

# The Evaluation of Image Quality in Gradient Echo MRI of the Pancreas : Comparison with 2D T1 FFE and 3D T1 THRIVE Imaging

Eun - Hoe Goo\*

Department of Radiological Science, Cheongju University

Received: January 12, 2016. Revised: January 30, 2016. Accepted: February 29, 2016.

## ABSTRACT

The purpose of this analysis is to compare 2D T1 FEE and 3D T1 THRIVE for demonstration of the pancreas. A total of 85(45 men, 40 women; 58 years) PACS network datum were analysis clinically indicated pancreas MRI at 1.5 T. The SNRs and CNRs of 3D T1 THRIVE(SNR:  $46.42 \pm 0.67$ , CNR:  $28.16 \pm 0.50$ ) showed significantly higher values than those from 2D T1 FEE(SNR:  $53.84 \pm 1.20$ , CNR:  $35.48 \pm 0.70$ ),  $p < 0.05$ . The image quality of the 3D T1 THRIVE( $2.63 \pm 0.14$ ) was significantly superior to that with the 2D T1 FEE( $2.2 \pm 0.05$ ), but 3D T1 THRIVE revealed several artifacts resulting in poor quality. In conclusion, The 3D T1 THRIVE technique with a 1.5 T resulting in improved SNRs, CNRs and image quality was demonstrated.

Keywords: 2D fast field echo, 3D high-resolution isotropic volume examination, signal to noise ratio, contrast to noise ratio

## I. INTRODUCTION

췌장암(pancreas cancer)은 여러 형태의 증상을 동반하게 된다. 구역질을 비롯하여 복통이 발생하여 환자에게 심한 고통을 초래하게 된다. 이러한 특징들은 등 쪽에서 통증이 퍼지는 증상으로 여러 자세를 취하므로 통증을 해소하기도 한다. 일반적으로 췌장의 막과 췌관의 이상 현상으로 암이 발생하게 된다. 췌장은 머리(head), 몸체(body), 꼬리(tail) 부분으로 구성되어 있으며, 췌장의 머리 부분에서 주로 암이 발생하게 된다. 빌리루빈이 과다로 인하여 담즙(bile) 분비를 하지 못해 발생하는 황달(jaundice)은 80~90% 정도가 췌장의 머리 부분에서 발생하게 되며 일반적인 증상의 지표로서 정하기도 한다.<sup>[1]</sup> 췌장을 진단하는 방법으로 주로 내시경 역행담췌관조영술(endoscopic retrograde cholangiopancreatography, ERCP) 같은 직접적인 방법을 권고하고 있다.<sup>[2]</sup> 그러나 이 방법은 시술 전에 진정제를 투여하거나 내시경을 인체에 투여하기 때문에 관 삽입이 어려운 환자에게는 검사 할 수가 없으며, 시술자의 능력에

따라 다소 의존적이었다. 또한 미국 소화기내시경학회(american society for gastrointestinal endoscopy, ASGE)와 소화기학회(american gastroenterological association, AGA)에서는 질적인 상과 담췌 질환일 가능성이 희박한 경우 진단을 위해서는 ERCP를 하지 않도록 권고하였다.<sup>[3]</sup> 그러나 기존 보고에 의하면 자기공명체담관조영술(magnetic resonance pancreaticobiliary, MRPB)은 비침습적, 침습적 방법을 환자상태에 따라서 할 수 있으며, 전문적 기술에 의존하지 않고 ERCP 와 비교할 만한 결과를 얻을 수가 있었다.<sup>[4]</sup> 최근에 MRPB 검사에서 HASTE와 같은 급속기법(fast technique, FT)을 비롯하여 2D 와 3D 경사자기장 에코(gradient echo, GRE)<sup>[5]</sup> 영상은 검사시간이 짧아 호흡에 의한 흔들림(blurring)이 적어 지방조직에 대한 정확한 공명주파수를 인가할 수 있기 때문에 복부검사 시 지방소거에 적절한 기법으로 환자에게 진단적 정보를 제공하고 있다. 그러나 급속기법으로 T2 효과를 가지는 2D, 3D 영상을 비교한 보고가 있지만<sup>[6,7]</sup>, GRE 기법으로 T1 효과를 나타내는 2D, 3D 기법은 보고되지 않았다. 이러한 점을 기반으로

본 데이터 분석에서는 MRPB 검사에서 췌장을 가장 잘 묘출하는 3차원 영상기법인 T1 GRE(THRIVE)와 2차원 T1 GRE(FFE) 기법을 비교하여 우위의 펄스시퀀스(pulse sequence)를 찾고자 하였다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. Material and methods

본 데이터 분석은 선행된 MRPB 환자를 무작위로 선정하여 총 85명(남자 45명, 여자 40명, 연령범위 38-80세, 평균연령 58세)의 데이터를 PACS 네트워크(network)로 분석을 하였다. 분석한 모든 데이터는 조영제를 사용하지 않았으며, 검사기기로는 1.5 T(Philips, Medical System, Achieva, The Netherlands) 자기공명영상기기를 이용하였다. 수신코일(received coil)로는 16 channel SENSE(sensitivity encoding) XL - torso coil 이었다. 분석에 사용된 펄스시퀀스(pulse sequence, PS)는 지방소거기법(fat suppression, FS)을 적용하였고 췌장을 잘 묘출하는 T1 GRE로 2D FFE(fast field echo), 3D THRIVE(high-resolution isotropic volume examination)이었다. 분석에 적용된 Table 1과 같이 T1 GRE의 매개변수를 적용하였다.

Table 1. Scan parameters for evaluation of T1 GRE 2D and 3D pulse sequence at 1.5 T

PS <sup>a)</sup>	TR	TE	FA	Matrix	MP	FOV	Th./G.	ST
2D FFE <sup>b)</sup>	176	5	80	172 X 172		340	5/6	21
3D THRIVE <sup>c)</sup>	4	2	10	172 X 172		340	4/2	19

<sup>a)</sup>PS: pulse sequence, <sup>b)</sup>FFE: Fast Field Echo, <sup>c)</sup>THRIVE: high-resolution isotropic volume examination, TR(ms): repetition time, FOV(mm): field of view, Th./G(mm): slice thickness/gap, Matrix MP: frequency and phase encoding matrix, ST: scan time

### 2. Analysis method

두 GRE 기법은 DICOM(digital imaging and communications in medicine) 파일로 PACS(INFINITT Healthcare, Co., Ltd, Korea) 시스템에 전송된 데이터를 분석하였다. 전송된 DICOM 파일은 Zoom configuration은 76.88%로 하였고, 12 Bits로 저장을 하였다. 췌장의 묘출정도를

분석하기 위해 PACS 네트워크로 전송된 DICOM 파일을 Image Viewer 프로그램을 이용하여 일정한 크기의 관심영역(region of interest)을 설정한 후 췌장의 head, body, tail에 대한 SNR(signal to noise ratio, Eq. 1), CNR(contrast to noise ratio, Eq. 2)를 정량적 분석을 하였다. 이들의 매개변수는 다음과 같이 정의하였다.

$$SNR = \frac{Signal_{tissue}}{\sigma_{background}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{Signal_{tissue1} - Signal_{tissue2}}{\sigma_{background}} \quad (2)$$

SNR은 췌장조직(pancreas tissue)의 3(head, body, tail) 관심영역(region of interest, ROI)에서 얻은 평균 신호강도를 복부 표면의 대각선 방향으로 설정한 ROI에서 얻은 배경잡음 신호강도의 표준편차로 나누었다. ROI 크기는 일정하게 하였으며 경계가 뚜렷한 중심부위에 설정하였다. CNR은 [췌장의 3 영역(tissue 1)]과 - [인접부위 신호강도(tissue 2)]/ 대각선 방향으로 설정한 배경잡음 신호강도의 표준편차로 나누었다. 정성적 분석방법으로는 두 기법으로 얻은 영상에 대하여 췌장의 명확성(anatomic conspicuity), 인공물(image artifact)의 형성, 주변의 지방소거(fat suppression) 정도에 대하여 3단계로 구분하여 평가를 하였다. 명확성은 췌장이 전반적으로 3 부위에 대하여 경계가 뚜렷하게 보일 경우 (excellent 3), 췌장이 일부분만 보이며, 경계는 뚜렷하게 보일 경우 (good 2), 췌장이 희미하게 보이고 경계가 뚜렷하게 보이지 않을 경우 (poor 1)로 구분하였다. 인공물은 인공물이 발생하지 않을 경우 (excellent 3), 인공물이 발생했으나 영상구분이 가능할 경우 (good 2), 인공물이 발생하여 영상구분이 불가능한 경우 (poor 1)로 구분하였다. 지방소거 정도는 췌장 주변에 지방조직이 흔들림(blurring) 없이 잘 소거되었을 경우 (excellent 3), 췌장주변에 지방조직이 소거되었으나 흔들림이 발생한 경우 (good 2), 췌장주변에 지방조직이 소거되지 않거나 흔들림이 발생한 경우 (poor 1)로 구분하였다. 모든 값은 두 기법을 기준으로 평균화 하여 비교하였다. 두 기법에 대한 데이터 값은 3차 의료기관에서 임상경력 10년 이상인 경험이 있는 MRI 국제 전문방사선사가 평가를 하였다.

### 3. 통계분석

두 기법에 대한 정량적 분석으로 SNR와 CNR에 대한 통계적 유의성은 paired t-test로 계산되었으며, 췌장의 정성적 분석으로 영상기법에 대한 질의 차이를 Wilcoxon signed rank test를 이용하여 통계화 하였다( $p < 0.05$ ). 통계에 사용된 프로그램은 PASW Statistics(release 18.0) 프로그램을 이용하여 p값이 0.05 이하 일 때 유의성을 두었다.

### III. RESULT

총 85명에 대하여 GRE 기법을 이용한 2D FFE와 3D THRIVE 데이터를 PACS 모니터를 이용하여 분석을 하였다. 두 기법에 대하여 Table 2와 같이 췌장의 head, body, tail에 대한 평균 SNRs은(2D FFE:  $46.42 \pm 0.67$ , 3D THRIVE:  $53.84 \pm 1.20$ ) 3D THRIVE 기법이 높게 나타났으며, 또한 췌장의 3 영역과 주변조직의 평균 CNRs(2D FFE:  $28.16 \pm 0.50$ , 3D THRIVE:  $35.48 \pm 0.70$ )도 3D THRIVE가 높은 값을 얻어 통계적으로 유의성 있는 결과를 얻었다( $t = -4190$ ,  $p = 0.000$ ).

Table 2. Quantitative analysis: SNRs, CNRs in pancreatic head, body, tail(n=85).

pancreas	SNR		CNR	
	2D FFE	3D THRIVE	2D FFE	3D THRIVE
head	45.86 $\pm 2.84$	55.59 $\pm 5.44$	33.89 $\pm 1.95$	36.63 $\pm 4.09$
body	46.11 $\pm 1.51$	57.85 $\pm 6.78$	30.75 $\pm 1.02$	49.43 $\pm 4.25$
tail	47.29 $\pm 2.32$	48.10 $\pm 4.38$	19.84 $\pm 1.14$	20.38 $\pm 2.95$
Mean $\pm$ SD	46.42 $\pm 0.67$	53.84 $\pm 1.20$	28.16 $\pm 0.50$	35.48 $\pm 0.70$

Numbers: Average values  $\pm$  standard deviation.  
SNR: signal to noise ratio. CNR: contrast to noise ratio, THRIVE: high-resolution isotropic volume examination. There are significant differences between 2D FFE and 3D THRIVE technique in SNRs and CNRs( $p < 0.05$ ), p-value: paired t-test.

정성적 분석으로 췌장의 명확성, 영상의 인공물, 지방소거에 관하여 Table 3과 같이 점수화 하였다. 관찰자 시각에서 췌장을 3 등급을 기준으로 평가했을 때 3D THRIVE 기법이 높은 점수(2D FFE:  $2.2 \pm 0.05$ , 3D THRIVE:  $2.63 \pm 0.14$ )를 얻었으며 유의성 있는 결과를 얻었다( $z = -4.526$ ,  $0.000^*$ ).

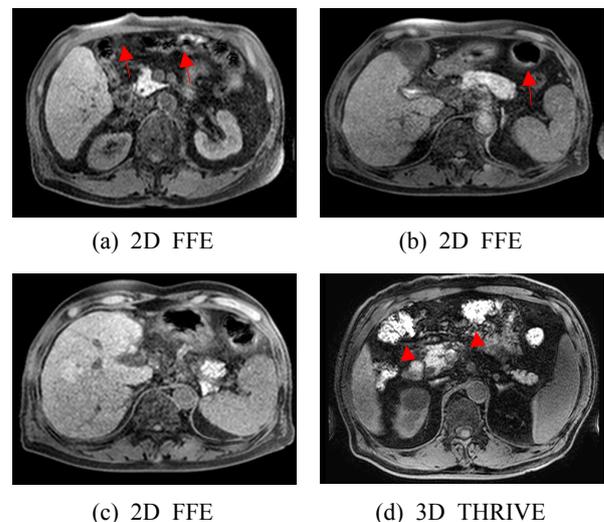
Table 3. Qualitative analysis for scoring with observer in both methods. Three - point grades with score of 1=poor, 2=good, 3=excellent.

	2D FFE	3D THRIVE	z-values	p-values
$^+$ AC	2.1 $\pm$ 0.73	2.4 $\pm$ 0.69	-4.750	0.000*
$^\dagger$ IA	2.2 $\pm$ 0.63	2.7 $\pm$ 0.48	-3.570	0.000*
$^\ddagger$ FS	2.3 $\pm$ 0.67	2.8 $\pm$ 0.42	-5.260	0.000*
Mean $\pm$ SD	2.2 $\pm$ 0.05	2.63 $\pm$ 0.14	-4.526	0.000*

Numbers: Average values  $\pm$  standard deviation.

For anatomic conspicuity(AC $^+$ ) and imaging artifact(IA $^\dagger$ ), fat suppression(FS $^\ddagger$ ) of superior 3D THRIVE or 2D FFE image series are displayed. \*Significant differences.

Gradient echo 2D FFE, 3D THRIVE 기법으로 검사했을 때 Fig. 1과 같은 영상을 얻었다. a, d는 췌장의 머리, b, e는 몸체, c, f는 꼬리 부분을 영상화 것으로 3D THRIVE 기법이 전반적으로 해상도가 높게 나타났지만 자기감수성인공물(magnetic susceptibility artifact)이 발생하여 장 주변이 영상의 흔들림(blurring, arrow-heads)이 발생하였다. 모든 영상은 지방소거 기법을 적용한 영상으로 3D THRIVE 기법은 장(bowel)의 영향으로 주변 부위에 지방소거가 잘 이루어지지 않았다. 2D FFE 기법은 장의 흔들림의 영상을 받지 않았으며(arrow) 신호대 잡음비가 낮지만 전반적으로 지방소거가 균일하게 소거된 것을 알 수가 있었다. 또한 2D FFE 기법보다 췌장의 전면(e, asterix)을 묘출하는 데는 단면두께를 작게한 3D THRIVE 기법이 잘 나타낸 것을 알 수가 있었다.



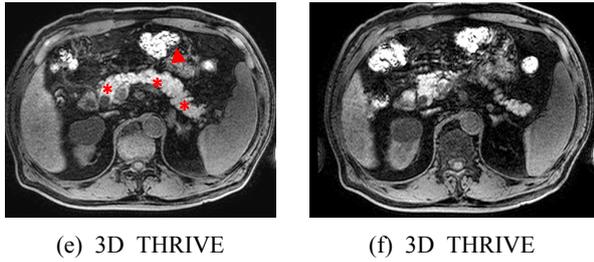


Fig. 1. Axial 2D FFE(a, b, c) and 3D THRIVE(d, e, f) images showing pancreatic head, body, tail in gradient echo imaging.

#### IV. DISCUSSION

본 데이터 분석에 적용된 Gradient pulse sequence<sup>[8]</sup>는 일반적으로 Fig. 2에서 알 수 있듯이 뇌질환 검사를 비롯하여 복부 검사 시 필수적인 검사기법으로 사용하고 있다. 그러한 이유는 최근에 MRI 장비가 하드웨어나 소프트웨어가 크게 발전하여 검사시간이 짧으며 신호대 잡음비가 높은 영상을 얻을 수가 있기 때문이다. 뇌 질환 검사에는 뇌경색(brain infraction)<sup>[9]</sup>, 뇌출혈(bra in hemorrhage)<sup>[10]</sup> 환자 등에게 진단적 성과를 크게 영향을 주기 때문에 신경정신과에서는 없어서는 안 될 중요한 기법이기도 하다. 특히 복부검사에는 모든 장기 검사 시 대부분이 적용되는 기법이다. 지방간(fatty liver)<sup>[11]</sup>검사를 비롯하여 복부 혈류 역학적(abdominal hemodynamic)<sup>[12]</sup> 정보를 제공할 때 필수적으로 적용되는 기법이기도 하다. 복부 검사 시 주로 2D FFE 기법은 해부학적 정보를 제공하는데 사용되는 기법이고 3D THRIVE 기법은 혈류 역학적 정보를 제공하는데 적용되는 기법들이다. 일반적인 특징으로 두 기법 모두 호흡정지 기법(breath -hold technique)이 가능하며 단면 두께가 2D보다 3D 기법이 얇게 할 수 있는 장점을 가지고 있다. 본 데이터 분석에서 3D THRIVE 기법이 2D FFE 기법보다 대조도 잡음비 및 해상도(resolution)가 높게 나타난 것이다. Gradient 기법을 이용하여 복부 검사 시 장(bowel)의 영향으로 지방소거, 자기감수성효과 등 흔들림이 없는 영상을 얻는 것이 가장 중요하다.

지방소거(fat suppression)기법은 gradient 2D 기법보다 3D 기법이 우수하다. 3D 기법을 적용했을 때 T2보다 짧은 연속적인 RF(radio-frequency)를 가하기 때문에 평형상태(Steady state)가 형성되어 지방이 가지고 있

는 주파수 선택폭을 정량화할 수 있기 때문이다.<sup>[13]</sup>

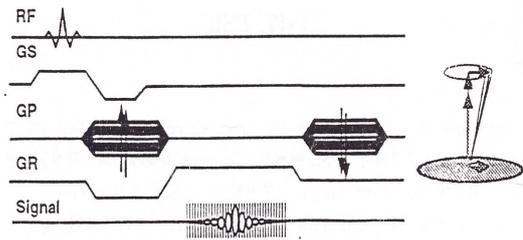


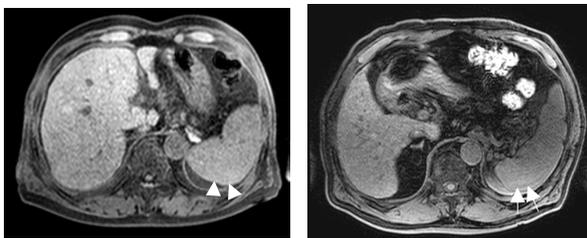
Fig. 2. Fast field echo pulse sequence. RF: radio-frequency, GS: slice selection encoding gradient, GP: phase encoding gradient, GR: read out encoding gradient

본 연구에서는 3D THRIVE 기법이 2D FFE 기법에 비해 지방소거가 높게 나타났지만 체장에서 떨어진 주변 장기는 흔들림이 있는 영상이 나타났다. 결과적으로는 체장을 묘출하는 데는 영향을 받지 않았다. 복부 부위는 해부학적으로 공기와 지방, 물 등이 많이 분포해 있는 영역이다. 따라서 자화율의 영향을 많이 받고 있기 때문에 자화 감수성 인공물(magnetic susceptibility artifact)이 많이 발생하게 된다.<sup>[14]</sup> 자화율은 두 조직간(물과 공기, 공기와 지방, 물과 지방)의 경계면에서 자화율의 차이로 인하여 국소자기장이 왜곡되어 세차 주파수와 위상의 차이를 유발하게 시켜 자기장의 세기가 다르게 되고 신호를 얻는 동안 신호 중심 즉, TE(time to echo)에서 벗어나 경계면에서의 신호의 변화를 초래하게 된다. 이러한 영향은 영상을 왜곡시키거나 흔들림이 발생하는 영상을 얻게 된다. 데이터 분석에서 나타난 것과 같이 장의 부분이 하얗게 나타난 이유도 중심주파수가 맞지 않고 TE에서 벗어났기 때문이다. 이러한 부분을 해결하는 방법으로는 GRE 기법보다 SE 기법으로 180도 RF pulse을 인가하여 대처할 수 있고, GRE 기법을 사용할 경우는 2D 보다 3D 기법을 적용하여 탈위상(dephasing)을 감소하는 방법이 있다. Susceptibility artifact는 주자기장(main magnetic field, B<sub>0</sub>)과 TE에 비례하지만, Bandwidth는 반비례관계를 가지고 있다(Eq. 3). 이러한 매개변수요인 있기 때문에 복부 검사 시 매개변수 변화가 필요할 것이다.

*Susceptibility artifact size*

$$= \frac{(\Delta \text{Susceptibility}) \times B_0 \times TE}{\text{Bandwidth}} \quad (3)$$

Gradient echo에서 발생하는 그 외에 인공물로서 Fig. 3과 같은 Truncation artifact(=Gibb's artifact)이다. Gibb's 인공물은 고 신호(high signal)와 저신호(low signal)의 경계면에서 데이터가 저 수집되었을 때 발생되어 불명확하게 원(ring, a: arrow head, b: arrow)의 형태로 영상을 만들게 된다.<sup>[15]</sup> 이러한 인공물은 위상방향으로 나타나게 되며 고신호강도와 저 신호강도 비로 나타나게 된다. 방지대책으로는 위상부호화 방향의 matrix step의 수를 주파수 부호화와 위상 부호화 수를 일치시키므로 해소할 수가 있다. 모두 matrix step을 위상부호화 수를 172 x 172로 일정하게 설정한 후 검사를 했을 때 Fig. 3과 같이 영상을 획득하였다. 그런데도 불구하고 Ring 인공물이 3D THRIVE 영상에서 발생하였다. 이는 신호대 잡음비와 대조도 잡음비가 높아 고영역의 신호강도와 저 영역의 신호강도 비가 크기 때문에 발생하였고, 또한 2D FFE에 비해 3D THRIVE가 관심영역(field of view, FOV)에 gradient의 과도한 부하로 인하여 나타난 현상이라고 할 수가 있다. 그렇지만 복부에서의 Gibb's 인공물은 바깥쪽에서 발생하였기 때문에 인공물 역시 채장의 묘출에는 영향이 없었다.



(a) 2D FFE

(b) 3D THRIVE

Fig. 3. 2D FFE(a) and 3D THRIVE(b) images showing Truncation artifact.

영상에 대한 데이터 분석에서 몇 가지 제한점이 있었다. 첫째, 다양한 질환별 분석이 이루어지지 않았기 때문에 향후 분석이 필요하였다. 둘째, 영상을 획득한 매개변수가 최초로 실험을 한 후 영상매개변수로 선정했는지를 확인 할 수가 없었다. 그러나 본 데이터 분석을 한 3차 의료기관에서 routine protocol로 검사를 하고, 판독 후 환자에게 정보를 제공하고 있기 때문에 큰 오차는 없을 거라고 생각한다. 따라서 저자는 이러한 여러 제한점을 토대로 앞으로 1.5 T 와 3.0 T GRE T1 2D, 3D에 관하여 비교 연구할 것이다.

## V. CONCLUSION

결론적으로, 본 데이터 분석에서 GRE T1 2D FFE 기법 과 3D THRIVE 기법은 채장을 묘출하는데 있어서 차이가 있었다. SNR, CNR를 비롯하여 정성적 분석에서 GRE T1 3D THRIVE 기법이 모두 우위에 있었지만 몇 가지 단점을 가지고 있었다. 그러나 채장의 묘출에서 큰 영향이 없었으며 향후 MRPB 검사에서 조영제 주입 전·후 모든 검사에서 채장을 가장 잘 묘출하는 GRE 펄스시퀀스로 2D T1 FFE 보다 3D T1 THRIVE를 권장하는 바이다.

## Reference

- [1] [http://www.kcscancer.org/03\\_treat/treat\\_early08.jsp](http://www.kcscancer.org/03_treat/treat_early08.jsp)
- [2] K. Ito, J. Horaguchi, N. Fujita, Y. Noda, G. Kobayashi, S. Koshita, Y. Kanno, T. Ogawa, K. Masu, S. Hashimoto, "Clinical usefulness of double-guide wire technique for difficult biliary cannulation in endoscopic retrograde cholangiopancreatography," *Journal of Digestive Endoscopy*, Vol. 26, No. 3, pp. 442-449, 2014.
- [3] T. H. Baron, B. T. Petersen, K. Mergener, A. Chak, J. Cohen, S. E. Deal, B. Hoffinan, B. C. Jacobson, J. L. Petrini, M. A. Safdi, D. O. Faigel, I. M. Pike, "Quality indicators for endoscopic retrograde cholangiopancreatography," *The American Journal of Gastroenterology*, Vol. 101, No. 4, pp. 892-897, 2006.
- [4] K. Hekimoglu, Y. Ustundag, A. Dusak, Z. Erdem, B. Karademir, S. Aydemir, S. Gundogdu, "MRCP vs. ERCP in the evaluation of biliary pathologies: review of current literature," *Journal of Digestive Endoscopy*, Vol. 9, No. 3, pp. 162-169, 2008.
- [5] S. B Lee, G. R. Choi, "Evaluation of UTE Signal Acquisition Efficacy in Molecular MRI," *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 6, No. 4, pp. 305-311, 2012.
- [6] K. Liu, P. Xie, W. Peng, Z. Zhou, "Magnetic resonance cholangiopancreatography: Comparison of two - and three - dimensional sequences for the assessment of pancreatic cystic lesions," *Oncology Letters*, Vol. 9, No. 4, pp. 1917-1821, 2015.
- [7] G. B. Chavhan, A. Almeshdar, R. Moineddin, S. Gupta,

- P. S. Babyn, "Comparison of respiratory-triggered 3-D fast spin-echo and single-shot fast spin-echo radial slab MR cholangiopancreatography images in children," *Pediatric Radiology*, Vol. 43, No. 9, pp. 1086-1092, 2013.
- [8] J. Y. Jung, Y. C. Yoon, H. R. Kim, B. K. Choe, J. H. Wang, J. Y. Jung, "Knee derangements: comparison of isotropic 3D fast spin-echo, isotropic 3D balanced fast field-echo, and conventional 2D fast spin-echo MR imaging," *Radiology*, Vol. 268, No. 3, pp. 802-813, 2013.
- [9] F. Salger, C. Stahl, M. Vandeveld, A. Piersigilli, D. Henke, "Multifocal ischemic brain infarction secondary to spontaneous basilar artery occlusion in a dog with systemic thromboembolic disease," *Journal of Veterinary Internal Medicine*, Vol. 28, No. 6, pp. 1875-1880, 2014.
- [10] H. Zhao, J. Wang, Z. Lu, Q. Wu, H. Lv, H. Liu, X. Gong, "Superficial siderosis of the central nervous system induced by a single-episode of traumatic subarachnoid hemorrhage: a study using MRI-enhanced gradient echo T2 star-weighted angiography," *PLoS One*, Vol. 10, No. 2, e0116632. doi: 10.1371/journal.pone.0116632, 2015.
- [11] M. A. Fischer, O. F. Donati, N. Chuck, I. N. Blume, R. Hunziker, H. Alkadhi, D. Nanz, "Two- versus three-dimensional dual gradient-echo MRI of the liver: a technical comparison," *European Journal of Radiology*, Vol. 23, No. 2, pp. 408-416, 2013.
- [12] H. Garg, A. Kumar, V. Garg, M. Kumar, R. Kumar, B. C. Sharma, S. K. Sarin, "Hepatic and systemic hemodynamic derangement predict early mortality and recovery in patients with acute-on-chronic liver failure," *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, Vol. 28, No. 8, pp. 1361-1367, 2013.
- [13] D. Hayashi, A. Guermazi, C. K. Kwok, M. J. Hannan, C. Moore, J. M. Jakicic, S. M. Green, F. W. Roemer, "Semi quantitative assessment of subchondral bone marrow edema-like lesions and subchondral cysts of the knee at 3T MRI: a comparison between intermediate-weighted fat-suppressed spin echo and Dual Echo Steady State sequences," *BMC Musculoskeletal Disord.*, Vol. 12, No. 1, pp. 198-206, 2011.
- [14] Y. Ishimori, M. Monma, Y. Kohno, "Artifact reduction of susceptibility-weighted imaging using a short-echo phase mask," *Acta Radiology*, Vol. 50, No. 9, pp. 1027-1034, 2009.
- [15] K. T. Block, M. Uecker, J. Frahm, "Suppression of MRI truncation artifacts using total variation constrained data extrapolation," *International Journal of Biomedical Imaging*, DOI: 10.1155/2008/184123, pp. 1-8, 2008.

## 혜장 경사자기장으로 자기공명영상에서 영상의 질 평가

구은희

청주대학교 방사선학과

### 요 약

본 데이터 분석은 혜장의 묘출을 위한 2D T1 FFE 과 3D T1 THRIVE 기법을 비교하고자 하였다. 1.5 T에서 검사한 총 85명(남자 45명, 여자 40 명, 연령범위 38-80세, 평균연령 58세)의 데이터를 PACS 네트워크(network)로 분석을 하였다. 평균 2D T1 FFE(SNR:  $46.42 \pm 0.67$ , CNR:  $28.16 \pm 0.50$ ,)보다 3D T1 THRIVE(SNR:  $53.84 \pm 1.20$ , CNR:  $35.48 \pm 0.70$ )값이 의미 있게 높은 값을 보여주었고( $p < 0.05$ ), 영상의 질적인면(2D T1 FFE:  $2.2 \pm 0.05$ , 3D T1 THRIVE:  $2.63 \pm 0.14$ )에서도 2D T1 FFE 기법에 비해 3D T1 THRIVE 기법이 모두 우위의 값을 얻게 되었다( $p < 0.05$ ). 그러나 3D T1 THRIVE 기법이 높은 값을 얻었지만 영상의 질을 감소시키는 몇 가지 인공물이 발생하였다. 결론적으로 1.5 T MRI 기기를 이용한 3D T1 THRIVE 기법이 SNR, CNR, 영상의 질적 측면에서 증가된 결과를 얻었다.

중심단어: 이차원 경사자기장신호, 삼차원 고분해능 용적보간법, 신호대 잡음비, 대조도대 잡음비.