

## &lt;원저&gt;

## PET/MR 영상에서의 팬텀을 활용한 노이즈 감소를 위한 변형된 중간값 위너필터의 적용 효율성 연구

조영현<sup>1)</sup>·이세정<sup>1)</sup>·이영진<sup>2)</sup>·박찬록<sup>1)</sup><sup>1)</sup>전주대학교 방사선학과·<sup>2)</sup>가천대학교 방사선학과

## Efficiency of Median Modified Wiener Filter Algorithm for Noise Reduction in PET/MR Images: A Phantom Study

Young Hyun Cho<sup>1)</sup>·Se Jeong Lee<sup>1)</sup>·Youngjin Lee<sup>2)</sup>·Chan Rok Park<sup>1)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological Science, Jeonju University<sup>2)</sup>Department of Radiological Science, Gachon University

**Abstract** The digital image such as medical X-ray and nuclear medicine field mainly contains noise distribution. The noise degree in image degrades image quality. That is why, the noise reduction algorithm is efficient for medical image field. In this study, we confirmed effectiveness of application for median modified Wiener filter (MMWF) algorithm for noise reduction in PET/MR image compared with median filter image, which is used as conventional noise reduction algorithm. The Jaszczak PET phantom was used by using 18F solution and filled with NaCl+NiSO<sub>4</sub> fluids. In addition, the radioactivity ratio between background and six spheres in the phantom is maintained to 1:8. In order to mimic noise distribution in the image, we applied Gaussian noise using MATLAB software. To evaluate image quality, the contrast to noise ratio (CNR) and coefficient of variation (COV) were used. According to the results, compared with noise image and images with MMWF algorithm, the image with MMWF algorithm is increased approximately 33.2% for CNR result, decreased approximately 79.3% for COV result. In conclusion, we proved usefulness of MMWF algorithm in the PET/MR images.

**Key Words :** PET/MR, Jaszczak PET Phantom, Noise Reduction Algorithm, Median Modified Wiener Filter, Nuclear Medicine

**중심 단어 :** 펠렘알, 제이작 펠 팬텀, 노이즈 감소 알고리즘, 중간값 변형 위너 필터, 핵의학 영상

## I. 서론

최근 핵의학 의료영상 획득 장치로 PET(positron emission tomography)/MR(magnetic resonance)과 같은 하이브리드 스캐너(hybrid scanner)가 대중화되고 있다[1,2]. PET 장치를 이용해 인체의 기능학적 정보를 획득할 수 있으며, MR 장치를 활용해 우수한 연부조직에 대한 정보를 획득할 수 있는 장점이 있다[3]. 또한, PET/CT(computed tomography)와 비교했을 때, 방사선 피폭도 감소시킬 수

있는 장점이 있다. 처음으로 출시된 PET/MR은 3.0T의 자장하에 PET 시그널의 왜곡이 발생하기 때문에 갠트리를 분리하여 PET과 MR을 촬영하였다[4]. 분리된 갠트리 시스템으로 환자에 대한 기능학적 정보와 연부조직 및 해부학적 정보의 획득은 가능했으나, 환자의 움직임으로 인해 정확한 PET과 MR 영상의 정합(registration)의 한계가 발생하였고, PET과 MR을 설치할 공간에 대한 부담도 발생했다. 최근에는 PET과 MR을 하나의 갠트리로 구성된 통합(integrated) PET/MR이 개발되어 임상에서 사용되고 있다[5].

Corresponding author: Chan Rok Park, Department of Radiological Science, Jeonju University, 303, Cheonjam-ro, Wansan-gu, Jeonju 55069, Republic of Korea / Tel: +82-63-220-2220 / E-mail: tigeaglepcr@jj.ac.kr

Received 17 June 2021; Revised 21 June 2021; Accepted 28 June 2021

Copyright ©2021 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

MR 자장으로부터 왜곡의 원인인 PET 디텍터의 광전자증배관(photomultiplier tube)을 APD(avalanch photo diode) 소자로 교체함으로써 해결하였다[6,7].

또한, 디지털 의료영상은 가우시안 노이즈 같은 영상의 질을 방해하는 요소가 필수적으로 포함되어 있다[8]. 많은 연구팀은 이와 같은 영상의 노이즈를 감소 및 제거하기 위한 연구를 진행하고 있다[9-11]. 기존 노이즈 감소 필터로 중간값 필터, 위너필터가 많이 사용되고 있고, 중간값 필터는 마스크의 크기를 설정한 후 노이즈 영상의 마스크 크기의 중간 위치의 픽셀값을 중간값으로 대체하여 적용하는 방법이다 [12]. 또한, 위너필터는 영상의 포함된 노이즈를 확률적으로 접근하는 방식이며, 주파수 도메인에서 노이즈의 신호만을 분류하여 제거하는 방식을 적용하고 있다. 뿐만 아니라, 영상의 blurring 효과가 생기면서 병변 검출의 특이성을 저하시킬 수 있는 제한점이 있다[13]. 하지만, 기존의 사용되는 필터들은 영상의 윤곽부분에 대한 대조도 및 선예도가 감소하는 결과가 발생하게 되고, 영상의 질을 저하시키는 원인으로 작용하고 있다. 최근, 이와 같은 제한점을 보완하고자 영상의 윤곽부분에 대한 질을 보존하면서 영상의 포함된 노이즈를 감소시키는데 효과적인 변형된 중간값 위너 필터를 적용해 의료영상의 질을 향상시키는 연구가 발표되고 있다 [14]. X선 기반 의료영상에서는 변형된 중간값 위너필터가 적용된 연구결과가 발표되고 있지만 핵의학 의료영상 특히, 기능학적 정보와 인체 연부조직 정보를 함께 획득할 수 있고 점차 사용 및 활용 빈도의 증가추세인 PET/MR 영상에 대한 적용 유무에 대한 연구는 미미한 시점이다.

따라서, 본 연구의 목적은 PET/MR 영상으로 MATLAB 프로그램을 이용하여 가우시안 노이즈를 적용하고, 노이즈가 포함된 PET/MR 영상에 적용변형된 중간값 위너필터를 3×3, 5×5, 7×7 마스크 크기를 설정하고, 기존의 적용되고 있는 위너필터를 적용한 영상의 질과 비교평가 함으로써 변형된 중간값 위너필터의 유용성을 증명하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 실험대상

본 실험은 PET과 MR 데이터를 동시 획득 가능한 통합형(integrated) PET/MR (Siemens, mMR)을 사용하였다. 3.0T 자장으로 RF coil과 경사자장 사이에 PET의 디텍터가 위치해 있으며, 8×8 LSO 섬광물질, 3×3 APD, 56개 블록으로 구성되어 있다. PET의 감쇠보정을 위하여 3D Dixon

MR 펄스시퀀스를 적용하여 감쇠보정 PET 영상을 획득하였다. Jaszczak 팬텀은 6개의 구(지름: 9.5, 12.7, 15.9, 19.1, 25.4, 31.8 mm)가 팬텀내에 삽입되어 있으며, 방사성동위원소는 <sup>18</sup>F 솔루션을 주입하였다. 또한, 팬텀 주입 액체는 물 대신 NaCl+NiSO<sub>4</sub> 물질을 주입하였다. 팬텀에서의 배경 방사능과 구의 방사능 비율이 1:8로 유지하고, 10분 동안 데이터를 획득하였다. 영상의 재구성획득 방법은 OSEM (ordered subset expectation maximization) 알고리즘 기반으로 iteration 2회, subset 10회로 재구성하였다.

### 2. 변형된 중간값 위너 필터

중간값 필터와 위너필터는 노이즈 감소 효과를 위해 적용하고 있는 필터다. 위너필터의 식을  $f_w$ , 변형된 중간값 위너필터  $f_{mmwf}$ 로 정의하고 아래와 같이 나타내었다.

$$f_w(x,y) = \mu + \frac{\sigma^2 - \nu^2}{\sigma^2} \cdot (p(x,y) - \mu) \tag{1}$$

$$f_{mmwf}(x,y) = \tilde{\mu} + \frac{\sigma^2 - \nu^2}{\sigma^2} \cdot (p(x,y) - \tilde{\mu}) \tag{2}$$

$f_w(x,y)$ 와  $f_{mmwf}$ 는 각각 위너필터를 적용한 결과 픽셀값, 변형된 중간값 위너필터를 적용한 결과 픽셀값을 의미한다.  $\mu$ 와  $\tilde{\mu}$ 는 설정한 마스크 크기의 평균값과 중간값을 각각 나타내고,  $\sigma^2$ 과  $\nu^2$ 은 영상의 포함된 가우시안 노이즈의 분산값과 설정한 마스크 크기안에 포함된 노이즈 분산값을 각각 의미한다.  $p(x,y)$  는  $(x,y)$  픽셀 위치에 따른 픽셀값을 나타낸다. 이번 연구에서 노이즈 영상에 적용된 마스크의 크기는 3×3, 5×5, 7×7로 설정하였다.

### 3. 정량적 분석

획득된 영상을 정량적으로 분석하기 위해 CNR(contrast to noise ratio), COV(coefficient of variation)의 정량적 분석인자를 사용하였다. CNR, COV의 식은 다음과 같이 나타낼 수 있다. Fig. 1에 정량적 분석을 위하여 설정한 관심 영역을 나타내었다.

$$CNR = \frac{|M_A - M_B|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}} \tag{3}$$

$$COV = \frac{\sigma_A}{M_A} \tag{4}$$

$M_A$ 와  $\sigma_A$ 는 설정한 구의 관심영역에 대한 평균값과 표준편차를 의미한다.  $M_B$ 와  $\sigma_B$ 는 영상의 background 관심 영역의 평균값과 표준편차를 의미한다.

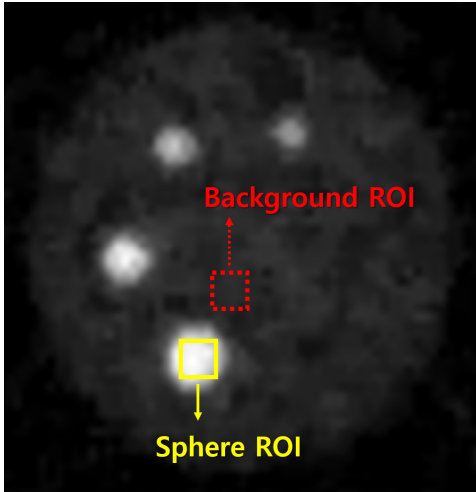


Fig. 1. The photo of PET/MR image by drawn the region of interests to calculate contrast to noise ratio and coefficient of variation

### III. 결과

#### 1. 변형된 중간값 위너필터를 적용한 팬텀 영상

Fig. 2(a)는 PET/MR 영상에 가우시안 노이즈를 적용시킨 PET 영상이다. Fig. 2(b)는 노이즈가 포함된 PET 영상의 중간값 필터를 적용하였고, Fig. 2(c)는 변형된 중간값 위너필터를 마스크 크기 3×3을 적용하여 처리한 영상이다. 또한, Fig 2(d)와 (e)는 5×5, 7×7의 마스크 크기를 각각 적용시켜 변형된 중간값 위너필터를 적용한 영상을 나타냈다.

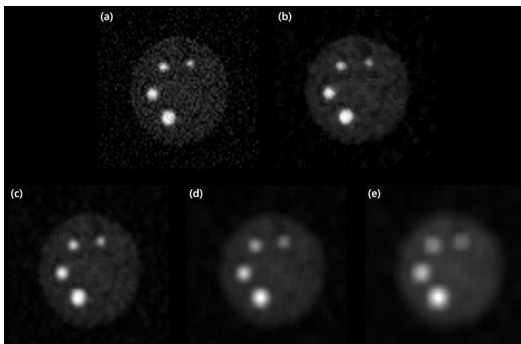


Fig. 2. The result images of (a) noise, (b) median filter, (c) 3 × 3 mask size MMWF algorithm, (d) 5 × 5 mask size MMWF algorithm, and (e) 7 × 7 mask size MMWF algorithm

#### 2. 변형된 중간값 위너필터 적용에 따른 CNR과 COV 분석

Fig. 3(a)는 6개의 구중 가장 지름이 큰 31.8 mm 구에 대한 CNR 결과다. 노이즈 영상, 중간값 필터 적용 영상, 3×3 마스크 크기 변형된 중간값 위너필터, 5×5 마스크 크기 변형된 중간값 위너필터, 7×7 마스크 크기 변형된 중간값 위너필터 순으로 CNR은 2.67, 2.78, 3.27, 3.98, 5.16이다. Fig 3(b)는 6개의 구중 가장 지름이 큰 31.8 mm 구에 대한 COV 결과로써, 0.34, 0.16, 0.12, 0.05, 0.04의 결과를 나타냈다.

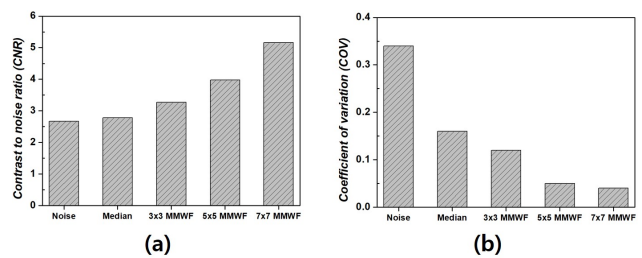


Fig. 3. Result of (a) contrast to noise ratio (CNR) and (b) coefficient of variation (COV) according to images of noise, median, 3 × 3 mask size MMWF algorithm, 5 × 5 mask size MMWF algorithm, and 7 × 7 mask size MMWF algorithm.

### IV. 고찰

핵의학 영상은 적은 광자수의 계측으로 영상의 질이 X선 영상과 비교했을 때 저하되기 때문에 다양한 알고리즘을 적용시켜 영상의 질을 보완하고 있다. 많은 알고리즘 중 영상의 노이즈를 감소시키는 변형된 중간값 위너필터가 최근 적용되고 있고, 이번 연구에서 PET/MR 영상을 이용해 변형된 중간값 위너필터의 유용성을 증명하고자 한다. 결과를 바탕으로, 노이즈 영상대비 CNR 결과는 7×7 변형된 중간값 위너필터의 적용 영상이 약 2.3배, 5×5 변형된 중간값 위너필터의 적용 영상이 약 1.8배, 3×3 변형된 중간값 위너필터의 적용 영상이 약 1.4배, 중간값 필터 적용영상이 1.2배 증가하였고, COV 결과는 각각 7.7배, 6.2배, 2.6배, 1.9배 감소하였다. 결론적으로 변형된 중간값 위너필터의 핵의학 영상의 적용은 효과적임을 확인할 수 있었다. Park et al.은 몬테카를로 시뮬레이션을 활용해 변형된 중간값 위너필터의 유용성을 확인하였다. 기존의 노이즈 감소효과를 위해 사용된 중간값 필터, 위너 필터와의 비교평가에서 7×7 변형된 중간값 위너필터의 영상의 질이 가장 우수함을 평가

하였다[15]. 본 연구의 연구 결과를 기반으로 추후 연구에서 임상에서 많이 사용되고 있는 SPECT(single photon emission computed tomography) 에서의 변형된 중간값 위너필터를 적용하여 효율성을 입증하여 핵의학 영상에서의 본 필터의 유용성을 확인하고자 한다.

## V. 결론

PET/MR과 같은 하이브리드 스캐너가 최근 개발되고 임상에 출시됨에 따라 팬텀 실험을 통해 정도관리 및 영상의 질 평가가 중요하다[16-17]. 핵의학에서 영상 평가를 위하여 사용되는 다양한 팬텀 중 Jaszczak PET 팬텀을 이용해 PET/MR 영상의 질을 평가하였다. 연구결과를 기반으로, 변형된 중간값 위너필터를 적용한 PET/MR 영상은 노이즈 영상과 비교했을 때, CNR 결과는 약 33.2% 증가하였고, COV 결과는 약 79.3% 감소하였다. 또한, 디지털 포함에 필수적으로 포함된 노이즈를 감소시킬 수 있는 변형된 중간값 위너필터를 적용해 획득한 영상 기반으로 PET/MR 영상의 질을 분석함으로써 변형된 중간값 위너필터의 효과를 증명하였다. 뿐만 아니라, 기존의 사용되고 있는 중간값 필터와 성능을 비교함으로써 새로운 영상의 노이즈 제거 알고리즘을 개발 및 제공함으로써 핵의학 영상의 질 향상에 도움이 될 것이라 사료된다.

## REFERENCES

- [1] Townsend DW. Multimodality imaging of structure and function. *Physics in Medicine and Biology*. 2008;53(4):R1-9.
- [2] Boellaard R, Rausch I, Beyer T, Delso G, Yaqub M, Quick HH, et al. Quality control for quantitative multicenter whole-body PET/MR studies: A NEMA image quality phantom study with three current PET/MR systems. *Medical Physics*. 2015;42:5961-9.
- [3] Grant AM, Deller TW, Khalighi MM, Maramraju SH, Delso G, Levin CS. NEMA NU 2-2012 performance studies for the SiPM-based ToF PET component of the GE SIGNA PET/MR system. *Medical Physics*. 2016;43:2334-43.
- [4] Teuho J, Johansson J, Linden J, Saunavaara V, Teräs M. Comparison of single-scatter simulation and Monte Carlo single-scatter simulation on Philips Ingenuity TF PET/MR. *IEEE symposium on Nuclear Science (NSS/MIC)*.
- [5] Zaidi H, Ojha N, Morich M, Griesmer J, Hu Z, Maniawski P, et al. Design and performance evaluation of a whole-body Ingenuity TF PET-MRI system. *Physics in Medicine and Biology*. 2011;56:3091-106.
- [6] Delso G, Ziegler S. PET/MRI system design. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2009;36:S86-92.
- [7] Hofmann M, Pichler B, Sch lkopf B, Beyer T. Towards quantitative PET/MRI: A review of MR-based attenuation correction techniques. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2009;36:S93-104.
- [8] Sharma A, Singh J. Image denoising using spatial domain filters: A quantitative study. *IEEE 6th International Congress on Image and Signal Processing*. 2013;1:293-8.
- [9] Seo KH, Kim SH, Kang SH, Park JW, Lee CL, Lee YJ. The effects of total variation (TV) technique for noise reduction in Radio-Magnetic X-ray image: Quantitative Study. *Journal of Magnetics*. 2016;21(4):593-8.
- [10] Lee MS, Kang MG. 3D Non-local Means(NLM) algorithm based on stochastic distance for low-dose X-ray fluoroscopy denoising. *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*. 2017;54(4):61-7.
- [11] Goldstein JS, Reed IS, Scharf LL. A multistage representation of the wiener filter based on orthogonal projections. *IEEE Transactions on Information Theory*. 1998;44(7):2943-59.
- [12] Borsdorf A, Raupach R, Flohr T, Hornegger J. Wavelet based noise reduction in CT-images using correlation analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2008;27(12):1685-703.
- [13] Kalender WA, Klotz E, Kostaridou L. An algorithm for noise suppression in dual energy CT material density images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 1988;7(3):218-24.
- [14] Ju SU, An BH, Kang SH, Lee Y. Median Modified Wiener Filter for Noise Reduction in Computed

Tomographic Image using Simulated Male Adult Human Phantom, Journal of the Korean Society of Radiology, 2021;15(1):21-8.

[15] Park CR, Kang SH, Lee Y. Optimization of mask size with median modified Wiener filter algorithm for gamma images using pixelated semiconductor detector: Monte Carlo simulation study. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 2020;980:1-6.

[16] Lee YK, Ahn SM. Usefulness of brain phantom made by fused filament fabrication type 3D printer. Journal of Radiological Science and Technology, 2020;43(6):453-60.

[17] Jeong EH, Oh JY, Lee JY, Park HH. Deep learning application of gamma camera quality control in nuclear medicine. Journal of Radiological Science and Technology, 2020;43(6):461-7.

구분	성명	소속	직위
제1저자	조영현	전주대학교	학부생
공동저자	이세정	전주대학교	학부생
공동저자	이영진	가천대학교	부교수
교신저자	박찬록	전주대학교	조교수