뇌심부자극술 시술환자의 뇌 자기공명영상에서 고주파 출력의 제한기준에 대한 임상적 유용성 평가

연규진[1,2] · 장영애[1] · 이승근[1] · 이태수[2,*]

[1]삼성서울병원 영상의학과, [2]충북대학교 의용생체공학과

Evaluation of Clinical Usefulness of Radio-Frequency Power Limitation in Brain MRI of Patients with Deep Brain Stimulation

Kyoo-Jin Yeon[1,2], Young-Ae Chang[1], Seung-Keun Lee[1] and Tae-Soo Lee[2,*]

[1]*Department of Radiology, Samsung Medical Center, 81, Irwon-ro, Gangnam-gu, Seoul 06351, Republic of Korea*

[2]*Department of Biomedical engineering, Chungbuk National University, 1, Chungdae-ro, Seowon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28644, Republic of Korea*

Abstract - To evaluation of clinical usefulness for B1+RMS limits, we compared image quality of Routine, Specific absorption rate (SAR) and Root mean square (RMS) protocol. 5 volunteers underwent Magnetic Resonance Imaging (MRI) scan of the brain using three different protocols. We draw Region of interest ROI in cortex, white matter, gray matter, putamen and thalamus of axial plan. Signal to noise ratio (SNR) were evaluated in each area and Contrast to noise ration (CNR) were evaluated between white matter and gray matter. Qualitative evaluation was used to score each ROI. B1+RMS is confirmed its usefulness compared to conventional SAR standard on the aspect of improvement of image quality, reduction of scan time and easy adjusting parameter.

Key words : Radiofrequency power, B1+RMS, Specific absorption rate, Deep Brain Stimulator, Magnetic resonance imaging

서 론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI)은 뇌 심부 자극술(deep brain stimulation, DBS)을 시행한 환자에게 DBS 전극의 위치와 수술에 의한 합병증을 평가하기 위해 사용된다(Boertien *et al*. 2011; Wodarg *et al*. 2012). 하지만 DBS 장치를 삽입한 환자에게 MRI 검사를 시행할 경우 DBS 전극에서의 고주파의 흡수에 의해 과도한 발열현상이 발생한다는 것을 이전 연구들에서 보고하였다(Rezai *et al*. 2002; Sharan *et al*. 2003). 2003년에 DBS 장치를 삽입한 환자가 뇌 MRI를 시행한 이후 DBS 전극의 발열현상에 의한 조직손상으로 근긴장 이상운동(dystonic movement)과 국소적인 탄도운동(partially ballistic movement) 등의 부작용에 대해 발표하였고(Spiegel *et al*. 2003), 2005년에는 1.0 T에서 척주 MRI를 시행한 DBS 삽입 환자에게서 전극 주위에 고주파에 기인한 발열현상에 의해 뇌조직의 부종과 출혈이 발생한 사례를 보고하였다(Henderson *et al*. 2005). 이와 같

* Corresponding author: Tae-Soo Lee, Tel. +82-43-269-6332, Fax. +82-43-272-1603, E-mail. tslee@chungbuk.ac.kr

Table 1. MRI guidelines for Medtronic deep brain stimulation systems

	Full-body eligible	Head only
RF coils	Transmit coil: • body transmit/receive (built-in), quadrature only • head transmit/receive, quadrature only Recive-only coil: any type	Transmit/receive head coil only. (Do not use an RF transmit body coil, a receive-only head coil, or a head transmit coil that extends over the chest area)
MRI system type	1.5-T horizontal closed bore with maximum spatial gradient of 19 $T \cdot m^{-1}$ (1900 gauss $\cdot cm^{-1}$).	1.5-T horizontal closed bore
RF frequency	Approximately 64 MHz	Approximately 64 MHz
RF power	B1 + RMS must be $\leq$ 2.0 μT as reported by the MRI equipment If a B1 + RMS setting is not available on the MRI equipment a SAR setting may be used. (limit the displayed average whole body and head SAR to 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ or less	Use MRI examination parameter that limit the displayed average whole body and head SAR to 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ or less
Operating mode	Normal Operating Mode.	Normal Operating Mode.
Gradients	maximum gradient slew rate performance per axis of 200 $T \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ or less.	Gradient systems with a maximum gradient slew rate performance per axis of 200 $T \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}$ or less.
Active scan time limits	MRI scan durations should not exceed a total of 30 minutes of active scan time within a 90-minute window	No restrictions.
Landmark	No restrictions	Head only.

이 MRI에 의한 DBS 전극의 발열현상은 환자 안전에 있어 간과해서는 안 될 중요한 문제이다. 따라서 제조사는 DBS 장치를 MR conditional (ASTM F2503)로 분류하였고, 2005년부터 1.5 T에서 두부의 전자파 흡수율(specific absorption rate, SAR)을 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ 이하로 제한하였다[1]. 그런데 일반적으로 뇌 MRI는 임상에서 고해상도 영상과 함께 짧은 영상획득 시간이 요구된다. 이와 같은 대조적인 요구를 만족시키기 위해서 허용되는 SAR의 범위를 최대한 활용하여 검사조건을 설정해왔다. 하지만 DBS 제조사의 권고에 의해 뇌 MRI에서 SAR값을 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ 미만으로 줄이게 될 경우 임상에서 요구하는 영상의 질을 보장할 수 없게 된다 (Larson *et al*. 2008). 2015년 4월부터 DBS 제조사인 메드트로닉사는 자사의 일부 제품에 대한 제한기준을 기존의 SAR 0.1 $W \cdot kg^{-1}$이 아닌 B1 + RMS (root mean square) 2.0 μT 이하로 가이드라인을 변경하였다. 새로운 가이드라인 (Table 1)은 기존과 비교하여 최소의 검사조건의 변경만으로 제한기준에 부합될 수 있다고 소개하고 있다[2]. 이에 본 연구에서는 새로운 가이드라인의 임상적 유용성을 평가하고자 뇌 MRI의 routine 영상과 고주파 출력을 SAR 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ 이하, B1 + RMS 2.0 μT 이하로 각각 조절되어 얻어진 영상을 비교 평가하였다.

재료 및 방법

1. 대상

이번 연구는 뇌 질환이 없는 남자 2명 (평균 몸무게 86 kg), 여자 3명 (평균 몸무게 62 kg) 등 총 5명의 자원자를 대상으로 하였다. 각각의 자원자에게 뇌 MRI routine protocol과 SAR, RMS protocol을 각각 시행하였다. Routine protocol은 T1 SE (Spine Echo) 시상영상, T2 TSE (Turbo Spin Echo), T1 SE, T2 FLAIR 수평영상 등 총 4개의 시퀀스 (sequence)로 구성되었으며, 본원의 임상환자에게 사용되는 것을 변형 없이 적용하였다. SAR protocol은 routine protocol과 동일한 시퀀스로 구성되었으며, 메드트로닉사의 가이드라인에 따라 모든 시퀀스를 SAR 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ 미만으로 조절하였다. RMS protocol 또한 동일하게 총 4개의 시퀀스로 구성되었으며, 메드트로닉사의 최신 가이드라인 (Table 1)을 준수하여 모든 시퀀스의 B1 + RMS값을 2.0 μT 이하로 조절하였다. SAR protocol과 RMS protocol은 본원에서 메드트로닉사의 DBS 장치를 삽입한 환자에게 적용하는 임상 protocol이다. 단 임상에서는 3개의 protocol 각각에 T2 FFE (Fast Field Echo) 시퀀스가 포함되어 있으나 예비실험에서 SAR값이 0.1 $W \cdot kg^{-1}$을 초과하지 않게 나타났다. 따라서 3

[1] Medtronic. 2006. MRI Guidelines for DBS.
[2] Medtronic. 2015. Guidance for adjusting MRI scan sequence SAR and B1+RMS values.

Table 2. Scan parameter for Brain routine, SAR and RMS protocol

Protocol/Sequence	TR[a] (msec)/TE[b] (msec)/TI (msec)/Matrix/flip angle (°)/GRAPPA/Turbo factor/ Bandwidth (Hz/px)/Concatenations/NEX	Scan time (sec)
Routine protocol		
T1 SE[c] Sagittal	500/11/−/320×320/70/−/−/100/1/1	152
T2 TSE[d] Axial	4410/103/−/448×448/170/−/11/100/1/1	154
T1 SE Axial	500/9.4/−/320×320/70/−/−/100/1/1	137
T2 FLAIR axial	9000/94/2501/384×250/150/−/30/303/2/1	182
SAR protocol		
T1 TSE Sagittal	700/11/−/192×135/90/3/1/190/8/1	349
T2 TSE Axial	5000/81/−/320×208/120/3/6/100/3 or 4/1	240 or 340
T1 TSE Axial	700/12/−/192×117/80/3/1/190/8 or 9/1	315 or 354
T2 FLAIR axial	9000/100/2500/320×208/120/3/15/200/5 or 6/1	315 or 378
RMS protocol		
T1 SE Sagittal	500/13/−/256×256/70/−/−/100/2/1	245
T2 TSE Axial	5000/81/−/384×250/170/−/11/100/1/1	255
T1 SE Axial	500/14/−/256×256/70/−/−/100/2/1	213
T2 FLAIR axial	9000/96/2501/384×250/150/−/30/303/2/1	234

[a]Repetition time, [b]echo time, [c]spin echo, [d]turbo spin echo.

개의 protocol에서 검사조건의 변경 없이 동일하게 적용하게 되어 본 실험대상에서는 제외하였다. 자세한 protocol 별 세부 검사조건은 Table 2와 같다. MRI 장치는 1.5 T MRI system (Siemens, Medical system, Avanto, Germany), head matrix A Tim coil (12 channel)을 사용하였다.

2. 평가방법

정량적 평가는 획득된 영상 중 T1 SE 시상영상을 제외하고 수평영상에서 수행하였다. 모든 수평영상 시퀀스의 동일한 단면 영상에서 전두엽 피질의 백질(white matter), 회백질(gray matter)과 중심회질의 조가비핵(putamen)과 시상(thalamus)에서 관심영역을 설정하고 신호강도를 각각 3회씩 측정하였으며, air background 3지점에서 잡음의 신호강도를 측정하였다. 측정된 신호강도를 평균한 후 각 부위의 신호대 잡음비를 계산했으며, 피질의 백질, 회백질 간의 대조도비 잡음비, 피질의 백질과 중심회질(조가비핵, 시상) 간 대조도비 잡음비를 측정하여 영상을 비교 평가하였다(Eq. 1, 2).

$$SNR_{Tissue} = SI_{Tissue}/SD_{noise} \quad (1)$$

$$CNR_{gw} = (SNR_{gray} - SNR_{white})/SD_{noise} \quad (2)$$

정성적 평가는 본원의 뇌신경 판독 전문의가 시행하였다. 영상평가는 routine protocol 영상을 기준으로 해부학적 묘사력을 비교하여 RMS, SAR protocol 각각의 영상에 대해 3단계(I: 미흡, E: 동등, S: 우월)로 평가하였다.

3. 통계분석

통계적 유의성은 Medcalc 버전16.1 (MedCalc Software bvba, Belgium)을 사용하여 분석하였으며, 유의수준은 0.05로 검정하였다. Routine, SAR, RMS protocol에서의 T2, T1, Flair 수평영상에 대한 대조도대 잡음비의 차이는 비모수적 검정방법인 Kruskal-Wallis test를 이용하였으며, 사후검정은 Conover test를 이용하였다

결 과

Routine, SAR, RMS protocol에서 획득한 T2 TSE, T1 SE/TSE, Flair 수평영상에 대한 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비의 평균값은 Table 3과 4에서 요약하였다. T2, FLAIR 수평영상에서의 평균 신호대 잡음비는 Routine, SAR, RMS protocol에서 모두 회백질, 백질, 조가비핵, 시상 순서로 높게 나타났고, T1 수평영상에서는 백질, 회백질, 시상, 조가비핵 순으로 높게 나타났다(Table 3). 전두엽 피질의 백질과 회백질 간 평균 대조도대 잡음비는 T2 TSE, T1 SE/TSE 수평영상에서 RMS 영상과 Routine 영상 간의 유의한 차이를 보이지 않았으나, SAR 영상은 다른 protocol보다 낮은 대조도대 잡음비를 나타내었다($p<0.05$). FLAIR 수평영상에서는 Routine (10.0±0.8), RMS (7.9±1.4), SAR (4.7±1.5)의 순서로 대조도대 잡음비가 높게 나타났다($p=0.004$). 전두엽 피질의 백질과 조가비핵 간의 평균 대조도대 잡음비는 T2, T1, FLAIR 수평영상에서 모두 Routine과 RMS 영상 간에는 유의한 차이를 나타내지 않았으나, SAR 영상은 나머지 protocol보다 낮게 나타났다($p<0.05$). 백질과 시상 간의 평균 대조도대 잡음비는 T2 수평영상에서 Routine, SAR, RMS protocol 간의 유의한 차이가 없었다. T1 수평영상에서는 Routine (−3.4±1.8)과 RMS (−3.7±1.8) 영상 간에는 차이가 없었으나, SAR 영상은 3.1±2.0으로 다른 두 개의 protocol과 차이가 있었으며 특히 시상의 신호대 잡음비

Table 3. SNR value for brain tissues obtained with three protocols

Sequence/Protocol	Mean SNR[a]			
	White matter	Gray matter	Putamen	Thalamus
T2 TSE[b] axial				
Routine protocol	51.6±8.9	77.3±10.5	23.1±1.9	20.4±1.8
SAR protocol	52.2±6.1	70.1±5.4	31.2±1.6	29.3±1.7
RMS protocol	71.0±5.8	97.8±5.5	41.4±4.0	37.6±3.0
T1 SE[c]/TSE axial				
Routine protocol	101.5±1.7	70.4±1.8	37.6±2.2	38.7±1.9
SAR protocol	103.8±16.7	80.5±17.5	53.4±11.9	53.9±11.1
RMS protocol	106.4±10.1	73.6±11.0	51.8±5.1	52.5±5.4
T2 FLAIR axial				
Routine protocol	32.0±2.6	42.0±2.5	17.2±1.1	16.0±2.5
SAR protocol	34.9±4.6	39.6±4.3	20.3±2.3	19.2±2.5
RMS protocol	33.4±4.3	41.3±4.4	16.9±7.2	15.4±0.6

[a]Signal to noise ration, [b]turbo spin echo, [c]spin echo.

Table 4. CNR value between brain tissues obtained from three protocols

Sequence/Protocol	White matter-gray matter		White matter-putamen		White matter-thalamus	
	mean CNR[a]	*p*-value	mean CNR	*p*-value	mean CNR	*p*-value
T2 TSE[b] axial						
Routine protocol	25.7±1.9		17.4±1.4		9.4±1.6	
SAR protocol	18.0±1.2	0.006	14.6±1.2	0.019	10.6±2.0	0.16
RMS protocol	26.8±1.4		20.0±3.3		11.6±1.8	
T1 SE[c]/TSE axial						
Routine protocol	−31.1±1.5		−6.4±1.4		−3.4±1.8	
SAR protocol	−23.4±2.5	0.006	1.6±1.5	0.005	3.1±2.0	0.009
RMS protocol	−32.7±2.1		−5.0±1.0		−3.7±1.8	
T2 FLAIR axial						
Routine protocol	10.0±0.8		10.8±1.8		7.9±0.5	
SAR protocol	4.7±1.5	0.004	7.0±1.4	0.035	4.6±0.7	0.003
RMS protocol	7.9±1.4		9.8±1.6		6.0±0.7	

[a]Contrast to noise ration, [b]turbo spin echo, [c]spin echo.

가 백질보다 높아 대조도대 잡음비가 양(+)의 값을 나타내었다($p<0.05$). FLAIR 수평영상에서는 Routine (7.9±0.5), RMS (6.0±0.7), SAR (4.6±0.7)의 순서로 대조도대 잡음비가 높게 나타났다($p<0.05$).

해부학적 구조의 묘사력을 기준으로 시행한 정성적 평가에서는 Routine 영상에 비해 SAR 20개 영상(5명의 자원자, 4개 시퀀스)은 모두 '미흡'으로 평가되었으나, RMS 영상은 두 명의 FLAIR 영상과 한 명의 T2 영상에서만 '미흡' 판정을 받았고, 나머지 17개 영상은 모두 Routine 영상과 '동등' 판정을 받았다(Table 5). 또한 RMS 영상과 비교한 결과 20개의 SAR 영상은 모두 '미흡' 판정을 받았다.

Table 5. Qualitative evaluation results for each protocol

	Superiority	Equal	Insufficiency
SAR (vs Routine)			
T1 SE SAG	0	0	5 (100%)
T2 TSE AXL	0	0	5 (100%)
T1 TSE AXL	0	0	5 (100%)
T2 FLAIR AXL	0	0	5 (100%)
SAR (vs RMS)			
T1 SE SAG	0	0	5 (100%)
T2 TSE AXL	0	0	5 (100%)
T1 TSE AXL	0	0	5 (100%)
T2 FLAIR AXL	0	0	5 (100%)
RMS (vs Routine)			
T1 SE SAG	0	5 (100%)	0
T2 TSE AXL	0	4 (80%)	1 (20%)
T1 TSE AXL	0	5 (100%)	0
T2 FLAIR AXL	0	3 (60%)	2 (40%)

고 찰

메드트로닉사의 새로운 가이드라인인 B1+RMS 2.0 μT 이하로 Brain MRI의 펄스 시퀀스를 적용할 경우 T2 TSE, T1 SE, FLAIR 수평영상은 Routine protocol 영상과 비교하여 영상의 질이 동등하게 평가되었다. Routine, RMS, SAR

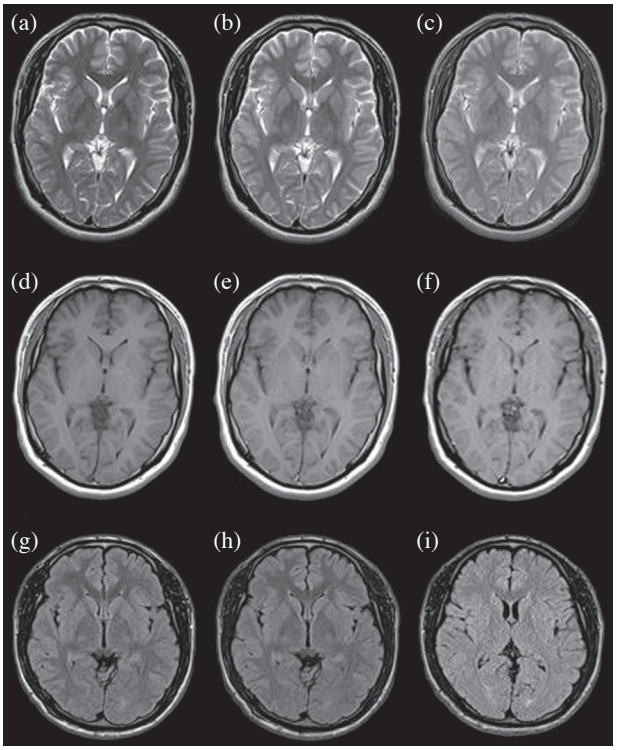

Fig. 1. The images of Routine, RMS and SAR protocols are (a, d, g), (b, e, h) and (c, f, i), respectively. The images of the SAR protocol were evaluated as 'insufficient' compared to those of the routine protocol, and the images of the RMS protocol were evaluated as 'equal' in 17 images out of 20.

protocol로 얻어진 T2 수평영상과 T1 수평영상을 Fig. 1에서 살펴보면 Routine 영상(a, d)과 RMS 영상(b, e)은 백질과 회백질, 중심회질 간의 대조도와 해부학적 묘사력은 큰 차이를 나타내지 않았다. 그러나 SAR 영상(c, f)은 다른 두 가지 protocol과 비교하여 중심부의 잡음이 증가하고 해부학적 구조의 대조도와 묘사력이 감소하는 것을 관찰할 수 있었다. FLAIR 수평영상의 경우 백질과 회백질, 백질과 시상과의 대조도대 잡음비 평가에서 RMS 영상이 Routine 영상보다 각각 2.1, 1.9 낮게 나타났다. 그러나 판독의에 의한 정성적 평가에서는 5개 영상 중 3 (60%)개 영상은 Routine 영상과 동등하게 평가되었고, Fig. 1에서와 같이 Routine과 RMS 영상(g, h)의 해부학적 묘사력은 육안적으로 뚜렷한 차이를 나타내지 않았다. 반면 SAR 영상(i)의 경우 시상과 조가비핵 등 중심회질의 해부학적 묘사력이 현저하게 저하되는 것을 확인할 수 있었다.

SAR은 환자의 단위 질량당 전자파의 흡수[$W \cdot kg^{-1}$]로 정의되고 주자장의 제곱, flip angle의 제곱, RF duty cycle에 비례한다(Mackenzie *et al*. 2010). MRI 장치에서 SAR값을 조절하기 위해서는 TR, TE, flip angle, echo train, echo spacing, slice number, saturation band 등 다양한 검사조건을 유기적으로 조절해야만 한다. 일반적으로 임상에서는 허용 가능한 SAR값의 범위를 최대한 활용하여 영상의 질과 검사시간을 고려한 최적의 조건 설정 값을 사용하고 있다. 따라서 SAR값을 $0.1\,W \cdot kg^{-1}$ 미만으로 제한하는 제조사 가이드라인은 임상에서 요구되는 최적의 검사조건 설정과 양립할 수 없으며, 필연적으로 영상의 질은 최소화 될 수밖에 없었다. 본원에서도 DBS환자에 대한 MRI 검사를 위해 SAR $0.1\,W \cdot kg^{-1}$ 미만을 준수하며 달성 가능한 최대의 영상의 질을 얻을 수 있도록 검사조건을 설정하였으나 실험결과에서와 같이 모든 시퀀스에서 다른 protocol에 비해 현저하게 영상의 질이 감소되었음을 확인할 수 있었다. SAR값을 $0.1\,W \cdot kg^{-1}$ 미만으로 조절할 경우 T1 강조 기법에서는 늘어나는 검사시간을 줄이기 위해 SE 시퀀스에서 TSE 시퀀스로 변경하여 GRAPPA (Griswold *et al*. 2012)를 사용해야만 했다. 그럼에도 불구하고 검사시간은 5분을 초과하였다 (Table 2). 또한 환자의 몸무게에 영향을 받는 SAR의 특성에 의해 자원자의 몸무게에 따라 설정된 SAR값이 $0.1\,W \cdot kg^{-1}$을 초과하는 경우가 있었으며, 이때에는 검사조건 중 concatenation을 한 단계 증가하여 scan을 시행하였다. 이와 같이 SAR값에 대한 제조사의 가이드라인은 임상에서 영상의 질과 검사시간을 고려한 최적의 조건 설정에 많은 어려움이 있었다. Larson 등의 연구에서도 과도하게 긴 검사시간과 고화질의 영상을 구현할 수 없는 SAR $0.1\,W \cdot kg^{-1}$의 기준은 MRI와 연관된 이상반응에 대한 예방적인 측면을 고려하더라도 불필요하게 낮다고 보고하였다(Larson *et al*. 2008).

B1+RMS는 영상을 획득하기 위해 사용된 회전자장 세기(B1 field strength)의 제곱평균제곱근의 값으로 설정된 검사조건 값에 의해 결정되며 SAR과는 다르게 환자와는 독립적인 값이다. 이번 연구에서의 RMS protocol은 Routine protocol에서 matrix를 감소시키고 TR, TE, flip angle, bandwidth, GRAPPA, turbo factor, concatenation은 변경 없이 유지하거나 최소한의 변경만으로도 B1+RMS 2.0 μT 이하로 설정할 수 있었다. 따라서 RMS 영상은 Routine 영상과 대등한 영상의 질을 유지할 수 있었다. 검사시간의 경우 모든 시퀀스에서 5분 미만으로 Routine protocol과 비교하여 증가하였지만, 영상의 질을 최대한 유지하기 위한 결과로 두 요소 간의 적절한 조절을 통한 검사시간의 감소는 가능하다. 또한 SAR과는 다르게 환자의 몸무게에 대한 영향을 받지 않으므로[3] 한번 설정한 조건설정 값은 자원자에 따라 변동되지 않았다. 이와 같이 고주파 출력을 B1+RMS 2.0 μT 이하로 제한하는 새로운 가이드라인은 SAR $0.1\,W \cdot kg^{-1}$ 미만의 기준보다 검사조건 설정이 용이하였다.

메드트로닉사는 자사의 제품 중 ACTIVA SC (37603 모델)

[3]Medtronic. 2015. Guidance for adjusting MRI scan sequence SAR and B1+RMS values.

에 대해서 1.5 T에서 전신의 검사를 허용하며 이전과 다른 새로운 가이드라인을 권고하였다(Table 1). 반면 ACTIVA SC (37602 모델)에 대해서는 두부부위의 검사만으로 제한하고 있다(Table 1). 두 가지 가이드라인의 가장 큰 차이점은 고주파 코일의 종류와 고주파 출력의 제한기준이다. 37602 모델은 송-수신 두부전용 코일만 사용이 가능하며, 고주파 출력을 SAR 0.1 $W \cdot kg^{-1}$ 미만으로 제한하고 있다. 반면 37603 모델은 송-수신 전신 코일과 함께 수신전용 코일의 사용이 가능하며, 고주파 출력은 B1+RMS 2.0 μT 이하로 제한하고 있다.

결 론

이번 연구는 DBS 환자에 대한 고주파 출력의 제한기준을 적용하고 그에 대한 임상적인 효용성을 확인하는 첫 번째 연구로서 그 의미가 있으며, B1+RMS 2.0 μT 이하로 두부 MRI에 적용할 경우 기존의 임상영상과 대등하였고, SAR값의 제한기준보다 검사조건의 조절 용이성, 영상의 질 등 임상적으로 유용함을 확인하였다.

참 고 문 헌

Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA, Phillips M, Shellock FG, Gonzalez-Martinez J and Rezai AR. 2004. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *JMRI* **20**(2):315-320.

Boertien T, Zrinzo L, Kahan J, Jahanshahi M, Hariz M, Mancini L and Foltynie T. 2011. Functional imaging of subthalamic nucleus deep brain stimulation in Parkinson's disease. *Movement Disorders* **26**(10):1835-1843.

Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J and Haase A. 2002. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *MRM* **47**(6): 1202-1210.

Henderson JM, Tkach J, Phillips M, Baker K, Shellock FG and Rezai AR. 2005. Permanent neurological deficit related to magnetic resonance imaging in a patient with implanted deep brain stimulation electrodes for Parkinson's disease: case report. *Neurosurgery* **57**(5):E1063.

Larson PS, Richardson RM, Starr PA and Martin AJ. 2008. Magnetic resonance imaging of implanted deep brain stimulators: experience in a large series. *Stereotact. Funct. Neurosurg.* **86**(2):92-100.

MacKenzie JD and Vasanawala SS. 2010. State-of-the-art in pediatric body and musculoskeletal magnetic resonance imaging. pp. 86-99. *In*: Seminars in Ultrasound, CT and MRI. WB Saunders.

Macovski A. 1996. Noise in MRI. *MRM* **36**(3):494-497.

Rezai AR, Finelli D, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Sharan A and Shellock FG. 2002. Neurostimulation systems for deep brain stimulation: In vitro evaluation of magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 tesla. *JMRI* **15**(3): 241-250.

Sharan A, Rezai AR, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Baker K and Shellock FG. 2003. MR safety in patients with implanted deep brain stimulation systems (DBS). pp. 141-145. *In*: Neurosurgical Re-Engineering of the Damaged Brain and Spinal Cord, Springer, Vienna.

Spiegel J, Fuss G, Backens M, Reith W, Magnus T, Becker G and Dillmann U. 2003. Transient dystonia following magnetic resonance imagingin a patient with deep brain stimulation electrodes for the treatment of Parkinson disease: Case report. *JNS* **99**(4):772-774.

Standard ASTM. 2013. F2503-13. Standard practice for marking medical devices and other items for safety in magnetic resonance environments. ASTM International, West Conshohocken, PA.

Wodarg F, Herzog J, Reese R, Falk D, Pinsker MO, Steigerwald F and Volkmann J. 2012. Stimulation site within the MRI-defined STN predicts postoperative motor outcome. *Movement Disorders* **27**(7):874-879.

Received: 18 April 2017
Revised: 19 August 2017
Revision accepted: 4 September 2017