

정적 영상에서 Noise Reduction Software의 이해와 적용

서울대학교병원 핵의학과

이형진 · 송호준 · 승종민 · 최진욱 · 김진의 · 김현주

The Understanding and Application of Noise Reduction Software in Static Images

Hyung Jin Lee, Ho Jun Song, Jong Min Seung, Jin Wook Choi, Jin Eui Kim and Hyun Joo Kim

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

Purpose: Nuclear medicine manufacturers provide various softwares which shorten imaging time using their own image processing techniques such as UlatraSPECT, ASTONISH, Flash3D, Evolution, and nSPEED. Seoul National University Hospital has introduced softwares from Siemens and Philips, but it was still hard to understand algorithm difference between those two softwares. Thus, the purpose of this study was to figure out the difference of two softwares in planar images and research the possibility of application to images produced with high energy isotopes. **Materials and Methods:** First, a phantom study was performed to understand the difference of softwares in static studies. Various amounts of count were acquired and the images were analyzed quantitatively after application of PIXON, Siemens and ASTONISH, Philips, respectively. Then, we applied them to some applicable static studies and searched for merits and demerits. And also, they have been applied to images produced with high energy isotopes. Finally, A blind test was conducted by nuclear medicine doctors except phantom images. **Results:** There was nearly no difference between pre and post processing image with PIXON for FWHM test using capillary source whereas ASTONISH was improved. But, both of standard deviation(SD) and variance were decreased for PIXON while ASTONISH was highly increased. And in background variability comparison test using IEC phantom, PIXON has been decreased over all while ASTONISH has shown to be somewhat increased. Contrast ratio in each spheres has also been increased for both methods. For image scale, window width has been increased for 4-5 times after processing with PIXON while ASTONISH showed nearly no difference. After phantom test analysis, ASTONISH seemed to be applicable for some studies which needs quantitative analysis or high contrast, and PIXON seemed to be applicable for insufficient counts studies or long time studies. **Conclusion:** Quantitative values used for usual analysis were generally improved after application of the two softwares, however it seems that it's hard to maintain the consistency for all of nuclear medicine studies because result images can not be the same due to the difference of algorithm characteristic rather than the difference of gamma cameras. And also, it's hard to expect high image quality with the time shortening method such as whole body scan. But it will be possible to apply to static studies considering the algorithm characteristic or we can expect a change of image quality through application to high energy isotope images. (*Korean J Nucl Med Technol 2010;14(1):54-60*)

Key Words : Noise Reduction Software, PIXON, ASTONISH

서 론

- Received: March 8, 2010. Accepted: March 30, 2010.
- Corresponding author: **Ho Jun Song**
Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, 28
Yeongondong, Jongno-gu, Seoul, 110-744, Korea
Tel: +82-2-2072-2532, Fax: +82-2-766-9083
E-mail: is1069@hanmail.net

핵의학 분야는 환자의 검사시간을 단축시키기 위해 장비 회사에서 고유한 영상처리 기법을 이용하여 검사시간을 줄이는 다양한 소프트웨어를 제공하고 있다. UltraSPECT, ASTONISH, Flash3D, Evolution, nSPEED 등이 그 예로서,

본원도 Siemens와 Philips사의 소프트웨어를 도입하였고, 이를 일부 임상에 적용하고 있다.⁴⁾ 하지만 회사로부터 제공받는 자료들이 대부분 SPECT에 편중되어 있고, 검사시간의 획기적 단축 측면의 홍보용 자료만 제공받고 있어 현실적으로 각 병원의 특성에 맞게 적용하기에 많은 어려움이 있는 것으로 생각된다. 더구나 소프트웨어의 적용 시 processing parameter들이 무엇이며 어떻게 적용되는지에 대한 과정을 자세히 볼 수 없는 것이 대부분이었다. 본 연구에서는 몇 가지 팬텀실험을 통하여 본원에서 보유하고 있는 소프트웨어의 특성과 차이를 이해하고, 이를 임상에 적용해 봄으로써 보다 나은 영상을 얻고 업무의 효율성을 높이고자 한다.^{5,6)}

실험재료 및 방법

1. 실험기기 및 재료

- E.CAM-signature (Siemens, Germany)
- SKY-Light (Philips, USA)
- Flanged Jaszczak ECT phantom
- NEMA IEC Body phantom
- Capillary tube

2. 실험방법

모든 실험의 조건은 두 종류의 카메라에 동일하게 적용하고 zoom factor는 1.0, matrix size는 256×256으로 하였다.

1) Capillary tube를 물통 속에 고정시킨 후 50 μCi 를 capillary tube에 주입하고 BKG (Background)에 100 μCi 를 주입하여 검출기와의 거리를 동일하게 한 후 두 종류의 장비에서 정적 영상을 촬영하였다(Fig. 1). 획득 계수를 50 kcounts와 250 kcounts로 나누어 두 번씩 실시하였고 X, Y축의 profile을 이용하여 FWHM (Full Width Half Maximum)

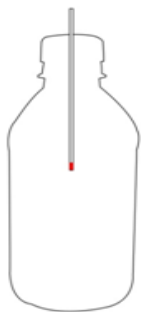


Fig. 1. Capillary cylinder.

을 통한 비교를 실시하였다.

2) Jaszczak phantom을 이용하여 800 μCi 를 주입하고 획득 계수를 각각 100, 200, 300 kcounts로 설정하여 실시하였다. 팬텀의 위치는 정적 영상을 촬영하기 위하여 검출기 위에 위치시키고 실험을 실시하였다. 정량적 분석을 배제하고 정성적 분석과 영상의 스케일 차이를 확인하기 위한 결과만을 도출하였다.

3) IEC phantom을 이용한 실험에서는 선원으로는 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 을 사용하였고, sphere 외부에는 BKG activity를 70 L에 10 mCi 정도의 비율로 9.7 L를 채웠다. 나머지 여섯 개의 sphere에는 BKG의 4배에 해당하는 activity로 채운 후 실험하였다. Sphere에 대한 Contrast ratio, BKG에 대한 Standard Deviation (SD), Variability를 구해 보았다.

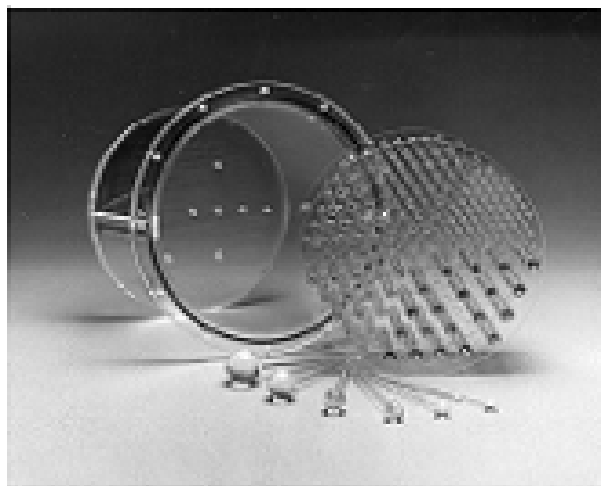


Fig. 2. Jaszczak phantom.

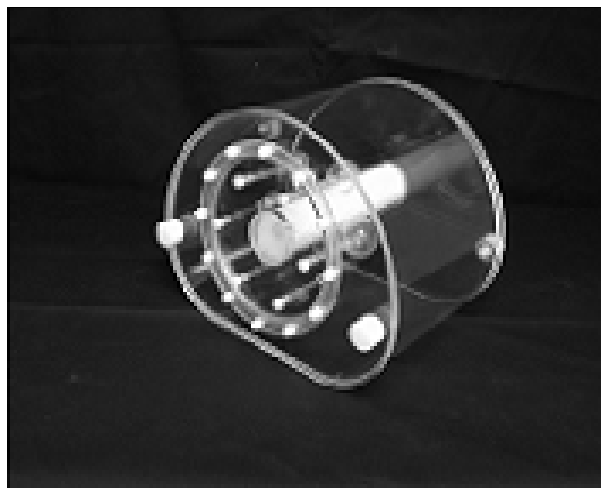


Fig. 3. IEC phantom.

결 과

1. Capillary tube를 이용한 FWHM, SD, Variance 비교

PIXON method는 processing 전과 후에 유의한 차이가 없었다. 오히려 예상했던 것과 달리 FWHM은 처리 후에 다소 증가하는 경향을 보이기도 하였다(Table 1).

ASTONISH는 X,Y 모두 FWHM이 향상되었고, SD와 variance 모두 큰 폭으로 증가하였다(Table 2).

2. IEC phantom을 이용하여 각 sphere별 계수와 BKG 그리고 contrast ratio를 구해 보았다(Fig. 4, Fig. 5, Table 3, 4).

3. Percent BKG variability for sphere

- 1) PIXON
- 2) ASTONISH

4. Jaszczak ECT phantom을 이용한 영상 비교

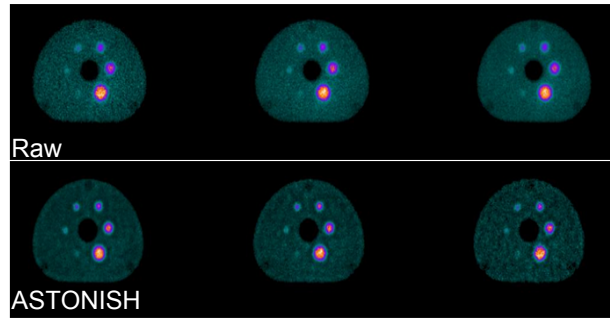


Fig. 4. Raw and ASTONISH Images of IEC phantom.

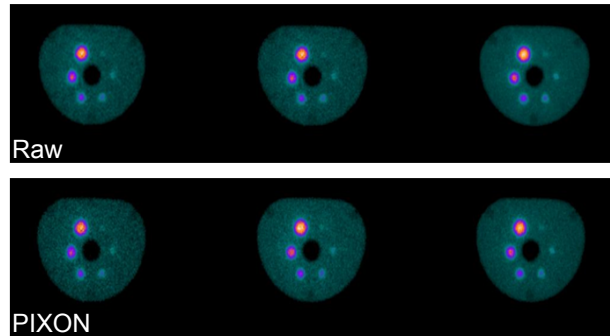


Fig. 5. Raw and PIXON Images of IEC phantom.

Table 1. PIXON statistics with capillary

PIXON		X profile	Y profile	Standard deviation	Variance
50 kcounts	Before	2.79 (6.71)	3.47 (8.34)	11.07	122.53
	After	2.86 (6.85)	3.53 (8.45)	10.98	120.59
250 kcounts	Before	2.78 (6.67)	3.49 (8.38)	55.17	3043.57
	After	2.83 (6.75)	3.56 (8.47)	55.05	3030.78

Table 2. ASTONISH statistics with capillary

ASTONISH		X profile	Y profile	Standard deviation	Variance
50 kcounts	Before	2.99(6.97)	3.47(8.34)	10.41	108.43
	After	2.19(5.11)	2.59(6.04)	16.51	272.67
250 kcounts	Before	2.96(6.90)	3.58(8.51)	51.8	2683.45
	After	2.08(5.05)	2.60(6.03)	83.19	6920.84

Table 3. ASTONISH tables of IEC phantom for comparing counts & contrast ratio

500 k counts	Raw		ASTONISH		Contrast	150 k		500 k	
	Sphere	BKG	Sphere	BKG		Before	After	Before	After
10 mm	1,387	809	1,617	768	37 mm	97.91	98.23	97.74	98.03
13 mm	2,579	873	3,244	872	28 mm	95.45	96.31	94.61	95.31
17 mm	4,834	885	6,111	995	22 mm	0.78	91.25	90.88	91.40
22 mm	9,983	910	12,292	1,058	17 mm	80.66	82.47	81.69	83.71
28 mm	19,273	1,038	22,820	1,069	13 mm	67.60	75.02	66.14	73.12
37 mm	42,193	950	47,615	937	10 mm	36.60	44.96	41.67	52.50

Table 4. Raw and ASTONISH Images of IEC phantom

500 k counts	Raw		ASTONISH		Contrast	150 k		500 k	
	Sphere	BKG	Sphere	BKG		Before	After	Before	After
10 mm	1,564	868	7,790	4,857	37 mm	97.84	97.91	97.60	97.62
13 mm	2,702	917	13,268	3,700	28 mm	94.50	94.94	94.91	95.96
17 mm	4,815	906	24,136	4,091	22 mm	91.16	92.96	90.50	91.27
22 mm	9,376	890	48,296	4,214	17 mm	81.08	82.94	81.18	83.05
28 mm	20,017	1,018	99,672	4,024	13 mm	65.01	66.56	66.06	72.11
37 mm	41,941	1,005	207,112	5,170	10 mm	21.07	27.3	80.61	60.38

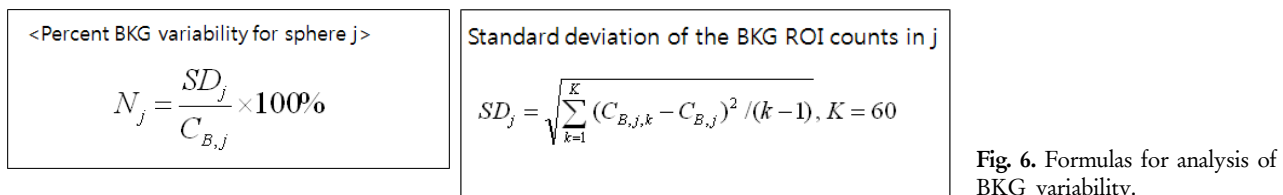


Table 5. PIXON results for SD & variability of BKG.

	[mm]	Raw	PIXON		[mm]	Raw	PIXON
	SD	37	9.32		8.15	Variance	37
28		7.92	7.33	28	4.24		3.70
22		8.88	7.29	22	10.65		6.24
17		8.46	7.25	17	6.29		4.56
13		9.10	8.24	13	11.07		8.61
10		12.52	5.83	10	18.63		7.58

Table 6. ASTONISH results for SD & Variability of BKG

	[mm]	Raw	Asto		[mm]	Raw	Asto
	SD	37	5.11		6.02	Variance	37
28		4.88	7.65	28	3.39		3.80
22		4.06	6.18	22	5.16		6.68
17		4.62	4.04	17	4.25		6.59
13		4.69	5.50	13	7.97		9.24
10		5.83	8.80	10	8.94		10.29

1) PIXON

Processing 후의 영상이 Raw data보다 Window Width (WW)와 Window Level (WL)이 매우 큰 폭으로 상승함을 알 수 있다.

2) ASTONISH

전후의 영상이 육안적으로 미세한 차이가 있어도 PIXON 처럼 processing 후에 window width와 level이 크게 변화하지 않았다.

5. Clinical case

1) WBC scan

2) Parathyroid scan

3) 정량적 분석을 위해 ROI를 그릴 때 유용하게 사용될 수 있다.

4) 영상의 WW와 WL의 변화를 이용한 작업의 편리성

Lymphangiography와 같이 영상의 WW와 WL이 너무 작아 적절한 농도를 표현하기가 어려울 때 PIXON method를

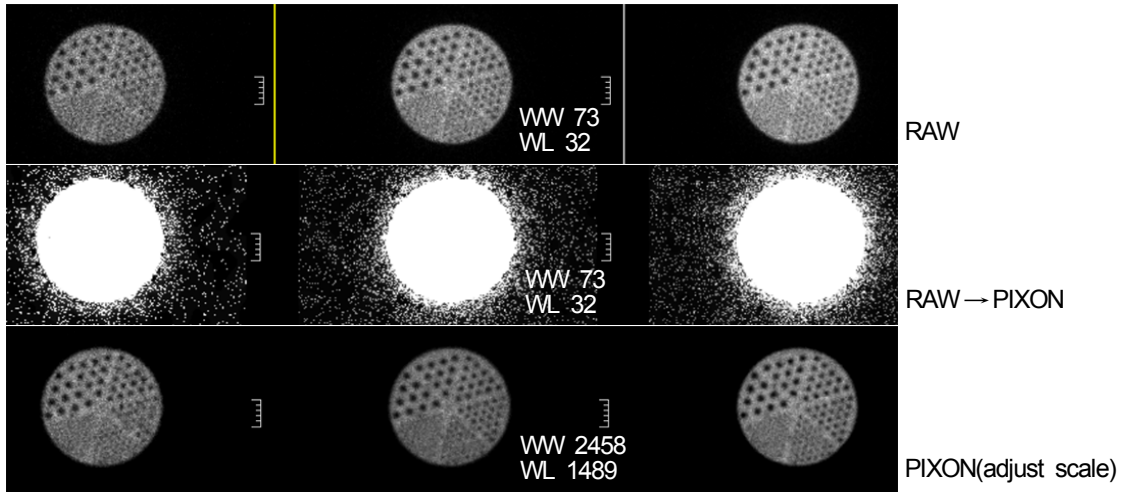


Fig. 7. Jaszczak phantom images for comparing raw data and PIXON.

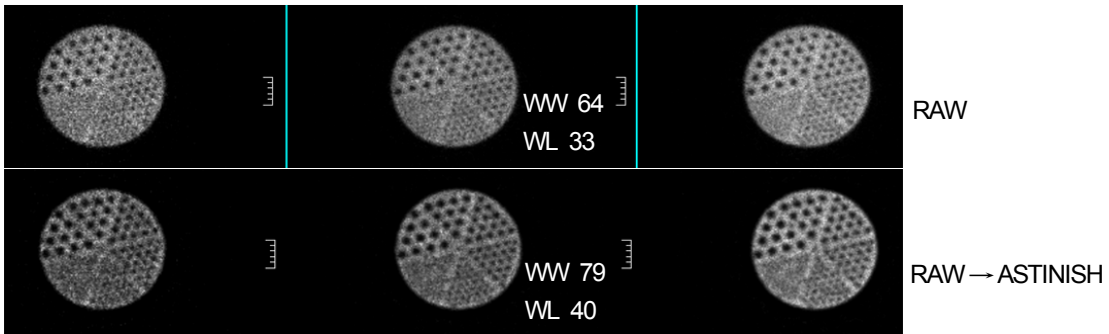


Fig. 8. Jaszczak phantom images for comparing Raw data and ASTONISH.



Fig. 9. Images of WBC scan using PIXON and ASTONISH.

이용하여 WW를 증폭시켜 영상 작업의 편리성을 얻을 수 있다.

5) High energy 적용 사례

^{99m}Tc의 적용에 비해 검사법의 큰 변화 없이 환자의 투여 용량에 따라 적절하게 이용하면 영상의 변화를 통해 각 병원의 특성에 따라 적용 여부가 결정되어질 수 있을 것으로 사료된다.

결론 및 고찰

본원에 보유하고 있는 두 프로그램의 연구는 서로의 우위를 결정하기 위한 실험이 아닌 서로의 특징을 잘 파악하여 임상에 유용하게 적용하기 위함이라 할 수 있다. 영상의 분석인자로 많이 사용되는 정량적 수치들은 processing 후에 대체로 다소 향상되었지만, 카메라의 차이보다 소프트웨어

간의 알고리즘 특성으로 인한 결과영상의 차이가 많아 모든 핵의학 검사에 일관적으로 적용하기에는 많은 어려움이 있

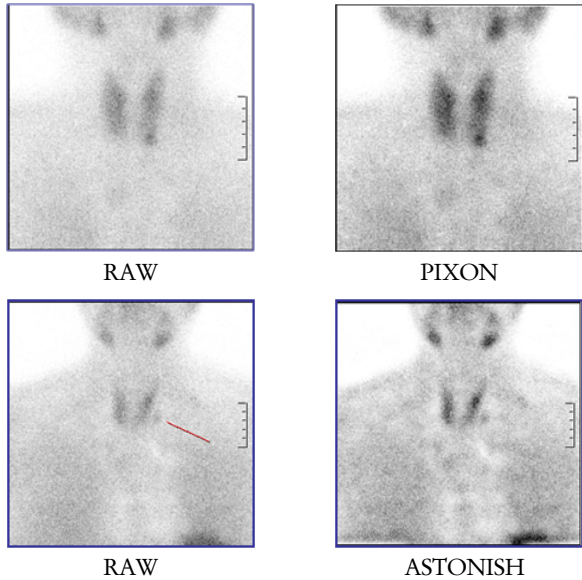


Fig. 10. Images of Parathyroid scan using PIXON and ASTONISH.

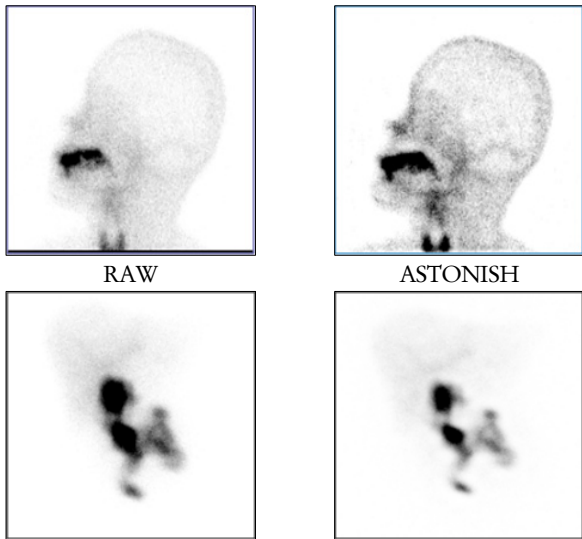


Fig. 11. Images of salivary & hepatobiliary scan using ASTONISH.

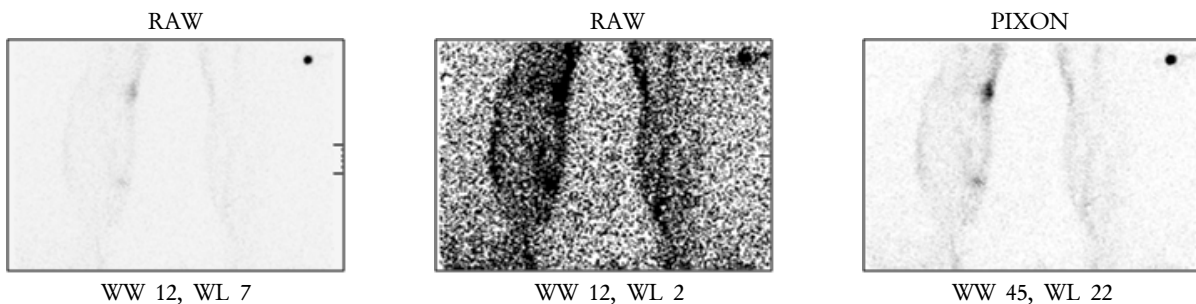


Fig. 12. Images of lymphangiography using PIXON.

을 것으로 사료된다.²⁻⁴⁾ 또한 전신 뼈 영상과 같이 검사시간의 획기적 단축과 같은 기법으로는 우수한 영상의 질을 기대하기 어렵다. 위의 연구에서 본 것과 같이 PIXON은 SNR (Signal to Noise ratio)이 낮은 핵의학 검사나 획득계수가 부족한 검사에 쓰일 수 있고, ASTONISH는 정량적 분석을 위한 ROI (Region of Interest) 작업과 대조도를 강조하는 검사에 유용하게 쓰일 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 이러한 것들이 영상의 분해능과 무조건적인 정비례 관계에 있다고는 할 수 없다. 그리고 ^{99m}Tc 이외의 핵종에도 적용을 하여 영상의 변화를 기대할 수 있는 가능성을 엿볼 수 있었지만 이 또한 병원의 검사법과 특성을 고려하여야 할 것이다. 새로운 소프트웨어의 도입 시 다양한 실험을 통하여 특성을 이해하고 임상에 적용하는 과정들이 필요하다.

요 약

본원에 도입된 새로운 소프트웨어는 SPECT나 전신 뼈 영상에만 국한되어 사용되어 지고 있지만 보다 효과적으로 다른 검사에 적용하기 위해 팬텀을 통한 실험과 영상의 비교를 통하여 그 유용성을 찾아보고자 하였다. 실험을 위하여 Body IEC phantom과 Jaszczak ECT phantom, Capillary를 이용한 실린더 팬텀을 이용하였고, 영상의 처리 전후의 계수, statistics를 비교해 보고 contrast ratio나 BKG의 변화들을 정량적으로 분석해 보았다.

Capillary source를 이용한 FWHM 비교에서는 PIXON의 경우 처리 전후의 영상에서 차이가 거의 없었고, ASTONISH의 경우 처리 후의 영상이 우수해짐을 확인할 수 있었다. 반면 Standard deviation과 그에 따른 Variance는 PIXON은 다소 감소한 반면 ASTONISH는 큰 폭으로 증가함을 보였다. IEC phantom을 이용한 BKG variability 비교에서는 PIXON의 경우 전체적으로 감소한 반면 ASTONISH는 다소 증가하는 경향을 보였고, 각각의 sphere에 대한 contrast ratio도 두 가지 방법 모두 향상됨을 확인하였다. 영상의 스케일 면

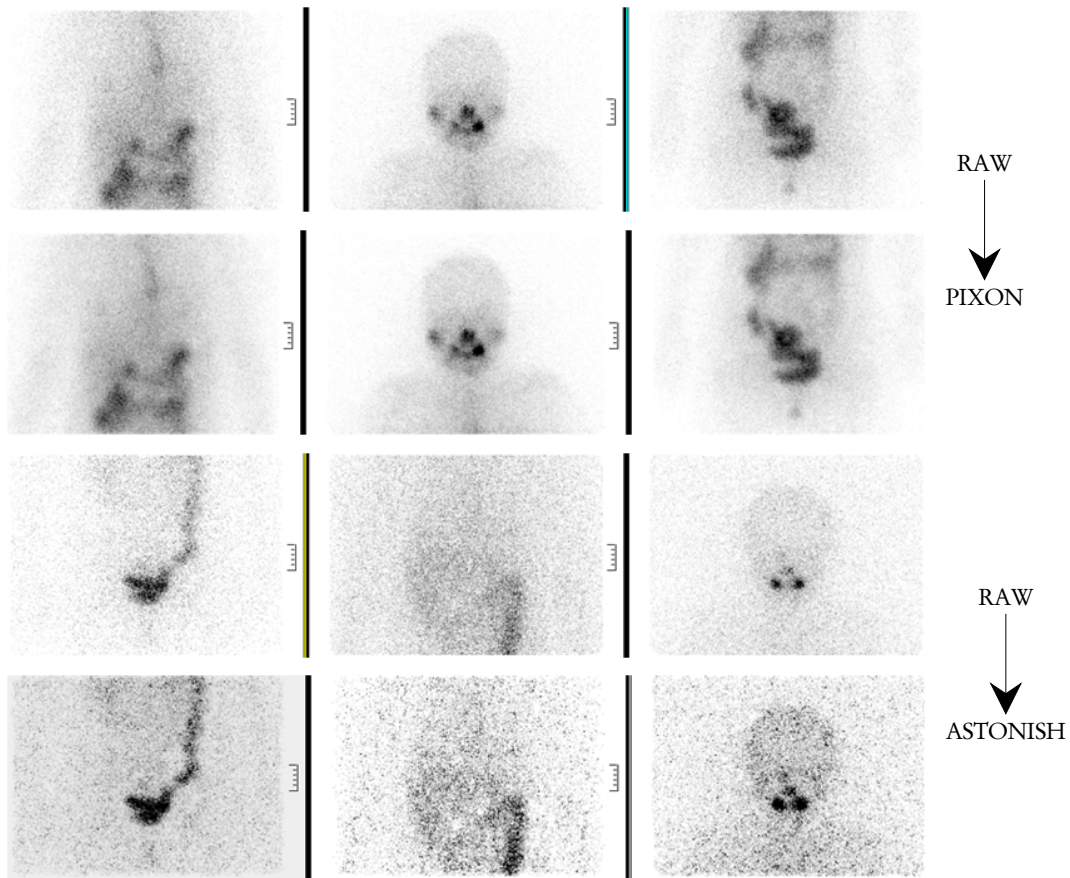


Fig. 13. Images of ¹³¹I Whole body scan using PIXON & ASTONISH.

에서도 PIXON의 경우 처리 후에는 window width가 약 4-5 배 증가하였지만 ASTONISH에서는 큰 차이가 없었다. 팬텀 실험 분석 후 ASTONISH는 정량적 분석을 위해 ROI를 그려야 하는 기타 검사와 대조도를 강조하는 검사에 적용 가능성을 보였고, PIXON은 획득계수가 부족하거나 SNR이 낮은 핵의학 검사에 유용하게 사용될 것으로 생각되었다.¹⁻³⁾

영상의 분석 인자로 많이 사용되는 정량적인 수치들은 소프트웨어의 적용 후 대체로 향상되었지만 감마카메라의 차이보다 소프트웨어간의 알고리즘 특성으로 인한 결과영상의 차이가 많아 모든 핵의학 검사의 적용에 있어서 일관성을 유지하기는 어려울 것으로 사료된다. 또한 전신 뼈 영상과 같이 검사시간의 획기적 단축과 같은 수단으로는 우수한 영상의 질을 기대하기 어렵다. 새로운 소프트웨어의 도입 시 병원의 특성에 맞는 protocol과 임상 적용 전에 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.¹⁾

REFERENCES

1. R. L. Lagendijk, J. Biemond, and D. E. Boekee. "Identification and restoration of noisy blurred images using the expectation maximization algorithm". *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.* 1990;38:1180-1191.
2. A. Yahil, A. H. Vija, and E. G. Hawman. "Enhanced Feature Extraction in Planar Nuclear Medicine Using Pixon® Minimum-Complexity Image Processing". *IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Record, ed. B. Yu, in press.* 2006.
3. Shepp LA, Vardi Y. "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography". *IEEE Trans. Med. Imag.* 1982;MI-1: 113-122.
4. R. C. Puetter, T. R. Gosnell, and A. Yahil. "Digital image reconstruction: deblurring and denoising". *Annu. Rev. Astron. Astrophys.* 2005; 43:139-194.
5. C. C. Kunni, B. H. Hasegawa, and W. R. Hendee. "Noise reduction in nuclear medicine images". *J. Nucl. Med.* 1983;24:532-534.
6. A. H. Vija, T. R. Gosnell, A. Yahil, E. G. Hawman, and J. C. Engdhal. "Statistically based, spatially adaptive noise reduction of planar nuclear studies". *Med. Imaging, Proc. SPIE.* 2005; 5747:6345.