

## 저선량 핵의학 감마카메라 영상장치의 최근 발전

황경훈 · 이병일<sup>2</sup> · 김용권<sup>3</sup> · 이해준 · 선용한<sup>1</sup>

가천대 길병원 핵의학과, <sup>1</sup>소아과, <sup>2</sup>한국광기술원, <sup>3</sup>(주)뉴케어메디컬시스템

### Recent Development in Low Dose Nuclear Medicine Gamma Camera Imaging

Kyung Hoon Hwang, Byeong-il Lee<sup>2</sup>, Yongkwon Kim<sup>3</sup>, Haejun Lee and Yong Han Sun<sup>1</sup>

Departments of Nuclear Medicine and <sup>1</sup>Pediatrics, Gachon University Gil Hospital, Incheon, Republic of Korea

<sup>2</sup>Korea Photonics Technology Institute, Gwangju, Republic of Korea

<sup>3</sup>NuCare Medical System, Inc., Gil Hospital, Incheon, Republic of Korea

(Manuscript received 1 August 2015; revised 25 August 2015; accepted 25 August 2015)

**Abstract:** Recently, new gamma camera systems enabling low radiation dose imaging have been developed. We reviewed the recent development of these low dose gamma camera systems including high sensitivity detectors, device structures, noise reduction filters, efficient image reconstruction algorithms, low dose protocols, and so on. It is expected that further technological advances reduce both radiation dose and imaging time in gamma camera imaging especially for radiation-sensitive patients such as pediatric patients.

**Key words:** Low dose, Gamma camera, Radiation exposure, Nuclear medicine

123

#### I. 서 론

근래 의료기관에서 환자에 대한 방사선 검사에 의한 저선량 방사선 피폭에 대한 관심이 증가되고 있다[1,2]. 또한, 소아는 성인보다 고선량 방사선 피폭으로 인한 위험성이 크므로[3,4], 의료기관에서의 영상검사의 증가로 이러한 소아 환자에 대한 검사를 위한 방사선피폭량에 대한 관심도 고조되고 있다. 최근 핵의학 감마카메라 영상 분야에서는 몇 가지 괄목할만한 기술적인 발전이 이루어져오고 있는데, 그 중 대표적인 것이 저선량 핵의학 영상촬영 기술의 발전이라고 볼 수 있겠다. 임상적으로는 심장핵의학 검사 부문에서 이러한 저선량 핵의학 검사 방법이 가장 활발하게 연구되고 발전되고 있다[5]. 따라서, 본 논문에서는 이러한 핵의학 감마카메라 영상 분야에서의 저선량 핵의학 영상촬영 기술의 발전에

대해서 최근의 발전 상황을 감마카메라 검사의 피폭선량, 새로운 감마선 검출기의 개발, 민감도가 높은 감마카메라 조준기의 개발, 영상 처리/재구성 알고리즘의 발전 및 저선량 영상 획득 프로토콜의 순서로 알아보았다.

#### II. 감마카메라 검사의 피폭선량

일반 성인 환자에서 감마카메라 검사에 의한 방사선 피폭 선량은 보고 논문에 따라 차이가 있지만, Tc-99 m MDP (methylene diphosphonate)를 사용한 골스캔 검사의 경우 4~6 mSv, Tc-99 m 제재를 사용한 심장핵의학 SPECT 검사의 경우 9~15 mSv의 유효선량(effective dose)을 받는 것으로 보고되었다[1,2,6]. 이러한 방사선 검사 시 피폭선량을 낮추기 위하여 북미 지역의 영상 관련 학회를 중심으로 “Image Gently” 슬로건으로 영상 검사 시의 방사선 피폭을 줄이려는 노력을 하고 있고[7,8], 미국 심장학회에서는 “FOCUS(Formation of Optimal Cardiovascular Use Strategy)”로 부적절한 심장 영상검사에 의한 방사선 피폭을 줄이기 위한 시스템을 운영하고 있다[9].

Corresponding Author : Yong Han Sun  
Department of Pediatrics, Gachon University Gil Hospital  
Incheon, Republic of Korea  
TEL: +82-32-460-3312 / FAX: +82-32-460-3313  
E-mail: chdsyh@gilhospital.com

### III. 민감도가 높은 감마선 검출기의 개발

저선량으로 핵의학 영상 촬영을 하기위한 방법들 중에서 근래 이루어진 가장 괄목할 만한 발전은 민감도가 높은 감마선 검출기의 개발이다. 실제 핵의학 감마카메라 검사에서 가장 널리 사용되고 있는 NaI 섬광결정 검출기의 경우에 실제 발생하는 감마선 신호의 일부 만을 영상 형성에 이용하기 때문에 민감도가 낮아 오랜 시간 동안 영상획득을 하거나 상대적으로 많은 양의 방사성동위원소를 사용해야 한다. 현재 민감도가 높은 CZT(Cadmium Zinc Telluride, CdZnTe) 검출기 CsI(Cesium Iodide) 검출기 등이 개발되어 기존의 NaI 섬광결정 검출기를 대체하여 감마카메라에 장착되기 시작하였다(그림 1).

#### 1. CdZnTe/CdTe(CZT) 검출기

반도체 소자인 CZT 검출기의 장점들은 높은 민감도와 내인성 공간 분해능(intrinsic spatial resolution) 를 가지며, 감마선을 직접 전기신호로 바꾸기 때문에 전기 신호로의 변환 및 신호 증폭을 위한 광전자증배관(PM tube)이 필요없으며, 에너지 분해능(energy resolution)도 높다[10]. 또한 신호처리를 위한 전자회로기판도 작고 얇게 만들 수 있는 장점을 가지므로[11], 다수의 CZT 검출기를 영상을 획득할 장기 주위로 효율적으로 배치시켜 민감도를 기존의 NaI 섬광결정 검출기를 장착한 감마카메라 보다 5배 이상으로 증가시킬 수 있어서[10], 영상 획득 시간 및 방사성의약품 투여량을 획기적으로 줄일 수 있다[12-15]. 현재 심장 전용 감마카메라로는 General Electric(GE) Healthcare사의 Discovery NM 530c와 Spectrum Dynamics사의 D-SPECT 등이 제품화되어 보급되고 있고[10], 유방 전용

감마카메라로는 GE Healthcare사의 NM 750b와 Gamma Medica사의 LumaGEM 등 이 제품화되어 생산되기 시작하였다[16].

#### 2. CsI 검출기

CsI 검출기는 NaI와 비슷한 섬광결정 검출기이지만, 발광 효율이 높고 실리콘광전자증배소자(Silicon PhotoMultiplier, SiPM)에 결합시키기 좋은 광특성을 갖고 있어 CsI-SiPM 형태의 검출기로서 고 민감도의 감마카메라로 개발되어 Digirad사의 Cardius 및 Ergo 등으로 제품화되어 보급되고 있다[17].

#### 3. GAGG 검출기

GAGG( $Gd_3Al_2Ga_3O_{12}$ ) 검출기는 발광 효율 및 에너지 분해능이 높고 불응 시간(dead time)이 짧아서 감마카메라 및 PET을 위한 검출기로 개발되고 있다[18,19].

### IV. 민감도를 높인 감마카메라 조준기 설계

저선량으로 핵의학 영상 촬영을 하기 위한 방법 중의 하나로 감마카메라의 조준기 등의 기하학적인 구조를 민감도를 올리기위한 최적화된 구조로 디자인한 장비들이 개발되고 있다.

#### 1. 다중바늘구멍조준기

감마카메라에서 일반적으로 사용되는 평행구멍조준기(parallel hole collimator)나 바늘구멍조준기(pinhole collimator)의 감마선의 검출 효율은 매우 낮기 때문에(1% 미만), 여러 개의 바늘구멍으로 감마선의 검출효율을 향상시킨 다중바늘구멍조준기(multi-pinhole collimator)가 개발되어 소동물(small animal)용 감마카메라에 사용되다가

124

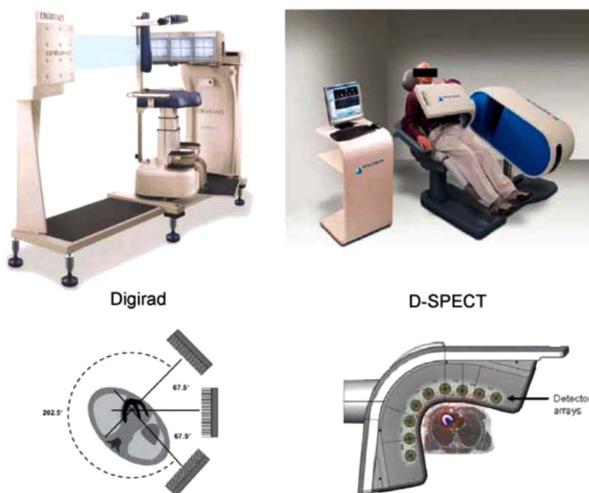


그림 1. CZT 검출기를 이용한 심장 전용 SPECT.  
Fig. 1. Cardiac dedicated SPECT using CZT detector.



그림 2. 다중바늘구멍조준기를 이용한 심장 전용 SPECT.  
Fig. 2. Cardiac dedicated SPECT using multi-pinhole collimator.

근래에 높은 민감도의 CZT 검출기와 함께 심장전용 감마 카메라에 장착되어 감마선의 검출 효율을 현저히 향상시킨 [15] GE Healthcare사의 Discovery NM 530c 등으로 제품화되어 생산되고 있다(그림 2).

**2. 조준기 초점형 배치**

근래에는 일반적으로 사용되는 NaI 검출기 감마카메라의 부채꼴빔조준기(fan beam collimator) 등과 같은 조준기들을 심장과 같은 특정한 영상 표적장기에 초점을 두고 여기에 맞추어 배열하여 감마선의 검출효율을 올린 조준기 초점형 배치(focused collimation) 형태로 설계된 감마카메라들(그림 3)이 개발되어 Siemens사의 IQ-SPECT이나 CardiArc 사의 CardiArc 등으로 제품화되어 보급되고 있다[11]. 또한, 앞서 기술한 CZT나 CsI와 같은 고민감도의 감마선 검출기를 장착한 감마카메라들도 조준기를 촬영하고자 하는 표적 장기에 맞추어 배열하여 감마선의 검출 효율을 최대화시키고 있다[20].

**V. 영상재구성 및 영상처리 소프트웨어의 개발**

전통적인 SPECT 영상 재구성 방법은 여과 후 역 투영 방법(FBP: filtered back projection)이었는데, 빠르고 효과적이지만 노이즈가 많은 환경에서는 영상의 질이 떨어지는 단점이 있어, 근래에 컴퓨터의 계산 성능이 향상되면서 반복계산 재구성 방법(iterative reconstruction)으로 바뀌어 가고 있다[21]. 특히, 배열된 부분집합 기대값 최대화 방법(OSEM: ordered subsets expectation maximization)이 선호되어 이용되고 있는데, 이러한 반복계산 재구성 방법의 최대 장점은 감마카메라 영상 획득 과정의 물리적 특

성들을 모델화하여 영상 재구성 과정에 반영하여 영상의 질을 향상시킬 수가 있는 것이다[22]. 따라서 SPECT의 반복 계산 영상 재구성 방법을 개선하여 적은 양의 방사성동위원소를 투여하고 영상을 얻는 방법들[23]이 개발되어 시도되고 있는데, 여기에는 평행으로 조준기에 들어오는 광자들만 고려했던 기존의 영상재구성 방법과는 달리, 좌우로 퍼져들어가는 광자들에 대해서도 신호를 수학적인 모델을 이용하여 계산하여 신호대잡음비(signal to noise ratio)를 향상시켜 감마선의 검출효율을 높이는 광대역영상재구성(wide beam reconstruction) 방법[23] 및 조준기의 물리적인 요소를 다 계산하여 해상도를 회복시키는 해상도 회복(resolution recovery) 방법[24,25] 등이 개발되어 이용되기 시작하였다(그림 4). 현재 SPECT 카메라 제조회사들에서는 영상재구성 알고리즘에 산란보정 및 해상도회복, 그리고 노이즈 제거 알고리즘 등까지 탑재한 소프트웨어를 공급하고 있는데, Philips사의 Astonish[26], GE Healthcare사의 Evolution[27], UltraSPECT사의 Wide Beam Reconstruction[28,29], Siemens사의 Flash 3D[30] 등이 있다.

이러한 고민감도의 CZT 검출기 및 다중바늘구멍 조준기와 향상된 영상 재구성 알고리즘이 적용된 감마카메라

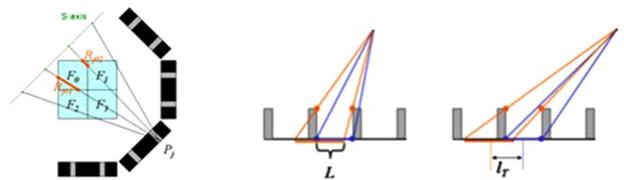


그림 4. 고민감도 조준기와 해상도 회복을 이용한 감마카메라 영상 획득[40].  
Fig. 4. Gamma camera image acquisition using high sensitivity collimator and resolution recovery [40].

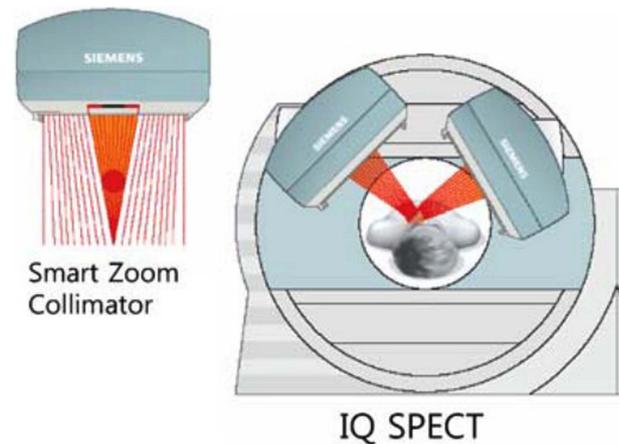


그림 3. 조준기 초점형 배치(focused collimation) 형태로 설계된 감마카메라.  
Fig. 3. Focused collimation - designed gamma camera.

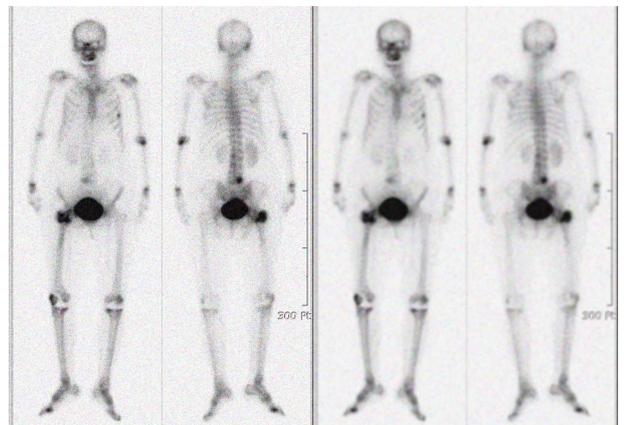


그림 5. 노이즈 감소 필터를 사용한 골스캔 이미지의 보정.  
Fig. 5. Improved Bone Scintigraphic Image by Noise Reduction Filter.

SPECT와 기존의 감마카메라 SPECT을 비교한 팬텀 실험에서 민감도에서는 3~4배, 영상의 공간 분해능에서는 반폭치(FWHM: full width at half maximum)가 25~43%(평균 33%)로 향상된 것으로 보고되었다[15,31].

최근에는 감마카메라 평면영상에서 기존의 방사성동위원소 투여량보다 적은 양을 투여하거나 짧은 시간 동안 영상을 획득하여 적은 카운트의 영상을 얻은 후, 노이즈(noise) 제거 영상처리를 통하여 기존의 방사성동위원소 투여량보다 적은 양을 투여하여 영상을 얻는 방법들이[32-35] 활발하게 연구되고 있다.

## VI. 저선량 영상획득 프로토콜의 발전

민감도가 높아진 감마선 검출기의 개발, 감마카메라의 구조 개선, 그리고 저카운트로도 대조도가 높은 핵의학 영상을 만들어낼 수 있는 영상재구성 및 영상처리 소프트웨어의 발전으로 최근 감마카메라 영상에서 환자에게 기존의 방사성동위원소 투여량보다 적은 양을 투여하여 방사선 피폭량을 줄이면서 짧은 시간 동안 영상을 획득하는 저선량 핵의학 영상 프로토콜들이 심근 SPECT 영상 부문을 중심으로 만들어지고 있다[5]. 일반적인 방법으로 Tc-99m 제제로 심근 SPECT을 시행할 경우에 환자가 받는 방사선 피폭선량이 10-15 mSv로 알려져있는데, 저선량 심근 SPECT 영상 프로토콜로 시행할 경우에 방사선 피폭선량을 5~6 mSv로 줄일 수 있는 것으로 보고되고 있다[36]. 이 중에는 저선량으로 부하 심장관류 SPECT 영상만을 획득한 후, 영상 결과가 정상일 경우에는 안정 심장관류 SPECT 영상 검사를 시행하지 않는 저선량 단일 부하 심장관류 SPECT (Low dose stress-only myocardial perfusion SPECT) 검사 프로토콜의 경우에는 방사선 피폭선량을 5 mSv 미만으로 줄일 수 있는 것으로 보고되고 있다[37-39].

## VII. 결 론

저자들은 고민감도 감마선 검출기, 민감도를 높인 감마카메라 구조, 효율적인 영상재구성 및 영상처리 소프트웨어의 개발, 그리고 저선량 영상획득 프로토콜의 발전 등 저선량 핵의학 영상검사의 최근 발전에 대하여 알아보았다. 실제적인 예로 저선량 심근 SPECT 영상 프로토콜로 시행할 경우에 방사선 피폭선량을 기존의 방법보다 절반 이하로 줄일 수 있는 것으로 보고되고 있어 이러한 기술적인 방법들을 효과적으로 결합시켜 실제 만들어지고 있는 영상 장치들은 검사에 따른 방사선 피폭을 최소화하며 짧은 시간에 영상을 얻을 수 있도록 하며 영상의 질을 유지하도록 하는 노력이 계속되어야 할 것이다.

## Reference

- [1] Fazel R, Krumholz HM, Wang Y, Ross JS, Chen J, Ting HH, et al., "Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation from Medical Imaging Procedures," *N Engl J Med*, vol. 361, no. 9, pp. 849-57, 2009.
- [2] Lin EC, "Radiation Risk From Medical Imaging," *Mayo Clin Proc*, vol. 85, no. 12, pp. 1142-1146, 2010.
- [3] American Academy of Pediatrics. Committee on Environmental Health, "Risk of ionizing radiation exposure to children: a subjective review," *Pediatrics*, vol. 101, no. 4, pp. 717-719, 1998.
- [4] Goske MJ, Applegate KE, Boylan J, Butler PF, Callahan MJ, Coley BD, et al., "The 'Image Gently' campaign: increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program," *Pediatr Radiol*, vol. 38, no. 3 pp. 265-269, 2008.
- [5] Slomka PJ, Dey D, Duvall WL, Henzlova MJ, Berman DS, Germano G, "Advances in Nuclear Cardiac Instrumentation with a View Towards Reduced Radiation Exposure," *Curr Cardiol Rep*, vol. 14, no. 2, pp. 208-216, 2012.
- [6] Mettler Jr FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M, "Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine," *Radiology*, vol. 248, no. 1, pp. 254-263, 2008.
- [7] Jafari ME, Daus AM, "Applying Image Gently SM and Image Wisely SM in nuclear medicine," *Health Phys*, vol. 104, no. 2, Suppl.1, pp. S31-S36, 2013.
- [8] Rao VM, Levin DC, "The Choosing Wisely Initiative of the American Board of Internal Medicine Foundation: What Will Its Impact Be on Radiology Practice?" *AJR*, vol. 202, no. 2, pp. 358-361, 2013.
- [9] Dorbala S, Blankstein R, Skali H, Park M-A, Fantony J, Mauceri C, et al., "Approaches to Reducing Radiation Dose from Radionuclide Myocardial Perfusion Imaging," *J Nucl Med*, vol. 56, no. 4, pp. 592-599, 2015.
- [10] Miller TD, Askew JW, O'Connor MK, "New Toys for Nuclear Cardiologists," *Circ Cardiovasc Imaging*, vol. 4, no. 1, pp. 5-7, 2011.
- [11] Robert C, Montémont G, Rebuffel V, Verger L, Buvat I, "Optimization of a parallel hole collimator/CdZnTe gamma-camera architecture for scintimammography," *Med Phys*, vol. 38, no. 4, pp. 1806-1819, 2011.
- [12] Garcia EV, Faber TL, Esteves FP, "Cardiac Dedicated Ultrafast SPECT Cameras: New Designs and Clinical Implications" *J Nucl Med*, vol. 52, no. 2, pp. 210-217, 2011.
- [13] Oddstig J, Hedeer F, Jögi J, Carlsson M, Hindorf C, Engblom H, "Reduced administered activity, reduced acquisition time, and preserved image quality for the new CZT camera," *J Nucl Cardiol*, vol. 20, no. 1, pp. 38-44, 2013.
- [14] Smith MF, "Recent Advances in Cardiac SPECT Instrumentation and System Design," *Curr Cardiol Rep*, vol. 15, no. 8, pp. 387-397, 2013.
- [15] Bocher M, Blevis IM, Tsukerman L, Shrem Y, Kovalski G, Volokh L, "A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential," *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, vol. 37, no. 10, pp. 1887-1902, 2010.
- [16] Holbrook A, Newell MS, "Alternative Screening for Women With Dense Breasts: Breast-Specific Gamma Imaging

- (Molecular Breast Imaging),” *AJR*, vol. 204, no. 2, pp. 252-256, 2015.
- [17] Sharir T, Slomka PJ, Berman DS, “Solid-State SPECT technology: fast and furious,” *J Nucl Cardiol*, vol. 17, no. 5, pp. 890-896, 2010.
- [18] kamada K, Yanagida T, Endo T, Tsutumi K, Usuki Y, Nikl M, et al., “2 inch diameter single crystal growth and scintillation properties of Ce:Gd<sub>3</sub>Al<sub>2</sub>Ga<sub>3</sub>O<sub>12</sub>,” *J Crystal Growth*, vol. 352, pp. 88-90, 2012.
- [19] Fujita T, Kataoka J, Nishiyama T, Ohsuka S, Nakamura S, Yamamoto S, “Two-dimensional diced scintillator array for innovative, fine resolution gamma camera,” *Nucl Instr Meth Phys A*, vol. 765, pp. 262-268, 2014.
- [20] Slomka PJ, Patton JA, Berman DS, Germano G, “Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging,” *J Nucl Cardiol*, vol. 16, no. 2, pp. 255-276, 2009.
- [21] Vandenberghe S, Asseler YD, Van de Walle R, Kauppinen T, Koole M, Bouwens L, et al., “Iterative reconstruction algorithms in nuclear medicine,” *Comput Med Imaging Graph*, vol. 25, no. 2, pp. 105-111, 2001.
- [22] Madsen MT, “Recent Advances in SPECT Imaging,” *J Nucl Med*, vol. 48, no. 4, pp. 661-673, 2007.
- [23] Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LK, Honeycutt E, Schwartz SC, Adams GL, et al., “Clinical results of a novel Wide Beam Reconstruction method for shortening scan time of cardiac SPECT perfusion studies,” *J Nucl Cardiol*, vol. 14, no. 4, pp. 555-565, 2007.
- [24] Sheehy N, Tetrault TA, Zurakowski D, Vija AH, Fahey FH, Treves ST, “Pediatric 99mTc-DMSA SPECT Performed by Using Iterative Reconstruction with Isotropic Resolution Recovery: Improved Image Quality and Reduced Radiopharmaceutical Activity,” *Radiology*, vol. 251, no. 2, pp. 511-516, 2009.
- [25] Stansfield EC, Sheehy N, Zurakowski D, Vija AH, Fahey FH, Treves ST, “Pediatric 99mTc-MDP Bone SPECT with Ordered Subset Expectation Maximization Iterative Reconstruction with Isotropic 3D Resolution Recovery,” *Radiology*, vol. 257, no. 3, pp. 793-801, 2010.
- [26] Venero CV, Heller GV, Bateman TM, McGhie A I, Ahlberg A W, Katten D, et al., “A multicenter evaluation of a new post-processing method with depth-dependent collimator resolution applied to full-time and half-time acquisitions without and with simultaneously acquired attenuation correction,” *J Nucl Cardiol*, vol. 16, no. 2, pp. 714-725, 2009.
- [27] Borges-Neto S, Pagnanelli RA, Shaw LK, Honeycutt E, Schwartz SC, et al., “Clinical results of a novel wide beam reconstruction method for shortening scan time of Tc-99m cardiac SPECT perfusion studies,” *J Nucl Cardiol*, vol. 14, no. 4, pp. 555-565, 2007.
- [28] DePuey EG, Gadiraju R, Clark J, Thompson L, Anstett F, Schwartz SC, “Ordered subset expectation maximization and wide beam reconstruction ‘half-time’ gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: a comparison to ‘full-time’ filtered backprojection,” *J Nucl Cardiol*, vol. 15, no. 4, pp. 547-563, 2008.
- [29] DePuey EG, Bommireddipalli S, Clark J, Thompson L, Srour Y, “Wide beam reconstruction ‘quarter-time’ gated myocardial perfusion SPECT functional imaging: a comparison to ‘full-time’ ordered subset expectation maximum,” *J Nucl Cardiol*, vol. 16, no. 5, pp. 736-752, 2009.
- [30] Vija AH, Hawman EG, Engdahl JC, “Analysis of a SPECT OSEM Reconstruction Method with 3D Beam Modeling and Optional Attenuation Correction: Phantom Studies,” *Nucl Sci Symp Conf Rec*, vol. 4, pp. 2662-2666, 2003.
- [31] Takahashi Y, Miyagawa M, Nishiyama Y, Ishimura H, Mochizuki T, “Performance of a semiconductor SPECT system: comparison with a conventional Anger-type SPECT instrument,” *Ann Nucl Med*, vol. 27, pp. 11-16, 2013.
- [32] Takalo R, Hytti H, Ihalainen H, “Adaptive Autoregressive Model for Reduction of Poisson Noise in Scintigraphic Images,” *J Nucl Med Technol*, vol. 39, no. 1, pp. 19-26, 2011.
- [33] Hsiao EM, Cao X, Zurakowski D, Zukotynski K, Drubach LA, Grant FD, “Reduction in Radiation Dose in Mercaptoacetyl triglycerine Renography with Enhanced Planar Processing,” *Radiology*, vol. 261, no. 3, pp. 907-915, 2011.
- [34] Ogawa K, Sakata M, Li Y, “Adaptive Noise Reduction of Scintigrams with a Wavelet Transform,” *Int J Biomed Imaging*, vol. 2012, 2012.
- [35] Ardenfors O, Sandqvist P, Jacobsson H, Svanholm U, “Pixon-based noise reduction algorithm for shorter acquisition time in whole body scintigraphy,” *J Nucl Med*, vol. 55, suppl.1, pp. 2128, 2014.
- [36] Dey D, Slomka PJ, Berman DS, “Achieving Very-Low-Dose Radiation Exposure in Cardiac Computed Tomography, Single-Photon Emission Computed Tomography, and Positron Emission Tomography,” *Circ Cardiovasc Imaging*, vol. 7, pp. 723-734, 2014.
- [37] Duvall WL, Wijetunga MN, Klein TM, Razzouk L, Godbold J, Croft LB, et al., “The prognosis of a normal stress-only Tc-99m myocardial perfusion imaging study,” *J Nucl Cardiol*, vol. 17, no. 3, pp. 370-377, 2010.
- [38] Henzlova M, Duvall WL, “The future of SPECT MPI: Time and dose reduction,” *J Nucl Cardiol*, vol. 18, no. 4, pp. 580-587, 2011.
- [39] Mahmarian JJ, Chang S, Nabi F, “Nuclear cardiology: 2014 innovations and developments,” *Methodist DeBakey Cardiovasc J*, vol. 10, no. 3, pp. 163-171, 2014.
- [40] Lee K, Bae S, Lee H, Kim Y, Min E, Kim Y-H, “Registered Collimation for Pixellated SPECT Detectors,” in *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, Dresden, 2008, pp. 4954-4957.