

A Study on the Improvement of Image Quality of MRI Diffusion Weighed Images through Parameter Changes

U-Jin Oh, Tae-Jeong Ji, Hyeon-Jin Kim*

Department of Radiological science, Kaya University

Received: October 30, 2024. Revised: December 27, 2024. Accepted: December 31, 2024.

ABSTRACT

The purpose of this study is to suggest optimal b-values and parameters that can increase sensitivity and specificity for microscopic diseases in DWI examination of MRI. The devices used in the study were SIEMENS' 3.0T magnetic resonance imaging device(MAGNETOM Vida, Germany) and 64 channel Head & Neck coil, and a self-made phantom was used. The research method changed the b-value, FOV, Matrix, AF(Acceleration factor), and Band width values based on the parameters currently used for DWI inspection at the institution where the study was conducted. As a result of the study, the b-value was less than 1000. It was found that using values is effective, and the most optimal image can be obtained when using FOV size of 220 × 220 mm, Matrix size of 214 × 214, AF size of 2, and Band width of 277.

Keywords: Parameter, DWI, b-value, SNR

I. INTRODUCTION

에코평면영상(Echo planar imaging, EPI) 기법을 포함한 자기공명영상(MRI) 기술의 발달은 질병의 진단 및 치료에 있어 혁신적인 변화를 가져왔다^[1]. 특히 확산강조영상(Diffusion weighted image) 즉 DWI는 조직 내 물 분자의 미세 운동에 대한 자기공명영상의 민감성을 이용해 신호강도 차이를 유발하여 영상을 획득하는 기법으로서, 조직 내 물 분자가 확산되는 정도나 특성의 차이를 영상화할 수 있고 현성확산계수(apparent diffusion coefficient, ADC) 값을 측정하여 확산 정도를 정량화할 수 있다^[2]. 또한 병변의 대조도가 높아 국소병변의 검출과 특성 파악에 유용하므로 작은 간종양, 특히 전이암 및 간세포암의 검출이 우수하며^[3] 통상적인 자기공명영상으로는 진단하기 어려운 초 급성 뇌경색의 조기 진단이 가능하여 급성 허혈성 뇌 질환의 진단적 영상 방법으로 널리 이용된다^[4,5].

확산강조영상은 확산이 잘되는 조직에서는 위상 전이가 심해져 신호 감소가 발생하고, 확산이 잘되지 않는 조직은 신호 감소가 나타나지 않는 특성을 갖는다. 이때 가해지는 그레이디언트 자기장의 강도와 시간의 적분값에 따라 확산강조영상에서 확산의 정도가 결정되는데 이를 확산그레이디언트계수(Gradient factor, b-factor) 즉 b-value라 한다^[6]. b-value가 커질수록 분자의 위상차가 커지므로 확산의 정도가 강조된 영상을 얻을 수 있으며 확산강조영상의 신호강도는 b-value와 조직의 확산계수(diffusion coefficient)에 따라 달라진다. 확산강조영상 검사에서는 일반적으로 2가지 이상의 b-value를 적용하는데 자기장의 강도, 평균 신호 수, 해부학적 특징 및 예상 질환에 따라 다양하게 사용되고 있으며 b-value의 변화는 SNR 및 스캔시간에 영향을 주기 때문에 '최적'의 b-value는 명확하게 정의되지 않고 있다^[7]. 뇌졸중의 진단 시 b-value는 보통 1,000 s/mm² 내외로 설정하여 검사를 진행하지만, 급성 뇌경색을 좀 더 자세히 관찰하거나, 미세혈관

* Corresponding Author: Hyeon-Jin Kim E-mail: ssini98@naver.com Tel: +82-55-330-1182 Address: Kaya University of Gimhae-si, 208 Samgye-ro, Gimhae-si, Gyeongsangnam-do, 50830, Republic of Korea

질환 혹은 다발성 신경경화증 등이 의심되는 환자들에 대해서는 2,000 s/mm² 이상의 high b-value를 이용하여 검사를 진행하기도 한다^{15,8,9)}. 그러나 인가되는 b-value의 개수에 따라 검사 시간이 늘어나 환자의 불편감이 증가되고 움직임에 대한 인공물이 발생할 수 있다는 점을 유의해야 한다¹⁰⁾. 따라서 본 연구에서는 자체 제작한 팬텀을 이용하여 b-value 값의 변화에 따른 SNR과 선예도 및 분해능의 변화를 정량적으로 관찰하고 이를 통하여 ‘최적’의 b-value 값에 대한 연구를 진행하고자 한다. 더불어 고자장의 사용과 소프트웨어 및 하드웨어의 발전에 따른 파라미터와 화질의 관계 변화를 기존의 이론과 비교하여 평가 및 분석하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 팬텀의 제작

본 연구에 사용된 팬텀은 김경민의 선행연구⁵⁾ ‘기존 획득 방식의 high b-value 확산강조영상과의 비교 평가를 통한 후처리 기법 high b-value 확산강조영상의 유용성 평가’에서 이용된 팬텀을 참고하여 본 연구의 목적에 맞게 제작되었다. Fig 1은 본 연구에 이용된 팬텀이며 가로 15.5 cm, 세로 15.5 cm, 높이 10 cm의 플라스틱 용기에 초음파검사용 젤(glycerin)을 채우고, 확산의 제한 정도를 달리하고자 주사기(syringe)에는 설탕과 생리식염수의 희석 비율을 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%로 달리하여 채워주었다. 생리식염수와 설탕의 희석 방법은 특정 용질 부피(mL) / 전체 용질 부피(mL) × 100 (%)의 방법으로 희석해 주었다.



Fig. 1. Self-made Phantom used in the study.

2. 실험 방법

본 연구에 사용된 장비는 MAGNETOM Vida (SIEMENS사, Germany) 3.0T 자기공명영상장치이며, 64채널 Head & Neck coil을 사용하였다. 연구에 이용한 시퀀스는 SMS- DWI이고 Table 1의 기준 파라미터를 바탕으로 b-value, 영상영역(Field of view, FOV), 매트릭스(Matrix), 가속계수(Acceleration factor, AF), 수신대역폭(Band width)을 변화시키며 영상을 획득하여 최적의 파라미터를 찾고자 하였다.

Table 1. Reference parameter

Parameters	Conditions
TR	3000 ms
TE	72 ms
FOV	220 x 220 mm
Base Resolution	192 x 192
Slice Thickness	5 mm
Gap	1.5 mm
Number of Slice	26
Average	1

3. 분석 방법

3.1. 신호대잡음비(Signal to noise ratio, SNR) 측정

파라미터를 변화시키며 확산강조영상을 획득하고 확산의 제한 정도를 달리 한 주사기의 각 위치에 Fig 2와 같이 ROI를 그려 SNR을 측정하였다. SNR의 측정은 수식 1과 같다.

$$SNR = \frac{SI(ROI)}{SD(Background ROI)} \quad (1)$$

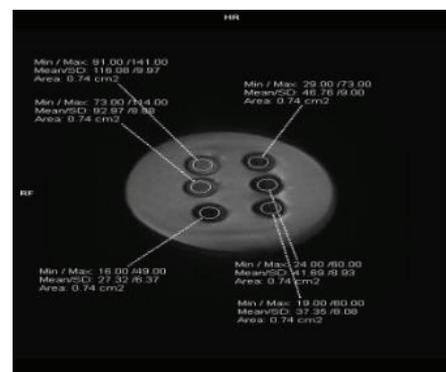


Fig. 2. SNR measurement.

3.2. 변조전달함수(Modulation Transfer Function, MTF) 측정 방법

화질의 변화에 대한 정량적 평가를 위해 MTF를 측정하였다. 일반적인 MTF의 측정 방법은 매트랩(Matlab)을 이용한 측정법이 사용되어 진다. 그러나 이 방법은 수학적 배경지식과 프로그래밍 능력이 요구되므로 방사선사가 접근하기에는 한계가 있어 우정은 등의 선행연구인 ‘비 공학도를 위한 X-ray 영상촬영 시스템 해상력 평가방법’¹¹⁾을 참고하여 Image J 프로그램을 이용하여 MTF 측정을 시행하였다.

Fig. 3은 Image J 프로그램을 통하여 영상의 배경(Background) 부분을 측정 영역으로 선택하고 메뉴의 Analyze/Plot profile을 이용하여 측정 영역의 ESF(edge spread function) 평균값을 구하는 과정을 나타내고 있다.

Fig. 4는 Image J 프로그램을 이용하여 MTF를 측정하는 전체 과정에 대한 흐름을 모식도로 나타낸 것이다.

Fig. 3에서 구해진 경계부의 배경(background) 값을 Nyquist 주파수로 변환한 후 ESF 평균 그래프로 나타내고, ESF 값을 미분하여 LSF로 변환하고 푸리에 변환과정과 실수 값으로의 변환과정을 거친 후 MTF 그래프로 나타내었다.

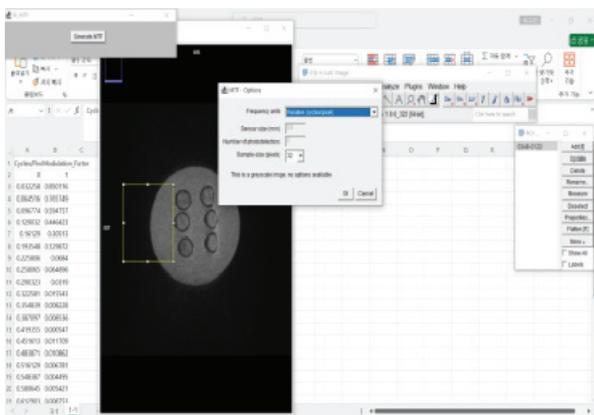


Fig. 3. MTF measurement.



Fig. 4. Flow Chart for MTF Measurement Method.

4. 통계분석

수집된 자료는 IBM SPSS Statistics 22를 이용하여 분석하였으며 통계분석 방법은 피어슨 상관분석(pearson correlation coefficient)과 대응표본 t-검정, 회귀분석을 이용하여 각각의 파라미터 변화에 대한 연관성 및 통계적 유의 수준을 평가하였다.

III. RESULT

1. b-value 변화에 따른 SNR의 변화 분석

Fig. 5는 b-value 값의 변화에 대한 SNR의 변화를 나타내는 그림이며 Table 2는 Fig. 5를 통해 측정값의 평균을 표로 나타낸 것이다. 연구에 이용된 b-value 값은 (a) 0, (b) 500, (c) 1,000, (d) 1,500, (e) 2,000, (f) 2,500이다. 이때 b-value를 제외한 다른 매개변수는 모두 기준 파라미터를 사용하였다.

b-value 값의 증가에 따른 SNR의 평균값은 (a) 49.7, (b) 31.8, (c) 16.6, (d) 6.8, (e) 4.8, (f) 2.7로 나타났다. 따라서 b-value를 증가시키면 SNR은 감소하는 것을 알 수 있다. 또한 b-value 값이 (d), (e), (f)와 같이 1500 이상이고 high b-value로 변화할수록 노이즈의 발생은 급격히 증가하고 그 결과 영상 품질의 저하가 증대됨을 알 수 있다.

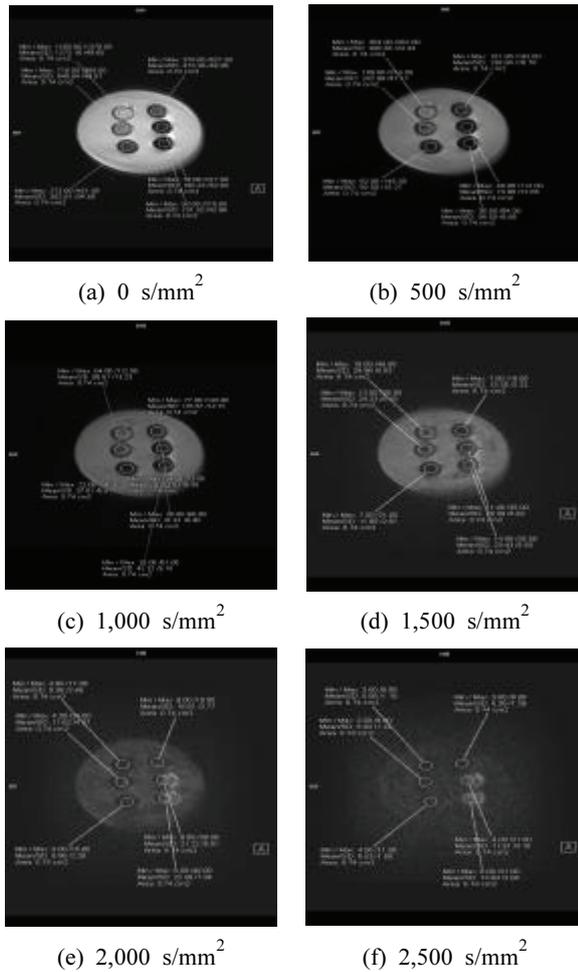


Fig. 5. Change in SNR due to change in b-value.

Table 2. Results of SNR with changes in b-value

Dilution ratio	b-value					
	0	500	1000	1500	2000	2500
0%	116.5	71.1	31.2	8.8	3.1	1.6
10%	77.7	48.2	24.4	8.0	4.0	2.0
20%	32.3	18.1	8.7	3.8	2.9	2.2
30%	43.3	27.6	13.3	6.4	3.4	1.8
40%	16.6	14.4	11.2	6.4	7.1	3.9
50%	12.0	11.7	10.7	7.3	8.0	4.8
mean	49.7	31.8	16.6	6.8	4.8	2.7

2. 영상영역(Field of view, FOV) 변화에 따른 SNR 변화 분석

Fig. 6은 FOV의 변화에 따른 SNR의 변화를 나타내는 그림이며 Table 3은 Fig. 6을 통해 측정된 값

의 평균을 표로 나타낸 것이다. 연구에 이용된 FOV는 (a) 200×200 mm, (b) 220×220 mm, (c) 240×240 mm, (d) 260×260 mm 정사각형 FOV를 이용하였다.

FOV의 변화에 따른 SNR의 평균값은 (a) 15.0, (b) 16.6, (c) 18.7, (d) 19.9로 나타났다. 따라서 FOV의 크기가 증가할수록 SNR이 증가한다는 것을 알 수 있으며 FOV가 증가할수록 피사체의 크기는 감소하였다.

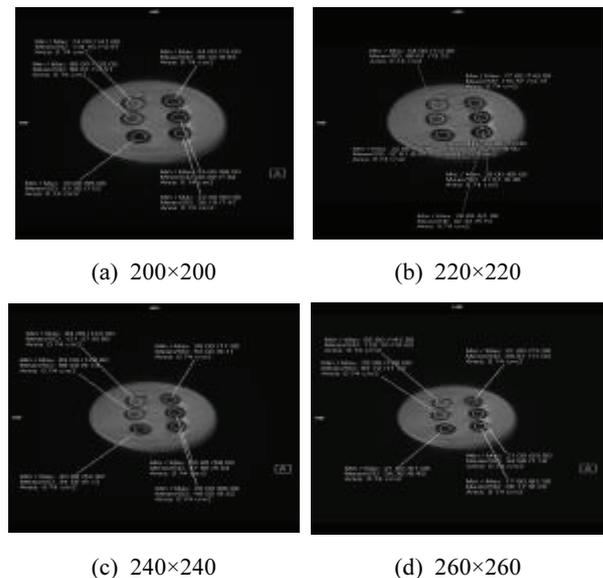


Fig. 6. SNR changes with FOV changes.

Table 3. Results of SNR with changes in FOV

Dilution ratio	FOV(mm)			
	200×200	220×220	240×240	260×260
0%	28.7	31.2	35.7	38.5
10%	23.7	24.4	28.4	31.0
20%	8.0	8.7	10.0	11.3
30%	11.2	13.3	15.0	15.2
40%	9.4	11.2	11.2	11.1
50%	9.0	10.7	12.0	12.1
mean	15.0	16.6	18.7	19.9

3. Matrix 변화에 따른 SNR 변화 분석

Fig. 7은 matrix의 변화에 따른 SNR의 변화를 나타내는 그림이며 Table 4는 Fig. 7을 통해 측정된 값의 평균을 표로 나타낸 것이다.

연구에 이용된 matrix는 (a) 154×154, (b) 172×172,

(c) 192×192, (d) 214×214의 정사각형 matrix를 이용하였다. 각각의 matrix 값에 대한 SNR 평균은 (a) 23.4, (b) 22.1, (c) 16.6, (d) 14.6으로 matrix가 증가할수록 SNR은 감소하였다. 또한 matrix가 증가할수록 피사체의 가시적인 선예도가 증가하였다.

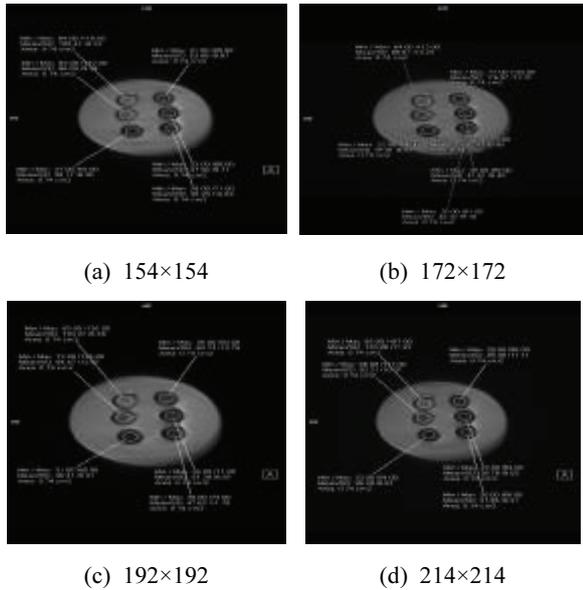


Fig. 7. Changes in SNR due to changes in matrix.

Table 4. Results of SNR with changes in Matrix

Dilution ratio	matrix			
	154×154	172×172	192×192	214×214
0%	38.9	39.1	31.2	28.8
10%	35.0	31.9	24.4	21.0
20%	13.8	13.7	8.7	7.9
30%	18.8	19.1	13.3	12.0
40%	17.2	14.9	11.2	8.9
50%	16.9	13.6	10.7	8.9
mean	23.4	22.1	16.6	14.6

4. 가속계수(Acceleration factor, AF) 변화에 따른 SNR 변화 분석

Fig. 8은 가속계수의 변화에 따른 SNR의 변화를 나타내는 그림이며 Table 5는 Fig. 8을 통해 측정된 값의 평균을 표로 나타낸 것이다.

연구에 이용된 가속계수는 AF1, AF2, AF3, AF4를 이용하였으며 각각의 가속계수에 대한 SNR 평균은 AF1 8.7, AF2 14.1, AF3 15.3, AF4 11.4로 나타나 AF3까지는 SNR이 점차 증가하다 AF4일 때

오히려 SNR이 감소하는 것으로 나타났다.

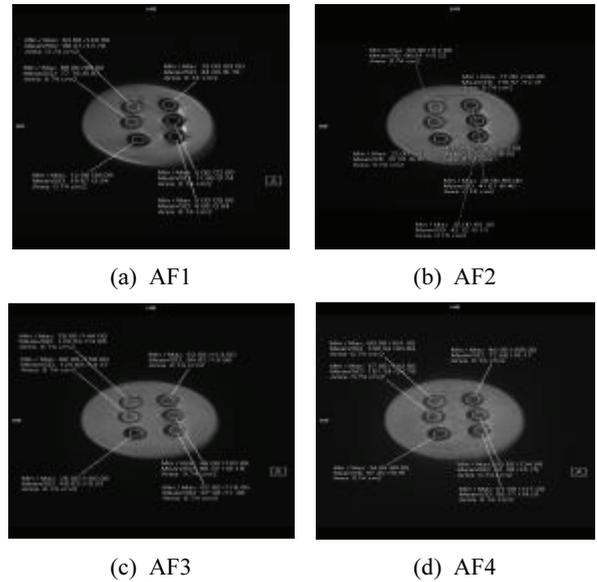


Fig. 8. Changes in SNR according to changes in AF.

Table 5. Results of SNR with changes in AF

Dilution ratio	AF			
	1	2	3	4
0%	21.5	26.6	21.0	13.4
10%	15.5	20.8	21.0	14.1
20%	4.0	7.5	8.0	7.5
30%	6.8	11.4	12.9	9.3
40%	2.5	9.5	14.4	12.5
50%	2.1	9.1	14.9	11.7
mean	8.7	14.1	15.3	11.4

5. 수신대역폭(Band width, BW) 변화에 따른 SNR 변화 분석

Fig. 9는 BW의 변화에 따른 SNR의 변화를 나타낸 그림이며 Table 6은 Fig. 9를 통해 측정된 값의 평균을 표로 나타낸 것이다.

연구에 이용된 수신대역폭은 (a) 277, (b) 420, (c) 521, (d) 776을 이용하였으며 각각의 수신대역폭에 대한 SNR 평균은 (a) 17.9, (b) 21.5, (c) 19.1, (d) 16.6이다. 수신대역폭이 420일 때 SNR이 가장 증가하였고 수신대역폭이 776일 때 SNR이 가장 감소하는 것으로 나타났다. 또한 수신대역폭이 증가할수록 영상의 왜곡이 줄어드는 것을 알 수 있다.

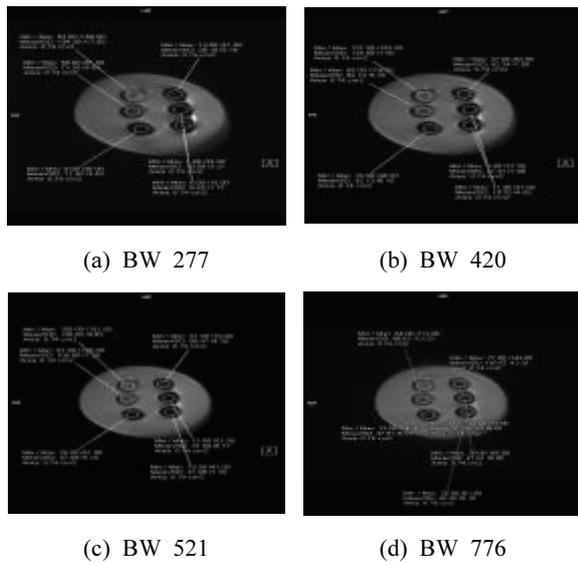


Fig. 9. Changes in SNR according to changes in Bandwidth.

Table 6. Results of SNR with changes in Bandwidth

Dilution ratio	BW			
	277	420	521	776
0%	54.1	48.7	38.3	31.2
10%	28.6	37.2	31.9	24.4
20%	6.9	11.7	10.5	8.7
30%	10.5	16.3	16.1	13.3
40%	3.9	8.0	9.2	11.2
50%	3.4	7.3	8.8	10.7
mean	17.9	21.5	19.1	16.6

6. 파라미터의 변화에 따른 MTF 변화 분석

파라미터의 변화에 대한 영상 품질의 변화를 정량적으로 분석하기 위하여 Fig. 10과 같이 MTF 그래프를 작성하고 분석하였다. 분해능의 평가는 MTF 값 0.1을 기준으로 곡선이 교차하는 곳의 공간주파수 값을 시스템의 최대 공간주파수 지표로 표시하였으며 이 값이 클수록 분해능이 높다고 판단하였다. 선예도의 평가는 MTF 값 0.5를 기준으로 곡선이 교차하는 곳의 공간주파수가 높은 시스템이 선예도가 높다고 평가하였다. 시각적으로 그래프의 차이가 크지 않기 때문에 분석하는데 어려움이 있어 데이터 곡선의 Cycles/Pixel 값을 비교 분석하여 Table 7에 나타내었다.

b-value의 분석 결과 2,000 이상의 b-value 값을

적용한 영상에서는 노이즈의 증가로 인하여 측정 오류가 나타났다. 따라서 그 값을 제외한 나머지 값만 분석을 진행하였고 b-value 값 1,000에서 분해능이 0.209677 Cycles/Pixel로 가장 높게 나타났으며 b-value 값이 0일 때 선예도가 0.117943 Cycles/Pixel로 가장 높게 나타났다.

영상영역(FOV)의 분석 결과 220×220 mm 사이즈에서 분해능과 선예도가 각 0.209677 Cycles/Pixel과 0.12122 Cycles/Pixel로 가장 높게 나타났다.

매트릭스(Matrix)의 분석 결과 214×214 matrix에서 분해능과 선예도가 각 0.219758 Cycles/Pixel과 0.122984 Cycles/Pixel로 가장 높게 나타났다.

가속계수의 분석 결과 AF2에서 분해능과 선예도가 각 0.209677 Cycles/Pixel, 0.120968 Cycles/Pixel로 가장 높게 나타났다.

수신대역폭의 분석 결과 분해능과 선예도가 가장 높은 수신대역폭은 277로 각 0.209677 Cycles/Pixel과 0.129032 Cycles/Pixel로 나타났다.

Table 7. Changes in pixel values of sharpness and resolution in MTF for changes in parameters

Parameter	MTF 0.1 (Cycles/Pixe)	MTF 0.5 (Cycles/Pixe)
	b-value	
0	0.19758	0.117943
500	0.2036286	0.116935
1,000	0.209677	0.112903
1,500	0.20665281	0.1088708
FOV		
200×200	0.201613	0.114919
220×220	0.209677	0.12122
240×240	0.193044	0.112903
260×260	0.193548	0.110887
Matrix		
154×154	0.157258	0.08871
172×172	0.193548	0.104839
192×192	0.209677	0.120968
214×214	0.219758	0.122984
AF		
1	0.193548	0.104839
2	0.209677	0.120968
3	0.193548	0.112903
4	0.209677	0.104839
BW		
277	0.209677	0.129032
420	0.201613	0.112903
521	0.201613	0.112903
776	0.209677	0.120968

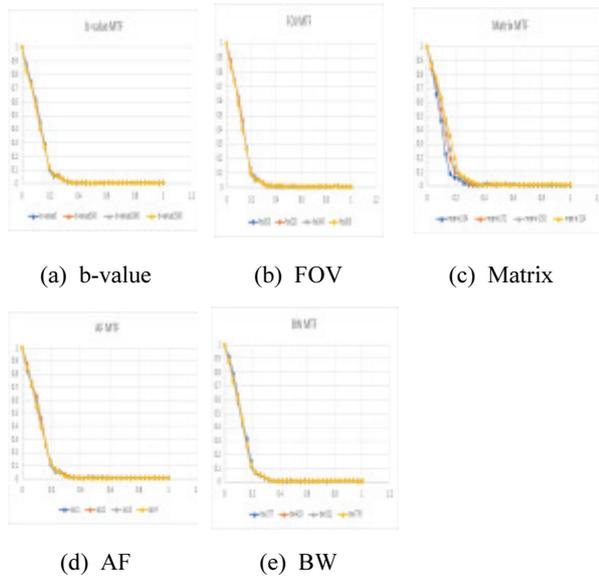


Fig. 10. MTF measurement results for parameters.

7. b-value와 SNR의 상관관계분석

Table 8은 b-value와 SNR의 상관관계를 살펴보고자 피어슨 상관분석을 시행한 것이다. 분석 결과 b-value 값은 모두 SNR의 변화에 연관성을 가지고 있으며 특히 b-value 500에서 $r = .996$ 으로 나타나 가장 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었다. 또한 b-value 2,500에서 $r = -.748$ 으로 나타나 가장 높은 부(-)적 상관관계를 나타내었다.

Table 8. Analysis of correlation between b-value and SNR

b-value	SNR					
	0	500	1000	1500	2000	2500
0	1					
500	.996**	1				
1000	.960**	.979**	1			
1500	.620	.682	.799	1		
2000	-.651	-.588	-.425	.134	1	
2500	-.748	-.700	-.562	-.054	.970**	1

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

8. FOV와 SNR의 상관관계분석

Table 9는 FOV와 SNR의 상관관계를 살펴보고자 피어슨 상관분석을 시행한 것이다. 분석 결과 FOV 값은 모두 SNR에 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었으며 260×260 mm 사이즈의 FOV에서 $r = .999$ 로

나타나 가장 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었다.

Table 9. Analysis of correlation between FOV and SNR

FOV	SNR			
	200×200	220×220	240×240	260×260
200×200	1			
220×220	.997**	1		
240×240	.998**	.998**	1	
260×260	.998**	.995**	.999**	1

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

9. Band width (BW)와 SNR의 상관관계분석

Table 10은 BW와 SNR의 상관관계를 살펴보고자 피어슨 상관분석을 시행한 것이다. 분석 결과 BW 값은 모두 SNR에 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었으며 BW 값이 521일 때 $r = .997$ 로 나타나 가장 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었다.

Table 10. Analysis of correlation between BW and SNR

BW	SNR			
	277	420	521	776
277	1			
420	.978**	1		
521	.964**	.997**	1	
776	.974**	.984**	.986**	1

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

10. Matrix와 SNR의 상관관계분석

Table 11은 Matrix와 SNR의 상관관계를 살펴보고자 피어슨 상관분석을 시행한 것이다. 분석 결과 모든 사이즈의 Matrix는 SNR에 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었으며 214×214 Matrix에서 $r = .997$ 로 나타나 가장 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었다.

Table 11. Analysis of correlation between Matrix and SNR

Matrix	SNR			
	154×154	172×172	192×192	214×214
154×154	1			
172×172	.988**	1		
192×192	.992**	.996**	1	
214×214	.980**	.995**	.997**	1

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

11. AF(Accelerence factor)와 SNR의 상관관계분석

Table 12는 AF와 SNR의 상관관계를 살펴보고자 person 상관분석을 시행한 것이다. 분석 결과 모든 사이즈의 AF는 SNR에 정(+)적 상관관계를 나타내었으며 factor 2에서 $r = .985$ 로 가장 높은 정(+)적 상관관계를 나타내었다.

Table 12. Analysis of correlation between AF and SNR

Factor	SNR			
	1	2	3	4
1	1			
2	.985**	1		
3	.797	.882*	1	
4	.568	.693	.933**	1

*, $p < 0.05$, **, $p < 0.01$, ***, $p < 0.001$

IV. DISCUSSION

각종 파라미터를 변경하며 최적의 자기공명영상을 얻기 위한 노력은 오랫동안 지속적으로 이어져왔다. 그러나 현재도 MRI 장치는 계속 발전하고 있고 품질 높은 영상을 얻기 위해서는 새로운 시퀀스와 파라미터의 변화를 시도할 필요성이 있다. 본 연구에서는 확산강조영상 즉 DWI 검사에서 사용되는 b-value 값과 파라미터의 변화에 대한 SNR과 선예도, 분해능의 정량적 변화를 살펴보고 최적의 매개변수를 확인하여 DWI 검사에 가장 적합한 파라미터를 제시하고자 하였다.

최근의 DWI 검사 추세는 b-value 값을 증가시켜 백질과 회백질의 구분을 없애고 병변에 대한 대조도 잡음비(contrast to noise ratio, CNR)를 높이고자 하는 특징이 있다^[6]. 본 연구에서도 b-value가 2000 이상으로 증가되었을 때 제한된 확산이 명확하게 나타났다. 그러나 b-value 값이 증가할수록 영상의 SNR이 낮아지는 것을 확인할 수 있었으며 이는 high b-value 검사에서 전체적인 영상의 질이 떨어진다는 선행연구^[11] 결과와도 일치한다. 특히 b-value가 1500 이상일 때 가시적으로도 노이즈의 증가를 확인할 수 있으며 b-value가 2000 이상에서는 움직임에 의한 아티팩트가 나타났다. 이는 고자장의 장비일수록 경사자장의 전환(Gradient

Switching)과 최대 진폭 및 슬루율(selw rate)에 영향을 준다는 선행연구와 1.5T에 비해 3.0T 장비에서 경사자장의 진동과 소음이 증가하며 고속스핀에코(turbo spin echo, TSE)로 영상 획득 시 특히 진동과 소음이 증가한다는 선행연구 결과와 연관성을 지을 수 있다^[12-13]. 본 연구에서 나타난 b-value 2000 이상의 움직임에 의한 불선예도는 단순한 화질 저하가 아닌 b-value의 증가로 인한 경사자장의 세기 증가와 이로 인한 MRI 기기의 진동과 소음의 증가로 인한 결과이며, 인체보다 작은 팬텀이 진동의 영향을 상대적으로 크게 받아 흔들림이 발생한 것으로 생각된다.

따라서 실제 검사에서 high b-value가 꼭 필요한 단기 기억상실증(Transient Global Amnesia, TGA) 및 미세혈관 질환 혹은 다발성 신경경화증 등이 의심되는 환자에게 대해서는 병변에 대한 대조도 잡음비를 높일 수 있는 high b-value를 사용^[14]하더라도 움직임에 의한 아티팩트가 발생하지 않도록 노력을 기울여야 할 것이다. 그리고 일반적인 검사에서는 1000 이하의 b-value 값을 사용할 것을 제한한다.

신호의 크기는 체적소(voxel)내의 조직밀도에 의해 결정되며 이는 영상영역 즉 FOV의 크기 및 Matrix와 밀접한 관련이 있고 이들 인자의 변화는 SNR과 공간해상도의 변화를 일으킨다^[15,16]. 따라서 MR 영상을 얻을 때는 FOV를 확대하더라도 신호의 균일성을 확보하는 것이 중요하므로 임상에서는 FOV의 변화 시 Matrix를 변화시켜 SNR의 변화를 방지한다. 그러나 장비의 발전으로 기존에 제한적이던 전신 영상(Whole body) 및 조영제를 사용한 전신 혈관조영검사 등의 넓은 영역에 대한 검사가 가능하게 되었고 이때 FOV의 증가에도 노이즈의 증가로 인한 SNR의 감소가 나타난다는 선행연구 결과가 있다^[17,18]. 이것은 FOV 증가는 SNR을 증가시킨다는 기존의 이론과 다른 결과이다. 따라서 변화된 환경에서의 FOV와 SNR의 변화에 대한 연구가 필요하다. 그러나 현재까지는 FOV의 변화에 따른 SNR의 정량적 변화를 제시하는 선행연구는 미흡한 실정이다^[9]. 이에 따라 본 연구에서는 FOV와 SNR의 관계에 대한 학문적인 이론을 검증하고 정량적인 변화 값을 살펴보고자 Matrix의 변화 없이

FOV의 변화를 살펴보고 FOV의 변화 없이 Matrix의 변화만을 살펴보았다. 연구 결과 FOV를 증가시킬수록 SNR이 증가하였으나 FOV의 증가는 동시에 공간해상도의 감소를 동반하며 영상의 이미지를 작게 만드는 결과를 가져왔다. 이는 기존의 이론과 일치하는 결과이며 참고문헌 17, 18과는 다른 결과이다. 이와 같은 차이가 발생한 이유는 본 연구가 용적영상으로 획득되지 않았기 때문으로 생각되어진다. DWI 검사에서는 미세 병변에 대한 민감도가 높아야 하므로 FOV의 변화에서 분해능이 가장 높게 나타난 220×220 mm 크기의 FOV가 적합하다고 판단되며 Matrix 또한 MTF 곡선에서 분해능과 선예도가 가장 높다고 나타난 214×214 Matrix의 사용이 적합하다고 판단되어진다.

가속계수 즉 AF는 DWI 검사에서 가속화 계수를 조절함으로써 한 번에 얻을 수 있는 슬라이스 수를 결정하는 인자이며 영상의 검사 시간 및 영상 품질과 밀접한 관련이 있는 요소이다^[20]. 본 연구는 SMS-DWI 기법을 사용하였으며 SMS-DWI 기법의 가속계수는 병렬 이미징(parallel imaging) 방법인 SENSE(Sensitivity Encoding)나 GRAPPA(Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions) 가속계수와 차이점이 있다. SENSE나 GRAPPA 가속계수는 EPI(Echo Planar Imaging)에서 터보인자(echo train length)를 감소시킴으로써 위상부호화(phase encoding step) 수를 줄여 스캔 시간을 줄이는 방법이다. 그러나 SMS-DWI는 위상부호화 수를 줄이는 대신 다중대역 펄스(deploys multiband pulses)를 사용하여 여러 슬라이스를 동시에 여기 시키며, 확산부호(diffusion encoding)를 줄여 가속계수를 증가시키는 방법을 사용하기 때문에 SNR의 감소 없이 스캔 시간을 줄일 수 있다. 선행연구 결과 AF2를 적용하여 검사하였을 때 영상 품질의 저하 없이 검사 시간을 약 1/3로 줄일 수 있다고 하였다^[21]. 본 연구에서도 MTF 그래프를 분석한 결과 AF2에서 분해능과 선예도가 가장 높게 나타나 선행연구와 일치되는 결과가 나타났다. 그러나 AF1~AF3까지는 SNR이 증가하고 AF4에서 SNR이 감소되는 결과가 나타났는데 이는 가속계수를 증가시켜 검사를 진행하면 위상부호화 단계가 가속계수에 비례하여 감소하기 때문에 가속계수의 제곱근만큼 SNR이 감

소한다는 기존의 이론과는 일치하지 않는 결과이다. 이것은 본 연구의 영상 획득 방식인 SMS-DWI의 특징에서 원인을 찾을 수 있다. 앞서 언급한 것처럼 SMS-DWI 방식은 위상부호화 수를 줄이지 않고 다중대역 펄스를 이용하여 여러 슬라이스를 동시에 여기 시키므로 일정한 가속계수까지는 SNR의 감소가 나타나지 않은 것으로 판단되며 AF4에서는 하드웨어적 한계가 나타난 것으로 판단된다. 따라서 AF에 따른 SNR의 변화는 영상의 획득 방식 및 전체적인 시퀀스에 영향을 받는 것으로 판단할 수 있다. 본 연구에서 제안하는 SNR과 분해능, 검사 시간 등을 모두 고려하였을 때 가장 적합한 AF는 AF2이며 이는 AF3으로 얻은 DWI 영상이 AF2에 비해 높은 SNR과 시간 단축의 효과는 있으나 영상 품질의 저하를 초래하여 권장하지 않는다는 선행연구^[22,23]와 일치하는 결과이다.

수신대역폭 즉 BW는 슬라이스 두께를 조정하고 SNR에 영향을 줄 수 있으며 화학적 이동 인공물 발생에 영향을 미치는 요소이다. 본 연구에서 이용된 BW는 277, 420, 521, 776이며 BW가 증가할수록 왜곡이 감소되는 것으로 나타나 BW를 증가시키면 화학적 이동 인공물을 줄일 수 있다는 선행연구^[24]와 일치되는 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 SNR의 경우 BW 420에서 가장 높게 나타났고 이후 BW의 증가에 따라 점차 감소되는 것으로 나타났다. 이는 BW를 증가시키면 노이즈의 증가로 인하여 SNR이 감소된다는 기존의 이론과 일치하지 않는 결과이다. 이런 현상이 나타난 원인을 획득 매트릭스(acquisition matrix)의 변화에 따른 결과인지 검증하고자 BW 277과 BW 420을 변화시켜 보았다. 그 결과 주파수 및 위상부호화 방향의 픽셀 수의 변화는 나타나지 않아 획득 매트릭스의 크기 변화에 따른 SNR의 차이는 아닌 것으로 나타났다. 다만 BW를 증가시키면 Matrix를 변화시킬 수 있는 범위가 증가하는 것으로 나타났다.

BW를 증가시키면 영상의 화질 저하를 증가시키는 에코 간격(echo spacing, ESP)을 줄일 수 있다^[25]. 본 연구에서도 BW가 277, 420, 521, 776으로 변화할 때 ESP가 0.96 ms, 0.66 ms, 0.54 ms, 0.40 ms로 나타나 BW 증가할수록 ESP가 감소되는 것을 관찰

할 수 있었다. ESP가 감소되면 자화 후에 신호를 수집하는 시간이 증가되어 SNR이 증가된다. 그러나 하드웨어적 한계에 의해서 ESP가 어느 일정 수준 이하가 되면 신호 수집 단계에서 앨리어싱 (Aliasing) 현상이 일어나게 된다^[26]. 앨리어싱 현상이란 신호의 수집 과정에서 발생하는 영상 품질의 감쇄와 영상의 과다한 필터링으로 인한 오버 블러링의 현상을 나타낸다^[27]. 따라서 연구 결과에서 BW 277보다 420에서 SNR이 증가된 원인은 ESP의 감소로 인한 신호 수집의 증가로 파악되며 그 이후의 SNR의 감소는 앨리어싱 현상으로 인한 영상 품질의 감쇄로 분석할 수 있다.

본 연구에서 제안하는 BW는 화학적이동 인공물을 고려하지 않고 SNR과 공간분해능만 고려한다면 BW 277을 사용하기를 제안하며 화학적이동 인공물을 줄이기 위해서는 BW를 증가시켜 사용하기를 제안한다.

본 연구의 제한점으로는 일개 의료기관에서 사용하고 있는 장비와 DWI 검사 프로토콜을 바탕으로 연구가 진행되었으며 자체 제작한 팬텀을 통해 실험이 진행되었기 때문에 연구 결과에서 확인한 최적의 파라미터 값을 다양한 장비에서 그리고 실제 환자 검사에 적용했을 때 일관되게 우수한 품질의 영상을 얻을 수 있을지에 대한 확인이 필요하다는 점이 가장 큰 제한점이라 할 수 있다. 또한 파라미터의 변화는 영상의 품질에 한가지 영향만 미치는 것이 아니라 다양한 연결고리를 가지고 영향을 미치는데 이것을 충분히 고려하지 못하고 SNR과 분해능, 선예도만을 평가하여 품질검사를 진행하였다는 제한점을 갖는다. 따라서 추후 이와 같은 제한점을 보완한 후속 연구를 진행하고자 하며 이를 위해 우선적으로 임상 데이터를 활용한 검증과 본 연구 결과와의 비교가 이루어져야 할 것이다. 나아가 DWI 검사에 적용되는 다양한 질환에 대한 최적의 파라미터에 대한 연구로도 확장되어야 할 것이다.

V. CONCLUSION

이상적인 MRI 조건은 SNR이 높고 해상도가 높으며 스캔 시간이 짧은 조건 등이 요구된다. 그러나 이들은 서로 상충되는 효과가 있기 때문에 적절

한 범위에서의 파라미터의 조절이 필요하다. 특히 최근의 자기공명영상장치는 하드웨어 및 소프트웨어의 발전으로 영상획득방식에 많은 변화가 나타나고 있다. 따라서 파라미터와 화질의 연관성에 대한 이론의 재확인이 필요한 시점으로 판단된다. 연구 결과 대부분의 파라미터의 변화는 기존의 학문적 이론과 일치되는 결과가 나타났으나 수신대역폭과 가속계수의 증가에 따른 결과는 새로운 영상의 획득 방식으로 인하여 기존의 이론과 다른 결과가 나타났다. 이는 장비의 발전에 따라 기존의 이론에 대한 점검이 지속적으로 필요함을 나타내며 본 연구에서 차이점이 발생한 원인에 대한 구체적인 분석이 이루어진 점은 높이 평가할 수 있다. 따라서 고찰에서 나타난 제한점을 보완한 후속 연구가 이루어진다면 변화되는 장비에서 MRI 영상의 품질을 향상시키는데 기여할 수 있으리라 생각된다.

Reference

- [1] H. S. Song, Y. H. Kim, "Factors Associated with Awareness of Warning Symptoms of Cardio-Cerebrovascular Disease in Young Adults", *Health and Social Welfare Review*, Vol. 43, No. 4, pp. 84-102, 2023. <https://doi.org/10.15709/hswr.2023.43.4.84>
- [2] H. J. Myuong, S. B. Lee, J. K. Rho, B. W. Yoon, W. Y. Lee, M. H. Kim, J. H. Kim, B. A. Wie, C. H. Chung, O. S. Koungh, "Current status of cerebrovascular disease in Korea", *Journal of the Korean Neurological Association*, pp. 179-187, 1989. <https://pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/wpr-47289>
- [3] D. H. Lee, J. H. Lee. "MR Imaging of Acute Ischemic Stroke", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 50, No. 1, pp. 1-17, 2004. <https://doi.org/10.3348/jkrs.2004.50.1.1>
- [4] S. H. Kim, H. M. Eom, E. B. Choi, E. H. Gu, "Quantitative Assessment of 1.5T and 3.0T Diffusion Weighted Imaging", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 1, pp. 50-50, 2016. <https://scholar.kyobobook.co.kr/article/detail/4010024902255>
- [5] Y. T. Oh, D. T. Kim, E. K. Jung, J. S. Seo, Y. M. Huh, Y. J. Cheon, P. Jeon, P. H. Yoon, "Diffusion

- weighted MR image using single shot EPI in patients with brain infarction", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 39, No. 1, pp. 7-13, 1998. <https://doi.org/10.3348/jkrs.1998.39.1.7>
- [6] K. M. Kim, "Usefulness evaluation of post-processing computed high b-value diffusion weighted image by comparing with acquired high b-value diffusion weighted image", Master's Thesis Korea University, 2018. <http://dx.doi.org/10.23186/korea.000000081175.11009.000822>
- [7] M. A. Jacobs, R. Ouwerkerk, K. Petrowski, K. J. Macura, "Diffusion-Weighted Imaging With Apparent Diffusion Coefficient Mapping and Spectroscopy in Prostate Cancer", *Topics in Magnetic Resonance Imaging: TMRI*, Vol. 19, No. 6, pp. 261-272, 2008. <https://doi.org/10.1097/RMR.0b013e3181aa6b50>
- [8] Bammer Roland, "Basic principles of diffusion-weighted imaging", *European journal of radiology*, Vol. 45, No. 3, pp. 169-184, 2003. [https://doi.org/10.1016/S0720-048X\(02\)00303-0](https://doi.org/10.1016/S0720-048X(02)00303-0)
- [9] S. H. Kim, B. I. Choi, J. K. Han, Y. W. Choi, K. H. Lee, M. C. Han, H. P. Lee, S. B. Kang, "Staging of uterine cervical carcinoma: comparison of CT and MR imaging", *Journal of the Korean Radiological Society*, Vol. 28, No. 1, pp. 135-145, 1992. <https://doi.org/10.3348/jkrs.1992.28.1.135>
- [10] K. M. Kim, J. H. Jang, H. J. Lee, M. J. Lee, D. Y. Kim, "Usefulness Study of Computed High b-value Diffusion Weighted Image in Comparison to Acquired High b-value Diffusion Weighted Image in Brain Diffusion Image", *Journal of the Korean Society of MR Technology*, Vol. 29, No. 1, pp. 1-10, 2019. <https://doi.org/10.31159/ksmrt.2019.29.1.1>
- [11] Lettau, Michael, M. Laible, "3-T high-b-value diffusion-weighted MR imaging in hyperacute ischemic stroke" *Journal of Neuroradiology*, Vol. 40, No. 3, pp. 149-157, 2013.
- [12] D. L. Price, J. P. De Wilde, A.M. Papadaki, J. S. Curran, R. I. Kitney, "Investigation of acoustic noise on 15 MRI scanners from 0.2T to 3T", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 13, No. 2, pp. 288-293, 2001. [http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586\(200102\)13:2%3C288::AID-JMRI1041%3E3.0.CO;2-P](http://dx.doi.org/10.1002/1522-2586(200102)13:2%3C288::AID-JMRI1041%3E3.0.CO;2-P)
- [13] H. W. Ann, J. H. Moon, D. I. Lee, T. H. Lee, J. G. Jeong, D. C. Kweon, "Measurement of MR Pulse Sequence for Acoustic Noise and Image Quality of Opening and Closing Door in 1.5T and 3.0T MRI Scanning Room", *Journal of Radiation Industry*, Vol. 11, No. 4, pp. 227-233, 2017. <http://dx.doi.org/10.23042/radin.2017.11.4.227>
- [14] J. E. Woo, Y. K. Kim, Y. K. Lee, S. H. Bae, "An Evaluation Method of X-ray Imaging System Resolution for Non-Engineers", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 35, No. 4 pp. 309-314, 2012.
- [15] J. S. Lee, E. H. Goo, C. S. Park, S. Y. Lee, H. J. Lee, "A Study on Compensation for Imaging Qualities Having Artifact with the Change of the Center Frequency Adjustment and Transmission Gain Values at 1.5 Tesla MRI", *Progress in Medical Physics*, Vol. 20, No. 4, pp. 244-252, 2009. <https://koreascience.kr/article/JAKO200914064135687.page>
- [16] S. H. Lee, "Analysis and Comparison of MR Signal Strength and SNR Value for Optimal FOV", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 41, No. 2, pp. 109-113, 2018. <https://doi.org/10.17946/JRST.2018.41.2.109>
- [17] J. B. Han, N. G. Choi, "Flip Angle of the Optimal T1 Effect Using FLASH", *Journal of Radiological Science and Technology*, Vol. 32, No. 1, pp. 101-106, 2009. <https://koreascience.kr/article/JAKO200915536395097.page>
- [18] C. Zhu, H. Haraldsson, F. Faraji, C. Owens, W. Gasper, S. Ahn, J. Liu, G. Laub, "Isotropic 3D black blood MRI of abdominal aortic aneurysm wall and intraluminal thrombus", *Magnetic resonance Imaging*, Vol. 34, No. 1, pp. 18-25, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2015.10.002>
- [19] S. H. Lee, "Analysis and Comparison of MR Signal Strength and SNR Value for Optimal FOV", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 41, No. 2, pp. 109-113, 2018 <https://doi.org/10.17946/JRST.2018.41.2.109>
- [20] J. A. Kang, E. S. Kim, Y. E. Yu, H. K. Lee, K. W. Lee, "Usefulness of SMS Diffusion Technique

- for Quantification of Upper Abdominal Organs", *Journal of the Korean Society of MR Technology*, Vol. 27, No. 1, pp. 5-12, 2017. <https://doi.org/10.31159/ksmrt.2017.27.1.5>
- [21] J. Taron, P. Martirosian, N. F. Schwenzer, M. Erb, T. Kuestner, J. Weiß, A. Othman, M. Notohamiprodjo, K. Nikolaou, C. Schraml, "Scan time minimization in hepatic diffusion-weighted imaging: evaluation of the simultaneous multislice acceleration technique with different acceleration factors and gradient preparation schemes", *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, Vol. 29, No. 5, pp. 739-749, 2016. <https://doi.org/10.1007/s10334-016-0553-4>
- [22] S. Y. Son, "Reduction of Procedure Times and Artifacts in Clinical Knee MRI with Optimized Compressed SENSE Magnetic Resonance Imaging Parameters", *Journal of the Korean Society of MR Technology*, Vol. 33, No. 4, pp. 1-11, 2020. <https://doi.org/10.31159/ksmrt.2023.33.4.1>
- [23] J. Taron, P. Martirosian, M. Erb, T. Kuestner, N. F. Schwenzer, H. Schmidt, V. S. Honndorf, J. Weiß, M. Notohamiprodjo, K. Nikolaou, C. Schraml, "Simultaneous multislice diffusion-weighted MRI of the liver: Analysis of different breathing schemes in comparison to standard sequences", *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 44, No. 4, pp. 865-879, 2016. <https://doi.org/10.1002/jmri.25204>
- [24] K. D. Cheol, "Experimental study of chemical shift artifacts at 1.5 T and 3.0 T MRI using gradient echo pulse sequence", *Journal of the Korean Society of Radiology* Vol. 10, No. 7, pp. 531-537, 2016. <https://doi.org/10.7742/jksr.2016.10.7.531>
- [25] H. J. Choo, S. J. Lee, Y. H. Lee, "Metallic Artifacts on MR Imaging and Methods for Their Reduction", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 81, No. 1, pp. 41-57, 2020. <https://doi.org/10.3348/jksr.2020.81.1.41>
- [26] R. Stirnberg, T. Stöcker, "Segmented K-space blipped-controlled aliasing in parallel imaging for high spatiotemporal resolution EPI", *Magnetic resonance in medicine*, Vol. 85, No. 3 pp. 1540-1551, 2021. <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.28486>
- [27] K. Y. Min, "Anti-aliasing filter for image based rendering", Korea Advanced Institute of Science and Technology, Master's Thesis, 2008. <http://hdl.handle.net/10203/38553>

파라미터 변화를 통한 MRI 확산강조영상의 영상품질 개선에 관한 연구

오우진, 지태정, 김현진*

가야대학교 방사선학과

요 약

본 연구는 자기공명영상의 DWI 검사에서 미세질환에 대한 민감도와 특이도를 증가시킬 수 있는 최적의 b-value 및 파라미터를 제시하는데 목적을 두고 있다. 연구에 이용된 장치는 SIEMENS사의 3.0T 자기공명 영상장치(MAGNETOM Vida, Germany)와 64 channel Head & Neck coil이 사용되었으며 자체 제작 팬텀이 이용되었다. 연구 방법은 연구가 진행된 기관에서 현재 DWI 검사 시 이용하고 있는 파라미터를 기준으로 하여 b-value, FOV, Matrix, AF(Acceleration factor), Band width 값을 변화시켰으며 연구 결과 b-value는 1000 이하의 값을 사용하는 것이 효과적이고, FOV는 220 × 220 mm 사이즈, Matrix는 214 × 214, AF는 2, Band width는 277을 사용할 때 가장 최적의 영상을 얻을 수 있는 것으로 나타났다.

중심단어: 파라미터, 확산강조영상, b-값, 신호대잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	오우진	가야대학교 방사선학과	대학원생
(공동저자)	지태정	가야대학교 방사선학과	정교수
(교신저자)	김현진	가야대학교 방사선학과	조교수