

<원저>

자기공명영상검사 시 26cm 이하 영상영역의 Multi-Transmit 기법의 유용성*
- A Effectiveness of Multi-Transmit Parallel Technique on
Magnetic Resonance Imaging of FOV Less Than 26cm -서울아산병원 영상의학과·¹⁾원광보건대학교 방사선과
손순룡·최관우·박경진·이종석¹⁾·유병규¹⁾

— 국문초록 —

본 연구는 유전체 효과를 줄이기 위해 26cm 영상영역 이상에서 사용하고 있는 Multi-transmit 기법을 26cm 이하에 적용하여 유용성을 알아보려고 하였다.

연구방법은 ACR 팬텀에 26cm 이하의 영상영역을 설정한 후, Multi-transmit 기법 적용 전·후 T1, T2강조영상의 균일도와 신호 대 잡음비, 영상획득시간을 비교하였다.

연구결과, 영상의 균일도와 SNR은 적용 후 유의한 차이가 없었으며, 영상획득시간은 적용 전에 비해, T1강조영상에서 46.8%, T2강조영상에서 18.9% 감소하였다.

결론적으로 Multi-transmit 기법을 26cm 이하의 얇은 부위에 적용하면, 영상의 질은 유지하면서 영상획득시간을 획기적으로 줄일 수 있어 임상적용에 유용하리라 사료된다.

중심 단어: Multi-transmit, ACR 팬텀, 획득시간감소

I. 서 론

초전도 자석을 활용하여 고자장을 발생하는 자기공명영상(magnetic resonance imaging; MRI)은 저자장 MRI에 비해 높은 신호 대 잡음비(signal to noise ratio; SNR)와 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio; CNR)로 공간분해능이 증가된다¹⁾. 이러한 이점으로 1.5T 이상의 높은 자장을 발생하는 고자장 MRI는 현대 의학에서 진단과 분석을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다²⁾. 그러나 동일 조직에서 인체에 미치는 비흡수율(specific absorption rate; SAR)이 증가되고, 영상의 균일성에 커다란 영향을 미치는 유전체 효과(dielectric effect)가 발생하는 문제점을 가지고 있다^{3,4)}.

유전체 효과는 자장 하에서 RF pulse 인가 시 인체 조직의 전도성이 증가하여 부분적으로 흐르는 누설전류에 의해

발생한다. 이 효과로 인하여 MRI 검사 시 저자장에 비해 고자장에서 RF pulse 파장(약 26cm)이 인체의 지름보다 짧아져 RF 영역의 균질성을 떨어뜨리는 정재파(standing wave)를 형성한다. 정재파는 RF pulse와 조직 사이의 반응을 증대시켜 인체에서 목적 부위의 크기나 모양, 조직의 특성에 따라 상이한 영향을 주어 영상의 균일성을 저하시킨다. 이러한 현상은 얇은 부위보다는 두꺼운 부위(복부, 골반 등)와 비만, 복수(ascites)환자 등에서 명확하게 나타난다.

MRI에서 dielectric effect는 신호강도 차이를 유발하여 영상의 균일성을 저하시켜 임상적 진단에 어려움을 주고^{5,6)}, 영상의 후처리(postprocessing)에 악영향을 제공하는 등 영상 품질과 밀접한 관련이 있다⁷⁾.

Dielectric effect를 줄이기 위한 방법으로는 부분적인 여기, 관심 부위의 RF shimming, 인체와 코일 사이에 상대적

* 이 논문은 2015년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행됨.

교신저자: 유병규, (54538) 전북 익산시 익산대로 514

원광보건대학교 방사선과 Tel: 063-840-1236 / E-mail: bkyou@wu.ac.kr

접수일(2015년 10월 13일), 1차 심사일(2015년 11월 10일), 2차 심사일(2015년 12월 09일), 확정일(2015년 12월 21일)

으로 높은 전도성을 가진 dielectric pad를 위치시키는 방법 등이 사용되어 왔다. 그러나 대부분 효과가 미미하여 최근에는 dual RF source를 사용하는 Multi-transmit 기법 (multi-transmit parallel RF transmission technology)이 유용한 해결 방안으로 주목받고 있다^{8,9,10)}.

Multi-transmit 기법은 기하학적으로 두 개의 RF coil을 90° 간격으로 위치시켜 통합한 body coil을 사용하는 특징이 있다. 분리된 RF coil은 독립적으로 인체의 크기와 모양, 지방과 물의 상대적인 양에 따라 자동적으로 RF pulse의 파형이나 위상, 크기 등을 최적화하여 검사부위마다 다르게 작용하게 된다¹¹⁾. 이에 따라 RF pulse 조절을 통해 인체 내에서 숙임각 (flip angle) 분포를 균일하게 함으로써 불가피하게 발생하는 dielectric effect를 감소시켜 일정한 대조도와 균질한 신호의 영상을 얻을 수 있다. 특히 복부나 고관절 등 두꺼운 부위에서 Multi-transmit 기법의 유용성이 높게 입증되고 있다¹²⁻¹⁷⁾.

또한, 목적 부위에 따라 SAR 분포를 최적화하여 국소적인 SAR를 줄임으로써 반복시간(repetition time; TR)을 낮추어 영상의 획득시간을 단축할 수 있는 장점이 있다¹²⁾.

그러나 대부분의 연구들이 dielectric shading이 뚜렷하게 나타나는 두꺼운 부위에 적용하여 영상의 균일도 향상에 국한하고 있을 뿐, 26cm 이하의 얇은 부위에 대한 적용사례는 전무한 실정이다. 물론 26cm 이하에서는 정재파가 겹치는 부위와 벗어나 균일성이 저하되지 않으므로 영상의 품질 면에서는 Multi-transmit 기법의 적용이 불필요할 수도 있다. 그러나 검증된 바가 없으며, MRI의 최대 단점인 장시간 검사시간을 개선할 수 있다면 유용성 측면에서 매우 높다고 할 수 있다. 특히 통증이나 장시간 검사로 인한 동일한 자세 유지가 불가능한 환자를 대상으로 Multi-transmit 기법의 적용은 검사시간의 단축은 물론, 양질의 영상을 획득하는데 매우 유익할 것이다.

이에 저자들은 영상 획득시간 단축에 유용성이 입증된 Multi-transmit 기법을 26cm 이하의 얇은 부위에 적용하고자 하였다. 이를 위해 ACR 팬텀을 이용하여 RF 파장 길이인 26cm 이하의 얇은 부위에서 Multi-transmit 기법 적용 전·후 영상의 균일도 변화를 알아보고, 영상 획득시간을 비교하여 적용의 유용성에 관한 기초자료를 제공하고자 하였다.

II. 연구방법

연구방법은 Multi-transmit 기법 적용 전, 후 ACR 팬텀 영상을 획득하여 비교 평가하였다. ACR 팬텀(J10470, J.M specialty, San Diego, CA.)은 지름이 14.8cm, 길이 19cm의 원통형 구조로 MRI 장비의 정도관리에 사용되는 표준 팬텀이다. 영상획득 장비는 Philips Achieva 3.0T(Netherlands), 6

channel SENSE cardiac coil을 이용하였으며, 정도관리에 이용되는 표준 T1, T2 강조영상의 매개변수에 multi-transmit 기법의 적용 전·후 차이를 알아보기 위해 TR을 최소(minimum)로 하여 영상을 획득하였다.

영상의 매개변수는 T1 강조영상의 경우 TR은 450~750ms 범위에서 minimum, TE 20ms, FOV 250×250 mm, slice thickness 5mm, slice gap 5mm, FA 70, matrix 256×256, NEX 1을 사용하였으며, T2 강조영상의 경우 TR은 3000~6000ms 범위에서 minimum, TE 80ms, slice thickness 5mm, gap 2mm, FOV 250×250mm, FA 120, matrix 256×256, NEX 1을 사용하였다. ACR 팬텀의 관상면 영상(axial image)은 Multi-transmit 기법 적용 전·후 각각 30번 획득하였다. 영상은 평가프로그램인 Image J(Ver. 1.47v, NIH, USA)를 이용하여 MRI 장비의 정도관리 항목(공간분해능, 슬라이스 두께 정확도, 슬라이스 위치 정확도, 고스트 신호 백분율, 저대조도 식별분해능, 균질도)와 SNR, 그리고 검사시간을 측정하여 비교 평가하였다.

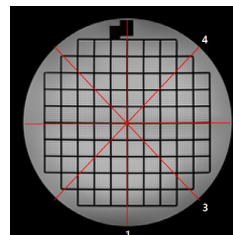
SNR은 미국의학물리학회(American Association of Physicists in Medicine; AAPM)의 권고법¹⁸⁾을 이용하여 팬텀 내 중심에 관심영역(region of interest; ROI)을 설정하여 신호강도를 측정하였다. 이후 팬텀 외부 4곳의 백그라운드 신호강도의 표준편차를 평균하여 관심영역의 신호강도를 평균한 백그라운드 신호강도의 표준편차로 나누어 산출하였다(식 1).

$$SNR_{AAPM} = \frac{0.66 \times \text{Mean of the signal image ROI}}{\text{Average of the background noise SD}} \quad (\text{식 1})$$

통계적 분석 방법은 Multi-transmit 기법 적용 전·후의 결과를 MRI 장비 정도관리 합격기준과 비교한 후, 대응표본 T 검정을 이용하여 유의한 차이가 있는지 평가하였다.

III. 연구결과

1. Geometric accuracy



(Recommended Action Criteria: 190mm±2mm)

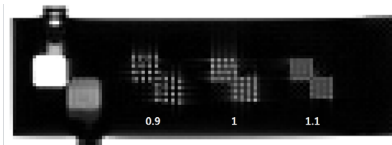
Figure 1 The measurement of geometric accuracy

기하학적 정확도는 Figure 1과 같이 실제길이가 190mm인 팬텀의 상하, 좌우, 대각선 방향의 길이를 측정하여 모든 측정치가 실제 길이와 2mm 오차범위이어야 한다. 연구결과 모두 2mm의 오차범위 내에 들어 있어 MRI 장비 정도관리 합격기준에 해당됨을 알 수 있었다. Multi-transmit 기법 적용 전·후 차이는 통계적 유의성이 없었다($p>.05$), (Table 1).

Table 1 The measurement value of geometric accuracy

Category	off	on	t	Sig.
UL	188.98±0.49	188.72±0.67	-1.571	0.139
T1 LR	188.91±0.38	189.13±0.44	1.177	0.259
WI Diagonal1	188.15±0.71	188.04±0.85	-0.365	0.721
Diagonal2	188.15±0.67	188.17±0.77	0.070	0.945
UL	188.59±0.47	188.33±0.67	-1.266	0.226
T2 LR	188.85±0.51	188.72±0.36	-0.879	0.394
WI Diagonal1	188.86±0.93	188.83±0.62	-0.100	0.922
Diagonal2	188.34±0.99	188.46±0.87	0.355	0.728

2. High Contrast Spatial Resolution



(Recommended Action Criteria: both directions in both axial ACR series the measured resolution should be 1.0mm or better)

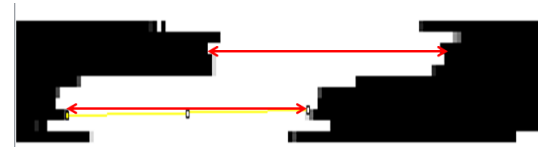
Figure 2 The measurement of high contrast spatial resolution

공간분해능은 그림 2와 같이 1.0mm의 횡렬분해능과 종렬분해능 4열 중 1열만 네 점이 분리되면 MRI 장비 정도관리의 합격 기준에 해당한다. 1.0mm의 횡렬분해능과 종렬분해능에서 분리되는 열(횡렬, 종렬) 개수의 평균값은 모두 2개 이상의 분리된 열을 볼 수 있어, 정도관리 합격 기준에 해당됨을 알 수 있었다. Multi-transmit 기법 적용 전·후의 차이는 통계적 유의성이 없었다($p>.05$), (Table 2).

Table 2 The measurement value of high contrast spatial resolution

Category	off	on	t	Sig.
T1 Upper Left	2.53±0.52	2.67±0.49	1.000	0.334
WI Lower Right	2.40±0.51	2.47±0.52	0.367	0.719
T2 Upper Left	2.73±0.46	2.60±0.51	-0.807	0.433
WI Lower Right	2.67±0.49	2.53±0.52	-0.807	0.433

3. Slice Thickness Accuracy



(Recommended Action Criteria: 5mm±0.7mm)

Figure 3 The measurement of slice thickness accuracy

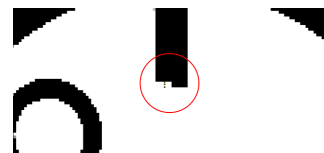
슬라이스 두께 정확도는 그림 3과 같이 모든 절편의 두께가 5mm에서 0.7mm의 오차범위 이내에 있어야 한다. 연구결과 T1, T2강조영상 모두 0.7mm의 오차범위 내에 있음을 알 수 있었으며, Multi-transmit 기법 적용 전·후의 차이 역시 통계적 유의성이 없었다($p>.05$), (Table 3).

Table 3 The measurement value of slice thickness accuracy

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI	5.20±0.08	5.18±0.05	-0.982	0.343
T2 WI	5.25±0.06	5.23±0.05	-1.108	0.286

4. Slice Position Accuracy

Figure 4 The measurement of slice position accuracy



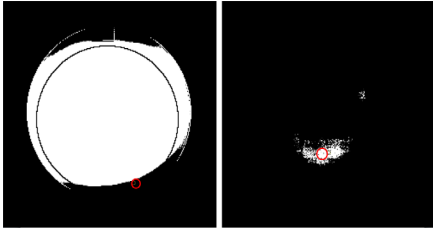
(Recommended Action Criteria: 5mm or less)

슬라이스 위치 정확도는 그림 4와 같이 1번과 11번 영상의 측정치가 모두 5mm이내여야 한다. 연구결과 T1, T2강조영상 모두 1번과 11번 영상에서 측정치가 5mm 이하임을 볼 수 있었으며, 적용 전·후의 차이는 통계적 유의성이 없었다($p>.05$), (Table 4).

Table 4 The measurement value of slice position accuracy

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI #1	1.81±0.03	1.81±0.02	-0.425	0.677
#11	1.83±0.02	1.84±0.02	0.650	0.526
T2 WI #1	1.81±0.03	1.81±0.01	-0.963	0.352
#11	1.84±0.03	1.84±0.02	0.294	0.773

5. Image Intensity Uniformity



(Recommended Action Criteria: greater than or equal to 82,0%)

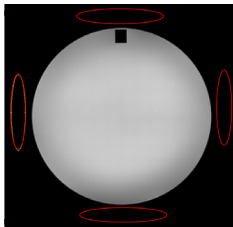
Figure 5 The measurement of image intensity uniformity

영상의 강도 균일성은 그림 5와 같이 PIU값이 3T이상일 때 82% 이상이어야 한다. 연구 결과 T1, T2강조영상 PIU값이 82% 이상임을 볼 수 있었으며, 적용 전·후의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$), (Table 5).

Table 5 The measurement value of image intensity uniformity

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI	0,84±0,01	0,85±0,01	2,133	0,051
T2 WI	0,85±0,01	0,85±0,01	-0,885	0,391

6. Percent Signal Ghosting



(Recommended Action Criteria: less than or equal to 2,5%)

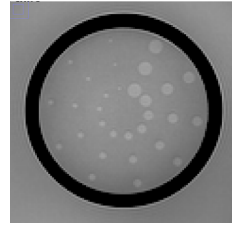
Figure 6 The measurement of percent signal ghosting

고스트 신호 백분율은 그림 6과 같이 2,5%이하여야 한다. 연구 결과 T1, T2강조영상 모두 2,5% 이하임을 알 수 있었으며, Multi-transmit 기법 적용 전·후의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$), (Table 6).

Table 6 The measurement value of percent signal ghosting

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI	0,003±0,001	0,002±0,001	1,385	0,118
T2 WI	0,003±0,001	0,003±0,001	-0,657	0,522

7. Low Contrast Object Detectability



(Recommended Action Criteria: greater than 37)

Figure 7 The measurement of low contrast object detectability

대조도 분해능은 그림 7과 같이 8번부터 11번 영상에서 배열되어 있는 바퀴살이 40개 중 37개 이상 구분되어야 한다. 연구결과 T1, T2강조영상 모두 37개 이상 구분되며, 기법 적용 전·후의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$), (Table 7).

Table 7 The measurement value of low contrast object detectability

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI	39,60±0,91	39,80±0,56	0,676	0,510
T2 WI	39,53±0,92	39,87±0,52	1,160	0,265

8. SNR

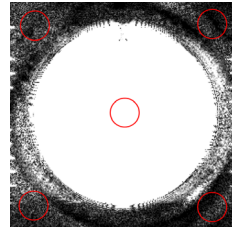


Figure 8 The measurement of signal-to-noise ratio

SNR은 그림 8과 같이 전술한 정도관리 항목들과 마찬가지로 T1, T2강조영상 모두 Multi-transmit 기법 적용 전·후의 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p>.05$), (Table 8).

Table 8 The measurement value of signal-to-noise ratio

Category	off	on	t	Sig.
T1 WI	912,16±86,16	929,66±117,62	0,469	0,646
T2 WI	949,10±63,44	922,20±94,23	-1,348	0,199

9. Scan Time

영상획득시간은 T1, T2 강조영상 모두 Multi-transmit

기법 적용 후가 적용 전에 비해 감소하였다. T1 강조영상은 적용 전 2분 53초에서 적용 후 1분32초로 46.8%(1분 21초) 감소하였으며, T2 강조영상은 적용 전 5분 28초에서 적용 후 4분 26초로 18.9%(1분 02초)로 감소하였다(Table 9).

Table 9 The measurement value of scan time

Category	off	on	difference
T1 WI	2분 53초	1분 32초	1분 21초(46.8%)
T2 WI	5분 28초	4분 26초	1분 02초(18.9%)

IV. 고 찰

MRI는 영상학적 진단에 매우 유용하지만 장시간 소요되는 검사시간은 고질적인 문제라 할 수 있다. 그간 검사 소요 시간을 감축하기 위해 여러 기법들이 개발되어 임상에서 사용되고 있으나, 다양한 인공물과 영상의 질 저하 등으로 무한정 단축시킬 수 없는 것이 당연한 문제점이다.

검사시간을 단축하며 영상의 질 저하를 방지할 수 있는 방법은 주 자기장(static magnetic strength field)을 높이는 것이다.

이는 검사시간이 단축되면서 낮아지는 SNR을 자장의 세기로 보상하는 방법으로서 통상 자장을 두 배(1.5T에서 3.0T)로 높여 SNR을 증가시킨다. 그러나 자장의 증가는 몸속의 수소원자를 공명시키는 RF pulse의 파장을 짧게 하는 단점이 있다. 이로 인해 3.0T에서 26cm인 RF pulse의 파장보다 두꺼운 인체에서는 투과되지 못한 반사파와 합성된 정재파, 즉 RF 신호의 균일성을 떨어뜨리는 standing wave가 발생한다. 이를 해결하기 위해 Multi-transmit 기법이 개발되었다.

Multi-transmit 기법은 SNR을 유지하여 일정한 대조도와 균일한 신호를 나타내는 양질의 영상을 얻을 수 있으며, single RF source에 비해 짧은 영상획득시간과 SAR이 낮아지는 장점이 있다. 그러나 개발된 주목적이 26cm 이상의 두꺼운 부위에서 영상의 균일도 향상에 초점을 맞추어 개발되었기에 26cm 이하에서는 적용하지 않고 있다. 그러므로 저자들은 Multi-transmit 기법을 26cm 이하의 얇은 부위에 적용하여도 영상의 질이 유지될 것이며, 또 다른 장점인 영상획득시간이 감축될 것이라는 예측으로 연구를 진행하였다.

연구결과 ACR 팬텀을 이용한 T1, T2 강조영상에서 기하학적 정확도, 공간분해능, 슬라이스 두께 정확도, 슬라이스 위치 정확도, 신호강도 균일성, 고스트 신호 백분율, 대조도

분해능 등 정도관리 항목과 SNR 모두 통계적으로 유의하지 않았다. 그러나 검사시간은 위 결과와는 대조적으로 T1영상에선 46.8%, T2영상에선 18.9% 감소하는 매우 획기적인 결과를 나타내었다. 이는 Multi-transmit 기법 적용하면 영상의 질 차이 없이 시간이 줄일 수 있음을 의미한다.

MRI의 고질적인 문제인 장시간의 영상획득시간을 줄이려는 많은 연구들이 있었다. Excobedo 등¹⁹⁾은 TSE(turbo spin echo) 기법을 사용하여 영상획득시간을 줄이려고 하였다. 그러나 TSE 기법은 turbo factor에 따라 시간을 줄일 수 있는 장점은 있지만, 국소(local) SAR이 증가하고 환자의 움직임에 민감해져 인공물(blurring)이 나타날 수 있다는 단점이 있다²⁰⁾. 이에 반해 Pruessmann 등²¹⁾은 parallel technique의 하나인 SENSE(sensitivity encoding) 기법을 사용하여 시간을 줄이고자 하였다.

그러나 SENSE 기법의 경우 reduction factor가 올라가면 그만큼 k-공간을 건너뛰게 되고, 이로 인해 SNR이 비례하여 낮아진다는 문제점이 있다. 본 연구는 TSE 기법의 장점을 유지하며, 단점인 인공물과 SAR을 줄일 수 있다는 점, 그리고 SNR의 감소 없이 영상획득시간을 획기적으로 줄일 수 있다는 점에서 선행연구 보다 우수하다고 할 수 있다.

그 외, Rahbar 등¹⁴⁾의 유방 검사에서 B1 균일도를 유지하며 영상을 개선하려 한 연구와, Nelles 등¹³⁾의 척추 검사에서 Multi-transmit 기법의 사용 전·후 비교 연구 등의 선행 연구가 있다. 그러나 이들 연구는 두꺼운 부위에 대한 Multi-transmit 기법의 적용 전·후 영상의 균일도만 비교하는데 그쳤다. 실제 26cm 이하의 얇은 부위를 대상으로 팬텀을 사용하여 영상의 균일도와 획득시간을 수치적으로 정량화하여 증명한 본 연구와는 큰 차이가 있다.

영상획득시간의 단축에 관한 선행 연구로, Excobedo 등¹⁹⁾은 무릎 반월판검사서 기존 SE(spin echo)기법보다 TSE 기법을 이용하면 검사시간을 30% 줄일 수 있다고 하였고, Bauer 등²²⁾은 발목검사 시 GRAPPA 기법을 사용하여 T1영상에서 44.2%, T2영상에서 44.1% 줄일 수 있다고 하였다. 또한 Song 등²³⁾은 혈관의 black blood 영상획득 시 multi-slice 기법을 이용하면 약 50% 줄일 수 있다고 하였고, Gokay 등²⁴⁾은 자기공명분광영상(MRS) 검사에서 병변에 따라 FOV를 줄임으로써 약 35%의 영상획득 시간을 줄일 수 있다고 보고하였다. 그러나 위 연구 모두 영상획득시간은 감소하지만 SNR이 줄어든다는 고질적인 문제점이 있다.

본 연구는 Multi-transmit 기법 적용 후, T1, T2강조영상의 균일도와 SNR은 차이가 없었으며, 영상획득시간은 T1영상에서 46.8%, T2영상에서 18.9% 감소하여 선행 연구들과 차이가 있음을 알 수 있다.

본 연구는 인체를 대상으로 하지 않았다는 점과 Multi-transmit 기법의 장점 중 하나인 SAR의 감소를 측정하지 않았다는 제한점이 있다. 따라서 향후 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다. 그럼에도 불구하고 선행연구에 비해 영상획득시간의 감소는 비슷하지만, 영상의 질과 SNR 변화 없이 검사 소요시간을 감소시킬 수 있다는 점과, 선행연구들의 기법을 본 연구의 기법과 동시에 적용할 수 있다는 점에서 연구의 가치를 부여할 수 있다.

V. 결론

Multi-transmit 기법 적용에 따른 변화를 팬텀을 이용하여 정량적으로 평가한 첫 연구라는 점과 얇은 부위에서 영상의 질 변화 없이 영상획득시간의 감소를 증명하였다는 데에 연구의 의의를 둘 수 있다.

결론적으로 영상의 균질도 향상에 국한하고 있는 Multi-transmit 기법을 26cm 이하의 얇은 부위에 적용하면, 영상의 질을 유지하면서 영상획득시간을 획기적으로 줄일 수 있어, 임상 적용에 유용하리라 사료된다.

참고문헌

1. Son, C. H. : 3.0 Tesla MR Clinical Application, *Advanced Neuroimaging, Medical Postgraduates* 33(2), 194, 94-100, 2005
2. Kim, H. J, Son, H. W, Cho, Y. K, Yoo, H. S. : B1+ Homogenization over Whole Field of View in High Field MRI, *The journal of Korea Electromagnetic Engineering Society*, 23(1), 96-100, 2012
3. Jerrolds, J, Keene, S. : MRI Safety at 3T versus 1.5 T, *Internet Journal of Radiology*, 11(1), 2010
4. Schick, F. : Whole-body MRI at high field, technical limits and clinical potential, *Eur Radiol.* 15(5), 946-959, 2005
5. Brink WM1, van der Jagt AM, Versluis MJ, Verbist BM, Webb AG. : High permittivity dielectric pads improve high spatial resolution magnetic resonance imaging of the inner ear at 7 T, *Invest Radiol.* 49(5), 271-277, 2014
6. Mihara, H, Iriguchi, N, Ueno, S : Imaging of the dielectric resonance effect in high field magnetic resonance imaging, *Journal of Applied Physics*, 97(10), 10R 305-310R 305-303, 2005
7. Terry Duggan-Jahns. : *The Evolution of Magnetic Resonance Imaging, 3T MRI in Clinical Applications, Erad imaging*, 2008
8. Katscher, U, Lisinski J, B rnrert P. : RF encoding using a multi-element parallel transmit system, *Magn Reson Med.* 63(6), 1463-1470, 2010
9. Graesslin II, Homann H, Biederer S, B rnrert P, Nehrke K, Vernickel P, Mens G, Harvey P, Katscher U. : A specific absorption rate prediction concept for parallel transmission MR, *Magn Reson Med.* 68(5), 1664-1674, 2012
10. Van den Bergen B1, Stolk CC, Berg JB, Lagendijk JJ, Van den Berg CA. : Ultra fast electromagnetic field computations for RF multi-transmit techniques in high field MRI, *Phys Med Biol.* 54(5), 1253-64, 2009
11. Willinek WA1, Gieseke J, Kukuk GM, Nelles M, K nig R, Morakkabati-Spitz N, Tr ber F, Thomas D, Kuhl CK, Schild HH. : Dual-Source Parallel Radiofrequency Excitation Body MR Imaging Compared with Standard MR Imaging at 3.0T, *Radiology.* 256(3), 966-975, 2010
12. G. M, Kukuk, J, Gieseke, M, Nelles, R. K nig, M, Andersson, E, Muschler, P, M rtz, J, Stout, M, Nijenhuis, F, Tr ber, N, Morakkabati-Spitz, D, Thomas, C, K, Kuhl, H, H, Schild. : Clinical liver MRI at 3.0 Tesla using parallel RF transmission with patient-adaptive B1 shimming. *Proc, Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, 2009
13. Nelles M, K nig RS, Gieseke J, Guerand-van Battum MM, Kukuk GM, Schild HH, Willinek WA. : Dual-Source Parallel RF Transmission for Clinical MR Imaging of the Spine at 3.0 T, *Intraindividual Comparison with Conventional Single-Source Transmission, Radiology* 257(3), 743-753, 2010
14. Rahbar H, Partridge SC, Demartini WB, Gutierrez RL, Parsian S, Lehman CD. : Improved B1 homogeneity of 3 Tesla breast MRI using dual-source parallel radiofrequency excitation, *J Magn Reson Imaging*, 35(5), 1222-1226, 2012
15. W. Wei, G. Jia, D. C. Flanigan, C. C. Kaeding, S.

- Sammet, P. A, Wassenaar, and M. V. Knopp. : Simultaneous MRI acquisition of Both Knee Joints with Multitransmit Technology at 3T, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 2011
16. Jia H, Wang C, Wang G, Qu L, Chen W, Chan Q, Zhao B. : Impact of 3.0 T Cardiac MR Imaging Using Dual-Source Parallel Radiofrequency Transmission with Patient-Adaptive B1 Shimming, PLoS ONE, 8(6), 2013
17. Yoo KH, : Common Hip Diseases and Their Imaging Studies, J Korean Orthop US Soc 1(1), 40-49, 2008
18. Panych LP, Chiou JG, Qin L, Kimbrell VL, Bussolari L, Mulkern RV, : On replacing the manual measurement of ACR phantom images performed by MRI technologists with an automated measurement approach, J Magn Reson Imaging. 2015
19. Escobedo EM, Hunter JC, Zink-Brody GC, WilsonAJ, Harrison SD, Fisher DJ. : Usefulness of turbo spin-echo MR imaging in the evaluation of meniscal tears: comparison with a conventional spin-echo sequence, AJR Am J Roentgenol. 167(5), 1223-1227. 1996
20. D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince. : MRI - From Picture to Proton, 2003
21. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P, : SENSE: sensitivity encoding for fast MRI, Magn Reson Med. 42(5), 952-962, 1999
22. Bauer JS, Banerjee S, Henning TD, Krug R, Majumdar S, Link TM. : Fast high-spatial-resolution MRI of the ankle with parallel imaging using GRAPPA at 3 T, AJR Am J Roentgenol. 189(1), 240-245, 2007
23. Song HK, Wright AC, Wolf RL, Wehrli FW. : Multislice Double Inversion Pulse Sequence for Efficient Black-Blood MRI, Magn Reson Med. 47(3), 616-620, 2002
24. Golay X, Gillen J, van Zijl PC, Barker PB. : Scan time reduction in proton magnetic resonance spectroscopic imaging of the human brain, Magn Reson Med. 47(2), 384-387, 2002

•Abstract

* Abstract

A Effectiveness of Multi-Transmit Parallel Technique on Magnetic Resonance Imaging of FOV Less Than 26cm

Soon-Yong Son·Kwan-Woo Choi·Kyeong-Jin Park·Jong-Seok Lee¹⁾·Beong-Gyu Yoo¹⁾

Department of Radiology, Asan Medical Center

¹⁾*Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University*

The purpose of this study was to prospectively estimate the effectiveness of multi-transmit parallel technique in reduced FOV(Field of View) less than 26 cm,

Homogeneity, SNR(signal to noise ratio) and acquisition time were measured and compared by setting FOV less than 26cm on the T1 and T2 weighted images using ACR phantom,

The multi-transmit parallel technique resulted in significantly faster image acquisition by 46.8 % in T1 weighted images and 18.9% in T2 weighted images. The homogeneity and SNR values had no significant difference between pre and post application of the multi-transmit parallel technique.

In conclusion, this study demonstrates the feasibility of multi-transmit parallel technique in FOV less than 26cm with a rapid acquisition and maintained image quality.

Key Words : Multi-transmit, ACR phantom, Acquisition time reduction