B-values 변환 자기공명영상: 국소 직장암 수술 전 검출을 위한 적합한 b-value 유용성

Usefulness of High-B-value Diffusion - Weighted MR Imaging for the Pre-operative Detection of Rectal Cancers

이재승^{*}, 구은회^{**}, 이선엽^{***}, 박철수^{***}, 최지원^{****}

한동대학교 선린의료원 종양학과*, 서울대학교병원 영상의학과 자기공명영상실**, 한림성심대학 방사선과***, 전주대학교 방사선학과****

Jae-Seung Lee(jslee0313@hanmail.net)*, Eun-Hoe Goo(yakisasimi@radiol.snu.ac.kr)**, Sun-Yeob Lee(sunyeob@hanmail.net)***, Cheol-Soo Park(pcs3109@hsc.ac.kr)***, Ji Won Choi(jwchoi@jj.ac.kr)****

요약

본 연구의 목적은 직장암 국소병변의 수술 전 검출을 위한 고 확산경사계수(High-b-values) 자기공명영상의 유용성을 평가하고자 한다. 직장암의 진단을 위하여 확산강조 자기공명영상을 시행한 60명의 환자 중연령분포는 3 8 - 7 8세(평균 60세)였고 남자 40명, 여자가 20명 이었다. 사용된 장비는 1.5 Tesla 자기공명영상기기(GE, General Electric Medical System, Excite HD)로 사용하였고, 검사 프로토콜은 고속기법 T2, T1강조영상을 얻은 후 정확한 병변 검출을 위하여 같은 위치를 정하여 확산강조영상을 얻었다. 확산강조영상의 b-value(s/mm²)값은 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000까지 변화시키면서 얻었다. 영상평가는 정량적 분석방법으로 직장, 방광과 종양간 대조도대 잡음비(rectum, bladder to tumor contrast noise ratio, 이하 CNR)를 GE software Functool tool을 사용하여 비교분석 하였고, 정성적 분석방법은 영상내의 인공물의 유무, 병변의 명확성, 직장벽 구분을 기준으로 네 명의 경험 있는 영상의학과 의사와 세 명의 방사선사가 영상을 분석하였다. 영상의 유의성 평가는 각 b-values 값에 대하여 ANOVA 검증과 Freedman 검증을이용하여 분석하였다(p<0.05). 정량적 분석결과는 b-values 값에 대하여 ANOVA 검증과 Freedman 검증을이용하여 분석하였다(p<0.05). 정량적 분석결과는 b-values 값 중 1000에서 직장, 종양의 평균 대조도대잡음비는 27.21, 24.44로 가장 높았고(p<0.05), 이때 확산계수는 0.73x10⁻³이었다. 정성적 분석결과로서, 병면의 명확성과 직장벽 구분은 4.0±0.14, 4.4±0.16로 1000 값에서 가장 높았으며, 인공물유무는 4.8±0.25로 2000 값에서 높은 결과 이었다(p<0.05). 결론적으로, 확산강조영상은 수술 전 직장암 환자의 병변 검출에유용성 있는 정보를 제공해 주었으며, 정확한 종괴의 발견을 위해는 고 확산경사계수 값 1000 영상이 가장우수한 확산경사계수 값 이었다.

■ 중심어 : | 급속 반향신호 | 직장암 | 확산강조영상 | 현성확산계수 |

Abstract

The purpose of this study is to evaluate the usefulness of high-b-values diffusion weighted magnetic resonance imaging for the preoperative detection of focal rectum cancers. 60patients with diffusion weighted imaging were evaluated for the presence of rectal cancers. Forty were male and twenty were female, and their ages ranged from 38 to 71 (mean, 56) years. Used equipment was 1.5Tesla MRI((GE, General Electric Medical System, Excite HD). Examination protocols were used the fast spin echo T2, T1 weighted imaging. All examination protocols were performed by the same location with diffusion weighted imaging for accuracy detection. The b-values used in DWI were 250, 500, 750, 1000. 1500, 2000(s/mm²). The rectum, bladder to tumor contrast-to-noise ratio (CNR) of MR images were quantitatively analyzed using GE software Functool tool, four experienced radiologists and three radiotechnologists qualitatively evaluated image quality in terms of image artifacts, lesion conspicuity and rectal wall. These data were analysed by using ANOVA and Freedman test with each b-value(p<0.05). Contrast to noise ratio of rectum, bladder and tumor in b-value 1000 were 27.21, 24.44, respectively(p<0.05) and aADC value was 0.73x10⁻³. As a qualitative analysis, the conspicuity and discrimination from the rectal wall of lesions were high results as 4.0±0.14, 4.4±0.16 on b-value 1000(p<0.05), image artifacts were high results as 4.8±0.25 on b-value 2000(p<0.05). In conclusion, DWI was provided useful information with depicting the pre-operative detection of rectal cancers, High-b-value 1000 image was the most excellent DWI value.

■ keyword: |Fast Spin Echo|Rectal Cancer|Diffusion Weighted | Image|Apparent Diffusion Coefficient|

접수번호: #090826-001 심사완료일: 2009년 11월 20일

접수일자: 2009년 08월 26일 교신저자: 구은회, e-mail: yakisasimi@radiol.snu.ac.kr

I. 서론

확산강조영상(diffusion weighted imaging)은 신경학 분야에서 넓게 사용하고 있는 기법이다. 기존에는 펄스 시퀀스가 가지는 기능면에서도 한정되어 두부 부분에 주로 사용되고 있었고, 다양한 영역의 병변을 검출하는 데 부족한 점이 있었다[1][2]. 또한 두부 검사 시 환자가 움직일 경우에는 인공물이 발생하는 영상을 얻을 수밖 에 없었다. 그러나 최근 확산강조영상은 다양한 소프트 웨어의 개발로 그 영역이 넓어지고 있다. 경사자장의 세기가 강해지고, 기법의 기능적 측면에서 급속도로 발 전 했다. 가장 대표적인 방법으로 parallel 영상을 획득 하는 것이다[3][4]. 이러한 기법의 개발은 움직이는 환 자를 해결할 수 있었고, 고속기법(Echo Planner imaging)의 약점인 자기감수성효과 및 화학전 전이, 영 상의 왜곡 등을 발생시키는 현상을 줄어들게 하였고, 검사 시간을 단축하게 되었다. 또한 자장의 세기가 증 가됨에 따라 여러 방향성 있는 확산 강조영상을 획득 할 수 있게 되어 섬유성 질환에 대한 정보를 얻는데 가 능하게 되었다[5-7]. 현재 임상적으로는 그 적용 범위 는 두부 검사 외에 전신 검사에 이르기까지 활발하게 응용되고 있다. 이러한 특성은 자기공명영상에서기존 에 직장암의 국부병소의 진행단계를 잘 평가 되어왔다 [8]. 그러나 임상에서는 수술 전 직장암 환자에게 일반 적으로 확산강조영상을 적용하지 않고 시술하는 경우 가 많이 있다. 또한 확산강조영상은 조영제 부작용을 가지는 모든 환자를 포함하여 적용 할 수 있고, 직장암 에서 가장 중요한 직장근막(rectal fascia), 천수(sacral) 전이, 결장암 등 다양한 부위에 영상을 묘출하는 강점 을 가지고 있다. 기존에 Kim et al. (2000) 보고에 의하 면 직장암 환자에게 형태학적 자기공명영상의 유용성 은 잘 평가해 왔지만[9], 기능적 확산강조영상의 소개는 종양의 물 분자의 움직임을 확인하여 초기 직장암의 발 견과 종양의 크기변화를 비롯하여 병소의 진행단계를 평가하는데 있어서 더욱더 효과적인 검사의 의미를 가 진다(Thomas Tichler et al. 2004). 이러한 넓은 영역을 바탕으로 본 실험에서는 수술 전 직장암 환자에 대한 다양한 정보를 제공하고자 적정의 b-values를 변환시 켜 알아보고, 그 방법을 이용하여 국소 영역에 대한 최 적의 영상을 얻고자 한다.

Ⅱ. 대상 및 방법

대상:

2007년 1월부터 2008년 7월까지 본원에 내원한 환자 중 직장암의 진단을 위하여 확산강조 자기공명영상을 시행한 총 60명의 환자 중 연령분포는 38-78세(평균 60세)였고 남자 40명, 여자가 20명 이었다.

연구방법:

본 연구에 사용된 장비는 1.5 Tesla 자기공명영상기 7](GE, General Electric Medical System, Excite HD) 로 연구를 시행하였고, 데이터 획득을 위한 자기공명영 상 수신코일로서 8채널 채부코일을 사용하였다. 검사 전 모든 환자는 항문을 통하여 관심영역에 대한 신호대 잡음비를 증가시키기 위하여 인위적으로 초음파 젤 100ml을 관장실린지(50cc)를 이용하여 항문에 주입시 켰다. 영상을 얻기 위한 검사 프로토콜은 고속스핀에코 (fast spin echo) T2, T1강조영상을 시상, 축상, 관상면 의 세 분류의 영상을 얻은 후 정확한 병변검출을 위하 여 같은 위치로 DWI을 얻었다[표 1]. 또한, 국소 부위에 최적의 영상을 획득하기 위하여 DWI을 b-Value(s/mm²)를 변화(250, 500, 750, 1000, 1500, 2000)시키면서 얻었다.

통계방법:

정량적 분석방법으로는 항문(rectum)과 방광 (bladder), 또는 항문과 종양(tumor)을 관심부위(region of interest, 이하 ROI)로 설정한 후 측정하였다. 이 기본 수치를 이용하여 정량적 분석을 위해 사용한 지표는 2종류로 방광의 신호대 잡음비 - 직장의 신호대 잡음비로 계신하여 대조도대 잡음비를 구하였다. 이들 매개변수는 다음과 같이 정의한다. 신호대 잡음비는 병변 및 종양의 ROI에서 얻는 평균 신호강도와 직장표면의 전후 측공간에서 설정한 ROI에서 얻은 배경잡음신호강도의

표준편차로 나누었다. 각 b-value의 ROI의 크기는 같 았으며, 경계가 좋은 병변의 중앙으로 설정하였다. 영상 기법에서 각 b-values값에 따른 수치의 변화에 대한 통 계적 유의성은 ANOVA 검증을 이용하였으며, Bonferroni기법으로 사후분석을 시행하였고, p값이 0.05이하 일 때 유의성을 두었다. 정성적 분석방법으로 는 6가지의 b-value 값으로 얻은 영상들은 각각 독립적 으로 네 명의 영상의학과 전문의와 경험 있는 세 명의 방사선사가 평가하였다. 이들은 각 영상에 대하여 병변 의 강한 신호검출, 직장벽 경계 뚜렷 여부, 영상의 왜곡 을 기준으로 구분하였다. 구분의 단계는 불량(poor, 1), 보통(fair, 2), 양호(good, 3), 우수(excellent, 4)였으며 각 영상에 대하여 얻어진 점수를 평균화하여 비교하였 다. 영상기법의 우수도 여부의 차이는 Freedman 검증 을 이용하여 통계처리 하였다. 영상분석은 SPSS 14.0 을 이용하였으며, p<0.05이하인 경우를 통계학적 의의 가 있는 것으로 처리하였다.

표 1. Scan parameters of lesions with each MR technique.

	Pulse Sequences				
Parameters	T2WI	T1WI	DWI		
TR(ms)	4500	600	8000		
TE(ms)	102	20	75.5		
B.W(Hz)	31.25	31.25	250		
ETL	16				
FOV(mm)	240	240	300		
Thick.(mm)	5	5	5		
Gap(mm)	1	1	1		
Freq.	384	320	160		
Phase	224	192	160		
NEX	4	2	4		

DWI: b-value(s/mm²)=250, 500, 750, 1000, 1500, 2000.

"This imaging parameters are showing on this table and it is a general condition.

Ⅲ. 결과

본 연구의 정량적 분석결과로 신호대 잡음비와 대조 도대 잡음비는 질환에 따라 차이를 보였다. 각각의 종 양, 방광, 직장의 b-values 변화 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000 값 중 1000 b-value에서 대조도대 잡음비 가 직장과 방광의 비율에서는 27.21 값을 얻었고, 직장 과 종양에서는 24.44로 차이 있는 값을 얻어 통계적으 로 유의하게 나타났다(p<0.05, Table 2). 신호대 잡음비 는 방광은 36.75, 직장에서 33.98 종양에서 9.54로 방광, 직장 종양 순위로 나타났다(p<0.05). 250에서 1000까지 b-values에서는 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비가 점진적으로 높다가 일정한 값 1000에서 2000값 사이의 b-values는 값이 떨어지는 결과를 얻었다. 평균 aADC(average apparent diffusion coefficient)의 값은 확산계수 값이 높을수록 떨어지는 값(0.97 x10⁻³, 0.94 x10⁻³, 0.84 x10⁻³, 0.73 x10⁻³, 0.69 x10⁻³, 0.51 x10⁻³)을 보였다. 정성적인 평가결과는 전반적인 영상의 질 측면 에서 병변의 강한 신호검출, 직장벽의 경계를 기준으로 1000 b-value에서 높은 값(4.4 ± 0.16, 4.0 ± 0.14)을 얻 었다(p<0.05). 영상의 인공물 유·무는 전반적으로 b-value 2000에서 가장 높은 값을 획득하여 통계적으 로 유의성이 있는 값을 있었다(p<0.05, Table 3). 이상 에서 모든 환자에게 다양한 b-value를 적용함은 주변 조직과 병변을 묘출하는데 최적의 값을 알았고 또한, 확산강조영상을 본 연구에 적용하여 물의 움직임을 이 용한 확산현상에 따른 정확한 종양의 크기는 정량적 범 위의 현성확산계수와 b-value 값의 관계와 더불어 국 부 병소 진행단계에 중요한 결과를 제공했다.

표 2. Results of quantitative analysis: CNRs of 60 rectal cancers in b-value images.

<u>b-values(s/mm²)</u>							
Regions	250	500	750	1000	1500	2000	
Tumor	4.06	8.53	7.98	9.54	8.70	5.55	
Bladder	16.88	26.98	27.22	36.75	29.62	21.38	
Rectum	13.79	25.75	23.44	33.98	25.62	21.28	
CNR(r,b)	12.82	18.45	19.24	27.21	20.92	15.83	
CNR(r,t)	9.73	17.22	15.46	24.44	16.92	15.73	
aADC(r,t	0.97	0.94	0.84	0.73	0.69	0.51	

Data are given as mean values.

*CNRs of b-value 1000 images in all regions were higher than that of other images(p<0.05).

* aADC(r,t): x10⁻³

표 3. Results of qualitative analysis of b-value images.

		Regions		
b-values delineation		rectal wall	artifacts	
250	1.16±0.12	1.54±0.15	1.07±0.43	
500	2.08±0.21	2.20±0.14	1.23±0.15	
750	2.00±0.31	2.30±0.51	1.40± 0.71	
1000	4.00±0.14	4.40±0.16	1.81±0.55	
1500	2.16±0.22	2.38±0.27	3.16±0.48	
2000	1.66±0.25	1.80±0.42	4.8± 0.25	

Data are mean± standard deviation.

*b-value 250 images have lower artifacts than other images(p<0.05).

Delineation and rectal wall with b-value 1000 images have more significant difference than other images (p<0.05). χ^2 : 22.257, (p<0.05).

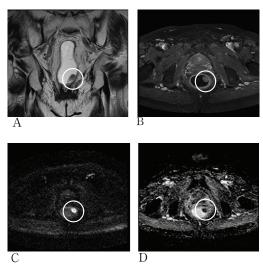


그림 1. 50-year-old man with rectal cancer in the button third of the rectum after transmission ultrasound gel(100ml) injection. A. TSE T2 weighted image shows the thickening in rectal wall. B. Postcontrast MR images with T1 fat saturation technique, C, D DWI and ADC images with b-value 1000 s/mm². This images are revealed that the tumor is clearly demonstrated hyperintensely in the surrounding structure, expecially rectal wall is high. C. DWI image was depicted hyperintensely with ultrasound transmission gel (100ml) in the axial planes. D. On the ADC image, tumor hypointesed all cases.

[그림 1] 영상은 모두 종양과 직장벽에 대한 묘사를 뚜렷하게 보여주었다. 각각 영상의 특성을 고려 해 볼때 T2 강조영상(A)에서 병변의 발생을 보였고, 조영제를 주입한 T1 지방 소거 기법(B)에서 병변을 확실하게확인 하였다. 물 분자의 확산기법을 이용한 확산강조영상(C)에서는 강한 신호강도를 나타냈고, 현성확산계수영상(D)에서는 저 신호강도를 나타냈다. 직장벽에 대한정확한 정보를 제공과 동시에 병변의 물 분자에 대한확산을 토대로 병리학적요소를 더욱더 제공하였다. 또다른 점은 확산강조영상만으로는 충분한 결과를 얻을수 없기 때문에 병리학적 정보를 얻기 위한 비교 영상으로써 T2 강조영상이 꼭 필요하다는 결과를 얻었다.

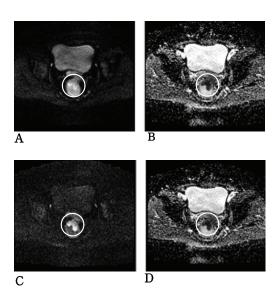


그림 2. ADC and DWI measurement of the tumors on b-value 500, 1000s/mm². A, B. b-value 500 imaging, C, D. b-value 1000 imaging. On b-value 500, 1000. Normal bladder on b-value 500, 1000 were hypointensely showed in DWI study. The mean ADC of the tumors in b-value 500, 1000 imaging was 0.94×10^{-3} , 0.73×10^{-3} .

[그림 2] 영상은 b-value 500, 1000 s/mm²에 관한 종양의 현성확산계수영상과 확산강조영상을 보여 주고 있다. 직장벽과 함께 모든 종양영역에서 확산강조영상은 고 신호강도를 보여 주고 있고, 현성확산계수영상에

서는 저 신호강도를 전형적으로 보여 주고 있다. 정상 적인 방광은 b-values 500, 1000에서 즉, 현성확산계수 가 증가할수록 저 신호강도를 보여 주는 것을 알 수가 있다. 종양의 현성확산계수 값은 b-value 1000이었을 때 0.73x10⁻³으로 나타났다.

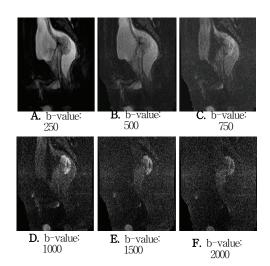


그림 3. A various b-value images and CNRs curve with rectal cancers in 50-year-old male. It is difficult to differentiate from tumors and rectal walls at over 1000 b-value, A. On b-value 250, the signal intensity of the tumor was more less than the normal rectum. B, C. On b-value 500, there is no significant difference between tumors and the normal rectum But, on b-value 750, the tumor is more clearly observed than the normal rectum. D. This image revealed that the tumor involves not only the anterior wall also posterior wall. E, F. Images were that artifacts surrounding revealed rectal wall without focus sites.

[그림 3] 영상은 확산강조 시상면 영상으로 확산계수 값을 250부터 2000까지 적용하여 직장암 영상을 각각 보여주는 결과이다. 그림에서 알 수 있듯이 b-value 1000 s/mm²에서 가장 직장벽과 정상부분을 가장 잘 보 여주고 있다. 특히, b-value 250로 얻은 영상은 종양에 비하여 정상 직장부분이 더 높은 신호강도를 보여주고 있어 병변의 구별이 다소 어려운 영상이다. b-values를 점점 높여 1000으로 정했을 때 종양조직이 정상조직에 비하여 더 강한 신호강도를 보여 줌으로 병소의 구별이 뚜렷하게 보였다. 관찰자의 시각적 평가로서 모든 영상 의 노이지(noise) 발생은 중앙부근에 b-value 1000에서 부터 발생하기 시작하여 2000까지 나타났다. b- value 1000이상에서 정상조직 및 종양조직에 대한 전반적인 신호 손실을 조금씩 보이기 시작하여 영상의 질 저하로 인하여 종양조직의 형태가 조금씩 사라졌다.

Ⅳ. 고찰

지금까지 자기공명영상은 직장암 진단에 있어서 한 정되게 사용되어 왔다. 반면에, 악성 직장암 병변검출에 유용성을 확실하게 평가된 부분도 있다. 기존의 직장암 검사에 단점으로 종양과 병변의 벽의 구분을 명확한 대 조도를 보이지 않았다[10]. 그러나 확산강조영상을 적 용하여 종양과 정상적인 조직에 대한 큰 차이가 발생하 여 임상적으로 크게 해결이 된다면, 직장암 환자에 대 한 검사에 있어서 본 연구의 b-value 적용함은 유용성 이 있을 것이다. 본 실험에서는 직장과 직장내의 종양 에 대한 신호대 잡음비가 b-values 1000값에서 높은 결 과가 있었다. 배경잡음에 대한 종양의 SNR은 9.54로 가 장 높았으며, 이때 직장과 직장내의 대조도대 잡음비는 24.44로 다른 b-values에 비하여 우위적으로 높은 값을 얻었다[그림 4]. 전산화 단층촬영의 경우는 직장암 환자 에 대한 종양 검출에 있어서 시간 분해능과 공간 분해 능에 있어서 자기공명영상에 비해 다소 낮은 것으로 보 고되었다[11]. 더불어 이러한 측면을 해결하고자 다양 한 노력이 끊임없이 진행되어왔다. 예를 들면, Endorectal 코일과 바륨 enema 물질의 사용이 시도 되 었다(Chan et al. 1991, Wallengren et al. 2000). Endorectal 코일의 사용과 바륨물질의 사용은 일정한 영역에 대하여 신호대 잡음비를 증가시켜 주었고, 장벽 에 대한 구조를 잘 묘출하여 병기하는데 유용성이 있는 결론이었다. 그럼에도 불구하고 시각적 영역은 극히 좁 다는 것이다. Endorectal coil은 기관 주변에 생성되는 작은 종양의 크기는 평가 할 수 없었고 또한, 전이 환자 의 경우 주변의 신호강도가 강하게 발생 되어 구분이

되지 않았다. 비록, Endorectal 코일이 직장근처에 대한 종양평가에 사용되었을 지라도, 몇몇 저자들은 더욱 더 내시경(Endoscopy)말단의 표면코일에 대한 유용성을 보고했다[12][13]. 이러한 표면코일을 이용하는 방법들 은 코일을 삽입하는 부분으로 코일의 수가(cost)를 비 롯하여 환자에게 고통을 주는 단점도 있다. 또한, 이 실 험에서 DWI 신호강도는 높게 나타나지만 직장암의 벽 에 대한 구분이 잘 되지 않는 경우가 있다. 그런 경우에 는 DWI와 반대로 신호강도를 보이는 ADC 영상을 토 대로 구분 할 수가 있었다. Hein et al. (2003)보고에 의 하면 축적 방사선과 mean ADC의 비교는 유의성 있는 mean ADC 값의 감소를 보여주었다. 병변의 분류로는 세포장애, 부종 그리고 섬유증 등 ADC값의 감소로 나 타났다. 또한, DWI는 림프절 전이에 대한 정보는 제공 되지 않는 단점도 있다. 이러한 점으로 볼 때, 단독적인 DWI는 임상적 진단에 큰 도움을 주지 않는다는 것이다 [14]. 따라서 직장암 검사 시 DWI 외에 같은 위치의 T2 강조영상과 ADC 영상이 필요하다는 것이다[그림 5]. 특히, 이 실험은 ADC value는 b-value가 증가 할수록 종양에 대한 값이 적어지는 결과를 얻었다. 이러한 점 으로 볼 때 ADC 값을 얻는데 조건은 다르지만 비교해 봄으로써 병리학적 분류를 고려 할 때 충분한 가치가 있다고 생각한다. 이에 본 실험은 종양과 정상조직에 대한 정확한 차이와 크기를 접근하고자 다양한 확산계 수 b-value(s/mm²)를 적용하여 병리학적 부분까지 정 보를 제공하고자 시행하였다.

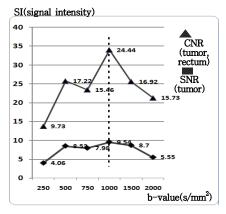


그림 4. Line graph of SNRs and CNRs compared with tumors and rectum in rectal cancers.

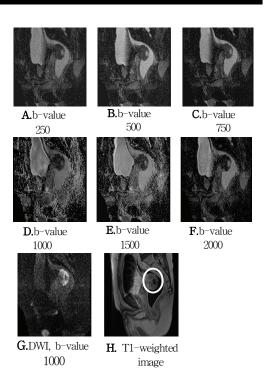


그림 5. A, B, C, D, E, F. Sagittal ADC: The lesion seen on figures and definitely visualized on this image(circle), G, H. DWI and axial FSE T1- weighted image shown on figures.

V. 결론

결론적으로, 우리는 수술 전 직장암 환자에 병변을 검출하는데 있어서 다양한 b-values 적용은 유용성 있는 결론을 얻었다. Single shot EPI을 사용한 DWI는 b-value 1000 이상의 값을 가졌을 때 영상의 인공물을 초래했고, 직장 주변조직이 잘 나타나지 않았다. 그 이하 값에서는 인공물이 없는 영상을 보여주었지만 주변조직의 신호강도가 높아 병소의 묘출이 뚜렷하게 보이지 않았다. 이러한 결과에서 b-value 1000에서 직장벽과 주변조직과 구분이 잘 되는 최적의 영상을 획득하게되었고, ADC영상은 종양 및 정상조직을 구별하고, 물분자 분포에 따른 종양의 병리학적 확산계수의 정보를제공하였다. 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 직장 부위에 다양한 질환에 대하여 ADC값의 변화를 확인하지 못하여향후 연구가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] K. Nasu, Y. Kuroki, and S. Kuroki, "Diffusion weighted Single Shot Echo Planar Imaging of Colorectal Cancer Using a Sensitivityencoding Technique," Japanese Journal of Clinical Oncology, Vol.34, No.10, pp.620-626, 2004.
- [2] RGH Beets-Tan, GL Beets, et al, "Rectal Cancer: Review with Emphasis on MR Imaging," Radiology, Vol.232, No.2, pp.335–346, 2004.
- [3] R Stahl, O Dietrich, S. J. Teipel, "White Matter Damage in Alzheimer Disease and Mild Cognitive Impairment: Assessment with Diffusion-Tensor MR Imaging and Parallel Imaging Techniques," Radiology, Vol.243, No.2, pp.483-492, 2007.
- [4] P. Murtz, S. Flacke, and F. Traber, "Abdomen: Diffusion-weighted MR Imaging with Pulse-triggered Single-Shot Sequences," Radiology, Vol.224, No.1, pp.258-264, 2002.
- [5] J. C. Stollfuss, K Becker, A Sendler, "Rectal Carcinoma: High-Spatial-Resolution MR Imaging and T2 Quantification in Rectal Cancer Specimens," Radiology, Vol.241, No.1, pp.132-141, 2006.
- [6] J. J. Futterer, S. W. Heijmink, T. W. J. Scheenen, "Prostate Cancer: Local Staging at 3-T Endo-rectal MR Imaging Early Experience," Radiology, Vol.238, No.1,

- pp.184-191, 2006.
- [7] S. W. Heijmink, J. J Futterer, and T. Hambrock, "Prostate Cancer: Body-Array versus Endo-rectal Coil MR Imaging at 3 T— Comparison of Image Quality, Localization, and Staging Performance," Radiology, Vol.244, No.1, pp.184-195, 2007.
- [8] T. W. Chan, H. Y. Kressel, and B. Milestone, "Rectal carcinoma: staging at MR imaging with endo-rectal surface coil. Work in progress," Radiology, Vol.181, No.2, pp.461–467, 1991.
- [9] N. K. Kim, M. J. Kim, and J. K. Park, "Preoperative Staging of Rectal Cancer With MRI: Accuracy and Clinical Usefulness," Annals of surgical oncology, Vol.7, No.10, 2000.
- [10] S. Bipat, A. S. Glas, and F. J. M. Slors, "Rectal Cancer: Local Staging and Assessment of Lymph Node Involvement with Endoluminal US, CT, and MR Imaging – A Meta-Analysis," Radiology, Vol.232, No.3, pp.773–783, 2004.
- [11] 천승희, 이석환, 김광호, "직장암의 수술 전 병기 판정의 정확도", 대한대장항문학회지, 제19권, 제 5호, pp.327-333, 2003.
- [12] 김용진, 김남규, 이강영, "다발성 원발성 대장 직장암의 임상 병리학적 특성", 대한대장항문학회지, 제18권, 제5호, pp.343-348, 2002.
- [13] 박치민, 정극원, 한상아, "선택된 하부 직장암 환자에서 수술 전 항암 화학약물 및 방사선병행 치료 후 시행한 경항문 내시경 미세수술", 대한대장항문학회지, 제21권, 제5호, pp.293-299, 2005.
- [14] P. A Hein, C. Kremser, and W. Judmaier, "Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for monitoring diffusion changes in rectal carcinoma during combined, preoperative chemoradiation: preliminary results of a prospective study," European Journal of Radiology, Vol.45, No.3, pp.214-221, 2003.

저 자 소 개

이 재 승(Jae-Seung Lee)

정회원



- 2009년 8월 : 한서대학교 방사선 학과(이학석사)
- 2009년 9월 ~ 현재 : 순천향대학
 교 물리학과(박사과정)
- 2008년 3월 ~ 현재 : 한동대학교 선린병원 방사선종양학과

<관심분야>: 방사선치료학, 방사선생물학

구 은 회(Eun-Hoe Goo)

정회원



- 2009년 8월 : 한서대학교 방사선 학과(이학석사)
- 2009년 9월 ~ 현재 : 순천향대학
 교 물리학과(박사과정)
- 1993년 3월 ~ 현재 : 서울대학교 병원 영상의학과

<관심분야>: 자기공명영상학, 방사선물리학

이 선 엽(Sun-Yeob Lee)

정회원



• 현재 : 한림성심대학 방선과 교

<관심분야>: 방사선치료학, 방사선생물학

박 철 수(Cheol-Soo Park)

정회원



• 현재 : 한림성심대학 방선과 교 수

<관심분야>: 방사선치료학, 방사선생물학

최 지 원(Ji Won Choi)

정회원



- 1999년 : University of Sydney, Australia 진단방사선학 학사
- 2004년 : Los Angeles City College, USA 방사선학 학사
- 2006년 : University of Sydney, Australia 의료방사선학 석사

• 현재 : 전주대학교 방사선학과 교수 <관심분야> : 보건의료, 방사선