
X-ray 이미지 센서용 싱글 픽셀 포토 카운터 설계

백승면* · 김태호* · 강형근* · 전성채** · 진승오**
허 영** · 하관봉* · 박무훈* · 김영희*

A Design of Single Pixel Photon Counter for Digital X-ray Image Sensor

Seung-Myun Baek* · Tae-Ho Kim* · Hyung-Geun Kang* · Sung-Chae Jeon**
Seung-Oh Jin** · Young Huh** · Pan-Bong Ha* · Mu-Hun Park* · Young-Hee Kim*

요 약

본 논문에서는 디지털 의료 영상 및 진단 분야 그리고 산업용으로도 활용 가능한 싱글 포토 계수형 영상센서를 0.18 μm triple-well CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor) 공정을 사용하여 설계하였다. 설계된 Readout 칩용 싱글 픽셀은 디지털 X-ray 이미지 센서모듈을 간단화 하기 위해 단일 전원전압을 사용하였으며, Preamplicifier의 출력전압인 signal voltage(ΔV_s)를 크게 하기 위해 Folded Cascode CMOS OP amp를 이용한 Preamplicifier를 설계하였으며, 기존의 Readout 칩 외부에서 인가하던 threshold voltage를 Readout 칩 내부에서 생성해 줄 수 있도록 Externally Tunable Threshold Voltage Generator 회로를 새롭게 제안하였다. 그리고, Photo Diode에서 발생하는 Dark Current Noise를 제거하기 위한 Dark Current Compensation 회로를 제안 하였으며, 고속 counting이 가능하고, layout 면적이 작은 15bit LFSR(Linear Feedback Shift Resister) Counter를 설계하였다.

ABSTRACT

A single pixel photon counting type image sensor which is applicable for medical diagnosis with digitally obtained image and industrial purpose has been designed with 0.18 μm triple-well CMOS process. The designed single pixel for readout chip is able to be operated by single supply voltage to simplify digital X-ray image sensor module and a preamplifier which is consist of folded cascode CMOS operational amplifier has been designed to enlarge signal voltage(ΔV_s), the output voltage of preamplifier. And an externally tunable threshold voltage generator circuit which generates threshold voltage in the readout chip has been newly proposed against the conventional external threshold voltage supply. In addition, A dark current compensation circuit for reducing dark current noise from photo diode is proposed and 15bit LFSR(Linear Feedback Shift Resister) Counter which is able to have high counting frequency and small layout area is designed.

키워드

X-ray image sensor, single photon counting, preamplifier, comparator, threshold voltage generator, 15bit LFSR counter

I. 서 론

의료영상에서 필름이나 마그네틱 테이프 등의 기록

매체를 광디스크로 대체하여 필름의 저장 공간이나 필름 검색에 드는 상당한 시간을 최소화하고, 환자 진료의 질을 개선하기 위해 병원내의 의료영상 저장전송 시스템

* 창원대학교

** 한국전기연구원

템(PACS : Picture Archiving Communication System) 구축에 관한 관심이 고조되고 있다. 의료영상 저장전송 시스템은 영상센서로부터 획득한 영상을 필름으로 현상하지 않고 컴퓨터에 저장, 전송하는 개념으로 의료 영상을 디지털화 하는 것은 필수적이다[1]. 그림1은 의료 X-ray 영상 시스템의 개념도로서 X-ray 소스에서 나온 포톤(Photon)들이 피사체인 환자를 통과하게 될 때 피사체에 흡수되지 않은 포톤들이 검출기에 검지되어 영상을 획득하는 시스템이다. 최근들어 영상을 획득하는 장치인 디지털 X-ray 영상 센서의 개발이 활발하게 이루어지고 있으며[2][3]. 디지털 X-ray 영상 센서는 X-ray 검출기와 ROIC(Readout Integrated Circuit)부분으로 구성되어 있다.

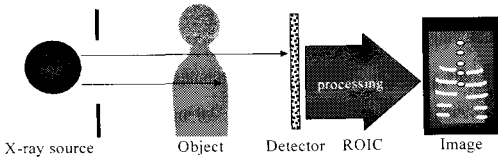


그림1. 의료 X-ray 영상 시스템
Fig. 1. medical X-ray imaging system

디지털 X-ray 영상센서는 크게 X-ray에 의해 발생된 전자-전공쌍(EHP: Electron-Hole Pair)을 축적하여 영상화하는 전하축적형 방식(Integration mode)과 입사되는 포톤의 수를 계수하여 영상화하는 포톤 계수형 방식(Photon Counting mode)으로 나눌 수 있다[2][4]. 전하축적형 영상센서는 전자-전공쌍을 축적할 때 junction leakage current 노이즈, 표면 노이즈 등이 함께 축적되므로 양질의 영상을 얻기 위해서는 많은 방사선량이 필요하게 된다[5]. 반면 포톤 계수형 영상센서에서는 X-ray 검출기에 축적되는 포톤의 에너지와 threshold 에너지가 비교된다. 만약 입사되는 에너지가 threshold 에너지 보다 높으면 계수되어 저장되고 기준(threshold)보다 낮으면 계수되지 않는다. 이렇게 하여 threshold 에너지 이하의 노이즈는 저장하지 않으므로 포톤 계수형 영상센서는 전하축적형 영상센서보다 상대적으로 높은 잡음률-SNR(Signal-to Noise Ratio)을 얻을 수 있으며 방사선의 양 또한 줄일 수 있다[6].

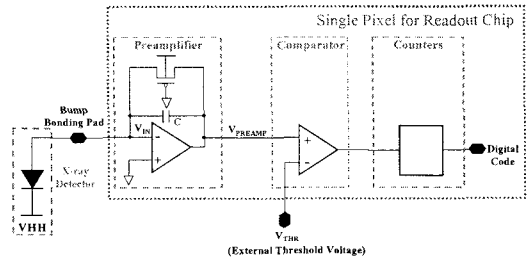


그림 2. 기존의 포톤 계수형 영상센서 블록도
Fig. 2. Conventional Photon Counting Image Sensor Block Diagram

그림2는 기존에 사용되는 포톤 계수형 X-ray 영상 센서의 블록도이다. X-ray 영상 센서는 X-ray 검출기와 Readout Chip으로 구성되어 있고 이들 칩은 범프본딩(Bump Bonding)을 통해 연결된다. X-ray 검출기의 한 쪽 노드는 바이어스 전압인 VHH(High Bias Voltage)에 연결되어 있고 다른 한 노드는 범프본딩 노드에 연결되어 있다. Readout chip-용 싱글 픽셀은 프리앰프(Preamplifier), 비교기(Comparator) 그리고 카운터(Counter)로 구성되어 있으며, 공급전압(Power Supply Voltage)은 양(Positive) 전압인 VCC와 음(Negative) 전압인 VEE를 사용하고 있다. Preamplifier는 negative 입력단과 VPREAMP노드 사이에 PMOS(P-Channel Metal-Oxide Semiconductor)저항과 피드백 커패시터(Cf)가 병렬로 연결되어 있고, Preamplifier의 공통전압(Common Voltage)은 그라운드(Ground)에 연결되어 있다. Preamplifier는 X-ray 검출기로 통해 들어오는 전하(Charge)를 펄스 전압으로 변환해주는 역할을 하고, 입사되는 X-ray 입자 에너지를 넓이기 위해 Preamplifier의 출력전압인 signal voltage(ΔV_s)를 크게 해 줄 필요성이 있다. Comparator는 preamplifier의 출력 펄스 전압인 VPREAMP와 외부에서 인가해 주는 VTHR(threshold voltage)을 비교하여 VPREAMP 펄스 전압이 VTHR 보다 낮을 경우에만 디지털 펄스 신호를 Counter로 보내고, Counter 회로에서는 디지털 펄스 신호를 계수하여 디지털 코드로 출력한다[4]. 기존의 포톤 계수형 영상센서는 듀얼 파워를 사용하므로 시스템이 복잡하고, Comparator에 인가해 주는 외부 Threshold Voltage는 Preamplifier의 공통전압에 따라 바뀌므로 매번 확인해야 하는 문제점을 가진다. 따라서 Preamplifier의 공통전압이 변하더라도 각 픽셀에 알맞은 Threshold Voltage를 만들어 줄 필요성이 있다.

본 논문에서 설계한 싱글 픽셀 포톤 카운터(Single Pixel Photon Counter)는 단일 전원전압(VDDA)을 사용하여 시스템을 단순화 시켰으며, 기존의 Readout 칩 외부에서 인가하던 Threshold Voltage를 Readout 칩 내부에 공통전압 변화에 따라 같이 변화하는 VTHR 회로를 새롭게 제안 하였다. 그리고, Single Branch Folded Cascode OP Amp로 구성된 기존의 Preamplifier를 Folded Cascode CMOS OP amp를 사용하여 Preamplifier의 signal voltage (ΔV_s)가 크도록 하였으며, Dark Current Compensation 회로를 제안하여 Photo Diode에서 발생하는 Dark Current Noise를 제거 하는 회로를 제안하였다. 15bit Counter로는 LFSR(Linear Feedback Shift Resister)를 사용하였다.

II. 회로설계

본 논문에서 설계된 포톤 계수형 영상센서는 그림3에서 보는 바와 같이 X-ray검출기와 Readout 칩을 범프 본딩하여 결합하는 하이브리드(Hybrid)형태의 영상센서이다[4]. Readout 칩용 싱글 픽셀은 Folded Cascode CMOS OP Amp를 이용한 Preamplifier와 Comparator로 구성되어 있으며 Comparator의 비교전압인 VTHR은 Readout 칩 내부에서 만들어 주도록 설계되었다.

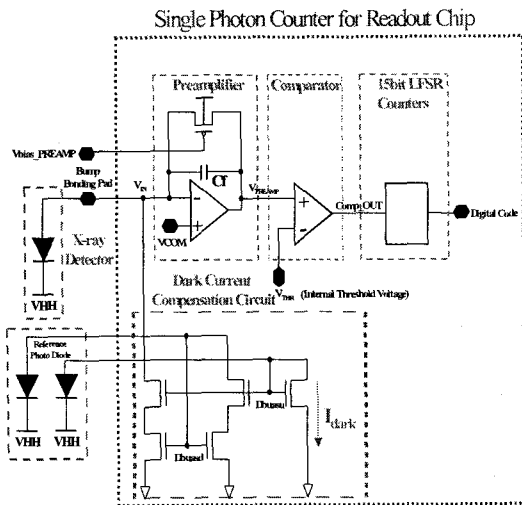


그림 3. 설계된 포톤 계수형 영상센서 블록도
Fig. 3. Designed Photon Counting Image Sensor Block Diagram

Preamplifier는 Charge-Sensitive Preamplifier (CSA)로 negative 입력단과 VPREAMP 노드에 피드백 커패시터 (Cf)와 PMOS 저항이 병렬로 연결되어 있다. 피드백 저항을 사용할 경우 CMOS 공정상에 기생 커패시턴스가 존재하여 signal voltage(ΔV_s)가 작고 저항이 차지하는 면적이 큰 단점이 있어 PMOS 트랜지스터를 이용하여 피드백 저항을 구현하였다.

X-ray Photon에 의해 포토 다이오드의 공핍영역 (Depletion region) 내부에선 전자-전공쌍(EHP: Electron-Hole Pair)이 발생되고 입자 에너지에 따라 hole charge 펄스가 anode 노드인 VIN에 Collection된다. OP amp의 VIN 노드 전압은 가상(Virtual) 그라운드 개념에 의해 OP amp의 positive 입력 전압인 VCOM 전압과 같다. 그리고 피드백 저항이 무한대인 경우 OP amp의 negative 입력 노드로의 입력 전류가 0이므로 hole charge 펄스에 의한 포토 다이오드 전류는 피드백 커패시터 Cf로 흘러 Cf에 축적되어 VPREAMP 노드에는 $-Q_s/C_f$ 의 signal voltage(ΔV_s)가 나타난다. 결론적으로 hole charge 펄스는 피드백 커패시터(Cf)에 축적되고, 출력 VPREAMP는 $-Q_s/C_f$ 에 비례하는 전압 펄스로 나타나게 된다. 피드백 저항인 PMOS 저항은 피드백 커패시터 Cf와 병렬로 연결되어 있어서 출력 VPREAMP는 $\tau=C_f \cdot R_f$ 의 시정수(time constant)를 가지고 positive 입력 전압인 VCOM 레벨로 천천히 방전(Discharging)하게 된다. X-ray 검출기에서 얻는 charge Q_s 의 크기는 X-ray의 입자 에너지(particle energy)에 의해 결정된다. 여기서 $Q_s = \frac{E \cdot e^-}{e}$ [coulomb]가 된다. E는 particle energy[MeV]이고, e-(elementary charge)= 1.6×10^{-19} [coulomb]이며, ϵ 는 electron-hole pair를 만드는데 요구되어지는 에너지이다. 실리콘 검출기의 경우 300°K일때 $\epsilon=3.62eV$ 이다. Charge-Sensitive Preamplifier는 차동모드 소신호 전압이득이 크고 별도의 주파수 보상용 커패시터가 필요없는 그림4의 Folded Cascode CMOS OP amp를 이용하여 설계하였다. Photo diode에서 발생하는 Dark Current를 보상하여 Dark noise를 최소화하기 위해 그림3에서와 같이 X-ray Detector와 같은 Photo Diode를 사용하여 Preamplifier의 VIN 노드에서 Dark Current Compensation 회로를 이용한 Low Noise Preamplifier 설계 하였다.

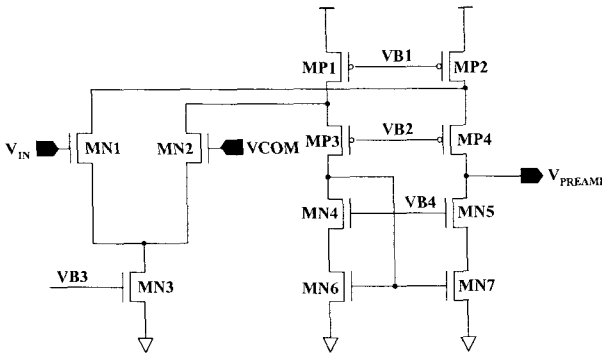


그림 4. Folded Cascode CMOS OP amp 회로도
Fig. 4. Folded Cascode CMOS OP amp Circuit

그림3의 Preamplifier 출력 노드전압인 VPREAMP에 전압펄스가 들어오면 Comparator에서는 내부에서 만들어지는 기준전압인 VTHR(Threshold Voltage)와 비교하여 VTHR보다 낮으면 싱글 포토가 들어온 것으로 판단하여 Comp_OUT 노드에 Low에 해당하는 펄스를 내 보낸다. 그림5는 칩 내부에서 VTHR를 만드는 Threshold Voltage Generator 회로도이다. 그림 5에서 보는바와 같이 VCOM의 기준전압인 Vref_VCOM을 PMOS 다이오드를 이용하여 먼저 만들고, 입력 전압인 Vref_VCOM 전압을 구동 능력이 큰 Voltage Buffer를 이용하여 VCOM를 만들어 주게 된다. VCOM에 저항 R과 NMOS 트랜지스터 MN2와 전류원 I가 직렬로 연결되어 있어 VTHR의 출력 전압을 얻을 수 있다. 이 회로의 VTHR 전압은 $VCOM - R \cdot I$ 의 출력 전압으로 만들어진다. 전류원 I는 기준전류발생기 회로를 이용하여 설계할 수 있다. $\Delta V = R \cdot I$ 는 VPREAMP의 떨어지는 signal voltage(ΔV_s)에 따라 4bit의 외부 Digital Code가 그림6의 R-trimmer를 거쳐 저항 R값을 결정하여 Threshold Voltage를 Tuning 함으로써 최적의 VTHR을 정할수 있다.

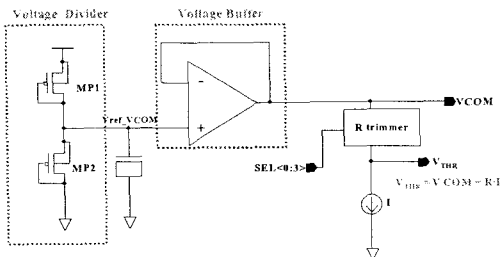


그림 5. Threshold Voltage Generator 회로도
Fig. 5. Threshold Voltage Generator Circuit

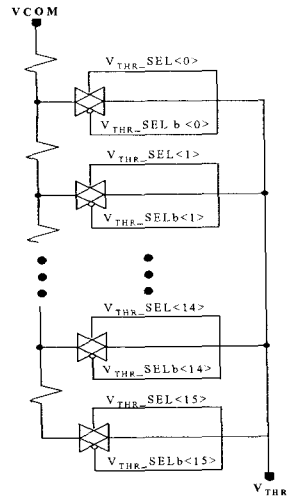


그림 6. R-Trimmer 회로도
Fig. 6. R-Trimmer Circuit

그림7은 LFSR Counter 회로도로서 N개의 D Flip-Flop과 Exclusive-NOR Gate로 구성되어 있다. N bit Counter일 경우에는 최대 2N-1까지 Counting 할 수 있다[7]. 설계된 싱글 픽셀 포토 카운터의 레이아웃(layout) 면적은 $100 \times 100 \mu m^2$ 이고 counting clock frequency는 100kHz이다. LFSR Counter는 고속 counting이 가능하며, layout 면적이 작으므로 Photon Counter로 적합하다. LFSR Counter의 동작은 그림8에서 보는것 처럼 Reset mode, Counting mode, Readout mode로 구분된다. Counting mode에서 LFSR Counter는 X-ray Photon이 포토 다이오드에 들어올때마다 Comp_OUT에서의 디지털 펄스를 Counting 한다. Readout mode에서는 LFSR Counter는 Shift Register로 동작하며, external clock인 CLK_EXT의 clocking에 의해 SOUT(serial out) 출력된다.

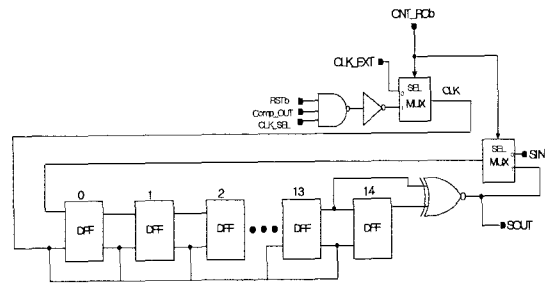


그림 7. 15bit LFSR Counter 회로도
Fig. 7. 15bit LFSR Counter Circuit

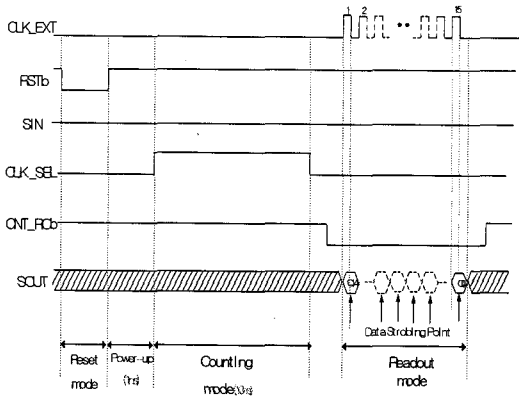


그림 8. 15bit LFSR Counter의 타이밍 다이어그램
Fig. 8. Timing Diagram of 15bit LFSR Counter Circuit

III. 모의실험 결과

설계된 Charge-sensitive Preamplifier는 SPICE(Simulation Program With Intergrated Circuit Emphasis)를 이용하여 모의실험 하였다. 그림9는 모의실험 하기 위해 모델링 된 Preamplifier 회로도이다. VIN과 그라운드 사이에 다이오드의 depletion 커패시턴스인 Cd를 소자 모의실험 결과로 얻은 0.1pF으로 모델링 하였다

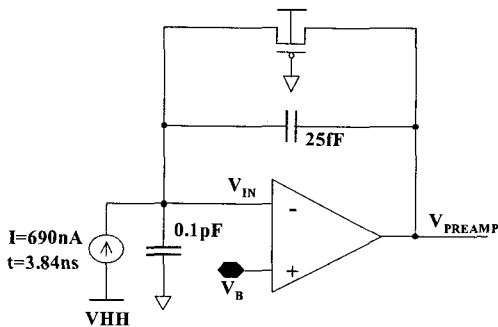


그림9. 모의실험하기 위해 모델링된 reamplifier회로도
Fig. 9 Circuit of modeled Preamplifier for SPICE Simulator

60KeV의 입자에너지인 경우 signal charge는 2.652fC 이 되고 이때 VIN에 들어오는 charge의 개수는 대략 16,000holes이다. signal voltage(ΔV_s)를 계산하면 $\Delta V_s = -\frac{Q_s}{C_f} = \frac{2.652[fC]}{25[fF]} = 106[mV]$ 가 된다.

Preamplifier에 2.652fC의 hole charge를 injection하기 위해 그림9에서 보는바와 같이 VIN node에 pulse width(t)가 3.84ns이고 전류 I가 690nA인 전류원을 연결하였다. 표1은 Single branch folded cascode OP amp[8]와 Folded Cascode CMOS OP amp[9]의 VPREAMP 모의실험결과이다. 그림10, 그림11에서 보는 바와 같이 Folded Cascode CMOS OP Amp가 Single Branch Folded Cascode OP Amp를 사용했을 때보다 VPREAMP의 Signal Voltage(ΔV_s)가 30.2mV 크게 나왔다. 이는 CSA에 Folded Cascode CMOS OP Amp를 사용하면 같은 방사선량으로 양질의 이미지를 얻을수 있으며, 피사체에 Single Branch Folded Cascode OP Amp를 사용했을때 보다 작은양의 방사선을 입사 시키더라도 같은 질의 이미지를 얻을수 있는 장점이 있다.

표 1. 모의 실험한 OP amplifier 종류별 ΔV
Table. 1 Simulated ΔV using different type of OP amplifier

OP Amplifier type	$\Delta V[mV]$
Ideal OP Amp	106
Single branch folded cascode OP amp	41.3
Folded Cascode CMOS OP amp	71.5

표1은 Single Branch Folded Cascode OP Amp, Folded Cascode CMOS OP Amp와 Ideal OP Amp의 이론치와 Preamplifier Signal Voltage(ΔV_s)를 비교한 것이다.

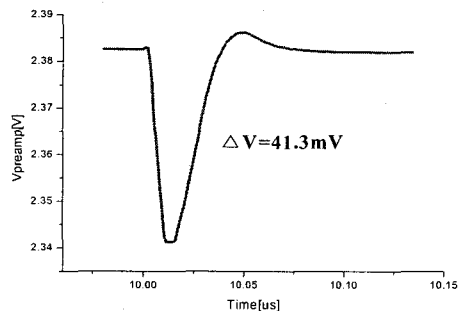


그림 10. Single Branch Folded Cascode OP amp의 VPREAMP 출력파형
Fig. 10. VPREAMP Output signal of Single Branch Folded Cascode OP amp

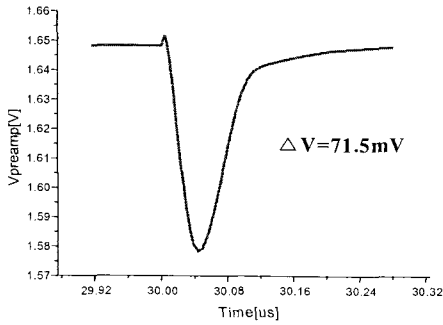


그림 11. Folded Cascode OP amp의 V_{PREAMP} 출력파형
 Fig. 11. V_{PREAMP} Output signal of Folded Cascode OP amp

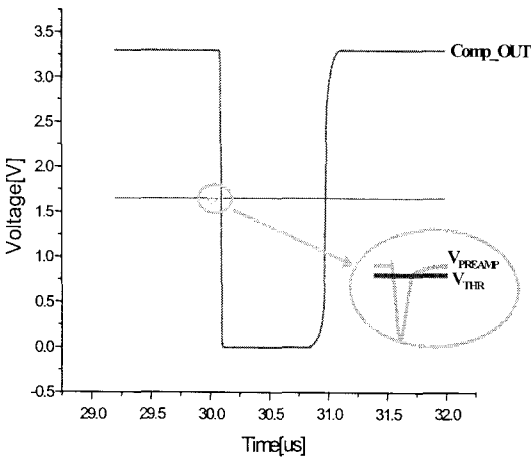


그림 12. 포토 계수형 영상 센서의 싱글 픽셀 모의실험 결과
 Fig. 12 Simulation result of single pixel photon counting mode image sensor

그림12는 그림9의 Preamplifier와 Comparator의 모의 실험 결과이다. Preamplifier의 출력전압인 V_{PREAMP} 가 V_{THR} 보다 낮은 전압의 short pulserk 들어오면 Comparator의 출력인 Comp_OUT은 Low에 해당하는 Digital Pulse를 내보낸다.

표 2. 모의 실험한 LFSR Counter 결과
 Table. 2 Simulated LFSR Counter

Digital code	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1
6	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1
7	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1
8	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1
9	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
...
32758	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
32759	0	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0
32760	1	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
32761	0	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32762	1	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32763	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32764	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32765	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
32766	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1

표2는 그림7의 LFSR Counter의 모의 실험한 결과이다. Readout mode에서 SOUT은 외부 클럭인 CLK_EXT의 clocking에 의해 Shift Register로 MSB에서 LSB로 Digital code를 Serial로 출력한다. 그림13은 동부 0.18 μ m triple-well CMOS 공정을 이용하여 설계된 싱글 픽셀 포토 카운터 Layout이며, Folded Cascode CMOS OP amp를 이용한 Preamplifier와 Comparator, 15bit LFSR Counter를 포함한 싱글 픽셀 포토 카운터의 면적은 100 \times 100 μ m²이다.

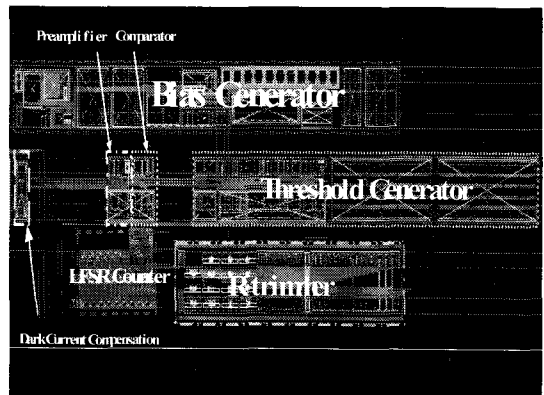


그림13. 설계된 싱글 포토 계수형 영상 센서의 layout plot
 Fig. 13 Layout plot of designed single photon counting mode image sensor

V. 결 론

본 논문에서는 디지털 의료 영상 및 진단 분야 그리고 산업용으로도 활용 가능한 싱글 픽셀 포토 계수형 영상 센서를 0.18 μm triple well CMOS 공정을 사용하여 설계하였다. 디지털 X-ray 이미지 센서 모듈을 간단화 하기 위해 단일 전원전압을 사용하였으며, Preamplifier의 출력 전압인 signal voltage(ΔV_s)를 크게 하기 위해 Folded Cascode CMOS OP amp를 이용한 Preamplifier를 설계하였다. Preamplifier의 출력전압인 signal voltage(ΔV_s)를 크게 함으로서 입사되는 X-ray 입자 에너지의 범위를 넓힐 수 있게 하였다. 또한 기존의 Readout 칩 외부에서 인가하던 threshold voltage를 Readout 칩 내부에서 생성해주는 Threshold Voltage Generator 회로를 새롭게 제안하여 Preamplifier의 공통전압이 변하더라도 각 픽셀에 알맞은 threshold voltage를 만들어 줄 수 있도록 하였으며, Compact 하고 빠른 Counting 속도를 가지는 LFSR Counter를 사용하였다. 현재 칩제작은 완료 되었으며, 테스트 칩으로 성능을 평가 중에 있다.

감사의 글

his research was supported in part by the Ministry of Health and Welfare, And supported by the MOCIE(Ministry of Commerce, Industry and Energy), KOREA under the IDEC Support Program(MPW,CAD) and Dongbu Electronics Co. Ltd, And T.

참고문헌

[1] 지은미, 김근섭, 이재호 et al., "의료영상 정보 시스템," 전자공학회지, 제20권 6호, pp.701-716.
 [2] B. Mikulec. et al., "Characterisation of a single photon counting pixel system for imaging of low-contrast objects," Nucl. Instr. and Meth. A 458(2001) 352-359.
 [3] <http://www.cis.rut.edu>.

[4] FREDRIK EDLING, "A pixel readout chip for medical X-ray imaging," LICENTIATE THESIS. Uppsala Univ. 2003.
 [5] Gyu-Ho Lim et al., "A CMOS Bandgap Reference Voltage/Current Bias Generator And Its Responses for Temperature and Radiation," Proc. IEEK Summer Conference, 제26권 제1호, pp.1093-1096, July 2003.
 [6] Tom Francke et al., "Dose reduction in medical X-ray imaging using noise free photon counting," Nucl.Instr. and Meth. A 471(2001).
 [7] P.Horowitz, W.Hill:The Art of Electronics, Cambridge University Press.
 [8] Kapnistis, C., Msiakos,K. and Haralabidis, N., "A Small Area Charge Sensitive Readout Chain with a Dual Mode of Operation," Analog Integrated Circuits and Signal Processing ,27,39-48,2001.
 [9] 이승훈,김범섭,송민규,최중호 "CMOS 아날로그/혼성 모드 집적시스템 설계(상)," 시그마 프레스, 1999년.

저자소개

백 승 면(Seung-Myun Baek)

2005.3~현재 창원대학교 전자공학과 공학박사과정
 ※관심분야: LCD 구동 칩 설계



김 태 호(Ho-Tea Kim)

2006.2 창원대학교 전자공학과 공학사
 2006.3~현재 창원대학교
 전자공학과 공학석사과정

※관심분야: X-ray Image Sensor 설계



강 형 근(Hyung-Geun Kang)

2005.2 창원대학교 전자공학과 공학사
 2005.3~현재 창원대학교
 전자공학과 공학석사과정

※관심분야: LCD 구동 칩 설계, X-ray Image Sensor 설계



전 성 채(Sung chae-Jeon)

1995.2 창원대학교 전자공학과 공학사
1972.2 창원대학교 전자공학과
공학석사

2006.8 한국과학기술원 원자력 및 양자공학과 공학박사
1997.9~1999.2 한국전기연구원 위촉연구원
2005.3~현재 한국전기연구원 선임연구원
※관심분야: X-ray Image Sensor 설계



하 판 봉(Pan-Bong Ha)

1981.2 부산대학교 전기공학과 공학사
1983.2 서울대학교 전자공학과
공학석사

1993.2 서울대학교 전자공학과 공학박사
1987.3~현재 창원대학교 전자공학과 교수
※관심분야: 임베디드 시스템, SoC 설계



진 승 오(Seung-Oh Jin)

1996.2 창원대학교 전기공학과 공학사
1998.2 창원대학교 전기공학과
공학석사

1998.2~2003.2 한국전기연구원 연구원
2003.3~현재 한국전기연구원 선임연구원
※관심분야: X-ray Image Sensor 설계



박 무 훈(Mu-Hun Park)

1991.2 경북대학교 전자공학과
공학사
1993.3 동북대학교 전기통신공학
연구과 공학석사

1996.3 동북대학교 전기통신공학연구과 공학박사
1998.8~현재 창원대학교 전자공학과 교수
※관심분야: 초음파 신호처리, 영상신호처리, 가상현실,
SoC 설계



허 영(Huh Young)

1980.2 한양대학교 전자통신 공학사
1985.8 한양대학교 영상신호처리
공학석사

1995.8 The University of Texas 공학박사
1987~ 현재 한국전기연구원 랩장
2004. 11 ~ 2005.5 보건복지부 의료기기 위원회 분과위원
장
2004. 4 ~ 현재 고령화 및 미래사회위원회 고령친화산업
공동연구자
2006. 7 ~ 현재 의료기기산업기술 로드맵 자필위원
※관심분야: Solid state 방사선 센서 설계



김 영 희(Young-Hee Kim)

1989.2 경북대학교 전자공학과
공학사
1997.2 포항공대 전자전기공학과
공학석사

2000.8 포항공대 전자전기공학과 공학박사
1989.1~2001.2 현대전자 메모리연구소 책임연구원
2001.3~현재 창원대학교 전자공학과 교수
※관심분야: 저전압/저전력/고속 메모리 설계, LCD
구동 칩 설계, CMOS 이미지 센서 설계, RFID 태그
칩 설계