

## Assessment of Influence on Apparent Diffusion Coefficients Due to Difference in Local Magnetic Susceptibility by Intestinal Air in Magnetic Resonance Diffusion Weighted Image for The Evaluation of Rectal Cancer

Sung-Jin Kang\*

Dept. of Radiological Technology, Ansan University, Ansan 15328, Korea

(Received 9 December 2019, Received in final form 16 December 2019, Accepted 17 December 2019)

This study was to assess the effect of the variation in the magnetic susceptibility by intra-luminal air of rectum for quantification of ADC values. For this study, Fifty patients with before treatment rectal adenocarcinoma were selected. All patients were scanned MRI using by DWI technique before and after rectal lumen filling obtained using sonographic transmission gel. Also, DWI was imaged by applying B values of 50 and 1,000 respectively. In both DWI, two blinded observers measured ADC values on regions of interest respectively intra tumor tissue. Correlation and Intra-observer agreement verification from measured ADC value by observers were compared using Paired T-test and Intra-class correlation coefficient. As a result, Both observers measurements ADC value increased after gel injection. In the result of paired T-test, both observers showed statistically significant changes in measured ADC values before and after gel injection ( $p < 0.05$ ). In addition, In the result of ICC the agreement between observers was statistically significant ( $p < 0.05$ ). In conclusion, it was confirmed that the difference in magnetic susceptibility by air in the rectum may influence the quantitative evaluation of ADC value. Therefore, When evaluating the state of rectal cancer using the ADC values, it is necessary to consider the change of ADC value by magnetic susceptibility.

**Keywords :** MRI, DWI, ADC, rectal cancer, magnetic susceptibility

## 직장암의 평가를 위한 자기공명 확산강조영상에서 장내 공기에 의한 국소자화율의 차이가 현성확산계수에 미치는 영향 평가

강성진\*

안산대학교 방사선과, 경기 안산시 상록구 안산대학로 155, 15328

(2019년 12월 9일 받음, 2019년 12월 16일 최종수정본 받음, 2019년 12월 17일 게재확정)

본 연구는 직장 내 공기에 의한 자화율의 차이가 ADC 값의 계수화에 미치는 영향을 평가하고자 하였다. 연구를 위해 선암종으로 확진된 환자 50명을 대상으로 선별하였으며, 모든 대상자는 직장 내에 초음파 젤의 주입 전과 후를 나누어 확산경사자계(b-value) 50과 1,000을 각각 적용한 DWI를 이용하여 영상화하였다. 획득한 DWI는 두 명의 관찰자가 각각 독립적으로 직장 내 중앙 조직에 관심 영역을 설정하여 ADC 값을 측정하였다. paired T-test를 이용하여 초음파 젤 주입 전·후의 측정된 ADC 값의 변화에 대한 상관관계를 평가하였고, 급내상관계수(ICC)를 이용하여 두 관찰자 간 측정값의 신뢰도 및 일치를 평가하였다. 연구결과, 두 관찰자 모두 젤의 주입 후 ADC 측정값이 증가하였다. paired T-test 결과, 젤의 주입 전·후 ADC 측정값의 변화는 통계적으로 유의하였다( $p < 0.05$ ). 또한, ICC 검증 결과에서 관찰자 간 ADC 측정값의 일치도는 통계적으로 매우 유의하였다( $p < 0.05$ ). 결론적으로 직장 내 공기에 의한 자화율의 차이가 ADC 값의 정량적 평가에 영향을 미칠 수 있음을 확인할 수 있었다. 향후 ADC 값의 계수화를 통한 직장암의 상태를 평가할 시, 자화율에 의한 ADC 값의 변동에 대한 적절한 고려가 필요하리라 생각된다.

**주제어 :** 자기공명영상, 확산강조영상, 현성확산계수, 직장암, 자화율

## I. 서 론

직장암(rectal cancer)은 위장관에서 빈번히 발생하는 악성 종양 중 하나이다[1,2]. 주로 50세 이상의 남성에서 유병률이 증가하며, 전이 및 국소적 재발의 위험성이 높다는 점에서 그 예후가 좋지 않다[3,4]. 직장암에서 병기(stage)의 결정은 환자의 치료계획 및 예후 평가에 필수적이다. 일반적으로 조직학적 기준을 바탕으로 한 병기의 평가를 위해서는 내시경적 검사(endoscopic procedure)를 통한 조직 표본(specimen)이 필요하지만, 이 과정은 종양의 깊이 즉, 침윤도와 전이된 림프절(lymph nodes)의 수 및 근막(mesorectal fascia)으로의 침범정도를 평가하기는 어렵다[3].

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 고속영상기법과 다중채널코일(multi-channel coil)의 발달로 인하여 TNM(tumor, node, metastasis) 병기의 결정에 있어서 비교적 정확한 진단이 가능하다. 이러한 이유로 MRI는 직장암의 수술 전 평가에 가장 적합한 영상 방법으로 고려된다[5,6].

여러 가지 MRI 영상기법 중 확산강조영상(diffusion weighted image, DWI) 기법은 세포 밀도, 혈관의 신생 정도, 세포 외액의 점도 및 세포막의 온전성에 의해 영향을 받는 물 분자의 확산을 측정함으로써 조직의 미세 구조에 대한 정보를 제공할 수 있다[7,8]. 특히 종양 조직 내 물분자의 확산 특성을 DWI와 현성확산계수(apparent diffusion coefficient, ADC) 값으로 정량화할 수 있기 때문에 종양의 잠재적 공격성을 평가하는 비침습적 영상 방법으로 널리 사용되고 있다. 하지만 DWI 영상기법은 자화율(magnetic susceptibility)의 차이에 민감한 방법으로서, 직장 내부의 공기에 의한 자화율의 차이는 DWI를 이용한 ADC 값의 측정에 대한 변수로 작용할 가능성이 있다[9-11]. 따라서 ADC 값의 계수화를 통한 종양의 특성 평가에 영향을 미칠 수 있으며, 현재 이에 대한 과학적 자료는 없는 실정이다.

본 연구는 직장 내 공기의 유무에 따른 자화율의 차이가 종양조직의 ADC 평가에 미치는 영향을 알아보기로 직장 내 초음파 전달용 젤(sonographic transmission gel)의 주입 전, 후의 DWI를 비교하여 ADC 측정값의 의미 있는 변화 가능

성을 분석하여 보고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 연구 대상

2015년 6월부터 2016년 5월까지 경기도 소재 모 의료기관에서 직장암의 평가를 위하여 1.5T 자기공명영상 검사를 시행한 환자 중 선암종으로 확진된 환자 50명을 대상으로 선별하였다. 선별 기준으로는 직장암의 최초 진단을 위하여 내원한 대상자로서 외과적 수술이나 그 외 치료요법을 시행한 적이 없는 경우와 이에 더해, 선행 연구[12]를 참고로 하여 ADC 값의 측정에 대한 편차를 최소화하기 위해 고식적 T2 강조영상에서 종양 조직 내 점액성 낭종(mucinous tumors)이 관찰되지 않는 경우만을 대상으로 포함한 후향적 연구를 하였다.

### 2. 영상의 획득

MRI에 사용된 장비는 1.5 테슬라(T) 자기공명영상기기(1.5 T MR scanner, Signa HDxt, GE Healthcare, Waukesha, WI, USA)와 8채널 체부 전용 수신코일(HD 8-channel body array coil, GE Healthcare, Aurora, Ohio, USA)을 사용하였다.

모든 대상자의 MRI 검사 시 공기에 의한 자화율의 차이를 관찰하기 위해 환자의 직장 내에 초음파 전달용 젤(GREEN PHARM CO. LTD) 150~200 cc 정도를 관장용 주사기(enema syringe)를 이용하여 주입하였으며[13], 동일한 환자에게 젤의 주입 전·후 영상을 각각 획득하였다.

MRI 영상기법으로는 직장 검사 시 통상적으로 사용되는 고속 스핀 에코 T1 강조영상(fast spin echo T1 weighted imaging)과 고속 스핀 에코 T2 강조영상(fast spin echo T2 weighted imaging) 및 조영증강 스핀 에코 T1 강조영상을 축상 단면(transverse axial plane)과 시상 단면(sagittal plane)으로 획득하였다. 또한, ADC의 측정을 위한 DWI는 단회 반향평면영상(single-shot echo planar image, EPI) 기법으로 축상면 T2 강조영상과 동일한 단면에서 x, y, z의 세 축으로 확산 경사 계수(b-value, 단위: mm<sup>2</sup>/sec) 50과 1,000을 각각

**Table I.** The parameter for image acquisition.

| Imaging technique                     | Parameter | TR (ms) | TE (ms) | FOV (mm) | Matrix size | Excitation | ETL | Band width (kHz) | Slice thickness/gap (mm) | Scan time (m:sec) |
|---------------------------------------|-----------|---------|---------|----------|-------------|------------|-----|------------------|--------------------------|-------------------|
| Axial, sagittal FSE T1 weighted image |           | 750     | 7.8     | 240      | 384*256     | 2          | 2   | 31.25            | 4.0/1.0                  | 2:46              |
| Axial, sagittal FSE T2 weighted image |           | 4000    | 102     | 240      | 384*256     | 2          | 14  | 31.25            | 4.0/1.0                  | 2:29              |
| Axial DWI (b-value 50)                |           | 6000    | 46.8    | 300      | 128*128     | 3          | ·   | 62.5             | 4.0/1.0                  | 0:52              |
| Axial DWI (b-value 1,000)             |           | 6000    | 46.8    | 300      | 128*128     | 3          | ·   | 62.5             | 4.0/1.0                  | 1:44              |

Note. FSE: fast spin echo, DWI: diffusion weighted image, TR: repetition time, TE: echo time, FOV: field of view, ETL: echo train length.

적용하여 획득하였다. 적용되는 b-value는 경사자장의 세기 (G), 각각의 경사자장이 가해지는 시간( $\delta$ ), 경사자장 간 시간 ( $\Delta$ ), 자기회전비(gyromagnetic ratio,  $\gamma$ )에 의해 결정되며 계산은 다음의 식(1)을 이용하였다.

$$b\text{-value} = \sum_{l=x,y,z} \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3) \quad (1)$$

영상획득에 사용된 매개 변수(imaging parameter)는 다음의 Table I과 같다(Table I).

### 3. 영상의 분석 및 통계적 검증

대상자로부터 획득된 모든 DWI는 영상처리 소프트웨어 (Advantage workstation 4.3, GE Healthcare, USA)를 이용하여 ADC map을 생성하였다. b-value 별 ADC map을 구성하기 위한 ADC 값의 계산은 단일 지수함수적 감소(mono-

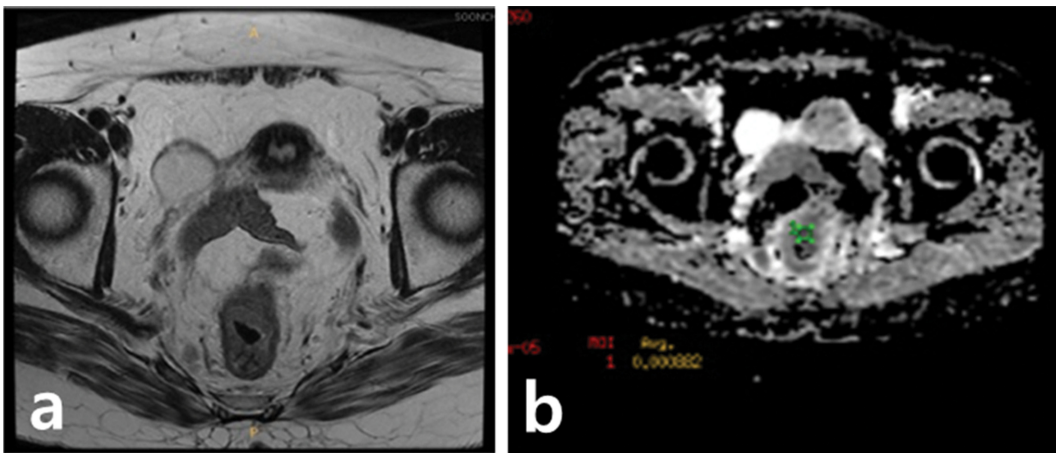
exponential decay) 형태인 다음의 식(2)을 이용하였다.

$$ADC = -\ln(SI_{b_0}/SI_{b_x})/(b_0 - b_x) \quad (2)$$

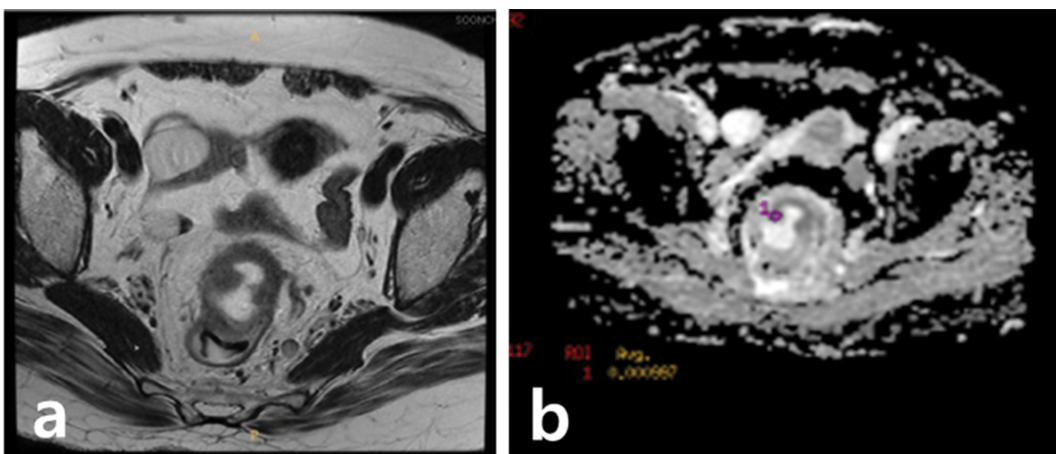
여기서  $b_x$ 는 입력된 b-value 값이고  $SI_{b_0}$ 와  $SI_{b_x}$ 는 입력된 b-value 값에서의 신호강도(signal intensity)를 의미한다.

생성된 ADC map 영상을 이용하여 2명의 관찰자가 각각 독립적 환경 아래서 종양 조직 내 관심 영역(region of interest, ROI)을 설정하여 ADC 값을 측정하였다. 이때 종양 조직만을 포함하는 정확한 ROI를 설정하기 위하여 동일한 공간적 위치에서 획득한 축상 단면 T2 강조영상을 참고로 하여 ROI가 대상자의 종양 조직별로 동일한 위치와 면적을 유지하도록 하였다. 초음파 젤의 주입 전·후 ROI의 설정은 Fig. 1, 2와 같다(Fig. 1, 2).

정량적 분석을 위하여 관찰자별 ADC 측정값에 대한 통계적 유의미성을 검증하였다.



**Fig. 1.** (Color online) Example of manual placement of an oval-shaped ROI for measurement of the ADC values for each tumor on the ADC map. (a) Axial T2 weighted image, (b) ADC map with b-value 1,000 mm<sup>2</sup>/s before gel filling.



**Fig. 2.** (Color online) Example of manual placement of an oval-shaped ROI for measurement of the ADC values for each tumor on the ADC map. (a) Axial T2 weighted image, (b) ADC map with b-value 1,000 mm<sup>2</sup>/s after gel filling.

우선 자화율의 차이에 의한 ADC 값의 변화는 paired T-test를 이용하여 관찰자 내(intra-observer) 초음파 젤 주입 전-후로 측정된 ADC 값의 상관관계와 유의성을 평가하였다. 또한 급내상관계수(intra class correlation, ICC)를 이용하여 두 명의 관찰자 간(inter-observer) 측정값의 일치 및 신뢰도를 평가하였다. 이때 상관계수의 값이 0.4 미만은 불량

(poor), 0.4~0.59는 적정(fair), 0.6~0.74는 양호(good), 0.75~1.0은 우수(excellent)의 단계로 나누어 상관성의 척도로 분류하였다.

통계적 분석에는 SPSS(ver. 25.0, KoreaPlus Statistic for Medical Service, SPSS Inc.)을 사용하였으며, *p* 값이 0.05 미만인 경우에 한하여 통계적으로 유의하다고 평가하였다.

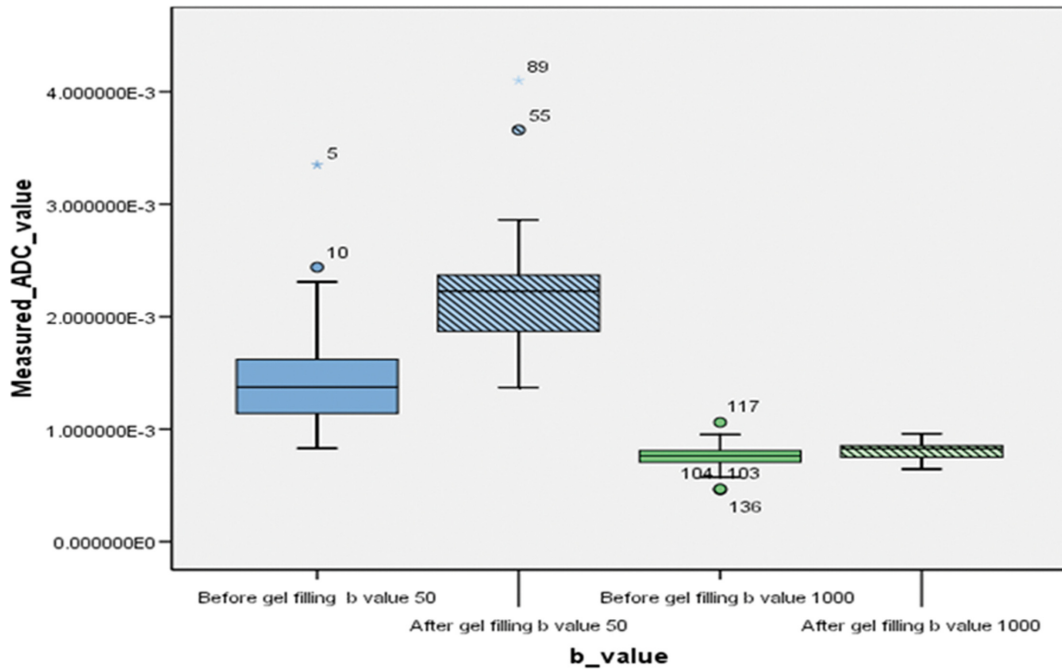


Fig. 3. (Color online) Box and whiskers plots for measured ADC values before and after gel filling as a each b-value in observer 1.

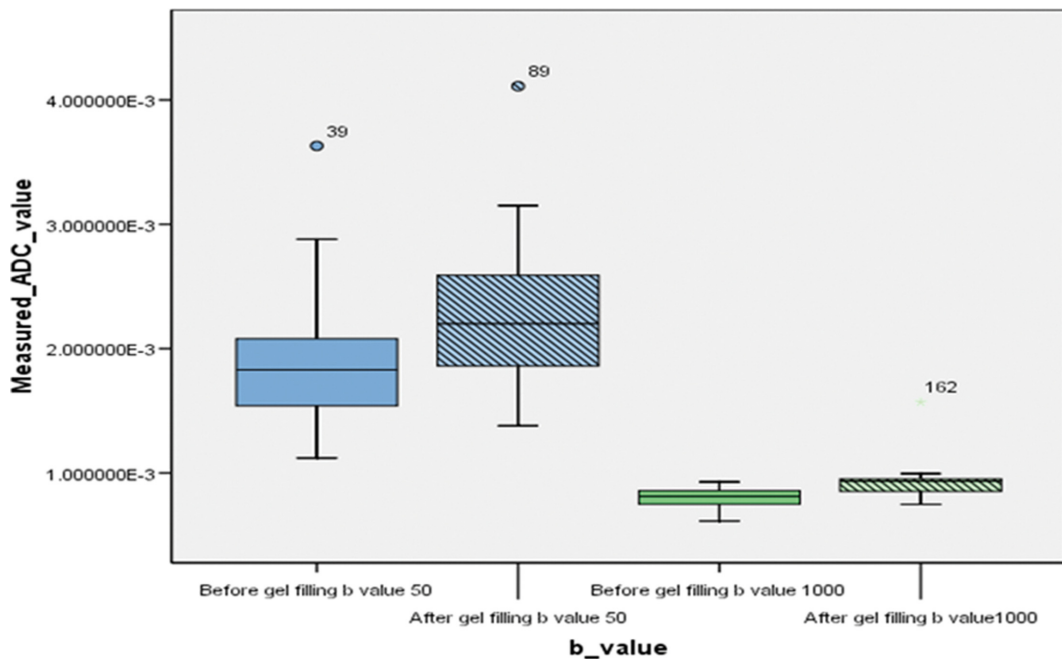


Fig. 4. (Color online) Box and whiskers plots for measured ADC values before and after gel filling as a each b-value in observer 2.

**Table II.** Results of statistical analysis of changed ADC values between before and after rectal gel filling by paired T test according to each observer.

| Parameter  | Statistical analysis | Measured ADC value                   |                                     |         |
|------------|----------------------|--------------------------------------|-------------------------------------|---------|
|            |                      | Before rectal lumen filling with gel | After rectal lumen filling with gel | p value |
| Observer 1 | b-value 50           | $1.425 \times 10^{-3} \pm 0.46$      | $2.222 \times 10^{-3} \pm 0.49$     | 0.000   |
|            | b-value 1,000        | $0.752 \times 10^{-3} \pm 0.11$      | $0.805 \times 10^{-3} \pm 0.07$     | 0.001   |
| Observer 2 | b-value 50           | $1.86 \times 10^{-3} \pm 0.47$       | $2.7 \times 10^{-3} \pm 0.54$       | 0.002   |
|            | b-value 1,000        | $0.8 \times 10^{-3} \pm 0.07$        | $0.916 \times 10^{-3} \pm 0.01$     | 0.000   |

Note. Data are Mean value and  $\pm$  standard deviation, ADC = Apparent Diffusion Coefficient, unit of ADC value:  $10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s. p-value of less than 0.05 was considered statistically significant.

**Table III.** Results of inter-observer reliability analysis for measured ADC values before and after gel filling by each b-value using ICC.

| Imaging methods | Statistical analysis                 | Inter-observer reliability analysis using measured ADC value |             |         |
|-----------------|--------------------------------------|--|-------------|---------|
|                 |                                      | ICC  | 95% CIs     | p value |
| b-value 50      | Before rectal lumen filling with gel | 0.811  | 0.667~0.893 | 0.000   |
|                 | After rectal lumen filling with gel  | 0.950  | 0.911~0.971 | 0.001   |
| b-value 1,000   | Before rectal lumen filling with gel | 0.918  | 0.856~0.954 | 0.001   |
|                 | After rectal lumen filling with gel  | 0.765  | 0.586~0.867 | 0.000   |

Note. ADC: apparent diffusion coefficient, ICC: intraclass correlation coefficient, CIs: confidence intervals. p-value of less than 0.05 was considered statistically significant.

### III. 결 과

#### 1. 대상자의 일반적 특성

대상자의 구성은 남자 28명 여자 22명이었고, 연령 범위는 18~86세이었으며, 평균연령은  $64.2 \pm 13.2$ 세이었다.

#### 2. 관찰자 내 ADC 측정값의 변화에 대한 상관성 분석

관찰자별 b-value에 따른 초음파 젤의 주입 전·후 측정된 ADC 값의 분포는 Fig. 3, 4와 같다(Fig. 3, 4).

관찰자 내(intra-observer)에서 초음파 젤의 주입 전·후 측정된 ADC 값의 변화에 대하여 상관관계를 분석한 paired T-test 결과는 Table II와 같다(Table II).

관찰자 1의 경우, b-value 50에서 초음파 젤의 주입 전 평균 ADC 값은  $1.425 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.46$ )이고, 주입 후에는  $2.222 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.49$ )이었다. b-value 1,000의 평균 ADC 값은 주입 전에는  $0.752 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.11$ )이고 주입 후에는  $0.805 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.07$ )이었다.

관찰자 2의 경우, b-value 50에서 젤의 주입 전 평균 ADC 값은  $1.86 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.47$ ), 주입 후에는  $2.7 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.54$ )이고, b-value 1,000에서는 주입 전에는  $0.8 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.07$ ), 주입 후에는  $0.916 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s(SD:  $\pm 0.01$ )이었다.

두 관찰자 모두 직장 내 초음파 젤의 주입 후에는 종양조직의 ADC 측정값이 증가하는 경향을 보였으며, 주입 전·후

ADC 측정값의 변화는 통계적으로 유의하였다( $p < 0.05$ ).

#### 3. 관찰자 간 ADC 측정값에 대한 신뢰도 분석

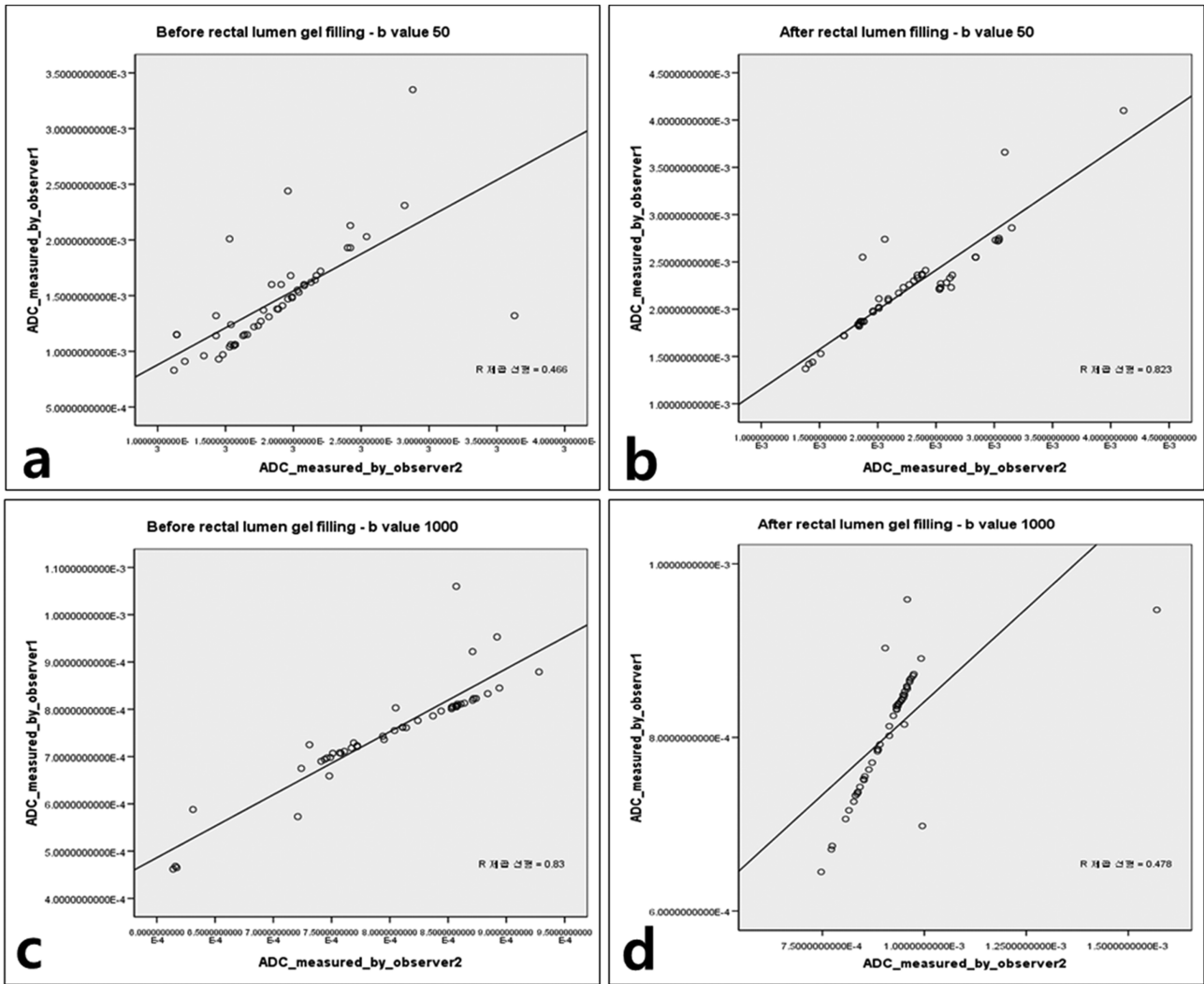
급내상관계수(ICC)를 이용하여 b-value에 따른 초음파 젤의 주입 전·후 측정된 ADC 값의 관찰자 간 신뢰도(inter-observer reliability)를 분석한 결과는 Table III과 같다(Table III).

b-value 50에서 관찰자 1, 2간의 ADC 측정값에 대한 상관관계 값은 초음파 젤의 주입 전에는 0.811(95% CI: 0.667~0.893), 주입 후에는 0.950(95% CI: 0.911~0.971)이었다. b-value 1,000에서는 주입 전에는 0.918(95% CI: 0.856~0.954), 주입 후에는 0.765(95% CI: 0.586~0.867)로 분석되었다.

관찰자 간 ADC 측정값의 일치에 대한 신뢰도는 상관관계수가 0.75 이상으로 우수하였으며, 통계적으로도 매우 유의하였다( $p < 0.05$ ), [Fig. 5].

### IV. 고 찰

직장암은 전 세계적으로 세 번째로 흔한 암종이며, 다른 장기로의 전이 및 국소적인 재발의 우려가 크다는 점에서 임상적 예후가 좋지 않은 질병이다[2,4]. 우리나라에서도 서구적 음식문화와 생활환경의 변화로 그 발생의 빈도가 점점 증가하고 있다. 국가 통계자료(2016)에 의하면 직장암의 발생 통계가 2000년 인구 10만 명 당 21.8명에서 2014년 86.7명으로 빠르게 증가하는 추세로서, 위암 다음으로 높은 발생률과



**Fig. 5.** Intra class correlation(ICC) to evaluate the agreement between observer 1 and 2 measured ADC value by before and after sonographic gel filling. (a) Before gel filling b-value 50 mm<sup>2</sup>/s (b) After gel filling b-value 50 mm<sup>2</sup>/s (c) Before gel filling b-value 1,000 mm<sup>2</sup>/s (d) After gel filling b-value 1,000 mm<sup>2</sup>/s.

여러 암종 중 4위의 사망률을 보이고 있다[14]. 직장암의 생존율은 근치적 수술 치료 후 약 60% 정도이며, 초기 단계에서 진단과 치료를 하면 80~90% 정도로 보고 되고 있다[1]. 따라서 직장암의 치료에서 병기(stage)의 결정은 환자의 치료 계획 및 예후 평가에 필수적이다.

일반적인 직장암의 병기 결정은 TNM 분류 및 국제 암관리 연합(Union for International Cancer Control, UICC)의 분류에 근거하여 종양의 국소적 상태와 림프절 전이 여부를 나타내는 조직학적 기준 따라 결정된다[15]. 직장암에 대한 확진은 내시경 검사를 통하여 얻은 생체 조직표본을 필요로 한다. 하지만 내시경 검사만으로 종양의 침윤정도, 림프절의 수나 근위부 근막으로의 침범을 알 수는 없다[3]. 이러한 이유로 직장암의 TNM 병기 결정에 영상의학적 진단방법이 필

요하다[16].

최근 MRI는 직장암의 진단과 치료 과정에서 여러 영상의학적 진단방법 중 골반강 내 장기의 조직 대조도가 우수하고 다면의 영상획득이 가능하다는 장점으로 가장 적합한 영상 방법으로 고려되고 있다. MRI는 병기 결정에 있어서 중요한 지표인 직장 고유근층(muscularis propria)과 직장간막근막(mesorectal fascia)이 가장 잘 묘사되는 장점이 있으며, 근치적 수술인 전직장간막 절제술(total mesorectal excision, TME)을 시행함에 있어서 종양의 측방절제연(circumferential resection margin, CRM)과 및 주변 림프절의 이상을 평가하는 데 있어 효과적이라고 할 수 있다[3,17,18]. 직장의 MRI에서 고신적 T1 또는 T2 강조영상, 지방억제(fat-suppression) 기법 등은 종양 조직의 형태학적, 공간적 위치에 대한 정보

를 잘 평가할 수 있는 반면에 DWI는 종양의 검출 및 조직의 특성과 치료결과에 대한 반응을 확인할 수 있다는 점에서 그 이용이 점차 증가하고 있다[19,20].

DWI는 조직 내 물 분자의 움직임에 의한 미세한 자기공명 신호의 차이를 영상화하는 기법이다[21]. 이 기법으로 조직 내 물 분자가 확산되는 정도나 특성의 차이를 영상화할 수 있고, 이를 바탕으로 ADC 값을 측정하여 확산의 정도를 정량화할 수 있기 때문에 임상적으로는 주로 뇌경색(acute stroke), 종양(tumor), 농양(abscess) 등의 질환을 평가하는데 응용되고 있다[22,23]. 특히 종양에서 ADC의 계수화는 조직의 물리적 특성 및 치료 반응 평가에 이용할 수 있다. 일반적으로 인체 조직 내에서 물 분자의 확산은 세포의 밀도, 세포막의 온전한 상태와 반비례하기 때문에 밀도가 치밀하고 세포막상태가 온전한 고형 종양 조직에서는 확산이 제한된다. 하지만 종양의 공격성이 높거나 치료 반응에 의해서 종양 조직 내 괴사가 발생하면 확산이 증가되어 높은 ADC 값을 보이게 된다[20,24,25].

DWI에서 ADC 값은 원래 확산이 의미하는 무작위적인(random) 형태가 아니라 인체 조직 내의 제한적 범위에서 발생하는 확산을 반영하는 것으로, 여기에는 인체의 거시적 움직임, 심장의 맥동, 혈류의 흐름 등의 영향을 포함하게 된다[26,27]. 따라서 DWI는 물 분자의 확산과 같은 미시적 움직임과 더불어 인체의 수의적 또는 불수의적인 거시적 움직임에 매우 민감한 영향을 받기 때문에 고속으로 영상을 획득할 수 있는 EPI 영상기법을 사용하게 된다. 하지만 EPI 기법은 조직 간 자화율(magnetic susceptibility)의 차이에 민감하기 때문에 금속물질이나 공기 등과 인접해있는 조직의 DWI 시행 시 영상의 형태 및 ADC 값의 왜곡을 발생시킬 수 있다[28,29]. 이러한 이유로 DWI와 ADC 값을 이용한 종양의 물리적 특성에 대한 평가에는 이러한 왜곡요인들을 유념해야 할 필요가 있다.

본 연구결과에서도 직장 내 공기의 유무에 따라 자화율의 차이가 발생하고, 이에 따라 ADC 측정값이 통계적으로 유의미한 수준에서 달라지는 결과를 확인할 수 있었다. 직장 내에 초음파 젤을 주입하여 종양 조직으로부터 국소자화율의 차이에 의한 영향을 최소화시킨 결과, 관찰자 모두에서 ADC 값이 증가하는 경향을 나타내었다. 즉, 자화율의 차이가 커질수록 자기공명 영상신호의 감소를 초래하고, 영상신호를 바탕으로 계산되는 ADC 값의 저평가를 초래할 수 있다는 것이다. 따라서 직장암의 초기 평가 및 치료결과에 대한 반응을 관찰하기 위한 정량적 지표로 ADC 값을 활용한다면 이러한 부분에 대한 조정과 반영이 선행되어야 한다.

연구 과정에서 DWI를 얻기 위해 b-value 50과 1,000 이외의 확산계수를 적용하지 못한 것은 본 연구의 제한점으로

평가할 수 있다. 다양한 b-value의 적용을 통한 ADC 값의 변화를 확인한다면 더욱 정확한 결과를 수학적으로 유도할 수 있다[30]. 하지만 그 과정에서 MRI 검사시간이 증가함에 따라 장관의 연동(peristalsis)에 의한 움직임이 ADC 측정 시 오류로 반영될 수도 있다. 일반적으로 DWI에서 b-value 값의 설정은 인체 부위나 장기 별로 차이가 있으며, 최근의 연구에서는 직장의 DWI 시 1,000 정도의 높은 b-value의 적용을 권고하는 추세이다[31]. 이에 더해, 직장 내부로 초음파 젤의 주입 시 압력과 팽창으로 인하여 직장암의 발생 부위와 직장간막근막 사이의 거리나 위치의 인위적인 변화 등을 초래할 수 있어 전직장간막 절제술 등의 수술 계획에 영향을 줄 수도 있을 것이다[32,33].

## V. 결 론

초음파 젤을 이용하여 직장 내 공기의 유무에 따른 자화율의 차이가 종양조직의 ADC 값에 미치는 영향을 알아본 결과, 직장 내 초음파 젤의 주입 후에는 종양조직의 ADC 측정값이 증가하는 경향을 보였다. 관찰자별 주입 전·후 ADC 측정값의 변화 및 관찰자 간 ADC 측정값의 일치에 대한 상관관계는 매우 우수하였고, 통계적으로도 유의하였다. 결론적으로 직장 내 공기에 의한 자화율의 차이가 ADC 값의 정량적 평가에 영향을 미칠 수 있음을 확인할 수 있었다. 따라서 향후 ADC 값의 계수화를 통한 직장암의 병기나 예후를 평가할 때 자화율에 의한 ADC 값의 변동에 대한 적절한 고려가 필요하리라 생각된다.

## References

- [1] Q. Zhao, L. Liu, Q. Wang, Z. Liang, and G. Shi, *Oncol Lett.* **8**, 2734 (2014).
- [2] A. Jemal, R. Siegel, J. Xu, and E. Ward, *CA Cancer J Clin.* **60**, 277 (2010).
- [3] F. Iafrate, A. Laghi, P. Paolantonio, M. Rengo, P. Mercantini, M. Ferri, V. Ziparo, and R. Passariello, *Radiographics.* **26**, 701 (2006).
- [4] P. M. Sagar and J. H. Pemberton, *Br. J. Surg.* **83**, 293 (1996).
- [5] O. Akin, G. Nessar, A. M. Agildere, and G. Aydog, *Clin Imaging.* **28**, 432 (2004).
- [6] R. G. Beets-Tan and G. L. Beets, *Radiology* **232**, 335 (2004).
- [7] L. Curvo-Semedo, D. M. Lambregts, M. Maas, G. L. Beets, F. Caseiro-Alves, and R. G. Beets-Tan, *J. Magn. Reson. Imaging.* **35**, 1365 (2012).
- [8] N. M. deSouza, S. F. Riches, N. J. Vanas, V. A. Morgan, S. A. Ashley, C. Fischer, G. S. Payne, and C. Parker, *Clin Radiol.* **63**, 774 (2008).
- [9] F. M. Akisik, K. Sandrasegaran, A. M. Aisen, C. Lin, and C.



- Lall, *Radiographics* **27**, 1433 (2007).
- [10] T. Moteki and H. Ishizaka, *J. Magn. Reson. Imaging*. **12**, 1014 (2000).
- [11] M. Katayama, T. Masui, S. Kobayashi, T. Ito, H. Sakahara, A. Nozaki, and H. Kabasawa, *J. Comput. Assist. Tomogr.* **26**, 250 (2002).
- [12] R. Woodhams, S. Kakita, H. Hata, K. Iwabuchi, S. Umeoka, C. E. Mountford, and H. Hatabu, *Am. J. Roentgenol.* **193**, 260 (2009).
- [13] S. H. Kim, J. M. Lee, M. W. Lee, G. H. Kim, J. K. Han, and B. I. Choi, *Am. J. Roentgenol.* **191**, 186 (2008).
- [14] Statics Korea. causes of death stastics. <http://www.kostat.go.kr> (2016).
- [15] B. Barbaro, R. Vitale, L. Leccisotti, F. M. Vecchio, L. Santoro, V. Valentini, C. Coco, F. Pacelli, A. Crucitti, R. Persiani, and L. Bonomo, *Radiographics*. **30**, 699 (2010).
- [16] B. C. Visser, M. G. Varma, and M. L. Welton, *Surg. Oncol.* **10**, 61 (2001).
- [17] B. Barbaro, C. Fiorucci, C. Tebala, V. Valentini, M. A. Gambacorta, F. M. Vecchio, G. Rizzo, C. Coco, A. Crucitti, C. Ratto, and L. Bonomo, *Radiology* **250**, 730 (2009).
- [18] G. Brown, A. G. Radcliffe, R. G. Newcombe, N. S. Dallimore, M. W. Bourne, and G. T. Williams, *Br. J. Surg.* **90**, 355 (2003).
- [19] D. M. Patterson, A. R. Padhani, and D. J. Collins, *Nat. Clin. Pract. Oncol.* **5**, 220 (2008).
- [20] D. M. Koh and D. J. Collins, *Am. J. Roentgenol.* **188**, 1622 (2007).
- [21] L. B. Denis, *Magn Reson Q.* **7**, 1 (1991).
- [22] A. R. Padhani, G. Liu, D. M. Koh, T. L. Chenevert, H. C. Thoeny, T. Takahara, A. Dzik-Jurasz, B. D. Ross, M. V. Cauteren, D. Collins, D. A. Hammoud, G. J. S. Rustin, B. Taouli, and P. L. Choyke, *Neoplasia*. **11**, 102 (2009).
- [23] R. S. Pereira, A. D. Harris, R. J. Sevick, and R. Frayne. *J. Magn. Reson. Imaging*. **15**, 591 (2002).
- [24] S. H. Kim, J. M. Lee, S. H. Hong, G. H. Kim, J. Y. Lee, J. K. Han, and B. I. Choi, *Radiology* **253**, 116 (2009).
- [25] A. F. DeVries, C. Kremser, P. A. Hein, J. Griebel, A. Krezcy, D. Ofner, K. P. Pfeiffer, P. Lukas, and W. Judmaier, *Int. J. Radiat Oncol. Biol. Phys.* **56**, 958 (2003).
- [26] R. B. Buxton, *Clinical magnetic resonance imaging 2nd edition*, 233 (1996).
- [27] D. Chien, K. K. Kwong, D. R. Gress, F. S. Buonanno, R. B. Bukrton, and B. R. Rosen, *Am. J. Neuroradiol.* **13**, 1097 (1992).
- [28] S. Goshima, M. Kanematsu, H. Kondo, R. Yokoyama, K. Kajita, Y. Tsuge, H. Watanabe, Y. Shiratori, M. Onozuka, and N. Moriyama, *J. Magn. Reson. Imaging*. **28**, 691 (2008).
- [29] M. Katayama, T. Masui, S. Kobayashi, T. Ito, H. Sakahara, A. Nozaki, and H. Kabasawa, *J. Comput. Assist. Tomogr.* **26**, 250 (2002).
- [30] S. J. Kang and A. L. Lee, *J. Magn.* **24**, 286 (2019).
- [31] T. Hosonuma, M. Tozaki, N. Ichiba, T. Sakuma, D. Hayashi, K. Yanaga, and K. Fukuda, *Magn. Reson. Med. Sci.* **5**, 173 (2006).
- [32] D. J. Kim, J. H. Kim, J. S. Lim, J. J. Chung, J. S. Yu, M. J. Kim, and K. W. Kim, *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.* **18**, 323 (2014).
- [33] R. G. Beets-Tan, D. M. Lambregts, M. Maas, S. Bipat, B. Barbaro, F. Caseiro-Alves, L. Curvo-Semedo, H. M. Fenlon, M. J. Gollub, S. Gourtsoyianni, S. Halligan, C. Hoeffel, S. H. Kim, A. Laghi, A. Maier, S. R. Rafaelsen, J. Stoker, S. A. Taylor, M. R. Torkzad, and L. Blomqvist, *Eur. Radiol.* **23**, 2522 (2013).