

Implementation of Filter for the Removal of Partial Volume Effect

Minju Park, Sangbock Lee

Dept. of Radiology, Nambu University

부분용적효과 제거를 위한 Filter 구현

박민주, 이상복

남부대학교 방사선학과

Abstract

When examining a patient using SPECT, gamma rays emitted from the body decrease or scatter. And when they reach the detector they spread in accordance with physical characteristics and geometric shapes of the scanner, quantitative analysis was difficult. For exact quantitative analysis of gamma rays emitted from the body, so that they must be considered to correction about PVE(partial volume effect). In this paper, sinogram filter was implemented to solve comprehensive PVE of SPECT. According to the results in which implemented filter was applied, partial volume effect caused by SPECT was removed. To compare proposed method and conventional method, PSNR(Peak Signal to Noise Ratio) was executed. As a result, proposed method was indicated as 7dB, conventional method was indicated as 14db respectively. dB(decibel) level of the proposed methods is lower, since the MSE(mean square error) becomes greater because scattered ray was removed, PSNR value is low. Therefore, by applying the proposed method for removing the PVE of SPECT imaging method, the image quality is improved.

Key Words : SPECT, partial volume effect, Sinogram, PSNR, MSE

요약

SPECT를 이용한 환자의 검사 시 몸 안에서 방출되는 γ -선은 감쇠 또는 산란 등의 현상이 일어나며, 검출기에 도달할 때 조준기의 물리적 특성과 기하적인 모양에 따라 퍼지는 현상이 발생하여 정량분석이 불가능하였다. 체내에서 방출되는 γ -선의 정확한 정량분석을 위해서는 반드시 부분용적효과에 대한 보정이 고려되어야 한다. 본 논문에서는 SPECT의 종합적인 부분용적효과를 해결하기 위하여 Sinogram Filter를 구현하였다. 구현된 Filter를 적용하여 실험한 결과, SPECT에서 발생하는 부분용적효과를 제거하였다. 기존방법과 제안한 방법을 비교하기 위하여 PSNR을 시행한 결과 제안한 방법으로 한 경우 PSNR은 7 dB, 기존방법은 14 dB로 나왔다. 제안한 방법의 dB이 낮아진 이유는 산란선 제거를 많이 하여 MSE가 높아지기 때문에 PSNR값이 낮게 나타났다. 따라서 제안한 방법을 적용한다면 SPECT 영상의 부분용적효과를 제거하여 영상의 질이 좋아질 것이다.

중심단어: SPECT, 부분용적효과, Sinogram filter, Sinogram, MSE

I. INTRODUCTION

핵의학은 방사성핵종에 생체 친화적인 약제를 표지한 방사성의약품을 인체에 투여하여 영상장비로 해부학적 구조를 나타내고, 생리적인 기능을 평가하며, 개봉된 방사성선원으로 치료를 하는 의학의 전문분야이다^[1,2]. SPECT를 이용한 환자의 검사 시 몸 안에서 방출되는 γ 선은 감쇠 또는 산란 등의 현상이 일어나며, 검출기에 도달할 때 조준기의 물리적 특성과 기하학적인 모양에 따라 퍼지는 현상인 부분용적효과(partial volume effect)가 발생하게 된다. 이와 같이 감쇠, 산란, 조준기와 섬광체의 물리적인 특성과 선원과 검출기의 거리 등에 따라 부분용적효과가 발생하게 된다. 부분용적효과의 발생으로 인해 체내에서 방출되는 γ 선의 정확한 정량분석이 되지 않아 정확한 진단을 하기 어렵다. 정확한 진단을 위해 부분용적효과에 대한 보정이 고려되어야 한다. 부분용적효과에 의한 영상의 왜곡을 줄여주기 위한 기존의 연구는 검출단계에서 Filtering을 하는 방법으로 수행되고 있다.

본 논문에서는 SPECT의 종합적인 부분용적효과를 해결하기 위하여 Sinogram Filter를 구현하고자 한다.

II. Sinogram Filter 구현

1. Partial Volume Effect

SPECT를 이용한 환자의 검사 시 몸 안에서 방출되는 γ 선은 감쇠 또는 산란 등의 현상이 일어나며, 검출기에 도달할 때 조준기의 물리적 특성과 기하학적인 모양에 따라 퍼지는 현상인 부분용적효과(Partial Volume Effect)가 발생하게 된다. 체내에서 방출되는 γ 선의 정확한 정량분석을 위해서는 반드시 부분용적효과에 대한 보정이 고려되어야 한다^[1].

부분용적효과의 발생 원인으로는 선원과 검출기의 상관관계, 선원분포와 검출기의 상관관계에 따라 발생하며, 다음으로 나뉘어서 정리할 수 있다.

가. γ 선이 몸 안으로부터 방출될 때 감쇠 또는 산란현상이 있다. SPECT 영상에서 산란효과는 Compton 산란현상으로 매질을 통과한 산란광자는

산란되지 않은 광자보다 에너지가 낮아지고, 진행방향이 바뀌어 산란되지 않은 광자로부터 떨어진 거리에서 검출된다^[2]

나. 조준기의 물리적인 특성과 기하학적인 모양에 영향을 받는다.

다. 회전 중심축의 이상 현상으로 발생한다. 회전반경의 변화가 작을수록 우수한 질의 영상을 얻을 수 있었고, 회전반경이 짧을수록 영상이 우수하였으며 모형에서 거리가 멀어질수록 조준기의 분해능이 떨어진다^[3]

2. Sinogram

Sinogram이란 여러 각도에서 투사영상을 얻어 각 각도에 따라 쌓아서 한 장의 단면도를 말하는 것이다. [Fig. 1] 여러 각도로 찍어 얻은 영상을 그래프로 나타내 시각화한 것이다.

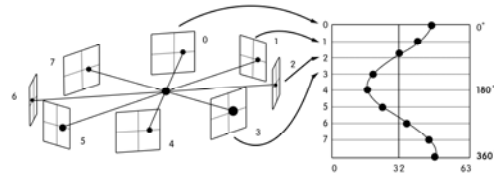


Fig. 1. Image acquisition and Sinogram formation processes from different angles.

Sinogram에 재구성 알고리즘을 적용하여 단면의 영상을 얻는다. 재구성 알고리즘에는 역 매트릭스법, 반복 근사치 보정에 의한 재구성법, 역투영법, 필터 보정 역투영법 등이 있다. 다음 [Fig. 2]는 반복근사치 재구성 보정에 의한 재구성법에 대한 순서도이다.

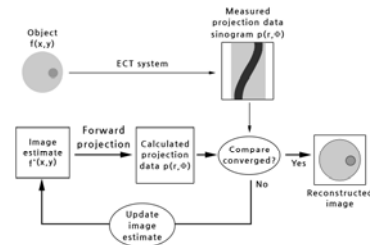


Fig. 2. Flowchart reconstruction by repeating approximation correction.^[4]

3. Median Filter

Median Filter란 처리화소와 인접화소로부터 마스크 내의 화소들을 크기가 작은 화소들로부터 정렬한 후에 중앙 화소 값으로 대체하는 방법이다^[5]. 영상신호 처리시 계산시간이 적다는 장점이 있으나, 잡음을 제거하기 위해서는 잡음영상에서 잡음과 화소를 분리하고 잡음으로 판단된 화소만 미디언 필터링 해야지만 좋은 품질의 영상을 얻을 수 있다. [Fig. 3]과 같이 미디언 필터는 그 화소와 주변화소로부터 추정된 화소값을 선택하며 화소값을 작은 값부터 큰 값으로 정렬시킨 후, 미디언 값을 선택하여 그 화소를 교체한다^[6-9].

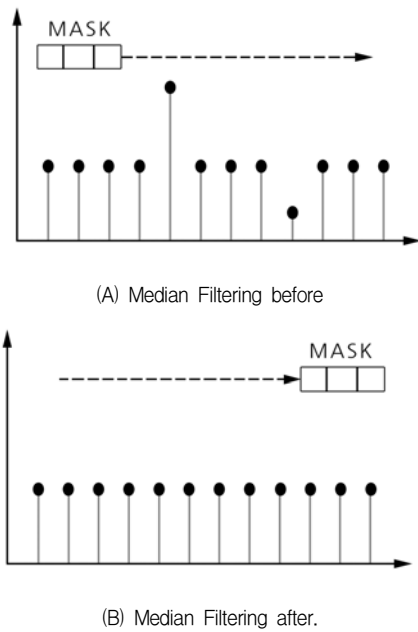


Fig. 3. Median Filtering before and after.

III. Experiment and Methods

SPECT 영상은 C대학병원에 있는 GE Infinia Hawkeye4(GE healthcare, U.S.A)기기를 이용하여 획득하였다. 부분용적효과를 보정하기 위하여 사용된 영상처리는 Microsoft Visual C++로 프로그램 하였다.

1. Programming of image processing filters Sinogram

[Fig. 4]는 SPECT장치를 이용하여 획득한 Sinogram이다.

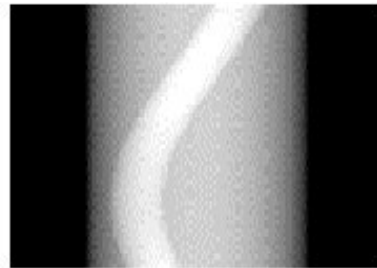


Fig. 4. Sinogram

실험의 절차는 아래의 [Fig. 5]와 같이 시행하였다.

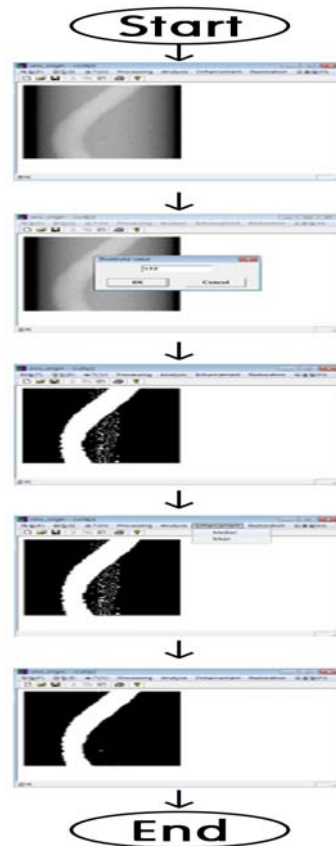


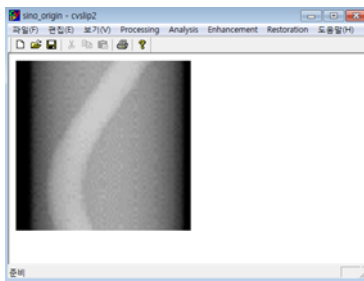
Fig. 5. Experimental Procedure.

1. Original영상을 8비트, 256×256으로 사이즈와 Gray Level로 변경하였다.

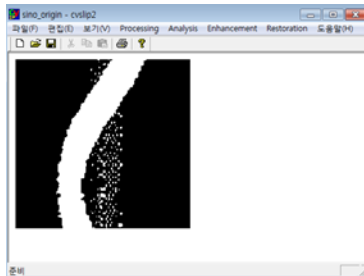
2. Microsoft Visual C++에서 본 영상의 중간 필터링 값은 125이며, 임계값을 172로 올려 낮은 에너지의 산란선을 제거하였다.

3. 1차 잡음제거를 한 영상에 Median Filtering을 하여 나머지 잡음을 제거하였다.

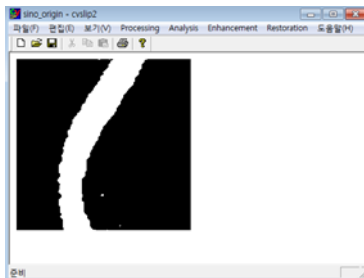
4. 주변 잡음을 제거하기 위하여 Median Filtering을 4회 걸쳐서 진행한 결과이다.



(A) Original Sinogram



(B) 1차 잡음제거



(C) Median Filtering

Fig. 6. Sinogram Filtering results

[Fig. 6]은 Original Sinogram(A)에서 1차 잡음 제거한 결과(B)와 1차 잡음 제거 후 Median Filtering을 한 결과(C)이다.

2. Image analysis

실험결과와의 정당성을 살펴보기 위해서 기존방법과 본 연구에서 제안한 방법을 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)로 분석하여 보았다. PSNR은 주로 영상 또는 동영상 손실 압축에서 화질 손실 정보를 평가할 때 사용되며^[10] 객관적인 측정방법이다. PSNR을 나타낸 공식은 (식 3-2)과 같다^[11].

The PSNR (\in dB)is def \in ed as :

$$\begin{aligned} \text{PSNR}_{\text{dB}} &= 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\text{MAX}_I^2}{\text{MSE}} \right) \\ &= 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{\text{MAX}_I}{\sqrt{\text{MSE}}} \right) \\ &= 20 \cdot \log_{10}(\text{MAX}_I) - 10 \cdot \log_{10}(\text{MSE}) \end{aligned}$$

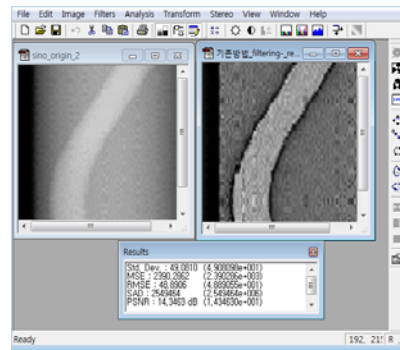


Fig. 7. PSNR compared to conventional methods.

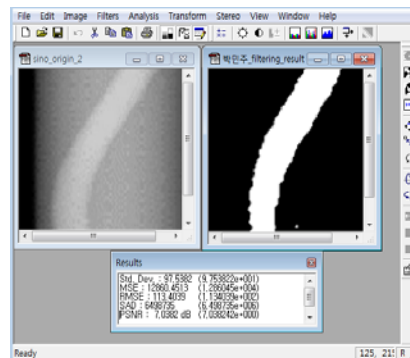


Fig. 8. PSNR compared to Proposed method.

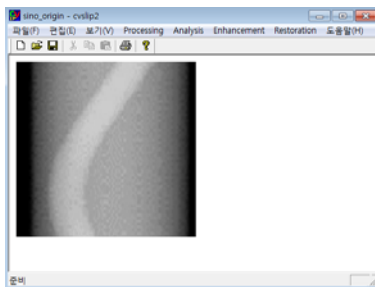
PSNR를 한 결과 기존방법[Fig. 6]은 14 dB이고 Median Filtering을 제안한 경우[Fig. 7]은 7 dB이 나왔

다. PSNR는 값은 두 영상 간의 차이가 적을수록 영상의 잡음이 적다는 것을 나타내며, Median Filtering을 한 경우 부분용적효과를 제거하여 영상의 화질이 좋아짐을 알 수 있다.

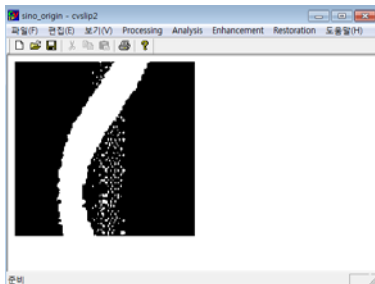
IV. Results and Discussion

1. Result

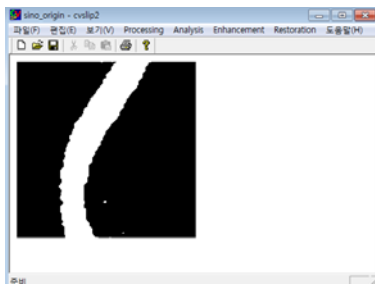
실험을 통한 결과 영상은 [Fig. 8]와 같다.



(A) Original Sinogram



(B) 1차 잡음제거



(C) Median Filtering

Fig. 8. Sinogram Filtering results

[Fig. 8]의 (A)는 Original Sinogram 영상이며, (B)는 임계값을 172로 높여 낮은 산란선을 제거한 영상이다.

산란선을 제거한 결과 영상의 화질은 좋아졌으나, 남아 있는 잡음으로 인하여 정량분석이 어렵다.

(C)는 임계값을 172로 높여 낮은 산란선을 제거한 후 총 4회의 Median Filtering을 한 결과이다. 이는 남아있는 잡음을 제거하여 영상의 정량분석이 가능하게 되었다.

기존방법과 제안방법의 영상 비교를 위해 PSNR을 시행하였다. 시행한 결과는 다음 [Table. 1]과 같다.

Table 1. SPECT imaging of Std, MSE, RMSE, SAD, PSNR results

	Original	Median Filter
Std	49	97
MSE	2390	12860
RMSE	48.89	113.40
SAD	2549464	6498735
PSNR	14 dB	7 dB

PSNR 결과 기존방법 보다 Median Filtering을 한 경우 부분용적효과를 제거하여 영상의 화질이 더 좋아짐을 알 수 있었다.

2. Discussion

지금까지 부분용적효과를 제거하기 위해 Geometric transfer matrix (GTM) method^[12, 13], The fitting method^[14], Reconstruction - based method, Image - base method, Mask - base method 등의 여러 가지 방법들이 사용되어져 왔다^[15]. 이러한 보정 방법들은 사용하기에 간단하면 정확도가 낮고, 정확도가 높으면 임상환경에서 사용하기에 어려운 특성이 있다^[16].

기존방법과 제안방법을 비교하기 위해 PSNR을 실행한 결과, 기존방법은 14 dB, 제안방법은 7 dB로 각각 표현되었다. PSNR 값이 낮다는 것은 MSE 값이 높아 산란선이 제거되었다는 것을 의미한다.

SPECT의 S/W로 본 연구의 결과를 확인하여야 하지만 현재 장비의 S/W로는 확인하기 어려운 점이 있다. 따라서 본 연구에서는 Matlab R 20으로 프로그래밍을 하여 히스토그램 분석을 실시하였다.

히스토그램 분석 결과 [Fig. 9]와 같이 나타났다. [Fig. 9]에 C에 보인 것처럼 본 연구결과에서는 산란선

을 제거하여 목적인 부분의 γ -선을 계측한 부분만을 표현한다는 것을 알 수 있다.

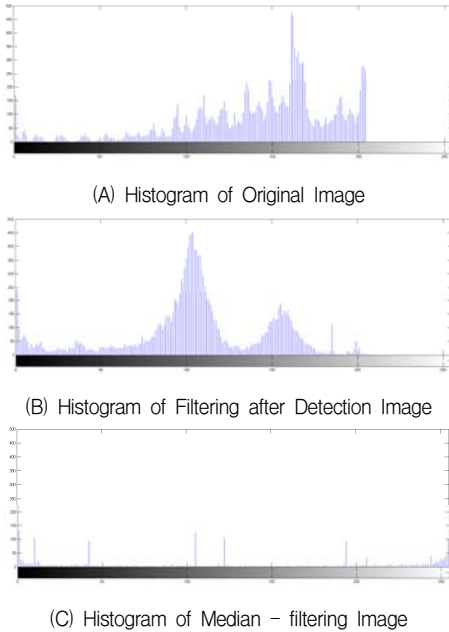


Fig. 9. Histogram

결론적으로 Sinogram Filter를 구현하는 제안방법은 부분용적효과를 제거하여 영상의 화질이 좋아짐을 나타내며 SPECT에서 부분용적효과를 제거하는데 유용할 것이라 사료된다.

V. Conclusion

SPECT에서 주변 환경 및 환자와 관련된 영상의 왜곡이 일어난다. 환자의 몸 안에서 방출되는 γ -선에 의한 산란현상이 일어나며, 또한 검출기에 도달할 때 조준기의 물리적 특성과 기하학적 모양에 의하여 부분용적효과가 일어난다.

이는 체내에서 방출되는 감마선의 정확한 정량분석을 위해서는 반드시 부분용적효과에 대한 보정이 이루어져야 한다. 이에 본 논문에서는 SPECT 영상의 정량화 분석을 위해 Sinogram Filter를 구현하였다.

구현된 Filter를 적용하여 실험한 결과 SPECT에서 발생하는 부분용적효과를 제거하였다.

기존방법과 제안방법을 비교하기 위해 PSNR을 실

행한 결과 기존방법은 14 dB, 제안방법은 7 dB로 각각 표현되었다.

산란선을 제거한 경우 dB이 낮아지며 MSE가 높아지기 때문에 PSNR 값이 낮게 나타난다.

SPECT 영상기기의 S/W로 본 연구의 결과를 확인하여야 하지만 현재 장비의 S/W로는 확인하기 어려운 점이 있어 본 연구에서는 Matlab R 20으로 프로그래밍을 하여 히스토그램 분석을 실시하였다.

히스토그램 분석 결과 산란선을 제거하여 목적인 부분의 γ -선을 계측한 부분만을 표현한다는 것을 알 수 있다.

이에 본 연구에서는 기존방법 보다 Median Filtering을 한 경우 부분용적효과를 제거하여 영상의 화질이 더 좋아짐을 알 수 있었다.

Reference

- [1] H.J. Kim.1999. The physics and application in SPECT, Phys & High Tech). 8(7/8).
- [2] Jeong Rim Lee, Chang Woon Choi, Sang Moo Lim, & Seong Wun Hong.(1998) Improved Activity Estimation using Combined Scatter and Attenuation Correction in SPECT. The Korean Society of Nuclear Medicine. 32(4). 382-390.
- [3] H.K. Son, H.J. Kim, S.K. Na, & H.K. Lee).(1996). The effects of physical factors in SPECT. Korean Society of Medical Physics. 7(1). 65-77.
- [4] SIMON R. CHERRY, JAMES A. SORENSON, MICHAEL E. PHELPS.(2003). Physics in Nuclear Medicine. SAUNDERS. 292.
- [5] T. Huang, G. Yang, & G. Tang.(1979). A fast two-dimensional median filtering algorithm. IEEE Trans. Acoust., Speech. Signal Processing. 27(1). 13-18.
- [6] R. C. Gonzalez and R. E. woods, Eds.(2007). Digital image Processing, Prentice Hall.
- [7] L. Yin, R. Yang, M. Gabbouj, Y. Neuvo.(1996). Weighted median filters: a tutorial. IEEE Trans. Circuits System. 43. 157-192.
- [8] S. Zhang & M. A. Karim.(2002). A new impulse detector for switching median filters. IEEE Signal Processing. Lett. 9(4). 360-363.
- [9] P. Ng & K. Ma.(2006). A switching median filter with boundary discriminative noise detection for extremely corrupted

-
- image. IEEE Trans. Image Processing. 15(6). 1506-1516.
- [10] Xu Long, & Nam Ho Kim.(2013). The Modified Median Filter using Standard Deviation in Impulse Noise Environment. J. Korea Inst. Inf. Commun. Eng. 17(7). 1725-1731.
- [11] Kwang Soo Kang.(2011). PSNR Evaluation of Medical Images in PACS. A thesis for the degree of master. Graduate School, Nambu University. Gwangju.
- [12] Rousset O.G., Ma Y., & Evans A.C.(1998). Correction for partial volume effects in PET: principle and validation. THE JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE. 39(5). 904-911.
- [13] Rousset O.G., Collins D.L., Rahmim A., & Wong D.F.(2008). Design and implementation of an automated partial volume correction in PET: application to dopamine receptor quantification in the normal human striatum. J. Nucl. Med. 49(7). 1097-1106.
- [14] Chen C.H., Muzic RF Jr, Nelson A.D., & Adler L.P.(1999). Simultaneous recovery of size and radioactivity concentration of small spheroids with PET data. J. Nucl. Med. 40(1). 118-130.
- [15] Hyun Soo Ko, Soon Ki Park, Jae Min Choi, Jung Sun Kim, & Woo Young Jung.(2011). A Comparative Analysis of Standard Uptake Value Using the Recovery Coefficient Before and After Correcting Partial Volume Effect. J. Nucl. Med. Technol. 15(1). 10-16.
- [16] Joon Young Kim, Yong Choi, Kyung Han Lee, Sang Eun Kim, Yeam Seong Choe, Hee Kyung Ju, Yong Jin Kim, & Byung Tae Kim.(1997). A Refined Method for Quantification of Myocardial Blood Flow using N-13 Ammonia and Dynamic PET. J. Nucl. Med. Technol. 31(1). 73-82.