

## Gamma-PF 보드를 이용한 아날로그 감마카메라의 디지털화 연구

김희중<sup>1,2</sup>, 소수길<sup>2,4</sup>, 봉정균<sup>2</sup>, 김한명<sup>2</sup>, 김장휘<sup>3</sup>, 주관식<sup>4</sup>, 이종두<sup>1,2</sup>

연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실<sup>1</sup>, 연세대학교 방사선의과학연구소<sup>2</sup>, 원자력병원<sup>3</sup>, 명지대학교 물리학과<sup>4</sup>  
(1998년 6월 29일 접수, 1998년 8월 19일 채택)

### A Study of Digitalizing Analog Gamma Camera Using Gamma-PF Board

H.J. Kim<sup>1,2</sup>, S.G. So<sup>2,4</sup>, J.K. Bong<sup>2</sup>, H.M. Kim<sup>2</sup>, J.H. Kim<sup>3</sup>, K.S. Joo<sup>4</sup>, J.D. Lee<sup>1,2</sup>

Department of Diagnostic Radiology<sup>1</sup>, Yonsei Univ. College of Medicine,  
Research Institute of Radiological Science<sup>2</sup>, Yonsei Univ.,  
Korea Cancer Center Hospital<sup>3</sup>, Department of Physics, Myongji Univ.<sup>4</sup>.  
(Received June 29, 1998, Accepted August 19, 1998)

**요 약 :** 아날로그 감마카메라에 비해 디지털 카메라는 Q.C가 편리하고, Calibration과 조작이 매우 쉬운 장점들을 갖고 있어 영상 질을 향상시킬 뿐만 아니라 진단의 정확도를 높일 수 있다. 더욱이, 디지털 카메라로 획득한 디지털 영상은 PACS(Picture Archiving and Communication System) 뿐만 아니라 원격진료에도 활용될 수 있다. 그러나, 많은 병원들이 아직도 아날로그 카메라를 사용하고 있고 이들을 디지털 카메라로 대체하기는 어려운 상황에 있다. 본 연구는 아날로그 감마카메라를 디지털화 할 수 있는지의 가능성을 보는 것이었다. 카메라를 디지털화 한 후 균일도 계수능력 등의 물리적 특성을 측정하였다. 임상에서의 사용 가능성을 보기 위해 아날로그 시스템과 디지털 시스템을 동시에 연결하여 임상 데이터들을 획득하였다. 이들의 결과는 임상환경에서 아날로그 카메라를 디지털화 할 수 있다는 가능성을 보여주었다.

**Abstract :** Digital gamma camera has many advantages over analog gamma camera. These include convenient quality control, easy calibration and operation, and possible image quantitation which results in improving diagnostic accuracies. The digital data can also be utilized for telemedicine and picture archiving and communication system. However, many hospitals still operate analog cameras and have difficult situation to replace them with digital cameras. We have studied a feasibility of digitalizing an analog gamma camera into a digital camera using Gamma-PF interface board. The physical characteristics that we have measured are spatial resolution, sensitivity, uniformity, and image contrast. The patient's data obtained for both analog and digital camera showed very similar image quality. The results suggest that it may be feasible to upgrade an analog camera into a digital gamma camera in clinical environments.

**Key words :** Gamma camera, Digital data, Analog camera, Digital camera

## 서 론

섬광 카메라중 하나인 Anger형 감마 카메라는 방사성동위원소의 분포도를 영상화하여 진단할 수 있도록 하는 핵의학 영상

본 연구는 97년도 연세대학교 학술 연구비 (97-414)의 지원에 의해 이루어진 것임.

통신저자 : 김희중, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134,  
연세대학교 진단방사선과학교실,  
Tel. (02)361-5753, Fax. (02)313-1039,  
E-mail. hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

기기이다[1-2]. 1950년대에 Anger[1-2]에 의해 감마 카메라가 개발된 후로 방사약품의 개발과 더불어 핵의학 영상기기 분야가 많은 발전을 하였지만 아직도 많은 경우 기본 원리는 1950년대의 감마 카메라와 동일하다. 그러나 핵의학 영상의 임상응용을 향상시키고 의료의 질을 높이기 위해 우수한 방사선의약품과 최첨단 핵의학 영상장비의 개발은 필수적이다. 방사선 계측 및 영상기기 개발은 검출기 소자 기술에서 4차원 의료 영상 소프트웨어 기술에 이르기까지 다양하며 물리, 전기, 전자, 기계, 전산 기술이 합쳐서 이루어내는 종합기술 분야이다[3-5]. 현재

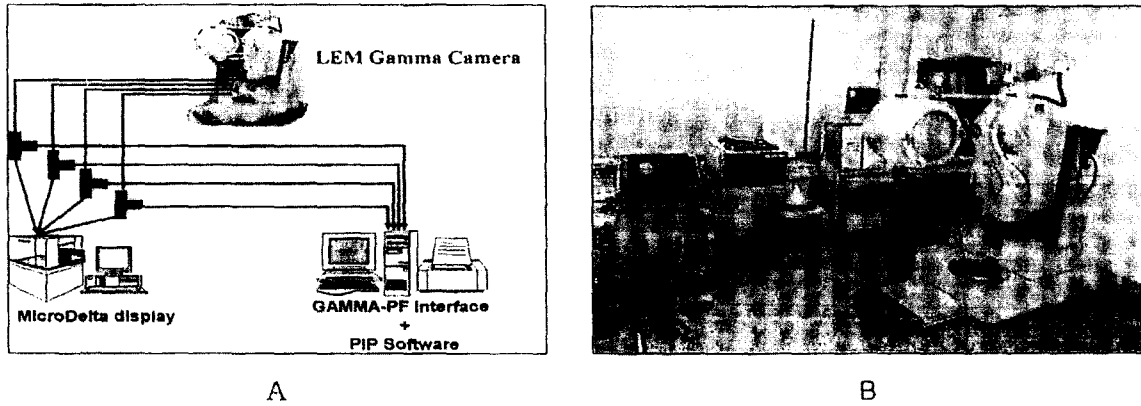


그림 1. 실험 개요도(A) 및 LEM 카메라(B)  
Fig. 1. Schematic diagram of experimental set-up(A) and LEM camera(B)

국내의 핵의학 영상기기는 대부분이 감마카메라이나 단일광자방출전산화단층촬영(SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography) 또는 양전자방출촬영(PET: Positron Emission Tomography) 등의 단층촬영방향으로 발전하고 있으며 단순 감마카메라보다는 SPECT의 보급이 급격히 확대되고 있는 추세이다. 핵의학 영상기기 개발은 주로 해외에서 이루어졌고 최근에는 SPECT 등을 완전 디지털로 개발하여 영상의 질을 향상시키고 있을 뿐만 아니라 이로 인하여 많은 시간과 노력은 물론 상당한 비용이 들어가는 quality control, calibration 및 장비 유지보수가 매우 수월해지고 있다. 최근에는 각 장기에 특화된 최첨단 영상기기를 개발하고 있는 추세이다. 특히 소형 동물 영상용 카메라, 소형 디지털 감상선용 촬영기, 종양검출용 소형 베타 프로브, 또는 동시 제수용 감마카메라 등의 첨단 계측 또는 영상기기들이 활발히 연구 개발되고 있다[6-9].

본 연구에서는 기존의 아날로그 카메라인 LEM 감마 카메라(Siemens Gammasonics, Inc)의 특성과 미세 신호특성을 연구하고 기존의 상용 디지털 보드와 일반 PC를 이용하여 현재의 아날로그 카메라를 디지털 카메라로 변환 가능한가를 연구하였다. 또한 현재 국내에 수백대로 추정되고 있는 기존의 아날로그 카메라를 디지털 보드와 PC 컴퓨터를 이용하여 저가에 영상 획득과 저장에 가능한 디지털 카메라로 바꾸어 임상환경에서의 사용가능성을 실험하였다. 아날로그 카메라의 디지털화는 감마카메라의 기반 기술을 습득함과 동시에 현재 아날로그 카메라가 갖고 있는 제한성들, 환자데이터를 저장하는 어려움, 환자 영상 출력의 어려움, 필름 분실시 재 현상의 불가능, 영상의 전후처리 불가능, 다른 시스템과의 망 연결의 불가능과 이로 인해 현재 원내에 구축한 영상저장 전송시스템 또는 원격진료 시스템에 연결할 수 없는 한계성 등을 모두 해소할 수 있을 것으로 생각된다.

## 실험 방법

### 1. 아날로그 카메라

아날로그 카메라는 현재 연세의료원 핵의학과에 설치되어 있는 이동형 아날로그 카메라인 LEM 카메라(Siemens Gammasonics, Inc. Des Plaines, IL)를 이용하였다. LEM 카메라는 NaI(Tl) 섬광체를 사용하였으며 37개의 광전자증배관(Photomultiplier tube: PMT)으로 구성된 Anger 타입 아날로그 감마 카메라로 MicroDELTA 컴퓨터와 연결되어 있다. LEM 카메라와 MicroDELTA 컴퓨터와의 인터페이스는 시멘스에서 제공한 케이블로 연결되어 있으며 주요 연결부분은 위치신호를 위한 X, Y 단자와 두 개의 에너지 신호를 위한  $Z_1$ ,  $Z_2$  단자 그리고 EKG(Electrocardiogram) gating을 위한  $R_{in}$ 으로 BNC 콘넥터로 연결 하도록 되어 있다(그림 1). 아날로그 신호를 디지털 신호로 바꾸기 위해 X, Y, Z 신호의 크기와 신호의 지연시간을 디지털 Oscilloscope로 측정 한 후 디지털 보드가 필요로 하는 신호특성을 분석하였다.

### 2. 디지털 보드와 인터페이스

아날로그 카메라를 디지털화 하기 위해 필요한 인터페이스 디지털 보드를 자체 개발하는 동안에 기존의 보드 두 개를 구입하여 가능성을 검토하였다. 구입한 두 개의 보드는 ANUGAMI-S(Bhabha Atomic Research Centre, Electronic Division, Trombay, Bombay, India) 그리고 Gamma-PF(International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, Ministry for Science and Technology, Ljubljana, Slovenia)였다. ANUGAMI-S 보드는 아날로그 입력단자에 위치신호를 위한 X, Y, 에너지 신호를 위한 Z 와 디지털 입력단자에 위의 X, Y, Z를 동기화 시켜주기 위한 S 신호가 필요하며 기존의 아날로그 카메라가 디지털 동기화 신호를 제공하지 않을 경우 보드를 사용할 수 없

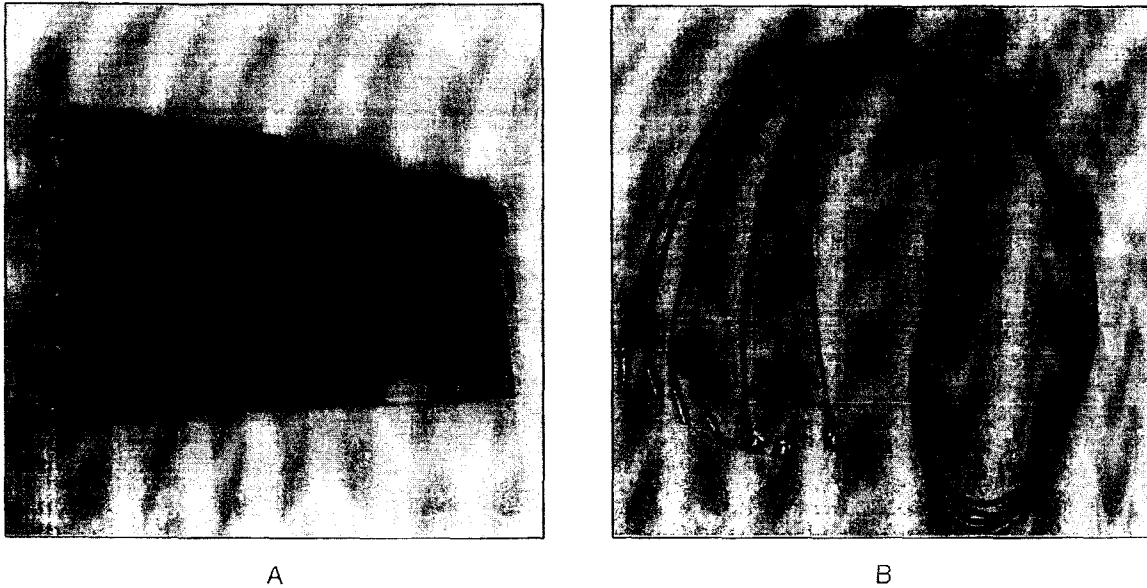


그림 2. Gamma PF 보드(A)와 인터페이스 케이블(B)  
Fig. 2. Gamma PF board and 75Ω interface cable

표 1. ANUGAMI-S와 Gamma PF 보드의 입력신호 특성

Table 1. Characteristics of input signals for ANUGAMI-S and Gamma PF boards

	ANUGAMI-S	Gamma-PF
X	Voltage levels: 1~6 Volt Time duration $\geq 2\mu\text{sec}$	Voltage levels: $\pm 0.5 \sim \pm 10$ Volt
Y	Voltage levels: 1~6 Volt Time duration $\geq 2\mu\text{sec}$	Voltage levels: $\pm 0.5 \sim \pm 10$ Volt
Z	Voltage levels: 1~5 Volt Time duration $\geq 1\mu\text{sec}$	Unblank TTL signal Time duration $\geq 0.1$ sec
S	Voltage levels: 1~5 Volt Time duration $\geq 1\mu\text{sec}$	No Need
R	TTL from ECG or R-R signal	TTL from ECG or R-R signal

다. 반면에 Gamma-PF 보드는 아날로그 입력단자에 위치신호를 위한 X, Y, 에너지 신호를 위한 Z 단자로만 되어 있어 X, Y 와 Z 신호가 동기화 된 경우 대부분의 기존 감마카메라에서 사용 가능할 것으로 보인다. 표 1은 이들 두 보드를 동작시키기 위해 필요한 입력신호의 특성을 보여준다.

ANUGAMI-S 보드와 감마 카메라, 그리고 Gamma-PF 보드와 감마 카메라의 인터페이스 연결은 각각 ANUGAMI-S 보드 측에는 Lemo connector 감마 카메라 측에는 BNC, 그리고 Gamma-PF 보드 측에는 Video connector 감마 카메라 측에는 BNC로 연결할 수 있도록 50Ω과 75Ω connector를 자체 제작하여 실험하였다(그림 2).

### 3. 영상 획득 및 전후처리 소프트웨어

영상 획득 및 전후처리 소프트웨어는 임상환경에서 저가에 설

치 사용할 수 있도록 PC 486 DX에 MS-DOS 또는 Win95 환경에서 Portable Image Processing(PIP, Leapfrog Technology, UK)을 이용하여 실험하였다. LEM 카메라에 MicroDELTA와 Gamma PF를 동시에 연결하여 환자로부터 획득되는 영상이 동시에 표시되는가를 관찰하였다. 그후 아날로그에서 디지털로 변환된 시스템이 임상환경에서 사용될 수 있는가를 평가하기 위해 물리적 특성들을 측정하였다. 감마 카메라의 계수 능력을 보기 위해 조준기를 붙였을 때와 떼었을 때 각각 908  $\mu\text{Ci}$ (33.60 MBq)와 107  $\mu\text{Ci}$ (3.96 MBq)을 포함한 주사기를 거리 10, 25, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 245 cm로 옮겨가며 MicroDELTA와 Gamma-PF에서의 계수능력을 비교하였다. 현재 아날로그 카메라는 영상의 질과 정량적인 측정능력을 높이기 위한 각종 보정을 하지 않아 균일도가 많이 떨어지는 것으로 알려져 있다[10]. Tc-99m 1 mCi(37 MBq)를 약 300 cm 떨어진

표 2. MicroDELTA와 Gamma-PF로 동시획득한 임상 데이터의 획득요소들

Table 2. Acquisition parameters for Clinical data acquired using both MicroDELTA system and Gamma-PF system

Study	Radiopharmaceutical	Injection Dose(mCi)	Collimator	Matrix size	Pixel size (byte)	Number of frame	Data acquisition
Thyroid scan	<sup>99m</sup> TcO <sub>4</sub>	3	Pinhole	128×128	2	5	200,000 Counts/frame
Salivary gland scan	<sup>99m</sup> TcO <sub>4</sub>	5	LEGP	64×64	2	120	10 sec/frame
MUGA scan	<sup>99m</sup> Tc-RBC	20	LEGP	64×64	2	32	900 sec/frame
MECKEL scan	<sup>99m</sup> TcO <sub>4</sub>	10	LEGP	128×128	2	12	300 sec/frame
DMSA scan	<sup>99m</sup> Tc-DMSA	3	LEGP	128×128	2	4	200,000 Counts/frame

표 3. MicroDELTA와 Gamma-PF에서 측정된 UFOV 와 CFOV

Table 3. UFOV and CFOV for MicroDELTA and Gamma-PF

Uniformity	MicroDELTA		Gamma-PF	
	Int.Unif(%)	Diff.Unif(%)	Int.Unif(%)	Diff.Unif(%)
UFOV	*	*	24.06	17.40
CFOV	*	*	23.97	17.40

\* MicroDELTA 소프트웨어에서 측정 불가능

표 4. MicroDELTA와 Gamma-PF에서 측정된 시스템 해상도

Table 4. System resolution for MicroDELTA and Gamma-PF

MicroDELTA		Gamma-PF	
FWHM(mm)	FWTM(mm)	FWHM(mm)	FWTM(mm)
*	*	3.39	6.18

\* MicroDELTA 소프트웨어에서 측정 불가능

곳에 놓고 조준기 없이 10,000,000 카운트를 획득하여 균일도 보정을 하였다. 균일도 측정을 위해 10 mCi(370 MBq)의 Co-57 플러드 선원으로 MicroDELTA와 Gamma-PF에서 동시에 데이터를 획득하여 UFOV(Useful Field Of View) 와 CFOV(Central Field Of View)에 대한 I.U(Integral Uniformity) 와 D.U(Differential Uniformity)를 구하였다. 아날로그 카메라와 디지털 카메라의 시스템 해상도를 보기 위해 1mm 폴리에틸렌 튜브에 336  $\mu$ Ci(12.43 MBq)의 Tc-99m을 채우고 600 초간 데이터를 얻어 FWHM(Full Width at Half Maximum)과 FWTM(Full Width at Tenth Maximum)을 구하였다. 영상대조도를 보기 위해 자체 제작한 지름 7mm, 6mm, 5mm, 4mm, 3mm, 2mm 크기의 구를 갖는 팬텀에 22 mCi/ml(814 MBq/ml)을 채우고 10 sec 동안의 영상을 획득하였다. 시스템의 민감도를 보기 위해 지름 10cm의 페트리 접시에 1.9 mCi(70.30 MBq)의 Tc-99m을 채우고 120 sec 동안 데이터를 얻은 후 cnts/min/ $\mu$ Ci로 규격화하였다.

4. MicroDELTA와 Gamma-PF를 이용한 임상 데이터 동시 획득

그 동안 임상에서 사용해온 MicroDELTA 시스템과 새로 개발한 Gamma-PF 시스템의 비교를 위해 LEM 카메라에 두 시

스템을 동시 연결하였다(그림 1). 일반적으로 임상에서는 매우 다양한 검사를 하고 있으나 Gamma-PF를 평가할 목적으로 아래 표 2와 같이 가장 많이 하고 있는 검사들 중 일부를 비교하였다[11-12].

영상을 획득한 후 진단을 위해 정성적 또는 정량적으로 영상 분석을 하게 된다. 특히 정량적 분석 기능의 비교 분석을 위해 Gamma-PF로 획득한 MUGA(Multiple Gated Acquisition) 검사 데이터의 ejection fraction 기능을 분석하였고 ejection fraction은 아래의 공식에 의해 구하였다.

$$E \cdot F = \frac{(E \cdot D - BKGD) - (E \cdot S - BKGD)}{(E \cdot D - BKGD)}$$

위에서 E·F = ejection fraction  
 E·D = endyestolic counts  
 E·S = ensystolic counts  
 BKGD = background

결 과

ANUGAMI-S 또는 Gamma-PF 보드의 입력신호 특성을 맞추주기 위해 조사한 LEM 감마 카메라의 출력 신호중 X, Y는

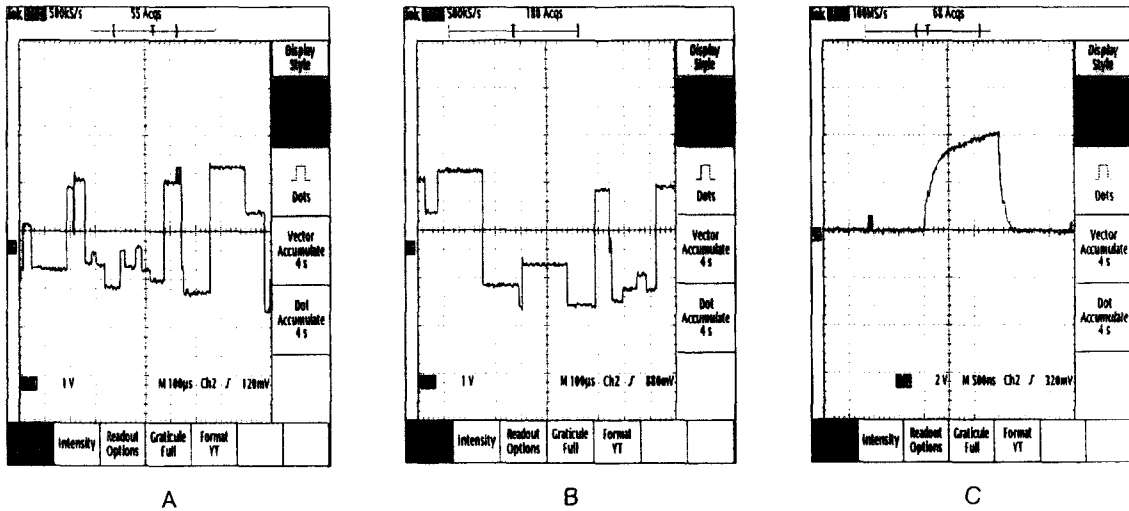


그림 3. X(A), Y(B), Z(C)의 신호 특성  
 Fig. 3. Signal characteristics of X(A), Y(B), and Z(C)

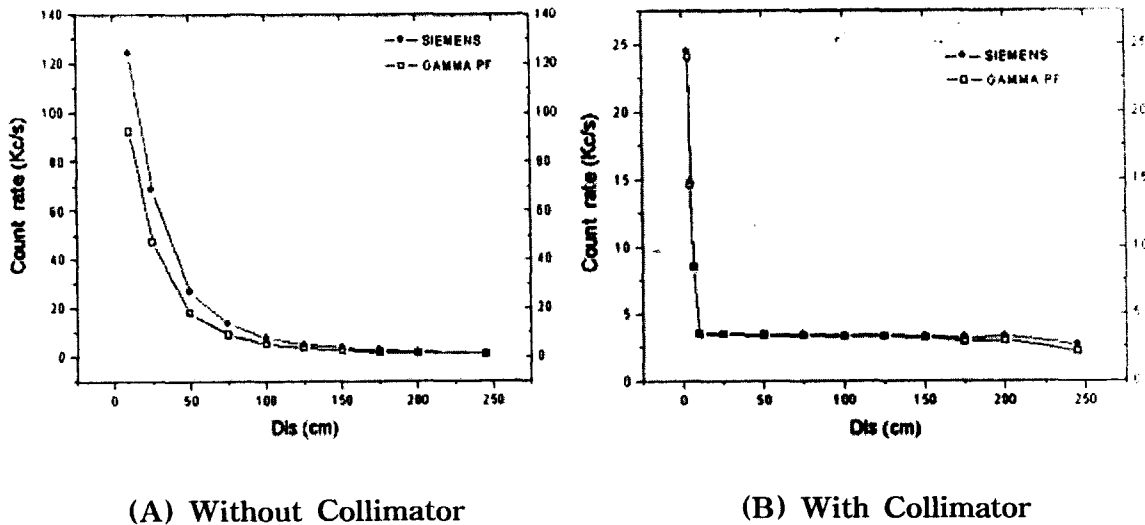
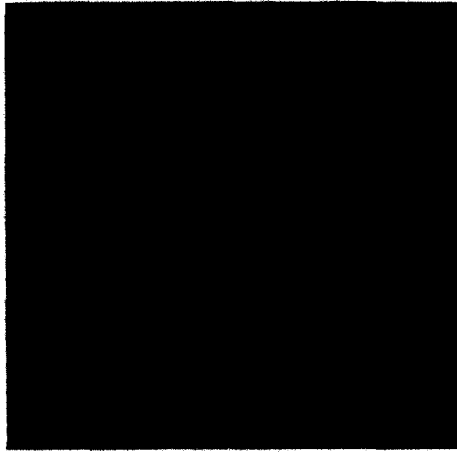


그림 4. 조준기 미부착시(A)와 부착시(B)의 계수능력  
 Fig. 4. Counting capabilities without(A) and with(B) collimator

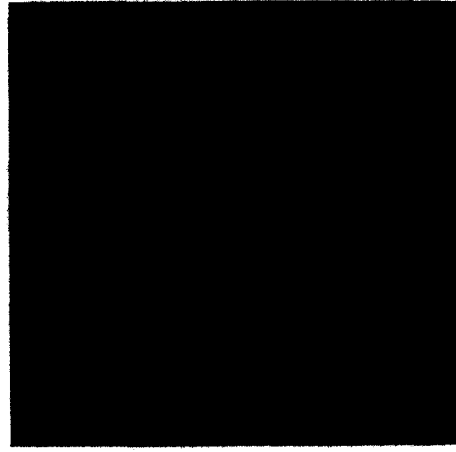
그림 3과 같이 0~±1.2 volt 이고 Z 신호는 4 volt 크기에 약 1µsec의 time duration을 갖는 신호였다. ANUGAMI-S 보드는 위의 X, Y, Z 신호 외에도 S 신호를 필요로 하였으나 LEM 감마 카메라에서 쉽게 얻을 수 없는 신호로 생각되었다. 이런 이유로 ANUGAMI-S 보드는 더 이상 실험 결과를 얻을 수 없었으며 이후의 데이터는 Gamma-PF로 시행한 실험 결과이다.

영상 획득 및 영상 전후처리 소프트웨어 PIP을 이용하여 LEM 카메라에 조준기를 부착했을 때와 부착하지 않았을 때에 조준기로부터 방사성 동위원소 Tc-99m을 포함한 주사기를 여러 거리로 움직이면서 MicroDELTA와 Gamma-PF로 동시에 데이터를 획득하였다. 이 실험은 Gamma-PF로 얻은 데이터의

정성적으로 관찰한 영상결과 거리에 따른 계수능력이 MicroDELTA와 얼마나 비슷한가를 보기 위한 실험이었다. 조준기를 부착하였을 때는 Gamma-PF와 MicroDELTA의 결과가 매우 비슷하였으며 카메라에서 멀어질수록 계수능력이 거리의 제곱에 반비례하여 감소하였다(그림 4(a)). 반면에 조준기를 부착하지 않았을 때는 Gamma-PF가 MicroDELTA에 비해 약 25% 정도 계수능력이 떨어지는 것으로 나타났으며(그림 4(b)) 이는 조준기를 부착하지 않았을 때 LEM 카메라의 가장자리에서 획득되는 데이터를 PIP 소프트웨어로 제한하여 Gamma-PF로 획득하는 영상의 질을 높이려는 목적 때문이었다. Co-57 플러드 선원을 이용하여 측정된 균일도는 표 3과 같았다. MicroDELTA



A. MicroDELTA

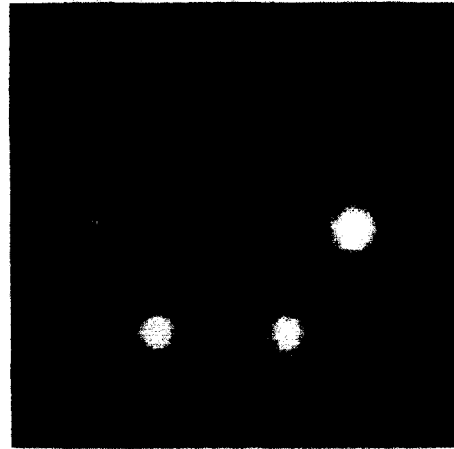


B. Gamma-PF

그림 5. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)의 선선원 영상  
 Fig. 5. Line source image of MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)



A. MicroDELTA



B. Gamma-PF

그림 6. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 획득한 7, 6, 5, 4, 3, 2mm 구를 포함한 자체제작 팬텀 영상  
 Fig. 6. Images of home made phantom containing 7, 6, 5, 4, 3, 2mm spheres for MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)

와 Gamma-PF에서 선선원을 사용하여 영상을 획득하였고(그림 5), 시스템 해상도는 표 4와 같았다. 그림 6은 영상대조도를 보기 위해 자체 제작한 팬텀 영상으로 MicroDELTA와 Gamma-PF의 영상이 매우 비슷한 결과를 보여주고 있다. 시스템 민감도는 MicroDELTA와 Gamma-PF가 전체 영역에서 각각 218.83 cts/min/ $\mu$ Ci 와 214.05 cts/min/ $\mu$ Ci 였고, UFOV에서는 215.30 cts/min/ $\mu$ Ci 와 207.66 cts/min/ $\mu$ Ci 로써 거의 같은 민감도를 나타내었다. Gamma-PF의 경우 영상의 질을 높이기 위해 조준기 없이 10,000,000 카운트를 획득하여 균일도 보정한 후 영상 데이터를 획득하였다. Gamma-PF를 이용해 아날로그 데이터를 디지털 데이터로 획득할 때 양질의 영상 데이터를

얻은 후 임상에서 환자의 진료목적으로 사용할 수 있는지를 평가하기 위해 LEM 카메라에서 출력되는 X, Y, Z 신호를 Gamma-PF 와 MicroDELTA에 동시 연결하고 임상데이터를 획득하였다. 임상 데이터는 일상적으로 매일 실시하는 검사 항목들 중 갑상선의 위치, 크기, 기능 평가 및 결절, 염증 등을 진단하는 갑상선 검사를 MicroDELTA(그림 7(a)) 와 Gamma-PF(그림 7(b))로 획득하였다. 타액선의 위치, 크기 및 기능을 촬영하고, 타액선을 침범한 종괴의 진단 및 감별검사를 위해 시행하는 타액선 검사 데이터를 MicroDELTA(그림 8(a)) 와 Gamma-PF(그림 8(b))로 획득하였다. 그림 9(a)와 그림 9(b)는 각각 MicroDELTA와 Gamma-PF로 획득한 MUGA 검사

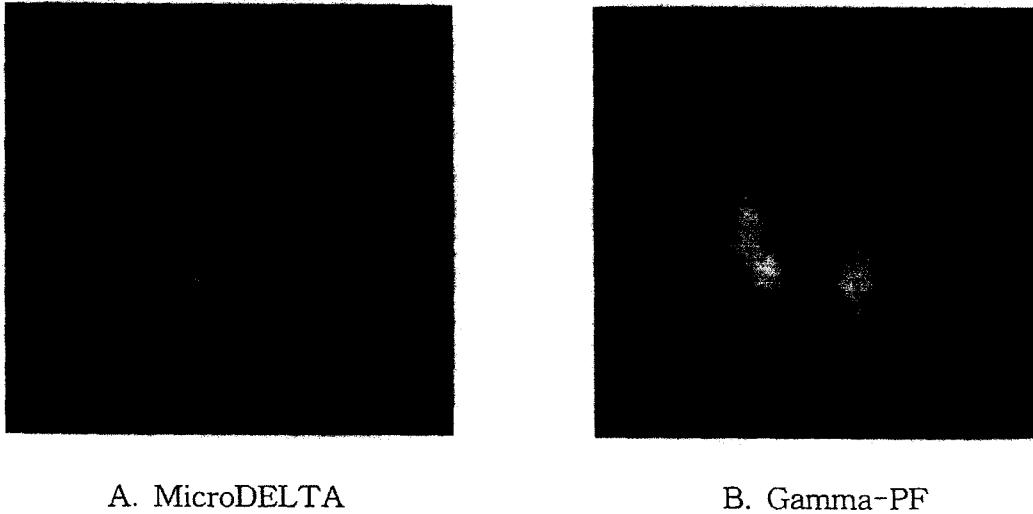


그림 7. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 동시에 획득된 Thyroid 영상  
 Fig. 7. Simultaneously acquired thyroid images by MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)

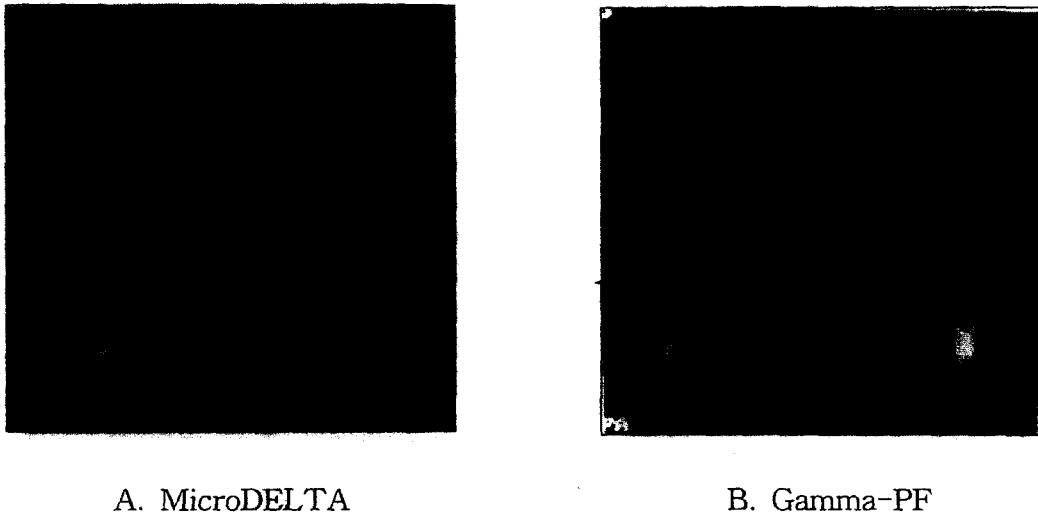
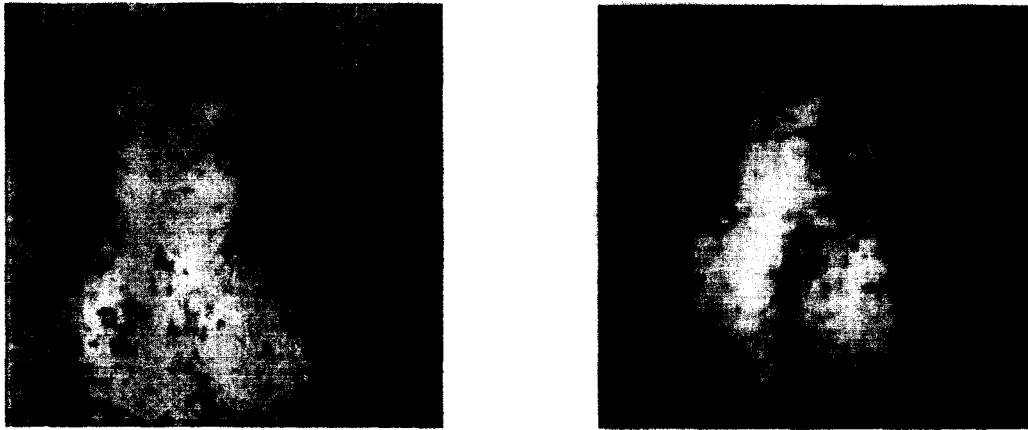


그림 8. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 동시에 획득된 Salivary 영상  
 Fig. 8. Simultaneously acquired Salivary images by MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)

결과이며 컴퓨터 영상으로부터 심장의 심박출계수(ejection fraction), 박출량(stroke volume), 위상(phase) 분석 등을 이용해 전반적인 심장기능을 측정할 수 있다. 그림 10은 Gamma-PF로 획득한 데이터와 소프트웨어 PIP을 이용 계산한 심박출계수와 위상 결과를 보여준다. 그림 11(a) 와 그림 11(b)는 각각 MicroDELTA와 Gamma-PF로 획득한 위점막 신틸그램인 Meckel 검사의 결과를 보여준다. 그림 12(a) 와 12(b)는 각각 MicroDELTA와 Gamma-PF로 획득한 DMSA 검사의 결과를 보여준다. DMSA(Dimercaptosuccinic Acid)는 신장조직 이상의 평가, 종양, 신장 손상, 신우신염(pyelonephritis)등을 진단하는데 이용된다

### 고 찰

현재 국내의 임상환경에서 사용하고 있는 아날로그 감마카메라는 수백대로 파악되고 있다. 이들 아날로그 감마카메라는 환자데이터를 저장하는 어려움, 환자영상 출력의 어려움, 필름 분 실시 재현상의 불가능, 필요시 영상 전후처리 불가능, 다른 시스템과의 망 연결 불가능과 이로 인해 영상저장전송 시스템 또는 원격진료 시스템에 연결할 수 없는 문제 등의 많은 단점들을 갖고 있다. 이들 아날로그 감마카메라를 저렴한 가격에 디지털 카메라로 개선할 수 있다면 진단의 정확도를 향상시킬 수 있을 뿐



A. MicroDELTA

B. Gamma-PF

그림 9. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 동시에 획득된 MUGA 영상  
 Fig. 9. Simultaneously acquired MUGA images by MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)



그림 10. Gamma-PF(B)를 이용한 심박출계수와 위상  
 Fig. 10. Ejection fraction, amplitude and phase images acquired using Gamma-PF(B)

만 아니라 위의 모든 단점들을 개선할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 아날로그카메라의 디지털화를 위해 인터페이스와 소프트웨어를 개발하는 동시에 기존의 보드와 소프트웨어를 구입하여 그 가능성을 검토하였다. 디지털 인터페이스 보드는 ANUGAMI-S와 Gamma-PF 보드였으며, 소프트웨어는 데이터 획득 기능과 영상 전후처리 기능을 갖고 있는 PIP 소프트웨어로 실험하였다. 디지털 보드 ANUGAMI-S는 일반 아날로그 카메라에서 출력 신호로 나오는 위치 신호를 위한 X, Y 신호와 에너지 신호 Z 신호

외에도 X, Y, Z를 동기화 시켜주는 S 신호를 필요로 하였다. 이번 실험에 사용한 LEM 카메라는 S 출력 신호가 없어 ANUGAMI-S 보드는 더 이상 실험할 수 없었으며 이 보드를 사용하기 어려울 것으로 생각된다. 반면에 Gamma-PF는 위치 신호 X, Y와 에너지 신호 Z 그리고 Gated 심장 검사를 위한 EKG gating 신호만을 필요로 하여 대부분의 아날로그 감마카메라에 사용 가능할 것으로 생각된다. Gamma-PF와 PIP 소프트웨어를 이용 카메라의 물리적 특성을 측정된 결과는 조준기



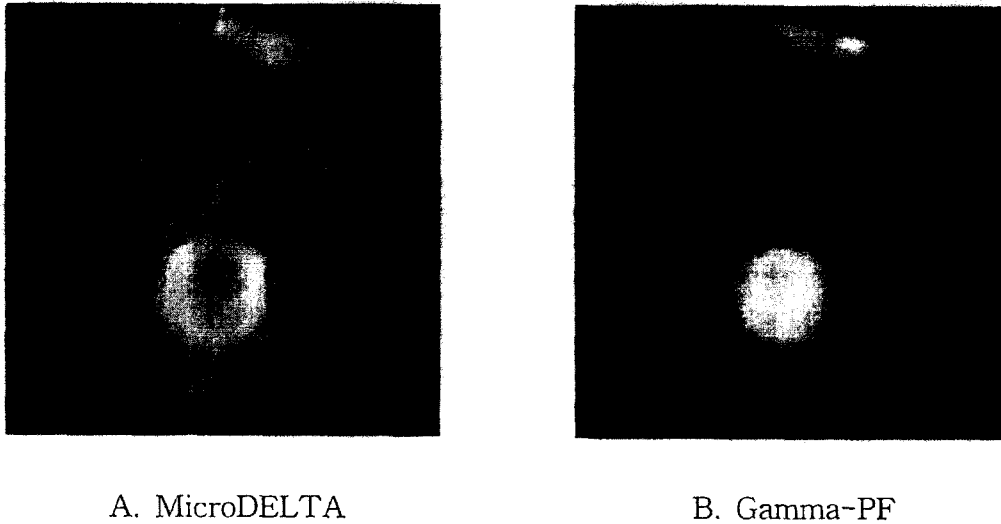


그림 11. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 동시에 획득된 Meckel 영상  
 Fig. 11. Simultaneously acquired Meckel images by MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)

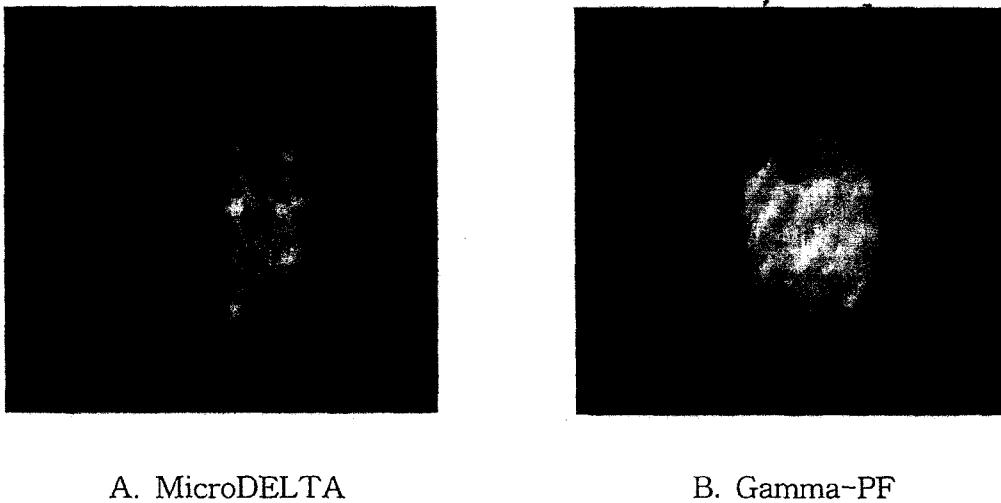


그림 12. MicroDELTA(A)와 Gamma-PF(B)로 동시에 획득된 DMSA 영상  
 Fig. 12. Simultaneously acquired DMSA images by MicroDELTA(A) and Gamma-PF(B)

가 부착되지 않았을 때 계수능력이 MicroDELTA에 비해 약 25% 떨어졌지만 이는 영상 질을 높이기 위해 카메라의 가장자리 신호를 획득하지 않기 때문으로 파악되었다. 그러나 실제 임상 환경에서는 항상 조준기를 부착하고 데이터를 획득하며 이 경우는 계수능력이 MicroDELTA와 거의 일치하였다. NEMA 규정에 의해 Co-57로 얻은 균일도는 UFOV에서 적분균일도가 24.06%, 미분균일도가 17.40%로 측정되었고, 기존의 디지털 카메라에 비해 균일도가 떨어지는 것으로 나타났다. 시스템 해상도

측정에서 MicroDELTA는 Analog 카메라의 단점과 회사에서 제공하는 소프트웨어의 한계성 때문에 측정할 수 없었고, Gamma-PF에서는 FWHM이 3.39mm, FWTM이 6.18mm로 나타났다. Gamma-PF 디지털 인터페이스 보드와 PIP소프트웨어를 이용 기존의 아날로그 감마카메라를 디지털 카메라로 개선한 후 실제 임상환경에 이용할 수 있는가가 평가되어야 디지털 카메라가 유용하게 사용될 것이다. 이를 위해 LEM 카메라에 현재 임상환경에서 매일 사용하고 있는 MicroDELTA와

Gamma-PF를 동시 연결하고 많은 검사를 하고 있는 갑상선 검사, 타액선 검사, MUGA 검사, MECKEL 검사, DMSA 검사를 시행하여 데이터를 획득하였다. 이들 중 갑상선 검사, 타액선 검사, MECKEL 검사, MUGA 검사, DMSA 검사는 정성적으로 영상 질을 비교해 본 결과 MicroDELTA와 Gamma-PF 데이터가 매우 비슷하였다(그림 7-12). MUGA 검사의 경우는 정성적으로 영상 질을 비교해 본 결과 매우 비슷했으며(그림 9), Gamma-PF로 얻은 데이터를 이용 그림 10과 같이 ejection fraction을 계산하고 phase 영상을 획득 할 수 있었다. 이들 실험결과는 기존의 아날로그 카메라를 디지털 인터페이스 보드와 소프트웨어를 이용 저가에 디지털 카메라로 개선할 수 있으며 임상에 이용할 수 있는 가능성을 보여주었다.

## 결 론

아날로그 카메라를 디지털 카메라로 개선하여 영상의 질 향상은 물론 정량적 가능성을 높인다면 의료 서비스의 질을 향상시킬 수 있을 것이다. 본 연구 결과는 디지털 인터페이스 보드 Gamma-PF와 PC 486DX를 이용 Win95 환경에서 비교적 저렴한 가격으로 아날로그 감마 카메라를 디지털 카메라로 개선할 수 있다는 임상에서의 실제 활용 가능성을 보여 주었다.

## 참 고 문 헌

1. Auger HO, "Scintillation Camera", Rev Scilnstr, pp.29-27, 1958.
2. Auger HO, "Scintillation Camera with Multi Aperature Collimators", JNM, pp.5-515, 1964.
3. Honeyman JC, Dwyer SJD, "historical Perspective on Computer Development and Glossery of Terms", Radiographics, 13, pp.145-152, 1993.
4. Harbert JC, Fckelman WC, and Neuman RD, "Nuclear Medicine Diagnosis and Therapy", Thieme Medical publishers, Inc. New York, 1996.
5. Kuhl DE and Edwards RQ, "Image Separation Radioisotope Scanning", Radiol, 80, pp.653-662, 1963.
6. Tornai MP, Macdonald LR, Levin CS, "Design considerations and performance of a 1.2 cm<sup>2</sup> Beta imaging intraoperative probe", IEEE NSS-MIC conf rec, 1995.
7. Cherry SR, Shao Y, "Optical fiber readout of scintillator arrays using a multi-channel PMT: A high resolution PET detector for animal imaging", IEEE NSS-MIC conf rec, 1995.
8. S. R. Cherry, Y. Shao, R. W. Silverman, "MicroPET: A High Resolution PET Scanner for Imaging Small Animals", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 44, no. 3, pp.1161-1166, 1997.
9. T. K. Lewellen, R. S. Miyaoka, F. Jansen, M. S. Kaplan, "A Data Acquisition System for Coincidence Imaging Using a Conventional Dual Head Gamma Camera", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 44, no. 3, pp. 1214-1218, 1997.
10. Government of India Dept. of Atomic Energy, "Gamma camera image acquisition system ANUGAMI-S", Bhabha atomic research centre, electronic division, Trombay, Bombay, India.
11. 고창순, "핵의학", 고려의학, 1997.
12. 핵의학 교육 연구회, "핵의학 입문", 고려의학, 1997.