

CCD 카메라를 이용한 디지털 X-ray 개발과 영상처리에 관한 연구

*정재상, 강용철, 황보승
호남대학교 전기전자공학과

image processing and development of digital X-ray using CCD Camera

JaeSang Jeong, YongCheol Gang, Soung HwangBo
Dept. of Electrical eng, Honam University

Abstract - 기존의 X-ray System을 보면 방사선 소스와 방사선을 가시광선으로 변환시키는 형광판, 그리고 이 발광된 빛을 증폭시키는 작용을 하는 영상 증배관과 필름으로 구성된다. 이에 따른 시스템의 부피와 한 장의 필름이 나오기까지의 과정 등이 매우 번거롭다. 이 시스템을 저비용의 디지털 X-ray 시스템으로 대체함에 있어서 형광판과 디지털 CCD카메라를 이용하여 저가이면서 시스템 자체는 간소화시킨 X-ray시스템을 개발하고자한다.

X-ray이미지는 형광판의 밀도와 카메라의 분해능에 따라 그 해상도가 결정이 되지만, 이번연구에서는 8bit의 분해능에 1300×1030의 해상도를 갖는 Monochrome Digital 카메라를 사용하고, 기존 시스템에 사용되던 간접촬영용 형광판을 사용하였다. 기존시스템의 영상 증배관을 배제시켜 후처리에 중점을 두어 시스템은 간소화하고, 저비용을 실현시켰다.

1. 서 론

기존의 X-Ray는 촬영 후 필름을 통해 진단이 이루어졌다. 이 과정에서 촬영에서 진단까지 많은 시간이 소요된다. 이 시간으로 인해 환자가 제때에 진료를 받지 못하는 경우가 많았고, 또한 필름 보관과정에서의 부주의로 인한 필름 손상의 경우도 있는데, 본 논문에서 구현한 DDR(Direct Digital Radiography) X-ray 시스템은 촬영과 동시에 PC 모니터에 의료영상이 디스플레이되고 바로 진단을 가능하게 한다. 또한 필름을 사용하지 않기 때문에 필름의 손상으로 인한 오진의 가능성이 적어졌고, 데이터는 CD 등의 저장기기에 보관되기 때문에 필름보다 적은 공간에서 많은 자료를 보관할 수 있게 되었다. DDR(Direct Digital Radiography) X-ray시스템은 그 종류가 다양하지만, 본 논문에서는 그중 시스템구성이 비교적 간단하고 비용 또한 저렴한 CCD카메라와 형광판을 이용해 시스템을 구성하였으며, 영상 후처리기법에 중점을 두고, 서술하고자한다.

2. 본 론

2.1 CCD DR(Direct Digital Radiography)의 구성

시스템 X-ray소스, 형광판, photo detector, 암실, 카메라, PC로 구성된다. 최초 X-ray 소스에서 방사된 X-ray가 물체를 투과하여 X-ray에만 반응하는 형광판에서 발광을 일으키고, X-ray는 가시광선으로 변환된다. 이때의 타이밍을 동기시켜 이미지보드로 영상을 획득하게 된다. 이때 카메라를 보호하기 위해 카메라와 형광판 사이는 연유리으로써 X-ray를 차단시킨다. 또한, 형광판과 연유리, 카메라는 빛이 전혀 들어오지 않는 암실처리를 하게 된다.

여기서 형광판 발광타이밍과 이미지 보드와의 동기는 암실내부의 Photo Detector로 신호를 받고, 이를 Data Acquisition Board로 입력받아 이미지 보드의 Trigger신호로 사용한다.

photo detector의 트리거 신호는 Data 수집보드(NI PCI-6024E)의 Analog Input으로 받았고, 영상 수집은 NI PCI-1422을 이용하였다.

2.2 이미지 처리이론의 이론적 고찰

형광판에 맺힌 이미지를 그대로 스넵을 하게 되면, X-ray의 고르지 못한, 형광판의 입자밀도 등의 여러 요인으로 인해 원하지 않는 요소들이 이미지에 포함되어있다. 이러한 요소들을 제거하고 사용자가 원하는 순수 이미지만을 추출하는 것이 이미지 처리의 목적이라 하겠다. 이 장에서는 가장 널리 쓰이고, 이번 연구에서 적용시킨 이론에 대해 간략히 서술하고자 한다.

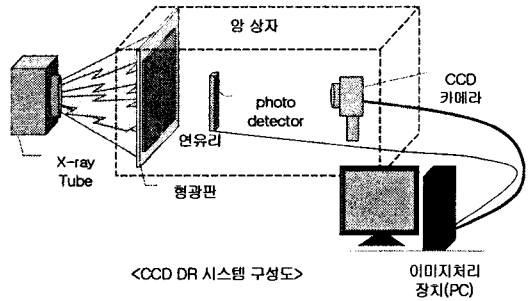


그림 1 CCD DR시스템 구성도

2.2.1 점 연산

픽셀단위 연산으로써 각 픽셀을 상수, 또는 어떤 이미지의 동일좌표의 픽셀에 대해 임의의 연산을 행하는 것을 말한다. 즉, (x,y)좌표의 u라는 픽셀에 대해 T라는 연산을 거쳐 출력 이미지의 (x,y)좌표의 v라는 픽셀을 만들어내는 것을 말한다.

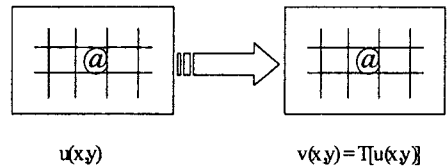


그림 2 점 연산

점 연산에는 산술, 논리연산, 이진화, Look-Up Table Mapping등이 있다.

2.2.2 히스토그램 평활화(Histogram Equalization)

히스토그램은 이미지내의 각 화소에 대한 명암 값을 고려하고, 이 값들의 분포를 나타내는 정도를 말한다. 다시 말하면, 어떤 명암 값을 갖는 화소가 몇 개가 있는가

를 표현한 것이다. 따라서 이미지가 가지고 있는 공간적 정보 즉, 이 값을 갖는 화소가 어디에 위치하는지는 알 수가 없다. 이런 히스토그램을 이용하여 명암 값의 분포가 한쪽으로 치우치거나 균일하지 못한 영상은 히스토그램 평활화를 거쳐 균일화된 명암 값을 갖는 영상으로 재구성될 수 있다. 아래 그림에서 볼 수 있듯이 그림 (a)를 평활화 하여 그림 (c)를 얻었다. 우측의 히스토그램에서 확인할 수 있듯이 그림 (a)의 히스토그램 (b)는 그 분포가 가운데로 밀집되어 있지만 평활화한 그림 (c)의 히스토그램 (d)는 (b)에 비해 골고루 분포됨을 확인할 수 있다.

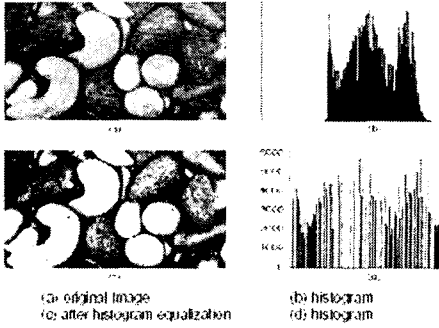


그림 3 히스토그램 평활화⁽¹⁾

2.3 X-ray 영상의 개선 및 보정

이번 연구에서는 이미지의 감도 저하의 이유로 엑스선의 분포를 고르게 해주는 grid를 사용하지 않고 영상을 획득하였다. 그렇기 때문에 형광판 표면에 발광하는 빛의 차이가 있었으며, 이에 대한 보정은 빼기연산으로 처리하였다. 먼저 아무 물체도 놓지 않은 상태의 빈 영상 A를 획득하고, 후에 찍은 영상 B를 빈 영상에서 빼기를 수행한다. 그렇게 되면 A영상과 B영상의 차 즉, 찍고자 하는 물체만이 남게 되고, 이때의 이미지는 반전된다.

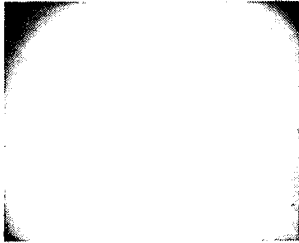


그림 4 빈 영상

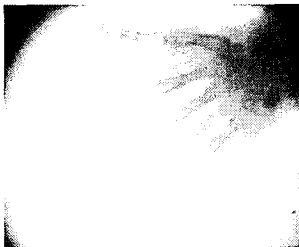


그림 6 실제영상

그림 7의 히스토그램에서 알 수 있듯이 최고 190이하로 명암이 집중되어있는 것을 알 수 있다. 여기서 각 픽셀의 값에 1.34를 곱하게 되면, 아래 그림처럼 최고 255부



그림 7 빼기연산 후 영상

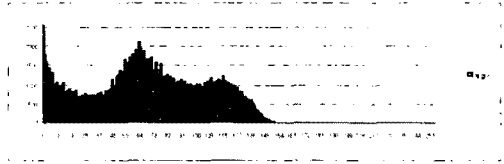


그림 8 빼기연산 후 히스토그램

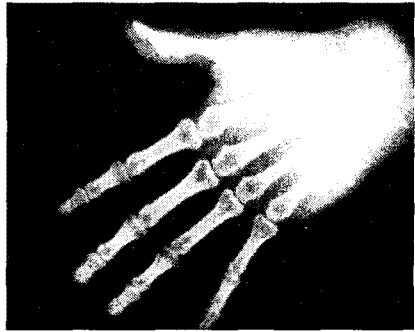


그림 9 곱하기연산을 거친 영상

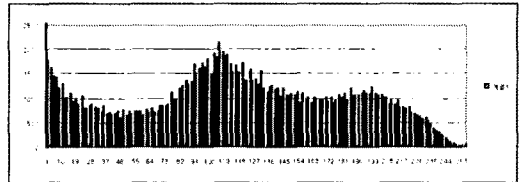


그림 10 곱하기연산 후 히스토그램

터 최소0까지 그 분포가 고르게 됨을 볼 수 있다. 그림 6에 비해 그림 8은 보다 선명하고 뚜렷한 윤곽을 가지게 된다.

주⁽¹⁾ 디지털 영상처리 이론 및 응용 (권준식 외), 2장 참조.

3. 결 론

본 연구에서 디지털 엑스레이의 간단한 시스템 구성과 몇 가지 이미지처리를 통한 엑스레이영상의 개선 및 보정을 해냈다. 현 시스템은 기존 엑스레이 보다 그 피폭량을 극히 작게 하였고, 고가의 영상 증배관을 배제시켰다. 또한, 테스트했던 엑스레이기기의 불안정성으로 인해 매년 방출되는 엑스선의 피폭량에 대한 신뢰를 하기 이

려웠다. 하지만 그 결과물은 그다지 복잡한 연산이 없어도 충분히 만족할만한 결과가 나왔다고 생각되며, 몇 가지 문제점만 보완된다면, 이미지의 월등한 향상이 뒤따르리라 믿는다.

【참 고 문 헌】

- [1] 권준식, "디지털 영상처리 이론 및 응용", 홍릉출판사, 4장 Processing in Action, 2002년 8월
- [2] 장동혁, "Visual C++을이용한 Digital Image Processing New 디지털 영상처리의 구현", 정보게이트, 5장 히스토그램을 이용한 영상분석과 향상, 2002년 8월
- [3] 김경민 외, "에지기반 히스토그램 평활화를 이용한 의료 영상의 개선", 전자공학회 논문집 제 32권, 1985년 12월
- [4] 각두영, LabVIEW:컴퓨터 기반의 제어와 계측 SOLUTION, 2002년
- [5] 장현오, 그래픽 프로그램의 이해, 에디씨 시스템, 2001년