

후방산란성 엑스레이를 이용한 데이터 획득 시스템 개발

Development of Data Acquisition System using the Backscattered X-ray

황인호^{1,2,✉}, 정진석¹, 육선우¹, 유선국²
In Ho Hwang^{1,2,✉}, Jin Seok Jung¹, Sun Woo Yuk¹ and Sun Kook Yoo²

¹ 재활공학연구소 (Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center)

² 연세대학교 대학원 생체공학협동과정 (Graduated School of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.)

✉ Corresponding author: sunkyoo@yumc.yonsei.ac.kr, Tel: 02-2228-1919

Manuscript received: 2008.10.6 / Accepted: 2009.3.25

Considerable attention has been focused on digital X-ray systems with transmission. However, only a few attempts have been made using X-ray backscatter systems. This study developed a Data Acquisition System (DAS) for backscattered X-rays. The imaging system used X-ray backscatter at low energy levels, which has unique advantages in terms of acquiring information that cannot be obtained using the transmission system. Such systems are of potential benefit in the medical, industrial, security and military fields because of its practical benefits and the low doses used. The developed system is a similar body scan system. Experiments were carried out using a several metal materials and a fish, which produces results similar to those obtained using the human body during X-ray testing.

Key Words: Backscatter X-ray (후방산란 엑스레이), Data Acquisition System (데이터 획득 시스템), Low Dose (낮은선량)

1. 서론

오늘날의 엑스레이 의료영상 시스템은 직접적인 엑스레이를 환자의 특정검사부위에 투사하게 되며, 장기간 검사를 할 경우 환자의 체내에 엑스레이 선량이 축적되게 되어, 환자에 위험한 결과를 초래할 수도 있다. 따라서, 본 논문에서는 빠른 검색과 낮은선량의 장점을 지닌 새로운 영상시스템으로 각광받는 후방산란성엑스레이를 이용한 데이터획득시스템에 대해서 토의할 것이다.

후방산란성 엑스레이를 이용한 데이터획득시스템은 크게 검출기, 신호획득장치, 신호전송장치, 영상제구성장치로 구성되며, 이때 전체영상의 질(Quality)은 검출기와 신호획득장치에서 이루어진다. 특히, 신호획득장치에서 디지털 신호로 변환도기까지의 과정이 최종영상의 질(Quality)을 결정하는

중요한 부분이다. 본 논문에서는 회로의 저노이즈, 고이득을 가지는 적분기와 델타-시그마 방식의 고분해능 ADC(Analog to Digital Converter), 디지털필터등을 통하여 높은 신호대잡음비(SNR)를 가지는 256 채널 데이터획득장치⁵를 개발하였다. 시스템 제어와 데이터획득은 VHDL(Very High speed integrated circuit Hardware Description Language)에 의해 설계된 EPLD(Electrical Programmable Logic Device)를 통해 이루어졌으며, 인체와 비슷한 영상을 획득할 수 있는 모형을 이용하여 후방산란성 엑스레이 영상을 획득하였다. 이런 선형검출기는 의료용뿐만 아니라 각종 산업용 비파괴시험 시스템에 적용하며 Two dimension data readout 으로의 확장 가능성을 가지고 있으며, 데이터획득장치의 활용 확장성을 기대할 수 있을 것이다.

2. 검출기

엑스레이 검출기 모듈은 선형검출을 할 수 있도록, 신틸레이터와 포토다이오드의 형태로 구성된 간접방식으로 구성되어 있으며, 들어온 엑스레이를 빛으로 변환시켜 전기적인 신호로 바꾸어주는 부분으로 고효율, 고흡수율, 고변환율의 조건을 가져야 한다. 신틸레이터는 포토다이오드의 앞단에 위치하여 들어오는 X-선을 빛으로 바꾸어주며, 포토다이오드는 빛을 전류^{1,2}로 바꾸어 주는 역할을 한다.

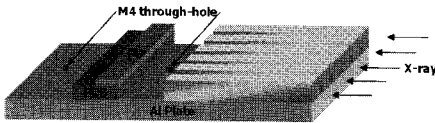


Fig. 1 X-ray detector Module Layout

여기서 신틸레이터는 CdWO₄ 와 ZnSe(Te), GOS(Gd₂O₂S(Tb))로 각각 제작되었으며, 생성된 photon 의 신틸레이터 외부방출을 막기위해 반사판을 사용하였다. 반사판은 고반사 효율을 좋게 하기 위해 테플론 시트를 사용하였다.

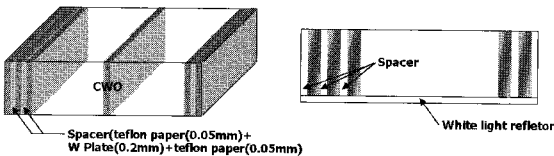


Fig. 2 Scintillator with light reflector Layout

제작된 포토다이오드는 C-Si 으로 n-layer(약 300um)와 i-layer(약 10um)로 구성된 wafer 위에 p-layer 를 만들기 위해 defusion 방식과 이온주입을 통해 3 족 원소인 붕소를 첨가한 PIN type 이다. 아래의 그림은 제작된 포토다이오드^{2,3}이다.

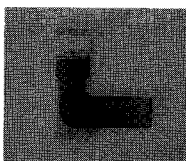


Fig. 3 Designed Photodiode

3. 데이터 획득 시스템

3.1 시스템구성

개발된 시스템은 Fig.1 과 같다. 회로는 크게 검출기로부터의 신호검출을 위한 아날로그 회로와 데이터 전송 로직을 위한 디지털 회로로 구분된다. 아날로그 회로의 Preamp 단은 Flex cable 을 통해 256 채널 검출기모듈과 연결되며, 디지털부는 Altera 사의 SRAM type 의 FPGA, 버퍼 그리고 클럭을 포함한 디지털 회로로 구성된다. 아날로그와 디지털부를 통해 받은 데이터는 PCI 인터페이스 카드로 전송되며, 전송받은 컴퓨터에서는 표시할 수 있는 영상정보로 바꾸어 주게 된다.

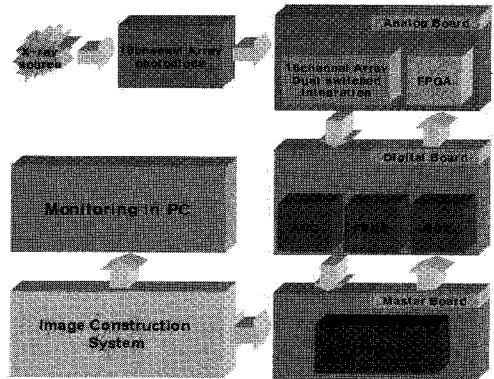


Fig. 4 Data Acquisition Diagram

16 채널 검출기 모듈 16 개로 256 채널(50cm)의 스캔시스템 검출기를 만들고, 후방산란성 엑스레이에 의해 검출기에서 생성된 미세한 신호를 프로세싱 및 데이터 획득하기 위한 시스템^{8,9}은 아래의 그림과 같다.

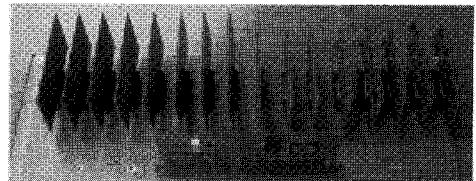
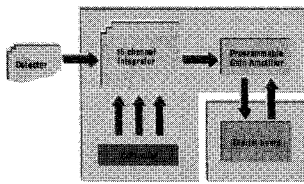


Fig. 5 Designed DAS System

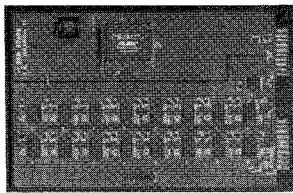
3.2 아날로그 회로

포토다이오드에서 발생하는 신호는 수십 pA~수십 nA 까지의 매우 낮은 레벨의 전류신호이다. 이를 검출하기 위하여 입력부에서 높은 이득(10⁸)을 취했고, 이에 따라 수십 nA 의 입력 전류신호에 대해 수백 mV 의 적분 출력값을 얻을 수 있었다. 연

속적인 엑스레이에 대하여 시간적인 손실없이 신호를 획득하기 위해서 2 채널 이중적분기를 사용하였다. 또한, 20 비트 분해능을 가지는 ADC (Analog to Digital Convert)를 내장하고 있어 Amp 뒷단에 추가로 ADC 를 쓰는 번거로움을 줄일수 있다는 장점이 있고, 단일 +5V 전력공급이므로 전력 소모가 적은 장점이 있다.



(a) Block diagram



(b) Designed analog board

Fig. 6 Analog Board

또한, 3.2ppm 의 디지털 노이즈 감소를 위해 D 디지털필터가 내장되어 있다. 아날로그 회로소자의 Integrator and ADC TEST Spec.^{4,13} 은 아래와 같다.

Table 1 Test Spec. of Integrator & ADC

TEST Spec. of Integrator & ADC	
Operating Voltage	Single +5V
Gain(dB)	135dB
ADC Sampling Rate	10Mhz(Serial)
Integration Time	500us
Feedback Cap.(Ext.)	270pF

적분기의 integration Capacitor 의 값을 결정하는 Positive full-scale value 는 다음과 같다.

$$Q_{IN}=I_{IN} \cdot T_{INT}$$

$$Q_{FS}=(0.96)V_{REF} \cdot C_F$$

$$I_{FS}=((0.96)V_{REF} \cdot C_F)/T_{INT} \text{ or}$$

$$C_F=(I_{FS} \cdot T_{INT})/(0.96)V_{REF}$$

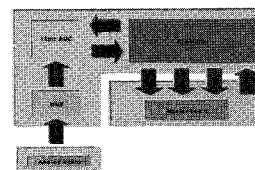
또한, 적분기와 같이 내장된 20 비트 ADC 는 Op-amp 를 거쳐 4.096V 의 기준전압을 인가하여 S

직렬데이터를 출력하고, 이득제어는 g0, g1, g2 의 디지털 제어를 통해 최소 350pC 부터 1000pC 까지의 입력신호를 저장할 수 있다. 본 논문의 시스템에서는 g0, g1, g2 의 하드웨어적으로 제어²⁴ 하였다. 또한, 다중-적분기를 통해 한 보드에 채널 수를 증가시키려면 데이지체인¹⁰⁻¹² 방식을 이용한다. 맨 마지막 이중전류입력으로 이용되며, 그 신호가 그 앞의 디지털입력으로 인가하여 최종적으로 하나의 출력이 직렬로 출력된다. 또한 하나의 제어신호로부터 모두 제어할 수 있다는 것이 큰 장점이다.

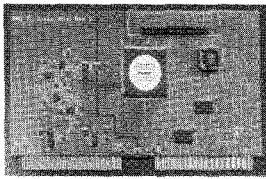
3.3 디지털 회로

Altera 사의 240pin PLD 를 사용하여 적분기를 C 제어하는 신호를 10Mhz 클럭을 주어 동기화 시켰으며, FPGA 를 통해 각각의 칩을 제어하지 않고, 클럭분배기와 버퍼^{20,21} 를 통해 분주시켰다. 시스템 클럭 10Mhz 이고, Start 신호가 컴퓨터로부터 들어 오면 FPGA 에서는 CONV, DVALID, DXMIT, DCLK 신호를 적분기와 ADC 에게로 보낸다.

적분시간은 Conv 신호에 의해서 결정되고, 데이터 준비신호가 뜬 후에 데이터 출력신호는 DXMIT 라는 신호가 뜰 때 나타난다. 이때 DCLK 이 동반되어 데이터 동기를 맞춘다. DCLK 이 데이터 출력이외에는 발생되지 않는 이유는 DCLK 신호가 아날로그단의 출력동안에 디지털 노이즈가 인가되는 것을 방지하기 위함이다. 디지털 출력은 데이지 체인이 이루어져 1 채널 최상위비트부터 16 채널 최하위비트까지 출력된다. 이득제어는 g0, g1, g2 는 FPGA 가 아닌 보드에서 직접 핀에 의해 인가된다. 디지털 Logic 은 VHDL(Very High speed integrated circuit hardware Description Language)로 코딩한 FPGA 를 이용하여 구현하였고, 효율적인 시스템제어를 위하여 EPLD(Electrical Programmable Logic Device)를 사용하였다. FPGA 는 2 채널 이중-적분기의 적분타이밍(연속모드)과 제어신호(Conv, Dvalid, Dxmit, Dclk, Start signal)및 Amp 와 ADC 를 제어^{4,5} 한다.



(a) Block Diagram

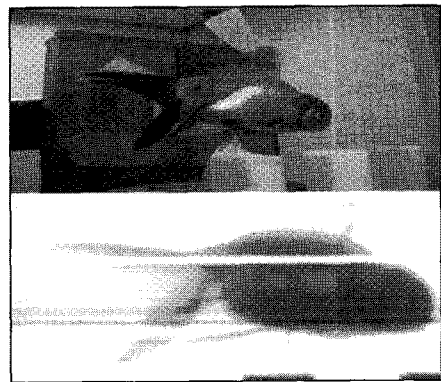


(b) Designed Digital Board
Fig. 7 Digital Board

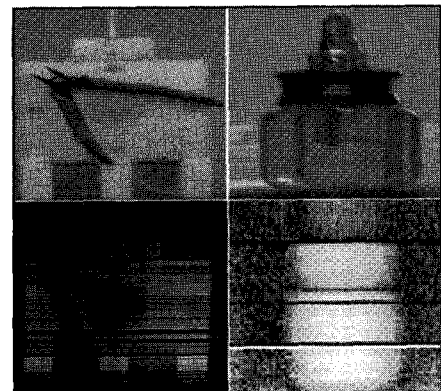
4. 실험 및 결과

우선 빔의 각도는 상하 15° 씩 전체 30° 이며, SSD(Source to Surface Distance)는 63cm 이고, 검출기로부터 피사체까지의 거리는 3cm 이며, Fig. 2 에서와 같이 fan beam 으로 변환하는데 Pb Block 을 이용한 차폐를 사용하였다. 이론적으로는 투과성 엑스레이에 비해 후방산란성 엑스레이의 엑스레이션량은 0.8%밖에 되지 않는다. 이러한 값을 기초로 실험에서는 이온-챔버시험으로 최소 1/500 에서 최대로는 1/700 까지 방사되는 것을 확인할 수가 있었다.¹⁶⁻¹⁸ 실험에서 사용한 X-선 발생장치는 연속적인 전원공급장치, 엑스레이 제어기, 엑스레이 튜브, 에어-오일 쿨링시스템으로 이루어져 있다. 또한, 사용할 수 있는 범위는 관전압 0~150kVp 이고, 관전류 0~1mA 까지 가능하며, 본 실험에서는 최적의 조건에서 150kVp 와 1mA 의 소스를 사용하여 이루어졌다. 총 16 개의 포토다이오드, 256 의 채널에 대해(길이:50cm) 관전압 150Kvp 와 관전류 1mA 의 에너지를 가지는 엑스레이를 투과시킨 조건에서 실 필드상황하에서의 환경을 구축하였고 또한, 최적의 영상을 받기 위하여, 스캔속도를 2cm/sec 의 정속도를 가지는 이송장치를 이용하여 실험을 진행하였다. 피사체는 실제사람과의 흡사한 영상

을 얻을 수 있는 폴리에틸렌 모형에 그림에 보이는 것과 같이 배치하였으며, 피사체의 이동은 외부에서 리모트컨트롤하여 스캔하였다. 계속된 실험을 통해, 영상의 질을 높일 수 있도록 2 채널당 1 개의 폴리메이터를 삽입함으로써 좋은 영상을 확인할 수 있었다.



(a) Fish Image



(b) Polythylene phantom and Driver Images

Fig. 9 Aquired Images

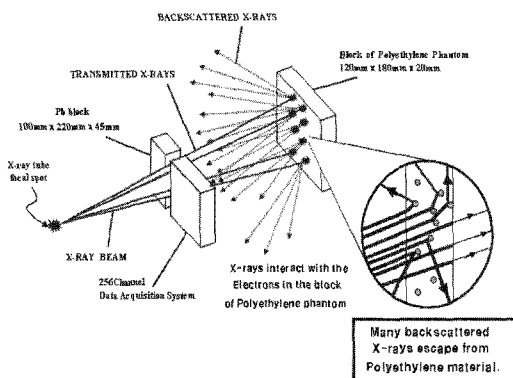


Fig. 8 Backscatter model experiment geometries

Active Filter^{14,15} 를 적용한 상태에서 최적의 조건을 찾아 포토다이오드를 선택하였고, Analog DAQ board 의 펄스 및 PGA Gain 을 선택하여 실질적인 영상을 얻어보았다. 위의 실험 및 결과에서와 같이 실제 field 상황하에서의 환경을 구축하여 실험을 진행하였다. 데이터 획득시간을 고려하여 integration time 동안 generator 의 4 펄스 X-ray 를 받을 수 있도록 설계하였다. 위의 영상들은 실질적인 Raw data 에 대해 보간법 및 채널보상등의 영상처리¹⁹ 를 하여 얻어진 2048×4096 영상이다. 원래의 영상레벨은 16 비트, 즉 엑스레이가 투과되지

않았을 때의 디지털레벨 0, 모두 통과했을 때의 디지털레벨 2^{16} 인 65536 으로 표현될 수 있도록 제작되었다.

그 결과 왼쪽편에 있는 물고기 영상과 맨오른쪽의 영상은 약간 흐리고 blurr 하지만 물고기의 부레와 도구의 윤곽은 유관으로도 식별가능하다. 위쪽의 중간영상은 기존의 영상과는 달리 기존 Phantom 에 실질적으로 사람몸에 지닐수 있는 나이프라든지, 소총들의 위험한 물건류로 대신하여 니퍼를 부착하였다. 위에 보이는 영상과 같이 니퍼의 끝에 뾰족한 부분과 묵직한 손잡이 부분이 확연히 식별가능한 영상을 획득할 수 있었다.

5. 결론

제작된 후방산란성 엑스레이를 이용한 데이터 획득시스템은 많은 연구와 엑스레이 시험을 거쳐 prototype 으로써의 충분한 가능성을 검증하였으며, 앞으로 이를 확장, 보완하여 완전한 데이터획득시스템으로써의 기능을 갖출 거라 예상된다. 또한 정밀 아날로그 파워장치와 완전 차폐된 회로를 이용함으로써 성능향상을 기대할 수 있을 거라 예상되며, 이는 고분해능을 가지는 신호획득장치의 개발과 직결될 것으로 보인다.

참고문헌

1. Patrocino, H. J., Bissonnette, J.-P., Bussiere, M. R. and Schreiner, L. J., "Limiting values of backscatter factors for low-energy x-ray beams," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 41, No. 2, pp. 239-253, 1996.
2. Graeme, J. G., "Photodiode Amplifier," McGraw Hill, pp. 1-230, 1996.
3. Kwak, S.-W., Cho, G.-S., Kim, B.-H., Kim, I.-S. and Jae, M.-S., "Comparative study of CWO and ZnSe(Te) scintillation detector on the performance of X-ray imaging system," *NIM-A*, Vol. 537, pp. 449-453, 2002.
4. Todsen, J. and Milligan, D., "Multi DDC112 Board design," Burr-Brown Corporation, 1999.
5. Yi, Y., Yuk, S. W., Chung, K. H., Kim, I. S., Kim, B. S., Yu, S. W., Kwak, S. W., Cho, G., Park, J. B. and Huh, Y., "Development of a High SNR data acquisition system for 16-channel X-ray detector module," *IEEE Proceedings of the 23rd Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 44, pp. 2345-2352, 1997.
6. Gonzalez, R. C., Woods, R. E. and Eddins, S. L., "Digital Image Processing," Prentice Hall, pp. 33-45, 2004.
7. Graeme, J. G., "Amplifier Applications of OpAmps," McGraw Hill, pp. 110-148, 1999.
8. Hunsperger, R. G., "Photonic Devices and Systems," CRC Press, pp. 59-120, 1994.
9. Sedra, A. S. and Smith, K. C., "Microelectronic Circuits," Oxford University Press, pp. 75-98, 1998.
10. Pierret, R. F., "Semiconductor Device Fundamentals," Addison-Wesley Publishing Company, pp. 18-35, 1996.
11. Smith, S. D., "Optoelectronic Devices," Prentice Hall, pp. 25-32, 1995.
12. Wilson, J. and Hawkes, J. F. B., "Optoelectronics An Introduction," Prentice Hall, pp. 45-92, 1989.
13. Franco, S., "Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits," McGraw Hill Companies, pp. 60-79, 2002.
14. Beutel, J., Kundel, H. L. and Van Metter, R. L., "Handbook of Medical Imaging," Spie Press, pp. 30-42, 2002.
15. Schaumann, R. and Van Vakenburg, M. E., "Design of Analog Filters," Oxford University Press, pp. 28-120, 2001.
16. Carr, J. J. and Brown, J. M., "Introduction to Biomedical Equipment Technology," Prentice Hall, pp. 32-51, 1998.
17. Streetman, B. G. and Banerjee, S., "Solid State Electronic Devices," Prentice Hall, pp. 25-80, 2000.
18. Knoll, G. F., "Radiation Detection and Measurement," John Wiley & Sons Inc., pp. 1-8, 2000.
19. Kim, M.-S., Ryu, J. S., Park, S.-W. and Yu, Y., "Comparison of measured backscatter factors with Monte Carlo simulations for low energy X-ray," *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research. Section A, Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, Vol. 567, No. 1, pp. 341-344, 2006.
20. PGA206, CDC341, OPA627, ADS8322, "Product Data Sheet," Burr-Brown Co., pp. 1-24, 2007.
21. ADG408, "Product Data Sheet," AD Co., pp. 1-18, 2007.