

여성골반에 대한 최적의 b-value(s/mm²)를 이용한 확산강조 자기공명영상의 정량적, 성적 평가

구은희*

Quantitative, qualitative Evaluation of Diffusion-Weighted MRI using Optimal b-value(s/mm²) for Female Pelvis

Eun-Hoe Goo *

요약 본 연구의 목적은 악성 및 양성 여성골반 병변에서 자기공명 확산강조영상의 정량적, 정성적평가를 통하여 최적의 확산경사계수(b-values) 값을 구하고, 임상적 유용성을 알아보고자 하였다. 확산강조영상의 b-value(s/mm²)값을 600, 800, 1000, 1200, 1400까지 변화시키면서 얻었다. 정량적 분석결과 b-values 값 중 800에서 자궁근종의 평균 신호대 잡음비 84.6 ± 4.57(p=0.024) 와 대조도대 잡음비 50.13 ± 5.47(p=0.028)로 가장 높았고, 자궁경부암의 평균 신호대 잡음비 12.0 ± 2.04(p=0.047)와 대조도대 잡음비 10.6 ± 1.24(p=0.001)로 가장 높았으며, 이때 현성확산계수는 자궁근종 1.19 × 10⁻³(p=0.008), 자궁경부암 0.96 × 10⁻³(p=0.027) 이었다. 정성적 분석결과로서 병변의 묘출도와 명확성은 4.02 ± 0.18(p=0.028), 4.39 ± 0.25(p=0.015)로 800에서 가장 높았다. 결론적으로 확산강조 자기공명영상은 여성골반 병변 검출에 있어서 중요한 방법이고, 최적의 b-value(s/mm²)값은 800s/mm² 이었으며, 정량적, 정성적 평가는 여성골반의 악성 및 양성 감별진단에 도움을 주었다.

주제어 : 확산강조영상, 확산경사계수, 현성확산계수

Abstract The purpose of this study is to know the clinical usefulness of optimal b-values by quantitative, qualitative evaluation of DW-MRI for lesions of benignity and malignity of female pelvis. The b-values used in DWI were 600, 800, 1000, 1200, 1400(s/mm²). Mean SNR and CNR of myoma in b-value 800 were the highest result as 84.6 ± 4.57(p=0.024) and 50.13 ± 5.47(p=0.028), Mean SNR and CNR of cervical cancer were the highest result as 12.0 ± 2.04(p=0.047) and 10.6 ± 1.24(p=0.001), Mean ADC value in myoma and cervical cancer in b-value 800 were 1.19 × 10⁻³mm²/s(p=0.008), 0.96 × 10⁻³mm²/s(p=0.027). As a qualitative analysis, the delineation and conspicuity were the highest result as 4.02 ± 0.18(p=0.028), 4.39 ± 0.25(p=0.015) on b-value 800. DW-MRI is an important method, and the optimal b values is 800 s/mm² for differentiation between benign and malignant lesions of female pelvis.

Key Words : Diffusion Weighted Image, b-values, Apparent Diffusion Coefficient

1. 서론

자기공명영상(magnetic resonance image; MRI)은 전산화단층촬영장치(computed tomography)에 비해 인체의 연부조직 대조도가 우수하며 골반영상은 상복부에 비해 움직임에 의한 인공물의 영향이 적어 다른 부위에 비해 상대적으로 좋은 영상을 얻을 수 있기 때문에 골반

질환의 진단에서 1990년대 초 부터 가장 적당한 영상의 학 검사로 이용되어왔다[1][2]. 1990년대 초반에는 스핀 에코기법(spin echo technique)을 이용하여 검사시간이 길었고 해상도가 낮은 영상을 얻었다. 그러나 1990년대 중반에 하나의 위상배열코일(single phased array coil)이 아닌 다중위상배열코일(multi-phased array coil)이 도입되면서 신호대 잡음비(signal to noise ratio :SNR)가 향

*청주대학교 방사선학과 조교수

논문접수: 2012년 12월 5일, 1차 수정을 거쳐, 심사완료: 2012년 12월 21일

상되어 영상의질이 획기적으로 개선되는 중요한 진전이 있었고, 최근에는 다중코일을 이용하면서 3.0T의 고자기장 영상을 얻을 수 있게 되었다. 초기에 사용하던 스핀에코기법은 90°와 180° RF(resonant frequency) 펄스를 인가하고 영상을 얻지만, 같은 계열의 고속스핀에코(fast spin echo)기법은 90° RF 펄스를 인가한 후 연속적인 180° RF펄스를 인가하여 영상을 얻기 때문에 검사시간이 단축 될 뿐만 아니라, 운동 인공물의 영향을 덜 받는 양질의 영상을 얻을 수 있게 되었다. 골반 자기공명영상은 주로 1.5Tesla에서 시행되어 왔으나, 최근에는 고자기장인 3.0 Tesla 자기공명영상도 임상적으로 많이 이용되고 있다. 3.0Tesla는 영상의 왜곡(distortion)이 1.5Tesla에 비해 심한 단점을 가지고 있으나, parallel[3][4] 영상 획득 방법으로 영상의 왜곡을 보완하고 있다. 이러한 기법의 개발은 움직이는 환자를 해결할 수 있었고, 고속기법(echo planner imaging :EPI)의 약점인 자기감수성효과(susceptibility effects) 및 화학적 전이(chemical shift), 영상의 왜곡 등을 발생시키는 현상을 줄어든게 하였고, 검사 시간을 단축하게 되었다. 또한 자기장의 세기가 증가됨에 따라 여러 방향성 있는 확산 강조영상을 획득할 수 있게 되어 미세한 기능적 정보 및 섬유성 질환에 대한 정보를 얻는데 가능하게 되었다[5][6][7]. 현재 임상적으로는 그 적용 범위는 전신검사(whole body)에 이르기까지 활발하게 응용되고 있다. 이러한 특성은 자기공명영상에서 기존에 여성골반 국소 병소의 진단단계를 잘 평가 되어왔다[8]. 기존 보고에 의하면 여성골반에 대한 악성 및 양성 병변에서 형태학적 자기공명영상의 유용성을 잘 평가해왔고, 또한 b-value(s/mm^2)를 600에서 1000 사이 값으로 보고하고 있다[9][10][11]. 확산강조영상을 이용한 여성골반 평가에서 국내외에 3차 의료기관을 비롯하여 종합병원에서는 일반적으로 b-value 1000 값을 적용하고 있으나, 여성골반 질환 중 악성 및 양성종양에 대한 특정한 b-value 값을 정하여 검사를 하고 있지 않고 있으며, 여성 골반병변에 대한 정확한 확산경사계수에 대한 평가를 언급하지도 않았다. 이에 본 연구는 저자가 알기에 양성 및 악성종양인 자궁근종 과 자궁경부암 환자에 대한 확산강조 자기공명 영상검사로 정확한 확산경사계수 값에 대한 보고가 없었기 때문에 자기공명 확산강조영상의 정량적, 정성적 평가의 분석결과에 따라 악성, 양성종양에 대하여 최적의 b-values 값을 알고, ADC 값이 정상, 악성, 양성 종양이 모두 다르기 때문

에 정량적 값을 통하여 영상의학과 판독 에러를 줄이며, 특이질환의 경우 감별진단에 대하여 정확하게 정보를 주고자 한다.

2. 대상 및 방법

2.1 대상

2010년1월부터 2011년 12월 까지 서울대학교 병원에 내원한 환자 중 자궁근종 및 자궁경부암 진단을 위하여 확산강조 자기공명영상을 시행한 50명의 환자(30: 자궁근종, 20: 자궁경부암)중 연령분포는 20 ~ 70세(평균 42.39 ± 5.4 세)이었다.

2.2 연구방법

본 연구에 사용된 장비는 3.0 Tesla 자기공명영상기기(Philips, Medical System, Achieva)로 사용하였고, 데이터 수신을 위한 자기공명영상 수신코일로서 16채널 채부코일을 사용하였다. 검사 전 모든 환자는 검사 전 4시간 금식을 하여 운동인공물을 줄이도록 하고 검사 전 1-2시간 가량 소변을 참게 하여 방광을 채워 좀 더 좋은 영상을 얻을 수 있었다. 검사 전에 연동 운동제인 Butylscopolamine bromide (부스코판, 20 ~ 40mg), 나글루카곤(1mg)을 근육 또는 정맥 주사하여 장의 연동운동을 억제시켰다. 사용된 조영제는 gadopentetate dimeglumine(Magnevist; Schering, Berlin, Germany)을 자동주입기(Spectris Solara; Medrad, Maastricht, the Netherlands)를 이용하여 총 15ml를 초당 3cc 속도로 상완정맥을 통하여 주입하였다. 영상을 얻기 위한 프로토콜은 고속스핀에코 T2강조영상을 시상(sagittal), 축상(axial), 관상(coronal)면의 세 분류의 영상을 얻은 후 정확한 병변검출을 위하여 같은 위치로 확산강조영상(diffusion weighted image)을 얻었고, 조영제 주입 전 영상(pre-contrast), 조영제 주입 후(post-contrast: 30s, 60s, 90s, 120s, 150s, 180s)동적인 영상(dynamic image)을 THRIVE(T1-weighted high-resolution isotropic volume examination) 펄스시퀀스를 이용하여 영상을 획득하였다<표 1>. 또한 국소 부위에 최적의 영상을 획득하기 위하여 DWI을 b-value를 변화 (600, 800, 1000, 1200, 1400)시키면서 얻었다. 정량적 분석방법으로는 자궁근종과 주변조직(surrounding tissues), 또는 자궁경부

암을 관심부위 (region of interest)로 설정한 후 측정하였다. 관심부위의 크기는 자궁근종은 15.26mm²로 하였고, 자궁내막 암은 10mm²로 정하였으며, 잡음 신호(background noise)들은 출력된 영상 내의 골반 영상을 제외한 부분에서 대각선 방향으로 4개의 관심영역을 20.85mm² 크기로 설정하여 측정된 값의 평균 및 표준편차이다. 정량적 분석을 위해 사용한 지표는 3종류로 첫째, 신호대 잡음비 측정은 (식 1)과 같이 측정하였으며, 여기서 S_{avg} 와 N_{avg} 는 각각 신호와 잡음의 평균값이며, N_{std} 는 잡음의 표준편차를 나타낸다. 둘째, 대조도대 잡음비 측정은 (식 2)과 같이 측정을 하였다. 셋째, 여성골반 병변의 양성과 악성을 확인하기 위하여 관심영역에 관하여 현성확산계수 값을 구하였다. 모든 분석은 Philips software advanced tool 2.1 release을 사용하여 비교분석하였다.

$$SNR = \frac{S_{avg} - N_{avg}}{N_{std}} \quad (\text{식 1})$$

$$CNR = \frac{S_{avg} - S_{avg(surrounding\ tissues)}}{N_{std}} \quad (\text{식 2})$$

평가방법으로는 이들은 각 영상에 대하여 병변의 묘출도, 병변의 명확성, 영상내의 인공물을 기준으로 네 명의 경험 있는 영상의학과 의사와 세 명의 방사선사가 영상을 분석하였다. 구분의 단계는 불량 poor, 1점), 보통 fair, 2점), 양호 good, 3점), 우수 excellent, 4점)였고 각 영상에 대하여 얻어진 점수를 평균화하여 비교하였다. 병변의 묘출도는 종양의 경계가 구분되지 않을 때 1점, 경계가 흐릿하고 일부분만 구분될 때 3점, 경계가 뚜렷하고 예리할 때 4점으로 평가하였고, 명확성은 종양의 국소 신호강도의 변화가 없을 때 1점, 신호강도 변화가 미미하고 경계가 뚜렷하지 않으며, 원형 또는 난원형의 모양을 보이지 않을 때 3점, 신호강도 변화가 뚜렷하고, 경계가 좋으며 원형 또는 난원형의 모양을 보일 때 4점으로 평가하였고, 인공물의 경우 심한 인공물로 인해 영상을 해석할 수 없을 때 1점, 인공물이 존재하나 영상 해석에 심한 장애가 되지 않을 때 3점, 인공물이 없을 때 4점으로 평가하였고, 모든 항목에서 2점은 주관적 판단에 따라 평가하였다.

2.3 통계방법

영상기법에서 정량적 분석방법은 ANOVA 검정을 이용하였으며, 정성적 분석방법으로는 Friedman 검증을 하였다. 이후 Bonferroni 검증을 이용하여 사후 분석하였다. 영상분석은 SPSS 14.0 프로그램을 이용하였으며, p<0.05이하인 경우를 통계학적 의의가 있는 것으로 처리하였다.

<Table 1> Scan parameters of lesions with each MR technique

Parameter	Pulse Sequences		
	T2 WI	DWI	THRIVE
TR(ms)	611.8	2422	189.9
TE(ms)	100	67	8.1
B.W(Hz)	250.4	32.3	189.9
ETL	17	53	54
FOV(mm)	250	250	250
Thick.(mm)	5	5	2
Gap(mm)	1	1	0
Freq.	256	100	356
Phase	256	100	356
NEX	2	4	2

[†]DWI(diffusion weighted image): b-value(s/mm²)=600, 800, 1000, 1200, 1400.

[‡]THRIVE(T1-weighted high-resolution isotropic volume examination).

TR: repetition of time, TE: echo of time, B.W.: bandwidth, ETL: echo train length.

FOV: field of view, NEX: number of exciting.

3. 결과

3.1 정량적 분석결과

본 연구의 정량적 분석결과 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비는 질환에 따라 차이를 보였다. 자궁근종, 자궁경부암의 b-values 변화 600, 800, 1000, 1200, 1400 값 중 800 b-value에서 SNR, CNR 값은 84.6 ± 4.57, 12.0 ± 2.04, 50.13 ± 5.47, 10.6 ± 1.24를 얻었으며 각 b-value에 따라 통계적으로 유의하게 나타났다<Table 2, Fig. 1, 2, p<0.05>. 600에서 800까지 b-values에서는 SNR과 CNR이 점진적으로 높다가 일정한 값 800에서 1400값 사이의 b-values는 값이 떨어지는 결과를 얻었다. 평균 aADC(average apparent diffusion coefficient)의 값은 자

궁근종과 자궁경부암환자에서 b-value 600에서는 현성 확산계수 값이 1.24×10^{-3} , 1.13×10^{-3} 값을 얻었고, 1400에서는 0.74×10^{-3} , 0.73×10^{-3} 값을 얻어 b-value 값이 높을수록 떨어지는 양상을 보였다. 이러한 현성확산계수 값은 물의 움직임을 이용한 확산현상에 따른 정량적 범위의 국부 병소 진단단계에 중요한 결과를 제공했다. 사후 분석결과 모든 b-value 중 800과 1000에서 SNR과 CNR 그리고 현성확산계수 값이 b-value 800이 높은 값을 얻었지만, 통계적으로 유의성 있는 값을 갖지는 않았다 (Table 2, post-hoc[†]). 그 외에 나머지는 통계적으로 유의한 결과를 얻었다.

(Table 2) Results of quantitative analysis: SNRs and CNRs of myoma and cervical cancer of b-value images

Regions	b-values(s/mm ²)					p-val.	post [†] -hoc
	600	800	1000	1200	1400		
SNR _M	62.6	84.6	71.86	68.69	66.88	.024	0.053
	± 2.87	± 4.57	± 3.49	± 3.21	± 2.97		
SNR _{cc}	9.62	12.0	10.75	9.87	7.75	.047	0.058
	± 1.28	± 2.04	± 1.97	± 1.45	± 0.98		
CNR _M	42.85	50.13	35.79	32.62	28.35	.028	0.074
	± 4.15	± 5.47	± 4.68	± 4.01	± 3.09		
CNR _{cc}	8.87	10.6	9.0	7.0	5.75	.001	0.062
	± 1.01	± 1.24	± 0.96	± 0.57	± 0.41		
aADC _M	1.24	1.19	1.11	0.83	0.74	.008	0.056
aADC _{cc}	1.13	0.96	0.84	0.80	0.73	.027	0.069

Note-Numbers are mean ± standard deviation.
^{*}Mean SNRs or CNRs b-value 800 images in all regions were higher than that of other images(p<0.05).
[†]There was no difference between b-value 800 and 1000 in mean SNRs, CNRs and aADC(Bonferroni Post-hoc)
[‡]CC: cervical cancer
[§]M: myoma
^{*}aADC_{myoma and cc} : $\times 10^{-3}$

3.2 정성적 분석결과

정성적평가결과는 전반적인 영상의 질 측면에서 병변의 묘출도, 명확성 기준으로 b-value 800에서 높은 값 (4.02 ± 0.18 , 4.39 ± 0.25)을 얻었고(Table 3, p<0.05), 영상의 인공물은 4.98 ± 0.91 (p=0.047)로 1400 값에서 가장 높은 결과를 얻었다. 사후분석결과 b-value 800과 1000

에서는 통계적으로 유의성 있는 결과는 갖지 않았다 (Table 3, post-hoc[†]). Figure 1 영상은 조영제를 주입 후 T1 WI 지방소거기법을 적용했을 때 자궁근종을 잘 묘출 되었다. 다양한 b-value 값에 따라 모두 자궁근종을 묘출할 수가 있었고, a DWI 영상에서는 b-values 800에서 가장 고 신호강도를 보였고, b-value 값이 클수록 신호강도가 낮아지는 것을 볼 수가 있었다. b 영상에서는 T2 WI 시상면 영상에서 자궁근종의 병변의 발생을 보였고, ADC 영상에서는 b-value 값이 클수록 신호강도가 저 신호강도로 낮아지는 현상을 볼 수가 있었다.

이러한 현상은 병변의 물 분자에 대한 확산을 토대로 병리학적으로 요소를 더욱더 제공하게 되었다. 또 다른 특징으로는 확산강조영상만으로는 충분한 결과를 얻을 수 없기 때문에 병리학적 정보를 얻기 위한 비교영상으로써 T2 및 T1 강조영상이 필요성이 있었다.

(Table 3) Results of qualitative analysis of b-value images in myoma and cervical cancer

b-values	Regions		
	delineation	conspicuity	artifacts
600	2.01 ± 0.21	2.14 ± 0.34	1.41 ± 0.78
800	4.02 ± 0.18	4.39 ± 0.25	1.85 ± 0.36
1000	3.19 ± 0.32	3.38 ± 0.38	2.18 ± 0.49
1200	1.68 ± 0.38	1.88 ± 0.47	4.90 ± 0.29
1400	1.48 ± 0.68	1.23 ± 0.19	4.98 ± 0.91
p-values	0.028	0.015	0.047
post [†] -hoc	0.071	0.086	0.063

Data are mean ± standard deviation.
^{*}b-value 600 images have lower artifacts than other images (p<0.05).
[†]There was no difference between b-value 800 and 1000 (Bonferroni post-hoc).
[‡]Delineation and conspicuity with b-value 800 images have more significant difference than other b-value images.

Figure 2 영상은 T2, T1 WI 영상을 포함하여 다양한 b-values에 관한 자궁경부암의 DWI(a)영상과 ADC(b) 영상을 보여 주고 있다. 모든 중앙영역에서 확산강조영상은 고 신호강도를 보여주고 있고, 현성확산계수영상에서는 저 신호강도를 전형적으로 보여주고 있다. 자궁경부암의 확산강조영상에서도 b-value 800에서 가장 높은

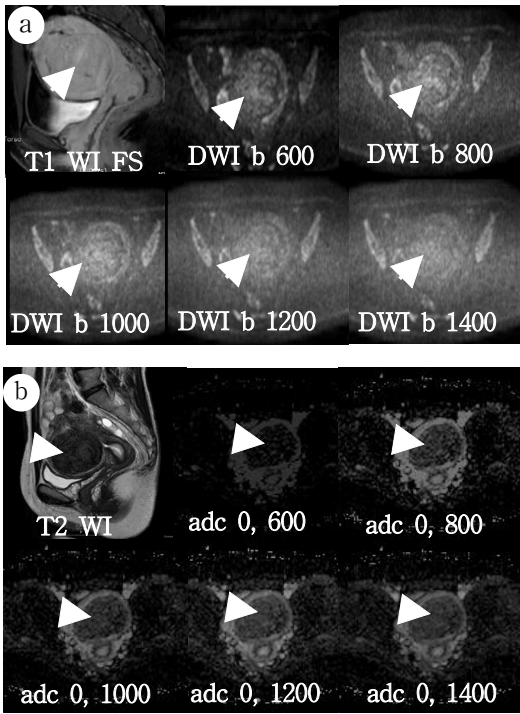


Fig. 1. a, b: A 43-year-old woman with myoma. a: Post T1 weighted image fat saturation, axial diffusion-weighted MR images with b values of 600, 800, 1000, 1200, and 1400s/mm² show a hyperintense myoma which is more clearly visible on b 800s/mm² than that other b values (arrow head). b: T2 weighted image, examples of ADC measurements on axial ADC maps of the diffusion-weighted MRI at the same level as in figure 2a(arrow heads).

고 신호강도를 보여주고 있고 1000부터는 점진적으로 신호강도가 떨어지는 양상을 볼 수가 있었다. 자궁경부암의 현성확산계수는 b-value가 클수록 양성종양인 자궁근종과 같이 신호강도가 떨어졌다.

4. 고찰

지금까지 자기공명영상은 여성골반 병소진단에 있어서 한정되게 사용되어 왔다. 특히 임신 초기 환자인 경우는 조영제 부작용으로 인하여 검사를 못하거나, 초음파나 전산화단층촬영 검사로 우회 진단하는 경우가 있다. 반면에, 양성 및 악성 병변검출에 유용성을 확실하게 평가된 부분도 있다[12][13]. 양성과 악성 여성골반 질환 환자에 대한 검사에 있어서 본 실험은 DWI b=600, 800, 1000, 1200, 1400 와 적용했을 때 양성 및 악성 질환에 대

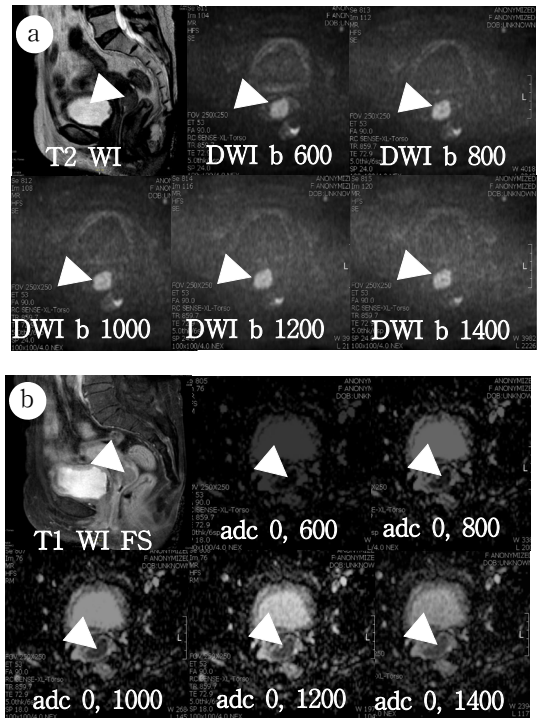


Fig. 2. a, b: 51-year-old woman with cervical cancer.

a: T2 weighted image, axial DW-MRI with b values of 600, 800, 1000, 1200, and 1400s/mm² show cervical cancer(arrow heads). Solid component of the lesion at b 800s/mm² more clearly visible than that other b values. b: Post T1 weighted image and, axial ADC maps of the diffusion-weighted MRI at the same level as in Figure 2a show low ADC values on higher b values. Note: SD of the ADC values are decreasing from $1.13 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ to $0.7 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ by increasing b values.

하여 SNR, CNR 값이 차이가 있었으며, 후속작업(post-processing)에 따른 ADC value에 따라 양성과 악성에 대한 병소 구분을 가능하게 하였다[Fig. 3]. 실험 대상자 모두에 대한 양성질환 환자와 악성 질환환자를 비교했을 때 b-value값이 클수록 ADC value 작아지는 양상을 보였지만, 상대적으로 양성 질환 환자가 악성질환 환자에 비해 더 큰 값을 보여주었다. 이러한 점은 양성과 악성의 감별진단에 유용성 있는 정보를 제공해 주었다[Fig. 4]. 기존보고에 의하면 b-value 1000에서 정상 자궁경부의 ADC 값은 1.41 ± 0.10 이고, 자궁경부암의 평균 ADC value는 $0.81 \pm 0.13 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 으로 정상적인 자궁경부조직의 ADC value 보다 적은 값을 얻는 것으로 보고 되어있다[14][15]. 본 실험의 결과 또한 기존보고와 같이 동일하게 자궁경부암의 ADC values 값이 $0.84 \times$

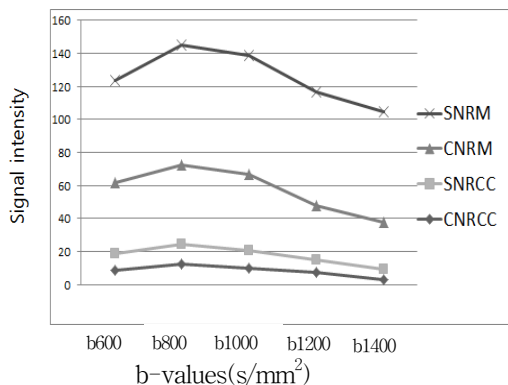


Fig. 3. Line graphs of the mean signal intensity versus b values of malignant and benign lesions.

*SNRM: signal to noise ratio in myoma.
 ‡SNRCC: signal to noise ratio in cervical cancer. †
 CNRM: contrast to noise ratio in myoma.
 ††CNRCC: contrast to noise ration in cervical cancer.

$10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ 로 비슷한 값을 얻었으며, 자궁근종은 $1.11 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ 조금 높은 값을 얻었다. 이러한 결과로 본 실험을 통하여 정상, 양성, 악성 순으로 ADC values 차이를 갖는 것을 알 수가 있었다. 그러나 DWI 영상에서 여성골반의 양성 및 악성을 병소를 평가하는 데는 몇 가지의 잠재적 함정이 존재한다. ADC maps 영상과 일치하는 T2 WI을 보지 않고, DWI를 해석했을 때 영상의 왜곡과 같은 현상인 T2 shine-through effects가 발생할 수 있기 때문이다[16]. 본 연구는 DWI를 얻기 전에 모두 병리학 적 정보를 제공하는 T2WI 과조영제 주입 후 T1 지방 소거 영상을 얻어 영상의 왜곡과 같은 단점을 보완하였다.

또한 기존 보고에 의하면, 악성종양으로 자궁내막암(endometrial carcinoma) 평가에 있어 b-values 600, 800, 1000 s/mm^2 를 적용했을 때 $1.20 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ 의 문턱 값(threshold value)을 얻었다[17]. 본 실험에 비교해 볼 때 자궁경부암의 경우 b value 600, 800, 1000 s/mm^2 에서 ADC value가 $1.13 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$, $0.96 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$, $0.84 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{s}$ 값으로 문턱 값에 유의한 결과를 얻었다고 볼 수가 있고, 이러한 결과는 악성종양 평가에서 ADC value가 도움을 준다고 생각할 수가 있다. DWI 확산강조영상에서 사용하고 있는 RF 펄스시퀀스는 EPI(echo planner image) 펄스시퀀스로 노이즈가 많이 발생하는 기법이다. 따라서 최적의 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비, 높은 영상의 질을 얻기 위하여 노력이 필

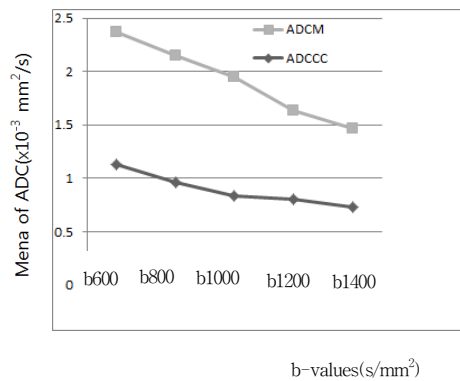


Fig. 4. Line graphs of the ADC values of benign and malignant according to b values.

†ADCM: apparent diffusion coefficients in myoma.
 ††ADCCC: apparent diffusion coefficients in cervical cancer.

요하다. 일반적으로 b value를 증가시킬수록 신호대 잡음비가 감소된다는 것이 기존 보고에 의해 잘 평가 되었다 [18]. 본 실험에서도 b value 1400에서 가장 높은 노이즈가 발생되었다. 노이즈의 발생은 ADC value를 과소평가와 더불어 낮은 신호대 잡음비를 얻기 때문에 b value가 높지 않게 가능한 $1000 \text{s}/\text{mm}^2$ 이하로 낮게 설정하는 것이 유효할 것이다. 그 외에 높은 b value에서 노이즈 발생과 낮은 신호대 잡음비를 해결하는 방법으로는 Parallel 영상기법이나 다수의 NEX(number of exciting) 사용으로 영상의 질을 보상시킬 수가 있다. 본 실험에서는 Parallel 영상기법으로 SENSE (sensitivity encoding)[19] factor 2를 사용하였고, 4 NEX를 사용하였다. 또한 가능한 TE을 67ms로 짧게 선정하여 영상의 왜곡을 줄이려고 하였고, EPI 펄스시퀀스에서 발생하는 지방(fat)과 물(water) 사이에 화학전이인공물(chemical shift artifacts)을 줄이기 위하여 사전포화(pre saturation)기법을 적용시켰다. 앞의 매개변수의 조절은 여성골반의 양성 및 악성 병변에 대한 최적의 b-value를 평가하는데 도움이 되었고, 현성확산계수를 정확하게 측정할 수가 있었다.

본 실험에서 몇 가지 제안점이 있다면 먼저, 다양한 양성 및 악성 질환에 대한 평가를 하지 못했지만 기존 보고를 통하여 일정부분 보완할 수가 있었고, 둘째, 병소와 정상실직조직과 비교하지 못했지만 정상자궁경부, 자궁내막, 자궁근층(myometrial) ADC values가 악성병소보다 의미 있게 더 높은 값을 가졌다고 보고되어 있기 때문에

보완할 수가 있었다[20].

5. 결론

결론적으로 우리는 수술 전 자궁근종 및 자궁경부암 환자에 병변을 검출하는데 있어서 다양한 b-values 적용은 유용성 있는 결론을 얻었다. 확산강조 자기공명영상은 여성골반 병변 검출에 있어서 중요한 방법이고, 최적의 b-value 값은 800s/mm²이었으며, 1000 s/mm² 과는 유의성 있는 결과는 얻지 못했다. 또한, 현성확산계수 값은 양성 및 악성종양에서 값의 차이를 보여 여성골반의 양성 및 양성 감별진단에 도움을 주었다. 마지막으로 이 실험에서 좀 더 아쉬운 점이 있다면, 각 병변에 대하여 상, 하(superior-inferior), 앞, 뒤(anterior-posterior), 좌, 우(left-right)방향에 대하여 병리학적 병변을 확인하지 못한 점과 여성골반 부위에 다양한 질환에 대하여 ADC값의 변화를 확인하지 못하여 향후 연구가 필요하다고 사료된다.

References

- [1] Sironi S, Colombo E, Villa G, et al. (1992). Myometrial invasion by endometrial carcinoma: assessment with plain and gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology*, 185(1), pp. 207 - 212.
- [2] Kinkel K, Kaji Y, Yu K.K., et al. (1999). Radiologic staging in patients with endometrial cancer: a meta-analysis. *Radiology*, 212 (3), pp. 711 - 718, 1999.
- [3] Stahl R, Dietrich O, Teipel S. J. (2007). White Matter Damage in Alzheimer Disease and Mild Cognitive Impairment: Assessment with Diffusion-Tensor MR Imaging and Parallel Imaging Techniques. *Radiology*, 243(2), pp. 483-492.
- [4] Murtz P, Flacke S and Traber F. (2002). Abdomen: Diffusion-weighted MR Imaging with Pulse-triggered Single-Shot Sequences. *Radiology*, 224(1), pp. 258-264.
- [5] Stollfuss J. C, Becker K, Sendler A. (2006). Rectal Carcinoma: High-Spatial-Resolution MR Imaging and T2 Quantification in Rectal Cancer Specimens. *Radiology*, 241(1), pp. 132-141.
- [6] Futterer J. J., Heijmink S. W., Scheenen T. (2006). Prostate Cancer: Local Staging at 3-T Endo-rectal MR Imaging - "Early Experience. *Radiology*, 238(1), pp. 184-191.
- [7] Heijmink S. W., Futterer J. J, and Hambrock T. (2007). Prostate Cancer: Body-Array versus Endo-rectal Coil MR Imaging at 3T Comparison of Image Quality, Localization, and Staging Performance. *Radiology*, 244(1), pp. 184-195, 2007.
- [8] Shin Y. R., Rha S. E., (2010). MRI Protocol of Female Pelvis. *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.*, 14(1), pp. 1-9.
- [9] Zafer K., Gurcan E., Serife U., Gulsah S., Filiz A. B. (2012). Optimization of b value in diffusion-weighted MRI for characterization of benign and malignant gynecological lesions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 35(3), pp. 650 - 659, 2012.
- [10] Harriet C. Thoeny, R. F., (2012). Genitourinary Applications of Diffusion -weighted MR Imaging in the Pelvis. *Radiology*, 263(2). pp. 326-342.
- [11] Stavroula K., David J. C., Christina M., Kjell P., Robert L. D., Sharon L. G., Stan B. K., and Nandita M. d., (2011). Metastatic Ovarian and Primary Peritoneal Cancer: Assessing Chemotherapy Response with Diffusion-weighted MR Imaging - Value of Histogram Analysis of Apparent Diffusion Coefficients. *Radiology*, 261(1), pp. 182-192.
- [12] Elizabeth M. Charles-Edwards, MSc C. M., FRCR Veronica A. M., MSc S. S. De S., et al. (2008). Diffusion-weighted Imaging in Cervical Cancer with an Endovaginal Technique: Potential Value for Improving Tumor Detection in Stage Ia and Ib1 Disease. *Radiology*, 249(2), pp. 541-550.
- [13] Harald M. B., Bernhard S., Lars D., Kathrin F., Bettina S., Boris T., Luigi R., Daniel S., Sudesh S., Mathias N., Johannes S., and Roland W., (2010). Diffusion-weighted MR Imaging of the Placenta in Fetuses with Placental Insufficiency. *Radiology*, 257(3), pp. 810-819.

- [14] Naganawa S, Sato C, Kumada H, Ishigaki T, Miura S, Takizawa O. (2005). Apparent diffusion coefficient in cervical cancer of the uterus: comparison with the normal uterine cervix. *Eur Radiol*, 15(1), pp. 71-78.
- [15] McVeigh P., Milosevic M., Fyles A., Haider M. A. (2008). Diffusion weighted MRI in cervical cancer. *Eur Radiol*, 18(5), pp. 1058-1064.
- [16] Whittaker C.S., Coady A, Culver L., Rustin G., Padwick M, Padhani A.R., (2009). Diffusion-weighted MR imaging of female pelvic tumors: a pictorial review. *Radiographics*, 29(3), pp. 759 - 778.
- [17] Zafer K., Gurcan E., Serife U., Gulsah S., and Filiz A.B., (2012). Optimization of b Value in Diffusion-Weighted MRI for Characterization of Benign and Malignant Gynecological Lesions. *journal of magnetic resonance imaging*, 35(3), pp. 650 - 659.
- [18] Qayyum A. (2009). Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*, 29(6), pp. 1797-1810.
- [19] Klaas P. Pruessmann, M. W., Markus B. S., and Peter B.(1999). SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5), pp. 952 - 962.
- [20] Tamai K, Koyama T, Saga T, et al. (2008). The utility of diffusion weighted MR imaging for differentiating uterine sarcomas from benign leiomyomas. *Eur Radiol*, 18(4), pp. 723-730.

구 은 회



- 2007년 2월 : 한서대학교 방사선학과(보건학사)
- 2009년 8월 : 한서대학교 방사선학과(방사선학석사)
- 2012년 2월 : 순천향대학교 물리학과(이학박사)
- 2012년 9월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 교수

- 관심분야 : 뇌기능 자기공명영상, 자기공명영상 물리
- E-Mail : eunhoegoo@gmail.com