

단일광자방출 전산화단층촬영상에서 재구성 필터에 의한 정량화 오차에 관한 연구

곽철은* · 정준기* · 이명철* · 조보연* · 고창순*

= Abstract =

A Study on the Quantification Error due to the Reconstruction Filters in Single Photon Emission Computed Tomography(SPECT)

Cheoleun Kwark,* June-Key Chung,* Myung Chul Lee,*
Bo Yeon Cho* and Chang-Soon Koh*

As the computerized methods and equipments in nuclear medicine imaging increases, quantitative information is needed on the single photon emission computed tomographic images as well as on the conventional nuclear medicine images. In this paper, the authors investigated the effect of several clinician-friendly reconstruction filters on the resultant transverse slices of backprojected profiles of radioisotope distribution from the quantitative point of view, and reduced the filter parameters such as cutoff frequency and order of filter which are necessary to minimize the quantification error using computer-generated phantoms.

1. 서 론

방사성 동위 원소를 이용하는 핵의학 영상법은 장기의 동태를 관찰할 수 있는 장점이 있어 광범위하게 사용되며, 기기의 발전에 따라 해상력에 있어서도 충분히 수용될 수 있는 단계에 있다. 최근에 핵의학 영상 기기, 특히 단층상을 구성할 수 있는 단일광자방출 단층촬영 감마카메라 시스템은 해상력이 우수할 뿐 아니라 분수 장비없이 체내 방사성 동위원소의 분포를 정량화할 수 있어 많은

관심이 집중되고 있는 핵의학 영상법이다. 대부분의 전산화 단층촬영법에서와 같이 단일 광자방출 전산화 단층촬영법(single photon emission computed tomography : SPECT)에서도 측정된 데이터로부터 단층상을 재구성하는 일련의 계산 과정에서는 인위적요인이 작용하여, 그 결과 재구성상을 정량화하기 위한 노력에 상당한 제한점이 되고 있다. 이러한 제한요인에는 감마 카메라의 정도관리에 따른 측정오류와 같이 하드웨어적 제한점이 있을 수 있으나 주기적 정도 관리에 의하여 해결될 수 있고, 관심 영역 설정의 부정확성은 준 자동화방법(semi-automatic method)에 의하여 개선될 수 있다. 그러나 단층상의 재구성에 필요한 재구성 필터(reconstruction filter)는 영상의 화질과 친찰자의 친근도에 따라 선택되므로 재구성상을 정량화하는

<접수:1991년 3월 9일>

*서울 대학교 병원, 핵의학과

*Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital

데는 필연적으로 오진을 발생시키게 된다. 따라서 본 연구에서는 보편적으로 사용되는 재구성 필터가 정량화에 미치는 영향을 조사, 분석하고 필터 변수에 따른 정량화 오차를 예측하여, 정량화시 필요한 최적의 재구성 필터 선정과 변수적용방법을 제안하고자 한다. 이를 위하여 SPECT 단층상의 재구성에 사용되고 있는 재구성 필터를 정량적 관점에서 검토하고, 컴퓨터에 의하여 생성된 다양한 모형에 대하여 정량화 오차의 추이를 예측하였으며, 각각의 재구성 필터에 대하여 최소오차조건을 산출하였다.

2. 단층상 구성방법 검토

일련의 2차원영상으로부터 3차원 평면의 단층상을 재구성하는 방법에는 algebraic reconstruction technique (ART), iterative least square technique (ILST), simultaneous iterative reconstruction technique (SIRT) 등의 반복적방법과 filtered (convoluted) backprojection과 같은 분석적방법이 있으며, 전자의 반복적방법이 많은 시간을 요하는 등의 단점이 있어 SPECT의 재구성은 후자의 분석적방법이 주로 사용된다. 단층상의 구성은 영상획득(acquisition), 전후처리, 재구성의 단계를 거치며, 정량화의 관점에서 예측되는 단계별 오류 발생요인을 우선 검토하고자 한다.

1) 영상획득

1개의 점선원(point source)과 4개의 점선원에 대하여 단층상을 구성하기위한 감마 카메라의 회전과 단순 역투영(backprojection)의 과정은 그림 1과 같다. 그림 1의(A), (B)에서와 같이 1개의 점선원을 주사하여 단순 역투영하는 경우 "star effect"로 표현되는 재구성상의 화질저하와 정량화오류를 피할 수 없다. 이러한 "star effect"는 재구성상의 점선원 부근에서 더욱 강조되며, 그림 1의(D), (D)에서와 같이 4개의 점선원을 주사하는 경우에도 동일한 효과를 관찰할 수 있다. 따라서 푸리에 변환을 통한 주파수평면에서 ramp filter를 적용하여 이러한 효과를 감소시키는 과정이 재구성시 필요로 된다.

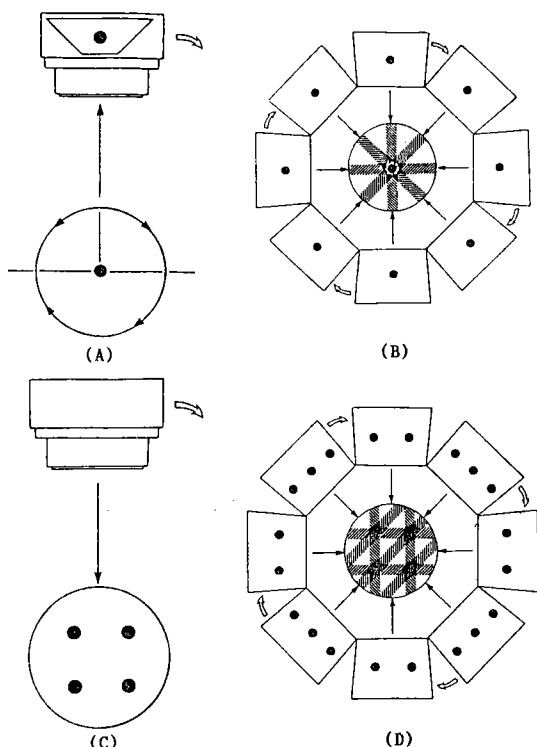


그림 1 점선원에 대한 투영 및 역투영 과정

- (A) 1개의 점선원에 대한 투영 과정
- (B) 1개의 점선원의 회전각에 대한 역투영 과정
- (C) 4개의 점선원에 대한 투영 과정
- (D) 4개의 점선원의 회전각에 대한 역투영 과정

Fig. 1 Schematic diagram of projection-backprojection procedure for a point source
 (A) Projection for a point source
 (B) Backprojection of each projected profiles for each angle
 (C) Projection for 4 point sources
 (D) Backprojection of 4 projected profiles for each angle

단층상 구성을 위한 2차원 영상 획득시 예측되는 오류의 원인으로는 감마 카메라상의 2차원적 불균일성(field nonuniformity), 회전축의 회전오차(head misalignment) 감마 카메라의 회전반경(radius-of-rotation), 부분적 감도 변화(sensitivity variation), A/D 변환기의 비직선성(nonlinearity) 등이 있으며, 이들은 각각 감마 카메라 시스템의 주기적

-곽철은 외 : 단일광자방출 전산화단층촬영영상에서 재구성필터에 의한 정량화 오차에 관한 연구-

표 1 SPECT에서 일반적으로 사용되는 필터의 변수

Table 1 Filters and parameters commonly used in SPECT

Filters	Parameters	Filters	Parameters
Shepp-Logan	cutoff freq	Hamming/Hanning	no
butterworth	cutoff freq., order	Wiener	S/N ratio
Parzen	cutoff freq	Metz	count dependent

표 2 계산된 최소 자승 오차와 필터 변수

Table 2 Least square errors and proposed parameters

Filters	Error equation	F _c	Order	NSR	Minimum error
Shepp-Logan	$-0.140X^2 + 1.198X - 1.824$	0.7			6.5%
butterworth	$-0.062X^2 + 1.021X - 0.882$	0.7	≥ 5		4.3%
Parzen	$-0.332X^2 + 2.201X - 2.112$	0.7			12.5%
Hamming	$-0.126X^2 + 1.843X - 1.452$				8.2%
Wiener	$-0.040X^2 + 1.172X - 1.452$			0.25	0.9%

X : count dependent factor

Hamming filter의 오차는 20%의 bottom window에 대하여 계산된 것임

정도 관리와 보수 유지로 최소화 시킬 수 있는 기구적요인이다.

2) 전후 처리

전후 처리는 상용의 영상 처리 기법을 적용하는 것으로 배경잡음억제나 2차원 평활화(smoothing) 등이며, 체내에서 방출되는 감마선의 감리나 산란 등을 보완, 처리하는 중요한 과정도 포함된다. 한편 재구성시 적용되는 ramp filter의 고주파수 증폭 효과를 억제하기 위하여 저역 필터(low pass filter)를 사용하는 점이 단층상 구성에서는 매우 중요하며, 이 과정은 다음절의 재구성에서 검토하고자 한다.

3) 단층상의 재구성

투영된 2차원 영상으로부터 단층상을 재구성하는 경우 "star effect"를 제거하기 위하여 그림 2의 ramp filter가 적용되며, 이 과정에서 고주파수 증폭에 따른 잡음의 현저한 증폭이 필연적이다. 따라서 그림 2에서와 같이 ramp filter의 효과를 유지하면서 낮은 주파수 영역의 배경 잡음과 높은 주파수 영역의 잡음을 최대한 억제할 수 있는 적정 필터가 적용되어야 하며, 이러한 필터는 모두 저역

필터의 범주에 속한다. 현재 임상에 적용되고 있는 필터로는 band-limited ramp, Shepp-Logan, butterworth, Parzen, hamming/hanning 그리고 Wiener filter와 Metz filter가 있으며, 단층상의 대조도(contrast) 관점에서 Metz filter가 우수하다. 반면 Wiener filter와 Metz filter는 단층상 구성에 많은 시간을 요하고 최근에 보고된 것으로서 대부분의

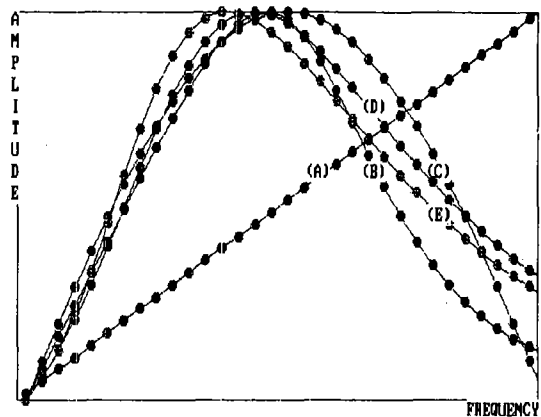


그림 2 재구성 필터

- (A) ramp (B) butterworth
- (C) Shepp-Logan
- (D) Wiener (E) Metz

Fig. 2 Reconstwction filter

SPECT 시스템에서는 적용하기가 용이하지 못하며, 또한 정량적 관점에서의 정보 손실을 고려해 볼 필요가 있다. 한편, 위의 대부분의 필터는 각각의 필터 변수를 가지고 있는데, 차단 주파수는 가장 기본적인 필터 변수로서 사용되며, butterworth filter에는 차수(order)가 추가된다. 이러한 필터 변수들은 단층상의 재구성시 사용자의 선택으로 정해지며 그 결과 단층상의 정량화에 많은 오류를 초래한다. 따라서 각각의 필터에 대하여 필터 변수에 다른 정량화 오차를 예측하고 변수 설정의 지표표를 마련해야 할 필요가 있다. SPECT에서 일반적으로 사용되는 필터의 변수들을 표1에 정리하였다.

3. 정량화 오차의 산출

1) 필터의 함수의 최소 자승 오차 분석

단층상의 정량화 오차 산출에 앞서 각 필터 함수를 변수에 따라 생성하고 Metz filter와의 최소 자승 오차를 구하였다. 단층상의 대조도 관점에서 가장 우수한 Metz filter를 기준으로 각 필터의 최소 자승 오차를 산출하고 최소 오차에 필요한 필터 변수를 정하여, 컴퓨터에서 생성된 모형 단층상에 적용하였다. 각각의 필터에 대하여 계산된 오차의 추이를 그림 3에서 보였으며, 산출된 최소 자승 오차와 필터 변수를 표 2에 정리하였다.

2) 컴퓨터 모의실험

6개의 2차원 모형을 컴퓨터에서 생성하고 위에서 산출된 필터의 최적조건을 적용하여 재구성 전후의 영상을 비교하였다. 각각의 모형은 그림 4와 같으며, 각 모형의 위치와 크기에 따라 서로 달리 생성된 모형을 분석하여 이들의 영향도 검토하였다.

4. 결 과

필터 함수의 최소 자승 분석으로 오차의 크기와 적정 필터 변수를 계산하여 표 2에 나타내었다. 단층상의 bottom window를 10%로 하여 모의실험을 수행한 결과 ramp filter를 사용하는 경우 0.6-0.8

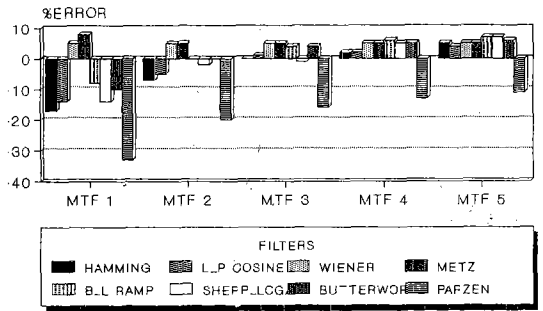


그림 3 각 필터에 대하여 계산된 최소 자승 오차
Fig. 3 Least square errors calculated for each filter

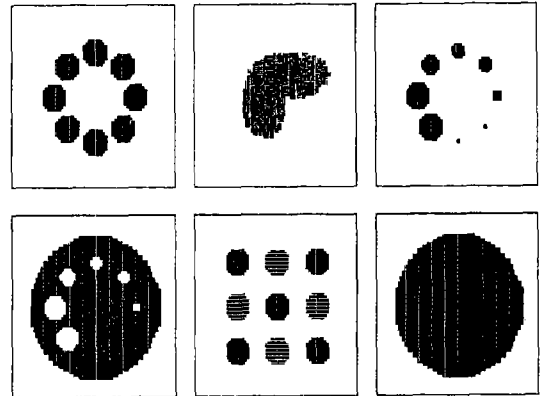


그림 4 모의실험에 사용된 컴퓨터 생성모형
Fig. 4 Computer-generated phantoms

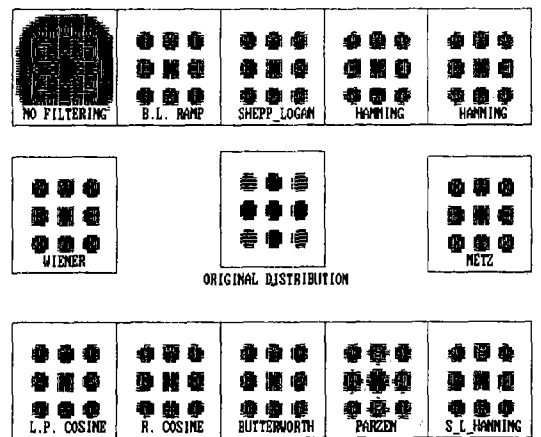


그림 5 모형의 위치에 따라 최소 정량화 오차 조건에 대하여 구성된 단층상
Fig. 5 Reconstructed transverse slices for minimum quantification error condition along with the phantom position

-관찰은 외 : 단일광자방출 전산화단층촬영영상에서 재구성필터에 의한 정량화 오차에 관한 연구-

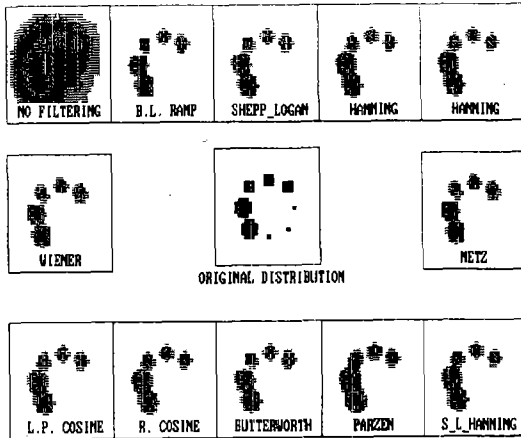


그림 6 모형의 크기에 따라 최소 정량화 오차 조건에 대하여 구성된 단층상
Fig. 6 Reconstructed transverse slices for minimum quantification error condition along with the phantom size

의 차단주파수에 대하여 최소의 오차를 나타내었고, Shepp-Logan인 경우 0.5-0.8의 차단주파수에 대하여 유사한 결과를 보였다. 한편, butterworth filter에서는 차단 주파수가 0.5-0.7이고 차수가 5 이상인 경우 10%미만의 정량화 오차를 나타내었으나 위의 두 경우 보다 낮은 오차를 유지하였으며, Wiener 및 Metz filter에서는 가장 적은 정량화 오차를 유지하였다.

그러나 hamming/hanning filter에서는 bottom window를 20%까지 사용하므로써 위의 오차 범위를 만족할 수 있었다. 모형의 크기에 따른 정량화 오차는 격자 크기(matrix size)의 5% 이상인 경우

유의한 차이는 발견되지 않아 위 결과를 실제에 적용할 수 있는 결론을 얻었고, 모형의 위치에 따른 변화는 1회전에 대하여 60개의 역영상을 얻는 경우에 위의 오차 조건을 만족하였다. 최적의 정량화 조건에 대하여 구성된 단층상을 그림 5와 6에 보였으며, 비교적 단순한 모형 실험에서는 화질의 유의한 차이점이 관찰되지 않았으나, 그림 6에서와 같이 모형의 크기가 작은 경우 Metz, Wiener, butterworth가 우수한 단층상을 구성하였다.

5. 참 고 문 헌

- 1) Cheoleun Kwark, June-Key Chung, Myung Chul Lee, Bo Yeon Cho and Chang-Soon Koh, " Estimation of the quantification error due to the reconstruction filters in single photon emission computed tomography (SPECT)" , Far. East. Conf. Med. Biol. Eng., Japan, 1990
- 2) Robert J. English and Susan E. Brown, " Single photon emission computed tomography" , The Soc. Nuc. Med. Publ., New York, 1988
- 3) Jon J. Erickson and F. David Rollo, : Digital Nuclear Medicine., J. B. Lippi. Co., 1983
- 4) IAEA/RCA publication, " On the use of computers in Tc-99m imaging" , A. O. C. N. M., Australia, 1989