

碩士學位論文

PID 제어 기법을 이용한 X-선
투시 장치의 자동회도조절기 구현



濟州大學校 大學院

醫工學協同科程

姜 學 成

2008年 12月

PID 제어기법을 이용한 X-선 투시 장치의 자동회도조절기 구현

指導教授 崔 玟 柱

姜 學 成

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2008年 12月

姜學成의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 이 광 만 ①

委 員 김 경 연 ①

委 員 최 민 주 ①

濟州大學校 大學院

2008年 12月

초 록

실시간 C-ARM X선 투시장치는 인체를 통과한 X선이 영상 증배 장치를 통해 이미지로 변환되고 CCD 카메라를 이용하여 TV 화면에 투영시키는 실시간 X선 투시장치이다. C-ARM X선 투시장치의 자동 휘도 제어기 (automatic brightness control: ABC)는 CCD 카메라의 영상의 휘도신호를 이용하여 X선 발생량을 조절하고 X선 피폭량을 최소화한다. 기존의 자동 휘도조절제어기는 매 샘플링 시간 별 신호 검출을 통한 비교제어방식으로 시스템 응답 특성이 늦어 영상 구현이 지연되고 피폭량이 증가하는 문제점을 가진다. 본 연구에서는 이러한 문제점을 개선한 ATmega128 Micro-controller에 기반한 디지털 PID (proportional integral derivative) 제어기를 구성하고 C-ARM X선 투시 장치에 적용하여 성능을 평가하였다. 허리 부위의 인체 팬텀을 이용한 실험 결과, 디지털 PID 제어기는 기존의 비교 제어 기법에 비해, 최초의 정상 상태의 수준까지 도달 시간은 0.25초, 최대 오버 슈트는 1.78V 감소하였으며 정상 상태에 도달하는 시간은 1초 이상 짧아졌다. 결론적으로 PID 제어 기법으로 구현한 자동 휘도 조절 기능은 기존 방식보다 적은 X선 피폭량을 사용하면서 상대적으로 높은 투시 영상의 품질을 제공할 것으로 기대된다.

핵심 단어: C-ARM, X선, 자동 휘도 제어, PID 제어기, ATmega128, X선 피폭량

목 차

초록	i
목차	ii
제1장 서론	1
1.1 연구 배경	2
1.1.1 C-ARM X선 투시 장치	2
1) X선 발생 장치	2
2) 영상 증배 장치	4
3) CCD 카메라 및 제어장치	4
1.1.2 자동회도조절 기능	5
1.1.3 자동회도조절 기능의 제어 기법	8
1) 비교 제어 기법	8
2) PID 제어 기법	8
1.1.4 AVR Micro-Controller 내부 구조 및 기능	11
1.2 연구 목적	13
1.3 연구 개요	13
제2장 연구 방법	14
2.1 실험 장치	14
2.2 제어 시스템 구현	14

2.3 시스템 응답 특성	14
2.4 디지털 제어 알고리즘	18
2.5 제어 알고리즘 평가	18
제 3 장 연구 결과	19
3.1 디지털 제어 시스템의 구현	19
3.2 X선 발생	24
3.3 시스템 응답 특성	27
3.4 인체 팬텀의 자동 휘도 신호 응답 특성	31
3.5 제어 알고리즘의 평가	37
제4장 토의	41
제5장 결론	44
그림목록	45
참고문헌	48
Abstract	49
감사의 글	50

제 1 장 서론

C-ARM X선 투시장치는 인체를 통과한 X-선이 영상 증배 장치 (Image Intensifier: II)를 통해 이미지로 변환되고, CCD(Charge Coupled Device) 카메라를 이용하여 TV 화면에 표시되는 실시간 X-선 투시 장치이다. 근래에 들어 C-ARM X선 투시 장치는 골절의 수술적 치료, 수술 중 담낭 조영, 그리고 위치 결정과 같은 외과 영역에서 많이 사용하고 있으며, 이동성과 실시간으로 X선 영상을 구현할 수 있다는 장점 및 효율성으로 인해 여러 임상 영역에서 급속히 보급이 이루어지고 있다.

C-ARM X선 투시 장치를 이용하여 환자의 X선 투시 영상을 얻을 때에는 최소의 X선량을 사용하는 것이 좋다. 하지만, 동일한 X선 영상 시스템에서 환자에 대한 X선량은 영상의 질과 비례하여 X선량을 줄이면 영상의 질이 떨어지게 된다. 이러한 문제로 인해 진단의 정확성을 희생하지 않으면서 최적의 X선량을 사용하는 것은 매우 어려운 과제이다. 따라서 최적의 영상을 얻기 위한 환자의 피폭선량과 영상의 질에 대한 균형을 찾기 위한 기술은 어렵지만 매우 중요하다.

오늘날 대부분의 C-ARM X선 투시 장치는 자동 휘도 제어기능(Automatic Brightness Control: ABC)를 사용한다. 자동 휘도 조절 기능은 영상 증배 장치의 표면에 생기는 빛의 출력을 모니터링하고 미리 정의된 알고리즘에 따라 X선 발생장치의 관전류와 관전압을 조절함으로써 자동 휘도 신호의 수준을 적절한 범위 안에서 유지하도록 한다 (REILLY and SUTTON 2001). C-ARM X선 투시장치 제조사들은 자동 휘도 조절 기능을 구현하기 위하여 서로 다른 알고리즘을 사용한다. PID 제어기법은 선형 시스템에서 시스템의 상태 안정도, 정상 상태의 정확도 (오차), 과도 응답 및 주파수 응답 특성이 매우 우수한 제어 기법으로 최근 다양한 분야에서 활용되고 있다. 본 연구에서는 Micro-Controller를 기반으로 하는 디지털 PID 제어 기법을 이용한 자동 휘도 조절기를 구현하는 것이다.

1.1 연구 배경

1.1.1 C-ARM X선 투시 장치

C-ARM X선 투시 장치의 기본 구성은 그림 1.1-1에서 보여주는 바와 같이 이동형 본체, X선 발생장치, 제어장치, 영상 증배 장치, CCD 카메라 및 제어장치, TV모니터 등으로 구성되어 있다. C-ARM X선 투시 장치는 C-ARM이라 불리는 반원형의 ARM에 한쪽 끝단에는 X선 발생 장치, 반대쪽 끝단에는 영상 증배 장치, CCD 카메라가 설치되어 있으며 이들은 중량 밸런스가 취해져 자유로운 움직임으로 위치 결정을 할 수 있는 장치이다. C-ARM X선 투시 장치는 기본적으로 수술대와 조합시켜 사용하기 때문에 수술 영역을 확보하기 위하여 X선 발생장치와 영상 증배 장치의 입력면간 거리는 약 900mm를 채용하고 있다. C-ARM X선 투시 장치는 정형외과 영역에서 사용되는 일이 많지만 이동성과 실시간 투시영상의 구현의 장점과 효율성으로 인해 여러 임상 영역에서 사용이 확대되고 있다.

1) X선 발생 장치

X선 발생 장치는 고 전압 발생부, 제어 장치 및 X선 관으로 구성되어 있다. C-ARM X선 투시 장치의 X선 발생 장치가 개발된 초기에는 고압 발생 제어 부분은 자기 정류식 이었고, 현재는 공진형 인버터 방식으로 되어 있다. 공진형 인버터 방식의 고전압 발생 장치가 개발됨으로서 경량, 소형화가 가능해지고, 관전압의 피드백에 의하여 전원에서부터 X선 관에 이르는 완전한 전자 제어가 가능해져 정밀도가 높은 제어기가 가능해졌으며, 관전압의 상승, 하강의 시간 특성이 개선되었다 (방사선기기학교육연구회 2007). 대부분의 저용량 C-ARM X선 투시 장치는 이동성과 수술대와의 조합 등을 고려하여 다른 X선 발생 장치보다 간단한 방식으로 설계된 모노 탱크 방식을 채택하고 있다. 모노 탱크 타입은 고전압 발생부와 X선 장치가 결합된 형태이다.



Figure 1.1-1 A Mobile C-ARM X-ray fluoroscopy system (KMC-650, COMED Co. Ltd., Republic of Korea)

2) 영상 증배 장치

그림 1.1-2는 영상 증배 장치의 구조와 외형이다. 일반적인 입력 형광면의 넓이는 6, 9, 12 inch 형이 사용되고 있으며, 9 inch 형의 경우에는 9, 6, 4.5 inch 로 입력면을 선택하여 사용할 수 있다. X선 발생 장치에서 발생된 X선이 피사체를 투과한 후 영상 증배 장치의 입력 형광면에 입사되면 형광상을 만들고 형광 입자가 방출된다. 방출된 입자는 고 전압에 의해 가속, 집속되어, 입력 형광면 후면에 설치된 광전 음극면에 형광 영상이 만들어진다. 이러한 과정을 통해 입력 형광면의 영상에 비하여 출력 형광면에서는 $10^3 \sim 10^4$ 배의 휘도 증배가 얻어지게 된다. 영상 증배 장치의 입력 형광면은 광전 흡수를 최대로 하기 위하여 형광체로 CsI를 사용하고, 내부에서 가속, 집속되면서 영상이 출력 형광면에 맺히게 된다. 이러한 원리로 인해 X선의 입력 선량은 영상 증배 장치의 출력 밝기에 비례하여 나타난다. (방사선기기학교육연구회 2007).

3) CCD 카메라 및 제어장치

X선 투시 영상을 TV 화면에 표시하기 위하여 초기에는 영상 증배 장치의 출력면에 25mm 비디콘(vidicon) 카메라를 사용하는 것이 일반적이었다. 하지만, 최근 반도체 소자의 발달로 인해 단일 렌즈의 촬상 소자로서 전하 결합 소자(charge coupled device: CCD)를 이용한 CCD 카메라가 주류를 이루고 있다. 카메라 제어 장치의 주 기능은 CCD 카메라를 제어하는 기능, 영상 신호를 TV 화면에 표시하는 기능 및 영상 제어를 위한 신호의 입출력 기능이 있다. 또한 수술자가 수술 중에 TV 화면에 투시 영상을 보았을 때에 영상 인지를 쉽게 하기 위한 영상의 상하 반전 및 회전 기능 등의 영상 조작 기능과 투시 시 최종 영상을 TV 화면에 유지(last image hold: LIH) 하는 기능과 필요한 TV 화면 영상을 저장하고 다시 TV 화면에 나타나게 하는 메모리 기능 등도 있다. 이것은 수술 중에 투시되는 환자가 아주 느린 움직임 아니면 정지 상태이기 때문에 투시를 위하여 X선을 연속하여 사용할 필요가 없는 경우가 많은데 환자의 X선 피폭량을 줄이는

역할을 하기도 한다.

1.1.2. 자동휘도조절기능

카메라 제어 장치는 자동적으로 영상 신호의 휘도를 특정 범위 내에서 출력하는 기능을 포함하고 있는데 이를 자동 영상 휘도 신호라고 부른다. 일부에서는 선량 밸런스 신호라고 나타내기도 한다(NICAL 2005). 이를 이용하여 실시간으로 영상을 획득할 수 있는 투시 모드에서 방사선량을 제어하는데 이용되기도 한다. 통상 이러한 기능을 자동휘도조절(Automatic Brightness Control: ABC)이라고 하는데 TV 화면에서 양질의 투시 영상을 획득하기 위한 기능이다.

그림 1.1-3은 자동 휘도 조절 기능의 처리 흐름도이다. X선 발생 장치에서 발생된 X선은 피사체를 투과하여 영상 증배 장치 입력면에 입사되어 출력 형광면에 영상으로 맺힌다. 영상은 CCD 카메라 및 제어 장치에 의해서 TV 화면에 나타나고, 획득된 영상의 휘도는 자동 휘도 신호로 출력된다. 출력된 자동 휘도 신호를 특별한 범위 내로 설정하고, 모니터링 하여 X선 발생 장치의 관전류와 전압을 조절함으로써 자동 휘도 신호는 적절한 범위 안에서 신호 수준을 유지하게 된다. 이러한 과정을 통해 투시 영상의 휘도를 일정하게 하여 영상을 질을 높이고 적절한 선량을 환자에게 조사함으로써 피폭량 감소의 효과를 가져 오게 된다. 예를 들면 인체를 투과하는 X선이 많을 경우 영상 증배 장치의 영상은 밝아지고, CCD 카메라는 영상의 밝은 정도에 따라 휘도 신호를 출력하고 출력된 신호는 X선 제어 시스템에서 인식하여 X선 발생량을 줄이게 되어, 불필요한 X선 발생을 방지하는 기능과 함께 최적의 영상을 구현하게 되는 것이다.

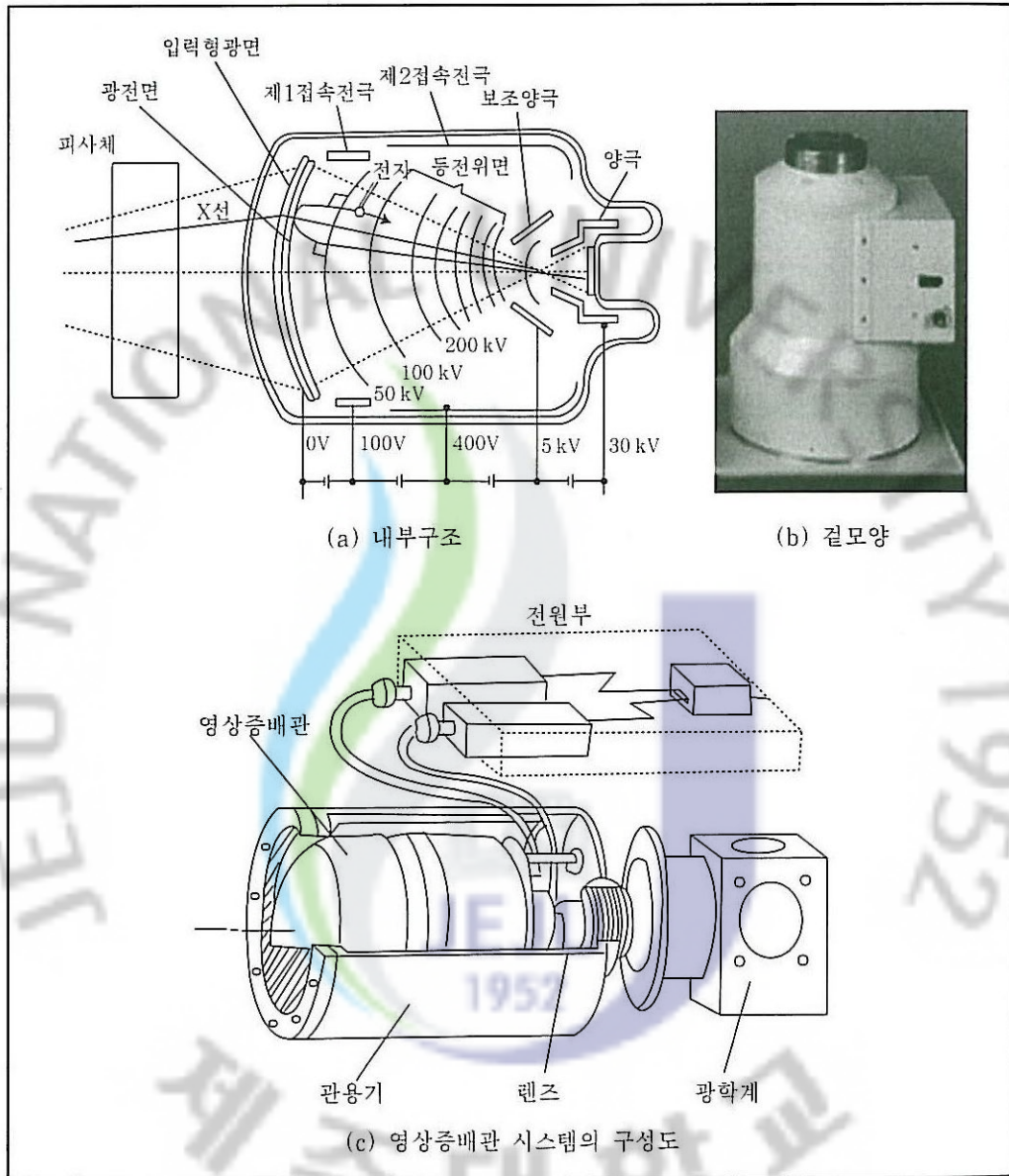


Figure 1.1-2 Structure of an image intensifier

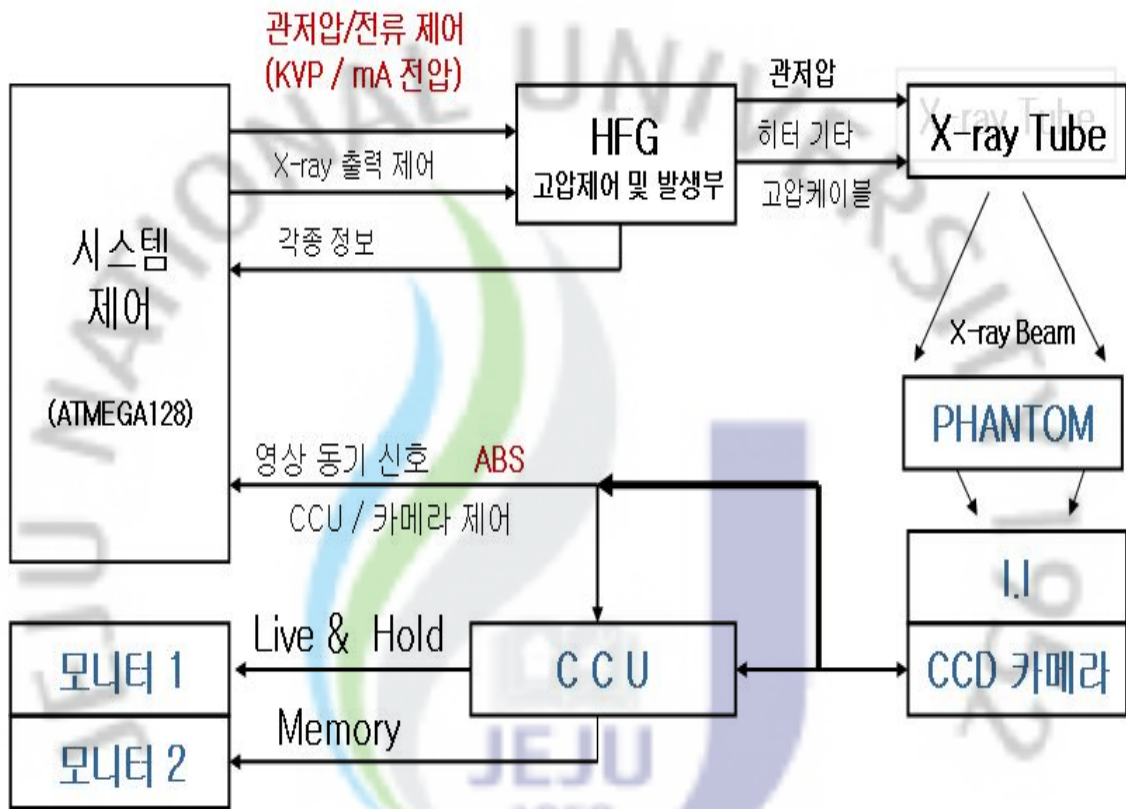


Figure 1.1-3 Block diagram of an automatic brightness control

1.1.3. 자동 휘도 조절 기능의 제어 기법

1) 비교 제어 기법

비교 제어 기법은 매 샘플링 시간마다 CCD 카메라의 자동 휘도 신호를 감지하여 미리 설정된 특정 신호 수준 범위를 벗어나면 관전압을 1 kVp 단위로 가감하여 X선 발생량을 조절하여 자동 휘도 신호의 수준을 특정 범위 안에서 유지되도록 제어하는 방식이다. 일반적으로 어셈블리어(Assembly Language)를 이용하여 알고리즘을 구현할 때에는 연산에 대한 시간 지연이 적고, 처리 속도가 빠르며, 시스템을 구현할 때 적용할 상수의 튜닝이 빠르다.

2) PID 제어 기법

선형 제어 시스템의 제어 기법으로 PI, PID 제어 기법이 일반적으로 많이 적용된다. 여기서 PID란, P(Proportional: 비례), I(Integral: 적분), D(Derivative: 미분)가 조합된 용어이다. Micro-Controller를 이용한 디지털 제어 시스템은 연속적인 아날로그량을 처리하기가 힘들기 때문에 일정한 시간에 샘플링하여 특정 제어 알고리즘으로 제어기를 구현한다. 그림 1.1-4는 제어 시스템의 블록선도이다.

제어 시스템 알고리즘 $\alpha(t)$ 는 PID 조합으로 구현이 가능하다. 각 요소에 대한 수식 다음과 같다.

$$P = K_p E(n) \quad (1.1-1)$$

여기서 K_p 는 비례 상수 $E(n)$ 는 오차값이다.

$$I = K_i \sum_0^n E(n) \quad (1.1-2)$$

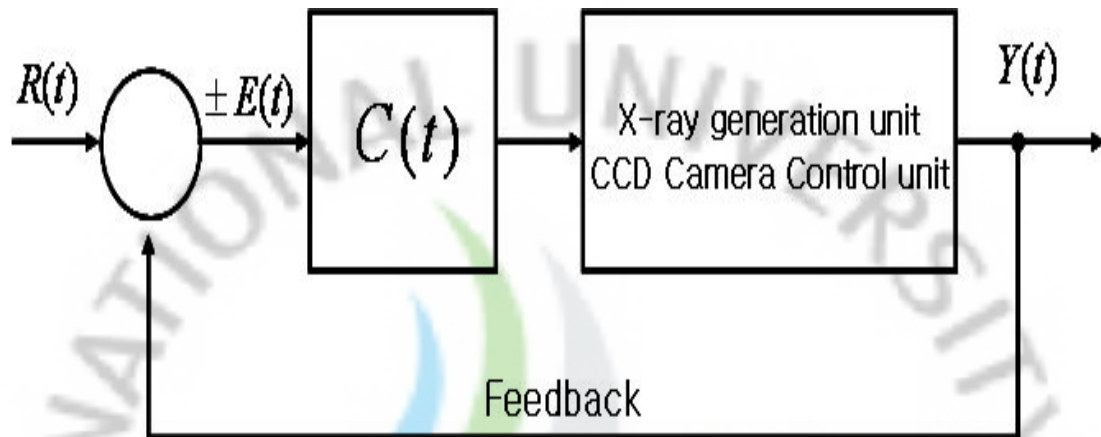
여기서 K_i 는 적분 상수 $\sum_0^n E(n)$ 는 오차값의 누적을 의미한다.

$$D = K_d (E(n) - E(n-1)) \quad (1.1-3)$$

여기서 K_d 는 미분 상수 $E(n) - E(n-1)$ 는 전회와의 오차를 의미한다.

PID 제어 시스템은, 시스템에서 특정 수준 (자동 휘도 신호의 수준) $R(t)$ 를 설정하고, 피드백되어 입력된 자동 휘도 신호의 수준을 비교하여 PID가 조합된 제어 알고리즘($C(t)$)으로 처리하여 X선 발생 장치를 제어하여 X선 발생량을 제어하고 자동 휘도 신호가 특정 수준의 범위 안에서 유지되도록 구현한다.





$R(t)$: 제어기가 안정화 될 때의 특정 수준 값

$Y(t)$: 측정된 시스템 응답

$E(t)$: 특정 수준 값과 측정된 시스템 응답 값과의 차이 (오차값)

$C(t)$: 제어 시스템 알고리즘

Figure 1.1-4 A flow model for the PID Control system of a C-ARM X ray fluoroscopy system

1.1.4. AVR Micro-Controller 내부 구조 및 기능

AVR 시리즈 Micro-Controller는 프로그램 메모리와 데이터 메모리를 액세스하기 위해 독립적으로 사용하는 하버드 구조와 파이프라인 처리 방식을 기반으로 하는 RISC(Reduced Instruction Set Computer) 기술을 적용하여 성능이 매우 우수한 것으로 알려져 있다. 뿐만 아니라 AVR은 Atmel사의 장점인 플래시 메모리 기술과 칩 내에 프로그램 코드를 쉽게 다운로드할 수 있는 ISP (In-system Programming) 방식을 채용하고 있다. 이러한 장점 때문에 AVR은 가장 늦게 출시되었음에도 불구하고 8051시리즈나 PIC시리즈 Micro-Controller를 능가하는 호응을 단 시간 내에 얻었다(윤덕용 2004). 본 연구에서는 AVR시리즈 중 ATmega128을 사용하였으며, ATmega128의 내부 구조는 그림 1.1-5에서 도시하고 있으며, 기능과 특징은 아래와 같이 요약할 수 있다(Atmel Corporation 2003).

- 진보된 RISC 구조를 사용하여 16Mhz에서 평균적으로 16MIPS의 명령어 처리 속도를 가진다.
- 128kB의 ISP방식 프로그램용 플래시 메모리를 가지고 있으며, 10,000번까지 지우고 다시 쓸 수 있다.
- 4kB의 데이터 저장용 EPROM을 가지고 있으며, 100,000번까지 지우고 다시 쓸 수 있다.
- 4KB의 데이터 저장용 SRAM을 가지고 있다.
- 내장 메모리의 프로그램과 디버깅용으로 JTAG 인터페이스 기능을 가진다.
- 53개의 입출력단, 4개의 타이머/카운트, 8개의 PWM 출력단이 있다.
- 8채널 10비트 A/D 컨버트 가진다.
- 2개의 UART, SPI, TWI 의 직렬 통신단을 가지고 있다.
- 리셋 벡터와 8개의 외부 인터럽트를 포함한 총 35개의 인터럽트 벡터가 있다.

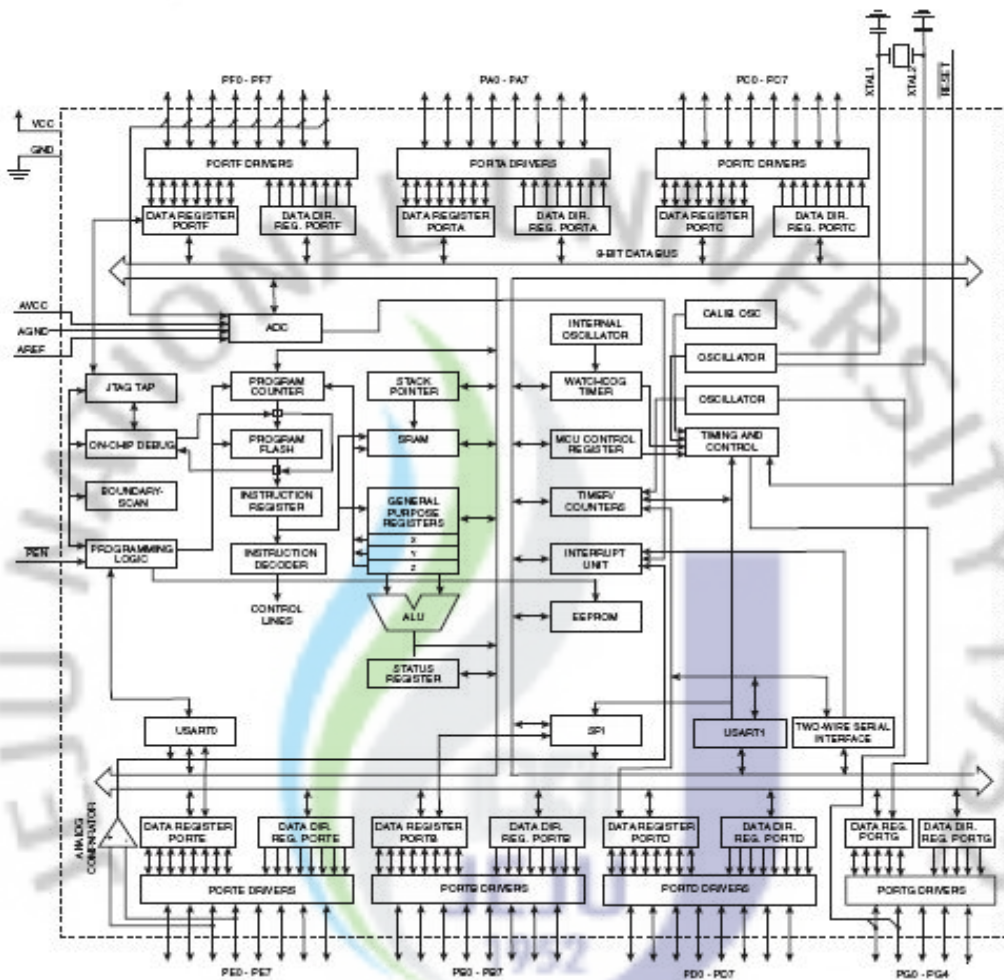


Figure 1.1-5 A block diagram of ATmega128

1.2 연구 목적

C-ARM X선 투시 장치에서 자동 휘도 조절 기능은 양질의 영상과 환자의 피폭량을 적절하게 조절하기 위한 것으로, 이를 위해 적절한 제어 기법을 구현하고 평가하는 것은 매우 중요하다. 본 연구에서는 ATmega128 Micro-controller에 기반한 디지털 PID 제어 기법을 이용하여 C-ARM X선 투시 장치의 자동 휘도 조절기를 구현하고 평가하고자 한다.

1.3 연구 개요

PID 제어 기법을 이용한 자동 휘도 조절 제어기를 설계하기 위해서는 샘플링 타임과 제어기의 상수에 따른 응답 특성의 설정이 필요하다. 이를 위해서는 X선 발생 장치의 응답 특성과 시스템의 스텝 함수 제어에 따른 투과체 별 응답 특성을 확인해야 한다. X선 발생 장치의 시간 응답 특성은 디지털 제어기에서 X선 제어 신호를 출력하여 X선 발생 장치에서 발생하는 관전압 및 관전류를 측정하여 평가하고, 시스템의 스텝 함수 제어에 따른 투과체 별 응답 특성을 평가하기 위해 물 팬텀을 이용하여 X선 제어 신호를 스텝 함수 형태로 출력하고 X선 발생 장치를 제어하여 물 팬텀에 따른 자동 휘도 신호를 측정하였다.

본 연구에서는 P, PI, PID 제어 기법을 이용한 자동 휘도 조절기의 알고리즘을 구현하고, 제어기 별로 K_p, K_i, K_d 상수의 값을 바꾸어 가면서 시스템에 적합한 상수를 결정하였다. 팬텀을 이용하여 각 제어기별 자동 휘도 신호의 특성을 비교하여 C-ARM X선 투시 장치의 최적 제어 기법을 선정하였다. 구현된 자동 휘도 조절기의 적합성을 평가하기 위하여 선정된 제어기법과 기존의 제어 기법을 인체 팬텀에 대해 자동 휘도 신호를 측정하여 응답 시간, 최대 오버 슈터, 지연 시간, 정정 시간을 비교 평가하였다.

제 2 장 실험 방법

2.1 실험 장치

본 연구에서는 C-ARM X선 투시 장치(KMC-650, (주)코메드, 대한민국)를 이용하였다(그림 2.1-1). C-ARM X선 투시 장치는 인버터형 X선 발생 장치, 영상증배장치, CCD 카메라 및 제어 장치로 구성된다.

2.2 제어 시스템 구현

본 연구에서는 X선 발생 장치를 제어하고 자동 휘도 신호(Automatic Brightness Signal)를 처리하기 위하여 Atmel사에서 생산중인 AVR시리즈 중 ATmega128을 사용하였다. 그림 2.2-2는 ATmega128을 사용하여 C-ARM X선 투시 장치의 자동 휘도 조절 기능을 구현하기 위한 디지털 제어 시스템 전체의 블록도이다. 실험에 필요한 제어 알고리즘은 C 코드를 사용하여 구현하였다.

2.3 시스템 응답 특성

시스템의 시간 응답 특성을 구하기 위해 Atmega 128 제어기에서 관전압 제어 전압을 발생하여 X선 발생 장치를 제어하고, 이때 발생된 X선을 물 팬텀에 조사하여 CCD 카메라 제어 장치에서 출력되는 자동 휘도 신호를 측정하였다. 측정된 자동 휘도 신호와 관전압 제어 전압 간의 시간 지연을 분석하여 시스템의 시간

응답 특성을 구하였다.



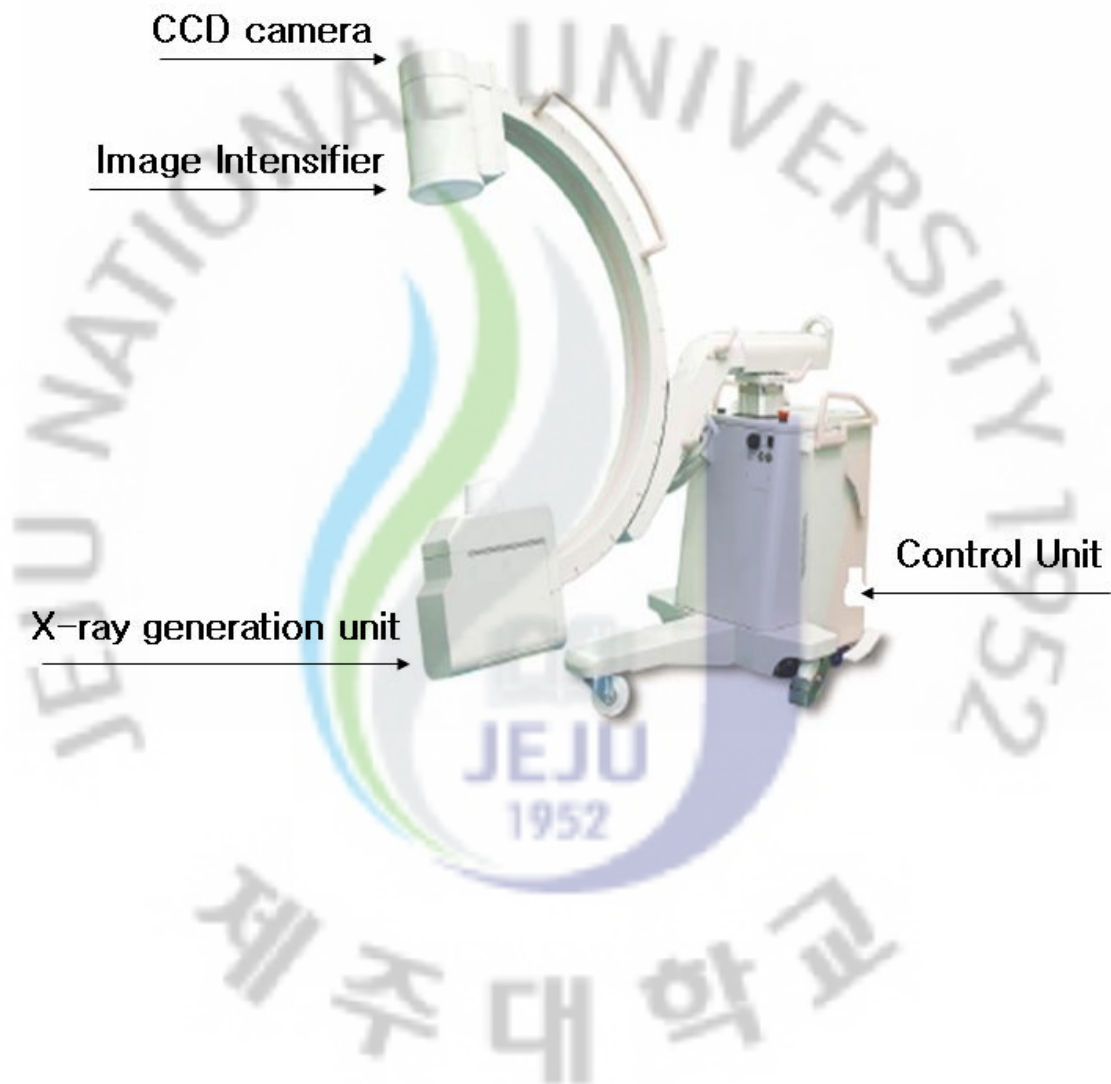


Figure 2.1-1 C-arm X-ray fluoroscopy system (KMC-650, COMED Co., Ltd., Republic of Korea) used in the present study.

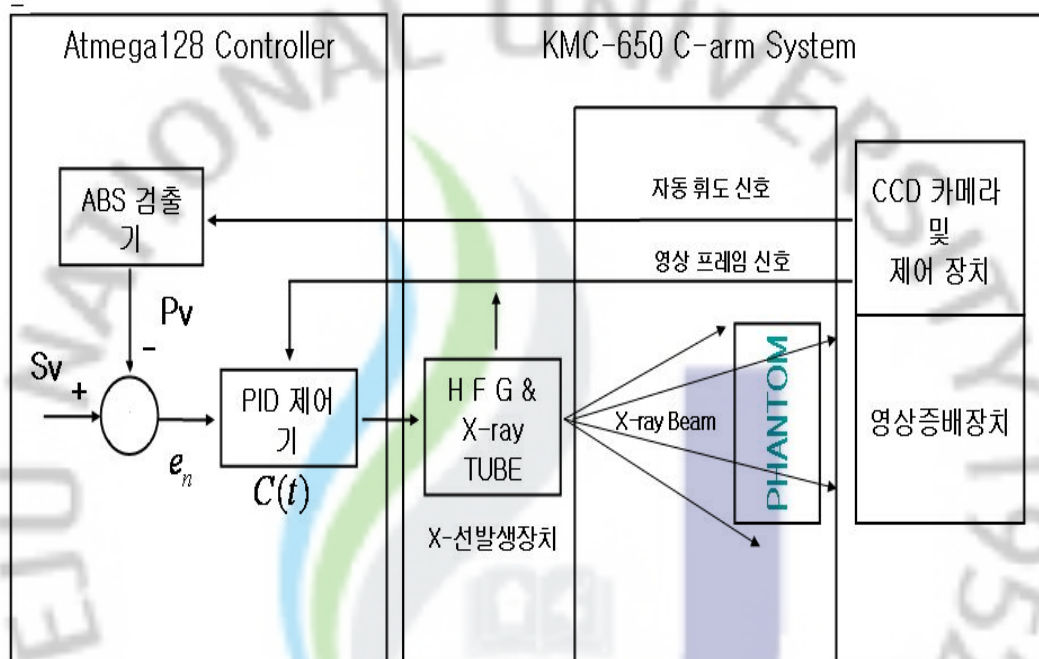


Figure 2.2-1 Block diagram of the digital PID control process constructed in the present study.

2.4 디지털 제어 알고리즘

일반적으로 선형 제어 시스템에서는 PI와 PID 제어 방식이 많이 사용되고 있다. PID 제어기는 PI 제어기 보다 응답 특성과 안정도가 우수한 제어법이지만, 외란과 노이즈에 민감하다 (Benjamin 1998). 본 연구에서는 디지털 P, PI, PID 3종류의 제어기로 자동 휘도 조절 알고리즘을 구현하였다. 디지털 알고리즘의 샘플링 타임은 X선 발생 장치의 특성과 시스템 응답 특성을 살펴보고 결정해야 한다. 제어 방식에 있어서 K_p, K_i, K_d 상수를 정하는 것이 가장 어렵고도 중요한 문제이다. 본 연구에서는 제어기 설계에 사용할 K_p, K_i, K_d 상수를 결정하기 위하여 시스템을 분석하고 시뮬레이션을 통하여 상수를 선정하여 시스템을 구현한 후 실험적으로 상수에 대한 응답 특성을 평가하여 최적의 상수를 정하였다. 제어 알고리즘 구현을 위해 먼저 양질의 투시 영상을 제공하는 영상 휘도 신호의 정상 상태 전압을 2.5V로 설정하고, X선 발생 장치의 선량 제어를 위해 관전압의 범위는 40 ~ 110 kVP, 관 전류는 8mA로 설정하였다. 구현된 자동 휘도 조절 기능으로 인체 팬텀에 X선을 조사하여 CCD 카메라 제어 장치에서 출력되는 휘도 신호를 측정하여 정상 상태까지의 도달 시간과 정정 시간(오차)을 평가하였다. 각각의 X선 투시 장치의 자동 휘도 신호의 응답 특성을 분석하여 최적의 제어 방식을 결정하였다.

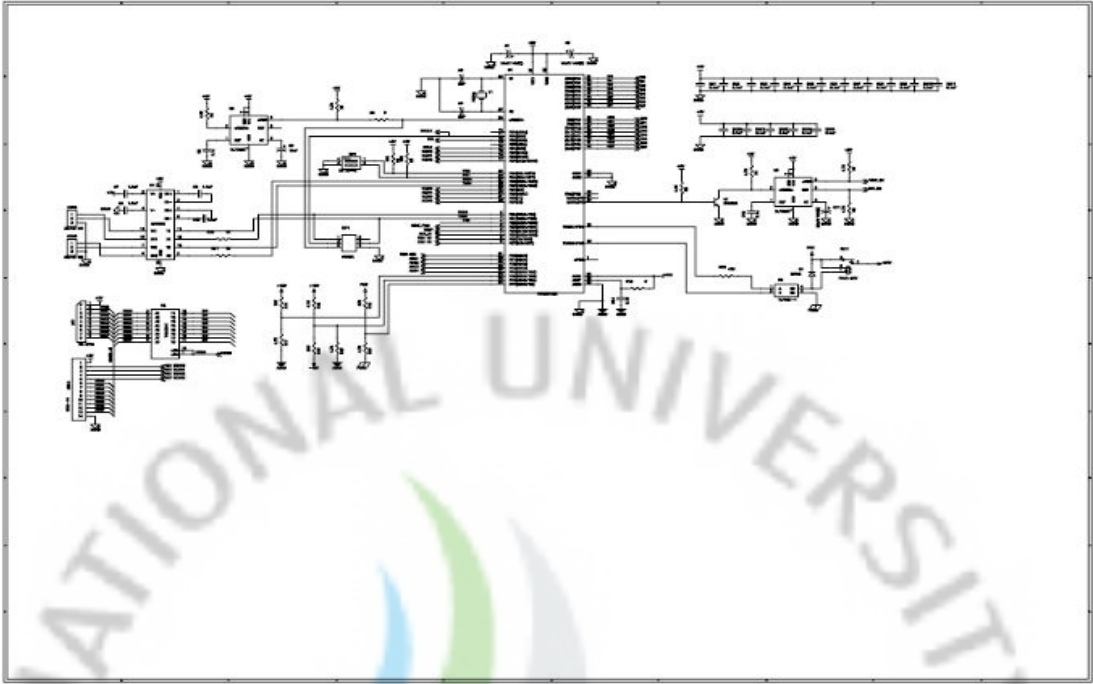
2.5 제어 알고리즘의 평가

자동 휘도 조절 기능은 TV 화면에 양질의 영상을 획득하고, 환자의 진단시 피폭량을 최소화한다. 본 실험에서 구현한 자동 조절 기능에 적합한 제어 알고리즘을 평가하기 위해서 기존의 KMC-650 모델에 적용된 비교 제어 기법으로 구현된 정상 상태까지의 도달 시간과 안정성을 비교하여 평가하였다.

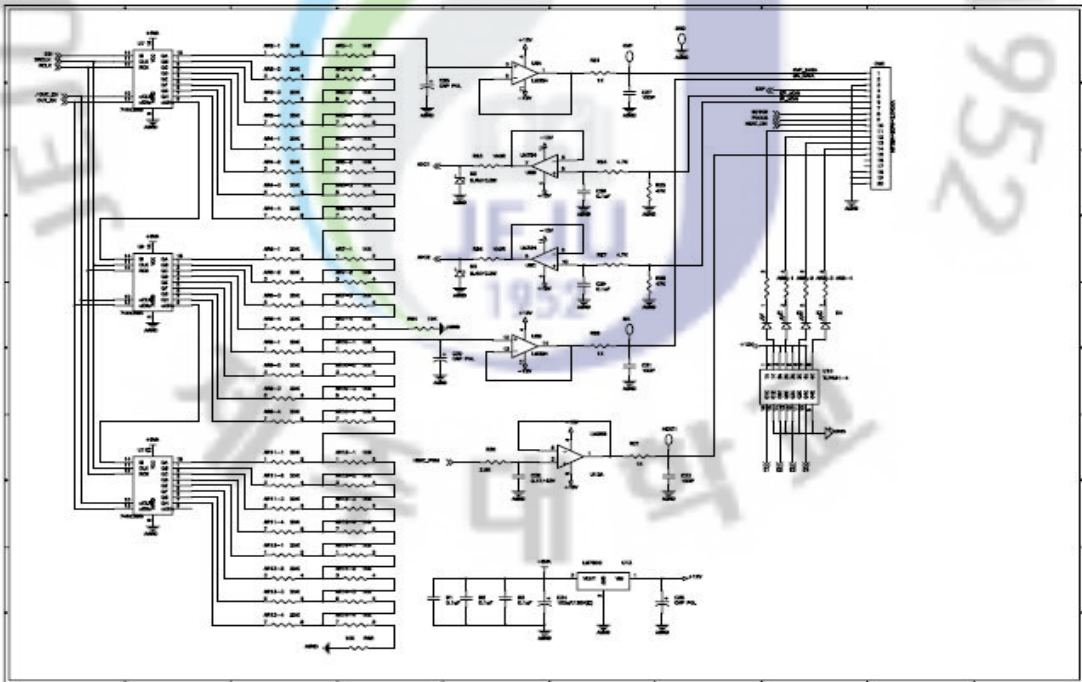
제3장 실험 결과

3.1 디지털 제어 시스템의 구현

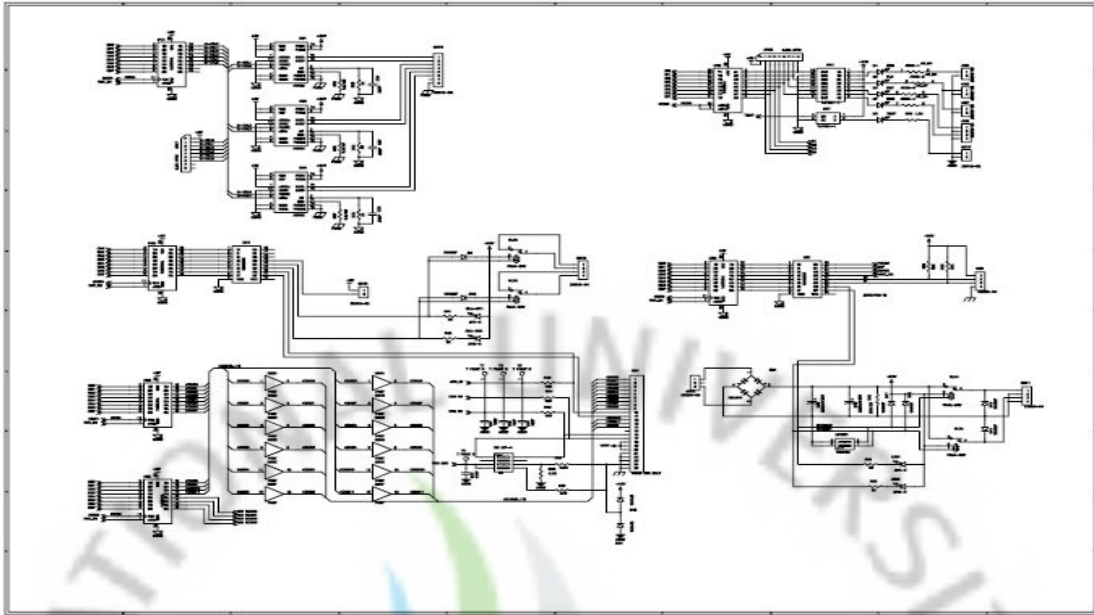
그림 3.1-1은 X선 발생 장치를 제어하기 위해 ATmega128 Micro-Controller를 기반으로 설계한 디지털 제어 시스템의 전자 회로도도를 보여준다. 설계된 제어 시스템은 관전압 및 관전류 및 히터 제어 회로, 카메라 제어를 위한 회로, 콜리메이터 제어 회로, 영상 증배 장치 선택 회로, 각종 정보의 입출력을 위한 절연형 I/O 회로, PC 및 조작 장치와의 연결을 위한 통신 회로, 기구장치 이동을 위한 제어 회로, 외부 노이즈 차단을 위한 회로, 프로그램 다운로드를 위한 ISP (In-System programming) 기능을 포함한다. 제작된 디지털 제어 시스템의 외관 사진은 그림 3.1-2에서 보여주고 있다. 그림 3.1-3은 ATmega128 제어기 조립체를 C-ARM X선 투시 장치에 장착하고, 알고리즘 프로그래밍을 위한 컴퓨터와 신호의 측정을 위해 디지털 오실로스코프가 연결된 실험 환경을 보여 주고 있다.



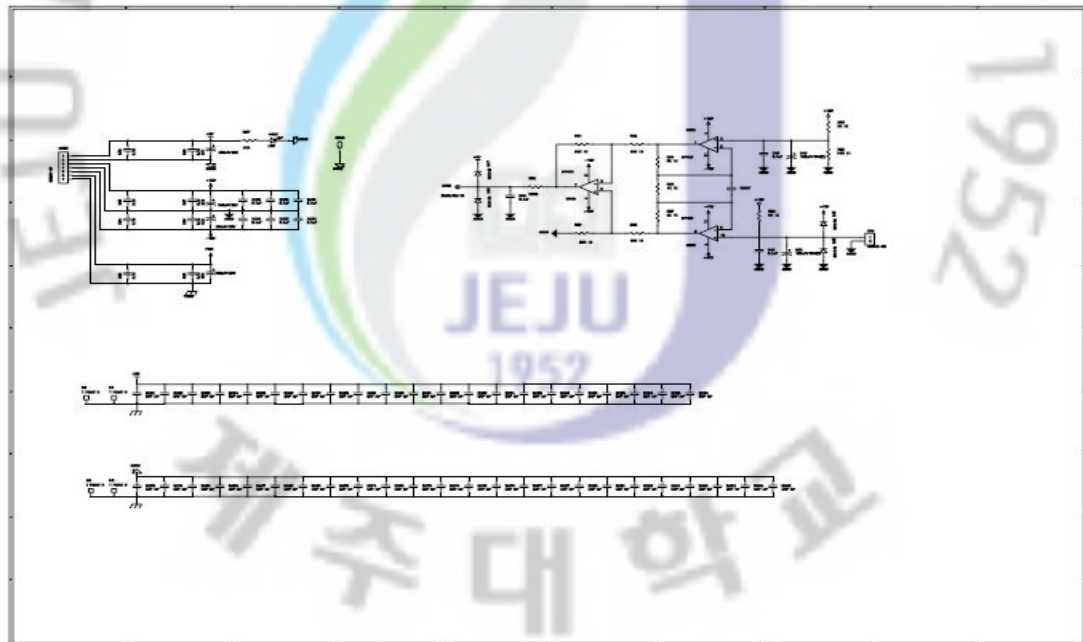
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3.1-1 Electronic circuit diagrams based on ATmega128 Micro-Controller (a) schematic 1, (b) schematic 2, (c) schematic 3, (d) schematic 4.

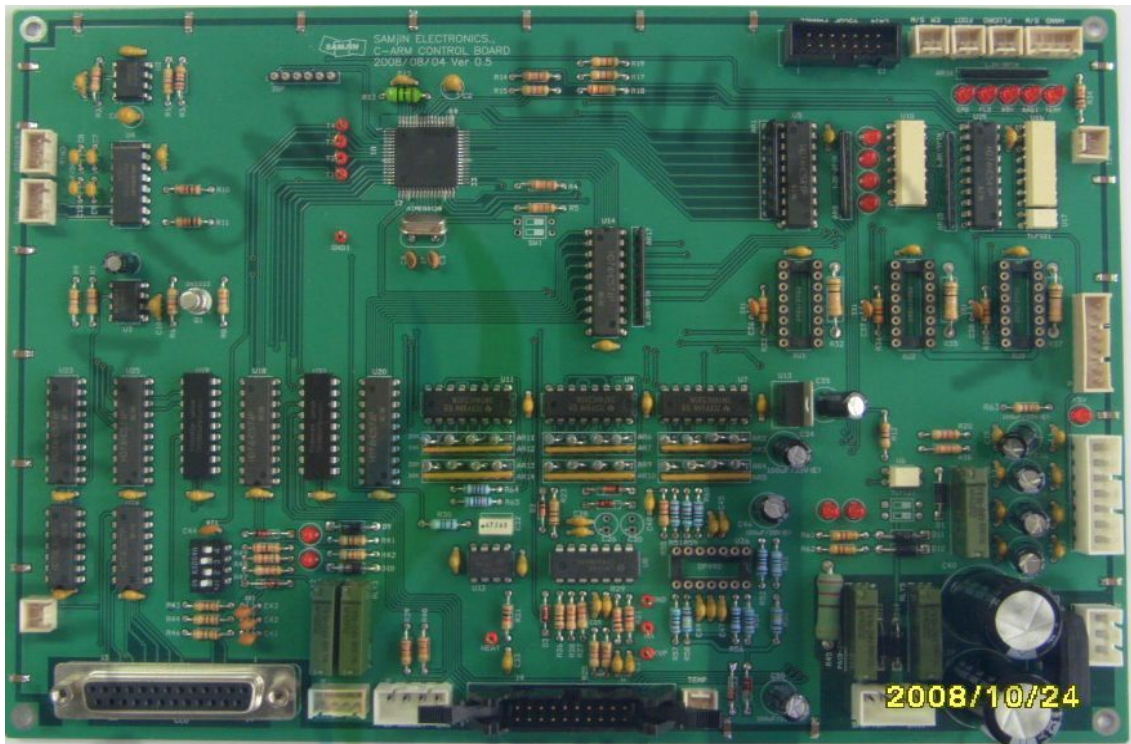


Figure 3.1-2 Constructed digital controller based on ATmega128.



Figure 3.1-3 Experimental C-ARM system employing the ATmega128 based digital controller.

3.2 X선 발생

X선 발생 장치에서 X선을 발생시키기 위해 펄스 제어 방식을 사용하고 있다. 펄스 제어 방식은 연속적인 X-선의 발생시키는 것에 비해 X선량을 줄일 수 있는 것으로 알려지고 있다. 이때 사용되는 X선 발생을 위한 펄스 신호는 CCD 카메라 제어 장치에서 출력되는 영상 프레임 신호(CCD FD)에 동기시켜 펄스 형태의 관전압 제어 신호(KVP CTR)를 X선 발생 장치에 입력하여 제어하게 된다.

본 연구에서는 영상 프레임 신호(30 Hz)와 동기 하여 X선을 발생하기 위해 CCD 카메라의 제어 장치에서 출력되는 영상 프레임 신호를 ATmega128 제어기에 입력하였다. 입력된 영상 프레임 신호는 제어 알고리즘에 의해, 그림 3.2-1에서 보여주는 바와 같이 X선 발생 장치 제어를 위한 펄스 형태의(펄스폭 비율 25:8msec) 관전압 제어 신호를 출력한다.

그림 3.2-2는 펄스 형태의 관전압 제어 신호에 따라 발생된 X선을 발생 장치에 피드백되어 표시되는 관전압 (HFG kVp) 및 관전류(HFG mA)의 신호를 보여준다. 그림 3.2-2 으로부터 관전압 제어 신호에 동기 되어 X선이 발생되는 것을 알 수 있다. 그림 3.2-2에서 X선 발생 장치의 관전압은 펄스 형태의 관전압 제어 신호에 따라서 응답이 나타나고 있다. 관전압 출력은 지수 함수 형태로 상승하며, 상승 시간은 12.88 msec 부근에서 변화하고 있다.

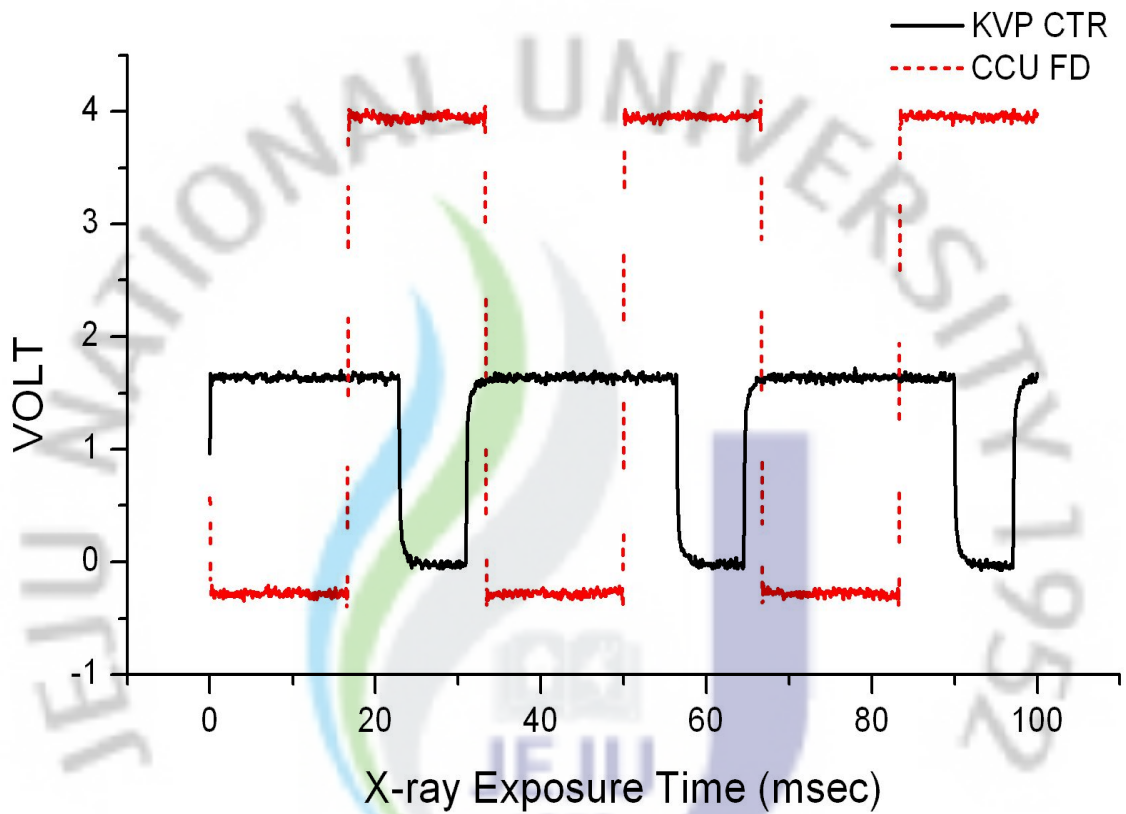


Figure 3.2-1 Tube potential control signal (kVp CTR - black line) triggered by a video frame signal (CCU FD - red line).

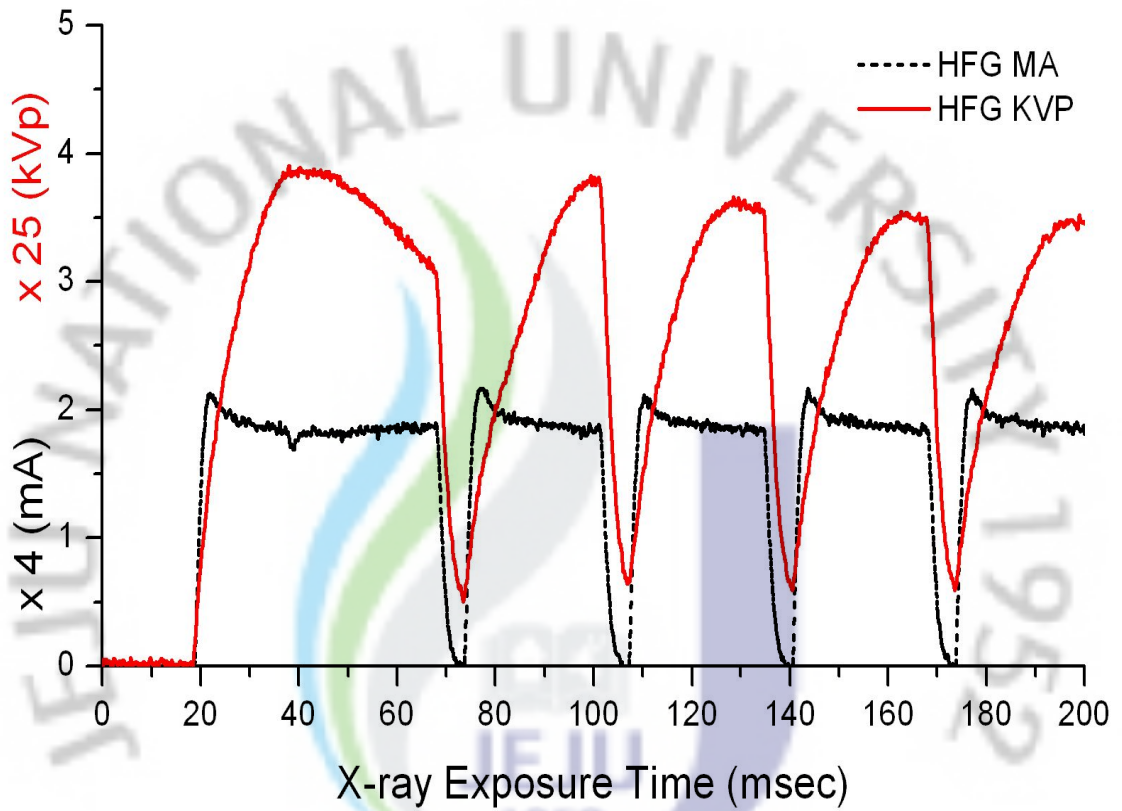


Figure 3.2-2 Feedback potential (HFG kVp - red line) and current (HFG mA - black line) of the tube in the X-ray generation unit.

3.3 시스템의 응답 특성

일반적으로 인체를 대신하여 물 팬텀을 사용하는데 본 연구에서도 두께에 따른 X선 투시 장치의 자동 휘도 신호를 측정하기 위해서 물 팬텀을 사용하였다 (허준 1994). 물 팬텀은 아크릴판을 사용해서 직육면체 통 (25cm(가로) * 25cm(세로) * 30cm(높이))을 제작하고 물을 채워 사용하였다 (그림3.3-1). 물의 높이는 10cm - 27cm사이를 변화시켰다.

그림 3.3-2는 자동 휘도 조절 기능을 사용하지 않고, 관전압 100 kVp, 관전류 8mA로 X선 발생 장치를 제어할 때 물 팬텀의 높이 별로 CCD 카메라 제어 장치에서 출력되는 자동 휘도 신호를 측정한 그래프이다. 물 높이 20 cm에서는 빠른 상승 시간 이후 최대 신호가 나타나고, 25cm 및 27cm 에서는 완만한 상승과 함께 과도 응답 이후 일정한 오차 범위 안에서 안정된 신호를 보여주고 있다. 팬텀의 물 높이 10cm 및 20cm 에서는 팬텀에서 요구되는 X선량보다 실제 발생하는 X선량이 과도하여 CCD 카메라의 휘도가 밝게 나타났고, 25cm 이상에서는 팬텀이 요구하는 것보다 실제 발생하는 X선 량이 부족하여 CCD 카메라의 휘도가 어두운 것으로 나타났다.

그림 3.3-3은 물 팬텀의 높이에 따른 CCD 카메라 자동 휘도 신호의 지연 시간을 나타낸 것이다. 물 팬텀 높이가 10cm인 경우 X선 발생 시점부터 23.2 msec 시간 지연을 보이고 있다. 자동 휘도 신호의 시간 지연은 물 팬텀의 높이에 따라서 거의 선형적으로 증가하고 있다.



Figure 3.3-1 A photograph of the water phantom used in the present study. The rectangular size of the phantom is 25 (width) * 25 (length) * 30(height) (10 - 27 variable) in cm.

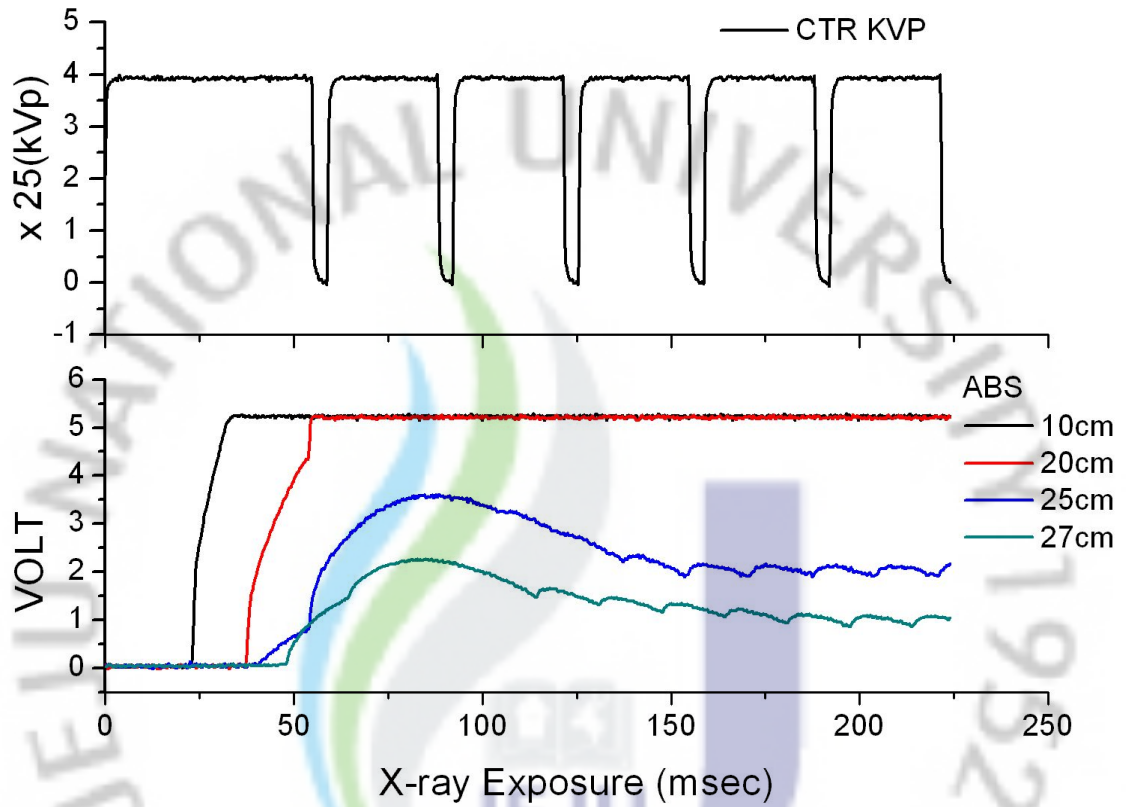


Figure 3.3-2 Automatic brightness signal for various height of water phantom without using the automatic brightness controller.

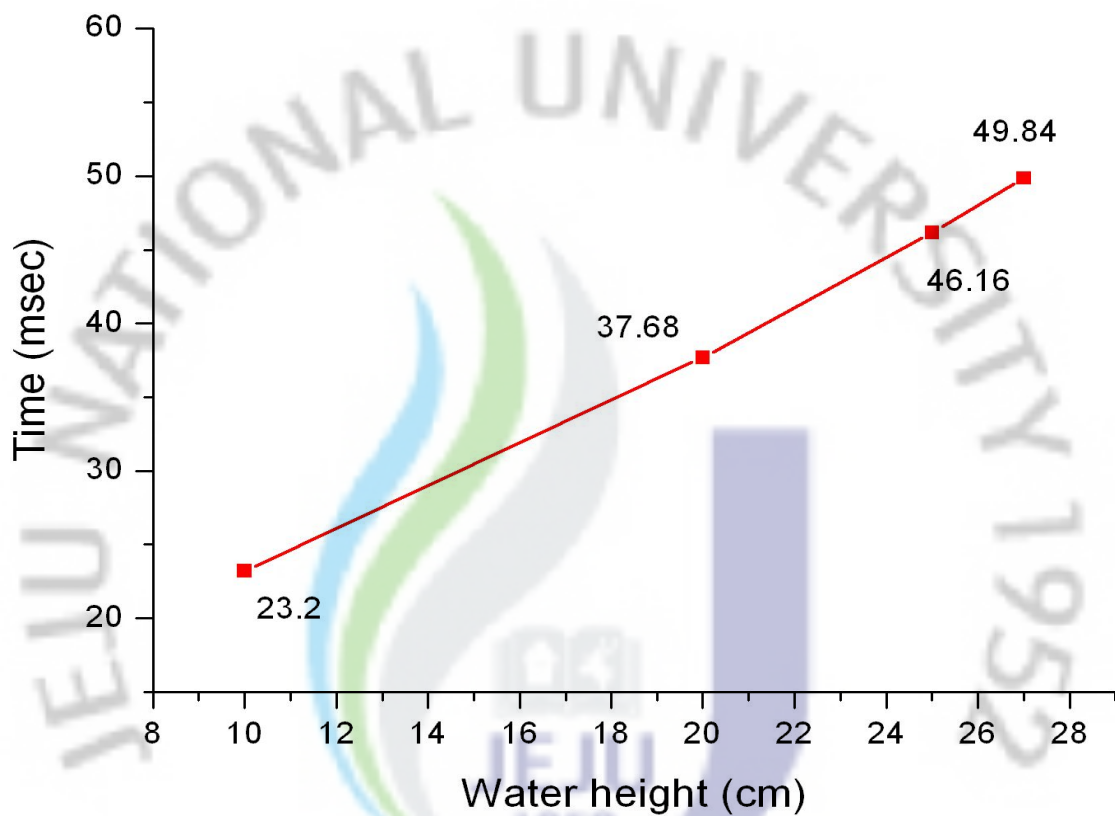


Figure 3.3-3 Time delay of the automatic brightness signals for various heights of the water phantom without using the automatic brightness controller.

3.4 인체 팬텀의 자동 휘도 신호 응답 특성

X선 발생과 시스템의 응답 특성의 결과를 통해 PID 제어 기법의 알고리즘에 사용할 샘플링 타임은 33.33 msec (30Hz)로 결정하였다. C-언어로 작성된 3종류의 제어 기법을 이용하여 자동 휘도 조절 기능을 구현하고 인체 팬텀에 대한 자동 휘도 신호의 제어 특성을 측정하였다.

그림3.4-1은 K_p 를 0.1, 0.066, 0.05로 변화하면서 P 제어기로 구현된 자동 휘도 조절 기능의 자동 휘도 신호 응답 특성을 보여주고 있다. P 제어기의 특성은 K_p 가 크면 짧은 지연 시간과 빠른 상승 시간을 가진다. 하지만 상대적으로 최대 오버슈트 전압이 크게 나타나고 있으며 정상 상태에 이르는 정정 시간이 길어진다. 즉 P 제어기의 특성인 큰 오버슈트와 진동이 잘 나타나고 있다. K_p 가 작을수록 최대 오버 슈터 전압과 정정 시간이 짧아지고 시스템이 안정화 되어가고 있다. 시스템의 투시 영상 구현 측면에서 살펴보면, P 제어기의 K_p 가 0.1 일 때 X선 조사에 의하여 자동 휘도 신호는 짧은 지연 시간과 빠른 상승 시간으로 짧은 시간에 투시 영상이 TV 화면에 구현되었다. 하지만 큰 오버슈트를 보이며 진동하여 영상을 안정화시키는 데 정정 시간이 증가 되었다. 진동 현상에 의하여 팬텀의 투시 영상은 TV 화면에서 깜박이는 현상이 나타났다. P 제어기의 K_p 의 결정은 인체 팬텀의 투시 시 TV 화면에 나타나는 영상의 휘도 신호가 정상 상태 전압(2.5 V)에 이르는 지연 시간에 의하여 결정할 수 있다. 본 연구에서는 영상 휘도 신호의 지연 시간을 0.5초 이내로 결정하였다. 따라서 P 제어기의 K_p 는 0.05로 결정하였다.

그림3.4-2는 P 제어기 상수 K_p 를 0.05로 고정하고, I 제어기 상수 K_i 를 0.2, 0.05, 0.025로 변화할 때 PI 제어기의 응답 특성을 보여주고 있다. P 제어기에 비교하면 전체적으로 최대 오버 슈터 전압이 상대적으로 낮아지고 정정 시간은 짧아졌다. 그림에서 볼 수 있듯이 K_i 가 작을수록 최대 오버 슈터가 정상 상태 전압에

가까워지고 있다. 그러나 K_i 가 0.025인 경우 상승 시간의 지연이 크게 나타나고 있다. 따라서 I 제어기 K_i 상수는 0.05로 정하였다.

PI 제어기를 이용한 시스템의 투시 영상은 P 제어기에 비하여 상대적으로 안정도 및 정상 상태 오차가 개선되고 있지만, 과도 응답이 높다. 과도 응답으로 인하여 팬텀의 투시영상이 TV 화면에 나타나는 순간 약 0.2초 동안 TV 화면의 영상이 밝아진 후 정상 밝기로 돌아오는 현상이 나타났다. K_i 가 0.025의 경우는 상승 시간 지연으로 인하여 TV 화면이 정상 상태에 이르는데 약 0.8초 정도 걸렸다.

그림 3.4-3은 P 및 I 제어기의 상수 K_p 및 K_i 를 각각 0.05 및 0.05로 고정하고 D 제어기의 상수 K_d 를 0.025, 0.05로 했을 때 PID 제어기의 응답 특성을 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 D 제어기의 상수 K_d 가 0.05 일 때 응답 특성이 더 안정적으로 나타났다. PID 제어기는 PI 제어기에 비하여 상대적으로 과도 응답이 낮아져 안정된 응답 특성을 보여준다.

앞에서 언급한 3가지 종류의 제어 기법의 응답 특성을 비교하여 도시하면 그림 3.4-4와 같다. 그림에서 볼 수 있듯이 PID 제어 기법의 의하여 구현된 자동 휘도 조절 기능이 C-ARM X선 투시장치에 적합한 것을 알 수 있다.

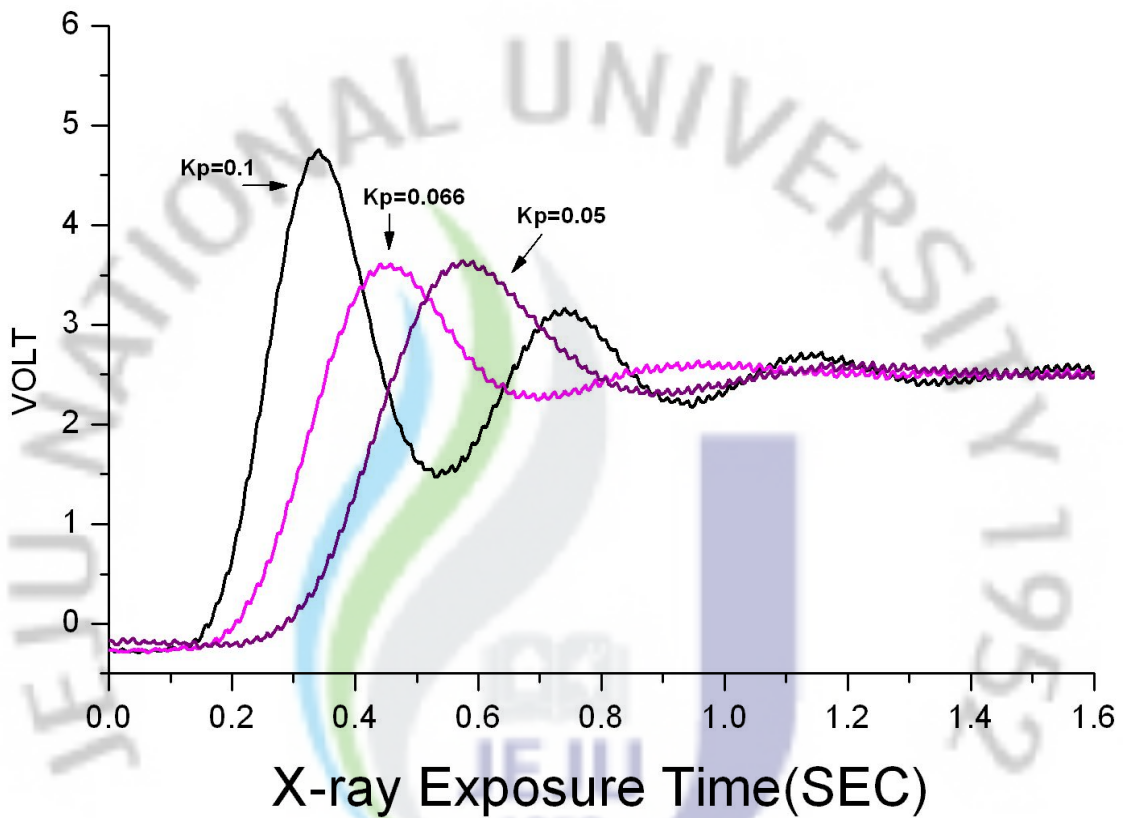


Figure 3.4-1 Automatic brightness signals generated by the P controllers with values of K_p 0.1, 0.06 and 0.05.

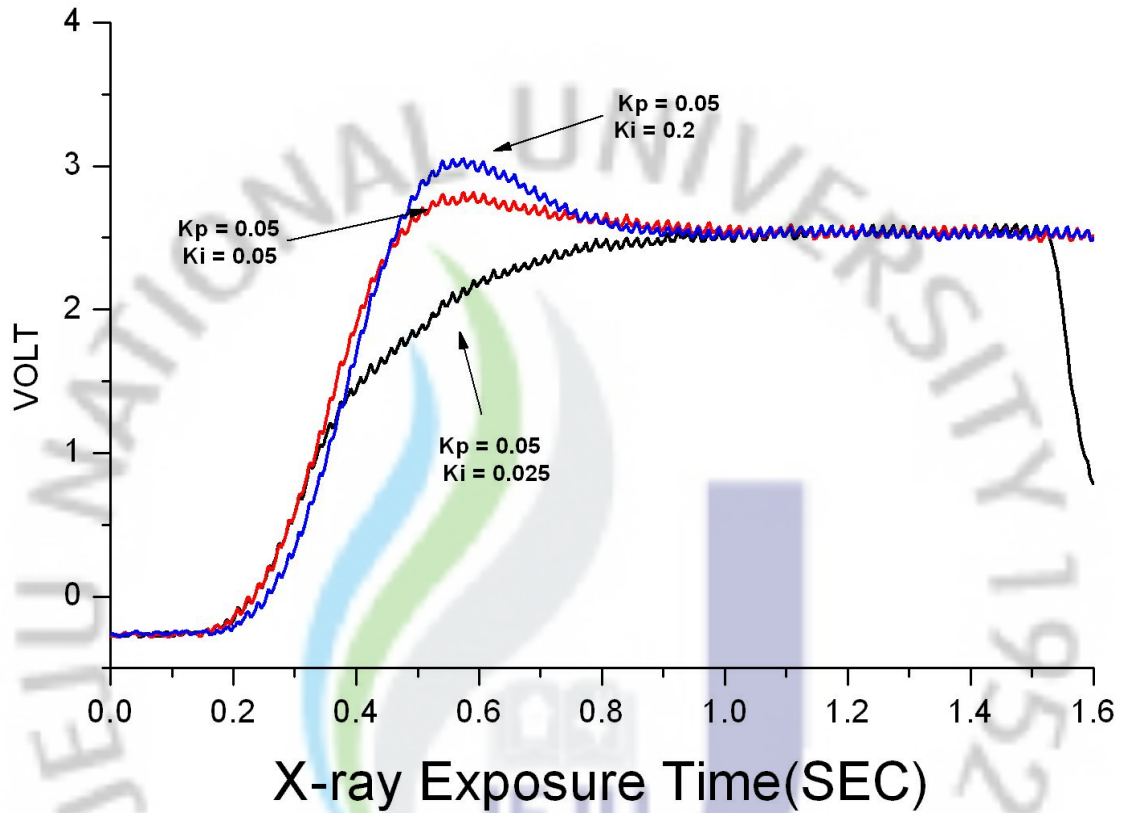


Figure 3.4-2 Automatic brightness signals generated by the PI controllers with values of K_i 0.2, 0.05, 0.025 and constant value of K_p 0.05.

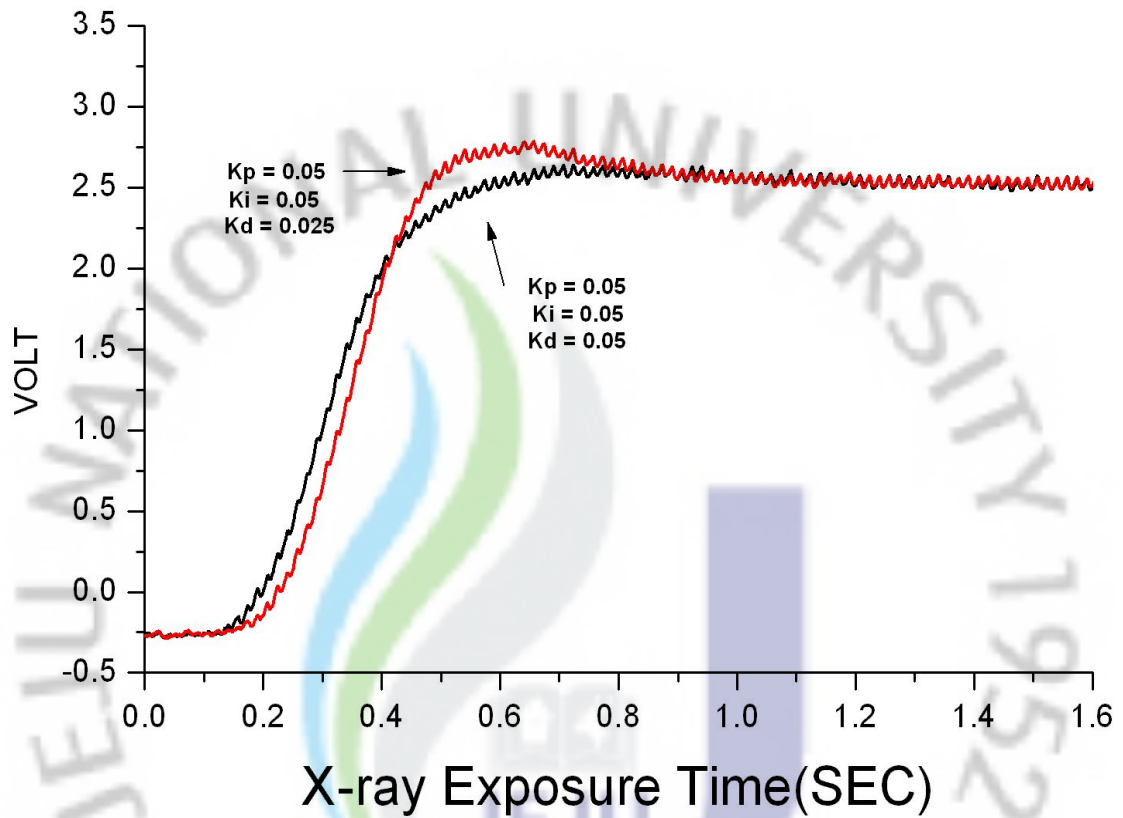


Figure 3.4-3 Automatic brightness signals generated by the PID controllers with the two values of K_d 0.025 and 0.05 and fixed values of K_p 0.05 and K_i 0.05.

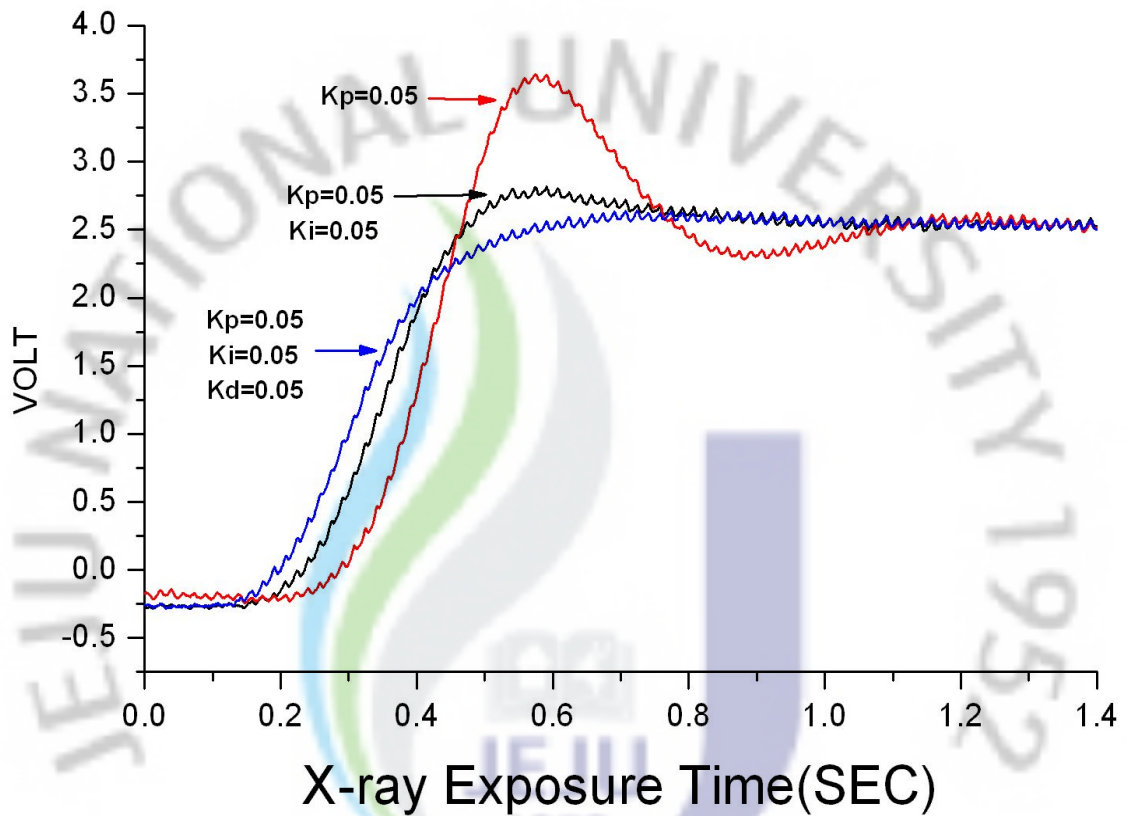


Figure 3.4-4 Comparison of the automatic brightness signals generated by P($K_p=0.05$), PI ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$) and PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$).

3.5 제어 알고리즘의 평가

구현된 PID 제어 알고리즘은 기존의 비교 제어 기법과 비교하여 성능을 평가하였다. 그림 3.5-1은 비교 제어 기법을 적용한 실험용 C-ARM (KMC-650, (주)코메드, 대한민국) X선 투시 장치에서 관전압(40 ~ 110 kVp), 관전류(8mA) 범위로 X선량을 제어하여 허리 부위 인체 팬텀을 투시할 때 CCD 카메라 제어 장치에서 출력되는 자동 휘도 신호를 보여주고 있다. 그림에서 보여주듯이 X선 투시 후 0.4초부터 자동 휘도 신호가 반응하여 최초 정상 상태의 수준에 도착하는 시간이 0.8초 소요되었다. 그러나 큰 오버 슈트 현상 (4.4V)이 발생하여 자동 휘도 신호가 정상 수준 (2.5V)까지로 안정화 될 때까지 1.6초 이상 소요되었다.

그림 3.5-2는 PID 제어 기법을 적용하여 동일한 허리 부위 인체 팬텀을 투시할 때 측정된 응답 특성이다. 그림에서 보여주듯이, X선 투시 후 0.15초부터 자동 휘도 신호가 반응하여 최초 정상 수준에 도달하는 시간이 0.55초 소요되었다. 또한 오버 슈트 현상이(2.62 V) 매우 낮게 나타한 후 자동 휘도 신호가 정상 상태의 수준 (2.5V)으로 안정화 되었다.

그림 3.5-1과 3.5-2에서 각각 보여주는 비교 제어 기법과 PID 제어 기법의 자동 휘도 신호의 응답 특성을 동시에 비교 도시하면 그림 3.5-4와 같다. PID 제어 기법은 기존의 비교 제어 기법보다 최초 정상 상태 수준까지 도달하는 시간이 0.25초 정도 짧았다. 매우 큰 오버 슈트를 보이는 비교 제어 기법과는 달리 거의 오버슈트를 보이고 있지 않으며, 정상 상태에 도달하는 시간은 1초 이상 감소하였다. 그림에서 보여 주듯이 비교 제어 기법은 PID 제어 기법에 비해 오랜 시간 동안 자동 휘도 신호가 정상 상태의 수준보다 높게 유지되며, 이것은 필요 이상의 X선이 조사 되고 있다는 것을 말한다. 따라서 PID 제어 기법으로 구현한 자동 휘도 조절 기능이 동일한 투시 영상을 표시하더라도 비교 제어 기법보다 X선량이 감소한 것을 알 수 있다.

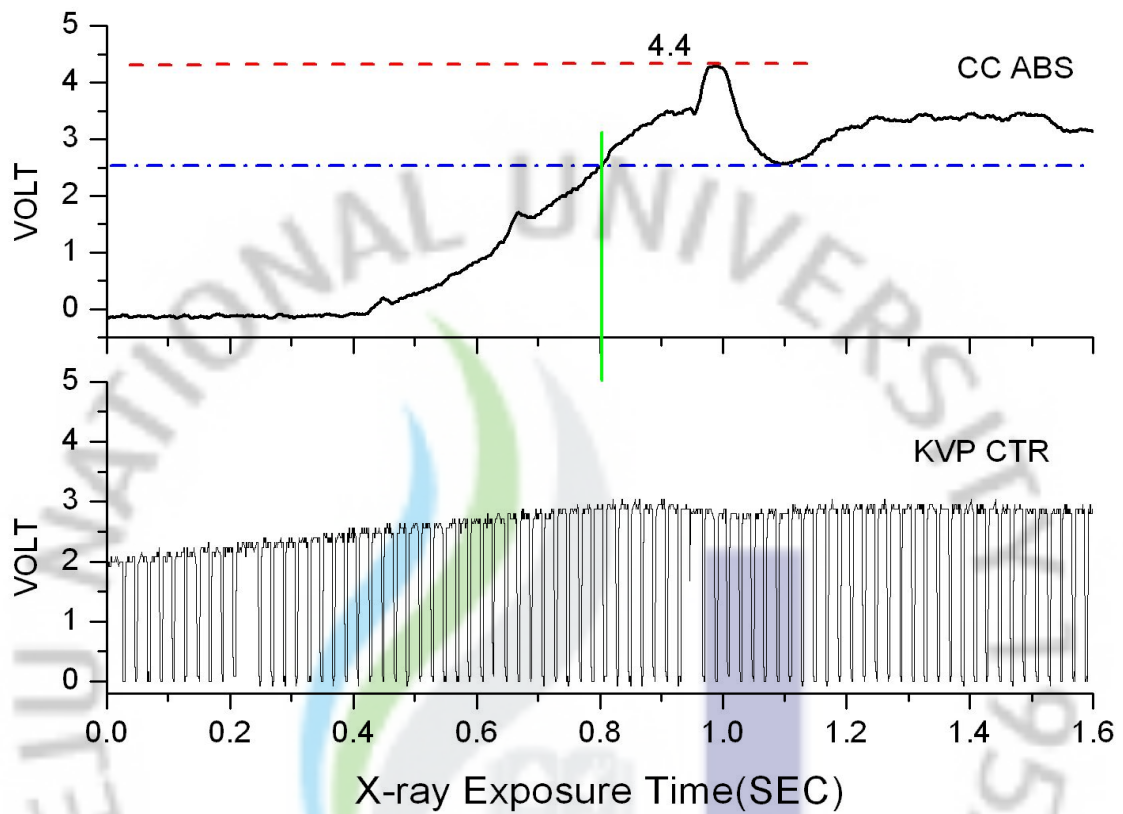


Figure 3.5-1 Automatic brightness signal (upper panel - CC ABS) and x-ray tube potential control signal (lower panel - kVp CTR) generated by the conventional comparison controller.

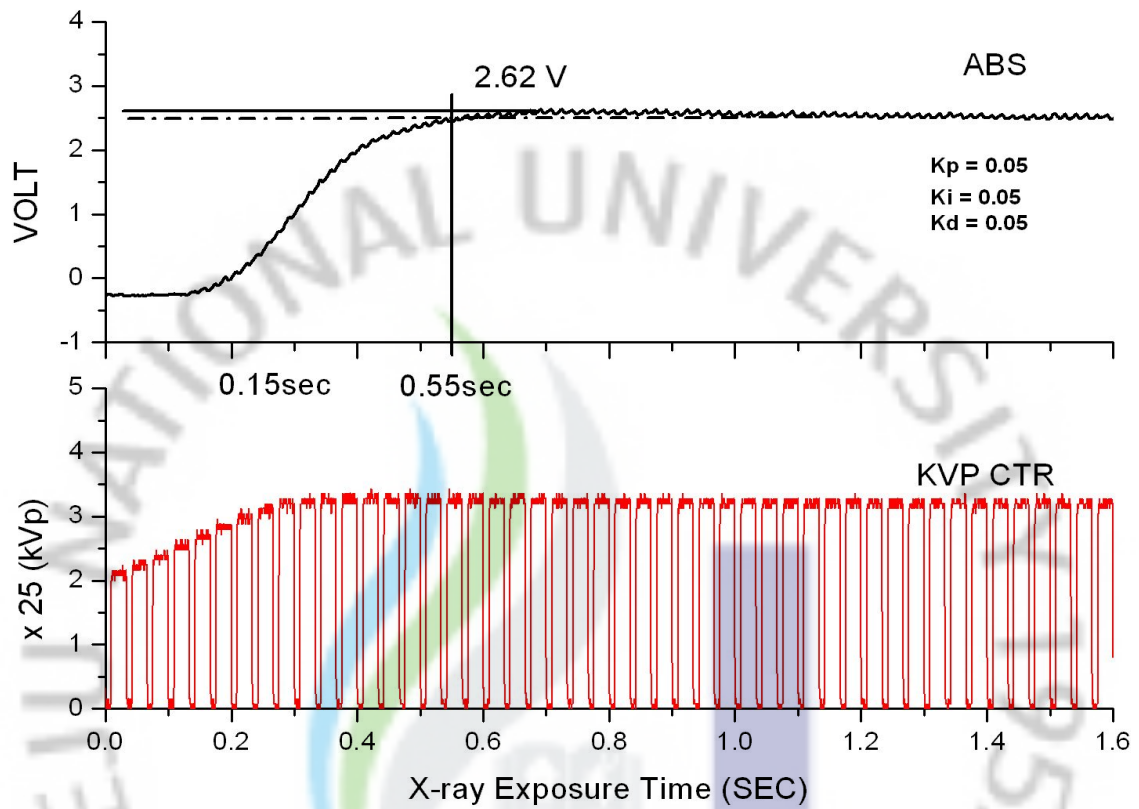


Figure 3.5-2 Automatic brightness signal (upper panel - ABS) and x-ray tube potential control signal (lower panel - kVp CTR) generated by the PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$).

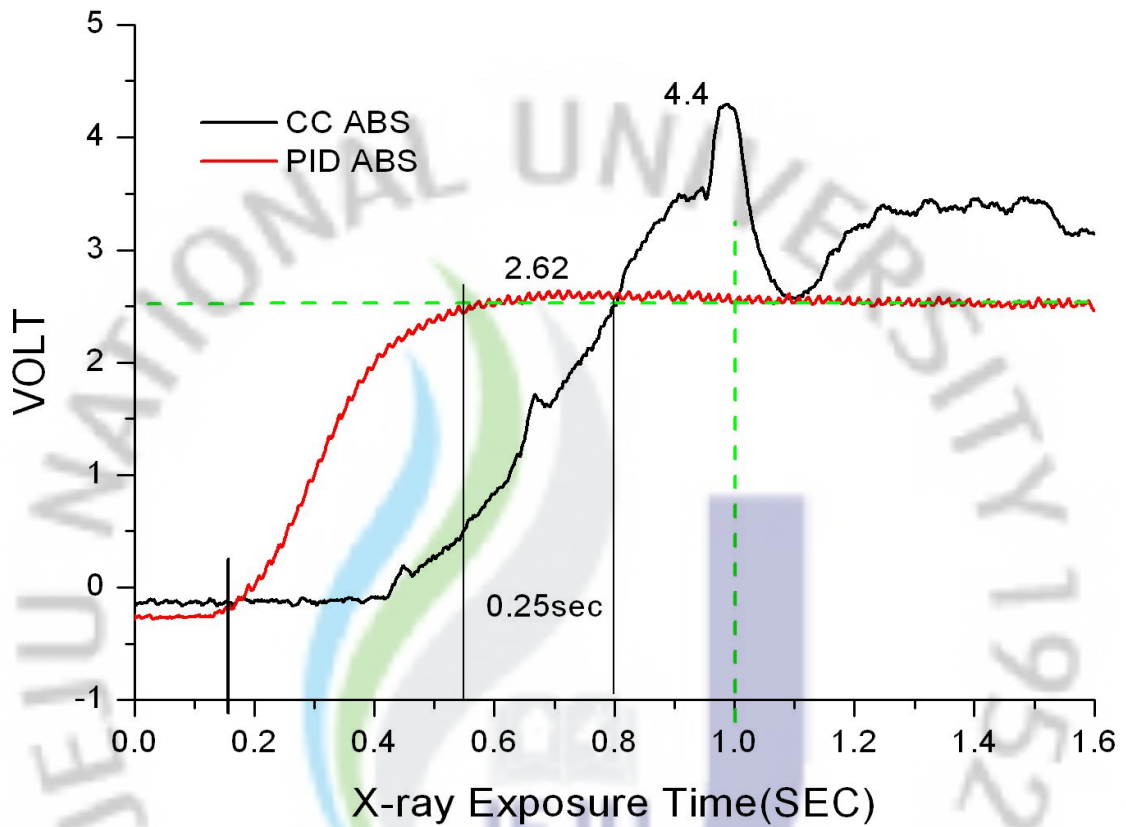


Figure 3.5-3 The automatic brightness signals generated by the PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$) in contrast to that by the conventional comparison controller.

제 4 장 토의

본 연구에서는 ATmega128 Micro-Controller 기반의 H/W와 C-언어로 작성된 디지털 제어 기법으로 C-ARM X선 투시 장치의 자동 휘도 조절(ABC) 기능을 구현하기 위해 그림 3.2-1과 같이 펄스 형태의 관전압 제어 신호를 구현하였다. 그림 3.2-2에서 보여주는 것과 같이 관전압 제어 신호에 따른 X선 발생 장치에서 측정된 관전압의 출력 파형은 지수 함수 형태로 상승하고 있다. 최대값 (V_{Peak})까지의 평균 상승 시간은 23.42 msec, 최대 값에서 최소 값까지의 평균 하강 시간은 5.5 msec로 측정되었으며, 파형의 상승 시간(최대값의 10%에서 90%)은 12.88 msec 정도에서 변화하고 있다. 실험 결과, 제어 알고리즘에서 관전압을 제어하기 위하여 출력되는 관전압 제어 신호의 출력은 23.42 msec이상의 유효 시간을 가져야만 X선 출력 장치에서 관전압이 최대로 출력 될 수 있다는 것을 알 수 있다. 따라서 영상 프레임 신호와 동기 시켜 펄스 형태의 관전압 제어 신호(펄스폭 비율 25:8 msec)를 발생하여도 X선 발생에 문제가 없다. 본 논문의 범위를 벗어나지만 X선 발생 장치의 관전압 평균 상승 및 하강 시간을 감소하는 쪽으로 성능을 개선하면 환자의 진단시 피폭량은 감소될 것으로 예상된다.

그림 3.3-2 및 3.3-3은 스텝 함수 형태로 관전압 제어 신호를 출력하여 물 팬텀에 대한 자동 휘도 신호의 응답 특성을 보여준다. 물 팬텀 높이가 10 cm의 경우 X선 발생 시점부터 23.2 msec 이내의 시간 지연 응답 특성이 발생하였다. 물의 높이 25 및 27cm 에서는 완만한 상승과 함께 과도 응답 이후 일정한 오차 범위 안에서 안정된 신호를 보여주고 있다. 과도 응답 특성이 X선 조사량의 의하여 발생한 것인지, CCD 카메라 제어 장치의 고유 응답 특성에 의한 것인지 추가 연구가 필요하다.

디지털 P, PI, PID의 3가지 제어 기법 중 X선 투시 장치의 자동 휘도 조절 기능에 적합한 기법을 평가하고 선정하기 위하여 허리 부위의 인체 팬텀을 이용하였

다. P 제어기는 진동 현상에 의하여 투시 영상을 나타내는 TV 화면에서 깜박이는 현상이 나타났다. PI 제어기는 오버슈트 부분은 완만하지만 이 현상으로 인하여 영상의 휘도가 눈으로 느낄 수 있는 정도(약 200 msec)로 밝아졌다가 어두워졌다. PID 제어기로 구현한 자동 휘도 조절 기능은 PI 제어기에 비하여 과도 응답이 낮아져 안정된 응답 특성으로 인하여 영상의 품질이 안정화되었다. 본 연구에서는 제어 기법의 파라미터를 결정하기 위해 실험적으로 파라미터를 튜닝하고 결정하였다. 추후 시뮬레이션을 이용하거나 스텝 응답법 등을 활용하여 PID 제어를 이용한 자동 휘도 조절 기능을 최적화하는 연구가 요구된다. 또한 본 연구에서 관찰한 응답 특성은 한 부위의 인체 팬텀을 사용하였으며, 추후, 각 신체 부위에 따른 개별적인 응답 특성에 대한 추가 연구가 필요하다.

본 연구에서는 실험에 의하여 튜닝된 디지털 PID 제어기의 자동 휘도 조절 기능을 평가하기 위하여 C-ARM(KMC-650) X선 투시 장치를 이용하여 기존의 비교 제어 기법과 비교하였다. 실험 결과, PID 제어 방식은 비교 제어 방식에 비해 X선 발생시 과도 응답 및 주파수 특성이 개선되어 시스템 안정도가 높아진 것으로 나타났다. PID 제어기에 의한 자동 휘도 조절 기능은 자동 휘도 신호가 상승 시간 0.55초, 최대오버슈트에서 자동 휘도 신호 수준 2.62V로 나타났다. 오버 슈터 전압에서 정상 상태에 이르는 시간인 정정 시간 (일반적으로 정상상태의 전압의 5% 이내로 정한다)이 0.55초로 나타났다. 비교 제어 방식 보다 상승 시간은 0.25초, 최대 오버 슈트에서는 1.78V 감소하였으며, 정상 상태에 도달하는 시간은 최소 1초 이상 짧아졌다.

자동 휘도 신호가 정상 상태 수준의 전압보다 크다는 것은 X선 조사량이 과도하다는 것을 나타낸다. 즉 자동 휘도 조절 기능에서 정상 상태 수준 전압과 피드백된 자동 휘도 신호에 대한 오차의 양이 적을수록 X선 피폭량이 적어진다. 또한 환자 및 의료진의 X선 피폭량을 최소화하기 위해서 자동 휘도 신호 감지 후 정상 상태 도달 시간이 최소화되어야 한다. 만약 정상 상태 도달 시간이 길어질 경우 X선은 발생하지만 사용자가 이미지를 관독할 수 없어 환자 및 의료진에게 불필요한 X선 피폭되게 되는 것이다. 따라서 자동 휘도 조절 기능은 빠른 시간에

정상 상태에 도달하여 안정 상태를 유지하는 것이 중요하다. 특히 C-ARM X선 투시 장치의 경우 단속적으로 X선을 발생하기 때문에 이러한 정상 도달 시간이 수 십 차례 반복되어 전체 사용을 고려하면, 그 효과가 매우 크다고 할 수 있다.



제 5 장 결론

영상의 질을 유지하며 환자의 X선 피폭량을 최소화하기 위해 ATmega128 Micro-Controller에 기반한 디지털 PID 제어기를 구성하고 C-ARM X선 투시 장치의 자동 휘도 조절 기능에 적용하여 성능을 평가하였다. 허리 부위의 인체 팬텀을 투시하였을 때, 본 연구에서 개발된 디지털 PID 제어기는 기존의 비교 제어 기법에 비해, 최초의 정상 상태의 수준까지 도달 시간은 0.25초, 최대 오버 슈트는 1.78V 감소하였으며 정상 상태에 도달하는 시간은 1초 이상 짧아졌다. 따라서 PID 제어 기법으로 구현한 자동 휘도 조절 기능은 기존 방식보다 적은 X선 피폭량을 사용하면서 상대적으로 높은 투시 영상의 품질을 제공할 것으로 기대된다.

그림 목록

- Figure 1.1-1 A Mobile C-ARM X-ray fluoroscopy system. (KMC-650, COMED Ltd., Republic of Korea)
- Figure 1.1-2 Structure of an image intensifier.
- Figure 1.1-3 Block diagram of an automatic brightness control.
- Figure 1.1-4 A flow model for the PID Control system of a C-ARM X ray fluoroscopy system.
- Figure 1.1-5 A block diagram of ATmega128.
- Figure 2.1-1 C-arm X-ray fluoroscopy system (KMC-650, COMED Ltd., Republic of Korea) used in the present study.
- Figure 2.2-1 Block diagram of the digital PID control process constructed in the present study.
- Figure 3.1-1 Electronic circuit diagrams based on ATmega128 Micro-Controller
- Figure 3.1-2 Constructed digital controller based on ATmega128.
- Figure 3.1-3 Experimental C-ARM system employing the ATmega128 based digital controller.

Figure 3.2-1 Tube potential control signal (kVp CTR - black line) triggered by a video frame signal (CCU FD - red line).

Figure 3.2-2 Feedback potential (HFG kVp - red line) and current (HFG mA - black line) of the tube in the X-ray generation unit.

Figure 3.3-1 A photograph of the water phantom used in the present study. The rectangular size of the phantom is 25(width)* 25(length) * 30(height) (10 - 27 variable) in cm.

Figure 3.3-2 Automatic brightness signal for various height of water phantom without using the automatic brightness controller.

Figure 3.3-3 Time delay of the automatic brightness signals for various heights of the water phantom without using the automatic brightness controller.

Figure 3.4-1 Automatic brightness signals generated by the P controllers with values of K_p 0.1, 0.06 and 0.05.

Figure 3.4-2 Automatic brightness signals generated by the PI controllers with values of K_i 0.2, 0.05, 0.025 and constant value of K_p 0.05.

Figure 3.4-3 Automatic brightness signals generated by the PID controllers with the two values of K_d 0.025 and 0.05 and fixed values of K_p 0.05 and K_i 0.05.

Figure 3.4-4 Comparison of the automatic brightness signals generated by P ($K_p=0.05$), PI ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$) and PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$).

Figure 3.5-1 Automatic brightness signal (upper panel - CC ABS) and x-ray tube potential control signal (lower panel - kVp CTR) generated by the conventional comparison controller.

Figure 3.5-2 Automatic brightness signal (upper panel - ABS) and x-ray tube potential control signal (lower panel - kVp CTR) generated by the PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$)

Figure 3.5-3 The automatic brightness signals generated by the PID controller ($K_p=0.05$, $K_i=0.05$, $K_d=0.05$) in contrast to that by the conventional comparison controller.

참고 문헌

Atmel Corporation (2003). ATmega128/128L 8-bit Microcontroller Datasheets, 2325 Orchard Parkway San Jose, CA 95131 USA.

Benjamin C K (1998). Automatic Control Systems, 청문각: 서울, 671-678.

NICAL S.p.A. (2005). CCD Camera N23 Service Manual, Via Soffredini, 43, 20126 - Milano, ITALY.

REILLY and SUTTON (2001). A computer model of an image intensifier system working under automatic brightness control The British Journal of Radiology, 74, 937-948.

<http://www.radiology.or.kr/about/about.html>.

방사선기기학교육연구회 (2007). 의료용 방사선기기학(I,II), 대학서림: 서울.

윤택용 (2004). AVR ATmega128 마스터, Ohm사: 서울.

허준 (1994). 방사선화상기술학실험실습, 대학서림: 서울, 9-11.

Abstract

A real-time C-arm x-ray fluoroscopy system converts the x-ray transmitted through the human body into an image using an image intensifier and sheds the image on the TV monitor using a CCD camera. An automatic brightness control (ABC) implemented in the C-arm x-ray fluoroscopy system minimizes x-ray dose using the brightness signal from the CCD camera. An existing ABS makes use of a technique compensating through the signal detection in every sampling time and suffers from shortcomings of delaying image construction due to slow system response as well as of increased x-ray dose. In order to improve the existing ABS, the present study has proposed a digital proportional integral derivative (PID) controller based on ATmega128 micro-controller which was implemented to an experimental C-arm fluoroscopy system to test its performance. The experimental results with a phantom of the human waist shows that the digital PID controller, in comparison with a conventional comparison controller, has shorten by 0.25 sec the time to reach the level of the first steady state and has reduced by 1.78 V in the overshoot and also has shorten by more than 1 sec to get to the steady state. In conclusion, the ABC based on the PID control technique uses x-ray dose less than an existing method but is expected to offer high quality of images.

Keywords: C-ARM, X-ray, Automatic Brightness Control (ABC), PID control, ATmega128, X-ray dose

감사의 글

불혹의 나이를 지나서 어렵게 선택한 학업의 길이 어느 듯 한 고개를 넘어 학위과정의 마침표를 찍을 수 있게 되었습니다. 돌이켜보면 아쉬움도 남고, 후회스러운 일도 많은 2년이라는 시간이었지만, 나름대로 많은 것을 보고, 배울 수 있었던 소중한 시간이었습니다. 무엇보다도 이 길을 선택하지 않았다면 만날 수 없었던 훌륭한 교수님들과 선배님들 그리고 동기생들과의 소중한 인연을 만들 수 있었던 것이 가장 큰 행복이었으며 이 감사의 글로써 그 고마움을 전하고 싶습니다.

먼저 모든 것이 부족한 저를 위해서 물심양면으로 지도해주신 최 민주 교수님께 저의 작은 마음이나마 고마움을 깊이 새겨 교수님께 드립니다. 아울러 주임 교수님이었던 박 전홍 교수님, 이 광만 교수님, 김 경연 교수님, 팽 동국 교수님, 그 외 의공학과정의 교수님들께도 부족한 학생을 이끌어 주신 은혜에 깊은 감사의 마음을 드립니다.

그리고 많은 인원은 아니지만, 한분 한분 그 능력이 출중하시고, 그분들이 있어 더욱 더 좋은 학과가 될 수 있었던 이 경성 교수님, 박 경규 선생님, 홍 인실 박사님, 문 상돈 선생님, 안지레디 선생님, 양 정화 선생님께도 깊은 감사를 드리며 무엇보다도 학과의 굵은일은 도맡아하시고, 부족한 후배들 챙겨 주시면서도 늘 웃음을 잃지 않으셨던 복 태훈 선생님, 강 관석 선생님께도 깊은 감사의 마음을 전합니다. 또한 연구에 정진할 수 있도록 격려와 도움을 아끼지 않으셨던 (주)코메드 이 자성사장님, 늦은 밤까지 함께하며 고생하며 연구를 도와준 정 재업님께도 특별한 감사의 말씀을 올립니다.

특히, 학업을 시작할 때 우리는 꼭 같이 마쳐야한다고 다짐하면서 늘 서로에게 힘이 되어주었던 나의 동기 김 상희 선생님, 조 성찬 선생님께도 그 약속을 지켜 고마움을 전할 수 있게 되어 너무나 기쁩니다.

끝으로 늦게 시작하여 어렵고 힘든 학위 과정을 끝없는 사랑으로 격려하고 지켜 보아준 아내 김 치순과 언제나 믿음직스러운 큰딸 예나, 애교쟁이 둘째 유나, 복덩이 셋째 세나에게 하늘보다 넓고 높은 아빠의 사랑과 함께 이 논문을 바칩니다.