

응급의료에서 이용될 휴대용 디지털 X-ray 전원장치 개발

(The Development of Portable Digital X-ray Power Supply Unit
for Emergency Medical Services)

조동헌* · 구경완 · 양해술

(Dong-Heon Cho · Kyung-Wan Koo · Hae-Sool Yang)

요 약

X-ray 발생 장치는 X-ray를 촬영할 수 있는 곳에 장착하는 고정 방식과 환자가 있는 병실로 장치를 움직여 X-ray를 촬영할 수 있도록 하는 이동 방식으로 구분할 수 있다. 환자의 상태에 따라 이동 방식은 매우 유용할 수 있지만 병원 내의 AC220[V]를 사용해야 하는 제약이 있었다. 병원으로부터 원거리에 있는 응급환자를 진단하거나 대형 사고에 의한 재난에서 환자를 분류하는 경우 응급 센터의 의사의 역할이 매우 제한적이었다. 따라서 본 연구는 사고 현장이나 이동 중인 구급차 내에서 X-ray 촬영이 가능한 X-ray 전원 장치를 개발하였고 다음과 같은 특성을 얻을 수 있었다. 첫째, X-ray를 발생하기 위한 장치의 전원은 휴대가 간편한 배터리(DC12[V])를 사용하였다. 둘째, 제어회로는 PIC16F84A를 사용하여 X-ray 발생 장치의 신뢰성을 확보하였고 기능을 다양하게 제공할 수 있었다. 이 특성을 적용한 휴대용 디지털 X-ray 발생 장치는 사고 현장에서 X-ray를 촬영하고 환자의 정보를 응급센터에 전달하여 의사의 적절한 처방을 받는 미래 지향적인 응급의료체계가 가능하도록 기여할 것으로 기대된다.

Abstract

The existing X-ray generators are either ones which are settled at fixed places or ones which are movable to sick rooms. Movable generators can be very useful according to the circumstances of patients, but there remains a restraint that AC220[V] in the hospitals must be provided. When examining a first-aid patient who stays distant from the hospital or when grouping patients caused by disaster, the services of doctors at emergency centers should be very restrictive. Hence, this study developed a portable digital X-ray power supply unit that are utilizable at the accident spot or in a moving ambulance. By using the unit, the information of patients can be transmitted to the emergency center on the spot and thereby doctors can make a correct diagnosis. The properties of the unit are as follows: First, portable batteries(DC12[V]) are utilized as electric source for the unit. Second, PIC16F84A is utilized as control circuit in order to guarantee considerable reliance and to provide various functions. This portable digital X-ray power supply unit is expected to contribute to the emergency medical service system to be more advanced.

Key Words : Portable digital X-ray, Moving ambulance, Emergency medical service system

* 주저자 : 한국교육과정평가원

Tel : 02-3704-3641, Fax : 02-3704-3740

E-mail : jovision@kice.re.kr

접수일자 : 2005년 11월 29일, 1차심사 : 2005년 12월 1일, 심사완료 : 2005년 12월 26일

1. 서 론

최근 의료 환경은 디지털 기술의 발전에 따라 많은 변화를 하였고, 디지털 의료 장비와 의료 정보 시스템 등을 활용한 의료 영상에 대한 필요성을 요구하고 있다. 전통적인 오프라인의 의료 상황에서 통신 시스템을 도입하여 진료에 대한 시공간을 초월한 의료 행위가 가능하게 되었다[1]. 특히 의료영상 저장 전송 시스템(PACS; picture archiving communication systems)은 영상 표준을 기반으로 병원에서 발생하는 영상 데이터를 디지털로 보관, 전송, 백업과 더불어 가공처리가 용이한 장점이 있다[2]. PACS의 이점을 살린 원격진료시스템은 병원으로부터 원거리에 있는 환자에게 진료를 시행하고 응급의료센터의 의사와 통신을 통해 환자 이동 과정에서는 환자에 대한 적절한 의료 행위가 가능하고 응급의료센터에서는 환자 치료를 위한 준비를 가능하게 할 수 있다. 원격진료시스템의 효율성을 극대화시키기 위해서 방사선 진단장치를 도입할 수 있다면 응급의료진이 응급 환자에 대한 진단 및 치료 과정에서 올바르게 적절한 결정을 내리는데 매우 중요한 역할을 할 수 있다[3].

권역 응급의료 센터 전문가 92명(응급의료관련 의사 10명, 응급구조사 31명, 응급간호사 25명, 방사선기사 26명)을 대상으로 한 설문조사에 따르면 응급의료 체계에서 휴대용 디지털 X-ray 장치의 필요성이 매우 높았다는 결과가 보고되고 있다[4]. 조사 대상자들은 진단 검사 장비를 최우선으로 응급 의료 체계에서 개선되어야 한다고 생각하고 있다. 특히 방사선사들은 응급 의료 체계에서 환자의 상황을 파악하여 환자에 대한 분류가 적합하게 이루어져야 하고 특수 구급차에 휴대용 디지털 X-ray 장치를 설치해야 한다는 의견이 많았다.

휴대용 디지털 X-ray 발생 장치는 응급의료체제에서의 필요성에도 불구하고 국내외에서 아직 개발되지 않는 상태이다. 다만 mobile X-ray 발생 장치는 이동의 어려움이 있는 환자의 X-ray 촬영을 위해 병실 내 220[V] 상용 전원으로 X-ray를 발생하는 경우에 이용하고 있다. 이 경우 220[V] 상용전원을 이용할 수 없는 곳에서의 X-ray 촬영은 불가능하다.

이러한 방사선 진단장치는 병원 내의 상용 전원으로 사용되기 때문에 응급의료체제에 적용하기가 어렵고 원격진료시스템에서 활용하는 데 많은 제약을 받고 있다. 따라서 본 연구는 220[V] 상용 전원을 이용할 수 없는 응급상황이 발생한 장소에서 사용이 가능한 휴대용 X-ray 발생 장치를 최초로 개발하였다. 이 장치는 구급차에서 사용되는 배터리 전원에 해당되는 DC12[V]를 적용할 수 있도록 회로가 구성되어 있다. 본 연구는 응급의료체제에 적용할 수 있도록 X-ray 발생 장치의 회로를 구성하고 이에 따라 실험 장치를 제작한 후 실험결과를 제시하고자 한다.

2. 휴대용 디지털 X-ray 전원 장치

2.1 장치의 구성

휴대용 디지털 X-ray 발생 장치는 호흡이나 순환기 응급처치를 위한 영상 획득(기관편위, 기혈흡, 심낭압전, 중격동확대 등), 척추 고정이나 신경외과적인 긴급진단(머리, 척추 골절 등), 신체부위 골절에 대한 영상 획득(돌반골절, 대퇴부골절, 경골골절 등), 환자 이송 과정 중 의사의 처방에 따른 치료, 의료장비를 적용한 후 추후 관리를 평가(기관내 삽관 및 고정장비 등)에 효과가 높을 것으로 예상된다[4]. 이러한 응급 상황에서 X-ray를 촬영하기 위해서는 환자가 발생한 사고 현장이나 환자의 이동 과정인 구급차 내에서 적용할 수 있도록 해야 한다. 따라서 개발된 휴대용 디지털 X-ray 발생 장치의 전원은 구급차의 배터리에서 공급할 수 있는 DC12[V]로 제한하였다.

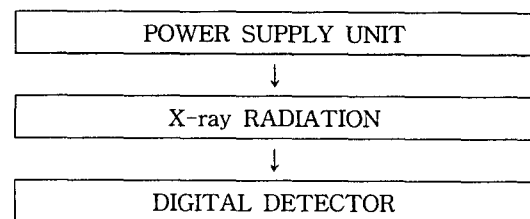


그림 1. 휴대용 디지털 X-ray 장치의 순서도
Fig. 1. Flow Diagram of Portable Digital X-ray Unit

그림 1은 휴대용 디지털 X-ray 장치의 순서도를

나타낸 것이다. 휴대용 디지털 X-ray 장치는 전원 장치, X-ray 발생, 디지털 디텍터로 구성된다. 본 연구에서는 X-ray를 발생하기 위한 power supply인 전원 장치를 설계하고 제작한 후 이에 대한 평가를 하고자 한다. 응급 상황에서 사용할 수 있도록 배터리 형태의 전원 DC12[V]로 하여 X-ray 발생 장치를 휴대할 수 있도록 하였다.

2.2 전원 장치의 설계 및 제작

그림 2는 전원 장치의 순서도를 나타내었다. ① 입력 전원은 배터리와 같은 전원 DC12[V]가 발생할 수 있는 직류 전원 공급 장치를 사용하였다. ② 제어 회로는 콘덴서에 충전하는 조건을 비교기로 제어 가능할 수 있도록 하였다. ③ IGBT Circuit는 PIC16F84를 사용하여 출력상태가 5[V] 펄스로 출력

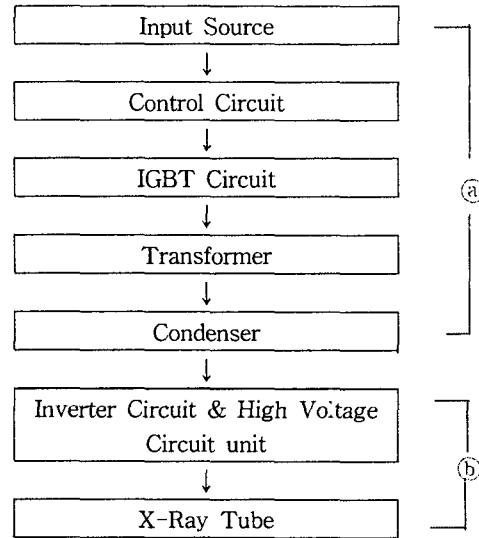


그림 2. 전원 장치의 순서도
Fig. 2. Flow Diagram of Power Supply Unit

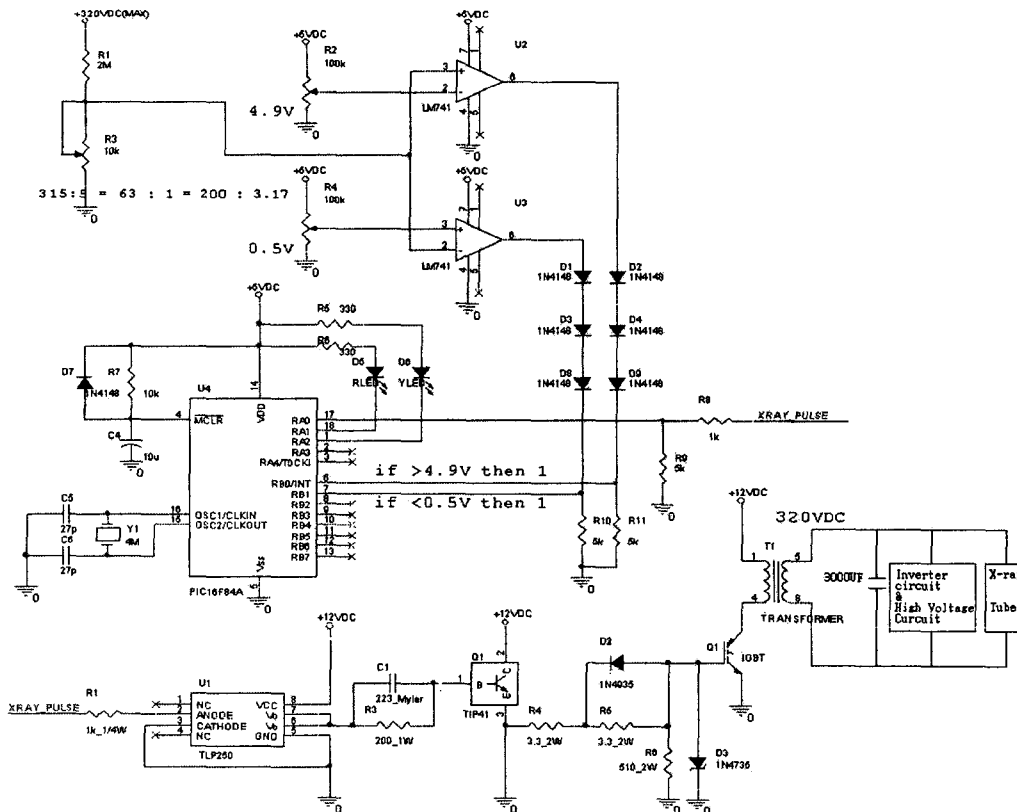


그림 3. 전원장치의 회로도
Fig. 3. Circuit of Power Supply Unit

되도록 하였다. ④ 변압기는 고주파에서 사용이 가능하도록 페라이트 코어를 사용하였고, 12[V]를 320[V]로 승압하도록 설계하였다. ⑤ 콘덴서 용량은 1000[μ F]로 3개를 병렬로 연결하였다. ⑥ 인버터 회로는 공진 회로로서 고주파 고압 변압기 내의 누설 인덕턴스 성분과 표유 커패시턴스 성분에 추가로 외부 커패시터를 직렬로 연결하여 공진형 인버터로 동

작하도록 하였다. DC320[V]는 인버터회로에 의하여 20[kHz]의 고주파 교류로 변환되어 고전압 변압기에 인가된다. 고주파의 목적은 단시간 촬영의 고성능화, 전원 장치의 소형화, 출력의 저 리플화할 수 있고 전기적 절연 거리를 확보하면서 장치를 소형화하는데 있다[5]. 고전압 변압기는 320[V] 전압을 50~100[kV]까지 승압하여 X-ray tube에서 사용이 가능하게 승압하도록 하였다. 고전압 정류기에 의해 교류가 직류로 변환한다. X-ray tube에 인가되는 전원은 50~100[kV], 0.6~135[mAs]이다. ⑦ X-ray tube는 X선을 발생하는 부분이다. 구성은 X선관의 각 전극이 유리관 안에 봉입되어 있고 내부는 10~7[mmHg] 정도의 고진공도를 유지하고 있다. X-ray tube에 노출시간(exposure time)이 0.02~3.0[sec]이고 초점(focal spot)은 2.0[mm]이다. 이와 같이하여 발생된 직류 고전압을 X-ray 튜브에 인가하면 X선이 발생되고 이를 디지털 디텍터에 의해 검출된다. 검출된 데이터 정보를 PACS 시스템으로 전송하여 의료에 이용된다.

그림 3은 전원장치의 회로도를 나타낸 것이다. 입력전원(input source)은 구급차 내의 배터리 전원에 해당하는 직류 12[V]를 사용하였다. 제어회로(control circuit)는 인버터 회로에 인가되는 DC320[V]를 분압기에 의해 5[V] 이하로 낮추고 비교기를 거쳐 PIC16F84A를 구동한다. 이 신호에 따라 배터리 전원 DC 12[V]를 IGBT에 의해 35[kHz]로 발진하여 변압기에 인가한 후 전파 정류시켜 320[V]를 콘덴서에 charging한다. PIC16F84A 마이크로 프로세서의 주요 특징은 메모리가 전기적으로 지웠다 썼다할 수 있는 EEPROM(electrically erasable programmable read only memory)으로 되어 있다. 그리고 전체 명령어가 35개의 원칩 마이크로 1[k]워드 ROM과 36 바이트의 RAM, 13개의 입출력 포트로 구성되어 외부에 추가 회로를 필요로 하지 않는다[6]. 그림 4는 PIC16F84A의 프로그램 코딩을 나타낸 것이다. PIC의 프로그램에 의해 전원의 펄스는 처음에는 좁은 펄스폭에서 점점 증가하다가 줄어들도록 하였다. 그림 5는 제작한 전원 장치의 구현을 보여준 것이다. 그림 2에서 표시한 ㉠과 ㉡에 대한 영역을 그림 5에서 ㉠과 ㉡로 나타내었다.

```

void main()
{
    unsigned char i, j;
    unsigned char charge_flag;
    TRISA = 0x00;
    TRISB = 0xFF;
    XRAY_OUT = 0;
    LED = 1;
    delay_ms(2000);
    if( (XRAY_VOL_LOW == 1) && (XRAY_VOL_HIGH == 0) ){ // Assume that
    cap bank is discharged.
        LED = 0;
        delay_ms(1000);
        LED = 1;
    }
    delay_ms(2000);
    for(i=1; i<14; i++){ //Accelate
        for(j=0; j<10; j++){
            XRAY_OUT = 1;
            LED = 0;
            delay_us(i);
            XRAY_OUT = 0;
            LED = 1;
            delay_us(26-i);
        }
    }
    charge_flag = 1;
    while(charge_flag){
        XRAY_OUT = 1;
        LED = 0;
        delay_us(13);
        XRAY_OUT = 0;
        LED = 1;
        delay_us(13);
        if( (XRAY_VOL_LOW == 0) && (XRAY_VOL_HIGH == 0) )
        // 0.5 < V < 4.9
        if( (XRAY_VOL_LOW == 0) && (XRAY_VOL_HIGH == 1) )
        charge_flag = 0; // V > 4.9
    }
    for(i=1; i<14; i++){
        for(j=0; j<10; j++){
            XRAY_OUT = 1;
            LED = 0;
            delay_us(13-i);
            XRAY_OUT = 0;
            LED = 1;
            delay_us(26-i);
        }
    }
    XRAY_OUT = 0; // Charge Complete
    LED = 0;
    delay_ms(5000); // Discharge
    if( (XRAY_VOL_LOW == 1) && (XRAY_VOL_HIGH == 0) ) // Discharge
    Complete -> Charge Again
}

```

그림 4. PIC16F84A의 프로그램 코딩
Fig. 4. Program Coding of PIC16F84A

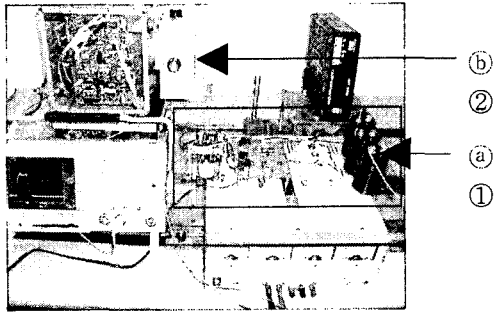


그림 5. 전원 장치의 구현
Fig. 5. Photograph System of Power Supply Unit

3. 실험결과 및 고찰

본 실험 장치에서 콘덴서에 충전하는 조건을 제어 회로의 비교기로 제어할 수 있도록 하였다. 인버터에 입력되는 전압을 분압기로 다운시켜 0.5[V]에서 4.9[V]사이일 경우만 콘덴서에 충전될 수 있도록 하였다. 그림 6은 그림 3의 제어회로의 회로도에서 비교기 A(LM741)(+)단자에 0.4[V], (-)단자에 4.9[V]를 인가하여 LOW 상태를 나타낸 것이다. 그림 7은 그림 3의 제어회로의 회로도에서 비교기 B(LM741) (+)단자에 0.5[V], (-)단자에 1.0[V]를 인가하여 HIGH 상태를 나타낸 것이다. 그림 8은 비교기 A와 B에 입력 신호에 따른 결과가 LOW와 HIGH 상태를 나타낸 것이다. 그림 9는 IGBT의 신호를 나타낸 것이다. PIC16F84의 17번 핀의 출력상태가 5[V] 펄스

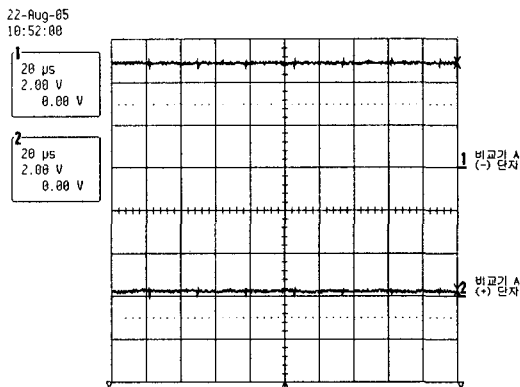


그림 6. 제어회로의 비교기 A의 입력
Fig. 6. Input Waveforms of Comparator A of Control Circuit

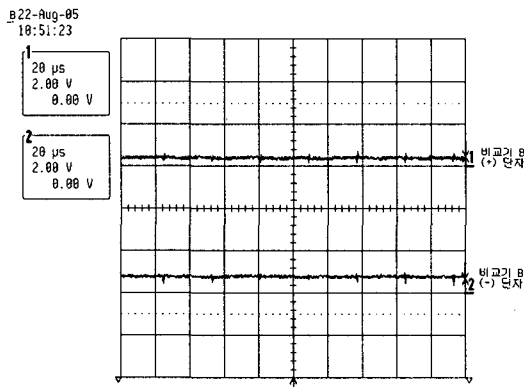


그림 7. 제어회로의 비교기 B의 입력
Fig. 7. Input Waveforms of comparator B of control circuit

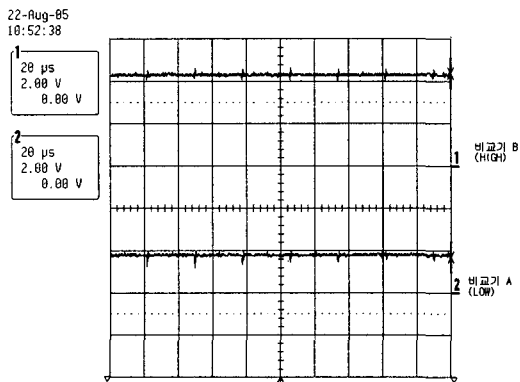


그림 8. 제어회로의 비교기 A와 B의 출력
Fig. 8. Output Waveforms of comparator A and B of control circuit

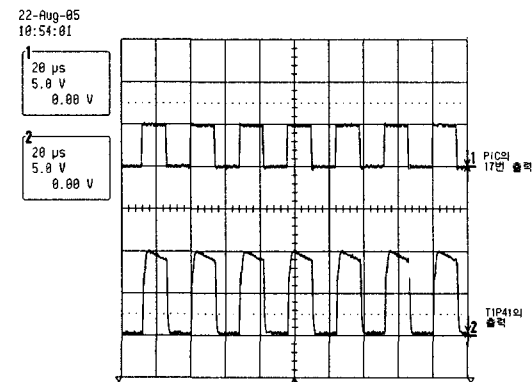


그림 9. IGBT의 신호
Fig. 9. Signal of IGBT

로 출력되고 TIP41 트랜지스터의 10[V] 펄스로 출력되는 상태를 나타낸 것이다. 그림 10은 페라이트 코어로 제작된 변압기의 2차측 출력을 나타낸 것이다. 변압기의 2차측 출력 전압은 320[V]이고, 콘덴서에 충전하는 데 소요되는 시간은 8.5초 걸려 완충하였다. 그림 11은 X-ray 조사 시험에 대한 결과로서 X-ray tube 출력을 나타낸 것이다. 관전압 80[kV], 관전류 40mA, 조사시간 0.02sec로 인가한 경우에 해당하는 결과를 얻었다. 따라서 촬영 조건은 관전압 80[kV], 관전류초 0.8[mAs]에 해당된다.

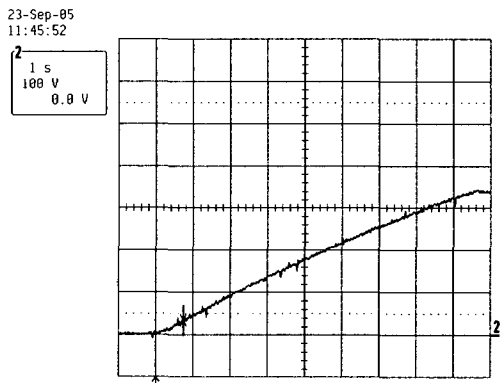


그림 10. 변압기 2차측 전압 파형
Fig. 10. Secondary Voltage Waveforms of Transformer

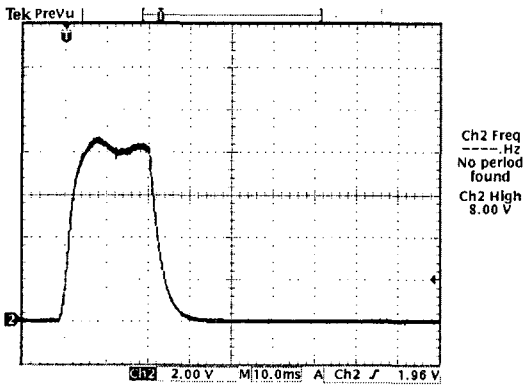


그림 11. X-ray tube 출력
Fig. 11. Output of X-ray tube

4. 결 론

본 연구는 응급의료체제에서 적용이 가능하도록

구급차 내의 배터리 전원으로 X-ray 발생이 가능한 전원 장치를 개발하였다. 입력전원은 구급차 내의 배터리 전원에 해당하는 DC 12[V]로 하였고 이를 DC 320[V]로 승압하여 인버터 회로에 인가하였다. 고전압 변압기와 고전압정류기를 거쳐 50~100[kV], 0.6~135[mAs] 로 X-ray 튜브에 인가되어 X선을 방사할 수 있도록 하였다. 본 연구의 실험에 대한 결과는 다음과 같다.

1) 상용 전원 AC220[V]가 공급되지 않는 병원 밖에서 발생하는 환자에 대한 진단이 가능하도록 전원을 별도로 부착한 휴대용 디지털 X-ray 전원장치를 개발하였다. 특히 병원으로부터 원거리에 있는 응급 환자에 대한 진단이 가능하고 병원 내의 의사로부터 처방이 가능한 원격진료시스템에 대한 적용이 가능할 수 있다.

2) 제어회로의 구성이 원활하고 기능이 다양하게 제공될 수 있는 PIC16F84A를 사용하여 X-ray 발생 장치의 신뢰성을 향상시켰다. PIC의 출력 파형은 처음에는 좁은 펄스폭에서 점점 증가하다가 줄어드는 펄스를 발생시켜 시스템의 안정을 도모할 수 있었다.

3) 평활 콘덴서의 출력 320[V]를 분압기를 통해 5[V] 이하로 낮추고 비교기를 거쳐 0.5~4.9[V]의 범위에서 충전이 가능하도록 하였다.

본 연구에서 제안된 휴대용 디지털 X-ray 전원 장치는 원격진료시스템에서 사고 현장이나 이동 중인 구급차 내 X-ray 촬영으로 환자의 정보를 응급의료 센터의 의사에게 전달하고 의사의 처방을 받을 수 있는 의료 선진화를 구현하는 데 기여할 수 있다. 임상적 자료를 확보하기 위해서 동물의 뼈 등에 X-ray를 조사하는 실험은 X-ray 기기를 실용화하는 데 중요한 가치가 있다. 차후에 연구될 부분은 현재 개발된 X-ray 발생장치로 임상적인 실험을 통하여 실용화될 수 있도록 해야 한다. 이를 토대로 호흡이나 순환기 응급처치를 위한 영상획득, 척추고정이나 신경외과적인 긴급진단, 신체부위 골절에 대한 영상 획득 등은 응급 상황에서 환자의 상태를 정확히 파악하여 소중한 생명을 구할 수 있는 고품질의 의료 서비스에 중요한 역할을 할 수 있으리라 기대된다.

References

- [1] http://www.medivill.com/H_Library/HL_03_00.asp.
- [2] 이정원 외. DICOM에 기반한 PACS 환경에서의 영상처리 모델. 내한PACS학회지 2001; 7 ;pp. 49-52.
- [3] 조동헌 외 : 응급의료체계에서 휴대용 X-ray 장치의 도입 필요성. 한국응급구조학회 논문지 2004; 8(1): pp. 189-197.
- [4] 조동헌 외 : 텔파이 기법을 이용한 응급의료에서의 휴대용 디지털 X-ray 발생장치의 적절성. 한국응급구조학회 논문지 2005; 9(1): pp15-23.
- [5] 김희성 외 : 신단 x-선용 40kw 고주파 고압 전원 시스템. 전력전자학회 논문지 2003.7; 8(2) : pp. 192-198.
- [6] 김창동 : PIC를 이용한 마이크로 로봇 개발에 관한 연구. 동의대학교 논문집 2001.12 : PP.17-22.
Department of Computer Sciences, Hoseo University

◇ 저자소개 ◇

조동헌 (曹東憲)

1970년 10월 12일생. 1992년 충남대학교 전기공학교육과 졸업(학사). 1995년 충남대학교 전기공학과 졸업(석사). 2002년 충남대학교 의공과 수료(박사). 2003년~현재 호서대학교 컴퓨터응용기술과 재학(박사). 1992년~현재 충남기계공고교사. 2004년~현재 한국교육과정평가원 교사.

구경완 (丘康完)

1961년 2월 5일생. 1983년 충남대학교 전자공학교육과 졸업(학사). 1985년 충남대학교 전자공학과 졸업(석사). 1992년 충남대학교 전자공학과 졸업(박사). 1989~1994년 충청대학 교수. 1994~2005년 영동대학교 교수. 2005년~현재 호서대학교 국방과학기술과 교수.

양해술 (梁海述)

1952년 7월 5일생. 1975년 홍익대학교 전기공학과 졸업(학사). 1979년 성균관대학교 정보처리 졸업(석사). 1991년 日本 大阪大學校 소프트웨어공학 졸업(박사). 1980~1995년 강원대학교 교수. 1995년~현재 한국소프트웨어 품질연구소(INSQ)소장. 1999년~현재 호서대학교 컴퓨터응용기술과 교수.