

# 원격응급시스템에 적합한 X-ray 장치 개발

(The Development of X-ray Unit of Remote Emergency Medical System)

조동헌\* · 구경완 · 양해술 · 한만석 · 한상옥

(Dong-Heon Cho · Kyung-Wan Koo · Hae-Sool Yang · Man-Seok Han · Sang-Ok Han)

## 요 약

본 연구에서 개발된 X-ray 장치는 병원으로부터 원거리에 있는 응급환자를 진단하거나, 대형 사고에 의한 재난에서 환자를 분류하기 위한 목적으로 사용할 수 있도록 제작되었다. X-ray 사용 장소는 병원으로부터 먼 거리에 있기 때문에 AC220[V]를 사용할 수 없는 사고 현장이나, 이동 중인 구급차 내에서도 응급환자의 진료가 필요한 곳이다. 개발된 X-ray 장치는 다음과 같은 특성이 있다. 첫째, 콘덴서를 내장하여 구급차의 배터리 전원 공급이 없는 경우에도 X-ray 촬영이 가능하도록 하여 산악지역이나 섬지역 등에서도 이용할 수 있도록 하였다. 둘째, DC 12[V] 전원으로 X-ray를 발생하여 촬영한 정보를 디지털 디텍터로 검출하여 파일 형태로 저장하여 사용할 수 있었다. 제어회로는 Pic16F84A를 사용하여 X-ray 발생 장치의 신뢰성을 확보하였고, 기능을 다양하게 제공할 수 있었다. 원격응급시스템에 적합한 X-ray 장치는 응급환자가 의사로부터 공간적으로 멀리 떨어져 있거나, 시간적으로 진단, 처방, 치료가 동시에 이루어지기 어려운 상황 등에 효율적으로 대처할 수 있는 장점이 있다.

## Abstract

The X-ray unit developed by this study is to diagnose emergency cases which is too far from a hospital and to classify the patients. We have to use the X-ray in a ambulance or the scene of an accident where we cannot use the AC220 outlet because of the distance from a hospital as well. The X-ray unit developed has a characteristics as follows. First of all, as the unit has a condenser in itself where there is no electric supply, we can use the X-ray inspector in a mountain area or a island. Second, we can detect by digital detector the information taken by X-ray from DC 12[V] electricity and store as a form of file. A control circuit can secure the reliability of the X-ray unit by using the Pic16F84A X-ray and provide various functions. The X-ray unit which suits remote emergency system can be efficiently used for the emergent cases who is too far from a doctor and a hospital or in the situation where it is difficult to diagnose, transcribe and treat simultaneously.

Key Words : Remote Emergency Medical System, X-ray unit, digital detector

\* 주저자 : 호서대학교  
Tel : 042-580-2112, Fax : 042-581-0841  
E-mail : jovision@kice.re.kr  
접수일자 : 2006년 3월 21일  
1차심사 : 2006년 3월 28일, 2차심사 : 2006년 4월 20일  
심사완료 : 2006년 5월 18일

## 1. 서 론

원격응급시스템은 환자 및 정보가 먼 거리로 떨어져 있거나 시간적으로 많은 차이가 발생하는 등 여

## 원격응급시스템에 적합한 X-ray 장치 개발

러 가지 문제로 인해 도달할 수 없는 경우 의료정보 및 전문적 조언을 원격으로 제공하는 시스템으로, 환자 진료뿐만 아니라 의료행정 등을 포함하는 포괄적인 개념으로 쓰인다. 즉 컴퓨터와 데이터 통신 기술을 이용하여 의학영상, 동영상, 환자기록 등 각종 데이터를 주고받고 의료서비스를 전달하는 기술을 통칭하는 말이다. 원격응급의 응용범위를 살펴보면 가장 일반적이고 개발이 활발히 진행되고 있는 재택진료, 그리고 원격화상회의, 그 밖에 원격의료영상저장시스템(PACS: Picture Archiving and Communications System), 원격 영상진단, 가상병원 등이 있다. 특히 원격의료영상저장시스템은 디지털 의료 영상을 종합적으로 관리하는 시스템으로, 다수의 의료 장비에 의해 생성된 디지털 영상을 전송 및 저장하고, 사용자가 컴퓨터 화면을 통해 확인할 수 있다 [1]. 이 시스템의 방사선 진단장치를 휴대용으로 만들어 220[V] 상용 전원이 공급되지 않는 건물 밖의 사고 현장에서 진단이 가능하도록 한다면 응급의료체계는 진일보한 발전을 가져올 수 있다[2-4]. 방사선 진단장치로 얻어진 디지털 영상 자료를 일정한 시스템 하에서 서로 호환되고, 불편 없이 사용되기 위해 만들어진 규약을 디콤(DICOM: Digital Imaging Communication Medicine)이라한다. DICOM은 저장, 전송, 프린트, 데이터 베이스 등 여러 가지 옵션으로 나누어 규정하고 있다.

방사선 진단 장치인 X-ray 발생장치는 X-ray를 촬영할 수 있는 곳에 장착하는 고정식과 환자가 있는 곳으로 움직일 수 있는 이동식이 있다. 이동 방식은 환자의 상태에 따라 유용하게 이용할 수 있었지만, 병원 내의 AC 220[V] 상용전원이 공급되는 곳에서만 제한적으로 사용되고 있다[4]. 외국의 S사에서 개발된 M 제품은 크기가 580×1150×1930[mm]이고, 무게가 470[kg]으로서 휴대하여 촬영하는 X-ray 발생장치로 사용하기에는 많은 어려움이 있다. 휴대용 디지털 X-ray 발생 장치는 원격응급시스템에서의 필요성에도 불구하고, 국내외에서 아직 개발되지 않은 상태이다. 다만 220[V] 상용 전원을 이용할 수 없는 곳에서 사용이 가능한 X-ray 전원 장치를 실험적으로 개발하였고, 배터리에서 인버터장치에 이르는 전원회로를 중심으로 오실로스코프 상에서 실험결

과를 확인하는 정도의 연구가 진행되었다. 이를 바탕으로 본 연구는 원격응급시스템에서 적용할 수 있도록 개발된 X-ray 장치를 활용하여 디지털 의료 영상으로 제작하고자 한다. 먼저 구급차의 배터리 전원인 DC 12[V]로 콘덴서에 충전하고 안정적으로 X-ray 촬영을 위한 평가를 한다. 둘째, DC 12[V] 전원으로 X-ray를 발생하여 촬영한 원격의료영상저장시스템에 활용 가능성을 확보하기 위해 디지털 디텍터로 X-ray 영상을 검출하여 파일 형태로 저장한다. 셋째, DC 12[V]로 전원을 공급하여 안정적으로 콘덴서에 충전될 수 있도록 세 영역으로 나누어 충전하여 실험 평가를 한다.

## 2. 휴대용 디지털 X-ray 장치

### 2.1 원격응급시스템

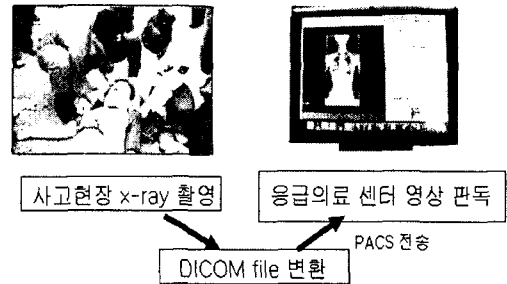


그림 1. 원격응급시스템  
Fig. 1. Remote Emergency Medical System

그림 1은 원격응급시스템을 나타낸다. 사고 현장에서 휴대용 X-ray 장치를 이용하여 방사선 영상을 촬영 후, DICOM file로 변환하고 PACS 전송하여 응급의료 센터에서 영상을 판독할 수 있는 시스템이다.

### 2.2 장치의 구성

그림 2는 휴대용 디지털 X-ray 장치의 순서도를 나타낸다. 휴대용 디지털 X-ray 장치는 전원 장치, X-ray 발생, 디지털 디텍터로 구성된다. 본 연구에서는 X-ray를 발생하기 위한 power supply인 전원장치를 설계하고 제작한 후 이에 대한 평가를 하였

고 방사선 영상을 디지털 디텍터로 검출하였다.

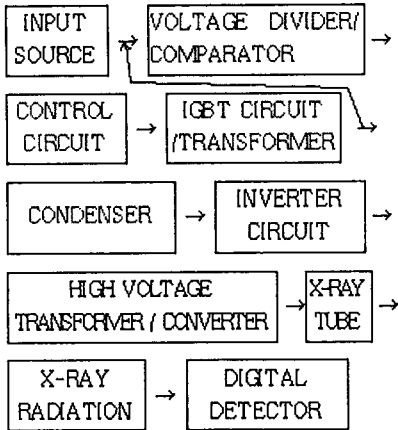


그림 2. 휴대용 디지털 X-ray 장치의 순서도  
Fig. 2. Flow Diagram of Portable Digital X-ray Unit

### 2.3 장치의 설계 및 제작

전원 장치의 회로에서 입력전원(input source)은 구급차 내의 배터리 전원에 해당하는 직류 12[V]를 사용하였다. 변압기에서 출력되는 전압을 분압기(VOLTAGE DIVIDER)에서 5[V] 이하로 낮추고, 입력전원의 전압을 비교기(COMPARATOR)에 의해 조건을 비교한다. 비교기의 조건에 따라 제어회로(CONTROL CIRCUIT)내의 PIC16F84A를 구동한다. 이 신호에 따라 배터리 전원 DC 12[V]를 IGBT에 의해 35[KHz]로 발진하여 변압기에 인가한 후 전파 정류 시켜 320[V]를 콘덴서에 충전한다. PIC16F84A 마이크로 프로세서의 주요 특징은 내부메모리에 있는 펌웨어(firmware)를 재프로그램(Reprogramming)할 수 있는 EEPROM(electrically erasable programmable read only memory)으로 되어 있다. 그리고 전체 명령어가 35개의 워드 마이크로 1[k]워드 ROM과 36바이트의 RAM, 13개의 입출력 포트 구성되어 외부에 추가 회로를 필요로 하지 않는다[6]. 그림 3은 제작한 전원 장치의 구현을 보여준 것이다. 그림 4는 본 연구자의 손을 X-ray 장치로 촬영한 정보를 디지털 디텍터로 검출, 저장

및 모니터링하는 시스템을 나타내고 있다. 디지털 디텍터는 국내 D사에서 제작된 F시리즈로 해상도는 2048×1536이다.

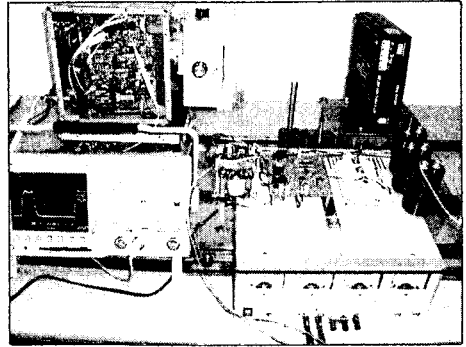


그림 3. 전원 장치의 구현  
Fig. 3. Photograph System of Power Supply Unit



그림 4. 디지털 디텍터의 구현  
Fig. 4. Photograph System of digital detector

### 3. 실험결과 및 고찰

본 실험은 입력전원 DC 12[V]을 인가하여 X-ray를 발생시킬 수 있는 전원장치를 개발하고, 발생된 X-ray를 디지털 디텍터로 측정하였다. IGBT 회로와 변압기를 거쳐 DC 320[V]가 콘덴서에 충전한다. 이 충전되는 전압을 분압기에 의해 5[V] 이하로 다운시켜 비교기에 입력하여 설정된 조건에 따라 콘덴서에 충전하도록 하였다. 그림 5와 6은 콘덴서에 충전과 완충되는 경우의 비교기 출력을 나타낸다. 그림 5는 충전 조건을 나타낸 것으로 콘덴서에 충전되는 전압을 분압기에 의해 5[V] 이하로 낮춘 후, 비교

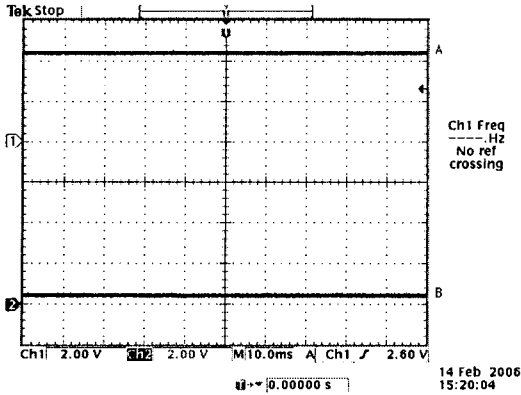


그림 5. 충전 조건(제어회로의 비교기 A와 B의 출력)  
Fig. 5. Output Waveforms of comparator A and B of control circuit

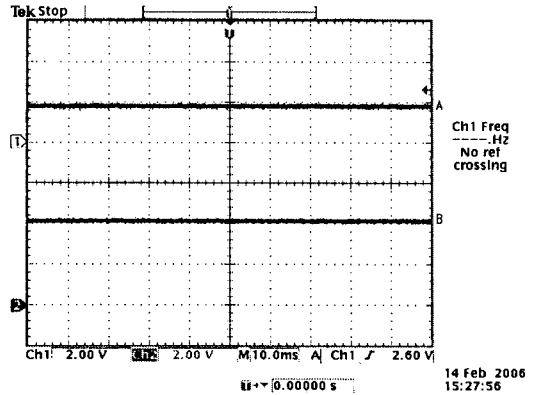


그림 6. 완충 조건(제어회로의 비교기 A와 B의 출력)  
Fig. 6. Output Waveforms of comparator A and B of control circuit

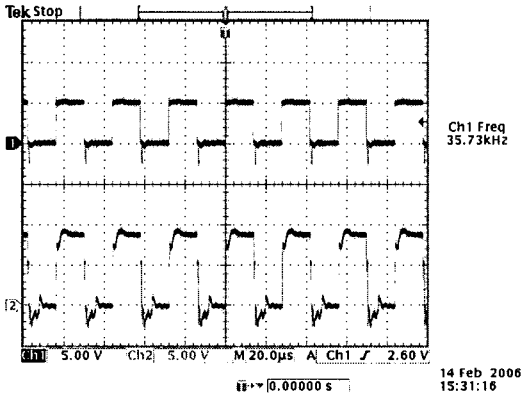


그림 7. IGBT의 신호  
Fig. 7. Signal of IGBT

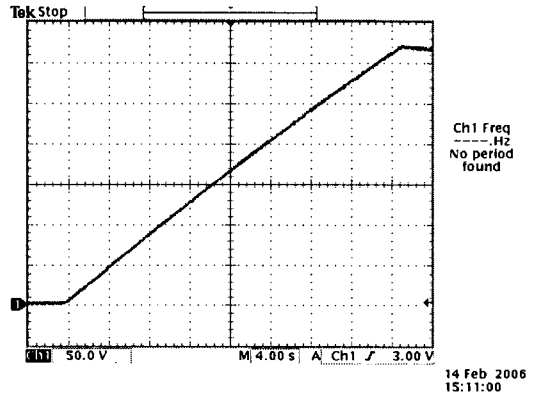


그림 8. 변압기 2차측 전압 파형  
Fig. 8. Secondary Voltage Waveforms of Transformer

기 A와 B에 입력한 결과를 보였다. 4.2[V]와 0.1[V]로서 HIGH와 LOW 상태를 나타낸 것이다. 그림 6은 콘덴서에 충전이 완료된 완충 상태를 나타낸다. 콘덴서에 충전완료 될 때의 전압을 분압기에 의해 5[V] 이하로 낮춘 후, 비교기 A와 B에 입력한 결과를 보였다. 1.9[V]와 4[V]로서 LOW와 HIGH 상태를 나타낸 것이다. 그림 7은 IGBT의 신호를 나타낸다. 입력은 PIC16F84의 17번에서 나온 신호이고, 출력은 TIP41 트랜지스터에서 나온 신호이다. 따라서 채널 1은 PIC16F84의 17번 핀의 출력상태가 5[V] 펄스로 출력되고, 채널 2는 TIP41 트랜지스터의 10[V] 펄스로 출력되는 상태를 나타낸다. 주파수는 35.73

[KHz]로 설정되었다. 콘덴서에 충전과정은 충전초기, 완충, 충전후기로 세 영역으로 나누어 26[µs]를 주기로 시스템의 안정이 되도록 하였으며, 그 진행 조건을 PIC16F84A 마이크로프로세서에 코딩하였다. 충전초기에는 13개 영역으로 하여 각 주기마다 n[µs] 충전하고 (26-n)[µs] 정지를 10회씩 반복하여 13[µs]를 충전하고 정지할 때까지 계속하였다. 완충 단계에는 13[µs] 충전과 정지를 지속하였다. 충전후기에는 13개 영역으로 하여 각 주기마다 (13-n)[µs] 충전하고 n[µs] 정지를 10회씩 반복하였다. 충전을 한꺼번에 시키지 않고 서서히 충전하고 완충이 된 이후 서서히 정지시키는 이유는 한꺼번에 콘덴서에

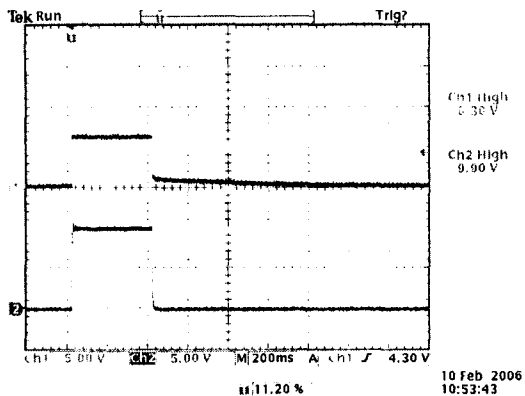


그림 9. X-ray tube 출력(63(kVp), 19.8(mAs))  
Fig. 9. Output of X-ray tube(63(kVp), 19.8(mAs))

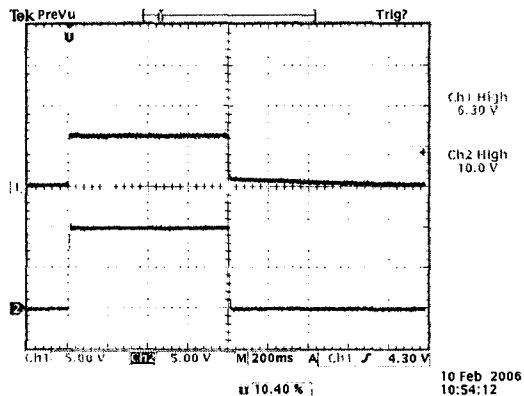


그림 10. X-ray tube 출력(63(kVp), 40(mAs))  
Fig. 10. Output of X-ray tube(63(kVp), 40(mAs))

충전하면서 발생할 수 있는 스위칭서지, 손상 (damage) 등의 문제를 줄이기 위한 것이다. 그림 8 은 페라이트 코어로 제작된 변압기의 2차측 출력을 나타낸다. 변압기의 2차측 출력 전압은 320[V]이고, 콘덴서에 충전하는 데 소요되는 시간은 33초 정도이다. 표 1은 X-ray 출력을 나타낸 것으로, 설정치는 관전압을 60[kVp], 전류초를 각각 20[mAs]와 40[mAs]로 하였고, 측정치는 전압이 63[KVP](오차율 5%), 전류초가 각각 19.8[mAs](오차율 1%)와 40[mAs](오차율 0%)의 결과를 나타낸다. 그림 9와 10은 X-ray tube 출력을 나타낸다. 그림 9는 관전압 60[KVP], 전류초 20[mAs], 조사시간 0.4[sec]로 인가한 경우에 해당하는 결과를 얻었다. 채널 1은 관전압을 나타낸 것으로 1[div]당 5[V](프로브 10000:1, 10[kV]=1[V])로 설정하였고 채널 2는 관전류를 나타낸 것으로 1[div]당 5[V](프로브 10[mA]=2[V])로 설정하였다. 그림 10은 관전압 60[KVP], 전류초 40[mAs], 조사시간 0.8[sec]로 인가한 경우에 해당하는 결과를 얻었다. 그림 11은 48[KVP], 전류초 5[mAs] 조건으로, 연구자의 손을 출력한 것이다. 파일 크기는 1.67[MB]이고 jpg 형태로 저장되었다. 원격응급시스템을 이용하여 X-ray 촬영을 할 수 있고, 디지털 디텍터로 방사선 자료를 저장하여 관리할 수 있다.

원격응급시스템에서 발생할 수 있는 경우를 가정하여 손의 상태를 X-ray 촬영 할 수 있고, 디지털 디

텍터로 방사선 영상자료를 파일 형태로 저장하여 관리할 수 있었다.

표 1. X-ray tube 출력  
Table 1. Output of X-ray tube

설정치		측정치			
[kVp]	[mAs]	[kVp]	[mAs]	[mA]	[s]
60	20	63	19.8	4.95	0.4
60	40	63	40	5	0.8



그림 11. 디지털 디텍터로 손 출력  
Fig. 11. Out of hand by digital detector

#### 4. 결 론

본 연구에서 개발된 휴대용 X-ray 장치는 휴대가 간편한 X-ray 장치에 배터리 전압인 DC 12[V] 전원을 공급하거나, 충전을 위해 콘덴서를 사용하여 X-ray를 발생시킬 수 있도록 하였다. 개발된 실험 장치의 결과를 제시하였고, 디지털 디텍터를 사용하여 방사선 정보를 파일 형태로 저장하였다. 본 실험에 대한 결과는 다음과 같다.

1) 상용 전원 AC220[V]가 공급되지 않는 병원 밖에서 발생하는 환자에 대한 진단이 가능하도록, 구급차의 배터리 전압인 DC 12[V]를 X-ray 공급전원으로 사용하였다. 콘덴서에 안정적으로 전원을 공급하고 정상적인 X-ray 출력을 얻을 수 있었다.

2) DC 12[V] 전원으로 X-ray를 발생하여 촬영한 정보를 디지털 디텍터로 검출하여 파일 형태로 저장하여 사용할 수 있었다. 의사가 도달하기 어려운 거리에 있는 환자의 정보를 원격응급시스템으로 활용하여 응급센터의 의사에게 보낼 수 있는 시스템이 가능하게 되었다.

3) PIC16F84A를 사용하여 콘덴서에 충전과정을 충전초기, 완충, 충전후기로 세가지 영역으로 나누어 시스템 안정이 되도록 하였으며, 그 진행 조건을 PIC16F84A 마이크로프로세서에 코딩하였다.

이러한 연구 성과를 통해서 본 연구는 구급차 내의 배터리 전원으로 X-ray 발생이 가능한 전원 장치를 개발하여 원격응급시스템에서 적용이 가능하도록 하였다. 병원 내의 AC 220[V] 상용전원이 공급되지 않는 장소에서도 X-ray 촬영을 할 수 있고 디지털 디텍터로 방사선 자료를 저장하여 관리할 수 있었다. X-ray 발생장치의 크기는 353×441×348[mm]이고 무게는 19.4[kg]으로 쉽게 이동이 가능하였다. 이런 관리 시스템은 환자가 의사로부터 공간적으로 멀리 떨어져 있거나, 시간적으로 진단과 치료가 동시에 이루어지기 어려운 상황 등에 효율적으로 대처할 수 있는 장점이 있다.

#### References

- (1) 김우원 외. 원격의료화상회의 시스템. 한국멀티미디어학회지 1999; 3(1) : pp.56-63.
- (2) D.H. CHO, K.W. KOO, J.M. CHO, "The Necessary Of Portable X-ray Equipment For Emergency Medical Service System And Sports Injures", The Journal Of The Korean Society Of Medical Technology vol 8, no1, pp. 189-197, 2004.
- (3) D.H. CHO, K.W. KOO, J.M. CHO, H.S. YANG, "The Propriety Of Portable Digital X-ray Equipment For Emergency Medical Services", The Journal Of The Korean Society Of Medical Technology vol 9, no1, pp.15-23, 2005.
- (4) D.H. CHO, K.W. KOO, H.S. YANG, the development of portable digital X-ray power supply unit for emergency medical services, vol 20, no1, pp.125-131, 2006.
- (5) S.H. Lee, "Esophagus, Stomach & Intestine;A Review of an Endoscopic Extraction in 19 Cases of Gaastrointestinal Foreign Bodies", The Korean society of gastrointestinal endoscopy, vol 18, no5, pp651-657, 1998.
- (6) 김창동 : PIC를 이용한 마이크로 로봇 개발에 관한 연구. 동의대학교 논문집 2001.12 : PP.17-22.

#### ◆ 저자소개 ◆

##### 조동헌 (曹東憲)

1970년 10월 12일생. 1992년 충남대학교 전기공학교육과 졸업. 1995년 충남대학교 전기공학과 졸업(석사). 2002년 충남대학교 의공과 수료(박사). 2003년~현재 호서대학교 컴퓨터응용기술과 재학(박사). 1992년~현재 충남기계공고 교사.

##### 구경완 (丘庚完)

1961년 2월 5일생. 1983년 충남대학교 전자공학교육과 졸업. 1985년 충남대학교 전자공학과 졸업(석사). 1992년 충남대학교 전자공학과 졸업(박사). 현재 호서대학교 국방과학기술과 교수.

##### 양해술 (梁海述)

1952년 7월 5일생. 1975년 홍익대학교 전기공학과 졸업. 1979년 성균관대학교 정보처리 졸업(석사). 1991년 日本大阪大學校 소프트웨어공학 졸업(박사). 현재 호서대학교 컴퓨터응용기술과 교수.

##### 한만석 (韓萬錫)

1972년 4월 24일생. 2000년 한밭대학교 졸업. 2003 고려대학교 졸업(석사). 2003년~현재 충남대학교 의공학 재학(박사). 현재 충남대학교 병원 근무.

##### 한상옥 (韓相玉)

1946년 5월 12일생. 1974년 충남대학교 공업교육학과 졸업. 1976년 인하대학교 전기공학과 졸업(석사). 1986년 인하대학교 전기공학과 졸업(박사). 현재 충남대학교 전기공학과 교수.