

PET 영상의 잡음개선을 위한 적응적 공간 필터 개발

우상근*** · 최용* · 임기천* · 송대용* · 정진호* · 이경한* · 김상은* · 최연성* · 박장춘** · 김병태*

*성균관대학교 의과대학, 삼성서울병원 핵의학과, 삼성생명과학연구소 임상의학연구센터, **건국대학교
컴퓨터 · 정보통신공학과

(2002년 3월 21일 접수, 2002년 6월 7일 채택)

Development of Adaptive Spatial Filter to Improve Noise Characteristics of PET Images

S-K. Woo***, Y. Choi*, K.C. Im*, T.Y. Song*, J.H. Jung* K-H. Lee*,
S.E. Kim*, Y.S. Choe*, C.C. Park**, B-T. Kim*

*Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center,
Sungkyunkwan University School of Medicine

Center for Clinical Research, Samsung Biomedical Research Institute,

**Department of Computer Engineering, Konkuk University

(Received March 21, 2002. Accepted June 2, 2001)

요약 : 양전자방출단층촬영기(positron emission tomography, PET) 영상 개선을 위하여 적응적 공간 필터를 개발하였으며, 개발한 필터의 성능을 시뮬레이션데이터, 모형 PET 영상과 환자 PET 영상을 이용하여 평가하였다. 경계화소로 검출된 화소와 윈도우내의 모든 화소값이 동일한 화소는 보존하고, 그 외 화소에 대하여 2:7:2 비율로 가중치를 주어 정렬한 후 중앙의 9개 화소에 대한 평균값으로 대체하였다. 경계화소를 검출하기 위하여 두 개의 임계값(TH1, TH2)을 이용하였으며, 다음의 조건을 만족하면 경계화소로 판단하였다: TH1 ($\text{pix_max} \times 0.1 / \log_2(\text{NPM})$), NPM: 주변값중 최상위 값과 최하위 값을 제외한 주변값들의 평균) 보다 작은 ADs (중앙값과 주변값의 차에 대한 절대값) 개수는 $8-k$ 이고, TH2 ($\text{NPM} \times 0.1$) 보다 큰 ADs 개수는 k , 여기서 k 는 2, 3, ..., 6의 값을 가진다. 성능평가 결과 이 연구에서 제안한 필터가 가우시안 필터, 가중메디안 필터, 부분집합평균메디안 필터, 등과 비교하여 우수한 성능을 제공하는 것을 관찰하였다. 본 논문에서 개발한 간단한 적응적 공간 필터는 공간 분해능 저하는 최소화하면서 균일도와 대조도를 향상시키는데 효과적 이어서 정확한 PET 영상 해석에 기여할 것으로 기대된다.

Abstract : A spatially adaptive filter was formulated to improve PET image quality and the performance of the filter was evaluated using simulation and phantom and human PET studies. In the proposed filter, if a pixel was identified as the edge pixel, the pixel value was preserved. Otherwise a pixel was replaced by the mean of the pixel values weighted by 2:7:2. A pixel was identified as the edge pixel, if it satisfies the following conditions: the number of ADs (absolute difference between center and neighborhood pixels) which is smaller than TH1 ($\text{pix_max} \times 0.1 / \log_2(\text{NPM})$), NPM: mean of 6 neighborhood pixels excluding minimum and maximum) is $8-k$ and the number of ADs which is larger than TH2 ($\text{NPM} \times 0.1$) is k , where $k = 2, 3, \dots, 6$. The results of this study demonstrate the superior performance of the proposed filter compared to Gaussian filter, weight median filter and subset averaged median filter. The proposed filtering method is simple but effective in increasing uniformity and contrast with minimal degradation of spatial resolution of PET images and thus, is expected to provide improved diagnostic quality PET images.

Key words : 공간 적응적 필터(Spatially adaptive filter), 경계검출(Edge detection), PET 영상(PET image)

- 본 연구는 2002년도 선도기술(G7) 의료공학기술개발사업과 과학기
술부 원자력연구개발사업 연구비의 보조로 이루어졌음.
통신저자: 최 용, (135-710) 서울시 강남구 일원동 50

삼성서울병원 핵의학과

Tel. (02)3410-2624, Fax. (02)3410-2639

E-mail. y7choi@samsung.co.kr

서 론

양전자방출단층촬영기(positron emission tomography, PET)
는 연구나 진단 대상이 되는 생체 내에 양전자를 방출하는 방사

성의약품을 주입한 후 양전자 소멸 현상에 의해 동시에 발생한 감마선 쌍을 고리모양의 감마선 검출기로 측정함으로써 양전자 방출 핵종의 체내 분포에 대한 공간적 위치 정보를 영상으로 표현한다[1]. PET 영상은 다른 핵의학 영상과 마찬가지로 제한된 영상 기기 성능이나 계수부족에 기인한 무작위 잡음에 영향을 받는다. 이러한 잡음은 영상의 질을 떨어뜨려 정확한 영상 해석을 저해하며, 이를 개선하기 위하여 재구성시 필터를 적용하거나, 재구성후 필터를 사용한다[2-5].

재구성후 사용하는 공간필터기법으로는 가우시안 필터(Gaussian filter, GF), 평균 필터(mean filter, MF), 메디안 필터(median filter), 가중메디안 필터(weight median filter, WMF) 등이 널리 사용되고 있다[6-8]. 가우시안 필터는 평균처리의 특징을 가지고 잡음을 제거하므로 균일도 개선에는 효과적이거나, 대조도가 많이 떨어지는 단점을 가지고 있다. 평균필터는 선택된 윈도우내 화소값들의 평균값을 중앙값으로 대체해주는 방법으로 간단하고 처리속도가 빠르나 영상의 대조도와 공간분해능을 감소시키는 단점을 가지고 있다. 메디안필터는 윈도우내의 화소값들을 정렬한 후 중간값을 중앙값으로 대체해주는 방법으로 평균필터보다 상세부분을 보존하는 특성을 가지나, 가우시안 잡음제거에 비효과적이다[9]. 가중메디안 필터는 영상에서 제일 중요한 정보를 가진 중앙값에 가중치를 주어 중간값을 중앙값으로 대체해주는 방법을 사용하고 있으나 이 역시 가우시안 잡음제거에 비효과적이며[9-10], 이에 반하여 부분집합평균메디안 필터(subset averaged median filter, SAMF)는 가우시안 잡음을 제거하는데 효과적이거나 공간분해능과 대조도를 많이 떨어뜨리는 단점을 가진다[11].

이러한 필터방법들은 모든 픽셀에 대하여 조건 없이 적용되

어 구조물의 경계선과 같은 중요한 정보를 잡음으로 판단하여 변경시키므로 영상의 공간분해능과 대조도를 저하시키는 단점을 가진다. 따라서, 균일도 개선을 위해서는 대조도가 저하되고, 대조도를 유지하려면 균일도 개선이 어려운 문제점이 있다.

영상의 잡음을 제거하기 위한 이상적인 방법은 잡음을 정확히 판단하여 제거하면서 영상의 특징이 되는 기하학적 구조와 세부사항, 그리고 경계화소를 원래의 영상과 가능한 일치하도록 보존하는 것이 매우 중요하다. 즉, 잡음의 제거와 함께 세부 사항 보존에 있어서도 효과적이어야 한다. 본 논문에서는 재구성된 PET영상 개선을 위하여 영상의 경계화소를 보존하여 공간 분해능을 유지하고, 잡음의 요소를 제거하여 대조도와 균일도를 개선시키는 적응적 공간 필터(spatially adaptive filter, SAF) 방법을 개발하고 성능평가를 시행하였다.

재 료 및 방 법

1. 소프트웨어 모형과 PET 영상 획득

1) 소프트웨어 모형

필터처리 효과를 고찰하기 위하여 필요한 기준 영상으로 소프트웨어 모형 영상을 이용하였다. 각 장기의 방사능 섭취 농도를 달리한 수학적심장흉부(mathematical cardiac torso, MCAT(그림 1(a)) 모형과[12], 뇌와 같이 복잡하게 방사능이 섭취된 부분에서의 처리효과를 고찰하기 위한 원숭이 뇌 자가방사선(autoradiography) 영상(그림 1(b))을 사용하였다. PET 영상의 특징을 고려하여 소프트웨어 모형 영상에 프아송(poisson) 잡음을 하나는 중간정도, 다른 하나는 많은 양을 첨

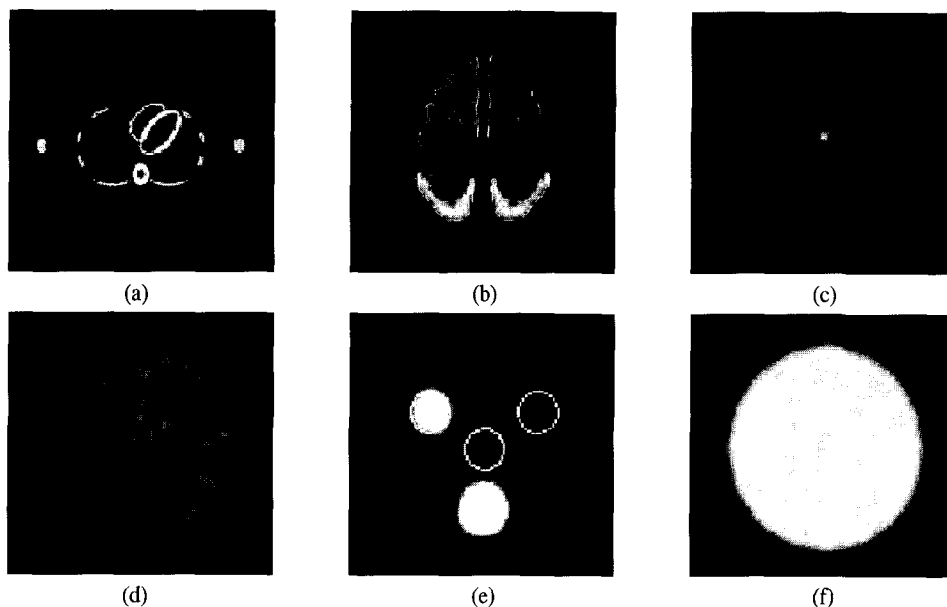


그림 1. 소프트웨어 모형 영상과 PET을 이용하여 획득한 영상 (a)수학적심장흉부 (b)원숭이 뇌 자가방사선 (c)점선원 (d)Jaszczak (e)NEMA 실린더 (f) 균일 실린더

Fig. 1. Software phantom images (a) and (b). PET images of point source (c), Jaszczak phantom (d), NEMA phantom (e), and uniform phantom (f)

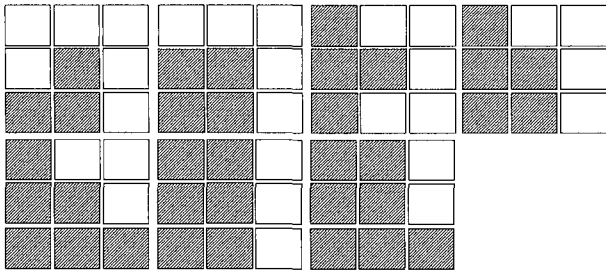


그림 2. 경계화소로 판단하는 경우
Fig. 2. Conditions which satisfy edge pixel criteria

가하였다.

2) PET 영상 획득

필터 성능 평가를 위해 GE Advance™ PET 스캐너(General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, U.S.A)를 이용하여 모형 및 선원, 환자영상을 획득하였다. 사용된 PET 스캐너는 검출기 블록들로 이루어진 18개의 원형 검출기로 구성되어 있으며, 55.0cm의 횡축시야와 35개의 단층면으로 구성된 15.3 cm의 종축시야를 갖고 있다[13].

① 모형 및 선원

PET 스캐너를 이용하여 점선원(그림 1(c))과 Jaszczak 모형(그림 1(d)), NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 실린더 모형(그림 1(e)), 균일 실린더 모형(그림 1(f)), 그리고 호프만 뇌 모형에 대하여 35장의 단층 영상을 획득하였다.

점선원은 공간 분해능을 정량적으로 측정하기 위하여 ¹⁸F fluoride ion을 내경 0.1 cm, 길이 18.5 cm인 강철 바늘에 채워

서 얻었으며, 시각적으로 공간 분해능을 확인하기 위하여 Jaszczak 모형 영상을 얻었다. NEMA 실린더 모형 영상은 직경 20.0 cm, 길이 18.5 cm의 실린더(체적 5750 cc)에 목적물을 나타내는 실린더 모양의 삽입물(체적 276 cc)을 3개 넣고 F-18 방사선원을 0:1:2:5의 비율로 주입한 후 PET 스캐너로 획득하였다. 획득된 영상을 이용하여 각 목적물에 대한 대조도를 측정하였으며, 균일 실린더 모형영상을 이용하여 균일도를 측정하였다. 비교적 경계선 부분이 많이 나타나는 호프만 뇌 모형 영상을 이용하여 경계선부분과 균일도와 대조도를 시각적으로 확인하였다.

② 환자 영상

환자 영상으로는 병변에 대한 공간 분해능을 확인하기 위하여 폐 우상엽 부위에 병변이 있는 환자를 선택하여 전 신체 PET 영상을 얻었다.

2. 적응적 필터 방법

이 연구에서 제시하는 필터 알고리즘의 윈도우크기는 PET 영상의 특성을 고려하여 공간분해능을 유지하면서 균일도와 대조도를 최대화 할 수 있는 크기를 선택하였다. 윈도우크기를 크게 잡았을 경우에는 평활화는 효과적인 반면 공간분해능을 많이 떨어뜨리는 경향이 있어 처리속도와 평활화정도, 공간분해능을 모두 고려하여 가장 좋은 결과를 나타내는 3×3 윈도우크기를 선택하였다.

1) 경계선 검출

경계선을 검출하여 보존하는 것은 전체필터의 성능에 큰 영향을 미치며 너무 민감하게 처리하였을 때에는 잡음 요소를

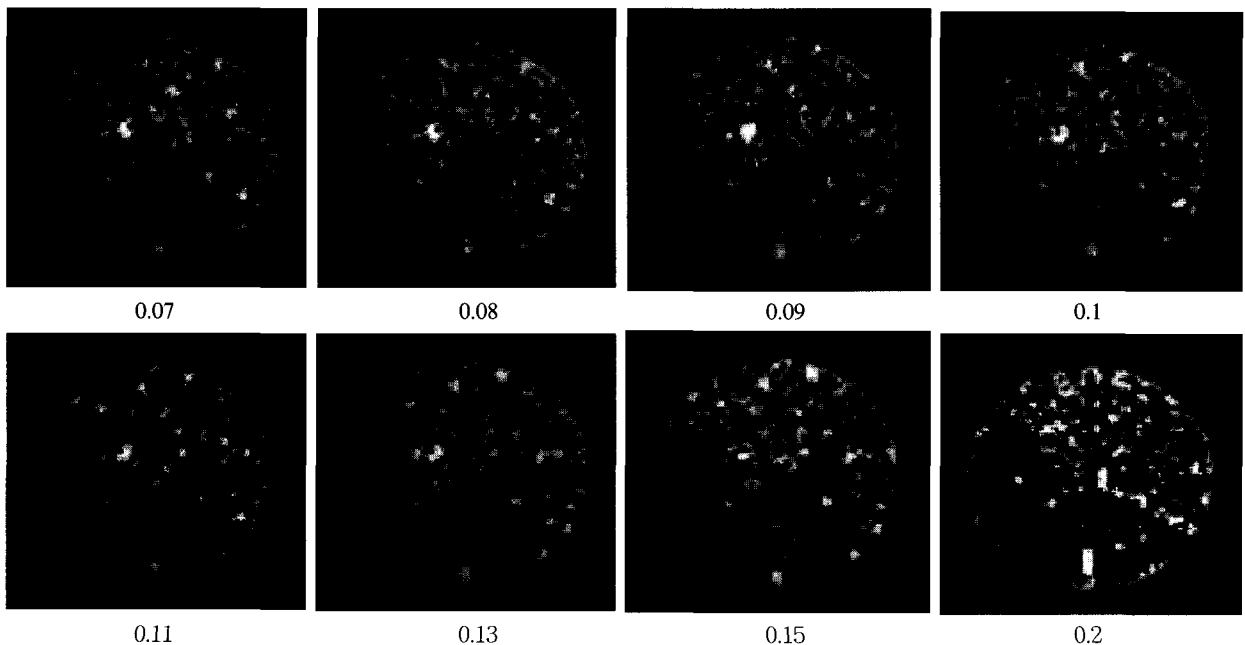


그림 3. 임계값(TH1, TH2)을 결정하는 의 변화에 따른 Jaszczak 모형의 경계 영상
Fig. 3. Edge detection images of Jaszczak phantom with different α values in TH1 and TH2

경계화소로 판단하여 역효과가 발생하게 된다. 일반적으로 경계화소로 정의되는 경우(그림 2)를 검출하기 위하여 다음의 과정을 수행하였다. 주변값과 중앙값의 차의 절대값(absolute difference between center and neighborhood pixels, ADs)을 구하고, 두 개의 임계값(TH1, TH2)을 이용하여 경계화소를 검출하였다. 주변값과 중앙값의 관계를 판단하기 위한 임계값 TH1과 TH2는 주변값을 정렬하고 최하위 값과 최상위 값을 제외한 평균(neighborhood pixel mean, NPM)값을 이용하여 다음과 같이 정의하였다.

$$TH1 = pix_max \times \alpha / \log_2(NPM) \quad (1)$$

$$TH2 = NPM \times \alpha$$

식(1)에서 α 는 그림 3에서와 같이 값을 달리하여 평가한후, 우수한 결과를 제공하는 0.1을 사용하였으며, pix_max는 전체 영상 화소중 최대값이다. TH1과 TH2를 ADs와 비교하여 다음 식(2)와 같이 TH1보다 작은 값을 가지는 ADs의 개수 ADs_TH1과 TH2보다 큰 값을 가지는 개수 ADs_TH2를 구한다.

$$ADs_TH1: ADs < TH1 \text{를 만족하는 개수}, \quad (2)$$

$$ADs_TH2: ADs > TH2 \text{를 만족하는 개수}$$

위의 식을 이용하여 구하여진 ADs_TH1 값이 8-k이고,

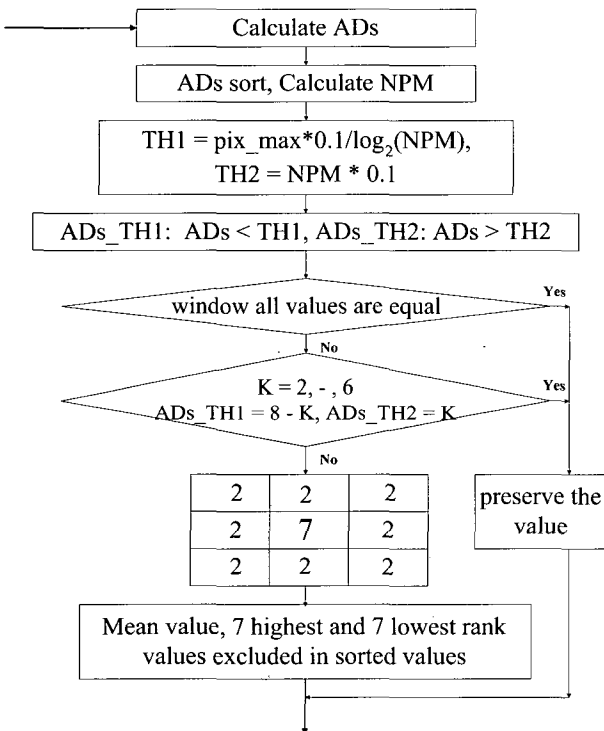


그림 4. 적응적 공간 필터 알고리즘의 흐름도
Fig. 4. Spatially adaptive filtering process

ADs_TH2 값이 k의 값을 가지는 중앙값에 대하여 경계화소로 판단하였다. 여기에서 k는 2, ..., 6의 값을 가진다.

2) 평활화 방법

경계화소를 제외한 중앙값에 대하여 다음의 두 경우를 고려하였다. 첫째, 잡음이 아닌 중앙값을 보존하기 위하여 윈도우내 모든값이 동일한 경우 잡음이 아닌 값으로 판단하여 보존하였다. 둘째, 위의 모든 조건을 만족하지 못하는 중앙값에 대하여 중앙값에 가중치 7을 주고, 주변값에 가중치 2를 주어 정렬한 후 하위 7개 값과 상위 7개 값을 제외한 9개 값만으로 평균값을 구하여 중앙값으로 대체해 주었다. 위에서 설명한 적응적 공간 필터 알고리즘의 흐름도를 그림 4에 나타내었다.

3. 필터 성능 평가

제안된 알고리즘의 성능 평가를 시행하기 위하여 소프트웨어 모형 영상과 PET 스캐너를 이용하여 얻어진 모형영상 및 환자영상에 여러 가지 필터를 적용한 후 다음과 같은 파라미터를 구하였다.

1) MSE (Mean Square Error)

소프트웨어를 이용하여 얻어진 수학적심장흉부모형과 원숭이 뇌 자가방사선 영상을 기준영상으로 사용하였다. 여기에 PET 영상의 특징을 고려하여 프아송 잡음을 첨가한 영상을 필터 처리하여 기준영상과의 차 d_i 를 구하였다. 식 (3)에서와 같이 두 영상을 읽어 들여 서로의 차이를 누적시킨 후 영상의 크기로 나눈 값으로 계산하였다[14].

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n d_i^2 \quad (3)$$

여기서 d_i 는 기준영상과 필터처리후의 i번째 화소값의 차이, n은 영상의 크기를 나타낸다.

2) PSNR (Peak Signal to Noise Ratio)

객관적인 영상의 화질을 평가하기 위하여 기준이 되는 영상과 필터처리후 영상의 MSE에 대한 평균값을 이용하여 PSNR 값을 계산하였다.

$$PSNR = 10 \times \log(n/MSE) \quad (4)$$

3) 공간분해능(Spatial Resolution)

공간분해능을 측정하기 위하여 점선원 영상을 획득하고, 1차원 프로파일을 구하여 식(5)을 이용하여 전체반값두께(full width half maximum, FWHM)를 구하였다.

$$FWHM = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \times e^{-\frac{(x-m)^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

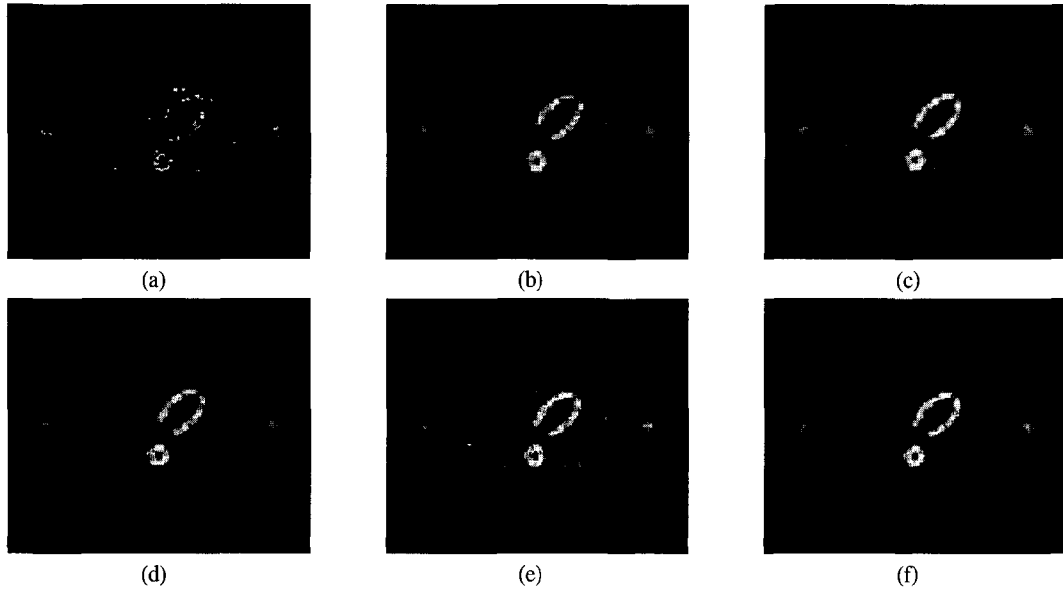


그림 5. 수학적심장흉부모형 영상에 여러 가지 필터를 처리한 영상

(a) 원영상 (b) 평균 필터 (c) 가우시안 필터 (d) 부분집합평균메디안 필터 (e) 가중 메디안 필터 (f) 제시된 필터

Fig. 5. Mathematical cardiac torso phantom images after applying various filters

(a) original (b) MF (c) GF (d) SAMF (e) WMF (f) ASF

여기서 σ 는 표준편차이고 m 은 평균이다.

4) 대조도 (Contrast)

배경부분에 1을 각각의 삽입물에 0, 2, 5의 비율로 방사선원 (F-18)을 주입한 NEMA 실린더 모형을 이용하여 배경부분의 방사능 섭취 농도(b)와 각 삽입물에 대한 섭취 농도(r)를 0.2 cm^2 의 관심영역(Region of Interest, ROI)을 설정하여 얻은 값을 이용하여 대조도(CR)를 계산하였다.

$$CR = \frac{(r - b)}{b} \tag{6}$$

5) 균일도 (Uniformity)

영상의 균일도를 측정하기 위하여 균일 모형의 35단층 영상면에 대하여 첫 번째 단층 영상 면과 마지막 단층 영상면을

제외한 33장의 단층 영상면에 대하여 1.5 cm^2 ROI를 설정하여 값을 얻었다. 영상면 2번부터 34번까지의 ROI 값(μ_p)들에 대한 평균값과 표준편차를 이용하여 식(7)와 같이 균일도를 계산하였다.

$$Uniformity = \frac{stdev(\mu_p)}{avg(\mu_p)}, (p = 2, 3, \dots, 34) \tag{7}$$

결 과

1. MSE

1) 수학적심장흉부모형

수학적심장흉부모형의 원 영상을 그림 5(a)에서 평균 필터 처리후 영상을 그림 5(b)에서 나타내고, 그림 5(c)에서는 가우시안 필터를 그림 5(d)에서는 부분집합메디안 필터를 그림

표 1. 흉부 와 뇌 소프트웨어 모형 영상에 중간 정도 잡음과 많은 양의 잡음을 첨가하고 필터 공간분해능, 대조도, 균일도

Table 1. Spatial resolution, contrast and uniformity estimated after applying different filters

Filter	(a)Medium Noise				(b)High Noise			
	RMSE		PSNR		RMSE		PSNR	
	Torso	Brain	Torso	Brain	Torso	Brain	Torso	Brain
Original Image	11.42	36.49	31.57	26.52	13.49	42.48	30.84	25.86
Mean Filter(MF)	9.97	31.23	32.16	27.20	11.66	36.90	31.48	26.47
Gaussian Filter(GF)	9.85	30.95	32.21	27.24	11.61	36.78	31.50	26.49
Subset Averaged Median Filter(SAMF)	9.87	31.01	32.20	27.23	11.63	36.82	31.49	26.48
Weight Median Filter(WMF)	9.82	30.78	32.22	27.26	11.57	36.68	31.51	26.50
Adaptive Spatial Filter(ASF)	9.76	30.66	32.25	27.28	11.54	36.63	31.52	26.51

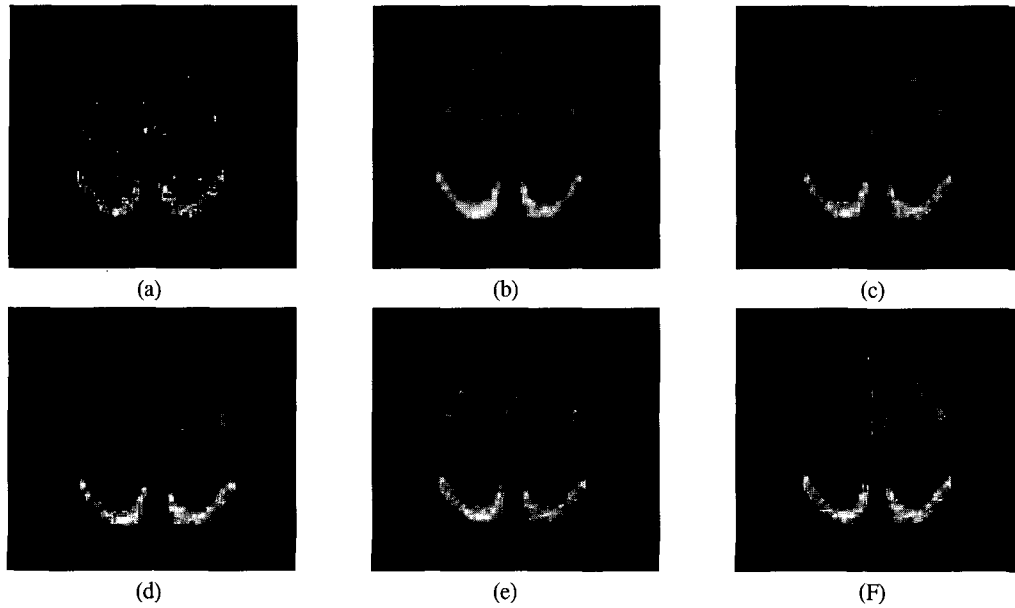


그림 6. 원숭이 뇌 자가방사선 영상에 여러 가지 필터를 처리한 영상

(a) 원영상 (b) 평균 필터 (c) 가우시안 필터 (d) 부분집합평균메디안 필터 (e) 가중 메디안 필터 (f) 제시된 필터

Fig. 6. Monkey brain autoradiography images after applying various filters

(a) original (b) MF (c) GF (d) SAMF (e) WMF (f) ASF

5(e)에서는 가중메디안 필터를 그림 5(f)에서 제안된 필터로 처리한 영상을 나타내었다.

잡음이 첨가된 영상이 기준영상에 얼마나 가까워졌는가를 나타내는 MSE값을 식(3)으로 구하고, 그 값에 루트를 취한 RMSE값을 표 1에 나타내었다. 표 1(a)는 중간정도의 잡음을 첨가한 영상을 이용하였으며, 표 1(b)는 많은 양의 잡음을 첨가한 영상을 이용하여 잡음의 정도에 따른 필터 성능을 비교하였다.

2) 원숭이 뇌 자가방사선 영상

원숭이 뇌 자가방사선영상의 원 영상과 각 필터를 이용하여 얻어진 영상을 그림 6에 나타내었다. 제안된 필터처리방법을 이용하여 얻어진 RMSE값이 중간 정도의 잡음에서 30.66, 많은 양의 잡음에서 36.63으로 가장 높은 수치를 나타낸다.

2. PSNR

정량적으로 화질 평가를 위하여 식(4)을 이용하여 얻어진

PSNR의 값을 표 2에 나타내었다. 중간 정도의 잡음에서 원영상의 PSNR값이 수학적혼부몸통모형은 31.75, 원숭이 뇌 자가방사선 영상은 26.52의 값을 가지나, 제안된 필터를 적용하여 얻어진 PSNR값은 수학적혼부몸통모형이 32.25, 원숭이 뇌 자가방사선 영상이 27.28로 다른 필터방법보다 우수한 값을 보인다.

3. 공간분해능

1) 점선원 영상

점선원 PET 영상에 각 필터를 적용한 후에 얻은 공간분해능 값을 표 2에 나타내었다. 원영상이 4.6 mm FWHM, 전형적인 필터인 평균 필터를 이용하여 얻은 영상이 6.1 mm FWHM, 가우시안 필터를 이용하여 얻은 영상이 5.8 mm FWHM, 부분집합평균메디안 필터를 이용하여 얻은 영상이 4.7 mm FWHM, 가중메디안 필터 영상의 공간분해능은 4.9 mm FWHM, 제시된 필터로 처리한 영상의 공간분해능은 4.7 mm FWHM으로 측정되었다.

표 2. 점선원, NEMA 실린더 모형, 균일 실린더 모형을 이용하여 측정한 처리한 후의 RMSE 와 PSNR

Table 2. RMSE and PSNR estimated using torso and brain software phantom images having medium and high noise

Filter	Spatial Resolution(mm)	Contrast	Uniformity
Original Image	4.6	1.78	0.0138
Mean Filter(MF)	6.1	1.77	0.0132
Gaussian Filter(GF)	5.8	1.79	0.0132
Subset Averaged Median Filter(SAMF)	4.7	1.77	0.0133
Weight Median Filter(WMF)	4.9	1.82	0.0138
Adaptive Spatial Filter(ASF)	4.7	2.13	0.0094

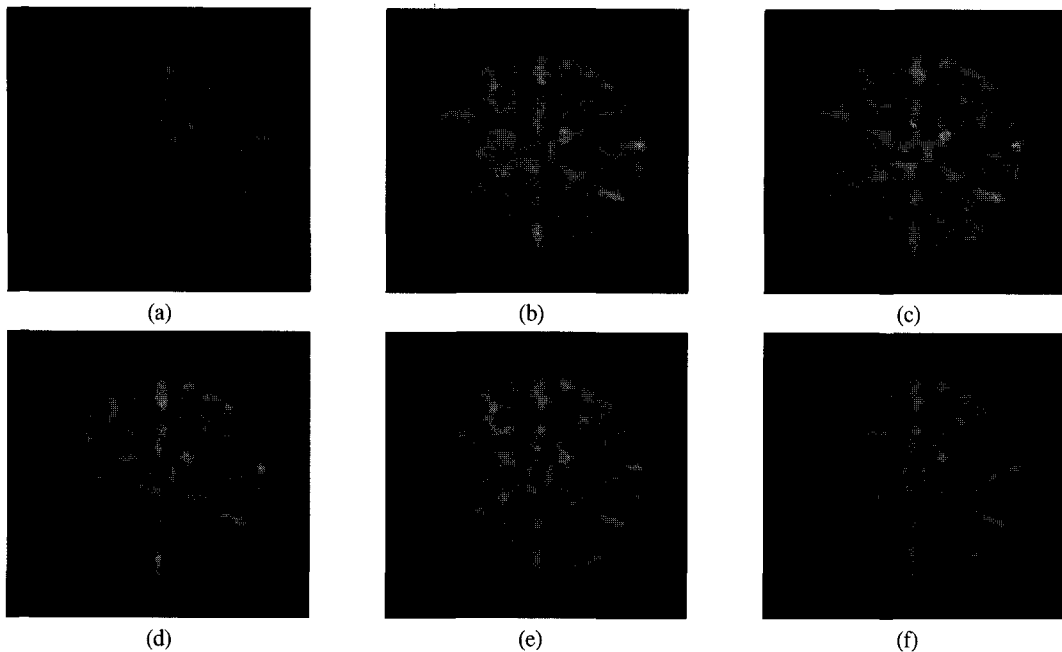


그림 7. Jaszczak 모형 영상에 여러 가지 필터를 처리한 영상

(a) 원영상 (b) 평균 필터 (c) 가우시안 필터 (d) 부분집합평균메디안 필터 (e) 가중 메디안 필터 (f) 제시된 필터

Fig. 7. Jaszczak phantom images after applying various filters

(a) original (b) MF (c) GF (d) SAMF (e) WMF (f) ASF

2) Jaszczak 모형 및 전신체 영상

① Jaszczak 모형

공간분해능을 시각적으로 확인하기 위하여 Jaszczak 모형을 이용하여 얼마나 작은 영역까지 구별 가능한가를 확인해보았다 (그림 7). 그림 7(a)에서 원영상을 그림 7(b)에서 평균 필터를 그림 7(c)에서는 기존에 많이 사용되고 있던 가우시안 필터를 그림 7(d)에서는 부분집합메디안 필터를 그림 7(e)에서는 가중 메디안 필터를 그림 7(f)에서 제시된 알고리즘을 이용하여 처리한 영상을 나타내었다. 시각적으로 확인하였을 때 표 1의 수치와 비교하여 비슷한 성능을 확인할 수 있다.

② 환자 영상

그림 8에서는 전신체 PET 영상에 대하여 공간분해능을 평가하였다. 폐 우상엽부분에서 방사능 섭취 농도가 높은 두 부분을 확인할 수 있는데, 기존의 필터방법을 사용하였을 때는 그림 8(b-e)에서와 같이 공간분해능이 많이 저하되는 것이 관찰되었다. 그림 8(f)는 제안된 필터로 처리된 영상으로 평활화는 많이 되었으나, 공간분해능을 유지하고 있음을 알 수 있다.

4. 대조도

NEMA 실린더 모형에 식 (6)를 적용하여 얻은 원영상의 대조도는 1.78, 평균 필터는 1.77, 가우시안 필터는 1.79, 부분집합메디안 필터는 1.77, 가중메디안 필터는 1.82, 제안된 필터를 적용한 영상은 2.13의 대조도를 나타내어 필터 처리후의 영상이 처리전 영상보다 높은 대조도를 보였다. 각 필터 적용후 측

정한 대조도를 표 2에 나타내었다.

5. 균일도

균일 모형을 이용하여 PET 스캐너로 획득한 33장의 영상에 대하여 식 (7)을 이용하여 균일도를 측정한 결과 원영상의 균일도가 0.014이었으며 필터처리후의 영상이 0.009로 필터 처리후의 영상이 원영상 보다 균일해 졌음을 알 수 있다. 각 필터 적용후 측정된 균일도를 표 2에 나타내었다. 그림 9(f)에서는 이상의 결과와 같이 공간분해능을 유지하고, 대조도와 균일도가 개선되는 것을 시각적으로 확인할 수 있었다.

고찰 및 결론

본 논문에서는 PET 영상을 개선할 수 있는 적응적 공간 필터방법을 개발하고자 하였다. 윈도우크기를 5×5와 9×9로 하여 필터 처리하였을 경우 균일도는 많이 높일 수 있었으나, 그와 비례하게 공간분해능이 많이 떨어지는 것을 알 수 있었다. PET영상의 특징을 고려하여 공간분해능을 최대한 유지하면서 균일도와 대조도를 높일 수 있게 하기 위하여 3×3 윈도우를 사용하였다.

경계화소를 검출하기 위하여 중앙값과 주변값의 차이가 낮은 화소와 높은화소 각각에 대하여 판단하기 위하여 두 개의 임계값 TH1과 TH2를 이용하였다. 이 값은 윈도우 내의 값들을 반영하여 주변값을 정렬하고 잡음의 특성을 고려하여 최하위 값과 최상위 값을 제외한 평균값을 이용하였다. 임계값에

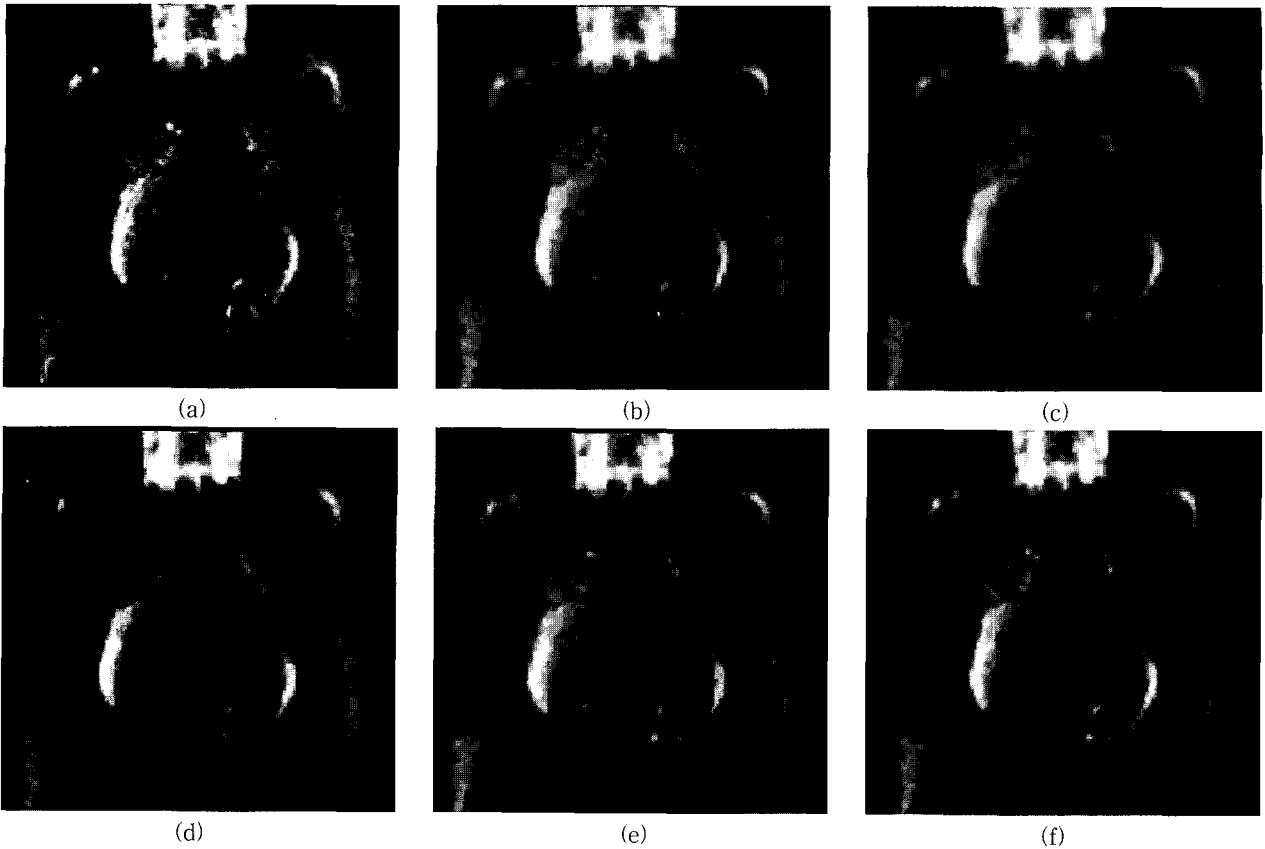


그림 8. 폐 우상엽에 병변을 보이는 전신 PET 영상

(a) 원영상 (b) 평균 필터 (c) 가우시안 필터 (d) 부분집합평균메디안 필터 (e) 가중 메디안 필터 (f) 제시된 필터

Fig. 8. Whole body PET images showing lesions in the right upper lung

(a) original (b) MF (c) GF (d) SAMF (e) WMF (f) ASF

사용된 α 값은 경험값으로 경계화소를 가장 많이 보존하는 0.1의 값을 사용하였다. 정의된 TH1과 TH2를 그림 2와 같은 경계화소에 적용하면 빗금친 부분에서 ADs_TH1의 개수가 2, 3, 4, 5, 6의 값을 가지고, 그때 그 외 화소에서 ADs_TH2의 개수가 6, 5, 4, 3, 2의 값을 가지므로 그림 2와 같은 중앙값들은 경계화소로 판단하여 보존하였다.

잡음의 영향을 최소화하기 위하여 경계화소가 아닌 화소에 대하여 2:7:2의 가중치를 주어 가장 중요한 값인 중앙값을 강조하고 윈도우 내의 23개의 값들을 정렬한 후 잡음의 특성을 고려하여 하위 값과 상위 값을 각각 7개씩 제외한 9개의 값만을 가지고 평균값을 취하였다.

필터처리후의 영상을 정량적으로 평가하기 위하여 MSE, PSNR, 공간분해능, 대조도, 균일도를 측정하였다. MSE값은 기준영상과 필터처리후의 영상의 차를 나타내는 값으로써 그 값이 작을수록 기준영상에 가깝게 처리되었음을 알 수 있는데 표 1에서와 같이 적응적 공간 필터로 처리한 영상의 RMSE값이 중간정도의 잡음에서 9.8, 많은 양의 잡음에서 11.5로서 다른 필터와 비교하여 가장 낮은 값으로 측정되어, 제안된 필터의 성능이 우수함을 알 수 있었다. 그와는 반대로 PSNR값은 클수록 기준영상에 가깝게 처리되었음을 알 수 있는데, 표 1에

서와 같이 수학적흉부몸통모형에서는 32.25, 원숭이 뇌 자가방사선 영상에서는 27.28로 다른 필터방법보다 높은 값을 보여 기준영상에 가장 가깝게 잡음을 개선하였음을 알 수 있다.

공간분해능은 점선원 영상의 1차원 프로파일에서 FWHM 값으로 구하였는데, 표 2에서와 같이 원영상이 4.6 mm이고, 제시된 필터로 처리한 영상 4.7 mm로 공간분해능이 다소 떨어지나 다른 필터에 비하여 그 정도가 작음을 알 수 있었다. 그림 8에서와 같이 일부분에 방사능 섭취량이 높은 경우와 그림 9와 같이 비교적 복잡한 구조에서 적응적 공간 필터가 기존의 필터방법보다 높은 공간분해능을 제공하는 것을 시각적으로 확인할 수 있었다. 이는 주어진 화소 값만을 가지고 필터처리 하기 때문에 평활화를 많이 할수록 균일도는 높일 수 있으나 공간분해능이 낮아지는 것을 볼 수 있었다.

공간분해능은 다소 떨어졌으나 원영상의 대조도가 1.8, 제안된 필터를 적용한 영상이 2.1을 나타내어 필터 처리후의 영상이 처리 전 영상보다 높은 대조도를 보였으며, 원영상의 균일도가 0.014이었으나, 필터처리후의 영상이 0.009로 필터 처리후의 영상이 원영상 보다 균일해 졌음을 알 수 있다.

PET 영상을 평활화하고자 할때 공간분해능을 유지하는 것은 매우 중요하며, 본 논문에서 제안된 필터를 적용하였을 경

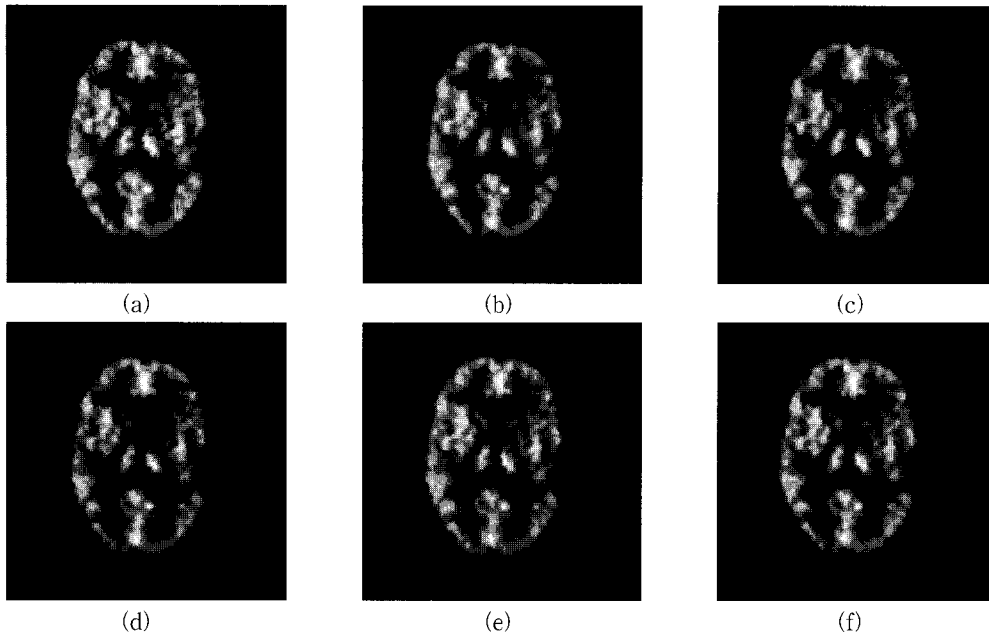


그림 9. 호프만 뇌 모형 영상

(a) 원영상 (b) 평균 필터 (c) 가우시안 필터 (d) 부분집합평균메디안 필터 (e) 가중 메디안 필터 (f) 제시된 필터

Fig. 9. Hoffman brain phantom images after applying various filters

(a) original (b) MF (c) GF (d) SAMF (e) WMF (f) ASF

우 공간분해능을 유지하면서 균일도와 대조도를 향상시켜 기존의 필터방법보다 우수한 것을 알 수 있었다. 본 논문에서 제시된 적응적 공간 필터방법은 주어진 경계 부분의 화소 값들을 최대한 보존하면서 평활화를 하여 영상 해석에 방해요소가 되는 잡음을 개선함으로써 정확한 해석에 기여할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. J.H. Kim, K.C. Im, Y. Choi, "PET: 생체기능을 측정하는 영상 기기", *Physics & Technology*, Vol 8, No 7-8, pp. 2-10, 1999
2. J.A. Sorenson, M.E. Phelps, "Physics in Nuclear Medicine", W.B. Saunders Company, 1987
3. K.C. Im, Y. Choi, J.H. Kim, S.J. Lee, S.K. Woo, H.K. Seo, K.H. Lee, S.E. Kim, Y.S. Choe, C.C. Park, B.T. Kim, "A study on the ordered subsets expectation maximization reconstruction method using Gibbs priors for emission computed tomography", *J Biomed Eng Res*, Vol. 21, No. 5, pp. 441-448, 2000
4. M.F. Kijewski, P.F. Judy, "The noise spectrum of CT images", *Phys Med Biol*, Vol. 32, pp. 567-575, 1987
5. W.Y. Wu, M.J.J. Wang, C.M. Liu, "Performance evaluation of some noise reduction methods", *CVGIP*, Vol. 54, No. 2, pp. 134-146, 1992
6. R.C. Gonzalez, R.E. Woods, "Digital Image Processing", Addison-Wesley Publishing Company, 1992
7. I. Pitas, "Digital Image Processing Algorithms", Prentice Hall, 1995
8. B. Jähne, "Digital Image Processing", Springer, 1997
9. T.A. Nodels, N.C. Gallagher, J.R., "Median filter: some modifications and their properties", *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, Vol. ASSP-30, No. 5, pp. 739-746, 1982
10. L. Yin, R. Yang, M. Gabbonj, Y. Neavo, "Weighted median filters: a tutorial", *IEEE Trans. Circuits and Systems*, Vol. 43, No. 3, pp. 157-192, 1996
11. R. Suoranta, K.P. Estola, "2-D subset averaged median filters", Elsevier Science Publishers, pp. 291-294, 1993
12. K.J. LaCroix, B.M.W. Tsui, "An anthropomorphic, mathematical cardiac torso(MCAT) phantom for emission computed tomography research.", *Ann of Biomed Eng*, 24(Suppl. 1): S-62, 1996
13. J.R. Lee, Y. Choi, Y.S. Choe, K.H. Lee, S.E. Kim, S.A. Shin, B.T. Kim, "Performance measurements of positron emission tomography: an investigation using General Electric AdvanceTM", *Korean J Nucl Med*, Vol 30, pp. 548-559, 1996
14. R. Jain, R. Kasturi, B.G. Schunck, "Machine Vision", McGraw-Hill, inc, 1995