

Eddy Current Effect Evaluation of PET Detector Module in Hybrid MRI

Yeunchul Ryu*

Dept. of Radiological Science, Gachon University, Incheon 13120, Korea

(Received 25 January 2021, Received in final form 22 February 2021, Accepted 22 February 2021)

Non-invasive imaging techniques such as Magnetic Resonance Imaging (MRI) and Positron Emission Tomography (PET) provide morphological and functional images having important diagnostic information. The combination of the two devices can provide optimal biological and anatomical imaging technology, but when the two systems are combined, electromagnetic interference occurs, which causes the degradation of the resultant image. In this paper, the eddy current that distorts the MR image by inducing heterogeneity in the internal main magnetic field (B_0 field) of the MRI by acquiring and analyzing the image of the metallic shield installed inside the MRI and constituting the integrated Silicon Photomultiplier (SiPM) detector module. An evaluation method for the effect of eddy current was proposed by quantifying the magnetic field interference which induced from the shielding body of the PET detector in the hybrid MRI system.

Keywords : magnetic field interference, eddy current, artifact, field uniformity, magnetic resonance imaging, positron emission tomography

자기공명영상장치에서 양전자방출단층촬영 모듈의 와전류 영향 평가

류연철*

가천대학교 방사선학과, 인천시 연수구 함박피로 191, 13120

(2021년 1월 25일 받음, 2021년 2월 22일 최종수정본 받음, 2021년 2월 22일 게재확정)

자기공명영상촬영(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 및 양전자방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET)과 같은 비침습적 영상 기법은 형태학적 및 기능적 이미지를 제공하여 진단에 중요한 영상정보를 제공한다. 두 장치의 결합은 최적의 생물학적 및 해부학적 영상 기술을 제공할 수 있으나, 두 시스템의 결합 시 전자기적 간섭이 발생하여 영상에 영향을 주게 된다. 일체형으로 구성된 PET-MRI 장치에서 PET 스캐너는 MRI의 강력한 라디오 주파수(Radio Frequency, RF) 전송신호에, MRI 검출기인 RF 코일은 PET 검출기 모듈에서의 전류유도로 만들어지는 자기장의 영향을 받는다. PET 전자 장치를 외부 고주파로부터 보호하기 위해 구리판을 사용하는 경우 RF 코일의 신호 저하가 차폐 PET 검출기 모듈로 인해 발생하며 이러한 영향을 최소화하는 설계가 반영되어야한다. 본 논문에서는 MRI 내부에 설치되어 일체형 SiPM(Silicon Photomultiplier) 검출기 모듈을 구성하는 금속 차폐체의 영상신호를 획득하여 분석하여 MRI 보어의 내부 주자기장(B_0 필드)에서 비균질성을 유발하여 MR 이미지를 왜곡하는 와전류(Eddy Current)의 영향을 분석하였다. PET 검출기의 차폐체에 의한 자기장간섭을 정량화하여 MRI와의 융합시스템에서 영향평가 방안을 제시하였다.

주제어 : 자기장 간섭, 와전류, 영상 왜곡, 자기장 균일성, 자기공명영상촬영, 양전자방출단층촬영

I. 서 론

자기공명영상(MRI)과 양전자방출단층촬영(PET)의 통합은 지난 수십 년간 진행 중인 연구주제로, MRI가 제공하는 고 해상도의 해부학적 영상정보와 PET의 정밀한 대사기능영상

정보를 병소의 정확한 위치와 함께 제공하기 위한 목적으로 진행되어왔다[1-3]. PET이 단독적으로 운용되는 시스템에서는 PET에서 얻은 병변의 위치를 전문가가 CT나 MRI 영상과 비교하여 판단하지만 병소의 크기가 작거나 움직이는 장기에서는 두 영상에서 동일한 부위를 찾아내는 것은 쉽지 않다. 뇌 영상에서 이러한 점을 극복하기 위해 PET과 MRI 영상융합 방법을 이용하거나 PET-MRI 일체형 장치를 사용하고 있다[4-6]. MRI와 PET 영상 장치를 단일 시스템으로 결

합하려는 아이디어는 1970년대 초반에 처음 제안되었다. 그러나 PET-CT보다 MRI와 PET의 통합은 자기장의 문제 때문에 기술 발전이 더디게 진행되었다. 일체형 PET-MRI 장치에서는 PET 검출기 모듈이 강력한 자기장 내에서도 정상적으로 동작하기 위하여 LSO 섬광체, 광섬유, 다중 채널 광전지증배관을 사용하여 PET-MRI 융합기기를 구성하고 있다[7]. 일체형 장치에서 PET 검출기 모듈의 RF 차폐체는 외부의 강한 RF 신호로부터 PET 검출기 내부의 전자회로를 보호하기 위하여 구리와 같은 얇은 금속판으로 구성되나 도체의 특성상 경사자장(Gradient Field) 등 변화하는 자기장에 의해 와류전류(Eddy Current)가 발생하게 되며, 발생된 와류전류는 MRI 영상에 인공물(Artifact)를 발생시키거나 영상의 구조적 왜곡(Distortion)을 일으키는 원인이 된다.

1. 전자기간섭의 메커니즘

PET의 검출기 모듈의 금속성분, 특히 RF 차폐체와 MRI 신호 송수신단 사이에는 RF 크로스토크(Cross-Talk)의 메커니즘이 존재한다. 이는 금속성분에 교류전류의 유도가 발생하기 때문이며 이에 대한 내용은 Fig. 1에 표시하였다. MRI에서 일반적으로 수신되는 RF 신호는 자기장의 균일도가 ppm (Particle Per Million) 정도의 정밀도를 유지한 상황에서 획득되는 경우가 대부분으로 전자 장치를 MRI 주자석 내부에 배치하면 전자기 간섭이 심하게 발생할 수 있다. PET 검출기의 경우 내부의 전자 장치도 상당히 민감하기 때문에 MRI의 강력한 RF 전송에 의해 PET 신호 획득에 해로운 영향을 미칠 수 있다.

2. MRI 사용시 PET 검출기 모듈의 영향

RF 신호에 의한 상호 작용을 줄이기 위해 금속 성분의 차폐체 사용시 문제점이 발생한다. MR 스캐너의 RF 코일은

특정 방식으로 생물학적 샘플에 커플링 되도록 설계되나 금속물질에 의해 코일-샘플의 커플링에 영향을 받게 되어 신호의 감쇄가 발생한다. 또한 MR 스캐너가 사용하는 자기장의 균일성에 영향을 미치게 되는데 PET 검출기 모듈내의 금속은 국소적으로 자장의 불균일성을 발생시켜 스캐너의 전반적인 성능을 저하시키고 주자기장(B_0) 또는 경사자장의 역할을 부정확하게 만들 수 있다. 이로 인하여 영상에 기하학적 왜곡 및 아티팩트가 발생하며 추가하여 경사자장 코일의 스위칭에 의한 와전류유도로 시변 자기장(Time-Varying Magnetic Field)을 야기하기도 한다. 이러한 와전류의 크기는 자기장의 변화율에 달려있으며 특히 경사자장이 빠르게 켜지거나 꺼지는 EPI 등의 빠른 이미징 시퀀스는 가장 크고 심각한 와전류 문제를 일으킨다. 와전류의 발생은 제어된 방식으로 경사자장을 켜고 끌 수 있는 기능이 저하되어 MRI의 공간 인코딩(Spatial Encoding) 및 영상속도에 영향을 준다.

MRI와 함께 촬영하기에 적합한 PET 모듈 재료는 자화율로 판단되며 높은 자화율을 갖는 재료는 PET 모듈 재료로 쓰기에 부적합하다. 다행히 일반적으로 사용되는 루테튬 기반의 섬광 결정(LSO, LYSO)은 허용 가능한 자기적 성질을 가지고 있어 어느 정도의 필드 왜곡은 피할 수 없지만 보정과 정(Shimming Process)을 통해 효과적으로 수정할 수 있다. 따라서 PET 모듈은 자기장의 균질성에 미치는 영향을 최소화하는 재료로 구성되어야 한다.

본 논문은 MRI와 PET을 하나의 시스템으로 결합하는 것과 관련된 기술적인 문제 중 PET과 MRI 구성 요소의 성능을 저하시키지 않으면서 두 시스템을 완전히 통합하기 위해 PET 검출기의 자장 간섭 문제를 최소화하기 위하여 PET 검출기 모듈이 MRI 시스템 내부에 있을 때 어떠한 영향을 미치는지 영상평가를 진행하였다. PET 검출기 모듈 간의 거리에 따라 발생하는 변화를 실험하였고, 간섭이 발생한 MRI

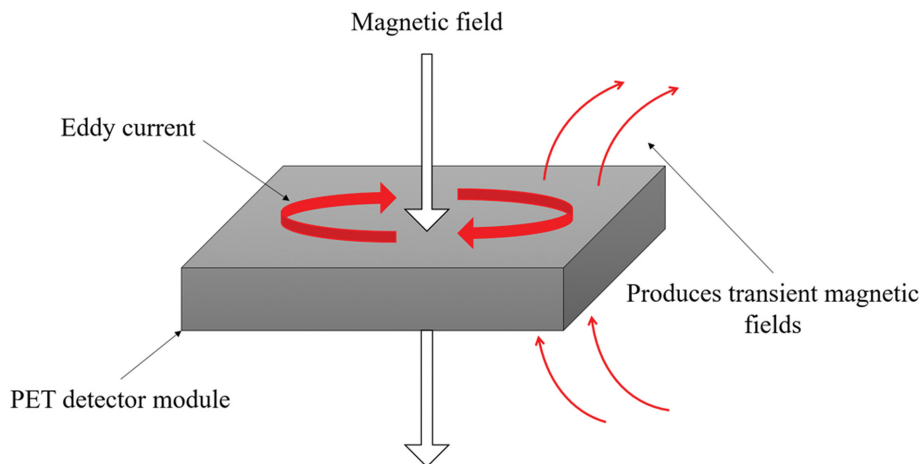


Fig. 1. (Color online) Generation of eddy current in the metallic material.

영상에 대한 정량분석을 수행하였으며 영상기법(Sequence)에 따른 금속물질 RF 차폐체의 영향 차이를 비교하였다.

II. 실험 방법

1. PET 검출기 모듈

본 연구에 사용된 PET 검출기 모듈은 SiPM을 위하여 구

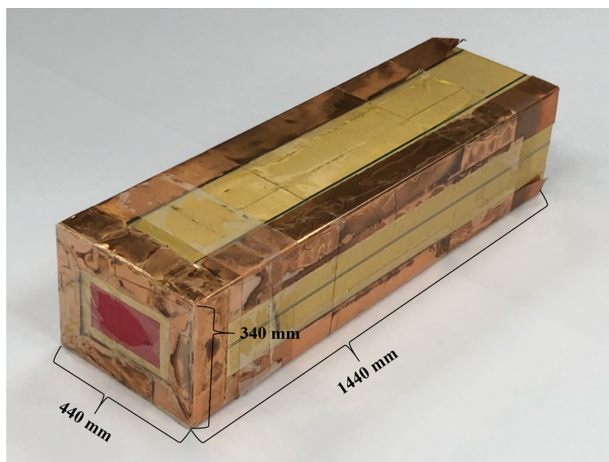


Fig. 2. (Color online) RF shield block of PET detector module.

리로 차폐체를 구성한 2개의 RF 차폐체 박스로 구성하였으며 그 외관은 Fig. 2에 나타내었다. PET 전자 장치를 둘러싸는 구리 차폐의 가로는 440 mm, 세로는 1440 mm, 그리고 높이가 340 mm이다. PET 검출기의 위치는 재구성알고리즘과 MRI 자장과와의 상호간섭을 고려하여 정하게 되는데 본 실험에서는 7T MRI 시스템 내부에 설치되는 이동형 PET 시스템을 고려하여 검출기 모듈을 팬텀과 RF 코일 사이에 위치시켰다. 검출기 모듈은 마그네틱의 종축방향(Axial)으로 팬텀 위에 직접 부착하였다.

2. MRI 시스템

모든 MR 영상 실험은 7 테슬라(Tesla) MR 영상 스캐너(Magnetom Siemens, Germany)로 수행되었다. PET 검출기 모듈의 크기를 고려하여 연구실에서 제작한 8 채널 헤드(Head) 송수신 코일을 실험에 사용하였다. 8개의 RF 코일 채널은 사각형의 Loop 형태의 엘리먼트로 구성되며 각각의 채널은 Circular Polarization을 위하여 위상차를 가지도록 동작시키는 전자회로를 포함한다. MRI 시스템은 영상 촬영 전에 RF 코일의 샘플과 함께 보정(Shimming) 작업을 수행하였다. MRI 시스템에 미리 설치된 측정 프로토콜인 Gradient Echo (GRE) Sequence로 촬영하였고 촬영에 사용된 파라미터는 각

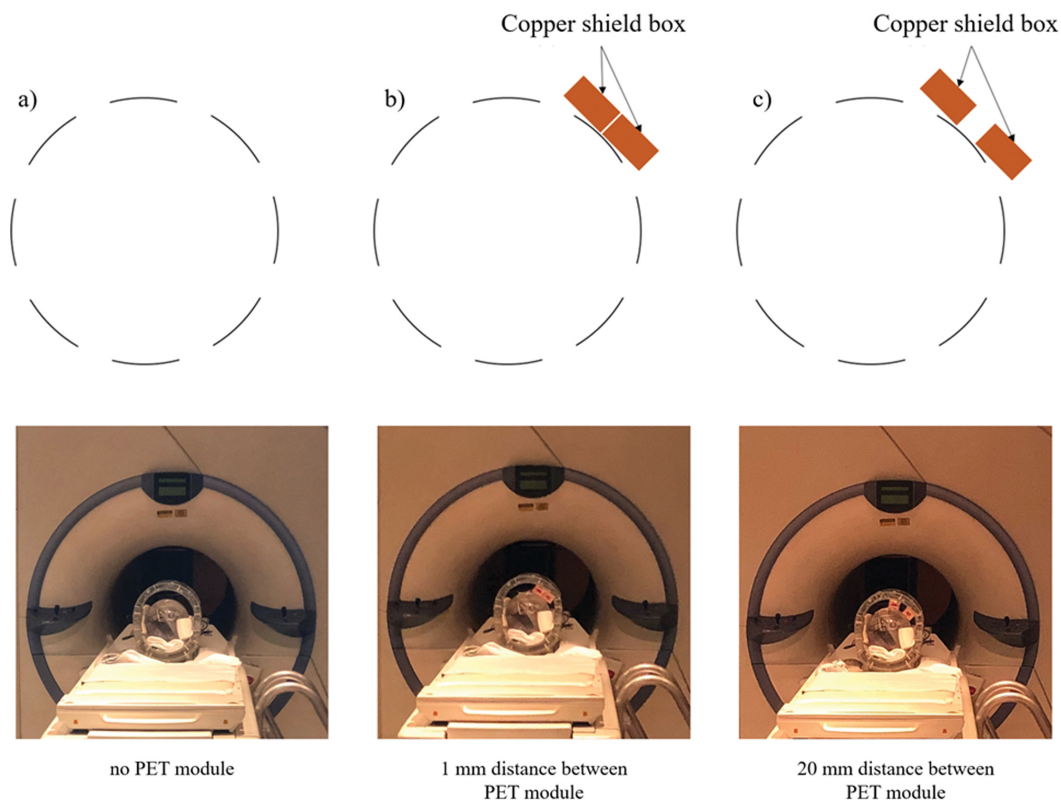


Fig. 3. (Color online) Three imaging condition for imaging the effect of PET module in MR (a) without PET module (b) with 2 PET module (1mm distance) (c) with 2 PET module (20 mm distance).

각 매트릭스 사이즈 256×256 , Field of View(FOV) $220 \times 220 \text{ mm}^2$, 대역폭 349 KHz, 슬라이스 두께 1 mm, Repetition Time: TR = 750 ms, Echo Time: TE₁ = 17 ms, TE₂ = 10 ms이다. Echo Time은 17 ms(GRE1)와 10 ms(GRE2) 두 가지 경우에 대하여 영상을 획득하였다. 이는 자장불균형에 의한 영향을 평가하기 위한 것으로 같은 조건에서 TE 값을 조정하였다. Phase Encoding 방향에 의한 자장의 균일성 평가를 위해 동일한 Sequence를 R-L과 A-P 방향으로 설정하여 영상을 획득하였다. 아크릴 플라스틱으로 밀봉된 실린더로 식용유를 채운 원통형 팬텀을 사용했다. 팬텀의 높이 1650 mm 이고 지름은 1700 mm이다. 팬텀은 헤드 코일에 삽입되어 FOV 중심에 배치되었다. Fig. 3과 같이 7 테슬라 임상용 MRI 시스템의 자석 보어 내부에 PET 검출기 모듈 삽입하고 MR 영상 품질에 대한 잠재적인 영향을 감지하기 위해 식용유로 채워진 팬텀을 스캔하였고, 결과영상에서 신호 대 잡음비(Signal-to-Noise Ratio, SNR)와 신호 균질성을 평가하였다.

PET 전자 장치로 인한 MR 영상의 노이즈 영향을 평가하기 위해 PET 전원을 끈 상태에서 동일한 MR 스캐닝 프로토콜을 사용하여 세 번의 순차적 MR 스캔을 수행했다. 첫 번째, PET 삽입물 없이 팬텀만 가지고 기준영상(Reference Imaging)을 촬영했다(Fig. 3(a)). 두 번째, 두 개의 PET 검출기 모듈을 1 mm 간격으로 팬텀 위에 부착하여 촬영했다(Fig. 3(b)). 세 번째, 두 개의 PET 검출기 모듈을 20 mm 간격으로 팬텀위에 부착하여 촬영했다(Fig. 3(c)). 세 번의 순차 스캔의 비교 영상은 PET 모듈이 없을 때와 PET 모듈의 거리가 멀어졌을 때 획득된 세 가지 영상을 비교하였다. 비교대상은 PET 검출기 모듈의 유무 그리고 위치에 따른 변화를 간략히 보기위하여 Fig. 3에서 나타내어진 바와 같이 세 가지의 조건에서 GRE 영상을 획득하여 영상을 비교하였다.

3. 영상기반 간섭성 평가

PET 모듈의 존재가 MRI 영상에서 미치는 영향을 평가하기 위하여 결과영상에서 아티팩트나 오류를 정량화하는 방식으로 연구를 수행하였다. 결과영상의 비교에서 PET 모듈이 없는 기준 영상과 PET 모듈이 존재할 때 영상을 AND 연산을 적용하여 시각화하였다[8]. SNR은 Fig. 4와 같이 Image J 프로그램에서 MR 영상 처리 도구를 사용하여 측정되었다. 팬텀에 작은 관심 영역(Region of Interest; ROI)을 두었고, 배경 부분에 두 번째 ROI를 배치하여 신호와 노이즈 값을 각각 측정했다. 모든 슬라이스에서 평균 픽셀(pixel) 강도와 표준 편차의 비율을 평균하여 각 PET 조건에 대한 SNR을 계산하였다. SNR 계산은 National Electrical Manufacturers Association(NEMA) Method 4[9]를 이용하였으며 계산식은 수식(1)과 같다. 여기서 S_{image} 신호영역의 평균값이고 $SD_{background}$

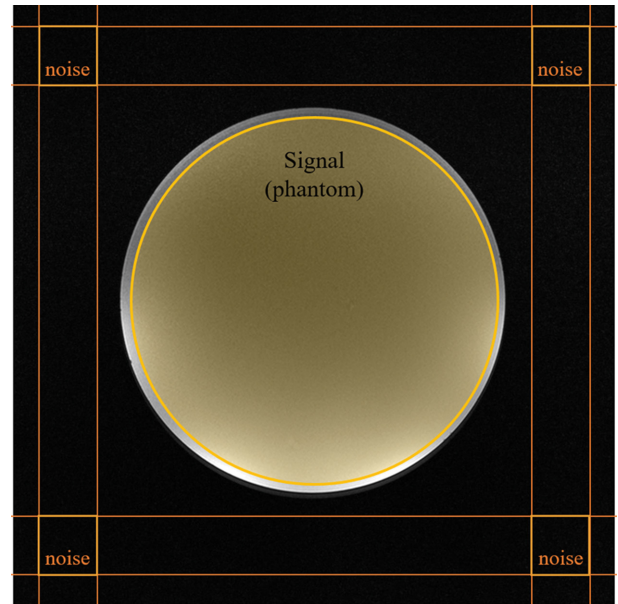


Fig. 4. (Color online) Measurement of SNR following the policy of NEMA method 4.

는 노이즈 영역에서의 표준편차값이다. 8채널의 RF 코일에서 획득한 신호의 영상화에서는 채널 신호의 Magnitude 값을 이용하여 합성하는 Sum of Magnitude 방식을 이용하였다.

$$SNR = \frac{S_{image}}{SD_{background}} \quad (1)$$

자기장의 균질성에 미치는 영향을 조사하기 위해 식용유로

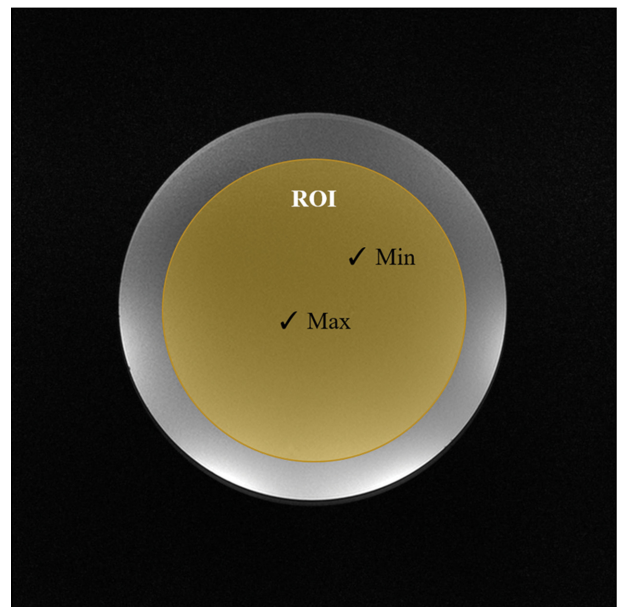


Fig. 5. (Color online) The selected region for evaluating uniformity evaluation in a phantom imaging.

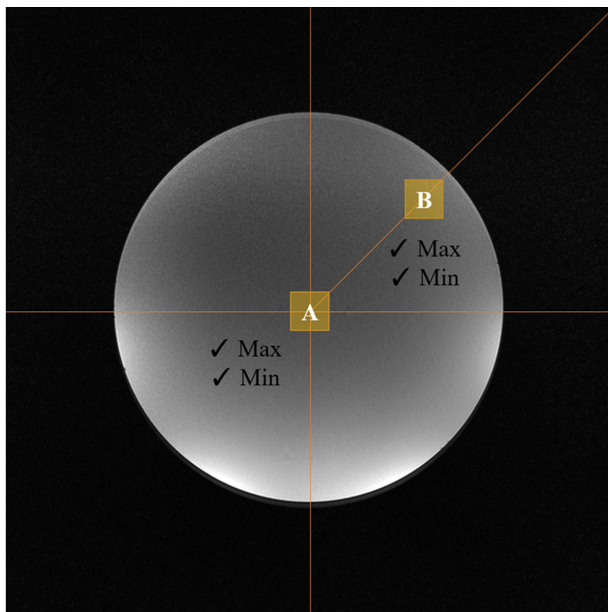


Fig. 6. (Color online) The selected region for comparison of signal strength between center area (A) and near-module (B).

채워진 균일한 원통형 팬텀(지름 16 cm, 높이 17 cm)을 사용하여 영상을 촬영하였다. 자장균일화(B field shimming) 조정은 팬텀에서 $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ 공간에 대해 적용하였고 결과 영상에서 NEMA와 American College of Radiology(ACR)에서 발표한 MR 영상 균질성 분석의 표준 방법을 이용하였다. NEMA method 1[9]에서 제시한 팬텀 볼륨의 75%를

포함하는 관심 영역(ROI) 내의 최대(S_{max}) 및 최소(S_{min}) 픽셀 값을 측정하여 피크 편차의 균질성을 계산하는 방법을 사용하였다[10]. 균질성 평가에 사용된 영역과 수식은 Fig. 5과 수식(2)에 표시하였다. Fig. 6은 PET 검출기모듈 영향으로 인한 신호세기의 변화를 측정하는 방법을 표시한 그림으로 중심 영역에서의 신호와 PET 모듈의 사이 위치를 기준점으로 반지름의 75% 지점의 신호 세기를 비교하는 방법으로 수행하였다.

$$\text{Uniformity} = \left[1 - \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \right] \times 100\% \quad (2)$$

III. 결 과

Fig. 7은 MRI 시스템에 SiPM PET 검출기 모듈이 없는 팬텀, PET 모듈간의 간격이 1 mm로 부착된 팬텀, 그리고 PET 모듈간의 간격이 20 mm로 부착된 팬텀에 대한 GRE 결과영상을 각각 보여주고 있다. Fig. 7의 붉은 화살표는 PET 검출기 모듈의 위치를 나타낸 것으로 PET 검출기 모듈의 존재에 의해 주변부에 아티팩트가 형성되었음을 알 수 있다. PET 검출기 모듈의 금속 차폐체에 의한 와류의 영향으로 신호가 상쇄되는 부분과 강화되는 부분이 발생하며 모듈간의 거리가 가까울수록 그 영향이 강하게 표현되었다. Fig. 7에서, 위쪽 행의 시퀀스보다 아래쪽 행의 시퀀스의 TE 값이 더 짧게 적용된 결과 신호강도에서 차이를 보여주고 있다. 이는 금속재료인 차폐체에 의한 아티팩트의 감소에 의한 것

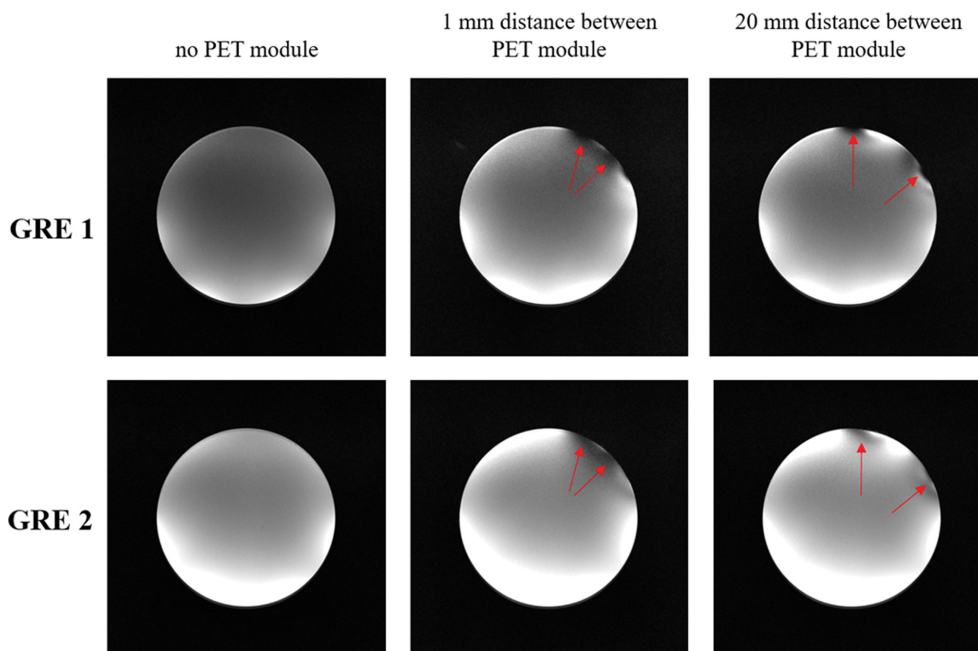


Fig. 7. (Color online) MR imaging results using GRE sequence.

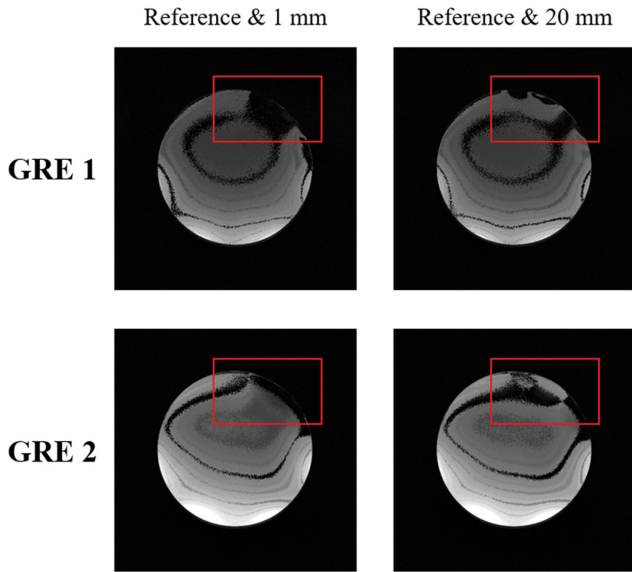


Fig. 8. (Color online) Logical correlation map with AND operator.

으로 외류전류에 의하여 국소적으로 발생하는 자기장의 불균일성이 디페이징(Dephasing) 현상을 일으켜 결과적으로 영상 신호를 왜곡시키는 현상이 짧은 TE로 극복되는 것을 보여주는 결과이다.

Fig. 8은 기준영상과 PET 모듈이 있는 영상에 대한 논리적 상관도 영상(Logical Correlation Map)이다. 영상에서 서로 다른 값을 갖는 부분은 어둡게 표시되며 밝을수록 기준영상과 유사한 영역이다. 팬텀내부에 전반적으로 생긴 검은색의 띠는 영상의 위상정보(Phase Information)에 의해 발생한 결과로 외류전류에 의한 자장의 왜곡으로 발생한다. TE가 유사한 각 행에서 전반적으로 동일하게 관찰되었고 금속물체의 위치에 따라 그 형태가 변형되었다. 붉은색 상자가 있는 부분

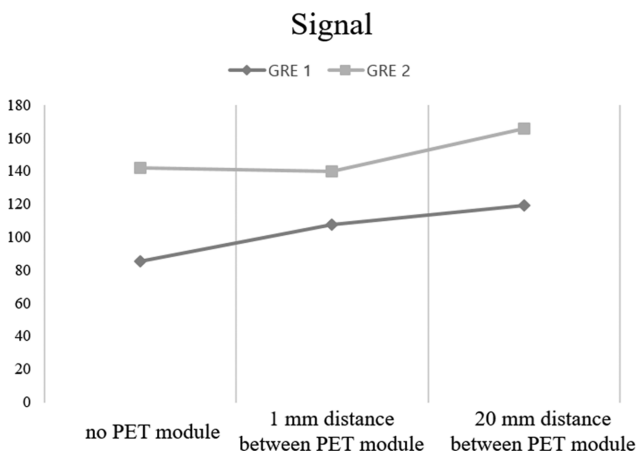


Fig. 9. (Color online) Averaged signal (pixel) values from image acquired by GRE1 and GRE2 sequence with different PET module position.

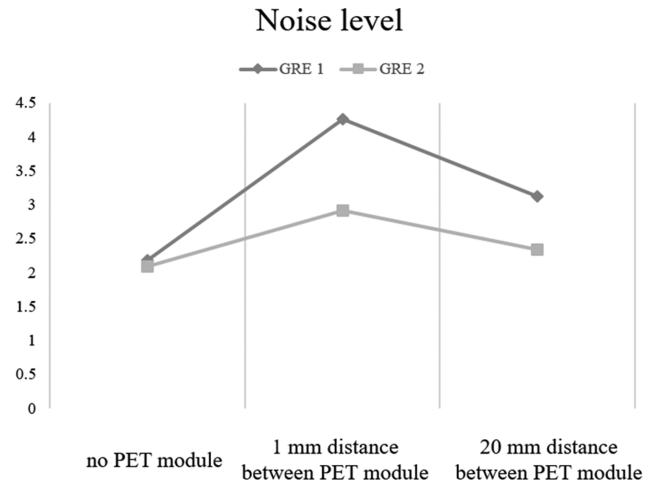


Fig. 10. Averaged noise levels from image acquired by GRE1 and GRE2 sequence with different PET module position.

이 PET 검출기 모듈의 위치를 포함하는 영역으로 아티팩트가 발생하는 주된 영역을 표시하였다. 검출기 사이의 거리가 멀어질수록, TE가 줄어들수록 PET 검출기 모듈의 금속성분의 외류전류에 의한 영향이 적게 나타났다.

SNR의 계산을 위해 노이즈 표준 편차는 각 영상 배경에서 네 부분의 표준 편차의 평균값, 신호는 팬텀의 신호영역내의 평균값을 계산하여 사용하였다. SNR 연구의 신호 강도, 노이즈, 그리고 계산된 SNR 값 결과는 Fig. 9~11과 Table I에 나타내었다. 노이즈 레벨의 경우 PET 삽입물이 존재할 때 명확한 강화가 관찰되었으며 PET 모듈간의 거리가 가까워질수록 노이즈 레벨은 더 나빠졌고 신호의 평균값은 감소하였다. 자기장은 자기선속으로 이루어져 있기 때문에 선속들이 전도체와 만나면 모듈 사이의 공간에 왜곡되어 발생하는데 이런 현상에 의해 디페이징 된 스핀들에 의해 신호의 약화가 발생

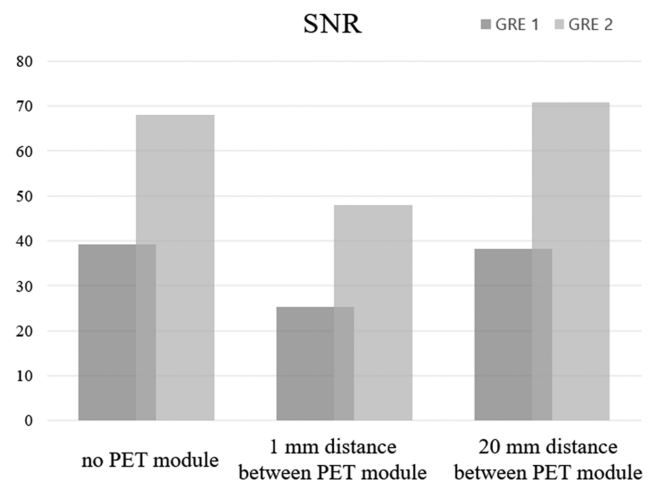


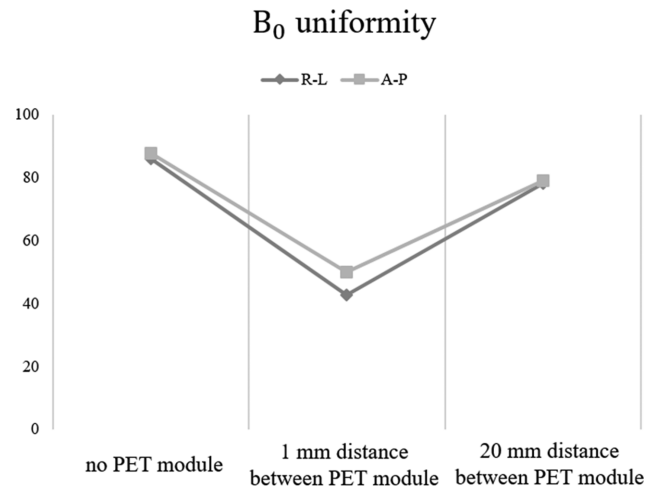
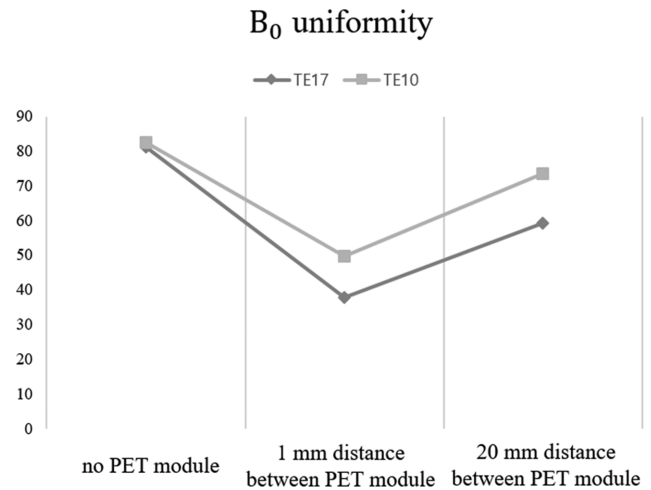
Fig. 11. SNR comparison between different PET module positions and sequences.

Table I. Calculated signal-to-noise ratio of GRE images.

	GRE 1			GRE 2		
	No PET	PET: 1 mm	PET: 20 mm	No PET	PET: 1 mm	PET: 20 mm
Signal	85.421	107.602	119.248	141.988	139.842	166.038
Noise	2.177	4.262	3.122	2.090	2.911	2.342
SNR	39.237	25.246	38.196	67.936	48.039	70.895

Table II. Comparison of signal intensity between center region and near-module region.

		Signal average (A)	Signal average (B)
GRE 1	No PET	73.028	95.363
	PET: 1 mm	97.703	79.902
	PET: 20 mm	101.271	143.488
GRE 2	No PET	121.138	154.763
	PET: 1 mm	142.620	84.715
	PET: 20 mm	141.911	224.707

**Fig. 12.** Uniformity changes with PET module distance and with phase-encoding direction (R-L and A-P direction).**Fig. 13.** Uniformity changes with PET module distance and with TE (10 and 17 ms).

하는 부분과 강화되는 부분이 발생하여 SNR의 변화를 야기한다. 또한 시퀀스 별로 SNR의 차이도 관찰되는데, 영상평가에서 예상했듯이, GRE 2의 신호가 GRE 1 신호보다 더 크다. 따라서 GRE 2의 SNR이 GRE 1의 SNR보다 높다. 따라서 TE가 짧을수록 유리한 것을 확인하였다.

Table II는 정중앙과 PET 모듈이 배치되는 테두리 쪽은 신호 값을 비교한 것이다. A가 정중앙의 신호 평균값이고 B는 PET 모듈과 가까운 영역의 신호 평균값으로, PET 모듈이 존재하지 않을 때가 신호의 차이가 가장 작다. Phase-encoding 방향과 TE를 변화시켜 얻은 결과영상에 대하여 수식(3)으로 계산한 균일도는 Fig. 12, 13에 각각 나타내었다. B_0 균일성 측정에서도 A-P Phase-encoding 방향과 GRE 2 시퀀스가 R-L Phase-encoding 방향과 GRE 1 시퀀스보다 균일도가 높게 측정되었다.

VI. 고찰 및 결론

모든 실험에서 PET 모듈을 MRI 내부에 놓았을 때 MR 영상에 오류가 발생함을 확인했다. 영상의 아티팩트는 MRI에서 신호 수준을 감소시켰으며 기존의 연구에서 PET-MRI에서 금속 차폐물이 SNR을 현저하게 감소시켜서 RF 증폭기의 전력 수준을 높여야 한다는 연구[10]와 같은 결과를 보였다. 기존의 연구에서 얇은 구리판 정도의 차폐체로도 MRI 코일에 의해 생성된 RF 펄스로부터 PET 검출기 내부의 전자장치를 효과적으로 차폐할 수 있다는 결과[11-13]를 보이지만 다양한 Sequence와 PET 모듈의 위치에 따라 변화하는 차폐체 내부의 RF 강도 측정과 분석 등을 진행하여야 차폐체의 실질적인 두께와 형태를 결정할 수 있고 이는 PET 모듈의 구조와 성능을 좌우하는 매우 중요한 요소이기 때문에 이에 대한 추가연구가

필요하다. 본 연구에서 진행한 B_0 균일도 평가는 결과 영상을 기반하여 수행된 것으로 임상적용시 간단한 측정을 통하여 왜곡된 자장의 불균일성을 측정하는 기법을 중심으로 결과분석을 진행하였으나 B_0 를 직접적으로 측정하는 방식에 비하여 명확한 자장분석의 한계가 있다. 자기장의 분석 방법에서 아직까지 Shimming이나 영상 기반 분석에 대한 기준이 없어 영상 품질 측정법의 기준으로 널리 사용되는 NEMA Method를 사용하였으나 MRI에서 다채널 코일의 이용이 증가하고 있고 이러한 다채널 코일의 신호 합성은 다양한 방법이 존재하며 신호의 합성 방법에 따른 영상의 품질평가 방법도 아직 확정된 바가 없어 이에 대한 기준을 마련하는 연구가 필요하다. 특히 고속화 영상기법시 사용되는 재구성방식에 따른 영상품질 분석도 적용되어 추후 연구가 진행되어야한다. 본 연구는 PET 모듈을 탈착하여 동작하는 7T Hybrid MRI 시스템을 고려하여 사전연구로 진행된 것으로 실질적인 PET-MRI 시스템의 구현에 있어서는 본 연구에서 진행하지 않았던 정자장, 경사자장, RF 신호에 대한 자기장 직접측정방식을 사용하여 영향력 분석을 진행하고 있으며 이는 추가적인 연구결과 발표를 통해 진행할 예정이다. 반복적인 Shimming과 Scanning은 균일한 팬텀에 대한 영상의 차이를 줄일 수 있다. 이러한 불확실성에도 불구하고 수행된 실험 결과들은 분명하고 일관성이 있었다.

본 연구는 7T MRI에서 RF 코일 내부에 SiPM PET 검출기 모듈을 사용하여 MR 영상을 평가했다. PET 검출기 전자 장치에서 RF 펄스를 차폐하고 MR 영상에서 와전류의 영향을 최소화하는데 목적을 둔다. 제시된 모든 데이터 및 영상은 GRE 시퀀스를 사용하여 획득하였다. SNR의 저하는 주로 PET 검출기의 금속 부품에서 발생하는 RF 노이즈가 MRI 코일의 전자기 간섭을 발생한다. 실험마다 팬텀 위의 PET 삽입물의 조정으로 인해 MR 영상의 미묘한 변화를 없앨 수 없었다. 상대적으로 짧은 TE 값을 갖는 GRE 2 시퀀스를 사용하여 수집한 MR 영상에서 SNR이 크게 증가하였다. PET 검출기 모듈이 없는 경우 GRE 1 시퀀스를 사용하여 얻은 팬텀 영상의 SNR은 GRE 2 시퀀스를 사용했을 때보다 상대적으로 낮았다. GRE 1 시퀀스에서 상대적으로 긴 TE 시간 때문에 양성자 스핀 자기장의 디페이징으로 인해 신호가 감소한다. SNR은 팬텀에 사용된 팬텀 물질의 이완 시간(T_1 , T_2) 및 MR 영상 파라미터 값에 의존한다. GRE 1 시퀀스로 얻은 MR 영상에서 GRE 2 시퀀스와 비교하여 관찰하였다. TE 시간이 짧으면 짧을수록 전반적인 영상의 신호강도는 증가하면서 아티팩트 면적이 감소하였다.

정자기장(B_0) 균일성에 관해서, PET 삽입물의 존재로 인해 특히 팬텀의 가장자리에 전계 균일성의 현저한 변화가 관찰되었다. PET 모듈 없이 팬텀만 있을 때 정자기장의 균일성이 가장 높았다. 그 다음으로 PET 모듈 사이의 간격이 20 mm일 때 두 번째로 균일성이 좋았다. 이는 PET 모듈 사이

의 간격이 넓어질수록 그 사이에 몰리는 RF 신호가 많아지게 되어 픽셀의 최댓값이 1 mm 간격일 때보다 높다. MRI의 RF 커플링과 관련된 기본적인 문제점들을 발견하였지만, PET 장치의 RF 간섭에 대한 문제를 확인하는 실험은 실행하지 못하였다. 이후 진행되는 연구에서는 PET-MRI 차폐를 효과적으로 설계하고 전자기 간섭 영향을 최소화하는 설계방법에 대한 연구를 진행할 계획으로 이러한 연구의 결과로 일체형 PET-MRI 설비의 상용화에 기여할 수 있을 것으로 기대한다.

감사의 글

이 논문은 2014년도 정부(과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 뇌과학원천기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2014M3C7033992).

이 논문은 2015년도 가천대학교 교내연구비 지원에 의한 결과임(GCU-2016-0054).

References

- [1] M. M. Ter-Pogossian, M. E. Phelps, E. J. Hoffman, and N. A. Mullani, *Radiology* **114**, 89 (1975).
- [2] K. Barley and A. Chari, *Curr. Hematol. Malig. Rep.* **11**, 111 (2016).
- [3] C. Spick, K. Herrmann, and J. Czernin, *J. Nucl. Med.* **57**, 420 (2016).
- [4] B. J. Pichler, A. Kolb, T. Nägele, and H. P. Schlemmer, *J. Nucl. Med.* **51**, 333 (2010).
- [5] A. Boss, L. Stagger, S. Bisdas, A. Kolb, N. Schwenzer, M. Pfister, C. D. Claussen, B. J. Pichler, and C. Pfannenberger, *Eur. Radiol.* **21**, 1439 (2011).
- [6] S. J. Kiebel, J. Ashburner, J. B. Poline, and K. J. Friston, *Neuroimage* **5**, 271 (1997).
- [7] Y. Shao, S. R. Cherry, K. Farahani, K. Meadors, S. Siegel, R. W. Silverman, and P. K. Marsdenet, *Phys. Med. Biol.* **42**, 1965 (1997).
- [8] S. Chris and B. Toby, *Fundamentals of digital image processing*, Wiley-Blackwell, Oxford (2011).
- [9] National Electrical Manufacturers Association, NEMA standard publication MS 1-2008 (R2014), RSNA, Rosslyn (2008).
- [10] E. Solis, D. Tomasi, S. Junnarkar, D. Schlyer, P. Vaska, C. Woody, J. F. Pratte, P. O'Connor, and A. O. Rodriguez, *Braz. J. Phys.* **38**, 287 (2008).
- [11] M. S. Judenhofer, C. Catana, B. K. Swann, S. B. Siegel, W. I. Jung, R. E. Nutt, S. R. Cherry, C. D. Claussen, and B. J. Pichler, *Radiology* **244**, 807 (2007).
- [12] Y. Wu, C. Catana, R. Farrell, P. A. Dokhale, K. S. Shah, Q. Jinyi, and S. R. Cherry, *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **56**, 574 (2009).
- [13] H. F. Wehrl, M. S. Judenhofer, A. Thielscher, P. Martirosian, F. Schick, and B. J. Pichler, *Magn. Reson. Med.* **65**, 269 (2010).