

DR 영상 전처리 알고리즘 및 실시간 구현을 위한 하드웨어 설계에 관한 연구

장원석, 김대현, 허영
한국전기연구소

A Study on DR Image Processing Algorithm and Hardware System for Real Time Implementation

Won Suk Chang, Dae Hyun Kim, Young Huh
Korea Electrotechnology Research Institute

Abstract - DR (Digital Radiography) system will be the best candidate for next generation x-ray diagnosis system. DR system will replace x-ray film by computer monitor and provide various merits like reduced processing time, easy recording, remote diagnosis and etc.

In this paper, we propose the pre-processing algorithm which is designed to compensate dead and defected pixel for x-ray detector panel. We also designed DSP(Digital Signal Processor) based DR image processing board for real-time processing of suggested algorithm.

내 이를 필요한 전처리 후에 영상화 하게 된다.

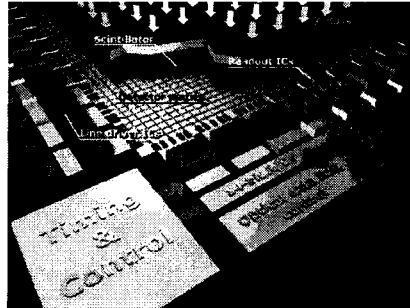


그림 1. DR 검출기의 구조

1. 서 론

최근에 개발되고 있거나 개발된 흉부 촬영용 X-ray 검출기의 사이즈는 대략 17" x 17"의 크기를 가지며 이때 검출기는 대개 수십 만에서 수백만 개의 행렬 구조로 이루어져 있어, 이 각각의 픽셀들에 저장된 X-ray 에너지를 디지털 데이터로 변환해 디지털 영상으로 만들게 된다. 따라서 검출기의 사이즈를 키우고 픽셀 크기는 줄임으로써 X-ray 영상에서 가장 중요한 요소 중 하나인 해상도를 높일 수 있다. 하지만 픽셀의 개수를 늘임으로 해서 수백만개나 되는 픽셀들의 감도 특성을 동일하게 제작하는 것은 실제로는 거의 불가능하게 되며, 이로 인해 발생되는 X-ray 영상의 비균질성은 안정성과 정확성이 생명인 의료장비에게 있어서는 치명적인 수박에 없으며 최악의 경우 의사의 오진을 유도할 수도 있다.

본 논문에서는 정상적인 픽셀에서 얻어진 데이터에 대해서는 artifact를 가하지 않고 검출기 제작 과정에서 생길 수 있는 dead pixel과, defected pixel에 의해 발생된 훼손된 데이터 값을 선택적으로 보정하여 검출기 전체의 감도특성을 균일하게 유지시켜 줄 수 있는 전처리 알고리즘을 제안하고 이를 실시간 처리하기 위한 하드웨어를 설계 하고자 한다. 2.1에서는 여러 가지 X-ray detector의 특징과 동작원리에 대해 설명하였으며 2.2절에서는 검출기 특성에 따라 발생하는 오류를 보정하기 위한 알고리즘에 대해 설명하고 성능을 검증해 보았고 2.3 절에는 제안된 알고리즘의 실시간 구현을 위한 하드웨어 설계에 대해 기술하였다. 끝으로 3장에서 연구의 결론과 향후 보완점에 대해 기술하였다.

2. 본 론

2.1 X-ray 검출기

X-ray detector는 반도체 제작 공정과 기술을 기반으로 하고 있으며 그림 1은 일반적인 DR 검출기의 구조를 나타낸 것으로 검출기에 입사된 X-ray 에너지는 scintillator 라는 부분을 통과하면서 빛으로 바뀌어지고, 이 빛이 detector matrix층을 통해서 전기적 에너지로 축적된다[1]. 이렇게 전기적 신호로 바뀐 에너지를 readout 회로에서 읽어 들여 디지털 신호로 변환한 뒤, 주 제어장치로 보

최근의 검출기는 크게 두 가지 방식으로 나눌 수 있는데 A-Si(Amorphous silicon)방식과 A-Se(Amorphous Selenium)방식이 그것이다. A-Si 방식은 detector matrix로 amorphous silicon 센서를 사용한 것이고, A-Se 방식은 detector matrix로 amorphous selenium을 사용한 것이다.

A-Si방식은 현재 가장 많은 업체에서 사용하는 방식으로 X-ray를 빛으로 바꾸어주는 역할을 하는 scintillator가 필요하며 대부분의 경우 CsI(Cesium Iodide)를 사용한다. 이 부분의 핵심은 X-ray를 빛으로 바꾸어주는 역할을 하는 CsI를 얼마나 정밀하게, 그리고 얼마나 고르게 증착시키느냐 하는 것이며, 일부는 Lanex 필름으로 대체하기도 한다. A-si 방식은 크리스탈 실리콘 웨이퍼 CCD 처럼 X-ray방사에 의해 피해를 입을 여지는 없다[2].

A-Se방식은 Direct Radiography라고도 불리는 방식으로 다른 DR 검출기의 장점을 모두 가지고 있지만, 한가지 중요한 차이점이 있는데 바로 direct변환 과정으로 빛으로의 변환 없이 X-ray 에너지를 바로 전기적인 신호로 바뀌게 된다[3]. DR 영상의 화질은 모아진 신호의 profile에 의하는데 Indirect 변환 방식은 영상의 선명도가 약간 저하되는 intermediate spreading profile을 만들어내는 빛에 의존한다. 반면 Direct 방식은 X-ray에너지를 바로 획득하기 때문에 영상의 화질을 저하시키는 중간단계 없이 바로 정확한 신호 profile이 생성된다. 하지만 A-Se방식은 제작 공정에 많은 어려움이 있으며 고전압에 의한 검출기의 특성 변화 때문에 현재 대부분의 DR 검출기 업체에서는 A-Si방식이 많이 사용되고 있다[4][5].

위와 같은 일련의 과정을 거친 뒤 마지막으로 디지털 데이터는 영상화 작업을 거치게 되는데 이때 DR에서는 특수한 목적의 몇 가지 전처리 과정을 거쳐야 한다. 먼저 X-ray의 기하학적인 문제로 검출기는 2차원의 평면이지만 X-ray source는 그렇지 못하므로 실제로 검출기에 들어오게 되는 X-ray는 각 픽셀에 수직이 아닌 비스듬한 형태로 들어오게 된다. 이 경우 검출기의 중심부에 위치한 픽셀과 주변부의 픽셀에 조사된 X-ray의 양이 같다고 볼 수 없으므로 이를 보정해줄 수 있는 전처리 알고리즘이 필요하게 된다. 또한 검출기를 아무리 정밀하

게 제작한다 해도 수 백만개에 이르는 각 픽셀들을 똑같은 특성을 가지게 하는 것은 실제로는 거의 불가능하며 이를 확장해 보면 개개의 픽셀이 아닌 개개의 검출기로도 생각할 수 있으므로 이를 보정하기 위한 전처리가 또 한 필요하게 된다[6].

2.2 DR 검출기 특성에 따른 전처리 알고리즘

DR은 의료장비이며 의료영상의 특성상 영상처리에 많은 부분에서 제약을 받는다. 특히 가독을 향상을 위한 zoom, brightness, contrast, rotate 등과 같이 의사들이 가독성 향상을 위하여 행하는 영상 후처리와는 달리 X-ray 촬영 후 최초에 얻어진 영상 정보를 정확한 영상으로 제공하기 위한 전처리 과정은 무엇보다도 인위적인 artifact를 배제하면서 dead Pixel과 defected pixel 등의 훼손된 정보들을 보정해야만 한다. 본 논문에서는 이를 위해 정상적인 영상정보에는 영향을 주지 않고 dead Pixel과 defected pixel에 대해서만 선택적으로 데이터 보정을 하여 좀 더 정확한 영상을 얻을 수 있는 전처리 알고리즘을 제안한다.

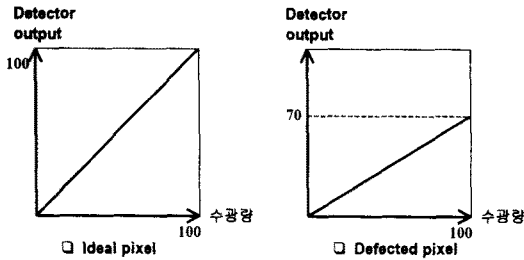


그림 2. 정상 픽셀과 Defected pixel의 감도 특성

2.2.1 검출기 특성 노이즈

앞 장에서 기술하였듯이 검출기는 수백만개의 픽셀들로 이루어져 있으며 각 픽셀들은 Thin Film Transistor(TFT)와 PIN diode등으로 이루어져 있다. 따라서 아무리 제조 과정에서 정밀하게 제작한다 해도 픽셀이 전혀 제 기능을 하지 못하는 dead pixel과 그림 2와 같이 기능은 하지만 감도 특성이 약화된 defected pixel들이 적게는 수십 개에서 많게는 수천 개까지 나올 수 있다. 이렇게 발생되는 dead pixel과 defected pixel을 영상화 하게 되면 Impulse 노이즈의 일종인 Salt and Pepper Noise의 형태로 나타나게 된다[8]. 일반적으로 Salt & Pepper 노이즈의 경우 Median 필터를 사용하여 제거하게 되는데 Median 필터를 사용하게 되면 노이즈 뿐만 아니라 손상되지 않은 실제 정보에 대해서도 적용됨으로써 실제 여러 픽셀 뿐만 아니라 X-ray 영상에서는 작은 병변의 흔적마저도 제거할 수 있다. 따라서 전체적인 영상의 에러 값은 줄어들 수 있으나 의료영상에는 그대로 적용하기 힘들다[9-11].

2.2.2 LUT(Look Up Table) 생성처리

본 논문에서 제안한 알고리즘은 검출기 특성 데이터를 calibration shot을 통해 구하여 LUT(Look Up Table) 형태로 저장한 후 이를 실제 촬영 시 적용하여 dead pixel과 defected pixel을 선택적으로 보정할 수 있도록 하였다. 그림 3 Calibration process의 Flow를 보았다. Calibration shot은 피사체가 없는 상태로 X-ray를 검출기에 조사시키는 airscan을 통해서 얻는다. 이렇게 얻은 데이터에는 dead pixel과 defected pixel에 의해서 손상된 데이터가 포함되어 있고 이를 먼저 특정 threshold값과 비교하여 dead pixel과 defected pixel로 구분하게 된다.

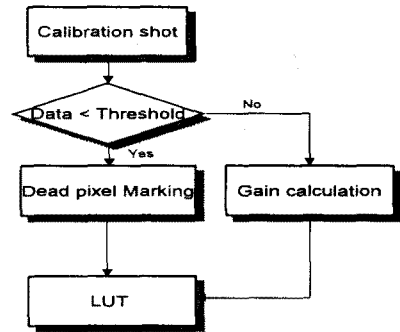


그림 3. Calibration process

dead pixel로 판명된 pixel은 특정 값으로 dead pixel marking을 하고, 그 외의 pixel들은 gain calculation에 의해 gain 값을 구한 후 gain 값을 LUT에 저장하게 된다.

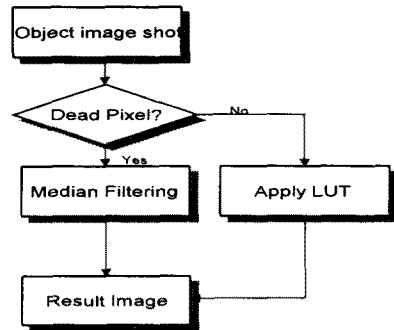


그림 4. Correction Process

따라서 calibration 과정을 거치게 되면 LUT은 검출기의 각 픽셀에 해당되는 위치에 각 픽셀의 특성 데이터를 가지게 되고 이를 다음절에서 설명할 correction process에 의해 적절한 방법으로 처리하여 훼손된 영상정보를 보정하게 된다.

2.2.3 보정 처리

실제 환자를 X-ray 촬영하게 되면 dead pixel과 defected pixel에 의해 이미 손상된 데이터가 검출기로부터 나오게 된다. 그림 4의 Flow에 따라 들어온 데이터와 같은 위치의 LUT값이 dead pixel을 의미하는 특정 값인 경우에는 이미 정보로서의 가치를 상실한 값이라고 판단되므로 Median filtering 처리를 통해 자연스러운 값으로 대체를 하고, LUT의 값이 dead pixel이 아닌 경우는 픽셀의 감도 특성에 따라 이미 계산되어진 gain값과 곱해서 round off 에러정도 만이 존재하는 거의 정상 값과 같은 값으로 대체된다. 이때 정상적인 픽셀은 gain값이 1이기 때문에 처리 과정의 영향을 전혀 받지 않는다.

2.2.4 실험결과

본 논문에서 제안한 알고리즘을 검증하기 위해 모의실험용 시뮬레이터를 제작하여 사용하였다. 제작된 시뮬레이터는 Matlab을 이용하여 작성되었으며, 입력영상으로는 X-ray로 촬영된 흉부영상을 사용하였다. 입력된 영상에 detector의 특성값인 dead pixel과 defected pixel을 첨가하기 위한 처리가 행하여지며, detector특성 처리를 통해 잡음이 첨가된 영상을 제안된 알고리즘으로 처리한후 결과영상을 얻었다. 그림 5에 원영상을, 그림 6.1에 검출기 특성 값이 첨가된 영상을, 그림 6.2에 제안된 전처리 알고리즘을 적용한 영상을 보이고 처리전과 처리후의 MSE를 그림 7에 비교하였다.

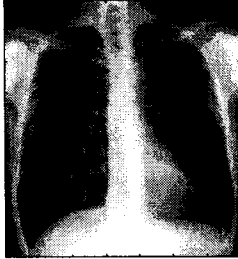


그림 5. 원영상

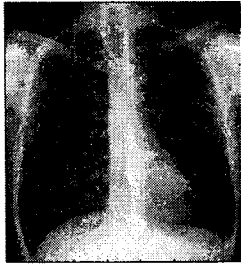


그림 6.1. 1% 잡음영상

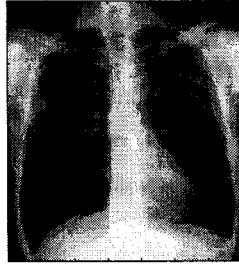


그림 6.2. 결과영상

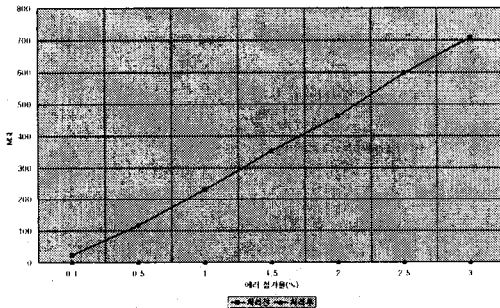


그림 7. 처리전과 처리후의 MSE 비교

2.3 실시간 구현을 위한 하드웨어 설계

최근 사용되는 검출기의 일반적인 사이즈는 17"×17"이며 pixel수로 보면 대략 3K×3K 정도이다. 따라서 검출기에서 얻어지는 영상의 데이터량 약 3K×3K×14bit 정도가 된다. 이런 대량의 데이터를 실시간으로 처리하기 위해서는 이에 적합한 하드웨어 설계가 이루어져야 한다.

의료영상의 경우 신뢰성이 중요하며 검출기 특성이 바뀔 때 따라 적절한 시스템 업그레이드 및 기능 향상이 쉽도록 하기 위해 정밀한 부동 소수점 연산이 가능한 TI사의 167Mhz TMS320C6701을 DSP칩으로 채용하였다. TMS320C6701은 TI사의 C6000 아키텍처를 기반으로 하는 DSP로서 여덟 개의 32비트 명령어들을 병렬실행할 수 있는 VLIW CPU엔진을 이용한다. 또한 내부 프로그램 저장 기능을 보다 효율적으로 이용하기 위해 명령어 패킹기능을 지원하며 모든 명령에 조건부 실행 기능도 갖추고 있어 놀라운 프로그램 실행 속도를 가진다[7]. 따라서 픽셀단위의 연산이 필요한 DR 전처리 알고리즘을 실시간 구현하기에 매우 적합한 구조를 가지고 있다. PCI인터페이스 칩은 일반적으로 PCI Target 칩으로서 많이 사용되어지는 PLX Technology사의 PLX9052를 사용하였다. PLX9052의 Local 버스는 DSP의 Hostport interface를 통해 연결하였는데 16비트 호스트 포트 전용의 DMA채널을 통해 내부 메모리 불럭을 액세스 할 수 있어 DR이미지 데이터가 들어

오는 동안 DSP CPU는 별도의 작업 없이 진행중인 연산을 작업을 계속 할 수 있도록 하였다. 빠른 데이터 입출력이 필요한 데이터를 저장하기 위한 SBSRAM은 2MB의 사이즈를 가지며 zero wait 동작이 가능하도록 하였으며 DR 영상 데이터를 담을 데이터 메모리로는 DSP의 Half clock에 동작하는 SDRAM을 사용하였다. 보드의 전체 컨트롤을 위해서 Altera사의 MAX7256를 사용하여 각종 Glue logic과 PCI interface adapter의 컨트롤부를 설계하였다.

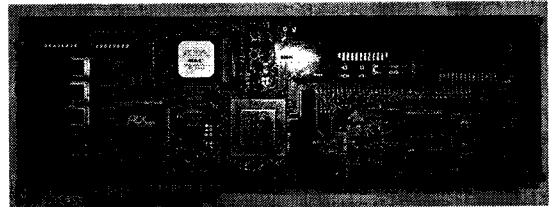


그림 8. 제작된 보드의 사진

I/O voltage가 서로 다른 칩 사이에는 level shifting 기능을 가지는 BUS switch를 사용하여 자유로운 I/O가 가능하도록 하였다. 또한 PC전원의 불안정성을 고려해 3.3V, 1.8V의 Power Module을 사용하여 정전압의 공급이 가능하도록 하였다. 보드는 PCI spec2.1에 맞추어 5V Long card규격으로 제작되었다. 그림 8.에 제작된 보드의 사진을 보였다.

3. 결 론

본 연구에서는 Digital X-ray용 detector의 특성에 의해 나타나는 영상의 노이즈 특성을 분석하고 이를 dead pixel과 defected pixel로 나눠 각각의 pixel특성에 맞게 보정할 수 있는 전처리 알고리즘을 제안하였다. 또한 Matlab 시뮬레이션을 통해 제안된 알고리즘의 성능을 확인해 본 결과 비교적 간단한 계산만으로 우수한 성능을 나타냄을 확인하였다. 또한 제안된 알고리즘을 실시간으로 구현하기 위한 하드웨어를 설계하였다. 향후 Detector 자체의 물리적 특성에 관련된 다양한 변수에 대한 연구를 지속적으로 수행하여야 하며 알고리즘의 좀더 효율적인 구현을 위해 검출기와 전처리 보드간의 직접 통신방식에 대한 연구가 진행되어야 한다.

(참 고 문 헌)

- [1] V.V.Nagarkar, T.K.Gupta, S.R.Miller, Y.Klugerman, M.R.Squillante, and G.Entine, "Structured CsI(Tl) Scintillaotors for X-ray Imaging Applications", ARPA, p.5, 1995.
- [2] Hidenori Mimura, Kazuyoshi Sai, Yasumitsu Ohta, Kazuo Yamamoto and Koich Kitamura, A Two-dimensional Image Sensor with a-Si:H pin Diodes, Applied Surface Science, 48/49, pp.521-525, 1991.
- [3] Woosley, Bill. Sterling Diagnostic Imaging Consult, Greenville, SC., The Death of Filmless Radiography., Diagnostic Imaging, 2 pages, March 1999.
- [4] Jeffrey H.Bell, A Direct Digital Image Capture System: The Future of Digital X-ray, Medical Imaging Technology, vol.17, No.2, pp.105-109, 1999.
- [5] Lothar S.Jeromin, Denny L.Lee, Eugene F.Palecki, Edward N.Lawrence, A Direct Radiography System for the Future, Computer Assisted Radiography, pp.110-116, 1996
- [6] Schwenker, Ronald P., Cornell L.Williams, Denny L.Y.Lee, and Lothar S.Jeromin, Automatic Detection of the Useful Image Data Processing for Digital X-ray Detectors., SPIE, Medical Imaging:Image Display, vol.3031-21, 6pages, 1997
- [7] TMS320C62x/C67x Evaluation Module Technical Reference, Texas Instrument.