

## 최근 핵의학 영상 기기 발전 동향

성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 핵의학과, 삼성생명과학연구소 임상의학센터

김준영 · 최 용 · 김종호 · 임기천 · 최연성 · 이경한 · 김상은 · 김병태

### Recent Developments in Nuclear Medicine Instrumentation

Joon Young Kim, Ph.D., Yong Choi, Ph.D., Jong Ho Kim, M.S., Ki Chun Im, B.S.,

Yearn Seong Choe, Ph.D., Kyung Han Lee, M.D., Sang Eun Kim, M.D. and Byung-Tae Kim, M.D.

Department of Nuclear Medicine, Sung Kyun Kwan University College of Medicine,

Samsung Biomedical Research Institute, Clinical Research Center, Samsung Medical Center, Seoul, Korea

#### Abstract

The goals of developments in nuclear medicine instrumentation are to offer a higher-quality image and to aid diagnosis, prognosis assessment or treatment planning and monitoring. It is necessary for physicists and engineers to improve or design new instrumentation and techniques, and to implement, validate, and apply these new approaches in the practice of nuclear medicine. The researches in physical properties of detectors and crystal materials and advances in image analysis technology have improved quantitative and diagnostic accuracy of nuclear medicine images. This review article presents recent developments in nuclear medicine instrumentation, including scatter and attenuation correction, new detector technology, tomographic image reconstruction methods, 511 keV imaging, dual modality imaging device, small gamma camera, PET developments, image display and analysis methods. (Korean J Nucl Med 1998;32:6:471-81)

**Key Words:** Nuclear medicine instrumentation, Attenuation and scatter correction,  $\gamma$ -ray detector, 511 keV coincidence imaging, Iterative image reconstruction

## 서 론

핵의학 영상 기기는 인체에 주사 또는 흡입된 방

사성의약품의 시간적, 공간적 체내 분포를 영상화하여 생체 내 생화학 또는 병리 현상을 규명하고 진단하는 장치로서, 생물 현상의 측정이나 질병 진단, 치료 후 예후 판정, 치료 계획 등에 유용하게 이용되고 있다. 미국의 Anger<sup>1)</sup>가 최초로 감마카메라를 고안한 후 핵의학 영상 기기는 변화와 발전을 계속하고 있으며, 최근 핵의학 영상 기기 발전 경향은 영상의 정량적, 진단적 정확도 향상에 중점을 두고 경제적으로 경쟁력 있는 시스템 개발을 목표로 하고 있다.

일반적으로 핵의학 영상의 질은 신호 대 잡음비<sup>2)</sup>로 나타낼 수 있으며, 이를 증가시키기 위해서 핵의학 영상 기기 성능 평가의 척도가 되는 분해능, 균일성, 민감도, 계수율 등이 향상되어야 한다. 높은 신

Received Dec. 5, 1998

Corresponding Author: Yong Choi, Ph.D., Department of Nuclear Medicine, Samsung Medical Center, 50 Ilwon-dong, Kangnam-ku, Seoul, 135-710, Korea

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

E-mail: y7choi@samsung.co.kr

※ 이 논문은 1998년도 보건복지부 보건의료기술연구개발 사업과 삼성전자부설 삼성생명과학연구소 연구비(C-97-023)의 보조로 이루어 졌음.

※ 김준영은 1998년도 한국과학재단 국내 Post-doc. 수혜자임.

호 대 잡음을 얻는 방법으로 공간 분해능을 개선하여 대조도를 증가시키는 방법과 민감도를 증가시켜 잡음을 감소하는 방법, 나아가 이들 두 인자들을 동시에 향상시킬 수 있는 방법이 모색되고 있다. 영상 기기 경제성을 높이기 위해서 유방암 진단용 영상 등과 같이 특수한 목적에 적합한 소형, 저가의 핵의학 영상 기기를 새로운 재료(반도체 소자, 광 다이오드, 위치민감형 광전자증배관 등)를 이용하여 개발하고 있으며, 영상획득 시간 감소, 영상획득과 분석 자동화, 신속 정확한 영상 판독을 수행할 수 있는 연구도 증가되고 있다.

방사성동위원소나 방사성의약품 개발은 핵의학 영상 기기 발전에 촉진제 역할을 하고 있다. 감마카메라 개발 초기에 사용하기 편리하고 이상적인 물리적 특성을 가진 Tc-99m은 감마카메라의 이용도를 크게 증가시켰다. 최근에는 2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose (FDG)가 첨단 핵의학 영상 기기인 PET 개발에 많은 공헌을 하였을 뿐만 아니라 그 대상영역을 일반 감마카메라까지 확대하고 있으며, 이것의 한 결과로 SPECT-PET 겸용 핵의학 영상 기기 등이 선을 보이고 있다. 이와 더불어 핵의학 영상의 정성적, 정량적 분석에 필요한 영상 표현과 분석을 위한 소프트웨어 개발 등이 세계적으로 활발히 진행되고 있다.<sup>3,7)</sup> 본 종설에서는 핵의학 기기와 물리관련 학회지에 발표된 최신 논문을 검토하여 핵의학 영상 기기 발전의 최근 동향을 고찰하고자 한다.

### 핵의학 영상에 영향을 미치는 물리적 인자

핵의학 영상 기기를 이용하여 절대 방사능 농도를 정량화 하는데 영향을 미치는 물리적 인자는 조직에 의한 광자 감쇠,<sup>8,9)</sup> 제한된 공간 분해능,<sup>10-15)</sup> 산란된 광자 검출,<sup>16,17)</sup> 우연(random) 동시 계수,<sup>18)</sup> 방사능 붕괴의 통계적 성질로부터 생기는 잡음<sup>19,20)</sup> 등이 있다. 생체 내 주입된 핵의학 방사성의약품으로부터 방출되는 감마선은 생체 내 조직과 주로 두 가지 상호작용, 광전 효과와 콤프턴 산란을 한다.<sup>3,21-25)</sup> 감쇠 현상은 유효한 광자 수를 감소시키고, 산란은 배후 방사능을 증가시키며 대조도를 감소시킨다.

일반적으로 널리 사용되는 감쇠 보정 방법은 감

쇠계수를 상수로 가정하고 수학적 방법을 통하여 수행하는 계산 감쇠 보정 방식이다. 이 방법은 뇌와 같이 균일한 조직으로 이루어진 대상을 영상화할 때 적합하며 투과 스캔 획득이 필요 없고 수학적으로도 간단하다는 장점이 있다.<sup>19,26-29)</sup> 다른 감쇠 보정 방법으로 회전하는 외부 방사능 선원이나 방사능 농도를 가우시안 분포 곡선 형태로 배열한 한 쌍의 투과 선원(<sup>153</sup>Gd, <sup>57</sup>Co)을 이용하여 투과 스캔을 획득한 후 감쇠계수를 결정하고 보정하는 측정 감쇠 보정 방식이 개발되고 있다.<sup>30,31)</sup> 이 방법은 감쇠 보정의 표준 방법으로 정확한 보정을 수행할 수 있으나 추가적인 투과 스캔 시간이 필요하고 투과 스캔의 잡음이 증폭되는 단점이 있다. 또한 수학적 방법과 측정에 의한 방법을 혼합한 분할(segmentation) 감쇠 보정 방법이 있다.<sup>32)</sup> 측정 감쇠 보정 방법보다 짧은 투과 스캔을 시행하여 이를 이용하는 분할 감쇠 보정 방법은 짧은 투과 스캔으로 인한 계수 부족과 이 때문에 발생하는 잡음효과를 없애기 위하여 투과 스캔을 부위별로 분할한 후 분할된 부위에 타당한 감쇠 계수를 설정하여 감쇠 보정에 이용한다. 임상 적용 결과, 산란 보정 실행 여부에 무관하게 감쇠 보정은 관상동맥 질환을 검출하는데 유용하다고 보고되고 있다.<sup>33-35)</sup>

인접한 주위 영역으로부터 산란된 광자는 관심영역의 배후 방사능을 비균일하게 증가시키는 원인이 된다. 산란 보정은 일반적으로 광피크 에너지 창을 설정하는 감마선 파고 분석 방법으로 보정하며, 최근에는 다중 에너지 창을 이용하는 방법<sup>36-38)</sup>과 광자 에너지에 따른 공간적 산란 분포 함수의 3차원 모형을 이용하는 보다 진보된 방법들이 개발 사용되고 있다.<sup>39)</sup> 또한 컴퓨터 연산속도 향상과 알고리즘 발달로 최근 이용도가 증가하고 있는 ML-EM (maximum likelihood by expectation maximization) 영상 재구성 방법은 산란 분포를 포함하여 영상 재구성을 할 수 있으므로 효과적인 산란 보정 방법으로 대두되고 있다.<sup>3,40-43)</sup> 반복 계산을 통한 영상 재구성 방법은 영상 질을 현격히 개선시키는 장점(선형인공산물 최소화)이 있지만, 연산 시간이 길다는 단점이 있다.

제한된 공간 분해능은 영상 퍼짐 효과를 증가시키고, 작은 구조물의 방사능 농도를 과소평가 하는

결과를 초래한다.<sup>44)</sup> 조준기 특성, 새로운 검출기 개발 등에 관한 연구는 영상 기기 분해능을 향상시켜 이러한 문제점을 감소시킬 것이다. 하드웨어, 영상 처리 과정 뿐 만 아니라 방사능 붕괴의 통계적 성질로부터 생기는 잡음 등이 영상의 신호 대 잡음비를 감소시켜 정확성을 떨어뜨린다. 궁극적으로 핵의학 영상 기기의 진단 성능이나 정량적 정확도는 신호 대 잡음비 또는 물리적 인자들의 영향을 받으므로 영상 기기의 성능이나 정확도를 개선시키기 위한 노력이 계속 수행되고 있다.

핵의학 영상 기기를 사용함에 있어서 조준기는 시스템의 민감도와 공간 분해능을 동시에 향상시킬 수 있도록 선택되어야 한다.<sup>3,45-49)</sup> 조준기내 격막 투과 효과, 민감도, 공간 분해능간의 상호관계 등을 고려하여,<sup>3,50,51)</sup> 주어진 영상 획득 시간에 보다 좋은 영상을 얻을 수 있는 조준기가 사용되고 있다. 영상 질을 개선하기 위해 특수 제작된 조준기는 사용 목적에 따라 다양한 형태로 개발되었으며, 그 예로는 확산형(fan-beam), 수렴형(convergent-beam), 다중 초점형(variable focus), 실린더형(long-bore) 등이 있다. 또한 초고분해능 바늘구멍 조준기 SPECT 시스템 개발과 컴퓨터 모사 실험도 진행 중이다. 컴퓨터 모사를 통하여 얻은 이 시스템의 공간 분해능은 0.86 mm (FWHM)이었고, 쥐 실험을 통하여 얻은 공간 분해능은 1.05 mm (FWHM)이었다.<sup>52)</sup>

### 검출기 설계

세계적으로 상품용 또는 연구용 새로운 검출기 재료의 특성이 조사되고 있으며, 이를 이용하는 방안을 모색하고 있다. 새롭게 연구되는 재료들로는 섬광 결정체인 cerium-doped lutetium oxyorthosilicate (LSO),<sup>53)</sup> yttrium oxyorthosilicate (YSO),<sup>54)</sup> 반도체 물질인 cadmium telluride (CdTe), cadmium zinc telluride (CZT) 등이 있으며, 특히 LSO나 YSO는 기존에 사용되는 bismuth germanate (BGO) 나 NaI(Tl)보다 대부분의 물리적인 특성이 우수하여 기존의 섬광 검출기를 개선할 수 있을 것으로 기대된다.

섬광 검출기 재료는 한 개의 감마선이 섬광체에 입사되었을 때 높은 광출력, 짧은 붕괴시간, 높은 저지능, 높은 에너지 분해능을 가지는 것으로 선택되어야 한다. 각 섬광 결정체의 물리적 특성(Table 1) 연구에 의하면, BGO와 LSO는 NaI(Tl)보다 밀도와 유효 원자번호가 높아 우수한 감마선 저지능을 가지고 있다. 또한 LSO와 YSO는 NaI(Tl)과 BGO보다 붕괴 시간이 짧아 높은 계수율을 얻을 수 있다는 장점이 있으며, 특히 YSO는 광출력이 높기 때문에 좋은 에너지 분해능을 가진다. LSO의 경우, 섬광 결정체를 구성하고 있는 원소 중 <sup>176</sup>Lu이 자연방사능을 방출하기 때문에 이 섬광체를 단일 광자 영상 기기에 사용하기에는 부적합하다.

현재 PET 검출기로 사용되는 BGO를 대신해서

Table 1. Scintillator Properties

	NaI	BGO	GSO	LSO	YSO
Decay Time (ns)(Fast/Slow)(Ratio)	230	60/300 (1/10)	60/600 (7/1)	40	70
Relative Light Output (PMT)	100	15	20	75	120
Relative Light Output (APD)	100	30	40	85	125
Peak Emission (nm)	410	480	430	420	430
Index of Refraction	1.85	2.15	1.85	1.82	1.80
Density (g/cm <sup>3</sup> )	3.67	7.13	6.71	7.35	2.7
Effective Z	50	73	58	65	34
1/ $\mu$ at 511 keV (mm)	30.7	11.6	15.0	12.3	44.4
1/ $\mu$ at 140 keV (mm)	4.1	0.85	1.57	1.08	12.9

LSO를 PET 검출기로 사용하려는 연구와 두 개의 서로 다른 섬광체를 접합시켜 저 에너지 광자와 고 에너지 광자를 동시에 검출할 수 있는 SPECT-PET 겸용 카메라 개발이 진행 중에 있다. 또한 다양한 섬광체와 광다이오드(avalanche photodiode) 검출기를 일대일로 대응시키려는 시도가 있다. 이 방법은 검출기를 소형화시키고, 분해능을 향상시키며, 불응시간의 손실을 최소화하는 장점이 있지만, 전기적 잡음을 극복해야 하는 단점이 있다. 그리고 CdTe, CZT 등의 반도체 검출기 개발도 많은 흥미를 끌고 있는 분야이다. 특히 CZT는 높은 유효 원자번호를 가지고 있으며 좋은 에너지 분해능을 보이는 것으로 보고되고 있다. 이에 반해 CdTe는 CZT보다는 분해능이 떨어지고, 경제성에 대한 문제점을 안고 있지만 영상의 화소 크기(화소 크기가 분해능이 된다)로 제작할 수 있다는 장점이 있다.

### 새로운 영상 재구성 방법

여과후역투사(filtered backprojection, FBP)는 핵의학 영상 구성에 가장 보편적으로 사용되고 있는 영상 재구성 방법이다. 이 알고리즘은 간단하게 구현될 수 있는 장점이 있으나, 핵의학 영상을 단순하게 수학적으로 역변환하는 것에 불과하여 이 방법으로 재구성된 영상은 계수 부족으로 인한 영상 잡음에 민감하다는 단점이 있다.

다른 영상 재구성 방법으로 반복 계산을 이용하는 것이 있다.<sup>55)</sup> 포와송 분포 함수를 기초로 재구성된 영상을 재투사하여 카메라로부터 얻은 원 투사 자료와 비교한다. 만약 일차로 재구성한 영상이 정확하다면, 재투사 자료는 원 투사 자료와 일치하여야 한다. 서로 일치하지 않을 경우에는 반복적으로 역투사-투사-역투사 과정을 수행하여 픽셀 값을 보정한다. 이 알고리즘의 중요한 특징은 감쇠, 산란 보정을 연산 재구성 과정에 수행할 수 있으며 필터나 선행치(prior)를 사용하여 오차를 최소화할 수 있다는 것이다. 이러한 영상 재구성 방법 중 최근 많이 사용되고 있는 방법은 ML-EM 이다. 또한 사전 정보를 사용하여 잡음을 제거하고, 수렴 안정성을 보충한 MAP (maximum a posteriori) 방법이 있으며,

반복 계산 재구성을 빠르게 하기 위해 "배열된 부분 집합(ordered subsets)"을 이용하는 OSEM (ordered subsets expectation maximization)방법도 있다.<sup>56)</sup> OSEM방법은 투사 자료를 배열된 부분집합으로 분할하여 독립적으로 EM방법을 수행하기 때문에, 한번 반복에 모든 부분집합들이 하나의 영상으로 재구성되어지므로, 재구성 시간을 단축시킬 수 있다는 장점이 있다. 표준 EM알고리즘과 같이 이 방법도 역투사-재투사-역투사를 반복하여 영상을 재구성한다.

또 다른 반복 계산 재구성 방법은 "frequency distance principle" 또는 "energy-distance principle"으로 알려진 원형 조화 변환을 이용하는 방식이다.<sup>57-59)</sup> 이것은 조준기로부터의 거리 함수로 나타나는 점 퍼짐 함수(point spread function)나 변조 변환 함수(modulation transfer function)에 대한 정보를 담고 있는 사이노그램의 2차원 푸리에 변환을 이용하는 방법이다. 또한 이 방법을 ML-EM과 결합시키는 새로운 방법도 관심의 대상이 되고 있다.<sup>60)</sup>

### 511 keV 영상 기기

FDG가 뇌신경계, 심장질환 뿐만 아니라 종양 진단에도 우수한 성적을 보이는 사실이 밝혀지면서 널리 보급되어 있는 감마카메라를 사용하여 FDG 영상을 획득하는 필요성이 대두되었다. 이러한 필요성은 감마카메라-PET 겸용 또는 SPECT-PET 겸용 핵의학 영상 기기 개발을 유도하였다. 가장 간단한 겸용 핵의학 영상 기기는 기존 감마카메라에 고 에너지 조준기를 장착하여 FDG 영상을 얻는 방법이다. 이 방법은 간편한 반면, 민감도 감소에 기인한 영상 질 저하가 심하여 유용성이 낮은 것으로 평가되고 있다. 이러한 단점을 제거하기 위하여 조준기 분해능과 민감도를 동시에 향상시키는 연구가 행해지고 있다.

또 다른 겸용 핵의학 영상 기기로 최근 각광받고 있는 이중헤드 동시측정 영상 기기가 있다. 이 영상 기기에서 얻은 동시측정 영상은 임상적으로 유용하다고 인정되고 있지만, 보다 폭넓은 이용을 위해서는 분해능, 민감도, 불응시간, 감쇠 보정 등 기기 성

능의 여러 인자를 개선해야 할 필요성이 있어 다음과 같은 연구가 수행되고 있다. 첫 번째로 이중헤드 동시측정 영상 기기에 두꺼운 섬광체를 이용하는 방법이다. 두꺼운 섬광체는 영상 기기의 내인성 공간 분해능을 감소시키지만, 시스템의 민감도나 계수율을 증가시켜 시스템 분해능 감소는 상대적으로 적다. 두 번째는 민감도를 증가시키기 위하여 컴프턴 산란된 광자를 동시측정의 한 자료로 이용하는 방법이다.<sup>61)</sup> 각 카메라 헤드는 이중-에너지 창으로 조정되어 있어, 각 헤드의 광피크에 대한 신호뿐만 아니라 광피크와 컴프턴 영역(약 100 keV)간의 신호를 검출한다. 이 방법은 산란된 광자들을 최대한 검출하기 때문에 민감도가 증가된다는 장점이 있다. 세 번째는 이중헤드 동시측정 영상 기기의 감쇠 보정에 대한 연구이다. 이 방법의 주된 문제점은 투과스캔 자료에 포함되어 있는 잡음이 방출스캔 자료에 영향을 주는 것이다. 투과스캔의 잡음을 감소시키기 위하여 단일 광자 핵종(<sup>137</sup>Cs)을 이용하는 방안이 연구되고 있다.<sup>62,63)</sup>

LSO와 YSO 또는 LSO와 다른 섬광체를 접합시켜 저 에너지 광자(~140 keV)와 고 에너지 광자(~511 keV)를 동시에 검출할 수 있는 SPECT-PET 겸

용 카메라 개발이 진행 중에 있다.<sup>64)</sup> 이중접합 검출기는 YSO 결정체와 LSO 결정체를 결합시킨 형태로 되어있으며(Fig. 1), YSO 결정체 층은 저 에너지의 단일 광자를 검출하고, LSO 결정체 층은 고 에너지 소멸광자를 검출하도록 구성되어 있다. 이 검출기로 기존의 섬광카메라에서 얻을 수 있는 영상과 비슷한 영상을 획득할 수 있었으며, 앞으로 영상 분해능과 대조도가 더욱 향상될 것이며, 동시계수 측정에 대한 민감도도 10배정도 증가할 것으로 보고되고 있다.

### 핵의학 영상과 MRI 또는 CT 영상 동시획득

SPECT-PET 겸용 핵의학 영상 기기 외에 기능영상과 해부학적 영상을 동시에 획득하려는 연구로 SPECT-CT, PET-CT, PET-MRI 겸용 영상 기기 개발 연구가 꾸준히 진행되고 있다. 특히 LSO 섬광체, 광섬유, 다중 채널 광전자증배관을 사용하여 강력한 자기장 내에서도 광전자 증배관을 사용한 PET 영상을 MR 영상과 동시에 획득할 수 있는 PET-MRI 겸용 영상 기기 개발<sup>65)</sup>이 큰 관심을 불러일으키고 있다. 이 영상 기기는 고 분해능 해부학적 정보를 제공

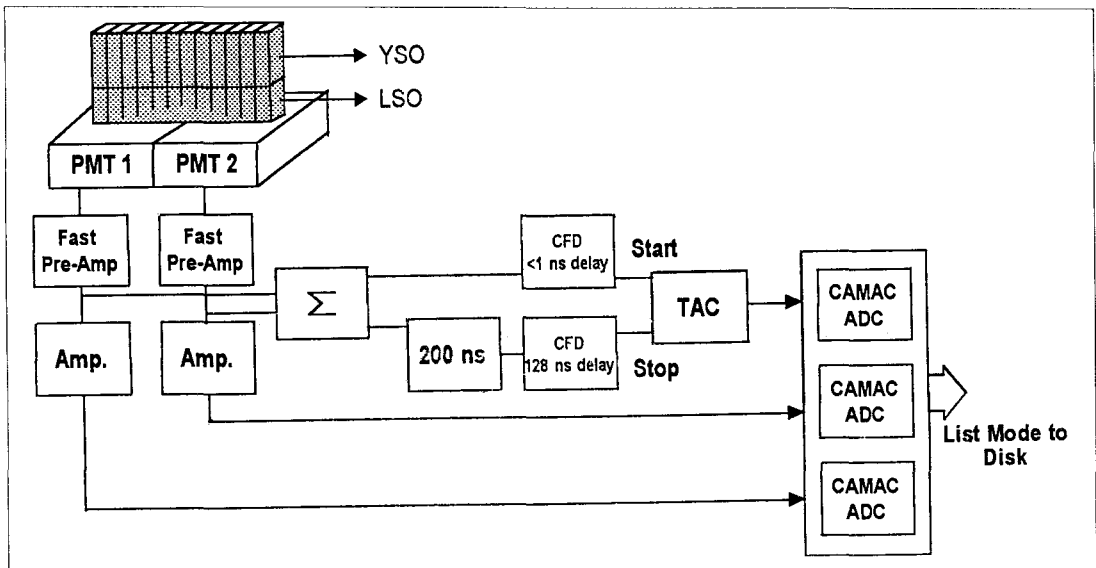


Fig. 1. Block diagram illustrates the signal processing and data acquisition system used with the YSO/LSO detector array.

하는 MRI 영상과 생체 내 기능에 대한 정보를 제공하는 PET 영상 동시획득을 가능하게 할 것이다. 뿐만 아니라 정확하게 등록(registration)된 두 개의 영상은 관심영역에 대한 정확한 해부학적 위치를 제공하며, PET 영상의 부분용적효과나 감쇠 보정도 MRI를 이용하여 보다 정확하게 수행할 수 있을 것으로 기대된다.

### 소형 감마 카메라, 소형 PET 개발

소형 영상 기기 개발에 관한 연구는 1990년대에 들어서면서 그 필요성이 증대됨에 따라 미국과 유럽을 중심으로 연구 개발이 활발하게 진행되고 있다.<sup>66-68)</sup> 이들의 다양한 연구 결과는 일반 감마카메라의 제한된 위치분해능(최신형의 경우 내인성 위치

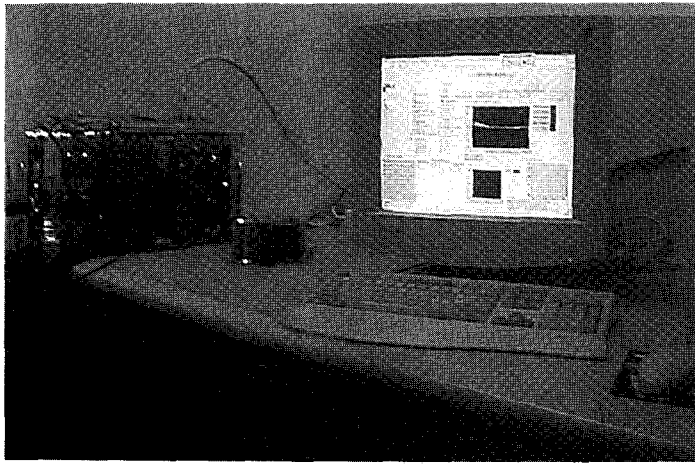


Fig. 2. Prototype small gamma camera system was developed for breast imaging.

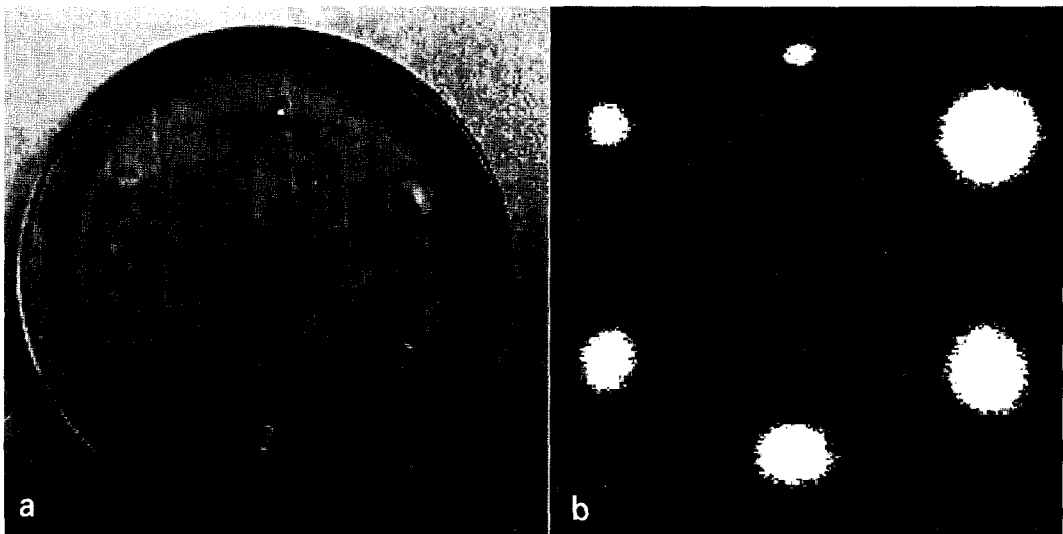


Fig. 3. A breast phantom was designed to simulate compressed breast (a) and to obtain image with 125  $\mu$ Ci/cc of Tc-99m in spheres (b).

분해능이 >3 mm)을 향상하는데 기여하였고, 검출기 크기도 직경이 1~18 cm까지 다양하게 발전시키고 있다.<sup>69-71)</sup>

소형 감마카메라 개발에 사용한 감마선 검출기는 크게 두 종류로 나눌 수 있다. 하나는 섬광체와 위치민감형 광전자증배관(position sensitive photomultiplier tube, PSPMT)으로 이루어진 섬광 검출기를 이용한 연구이며, 다른 하나는 광다이오드 배열 또는 CZT를 감마선 센서로 사용하는 반도체 검출기를 이용한 개발이다. 반도체 검출기를 사용한 개발은 아직 미미한 상태이며, 위치민감형 광전자증배관을 사용한 소형 감마카메라 개발에 대해 더욱 활발하게 보고되고 있다. 섬광 검출기를 이용한 개발은 다양한 종류의 섬광체와 위치민감형 광전자증배관을 이용하고 있으며, 섬광체로는 NaI (Tl)와 CsI (Tl), CsI (Na) 그리고 YAP (YAlO<sub>3</sub>: Ce) 등이 사용되고, 하나의 섬광체 판 또는 위치분해능 향상을 위하여 배열형태의 섬광체를 사용하고 있다. 또한 위치민감형 광전자증배관은 최근에 매우 다양한 사양과 크기로 개발되어 사용되고 있다. 이 연구들은 대부분 유방암 진단과 유전자 검색 분야에서 사용할 목적으로 시스템을 구축하고 있다.<sup>72,73)</sup>

유방암 검사 전용 소형 섬광카메라 개발에 대한 연구 노력은 국내외에서 활발하게 진행 중에 있다.<sup>74)</sup> 이 연구는 유방암 진단에 높은 예민도와 특이도 성적을 나타내는 유방신티그라피(Scintimammography)를 일반 감마카메라의 대시야 검출기 대신 이동이 가능하고 경제적이며, 유방에 밀착촬영이 가능한 소형 검출기로 대체하려는 것으로 일반 감마카메라 계수율과 위치분해능 한계를 극복할 수 있을 것으로 기대되고 있다. 이들의 연구결과를 개략적으로 살펴보면, 양호한 플러드 영상과 모형 영상을 구현하였으며 위치 분해능의 경우 1~2.7 mm 정도 범위이고 에너지 분해능은 <sup>57</sup>Co의 122 keV에 대하여 11~24%의 범위를 나타내고 있다.<sup>66-71)</sup> 삼성의료원 핵의학과 연구팀은 NaI (Tl)과 PSPMT 그리고 전자회로 모듈과 일반 개인용 컴퓨터를 이용하여 소형 감마카메라 시스템을 구성하였으며, 양질의 플러드 영상과 구멍 마스크 영상을 획득하였고, 유방모형에 위치한 최소 2 mm의 방사능 분포를 정확하게 영상

화하였다. 또한 계수율은 약  $8 \times 10^3$  counts/sec/ $\mu$ Ci 이고 <sup>99m</sup>Tc의 140 keV에 대하여 18% 에너지분해능 그리고 2.2~2.3 mm 위치분해능을 갖는 것으로 보고되고 있다(Fig. 2, 3).<sup>74)</sup>

생체 내 방사성의약품 분포 연구나 질병 진단, 치료 결과를 실험하는데 동물실험용 핵의학 영상 기기가 중요한 역할을 한다. 현재 이러한 동물실험용 핵의학 영상 기기 개발 연구는 여러 연구진에 의해 수행되고 있으며, 점차 그 수가 증가되고 있는 추세이다. 이탈리아의 Del Guerra 등은 동물실험용 PET을 컴퓨터 시뮬레이션 방법과 YAP 섬광체 그리고 PSPMT를 이용하여 구축하였다. 이들의 결과를 살펴보면 400개의 YAP 섬광체( $2 \times 2 \times 30$  mm<sup>3</sup>) 배열로 검출기를 구성하였으며, 공간 분해능은  $\leq 2.0$  mm, 겐트리(gantry) 직경은 약 15 cm, 민감도는 겐트리 중앙에서 약 730 cps/ $\mu$ Ci로 동물실험용으로 적합한 시스템이다. 이보다 앞서 1995년에 핵의학 영상 기기 개발의 선두주자인 미국의 UCLA 그룹은 LSO( $76.2 \times 76.2 \times 8$  mm<sup>3</sup>) 섬광체와 PSPMT를 이용하여 16 cm 직경의 동물실험용 PET을 개발하여 발표한 바 있다.<sup>75)</sup> 이 소형 PET은 약 2 mm의 공간 분해능과 검출기당 약 10<sup>6</sup> cps의 계수율을 갖는 것으로 보고되었다.

### 웹브라우저를 이용한 핵의학 영상 표현 소프트웨어 개발

전 세계적으로 사용되고 있는 의료 영상 형태는 매우 다양하다. 의료 영상 형태의 다양성은 영상 표현, 영상 자료간의 상호 호환에 많은 문제를 발생시킨다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 표준화된 의료 영상 형태를 정의하여 사용하였다. Interfile은 초기에 핵의학 영상 기기 회사들이 채용한 형태로 영상에 대한 정보가 너무 부족하고 방사선과 영상과 호환하는데 어려움이 있어, 최근에는 DICOM (digital imaging and communication in medicine) 형태가 널리 사용되고 있다. DICOM 영상 형태는 대부분의 PACS (Picture Archiving and Communication System) 시스템에서 사용하고 있으므로 이를 통한 영상 전송이 용이하며, 많은 정보를 가지고 있어서

임상환경에 적합하다.

의료 영상 형태 특성에 대한 사전정보를 바탕으로 핵의학 영상을 CT, MR 등의 영상과 등록, 융합(fusion)을 할 수 있는 방법이 개발되고 있다. 이러한 방법 개발의 예로서 외부 표시자를 이용한 SPECT/MRI 뇌 영상 등록 방법,<sup>76,77)</sup> SPECT의 정량적 특성을 개선시키는데 중요한 복부 SPECT/MRI 영상의 융합 방법,<sup>7,78)</sup> 최소 자승 합치를 이용한 등록 방법,<sup>79,80)</sup> PET/MRI 뇌 영상의 3차원 자동 등록 방법<sup>81)</sup> 등이 있다.

또한 하드웨어 독립적인 핵의학 영상 및 정보 표현용 소프트웨어 개발이 웹브라우저 공용 언어인 자바(JAVA)를 이용하여 진행되고 있다. 자바는 최근 전 세계적으로 널리 사용되고 있는 프로그래밍 언어로 컴퓨터 하드웨어 독립적이며 인터넷에서도 프로그램 실행이 가능하다는 장점이 있다. 이 소프트웨어를 이용하면, 한 병원에서 획득한 핵의학 영상을 다른 병원에서도 인터넷과 웹브라우저(Netscape, Explorer, 등)를 통해서 동일한 영상을 검색, 표현, 분석하는 것이 가능하게 된다.<sup>82-84)</sup>

## 맺 음 말

이 논문에서 언급된 핵의학 영상 기기 관련 기술 개발 중에는 개발 초기 단계로 성공여부가 확실치 않은 것도 있으며, 개발에 성공한 기술이라도 실제 임상에는 사용되지 못할 방법들도 있다. 하지만 여기서 언급된 대부분의 핵의학 영상 기기 관련 기술은 임상에서 유용하게 사용되고 있으며, 앞으로 개발될 새로운 기술과 장비들도 그 유용성이 광범위할 것으로 생각된다. 핵의학 영상 기기 성능 향상에는 밀접한 관련이 없지만, 환자나 실제 사용자와 직접 관련이 있는 환자 침대, 겐트리, 머리 고정대, 환자를 자극할 만한 작은 수준의 잡음(<50 dB) 등과 환자의 위치를 조정하고, 편리하게 환자를 다루며, 모든 단계를 신뢰있게 작동시키는데 필요한 보조기구에 대한 개발도 꾸준히 진행되고 있다.

결론적으로 핵의학 영상 기기의 발전은 영상 질, 공간 분해능, 정량적 정확도, 진단 성능 등을 개선하여 핵의학 발달에 많은 공헌을 할 것이다. 성능이 우

수한 감마선 검출기들이 계속 개발되고 있으며, 이중 섬광체 사용 SPECT-PET 겸용 핵의학 영상 기기의 대두는 단일 광자와 PET 영상 동시 획득을 일반화할 것으로 기대된다. 반복 계산을 통한 영상 재구성 방법과 개선된 감쇠 보정 및 산란 보정 방법은 핵의학 영상 질을 향상시키며, 그 활용도가 크게 증가할 것으로 예상된다. 또한 다양한 영상 표현용 소프트웨어 개발로 다원 진단 영상 기기들과의 호환성이 향상되고 있으며, 웹브라우저를 이용한 핵의학 영상의 원격 진료가 가능해져 핵의학 영상의 정확성과 유용성이 한층 증가될 것으로 판단된다. 소형 핵의학 영상 기기의 개발은 국내 핵의학 물리분야의 잠재된 능력을 보여주는 것으로, 현재 100% 수입에 의존하고 있는 핵의학 영상 기기 국산화를 위한 중요한 단계로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 1) Anger HO. Scintillation camera with multichannel collimators. *J Nucl Med* 1964;5:515-31.
- 2) Shosa D, Kaufman L. Methods for evaluation of diagnostic imaging instrumentation. *Phys Med Biol* 1981;26:101-12.
- 3) Resenthal MS, Cullom J, Hawkins W. Quantitative SPECT imaging: A review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council. *J Nucl Med* 1995;36:1489-513.
- 4) Budinger TF, Gullberg GT. Three-dimensional reconstruction in nuclear medicine emission imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1974;15:579-92.
- 5) Budinger TF. Physical attributes of single-photon tomography. *J Nucl Med* 1980;21:579-92.
- 6) Jones T. The imaging science of positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1996;23:807-13.
- 7) Sipila O, Nikkinen P, Pohjonen H. Accuracy of a registration procedure for brain SPET and MRI: Phantom and simulation studies. *Nucl Med* 1997;18:517-26.
- 8) Huang SC, Hoffmann EJ, Phelps ME, Kuhle DE. Quantification in positron emission computed tomography. 2. Effects of inaccurate attenuation correction. *J Comput Assist Tomogr* 1979;3:304-14.



- 9) King MA, Tsui BMW, Pan TS. Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging. Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol* 1995;2:513-24.
- 10) Hoffman EJ, Huang SC, Phelps ME. Quantification in positron emission computed tomography. 1. Effect of object size. *J Comput Assist Tomogr* 1979;3:299-308.
- 11) Huang SC, Hoffman EJ, Phelps ME, Kuhle DE. Quantification in positron emission computed tomography. 3. Effect of sampling. *J Comput Assist Tomogr* 1980;4:810-26.
- 12) Mazziotta JC, Phelps ME, Plummer D, Kuhle DE. Quantification in positron emission computed tomography. 5. Physical-anatomical effects. *J Comput Assist Tomogr* 1981;5:734-43.
- 13) Hoffman EJ, Huang SC, Plummer D, Phelps ME. Quantification in positron emission computed tomography. 6. Effect of nonuniform resolution. *J Comput Assist Tomogr* 1982;6:987-99.
- 14) Kessler RM, Ellis JR, Eden M. Analysis of emission tomographic scan data: limitations imposed by resolution and background. *J Comput Assist Tomogr* 1984;8:514-22.
- 15) Kojima A, Matsumoto M, Takahashi M, Hirota Y, Yoshida H. Effect of spatial resolution on SPECT quantification values. *J Nucl Med* 1989;30:508-14.
- 16) Bergstrom M, Eriksson L, Bohm C, Blomqvist G, Litton J. Correction for scattered radiation in a ring detector positron camera by integral transformation of the projections. *J Comput Assist Tomogr* 1983;7:42-50.
- 17) Logan J, Bernstein HJ, A Monte Carlo simulation of Compton scattering in positron emission tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1983;7:316-20.
- 18) Huang SC, Hoffman EJ, Phelps ME, Kuhle DE. Quantification in positron emission computed tomography. 4. Effect of accidental coincidences. *J Comput Assist Tomogr* 1981;5:391-400.
- 19) Budinger TF, Derenzo SE, Greenberg WL, Gullberg GT, Huesman RH. Quantitative potentials of dynamic emission computed tomography. *J Nucl Med* 1978;19:309-15.
- 20) Hoffman EJ, van der Stee M, Ricci AR, Phelps ME. Prospects for both precision and accuracy in positron emission tomography. *Ann Neurol* 1984; 15:S25-S34.
- 21) Graham LS, Fahey FH, Madsen MT, van Aswegen A, Yester MV. Quantitation of SPECT performance: Report of Task Group 4, Nuclear Medicine Committee. *Med Phys* 1995;22:401-9.
- 22) Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1987;27:638-42.
- 23) Gullberg GT, Budinger TF. The use of filtering methods to compensate for constant attenuation in single-photon emission computed tomography. *IEEE Trans Biomed Eng* 1981;28:638-42.
- 24) Jaszczak RJ, Floyd CJ Jr, Coleman RE. Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1985;NS-32:786-93.
- 25) Welch A, Gullerg GT, Christian PE, Datz FL. A transmission-map -based scatter correction technique for SPECT in inhomogenous media. *Med Phys* 1995;22:1627-35.
- 26) Wallis JW, Miller TR, Koppel P. Attenuation correction in cardiac SPECT without a transmission measurement. *J Nucl Med* 1995;36:506-12.
- 27) Jaszczak RJ, Coleman RE, Lim CB. SPECT. Single photon emission computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1980;27:1137-53.
- 28) Larsson SA. Gamma camera emission tomography. *Acta Radiol* 1980;363(suppl.):1-75.
- 29) Lewis MH, Willerson JT, Lewis SE, Bonte FJ, Parkey RW, Stokely EM. Attenuation compensation in single-photon emission tomography: A comparative evaluation. *J Nucl Med* 1982;23: 1121-7.
- 30) Almquist H, Palmer J, Ljungberg M, Wollmer P, Strand SE, Jonson B. Quantitative SPECT by attenuation correction of the projection set using transmission data: Evaluation of a method. *Eur J Nucl Med* 1990;16:587-94.
- 31) Bourguignon MH, Berrah H, Berdriem B. Correction of attenuation in SPECT with an attenuation coefficient map: A new method. *J Nucl Biol Med* 1993;37:26-32.
- 32) Xu M, Cutler PD, Luk WK. An adaptive local threshold segmented attenuation correction method for whole-body PET imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1996;43(1):331-6.
- 33) Ollinger JM. Model-based scatter correction for fully 3D PET. *Phys Med Biol* 1996;41:153-76.
- 34) Ficaro EP, Fessler JA, Ackermann RJ, Rogers WL, Corbett JR, Schwaiger M. Simultaneous transmission-emission thallium-201 cardiac SPE-

- CT: Effect of attenuation correction on myocardial tracer distribution. *J Nucl Med* 1995;36:921-31.
- 35) Ficaro EP, Fessler JA, Rogers WL, Schwaiger M. Comparison of americium-241 and technetium-99m as transmission sources for attenuation correction of thallium-201 SPECT imaging of the heart. *J Nucl Med* 1994;35:652-63.
- 36) Murase K, Itoh H, Mogami H. A comparative study of attenuation correction algorithms in single photon emission computed tomography (SPECT). *Eur J Nucl Med* 1987;13:55-62.
- 37) O'Connor MK, Caiati C, Christian TF, Gibbons RJ. Effects of scatter correction on the measurement of infarct size from SPECT cardiac phantom studies. *J Nucl Med* 1995;36:2080-6.
- 38) Mas J, Ben Younes B, Bidet R. Improvement of quantification in SPECT studies by scatter and attenuation compensation. *Eur J Nucl Med* 1989;15:351-6.
- 39) Gilland DR, Tsui BM, McCartney WH, Perry JR, Berg J. Determination of the optimum filter function for SPECT imaging. *J Nucl Med* 1988;29:643-50.
- 40) Miller TR, Wallis JW. Clinically important characteristics of maximum-likelihood reconstruction. *J Nucl Med* 1992;33:1678-84.
- 41) Gilland DR, Jaszczak RJ, Greer KL, Coleman RE. Quantitative SPECT reconstruction of iodine-123 data. *J Nucl Med* 1991;32:527-33.
- 42) Gilland DR, Tsui BM, Metz CE, Jaszczak RJ, Perry JR. An evaluation of maximum likelihood-expectation maximization reconstruction for SPECT by ROC analysis. *J Nucl Med* 1992;33:451-7.
- 43) Gilland DR, Jaszczak RJ, Turkington TG, Greer KL, Coleman RE. Volume and activity quantitation with iodine-123 SPECT. *J Nucl Med* 1994;35:1707-13.
- 44) Links JM, Zubieta JK, Meltzer CC, Stumpf MJ, Frost JJ. Influence of spatially heterogeneous background activity on "hot object" quantitation in brain emission computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1996;20:680-7.
- 45) Kukka JT, Hari R, Belliveau JW. Future of functional brain imaging. *Eur J Nucl Med* 1996;23:737-40.
- 46) Larsson SA, Bergstrand G, Bergstedt H. A special cutoff gamma camera for high-resolution SPECT of the head. *J Nucl Med* 1984;25:1023-30.
- 47) Muller SP, Polak J, Kijewski MF, Holman BL. Collimator selection for SPECT brain imaging: The advantage of high resolution. *J Nucl Med* 1986;27:1729-38.
- 48) Moore SC, Kouris K, Cullum I. Collimator design for single photon emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1992;19:138-50.
- 49) Kemp BJ, Prato FS, Nicholson RL, Reese L. Transmission computed tomography imaging of the head with a SPECT system and a collimated line source. *J Nucl Med* 1995;36:328-35.
- 50) Gullberg GT, Zeng G, Datz FL. Review of convergent beam in single photon emission computed tomography. *Phys Med Biol* 1992;37:507-34.
- 51) Graham LS. Quality control for SPECT systems. *Radiographics* 1995;15:1471-81.
- 52) Ogawa K, Kawade T, Nakamura K, Kube S, Ichihara T. Ultra high resolution pinhole SPECT. *IEEE MIC*, 1997.
- 53) Melcher C, Schweitzer J. Cerium-doped lutetium oxyorthosilicate: A fast new scintillator. *IEEE Trans Nucl Sci* 1992;NS-39:502-5.
- 54) Hollerman WA, Fisher JH, Holland LR, Czirr JB. Spectroscopic analysis of proton-induced fluorescence from yttrium orthosilicate. *IEEE Trans Nucl Sci* 1993;NS-40.
- 55) Miller TR, Wallis JW. Clinically important characteristics of maximum-likelihood reconstruction. *J Nucl Med* 1992;33:1678-84.
- 56) Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imag* 1994;13:601-9.
- 57) Hawkins WG, Tang N-C, Lechner PK. Validation of the circular harmonic transform (CHT) algorithm for quantitative SPECT. *J Nucl Med* 1991;32:141-50.
- 58) Lewitt RM, Edholm PR, Xia W. Fourier method for correction of depth-dependent collimator blurring. *SPIE Med Imag* 1989;1092:232-43.
- 59) Glick SJ, Penney BC, King MA, Byrne CL. Noniterative compensation for the distance-dependent detector response and photon attenuation in SPECT imaging. *IEEE Trans Med Imag* 1994;13:363-74.
- 60) Glick SJ, Penney BC, King MA, Byrne CL. Reducing the computational load of iterative SPECT reconstruction. 1994 *IEEE Conference Recor (Nucl Sci and Med Imag Symp)* 1995;3:

- 1219-23.
- 61) Muehlehner G, Geagan M, Countryman P. SPECT scanner with PET coincidence capability [abstract]. *J Nucl Med* 1995;36:70P.
  - 62) Yu SK, Nahmias C. Single-photon transmission measurements in positron tomography using Cs-137. *Phys Med Biol* 1995;40:1255-66.
  - 63) Karp JS, Muehlehner G, Qu H, Yan XH. Singles transmission in volume-imaging PET with a Cs-137 source. *Phys Med Biol* 1995;40:929-44.
  - 64) Dahlbom M, MacDonald LR, Schmand M, Eriksson L, Andreaco M, Williams C. A YSO/LSO phoswich array detector for single and coincidence photon imaging. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 65) Shao Y, Cherry SR, Farahani Keyvan, Meadors K, Siegel S, Silverman RW, et al. Simultaneous PET and MR Imaging. *Phys Med Biol* 1997;42:1965-70.
  - 66) Levin CS, Hoffman EJ, Tornai MP, MacDonald LR. PSPMT and photodiode designs of a small scintillation camera for imaging malignant breast tumors. *IEEE Trans on Nucl Sci* 1997;44:1513-20.
  - 67) Pani R, Pellegrini R, Scopinaro F, Notaristefani F, Pergola A, Vincentis G, et al. Portable gamma camera for clinical use in nuclear medicine. *IEEE MIC Record* 1997;1170-4.
  - 68) Yasillo NJ, Beck RN, Cooper M. Design considerations for a single tube gamma camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990;37:609-15.
  - 69) Steinbach D, Cherry S, Doshi N, Goode A, Kross B, Majewski S, et al. A small scintimammography detector based on a 5" PSPMT and a crystal scintillator array. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 70) Wojcik R, Majewski S, Kross B, Steinbach D, Weisenberger AG. High spatial resolution gamma imaging detector based on a 5" diameter R3292 Hamamatsu PSPMT. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 71) Durrant PT, Ramsden D. A gamma ray imaging system for the nuclear environment. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 72) Del Guerra A, Di Domenico G, Scandola M, Zavattini G. YAP-PET: a small animal positron emission tomography based on YAP: Ce finger crystals. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 73) Weisenberger AG, Kross B, Majewski S, Bradley EL, Saha MS. Design features and performance of a CsI(Na) array based gamma camera for small animal gene research. *IEEE MIC Record* 1998.
  - 74) Kim JH, Choi Y, Koan HS, Kim HJ, Kim SE, Choe YS, et al. Development of a small gamma camera using NaI(Tl)-position sensitive photomultiplier tube for breast imaging. *Korean J Nucl Med* 1998;32:314-22.
  - 75) Siegel S, Cherry S, Ricci A, Shao Y, Phelps M. Development of continuous detectors for a high resolution animal PET system. *IEEE Trans Nucl Sci* 1995;42:1069-74.
  - 76) Rabbani M, Thompson BJ. *Selected Papers on Image Coding and Compression*. MS 48, Washington: Spie Optical Engineering Press; 1992.
  - 77) Pohjonen H, Nikkinen P, Sipilä O. Registration and display of brain SPECT and MRI using external markers. *Neuroradiol* 1996;38:108-14.
  - 78) Pohjonen HP, Savolainen SE, Nikkinen PH, Poutanen VP, Korppi-Tommola ET, Liewendahl BK. Abdominal SPECT/MRI fusion applied to the study of splenic and hepatic uptake of radiolabelled thrombocytes and colloids. *Ann Nucl Med* 1996;10:409-17.
  - 79) Chen QS, Defrise M, Deconinck F. Three-dimensional multimodality medical image registration using a parameter accumulation. *Med Phys* 1996;23:877-85.
  - 80) Hoh CK, Dahlbom M, Harris G, Choi Y, Hawkins RA, Phelps ME, et al. Automated iterative three-dimensional registration of positron emission tomography images. *J Nucl Med* 1993;34:2009-18.
  - 81) Studholm C, Hill DRLG, Hawkes DJ. Automated three-dimensional registration of magnetic resonance and positron emission tomography brain images by multiresolution optimization of voxel similarity measures. *Med Phys* 1997;24:25-35.
  - 82) Gonzalez RC, Woods RE. 2nd ed. *Digital Image Processing*. 2nd ed. Massachusetts: Addison-Wesley Reading; 1992.
  - 83) Boxes GA. *Digital Image Processing*. 1st ed. New York: Wiley; 1994.
  - 84) Pennebaker WB, Mitchell JL. *JPEG. Still Image Data Compression Standard*. New York, Van Nostrand Reinhold 1993.