

SPECT 이상조직 검출능 모델에 근거한 다해상도 필터링 기법 연구

김정희*·김광익**

*포항공과대학교 정보통신연구소, **포항공과대학교 수학과
(1998년 8월 14일 접수, 1998년 11월 25일 채택)

A Study on a Multiresolution Filtering Algorithm based on a Physical Model of SPECT Lesion Detectability

J.H. Kim*, K.I. Kim**

*POSTECH Information Research Laboratory, Pohang University of Science and Technology

**Department of Mathematics, Pohang University of Science and Technology

(Received August 14, 1998, Accepted November 25, 1998)

요약 : SPECT 이상조직 검출능에 근거한 투사 영상의 다해상도 필터링 기법이 SPECT 영상 재구성 문제에 대한 한 최적 해를 제공할 수 있다. 본 논문에서는, 이전 연구 결과와 관련하여, 주어진 물리적 조건하에서의 SPECT 이상조직 검출능을 m 개의 최소 검출가능 이상조직 크기 (MDLS)로 예측하고, 각 MDLS에 의존하는 해상도 $\frac{MDLS}{4\sqrt{2ln2}}$ 를 유지하는 수준에서 잡음 억제 효과를 최대화하도록 설계된 m 개의 재구성 필터를 구성시켰다. 제안된 다해상도 필터링 기법은, 주어진 투사 영상으로부터 이들 필터들을 적용하여 얻어진 m 개 수준 해상도의 필터 영상에 coarse-to-fine 접근 방법을 사용하였다. 먼저 필터 영상 각각에 대하여, 각 화소를 중심으로 한 창에서 계산된 지역 분산값과 지역 분산 분포로부터 결정된 최빈값을 비교함으로써 지역 균일도를 결정한다. 지역 균일도에 근거하여, 해상도가 가장 낮은 필터 영상으로부터 균일한 영역으로 추정되는 화소들을 찾아 그 화소 값을 취하고, 나머지 화소에 대해서는 점점 해상도가 높은 필터 영상으로부터 균일 영역 화소를 찾는 과정을 반복한다. 균일 영역 화소를 찾는 반복 과정을 마친 후에도 여전히 윤곽선 영역으로 남아 있는 화소들에 대해서는 최고 해상도 필터 영상의 화소 값이 대체된다. 모의 실험 수행 결과, 제안된 다해상도 필터링 기법은 투사 영상의 균일 지역에서는 강한 평활화 효과를 보이는 반면 윤곽선 지역에서는 우수한 해상도 향상 효과를 보였으며, 이에 따라 재구성 영상에서의 우수한 적응적 효과를 제공하였다.

Abstract : A multiresolution filtering algorithm based on the physical SPECT lesion detectability provides an optimal solution for SPECT reconstruction problem. Related to the previous study, we estimated the SPECT lesion detection capability by m minimum detectable lesion sizes (MDLSs), and generated m reconstruction filters which are designed to maximize the smoothing effect at a fixed MDLS-dependent resolution level $\frac{MDLS}{4\sqrt{2ln2}}$. The proposed multiresolution filtering algorithm used a coarse-to-fine approach for the m -level resolution filter images obtained from these m filters for a given projection image. First, the local homogeneity is determined for every pixel of the filter images, by comparing the local variance value computed in a window centered at the pixel and the mode determined from the distribution of the local variances. Based on the local homogeneity, the pixels declared as homogeneous are chosen from the filter image of the lowest resolution, and for the other pixels the same process is repeated for the higher resolution filter images. For the non-homogeneous pixels after this repetition process ends, the pixel values of the highest resolution filter image are substituted. From the results of the simulated experiments, the proposed multiresolution filtering algorithm showed a strong smoothing effect in the homogeneous regions and a significant resolution improvement near the edge regions of the projection images, and so produced good adaptability effects in the reconstructed images.

Key words : SPECT, multiresolution filtering algorithm, coarse-to-fine approach, local homogeneity

서 론

단일 광자 방출 전산화 단층촬영법 (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT) 에 의한 진단 정확성을 높이기 위하여, 많은 연구자들이 투사 영상과 재구성 영상의 복원 및 향상 문제를 연구해 왔다. 그중에서도 여과후역투사 방법 (filtered backprojection method; FBP 방법)은 영상처리 속도 면에서 장점을 가지면서 실제 병원에서의 SPECT 영상 재구성 시에 가장 널리 이용되고 있기 때문에, FBP 방법에 의한 최적 필터링 문제는 많은 관심이 집중되어 왔다. 최적 필터 설계 관점에서, Metz 필터와 Weiner 필터에 의한 투사 영상 및 재구성 영상에서의 우수한 복원 성능이 보고되었다[1-3]. 그러나 단일 필터의 적용 시에는, 해상도 복원과 잡음 억제 사이에서 트레이드 오프 (trade off) 하도록 최적 해상도의 선택이 불가피하며, 따라서 주어진 물리적 조건이 좋지 않을 경우에는 배경 잡음 억제를 위한 윤곽선 부근에서의 유의한 번짐 (blurring)이나 윤곽선 부근의 해상도 향상을 위한 배경 잡음의 불충분한 억제 등이 나타나게 된다. 한편, 많은 연구자들에 의해 주요 영상 구조들을 효과적으로 유지하면서도 잡음을 억제시키기 위한 한 접근으로서 다양한 적응적 필터링 기법 (adaptive filtering algorithm) 이 제안되었다[4-8]. 이들 적응적 필터링 기법은 재구성 영상의 질 향상 관점에서는 단일 최적 필터 적용 결과에 비해 상당히 우수한 결과를 보이지만, 영상 모델링 및 영상 개개에 대한 분석 과정의 번거로움과 이에 소요되는 처리 시간 등의 이유로 한계성을 나타내고 있다.

이전 연구 결과에서, 우리는 '재구성 영상에서의 최소 검출가능 이상조직들의 검출 신뢰도 향상'이라는 관점을 고려하여, SPECT 이상조직 검출능을 예측하는 한 물리적 모델[9]을 근거로 하여 검출능의 물리적 한계에 해당하는 이상조직의 지역 신호 대 잡음비 (local signal/noise ratio; 로컬 S/N 비)를 최대화시키는 방향으로 재구성 필터의 설계를 제안하였다[10]. SPECT 이상조직 검출능의 물리적 한계는, 내포된 이상조직 물체 대조도가 같다는 가정을 가지고, 주어진 물리적 조건하에서 최소 검출가능 이상조직 크기 (minimum detectable lesion size; MDLS)에 의해 결정되었다. 제안된 필터는, 측정된 MDLS와 주어진 검출 시스템 해상도 크기에 따라 MDLS가 해상도 제한 지역에 속하면 해상도 복원 필터 (resolution recovery filter) 특성을 나타내었고, 광자수 제한 지역에 속하면 단순히 저역통과 필터 (low pass filter) 특성만을 나타내었으며, 이에 따라 주어진 물리적 변질 요소들에 대하여 최소 검출가능 이상조직 검출시 우세 제한 요인의 상쇄 방향으로 빠른 적응성을 보였다. 그러나 필터 설계시에 포함된 강한 가정, 즉 이상조직의 물체 대조도가 일정하며 기지 매개변수 (known parameter)라는 가정 때문에 실제 상황에서의 필터 적용이 어려웠다.

이 논문에서는, 이전 연구 결과와 관련하여, 제안된 필터 적용

시의 제한성을 완화하고, 실제 투사 영상 필터링에 제안된 필터 특성을 이용할 수 있도록 하나의 적응적 필터링 기법을 시도하고, 제안된 필터링 기법의 적용 효과를 모의 실험을 통하여 고찰하였다. 우리는 먼저, 이상조직 물체 대조도를 가능 범위 0.0~1.0 사이에서 일정 간격으로 m 개 선택함으로써 SPECT 이상조직 검출능을 m 개의 MDLS들로 예측하고, 각 MDLS 크기 이상 조직들의 로컬 S/N 비에 최적화시킨 m 개의 필터로 구성된 필터 그룹을 형성하였다. 구성된 필터들은 MDLS에 의존되는 최적 해상도를 유지하는 수준에서 최대화된 잡음 억제 효과를 주도록 설계되었으므로, 주어진 투사 영상에 이들 필터를 적용하여 얻어진 일련의 필터 영상들은 주어진 투사 영상에 대한 다해상도 표현 (multiresolution representation) 이 된다. 제안된 다해상도 필터링 기법은, 주어진 투사 영상에 대한 이들 m 개 수준 해상도의 필터 영상에 대하여 지역 분산 분포의 최빈값 (mode) 을 기준으로 지역 균일도를 결정한 후 해상도가 가장 낮은 필터 영상으로부터 균일한 영역으로 추정되는 화소들을 찾아 그 화소값을 취하고, 나머지 화소에 대해서는 점점 해상도가 높은 필터 영상으로부터 균일 영역 화소를 찾는 과정을 반복하는 coarse-to-fine 접근 방법을 사용하였다.

제안된 다해상도 필터링 기법의 적용효과를 테스트하기 위해 수행된 모의 실험 결과, 제안된 필터링 기법은 투사 영상의 균일 지역에서는 상대적으로 평활화 효과가 큰 낮은 해상도 필터 영상 값을 추출해내고, 윤곽선 부근 지역에서는 상대적으로 해상도 효과가 큰 높은 해상도 필터 영상 값을 추출해냄으로써, 재구성 영상에서 검출가능 한계 크기 및 대조도를 갖는 관심 이상조직 (lesion of interest) 들에 대한 우수한 로컬 S/N 비 결과를 보였다.

투사 영상의 다해상도 표현

1. 최소 검출가능 이상조직 크기 결정

Lim *et al.*은 SPECT 이상조직 검출능을 주요 물리적 요소 (physical factor) 관점에서 판정할 수 있는 신호 대 잡음비 (signal/noise ratio) 모델을 제공하였다[9].

$$CO \cdot \frac{CR\left(\frac{d}{FWHM_s}\right)}{1 + \langle fs \rangle} > k \cdot \frac{b \cdot \left(\frac{2D}{d}\right)^{\frac{1}{2}} \cdot n(r)}{\sqrt{N_T}} \quad (1)$$

여기서, D 는 물체 전체의 크기, d 는 이상조직의 크기, N_T 는 한 단층상에서 검출되는 광자수, b 는 조정 상수 (약 0.656), $\langle fs \rangle$ 는 평균 광자 산란률, $n(r)$ 은 물체 중심에서의 제곱 평균 평방근 잡음 (root mean square noise; rms 잡음) 수준이고, $FWHM_s$ 는 전체 반값 두께 (full width half maximum; FWHM) 단위로 측정된 SPECT 시스템 해상도, CR 은 주어진 해상도 때문에 생기는 대조도 감소 요소 (contrast reduction factor) 이

다. 이 모델에서, 크기 d 이고 물체 대조도 co 인 이상조직이 검출 가능하려면, 재구성 영상에서의 대조도 예측치 (식(1)의 부등호 좌측식)가 rms 잡음 예측치 (식(1)의 k 의 우측식) 보다 임계치 신호 대 잡음비 (threshold signal/noise ratio)인 k 배 이상이 되어야 하며, k 값은

$$f_p(k, d) = \text{크기 } d \text{인 이상조직과 } \times P\{K \geq k\} \times 100\% \quad (2)$$

같은 면적의 개수

로 정의된 위양성률 (false positive rate)이 허용 수준 (tolerable level) 이하로 되는 선에서 결정된다. ($P\{K \geq k\}$ 는 문헌 [9]의 표1 참조)

우리는 이상조직 물체 대조도 매개변수 co 를

$$(co)_j = 1 - \frac{j}{m}, \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (3)$$

와 같이 가능 범위 0.0~1.0에서 일정 간격으로 m 개 선택함으로써, 식 (1)에 근거하여 주어진 물리적 조건 하에서의 SPECT 이상조직 검출능을 m 개의 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$, ($j=1,2,\dots,m$)에 의해 예측하였다. 이때, 주어진 물체 내에 포함되어 있는 이상조직들에 대한 선형적 정보를 co 매개변수 선택에 이용할 수 있다면, SPECT 이상조직 검출능을 예측하는 $MDLS_j$ 결정에 더욱 적합할 것이다. 또한 co 매개변수에 대한 비선형적 선택, 예를 들면 가능 범위의 중앙값인 0.5를 중심으로 보다 많은 값을 취하고 양 끝으로 갈수록 적게 취하는 방법으로 구성될 필터 해상도를 결정할 $MDLS_j$ 예측에 도움을 줄 수 있다. 그러나 우리는 이상조직 물체 대조도 co 값을 선택하는 가장 간단한 방법으로 가능 범위 0.0~1.0에서 선형적 선택을 하였다.

다음은, 식(3)으로부터 주어진 m 개의 물체 대조도 (co) _{j} 에 대하여, 허용 위양성률 5~10%를 가지고 m 개의 $MDLS_j$ 들을 결정하는 반복적인 방법을 제공한다.

$$k_i = \{k \mid f_p(k, d_i) = 5 \sim 10\%\}$$

$$d_{i+1} = \text{Min} \left\{ d \mid \left(1 - \frac{j}{m}\right) \cdot \frac{CR\left(\frac{d}{FWHM_d}\right)}{1 + \langle fs \rangle} \right. \\ \left. > k_i \cdot \frac{b \cdot \left(\frac{2D}{d}\right)^{\frac{3}{2}} \cdot n(r)}{\sqrt{N_T}} \right\} \quad (4)$$

$$d_{i+1} \rightarrow MDLS_j, \text{ as } i \rightarrow \infty$$

여기서, SPECT 시스템 해상도 $FWHM_s$ 는 검출 시스템 해상도 $FWHM_d$ 와 필터 사용에 의한 재구성 해상도 $FWHM_r$ 에 의해 $FWHM_s = \sqrt{FWHM_d^2 + FWHM_r^2}$ 의 관계를 갖는다. m 개의 $MDLS_j$ 를 결정하는 식(4)에서는 전처리 특성을 갖지 않는 Ramp 필터에 의한 FBP 재구성을 가정하고 있기 때문에

($FWHM_r = 0$) 시스템 해상도 $FWHM_d$ 에 의해서만으로 CR 값이 계산되었다.

2. 필터 그룹 구성

문헌[10]에서, 우리는 실제 의료 상황에서 공통적으로 요구되는 '이상조직 검출능 향상' 즉 재구성 영상에서의 이상조직들의 검출 신뢰도 향상이라는 관점을 고려하여 최소 검출가능 이상조직의 로컬 S/N 비에 대하여 최적화시킨 재구성 필터의 설계를 제안하였다. 제안된 필터의 필터 함수 $\tilde{C}_{\mu, \sigma_s, \sigma_d}$ 는 광자감쇠효과, 카메라 고유 해상도와 분산된 광자 영향력을 포함시킨 검출 시스템 해상도의 번짐 효과, 그리고 제한된 광자수와 측정 오차 등의 잡음 효과를 포함시킨 SPECT 영상 재구성의 수학적 모델로부터 다음과 같이 유도하였다.

$$\tilde{C}_{\mu, \sigma_s, \sigma_d}(\xi) = |\xi| \exp(-2\pi^2(\sigma_s^2 - \sigma_d^2)(\xi^2 - (\mu(2\pi))^2)) \\ \cdot \text{Heavi}(|\xi| - \mu/(2\pi)) \quad (5)$$

여기서, μ 는 광자감쇠계수이며, σ_s 와 σ_d 는 SPECT 시스템 점확산함수 (point spread function; PSF)와 검출 시스템 PSF의 해상도로써 각각 $\sigma_s = \frac{FWHM_s}{2\sqrt{2 \ln 2}}$, $\sigma_d = \frac{FWHM_d}{2\sqrt{2 \ln 2}}$ 이다. 이론적 필터 함수 $\tilde{C}_{\mu, \sigma_s, \sigma_d}$ 를 근거로 하여, 식(4)에서 결정된 m 개의 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$ 각각에 대하여, 이에 해당되는 이상조직의 로컬 S/N 비를 최대화시키는 방향으로 m 개의 \tilde{C}_j 필터를 구성할 수 있다.

식 (4)에서 검출 시스템 해상도 제한 효과를 포함시킨 경우와 포함시키지 않은 경우에 해당되는 두 검출능 곡선의 비교로부터, 우리는 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$ 가 검출 시스템 해상도 $MDLS_d$ 의 2배보다 커지게 되면 그 이상조직 검출시 해상도 제한 효과가 거의 나타나지 않음을 보았다. (문헌[10]의 그림 2 참조) 즉, 측정된 $MDLS_j$ 가 주어진 해상도 $FWHM_d$ 보다 작을 경우 ($MDLS_j < FWHM_d$)에는 $MDLS_j$ 크기 이상조직 검출은 해상도와 광자수에 의한 제한 효과 둘다가 유의하지만 해상도에 의한 제한 효과가 주가 된다 (해상도 제한 지역). $MDLS_j$ 가 증가하면서 최소 검출가능 이상조직 검출시에 해상도 효과는 감소하지만 광자수 제한 효과는 증가된다. 이때 $MDLS_j$ 가 해상도 $FWHM_d$ 의 2배보다 커지면 ($MDLS_j > 2 \cdot FWHM_d$), 광자수 제한 효과만 나타나고 해상도 제한 효과는 거의 영향력이 없다 (광자수 제한 지역).

우리는 측정된 $MDLS_j$ 를 가지고, 최소 검출가능 이상조직 검출시 해상도 제한 효과를 고려한 최적 SPECT 시스템 해상도 매개변수 값 \overline{FWHM}_s 를

$$MDLS_j = 2 \cdot \overline{FWHM}_s \quad (6)$$

와 같이 $MDLS_j$ 가 광자수 제한 지역의 하한 경계 (lower bound)에 매치되도록 결정하였다. 이에 따라, 가우시안 SPECT 시스템 PSF 가정으로부터, $\tilde{C}_{\mu, \sigma_s, \sigma_d}$ 필터 함수의 해상도 매개변수 σ_s 의

최적값 $\hat{\sigma}_s$ 는

$$\hat{\sigma}_s = \frac{\overline{FWHM}_s}{2\sqrt{2\ln 2}} = \frac{MDLS_j}{4\sqrt{2\ln 2}} \quad (7)$$

로 결정되었다. 해상도 매개변수 σ_s 의 최적치 $\hat{\sigma}_s$ 결정으로부터, $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터는 $MDLS_j$ 크기 이상조직의 검출 시에 해상도 제한 효과에 대하여 매우 적응적인 윈도우 특성을 갖게 되었다. 즉 주어진 시스템 해상도 $FWHM_d$ 에 대하여, $MDLS_j$ 가 해상도 제한 지역에 속하면 ($MDLS_j < FWHM_d$) $\overline{FWHM}_s < FWHM_d$ 가 되어서 $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터가 해상도 복원 필터 특성을 갖게 되는 반면, $MDLS_j$ 가 광자수 제한지역에 속하면 ($MDLS_j > 2 \cdot FWHM_d$) $\overline{FWHM}_s < FWHM_d$ 가 되어서 $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터는 잡음 억제 필터 특성을 갖게 된다.

그러나, 해상도 매개변수 $\hat{\sigma}_s$ 값의 결정은, $MDLS_j$ 크기 이상 조직 검출시의 또 하나의 주요 제한 요인인 광자수 효과에 대해서는 $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터에 의한 상쇄 효과가 충분하지 못하고, 특히 $MDLS_j$ 가 주어진 시스템 해상도보다 작아지게 되면 오히려 광자수 제한 효과를 증가시킬 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여, $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터의 고주파수 영역에 대한 주파수 차단 (cut off) 설계가 수행되었다. $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a$ 필터 함수는, 주파수 영역에서 검출 시스템 고유 해상도를 복원하기 위한 역 필터 (inverse filter) $[\tilde{h}_{\sigma_s}]^{-1}$ 와 최적 SPECT 시스템 해상도 $\hat{\sigma}_s$ 의 GAUSS 필터 $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s$ 의 2개 성분으로 나뉘어지는데, 차단점 (cut-off point)을 GAUSS 필터 $\tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s$ 의 롤오프점 (roll-off point)인 $\frac{1}{2\pi\hat{\sigma}_s} (\approx \frac{0.75}{MDLS_j})$ 으로 일치시키면서, 해상도 $\hat{\sigma}_s$ 를 유지하는 선에서 최대화된 평활화 효과를 줄 수 있도록 Butterworth 필터를 이용한 주파수 차

단 설계가 다음과 같이 수행되었다.

$$B(\xi) = \frac{1}{1 + (\xi/\xi_c)^{2n}}, \quad (8)$$

$$n = \frac{\log_{10}((ep^{-1} - 1)/(es^{-1} - 1))}{2\log_{10}(\xi_p/\xi_s)}, \quad (9)$$

$$\xi_c = \xi_p / (ep^{-1} - 1)^{\frac{1}{2n}}, \quad (10)$$

$$\xi_p = \frac{1 - \varepsilon}{2\pi\hat{\sigma}_s}, \quad ep = 1 - \tilde{h}_{\sigma_s}(\xi_k) \quad (11)$$

$$\xi_s = \frac{1 + \varepsilon}{2\pi\hat{\sigma}_s}, \quad es = ep \cdot \tilde{h}_{\sigma_s}(\xi_s) \quad (12)$$

여기서, ε 값은 $\varepsilon = \{\varepsilon \mid B(\xi_k) = \tilde{h}_{\sigma_s}(\xi_k), \xi_k = \text{Min}[\xi_N, 2 \cdot \xi_s]\}$ (ξ_N 는 나이퀴스트 주파수 (Nyquist frequency))에 의해 결정된다. 필터 함수 구성에 관한 보다 자세한 내용은 문헌[10]에 기술된 바 있다.

앞서 기술한 과정으로부터, SPECT 이상조직 검출능을 m 개의 $MDLS_j$ ($j=1,2,\dots,m$)로 예측한 경우에 대한 \tilde{C}_j 필터 함수를 다음과 같이 구성할 수 있다.

$$\hat{\sigma}_s \leftarrow \frac{MDLS_j}{4\sqrt{2\ln 2}}, \quad j=1,2,\dots,m \quad (13)$$

$$\begin{aligned} \tilde{C}_j(\xi) &= \tilde{C}_\mu, \tilde{\sigma}_s, \tilde{\sigma}_a(\xi) \cdot B(\xi) \\ &= |\xi| \exp(-2\pi^2(\hat{\sigma}_s^2 - \sigma_a^2)(\xi^2 - (M/2\pi)^2)) \\ &\quad \cdot \text{Heavi}(|\xi| - M/(2\pi)) \cdot B(\xi) \end{aligned} \quad (14)$$

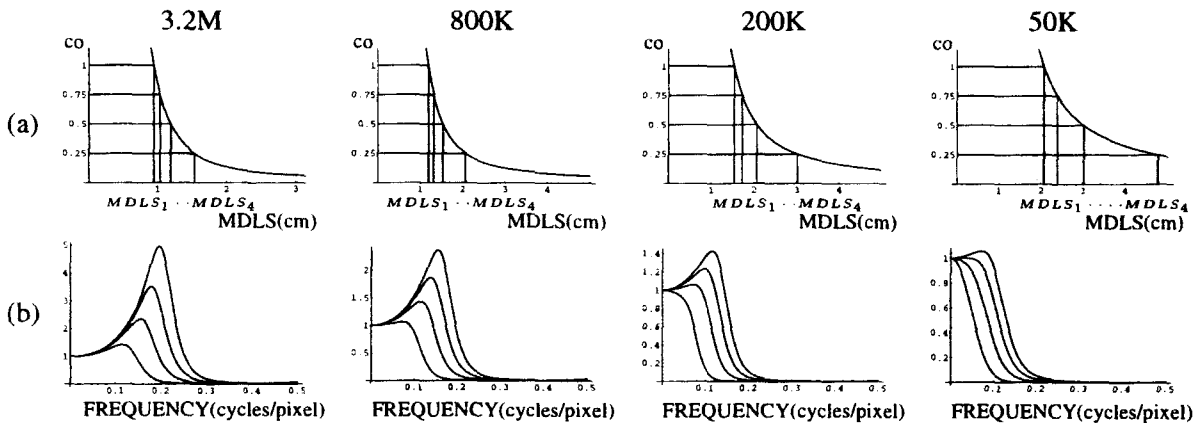


그림 1. 물체 크기 20 cm, 검출 시스템 해상도 1.2 cm FWHM, 광자감쇠계수 0.05 cm^{-1} 조건하에서 광자수 변화에 따른 (a) 4개의 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$ ($j=1,2,3,4$) 결정과 (b) \tilde{C}_j 필터 그룹 구성 (위로부터 $\tilde{C}_1, \tilde{C}_2, \tilde{C}_3, \tilde{C}_4$ 필터에 해당된다)

Fig. 1. (a) Determination of 4 $MDLS_j$ ($j=1,2,3,4$) and (b) generation of the corresponding \tilde{C}_j filters ($\tilde{C}_1, \tilde{C}_2, \tilde{C}_3, \tilde{C}_4$ filters from highest to lowest curves) with changes in photon counts, for the object size of 20 cm, detector system resolution of 1.2 cm FWHM, and photon attenuation coefficient of 0.05 cm^{-1}

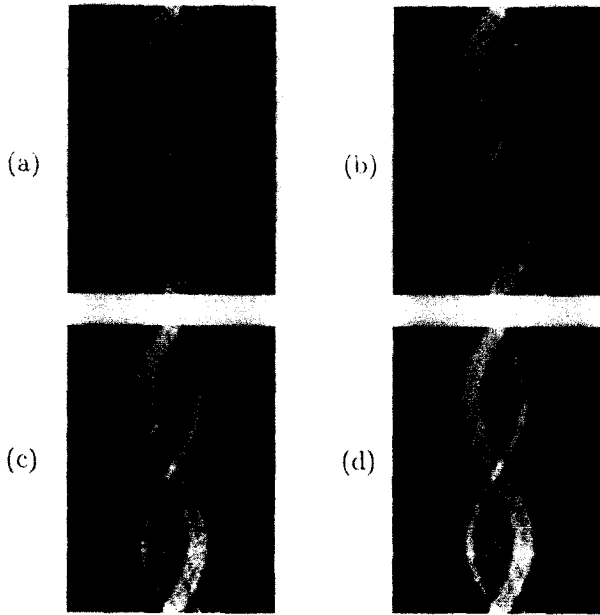


그림 2. 광자수 3.2M, 물체 대조도 1.0, 광자감쇠계수 0.05cm^{-1} , 검출 시스템 해상도 1.2cm FWHM 조건하에서 모의 생성된 모형 1 (그림 6)의 투사 영상에 대한 (a) \tilde{C}_1 필터 영상, (b) \tilde{C}_2 필터 영상, (c) \tilde{C}_3 필터 영상, (d) \tilde{C}_4 필터 영상

Fig. 2. (a) \tilde{C}_1 filter image, (b) \tilde{C}_2 filter image, (c) \tilde{C}_3 filter image, (d) \tilde{C}_4 filter image for the simulated projection image of the phantom 1 of Fig. 6., under the physical conditions of photon counts of 3.2M, object contrast of 1.0, photon attenuation coefficient of 0.05 cm^{-1} , and detector system resolution of 1.2 cm FWHM

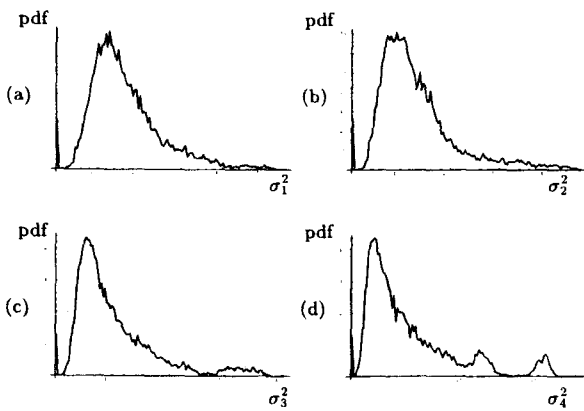


그림 3. 그림 2의 \tilde{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$) 들의 각 화소에 대하여 3×3 창에서 계산된 (a) 지역 분산 σ_1^2 , (b) 지역 분산 σ_2^2 , (c) 지역 분산 σ_3^2 , (d) 지역 분산 σ_4^2 의 분포

Fig. 3. Distributions of the (a) local variance σ_1^2 , (b) local variance σ_2^2 , (c) local variance σ_3^2 , (d) local variance σ_4^2 computed in a 3×3 window for each pixel of the \tilde{C}_j filter images ($j=1,2,3,4$) of Fig. 2

여기서, $B(\xi)$ 필터 함수의 각 매개변수 값들은 식(8)-(12)로부터 주어진다.

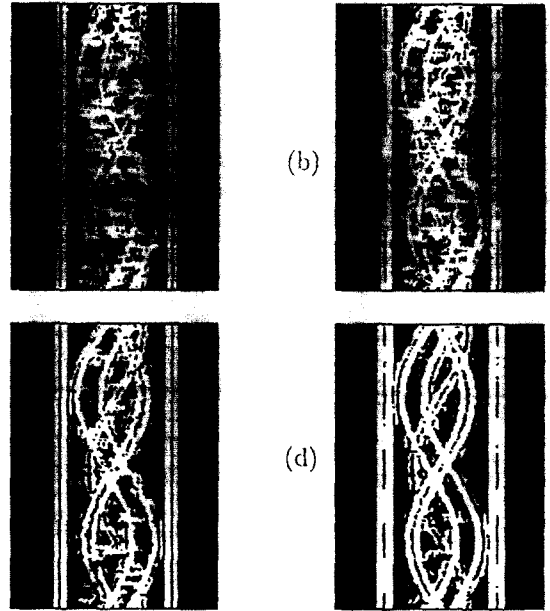


그림 4. 그림 2의 \tilde{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$) 들에 대한 (a) 지역 균일도 h_1 , (b) 지역 균일도 h_2 , (c) 지역 균일도 h_3 , (d) 지역 균일도 h_4 , Fig. 4. (a) Local homogeneity h_1 , (b) local homogeneity h_2 , (c) local homogeneity h_3 , (d) local homogeneity h_4 for the \tilde{C}_j filter images ($j=1,2,3,4$) of Fig. 2



그림 5. 그림 2의 \tilde{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$) 들에 대하여, \tilde{C}_4 필터 영상에서부터 \tilde{C}_2 필터 영상까지 반복하여 균일 영역으로 추정되는 화소들을 추출한 후 결과된 지역 균일도

Fig. 5. The resulted local homogeneity after the repetition process that chooses repeatedly the homogeneous pixels from \tilde{C}_4 filter image to \tilde{C}_2 filter image, for the \tilde{C}_j filter images ($j=1,2,3,4$) of Fig. 2

그림 1은, SPECT 이상조직 검출능을 4개의 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$ ($j=1,2,3,4$) 로 예측한 경우에 대하여 구성된 \tilde{C}_j 필터들의 윈도우 특성을 광자수 변화에 따라 보여주고 있다. \tilde{C}_j 필터들은 각 $MDLS_j$ 들에 의존되는 단일 최적 해상도 $\frac{MDLS_j}{4\sqrt{2\ln 2}}$ 를 유지하는 선에서 최대화된 잡음 억제 효과를 주도록 설계되었기 때문에, 각 광자수 경우에서 가장 큰 값의 $MDLS$ 에 해당되는 \tilde{C}_4 필터는 상대적으로 가장 약한 해상도 복원 특성을 갖는 반면 가장 강한 잡음 억제 특성을 갖게 되며, 가장 작은 값의 $MDLS$ 에 해당되는 \tilde{C}_1 필터는 상대적으로 가장 강한 해상도 복

원 특성을 갖는 반면 가장 약한 잡음 억제 특성을 갖는다. 광자 수가 낮아지면서 결정된 MDLS_j들이 커지게 되고, 이에 따라 \tilde{C}_j 필터들은 해상도 복원 효과가 약해지는 반면 잡음 억제 효과가 강해진다. 높은 광자수 경우에는 구성된 \tilde{C}_j 필터 대부분이 MDLS_j에 의존된 강한 해상도 복원 특성을 갖는 반면, 낮은 광자수 경우에는 이들 대부분이 MDLS_j에 의존된 강한 잡음 억제 특성을 갖는다.

3. 투사 영상의 다해상도 표현

주어진 투사 영상 g 에 대하여, 앞서 구성된 m 개의 \tilde{C}_j 필터를 적용하면서 \tilde{C}_j 필터 영상 g_j 를 얻을 수 있다.

$$g_j(t, \theta) = \tilde{C}_j(t, \theta) \quad j = 1, 2, \dots, m \tag{15}$$

여기서 $\tilde{C}_j(\cdot)$ 는 \tilde{C}_j 필터를 이용한 필터링을 나타낸다.

그림 2는, 광자수 3.2M, 이상조직 물체 대조도 1.0, 광자감쇠 계수 0.05cm^{-1} , 검출 시스템 해상도 1.2 cm FWHM 조건 하에서 컴퓨터로 생성된 모형 1 (그림 6)의 투사 영상에 대하여, SPECT 이상조직 검출능을 4개의 최소 검출가능 이상조직 크기 MDLS_j ($j=1,2,3,4$)로 예측한 경우의 \tilde{C}_j 필터 영상들이다. 이들 \tilde{C}_j 필터 영상들은, 각 MDLS_j에 의존되는 단일 최적 해상도를 유지하도록 생성되었다. 가장 큰 값의 MDLS에 해당되는 \tilde{C}_4 필터로부터 생성된 \tilde{C}_4 필터 영상은 상대적으로 가장 낮은 해상도 효과를 보이지만 가장 우수한 평활화 효과를 보이는 반면, 가장 작은 값의 MDLS에 해당되는 \tilde{C}_1 필터로부터 생성된 \tilde{C}_1 필터 영상은 상대적으로 가장 높은 해상도 효과를 보이지만 가장 나쁜 평활화 효과를 보이고 있음이 관찰된다. 즉, 4개 MDLS_j 크기에 의존하여 구성된 일련의 \tilde{C}_j 필터 영상들은 주어진 투사 영상에 대한 4개 수준 해상도의 필터 영상을 제공한다. 우리는 해상도 복원 효과가 가장 높은 \tilde{C}_1 필터 영상을 주어진 SPECT 이상조직 검출능에 근거한 최고 해상도 필터 영상 (the highest resolution filter image) 라고 일컫는다.

다해상도 필터링 기법

본 다해상도 필터링 기법은, 주어진 투사 영상으로부터 얻어진 m 개 수준 해상도의 \tilde{C}_j 필터 영상들에 coarse-to-fine 접근 방법을 사용한다. 즉 상대적으로 해상도가 낮고 평활화 효과가 높은 \tilde{C}_j 필터 영상에서 균일한 영역을 추출해내고, 점점 해상도가 높은 \tilde{C}_j 필터 영상에서 보다 세밀한 영역을 추출하는 방식을 사용하였다. 그러나 각 \tilde{C}_j 필터 영상에서 어느 부분이 균일한 영역인지, 세밀한 영역인지를 판정하는 정확한 정보는 없다. 우리는 각 \tilde{C}_j 필터 영상의 각 화소마다 그 화소를 중심으로 한 $(2p+1) \times (2p+1)$ 크기 창 내에서 지역 분산 (local variance) σ_j^2 값을 다음과 같이 계산하였다.

$$\sigma_j^2(t, \theta) = \sum_{k=-p}^p \sum_{l=-p}^p (g_j(t+k, \theta+l) - \bar{g}_j(t, \theta))^2 \tag{16}$$

$$\bar{g}_j(t, \theta) = \frac{1}{(2p+1)^2} \sum_{k=-p}^p \sum_{l=-p}^p g_j(t+k, \theta+l) \tag{17}$$

여기서 g_j 는 주어진 투사 영상 g 에 대한 \tilde{C}_j 필터 영상이고, \bar{g}_j 는 화소 (t, θ) 를 중심으로 한 $(2p+1) \times (2p+1)$ 크기 창 내에서 계산된 지역 평균값이다.

식(16)으로부터 계산된 각 화소의 지역 분산 값은 영상의 균일 영역에서는 상대적으로 작고 윤곽선 영역에서는 상대적으로 크다. 우리는, \tilde{C}_j 필터 영상에서 지역 분산 값의 분포로부터 어느 값 이하가 되면 균일한 영역이고 어느 값 이상이 되면 윤곽선 영역이 되는 분산 임계치 (threshold)를 결정하려고 시도하였다.

그림 3은 그림 2의 4개 \tilde{C}_j 필터 영상들에 대하여 각 화소를 중심으로 한 3×3 크기 창에서 계산된 지역 분산 분포를 그린 결과이다. 각 \tilde{C}_j 필터 영상에서의 지역 분산 분포는 최빈값을 중심으로 하나의 커다란 극대를 보인다. 특히, 평활화 효과가 가장 큰 \tilde{C}_4 영상에서의 지역 분산은 최빈값을 중심으로 좁은 극대 분포를 보이는 반면, 평활화 효과가 가장 작은 \tilde{C}_1 필터 영상에서의 지역 분산은 최빈값을 중심으로 보다 넓은 분포를 보이고 있다.

본 필터링 기법에서는, 주어진 영상에서 균일한 영역이 윤곽선 영역에 비해 상대적으로 넓다고 가정하고 있다. 이에 따라, 우리는 지역 분산 분포의 최빈값을 분산 임계치로 하여, 그보다 작은 지역 분산 값을 갖는 화소는 균일한 영역에 포함된다고 추정하고, 반면 그보다 큰 지역 분산 값을 갖는 화소는 윤곽선 영역에 포함된다고 추정하였다. 균일한 영역으로 판정된 화소에 대해서는 지역 균일도 (local homogeneity) h_j 를 0값으로, 윤곽선 영역으로 판정된 화소에 대해서는 지역 균일도를 1값으로 주었다. 그러므로 각 \tilde{C}_j 필터 영상에 대한 지역 균일도 h_j 는

$$h_j(t, \theta) = 0 \text{ if } \sigma_j^2(t, \theta) \leq T_j, \tag{18}$$

$$= 1 \text{ if } \sigma_j^2(t, \theta) > T_j, \tag{19}$$

여기서, T_j 는 각 \tilde{C}_j 필터 영상에서의 각 화소에서 계산된 지역 분산 분포로부터 결정된 최빈값이다.

그림 4는 그림 2의 \tilde{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$)에 대하여, 각 화소에서의 지역 분산값의 분포 (그림 3)로부터 결정된 최빈값을 임계치로 하여 생성된 지역 균일도 h_j 의 이진 분포를 보이고 있다. 그림 4의 검은색 영역은 균일 영역으로 추정된 화소들을 나타내며, 흰색 영역은 윤곽선 영역으로 추정된 화소들을 나타낸다. 해상도가 가장 낮은 \tilde{C}_4 필터 영상에서의 윤곽선 영역은 굵고 단조로운 선으로 나타나며, 해상도가 높아질수록 윤곽선 영역은 가늘고 끊어지는 선으로 나타나고 있음을 볼 수 있다.

본 알고리즘에서는, m 개 수준 해상도의 \tilde{C}_j 필터 영상의 각 화소에서 계산된 지역 균일도를 가지고, 해상도가 가장 낮은 \tilde{C}_m 필터 영상으로부터 상대적으로 균일한 영역을 추출해 내고 점점 해

상도를 높이면서 보다 세밀한 영역을 추출해 낸다. 먼저 \tilde{C}_m 필터 영상으로부터 지역 균일도 0값을 갖는 화소들을 찾아내고, 찾아낸 화소의 \tilde{C}_m 필터 영상값을 취한다. 반면 \tilde{C}_m 필터 영상에서 지역 균일도 1값을 갖는 화소 즉 윤곽선 영역으로 추정된 화소들에 대해서는 \tilde{C}_{m-1} 필터 영상으로부터 지역 균일도 0값을 갖는 화소들을 찾아내고, 찾아낸 화소의 \tilde{C}_{m-1} 필터 영상값을 추출한다. 이러한 과정이 해상도를 높여가면서 최고 해상도의 \tilde{C}_1 필터 영상 직전까지 반복된다.

그림 5는, 그림 2의 \tilde{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$)에 대하여 \tilde{C}_4 필터 영상에서부터 \tilde{C}_3 필터 영상, \tilde{C}_2 필터 영상까지 반복하여 균일 영역으로 추정되는 화소들을 찾아낸 후, 여전히 윤곽선 영역으로 남아 있는 화소들을 그린 결과이다. 이 그림으로부터, 해상도를 높이면서 균일 영역을 찾는 반복 과정 후, 결과된 영상에서는 가늘고 단조로운 윤곽선이 남게 됨을 알 수 있다. 이들 윤곽선 화소들에 대해서는 최고 해상도 필터 영상인 \tilde{C}_1 필터 영상의 화소 값이 대체된다.

그러므로 주어진 투사 영상 g 에 대하여, 제안된 다해상도 필터링 기법은 다해상도 투사 영상 \hat{g} 를 다음과 같이 생성한다.

$$\hat{g}(t, \theta) = g_i(t, \theta) \text{ if } i = \text{Max} \{j \mid h_j(t, \theta) = 0\} \quad (20)$$

$$= g_1(t, \theta) \text{ if } h_j(t, \theta) = 1 \text{ for } j = 2, 3, \dots, m \quad (21)$$

여기서, h_j 는 \tilde{C}_j 필터 영상인 g_j 에 대한 지역 균일도이며, g_1 는 최고 해상도 필터 영상이다.

모의 실험 및 결과

제안된 다해상도 필터링 기법의 재구성 결과에서의 해상도 및 잡음 적용 효과를 검증하기 위하여 2가지 타입의 테스트 모형이 사용되었다 (그림 6). 내포되어 있는 이상조직들의 물체 대조도가 일정한 경우와 그렇지 못한 경우이다. 모형 1과 모형 2는 내포된 이상조직들의 대조도가 0.0~1.0 범위에서 선택된 일정한 값을 갖도록 광자수와 물체 대조도의 함수로 생성되었다. 모형 1

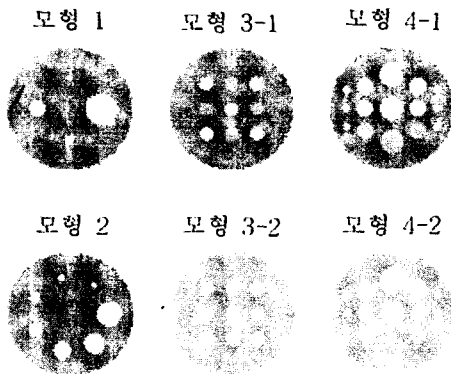


그림 6. 모의 실험에 사용된 테스트 모형
Fig. 6. Test phantoms used in the simulation studies

은 지름 0.6cm, 1.2cm, 2.4cm, 4.8cm의 4개 이상조직이 내포되어 있으며, 모형 2는 지름 0.75cm, 1.0cm, 1.5cm, 2.0cm, 2.5cm, 3.0cm, 3.5cm 크기의 7개 이상조직이 물체 둘레를 따라 분포되어 있다. 모형 1과 모형 2 각각에 대하여, 0.125, 0.25, 0.5, 0.75, 1.0 수준의 대조도와 3.2M, 800K, 200K, 50K ($1M = 10^6 K = 10^6$) 수준의 광자수를 갖도록 하여 20개의 테스트 모형이 생성되었다. 모형 3과 모형 4는 이상조직 물체 대조도가 일정하지 않은 경우를 시뮬레이트시킨 모형이다. 모형 3은 일정 크기 2cm의 이상조직 9개를 포함하며, 모형 4는 크기 1cm, 2cm, 3cm의 3종류 이상조직 15개를 포함하고 있다. 모형 3-1과 모형 4-1은 높은 대조도 경우로써, 포함된 이상조직들이 각각 0.5와 1.0 (모형 3-1), 0.5와 0.75와 1.0 (모형 4-1)의 높은 물체 대조도를 갖도록 광자수의 함수로 생성되었다. 모형 3-2와 모형 4-2는 낮은 대조도 경우로써, 포함된 이상조직들이 0.25와 0.5 (모형 3-2), 0.125와 0.25와 0.5 (모형 4-2)의 낮은 물체 대조도를 이루도록 광자수의 함수로 생성되었다. 모형 3-1, 모형 3-2, 모형 4-1, 모형 4-2 각각에 대하여 광자수 3.2M, 800K, 200K, 50K 수준이 되도록 4개씩의 테스트 모형이 만들어졌다.

테스트 모형은 지름 20cm의 원통형 형태로 하였으며, 이들의 횡단면 (transversal section)이 $0.3\text{cm} \times 0.3\text{cm}$ 화소를 갖도록 128×128 영상 배열로 생성되었다. 이들 테스트 모형에 대하여, 균일한 광자 감쇠 가정 하에 $0.05 \sim 0.25\text{cm}^{-1}$ 범위에서 선택된 광자감쇠계수로부터 모형들의 투사 영상이 만들어지고, 0.4~1.4 cm FWHM 해상도 범위에서 가우시안 검출 시스템 PSF과 컨벌루션된 후 광자수에 의존된 포아송 잡음이 더해지면서 실제에 가까운 2차원 투사 영상을 생성시켰다. 2° 간격으로 0.3 cm의 bin (bin) 간격을 가지고 각 128개의 투사 영상 데이터가 만들어졌다.

그림 7은 광자수 800K와 이상조직 대조도 0.75에서 모형 2를 생성하고, 광자감쇠계수 0.05cm^{-1} , 검출 시스템 해상도 1.2cm FWHM 조건에서 모의 생성된 투사 영상에 대하여, SPECT 이상조직 검출능에 근거한 4개 수준 해상도의 \tilde{C}_j 필터 ($j=1,2,3,4$)에 의한 필터링 결과와 이들 \tilde{C}_j 필터 영상들에 다해상도 필터링 기법(multiresolution filtering algorithm; MFA) 적용 후 결과된 투사 영상을 보여 준다. \tilde{C}_j 필터는 최소 검출가능 이상조직 크기 $MDLS_j$ 에 최적화시킨 단일 해상도를 유지하는 수준에서 최대화된 평활화 효과를 주도록 설계되었으며, $MDLS_1 < MDLS_2 < MDLS_3 < MDLS_4$ 이다. 따라서 \tilde{C}_1 필터 영상에서는 상대적으로 배경 잡음이 심하고 선명한 윤곽선을 보이는 반면, \tilde{C}_4 필터 영상에서는 윤곽선 부근의 번짐 효과가 크지만 강한 평활화 효과를 보이고 있다 (그림 7-(a)). 제안된 다해상도 필터링 기법은, 이들 4 수준 해상도의 \tilde{C}_j 필터 영상들의 각 화소에서 결정된 지역 균일도에 근거하여, 해상도가 가장 낮은 \tilde{C}_4 필터 영상으로부터 상대적으로 균일한 영역을 추출해 내고, 점점 해상도를 높이면서 \tilde{C}_3 필터 영상, \tilde{C}_2 필터 영상, \tilde{C}_1 필터 영상으로부터 차례로 보다 세밀한 영역을 추출해 내었다. 그림

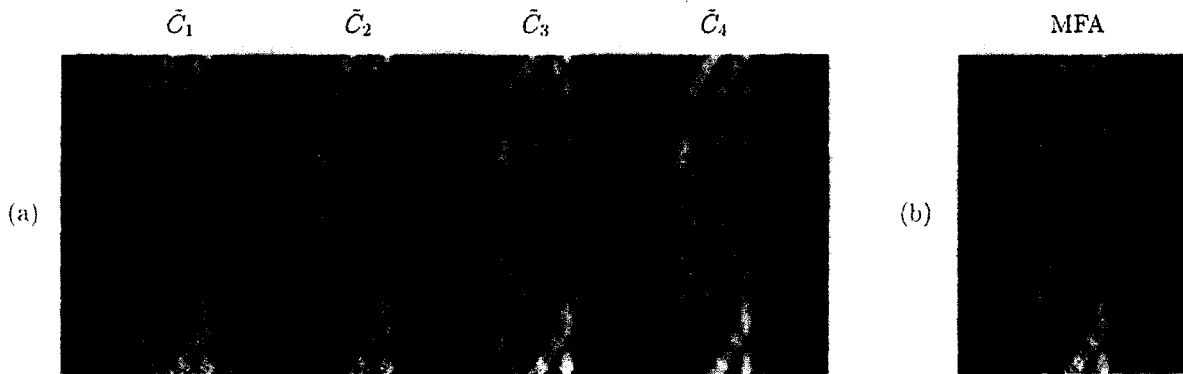


그림 7. 광자수 800K, 물체 대조도 0.75, 광자감쇠계수 0.05cm^{-1} , 검출 시스템 해상도 1.2cm FWHM 조건하에서 모의 생성된 모형 2의 투사 영상에 대한 (a) 4개 수준 해상도의 \bar{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$) 들과 (b) 이들 필터 영상들에 다해상도 필터링 기법 (MFA) 적용 후 결과된 투사 영상
Fig. 7. (a) \bar{C}_j filter images ($j=1,2,3,4$) of 4 level resolutions and (b) the image obtained using the multiresolution filtering algorithm (MFA) from these \bar{C}_j filter images for the projection image of the phantom 2, for the case of photon counts of 800K, object contrast of 0.75, photon attenuation coefficient of 0.05cm^{-1} , and detector system resolution of 1.2 cm FWHM

7-(b)는, 제안된 다해상도 필터링 기법을 적용한 후에 결과된 투사 영상에서 윤곽선 부근의 선명함과 배경이나 이상조직 균일지역 등에서의 보다 강한 평활화 효과가 나타났음을 보여준다.

본 연구는 이상조직 검출능에 근거한 다해상도 필터링 기법을 이용하여 SPECT 영상 재구성 문제에 최적해를 시도하고자 하는데 있다. 제안된 다해상도 필터링 기법을 이용한 재구성 영상에서의 해상도 복원 및 잡음 억제에 대한 적용 효과를 테스트하기 위하여, 기존의 FBP 방법에 의한 재구성 결과들과 비교하는 스터디가 수행되었다. FBP 방법에 이용된 필터로는, 전혀 전처리 특성을 갖지 않는 Ramp 필터, 잡음 억제 특성의 Hann 필터, 해상도 복원 특성의 Metz 필터가 사용되었다. 재구성 영상에서의 각 필터링 기법의 적용 효과 비교는 이미 검출 신뢰도가 충분히 높은 어느 이상 크기와 어느 이상 대조도의 이상조직들의 검출능을 더욱 향상시키는 것보다는 주어진 물리적 조건하에서 검출가능 한계에 있는 이상조직들의 로컬 S/N 비 향상에 초점화되었다. 이에 따라, 각 필터 재구성 결과를 비교하는 척도로써, 검출가능 한계에 해당하는 관심 이상조직들에 대한 재구성 영상에서의 대조도 측정치, rms 잡음 측정치, 로컬 S/N 비 측정치가 사용되었다.

그림 8과 표 1은, 내포된 이상조직 물체 대조도가 일정한 경우에 대하여 광자수 및 이상조직 물체 대조도 변화에 따른 Ramp, Hann, Metz 필터의 FBP 재구성 결과들과 제안된 다해상도 필터링 기법 (MFA)을 이용한 재구성 결과들을 비교하고 있다. 그림 8-(a)에서는 이상조직 물체 대조도를 0.5로 고정시킨 후 광자수 변화에 따라 생성된 모형 2에 대한 재구성 결과를 보여주었고, 그림 8-(b)에서는 광자수 3.2M 수준에서 이상조직 대조도 변화에 따라 생성된 모형 2에 대한 재구성 결과를 보여주었다. 검출 시스템 해상도는 1.2 cm FWHM, 광자감쇠계수는 0.15cm^{-1} 에서 테스트되었으며, MFA를 이용한 재구성 결과에서는 SPECT 이상조직 검출능에 근거한 4개 수준 해상도의 \bar{C}_j 필

터 영상 ($j=1,2,3,4$) 들이 사용되었다. 표 1은, 그림 8의 재구성 결과에서의 관심 이상조직에 대한 이상조직 영상 대조도, % rms 잡음, 로컬 S/N 비 측정치를 제공하고 있다. 관심 이상조직은 각 재구성 영상에서 검출가능 한계에 있는 이상조직으로써, 주어진 물리적 조건으로부터 예측된 MDLS 크기에 가장 근접한 크기의 이상조직으로 결정되었다. 그림 8의 재구성 결과들에 대하여, 표 1은 Metz 필터에 의한 FBP 재구성 결과와 제안된 MFA에 의한 재구성 결과에서의 관심 이상조직에 대한 우수한 로컬 S/N 비 측정 결과를 보여주었고 있다. 이들 Metz 결과와 MFA 결과에서의 로컬 S/N 비 향상은, 높은 광자수 및 높은 대조도 경우에는 관심 이상조직의 재구성 영상에서의 영상 대조도 향상으로부터 기인되고 (표1-(a)의 광자수 3.2M와 800K 경우, 표1-(b)의 대조도 0.5, 0.75, 1.0 경우), 반면 낮은 광자수나 낮은 대조도 경우에는 배경 지역의 rms 잡음 수준 향상으로부터 결정되었다 (표1-(a)의 광자수 200K와 50K 경우, 표1-(b)의 대조도 0.25 경우). Metz 결과와 MFA 결과를 비교해보면, MFA 결과는 높은 광자수와 높은 대조도 경우에는 관심 이상조직 영상 대조도 측정치의 증가가 더욱 뚜렷해지고 rms 잡음 수준은 약간 향상되는 반면, 낮은 광자수 경우나 낮은 대조도 경우에는 관심 이상조직의 영상 대조도 향상은 비슷하거나 약간 향상되지만 rms 잡음 수준이 크게 낮아지게 되어 Metz 결과에서 보다 우수한 로컬 S/N 비 결과를 보였다. 그림 8의 MFA 재구성 영상 결과들은 다른 필터들의 재구성 영상 결과에 비해 배경 지역이나 이상조직 균일 지역 등에서의 우수한 평활화 효과를 보이고 있으며, 광자수가 커지거나 이상조직 물체 대조도가 높아짐에 따라서 이상조직 윤곽선 부근 지역에서의 해상도 복원 효과가 커지면서 보다 선명한 이상조직 윤곽선을 보인다.

그림 9와 표 2, 그림 10과 표 3은 내포된 이상조직 물체 대조도가 일정하지 않은 경우에 대하여 광자수 변화에 따른 Ramp, Hann, Metz 필터를 이용한 FBP 재구성 결과와 4개 수준 해상

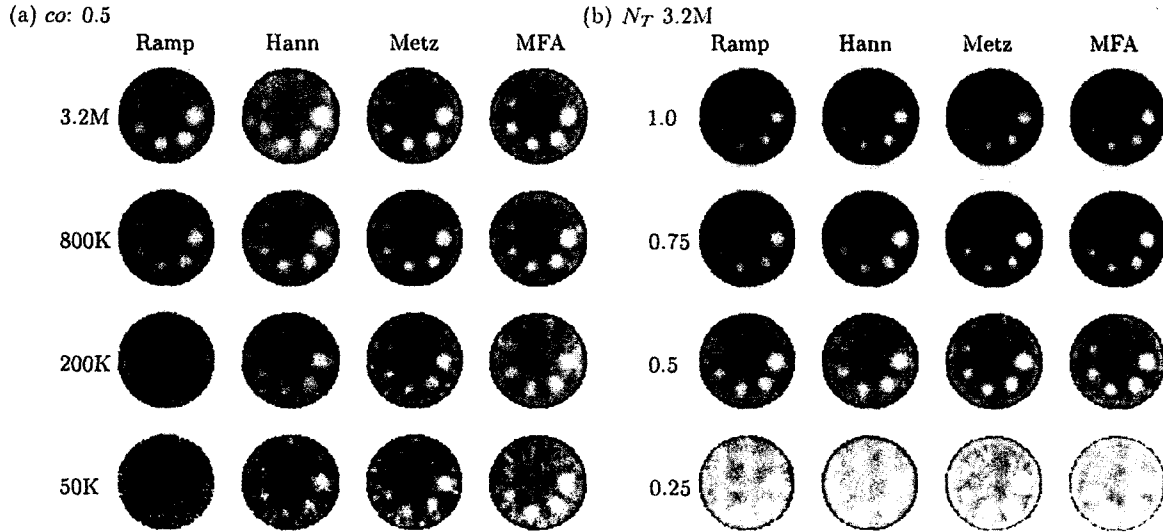


그림 8. 모형 2에 대한 (a) 광자수 변화 및 (b) 이상조직 물체 대조도 변화에 따른 Ramp, Hann, Metz 필터에 의한 FBP 재구성 결과와 제안된 다해상도 필터링 기법 (MFA)의 재구성 결과 비교

Fig. 8. Comparison for the reconstruction results of the FBP method using the Ramp, Hann, Metz filters and those of the proposed multiresolution filtering algorithm (MFA) for the phantom 2, with changes in (a) photon counts N_T and (b) object contrast c_o of lesions

표 1. 그림 8의 재구성 결과에서 관심 이상조직에 대한 이상조직 영상 대조도, % rms 잡음, 로컬 S/N 비 측정치

Table 1. Lesion contrast, % rms noise, and local S/N ratio measurement focused on the lesion of interest, for the reconstruction results of Fig. 8.

(a) 물체 대조도: 0.5		Ramp			Hann			Metz			MFA		
광자수	l_{oi}^*	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR
	크기												
3.2M	1.0 cm	0.13	8.73	1.46	0.15	6.82	2.16	0.21	6.56	3.23	0.35	6.41	5.53
800K	1.0 cm	0.13	12.57	1.02	0.11	7.86	1.36	0.18	7.48	2.35	0.29	6.36	4.50
200K	1.5 cm	0.31	23.41	1.35	0.25	10.81	2.28	0.31	10.21	3.04	0.33	7.12	4.61
50K	2.0 cm	0.35	33.81	1.03	0.36	13.76	2.63	0.46	10.30	4.49	0.44	8.03	5.48

(b) 광자수: 3.2M		Ramp			Hann			Metz			MFA		
물체대조도	l_{oi}^*	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR	co ⁺	%rms	SNR
	크기												
1.0	1.0 cm	0.32	10.03	3.17	0.27	8.51	3.18	0.41	8.98	4.56	0.54	8.24	6.52
0.75	1.0 cm	0.22	9.44	2.32	0.21	7.37	2.79	0.31	7.62	4.04	0.51	7.21	7.05
0.5	1.0 cm	0.13	8.73	1.46	0.15	6.82	2.16	0.21	6.56	3.23	0.35	6.41	5.53
0.25	1.5 cm	0.20	8.94	2.22	0.18	7.37	2.38	0.23	6.34	3.61	0.26	6.27	4.22

* l_{oi} 는 관심 이상조직 (lesion of interest) 이다.

⁺co는 재구성 영상에서의 관심 이상조직의 영상 대조도 측정치이다.

도의 \bar{C}_j 필터 영상 ($j=1,2,3,4$) 을 이용한 MFA 재구성 결과를 보여주고 있다. 검출 시스템 해상도는 1.4 cm FWHM, 광자 감쇠계수는 0.05 cm^{-1} 에서 각각 테스트되었다. 그림 9는 일정 크기 2 cm의 9개 이상조직을 포함하고 있는 높은 대조도 모형 3-1과 낮은 대조도 모형 3-2에 대한 재구성 영상 결과를 제공한다. 표 2는, 그림 9의 재구성 영상에 대하여 물체 대조도 0.5인 4개 관심 이상조직들의 영상 대조도, % rms 잡음, 로컬 S/N 비

측정치의 평균값을 제공하고 있다. 표 2에서도 우리는 Metz와 MFA 재구성 결과에서의 관심 이상조직의 로컬 S/N 비 측정치 증가를 관찰할 수 있다. 높은 대조도 모형 및 낮은 대조도 모형 결과 모두에서 MFA는 광자수 3.2M 경우를 제외하고는 Metz 결과와 거의 비슷한 영상 대조도 측정치를 보이지만, 배경 지역의 rms 잡음 수준에 있어서는 뚜렷이 나은 수준을 유지하고 있어서 MFA 재구성 영상에서의 강한 평활화 효과를 보인다. 이는

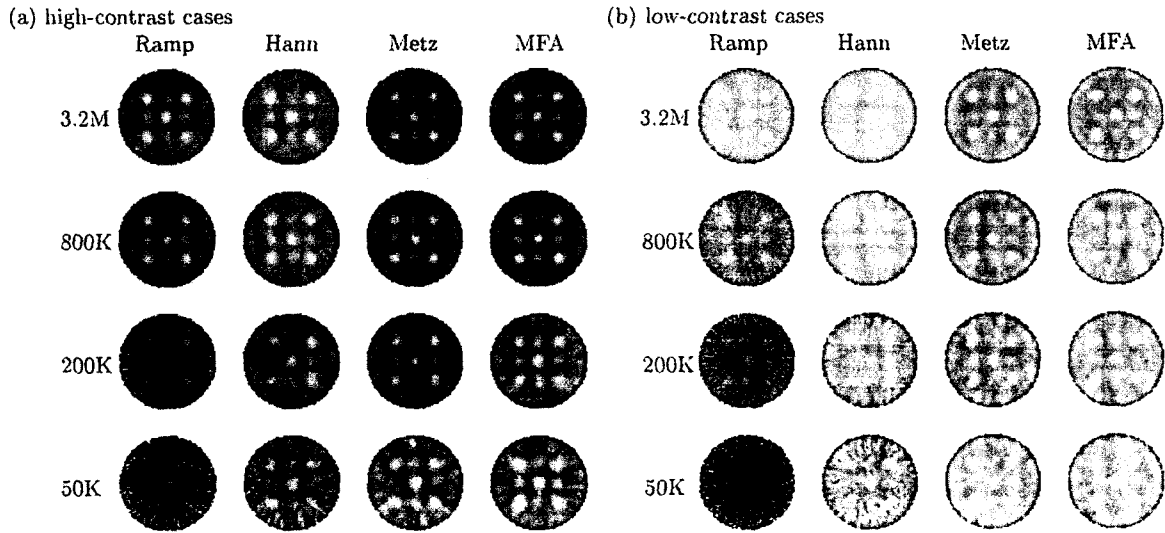


그림 9. 모형 3에 대한 (a) 높은 대조도 경우 및 (b) 낮은 대조도 경우에서의 광자수 변화에 따른 Ramp, Hann, Metz 필터에 의한 FBP 재구성 결과와 제안된 다해상도 필터링 기법 (MFA)의 재구성 결과 비교

Fig. 9. Comparison for the reconstruction results of the FBP method using the Ramp, Hann, Metz filters and those of the proposed multiresolution filtering algorithm (MFA) for the phantom 3 with changes in photon counts, for the (a) high-contrast cases and (b) low-contrast cases

표 2. 그림 9의 재구성 결과에서 관심 이상조직에 대한 이상조직 영상 대조도, % rms 잡음, 로컬 S/N 비 측정치

Table 2. Lesion contrast, % rms noise, and local S/N ratio measurement focused on the lesion of interest, for the reconstruction results of Fig. 9.

(a) 높은대조도모형		Ramp			Hann			Metz			MFA		
광자수	L_{oi}^*	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+
	대조도												
3.2M	0.5	0.29	8.26	3.50	0.28	8.29	3.36	0.41	7.86	5.16	0.45	6.10	7.44
800K	0.5	0.29	9.19	3.19	0.28	8.50	3.33	0.40	8.08	4.94	0.41	6.41	6.39
200K	0.5	0.28	11.57	2.46	0.27	8.98	3.05	0.36	8.38	4.29	0.37	7.32	5.05
50K	0.5	0.26	14.98	1.75	0.27	9.81	2.74	0.31	8.52	3.69	0.33	7.17	4.57

(b) 낮은대조도모형		Ramp			Hann			Metz			MFA		
광자수	L_{oi}^*	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+	\tilde{c}_o^+	%rms	\overline{SNR}^+
	대조도												
3.2M	0.5	0.17	7.32	2.34	0.17	7.45	2.29	0.22	5.77	3.88	0.24	4.19	5.72
800K	0.5	0.17	8.15	2.06	0.17	7.53	2.23	0.21	6.09	3.52	0.21	4.67	4.61
200K	0.5	0.17	10.85	1.53	0.16	8.13	2.02	0.19	6.52	2.96	0.19	5.40	3.55
50K	0.5	0.19	14.18	1.37	0.18	8.75	2.09	0.19	7.25	2.64	0.19	5.72	3.35

* L_{oi} 는 관심 이상조직 (lesion of interest) 이다.

+ \tilde{c}_o 와 \overline{SNR} 는 관심 이상조직들에 대한 재구성 영상에서의 영상 대조도 및 로컬 S/N 비 측정치의 평균값이다.

관심 이상조직 크기 (2cm) 가 주어진 시스템 해상도에 비해 비교적 크기 때문에 이상조직 검출시에 해상도 요인에 의한 제한 효과가 다소 약한 현상을 반영하고 있다. 그림 9의 MFA 재구성 영상들은 전반적으로 영상 균일 지역에 대한 상대적으로 강한 평활화 효과를 보여주고 있으며, 이러한 효과는 낮은 대조도 모형에서 또는 광자수가 낮은 경우에서 더욱 잘 관찰된다 (그림9-(a,

b) 광자수 200K와 50K 경우).

그림 10은 물체내의 이상조직 크기 및 대조도가 각각 3개 수준으로 변화하는 모형 4에 대하여, 높은 대조도 경우 (모형 4-1)와 낮은 대조도 경우 (모형 4-2)에 대한 재구성 결과를 보여준다. 표 3은 그림 10의 재구성 영상들에 대하여 결정된 관심 이상조직에 초점을 맞추어, 이상조직 영상 대조도, %rms 잡음, 로컬

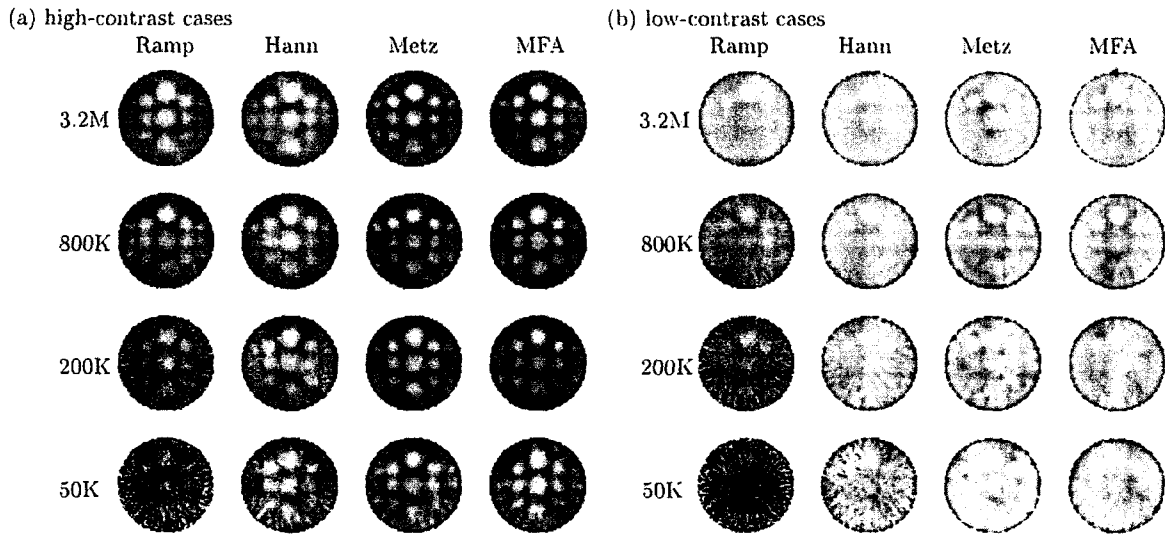


그림 10. 모형 4에 대한 (a) 높은 대조도 경우 및 (b) 낮은 대조도 경우에서의 광자수 변화에 따른 Ramp, Hann, Metz 필터에 의한 FBP 재구성 결과와 제안된 다해상도 필터링 기법 (MFA)의 재구성 결과 비교

Fig. 10. Comparison for the reconstruction results of the FBP method using the Ramp, Hann, Metz filters and those of the proposed multiresolution filtering algorithm (MFA) for the phantom 4 with changes in photon counts, for the (a) high-contrast cases and (b) low-contrast cases

표 3. 그림 10의 재구성 결과에서 관심 이상조직에 대한 이상조직 영상 대조도, % rms 잡음, 로컬 S/N 비 측정치

Table 3. Lesion contrast, % rms noise, and local S/N ratio measurement focused on the lesion of interest, for the reconstruction results of Fig. 10.

(a) 높은대조도모형			Ramp			Hann			Metz			MFA		
광자수	$l.o.i^*$		$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+
	크기	대조도												
3.2M	1.2cm	1.0	0.21	11.24	1.89	0.19	11.27	1.71	0.30	11.98	2.50	0.41	10.92	3.73
800K	1.2cm	1.0	0.22	11.83	1.84	0.19	11.34	1.71	0.28	11.95	2.38	0.30	10.58	2.78
200K	2.4cm	0.5	0.26	14.09	1.87	0.25	12.42	2.03	0.34	12.08	2.84	0.32	10.65	3.00
50K	2.4cm	0.5	0.30	17.42	1.69	0.27	13.47	2.01	0.31	12.72	2.43	0.34	11.01	3.05

(b) 낮은대조도모형			Ramp			Hann			Metz			MFA		
광자수	$l.o.i^*$		$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+	$\tilde{c}o^+$	%rms	\widetilde{SNR}^+
	크기	대조도												
3.2M	2.4cm	0.25	0.19	8.13	2.28	0.18	8.17	2.25	0.25	6.77	3.67	0.25	5.08	4.92
800K	2.4cm	0.25	0.19	9.03	2.08	0.18	8.33	2.17	0.23	7.04	3.33	0.24	5.47	4.39
200K	2.4cm	0.25	0.20	11.49	1.75	0.19	8.72	2.13	0.22	7.45	2.89	0.21	6.19	3.39
50K	2.4cm	0.25	0.18	14.71	1.20	0.18	9.88	1.81	0.19	8.19	2.36	0.22	6.60	3.33

* $l.o.i$ 는 관심 이상조직 (lesion of interest) 이다.

$\tilde{c}o^+$ 와 \widetilde{SNR}^+ 는 관심 이상조직들에 대한 재구성 영상에서의 영상 대조도 및 로컬 S/N 비 측정치의 평균값이다.

S/N비 측정치를 제공하고 있다. 높은 대조도 모형의 경우, 광자수 3.2M와 800K 수준에서 생성된 MFA 재구성 결과는 Ramp, Hann, Metz 필터 결과에 비해 약간 향상된 배경 잡음 수준을 제공하고 있는 반면, 크기 1.2cm와 대조도 1.0인 관심 이상조직에 대한 크게 증가된 영상 대조도 측정치를 보인다. 그림 10의 광자수 3.2M와 800K 경우의 MFA 재구성 영상들은, 윤곽선 지역에

서의 해상도 향상과 배경지역 및 이상조직 균일 지역에서의 평활화 효과가 상대적으로 우수하게 관찰된다. 낮은 대조도 모형 경우에서의 MFA 재구성 결과는 크기 2.4cm와 대조도 0.25인 관심 이상조직에 대하여 Metz 결과와 거의 비슷한 영상 대조도 측정치를 제공하고 있는 반면, 배경 지역에 대해서는 훨씬 낮은 rms 잡음 수준을 보인다. 이에 따라, 그림 10-(b)의 MFA 재구

성 영상들은 다른 필터 결과들에 비해 영상의 균일 지역에 대한 강한 평활화 효과를 보이고 있다. 결과적으로, 제안된 MFA 재구성 결과는 높은 광자수와 높은 대조도 경우에는 이상조직 윤곽선 부근에서의 우수한 해상도 복원 효과를 나타내었으며, 광자수가 낮아지거나 대조도가 낮아짐에 따라서 윤곽선 지역의 해상도 향상 효과는 다소 약해졌지만 잡음 억제 효과가 더욱 강해져서, 검출가능 한계에 있는 이상조직들에 대한 우수한 로컬 S/N 비 향상 결과를 가져왔다.

결 론

SPECT 이상조직 검출능에 근거한 투사 영상의 다해상도 필터링 기법을 제안하고, 이를 SPECT 영상 재구성 문제 관점에서 스타디하였다. 제안된 필터링 기법은 SPECT 이상조직 검출능 곡선으로부터 일련의 최소 검출가능 이상조직 크기를 결정하고, 이에 의존된 단일 최적 해상도를 유지하는 수준에서 잡음 억제 효과를 최대화하도록 설계된 필터 그룹으로부터 주어진 투사 영상에 대한 다해상도 필터 영상을 생성한 후, 해상도가 가장 낮은 필터 영상으로부터 상대적으로 균일한 영역을 추출해 내고 점점 해상도가 높은 필터 영상으로부터 보다 세밀한 영역을 추출해 내는 coarse-to-fine 방식을 이용하였다. 제안된 다해상도 필터링 기법을 이용한 SPECT 영상 재구성 결과는, 이상조직 윤곽선 부근에서의 우수한 해상도 복원 효과와 영상 균일 지역에서의 강한 평활화 효과를 나타내었다.

참 고 문 헌

1. M. A. King, R. B. Schwinger, P. W. Doherty and B. C. Penney, "Two dimensional filtering of SPECT images using the Metz and Wiener filters", J. Nucl. Med., Vol. 25, No. 11, pp. 1234-1240, 1984
2. M. A. King, P. W. Doherty, R. B. Schwinger, D. A. Jacobs, R. E. Kidder and T. R. Miller, "Fast count-dependent digital filtering of nuclear medicine images: concise communication", J. Nucl. Med., Vol. 24, No. 11, pp. 1039-1045, 1983
3. D. Boufelfel, R. M. Rangayyan, L. J. Hahn and R. Kloiber, "Prereconstruction restoration of myocardial Single Photon Emission Computed Tomography images", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 11, No. 3, pp. 336-341, 1992
4. J. S. Lee, "Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics", IEEE Trans. Patt. Anal. Machine Intell., Vol. PAMI-2, No. 2, pp. 165-168, 1980
5. J. S. Lee, "Refined filtering of image noise using local statistics", Comput. Graphics Image Process, Vol. 15, No. 4, pp. 380-389, 1981
6. X. Wang "On the gradient inverse weighted filter", IEEE Trans. Signal Processing, Vol. 40, No. 2, pp. 482-484, 1992
7. J. W. Woods, S. Dravida and R. Mediavilla, "Image estimation using doubly stochastic Gaussian random field models", IEEE Trans. Patt. Anal. Mach. Intell., Vol. PAMI-9, No. 2, pp. 245-253, 1987
8. A. K. Jain, Fundamentals of Digital Image Processing, Englewood Cliffs, Prentice Hall, pp. 245-247, 1989
9. C. B. Lim and S. Gottschalk, Lecture Notes in Medical Informatics: Selected Topics in Image Science, New York, Springer-Verlag, pp. 128-155, 1984
10. 김 정희, 김 광익, "단일광자방출 전산화 단층 촬영상에서 재구성 필터의 최적 설계에 관한 연구", 의공학회지, 18권, 2호, pp. 113-120, 1997