

영상증배관을 이용한 실시간 영상획득시스템과 위치오차검증 Real Time Image Acquisition System using a Image Intensifier and Position Error Verification

이동훈*, 김남훈, 정종범
D. H. Lee, N. H. Kim, J. B. Jung,

요 약

본 연구에서는 포터블 형 X-ray 발생장치를 제작하였고, 제작된 발생장치로부터 영상증배관을 이용하여 실시간 영상획득시스템 구축하였다. 획득된 영상으로부터 인공관절 위치가 초기 영상과 차이가 있는지를 검증할 수 있는 실시간 위치오차검증 시스템을 개발하였다. 패턴 매칭 기법을 이용하여 간단히 기준영상에서 관심영역 부위의 템플릿영상을 추출하여 비교하고 싶은 비교영상과 비교하여 본 결과 500-1000점 사이의 유사도를 수치로 표시하여 유사정도를 알 수 있었고, x, y 위치와 차이가 나는 각도를 표시해 줌으로써 실시간 위치오차검증이 가능함을 알 수 있었다. 본 시스템은 포터블형이며, 자체 차폐시설을 갖추고 있다. 조사장치의 출력도 1kw의 소형으로 제작되어 이동형으로 사용할 수 있으며, 산업용의 비파괴분야 및 의료기관이 없는 외진 곳에서 발생된 응급환자의 경우 손, 발과 같은 작은 부위의 진단용 분야 등에 활용할 수 있는 유효성을 보여주었다.

ABSTRACT

In this study, a portable x-ray generator was manufactured and a real-time image acquisition system was constructed using the image intensifier from the generated generator. We have developed a real - time position error verification system that can verify whether the artificial joint position is different from the initial image from the acquired image. The template image of the region of interest is extracted from the reference image using the pattern matching technique and compared with the image to be compared. As a result, It is shown that real - time position error verification is achieved by displaying the difference angle. This system is portable type, has a self-shielding facility, and the output of the irradiation device can be manufactured in a small size of 1kw and can be used as a portable type. In case of emergency patients in the non-destructive field for industrial use, It has proved effective for use in small areas such as feet.

Keyword : X-ray Generator, LabVIEW program, Pattern matching, Machine vision, Image Intensifier

1. 서론

물품검사에는 주로 광학적인 검사가 많이 시행되고 있다. 광학검사의 경우 대부분 물품의 표면만을

검사하기 때문에 물품 내부적인 결함은 검사하기 어렵다. 본 논문에서는 이를 보완하기 위한 방법으로 물품의 내부까지 들여다 볼 수 있는 X-ray를 이용하고 있다. X-ray는 1895년 뢰트겐이 발견한 이후 의학 및 산업분야에서 그 사용범위는 점점 확대되고 있다. 병원에서 환자 진단용으로 촬영하거나, 동물의 건강 상태를 진단하기 위해서도 촬영하고, 또한, 공항 등에서 내부물품 검사 및 다양한 산업분야에서 내부 결함을 찾기 위한 비파괴검사용으로도 다양하게 활용되고 있다. 본 논문에서는 X-선을 투과해 인체내부를 확인할 수 있는 X-선 영상 촬영장치를 소형화하고, 이동 가능한 형태로 제작하고

접 수 일 : 2017.09.25

심사완료일 : 2017.10.31

게재확정일 : 2017.11.22

* 이동훈 : 동명대학교 의용공학과 교수

ldh5522@tu.ac.kr (주저자, 교신저자)

김남훈 : 동명대학교 의용공학과 학사과정

kdc2450@naver.com (공동저자)

정종범 : 동명대학교 의용공학과 학사과정

hot805@naver.com (공동저자)

※ 이 논문은 2017학년도 동명대학교 교내학술연구비 지원에 의하여 연구되었음(2017F013)

자체 차폐기능도 갖춘 영상증배관을 이용한 실시간 영상획득시스템을 구축하였다. 이를 통해, 환자의 내부 상태를 확인할 수 있는 영상을 획득하여, 인공관절 등 삽입된 보형물이 손상되거나 치료된 정도의 결과를 비교, 판단하는데 도움을 줄 수 있는 시스템에 대해 연구하고자 하였다.

X-ray 장치는 보편적으로 필름(Flim)을 이용하여 영상을 판독한다. 하지만 이러한 방식은 필름을 장착, 조사, 운반, 현상, 판독까지의 시간과 비용이 많이 소요된다는 단점이 있다[1,2]. 대량 생산을 목적으로 하는 산업분야의 물품검사 자동화 시스템에 실질적으로 적용하기 위해서는 빠른 영상획득과 판독시간이 요구되기 때문에 필름 X-ray 시스템은 적절하지 않으며, 위와 같은 필름 X-ray 시스템의 단점을 보완하기 위해 영상을 디지털 영상으로 변환하여 획득할 수 있는 영상증배관(Image Intensifier) 시스템이 많이 사용되고 있다. 이러한 방식으로 획득한 디지털 영상은 아날로그 영상에 비해 컴퓨터를 이용할 수 있기 때문에 영상 정보 기록장소가 적어지며, 빠른 영상처리가 가능하다. 영상처리를 통한 영상의 다양한 조작이 가능해 디스플레이의 유연성을 통해 병원의 방사선과나 치과 등의 의료 방사선뿐만 아니라, 훼손된 문화재의 내부 상태 확인, 다양한 산업분야 등에서 비파괴검사를 통한 안전 진단을 시행하는 곳에서도 안전성과 시간, 경제적인 부분에서의 문제점이나 상태 등을 판단하는데 중요한 영향을 미치는 판독효율의 증대까지 기대할 수 있다[3-6]. 또한, 디지털 영상은 전화선이나 인공위성 등을 이용한 통신 네트워크를 통해 원거리로 신속한 영상 전송이 가능하여 상호 정보교환을 할 수 있기 때문에, 필름 현상 및 운반 작업단계의 생략으로 시간과 비용의 효율성을 높일 수 있어 병원의 PACS(Picture Archiving and Communication System)에 많이 적용되고 있다[7-10].

획득된 영상으로부터 영상처리를 통해 자동으로 인공관절 등 위치 오차 검증을 수행할 수 있으면 진료에 도움을 줄 수 있을 것이다. 병원에서 사용하는 X-선 촬영은 환자의 상태나 해당 부위에 따라 검사 주기 혹은 X-선 촬영 후 영상의학과 전문의가 판독을 하고 있다. 그러나 영상전문가가 없는 병원이나 외부에서 발생한 응급환자의 경우 등에 전문의가 아닌 의료관계자가 내부 상태의 확인 및 인공관절위치 변화여부 등을 판단할 근거를 제시해 준다면 위치 오차 검증 프로그램은 편리한 경우가 있게 된다. 또한, 전문의가 객관적인 판독을 하는 과정에 있어서도 환자의 인공관절 상태 점검을 위한 촬영결과물이 많아질수록 모든 변화를 비교하여 분

석하기가 어려워 질 수 있으므로 영상전문가에게도 객관화된 위치 검증자료를 제공하는 것은 정밀검진에도 필요하게 된다.

본 논문에서는 소형화된 Portable X-선 장치를 구축하고 발생된 X-선을 현장에서 실시간 검사할 수 있도록 영상증배관을 이용하여 영상을 획득하였다. 획득된 영상을 통하여 내부 상태를 파악할 수 있을 뿐만 아니라, LabVIEW-Vision 패턴매칭을 이용한 영상처리기술을 통하여 검증하고자 하는 부위의 위치와 각도 차이를 구별하여 원래 기준영상과 비교하여 위치에 변화가 있는지 검증하고자 하였다.

2. 본론

2.1 Portable X-ray 발생장치 특성

X-ray 발생장치는 AC 110/220V 50~60Hz를 공급받아 X-ray 발생용 TUBE(0711SB)에 고전압 및 필라멘트에 히터 전압을 공급하여 X-ray를 발생시키는 발생장치이며, 고주파 인버터 방식의 최대 70 kV, 1.0 kW의 HFG(High Frequency Generator)이다. 이 전원은 아래 그림 1처럼 두개의 Unit로 구성되어 있는데, 고주파 드라이버 Unit와 고전압 및 X-ray 발생 Unit인 TANK로 구성되어 있다. 표 1은 발생장치의 주요사양을 나타내고 있으며, 국내 POSKOM사의 PX-20HF 모델을 사용하였다.

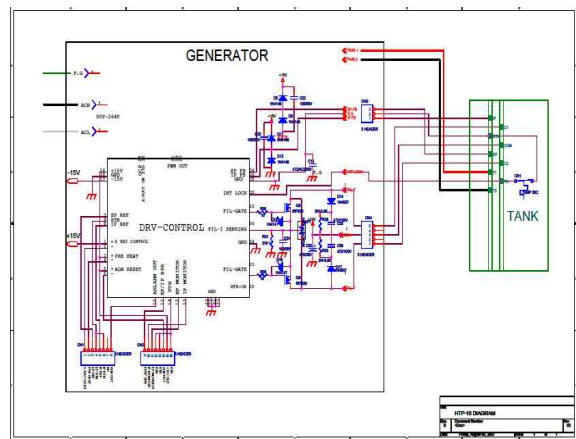


그림 1. X-ray 발생장치의 회로도
Fig.1. Circuit diagram of X-ray generator.

표 1. X-선 발생장치 특성

Table 1. The Characteristics of X-ray generator.

번호	항 목	사 양
1	관 전 압	50~70 kV 연속 가변
2	관 전 류	0.5~1.5mA
3	최대출력	1.0 kW
4	사용시간	0~2 분 이내 DUTY = 1:30 이상
5	리 플	10% 이내
6	전압, 전류 안정도	±3% 이내
7	전압 상승시간	10 ms 이내 (75% 상승시까지)
8	고압발생 주파수	40 kHz
9	FILAMENT 전원	3.6V 3.1A
10	FILAMENT 주파수	20 kHz

2.2 X-ray 발생 동작 Time Table

그림 2에서처럼 X-ray 발생장치에서 각각의 인터페이스 신호 별 X-ray가 조사되는 시간별 동작하는 Time Table을 살펴보면, Pre Heat 신호 On 후, 1.5s 에서 필라멘트의 예비 가열이 완료되고 고전압 On Stand-By 상태가 된다. 이 후 고전압 On-Off는 X-Ray Con 신호 ON 에서 고전압이 발생한다. 또한, X-Ray Con 신호 Off 에서 고전압 발생을 정지하게 된다. 관전압, 관전류 및 조사시간은 제어 전압 X-Ray On 0.5s(최소) 이전에 설정 전압이 인가 되어 있어야 조사가 가능하게 된다. 관전압 모니터링전압 3.5V는 실제 관전압 70kV을 나타내며, 관전류 모니터링 전압 0.5V는 실제 관전류 1.0mA를 나타냄을 보여주고 있다. 그림으로, 이를 기반으로 모니터링 표시장치를 설계하여야 한다.

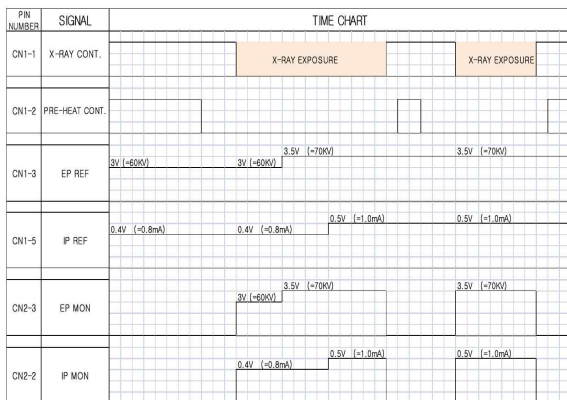


그림 2. X-ray 발생장치의 타임차트
Fig. 2. Time chart of X-ray generator.

2.3 X-ray 발생 장치 제어를 위한 인터페이스 특성

표 2는 X-ray 발생장치를 위한 인터페이스를 나타내고 있다. 표에서 보는 것처럼 CN1 인터페이스부는 X-ray 발생신호, 고압튜브의 필라멘트 가열신호, 관전압, 관전류 제어신호 및 튜브에 이상이 있을 때 발생하는 알람신호를 위한 인터페이스부로 구성되어 있다. 또한 CN2 인터페이스부는 관전류 및 관전압이 튜브내에서 이상이 있을 때 발생하는 알람신호와 관전압, 관전류 모니터링 신호를 위한 인터페이스 신호 및 이상시 발생된 알람신호를 제거하는 리셋신호 등으로 구성되어 있다. 이런 인터페이스 특성에 맞추어 발생장치 제어장치를 설계하였다.

설계된 제어장치는 X-ray On SW를 누르게 되면 릴레이를 통해 X-ray 조사시간을 담당하는 타이머가 동작하여 0.5s 등 설정된 시간 동안만 방사선이 발생되도록 구성하였다. X-ray 조사는 보통 X-ray 장비가 갖추고 있는 것처럼 두 스텝의 스위치를 사용하여 1단을 누르면 Pre-heat SW에 신호가 가서 튜브의 필라멘트를 가열하여 가속될 열전자를 방출하게 된다. 이때 제어장치 판넬에도 필라멘트가 가열되고 있다는 표시를 위해 가열램프가 ON되게 구성하였다. 이후 2단 스위치를 누르면 관전압이 튜브에 공급되면서 발생된 열전자는 타겟에 부딪치게 되고 이때 약 1%만이 X-ray로 변환하여 발생하게 된다. 나머지는 열로 방출된다. 이때 조사램프도 ON되게 구성하여 표시하였다. 관전압과 관전류를 7-세그먼트 디스플레이에 표시하기 위해서는 인터페이스에서 나오는 모니터링용 신호를 7-세그먼트 디스플레이 전압으로 상향 조정하였는데, 실제 관전압 크기 전압으로 표시하기 위해서 신호 컨디셔닝은 OP-Amp 증폭기를 사용하여 조정하였다.

표 2. X-ray 발생장치의 인터페이스 신호선
Table 2. Interface signals of X-ray generator.

PIN NO.	신 호 명	Active	VOLTAGE	COMMENT
1	X-RAY CONT.	LOW		INPUT
2	PRE-HEAT CONT.	LOW		INPUT
3	EP REF		1V=20KV	OP AMP INPUT
4	EP RTN		GND	
5	IP REF		1V=2mA	OP AMP INPUT
6	IP RTN		GND	
7	N.C			
8	ALM OUT	LOW		ALARM OUTPUT

PIN NO.	신 호 명	Active	VOLTAGE	COMMENT
1	EP/IP OVER	LOW		OVER OUTPUT
2	IP MON		1V=20KV	OUTPUT
3	EP MON		1V=2mA	OUTPUT
4	RTN		GND	
5	RTN		GND	
6	ALM RST	LOW		OVP,OCP RESET
7	+15V OUT		+15V	OUTPUT
8	RTN		GND	

2.4 X-ray 발생 장치 원격제어를 위한 UI 구성

X-ray 발생 장치는 원격 제어도 가능하도록 NI LabVIEW 기반 모니터링 UI를 구성하였다. 컴퓨터 인터페이스는 DI 8채널, DO 8채널, AI 16 채널 및 AO 2채널을 갖추고 있는 NI DAQ 6251을 사용하였다. X-ray발생장치와 컴퓨터 인터페이스 신호는 TLP 551 옵토커플러를 사용하여 컴퓨터부와 X-ray 발생 인터페이스부를 광으로 분리하여 인터페이스단의 전기적 안전을 도모하였다. 그림 3은 LabVIEW 프로그램으로 개발한 모니터링 화면을 보여주고 있다. UI에는 관전압, 관전류 및 조사시간을 설정할 수 있는 컨트롤 부분과 관전압, 관전류 모니터링 및 필라멘트 가열 램프, X-ray 조사 램프 등으로 구성되어 있다. 그림 4는 NI DAQ 6251 H/W 인터페이스 구성모습을 보여주고 있다.



그림 3. X-ray 발생기의 제어판
Fig. 3. Control panel of X-ray generator.

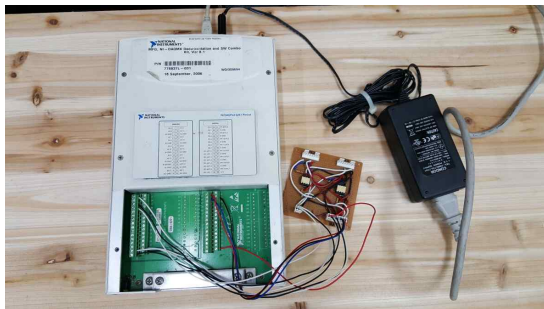


그림 4. 컴퓨터와 X-ray 발생기 간의 DAQ 6251 인터페이스 장치
Fig. 4. Device of DAQ 6251 interface between computer and X-ray generator.

2.5 영상증배관을 이용한 실시간 X-ray 영상 획득 H/W 시스템

그림 5에서 보여주는 것처럼, 영상증배관을 이용한 실시간 X-ray 영상 획득 H/W 시스템은 X-ray

발생장치와 영상증배관으로 주로 이루어져 있다. 휴대용 X-선 발생장치에서 X-선을 조사하게 되면, X-선이 영상 증배관(Image Intensifying Tube)의 신틸레이션(scintillation)에 조사되고 여기서 가시광선으로 변환된다. 그 후, 광전관(photocathode)에 의하여 빛이 다시 전자로 변환되고, 변환된 전자가 주변의 초점 회로 (focusing electrode)를 통해 모이게 된 후, 광전관과 양극(anode)사이 에 걸린 DC전압에 의하여 가속된다. 이때 형광 물질이 분포되어 있는 Screen에 전자가 도달하게 되면 다시 가시광선의 이미지로 재현된다. 최종 발생된 빛은 영상획득 장치 내부에 장착된 CCD(Charge Coupled Device) 카메라(camera)와 영상획득 보드(IMAQ A6822, National Instruments, USA)로 전송된 후 디지털 영상으로 변환된다. 최종 영상은 PC 모니터의 사용자 인터페이스(User Interface)에 실시간으로 보여 지게 된다. 그림 6은 제작된 X-ray 발생장치와 영상증배관을 이용한 영상획득시스템은 사용할 때마다 방사선이 노출됨으로 0.8mm의 납으로 자체 하우징을 제작하여 방사선을 자체 차폐하도록 구성한 모습이다. 이를 통해 방사선 조사시 외부에서 누설선량은 1% 미만으로 측정되어 매우 안전하게 차폐됨을 알 수 있었다.

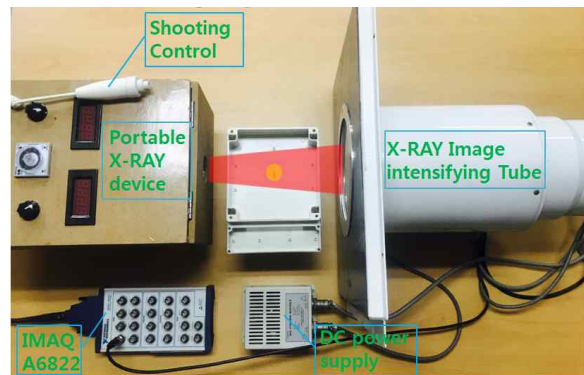


그림 5. 영상획득 H/W 시스템
Fig. 5. H/W system of image acquisition.



그림 6. 영상획득 H/W 시스템의 하우징
Fig. 6. H/W system housing of image acquisition.

2.6 Machine Vision을 이용한 영상처리 방법

개발된 X-ray 조사장치와 영상증배관을 통해 실시간 획득된 X-ray 영상의 영상처리는 NI Vision Assistant(National Instruments, USA)를 이용하여 수행 하였다. 획득된 영상은 먼저 Corlor Plane Extraction를 이용해 최초 획득한 16bit 영상을 8bit 흑백영상으로 변환시키고 영상에서 위치오차를 검증할 부분을 템플릿(template)으로 설정하게 된다. 전체 영상 중 영상처리가 필요한 부분만의 영상분석영역을 지정하는 ROI(Region of Interest)를 지정하였다. 이렇게 지정된 관심영역 내에서 템플릿 영상과 비교영상을 패턴매칭(Pattern matching) 기법을 사용하여 영상유사도, 위치오차와 각도 오차 등 차이가 나는 부분을 검출할 수 있었다. 기준영상과 똑같은 때는 유사도 1000점(100%)으로 비슷한 정도에 따라 정량화된 값으로 결과를 얻을 수 있도록 구성하였다. 이로 인해 특수한 형태를 지닌 인체 골격이나 삽입된 인공관절이 시간의 경과함에 따라 원래의 위치와 각도 등에서 차이가 나는 정도를 측정할 수 있도록 구성하였다. Vision Assistant로 처리된 영상처리는 LabVIEW 영상처리 프로그램으로 변환될 수 있고, LabVIEW 프로그램으로 X-ray 시스템 제어 및 영상처리 결과를 통합하여 UI에 디스플레이 되게 구성하였다. 그림 7은 영상획득으로부터 위치 오차를 검출하기 까지 영상처리 과정을 보여주고 있다.

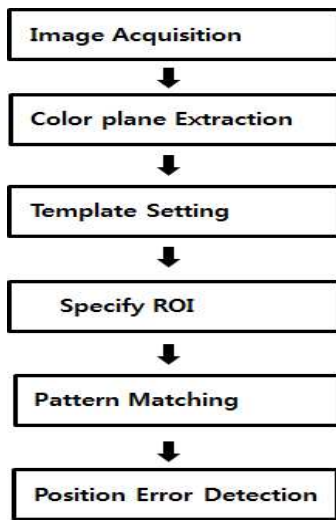


그림 7. 위치 오차검증을 위한 영상처리 기법
 Fig. 7. Image processing method for position error verification.

또한, 그림 8은 휴대형 X-ray 발생장치, 영상증배관을 이용한 영상획득 장치 및 컴퓨터 인터페이스 이후 컴퓨터에서 영상처리 과정을 실제 장치 사진과 영상처리 결과 그림으로 보여주고 있다. 최종 처리 영상도 UI 모니터링(Monitoring) 화면에 표시하고 있음을 보여주고 있다.

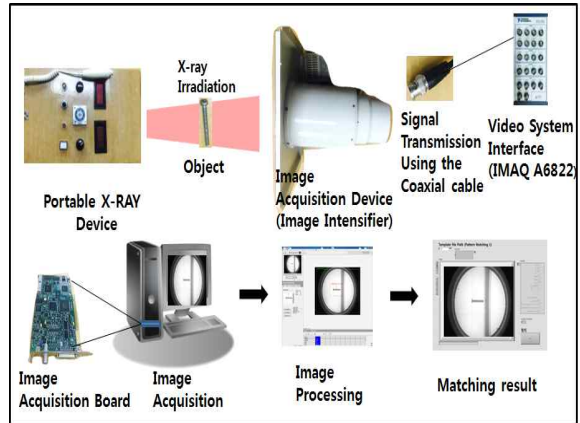


그림 8. 휴대형 X-ray 발생장치와 영상획득 장치를 통한 영상처리 모습

Fig. 8. The scene of image processing from portable X-ray generator and image acquisition device.

3. 실험 및 결과

3.1. 플라스틱 팬텀 내 나사 위치 오차 검증 실험

인공관절에 대한 영상처리로 위치오차 검증을 수행하기에 앞서, 시스템의 성능검사를 수행하기 위해 그림 9에서 보여 지는 것처럼 플라스틱 팬텀 내 나사 위치를 변경하며, 오차 검증 실험을 수행하였다. 먼저 플라스틱 팬텀 내에 나사를 부착한 후 기준영상을 찍고, 위치오차를 검증하기 위해 팬텀내의 나사 위치를 실험자가 조정한 후 비교영상을 찍어 위치 오차 정도를 영상처리를 통해 측정하도록 하였다.



그림 9. 플라스틱 팬텀
 Fig. 9. Plastic phantom.

그림 9에 보여주는 플라스틱 상자의 나사 위치 및 각도 측정은 인체 내부의 인공관절처럼 비슷한 상태를 만들기 위한 테스트용 팬텀이고 상자 내부에 수직으로 부착된 나사를 인위적으로 각도와 위치를 변하게 만들어 인체에 삽입된 인공관절 등이 시간에 따라 위치가 틀어지는 환경과 비슷한 환경을 구현하여 위치오차를 검증하기 위함 이었다.

먼저 초기상태의 영상을 획득하기 위해 나사의 각도를 0도로 수직으로 위치시킨 후 영상을 획득하였고 이를 기준 영상으로 사용하였다. 두 번째 영상은 일부러 각도와 위치를 다르게 한 후 비교영상을 획득하였다. 실험에 사용된 영상기법은 앞에서 2.6에서 언급한 영상처리 기법을 통하여 수행하였다. 패턴매칭기법을 통해 기준영상과 비교영상의 차이 나는 정도인 유사도 점수와 어느 정도의 각도 오차와 위치오차가 차이 나는지 수치로 제시하였다. 본 실험 결과 기준영상과 비교영상이 일치하면 최대 1000점으로 나타냈다. 이때, 500점 이상이어야 설정한 관심영역 ROI안에 패턴을 자동으로 분석하여 점수로 나타내며, 500점 미만이면 비교 대상이 안될 정도로 너무 많은 차이가 남으로 아예 분석되지 않게 하였다. 템플릿 영상을 이용하여 처음 기준 영상과의 패턴매칭은 같은 사진으로 위치 검증한 경우이므로, 그림 10처럼 기준 x, y 위치는 (303, 224)로, 동일한 영상임을 나타내는 유사도 1000점(100% 동일함)으로, 각도 오차는 0도로 분석결과가 나왔다. 두 번째로 인위적으로 위치를 변화시킨 후 촬영한 비교영상의 경우, 나사의 x, y 위치는 (294, 153)으로 변화되었고, 패턴매칭 결과의 원영상과의 유사도는 그림 11처럼 유사도 904.98점(90.4%의 유사도)과 각도는 337.95도로 표시되면서 위치와 각도 22.04도 오차를 검증 할 수 있었다.

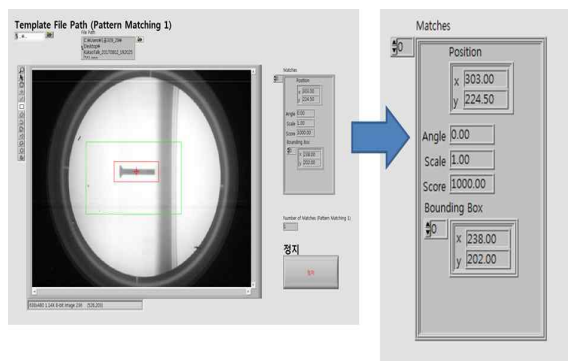


그림 10. 템플릿 영상을 이용한 플라스틱 팬텀의 기준 영상처리 결과 1
 Fig. 10. Result 1 of reference image processing of plastic phantom using a template image.

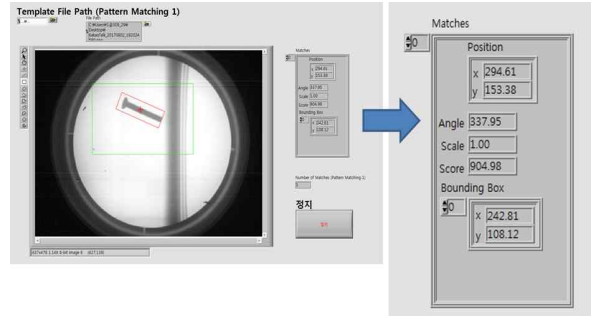


그림 11. 템플릿 영상을 이용한 플라스틱 팬텀의 비교 영상처리 결과 2
 Fig. 11. Result 2 of comparison image processing of plastic phantom using a template image

3.2. 인공관절의 위치오차 검증 실험

본 실험에 사용된 인공관절 영상은 인터넷을 통해 입수된 영상을 이용하여 개발된 영상처리기법을 적용하여 수행하였다. 그림 11의 왼쪽에 있는 템플릿 영상1은 인공관절의 위치오차를 검증하기 위해서 좌측의 기준 영상에서 획득한 템플릿 영상이다. 그림 12는 기준영상에서 수집한 템플릿 영상1 임으로 당연히 동일하다는 점수인 유사도 1000점과 각도 오차는 0도로 표시하고 있다. 그림 13의 오른쪽 사진은 왼쪽의 기준영상과 비교하기 위한 비교영상이다. 비교 영상은 인공관절이 틀어져 있고, 이를 기준 템플릿 영상1로 패턴매칭하여 오차정도를 비교영상에 적용하였을 경우 유사도는 653.52로 각도는 0.24 오차가 남을 판별할 수 있었다.

계속해서, 다른 템플릿 영상2, 3을 설정하여 실험을 반복하였다. 그림 14는 기준영상에서 수집한 템플릿 영상2임으로 당연히 동일하다는 점수인 1000점과 각도 오차는 0도로 동일하게 표시하고 있으며, 그림 15는 왼쪽의 기준영상에서 발췌한 기준 템플릿 영상2를 비교영상에 적용하였을 경우 유사도는 875.82로 각도는 1.57도 오차가 남을 판별할 수 있었다.

그림 16도 기준영상에서 수집한 템플릿 영상3으로 기준영상에 적용한 유사도는 1000점으로 각 오차는 0도로 표시하고 있다. 그림 17은 왼쪽의 기준영상에서 발췌한 기준 템플릿 3을 오른쪽 비교영상에 적용하였을 경우 유사도는 504.3로 각도는 3.17도 오차가 남을 판별할 수 있었다.

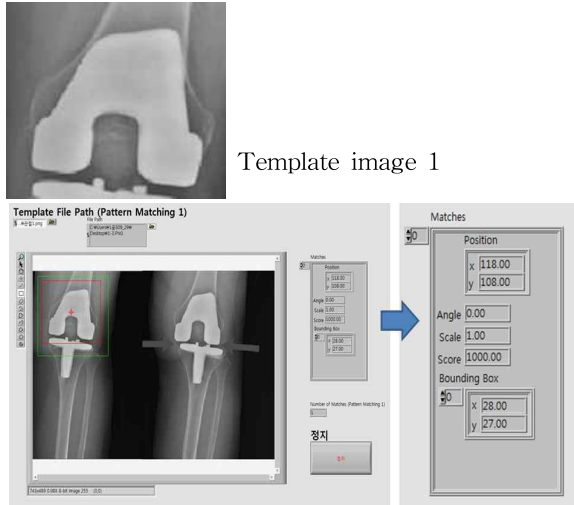


그림 12. 템플릿 영상 1을 이용한 인공관절의 기준 영상처리 결과 1
 Fig. 12. Result 1 of reference image processing on artificial joint using a template image 1.



그림 13. 템플릿 영상 1을 이용한 인공관절의 비교 영상처리 결과 1
 Fig. 13. Result 1 of comparison image processing on artificial joint using a template image 1.

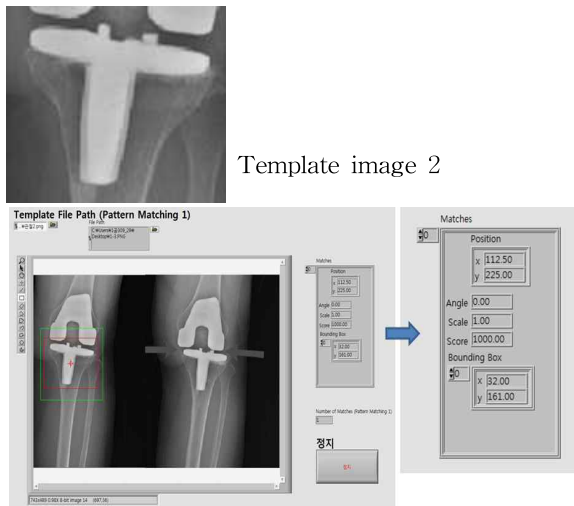


그림 14. 템플릿 영상 2를 이용한 인공관절의 기준 영상처리 결과 2
 Fig. 14. Result 2 of reference image processing on artificial joint using a template image 2.

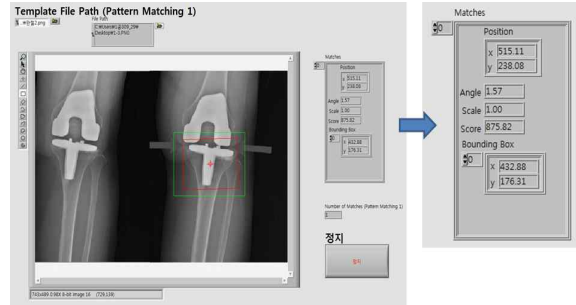


그림 15. 템플릿 영상 2를 이용한 인공관절의 비교 영상처리 결과 2
 Fig. 15. Result 2 of comparison image processing on artificial joint using a template image 2.

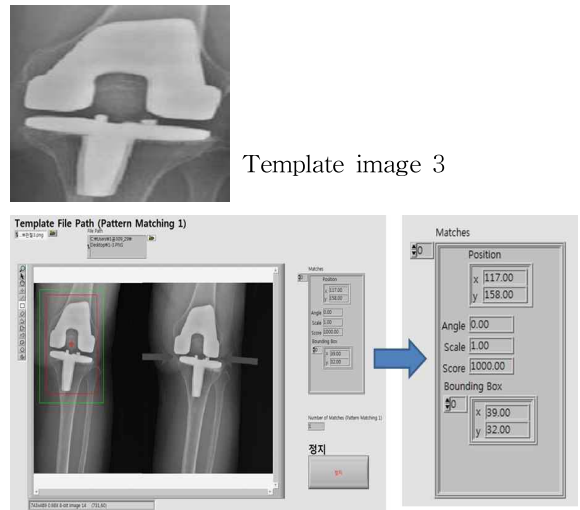


그림 16. 템플릿 영상 3을 이용한 인공관절의 기준 영상처리 결과 3
 Fig. 16. Result 3 of reference image processing on artificial joint using a template image 3.

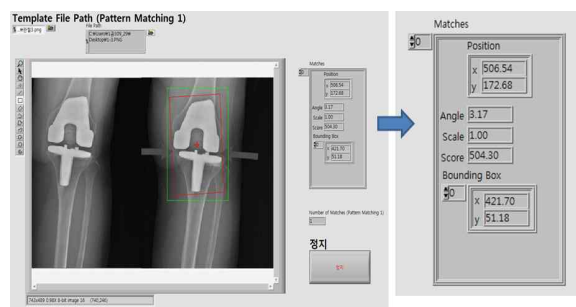


그림 17. 템플릿 영상 3을 이용한 인공관절의 비교 영상처리 결과 3
 Fig. 17. Result 3 of comparison image processing on artificial joint using a template image 3.

4. 결론

본 연구에서는 포터블 형 X-ray 발생장치를 제작

하였고, 제작된 발생장치로부터 영상증배관을 이용하여 실시간 영상획득시스템 구축하였다. 획득된 영상으로부터 인공관절 위치가 초기 영상과 차이가 있는지를 검증할 수 있는 실시간 위치오차검증 시스템을 개발하였다. 패턴 매칭 기법을 이용하여 간단히 기준영상에서 관심영역 부위의 템플릿영상을 추출하여 비교하고 싶은 비교영상과 비교하여 본 결과 500-1000점 사이의 유사도를 수치로 표시하여 유사정도를 알 수 있었고, x, y 위치와 차이가 나는 각도를 표시해 줌으로써 실시간 위치오차 검증이 가능함을 알 수 있었다. 본 시스템은 포터블형이며, 자체 차폐시설을 갖추고 있다. 조사장치의 출력도 1kw의 소형으로 제작되어 이동형으로 사용할 수 있으며, 산업용의 비파괴분야 및 의료기관이 없는 외진 곳에서 발생한 응급환자의 경우 손, 발과 같은 작은 부위의 진단용 분야 등에 활용할 수 있는 유효성을 보여주었다.

REFERENCES

[1] H. S. Kim, "Design and Implement of Medical Image Management System through Digitizing of Data X-ray Film," M.S. dissertation, Jeju University, 2003.

[2] M. J. Lee, K. H. Lim, "Calculation of Costs on X-ray Film Processing," in Proceeding of the 29th Korea radiation technology association, Korea, pp. 119-124, 2006.

[3] J. Taaffe, "Digital image archive : Using statistical- caching techniques," Applied Radiology, Jan. 1988.

[4] H. Handmaker, J. L. Bennington, R. W. Lloyd, R. A. Caspe, "Medical image telecommunication," in Nuclear medicine annual, edited by Freeman L M and Weissman H S, New York, Raven Press, pp. 227-245, 1986.

[5] M. Yaffe, J. Rowlands, "X-ray detectors for digital radiography," Physics in Medicine and Biology, vol. 42, pp. 1, 1997.

[6] S. P. Jang, Y. M. Park, S. J. Hahn, "The Improvement of the Reading Efficiency for X-ray Photographs by Exposure and Development Techniques," AURA, no. 25, pp. 58-65, 2011.

[7] J. A. Orlin, I. Tal, J. A. Parker, et al, "Evaluation of routine telephone transmission of nuclear medicine studies," Clin Nucl Med, vol. 14, no.

22, 1988.

[8] C. S. Koh, M. C. Lee, J. K. Chung, et al, "Comparison of Interpretations between Digital Image and Analogue Image in Liver Scintigraphy," Korean J Nucl Med, vol. 23, no. 2, 1989.

[9] I. S. Cho, H.S. Kwon, "Efficient Sharing System of Medical Information for Interoperability between PACS System," Journal of The Korean Institute of Maritime Information and Commucation Sciences, vol. 13 no. 3, 2009.

[10] H. J. Kim, C. L. Lee, "PACS and Medical Imaging Display Systems," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, vol.25, no.1, 2008.



이동훈(Dong-Hoon Lee)

2006년~현재 동명대학교 의용공학과 교수
 1988년~2006년 원자력의학원 책임연구원
 2001년 인하대학교 전자공학과 (박사)
 1993년 인하대학교 전자공학과 (석사)
 1987년 인하대학교 전자공학과 (학사)

Interest: Bio-medical system, medical radiation machine, HMI



김남훈(Nam-Hoon Kim)

2018년 2월 동명대학교 의용공학과 졸업 예정(학사)

Interest: rehabilitation engineering, medical machine



정종범(Jong-Beom Jeong)

2018년 2월 동명대학교 의용공학과 졸업예정(학사)

Interest: rehabilitation engineering, medical machine