복부 진단에 있어 Diffusion MRI에 관한 영상의 질 연구: 1, 4NEX, NT, RT의 기술적 비교

구 은 회[1,*]

[1]청주대학교 방사선학과

A Study of Image Quality in Diffusion MRI of Abdominal Diagnosis: A Technical Comparison of 1, 4NEX, NT and RT Methods

Eunhoe Goo[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju, Chungbuk 28503, Republic of Korea*

Abstract - This study obtained data by applying four types of techniques (1, 4NEX, NT and RT) of abdominal Diffusion MRI as a Free Breaching technique. All techniques wanted to apply the b-value ($s \cdot mm^{-2}$) value up to 0~250 to determine the optimum value. A total of 30 normal volunteers were targeted and used devices carry out by Ingenia 3.0 T CX Phillips. Quantitative and qualitative assessment results were shown in the order NT > RT > 1NEX > 4NEX ($p < 0.05$). However, NT, RT, and 4NEX had variability with respect to noise in breathing and image, but failed to achieve significant results ($p > 0.05$). In conclusion, the navigator technique was given the most advantage by technical comparisons. Based on this technique, we hope that it will be clinical basic data.

Key words : Signal to noise ratio, Picture archiving and communication system, Magnetic resonance image, Musculoskeletal

서 론

최근 자기공명 영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)의 장비와 시스템의 발달로 환자 검사 시 병변의 검출과 진단, 치료 계획의 수립이 용이해졌다(Kim and Kweon 2016). 또한 고자장 MRI 장치의 이용으로 영상 획득 시간이 짧아짐에 따라, 환자의 호흡으로 인해 발생하는 Motion Artifact에 의하여 영상의 획득에 있어 한계점이 있었던 복부의 검사도 확대되어 질병의 발견과 진단, 치료 후의 평가에서 매우 중요한 진단의 수단으로 자리를 잡고 있다(Rosenkrantz *et al*. 2011). 여기횟수(Number of Excitation: NEX)란 하나의 영상을 만들기 위해 동일 위치에서 영상신호를 반복해서 얻는 것이다(Heo *et al*. 2013). NT는 축 상면(Axial) 상에서 간(Liver) 상부 중앙에 위치시키고 관상 면(Coronal) 상에서 횡격막(Diaphragm) 경계의 중앙에 위치시켜 환자의 호흡에 따른 횡격막의 위치를 실시간으로 측정하여 횡격막이 가장 높은 위치에 왔을 때 데이터를 획득한다(Celicanin *et al*. 2015). RT Methods는 Respiratory Belt를 환자의 복부 중앙에 착용하여 환자의 호흡에 따른 복부의 높낮이를 Belt 내의 유압을 측정하여 영상의 질을 균등하게 유지하도록 Acquisition Delay를 10%로 하여서 영상을 획득한다(Crowe *et al*. 2018). 평면 에코영상(Echo Planar Imaging: EPI)은 고속으로 경사 자장

* Corresponding author: Eunhoe Goo, Tel. +82-43-840-7994, Fax. +82-43-229-7994, E-mail. gooeh@cju.ac.kr

을 1회의 라디오 주파수(Radio Frequency: RF) 진동을 가하여 1회의 TR 동안의 정보를 1초당 10~20개의 영상을 얻을 수 있는 초고속 영상기법이다(Morelli *et al*. 2012). K-Space는 대조도와 위치 정보를 가지고 있는 Raw Data의 집합이며 K-Space Trajectory 구성 방법으로 Constant형, Blipped형, Spiral형 세 가지가 있다. Constant형은 한 번의 TR 동안 하나의 Echo로 K-space를 한 줄씩 채워나가는 방법이고, Blipped형은 한 번의 TR 동안에 전체 Echo를 지그재그 모양으로 채우는 방법이다(Zaheisen *et al*. 2014). Spiral형은 한 번의 TR 동안에 전체 Echo를 K-space의 중심부에서 시작하여 나선 모양으로 중심으로부터 주변 부분으로 채워나가는 방법이다(Luo *et al*. 2018). 확산 자기공명영상(Diffusion MR Image)은 조직 내의 물 분자들의 확산 운동에 의하여 영상의 신호 감소를 영상화하는 방법으로 병변에 의한 인체 내 조직의 특성을 비침습적으로 정량적인 값을 얻어 분석할 수 있고 영상화할 수 있는 기법으로 병변 조직은 고 신호로 정상 조직은 저 신호로 나타난다(Baliyan *et al*. 2016). 운동 인공물(Motion Artifact)은 Pulse Sequence가 가해지는 동안 경사 자장을 따라 움직이는 Anatomy에 의해 발생한다. 이러한 Motion Artifact를 줄이기 위해 검사 시간을 줄이는 것이 중요하다(Zaitsev *et al*. 2015). 화학적 이동 인공물(Chemical Shift Artifact)은 지방과 물의 화학적인 환경이 다름에 의하여 발생한다. 지방과 물은 모두 다 수소 양자를 갖고 있을지라도 지방은 탄소 원자와 결합한 형태의 수소로 구성되고 물은 산소 원자와 결합한 형태이다. 그 결과 지방은 물보다 낮은 세차 주파수를 가지게 된다. 화학적 이동 인공물은 신호의 감소와 신호의 증가로 나타나며 지방은 낮은 주파수 방향으로 이동 후 강한 신호를 나타내고 높은 주파수는 어둡게 나타나게 된다(Adam *et al*. 2016). b-values ($s \cdot mm^{-2}$)는 확산 가중치 이미지를 생성하는 데 사용되는 경사도의 강도와 시간을 반영하는 요소이다. b-values ($s \cdot mm^{-2}$)의 값은 경사도의 진폭과 지속시간을 늘리고 Pulse 사이의 간격을 넓히면 b-values ($s \cdot mm^{-2}$) 값이 높아져 확산 효과가 강해지게 되며 영상의 질을 크게 좌우하게 된다(Xie *et al*. 2015). 따라서 본 연구는 복부장기 진단에 있어 1NEX, 4NEX, NT, RT 4가지의 검사기법과 b-values ($s \cdot mm^{-2}$) 0, 50, 100, 150, 200, 250 값에 따른 간(Liver), 콩팥(Kidney), 비장(spleen), 췌장(Pancreas)의 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 정하여 최적의 검사기법과 b-values ($s \cdot mm^{-2}$) 값을 찾고자 한다.

재료 및 방법

1. 연구방법

2019년 1월부터 2019년 7월까지 충북 소재 대학병원에서 Diffusion MRI 검사 환자 30명을 대상으로 연구를 진행하였으며, 성별은 남자 18명(60%), 여자 12명(42%)이었으며, 연령대는 20대가 2명(7%), 30대가 4명(14%), 40대가 6명(20%), 50대가 7명(23%), 60대가 7명(23%), 70대가 4명(13%)으로 50대, 60대가 가장 많았다. 연령은 28세부터 79세까지로 평균 연령은 56.3세였다.

2. 자료수집

복부 Diffusion MRI 자료수집을 위해 사용된 영상획득 장비는 3.0T 초전도 자기공명영상장치(Ingenia 3.0T CX, Philips Medical System, Netherlands)를 사용하여 영상을 얻었고, 32 Ch, dStream coil을 사용하였다. 검사에 적용된 매개변수(Parameter)는 Table 1과 같다. TR = 4,497 ms, TE = 59 ms, Slice Thickness = 3.00 mm, Slice Gap = 1 mm, b-values ($s \cdot mm^{-2}$) = 0, 50, 100, 150, 200, 250, Voxel MPS = 136 × 136, FOV (mm) = 200, Fat Suppression = SPAIR Scan Time = 1 NEX: 1 m 23 s, 4NEX : 5 m 15 s, Navigator Trigger, Respiratory Trigger: 2 m 41 s를 사용하였다.

3. 분석방법

3.1 정량적 분석

자료수집을 통해 얻은 Dicom File을 PACS (Picture Achieving Communication System, ViewRex of Techheim, KOR)를 이용하여 간(Liver), 콩팥(Kidney), 지라(Spleen), 이자(Pancreas)의 중앙부위에 2.5 mm^2의 관심 영역(Region of Interest: ROI)을 설정하여 신호강도(Signal Intensity: SI)를 측정하였다. SNR은 다음 Eq. (1)을 이용하여 복부장기의 측정된 신호강도를 영상의 백그라운드 신호강도의 표준편차(Standard Deviation: SD) 값의 평균으로 나누어 계산하였다. 백그라운드 표준편차는 SNR 값을 더욱 정확하게 하기 위하여 영상의 양쪽 상·하단 4곳을 측정해서 표준편차의

Table 1. Scan parameters used for the Diffusion MRI test among the test methods used in this study

Parameters	Description
[a)]TR (ms)	4497
[b)]TE (ms)	59
Slice thickness (mm)	3.00
Slice gap (mm)	1
b-values ($s \cdot mm^{-2}$)	0, 50, 100, 150, 200, 250
Voxel [c)]MPS	136 × 136
[d)]FOV (mm)	200
Fat suppression	[e)]SPAIR
Scan time	1NEX: 1 m 23 s, 4NEX: 5 m 15 s, Navigator, Trigger: 2 m 41 s

[a)]TR: repetition time, [b)]TE: echo time, [c)]MPS: measurement, phase and slice, [d)]FOV: field of view, [e)]SPAIR: spectral attenuated inversion recovery.

평균값으로 구하였다.

$$SNR = \frac{\text{measurement SI} \times 0.655}{\text{background noise SD}} \quad (1)$$

CNR은 다음 Eq. (2)와 같이 복부장기 부위의 측정된 신호강도와 인접한 조직의 신호강도의 차를 영상의 백그라운드 신호강도의 표준편차 평균값으로 나누어 계산하였다.

$$CNR = \frac{(\text{measurement SI} - \text{adjacent SI}) \times 0.655}{\text{background noise SD}} \quad (2)$$

3. 2 정성적 평가

1NEX, 4NEX, NT, RT는 각각 독립적으로 2명의 경험있는 국제 MRI 전문방사선사와 방사선학전공 학생 3명이 1~4단계의 점수를 주는 육안평가(Visual Test)를 시행하였다. 평가의 단계는 영상의 왜곡(Image Distortion), 자기 감수성 인공물(Susceptibility Artifact), 유체인공물(Flow Artifact)에 따라 매우 불량(Very Poor, 1), 불량(Poor, 2), 보통(Fair, 3), 양호(Good Delineation, 4), 매우 양호(Very Good Delineation, 5)로 점수를 주었다. 육안평가를 통해 각 영상의 얻어진 점수를 평균화시켜 비교하였다.

4. 통계분석

본 연구에 사용된 장비에 대한 유의성 평가는 ANOVA test를 사용하였으며, 사후분석으로는 Tuckey를 사용하였다. 정성적인 분석으로는 Kruskal Wallis H Test를 실시하여 통계적 유의성을 검증하였다. 모든 실험 데이터는 p 값이 0.05 이하일 경우 통계적 유의성이 있는 것으로 판정하였다. 본 연구에 대한 자료 분석을 위해 사용한 프로그램은 SPSS ver. 24.0을 사용하여 통계학적 분석을 실행하였다.

결 과

1. SNR과 CNR의 결과

본 연구에서 총 30명의 SNR과 CNR에 대한 결과는

Table 2. Quantitative analysis value of measured SNRs, and CNRs in 4 organs (Liver, Kidney, Spleen, Pancreas)

b-	1NEX	4NEX	NT	RT
0	58.24, 18.80	39.03, 7.28	102.41, 37.54	68.88, 27.69
	69.96, 147.0	54.48, 106.78	231.39, 278.46	105.00, 134.28
	58.24, 88.66	39.03, 56.38	102.41, 183.42	68.88, 116.24
	59.96, 86.25	56.13, 40.02	167.01, 221.79	118.71, 144.56
50	22.52, 19.57	12.48, 12.34	40.62, 38.51	30.02, 29.37
	84.28, 158.6	63.99, 108.70	233.16, 211.10	110.61, 141.08
	62.27, 91.16	41.63, 57.41	131.99, 140.20	70.44, 121.68
	61.05, 88.84	59.36, 41.89	176.54, 160.55	124.11, 159.75
100	29.56, 21.35	19.15, 20.39	44.54, 40.87	32.48, 33.12
	95.07, 167.6	84.87, 119.47	257.75, 353.96	125.55, 180.20
	73.21, 97.29	47.36, 62.40	149.34, 212.12	78.23, 125.52
	64.44, 91.05	65.20, 48.64	193.56, 180.36	139.86, 175.36
150	30.46, 26.21	21.35, 23.28	49.63, 46.50	35.24, 44.74
	109.65, 169.1	99.23, 132.34	259.67, 196.23	133.22, 190.24
	77.54, 108.2	52.48, 63.71	153.01, 150.33	80.33, 136.24
	75.50, 104.3	70.02, 51.30	197.71, 210.33	153.01, 193.42
200	31.04, 32.30	22.83, 27.78	53.07, 53.99	46.91, 51.38
	124.1, 174.3	103.3, 147.10	274.55, 376.10	150.66, 209.52
	85.28, 118.9	53.90, 75.37	174.38, 245.81	97.93, 141.54
	87.74, 107.6	82.46, 54.42	232.28, 329.67	161.67, 231.15
250	26.73, 20.06	13.18, 16.40	43.05, 39.64	31.62, 31.33
	86.32, 161.3	80.66, 113.79	246.71, 181.63	118.55, 170.23
	64.72, 95.11	44.38, 59.42	139.38, 198.82	74.42, 123.54
	62.41, 89.94	61.75, 43.33	182.97, 241.19	125.76, 164.62

Note - Numbers are mean ± standard deviation. (ANOVA test, $p < 0.05$*), b-: b-values ($s \cdot mm^{-2}$).

Table 3. Results of b-values (s·mm^{-2}) 200 for abdominal organ

Method		Liver	Kidney	Spleen	Pancreas	p-value
1NEX[a)]	SNR	31.4±5.5	124.0±22.1	85.2±15.2	87.7±15.6	0.00*
	CNR	32.3±5.7	173.4±30.9	118.9±21.2	107.6±19.2	0.00*
4NEX	SNR	22.8±4.0	103.3±18.4	53.9±9.6	82.4±14.7	0.00*
	CNR	27.7±4.9	147.1±26.2	75.3±13.4	54.4±9.7	0.00*
NT[b)]	SNR	53.0±9.4	274.5±49.0	174.3±31.1	232.2±41.4	0.00*
	CNR	53.9±9.6	376.1±67.1	245.8±43.8	329.6±58.8	0.00*
RT[c)]	SNR	46.9±8.3	150.6±26.9	97.9±17.4	161.6±28.8	0.00*
	CNR	51.8±9.2	209.5±37.4	141.5±19.2	231.1±41.2	0.00*

Note - Numbers are mean±standard deviation. [a)]NEX: number of exciting, [b)]NT: navigator trigger, [c)]RT: respiratory trigger (ANOVA test, $p<0.05$*)

Table 4. Subjective grading of image of image distortion and artifacts in qualitative assessment

	1	4	NT	RT	x2	p-value
ID[a)]	2.0±0.3	2.2±0.0	2.9±0.4	2.7±0.3	43.247	0.00*
SA[b)]	2.2±0.4	2.4±0.2	3.5±0.5	3.2±0.1	52.108	0.00*
FA[c)]	2.1±0.1	2.8±0.3	3.2±0.6	3.1±0.2	40.187	0.00*
Mean±SD	2.1±0.2	2.5±0.2	3.2±0.5	3.0±0.2		

Numbers are mean±standard deviation.
1: 1NEX, 4: 4NEX, NT: navigator trigger, RT: respiratory trigger, [a)]ID: image distortion, [b)]SA: susceptibility artifact, [c)]FA: flow artifact, Kruskal Wallis H Test<0.05*

Tables 2, 3과 같다. Liver, Kidney, Spleen, Pancreas의 모든 SNR과 CNR 값은 NT에서 b-values (s·mm^{-2})가 200일 때 가장 높게 나타났으며 NT>RT>1NEX>4NEX 순이었다. 오차범위는 최대 ±18.45 Kidney에서 NT가 b-values (s·mm^{-2}) 200일 때 가장 컸고 Liver에서 4NEX가 b-values (s·mm^{-2}) 0일 때 ±01.86로 가장 작았다. F 값이 112.342, p=0.000으로 네 개의 그룹 중 적어도 하나의 그룹에서는 차이가 있는 것으로 보였다.

2. 영상평가의 결과

b-values (s·mm^{-2}) 200을 기준으로 영상의 육안평가 시행에 대한 결과는 Table 4와 같다. 3개의 평가 항목의 평균은 NT가 3.2±0.5로 가장 높게 나왔고 RT>1NEX>4NEX 순으로 나타났다. x2 값에서 Image Distortion=43.247, Susceptibility Artifact=52.108, Flow artifact=40.187이며, p=0.000으로 네 개의 그룹 중 적어도 하나의 그룹에서는 차이가 있는 것으로 보였다.

Diffusion MRI 검사를 시행하여 대상에 대한 장기별 복부영상을 동일 대상으로 여러 방법과 b-values (s·mm^{-2}) 증가에 따른 영상의 변화를 비교 분석할 수 있었다. 간, 콩팥, 지라, 이자의 구조를 Fig. 1과 같이 b-values (s·mm^{-2}) 200 영상에서 보다 뚜렷하게 관찰할 수 있었다. 영상에서 알 수 있듯이 Liver 부위에 NT 영상에서 Blurring이 보이지 않지만 4NEX, 1NEX에서는 흔들림이 보이는 것을 알 수가 있다. a에서 h까지 영상에서 b-values (s·mm^{-2}) 0, 200 기법이 Liver의 Duct 부분이 밝고(b=0), 어두움(b=200) 부분에 대하여 다른 값에 비해 뚜렷하게 보이는 것을 영상에서 확인할 수가 있다. 또한 Fig. 1에서 알 수 있듯이 g 영상의 Arrow 부분과 h 영상의 Arrow Head에서 각각 표시한 담도(Bile Passage)에 있는 관(Duct)의 비교를 통해 b-values (s·mm^{-2}) 값에 따라 영상 진단에 효과를 보여주고 있다. 모든 영상에서 b-values가 낮으면 T2 영상에 가깝고 b-values 높아질수록 T1 영상에 가까워지는 것을 알 수 있으며 이러한 특징은 질환의 양성종양(Benign Tumor) 및 악성종양(Malignant Tumor)에 대한 진단영역에 확대를 가져다주는 장점을 제공하게 된다.

3. 사후분석 결과

본 연구에서 측정한 4가지 기법에 대한 평가결과 b-values (s·mm^{-2}) 200에서 최적의 영상의 질을 나타냈다. 실험에 적용된 모든 복부조직에서 SNR, CNR에 대한 4 기법 그룹평가에서 Liver, Kidney, Spleen, Pancreas에 대한 사후분석 결과

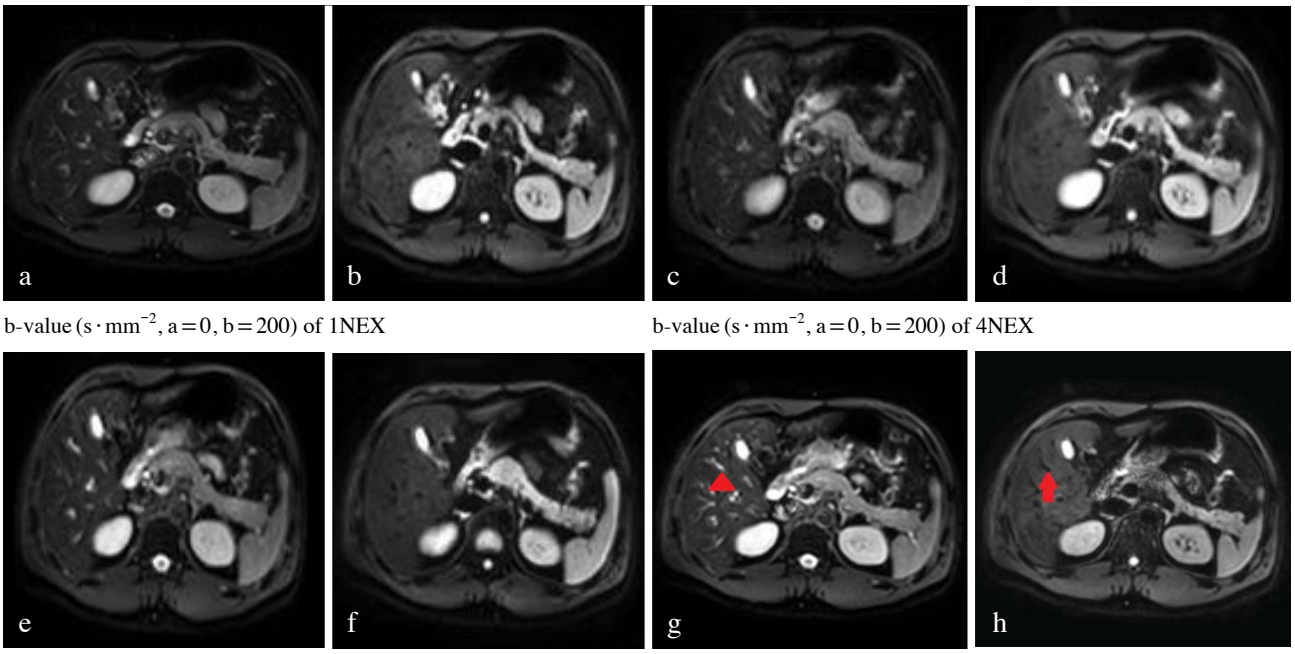
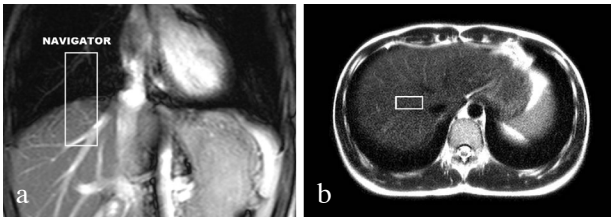


Fig. 1. ABD diffusion images using four types of techniques using by b-values (s · mm^{-2}, 0, 200).

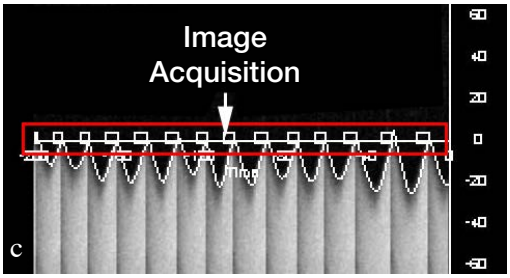
NT을 기준으로 RT, 1NEX, 4NEX 모든 유의한 차이가 있었다(p = 0.000, p = 0.000). 그 외에 나머지 RT, 1NEX, 4NEX에서도 모두 유의성 있는 결과를 얻었다(p = 0.000, p = 0.000). 결론적으로 NT 기법이 가장 높은 결과를 얻었고 4NEX 기법이 가장 낮은 결과를 얻게 되었다.

고 찰

복부장기를 진단하는 방법으로 가장 빠르고 기능적 정보를 제공해 주는 Pulse Sequence로 Diffusion MR을 주로 이용하게 된다. 복부검사 시 단점으로 호흡에 민감하며 복부질환이 있는 환자는 상태가 좋지 않아 영상의 질이 많이 떨어지게 된다. 이에 빠른 검사와 Blurring이 없는 영상을 얻는 것이 가장 중요하다. 이러한 영상을 얻기 위해서 매개변수의 조절과 적절한 기법의 선택이 아주 중요하다. 본 연구에 적용된 1NEX, 4NEX, NT, RT 기법은 Diffusion MRI 영상에서 화질을 크게 좌우하기 때문에 SNR, CNR, QE에 대해서 분석하였다. MRI 검사에서 SNR과 CNR은 중요한 영상 평가 방법이다(Li *et al*. 2012). 측정한 최적의 b-values 값 200에서 신호강도만으로 평균값을 냈을 때 1NEX (156.03), 4NEX는 (172.52), NT (134.66), RT (127.57)로 4NEX > 1NEX > NT > RT 순으로 높게 나타났다. 신호강도만으로 평가했을 때 순위가 바뀐 이유는 Background Noise 평균이 4NEX에서 1.89로 1NEX 1.21, NT 0.57, RT 1.066로 약 2배 이상 높았기 때문에 SNR과 CNR이 가장 낮은 수치로 측정된 결과이다(Anqenstein *et al*. 2016). 기존 연구에 따르면 복부 Diffusion MRI 검사를 할 때 3차 의료기관 및 대학병원에서는 호흡에 관련하여 여기횟수를 적용하는 4NEX를 이용하여 검사를 하는 경우가 있지만 본 연구에서는 SNR과 CNR의 평가에서 NT > RT > 1NEX > 4NEX 순의 결과를 얻었다(Buch and Kuno 2018). 이러한 결과는 Noise가 많이 발생하기 때문에 나타난 결과로 향후에 다중 NEX 대한 부분은 고려할 사항이라 할 것이다(Pate *et al*. 2013). 인체의 횡경막의 움직임을 통해 호흡의 변화를 이용하여 검사하는 NT와 RT는 복부장기에 대한 Blurring이 없고 신호강도가 높은 영상을 보여주었다. 그러나 이 기법은 환자 상태가 좋지 않은 경우에는 호흡의 변화가 심하기 때문에 검사 시간이 길어지거나 SNR, CNR 값이 떨어져 재검사가 발생할 확률이 높다. 횡경막의 변화를 이용한 NT 방식은 Fig. 2와 같이 환자의 호흡에 따른 횡경막의 위치를 실시간으로 갱신하여 횡경막이 가장 높은 위치에 왔을 때 데이터를 획득하는 방식이다. a, b는 관상면, 축면상으로 Navigator의 위치를 영상에서 확인할 수 있다. 가능한 중앙으로 위치시키며 두 영상을 비교하면서 최대한 혈관을 피해 데이터를 획득한다. c 영상은 실시간 Navicator 데이터를 획득하는 상태를 그림으로 보여주고 있다. 영상의 Box (□)부분이 데이터 획득 부분이고 환자가 호흡의 변화를 일정하게 유지했을 때 곡선이 일정하게 형성되어 데이터를 일정한 지점에서 획득하게 되어 흔들림이 없는 영상을 얻게 된다.

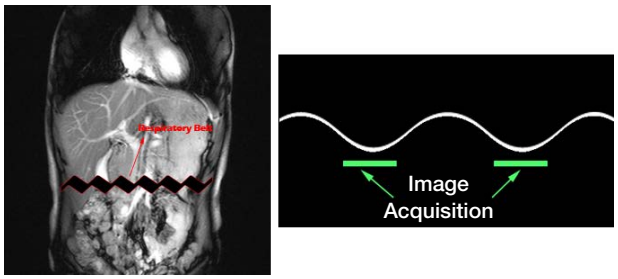


NT image (a = coronal, b = axial)



NT image (c = data acquisition)

Fig. 2. Navigator trigger gating setup for abdominal examinations.



(a) Trigger image (a) Trigger image

Fig. 3. Respiratory trigger gating setup for abdominal examinations.

RTG 기법은 Fig. 3과 같이 복부에 가변 저항 역할을 하는 벨트를 착용하고 숨을 내뱉는 구간을 판별해 호흡 플래그를 활성화시킨다. 호흡 플래그를 이용하여 횡격막이 같은 위치에 있을 때 데이터를 획득한다. a는 호흡벨트를 인체에 작용하는 모습을 그림으로 표현한 것이다. MRI 장비와 연동시켜 호흡에 따라 벨트 안에 공기의 변화를 전기신호로 바꿔서 데이터를 획득하는 방법이다. 너무 조이게 환자에게 묶으면 되지 않고 가능한 호흡을 자연스럽게 할 정도로 Belt를 하는 것이 가장 좋다. 호흡 동기화 기법이라고도 하며 이때 호흡에 의한 인공물을 최소화할 수 있다. b 영상은 호흡에 따라 Trigger Phase가 Expiration 때 곡선의 윗부분이고 Inspiration 때는 곡선의 아랫부분으로 데이터를 획득하는 영역이다. 환자의 흡기 때 Motion에 대한 영향을 줄이기 위해 낮은 경사자기장을 사용하고 호흡에 의한 움직임이 최소인 지점인 호기의 말기에 급경사자기장을 사용하여 획득하는 기법이다.

두 기법 NT, RT는 환자 상태에 따라 검사 시간의 증가와 Noise가 증가되는데 이것은 SNR과 CNR을 측정하는 데 중요한 요소로 이로 인해 화질 평가가 크게 바뀔 수 있는 요인으로 작용한다(Kumar *et al*. 2017). 또한 검사 시작 전 TR을 변화시켜 T1이나 T2 강조영상을 만들 수 있고 영상을 얻는 동안 호흡에 의한 인공물 및 검사 시간을 줄일 수 있다. 그 외에도 복부검사에는 본 연구에 적용된 Ingenia 3.0T CX (Philips Medical System, Netherland)에서 나타나는 고자기장의 인공물인 유전체 인공물(Dielectric Artifact)로 인하여 SNR과 CNR이 낮아지는 경우가 발생할 수 있다. 특히 EPI를 이용한 Diffusion 검사에서 많이 발생되기 때문에 본 연구에서도 고려할 사항이다(Iwadate *et al*. 2018). 본 연구에서 제한점이 있다면 질환별 b-value 값을 비교하지 못한 점, 전반적으로 환자 상태가 양호하기 때문에 충분한 환자의 데이터 수집과 같은 결과로 평가에 보완될 것이라 생각된다. 본 저자는 향후 후속 연구로서 제한점들을 보완하여 비교분석한다면 복부장기 진단에서 b-values ($s \cdot mm^{-2}$) 정보에 대한 정확성에 기여할 수 있을 것으로 생각된다.

결 론

본 연구에서는 복부장기를 진단하는 Diffusion MRI의 대표적인 방법들인 1NEX, 4NEX, NT, RT의 SNR과 CNR을 평가하여 최적의 진단기법과 b-values ($s \cdot mm^{-2}$)를 찾을 수 있었다. 그 결과 NT > RT > 1NEX > 4NEX 순으로 나타났고 b-values ($s \cdot mm^{-2}$)는 200이었다. 그러나 NT, RT는 환자 상태 및 호흡에 영상의 질을 저해할 수 있는 단점을 가지고 있다. 이러한 점을 고려하여 환자에게 적용한다면 최적의 정보를 제공하게 될 것이다. 이에 본 연구가 후속 연구자들에게 기초자료가 되었으면 한다.

참 고 문 헌

Adam SZ, Nikolaidis P, Horowitz JM, Gabriel H, Hammond NA, Patel T, Yaqhmai V and Miller FH. 2016. Chemical Shift MR Imaging of the Adrenal Gland: Principles, Pitfalls, and Applications. *Radiographics* **36**(2):414-432.

Anqenstein N, Stadler J and Brechmann A. 2016. Auditory intensity processing: Effect of MRI background noise. *Hearing Res*. **333**:87-92.

Baliyan V, Das CJ, Sharma R and Gupta AK. 2016. Diffusion weighted imaging: Technique and Applications. *World J. Radiol*. **8**(9):785-798.

Buch K and Kuno H. 2018. Quantitative variations in texture analysis features dependent on MRI scanning parameters: A

phantom model. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **19**(6):253-264.

Celicanin Z, Bieri O, Preiswerk F, Cattin PK and Scheffler Santini F. 2015. Simultaneous acquisition of image and navigator slices using CAIPIRINHA for 4D MRI. *Magn. Reson. Med.* **73**(2):669-676.

Crowe LA, Manasseh G, Chmielewski A, Hachulla AL, Speicher D, Greiser A, Perrot T, Vallee JP and Salomir R. 2018. Spatially Resolved MR-Compatible Doppler Ultrasound: Proof of Concept for Triggering of Diagnostic Quality Cardiovascular MRI for Function and Flow Quantification at 3T. *IEEE Tbio-Med. Eng.* **65**(2):294-306.

Heo YC, Lee HK and Cho JH. 2013. Effects of NEX on SNR and Artifacts in Parallel MR ImagesAcquired using Reference Scan. *J. Magn.* **18**(4):422-427.

Iwadate Y, Nozaki A, Nunokawa Y, Okuda S, Jinzaki M and Kabasawa H. 2018. Silent navigator-triggered silent MRI of the abdomen. *Magn. Reson. Med.* **79**(4):2170-2175.

Kim MS and Kweon DC. 2016. Blood Flow Measurement with Phase Contrast MRI According to Flip Angle in the Ascending Aorta. *J. Korean Magn. Soc.* **26**(4):142-148.

Kumar S, Rai R, Stemmer A, Josan S, Holloway L, Vinod S, Moses D and Liney G. 2017. Feasibility of free breathing Lung MRI for Radiotherapy using non-Cartesian k-space acquisition schemes. *Br. J. Radiol.* **90**(1080):1-10.

Li X, Huang W and Rooney WD. 2012. Signal-to-noise ratio, contrast-to-noise ratio and pharmacokinetic modeling considerations in dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **30**(9):1313-1322.

Luo J, Mou Z, Qin B, Li W, Ogunbona P, Robini MC and Zhu Y. 2018. A singular K-space model for fast reconstruction of magnetic resonance images from undersampled data. *Med. Biol. Eng. Comput.* **56**(7):1211-1225.

Morelli JN, Saettele MR, Rangaswamy RA, Vu L, Gerdes CM, Zhang W and Ai F. 2014. Echo planar diffusion-weighted imaging: possibilities and considerations with 12 - and 32-channel head coils. *J. Clin. Imaging Sci.* **2**(1):1-6.

Pate MD, Ascher SM, Paspulati RM, Shanbhoque AK, Sieqelman ES, Stein MW and Berland LL. 2013. Managing incidental findings on abdominal and pelvic CT and MRI, part 1: white paper of the ACR Incidental Findings Committee II on adnexal findings. *J. Am. Coll. Radiol.* **10**(9):675-681.

Rosenkrantz AB, Oei M, Babb JS, Niver BE and Taouli B. 2011. Diffusion-weighted imaging of the abdomen at 3.0 Tesla: image quality and apparent diffusion coefficient reproducibility compared with 1.5 Tesla. *J. Magn. Reson.* **33**(1):128-135.

Xie S, Zuo N, Shanq L, Sonq M, Fan L and Jian T. 2015. How does B-value affect HARDI reconstruction using clinical diffusion MRI data?. *PLoS One* **10** (3):1-19.

Zahneisen B, Poser BA, Emst T and Stenger AV. 2014. Simultaneous Multi-Slice fMRI using spiral trajectories. *Neurolmage* **92**: 8-18.

Zaitsev M, Maclaren J and Herbst M. 2015. Motion artifacts in MRI: A complex problem with many partial solutions. *J. Magn. Reson.* **42**(4):887-901.

Received: 6 February 2020
Revised: 27 February 2020
Revision accepted: 9 March 2020