

Study on the Reduction of Nyquist Ghost Artifact Caused by Differences in Magnetization Susceptibility in Diffusion Weighted Image

Yong Soo Han^{1,2,*} and Jun Young Kim¹

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

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

Cheol Soo Park

Department of Radiological Science, Hallym Polytechnic University, Chuncheon 24210, Korea

(Received 28 September 2018, Received in final form 24 October 2018, Accepted 24 October 2018)

The Diffusion weighted image results in Nyquist ghost artifact (NGA) due to differences in magnetization susceptibility due to the anatomical structure, resulting in images with poor diagnostic value. In this paper, we have studied the reduction of NGA using the 2D navigator-based reacquisition readout segment (RS-EPI) technique in our own Phantom. In order to know the characteristics of NGA and its reduction method, single-shot EPI (SS-EPI) technique and RS-EPI technique changes the segment number, echo spacing, and bandwidth. Ghost - to - signal ratios (GSR) were measured in the presence of NGA. As a result, it was confirmed that the RS-EPI technology has a smaller NGA than the SS-EPI technology. The correlation results of the parameters of the RS-EPI technique, Increasing the number of segments reduces Bandwidth as a cause of increasing NGA. But the minimum value of echo spacing is reduced, NGA decreased when minimum value was selected.

Keywords : diffusion weighted image, parallel imaging, SS-EPI, RESOLVE, Nyquist ghost artifact

Diffusion Weighted Image에서 자화 감수성 차이에 의해 발생하는 Nyquist Ghost Artifact 감소 방안에 대한 연구

한용수^{1,2,*} · 김준영¹

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

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

박철수

한림성심대학교 방사선과, 강원 춘천시 동면 장학길 48, 24210

(2018년 9월 28일 받음, 2018년 10월 24일 최종수정본 받음, 2018년 10월 24일 게재확정)

Diffusion weighted image 검사는 검사 부위의 해부학적 구조로 인해 자화 감수성 차이에 의한 Nyquist ghost artifact(이하 NGA)가 발생하게 되고 진단학적인 가치가 떨어지는 영상을 얻게 된다. 이에 본 논문은 자체 제작한 Phantom에서 2D navigator-based reacquisition readout segment(이하 RS-EPI) 기법을 이용한 NGA의 감소 방안에 대해서 연구를 진행하였다. NGA의 특성과 그 감소 방안을 알기 위해 Single-shot EPI(이하 SS-EPI) 기법과 RS-EPI 기법의 segment 수, echo spacing, Bandwidth 등을 변경해가며 NGA 발생 시 Ghost to signal ratios(이하 GSR)을 비교 측정하였다. 그 결과 RS-EPI 기법은 SS-EPI 기법에 비해 NGA가 감소함을 확인할 수 있었다. RS-EPI 기법에서 Parameter 별 상관관계에 대한 결과 segment 수를 늘리는 것 자체는 Bandwidth를 감소시켜 NGA를 증가 시키는 원인으로 작용했지만 echo spacing의 최소값이 작아져 최소값 선택 시 NGA가 감소 되는 것으로 나타났다.

주제어 : 확산강조영상, 병렬 이미징, 싱글 샷 에코 평면 이미징, 판독 분할 에코, 나이퀴스트 고스트 아티팩트

I. 서 론

자기공명영상법(magnetic resonance image, 이하 MRI)은 뇌를 비롯한 신경계의 해부학적 정보를 제공하여 왔으나 하드웨어와 소프트웨어의 발달로 기능적 정보의 획득까지 가능함으로써 해상력은 떨어지지만 국소적인 변화를 모니터링 함으로써 초고속 영상기법, 뇌기능 영상기법 자기공명 분광법, 확산 및 관류 영상기법 등을 이용해 질병 진단에 사용하고 있다[1,2]. 그 중 확산 영상기법(Diffusion Weighted Image, 이하 DWI)에서 획득된 자기 공명 신호의 세기는 여기된 스핀의 자기 확산인 미시적인 확률적 브라운 분자운동에 의존한다. 분자운동의 범위와 방향은 생물학적 조직의 미세 구조와 조직에 의해 영향을 받기 때문에 DWI는 기관이나 조직의 다양한 병리학적 변화를 나타낼 수 있다. DWI는 뇌졸중 초기에 혈액공급이 잘 되지 않기 시작하는 조직에서는 물 분자의 확산운동에서 변화를 보이는 반면 조직의 구조적인 변화가 아직은 진행되지 않기 때문에 조직의 이완시간을 이용한 신호 변화는 제한적이지만 확산강조 영상을 통한 이상부위의 관찰은 명확히 확인할 수 있다. 그 결과 뇌허혈의 조기 발견을 위한 신경학적, 병리학적 평가에 대한 많은 연구가 진행되고 있다[3-5].

또한 악성종양인 경우 비 분화된 세포조직들에 의해 종양 세포들 사이 물 분자의 확산운동이 감소되어 영상 신호강도가 높게 나타난다. 최근 펄스 시퀀스와 하드웨어의 발전으로 영상 품질이 상당히 개선되어 상복부의 간담도 및 췌장질환, 하복부의 전립선, 부인과 질환, 직장암, 유방 등에[6-11] 대한 DWI 연구뿐만 아니라 특히 연 조직 종양, 척추 압박골절에 대한 평가와 같은 근 골격계의 진단과 치료에 임상적으로 유용하게 사용되어 지고 있다[12-14]. 이에 따라 악성 종양의 발견과 특성을 향상시키기 위한 연구도 많이 진행되고 있다 [15,16].

DWI는 주로 Single-Shot echo planar image(이하 SS-EPI) 기법을 이용한다. SS-EPI 기법은 한번의 RF pulse의 인가로 생성된 하나의 echo를 이용해서 K-space에 영상을 구성할 수 있는 모든 신호를 수집하는 기법으로 양극성의 주파수 부호화 경사자계를 연속으로 인가하여 신호를 생성하게 된다[17,18].

하지만 이러한 SS-EPI DWI는 근본적으로 해상도가 낮아 영상의 질이 좋지 않고, long echo train으로 인해 자화 감수성에 민감해 영상의 기하학적 왜곡이 크다. 또한 T2* 붕괴로 인한 이미지 Blurring과 위상오류, 완벽하지 못한 sampling으로 인해 생기는 Nyquist ghost artifact(이하 NGA) 등의 문제는 촬영 조건에 따라 상당한 영상의 질적 차이를 만들어 낸다[19].

특히 경부의 해부학적인 구조는 연부 조직과 기도 그리고

어깨부의 균질 하지 못한 자화 감수성의 환경에 있고, 이는 자화 감수성에 민감한 DWI 기법에서 많은 영상의 왜곡과 artifact를 유발한다[20]. 그 중 NGA는 자화 감수성의 환경차이가 큰 곳에서 발생하며, 인공물과 실제 이미지가 중복되어 질환의 감별에 있어 큰 제한 점을 가지게 된다[21].

NGA는 홀, 짝의 k-space line을 차례대로 Readout gradient의 증가하는 극성과 감소하는 극성의 방향으로 교차되어 채워지는 방식에 의해 생기는 위상 오류에 의해서 발생한다[22]. 이는 균일하지 못하고 진동하는 Readout 경사 자계의 모양과 자화 감수성의 차이 그리고 eddy current delay, Off-resonance shifts에 의해서 더욱 심해진다[23].

이를 극복할 수 있는 있는 방법으로 제시되는 것은 2D navigator phase correction을 기반으로 한 Readout segmented EPI(이하 RS EPI) 기법이 있다. 이는 자화 감수성의 영향을 줄일 수 있으며 2개의 K-space를 이용하여 양극성과 음극성의 Readout을 각각 받아 합치는 방식을 이용하여 위상오류를 줄일 수 있다[24].

본 연구에서는 DWI 검사 시 발생하는 NGA에 대해 임상에서 많이 사용하는 EPI 기법인 SS-EPI 기법과 2D navigator based RS EPI 기법인 RESOLVE 기법을 비교해 Phantom 실험을 진행하였고 발생 가능한 인공물의 특성과 감소 방안 에 대해서 알아보고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. Phantom production

DWI 검사 시 발생하는 NGA의 특성을 알아보기 위해, 자화 감수성의 차이를 크게 만들 수 있는 Phantom을 제작하였다. 길이 12 cm, 내경 5 cm인 원통형 모양의 실린더 안에



Fig. 1. (Color online) Contrast phantom.

Table I. Scan parameters.

Parameter	TE (ms)	ESP (ms)	BW/px (HZ)	Time
SS-EPI	129	1	1202	0:23
RESOLVE, seg1	102/192	1	1202	0:23
RESOLVE, seg1	102/192	1	1202	0:23
RESOLVE, seg3, ESP1	102/192	1	422	0:56
RESOLVE, seg5, ESP1	102/192	1	274	1:17
RESOLVE, seg7, ESP1	102/192	1	206	1:42
RESOLVE, seg9, ESP1	102/192	1	170	2:08
RESOLVE, seg5, ESP 0.36	56/95	0.36	919	1:17
RESOLVE, seg5, ESP 0.5	65/115	0.5	601	1:17
RESOLVE, seg5, ESP 0.64	75/136	0.64	446	1:17
RESOLVE, seg5, ESP 0.78	85/157	0.78	363	1:17
RESOLVE, seg5, ESP 1	102/192	1	274	1:17
RESOLVE, seg3, ESP 0.4	58/100	0.4	1202	0:56
RESOLVE, seg5, ESP 0.36	56/95	0.36	919	1:17
RESOLVE, seg7, ESP 0.3	52/86	0.3	868	1:42
SS-EPI, BW1116	129	1	1116	0:23
SS-EPI, BW1380	129	1	1380	0:23
SS-EPI, BW1644	129	1	1644	0:23

수소등가물질을 채우고 중간에 길이 4.5 cm, 내경 2 cm의 공기 층을 형성하는 원통형 실린저를 삽입하여 자화 감수성 차이를 발생하는 Phantom을 제작하여 영상 데이터를 분석하였다[Fig. 1].

2. Research method

SS-EPI 기법과 2D navigator phase correction 적용한 기법과의 차이를 알아보기 위해 RESOLVE 기법에서 Segment를 나누지 않고 1로 설정하여 비교 분석하고 RESOLVE 기법에서 Segment의 영향을 알아보기 위해서 동일한 조건에서 Segment 수를 1, 3, 5, 7, 9로 변경하여 실험을 진행하였다.

자화 감수성과 직접적으로 관련된 Parameter인 echo spacing과의 관계 알아보기 위해 동일한 Segment 5 조건에서 echo spacing을 0.36, 0.50, 0.64, 0.78, 1.00으로 변경하여 진행하였고 RESOLVE 기법에서 Segment를 3, 5, 7로 나누어 가며 최소 echo spacing을 설정해 비교 분석하였다. 또한 EPI 기법에서 Bandwidth의 영향을 알아보기 위해 SS-EPI 기법에서 Bandwidth를 1116 Hz, 1380 Hz, 1644 Hz로 변경하여 실험을 진행하였다.

3. Phantom image acquisition methods

본 실험에 사용된 장비는 Siemens 3T Magnetom Skyra 장비를 사용하였고, 신호수집은 20 Channel Head and Neck coil을 사용하였다. 사용된 SS-EPI Sequence의 Parameter는 TR: 3600 ms, TE: 129 ms, GRAPPA acceleration factor 2, echo spacing 1, average 1, b-value 400, FOV 270 mm,

matrix 160 × 160, slice thickness 5 mm, gap 1 mm, slice 수 10개 총 획득 시간은 23초였다. RESOLVE sequence의 scan parameter는 동일한 Geometry(FOV 270 mm, matrix 160 × 160, slice thickness 5 mm, gap 1 mm, slice 수 10개)로 검사하였다. 실험 방법에 따라 echo spacing, segment, bandwidth 등의 Parameter를 변경하여 실험 하였다[Table I].

4. Comparative analysis

NGA를 평가하기 위해 Ghost to signal ratios(이하 GSR)을 측정하였고(1), 위와 아래로 NGA가 발생할 수 있는 전체적인 영역에 ROI를 그려 Signal Intensity(이하 SI)의 평균값을 이용하였다[Fig. 2]. 측정 Slice는 NGA의 발생 정도가 큰 7번째 slice를 사용하였다. 통계분석방법은 비모수적 평균치 비교인 Wilcoxon signed rank test를 시행하였고, 통계적 프로그램 SPSS(Version 22, IBM, NY, USA)로 통계처리를

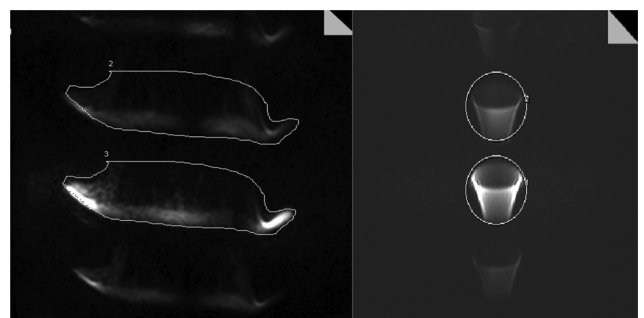


Fig. 2. ROI for GSR measurement.

시행하였고, 통계적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 설정하였다.

$$GSR_{mean} = \left(\frac{artifact\ SI_{mean} - BSI}{Object\ SI_{mean}} \right) \times 100$$

SI: signal intensity

BSI: background SI

III. 결 과

실험 1에서는 SS-EPI 기법과 2D phase correction을 적용한 기법을 비교하기 위한 실험에서 GSR은 각각 34.6%, 5.9%로 2D phase correction을 적용한 기법에서 NGA는 감소한 것으로 나타났다. 각 집단간 평균은 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$)[Fig. 3][Table II].

실험 2에서는 echo spacing을 동일하게 유지한 상태에서

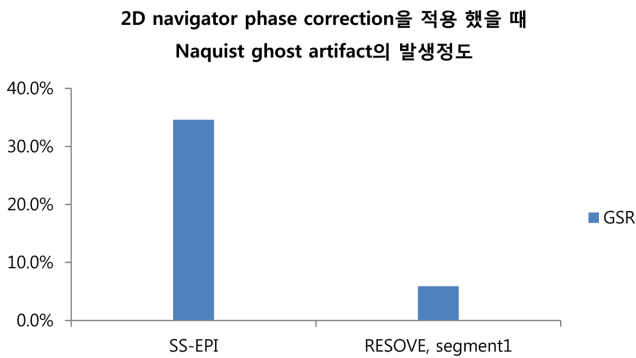


Fig. 3. (Color online) SS-EPI and 2D navigator phase correction.

Table II. Wilcoxon signed rank test of SS-EPI and 2D navigator phase correction.

	Average NGA (%)	SD	P-value
SS-EPI	34.6	11.2	$P < 0.05$
2D phase correction	5.9	2.1	$P < 0.05$

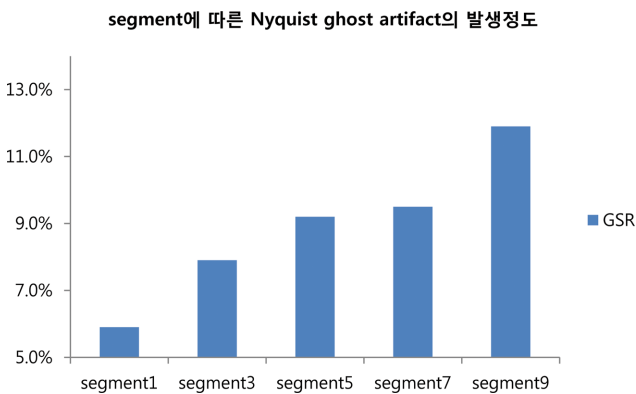


Fig. 4. (Color online) GSR due to Segment difference.

Segment만 변화해 가며 얻은 영상에서 Segment가 증가할수록 NGA는 미세하게 증가하는 것으로 나타났다. 각 집단간 평균은 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$)[Fig. 4][Table III].

실험 3에서는 동일한 Segment에서 echo spacing을 조절해 가며 얻은 실험은 echo spacing을 줄여감에 따라 NGA는 감소되어 나타났다. 각 집단간 평균은 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$)[Fig. 5][Table IV].

Table III. Wilcoxon signed rank test according to Segment difference.

	Average NGA (%)	SD	P-value
Segment 1	5.9	2.2	$P < 0.05$
Segment 3	7.9	2.9	$P < 0.05$
Segment 5	9.1	3.3	$P < 0.05$
Segment 7	9.5	3.9	$P < 0.05$
Segment 9	11.9	4.1	$P < 0.05$

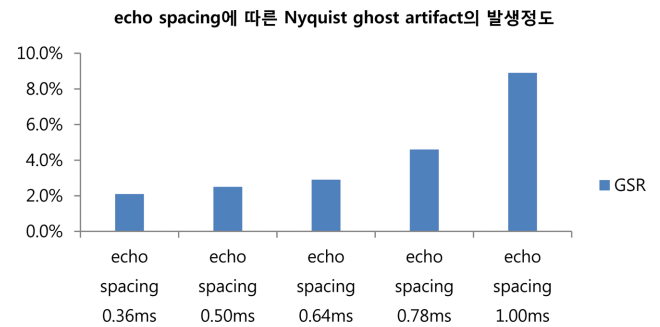


Fig. 5. (Color online) GSR due to echo spacing difference in Segment 5.

Table IV. Wilcoxon signed rank test according to difference of echo spacing in Segment 5.

	Average NGA (%)	SD	P-value
ESP 0.36	2.1	0.6	$P < 0.05$
ESP 0.50	2.5	0.7	$P < 0.05$
ESP 0.64	2.9	0.9	$P < 0.05$
ESP 0.78	4.6	1.9	$P < 0.05$
ESP 1.00	8.9	2.8	$P < 0.05$

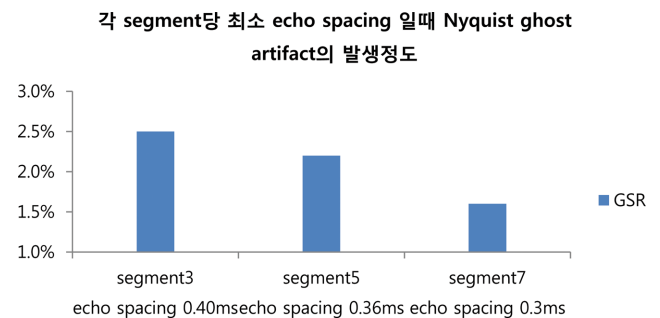


Fig. 6. (Color online) GSR due to minimum echo spacing in Segment.

Table V. Wilcoxon signed rank test according to difference of minimum echo spacing in Segment.

	Average NGA (%)	SD	P-value
Segment 3, ESP 0.4	2.5	0.7	P < 0.05
Segment 5, ESP 0.36	2.2	0.6	P < 0.05
Segment 7, ESP 0.3	1.6	0.5	P < 0.05

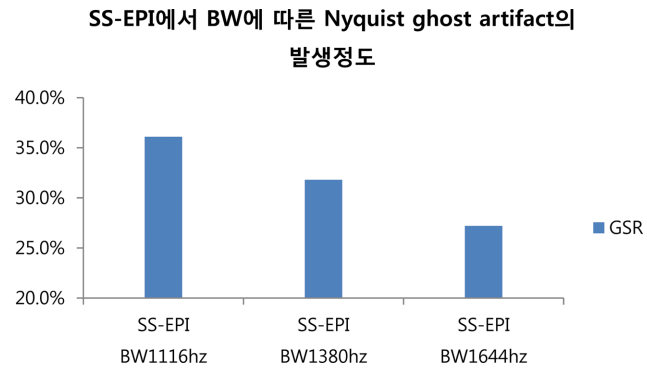


Fig. 7. (Color online) GSR due to Bandwidth difference of SS-EPI sequence.

Table VI. Wilcoxon signed rank test according to difference of bandwidth in SS-EPI sequence.

	Average NGA (%)	SD	P-value
SS-EPI 1116 Hz	36.1	12.5	P < 0.05
SS-EPI 1380 Hz	31.8	10.3	P < 0.05
SS-EPI 1644 Hz	27.2	9.1	P < 0.05

실험 4에서는 각각의 3, 5, 7 segment에서 각각 echo spacing을 최소값으로 설정하였을 때 Segment를 늘릴수록 NGA는 감소하여 나타났다. 각 집단간 평균은 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$)[Fig. 6][Table V].

실험 5에서는 SS-EPI에서 Bandwidth를 크게 할수록 NGA가 감소되어 나타났다. 각 집단간 평균은 통계적으로 유의하였다($p < 0.05$)[Fig. 7][Table VI].

IV. 토 론

SS-EPI DWI는 주자장의 비 균일성을 야기하고 화학적 천이 및 자화율의 차이에 따른 왜곡 및 인공물이 발생하는 것으로 보고되고 있다[25]. PI 기법의 도입으로 scan time이 감소하였고 이는 motion artifact를 감소시킬 수 있었으나 최근 MRI 장비가 고 자장 환경으로 바뀔에 따라 짧은 T2* 이완 시간 동안 발생하는 자화 감수성 차이에 따른 artifact는 점점 증가하게 되었다.

Hennel[26]과 Buonocore와 Zhu[27]은 SS-EPI에서 홀수, 짝수의 비대칭 패턴을 판독 기술기 극성과 관련된 위상 오류

해결 방법으로 NGA를 FOV의 50%로 이동시켜 감소시켰지만 인공물을 제거하는데 한계가 있었다. 이에 Chen과 Wyrwicz[28]은 분할된 Segment에서 반대 방향의 위상 극성을 보정함으로써 홀수, 짝수의 재 그룹화를 통해 NGA를 최소화 하였으나 Paramater 상관관계에 따른 NGA의 발생 특성과 그에 따른 개선방안 연구가 진행되지 못하였다.

본 실험 결과를 통해서 DWI에 대한 NGA 감소 방향을 제시하고자 한다. 실험 1에서 NGA의 발생 정도는 2D phase correction을 적용 시 $5.9 \pm 2.1\%$, 미 적용 시 $34.6 \pm 11.2\%$ 로 2D phase correction을 적용 시 GSR이 많은 쪽으로 줄어들어 NGA를 감소시키는데 많은 도움이 된다는 것을 확인하였다. 이는 EPI 기법에서 K-space를 주파수 부호화의 경사사장의 방향을 바꾸어 가며 한 번에 채우는 방식에서 발생하는 위상오류가 NGA에 주된 원인임을 알 수 있었다. echo spacing을 0.36 ms, 0.50 ms, 0.64 ms, 0.78 ms, 1.00 ms에 따른 NGA 발생 정도 비교 결과 각각 $2.1 \pm 0.6\%$, $2.5 \pm 0.7\%$, $2.9 \pm 0.9\%$, $4.6 \pm 1.9\%$, $8.9 \pm 2.8\%$ 로 echo spacing을 줄일수록 자화 감수성에 대한 영향을 줄일 수 있어 Artifact가 감소되어 나온 것을 확인할 수 있었다. Segment의 수를 3, 5, 7 설정 값에서 echo spacing을 0.4 ms, 0.36 ms, 0.3 ms로 각각 최소값으로 설정하였을 때 NGA 발생 정도는 $2.5 \pm 0.7\%$, $2.2 \pm 0.6\%$, $1.6 \pm 0.5\%$ 하지만 Segmenet의 수를 1, 3, 5, 7, 9로 설정하였을 때 NGA 발생 정도는 각각 $5.9 \pm 2.2\%$, $7.9 \pm 2.9\%$, $9.1 \pm 3.3\%$, $9.5 \pm 3.9\%$, $11.9 \pm 4.1\%$ 이고 실험 5의 결과 SS-EPI에서 Bandwidth가 1116 Hz, 1380 Hz, 1644 Hz로 설정하였을 때 NGA 발생 정도는 각각 $36.1 \pm 12.5\%$, $31.8 \pm 10.3\%$, $27.2 \pm 9.1\%$ 로 이는 RESOLVE 기법에서 Segment를 나누는 것 자체는 Bandwidth가 작아져 NGA가 증가하는 요소로 작용하였지만, 그 만큼 echo spacing을 줄임으로써 NGA가 감소하였다.

본 연구는 Segmenet 수, echo spacing 등의 parameter의 영향을 알아보기 위해 나머지 조건은 동일하게 했어야 하나, Bandwidth, TE 등 불가피하게 바뀌어야 하는 Parameter 등의 변수가 함께 있어 단독적인 변수에 의한 실험 결과를 얻을 수는 없었다는 점과 기도의 움직임과 호흡 등 motion에 대해 정확한 평가를 하지 못했다는 제한 점이 있다. 또한 실제 부위 별 임상데이터의 분석이 이루어지지 못했다는 제한 점이 있었다.

V. 결 론

DWI 검사는 신경계, 상·하복부, 유방 및 연 조직의 종양, 척추 압박골절에 대한 평가와 같은 근 골격계의 진단과 치료에 임상적으로 유용하게 사용되어 진다. 이에 본 연구는

NGA 감소 방향을 제시하고자 EPI 기법에 따른 비교 평가, Parameter 별 상관관계에 대한 결과를 실험을 통해 도출하였고 DWI 검사에 대한 진단 가치를 높이고자 하였다.

본 연구를 통해 2D navigator phase correction을 적용한 RS-EPI의 기법에서 parameter와 NGA에 대한 관계를 확인할 수가 있어 향후 진단학적 가치가 높은 영상을 만드는 데 도움이 될 것으로 생각된다.

감사의 글

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

References

- [1] D. L. Bihan, E. Breton, D. Lallemand, M. L. Aubin, J. Vignaud, and M. Laval-Jeantet, *Radiology* **168**, 497 (1988).
- [2] R. G. Gonzalez, P. W. Schaefer, F. S. Buonanno, L. H. Schwamm, R. F. Budzik, G. Rordorf, B. Wang, A. G. Sorensen, and W. J. Koroshetz, *Radiology* **210**, 155 (1999).
- [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] M. Brazzelli, P. A. Sandercock, F. M. Chappell, M. G. Celani, E. Righetti, N. Arestis, J. M. Wardlaw, and J. J. Deeks, *Cochrane Database Syst. Rev.* **4**, CD007424 (2009).
- [6] T. Parikh, S. J. Drew, V. S. Lee, S. Wong, E. M. Hecht, J. S. Babb, and B. Taouli, *Radiology* **246**, 812 (2008).
- [7] M. Notohamiprodjo, C. Glaser, K. A. Herrmann, O. Dietrich, U. I. Attenberger, M. F. Reiser, S. O. Schoenberg, and H. J. Michaely, *Invest Radiol.* **43**, 677 (2008).
- [8] Y. Tsushima, A. Takahashi-Taketomi, and K. Endo, *J. Magn. Reson. Imaging* **30**, 249 (2009).
- [9] H. Yabuuchi, Y. Matsuo, T. Kamitani, T. Setoguchi, T. Okafuji, H. Soeda, S. Sakai, M. Hatakenaka, M. Kubo, E. Tokunaga, H. Yamamoto, and H. Honda, *Eur. J. Radiol.* [pub ahead of print] (2009).
- [10] S. Sinha and U. Sinha, *Magn. Reson. Med.* **52**, 530 (2004).
- [11] Y. Mazaheri, A. Shukla-Dave, H. Hricak, S. W. Fine, J. Zhang, G. Inurrigarro, C. S. Moskowitz, N. M. Ishill, V. E. Reuter, K. Touijer, K. L. Zakian, and J. A. Koutcher, *Radiology* **246**, 480 (2008).
- [12] A. Baur, A. Stäbler, R. Brüning, R. Bartl, A. Krödel, M. Reiser, and M. Deimling, *Radiology* **207**, 349 (1998).
- [13] J. G. Raya, O. Dietrich, M. F. Reiser, and A. Baur-Melnyk, *J. Magn. Reson. Imaging* **24**, 1207 (2006).
- [14] O. Dietrich, A. Biffar, M. F. Reiser, and A. Baur-Melnyk, *Semin Musculoskelet Radiol.* **13**, 134 (2009).
- [15] T. Takahara, Y. Imai, T. Yamashita, S. Yasuda, S. Nasu, and M. Van Cauteren, *Radiat Med.* **22**, 275 (2004).
- [16] T. C. Kwee, T. Takahara, R. Ochiai, K. Katahira, M. V. Cauteren, Y. Imai, Rutger A. J. Nieuvelstein, and P. R. Luijten, *Eur. J. Radiol.* **70**, 409 (2009).
- [17] R. H. Hashemi, W. G. Bradley Jr., and C. J. Lisanti, *MRI The Basics third edition* (2010).
- [18] R. Bammer, *Eur. J. Radiol.* **45**, 169 (2003).
- [19] J. Tsao, *J. Magn. Reson. Imaging.* **32**, 252 (2010).
- [20] I. Rodriguez, T. Martin, and A. Luna, *Diffusion MRI outside the Brain*. Springer: Berlin/Heidelberg, Germany (2012) pp. 307~337.
- [21] V. Vandecaveye, F. De Keyzer, V. Vander Poorten, P. Dirix, E. Verbeken, S. Nuyts, and R. Hermans, *Radiology* **251**, 134 (2009).
- [22] B. A. Poser, P. E. Goa, and M. Barth, *Proc. Intl. Soc. Mag. Reason. Med.* **18**, 5056 (2010).
- [23] F. Schmitt, M. K. Stehling, and R. Turner, *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*. Berlin: Springer (1980) pp. 662.
- [24] D. A. Porter and R. M. Heidemann, *Magn. Reson. Med.* **62**, 468 (2009).
- [25] J. Y. Chung, Y. Han, Z. H. Cho, and H. Park, *MAGMA* **25**, 205 (2012).
- [26] F. Hennel, *J. Magn. Reson.* **134**, 206 (1998).
- [27] M. H. Buonocore and D. C. Zhu, *Magn. Reson. Med.* **41**, 119 (1999).
- [28] N. K. Chen and A. M. Wyrwicz, *Magn. Reson. Med.* **51**, 1247 (2004).