

# 초음파 의료 영상 응용 분야를 위한 CMOS 집적 회로 연구 개발

## I. 서론

현재 흔히 의료계에서 사용되고 있는 다양한 의료 영상 시스템 중에는 magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT), position emission tomography (PET), 초음파 (ultrasound), 그리고 X-ray 등의 여러 방식이 존재한다. 이 중 몇 년 전부터 더 큰 비중으로 사용 되고 있는 방식은 초음파 영상 시스템으로써 타 방식들에 비해서 인체에 무해하고, 상대적으로 제작 및 사용 비용이 적게 든다는 큰 장점과 작은 부피로 제작이 용이하다는 특징을 갖고 있다. 또한,

저가의 CMOS 반도체 공정 기술과 호환이 가능하고 주파수 특성이 우수한 정전용량형 초음파 변환기 capacitive micromachined ultrasound transducer (CMUT)<sup>[1]</sup> 방식이 1990년대에 제안이 되면서 초음파 영상 시스템의 연구 개발은 지난 몇 년 전 부터 더욱 활성화 되고 있는 추세이다.

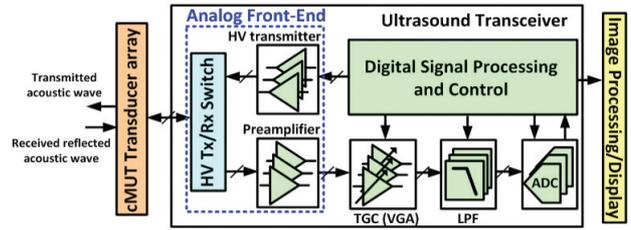
의료용 초음파 영상 시스템에서 인체 표면과 직접적으로 닿는 프로브 (probe)의 경우, 프로브를 구성하고 있는 트랜스듀서 (transducer)의 구현을 과거에는 압전 물질 (piezoelectric)을 이용한 방식이 많이 사용이 되어 왔으나, 이와는 달리 저가의 CMOS 반도체 공정 기술과 호환이 가능하고 주파수 특성이 우수한 정전용량형 초음파 변환기 capacitive micromachined ultrasound transducer (CMUT)<sup>[1]</sup> 방식이 1990년대에 제안이 되면서 초음파 영상 시스템의 연구 개발은 지난 몇 년 전 부터 더욱 활성화 되고 있는 추세이다. 최근에는 2차원이 아닌 3차원 초음파 영상 생성을 위한 다중 어레이 (multi-array) CMUT 기반의 초음파 시스템이[2] 개발 되면서 타 영상 방



차 혁 규  
서울과학기술대학교



〈그림 1〉 다양한 초음파 의료 영상 시스템



〈그림 3〉 초음파 의료 영상 시스템의 전체 블록도



〈그림 2〉 다양한 의료 응용 분야를 위한 초음파 영상 기술

식에 비해 해상도 등의 성능까지 크게 개선되는 연구 결과들이 계속해서 발표 되고 있으며, 종합 병원 혹은 개인 병원과 같은 의료 기관에서 흔히 사용되는 부피가 큰 시스템이 아닌 의료진이 옷 주머니에 직접 소지하고 다닐 수 있는 휴대용 초음파 영상 시스템 기기들이 개발 되고 있는 것을 〈그림 1〉을 통해 볼 수 있다. 또한, 초음파 영상 기술을 이용하여 다양한 의료 응용 분야에 사용이 되고 있는 것을 〈그림 2〉를 통해 확인할 수 있다.

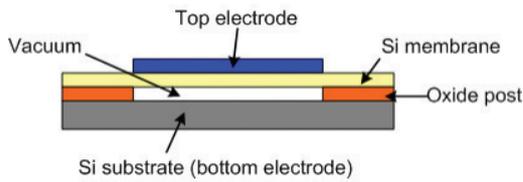
본 논문에서는 이러한 CMUT 기반의 초음파 의료 영상 시스템의 기술 동향과 트랜스듀서 인터페이스용 CMOS 아날로그 집적회로의 연구 개발 사례에 대해서 소개를 하고자 한다.

제 II 절에서는 초음파 영상 시스템의 기본적인 구조와 동작 원리에 대해서 다루고, III 절에서는 그동안 발표 된 주요 연구 그룹들의 의료용 초음파 영상 시스템에 대한 연구 동향에 대해 서술하고자 한다. 제 IV 절에서는 인터페이스 CMOS 아날로그 front-end 집적회로

개발 사례와 연구 결과에 대해 소개한 후 V 절에서 결론을 맺고자 한다.

## II. 초음파 영상 시스템의 구조 및 기본 동작 원리

〈그림 3〉에서는 기본적인 초음파 의료 영상 시스템의 구조를 나타내고 있다. 초음파 영상 시스템에서 인체와 접하게 되는 프로브 부분에서는 음압 (acoustic pressure)을 전기 신호로 변환해주고, 그 반대로 전기 신호를 음압 신호로 변환 해주는 트랜스듀서 부분과 이를 접하고 있는 인터페이스 아날로그 front-end 집적 회로 부분으로 이루어져있으며, 어레이 (array) 신호처리를 위해 시간차가 (beamforming) 나는 여러 송신 신호 펄스를 생성하거나 또는 수신 된 신호를 처리하여 영상 신호로 변환해주는 신호처리 부분, 그리고 영상을 생성해주는 디스플레이 부분으로 이루어져있다. 따라서 기본적인 동작 원리를 보면 신체 내부의 특정 부위의 영상을 얻기 위해서 송신쪽 신호 처리부에서 일반 전압 펄스 트리거 신호를 채널간의 시간차를 주면서 생성하여 인터페이스 아날로그 front-end부분의 고전압 송신기로 전달이 되면, 이 신호를 고전압으로 증폭시켜주면서 트랜스듀서에 가하게 된다. CMUT과 같은 정전용량형 트랜스듀서에서 이러한 고전압 펄스 신호가 커패시터 플레이트 (capacitor plate)에 가해질 때 정전력 (electrostatic force)의 작용으로 플레이트간의 기계적인 떨림을 초래하면서 전기 신호가 음압 신호로 변환하게 되며, 이 음압은 인체 내부를 통과하면서 인체의 여러 조직 층 (layer) 간의 임피던스 (acoustic



〈그림 4〉 CMUT의 기본 구조

impedance) 차이에 의해서 일부분의 신호는 다양한 세기의 에코 (echo) 신호로 시간차를 갖고 반사가 되어 돌아오게 된다. 이렇게 반사되어 돌아 온 음압이 트랜스듀서에 가해지면서 트랜스듀서의 정전용량에 변화를 주고, 이는 전기 신호로 (전류) 다시 변환이 되어 회로 수신단에 전달이 된다. 이 때의 미약한 전기 신호를 아날로그 수신단의 저잡음 증폭기와 에코 신호의 시간차에 따라 이득 변환이 가능한 이득 변환 증폭기 (time-to-gain compensation amplifier, TGC) 를 통해 증폭을 한 후 analog-to-digital converter (ADC) 를 거쳐서 디지털 신호처리 부분으로 전달이 된다. 그 후 전달된 신호의 지연 정보와 크기 정보 등을 이용하여 이에 대응되는 영상 신호로 변환하여 모니터를 통해 영상을 보여주게 된다. 이러한 전체 초음파 시스템의 성능을 크게 결정짓는 부분이 CMUT 소자의 특성과 인터페이스 아날로그 front-end 회로부분이다.

CMUT는 기본적으로 실리콘 웨이퍼 위에 MEMS 기술을 이용하여 미세 가공된 박막의 진동을 이용하여 초음파와 전기신호간의 변환을 가능하게 하며, 기본적인 구조는 〈그림 4〉와 같다. 실리콘 웨이퍼 위에서 하부 전극 (bottom electrode)와 상부 전극 (top electrode)이 증착된 질화 규소 (silicon nitride) 막 (membrane)이 커패시터를 형성하게 된다. 이 때 직류 바이어스 전압을 전극 간에 가하게 되면 막의 변위가 유발되어 하부 전극 쪽으로 당겨지게 되며, 막의 내부 응력 (internal stress)에 의한 항력과 평행한 위치에서 변위가 정지하게 된다. 이 상태에서 교류 전압을 인가하면 막이 진동을 하게 되어 초음파가 송신되게 된다. 반대로 수신하는 과정을 보면 이 상태에서 외부에서 가해지는 초음파의 음압에 따라 진동 막의 변위가 바뀌게

되면 정전용량이 변하게 되는데, 이러한 정전용량 변화를 검출함으로써 초음파를 수신할 수 있게 된다. 해당 의료 영상 응용 분야에 따라 필요한 규격이 달라지기 때문에, 그에 따라서 개별 CMUT 소자의 크기와 동작 주파수, 막의 두께, DC 바이어스 전압 등이 결정된다.

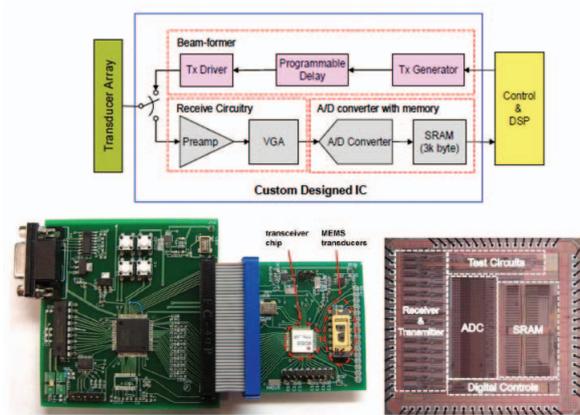
인터페이스 집적회로의 경우 송신단과 수신단 front-end를 나누어서 설명하면, 송신단 회로의 경우 어레이를 이루고 있는 채널 마다 정확한 지연 (delay) 을 갖는 펄스를 생성할 수 있어야 하며, 이를 고전압으로 증폭하여 각 트랜스듀서에 가해져야 인체 내에서 목표로 설정된 거리까지 전달이 가능한 큰 음압 신호를 만들 수가 있다. 인터페이스 수신단 회로의 경우 전체 시스템의 민감도 (sensitivity)와 수신 신호의 질을 결정짓는 신호대잡음비 (SNR)에 큰 영향을 준다.

### Ⅲ. 의료용 초음파 영상 시스템의 연구 개발 동향

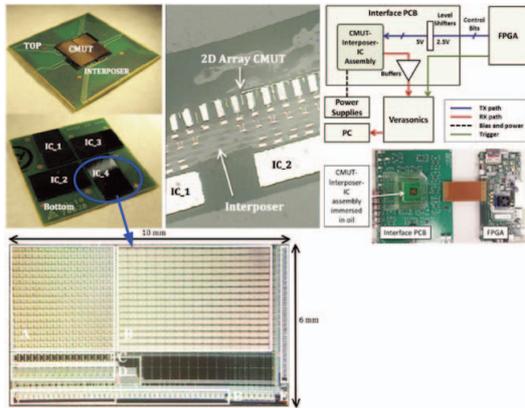
세계적으로 지난 몇 년간 주요 연구 그룹 등에서 연구 개발된 초음파 영상 시스템을 정리해 보면 다음과 같다.

〈그림 5〉를 보면 미국의 펜실베이니아 주립 대학에서 초음파 영상 시스템을 위한 송수신기를 발표하였다<sup>[3]</sup>. 이 구조는 CMUT이 아닌 기존의 압전 물질을 이용한 트랜스듀서와의 인터페이스를 위해 개발이 되었으며, 동작 주파수 대역은 50 MHz이며 전체 1×16 어레이를 갖고 있다. 수신기의 경우 preamplifier에서 ADC까지 집적이 되어 있으며, 송신기의 경우에는 신호 발생 부분부터 칩 내에 포함이 되어 있다는 특징을 갖고 있다. 또한 표준 0.35 μm CMOS 공정을 이용하여 구현을 하였고, 낮은 송신 출력 전압인 3.3 V를 사용하고 있다.

〈그림 6〉에서는 최근에 미국의 스탠포드 대학에서 초음파 영상 시스템을 위한 송수신기 front-end IC를 발표하였다<sup>[4]</sup>. 이 구조는 CMUT방식의 트랜스듀서와의 인터페이스를 위해 개발이 되었으며, 전체 32x32 어레이를 이루고 있다. 25-V 고전압 CMOS/DMOS



〈그림 5〉 미국 펜실베이니아 주립 대학에서 발표한 초음파 송수신기 IC와 1x16 어레이 piezoelectric 트랜스듀서<sup>[3]</sup>



〈그림 6〉 미국 스탠포드 대학에서 발표한 초음파 송수신기 IC와 32x32 어레이 CMUT 트랜스듀서<sup>[4]</sup>

(double diffused MOS) 공정을 사용하여 인터페이스 송수신기를 구현하였고, CMUT과의 연결과정에서 기생 성분의 최소화를 위해서 플립-칩 본딩 (flip-chip bonding) 기술을 이용하였다. 이 밖에도 미국의 조지아 공과대학 등 여러 연구 그룹에서 다양한 CMUT와 집적회로와 관련하여 초음파 영상 시스템 연구 개발이 진행이 되고 있다<sup>[5]</sup>.

여기에 덧붙여서 산업체에서 개발 된 초음파 관련 주요 칩 제품의 경우에는 Texas Instruments사의 다중 채널 초음파 영상 시스템용 수신기 칩<sup>[6]</sup>, Maxim사의 고전압 펄서 칩과 이득 변환 증폭기<sup>[7]</sup> 등이 있다.

## IV. 인터페이스 CMOS 아날로그 front-end 집적회로의 개발 사례

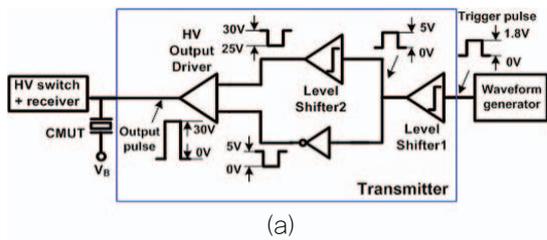
### 1. 고전압 CMOS 공정을 이용한 아날로그 송수신 front-end IC 개발 및 연구 결과

본 연구에서는 고해상도 3차원 초음파 현미경 시스템을 위한 2-채널 고주파 아날로그 front-end unit cell을 구현하였다<sup>[8]</sup>. 추후 다중 어레이 구현을 고려한 고집적을 위해 두 개의 송신기와 한 개의 preamplifier로 구성되어 있고, preamplifier는 두 채널간의 공유를 하는 방식으로 unit cell이 설계 되었다.

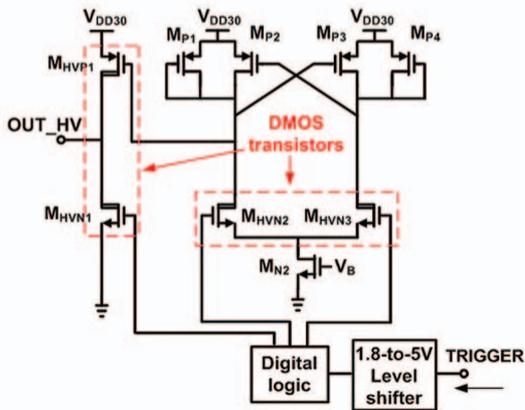
〈그림 7〉은 30Vp-p 송신기 부분의 간략화된 블록도와 회로도를 보여주고 있다. 두 단계의 레벨 시프터 (level-shifter)와 출력 펄서로 구성되어 있고, 두 번째 레벨 시프터와 출력 펄서의 경우 30-V의 고전압에서의 안정적인 동작을 위해서 DMOS 트랜지스터를 사용하였다. 외부에서 들어오는 수십 MHz의 1.8Vp-p trigger 입력 신호를 5Vp-p 신호로 레벨 시프터를 통해 변환 후 신호는 두 개의 패스 (path)로 나누어진다. 위쪽 path는 두 번째 레벨 시프터를 이용하여 25V와 30V에서 swing하는 신호를 생성한 후 출력 펄서의 DPMOS 트랜지스터 MHVP1을 구동한다. 아래쪽 path는 출력 펄서의 DNMOS 트랜지스터 MHVN1을 구동한다. 출력 펄서의 출력에서는 최종적으로 생성된 30Vp-p 펄스를 통해서 뒤 단계 오는 CMUT을 구동하여 시스템에서 요구하는 큰 음압 신호를 발생시키게 된다. 출력단의 트랜지스터 크기는 CMUT와 기생 성분의 정전용량과 트랜지스터의 on-저항의 값을 고려하면서 설계가 되었다.

〈그림 8〉은 수신기 앞 단에 있는 고전압 차단 스위치와 preamplifier의 회로도를 보여주고 있다. 저항 피드백<sup>[9-10]</sup>, 커패시터 피드백<sup>[11]</sup>, regulated cascode<sup>[12]</sup> 등의 여러 구조의 preamplifier 중 간단한 저항 피드백 트랜스임피던스 증폭기 (TIA) 방식을 이용하여 구현하였으며, 입력에는 송신 모드일 때 송신기 출력 전압으로부터

여러 연구 그룹에서 다양한 CMUT와 집적회로와 관련하여 초음파 영상 시스템 연구 개발이 진행이 되고 있다



(a)



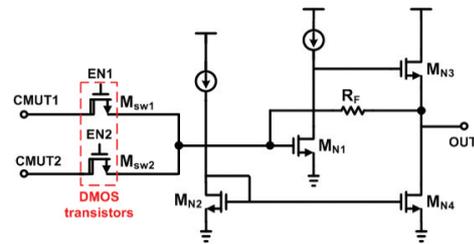
(b)

〈그림 7〉 (a)고전압 송신기의 블록도 (b) 고전압 송신기의 회로도

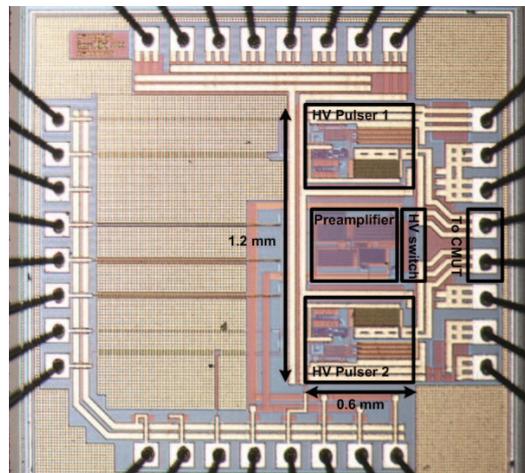
터의 보호를 위하여 DMOS 트랜지스터를 이용한 고전압 차단 스위치를 사용하였다.

0.18- $\mu\text{m}$  BCD (bipolar, CMOS, DMOS) 공정을 이용하여 2-채널 아날로그 front-end를 구현하였고, 주요 부분의 칩 면적은  $0.72 \text{ mm}^2$  이다. 칩 사진은 〈그림 9〉에 나와 있다.

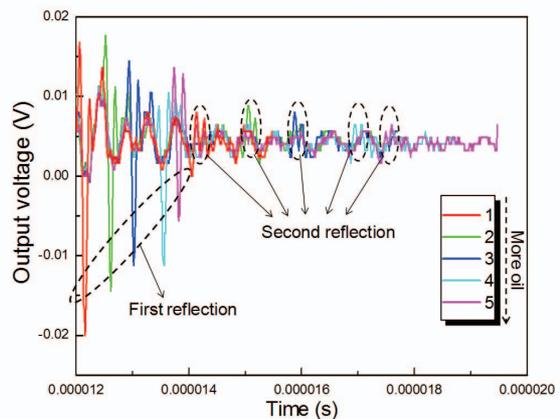
〈그림 10〉에서는 구현 된 아날로그 front-end IC와 개발 된 CMUT 샘플을 PCB상에서 wirebonding으로 연결 후 CMUT부분만 물과 유사한 특성을 갖고 있는 식물성 기름 안에 위치시킨 후 측정된 acoustic 실험 결과이다. 여기서 사용 된 CMUT 샘플은 수중에서의 (immersed) 중심 주파수가 수 십 MHz로 제작되었고, 셀 (cell) 크기는  $28 \mu\text{m} \times 28 \mu\text{m}$ , 틈 (gap) 크기는  $120 \text{ nm}$ , 그리고 막의 두께는  $3 \mu\text{m}$ 이다. 고전압 송신기를 이용하여  $30 \text{ Vp-p}$ 의 고전압으로 CMUT 샘플을 드라이브 한 후 생성 된 음압이 기름 표면과 공기층 사이에서의 반사로 되돌아오는 에코 신호를 CMUT을 통해 수신한 후 전기 신호로 변환하여 preamplifier 출



〈그림 8〉 수신용 preamplifier의 회로도



〈그림 9〉 아날로그 front-end IC 칩 사진<sup>[8]</sup>



〈그림 10〉 Acoustic 환경에서의 pulse-echo 실험 결과<sup>[8]</sup>

력에서 스코프를 통해 측정된 결과이다. 결과에서 볼 수 있듯이 구현 된 아날로그 front-end 집적회로가 CMUT의 인터페이스로써 문제없이 동작하는 것을 확인할 수 있다.

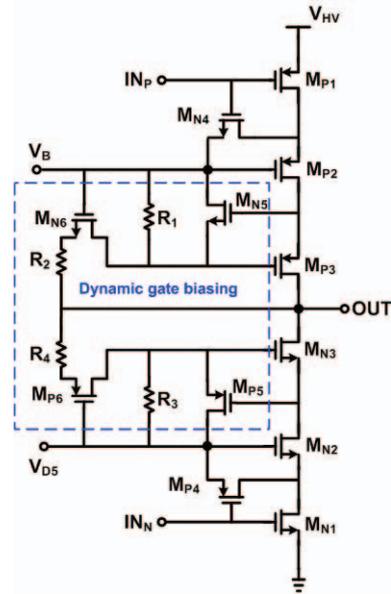
## 2. 표준 CMOS 공정을 이용한 초음파 고전압 송신기 IC의 개발 및 연구 결과

〈그림 7〉에서 사용된 송신기의 경우 흔히 사용되는 구조이며, 응용분야에 따라 보통 10 V이상에서 100 V까지 동작하는 경우가 많아서 게이트 산화물 (gate oxide) 혹은 접합 파괴 (junction breakdown)의 위험성 때문에 표준 CMOS 공정에서 제공하는 일반적인 트랜지스터만을 이용해서는 구현이 어려우며, 대부분 추가 공정을 이용하거나 고전압에서 동작이 가능한 DMOS와 같은 특수 트랜지스터를 이용하여 고전압 회로들을 구현을 한다<sup>[13]</sup>. 하지만 이런 특수 트랜지스터의 가장 큰 문제점은 칩 내에서 차지하는 면적이 일반 CMOS 트랜지스터 보다 크며, 기생 정전용량과 on-저항의 값이 증가 한다는 점이다. 또한, 특수 또는 추가 공정을 사용할 경우 제작 가격이 비싸지면서 생산 단가가 높아진다는 단점도 있다. 특히 최근에는 의료 영상 분야에서 더 큰 크기의 트랜스듀서 어레이를 사용하여 영상의 해상도와 범위를 높이는 시스템 개발이 활발한데, 프로브 안에 더 큰 어레이와 인접하는 집적 회로를 구현하기 위해서는 주어진 면적에서 회로의 고집적이 이루어져야 만이 구현이 가능해진다. 이 뿐만 아니라 휴대용 초음파 영상 시스템의 경우에는 한정된 면적에

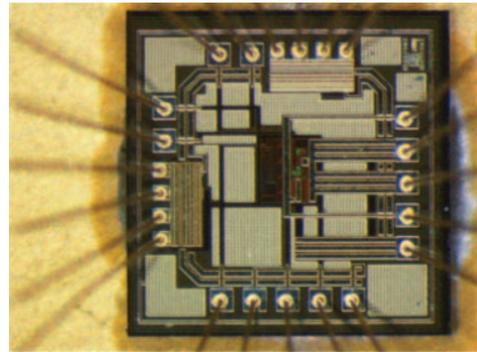
**이런 특수 트랜지스터의 가장 큰 문제점은 칩 내에서 차지하는 면적이 일반 CMOS 트랜지스터 보다 크며, 기생 정전용량과 on-저항의 값이 증가한다는 점이다. 또한, 특수 또는 추가 공정을 사용할 경우 제작 가격이 비싸지면서 생산 단가가 높아진다는 단점도 있다.**

이 더욱 중요해지게 되는 것을 알 수 있다.

따라서 위와 같은 조건을 만족하기 위해서 표준 CMOS 트랜지스터만을 사용한 고전압 송신기 출력 드라이버 회로 구조를 제안하였다<sup>[14]</sup>. 〈그림 11〉에는 5-V PMOS/NMOS 트랜지스터를 쌓는 방식 (stacking)

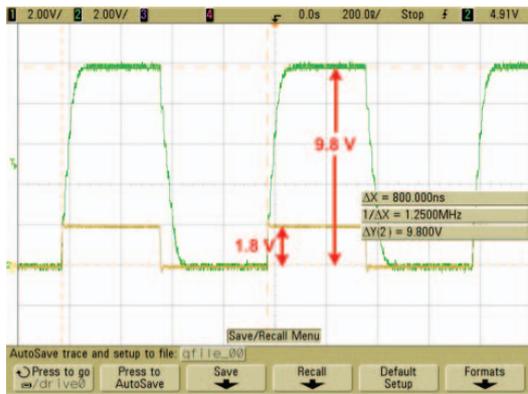


〈그림 11〉 표준 CMOS 트랜지스터를 이용한 고전압 출력 드라이버의 회로도



〈그림 12〉 송신기 IC 칩 사진<sup>[14]</sup>

을 이용하여 출력단을 설계하였고, 트랜지스터의 on-off transition에서의 원활한 동작을 위해서 간단한 dynamic 바이어싱 회로를<sup>[15]</sup> 사용하였다. Dynamic 바이어싱을 통해 on 모드에서 NMOS 혹은 PMOS 트랜지스터가 모두 on이 되도록 바이어스 전압을 게이트에 가하고, 반대로 off 모드에서는 트랜지스터 단자간의 걸리는 전압이 표준 전압 이내가 되도록 동작을 한다. 본 구조의 경우 10 Vp-p이상의 출력 전압을 안정적으로 생성할 수 있으며, 고집적을 필요로 하는 다중 어레이 의료 초음파 주사기 응용 분야를 위한 용도로 설계가 되었다. 또한 시스템에서 주어진 조건에 따라 추가



〈그림 13〉 측정 된 송신기의 입력 및 출력 전압

적인 stacking을 사용할 경우 그만큼 더 높은 출력 전압을 생성할 수 있게 된다. 〈그림 7〉에 나와 있는 전체 송신기 구조와 동일한 형태로 두 단계의 레벨 시프터와 고전압 출력단으로 구현되었고, 주요 부분의 칩 면적은  $0.022 \text{ mm}^2$ 이다. 칩 사진은 〈그림 12〉에 나와 있다. 〈그림 13〉은 외부에서 파형 생성기를 통해 칩에 가해진 1.25 MHz 주파수에서의 1.8Vp-p 입력 전압과 10Vp-p 칩 출력 전압을 측정한 캡처 사진을 보여주고 있다. 이 때 출력에 연결 되어 있는 부하 정전용량은 15 pF이고, 측정 된 입-출력 간의 지연은 22.5 ns이다. 다음으로는 CMUT와의 acoustic 환경에서의 실험을 위해 〈그림 14〉에서와 같이 식물성 기름에 CMUT 샘플을 넣은 후, 이를 구현 된 송신기 IC를 이용하여 고전압 펄스로 드라이브 하였다. 여기서 사용된 CMUT 샘플은 수중에서의 중심 주파수가 수 MHz로 제작되었고, 셀 (cell) 크기는 30-90  $\mu\text{m}$ , 틈 (gap) 크기는 100 nm, 그리고 막의 두께는 3  $\mu\text{m}$ 이다. 10-V의 DC 바이어스 전압이 걸려있는 CMUT에 AC 고전압 신호가 가해지면서 생성 된 음압을 수 mm 거리에 위치하고 있는 하이드로폰 (hydrophone)을 이용하여 받은 후, 이를 스코프를 이용하여 관찰을 한 결과가 〈그림 15〉에 나와 있다. 약간의 지연 이후에 수신된 신호가 성공적으로 나오는 것을 관찰 할 수 있다.

## V. 향후 연구 및 결론

초음파 의료 영상 시스템의 활용도는 앞으로 더 커질 것으로 보인다. 앞 서 〈그림 2〉에서는 초음파 의료 영상이 이용 되는 임신부 태아 진찰, 안과 질환 진찰을 위한 초음파 바이오 현미경, 인체 에 삽입 되는 바늘의 위치 추적 등 여러 응용 분야들을 보여주고 있다.

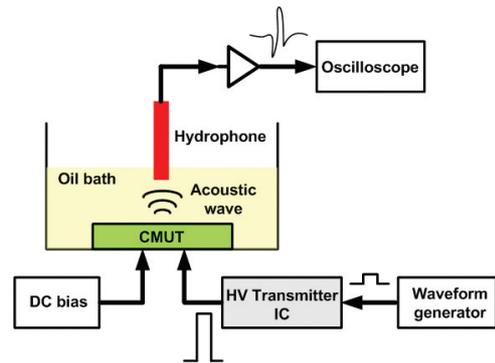
또한 초음파 기술이 의료 영상 응용 분야뿐만 아니라 무선 데이터 송수신 혹은 전력 전달 등의 다양한 바이오 메디컬 분야에 사용이 가능한 것을 알 수 있다<sup>[16]</sup>.

향 후 바이오메디컬 영역에서의 초음파 기술은 계속해서 중요해질 것으로 판단이 되며, 전체 초음파 시스템의 성능에 큰 비중을 갖는 인터페이스 아날로그 front-end 집적 회로 부분의 연구 개발이 그만큼 활발해 질 것으로 보인다. 그러나 고해상도의 영상을 얻기 위해서는

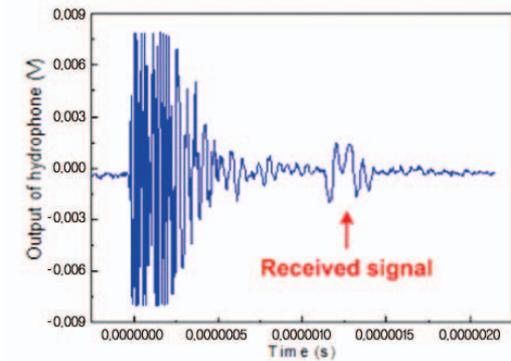
**향 후 바이오메디컬 영역에서의 초음파 기술은 계속해서 중요해질 것으로 판단이 되며, 전체 초음파 시스템의 성능에 큰 비중을 갖는 인터페이스 아날로그 front-end 집적 회로 부분의 연구 개발이 그만큼 활발해 질 것으로 보인다.**

더 큰 크기의 어레이와 높은 동작 주파수가 요구되는 동시에 휴대성을 향상시키기

위해서 집적도가 높아져야만 하는 추가적인 기술적인 어려움이 발생할 한다<sup>[17]</sup>. 따라서 이런 요구 조건을 모두 만족하기 위해서는 기존 솔루션들과는 달리 새로운



〈그림 14〉 IC-CMUT 실험을 위한 측정 환경



〈그림 15〉 Hydrophone 측정 결과<sup>[14]</sup>

설계 기법을 고안하여 접근을 해야 하며, 전체적인 아날로그 front-end 구조에서부터, 각각의 송신단과 수신단에서의 새로운 개별 회로의 연구 개발을 통해 해법을 제시할 필요가 있다. 또한 회로부분뿐만 생각할 것이 아니라 MEMS 트랜스듀서와의 집적과 의료 응용

**또한 회로부분뿐만 생각할 것이 아니라 MEMS 트랜스듀서와의 집적과 의료 응용 사항까지 고려하면서 접근을 해야 하며, 연구진과 의료진의 융합 연구가 진행이 되어야 할 것이다.**

사항까지 고려하면서 접근을 해야 하며, 연구진과 의료진의 융합 연구가 진행이 되어야 할 것이다. 고집적의 고전압, 저전력, 저잡음 특성을 갖는 아날로그 front-end 집적 회로를 연구 개발 할 경우 다양한 바이오 메디컬 영상 및 그 외의 의료 혹은 비 의료 분야에 응용 할 수 있는 기회가 많이 발생할 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

[1] B.T. Khuri-Yakub 외, Capacitive micromachined ultrasound transducers for medical imaging and therapy, J. of Micromechanics and Microengineering, 21, 2011.  
 [2] I.O. Wygant 외, An integrated circuit with transmit beamforming flip-chip bonded to a 2-D CMUT array for 3-D ultrasound imaging, IEEE Trans. Ultrason.

Ferroelectr. Freq. Control, vol. 56, no. 10, pp. 2145-2155, Oct. 2009.

[3] I. Kim 외, CMOS ultrasound transceiver chip for high-resolution ultrasonic imaging systems, IEEE Trans. Biomed. Circuits and Sys., vol. 5, no. 3, pp.293-303, Oct. 2009.  
 [4] A. Bhuyan 외, 3D volumetric ultrasound imaging with a 32x32 CMUT array integrated with front-end ICs using flip-chip bonding technology, IEEE Intl. Solid-State Circuits Conf. 2013, pp. 396-397, Feb. 2013.  
 [5] G. Gurun 외, Front-end CMOS electronics for monolithic integration with CMUT arrays: circuit design and initial experimental results, IEEE Intl. Ultrasonics Symp. 2008, pp. 390-393, 2008.  
 [6] <http://www.ti.com>  
 [7] <http://www.maximintegrated.com>  
 [8] H.-K. Cha 외, A high-voltage high-frequency CMOS analog front-end IC for medical ultrasound imaging, Taylor & Francis International J. of Electronics, accepted for publication, 2013.  
 [9] O. Oralkan, Acoustical imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays: devices, circuits, and systems, Ph.d dissertation, Dept. of Electr. Eng., Stanford University, CA, USA, 2004  
 [10] G. Gurun 외, Front-end receiver electronics for high-frequency monolithic CMUT-on-CMOS imaging arrays, Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq., vol. 58, no. 8, pp. 1568-1668, Aug. 2011.  
 [11] S. Y. Peng 외, A charge-based low-power high-SNR capacitive sensing interface circuit, IEEE Trans. Circuits and Systems I, vol. 55, no. 8, pp. 1863-1872, Aug. 2008.  
 [12] S. Park 외, A fully integrated high-voltage front-end interface for ultrasonic sensing applications, IEEE J. of Solid-State Circuits, vol. 39, no. 1, pp. 112-121, Jan. 2004.



- [13] R. Chebli 외, Fully integrated high-voltage front-end interface for ultrasonic sensing applications, IEEE Trans. Circuits and Systems I, vol. 54, no. 1, pp. 179-190, Jan. 2007.
- [14] H.-K. Cha 외, A CMOS high-voltage transmitter IC for ultrasound medical imaging applications, IEEE Trans. Circuits and Systems II, vol.60, no. 6, Jun 2013.
- [15] B. Serneels 외, A high-voltage output driver in a 2.5-V 0.25- $\mu$ m CMOS technology, IEEE J. of Solid-State Circuits, vol. 40, no. 3, pp. 576-583, Mar. 2005.
- [16] K. Yadav 외, A 4.4 $\mu$ W wake-up receiver using ultrasound data, IEEE J. of Solid-State Circuits, vol. 48, no. 3, pp. 649-660, Mar. 2013.
- [17] B. T. Khuri-Yakub 외, Next-gen ultrasound, IEEE spectrum, pp. 44-54, May. 2009.



차혁규

2003년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 학사  
 2009년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 박사  
 2009년 3월~2012년 2월  
 Institute of Microelectronics (IME),  
 Agency for Science, Technology, and  
 Research (A\*STAR), Singapore,  
 Scientist/Senior Research Engineer  
 2012년 3월~현재 서울과학기술대학교 전기정보공  
 학과, 조교수

<관심분야>  
 바이오메디컬 집적 회로 및 시스템 설계