
단일광자방출전산화단층촬영(SPECT)을 위한 주파수 변동에 따른 분해능 비교평가

Comparative Evaluation of Resolution according to Frequency Change for SPECT

김성철*, 박수연*, 조영권**, 안성민*
가천의과학대학교 방사선학과*, 세란동물병원**

Sung-Chul Kim(sckim@gachon.ac.kr)*, Soo-Yeun Park(darkspirit@empal.com)*,
Young-Kwon Cho(petmen@hanmail.net)**, Sung-Min Ahn(sman@gachon.ac.kr)*

요약

SPECT 장치에서 반치폭은 분해능을 평가할 수 있는 척도가 되므로, 본 연구에서는 검출기가 각각 2개와 3개가 있는 장치를 이용하여 우리나라에서 가장 많이 사용되는 7개의 필터 - Band limited, Sheep-logan, Hanning, Hamming, Low pass cosine, Parazen and Butterworth - 에 대해 세 개의 점선원으로 filter별로 MTF curve를 얻어 각각의 축방향에 따른 cut off level 과 profile 곡선을 이용하여 반치폭(FWHM)의 크기의 변화를 관찰하였다.

실험 결과 모든 filter에서 cut off level 0.4였을 때 가장 큰 반치폭의 길이가 측정되어 분해능이 가장 떨어졌고, cut off level 0.7에서 가장 높은 분해능을 보였다. MS2에서 가장 짧은 반치폭은 Butterworth filter사용시 11.07 ± 0.07 mm이었으며, MS3에서는 Hanning filter사용시 8.44 ± 0.19 mm로 나타났다.

■ 중심어 : | 단일광자방출전산화단층촬영 | 주파수 | 분해능 | 반치폭 |

Abstract

In clinical SPECT, FWHM provides quality information of the images obtained under different observing conditions. Therefore, the purpose of this study was to determine the optimum cut off level with comparison of FWHM according to cut off levels in each filter - Band limited, Sheep-Logan, Hanning, Hamming, Low pass cosine, Parazen and Butterworth filter in a SPECT camera. I recorded images along the X, Y, Z-axis with $^{99m}\text{TcO}_4$ point source and measured FWHM with profile curves.

In conclusion, all filters showed the longest figures of FWHM with cut off level 0.4, which has the worst image resolution. The images with cut off level 0.7 showed best image resolution. The shortest average of FWHM in MS2 was 11.07 ± 0.07 mm using the Butterworth filter, in MS3 it was 8.44 ± 0.19 mm through using the Hanning filter.

■ keyword : | SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography) | Frequency | Resolution | FWHM (Full Width at Half Maximum)

* 본 연구는 2008년 한국과학재단 원자력연구기반확충사업 인력양성분야의 연구과제로 수행되었습니다.

접수번호 : #090804-007

접수일자 : 2009년 08월 04일

심사완료일 : 2009년 09월 29일

교신저자 : 안성민, e-mail : sman@gachon.ac.kr

I. 서론

방사성의약품을 이용하는 SPECT(단일광자 방출 컴퓨터 전산화 단층촬영)는 인체의 단면 영상을 생리학적인 정보와 함께 제공함으로써 더욱 정밀한 진단 정보를 제공하고 있다. 최근에는 PET-CT, SPECT-CT 등과 함께 핵의학학을 대표하는 검사 중 하나로써 평가받고 있다. 영상 획득 과정에서의 감약 보정, 반복적 재구성 및 보완된 전·후처리 과정 등으로 더욱 명확하고 정밀화된 진단 정보를 얻기 위해 그 기술력이 꾸준히 진보하고 있다.

환자의 질병을 조기에 발견하기 위해 구조적이고 형태학적인 영상을 얻기 위해서는 CT, MRI, 초음파 검사를 하게 되고, 기능적이거나 분자학적인 영상을 얻기 위해서는 단일광전자촬영(SPECT), 양전자단층촬영(PET) 등으로 검사를 하게 된다[1].

SPECT장치에서 Filter는 백그라운드방사선이나 통계적 잡음 같은 불필요한 신호를 제거함으로써 영상의 질을 높이고 최대의 진단정보를 제공할 수 있게 한다.

우수한 분해능과 데이터 수집능력, 그리고 지극히 이상적인 균일성을 갖춘 장치라도 정도관리에 대하여 이해하지 못하면 이상적인 영상을 얻을 수 없을 것이다 [2].

몇 년 전부터 영상의학과에는 분해능이 우수한 64channel 멀티디텍트 CT(Multidetector Computed Tomography : MDCT)가 도입되었고, 최근에는 128 channel MDCT까지 국내에 도입되어, SPECT장치에서 많이 검사를 실시하던 관상동맥 질환의 심장검사를 MDCT에 의해 실시하는 연구가 활발히 진행되고 있으며[3-6], 이에 따라 핵의학 검사의 정확성은 더욱 요구되는 시점이다.

이러한 모든 검사에 대해 신뢰성 있는 장비의 정도관리 및 그 성능유지를 최대한 활용하여 정확한 진단 정보를 제공하는 것은 매우 중요한 일이다. SPECT 장치의 성능 역시 각 구성 요소의 상태에 크게 의존한다.

특히, 통계적 잡음을 줄이고 영상의 질을 향상시킴으로써 영상의 재구성 과정에서 큰 역할을 하는 필터는, 그 종류에 따라 각기 특색이 있지만, 대부분 제한주파

수인 cut off frequency를 설정함으로써 고주파를 제어하고 잡음을 감소시키는 역할을 한다.

SPECT 장치에서 반치폭은 분해능을 평가할 수 있는 척도가 되므로, 본 연구에서는 검출기가 각각 2개와 3개가 있는 장치를 이용하여 우리나라에서 가장 많이 사용되는 7개의 필터-Band limited, Sheep-logan, Hanning, Hamming, Low pass cosine, Parzen and Butterworth-에 대해 세 개의 점선원으로 filter별로 MTF curve를 얻어 각각의 축방향에 따른 cut off level 과 profile 곡선을 이용하여 반치폭(FWHM : Full Width at Half Maximum)의 크기의 변화를 관찰하였다 [7-9].

분해능을 향상시키는 방법에는 여러 가지 요소들이 있지만, 영상처리 방법중 하나로 임상에서 사용하고 있는 Ramp filter의 종류별로 주파수를 변동하여 반치폭의 크기에 미치는 영향을 비교 분석함으로써[10] 영상의 공간 분해능과 대조도 분해능을 향상시키는 방법을 연구해 보았으며 그 결과를 보고한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 장치 및 재료

1.1 장치 : MS2-Multi SPECT2(Simens co.)

MS3-Multi SPECT3(Simens co.)

1.2 방사성의약품 : $^{99m}\text{TcO}_4$ Pointsource(1.5× 1.7mm)

1.3 Collimator : low energy high resolution multi-parallel hole

2. $^{99m}\text{TcO}_4$ Point source

NEMA(National Electrical Manufacturers Association) Publication NU 1-2001[11]에 의한 SPECT camera의 spatial resolution 측정방법을 참고하여 측정하였으며, source object는 3개의 capillary tube를 이용하여 방사성의약품 $^{99m}\text{TcO}_4$ 의 Point source 1.5×1.7 mm로 3개의 point source로 만들었다. 이 3개의 점선원을 스티로폼 받침대로 제작된 실험기구 위에 capillary tube의 간격을 따라 75 mm간격으로 위치시켰

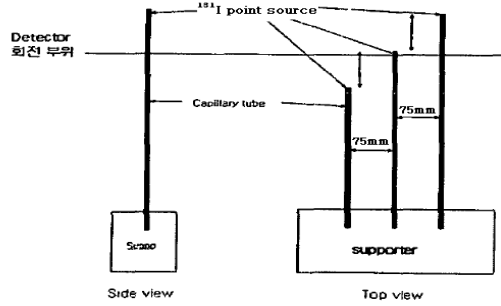
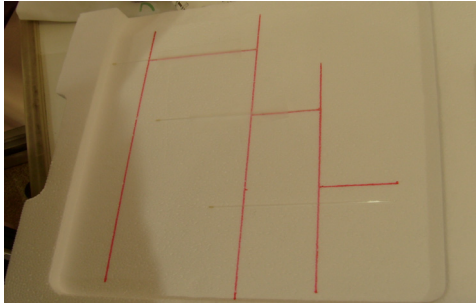


그림 1. Point source의 위치와 detector 회전

으며, point source 간격은 장축으로 50 mm씩 두어 scan하는 동안 방사선의 흡수를 최소화하고 산란선의 발생 원인이 되지 않도록 하였다[그림 1].

3. 영상기록방법

- 3개의 point source를 table면에 수평이 되도록 위치시키고 중심의 point source가 detector의 회전 중심이 되도록 하였다.
- Dual detector에서는 180° 씩 회전하여 source를 중심으로 전체 360° 회전하였으며, 3°/20초/view로 60 view/detector하여 128×128 matrix로 각 projection에서 약 20,000 count 계수로 영상을 기록하였다.
- Triple detector는 120° 씩 회전하여 source를 중심으로 전체 360° 회전하였으며, 3°/20초/view로 40 view/detector하여 Dual detector 장비와 동일하게 128×128 matrix로 각 projection에서 약 20,000 count 계수로 영상을 기록하였다[그림 2].

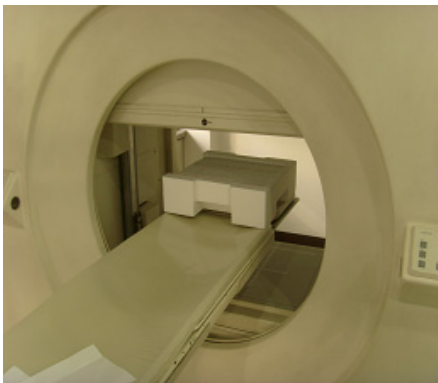


그림 2. 측정배치도

- Energy window는 15%를 선정하였다.
- 여과역투영법(filter back projection)으로 재구성처리하고, Chang's 방법으로 교정하였다.
- 영상기록시 filter와 cut off level에 따른 point source영상의 변화를 알기 위하여 Band-limited, Sheep-logan, Hanning, Hamming, Low-pass cosine, Parazen 그리고 Butterworth filter 등 7가지 filter를 사용하고 각각의 filter에서 cut off level을 0.4, 0.5, 0.6, 0.7을 선정하여 영상을 기록하였다.

4. 분석방법

각각의 filter별 cut off level의 변화를 기록한 영상에서 회전 중심에 위치하고 있는 point source 영상과, 양측면에 있는 point source 에 의한 영상에서의 X, Y, Z 방향에 대한 반치폭을 측정하고, MS2와 MS3에서의 측정결과 값을 그래프로 나타내어 비교분석 하였다.

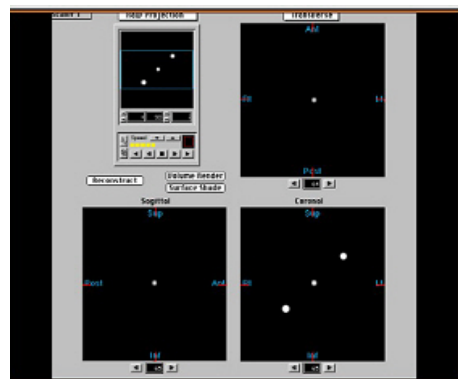


그림 3. Point source의 단면영상

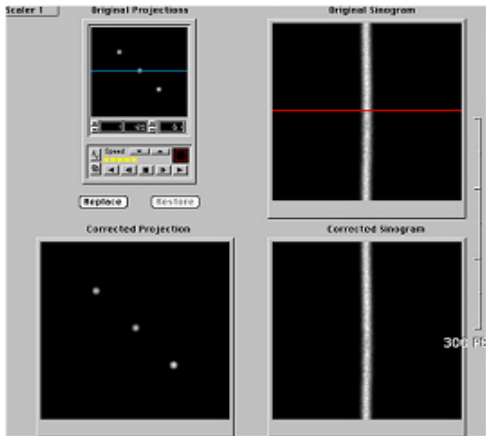


그림 4. 회전중심의 정확성 확인

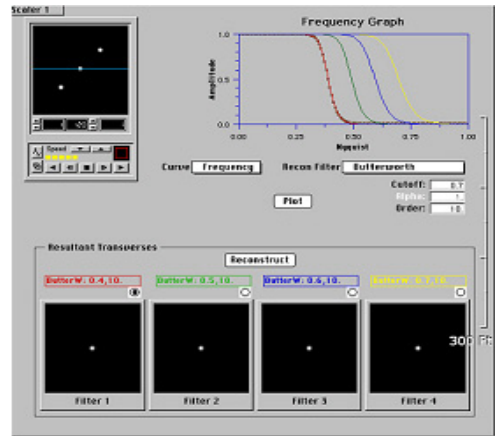


그림 6. Cut off level에 따른 주파수 곡선

NEMA의 resolution 측정방법을 참고하였으며, 회전 중심의 point source와 양측면의 point source에 의한 X, Y, Z 축에서의 반치폭을 측정한 값을 정리하였다.

또한 point source의 단면영상(section image)[그림 3]의 회전중심의 정확성을 확인하기 위해 Sinogram을 이용하였으며[그림 4], point source에 대하여 각 filter에서 cut off level 별로 각각의 X, Y, Z축 방향으로 나타난 profile 곡선을 이용하여 반치폭을 측정하였다 [그림 5][그림 6].

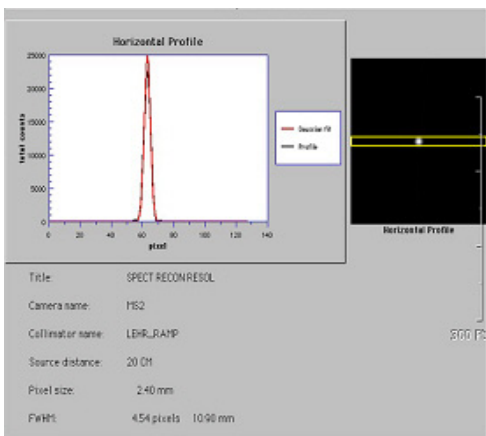


그림 5. 반치폭 측정곡선

III. 결과

Point source에 대하여 filter별 frequency곡선(MTF curve)에서 cut off level을 각각 0.4, 0.5, 0.6, 0.7을 선택하여 영상을 각각의 축방향으로 기록하고 각 축 방향으로 나타난 profile곡선을 이용하여 측정된 반치폭의 크기의 변화는 다음과 같았다.

1. Band-limited filter의 경우 cut off level에 따른 결과에서 평균 반치폭의 크기는 MS2에서 cut off level이 0.4일 때 11.41 mm로 가장 컸으며, 0.7일 때는 11.16 mm로 가장 작게 나타났다. MS3에서도 cut off level이 0.4일 때 9.20 mm, 0.7인 경우 8.93 mm으로 cut off level이 0.7인 경우 가장 작았으며, MS2와 MS3의 장비에 따른 결과에서는 평균 반치폭이 MS2는 11.16 mm~11.41 mm, MS3는 8.93 mm~9.20 mm으로 MS3가 더 우수하게 나타났다.

평균±표준편차의 값은 cut off level이 0.4일 때 MS2는 1.41±0.07 mm, MS3는 9.20±0.12 mm, cut off level이 0.7일 때 MS2는 11.16±0.07 mm, MS3는 8.93±0.04mm로 나타났다[표 1]. 또한 filter의 종류 중에서 cut off level의 변화에 따른 반치폭의 크기변화가 MS2, MS3 모두에서 가장 작은 변화를 보여주고 있다.

표 1. Band-Limited filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
Equipment	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	11.5	9.3	11.4	9.2	11.4	9.0	11.1	8.9
Central axial(Z)	11.4	9.4	11.3	9.1	11.3	8.9	11.2	8.9
Periperal radial(X)	11.5	9.2	11.4	9.1	11.3	9.0	11.3	8.9
Periperal tangential(Y)	11.4	9.1	11.2	9.1	11.2	8.9	11.1	8.9
Periperal axial(Z)	11.3	9.1	11.3	9.0	11.2	9.0	11.1	9.0
Sum	57.1	46.0	56.6	45.5	56.3	44.8	55.8	44.7
Average	11.41	9.20	11.31	9.09	11.26	8.96	11.16	8.93
SD	0.073	0.117	0.057	0.062	0.077	0.038	0.069	0.043
Average±SD	11.41±0.07	9.2±0.12	11.31±0.06	9.09±0.06	11.26±0.08	8.96±0.04	11.16±0.07	8.93±0.04

표 2. Sheep-Logan filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
Equipment	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	12.0	9.4	11.7	9.3	11.6	8.8	11.4	8.9
Central axial(Z)	12.0	9.5	11.8	9.3	11.6	9.2	11.5	9.2
Periperal radial(X)	12.0	9.2	11.8	9.2	11.8	9.1	11.6	8.9
Periperal tangential(Y)	12.0	9.5	11.7	9.4	11.7	9.1	11.4	9.3
Periperal axial(Z)	12.0	9.5	11.8	9.3	11.6	9.2	11.5	9.2
Sum	60.1	47.1	58.9	46.6	58.2	45.5	57.4	45.4
Average	12.01	9.42	11.77	9.31	11.65	9.10	11.47	9.09
SD	0.029	0.120	0.039	0.055	0.079	0.137	0.066	0.146
Average±SD	12.01±0.03	9.42±0.12	11.77±0.04	9.31±0.06	11.65±0.08	9.10±0.14	11.47±0.06	9.09±0.14

2. Sheep-logan filter에서는 cut off level에 따른 결과 평균 반치폭의 크기는 MS2에서 cut off level이 0.4일 때 12.01 mm로 가장 컸으며, 0.7일 때는 11.47 mm로 가장 작게 나타났다. MS3에서도 cut off level이 0.4일 때 9.42 mm, 0.7인 경우 9.09 mm으로 cut off level이 0.7인 경우 가장 작게 나타났다.

또한 MS2와 MS3의 장비에 따른 결과에서는 평균 반치폭이 MS2는 11.47 mm~12.01 mm, MS3는 9.09 mm~9.42 mm으로 MS3가 더 우수하게 나타났다.

평균±표준편차의 값은 cut off level이 0.4일 때 MS2는 12.01±0.03 mm, MS3는 9.42±0.11 mm, cut off level이 0.7일 때 MS2는 11.47±0.07 mm, MS3는 9.09±0.15 mm로 나타났다[표 2].

3. Hanning filter의 경우에는 [표 3]에서와 같이 cut off level 0.4에서 평균 반치폭이 MS2는 약 15.61 mm, 0.7

에서는 12.76 mm로 측정되었으며, MS3는 8.44~11.82 mm로 나타났다.

평균±표준편차값은 cut off level에 따라서 MS2는 12.76±0.16~15.61±0.24 mm의 값을 나타내었고, MS3는 8.44±0.19~11.82±0.18 mm로 나타났다. MS2의 경우는 다른 filter보다 전반적으로 반치폭이 크게 나타났고, MS3의 경우는 cut off level이 0.4에서 0.7로 갈수록 현저하게 낮은 값을 나타내고 있었다.

4. Hamming filter의 경우 [표 4]에서와 같이 cut off level이 0.4일 때 반치폭이 최대값을 0.7일 때 최소값을 나타냈으며, 평균±표준편차값은 MS2에서는 11.17±0.10~11.48±0.12 mm이며, MS3은 8.85±0.12~9.40±0.14 mm으로 나타났다.

5. Low-pass cosine filter에서도 다른 필터와 마찬가지로 MS2, MS3 모두 cut off level이 0.4일 때 각 각

13.52±0.15 mm, 10.02±0.26 mm로 가장 큰 반치폭을 나타냈고, 0.7일 때 각각 11.98±0.10 mm, 9.42±0.10 mm로 가장 작은 반치폭을 나타내었다[표 5].

표 3. Hanning filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
Equipment	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	15.7	12.0	14.1	10.9	13.3	10.4	12.7	8.3
Central axial(Z)	15.3	11.6	13.6	10.7	13.0	10.2	12.5	8.2
Periperal radial(X)	15.8	11.8	14.2	11.0	13.3	10.0	12.9	8.4
Periperal tangential(Y)	15.9	12.1	14.3	11.0	13.4	10.3	13.0	8.7
Periperal axial(Z)	15.4	11.6	14.0	10.7	13.2	10.3	12.7	8.6
Sum	78.0	59.1	70.2	54.2	66.1	51.2	63.8	42.2
Average	15.61	11.82	14.04	10.83	13.22	10.24	12.76	8.44
SD	0.244	0.180	0.218	0.148	0.127	0.147	0.161	0.190
Average±SD	15.61±0.24	11.82±0.18	14.04±0.22	10.83±0.15	13.22±0.13	10.24±0.15	12.76±0.16	8.44±0.19

표 4. Hamming filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
Equipment	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	11.3	9.6	11.3	9.4	11.2	9.0	11.1	8.8
Central axial(Z)	11.7	9.3	11.3	9.1	11.3	8.9	11.2	8.9
Periperal radial(X)	11.4	9.3	11.4	9.1	11.3	8.9	11.3	8.7
Periperal tangential(Y)	11.6	9.6	11.5	9.1	11.3	9.1	11.0	8.9
Periperal axial(Z)	11.4	9.3	11.4	9.1	11.3	9.1	11.2	9.0
Sum	57.4	47.0	56.9	45.8	56.4	44.9	55.8	44.2
Average	11.48	9.40	11.37	9.17	11.28	8.99	11.17	8.85
SD	0.124	0.144	0.076	0.126	0.035	0.061	0.103	0.122
Average±SD	11.48±0.12	9.40±0.14	11.37±0.08	9.16±0.13	11.28±0.04	8.99±0.06	11.17±0.10	8.85±0.12

표 5. Low-pass cosine filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
Equipment	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	13.6	9.9	12.6	9.9	12.2	9.7	11.8	9.3
Central axial(Z)	13.4	9.7	12.4	9.9	12.3	9.6	12.0	9.4
Periperal radial(X)	13.7	10.5	12.7	9.8	12.3	9.6	12.0	9.3
Periperal tangential(Y)	13.6	10.2	12.8	10.0	12.4	9.7	12.1	9.8
Periperal axial(Z)	13.3	9.9	12.6	9.9	12.3	9.6	12.1	9.5
Sum	67.6	50.1	63.2	49.5	61.5	48.2	59.9	47.1
Average	13.52	10.02	12.64	9.90	12.30	9.63	11.98	9.42
SD	0.154	0.263	0.126	0.056	0.056	0.064	0.100	0.097
Average±SD	13.52±0.15	10.02±0.26	12.64±0.13	9.90±0.06	12.30±0.06	9.63±0.06	11.98±0.10	9.42±0.10

6. Parazen filter의 경우는 위의 결과표[표 6]에서와 같이 다른 filter에서보다 전체적으로 반치폭이 가장 크게 나타났으며, MS2 및 MS3 모두에서 cut off level이 0.4일 때 18.46±0.43 mm, 14.03±0.36 mm, 0.7일 때 13.92±0.16 mm, 10.77±0.16 mm로 cut off level의 변화에 따른 변화값도 가장 큰 것을 알 수 있었다.

7. 실제 임상에서 가장 많이 사용되고 있는 Butterworth filter에서는 cut off level이 0.4일 때 MS2는 11.51±0.41 mm, 0.7일 때는 11.07±0.07 mm의 반치폭 변화를 나타내었고, MS3는 각 각 9.22±0.16 mm, 8.74±0.11 mm의 결과를 보여, MS3에서 더 작은 반치폭으로 우수한 결과를 나타내었다.

IV. 고찰

Noise는 일종의 왜곡된 신호로서, 부득이한 백그라운드 방사선, 산란선 또는 통계적 변동(Poisson Noise)이 영상에 포함됨으로써 유발된다. SPECT 에서는 이렇게 발생된 Noise를 저역통과filter(low pass filter : LPF)로 가능한 한 제거하여 대조도를 높이고, 단층상을 재구성하게 되는데[12], 재구성과정은 크게 역투영과정(back projection)과 여과(filter) 과정으로 구분된다. 여기서 재구성된 영상내의 잡음을 제거하고 분해능을 향상시키는 것이 필터의 역할로서[13], 임의로 설정한 기준에 주파수를 통과시켜 영상의 질을 저하시킬 수 있는 신호를 제거하여 환독이 보다 용이한 영상을 얻을 수 있게

표 6. Parazen filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	18.6	14.3	16.3	12.6	14.8	11.6	13.9	10.9
Central axial(Z)	17.9	13.6	15.7	12.0	14.5	11.1	13.7	10.7
Periperal radial(X)	18.8	14.2	16.3	12.3	14.9	11.6	14.0	10.6
Periperal tangential(Y)	19.0	14.5	16.5	12.6	15.0	11.7	14.2	11.0
Periperal axial(Z)	18.1	13.6	15.9	12.1	14.6	11.2	13.8	10.6
Sum	92.3	70.1	80.8	61.6	73.9	57.1	69.6	53.9
Average	18.46	14.03	16.16	12.33	14.78	11.43	13.92	10.77
SD	0.428	0.356	0.309	0.259	0.199	0.229	0.159	0.155
Average±SD	18.46±0.43	14.03±0.36	16.16±0.31	12.33±0.26	14.78±0.20	11.43±0.23	13.92±0.16	10.77±0.16

표 7. Butterworth filter에서 반치폭의 길이(mm)

Cut off level	0.4		0.5		0.6		0.7	
	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3	MS2	MS3
Central transaxial (X+Y)/2	11.6	9.5	11.5	8.8	11.4	8.6	11.1	8.6
Central axial(Z)	12.2	9.3	12.0	9.0	11.5	8.9	11.0	8.8
Periperal radial(X)	11.4	9.2	11.2	8.7	11.5	8.6	11.2	8.6
Periperal tangential(Y)	11.2	9.1	11.1	8.9	11.1	8.9	11.1	8.8
Periperal axial(Z)	11.1	9.0	11.1	9.0	11.1	8.9	11.0	8.9
Sum	57.5	46.1	56.9	44.3	56.6	44.0	55.4	43.7
Average	11.51	9.22	11.37	8.86	11.31	8.79	11.07	8.74
SD	0.408	0.163	0.315	0.121	0.203	0.133	0.065	0.114
Average±SD	11.51±0.41	9.22±0.16	11.37±0.32	8.86±0.12	11.31±0.20	8.79±0.13	11.07±0.07	8.74±0.11

한다. 일반적으로 SPECT 장치에서 검출감과 분해능은 서로 상반관계에 있으므로, 최적의 영상화를 위해 분해능과 검출감도 간의 적당한 균형점을 찾는 것이 중요하다. 이 관계는 사용하는 collimator에 의해 선택되는데, 이는 점선원의 화상농도분포 즉, 점의 넓이의 함수인 반치폭으로 나타내어진다[14]. 또한 filter와 cut off 주파수는 재구성된 영상내에 잡음(noise)과 영상 분해능(image resolution)을 좌우하는 주요 인자이므로 가장 좋은 선정을 해주어야 양질의 영상을 얻는 것이 가능해진다. 하지만 과도한 filtering은 오히려 분해능과 대조도를 저하시키고 부정확한 신호의 원인이 될 수도 있으므로, 적절한 filtering 과 함께 object의 정보를 최대한으로 나타내고, 잡음을 제거시킬 수 있는 제한 주파수 cut off level을 잘 선택해야할 것이다.

이에 본 연구에서는 서로 다른 cut off level에서 7가지 filter에 대해 dual 과 triple detector에서 점선원 영상의 반치폭을 측정함으로써 다양한 특성을 가진 filter의 기능과, 영상에 미치는 영향을 알아보았다.

SPECT에서 보통 사용되는 필터에는 Band-Limited, Butterworth, Shepp-Logan, Hamming, Hanning, Low-pass cosine, Parazen 등이 있는데 실제 임상에서는 Butterworth filter가 대부분 사용되고 있다.

MS2는 2개의 detector가 180°씩 회전하여 데이터를 수집하는데 반해, MS3는 3개의 detector가 120°씩 회전하여 데이터를 수집하므로 같은 시간동안 더 많은 투영상을 얻어 상대적으로 양질의 재구성 값을 얻을 수 있다는 것을 확인하였다. 예를 들어 Parazen filter는 모든 측정값에서 최대값을 나타냄으로써 분해능이 가장 떨어졌으나, 이 역시 모든 cut off level에서 MS3의 측정값이 더 낮게 나오는 것을 볼 수 있었다[15].

핵의학 장치가 고도로 복잡해지고, 가장 우수한 기능성 영상 기술로서 임상적 이용이 늘어나면서 영상의 정량화를 위한 노력이 보다 절실해지고 있다. 핵의학에서 추구하고 있는 영상의 절대적 정량화는 신호의 감약 등 잡신호에 의해 많은 제약을 받고 있으므로, 장치나 검사 상황에 따라 다양한 선택이 필요하다. 장치 다양한 software의 필터를 포함한 감약보정, 수집법 등이 개발된다면, 더 적은양의 피폭으로 좀 더 향상된 영상화를

통한 진단화도 가능해질 것으로 기대된다.

V. 결론

단일광자방출 전산화단층촬영장치의 종류별로 주파수 변동에 따른 분해능을 반치폭의 크기변화로 비교 실험해본 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

실험한 모든 filter에서 cut off level을 0.7을 선택한 경우 반치폭의 크기가 가장 작았으며, MS2는 cut off level 0.7에서 최소값은 Butterworth filter에서 11.07 ± 0.07 mm로 가장 작았고, Parazen filter에서 13.92 ± 0.16 mm로 가장 크게 나타났다.

또한 MS3의 cut off level 0.7에서의 최소값은 Hanning filter에서 8.44 ± 0.19 mm로 나타났고, 최대값은 Parazen filter에서 10.77 ± 0.16 mm로 측정되었다.

Cut off level 0.7에서 MS2에서는 Butterworth, MS3에서는 Hanning filter의 분해능이 가장 좋다고 할 수 있다. 또한 모든 cut off level에서 MS2보다 MS3에서 반치폭이 더 작게 나왔으므로, MS3의 분해능이 더 좋다는 결과를 얻었다. 모든 측정값이 가장 크게 나온 Parazen filter의 분해능은 가장 떨어지며, cut off level 변화에 따른 반치폭의 값 변화도 가장 크게 나타났다.

마지막으로 반치폭의 값을 구할 때 profile 곡선 시작 점과 끝나는 점을 선정함에 따라 반치폭 수치가 변화됨을 확인할 수 있었다. 이에 본 연구에서는 주파수 변동에 따른 분해능 평가를 위해서는 검사부위에 따른 정확한 filter선정과 cut off의 이해와 기술이 필요할 것이라 사료된다.

참고 문헌

- [1] 정진호, 최용, 홍기조, 민병준, 호위, 강병준, “핵의학 영상기기의 최근 진보”, 핵의학분자영상, 제42권, 제2호, pp.98-111, 2008.
- [2] 박석건, 송재범, “SPECT”, 대한핵의학기술학회, pp.40-68, 2001.

[3] 이철주, 강준규, 김형태, 박인덕, 정영미, “좌내흉 동맥과 복재정맥편을 사용한 관상동맥우회로술 환자에서의 추적조사에서 MDCT의 유용성”, 대한흉부외과학회지, 제38권, 제6호, pp.410-414, 2005.

[4] 유병수, 신윤철, 김건일, 김응중, 지현근, “관상동맥조영술과 MDCT를 이용한 관상동맥 이식편의 비교평가”, 대한흉부외과학회지, 제39권, 제1호, pp.42-47, 2006.

[5] 최윤석, 윤호중, 정승은, 최용원, 이동현, 박철수, 오용석, 정육성, 승기배, 김재형, 최규보 “MDCT에서의 관상 동맥 석회화 병변과 관상동맥 조영술에서의 협착과의 상관관계”, Korean circulation journal, 제37권, 제4호, pp.167-172, 2007.

[6] 윤연이, 전은주, 최의근, 조영진, 이원재, 최상일, 최동주, 장혁재, “64열 심장다절편 CT에서 발견되는 비심장소견:흉부 CT와의 비교”, Korean circulation journal, 제38권, 제5호, pp.276-283, 2008.

[7] E. Paul Christian and Kristen M. Waterstram-Rich, "Nuclear medicine and PET/CT : technology and techniques," Mosby, 2007.

[8] Pete Shackett, "Nuclear medicine technology : procedures and quick reference," Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

[9] 정준기, 이명철, “고창순 핵의학”, 고려의학, 2008.

[10] Cyril Riddell, Ricahrd E.Carson, Jorge A. Carrasquillo, Steven K. Libutti, David N. Danforth, Millie Whatley and Stephen L. Bacharach, "Noise reduction in oncology FDG PET images by iterative reconstruction : A Quantitative assessment, Journal of Nuclear Medicine," Vol.42, No.9, pp.1316-1323, 2001.

[11] "Performance measurements of scintillation camera NEMA Standards Publication NU1-2001," pp.11-13, 2001.

[12] Shepp LA and Vardi Y, "Maximum likelihood

reconstruction for emission tomography," IEEE Trans Med Imaging, Vol.1, No.2, pp.113-122, 1982.

[13] Avid R. Gilland, Benjamin M. W. Tsui, William H. McCartney. J. Randolph Perry and Jan Berg, "Determination of the optimum filter function for SPECT imaging." Journal of Nuclear Medicine, Vol.29, pp.643-650, 1988.

[14] R. James. Galt,H. Lee Hise. Ernest V. Garcia. and David J. Nowak, "Filtering in frequency space," Journal of Nuclear Medicine Technology, Vol.14, pp.152-160, 1986.

[15] R. L. Eisnr, D. J. Nowak, R. Pettigrew, and W. Fajman, "Fundamentals of 180 degree acquisition in SPECT Imaging," Journal of Nuclear Medicine, Vol.27, No.11, pp.1717-1728, 1986.

저 자 소 개

김 성 철(Sung-Chul Kim)

정회원



- 2008년 8월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과 (이학박사)
- 2001년 3월 ~ 현재 : 가천의과 대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선기기,의료선량

박 수 연(Soo-Yeun Park)

준회원



- 2006년 3월 ~ 현재 : 가천의과 대학교 방사선학과 재학중

<관심분야> : 핵의학

조 영 권(Young-Kwon Cho)

정회원



- 2004년 3월 : 전남대학교 수의과대학(수의학사)
- 2009년 8월 : 전북대학교 수의영상의학과(석사수료)
- 2004년 ~ 현재 : 세란동물병원 원장

<관심분야> : 핵의학, 수의영상의학

안 성 민(Sung-Min Ahn)

정회원



- 2009년 3월 : 한서대학교 화학과(이학박사)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 가천의과대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 핵의학, 방사선관리