

Original Article

I-131 SPECT/CT에서 Ringing Artifact 감소를 위한 다양한 Filter값의 적용

서울특별시 보라매병원 핵의학과¹, 서울대학교병원 핵의학교실²
김하균¹ · 김수미² · 우재룡¹ · 오소원^{1,2} · 이재성² · 김유경^{1,2}

The Evaluation of Images with Various Filters in I-131 SPECT/CT

Ha Gyun Kim¹, Soo Mee Kim², Jae Ryong Woo¹, So Won Oh^{1,2}, Jae Sung Lee² and Yu Kyeong Kim^{1,2}

¹Department of Nuclear Medicine, SMG-SNU Boramae Medical Center, Seoul, Korea

²Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

Purpose: After I-131 therapy, SPECT/CT is useful in identifying location of thyroid remnants and metastasis of thyroid cancers. An excessive uptake of thyroid leads to a ringing artifact in the SPECT images. The aim of this study is to investigate and suggest a proper post filters to remove ringing artifact and produce better image quality. **Materials and Methods:** A low-cost, customized thyroid-mimicking phantom, consisting of an acrylic bottle and a hollow sphere was used for SPECT/CT Discovery (GE Healthcare, USA). It was filled with I-131 solution. The ratio of hollow sphere to background were varied as 50:1, 200:1, 1000:1 and 4000:1. Acquired images were reconstructed by OSEM (2 iterations, 10 subsets) with and without Evolution (resolution recovery correction, GE). Three different post-filters were applied; Butterworth (cut off: 0.38 to 0.58 with intervals of 0.05), Hanning (cut off: 0.8 to 1 with intervals of 0.05) and Gaussian (FWHM: 3 to 5 with intervals of 0.5) filters. Contrast, background variability, air area variability, and full width half maximum (FWHM) were compared. **Results:** Higher contrasts were obtained from the SPECT images with Evolution than without Evolution. In the case of images without Evolution, image distortion such as star artifact was generated. For all sphere-to-background ratio, the Butterworth filter showed better contrasts and FWHMs than other two filters, but the ringing artifact was still generated in all studies except 50:1 and it was decreased as cutoff value was increased. The ringing artifact didn't appear with Hanning and Gaussian filters at all studies, however contrasts and FWHMs with Gaussian was worse than Hanning filter. For the images having ringing artifacts, the background variability and air area variability were increased. **Conclusion:** In this study, we suggested that it is desirable to use Hanning filter when the ringing artifact is generated and to use Butterworth filter when ringing artifact is not generated in I-131 SPECT. (Korean J Nucl Med Technol 2014;18(1):62-68)

Key Words : I-131 SPECT/CT, Ringing artifact, Butterworth filter, Hanning filter

서 론

방사성 옥소 치료는 갑상선암 수술 후 치료를 목적으로

실시되며 정상기능의 갑상선종에서도 반복적 수술을 피하기 위하여 갑상선의 크기를 감소시키기 위해 사용되기도 한다. 옥소 치료 후 I-131 whole body scan은 갑상선의 크기를 확인하여 그 침각성의 정도를 파악하거나 갑상선암에서 전이여부를 판정하기 위하여 일반적으로 실시하고 있다. 최근 임상에서는 whole body scan과 더불어 SPECT/CT를 사용하여 검사의 정확도를 향상시키고 있는 추세이다. 하지만 I-131은 표적장기인 갑상선의 옥소 섭취율은 다른 장기에 비해 4,000-5,000배로 높기 때문에 SPECT 영상에서

• Received: March 28, 2014. Accepted: April 21, 2014.
• Corresponding author : **Ha Gyun Kim**
Department of Nuclear Medicine, SMG-SNU Boramae Medical Center, 20 Boramae-ro 5-gil, Dongjak-gu, Seoul 156-707, Korea
Tel: +82-2-870-2594, Fax: +82-2-870-2587
E-mail: judaskhg@naver.com

갑상선 주변 부위에 ringing artifact를 발생시킬 수 있다. 따라서 본 논문에서는 영상획득 후 재구성단계에서 적용하는 butterworth filter, hanning filter, gaussian filter의 값을 다양하게 적용하여 ringing artifact를 감소시키고 영상의 질을 향상시킬 수 있는 방법을 제시하고자 한다.

실험재료 및 방법

1. 실험기기 및 재료

모든 실험은 SPECT/CT Discovery 670 (GE Healthcare,



Fig. 1. This is a Hollow sphere which is removable and fillable (Diameter: 9.9 mm, Volume: 0.5 cc).



Fig. 2. A customized thyroid-mimicking phantom consisting of an acrylic bottle and a hollow sphere was used for this study.

USA) 장비를 사용하여 시행하였고 갑상선이 삽취된 영상과 비슷한 모양을 만들기 위해 아크릴통(내부직경 6.9 cm, 부피 510 cc)과 Hollow sphere (내부직경 9.9 mm, 부피 0.5 cc)를 결합하여 Thyroid-mimicking phantom을 제작하였다 (Figs. 1, 2). 그리고 실제 인체의 집적되는 수준과 비슷한 열소를 만들어 내기 위하여 ringing artifact가 발생한 환자 10명의 갑상선 부위와 목 연부조직의 비방사능 비율을 구하였다. 이것을 바탕으로 갑상선 대 Background의 비율을 최대 4000:1로 하여 ringing artifact가 발생하지 않는 범위까지 4단계(50:1, 200:1, 1000:1, 4000:1) 비율로 설정하여 I-131 solution을 각각 주입하였다(Table 1).

2. 영상획득

모든 SPECT는 frame당 20초로 설정하였고 Non circular 방식으로 총 60 frame을 획득하였다. 모든 영상에 감쇠보정을 적용하였고 scatter collection은 적용하지 않았다. matrix size는 128×128로 동일하게 설정하였다.

3. 영상재구성

첫째로 Evolution (resolution recovery correction, GE)의 사용이 영상에 어떤 영향을 미치는지 알아보기 위하여 모든 영상에 Evolution 적용한 경우와 적용하지 않은 경우로 구분하여 재구성하였고, 그 다음 Evolution을 적용한 경우에 한해서 3가지 post-filter를 5단계로 나누어 영상에 각각 적용하였다(Table 2). 재구성 방법은 OSEM (2 iterations, 10 subsets)로 모든 영상에 동일하게 적용하였다.

Table 1. Dose ratio

	Sphere dose (Bq)	BKG dose (Bq)
4000:1	9.25×10^7	2.359×10^7
1000:1	2.31×10^7	2.359×10^7
200:1	0.46×10^7	2.359×10^7
50:1	0.12×10^7	2.359×10^7

Table 2. The values of three different post-filters divided into 5 steps each

	Filter values				
Butterworth (Cut off)	0.38	0.43	0.48	0.53	0.58
Hanning (Cut off)	0.8	0.85	0.9	0.95	1
Gaussian (FWHM)	3	3.5	4	4.5	5

4. 영상분석

획득한 영상의 질을 파악하기 위하여 percent contrast ratio와 FWHM (full width half maximum)값을 구하였고 ringing artifact가 영상에 미치는 정도를 정량화하기 위하여 percent background variability값을 구하였다.

1) Percent contrast ratio

MRicro 프로그램을 사용하여 percent contrast ratio를 구하였다. 획득한 CT영상의 sphere의 중앙부분과 그 영상의 background 부분에 관심영역(Regions of Interest, ROIs)을 설정한 뒤 NM영상에 registration하여 각각의 counts와 pixel값을 구하였다. 그 값들을 MATLAB (Ver.7.0)을 사용하여 수식에 대입하여 계산하였다(Fig. 3).

2) Percent background variability

Ringing artifact의 발생정도를 정량화하기 위하여 percent background variability를 구하였다. 만약 artifact가 발생하면 background 부분에 영향을 미칠 것이기 때문에 percent background variability값이 높아질 것이라 추측하였다. background 부분에 관심영역을 설정한 뒤 위와 같이 수식에 대입하여 계산하였다(Fig. 4).

$$Q_{H,j} = \frac{C_{H,j}/C_{B,j} - 1}{a_H/a_B - 1} \times 100\%$$

Fig. 3. Percent contrast for each hot sphere j.

$$N_B = \frac{SD_B}{C_{Av,B}} \times 100\%$$

Fig. 4. Percent background variability for sphere j.

3) Full width half maximum

마지막으로 line profile을 ROI의 중앙에 그려 FWHM값을 구하였다(Fig. 5).

결 과

Evolution을 적용한 경우 Evolution을 적용하지 않은 경우보다 모든 경우에서 더 높은 contrast ratio값을 나타내었다(Tables 3-5). 육안평가에서도 Evolution을 적용하지 않은 경우 star artifact 같은 왜곡이 발생하였고 영상의 질이 현저히 낮아짐을 확인할 수 있었다.

열소부분 대 Background의 비율을 4000:1로 획득한 영상에서는 butterworth filter 적용 시 모든 영상에서 ringing artifact가 발생하였으며 cut-off값이 커질수록 artifact가 감소하는 현상이 나타났다. butterworth filter를 사용한 경우 background variability가 가장 높은 값을 나타내었다. ringing artifact가 발생한 경우 ringing 현상은 background 부분에 발생하기 때문에 background variability가 높다는 것은 ringing artifact가 발생하였음을 의미한다. Hanning filter를 사용한 경우 ringing artifact는 발생하지 않았다. contrast ratio와 FWHM값이 butterworth filter나 hanning filter 적용 시 우수하였다. 특히 butterworth filter 적용 시 contrast

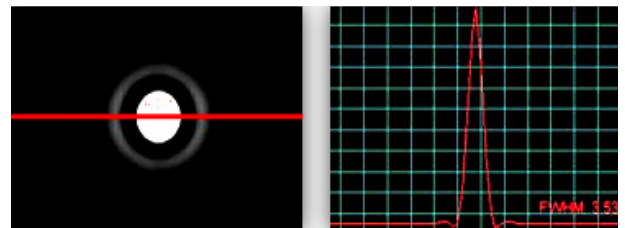


Fig. 5. The Line profile using E.cam software.

Table 3. The results of Contrast ratio with Butterworth filter

Dose ratio		Contrast ratio (Butterworth filter)				
4000:1	E	0.31	0.37	0.42	0.45	0.49
	NE	0.20	0.21	0.22	0.23	0.23
1000:1	E	0.86	0.97	1.06	1.11	1.15
	NE	0.58	0.43	0.43	0.38	0.34
200:1	E	0.59	0.43	0.43	0.38	0.34
	NE	0.40	0.28	0.28	0.24	0.23
50:1	E	3.79	4.06	4.22	4.32	4.38
	NE	2.88	3.04	3.12	3.14	3.16

Table 4. The results of Contrast ratio with Hanning filter

Dose ratio		Contrast ratio (Hanning filter)				
4000:1	E	0.26	0.28	0.30	0.31	0.33
	NE	0.16	0.17	0.18	0.18	0.19
1000:1	E	0.73	0.77	0.81	0.84	0.87
	NE	0.49	0.51	0.52	0.54	0.55
200:1	E	0.52	0.50	0.48	0.47	0.45
	NE	0.37	0.36	0.35	0.33	0.32
50:1	E	3.40	3.50	3.59	3.66	3.73
	NE	2.27	2.63	2.68	2.72	2.76

Table 5. The results of Contrast ratio with Gaussian filter

Dose ratio		Contrast ratio (Gaussian filter)				
4000:1	E*	0.23	0.18	0.15	0.12	0.10
	NE†	0.14	0.12	0.10	0.09	0.08
1000:1	E	0.65	0.55	0.46	0.39	0.33
	NE	0.43	0.38	0.33	0.29	0.25
200:1	E	0.51	0.54	0.54	0.53	0.52
	NE	0.40	0.43	0.43	0.44	0.43
50:1	E	3.04	2.76	2.50	2.28	2.09
	NE	2.35	2.15	1.98	1.82	1.68

*E: Results with Evolution.

†NE: Results without Evolution.

ratio 가장 우수하였다. Gaussian filter의 경우 ringing artifact가 발생하지는 않았지만 contrast ratio과 FWHM값에서 저조한 결과 값을 얻을 수 있었다(Fig. 6). 열소부분 대 Background의 비율을 1000:1로 획득한 영상의 결과는 4000:1의 경우와 유사한 값을 얻을 수 있었다. 4000:1의 경우와 마찬가지로 butterworth filter를 적용한 경우 가장 높은 contrast ratio를 나타내었으나 여전히 ringing artifact는 발생되었다. 따라서 background variability도 여전히 높게 나타났다(Fig. 7).

Butterworth filter 사용 시 200:1의 경우도 ringing artifact가 발생하였으나 4000:1과 1000:1의 영상보다 그 크기가 감소하고 흐려졌다. Background variability의 값도 4000:1과 1000:1의 경우보다 비슷해진 것을 확인할 수 있었다. Hanning filter를 사용한 경우 ringing artifact는 발생하지 않았다. Contrast ratio는 전반적으로 3가지 filter에서 비슷한 값을 나타내었으나 FWHM값이 butterworth filter나 hanning filter 적용 시 우수하였다(Fig. 8). 50:1의 경우, 모든 경우에서 ringing artifact가 발생하지 않았다. Butterworth filter를 적용한 경우 가장 높은 contrast ratio와 가장 우수한 FWHM 값을 나타내었다(Fig. 9).

추가로 실시한 육안평가에서도 butterworth filter를 적용하였을 때 ringing artifact가 발생한 영상은 hanning filter를 적용시켰을 때 ringing 현상이 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 또한, butterworth filter를 적용하였을 때 ringing artifact가 발생하지 않은 경우에는 butterworth filter를 적용한 영상이 가장 좋은 영상의 질을 나타내었다(Fig. 10).

결론

고용량 I-131 치료 후 환자 SPECT/CT 영상에서 ringing artifact가 발생되어 영상의 질이 낮아짐에 따라 이를 개선하기 위해 다양한 filter를 적용하여 그에 따른 결과값을 얻어 보았다. 그 결과에서 확인할 수 있듯이 I-131의 갑상선 집적이 심한 경우에는 butterworth filter 적용 시 contrast ratio값이 다른 filter에 비해 더 좋게 나왔을지라도 ringing artifact가 발생하여 영상이 왜곡되는 현상을 관찰할 수 있었고 hanning filter를 사용한 경우에는 ringing artifact가 제거되어 더 우수한 영상을 얻을 수 있었다. Gaussian filter의 경우 contrast ratio와 FWHM의 결과에서 저조한 결과를 나타내었다. 만약 I-131의 갑상선 집적이 많지 않은 경우에

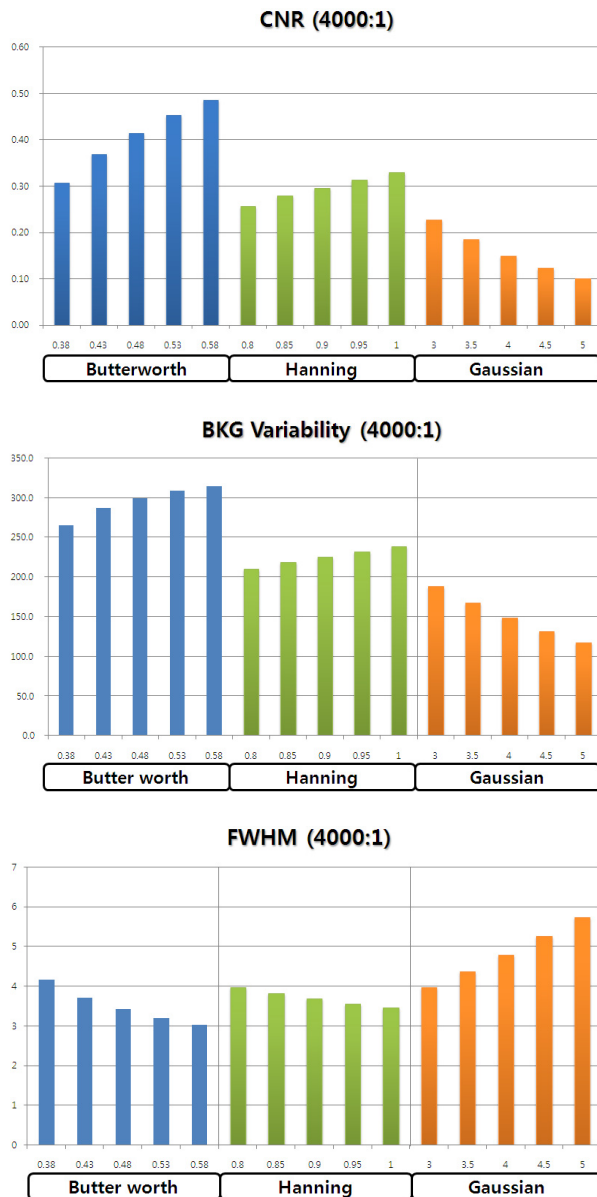


Fig. 6. The results from the ratio of 4000:1.

목 부분을 포함한 영상을 촬영한다거나 암의 전이 등을 확인하기 위하여 복부 등을 검사할 경우에는 위의 50:1의 결과에서 확인할 수 있듯이 butterworth filter를 사용하여 재구성을 하는 것이 가장 우수한 영상을 획득할 수 있었다. 다시 말하면 I-131 SPECT에서 ringing artifact가 발생할 경우 hanning filter를 사용하여 영상을 재구성하고, ringing artifact가 발생하지 않을 경우 butterworth filter를 사용하여 재구성한다면 I-131 SPECT 영상의 질 향상에 도움이 되리라 생각된다.

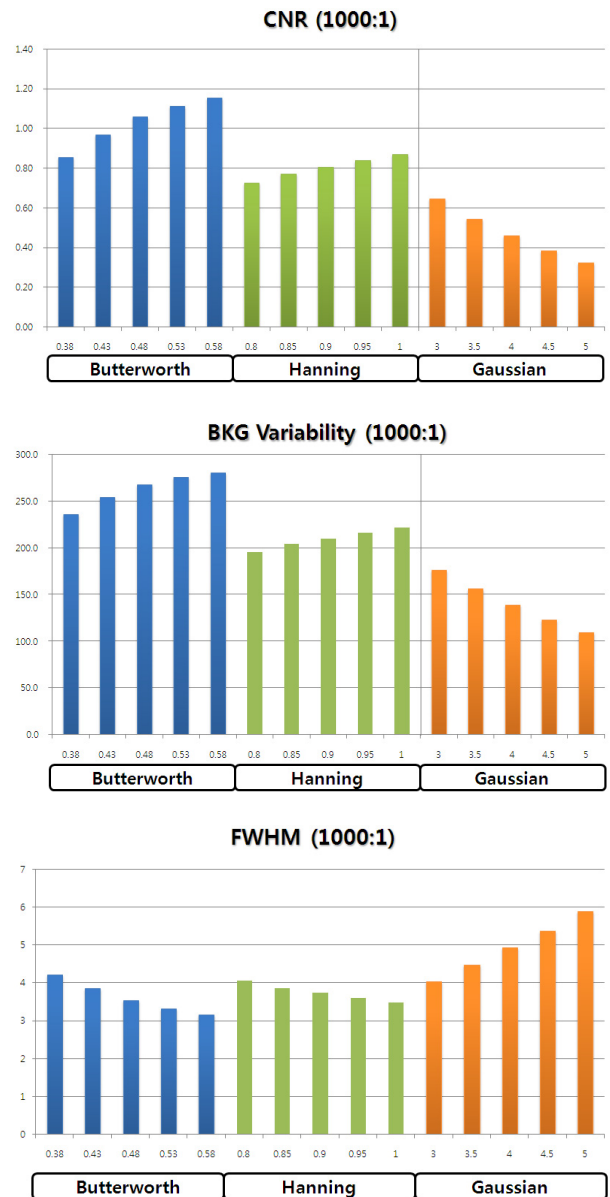


Fig. 7. The results from the ratio of 1000:1.

요 약

치료 후 I-131 SPECT/CT는 잔류 갑상선 위치확인 및 전이유무를 판단하기 위하여 시행된다. 잔류 갑상선에 집적이 심한 경우 영상은 ringing artifact에 의하여 왜곡된다. 본 연구는 ringing artifact를 제거하고 영상의 질을 향상시키기 위한 적절한 post-filter의 적용에 대하여 제시하고자 한다. 본 실험은 hollow sphere와 아크릴통으로 구성된 phantom을 사용하여 SPECT/CT Discovery 670 (GE Healthcare, USA) 장비로 수행하였다. I-131용액을 hollow sphere에 184, 46,

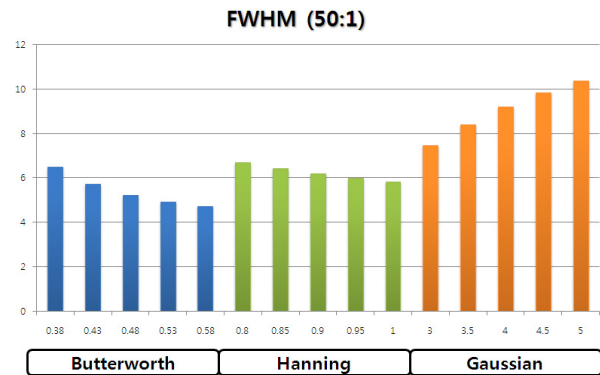
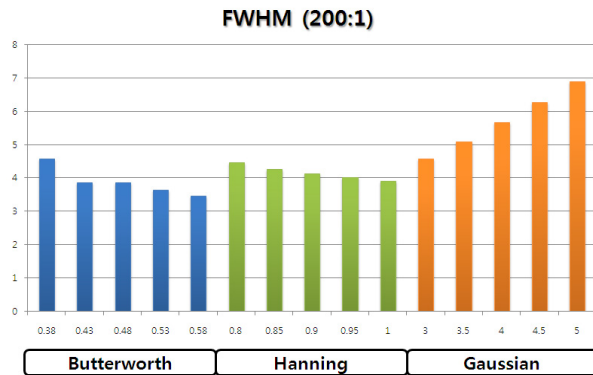
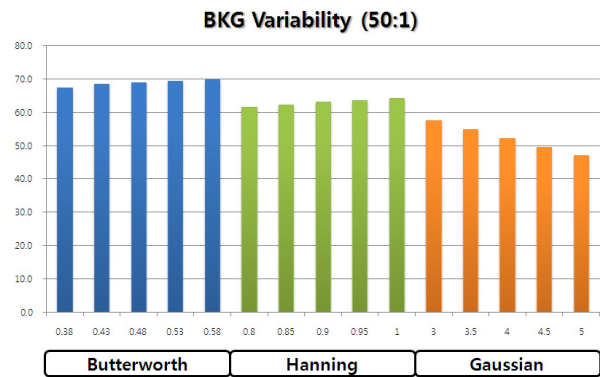
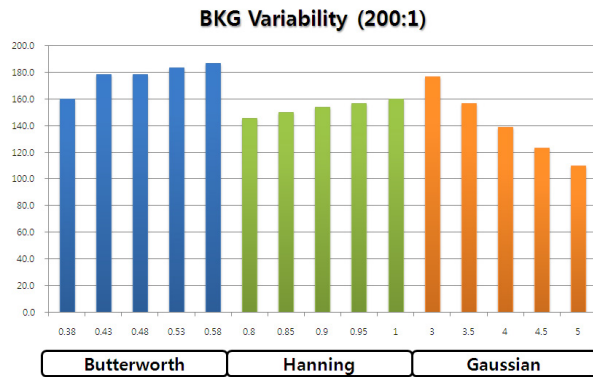
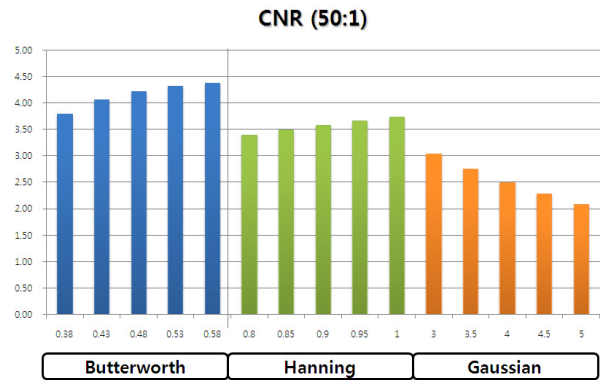
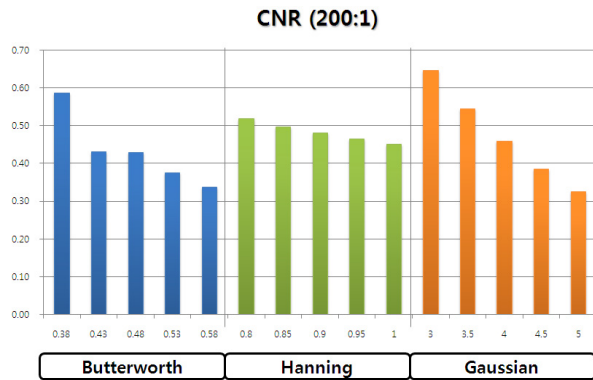


Fig. 8. The results from the ratio of 200:1.

Fig. 9. The results from the ratio of 50:1.

9.2, 2.3 MBq/cc, 아크릴통에 46 kBq/cc를 각각 주입하였고 sphere 대 background의 비를 4000:1, 1000:1, 200:1, 50:1로 설정하였다. 데이터는 다음과 같은 조건으로 획득하였다 (HEGP collimator 사용, Attenuation collection 적용, scan time 40 secs/frame, step angle 6도, scan mode non circular, evolution 적용과 미적용). 획득된 데이터는 OSEM (iteration 2, subset 10) 방식으로 재구성하였다. Post-filter의 사용에 따른 이미지의 변화를 보기 위해 3가지의 다른 post-filter들이 사용되었다(butterworth filter cut-off: 0.38, 0.43, 0.48, 0.53, 0.58, hanning filter cut-off: 0.8, 0.85, 0.9, 0.95, 1, gaussian FWHM: 3, 3.4, 4, 4.5, 5). 각각의 데이터는 MRIcro를 사용하여 contrast ratio, background variability를 분석하였고 e.soft ROI tool을 사용하여 FWHM값을 구하였다. Evolution을 적용한 경우, 모든 결과에서 contrast ratio값이 높게 나타났다. Evolution을 적용하지 않은 경우 star artifact 등 왜곡이 발생하였고 영상의 질이 현저히 낮아짐을 확인할 수 있었다. 4000:1, 1000:1, 200:1의 경우, butterworth filter 사용 시 ringing artifact가 발생하였으며 cut-off값이 커질수록 artifact가 감소하였다. Hanning filter를 사용한 경우 ringing artifact는 발생하지 않았다. Contrast ratio와 FWHM값이

9.2, 2.3 MBq/cc, 아크릴통에 46 kBq/cc를 각각 주입하였고 sphere 대 background의 비를 4000:1, 1000:1, 200:1, 50:1로 설정하였다. 데이터는 다음과 같은 조건으로 획득하였다 (HEGP collimator 사용, Attenuation collection 적용, scan time 40 secs/frame, step angle 6도, scan mode non circular, evolution 적용과 미적용). 획득된 데이터는 OSEM (iteration 2, subset 10) 방식으로 재구성하였다. Post-filter의 사용에 따른 이미지의 변화를 보기 위해 3가지의 다른 post-filter들이 사용되었다(butterworth filter cut-off: 0.38, 0.43, 0.48, 0.53, 0.58, hanning filter cut-off: 0.8, 0.85, 0.9, 0.95, 1, gaussian FWHM: 3, 3.4, 4, 4.5, 5). 각각의 데이터는 MRIcro를 사용하여 contrast ratio, background variability를 분석하였고 e.soft ROI tool을 사용하여 FWHM값을 구하였다. Evolution을 적용한 경우, 모든 결과에서 contrast ratio값이 높게 나타났다. Evolution을 적용하지 않은 경우 star artifact 등 왜곡이 발생하였고 영상의 질이 현저히 낮아짐을 확인할 수 있었다. 4000:1, 1000:1, 200:1의 경우, butterworth filter 사용 시 ringing artifact가 발생하였으며 cut-off값이 커질수록 artifact가 감소하였다. Hanning filter를 사용한 경우 ringing artifact는 발생하지 않았다. Contrast ratio와 FWHM값이

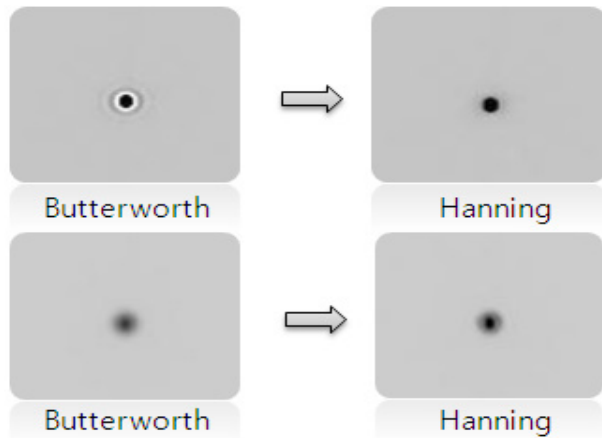


Fig. 10. The images reconstructed using proper post-filters.

butterworth filter나 hanning filter 적용 시 우수하였다. Gaussian filter 경우 contrast ratio와 FWHM값에서 저조한 결과를 얻을 수 있었다. 50:1의 경우, 모든 경우에서 ringing artifact가 발생하지 않았다. Butterworth filter를 적용한 경우 가장 높은 contrast ratio와 가장 우수한 FWHM값을 나타내었다.

본 논문을 통하여 I-131 SPECT에서 ringing artifact가 발생할 경우(thyroid remnant를 포함) hanning filter를 사용하여 영상을 재구성하고, ringing artifact가 발생하지 않을(remnant thyroid를 포함하지 않음) 경우 butterworth filter를 사용하여 재구성하는 것이 바람직하다는 사실을 알 수 있었다.

REFERENCES

1. Amy Harker, John Cahill, Robert Ackermann, Wong Ka Kit, Anca Avram. I-131 SPECT/CT scintigraphy: What are the optimal acquisition and reconstruction parameters? J Nucl Med 2008;49:416.
2. Gengsheng L. Zeng. Gibbs Artifact Reduction by Nonnegativity Constraint. J Nucl Med Technol 2011;39:213-219. Published ahead of print July 27, 2011(10.2967/jnmt.110.086439).
3. James A. Patton, Timothy G. Turkington. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. J Nucl Med Technol 2008;36:1-10. Published ahead of print February 20, 2008 (10.2967/jnmt.107.046839).
4. 고창순 편저. 핵의학. 제2판. 고려의학; 1997. p. 772-788.