

인체의 위 조직 시료에서 자기공명영상장치를 이용한 확산계수 측정에 대한 기초 연구

문치웅^{1*}, 최기승^{1,2}, Roger Nana²,
Xiaoping P. Hu², 양영일³, 장희경⁴, 은총기⁵

¹인제대학교 의용공학과,

²Biomedical Engineering, Emory University/Georgia Institute of
Technology, Atlanta, Georgia, U.S.A., ³인제대학교 의과대학 임상병리과,

⁴고신대학교 의과대학 임상병리과, ⁵인제대학교 의과대학 진단방사선과

(Received August 3, 2006. September 2, 2006)

Ex Vivo MR Diffusion Coefficient Measurement of Human Gastric Tissue

Chi-Woong Mun^{1,2*}, Ki-Sueng Choi^{1,2}, Roger Nana², Xiaoping Hu², Young-Il Yang³, HeeKyung Chang⁴, Choong-Ki Eun⁵

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Gyongnam, Republic of Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Emory University/Georgia Tech, Atlanta, Georgia, U.S.A.,

³Department of Radiology, Pusan Paik Hospital, Busan, Republic of Korea,

⁴Department of Pathology, Inje University College of Medicine, Busan, Republic of Korea,

⁵Department of Pathology, Kosin College of Medicine, Busan, Republic of Korea,

⁶Department of Diagnostic Radiology, Medical School Inje University, Busan, Republic of Korea.

Abstract

The aim of this study is to investigate the feasibility of ex vivo MR diffusion tensor imaging technique in order to observe the diffusion-contrast characteristics of human gastric tissues. On normal and pathologic gastric tissues, which have been fixed in a polycarbonate plastic tube filled with 10% formalin solution, laboratory made 3D diffusion tensor Turbo FLASH pulse sequence was used to obtain high resolution MR images with voxel size of 0.5x0.5x0.5mm³ using 64x32x32mm³ field of view in conjunction with an acquisition matrix of 128x64x64. Diffusion weighted- gradient pulses were employed with b values of 0 and 600s/mm² in 6 orientations. The sequence was implemented on a clinical 3.0-T MRI scanner(Siemens, Erlangen, Germany) with a home-made quadrature-typed birdcage Tx/Rx rf coil for small specimen. Diffusion tensor values in each pixel were calculated using linear algebra and singular value decomposition(SVD) algorithm. Apparent diffusion coefficient(ADC) and fractional anisotropy(FA) map were also obtained from diffusion tensor data to compare pixel intensities between normal and abnormal gastric tissues. The processing software was developed by authors using Visual C++(Microsoft, WA, U.S.A.) and mathematical/ statistical library of GNUwin32(Free Software Foundation).

This study shows that 3D diffusion tensor Turbo FLASH sequence is useful to resolve fine micro-structures of gastric tissue and both ADC and FA values in normal gastric tissue are higher than those in abnormal tissue. Authors expect that this study also represents another possibility of gastric carcinoma detection by visualizing diffusion characteristics of proton spins in the gastric tissues.

Key words : MRI, diffusion tensor, apparent diffusion coefficient(ADC), fractional anisotropy(FA), 3D Turbo-FLASH, gastric tissue.

1. 서 론

악성 종양 중의 하나인 위암의 발생률과 사망률은 최근 감소하는 경향을 보이거나 아직도 서구권에 비해 아시아 지역에서 높게 나타나고 있다[1-3]. 지금까지 일반적으로 이용되어 온 기존의 비침습적 위암 진단 방법들은 위암 단계(staging)의 진단에서 가장 중요한 장막층의 침윤 정도를 정확하게 평가하는데 어려운 문제점이 있다. 이에 대한 대안으로 자기공명영상/분광(magnetic resonance image/spectroscopy: MRI/S) 방법은 아직 Motion artifact와 같은 해결해야할 많은 문제점들이 있지만 향후 위암 진단

This work was supported by the Inje Research and Scholarship Foundation in 2005.

Corresponding Author : 문치웅
경상남도 김해시 여방동 607, 인제대학교 의용공학과
Tel : +82-55-320-3297 / Fax : +82-55-327-3292
E-mail : mcw@inje.ac.kr

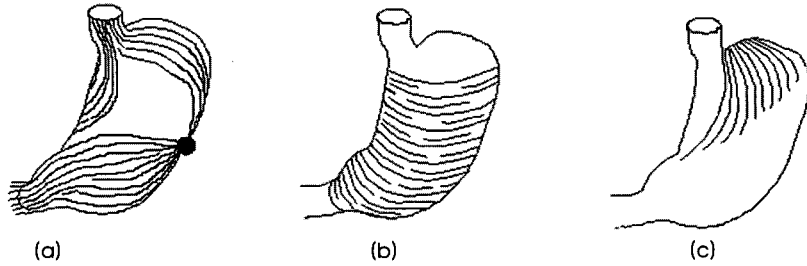


그림 1. 위의 근육 층 구조 (a) 외층은 종주근, (b) 중간층은 윤주근, 그리고 (c) 내층은 사근이라는 독특한 3층 구조로 되어 있다. 종주근이 갈라지는 위치에 검은 점으로 표시되어 있다.

Fig. 1. Structure of Gastric Muscularis: (a) the longitudinal layer (the area where the longitudinal fibers split is marked with a black circle); (B) the circular layer; (C) the oblique layer.

단에 이용할 수 있는 가능성을 높이 평가하고 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다 [4-12]. MRI/S를 이용한 지금까지의 위암 연구를 살펴보면 오 등은 [4] 수술로 적출한 위암 조직의 경우 정상 위 조직에 비해 위벽 층의 MR T2 영상 신호가 감소하는 특성을 나타내었으며 위벽의 암세포 침윤을 MR 영상을 이용하여 진단할 수 있다고 보고하였다. Matsushita 등과 [5] Düx 등은 [6] MR 영상에서 반대위상기법(opposed phase sequence)이 위암 진단에 도움이 됨을 주장하였다. 본 연구진도 위의 장막 층별로 MR 분광 정보를 획득하여 정상조직과 비정상 조직 간의 수소원자핵 물질 대사 변화가 있음을 관측하였다 [7-10]. 이 후에는 각 물질대사 피크의 T2를 측정하여 비정상적인 위벽 조직에서 MR 분광 피크의 T2 값이 정상조직에 비하여 통계적으로 유의하게 감소한다고 보고 하였다 [11-14]. MR 분광을 이용한 이러한 연구에서는 정상 위 조직 시편과 위암 조직 시편에서 획득한 분광신호의 차이를 각 층별로 구별하고 이를 해부병리학적 유형에 따라 분광신호를 분류하여 수소원자핵 MR 분광 기법이 위암을 진단하는데 유용한 방법이 될 수 있는 가능성을 보였다 [10,14].

위 벽은 바깥으로부터 장막(Serosa), 근층(muscularis), 점막하층(submucosa) 및 점막층(mucosa)의 4층 구조로 되어 있으나 근육층은 위 자체의 독특한 기능을 수행하기 위해 변형되어 있다. 그림 1에 보인 것처럼 근층은 바깥쪽으로부터 외층은 종주근(longitudinal muscle), 중간층은 윤주근(circular) 그리고 내층은 사근(oblique)이라는 독특한 3층 구조를 이루어 음식물을 휘저어 서로 섞고 작은 입자로 쪼갤 수 있도록 되어 있다 [15, 16]. 이들 근육 층들을 이루는 각 근섬유는 고유한 방향성을 가지고 있으므로 본 연구에서는 MR 확산강조영상(diffusion-weighted image: DWI) 또는 확산텐서영상(diffusion tensor image: DTI)에서 확산계수의 변화와 등방성/비등방성을 관찰하여 위의 질병 진단에 이용할 수 있을 것임에 착안하여 이에 대한 기초연구를 수행하였다.

그러나 MRI/S방법을 인체 내부의 장기에 적용시키기에는 아직까지 한계가 있다. 연동 운동을 하는 생체 내의 위 조직에서 왜곡이 없는 확산텐서 MR 영상을 획득하기가 현재의 기술로는 쉽지 않다. 확산텐서영상법은 확산텐서를 구하기 위하여 확산강조경사자장을 6~128 방향으로 가하면서 3차원 영상을 얻기 때문에 긴 scan time을 필요로 하며 이를 줄이기 위해 주로 EPI(echo planar

imaging) 펄스 파형을 주로 사용한다 [17-21]. 하지만 EPI를 사용하면 scan 시간은 줄일 수 있지만 해상도 및 영상의 질이 낮기 때문에 시료의 크기가 작으면서 고해상도를 요하는 본 연구에는 적합하지 않다. 따라서 본 연구에서는 영상신호의 신호대잡음비(signal-to-noise ratio: SNR)를 높이고 고해상도 영상을 얻기 위해 위 조직 시료에 적합한 크기의 고주파 코일, 3차원 확산텐서 Turbo-FLASH 펄스파형 그리고 확산영상처리 프로그램을 자체적으로 개발하였다. 그리고 외과적 수술 의해 적출된 위 조직에서 확산텐서 MR 영상을 획득하고 정상조직과 비정상조직의 영상신호들을 분석함으로써 앞으로의 MRI/S에 의한 생체 내 위 조직의 암 진단 기술 개발의 초석이 되고자 하였다.

II. 방법 및 재료

본 연구에서 사용한 MRI 시스템은 미국 Emory 대학/Georgia Technology Institute 의공학과의 의료영상기술센터(Biomedical Imaging Technology Center: BITC)에 설치되어 있는 3.0-T MRI system(Trio, Siemens, Germany)을 이용하였다. 본 연구에 사용된 시료는 고신대학병원에서 시행된 위암 수술에서 임상병리학적 진단을 위해 적출된 위 조직을 이용하였다. 임상병리학적 전문가에 의해 질병의 유무가 진단된 후 냉동 보관시켰다가 그림

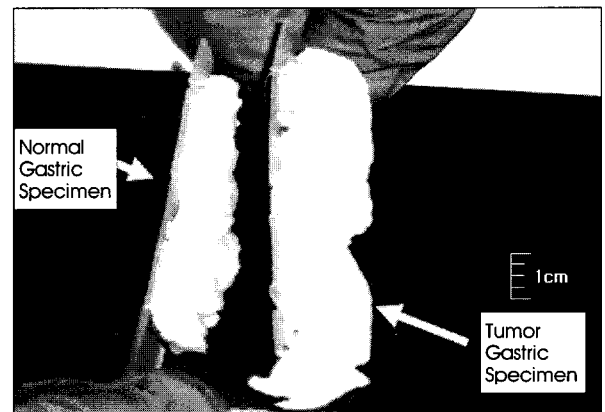


그림 2. 정상(왼쪽) 및 병변(오른쪽)의 위 조직
Fig. 2. Normal (left) and abnormal (right) gastric tissue

2차립 수술 후 24시간 이내에 정상 위 조직과 비정상 위 조직으로 나뉘어 그림 3 오른쪽 가운데의 내경이 50mm이고 원통 모양의 폴리카보네이트 용기에 10% 포르말린 용액으로 고정시켜 보관하였다.

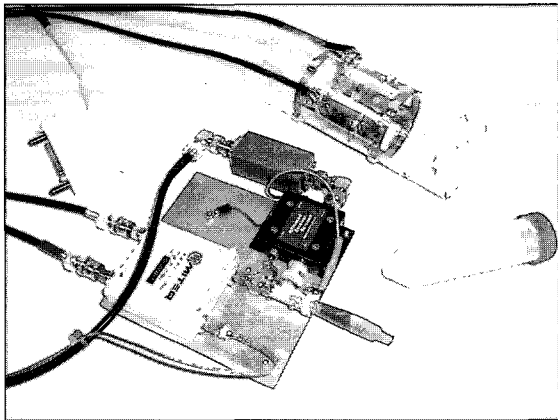


그림 3. 송수신겸용 새장고주파코일, 결합회로 및 폴리카보네이트 병에 담긴 위 조직 시료의 사진

Fig. 3. Photograph of small volume quadrature typed-birdcage rf coil, coupler device and package of gastric tissue sample.

작은 크기의 조직 시료로부터 양질의 고해상도 영상을 얻기 위해서는 높은 SNR이 필수적이므로[22-24] 위 조직의 크기에 맞는 내경 55mm의 송수신 겸용 quadrature 새장고주파코일(birdcage rf coil) 및 결합회로(coupler circuit)를 제작하였다. 결합회로는 코일에서 획득된 신호를 증폭시키기 위한 전치증폭기(pre-amplifier)와 고주파 신호의 송수신 방향 및 위상을 조절하기 위한 90° hybrid

combiner, 그리고 고 전력 신호로부터 구성 소자들을 보호하기 위한 보호회로 등으로 이루어져 있다. 그림 3은 실험실에서 제작된 위 조직 전용 새장고주파코일, 결합회로장치 그리고 위 조직 시료가 들어 있는 용기의 사진이다. 새장고주파코일은 3.0-T의 고자장에 대응하는 공명주파수 127.2 MHz에서 임피던스 정합이 되도록 조정하여 다른 상용 코일에 비해 고주파자장의 균일도와 신호의 SNR이 개선된 소형 고주파 코일이다.

영상데이터 획득을 위해 그림 4의 3차원의 확산텐서 Turbo FLASH 펄스파형을 Siemens사의 펄스파형 개발도구인 IDEA 프로그램을 이용해 본 연구팀에서 직접 개발한 후 MRI 장치에 설치하였다. 그림 4의 FLASH readout 파형에서 고주파펄스 속임 각 (flip angle)을 20° 로 하였고 Field Of View(FOV)를 64×32×32, 신호획득 matrix 크기를 128×64×64로 하여 화적소(voxel) 크기가 0.5×0.5×0.5mm³인 고해상도 확산텐서 영상을 획득하였다. 반복시간과 에코타임(TR/TE)은 3000/3.95msec로 하였다. 확산강조경사자장의 강도는 b 값으로 표시하는데 이 값을 0으로 하여 3차원 영상을 획득한 후 연이어서 b 값을 600 s/mm²으로 증가시켜 6 방향으로 확산강조경사자장을 가하면서 3차원 영상 데이터를 획득하였다. 전체 영상 데이터 획득시간(total scan time)은 32 번의 average로 약 12시간 정도였으며 영상은 데이터 획득 즉시 재구성 되었다. 획득된 MR 영상은 dicom 형태로 변환하여 PC로 전송한 후 확산텐서를 Visual C++와 GNUwin32의 수학 및 통계처리 프로그램을 이용하여 구한 다음 ADC(apparent diffusion coefficient) 영상과 FA(fractional anisotropy) 영상을 재구성하여 정상 및 병변이 있는 부위에서 화소 값들을 측정하고 분석하였다.

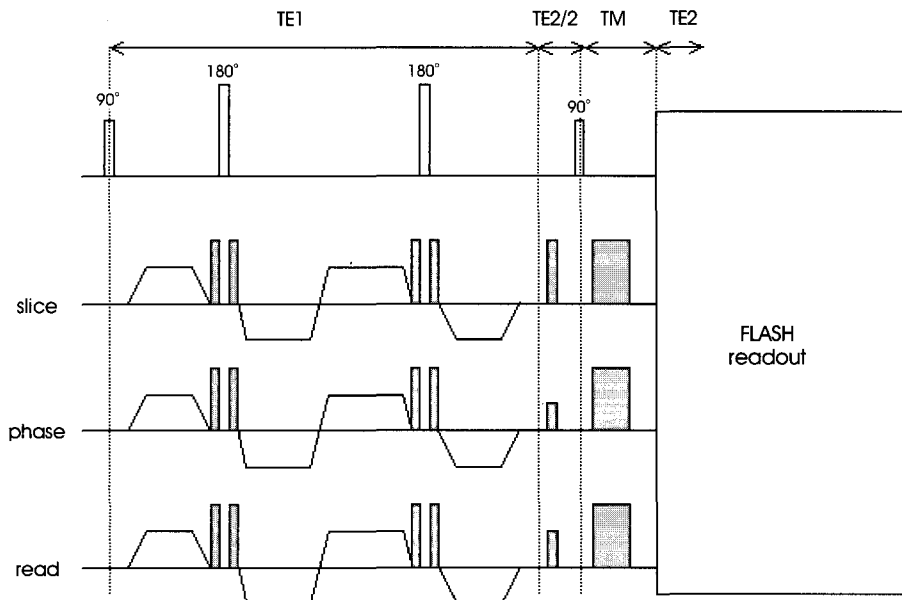


그림 4. 3차원 확산텐서 Turbo-FLASH 펄스파형 다이어그램

Fig. 4. 3-D DT Turbo-FLASH pulse sequence diagram

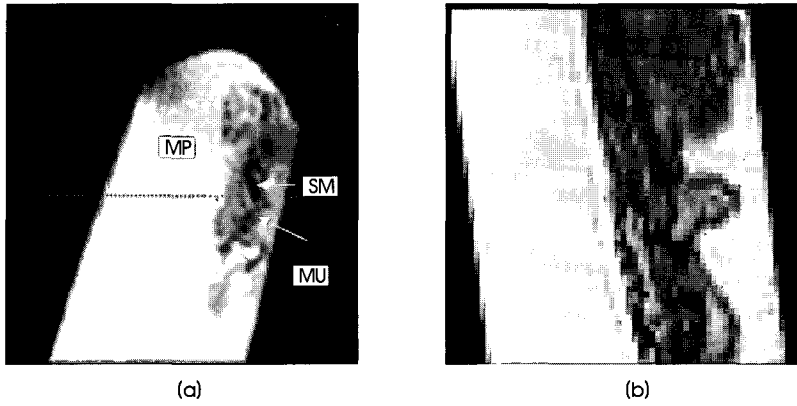


그림 6. (a) 정상 및 (b) 병변 위 조직의 B₀ 영상
Fig. 5. B₀ images of (a) normal and (b) abnormal gastric tissue samples

III. 결과 및 토론

실험에 사용할 시료에 알맞은 크기의 quadrature 새장고주파코일을 제작하여(그림 3) 사용함으로써 MRI 제조사에서 제공하여 사용하고 있던 quadrature 무릎코일을 사용할 때보다 약 8배의 SNR을 개선하여 고해상도의 확산텐서 영상을 얻는 데 사용할 수 있었다. 3D DW Turbo-FLASH sequence를 이용함으로써 EPI 파형을 사용할 때보다 SNR이 개선되고 artifact가 적은 양질의 고해상도의 영상을 획득하였다.(그림 5) 본 연구진에서 제작한 후처리 프로그램을 이용하여 확산영상정보들을 분석-처리한 결과 영상은 그림 6과 그림 7에 나타내었고 이들로부터 위 조직의 영상신호세기를 분석하여 표 1과 2에 나타내었다.

본 연구에서 제안된 방법으로 얻은 영상을 인체의 정상 및 병변 위 조직에 대해서 그림 5, 그림 6 그리고 그림 7에 나타내었다. 그림 5는 인체 위 조직의 시료에 대하여 3차원 확산텐서 Turbo-FLASH 펄스파형으로 얻은 영상 중 b 값이 0일 때의 영상으로 그림 5(a)는 정상 위 조직을, 그림 5(b)는 병변 위 조직을 대상으로 하고 있다.

이렇게 얻어진 영상들은 0.5×0.5×0.5mm³ 화적소(voxel) 크기를 한 점으로 구별할 수 있을 정도의 고해상도 영상으로 위 조직을 이루는 기본적인 세 조직 층인 점막(MU), 점막하층(SM), 근층(MP)을 정확히 구분 할 수 있었다. 그림 6(a)와 그림 7(a)는 확산강조경사자장의 b 값을 0으로 하여 얻은 3차원 Turbo-FLASH 영상 그림 5(a)와 그림 5(b)에 해당하는 영상들이다. 그림 6(a)과 그림 7(a) 영상은 TR이 3초로 길고 TE가 약 4msec로 짧게 하여 얻어진 영상이기 때문에 프로톤밀도 대조도(proton-density contrast)를 나타내는 영상으로 위 조직 전체가 주변의 포르말린 용액보다 낮은 영상신호강도를 나타내었고 영상 옆에 나타난 영상 중앙에서의 영상신호세기 곡선 그래프에도 잘 나타나 있다. 그림 4에 보인 확산강조경사자장을 가하여 얻어진 확산강조영상은 그림 6(b)와 그림 7(b)에 나타내었다. 이들 확산강조영상에서는 그림 6(a)과 그림 7(a) 영상들과 비교하여 조직 주변의 포르말린 용액에 대한 영상신호강도가 상대적으로 낮아진 것은 포르말린 용액의 확산강조경사자장에 의한 신호감소가 위 조직에서 보다 큰 것을 알 수 있다. 실험으로 얻은 영상에서 화소별로 apparent diffusion

표 1. 정상 위 조직의 각층에서 측정된 평균 영상신호 세기 비교

Table 1. Image intensity comparison between normal gastric tissue layers

Imaging method	Mucosa layer	Submucosa layer	Proper muscle layer
B0	0.23	0.14	0.21
DW	0.72	0.66	0.70
ADC	0.32	0.37	0.30
FA	0.90	1.0	0.87

※ 상기의 값들은 동일한 영상 내에서(가로방향) 비교해야 하며 영상법 사이(세로방향)의 값 비교는 의미가 없음.

표 2. 정상 및 병변 위 조직의 평균 ADC 값 및 FA 값의 비교

Table 2. Comparison of average ADC and FA value between normal and abnormal gastric tissues.

	Normal Gastric tissue	Tumor Gastric tissue
ADC	0.34	0.28
FA	0.92	0.7

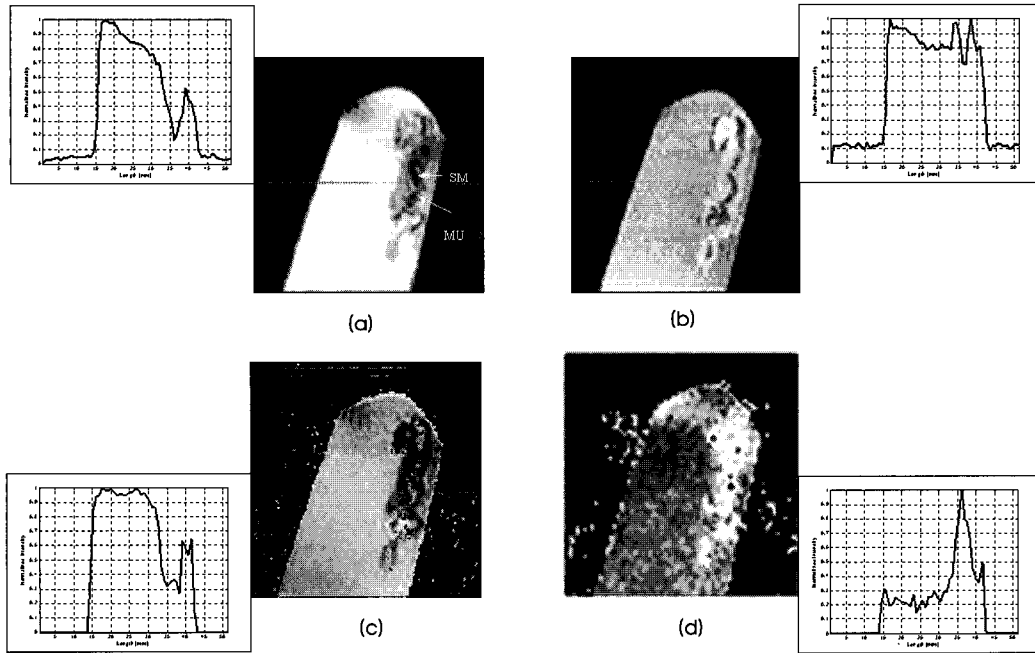


그림 6. 정상 위 조직 시료의 영상 (a) B_0 영상, (b) 등방성 확산강조 영상, (c) 현상확산계수 영상, (d) fractional anisotropy(FA) 분포와 각 영상의 가로선에서의 영상 신호 밝기를 나타낸 그래프

Fig. 6. Normal gastric tissue images: (a) B_0 image; (b) Isotropic DW image; (c) ADC map; (D) FA map and their image intensity profile graphs along the horizontal lines.

coefficient (ADC)를 계산하여 그림 6(c)과 그림 7(c)의 영상으로 나타내었다. 프로톤밀도 영상이나 확산강조 영상에 비하여 ADC 영상은 시료 조직과 주변의 포르말린 용액의 영상신호 차이 그리고 위 조직의 층별 구별이 보다 뚜렷한 경향을 나타내었다. 그

림 6(d)과 그림 7(d)은 획득된 3차원 확산텐서영상으로부터 화소별로 확산텐서 행렬 및 eigen value와 eigen vector를 구하여 fractional anisotropy (FA)를 계산한 다음 그 분포를 영상으로 나타낸 것이다. FA 영상에서는 시료 조직의 비등방성 확산계수가 클수록 영

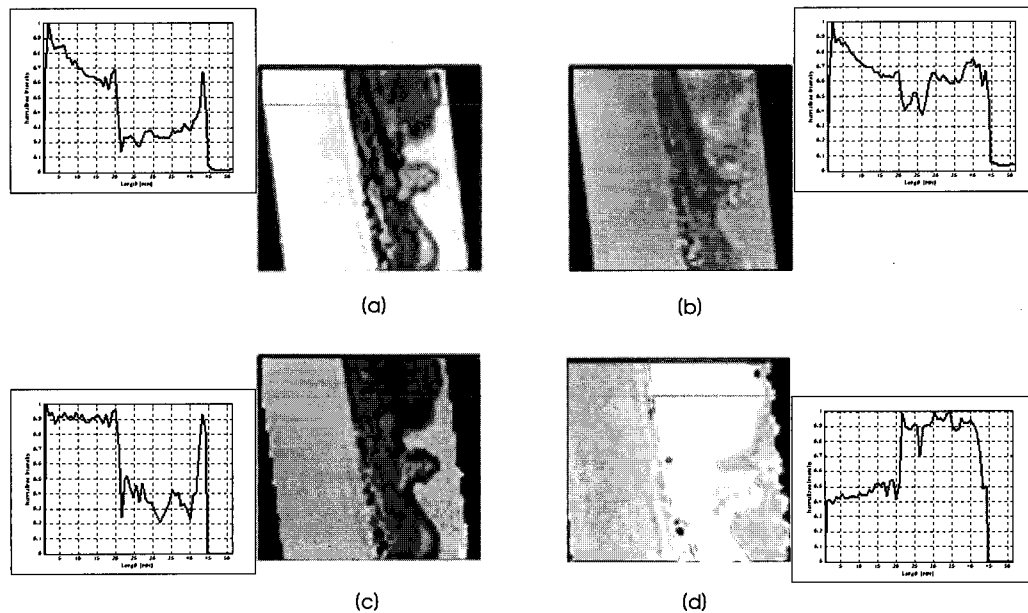


그림 7. 위암 조직 시료의 영상 (a) B_0 영상, (b) 등방성 확산강조 영상, (c) 현상확산계수 영상, (d) fractional anisotropy(FA) 분포와 각 영상의 가로선에서의 영상 신호 밝기를 나타낸 그래프

Fig. 7. Gastric cancer tissue images: (a) B_0 image; (b) Isotropic DW image; (c) ADC map; (D) FA map and their image intensity profile graphs along the horizontal lines.

상신호가 밝게 나타나므로 이는 그림 6(d)과 그림 7(d) 영상에서 위 조직은 밝고 주변의 포르말린 용액은 어둡게 나타나는 것과 일치함을 알 수 있었다.

정상 위 조직 시료에서 얻은 그림 7의 영상에서 위 조직의 점막층, 점막하층 그리고 근층 별로 영상신호 값들을 측정하여 그 결과를 표 1에 나타내었다. 이 경우, B_0 영상과 확산강조 영상에서의 점막 하층의 영상신호세기 값이 점막층과 근층에 비해 모두 낮게 측정 되었으나 반대로 ADC와 FA 영상에서는 점막하층에서 더 밝은 영상신호가 측정되었다. 그림 8의 위 병변 조직의 경우 전체적으로 위 조직 층간의 영상신호 값의 뚜렷한 차이를 확인 할 수가 없었고 FA 및 ADC 값은 정상 위 조직에서 병변이 있는 위 조직에 비해 모두 상대적으로 높은 대조도를 보였다. (표 2)

본 연구는 내경 7.5cm, 길이 10cm 정도의 작은 시료에서 $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{mm}^3$ 의 고해상도 영상을 얻어야 하므로 제안된 방법으로도 scan time이 매우 길고 SNR이 낮다는 제약점을 가지고 있다. 작은 시료에서 고해상도 영상을 얻기 위해서는 MRI 장치의 경사자장 세기가 매우 강해야 하며 화적소 크기가 매우 작기 때문에 EPI나 Turbo-FLASH와 같은 고속영상법에서는 양질의 영상을 얻기가 어렵다. 본 연구에서 사용한 Turbo-FLASH 방법이 고속영상법에 속하기는 하지만 3차원 확산텐서 영상을 얻기 위해서는 b값이 0일 때와 b값이 0이 아닐 때 6방향의 확산강조경사자장을 가해 줄 때마다 3차원의 영상을 얻기 때문에 일반 3차원 영상을 얻기 위한 scan time보다 7배 길어지게 된다. 더욱이 낮은 SNR을 보완하기 위해 32번의 average를 하였으므로 scan time은 실제로 더욱 길어 본 연구의 가장 큰 문제점의 하나로 되어 있다. 향후 이 문제점은 해결되어야 하는데 이를 위해서는 보다 주자장의 세기가 큰 MR 장치에서 artifact가 적고 SNR이 높은 고속확산텐서영상법을 개발해야 할 것이다. 보다 고자장의 MR 장치를 이용하게 되면 SNR의 향상을 가져와 그림 1에 보인 것처럼 위 조직의 근층이 방향성을 가지고 있으므로 위 조직의 근 섬유 경로를 확산텐서 영상(Diffusion tensor image: DTI)으로 추적하는 기술 개발이 향후 가능하여 근층의 암 조직 침윤에 대한 연구에 일조할 것으로 예상된다.

본 연구가 많은 제약점을 가지고 있기는 하지만 MRI의 확산정보를 이용하여 위 조직의 암 진단 이용에 가능성이 있음을 확인하였고 향후 인체의 위장 질병을 극복할 수 있는 기술 개발의 기초를 마련한데 그 의의가 있다고 생각된다.

참고문헌

[1] S.K. Kim, J.M. Jung, "Clinical review of gastric cancer in Korea," *Medical Postgraduates, Korea Green Cross Co.*, vol. 26, no.2, pp. 8-70, 1988.
 [2] K.Y. Yoo, "Epidemiologic features and perspective of stomach cancer in Korea," *Medical Postgraduates, Korea Green Cross Co.*, vol. 26, no. 2, pp. 9-64, 1998.
 [3] W.S. Hong, "Chemoprevention of gastric cancer," *Journal of*

Korean Association of Cancer Prevention, vol. 9, no. 1, pp. 1-7, 2004.
 [4] Y.H. Auh, T.H. Lim, D.H. Lee, et al., "In vitro MR imaging of the resected stomach with a 4.7-T superconducting magnet," *Radiology*, vol. 191, pp. 129-134, 1994.
 [5] M. Matsushita, H. Oi, T. Murakami, et al., "Extraserosal invasion in advanced gastric cancer evaluation with MR imaging," *Radiology*, vol. 192, pp. 87-91, 1994.
 [6] X.M. Du, T. Roeren, C. Kuntz, et al., "MRI for staging of gastric carcinoma: first, results of an experimental prospective study," *J. Compute Assist Tomogr.*, vol. 21, pp. 66-72, 1997.
 [7] J.Y. Jo, K.S. Choi, S.H. Kim, S.W. Shin, H.Y. Lee, C.K. Eun, C.W. Mun, "In-vitro and ex-vivo MR Spectroscopy of human gastric tissue," in *Proc. 28th Annual Meeting of Korea Society of Medical Biological Engineering*, 2003, pp. 650-652.
 [8] J.Y. Jo, J.W. Cho, W.J. Shin, H.Y. Lee, C.K. Eun, S.H. Nam, C.W. Mun, "In-vitro and Ex- vivo proton magnetic resonance spectroscopy(1H-MRS) findings for the stomach tissue of patients," in *Proc. ISMRM, The 11-th Scientific Meeting and Exhibition*, 2003, pp.1478.
 [9] J.Y. Jo, W.J. Shin, K.S. Choi, S.H. Kim, C.K. Eun, Y.Y. Ill, J.H. Lee, C.W. Mun, "Ex vivo 1H MR spectroscopy: normal gastric and cancer tissue," *JKorean Gastric Cancer Assoc*, vol. 3, no. 3, pp. 151-157, 2003.
 [10] C.W. Mun, J.Y. Cho, W.-J. Shin, K.-S. Choi, et al. "Ex vivo MR spectroscopy (1H-MRS) for evaluation of human gastric carcinoma," *Magn. Reson. Imag.*, vol. 22, pp. 861-70, 2004.
 [11] J.Y. Cho, K.S. Choi, S.H. Kim, W.J. Shin, H.Y. Lee, C.K. Eun, C.W. Mun, "T2-relaxation time measurement of ex vivo stomach tissue using 1H MRS," in *Proc. 29th Annual Meeting of Korea society of medical biological engineering*, 2003, pp. 149.
 [12] K.S. Choi, C.S. Park, S.H. Kim, W.K. Lee, S.P. Kang, W.J. Shin, C.K. Eun, C.W. Mun, "T2-relaxation time measurement of metabolite peak in gastric using ex vivo proton magnetic resonance spectroscopy imaging," *Healthcom2005, IEEE*, pp.375-377, 2005.
 [13] K.S. Choi, C.S. Park, S.H. Kim, W.K. Lee, O.J. Shin, C.K. Eun, J.W. Shin, C.W. Mun, "T2-relaxation time measurement of metabolite peak in gastric tissue using ex vivo proton magnetic resonance spectroscopic imaging," in *Proc. Intl. soc. Mag. Reson. Med.*, vol. 13, pp. 2494, 2005.
 [14] C.W. Mun, K.S. Choi, W.J. Shin, Y.I. Yang, H.K. Chang, X.P. Hu, C.K. Eun, "T2-relaxation time measurement of ex vivo 1H MR metabolite peaks for evaluation of human stomach cancer," *J. Miomed. Eng. Res.*, vol.27, no.2, pp. 53-58, 2006.
 [15] M.H. Noh, J.H. Yong, Y.D. Lee, *Human anatomy*, Seoul, Korea:Jung-dam Media, 2004, pp. 461-464.
 [16] R.R. Seeley, T. D. Stephens, P.Tate D.A., *Anatomy and Physiology*, Missouri, United States of America:3rd-Edition, St. Louis:Mosby, 1992.
 [17] P.J. Basser, S. Pajevic, C. Pierpaoli, J. Duda, A. Aldroubi, "In vivo fiber tractography using DT-MRI data," *Magn. Reson. Med.*, vol. 44, pp. 625-632, 2000.
 [18] D. Le Bihan, J-F. Mangin, C. Poupon, C.A. Clark, S. Pappata, N. Molko, H. Chabriat, "Diffusion tensor imaging: concepts and

- application," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 13, pp. 534-546, 2001.
- [19] P.J. Basser, D.K. Jones, "Diffusion-tensor MRI: theory, experimental design and data analysis - a technical review," *NMR Biomed.*, vol. 15, pp. 456-467, 2002.
- [20] S. Mori, P.C.M. van Zijl, "Fiber tracking: principles and strategies - a technical review," *NMR Biomed.*, vol. 15, pp. 468-480, 2002.
- [21] R. Nana, K. S. Choi, C-W. Mun, et al., "Ex vivo MR diffusion anisotropy measurement for the evaluation of gastric tissue fiber direction using 3D Turbo STEAM sequence," in *Proc. 14th ISMRM*, May, 2006, pp.2227.
- [22] J.W. Cho, M.Y. Paek, J.Y. Jo, et al., "Magnetic resonance imaging of lumen wall using quadrature-typed inside-out receiver coil," in *Proc 10th ISMRM*, 2001, pp. 886.
- [23] K S Choi, J Y Cho, Chi-Woong Mun, "Quadrature-typed RF coil for in vitro magnetic resonance imaging/spectroscopy," in *Proc. 28th Annual Meeting of Koera Society of Medical Biological Engineering*, 2003, pp.100.
- [24] K.S. Choi, J.Y. Cho, C.W. Mun, "Quadrature-typed RF Coil for In vitro Magnetic Resonance Imaging/Spectroscopy", in *Proc. 28th Annual Meeting of Korea Society of Medical Biological Engineering*, 2003, pp. 100.