

3 MEMS 초음파 변환기 기술 및 동향

글_이병철 책임연구원 | 한국과학기술연구원 뇌과학창의연구단 · 김수진 교수 | 고려대학교 전기전자공학부

1. 서론

최초의 초음파 변환기는 압전 현상을 이용하였다. 압전 현상은 1880년도 피에르 퀴리와 자크 퀴리에 의해서 발견된 현상으로, 석영(SiO_2)에 기계적인 스트레스를 가하였을 때 전기적인 신호가 나오거나, 역으로 전기 에너지를 가할 때 진동이 발생하는 현상이다 [1]. 이러한 압전 현상을 이용한 초음파 변환기의 발명은 많은 응용처를 낳게 되었다. 특히, 이러한 초음파 변환기는 세계 2차 대전에서 잠수함을 발견할 수 있는 수중음파탐지기(sonnar)로 활용되어 많은 국가에서 개발이 시도되었다. 전쟁이 끝난 후에도 기술 개발이 이루어졌으며, 현재에도 가장 많이 사용하고 있는 압전 물질인 lead zirconate titanate 또는 PZT라고 불리는 물질이

1952년 일본에서 최초로 개발되었다 [2,3]. 이후 많은 기술 발전이 압전 물질을 이용한 초음파 변환기에서 이루어졌으나, 여전히 기술적인 난제들이 남아있다.

가장 이상적인 초음파 변환기는 좋은 에너지 변환 효율을 가져야 한다. 또한, 높은 온도와 넓은 온도 범위에서도 이러한 에너지 변환 효율을 잃지 않아야 한다. 이와 더불어, 값싼 원료를 통해 경제성을 가지며 환경적으로도 문제가 없는 친환경적인 재료로 만들어지면 이상적인 초음파 변환기가 될 수 있을 것이다. 이러한 목표를 이루기 위해 다양한 접근 방법으로 초음파 변환기가 개발되어왔다. 우선 에너지 변환 효율을 크게 좌우하는 압전상수를 높이는 방향으로 연구가 진행되었다. 이는 PZT를 근간으로 여러 가지 불순물을 첨가하는

방식으로 압전 효율을 높이는 연구들이 이루어졌다 [4,5]. 여기에 압전 현상을 잃어버리는 온도인 퀴리 온도(Curie temperature)를 높이는 연구들도 동시에 이루어지게 되었다 [5]. 하지만, 이러한 안정적인 성능을 내기 위해서는 항상 납(lead)을 함유하는 압전 물질을 사용하게 되어 환경적인 이슈와 경제성이 떨어지는 문제점이 있다. 특히, 최근에는 환경규제의 강화로 인해 초음파 변환기에서 납을 함유한 압전 물질의 사용이 점차 제한되고 있다 [6].

이상적인 초음파 변환기를 구현하기 위해 압전 물질의 개발과 더불어 구조적으로 이러한 목표를 달성할 수 있는 기술들이 초음파 변환기에 접목되기 시작하였다. 특히, 반도체 기술의 발전에 힘입어 반도체 가공 기술을 활용한 미세전자기계시스템(microelectromechanical system, MEMS) 기술이 초음파 변환기에 적용되기 시작하였다. 이러한 MEMS 초음파 변환기들은 대부분의 MEMS 소자가 가지는 특징인 소형화는 물론, 다양한 전자회로와의 집적화, 낮은 노이즈 특성, 저전력 및 양산공정을 통한 낮은 가격의 장점들이 있을 수 있다 [7]. 본 기고에서는 이러한 MEMS 소자가 가지는 장점과 더불어 이상적인 초음파 변환기에 한 발짝 더 다가설 수 있는 MEMS 초음파 변환기 기술들을 소개하고자 한다. 먼저 2장에서는 얇은 압전 박막과 MEMS 기술을 활용하여 제작되는 압전 미세가공 초음파 변환기(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, PMUT)에 대해 살펴보고, 3장에서는 압전 물질을 전혀 사용하지 않고 정전기력의 변환만

을 이용하는 정전용량 미세가공 초음파 변환기(capacitive micromachined ultrasonic transducer, CMUT)에 대해 소개하고자 한다.

2. 압전 미세가공 초음파 변환기

2.1 압전 미세가공 초음파 변환기의 구조 및 동작 원리

최초의 PMUT은 1983년도 Honeywell사에서 개발이 되었다 [8]. 우선 PMUT의 구조를 보면, 그림 1에서 보는 바와 같이 가운데에 떠있는 실리콘 박막 위에 하부 전극을 형성하고 그

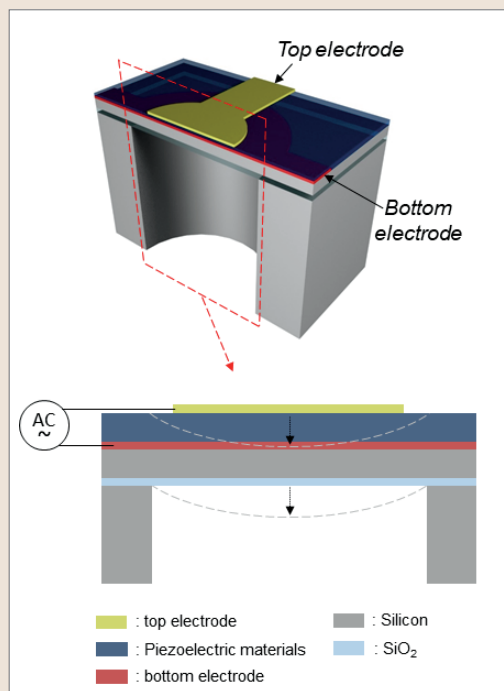


그림 1 ▶ Structure illustration and working mechanism of a piezoelectric micromachined ultrasonic transducer (PMUT).

위에 구동할 수 있는 압전 박막을 만들고, 최종적으로 상부 전극을 가지는 구조이다. 박막의 끝 쪽이 모두 고정이 되어있고 가운데 전계를 가해 압전 박막을 변형시켜 초음파를 발생시키고, 반대로 초음파가 박막을 진동시키면 압전 물질을 통해 진동 에너지를 전기 에너지로 변환되는 것으로 초음파를 감지하는 원리이다. 초음파 변환기의 성능을 평가하는 지표 중 가장 중요한 것은 가해진 전압 대비 최대변위를 나타내는 유효 압전 상수(effective piezoelectric coefficient, effective d_{33})를 들 수 있다. PMUT의 구조는 이러한 초음파 성능을 높이기 위해, 압전 물질에 가해진 최소전압을 통한 변위를 지렛대의 원리를 이용하여 수직 방향의 변위로 증대시키는 것이다. 조금 더 자세히 설명하면, 압전 박막에 가해지는 전계는 수직 방향으로 가해지는데 이는 압전 박막의 변형을 수직, 수평 방향으로 형성시키고, 이에 따른 수평으로 형성된 변위가 양 끝 쪽에 고정된 박막에 스트레스(stress)를 일으켜 수직 방향의 운동을 야기하는 것이다 [9].

2.2 압전 미세가공 초음파 변환기의 MEMS 공정

초창기의 PMUT은 당시에는 MEMS 가공 기술이 아직 미흡하여, 비교적 가공이 용이한 산화 아연(ZnO)이 활용되었다 [8]. 이후 다양한 MEMS 가공 기술의 발전과 PMUT의 성능에 직접적으로 영향을 미치는 다양한 압전 물질을 증착할 수 있는 기술 개발이 이루어졌다. 현재는 질화 알루미늄(AlN), PZT와 더불어

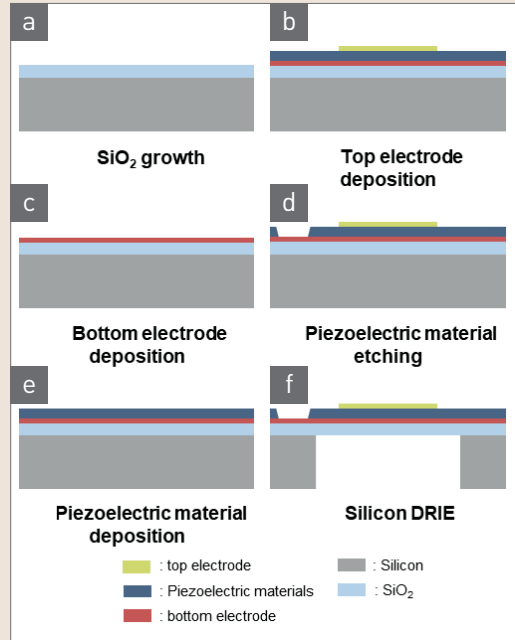


그림 2 ▶ Typical fabrication process of a PMUT.

압전 상수가 높은 단결정 박막으로 증착할 수 있는 $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbTiO}_3$ (PMN-PT)와 $\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3\text{-PbZrO}_3\text{-PbTiO}_3$ (PMN-PZT) 압전 물질을 이용할 수 있다 [9,10].

일반적으로 압전 물질을 이용한 초음파 변환기를 제조할 때는 전통적으로 압전 물질을 기계 절삭, 연마 가공을 하는 반면, PMUT은 그림 2와 같이 MEMS 가공 기술을 통해 만들어진다.

우선 기본적으로 실리콘 기판 위에 절연 산화막을 형성하고 [그림 2(a)], 그 후 하부 전극을 증착하여 형성한다 [그림 2(b)]. 그 후, 압전 박막을 원하는 두께로 증착하여 형성한다 [그림 2(c)]. 이 공정에서 중요한 점은 진동의 기준점인 중립면(neutral plane)이 압전 재료에 있으면 PMUT의 동작 예측이 어려워지는 점이 발생하여, 중립면은 통상적으로 압전 박막

내가 아닌 아래 같이 진동하는 산화막 내에 위치시킬 수 있게 압전 박막의 두께를 조정하여 증착한다. 압전 박막 위에 상부 전극을 증착 후 노광 공정과 식각 공정을 통해 패터닝(patterning)을 하고 [그림 2(d)], 하부 전극이 들어날 수 있도록 압전 박막을 식각하는 공정을 수행한다 [그림 2(e)]. 마지막으로 박막을 띄우기 위해 실리콘 기판을 deep reactive ion etch(DRIE)로 식각하여 PMUT 소자를 완성한다 [그림 2(f)].

2.3 압전 미세가공 초음파 변환기의 응용 및 동향

기본적으로 초음파 변환기는 거리를 측정하고 이를 영상화할 수 있는 개념에서 다양한 분야에 활용될 수 있는데, 크게 4가지 분야인 의료분야, 자동차 분야, 소비·가전분야, 산업분야로 나뉘어진다. 그 중 PMUT은 전통적으로 의료분야, 소비·가전분야에 두드러지는 강점을 가질 수 있는 방향으로 기술 개발이 이루어지고 있다. 앞서 제조 기술에서도 언급하였듯이, 전 응용 분야 공통으로 성능의 가장 큰 변수는 압전 박막으로 압전 박막 물질 및 이를 형성 방법에 대한 기술 개발이 계속 이루어지고 있으며, 이와 더불어 물질적으로 온도 안정화 및 쿨리 온도를 높이는 방향으로 기술 개발이 이루어졌다 [9,10]. 본 기고에서는 이러한 압전 물질 분야에 대한 자세한 부분은 다루지는 않겠지만, 더 자세한 내용은 Ceramist지에 기고된 참고논문을 추천한다 [10].

의료 분야에서 PMUT의 가장 중요한 성능 중

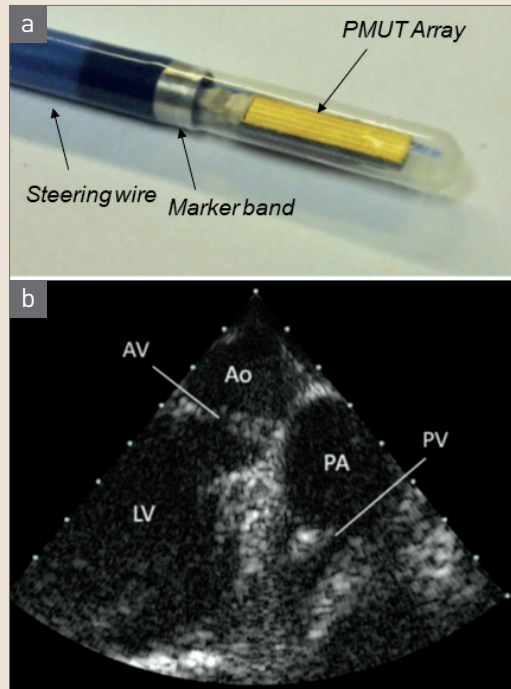


그림 3 ▶ Medical sonographic application of PMUT arrays. (a) Photograph of the distal end of the 14-Fr intracardiac catheter containing a PMUT matrix array with 256 elements. (b) In vivo B-mode image acquired using the PMUT array in a porcine model. Image of the aorta(Ao), aortic valve(AV), pulmonary artery(PA), pulmonary valve(PV), and left ventricle(LV). Reproduced with permission from [11]. Copyright (2014), IEEE.

하나는 유효 압전 상수와 더불어 광대역폭을 가질 수 있는 변환 효율(coupling coefficient, k_{eff}^2)이다. 이러한 변환 효율은 다음과 같이 $k_{eff}^2 = (f_a^2 - f_r^2)/f_a^2$ 로 정의된다. f_r 는 공진주파수(resonant frequency)이고 f_a 는 반공진주파수(anti-resonant frequency)이다. 주파수에 따른 광대역폭은 의료 초음파 영상에서 높은 축 해상도를 가질 수 있게 하는 가장 중요한 파라미터 중 하나이다. 따라서, 이러한 광대역폭을 가지는 PMUT 개발을 목표로 전극의

사이즈, 위치 및 물질 특성과 각 박막층의 두께 등을 디자인하는 것이 중요한 개발 방향이다. 그림 3은 이러한 성능을 고려한 PMUT을 제작하여 혈관내 초음파 영상(Intravascular ultrasound, IVUS)을 촬영할 수 있음을 보여줬다 [11]. PMUT 소자의 크기는 혈관 내에 삽입 가능한 카테터의 직경인 14-Fr(~4.62mm) 보다 작으며, 3차원 초음파 영상을 실시간으로 촬영할 수 있게 64×4의 2차원 배열로 구성이 되었다. 기존의 벌크 압전 소자를 통해서만 만들기 어려운 IVUS 소자로 PMUT의 경우, MEMS 기술의 장점인 소형화를 잘 이용하였으며, 혈관 내를 자유 자재로 통과할 수 있는 크기의 catheter를 만들어, 실제 돼지의 심장을 이 소자를 이용하여 촬영하였다 (그림 3(b)).

최근에는 초음파를 통해 비침습적으로 파킨슨, 간질, 우울증 등의 뇌질환을 치료하는 분야가 점차 연구되고 있으며, 특히, 비침습적으로 초음파가 혈뇌장벽(blood-brain barrier, BBB)을 일시적으로 열어 뇌의 약물 전달을 용이하게 해주는 연구들이 활발하게 진행되고 있다 [12,13]. 이러한 연구에서 가장 중요한 점은 원하는 위치에 초음파 초점을 국부적으로 형성하는 방법이다. 우선 뇌에 직접적으로 초음파 초점을 국부적으로 형성하는 방법으로는 초음파 초점거리가 고정된 초음파 변환자를 트래커(tracker) 장비에 고정하여 초점 거리와 자극 위치를 변화하는 방법이 있으나, 트래커와 같은 추가적인 장치가 필요하며, 뇌자극기가 매우 커지는 문제점을 야기한다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 최근의 연구 방향은 초음파의

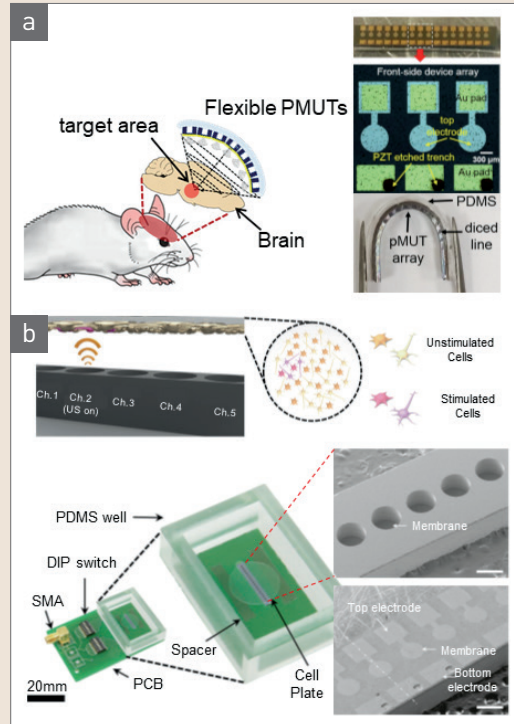


그림 4 ▶ Medical stimulation application of PMUT arrays. (a) Conceptual diagram of mouse brain simulation using a flexible PMUT array and photographs of the fabricated flexible PMUT array with 16 elements. Reproduced with permission from [12]. Copyright (2017), Springer. (b) Schematic illustration of the localized ultrasound stimulation using a PMUT array (top); optical and scanning microscopic images of the fabricated PMUT array with packaged on the PCB having a PDMS well (bottom). Reproduced with permission from [13]. Copyright (2019), Springer Nature.

보강·상쇄 간섭을 이용하는 방법으로 각 초음파 어레이의 각각 요소들에 개별 전기 신호를 제어하여 초음파를 집중시킬 수 있는 방법을 활용한다. 하지만 이러한 방법도 한계점이 있어 이러한 한계점을 해결하기 위해 초음파 어레이를 자유자재로 구부릴 수 있는 유연한 어레이 소자로 만들어 뇌 자극을 자유자재로 자극할 수 있는 PMUT 소자가 개발되었다 [그림

림 4(a)]. 이는 PMUT 소자를 제작하는 MEMS 공정에 추가로 유연 소재를 더할 수 있는 공정을 통해 구현할 수 있었다. 더 나아가 세포 단위로 초음파 자극을 할 수 있는 초음파 자극 플랫폼도 개발되었다 [그림 4(b)]. 이는 MEMS 공정을 이용하여 PMUT을 제작하는 도중 기판을 식각하는데 이렇게 식각한 구멍을 음향 도파로로 사용하여 과장보다 더 작은 크기로 단일 세포까지 자극할 수 있는 방법을 이용하였다. 이러한 PMUT 소자를 이용하여 뇌세포 중 하나인 성상교세포를 초음파를 통해 자극 제어할 수 있다는 것을 밝혔다.

소비·가전분야에서 PMUT 소자의 응용은 소형 가전에서 더욱 활용이 많이 되고 있다. 고성능 스마트폰의 보급이 일반화되면서 수요자들은 최신 기술에 대한 기대가 높아지고 있었고 이에 부합하기 위해, 기존 정전용량을 통한 지문 인식 센서에서 최근 초음파 지문인식 센서로 변화하고 있다. 기존 정전용량을 이용한 지문인식 센서는 땀, 먼지 등 이물질이 있는 경우 지문 인식이 안 되는 문제점과 센서에 물이 있는 경우의 생활방수 시 인식이 안 되는 문제점을 가지고 있다. 하지만, 초음파 지문 인식의 경우 이러한 문제점을 해결할 수 있을 뿐만 아니라, 디스플레이 아래에 센서를 위치시킬 수 있어 디자인적인 측면에서도 더욱 진보한 스마트폰을 만들 수 있게 되었다. 특히, 이러한 발전을 이룰 수 있었던 이유는 기존 초음파 지문 센서를 초형화, 저전력화 및 기존 회로와 같이 집적화할 수 있는 MEMS 공정 기술을 통한 PMUT 개발 덕분이다. 그림 5는 4.64 mm

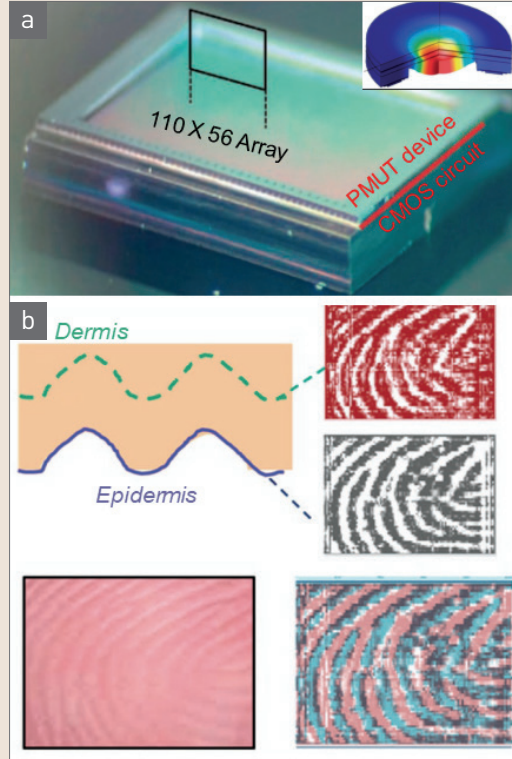


그림 5 ▶ Consumer electronic application of PMUT in a smartphone. (a) Photograph of a monolithic PMUT fingerprint sensor. (Inset) The structure illustration of a single PMUT cell. (b) Ultrasound fingerprint image collected at the epidermis and sub-epidermis layer. Reproduced with permission from [14]. Copyright (2017), Springer Nature.

×3.36 mm 의 초소형 PMUT을 이용한 초음파 지문인식 센서를 보여준다. 이 경우, PMUT과 CMOS를 집적화시켜 초소형화한 센서를 제작할 수 있을 뿐만 아니라, 초음파를 통해 이중의 영상을 표피와 진피에서 획득하여 지문 복제가 불가능하게 하여 한층 더 높은 보안수준이 가능하다는 것을 보여주었다 [14]. 또한 이러한 PMUT을 통해 거리를 감지하는 센서로 사용하여 손가락을 접촉하지 않고 공중에서 다양한 입출력을 할 수 있는 기술에 활용도 되고 있다 [15].

3. 정전용량 미세가공 초음파 변환기

3.1 정전용량 미세가공 초음파 변환기의 구조 및 동작 원리

최초의 정전기적 힘을 이용한 초음파 변환자는 1989년도에 일본의 NEC사에서 개발되었으나 [16], 이는 공기 중에서만 동작하는 것으로 공기 중과 수중 모두에서 동작할 수 있는 정전용량 미세가공 초음파 변환기인 CMUT은 1990년대 중반 스탠포드 대학의 Khuri-Yakub 교수 팀에서 최초로 개발하였다 [17,18]. CMUT의 구조를 보면, 그림 6에서 보는 바와 같이 고정된 하부 전극을 두고 진공 갭(vacuum gap)을 형성한 절연막 위에 움직일 수 있는 상부 전극이 부착된 구조이다. 진공 갭의 모양은 통상적으로 위에서 본 구조로 원형 형태로, 부착된 상부 전극은 가장자리가 고정되어 원형 복처럼 되어있는 구조이다. 통상적으로 상부 전극이 형성되어 있는 유연한 상부 전극의 물질은 고농도의 도핑된 단결정 실리콘을 사용하고 그 위에 저항을 줄이기 위해 금속 전극을 증착하여 사용한다. 진공 갭을 형성하기 위한 절연막은 대부분 하부 기판이 고농도의 도핑된 단결정 실리콘을 사용함으로 이 실리콘을 산화하여 만든 이산화규소(SiO₂)로 되어 있다. CMUT의 동작 원리는 상·하부 전극 사이에 전계를 걸어주게 되면 정전기적인 인력이 발생하여 유연한 상부 기판이 아래 하부 기판으로 끌리게 되고, 그 굽힘의 정도는 상부 전극 물질의 굽힘 강성(bending stiffness)에 의한 힘으로 결정이

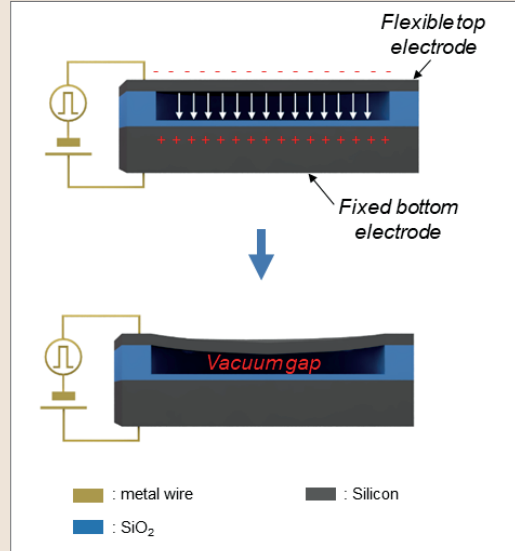


그림 6 ▶ Structure illustration and working mechanism of a capacitive micromachined ultrasonic transducer (CMUT).

된다. 상부 전극 물질의 굽힘 강성에 의한 스프링의 힘과 양 전극 사이에 가해진 전계에 의한 정전기적인 힘의 균형에 의해 유연 상부 전극의 변위가 생긴다. CMUT은 이러한 힘의 균형을 통해 공진을 할 수 있는 시스템으로 공진 주파수를 가지게 되고 이러한 공진주파수를 가지는 교류 전압을 양 전극 사이에 걸어주게 되면, 그 주파수에 맞는 초음파가 발생하는 원리이다. 역으로 초음파를 감지하는 것은 직류 전압을 가해놓은 양 전극 사이에 초음파가 유연한 상부 전극을 움직이게 되고 이러한 움직임에 의해 진공 갭 사이가 변화하여 정전용량의 차이가 발생하게 된다. 이렇게 발생한 정전용량의 차이는 $\Delta Q = \Delta C \times V$ 의 공식을 통해, 전하량의 차이가 발생해서 전류의 변화량으로 감지가 된다 [18,19].

3.2 정전용량 미세가공 초음파 변환기의 MEMS 공정

초창기의 CMUT 구조는 제작 공정의 한계로 질화실리콘(Si_3N_4)의 상부층 위에 금속 코팅이 되어 있는 구조로 되어 있었다 [17]. 특히, 진공 갭을 형성하는 방법은 용액을 통한 선택적인 식각공정으로 이루어졌다. 선택적으로 식각이 되는 희생층(sacrificial layer)을 미리 형성해놓고 그 위에 상부층을 형성하고 이 상부층에 구멍을 뚫어 아래 희생층을 식각한다. 그 후, 진공 상태에서 다시 상부층의 물질을 증착하여 진공 갭을 형성하는 방법으로, 이를 희생층 공정(sacrificial release process)으로 부르며, 초창기 CMUT들이 제작되었다.

이 경우에는 희생층의 균일도와 증착된 상부층의 잔류응력 등에 의해 소자 성능의 예측이 어려운 문제점을 내포하고 있는 문제점이 있다. 또한, 희생층을 제거하고 진공 갭을 형성하는 추가 공정들에 의해 비용 증가와 함께 수율이 떨어지는 문제점도 내포하고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해, 웨이퍼 본딩 공정(wafer bonding process)이 개발되었다. 이 공정은 2장의 웨이퍼를 사용하여 CMUT을 만드는 공정으로 그림 7에 전체 공정도를 나타낸다. 우선 하부 전극 쪽에 해당하는 고농도 도핑된 실리콘 웨이퍼를 준비하고 표면 위에 산화막을 기른다 [그림 7(a)]. 그 후, 진공 갭을 형성할 곳에 산화막을 식각하고 [그림 7(b)], 추가로 절연층을 형성하기 위해 실리콘 웨이퍼를 다시 산화시킨다 [그림 7(c)]. 위 쪽 상부층을 형성할 다른 웨이퍼

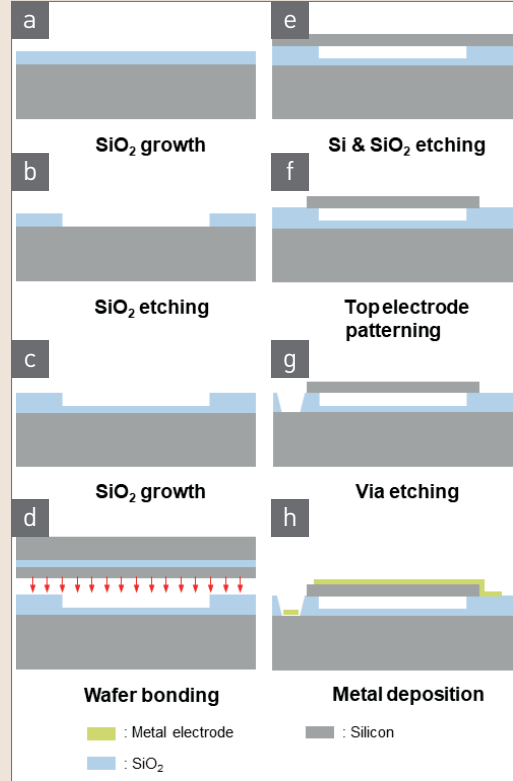


그림 7 ▶ Fabrication process of a CMUT using wafer bonding process.

인 SOI(silicon-on-insulator) 웨이퍼를 준비하고 진공 챔버 내에서 아래 웨이퍼와 접합을 하게 된다 [그림 7(d)]. 다양한 웨이퍼 접합 공정인 아노딕 본딩(anodic bonding), 금속 본딩(eutectic bonding) 등을 사용할 수 있으나, 통상적으로 직접적인 퓨전 본딩(direct fusion bonding)을 사용하게 된다. SOI 웨이퍼에 있는 실리콘과 이산화규소 부분을 제거하면 고농도 도핑된 결정질 실리콘 상부층만 남게 되고 [그림 7(e)], 이를 원하는 모양으로 패터닝(patterning)하고 [그림 7(f)], 상부층과 하부층에 전극을 연결할 수 있는 비아(via)를 형성한다 [그림 7(g)]. 최종적으로 외부와 연결할 수

있는 전극을 형성함으로써 소자를 완성할 수 있다 [그림 7(h)].

3.3 정전용량 미세가공 초음파 변환기의 응용 및 동향

이렇게 개발된 CMUT은 PMUT과는 유사하게 다양한 분야에 활용될 수 있으나, 특히, 의료분야와 산업분야에 두드러진 강점을 가진다. CMUT은 아주 얇은 층이 공진함으로써 초음파를 발생하는데 이는 소자가 매우 낮은 음향 임피던스를 가지고 있는 특징을 가진다. 이는 신체와 같이 물을 포함하는 매질이나 공기와 같이 매우 작은 음향 임피던스를 가지는 매질에 초음파를 잘 전달할 수 있는 매우 유리한 특성을 가진다. 이러한 특성은 기존의 압전 재료를 이용하는 초음파 소자에서 필수적인 임피던스 매칭 레이어(impedance matching layer)를 없앨 수 있는 강점을 가진다 [18,19]. 더불어, CMUT은 PMUT보다 더 넓은 대역폭을 가지고 있어 높은 영상 해상도를 구현할 수 있으며, 직류 전압에 따라 수신 감도 조절이 가능하여 신호 대 잡음비를 향상시킬 수 있는 장점을 가지고 있다 [19]. 이러한 강점을 활용하여, 미국의 Butterfly Network사는 CMUT을 집적회로와 결합하여, 하나의 CMUT 초음파 프로브를 통해 13 군데의 병변에 적용할 수 있는 휴대용 초음파 의료기기인 Butterfly iQ를 개발하였다 [20]. 범용성을 가지며, 저렴한 가격에 접근할 수 있는 휴대용 초음파 의료기기를 보급함으로써, 환자들의 자료수집을 광범위하게 접근함으로써 빅데이터를 활용한 인공지능을

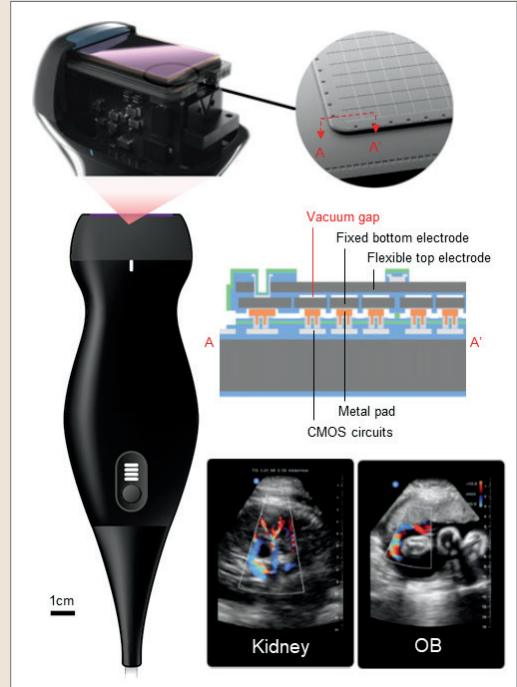


그림 8 ▶ Medical sonographic application of CMUT arrays. The Butterfly iQ, a handheld probe, with 8,960 CMUT elements on a single transducer-on-CMOS chip and ultrasound images of human kidney and fetus using the probe. Reproduced with permission from [20]. Copyright (2021), NAS.

통한 초음파 영상 분석도 가능한 점을 보여주고 있다 (그림 8). CMUT의 넓은 대역폭과 매우 뛰어난 수신 감도를 통해 우수한 초음파 영상뿐만 아니라 기능적인 의료영상까지 가능한 예시도 있다. 1차원 배열의 CMUT 소자 주변에 레이저를 비출 수 있는 광섬유를 같이 집적화하여, 이를 통해 초음파 영상과 광음향 영상을 동시에 만들어 낼 수 있는 경직장 초음파-광음향 프로브를 개발하였다 [21]. 이렇게 개발된 경직장 초음파-광음향 프로브는 초음파 영상을 통해 전립선의 구조를 영상화하고 광음향을 통해 전립선암만을 표시할 수 있어, 두 영

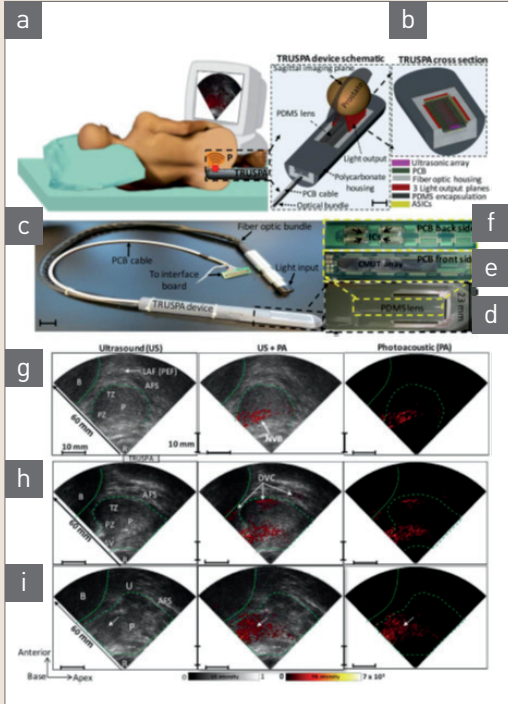


그림 9 ▶ Medical functional sonographic application of CMUT arrays. (A-F) Schematics and photographs of a transrectal ultrasound and photoacoustic (TRUSPA) device with CMUT arrays. (G-I) In vivo TRUSPA imaging of human prostate. Reproduced with permission from [21]. Copyright (2019), AAAS.

상을 한꺼번에 보여줌으로써 환자의 전립선에 생긴 암세포를 정확하게 진단할 수 있다는 것을 보여주었다 (그림 9). 최근에는 기존의 의료 초음파를 발전시키는 접근뿐만 아니라, MEMS 공정을 이용한 유연한 초음파 소자나 입을 수 있는 웨어러블 소자를 위한 CMUT의 개발도 활발히 이루어지고 있어, 향후 더 다양한 응용처로 확장될 것으로 보고 있다.

최근에는 산업분야의 한 응용처로 에너지 분야에 CMUT이 활용될 수 있는 연구가 발표되었다. CMUT 구조에서 상부 전극을 하부 전극에 접촉시켜 마찰 전기를 발생하여 이를 통

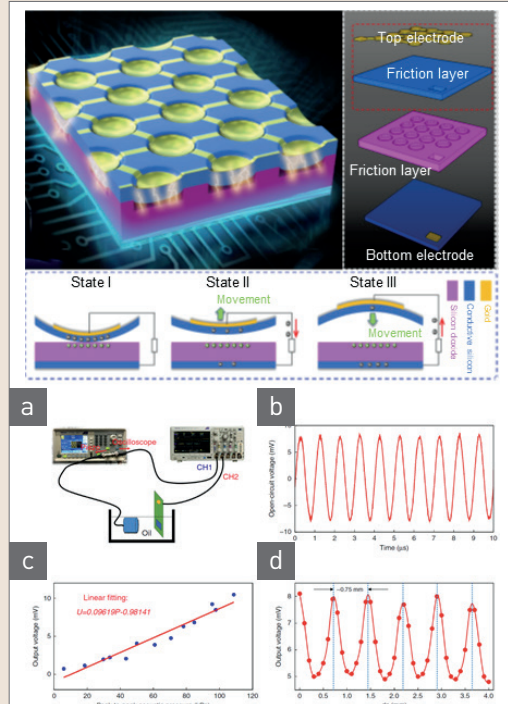


그림 10 ▶ Industrial application of CMUT arrays. Structure illustration and working mechanism of the micro-triboelectric ultrasonic device (μ TUD). (a) Schematic of the experimental setup. (b) Open-circuit voltage of the μ TUD (63kPa @ 1MHz). (c) Relationship between the peak open-circuit voltage and the incident acoustic pressure for the μ TUD. (d) Standing wave effect in the experiments. Reproduced with permission from [22]. Copyright (2021), Springer Nature.

해 전기를 발생시킬 수 있는 연구가 발표되었다 [22]. CMUT 구조를 활용한 미세구조 마찰 전기 초음파 장치(microstructured triboelectric ultrasonic device, μ TUD)는 12.7 mV의 전압을 발생시킬 수 있으며, 약 33%의 효율로 에너지를 발전시킬 수 있었다 (그림 10). 이 연구는 상당히 큰 의미를 가질 수 있는데, 대부분의 진동을 통한 에너지 발전은 기존의 압전효과를 이용하는 재료로 전압을 형성하는데 이

러한 분야에 압전 물질을 전혀 사용하지 않은 CMUT을 통해 가능하다는 점을 이번 연구로 새로이 제시하였다. 이는 에너지 발전에서도 납을 사용하지 않고 에너지 발전이 가능하다는 점에서 환경적인 이슈를 제거할 수 있는 파급효과가 큰 연구이다.

4. 맺음말

지금까지 MEMS 초음파 변환기 중 PMUT과 CMUT에 대해 알아보았다. 각 MEMS 초음파 변환기의 기본 구조, 동작 원리 및 각 분야에서의 최신 응용처들을 알아보았다. 두 MEMS 초음파 변환기는 각기의 장점이 있으며, 특히, 기존 벌크 압전 소재 등을 통한 초음파 변환기로 적용이 어려운 분야에 새로운 대안이 되는 것

들을 볼 수 있었다. PMUT의 경우에는 송신율이 우수한 장점을 바탕으로 초소형 초음파 자극기뿐만 아니라 소비·가전분야에서 두드러진 강점을 가지고 발전해 나아가는 것이 최신 동향이며, CMUT은 의료분야에서 아주 우수한 성능을 보임으로써 새로운 초음파 의료 영상 분야에서 더욱 각광을 받고 있다. 여기에 더불어 PMUT과 CMUT 연구 모두 환경 문제 중 하나인 유해 납 성분을 포함한 압전 재료를 전혀 사용하지 않고 기존 초음파 변환자를 사용하던 분야를 대체해나가는 데 주안점을 두고 있다. 이는 PMUT과 CMUT에 대한 더 깊은 이해를 바탕으로 이루어질 수 있으며, 각 MEMS 초음파 변환기가 가지고 있는 단점들을 극복함으로써 해결이 될 수 있을 것으로 본다. 이러한 최신의 활발한 연구들을 통해, MEMS 초음파 변환기가 인류 복지와 인류 발전에 더 많은 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다. 🌱

참/고/문/헌

- [1] J. F. Li, *Lead-Free Piezoelectric Materials*, (Wiley-VCH GmbH, Weinheim, 2021) p. 1.
- [2] G. Shirane and A. Takeda, *J. Phys. Soc. Jpn.*, **7**, 5 (1952).
- [3] G. Shirane, K. Suzuki, and A. Takeda, *J. Phys. Soc. Jpn.*, **7**, 12 (1952).
- [4] F. Li, M. J. Cabral, B. Xu, Z. Cheng, E. C. Dickey, J. M. LeBeau, J. Wang, J. Luo, S. Taylor, W. Hackenberger, L. Bellaiche, Z. Xu, L. Q. Chen, T. R. Shrout, and S. Zhang, *Science*, **364**, 264 (2019).
- [5] F. Li, D. Lin, Z. Chen, Z. Cheng, J. Wang, C. C. Li, Z. Xu, Q. Huang, X. Liao, L. Q. Chen, T. R. Shrout, and S. Zhang, *Nat. Mater.*, **17**, 349 (2018).
- [6] RoHS Annex III Lead Exemptions, <https://www.rohsguide.com/rohs-lead-exemptions.htm> (2021).
- [7] C. Liu, *Foundations of MEMS*, 2nd ed. (Pearson Education, Essex, 2012) p.27.
- [8] M. Royer, J. O. Holmen, M. A. Wurm, O. S. Aadland, and M. Glenn, *Sensors and Actuators*, **4**, 357 (1983).
- [9] J. Jung, W. Lee, W. Kang, E. Shin, J. Ryu, and H. Choi, *J. Micromech. Microeng.*, **27**, 113001, 2017.
- [10] S. Y. Jung and S. H. Baek, *Ceramist*, **22**, 82 (2019).
- [11] D. E. Dausch, K. H. Gilchrist, J. B. Carlson, S. D. Hall, J. B. Castellucci, and O. T. von Ramm, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **61**, 1754 (2014).

- [12] J. H. Lee, I. J. Cho, K. Ko, E. S. Yoon, H. H. Park, and T. S. Kim, *Microsyst. Technol.*, **23**, 2321 (2017).
- [13] J. Lee, K. Ko, H. Shin, S. J. Oh, C. J. Lee, N. Chou, N. Choi, M. T. Oh, B. C. Lee, S. C. Jun, and I. J. Cho, *Microsyst. Nanoeng.*, **5**, 28 (2019).
- [14] X. Jiang, Y. Lu, H. Y. Tang, J. M. Tsai, E. J. Ng, M. J. Daneman, B. E. Boser, and D. A. Horsley, *Microsyst. Nanoeng.*, **3**, 17059 (2017).
- [15] SmartSonic, TDK InvenSense. <https://invensense.tdk.com/smartsonic/> (2021).
- [16] K. Suzuki, K. Higuchi, and H. Tanigawa, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **36**, 620 (1989).
- [17] M. I. Haller and B. T. Khuri-Yakub, *IEEE Ultrason. Symp., Cannes, France, 1994*, p. 1241.
- [18] K. K. Park, *J. Korean Soc. Nondestruct. Testing*, **34**, 77 (2014).
- [19] J. Joseph, B. Ma, and B. T. Khuri-Yakub, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, *early access* (2021).
- [20] J. M. Rothberg, T. S. Ralston, A. G. Rothberg, J. Martin, J. S. Zahorian, S. A. Alie, N. J. Sanchez, K. Chen, C. Chen, K. Thiele, D. Grosjean, J. Yang, L. Bao, R. Schneider, S. Schaez, C. Meyer, A. Neben, B. Ryan, J. R. Petrus, J. Lutsky, D. McMahon, G. Corteville, M. R. Hageman, L. Miller, and K. G. Fife, *Proc. Natl. Acad. Sci.*, **118**, e2019229118 (2021).
- [21] S. R. Kothapalli, G. A. Sonn, J. W. Choe, A. Nikoozadeh, A. Bhuyan, K. K. Park, P. Cristman, R. Fan, A. Moini, B. C. Lee, J. Wu, T. E. Carver, D. Trivedi, L. Shiiba, I. Steinberg, D. M. Huland, M. F. Rasmussen, J. C. Liao, J. D. Brooks, B. T. Khuri-Yakub, and S. S. Gambhir, *Sci. Transl. Med.*, **11**, eaav2169 (2019).
- [22] C. Chen, Z. Wen, J. Shi, X. Jian, P. Li, J. T. W. Yeow, and X. Sun, *Nat. Commun.*, **11**, 4143 (2020).

저/자/약/력



성명	이병철	
학력	2003년 2005년 2015년	고려대학교 전기전자전파공학 공학사 한국과학기술원 전기 및 전자공학 공학석사 스탠포드대학교 전기공학 공학박사
경력	2016년 ~ 2021년 2016년 ~ 2018년 2021년 ~ 현재	한국과학기술연구원 선임연구원 과학기술연합대학원대학교 조교수 한국과학기술연구원 책임연구원



성명	김수진	
학력	2008년 2010년 2015년	고려대학교 전기전자전파공학 공학사 스탠포드대학교 전기공학 공학석사 스탠포드대학교 전기공학 공학박사
경력	2015년 ~ 2017년 2017년 ~ 2021년 2017년 ~ 현재	스탠포드대학교 박사후 연구원 고려대학교 전기전자공학부 조교수 고려대학교 전기전자공학부 부교수