
Intra Oral CMOS X-ray Image Sensor용 DC-DC 변환기 설계

장지혜* · 김려연* · 허성근** · Jari Pekka Joonen** ·
김태우** · 하판봉* · 김영희*

Design of a DC-DC converter for intra-oral CMOS X-ray image sensors

Ji-Hye Jang* · Jinliyan* · Subg-Kyn Heo** · Jari Pekka Joonen** ·
Tae-Woo Kim** · Pan-Bong Ha* · Young-Hee Kim*

이 논문은 2011~2012년도 창원대학교 연구비에 의하여 연구되었음

요 약

본 논문에서는 구강센서를 소형화하고 제조 원가를 낮추기 위해 구강센서에서 필요로 하는 바이어스 회로를 구강센서 칩 내부에서 만들어주었다. 제안된 DC-DC 변환기 회로는 기준전류 발생기(reference current generator) 회로의 IREF를 이용하여 전압 레귤레이터(voltage regulator)에 필요한 기준전류와 바이어스 전류를 각각 공급해준다. 이들 전류가 각각의 전압 레귤레이터 회로에서 해당되는 기준전압을 생성하여 부궤환(negative feedback)에 의해 목표전압을 regulation하게 된다. 그리고 기준전류가 전류 복사비(current mirror ratio)에 의해 mirroring되어 정전류인 IB0/IB1을 공급해주고, VREF 전압을 공급해주도록 설계하였다. 0.18 μ m X-ray CMOS 이미지 센서 공정을 이용하여 설계된 구강센서의 DC-DC 변환기의 출력 전압의 평균 전압, σ 와 4 σ 는 양호한 측정 결과를 얻었다. 그리고 line-pair pattern 영상은 blurring 없이 높은 해상도 특성을 보였으며, 좋은 구강 영상을 획득하였다.

ABSTRACT

A bias circuit required for an oral sensor is manufactured inside the oral sensor chip to reduce its size and cost. The proposed DC-DC converter supplies the required reference and bias currents for their corresponding regulators by using IREF of the reference current generator. Their target voltages of the voltage regulators are regulated by the negative mechanism by generating their reference voltages required for their corresponding regulators. In addition, a constant current IB0/IB1 is supplied by being mirrored by a current mirror ratio and then VREF is generated. It is confirmed by measurements that the average voltage, σ , and 4 σ of the designed DC-DC converter for intra oral sensors with a 0.18 μ m X-ray CMOS process are within their required ranges. And the line-pair pattern image shows a high-resolution characteristic without blurring. Also, a good oral image can be obtained.

키워드

CMOS 엑스레이 이미지 센서, 구강, 직류-직류 변환기, 기준 전류 발생기

Key words

CMOS X-ray image sensor, intra-oral, DC-DC converter, reference current generator

* 정회원 : 창원대학교
** 정회원 : (주)레이언스

접수일자 : 2012. 08. 06
심사완료일자 : 2012. 08. 31

Open Access <http://dx.doi.org/10.6109/jkiice.2012.16.10.2237>

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서 론

X-ray 이미지 센서는 X-ray를 통해 피사체 정보를 검지하여 전기적인 영상신호로 변환하는 장치이다. X-ray는 의료영상 분야뿐만 아니라 비파괴 검사 등 일반산업과 보안 분야까지 다양하게 활용되고 있다. 기존의 X-ray 검출은 필름을 이용하는 방식은 현상 시간이나 검색에 상당한 시간이 소요되며 환경오염 문제가 있다 [1]. 그리고 최근 의료영상 저장전송 시스템 (PACS : Picture Archiving Communication System) 구축이 요구되면서 이미지 센서로부터 획득한 영상을 필름으로 현상하지 않고 컴퓨터에 저장, 전송하기 위해서는 의료 영상을 디지털화 하는 디지털 X-ray 센서가 필수적이다 [2][3]. 의료영상분야에 이용되는 디지털 X-ray 센서는 치과용 X-ray 촬영장치, 유방암진단기(Mammography), CT(Computed Tomography)용 촬영장치, 개인 방사선량 측정기 등이 있다.

그림 1은 의료 X-ray 영상 시스템의 개념도로서 X-ray 소스에서 나온 포톤(photon)들이 피사체인 환자를 통과하게 될 때 피사체에 흡수되지 않은 포톤들이 검출기에 검출되어 영상을 획득하는 시스템이다. 의료용 디지털 X-ray 영상센서는 그림 1에서 보는바와 같이 X-ray 검출기(Detector)와 ROIC(Readout Integrated Circuit)부분으로 구성되어 있다.

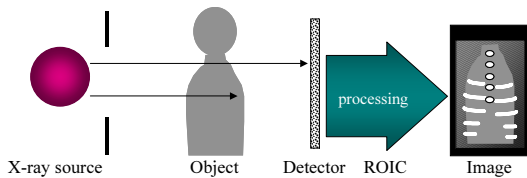


그림 1. 의료용 디지털 X-ray 영상 시스템
Fig. 1 Digital medical X-ray imaging system

치아교정, 임플란트 수술에 사용되는 치과용 디지털 X-ray 센서는 dental CT, 디지털 파노라마와 구강센서(intra oral sensor)가 있으며, 그림 2의 구강센서는 치아 2~3개 정도의 부위를 고해상도로 측정할 수 있어 정밀 진단 시 사용된다. CMOS APS(Active Pixel Sensor)는 능동 픽셀(active pixel)의 리셋 전압(reset voltage)인 VRESET, 외부 정전류원을 위한 기준전압인 VREF, 행 선택(row selection)을 위한 공급전압인 VCC, 열 선택

(column selection)과 디지털 I/O를 위한 VDD, 출력 증폭기(output amplifier)의 벌크 바이어스 전압(bulk bias voltage)로 사용되는 VCCC, 픽셀 column의 정전류를 공급해 주기 위한 IB0와 IB1의 전압이 필요하다. 기존의 구강센서는 이들 바이어스들을 센서 보드에서 공급해주므로 구강센서 보드를 소형화시키는데 어려움이 있었으며, 제조 원가가 높은 단점이 있다. 집적도를 높이고 제조 원가를 낮추기 위해서는 센서보드에서 공급되는 VRESET 등의 바이어스 회로를 구강센서 내부에서 공급할 필요가 있다.



그림 2. 구강센서 사진
Fig. 2 Picture of an intra oral sensor

본 논문에서는 구강센서를 소형화하고 제조 원가를 낮추기 위해 구강센서에서 필요로 하는 바이어스 회로를 구강센서 칩 내부에서 만들어주었다. DC-DC 변환기 회로는 기준전류 발생기(reference current generator) 회로의 IREF를 이용하여 전압 레귤레이터에 필요한 기준전류와 바이어스 전류를 각각 공급해준다. 이들 전류가 각각의 전압 레귤레이터 회로에서 해당되는 기준전압을 생성하여 부궤환에 의해 목표전압을 regulation하게 된다. 그리고 기준전류가 전류 복사비(current mirror ratio)에 의해 mirroring되어 정전류인 IB0/IB1을 공급해주고, VREF 전압을 공급해주도록 설계하였다.

II. 회로 설계

표 1은 X-ray를 형광체(scintillator)를 통해 빛으로 변환된 뒤 빛을 검출하여 읽어내는 간접 검출방식을 이용한 구강센서의 설계 스펙을 보여주고 있다. 설계된 구강

센서는 partially pinned photodiode를 이용한 CMOS APS를 사용하고 있으며, CMOS 능동 픽셀은 3T(Transistor) 능동 픽셀 회로를 사용하였고 픽셀 pitch는 20 μ m이다. 그리고 CMOS 능동 픽셀 어레이 크기는 1200 × 1650이다. X-ray를 빛으로 변환해주는 X-ray converter는 CsI를 사용하였으며, 12비트의 A/D 변환기를 사용하였다.

표 1. 설계된 구강센서의 설계 스펙
Table. 1 Major specifications of the designed intra oral sensor

Parameter	Unit	Specification
Sensor Type	-	CMOS Active Pixel Sensor
X-ray Converter	-	CsI
Dimension (W × L × T)	mm	29.8 × 39.5 × 4.95
Weight	Kg	< 1.0
Pixel Size	um	20
Number of Pixels	Pixels	1200 × 1650
A/D	Bits	12 bits
Dynamic Range	dB	≥ 62
Noise ¹	LSB	≤ 1.5
Resolution ²	Lp/mm	25
Sensitivity ³	LSB/ μ Gy ³	7.4~9.0
Data Output	-	USB 2.0
Voltage	-	DC : +5V
Power Consumption	-	Max. 500mA @ +5V

+ 1 : RMS of dark current
+ 2 : Limited Resolution, Measured @ 75kVp, 21 mm Al filter
+ 3 : μ Gy is the unit of X-ray exposure (1mR = 8.69 μ Gy)

그림 3은 간접 검출방식의 intra oral CMOS X-ray 이미지 센서의 구조를 보여주고 있다. CsI(Cesium iodide):TI는 CMOS APS 패널(panel)에 조사된 X-ray를 300~400nm 파장대의 빛으로 변환시켜 주는 형광체로 주상구도(needle like structure)로 결정화되어 해상도 특성이 우수하다. CsI:TI는 그림 3에서 보는바와 같이 FOP(Fiber Optic Plate) 위에 증착되어 있다. FOP는 광섬유 다발로 이루어진 plate로 광섬유가 scintillator에서 발생된 빛의 퍼짐을 감소시켜 해상도 특성을 우수하게 만든다. 또한 광섬유 내의 납 성분이 scintillator를 투과한 X-ray를 차폐시켜 X-ray에 직접 노출로 인한 CMOS 센서에서의 부가적인 잡음 발생을 막아주고, 소자를 X-ray damage로부터 보호해 준다. 그리고 Optical Coupling은 CMOS APS panel과 CsI:TI-FOP를 광학적으로 결합해주는 역할을 한다. 광전달 효율이 높고 굴절율이 FOP, CMOS APS 패널의 passivation layer와 유사한 물질을 사용하여 해상도 및 검출효율 저하를 막는다.

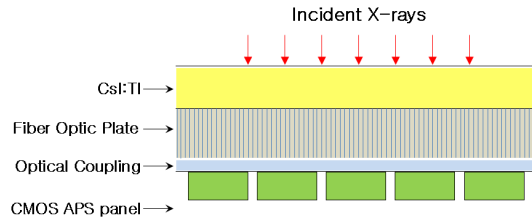


그림 3. 간접 검출방식의 intra oral CMOS X-ray 이미지센서의 구조

Fig. 3 Structure of an intra-oral CMOS X-ray image sensor of indirect detection type

그림 4는 intra oral CMOS X-ray 이미지 센서 시스템의 블록도를 보여주고 있다. X-ray 이미지 센서 시스템은 크게 HIC(Hybrid Integrated Circuit)와 USB 보드(Board) 부분으로 구성된다. 센서의 입력전원은 PC의 USB 포트에서 공급되는 5V를 사용하고 있으며, CMOS APS는 LDO를 이용하여 전원을 공급 받는다. 그리고 Data는 USB 2.0으로 출력하며, FPGA는 CMOS 센서에 필요한 제어 신호(control signal)와 영상의 readout 및 USB 컨트롤러(controller)에 영상을 전송하는 역할을 한다. 그리고 이득(gain) 조절이 가능한 증폭기(amplifier)는 CMOS 센서에서 출력되는 전류 신호를 전압 신호로 변환한다. 증폭기에서 출력된 전압 신호를 디지털 데이터(digital data)로 변환하는 12bit ADC(Analog-to-Digital Converter)로 구성되어 있다.

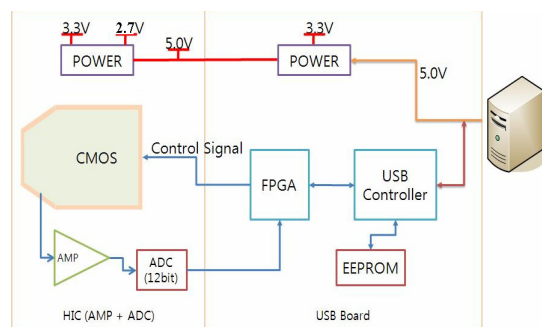


그림 4. Intra oral CMOS X-ray 이미지 센서 시스템의 블록도

Fig. 4 Block diagram of intra oral CMOS X-ray image sensor

설계된 구강센서는 표 2에서 보는바와 같이 voltage regulator(VRESET, VCC, VCCC와 VDD), VREF와 정전류원인 IB0/IB1의 바이어스가 필요하다. 전압 레귤레이터 회로는 5V의 외부 전원(external power)인 A5V를 구강센서에서 필요로 하는 VRESET(=2.7V), VCC(=4.2V), VCCC(=4.2V)와 VDD(=4.2V) 전압으로 linear regulation 해 주는 회로이다.

표 2. 구강센서에 사용되는 구동 바이어스
Table. 2 Driving biases required for an oral sensor

구분	목표값	용도
VRESET	2.7V	pixel reset voltage
VCC	4.2V	row selection voltage
VDD	4.2V	디지털 I/O voltage
VCCC	4.2V	bulk bias voltage
VREF	0.65V	reference voltage
IB0/IB1	30 μ A	constant current source

전압 레귤레이터 회로를 설계하는데 핵심은 공정, VDD 및 온도의 변화에 대해 VBG(Bandgap Voltage)의 변화 폭을 줄이고, 빠르게 변화하는 부하전류(load current)에 대해 안정되고 정확한 VREG(Regulated Voltage) 전압의 공급과 stand-by 전류를 줄이는 것이다. 전압 레귤레이터는 밴드갭 기준전압 발생기에 의해 만들어진 VBG를 필요로 하는 내부 공급전압으로 변환하기 위해 사용된다. 기존의 전압 레귤레이터 회로는 그림 5에서 보는바와 같다.

$$VREG = VBG \cdot \left(1 + \frac{R1}{R2}\right) \tag{1}$$

그림 5의 VREG 전압은 식 (1)에서 보는바와 같이 VBG를 (1+R1/R2)만큼 증폭하여 만든다[4]. 공정 변화로 인한 VBG 변화가 VREG의 전압을 변화시키는 것을 제거하기 위해 저항 R1과 R2의 비를 조절하도록 퓨즈 트리밍(fuse trimming) 방법을 사용할 수 있다[5]. 전압 레귤레이터에 저항 분배기(divider)를 사용할 경우 분배기로 사용되는 저항의 기생하는 커패시턴스 성분으로 인한 VREG 전압의 fluctuation 현상이 문제가 될 수 있어 저항 분배기 대신 그림 6에서 보는바와 같이 PMOS 다이오드 분배기(diode divider)를 사용한다[6].

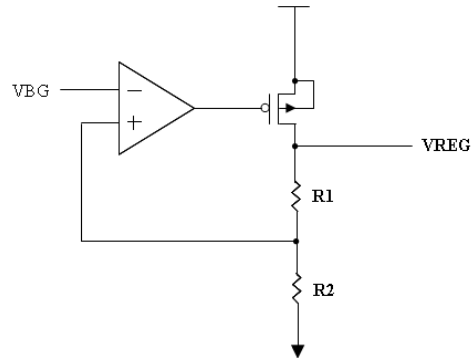


그림 5. 저항 분배기를 이용한 전압 레귤레이터 회로도
Fig. 5 Voltage regulator using a resistor divider

그림 6의 단순화된 전압 레귤레이터 회로는 차동증폭기(differential amplifier)인 DIFF_AMP, common source 증폭기인 MP0와 PMOS 전압 분배기(MP1, MP2와 MP3)로 구성되어 있다. 차동증폭기의 negative input은 기준전압인 VR, positive input은 PMOS 전압 분배기의 출력 전압인 VFB(Feedback Voltage)에 연결되어 있다. PMOS 전압 분배기에 사용된 트랜지스터의 W/L 비는 동일하므로 VFB는 VREG/(N+1)로 전압 분배된 전압이 출력된다. 차동증폭기는 VR 전압과 VFB 전압을 비교하며, positive 이득을 갖는 증폭기이다. 만약 VREG 전압이 목표 전압 이하이면 VFB 전압은 VR 전압보다 낮게 되고 차동증폭기의 출력은 low 레벨이 나오며, common source 증폭기의 PMOS driver인 MP0의 구동전류는 증가하여 VREG 전압은 상승한다.

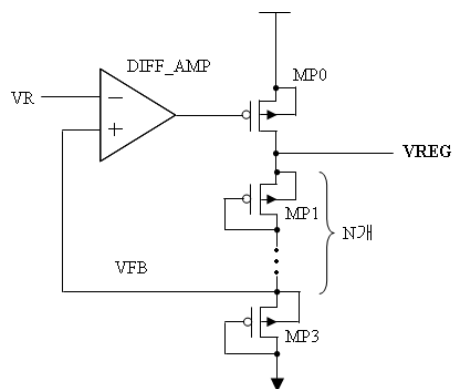


그림 6. PMOS 다이오드를 이용한 전압 분배기 회로도
Fig. 6 Voltage regulator using a PMOS diode divider

반면 VREG 전압이 목표 전압(target voltage)인 (N+1)·VR 이상의 전압이 되면 VFB 전압이 VR 전압보다 높게 되어 차동증폭기의 출력은 high 레벨이 나와서 MP0를 OFF 시킨다. 이와 같이 부궤환에 의해 VREG 전압은 정상상태(steady-state)에서 목표 전압으로 regulation된다. 그림 7의 기준전류 회로는 밴드갭 기준 전압인 VBG를 기준전류인 IOUT(=VBG/R)으로 바꾸어준다.

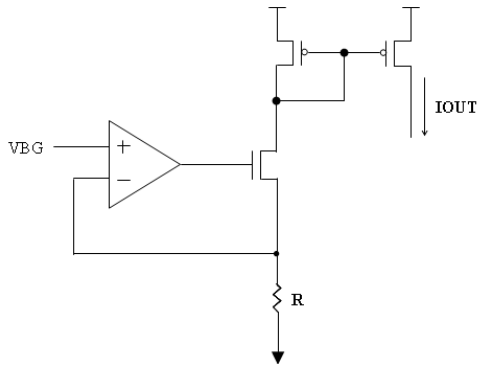


그림 7. 기존의 V-I 변환기 회로도
Fig. 7 Conventional V-I converter

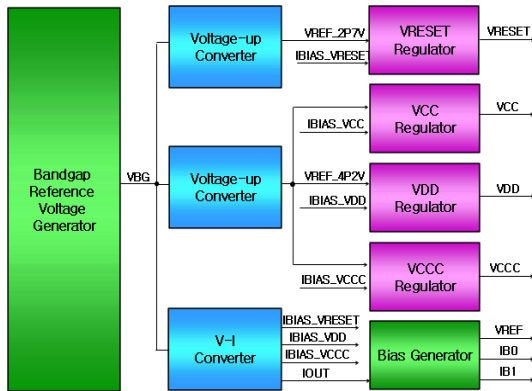


그림 8. 구강센서용 DC-DC 변환기의 일반적인 블록도
Fig. 8 General block diagram of DC-DC converter for an intra oral sensor

표 2의 구강센서에서 필요로 하는 바이어스를 공급해주는 DC-DC 변환기 회로는 그림 8에서 보는바와 같이 그림 6의 전압 레귤레이터 회로와 그림 7의 V-I 변환기 회로를 이용하여 구현할 수 있다. 그리고 VREF 전압은

V-I 변환기의 전류 복사(current mirror)의 mirroring 전류를 저항에 흐르게 하므로 0.65V를 공급할 수 있다. 그런데 이렇게 설계를 하는 경우 VRESET을 위한 기준전압을 만들어주는 voltage-up 변환기, 4.2V의 VCC, VDD, VCCC를 위한 기준전압을 만들어주는 voltage-up 변환기, 정전류를 공급해주기 위한 V-I 변환기가 필요하기 때문에 전류소모가 증가할 수 있다.

그래서 본 논문에서는 그림 9에서 보는바와 같이 기준전류 발생기 회로의 IREF를 이용하여 전압 레귤레이터에 필요한 기준전류와 바이어스 전류를 각각 공급해준다. 이들 전류가 각각의 전압 레귤레이터 회로에서 해당되는 기준전압을 생성하여 부궤환에 의해 목표전압을 regulation하게 된다. 그리고 기준전류가 전류 복사비에 의해 mirroring되어 정전류인 IB0/IB1을 공급해주고, VREF 전압을 공급한다.

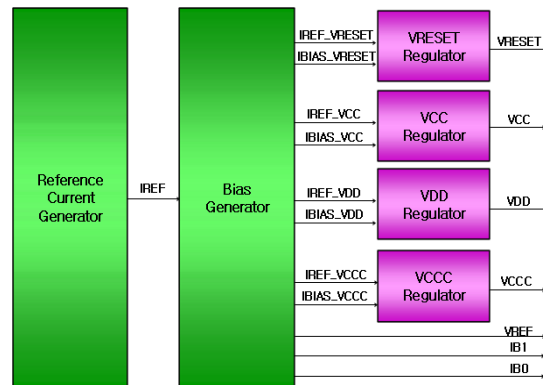


그림 9. 구강센서용으로 제안된 DC-DC 변환기의 블록도
Fig. 9 Block diagram of proposed DC-DC converter for an intra oral sensor

그림 10은 그림 9의 기준전류 발생기 회로도를 보여준다. 세 개의 substrate PNP BJT 트랜지스터 Q1:Q2:Q3의 에미터 면적 비는 1:1:N이다. 기준전류인 IREF는 식 (2)와 같이 표현된다. 식 (2)의 첫 번째 항은 VEB에 비례하고 다른 항은 thermal voltage VT에 비례한다. 식 (2)에서 보는 것처럼 IREF는 R1, R2의 저항 비에 의해 결정된다. 저항은 high ohmic p-poly 저항을 사용하였다.

$$IREF = I1 + I2 = \frac{VEB1}{R1} + \frac{VT}{R2} \cdot \ln N \quad (2)$$

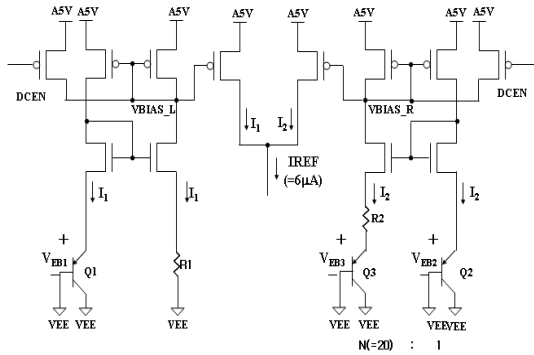


그림 10. 제안된 기준전류 발생기 회로도
Fig. 10 Proposed reference current generator

그림 11의 바이어스 회로는 IREF를 이용하여 VRESET 레귤레이터에 필요한 IREF_VRESET와 IBIAS_VRESET, VCC 레귤레이터에 필요한 IREF_VCC와 IBIAS_VCC, VDD 레귤레이터에 필요한 IREF_VDD와 IBIAS_VDD, VCCV 레귤레이터에 필요한 IREF_VCCV와 IBIAS_VCCV 전류를 공급한다. 그리고 바이어스 회로는 식 (3)에서 보는바와 같이 R3·IREF의 VREF 전압을 공급하고, wide swing을 갖는 cascode current를 이용하여 pixel column bias current를 공급해주는 IB0/IB1을 만들어 준다.

$$VREF = R3 \cdot \left(\frac{VEB1}{R1} + \frac{VT}{R2} \cdot \ln N \right) \quad (3)$$

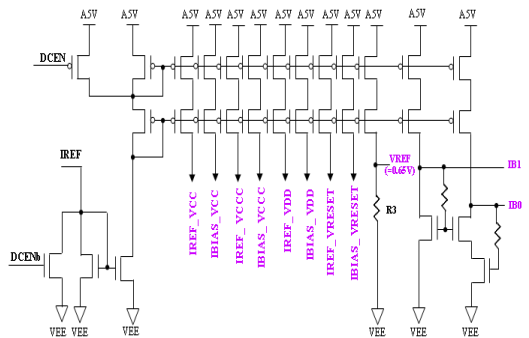


그림 11. 바이어스 회로도
Fig. 11 Bias circuit

그림 12는 능동 픽셀의 리셋 전압인 VRESET 전압 레귤레이터의 회로도를 보여주고 있다. R0 (=225KΩ)에 IREF_VRESET(=5µA)를 흘려주면 VRESET의 기준전압인 VREF_VRESET은 1.35V가 걸리게 된다. IREF_VRESET은 그림10의 기준전류 발생기 회로에 의해 공급된다. VRESET 전압 레귤레이터 회로는 구동전압인 VRESET과 VEE 사이에 2개의 PMOS 다이오드가 직렬로 연결되어 있으므로 정상상태에서 VREF_VRESET 전압과 VFB_VRESET 전압은 같아진다. VREF_VRESET 전압과 VFB_VRESET 전압은 같아지면 VRESET 전압은 VREF_VRESET 전압의 2배인 2.7V를 구동하게 된다. 전압 regulation시 게이트-드레인(gate-drain) overlap 커패시턴스에 의한 VREF_VRESET의 voltage fluctuation을 제거하기 위해 VREF_VRESET과 VEE 사이에 charge reservoir 커패시터를 두고 있다. 또한 VRESET의 리플 전압(ripple voltage)을 줄이기 위해서 100nF의 external charge reservoir 커패시터를 사용하였다.

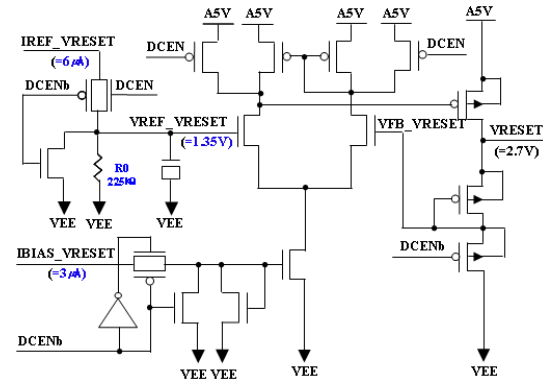


그림 12. VRESET 전압 레귤레이터 회로도
Fig. 12 VRESET voltage regulator

그림 13의 VCC 전압 레귤레이터 회로는 구동전압인 VCC와 VEE 사이에 PMOS diode가 3개인 것과 VREF_VCC 전압이 1.4V인 것을 제외하고는 VRESET 전압 레귤레이터 회로와 구조는 유사하다. 그리고 동일한 4.2V를 공급하는 VDD와 VCCV 전압 레귤레이터 회로는 그림 13의 VCC 레귤레이터와 동일한 회로를 사용하였다.

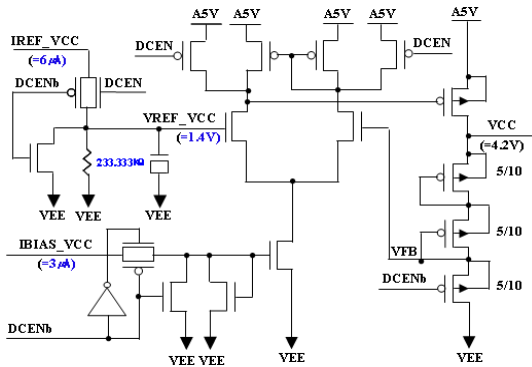


그림 13. VCC 전압 레귤레이터 회로도
Fig. 13 VCC voltage regulator

그림 14는 0.18 μm X-ray CMOS 이미지 센서 공정을 이용하여 설계된 구강센서의 레이아웃 이미지를 보여주고 있으며, DC-DC 변환기를 내장하고 있다. 설계된 구강센서의 레이아웃 면적은 24,860 $\mu\text{m} \times 34,670\mu\text{m}$ 이다.

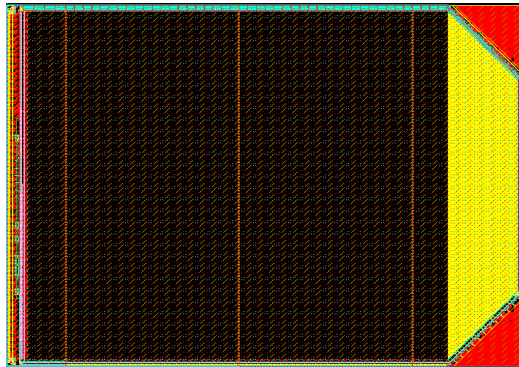


그림 14. DC-DC 변환기를 내장한 구강센서의 레이아웃 이미지
Fig. 14 Layout image of intra oral image sensor with a built-in DC-DC converter

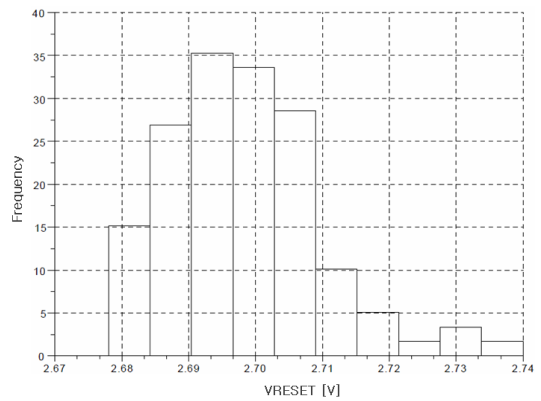
III. 측정결과

0.18 μm X-ray CMOS 이미지 센서 공정을 이용하여 설계된 구강센서용 DC-DC 변환기 출력의 온도 변화에 따른 출력 전압의 측정 결과는 표 3과 같다. 32 $^{\circ}\text{C}$ ~50 $^{\circ}\text{C}$ 의 온도 범위에 대해 웨이퍼 상태에서 양호한 온도 특성 결과를 얻었다.

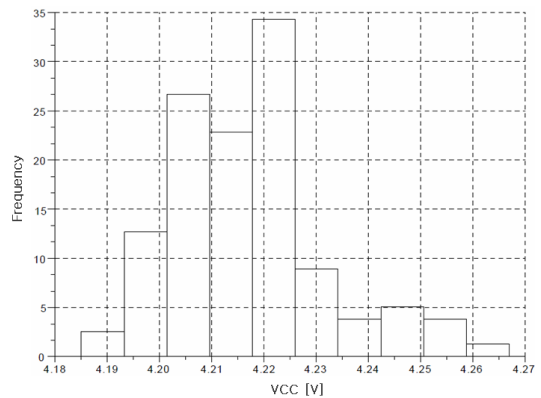
표 3. 온도 변화에 따른 출력 전압의 측정 결과
Table. 3 Output voltages according to temperature variations

	32 $^{\circ}\text{C}$	34 $^{\circ}\text{C}$	36 $^{\circ}\text{C}$	38 $^{\circ}\text{C}$	40 $^{\circ}\text{C}$	42 $^{\circ}\text{C}$	44 $^{\circ}\text{C}$	46 $^{\circ}\text{C}$	48 $^{\circ}\text{C}$	50 $^{\circ}\text{C}$	UNIT
VRESET	2.74	2.73	2.72	2.72	2.71	2.7	2.7	2.69	2.68	2.68	V
VCC	4.27	4.26	4.25	4.24	4.23	4.22	4.21	4.21	4.2	4.19	V
VDD	4.26	4.25	4.25	4.24	4.23	4.22	4.21	4.2	4.19	4.28	V
VCCc	4.26	4.25	4.24	4.23	4.22	4.21	4.2	4.19	4.18	4.17	V
VREF	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.65	0.64	0.64	0.64	0.64	V

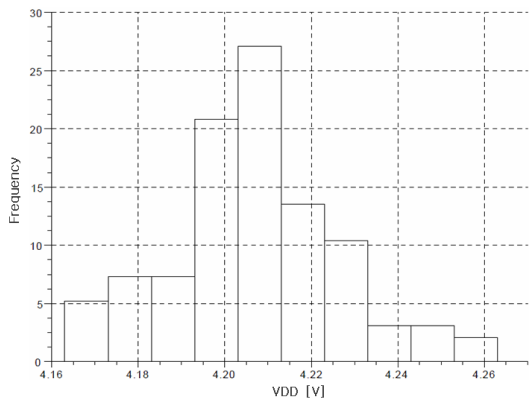
그림 15는 표 3에서 보는바와 같이 전압 레귤레이터에 대한 샘플 칩을 측정하여 DC-DC 변환기 출력 전압의 빈도 수(Frequency)를 나타낸 그래프이다. 각 출력전압의 평균 전압, σ 와 4σ 는 표 4에서 보는바와 같다.



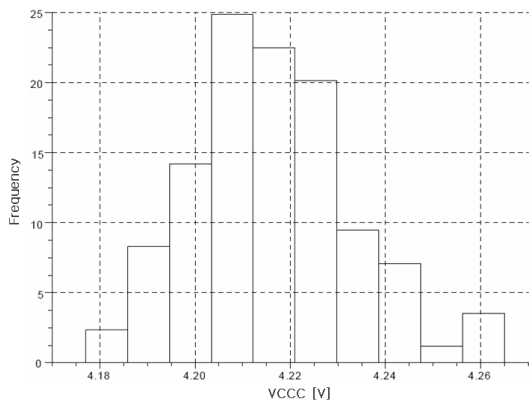
(a)



(b)



(c)



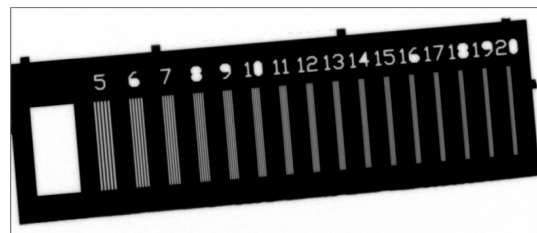
(d)

그림 15. DC-DC 변환기 출력 전압의 빈도수 그래프
 (a) VRESET (b) VCC (c) VDD (d) VCCC
 Fig. 15 Frequency plots of output voltages of the DC-DC converter
 (a) VRESET (b) VCC (c) VDD (d) VCCC

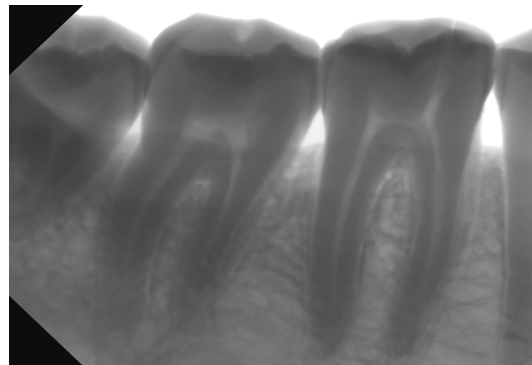
표 4. 테스터 칩에 대한 출력전압의 평균 전압, σ 와 4σ
 Table. 4 Average voltage, σ , and 4σ of output voltages measured on manufactured test chips

	샘플 수	mean	σ	4σ
VRESET	160	2.698V	11mV	44mV
VCC	123	4.217V	15mV	60mV
VDD	99	4.207V	20mV	79mV
VCC	114	4.216V	17mV	68mV

그림 16은 DC-DC 변환기가 내장된 구강센서의 이미지 프로세싱 이전 단계의 X-ray 영상을 보여주고 있다. 촬영 조건은 관전압(X-ray energy)이 60kVp이며, X-ray 조사시간(exposure time)은 0.2초, 관전류(tube current)는 6mA, SSD(Source to detector distance)는 28cm이다. 그림 16(a)는 구강센서의 높은 대비 해상도 특성을 분석하기 위한 line-pair pattern 영상으로 blurring 없는 특성을 보였으며, 그림 16(b)는 팬텀 이미지 사진이다.



(a)



(b)

그림 16. 이미지 프로세싱 이전 단계에서 DC-DC 변환기를 내장한 구강센서의 X-ray 영상
 (a) line-pair patterns 영상 (b) 팬텀 이미지 사진
 Fig. 16 X-ray images before image processing obtained an intra oral sensor with a built-in DC-DC converter:
 (a) line-pair pattern and (b) phantom image

IV. 결 론

구강센서는 치아 2~3개 정도의 부위를 고해상도로 측정할 수 있어 정밀 진단 시 사용된다. 기존의 구강센서는

CMOS APS 센서에서 필요로 하는 바이어스들을 센서 보드에서 공급해주므로 구강센서 보드를 소형화시키는데 어려움이 있었으며, 제조 원가가 높은 단점이 있다. 집적도를 높이고 제조 원가를 낮추기 위해서는 센서보드에서 공급되는 VRESET 등의 바이어스 회로를 구강센서 내부에서 공급할 필요가 있다.

본 논문에서는 구강센서를 소형화하고 제조 원가를 낮추기 위해 구강센서에서 필요로 하는 바이어스 회로를 구강센서 칩 내부에서 만들어주었다. 0.18 μ m X-ray CMOS 이미지 센서 공정을 이용하여 설계된 구강센서의 DC-DC 변환기의 출력 전압의 평균 전압, σ 와 4 σ 는 양호한 측정 결과를 얻었다. 그리고 line-pair pattern 영상은 blurring 없이 높은 해상도 특성을 보였으며, 팬텀 이미지 사진으로 좋은 구강 영상을 획득하였다.

감사의 글

이 논문은 2011~2012년도 창원대학교 연구비에 의하여 연구되었음.

참고문헌

[1] 허영, 전성채, 진승오, “디지털 X-ray용 센서 기술 및 동향,” 물리학과 첨단기술, 제 16권, 7/8호, pp.24-28, 2007.
 [2] 지은미, 김근섭, 이제호 et al., “의료영상 정보시스템,” 전자공학회지, vol.20, no.6, pp.701-716.
 [3] 백승면, 김태호, 강형근, 전성채, 진승오, 허영, 박무훈, 하판봉, 김영희, “X-ray 이미지 센서용 싱글 픽셀 포톤 카운터 설계,” 한국해양정보통신학회논문지, vol.11, no.2, pp.322-329, 2007.
 [4] Robert J. Milliken et al., “Fully On-Chip CMOS Low-Dropout Voltage Regulator”, *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, vol.54, issue 9, pp.1879-1890, Sep. 2007.

[5] Horiguchi et al., “A tunable CMOS-DRAM voltage limiter with stabilized feedback amplifier”, *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol.25, issue 5, pp.1129-1135, Oct. 1990.
 [6] 김영희, “저전압 DRAM 회로 설계에 관한 연구,” 박사학위 논문, 포항공과대학교 전자전기공학과, 2000년 8월.

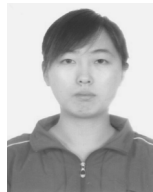
저자소개



장지혜(Ji-Hye Jang)

2008.2 창원대학교 전자공학과 공학사
 2008.3 창원대학교 전자공학과 석사

2010.3~현재 창원대학교 전자공학과 박사과정
 ※관심분야: Non-Volatile memory 설계, High-Speed I/O Interface 설계



김려연(Li-Yan Jin)

2007.7 연변대학교 컴퓨터공학과 공학사
 2009.9 창원대학교 전자공학과 석사

2009.9~현재 창원대학교 전자공학과 박사과정
 ※관심분야: Non-Volatile memory 설계, High-Speed I/O Interface 설계



허성근(Sung-Kyn Heo)

2008.2 부산대학교 기계공학부 공학사
 2007.11~현재 (주)레이언스 R&D 센터 센서연구소 주임연구원

※관심분야: 의료용 X-선 영상센서 개발, 성능 평가 분석



Jari Pekka Josenen

1999.3 Helsinki University of Technology
전자공학과 공학사
2003.11~현재 (주)레이언스 R&D
센터 센서연구소
선임연구원

※ 관심분야: 의료용 X-선 영상센서 설계, SoC 설계



김태우(Tae-Woo Kim)

1999.2 경희대학교 원자력공학과
학사
2001.2 경희대학교 원자력공학과
공학석사

2012.2 아주대학교 경영대학원 경영학석사
2012.2 아주대학교 경영대학원 경영학석사
2001.1~2008.6 (주)박텍 차세대기술연구소장
2008.7~2012.9 (주)휴먼레이 센서기술본부장
2012.10~현재 (주)레이언스 R&D 센터 센서연구소
연구소장

※ 관심분야: CMOS Image Sensor, X-ray Detector,
Dental CT 개발



하판봉(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



김영희(Young-Hee Kim)

1989.2 경북대학교 전자공학과
공학사
1997.2 포항공과대학교 전자전기
공학과 공학석사

2000.8 포항공과대학교 전자전기공학과 공학박사
1989.1~2001.2 현대전자 책임연구원

2001.3~현재 창원대학교 전자공학과 교수

※ 관심분야: CMOS Image Sensor 설계, 메모리 IP 설계,
SoC 설계