

자기공명영상 검사 시 환자정보의 체중을 낮게 입력하여 전자파흡수율을 감소시키는 대안의 오류

Alternative Input Lower Weight Information Method Error to Reduce Specific Absorption Rate in MRI

최관우

원광보건대학교 방사선과

Kwan-Woo Choi(cns365@naver.com)

요약

본 연구는 자기공명영상 검사 시 전자파흡수율을 감소시키는 대안으로 환자정보의 체중을 낮게 입력하는 방법의 오류를 바로잡고자 하였다. 연구방법은 환자정보에 입력하는 체중에 따라 전자파흡수율이 변화되지 않는다는 사실을 증명하기 위해 50kg 팬텀을 코일 안에 위치시킨 후 입력 체중을 10kg에서부터 100kg 까지 10kg 단위로 변화시켜 기기에서 산출되는 전자파흡수율을 비교평가 하였다. 연구결과, T1 강조영상은 전자파흡수율이 평균 0.2W/kg이었고 T2 강조영상은 평균 0.4W/kg이었으나, T1, T2 강조영상 모두 체중의 변화에 따른 전자파흡수율의 변화는 없었다. 결론적으로 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 전자파흡수율은 변화되지 않으므로, 환자정보 입력 시 체중을 낮게 입력하는 것은 전자파흡수율을 감소시키는 대안이 될 수 없다.

■ 중심어 : | 전자파흡수율 | 입력 체중 | 특수에너지량 | 말초신경자극 수준 | 자기공명영상 |

Abstract

The purpose of this study is to correct the error of lower weight input method as an alternative to reduce the specific absorption rate(SAR) in MRI. In order to prove that the SAR values not change according to the weight entered into the patient information, the 50kg phantom is placed in the coil and the input weight is changed from 10 to 100 in 10kg units to compare the SAR values. As a result, T1-weighted images had a SAR rate of 0.2W/kg and T2-weighted images had an average of 0.4W/kg. In conclusions, the SAR does not change according to the weight input by the technician before the scan, a lower weight when inputting patient information cannot be an alternative to reduce the SAR.

■ keyword : | Specific Absorption Rate | Input Weight | Specific Energy Dose | Peripheral Nerve Stimulation Levels | Magnetic Resonance Imaging |

I. 서론

자기공명영상(magnetic resonance imaging, 이하 MRI)은 자기모멘트를 가진 수소원자에 라디오파주파수

펄스(radio frequency pulse, 이하 RF pulse)를 인가하여 영상을 획득한다[1]. 이때, 인가하는 RF pulse는

* 본 연구는 2019년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

접수일자 : 2019년 11월 07일

수정일자 : 2019년 11월 14일

심사완료일 : 2019년 11월 14일

교신저자 : 최관우, e-mail : cns365@naver.com

전자파로서 인체와 상호작용을 하며 위해를 가하는데 대표적인 것이 조직세포의 온도를 상승시켜 기능 이상을 일으키거나 파괴하는 열작용이다[2].

RF pulse의 열작용으로 인한 인체의 열반응(thermobiological effect)은 관리하지 않으면 신경이나 심장의 기능에 장애를 줄 수 있고, 눈과 고환과 같이 열분산 능력이 떨어지는 조직을 손상시킬 수 있다[3][4]. 이러한, 열로 인한 손상을 방지하기 위해, 미 식품의약국(Food and Drug Administration, 이하 FDA)은, 인체의 단위 질량에 단위 시간당 흡수되는 에너지의 개념인 특이 흡수율(specific absorption rate, 이하 SAR)을 인체에 적용하여 권고하고 있다[5].

SAR란, 무선 주파수 대역에서 노출원과 피 노출체 간의 정량화를 위한 것으로 물리적 정의는 주어진 질량 증분(dm) 내에서 소실 또는 흡수된 에너지 증분(dW)의 시간 미분 값이다. 이를 MRI에 적용하면 자장관련 요인인 자장의 크기(field strength)와 RF pulse관련 요인인 RF pulse의 진폭(amplitude), 숙임각(flip angle), duty cycle에 비례하고 환자관련 요인인 밀도(density)에 반비례하는데, 대체로 주자장의 세기가 크고, 고주파 pulse를 많이 사용하는 pulse sequence(fast spin echo)에서 높은 값을 나타낸다.

FDA는 이러한 MRI 기기에 대한 SAR의 기준을 인체 내 온도가 1°C 이상 상승하지 않도록 정상인은 4W/kg, 환자는 1.5W/kg 이하로 제한하고 있으며[6][7], 이와 같은 기준을 준수하기 위해, 현재 임상에서 사용되고 있는 MRI 기기는 RF pulse sequence의 조건에 따라 인체에 손상을 줄 수 있는 범위를 정하고 자동으로 제한범위를 넘지 않도록 규제되고 있다.

하지만, 환자의 체중이 많이 나가거나, 고주파 pulse를 많이 사용하는 pulse sequence일 경우, 규제된 SAR를 초과할 수 있다. 특히 환자 체중의 경우 일부 연구에서는 SAR를 증가시키는 직접적인 인자로 규정하고 허용된 수치를 넘지 않도록 하기 위해서는 검사 전 환자정보 입력 시 체중을 정확하게 입력하여야, 검사 중 체중 증가가 예상범위 내 있는지 계산하여 모니터링할 수 있다고 언급하고 있다[8-11].

그러나, 현재 MRI 검사 시 측정되는 SAR는 환자마다 체중을 직접 반영하여 측정된 것이 아니다. 즉, 실험

으로 증명된 수식에 성인 평균 체중과 사용한 pulse sequence의 여러 매개변수를 대입하여 수학적 계산을 통해 간접적으로 산출하는 것이다[12-14]. 왜냐하면, 환자마다 다른 체중을 직접 반영하려면 MRI 기기 내 체중을 측정하는 장치가 설치되어 있어야 하는데, 고자장으로 인해 금속물질의 측정 장치를 설치할 수 없기 때문이다. 또한, 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우된다면 FDA에서 설정한 제한범위를 쉽게 초과할 수 있어 인체의 손상을 방지하는 매우 중요한 규제책으로서의 의미가 없다.

이러한 논리적인 오류에도 불구하고 일부 연구에서는 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되므로 환자의 체중을 정확히 입력하는 것이 필요하며, 더불어 SAR를 감소시키는 방법 중 하나로 환자정보 입력 시 체중을 되도록 낮게 입력하는 것을 대안으로 제시하고 있다[8-11].

이에, 저자들은 위와 같은 오류를 바로잡고자 MRI 검사 시 환자정보에 입력하는 체중에 따라 SAR가 변화되지 않는다는 사실을 증명하여 SAR를 감소시키는 대안으로 환자정보의 체중을 낮게 입력하는 방법의 오류를 바로잡고자 하였다.

II. 연구대상 및 방법

환자의 체중은 MRI 검사 시 SAR를 증가시키는 직접적인 인자로 알려져 있다. 이러한 원인으로 인해 일부 연구에서는 환자의 체중을 SAR를 증가시키는 직접적인 인자로 규정하고, 허용된 수치를 넘지 않도록 하기 위해서는 검사 전 환자정보 입력 시에 체중을 정확하게 입력하여야 한다고 언급하고 있다[8-11].

저자들은, 위 연구의 가설이 옳다면 환자의 체중이 일정한 상태에서, 검사 전 환자정보 입력 시 검사자가 입력하는 체중을 허상으로 변화시켰을 때 SAR가 허상으로 입력한 체중에 따라 변화할 것이고, 위 가설이 틀리다면 허상으로 입력한 체중에 상관없이 SAR가 변화하지 않을 것이라 가정을 하였다. 즉, SAR가 변화하지 않는다면 검사 전 환자정보 입력 시 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되지 않는다는 사실을 증명할

수 있을 것이다.

이를 증명하기 위해, 50kg phantom을 coil 안에 위치시킨 후 검사 전 환자정보에 입력하는 체중을 10kg에서부터 100kg 까지 10kg 단위로 변화시켜, 체중변화에 따른 영상 획득 시 SAR의 변화를 알아보기 위해, 기기에서 산출되는 SAR와 추가적으로 특수에너지량(specific energy dose, 이하 SED) 및 말초신경자극수준(peripheral nerve stimulation levels, 이하 PNS levels)을 측정하여 비교평가 하였다[Fig. 1]. 본 연구에 사용된 phantom은, Philips 3.0T 32channel Head Coil phantom(Invivo)으로 직경 18cm, 길이 32cm의 위아래가 볼록한 원통형 모양이며 내부는 5.27L의 합성오일(synthetic oil)로 채워져 있다.

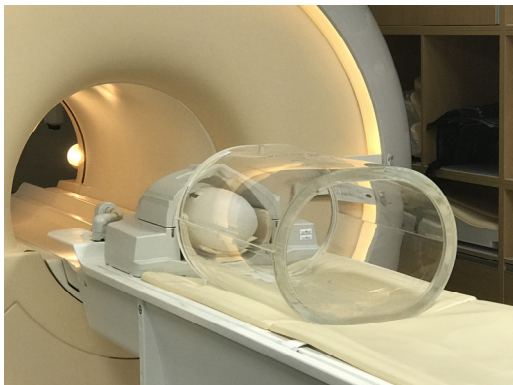


Fig. 1. Phantom의 배치

SED란, 환자에게 전달된 RF pulse의 총 에너지량(kJ/kg)으로 MRI 검사 시 환자의 체온 상승 정도와 비례하며, PNS 수준이란, 말초신경 자극을 유발할 수 있는 수준으로 준비된 pulse sequence의 경사 출력 값에 대한 PNS 평균 임계수준의 백분율 값이다.

영상획득은, 3.0T 초전도 자기공명영상 장치(Ingenia, Philips Medical System, Netherlands)와 32 channel dS head 코일을 사용하여, T1과 T2 강조영상의 축상면(axial) 영상을 각각 30회씩 획득하였으며, 환자정보에 입력하는 체중 외에는 모든 변수를 통제하였다.

영상의 매개변수는 절편(slice)을 11장으로 하여 [Table 1]과 같이 설정하였으며, 영상획득 시간은 T1 강조영상이 1분13초, T2 강조영상이 1분 18초 였다.

Table 1. 영상 매개변수

Sequence	TR (ms)	TE (ms)	FA (°)	FOV (mm)	Thickness/gap(m)	Matrix	ETL	NEX
T1WI	500	12	90	200×200	5/2	200×200	4	1
T2WI	3000	80	90	200×200	5/2	200×200	16	1

III. 연구결과

연구결과, SAR의 경우, T1 강조영상이 평균 0.2W/kg이었고 T2 강조영상이 평균 0.4W/kg 이었으나, T1, T2 강조영상 모두 체중의 변화에 따른 SAR의 변화는 없었다[Table 2]. 이는 환자정보에 입력하는 체중은 SAR에 영향이 없다는 것으로, 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되지 않는다는 사실을 의미한다.

Table 2. 환자정보에 입력하는 체중에 따른 SAR의 변화

입력몸무게	T1 WI(W/kg)	T2 WI(W/kg)
10kg	0.4	0.2
20kg	0.4	0.2
30kg	0.4	0.2
40kg	0.4	0.2
50kg	0.4	0.2
60kg	0.4	0.2
70kg	0.4	0.2
80kg	0.4	0.2
90kg	0.4	0.2
100kg	0.4	0.2
mean	0.4	0.2

추가적으로 측정된 SED와 PNS 수준의 경우도 SAR와 마찬가지로, T1 강조영상에선 평균 0.1kJ/kg과 60% 이었고 T2 강조영상에선 평균 0.1kJ/kg과 47% 이었으나, T1, T2 강조영상 모두 체중의 변화에 따른 SED와 PNS 수준의 변화는 없었다[Table 3, 4]. 이 또한 SAR와 마찬가지로 환자정보에 입력하는 체중은 SED나 PNS 수준에 영향이 없다는 것으로, 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 SED나 PNS 수준이 좌우되지 않는다는 사실을 의미한다.

Table 3. 환자정보에 입력하는 체중에 따른 SED의 변화

입력몸무게	T1 WI(kJ/kg)	T2 WI(kJ/kg)
10kg	0.1	0.1
20kg	0.1	0.1
30kg	0.1	0.1
40kg	0.1	0.1
50kg	0.1	0.1
60kg	0.1	0.1
70kg	0.1	0.1
80kg	0.1	0.1
90kg	0.1	0.1
100kg	0.1	0.1
mean	0.1	0.1

Table 4. 환자정보에 입력하는 체중에 따른 PNS 수준의 변화

입력몸무게	T1 WI(%)	T2 WI(%)
10kg	60	47
20kg	60	47
30kg	60	47
40kg	60	47
50kg	60	47
60kg	60	47
70kg	60	47
80kg	60	47
90kg	60	47
100kg	60	47
mean	60	47

IV. 고찰

MRI 검사 시, RF 노출에 의해 발생하는 인체 내 온도 상승은, 관리되지 않으면 조직의 손상을 가져오기 때문에, 장비가 맨 처음 출시되어 인체에 대해 사용승인을 받을 때, FDA의 규제 항목 중 SAR에 의해 관리된다[5].

SAR는 무선 주파수 대역에서 노출원과 피 노출체간의 정량화를 위한 것으로 물리적 정의는 주어진 질량증분(dm)인 밀도(ρ)와 체적분(dV)내에서 소실되거나 흡수된 에너지 증분(dW)의 시간 미분 값으로 정의된다.

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left[\frac{dW}{\rho(dV)} \right] \quad (1)$$

위 식은 다시 식 2처럼 표현할 수 있다.

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \Big|_{t=0} [W/kg] \quad (2)$$

Poynting vector(P) 정리는 매질 중을 전해가는 전자파의 상태를 나타내는 것으로 $P = E \cdot H [W/m^2]$ 로 나타낸다. 그 크기는 전파 방향으로 직각인 단위 면적을 통해서 단위 시간에 유동하는 전자 에너지의 양이며, 그 방향은 전자파 중의 각각 전계와 자계의 벡터인 $E[V/m]$ 와 $H[A/m]$ 모두 직각이다. 이를 이용하여 전기장과 SAR의 관계식으로 나타내면 식 3으로 표현된다.

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} [mW/g] \quad (3)$$

위 식들에서 c 는 $[J/g^\circ C]$ 단위의 비열용량(specific heat capacity)이며 σ 는 $[S/cm]$ 단위의 전기 전도도로 0.1-0.3 S/m으로 적용하며, ρ 는 $[kg/m^3]$ 단위의 조직밀도, $E[V/m]$ 는 인체 내부에 유도된 전기장 세기, 그리고 $\Delta T [^\circ C]$ 는 $\Delta t(s)$ 시간동안 온도 변화이다. 위 식에 의해 인체 내의 전계강도 $E[V/m]$ 를 측정하여 SAR를 구할 수 있다[15][16].

위와 같이 물리적으로 나타낸 SAR를 MRI 검사 시 적용할 수 있도록 관련인자들로 다시 정리해 보면,

$$SAR \propto \frac{B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot B_1^2 \cdot D}{\rho} [W/kg] \quad (4)$$

다음과 같이 나타낼 수 있다. 여기서 B_0 는 static magnetic field amplitude, B_1 은 RF pulse amplitude, α 는 flip angle, D 는 RF duty cycle로서 이 값들에 따라 MRI에서는 SAR가 변화한다. 즉, 식 3에서 변위 전류와 와전류를 고려한 신호 잡음과 RF 자기장을 계산할 수 있는 식으로 정의하면, 식 4로 나타낼 수 있는 것이다. 식 4는 식 5로 표현 할 수도 있다 [17].

$$SAR \propto B_0^2 \cdot \alpha^2 \cdot B_1^2 \cdot D \cdot Patient\ size [W/kg] \quad (5)$$

수식에서 정리한 것과 같이 환자의 체중은 분명한 SAR 변화 인자로 작용하며 이 둘은 비례관계이다. 이러한 이유로 인해, 일부 연구에서는 환자의 체중을 SAR를 증가시키는 직접적인 인자로 규정하고, 허용된 수치를 넘지 않도록 하기 위해서는 검사 시 환자정보 입력창에 체중을 정확하게 입력하여야 하며[8-11], SAR를 감소시키는 대안 중 하나로 MRI 검사 전 환자정보 입력 시 체중을 정확히 입력하거나 낮게 입력하는 것을 제시하고 있다.

물론 체중의 증가에 따른 SAR 값의 상승은 이미 많은 연구로 인해 밝혀진 사실이다. 그러나, MRI 검사 시 측정되는 SAR는 식 5처럼 환자마다 다른 체중을 하나 하나 반영하여 측정되는 값이 아니라는 것이다. 왜냐하면, 환자마다 다른 체중을 반영하려면 MRI 기기 내 체중을 인지하는 장치가 설치되어 있어야 하며, 입력되는 체중에 따라 SAR가 좌우된다면 FDA의 규제에 따라 설정된 제한범위를 쉽게 넘을 수 있기 때문이다.

현재 MRI 검사 시 측정되는 SAR는 평균 및 peak의 두 가지 값으로 측정한다. 그러나, 이 값은 실험으로 증명된 수식을 통해 간접적으로 산출된 것으로 성인의 평균 체중과 사용한 pulse sequence의 여러 매개변수를 대입하여 수학적인 계산을 통해 산출한다[12-14]. 즉, MRI 검사 시 측정되는 SAR는 식 5의 구성요소 중 자장관련 요인과 RF pulse관련 요인에 의해서만 좌우될 뿐 환자의 체중은 평균 체중으로 계산되기 때문에 입력하는 체중으로 인한 SAR의 변화는 있을 수 없는 것이다. 따라서, MRI 검사를 위해 환자정보 입력창에 입력하는 체중에 따라 SAR가 변화된다는 주장은 오류이며, 이와같은 이유로 SAR를 감소시키는 대안 중 하나로 체중을 낮게 입력하는 것 또한 잘못된 주장이다.

이는 본 연구의 결과를 통해서도 알 수 있는데, 환자정보에 입력하는 체중에 따른 SAR의 경우, T1, T2 영상 모두 환자정보에 입력하는 체중에 따라 변화가 없었으며, SED와 PNS 또한 변화가 없었다. 이와같은 결과는 환자정보 입력 시 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되지 않는다는 사실을 증명하는 것으로, 환자정보 입력 시 체중을 낮게 입력하는 것은 SAR를 감소시키는 대안이 될 수 없는 것이다.

본 연구 결과와 상반된 연구로 체중이 증가함에 따라

SAR가 증가함을 증명한 Han[8]의 연구의 경우 환자의 체중이 증가함에 따라 SAR가 증가함을 증명하였지만, 이는 검사자가 환자정보에 입력하는 체중이 아니라 실제 여러 실험자들 대상으로 연구를 하여 체중의 변화를 주었기 때문에 가능했던 결과로 본 연구와는 근본적인 차이가 있다.

본 연구는 임상에서 SAR를 직접 측정할 수 있는 방법이 없는 한계로 인해[13] 실제 환자와 phantom의 SAR 값을 제시하지 못했다는 제한점과 현실적인 어려움으로 인해 여러 제조사의 다양한 MRI 장비에서 측정하지 못했다는 한계점이 있다. 향후 본 연구에서 사용한 장비가 아닌 다른 제조사의 장비에서도 동일한 현상이 나타나는지에 대한 추가적인 연구가 필요하다고 사료된다.

그러나, 관련연구가 전무한 상황에서 검사 전 환자정보 입력 시 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되지 않는다는 사실을 최초로 증명하였다는 점에 의의가 있다. 결론적으로 검사 전 검사자가 입력하는 체중에 따라 SAR가 좌우되지 않으므로, 환자정보 입력 시 체중을 낮게 입력하는 것은 SAR를 감소시키는 대안이 될 수 없다.

참고 문헌

- [1] K. W. Choi and S. Y. Son, "Usefulness of the Technique of Collecting Signals by Selecting Elements from RF Receive Phase Array Coil in Magnetic Resonance Imaging," The Journal of the Korea Contents Association, Vol.18, No.6, pp.461-466, 2018.
- [2] H. Lee, *자기공명 영상과 분광법의 이해*, 계명대학교 출판부, 2016.
- [3] J. W. Bulte, T. Ben-Hur, B. R. Miller, R. Mizrahi-Kol, O. Einstein, E. Reinhartz, H. A. Zywicke, T. Douglas, and J. A. Frank, "MR microscopy of magnetically labeled neurospheres transplanted into the Lewis EAE rat brain," Magnetic Resonance in Medicine, Vol.50, No.1, pp.201-205, 2003.
- [4] M. L. Zelivyanskaya, J. A. Nelson, L. Poluektova,

- M. Uberti, M. Mellon, H. E. Gendelman, and M. D. Boska, "Tracking superparamagnetic iron oxide labeled monocytes in brain by high-field magnetic resonance imaging," *Journal of neuroscience research*, Vol.73, No.3, pp.284-295, 2003.
- [5] L. Zaremba, *FDA Guidelines for Magnetic Resonance Equipment Safety, Center for Devices and Radiological Health*, Food and Drug Administration, 2012.
- [6] L. Guoqing and Z. Dongyi, "SAR Measurement Guidance for WiMAX Equipments," *Safety & EMC*, Vol.2, p.3, 2011.
- [7] American National Standards Institute, *American National Standard Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 300 KHz to 100GHz*, IEEE, 1982.
- [8] 한재복, *두부 MRI 검사에서 매개변수 변화에 따른 SAR 저감 프로토콜에 관한 연구*, 전남대학교, 박사학위논문, 2013.
- [9] 대한자기공명영상학회, *자기공명영상학*, 일조각, 2008.
- [10] J. B. Han, S. H. Hong, N. G. Choi, and H. J. Seong, "Analysis of Specific Absorption Rate in Magnetic Resonance Imaging," *The Journal of the Korea Contents Association*, Vol.13, No.2, pp.308-313, 2013.
- [11] D. Qian, A. M. M. El-Sharkawy, P. A. Bottomley, and W. A. Edelstein, "An RF dosimeter for independent SAR measurement in MRI scanners," *Medical physics*, Vol.40, No.12, p.122303, 2013.
- [12] G. Brix, M. Reinl, and G. Brinker, "Sampling and evaluation of specific absorption rates during patient examinations performed on 1.5-Tesla MR systems," *Magnetic resonance imaging*, Vol.19, No.6, pp.769-779, 2001.
- [13] A. M. M. El-Sharkawy, D. Qian, P. A. Bottomley, and W. A. Edelstein, "A multichannel, real-time MRI RF power monitor for independent SAR determination," *Medical physics*, Vol.39, No.5, pp.2334-2341, 2012.
- [14] Z. Wang, J. C. Lin, W. Mao, W. Liu, M. B. Smith, and C. M. Collins, "SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol.26, No.2, pp.437-441, 2007.
- [15] IEC Std. 62209-1, *Procedure to determine the Specific Absorption Rate for Hand-held Devices used in close Proximity to the Ear*(frequency range of 300 MHz to 3 GHz), 2005.
- [16] IEEE P1528/D.1.2, *Recommended Practice for Determining the Peak Spatial-Average Specific Absorption Rate in the Human Head from Wireless Communications Devices: Measurement Techniques*, IEEE WGI of SC2 of IEEE SCC 34, 2003.
- [17] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of applied physiology*, Vol.1, No.2, pp.93-122, 1948.

저 자 소 개

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

정희원



- 2010년 7월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료영상공학과(공학석사)
- 2015년 7월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2001년 2월 ~ 2019년 2월 : 서울아산병원 영상의학과
- 2019년 3월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과

〈관심분야〉 : 자기공명영상학, 보건학, 방사선영상학, 의료영상공학, 핵의학, 컴퓨터단층촬영학