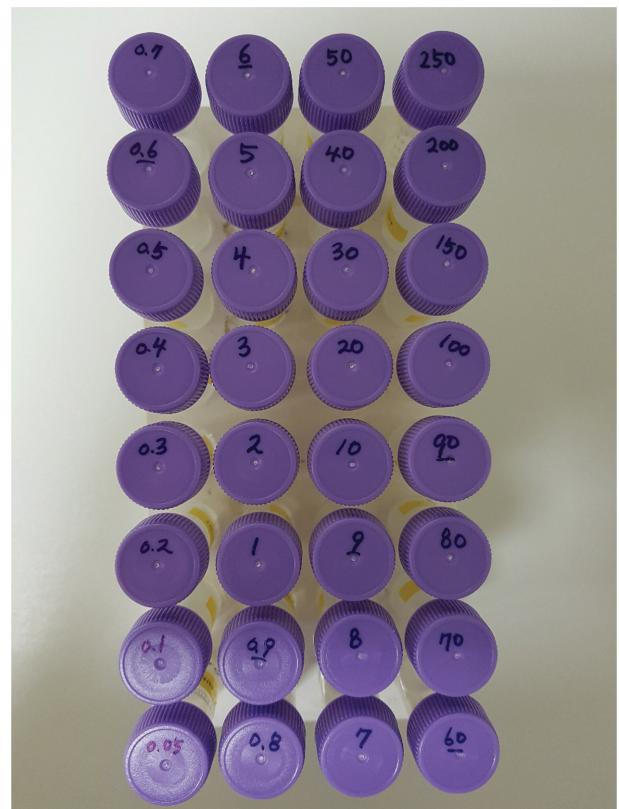


Fig. 1. (Color online) Contrast agent phantom.

Table I. Degree of concentration phantom.

Contrast phantom							
mmol	조영제	증류수	총량(mL)	mmol	조영제	증류수	총량(mL)
250	3	0	3	6	0.072	2.928	3
200	2.4	0.6	3	5	0.06	2.94	3
150	1.8	1.2	3	4	0.048	2.952	3
100	1.2	1.8	3	3	0.036	2.964	3
90	1.08	1.92	3	2	0.024	2.976	3
80	0.96	2.04	3	1	0.012	2.988	3
70	0.84	2.16	3	0.9	0.0108	2.9892	3
60	0.72	2.28	3	0.8	0.0096	2.9904	3
50	0.6	2.4	3	0.7	0.0084	2.9916	3
40	0.48	2.52	3	0.6	0.0072	2.9928	3
30	0.36	2.64	3	0.5	0.006	2.994	3
20	0.24	2.76	3	0.4	0.0048	2.9952	3
10	0.12	2.88	3	0.3	0.0036	2.9964	3
9	0.108	2.892	3	0.2	0.0024	2.9976	3
8	0.096	2.904	3	0.1	0.0012	2.9988	3
7	0.084	2.916	3	0.05	0.0006	2.9994	3

와 생리 식염수를 희석하여 0.05 mmol/mL부터 250 mmol/mL까지 총량 3 mL인 조영제 농도 별 32개 Phantom을 제작하여 영상 데이터를 분석하였다[Table I].

2. Research method

본 실험에 사용된 장비는 3T Magnetom Skyra(Siemens Medical Syatem, Germany)를 사용하였고, 신호수집은 20 Channel Head and Neck coil을 사용하였다. 기존 sequence로 임상에서 일반적으로 조영 후 사용하고 있는 T1 tirm dark-fluid를 선택하였고 그 Parameter는 TR: 2000 ms, TE: 9 ms, average 1, FOV 220 × 192.5 mm, matrix 320 × 210, slice thickness 3 mm, gap 0.3 mm이다. RESOLVE DWI의 Parameter는 TR: 9000 ms, TE: 123 ms, echo spacing 1, average 1, b-value 1000, FOV 220 mm, matrix 182 × 182, slice thickness 3 mm, gap 0.3 mm이고 실험 방법은 연구 순서도에 따라 seg.를 3, 5, 7로 G.f를 1, 2, 3, 4로 변경하여 5회씩 교차 실험하였다. 그리고 Reference scan mode는 EPI/separate이고 filter는 Prescan Nomalize 기법을 사용하였다.

3. Comparative analysis

RESOLVE DWI에서 G.f와 seg.의 변수에 따른 영상의 신호강도 측정 및 왜곡도를 평가하기 위해 Icy program (ver.1.9.9.0, <http://icy.bioimageanalysis.org>)을 사용하였다. 자화 감수성차이에 따른 왜곡으로 인한 기하학적인 Regions Of Interest(이하 ROI)를 정량적으로 하기 위해 윤곽을 추출할 수 있는 ROI Contours 프로토콜을 이용하여 신호강도를 측정하였다[Fig. 2].

통계 분석방법은 상관분석(Pearson 상관계수, SPSS version

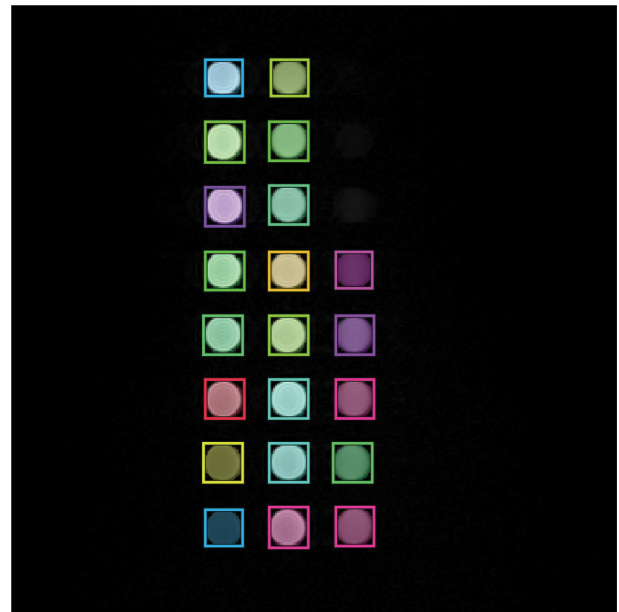


Fig. 2. (Color online) Signal intensity measurement using ROI contour.

22.0(IBM Co., Armonk, NY, USA))을 이용하여 p값이 0.05보다 작은 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

III. 결 과

Gd 조영제 Phantom을 통해 조영 된 영상의 신호강도를 확인하기 위해 T1 계열의 T1 tirm dark-fluid 기법을 기준으로 조영제 희석비율이 다른 각각의 실린더 phantom의 신호강도를 측정하였다. RESOLVE DWI에서 G.f와 seg.의 변수 값에 따라 획득한 영상들을 ROI Contours를 통해 ROI를 설

Table II. Average signal intensity analysis results and homogeneity.

Group	Avg. S.I	Avg. S.D	Homogeneity
Seg.3 G.f1	256.26	165.91	0.142
Seg.3 G.f2	283.05	149.63	0.07
Seg.3 G.f3	284.28	144.19	0.075
Seg.3 G.f4	289.76	145.32	0.068
Seg.5 G.f1	176.29	104.88	0.107
Seg.5 G.f2	192.38	98.18	0.057
Seg.5 G.f3	193.81	96.96	0.057
Seg.5 G.f4	192.72	97.25	0.052
Seg.7 G.f1	136.69	81.6	0.073
Seg.7 G.f2	142.14	73.45	0.075
Seg.7 G.f3	154.74	76.77	0.082
Seg.7 G.f4	150.97	78.38	0.069
T1	1371.17	502.17	0.24

정하여 도출한 신호강도 변화에 대한 전체 농도의 평균의 데이터를 비교 분석하였다[Table II].

조영제 농도 별 신호강도 측정에서 T1 time dark-fluid는 50 mmol/mL부터 신호강도가 28.1 ± 9.70로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 0.5 mmol/mL에서 1981.52 ± 740.05로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하였다[Fig. 3].

RESOLVE DWI의 seg.와 G.f의 변수 별 비교에서 seg.3은 G.f1에서 9 mmol/mL부터 신호강도가 186.43 ± 117.82로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 0.9 mmol/mL에서 339.76 ± 238.00로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f2는 10 mmol/mL부터 신호강도가 120.92 ± 57.66으로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 0.9 mmol/mL에서 356.13 ± 177.87로 최대신호강도를 보이

고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f3은 20 mmol/mL부터 신호강도가 90.27 ± 32.48로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 380.90 ± 181.48로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f4는 20 mmol/mL부터 신호강도가 95.45 ± 37.87로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 395.98 ± 182.00으로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다[Table III].

seg.5는 G.f1에서 9 mmol/mL부터 신호강도가 127.60 ± 91.33로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 0.9 mmol/mL에서 225.62 ± 130.48로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f2는 10 mmol/mL부터 신호강도가 90.61 ± 43.56으로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 239.93 ± 112.22로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f3은 20 mmol/mL부터 신호강도가 63.31 ± 24.99로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 246.21 ± 125.86으로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f4는 20 mmol/mL부터 신호강도가 72.88 ± 34.15로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 258.56 ± 125.10으로 최대신호강도를 보이고 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다[Table IV].

seg.7은 G.f1에서 9mmol/mL부터 신호강도가 103.32 ± 74.67로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 2 mmol/mL에서 163.57 ± 111.99로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f2는 20 mmol/mL부터 신호

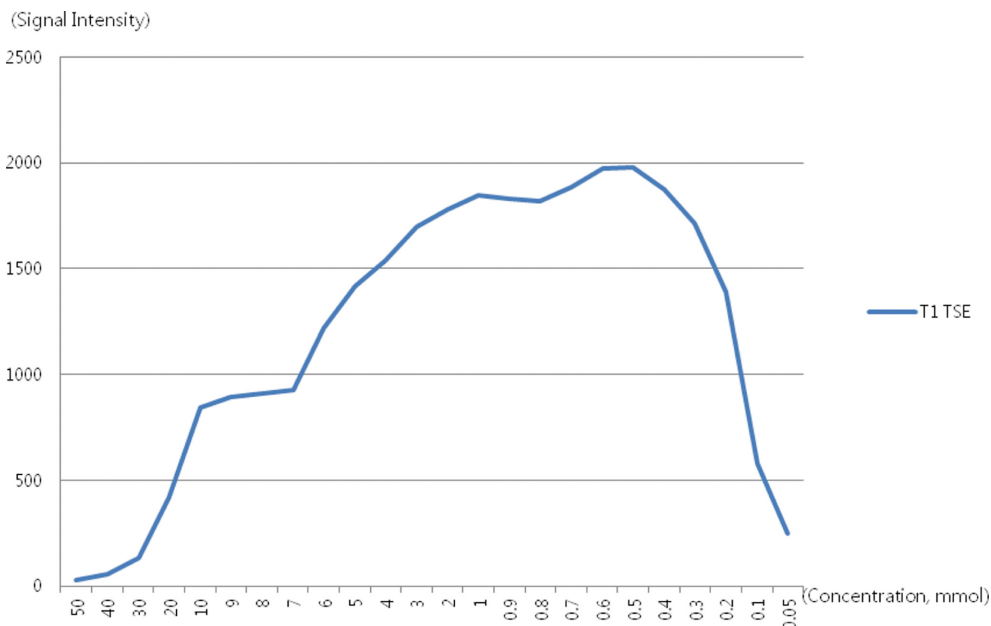


Fig. 3. (Color online) T1 signal intensity.

Table III. Signal intensity analysis results of segment 3.

Sequence	Seg.3 Gf1		Seg.3 Gf2		Seg.3 Gf3		Seg.3 Gf4	
Concentration (mmol)	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D
0.8	260.99	138.18	278.51	139.29	284.89	131.09	250.32	122.77
0.9	339.76	238.00	356.13	177.87	324.92	161.35	311.78	153.62
1	302.38	198.42	321.22	170.11	334.33	173.13	340.35	170.04
2	310.06	236.58	340.84	206.24	366.36	197.04	365.07	190.59
3	276.28	225.72	316.19	174.98	345.75	186.86	360.84	181.71
4	279.43	174.74	332.25	172.85	380.90	181.48	395.98	182.00
5	236.76	128.74	308.82	150.96	337.98	175.59	379.42	183.36
6	239.58	123.05	310.85	154.53	345.76	175.20	369.61	184.68
7	189.38	104.40	236.72	119.47	239.95	117.94	253.70	128.78
8	197.83	139.35	254.51	137.77	248.15	138.44	256.38	135.45
9	186.43	117.82	219.61	133.77	248.72	129.44	263.21	146.62
10			120.92	57.66	147.64	74.39	124.81	71.73
20					90.27	32.48	95.45	37.87
Average	256.26	165.91	283.05	149.63	284.28	144.19	289.76	145.32

Table IV. Signal intensity analysis results of segment 5.

Sequence	Seg.5 Gf1		Seg.5 Gf2		Seg.5 Gf3		Seg.5 Gf4	
Concentration (mmol)	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D
0.8	170.32	88.24	187.99	93.52	184.17	88.47	169.97	83.35
0.9	225.62	130.48	212.78	107.63	219.38	107.00	203.79	106.63
1	197.62	120.25	219.10	112.33	226.19	109.58	220.18	106.29
2	211.63	143.57	235.37	132.01	244.41	131.25	243.76	125.49
3	190.21	127.64	222.82	115.98	239.67	119.16	245.88	119.56
4	197.67	107.95	239.93	112.22	246.21	125.86	258.56	125.10
5	178.96	86.43	211.48	107.38	227.76	119.74	235.47	125.51
6	174.80	92.08	214.29	106.96	241.14	114.73	252.20	116.00
7	132.71	79.76	156.79	74.45	169.09	78.46	166.72	85.64
8	132.07	85.97	155.56	81.93	173.74	94.47	187.71	94.93
9	127.60	91.33	161.84	90.16	181.62	93.13	167.16	88.13
10			90.61	43.56	102.80	53.57	81.14	53.41
20					63.31	24.99	72.88	34.15
Average	176.29	104.88	192.38	98.18	193.81	96.96	192.72	97.25

Table V. Signal intensity analysis results of segment 7.

Sequence	Seg.7 Gf1		Seg.7 Gf2		Seg.7 Gf3		Seg.7 Gf4	
Concentration (mmol)	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D	S.I	S.D
0.8	136.89	63.65	145.21	72.19	146.78	69.92	131.86	64.52
0.9	161.43	99.53	167.33	87.10	174.31	85.72	160.71	84.16
1	158.05	95.11	175.49	88.78	184.27	93.88	170.01	89.69
2	163.57	111.99	187.06	89.48	193.97	98.03	188.80	99.88
3	155.13	106.30	170.11	94.55	182.31	94.45	180.27	96.70
4	156.28	87.60	190.47	103.96	195.35	102.93	198.70	102.62
5	141.93	70.81	160.30	84.61	183.79	90.65	188.55	101.18
6	135.95	70.41	165.28	87.71	188.48	90.45	185.38	94.61
7	93.62	53.69	123.54	61.07	135.90	64.33	134.09	65.83
8	97.45	63.85	119.01	63.58	143.07	74.42	143.02	75.44
9	103.32	74.67	126.92	70.41	145.71	71.81	139.53	74.89
10			72.15	38.39	86.54	42.63	83.49	43.40
20			45.02	13.01	51.18	18.77	58.18	26.10
Average	136.69	81.60	142.14	73.45	154.74	76.77	150.97	78.38

Table VI. Correlation analysis result.

		Signal intensity
Segment	Pearson Correlation	-.965**
	Sig.(2-tailed)	0
GRAPPA	Pearson Correlation	0.139
	Sig.(2-tailed)	0.668

**Correlation is significant at 0.01 (two-tailed) level.

강도가 45.02 ± 13.01 으로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 190.47 ± 103.96 로 최대신호강도를 보이고 급격히 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f3은 20 mmol/mL부터 신호강도가 51.18 ± 18.77 로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 195.35 ± 102.93 로 최대신호강도를 보이고 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다. G.f4는 20 mmol/mL부터 신호강도가 58.18 ± 26.10 으로 측정이 시작돼서 완만히 증가하다가 4 mmol/mL에서 198.70 ± 102.62 로 최대신호강도를 보이고 감소하다 0.8 mmol/mL까지 측정되었다[Table V].

각 요인에 대한 상관분석 결과에서 Seg.와 신호강도의 상관관계는 강한 음의 상관성(-.965**)을 보였고 G.f와 신호강도의 상관관계는 작은 상관성을 보였다.(.139, $p > 0.05$)[Table VI].

IV. 토 론

Liver 검사에서 HCC의 영상 판별을 위해서는 조영제 주입 후 20분 이상 지연 검사를 해야 한다. 이럴 경우 임상에서는 검사시간의 효율성을 높이기 위하여 T2 및 DWI는 조영제 주입 후 검사를 진행하는 경우가 생긴다. 이에 조영 후 DWI에 대한 연구의 필요성은 분명하다.

RESOLVE DWI는 PI와 RS-EPI를 함께 사용하여 높은 해상도와 자화 감수성 차이에 의한 왜곡과 artifact의 영향을 최소화하여 영상을 획득한다. PI 기법은 수신 코일의 위치 및 민감도가 MR 신호의 공간적 위치파악을 위해 사용되는 기술이다. 코일에 대한 이러한 부가적인 정보를 가짐으로써 이미징 획득에 phase-encoding 수를 감소시켜 영상 획득시간을 감소시키는 장점이 있지만 G.f가 증가할수록 SNR이 떨어지고 인공물이 증가하는 제한점이 있다[10].

Jeong[17] 등은 DWI EPI에서 조영제 사용 시 발생하는 신호강도의 변화에 대하여 연구를 진행하였으나 SS-EPI의 한계로 많은 왜곡을 발생시키고 해결방안을 제시하지 못하였다.

이에 본 연구에서는 RESOLVE DWI에서 조영제 농도 별 seg.와 G.f의 교차 실험을 통하여 신호강도의 차이를 확인하였다. 전체 농도의 평균으로 seg. 별 G.f 비교 시 seg.3은

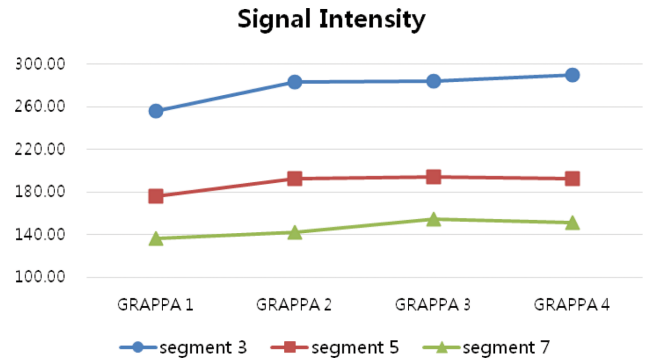


Fig. 4. (Color online) Signal intensity by segment according to GRAPPA.

G.f4에서 289.76 ± 145.32 , seg.5는 G.f3에서 193.81 ± 96.96 , seg.7은 G.f4에서 154.74 ± 76.77 로 각각 최대신호강도를 보였다[Fig. 4].

조영제 농도 별 최대신호강도 측정은 G.f1일 때 seg.3, seg.5, seg.7 세 변수 모두 0.9 mmol에서 각각 339.76 ± 238 , 225.62 ± 130.48 , 161.43 ± 99.53 을 보였고 G.f2일 때 seg.3은 0.9 mmol에서 356.13 ± 177.87 , seg.5과 seg.7은 4 mmol에서 각각 239.23 ± 112.22 , 190.47 ± 103.96 을 보였다. G.f3일 때 seg.3, seg.5, seg.7 세 변수 모두 4 mmol에서 각각 380.90 ± 181.48 , 246.21 ± 125.86 , 195.35 ± 102.93 을 보였고, G.f4일 때 seg.3, seg.5, seg.7 세 변수 모두 4 mmol에서 각각 395.98 ± 182 , 258.56 ± 125.10 , 198.70 ± 102.62 을 보였다. 모든 조건 비교 시 4 mmol에서 seg.3, G.f3 조건 시 가장 큰 최대신호강도를 보였고 T1 tirm dark-fluid(0.5 mmol/mL - 1981.52 ± 740.05)와 비교 시 약 1/6~1/12 정도의 큰 차이를 보였지만 조영제의 영향을 받는 것으로 확인하였다.

신호가 측정된 영상의 균일성 평가에서는 seg.3, seg.5에서 G.f1은 G.f2-G.f4보다 2배 이상의 균일성을 보였다. 하지만 seg.7에서는 G.f의 영향을 거의 받지 않는 것으로 확인하였다.

연구의 제한점은 Phantom 영상에서 발생한 영상 왜곡에 대한 연구를 진행 하지 못하였고 3.0T 단일장비에 국한되어 실험이 이루어져 Gradient slew rate의 차이에 따른 결과를 얻지 못하였다. Gradient slew rate는 Tesla per meter(T/m/s) 단위로 측정되고 최소 TR 및 TE에 영향을 미치며 Turbo SE 및 EPI에서 echo spacing에 영향을 주기 때문에 향후 연구를 진행할 필요성이 있다. 또한 연구조건 별 contour를 이용한 ROI 설정 시 일정 신호강도 이하에서는 인식이 안되어 측정을 못한 부분도 있었다.

V. 결 론

조영 후 RESOLVE DWI에서 parameter 선택 시 신호강

도에 최대한 영향을 받지 않는 선택을 해야 한다. seg가 증가할수록 조영 후 신호강도는 감소하지만 EPI의 ETL을 짧게 하고 echo spacing을 작게 함으로써 자화 감수성과 T2* decay로 인한 artifact의 추가적인 발생을 효과적으로 방지하지만 검사시간은 증가하게 된다. 또한 G가 증가할수록 신호강도는 증가하지만 위상부호화 방향의 K-space를 채우는데 소요되는 시간을 줄여 검사시간은 감소하게 된다.

실험 결과를 통해 조영 후 RESOLVE DWI 검사 시 seg를 증가시키면 SNR이 증가하고 조영 된 신호강도는 감소되지만 검사 시간이 증가한다. 따라서 증가한 SNR만큼 seg에 따라 최적의 G를 선택한다면 영상 획득 시간과 조영제에 대한 영향을 최소화할 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2015년도 과학기술정보통신부의 재원으로 한국연구재단 바이오·의료기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2015M3A9E2066856).

References

[1] R. H. Hashemi, W. G. Bradley Jr., and C. J. Lisanti, MRI The Basics third edition (2010).

[2] M. A. Brown and R. C. Semelka, MRI basic principles and application. 3rd ed. Wiley-Liss (2003) pp. 73~80.

[3] E. Karaarslan and A. Arslan, Eur. J. Radiol. **65**, 402 (2008).

[4] P. W. Schaefer, W. A. Copen, M. H. Lev, and R. G. Gonzalez, Magn. Reson. Imaging Clin N Am. **14**, 141 (2006).

[5] R. Bammer, Eur. J. Radiol. **45**, 169 (2003).

[6] D. A. Porter and R. M. Heidemann, Magn. Reson. Med. **62**, 468 (2009).

[7] D. J. Larkman and R. G. Nunes, Physics in Medicine and Biology **52**, 22 (2007).

[8] S. O. Schoenberg, O. Dietrich, and M. F. Reiser, "Parallel Imaging in Clinical MR Applications" (2007) pp. 50.

[9] S. O. Schoenberg, O. Dietrich, and M. F. Reiser, "Parallel Imaging in Clinical MR Applications" (2007) pp. 230.

[10] A. Deshmane, V. Gulani, M. A. Griswold, and N. Seiberlich, J. Magn. Reson. Imaging **36**, 62 (2012).

[11] M. Blaimer, F. Breuer, M. Mueller, R. M. Heidemann, M. A. Griswold, and P. M. Jakob, Top Magn. Reson. Imaging **15**, 226 (2004).

[12] M. A. Griswold, P. M. Jakob, R. M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer, and A. Haase, Magn. Reson. Med. **47**, 1202 (2002).

[13] G. E. Hagberg and K. Scheffler, Contrast Media Mol. Imaging **8**, 456 (2013).

[14] Y. S. Han, S. C. Lee, D. Y. Lee, J. W. Choi, J. W. Lee, and D. C. Kweon, J. Magn. **21**, 115 (2016).

[15] K. Holzapfel, C. Breitwieser, C. Prinz, E. J. Rummeny, and J. Gaa, Radiologe. **47**, 536 (2007).

[16] M. K. Seale, O. A. Catalano, S. Saini, P. F. Hahn, and D. V. Sahani, Radiology **29**, 1725 (2009).

[17] H. K. Jeong, H. C. Kim, and K. C. Nam, The Institute of Electronics and Information Engineers **55**, 495 (2018).