

MEMS 기술을 이용한 생체계측용 초소형 초음파 변환기 개발

Development of micro ultrasonic transducer for bio-measurement using MEMS technology

김기복* 안봉영
정희원
K. B. Kim B. Ahn

1. 서론

생체 재료나 인체에 대한 초음파를 이용한 계측센서는 대상체의 특성상 비접촉 센싱기술이 요구되는 경우가 많다. 기존의 접촉식 초음파 탐상법의 한계를 극복하기 위하여 여러 가지의 비접촉 초음파 탐상법이 개발되고 있으나(1-4), 그 원리상 생체나 인체에 적용하기 어려운 기술적인 한계를 가지고 있다. 생체 재료나 인체는 그 특성상 초음파의 감쇠가 매우 심할 뿐만 아니라 기존의 초음파 센서와의 음향임피던스 매칭 문제로 인하여 효율적인 비접촉 초음파 검사가 곤란하다. 따라서 이러한 점을 극복하기 위해서는 새로운 원리에 기반을 둔 초음파 센서의 개발이 요구되고 있다.

본 연구에서는 cMUT(capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer)라 불리는 미세가공 정전용량 초음파 변환기를 개발하기 위한 연구를 수행하였다. cMUT는 초소형 정전용량형 진동 막을 배열하여 구성한 초음파 센서로서 공기 중에서 고 효율의 초음파 송수신이 가능하게 때문에 비접촉 초음파 탐상에 매우 유리하다. cMUT는 실리콘 웨이퍼 위에 미세 가공된 수백 또는 수천 개로 이루어진 박막의 진동을 이용하여 초음파를 송수신하는 새로운 개념의 초음파 변환기로서 최근의 MEMS 기술의 비약적인 발전과 더불어 상당한 기술적인 발전이 이루어지고 있다.

이러한 cMUT는 기존의 콘덴서 마이크로폰과 압력 센서 기술에 기초하고 있으며(5-7) 반도체 제작 기술이 발달하면서 박막 미세가공이 가능해짐에 따라 그 제작 기술이 발전하게 되었다.(8-10, 21-24)

cMUT는 초소형 비접촉 초음파 센서이기 때문에 기존의 접촉 초음파 센서가 차지하고 있던 많은 응용 분야를 대체할 수 있다. 그 중 의료용 초음파 센서분야가 가장 대표적인 응용분야가 될 전망이다(17). 그 외 cMUT의 구동 메커니즘을 이용하여 유량 센서와 근접센서 뿐만 아니라 미세 유체유량 제어를 위한 device에 응용되어 microfluidics를 이용한 인체 내 약물전달 기구, 잉크젯 프린터의 미세 노즐의 유량제어 등 그 응용분야가 매우 넓다.(19,20)

현재 cMUT는 아직도 발전 단계에 있는 신기술이고 그 적용 분야도 매우 넓을 것으로 인식되고 있기 때문에 국내에서도 비파괴 및 초음파 관련 분야에 cMUT 연구가 시급히 이루어져야 할 것으로 판단된다.

2. 미세가공 정전용량 초음파 변환기의 이론적 해석

2.1 설계 및 제작사양

본 연구진이 보유하고 있는 반도체 제작공정의 여러 가지 조건을 감안하여 표 1에서와 같은 cMUT 설계사양을 고려하였다. cMUT의 진동 막은 Si_3N_4 로 제작되었으며 직경 $45\mu\text{m}$, 두께를 2000Å 및 4000Å의 두 종류로 하였으며 진동 막과 진동 막의 간격은 $15\mu\text{m}$ 로 하여 설계하였다. 진동 막과 하

부 전극사이의 간격은 3000으로 하였으며 상부 전극은 두께는 2000의 알루미늄으로 하였다

상기의 설계 조건을 고려하여 설계된 cMUT의 개략도와 구조는 그림 1 및 2에서 보는 바와 같다. 제작된 cMUT는 진동 막의 개수를 6464개로 하여 간격이 15 μ 일 때 대체적으로 면적이 44 mm^2 인 1-D array cMUT로 구성되었다. 이때 전체 1-D array cMUT에서 진동 막들이 차지하는 면적 비는 약 0.41로 계산되었다.

Table 1. Specifications of the cMUT

Item	Dimension	Material	
Membrane	diameter	45 μm	Si ₃ N ₄
	thickness	2000 Å, 4000 Å	
	spacing	15 μm	
Air gap		3000 Å	
Upper electrode	thickness	2000 Å	Al
	diameter	26.6 μm	

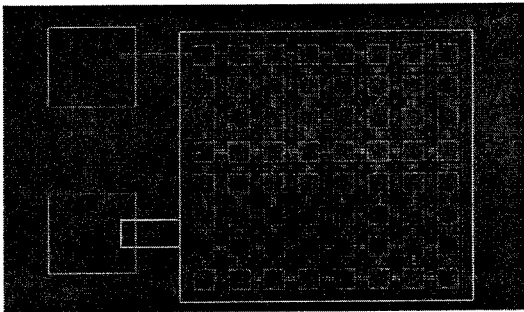


Fig. 1. Layout of the cMUT cell

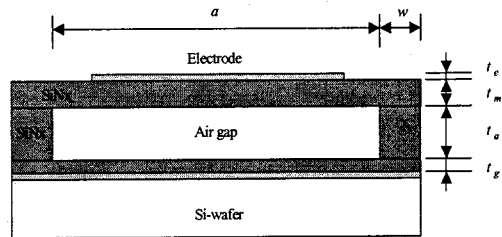


Fig. 2. Cross-section view of the single circular membrane

2.2 설계조건에 따른 membrane의 진동해석

본 연구에서 설계된 진동 막의 공진 주파수를 검토하기 위하여 유한요소해석을 수행하였다. 그림 2의 구조를 가지는 진동 막을 고려하여 유한요소모델을 만든 다음 모달해석을 수행하였다. 유한요소 해석 도구인 ANSYS의 모드 해석으로부터 진동 막의 진동 특성을 알 수 있으며(13,14) 고유 진동수, 모드 형상 등을 알 수 있다. 따라서 이러한 모드 해석으로부터 진동 막의 공진 주파수를 피하거나 아니면 특정 주파수에서 진동하도록 cMUT를 설계할 수 있게 된다. 해석에 필요한 재료의 물성 값들은 표 2의 값들을 이용하였으며 대부분의 물성 값들은 관련 문헌과 자료들을 참조하여 유한요소해석에 사용하였다.

Table 2. Mechanical properties of main component of the cMUT

Item	Si	SiO ₂	Air	Si ₃ N ₄	Al
Young's modulus(GPa)	130.9	75	-	320	72
Residual stress (MPa)	-	22.5	-	280	-
Density(kg/m ³)	23.29	22000	-	3270	2698
Poission's ratio	0.28	0.17	-	0.263	0.34
Permittivity	13	4.2	1	7.9	-

그림 3은 본 연구에서의 설계 사양에 따라 미소 진동 막을 유한요소해석을 수행하기 위한 유한요소모

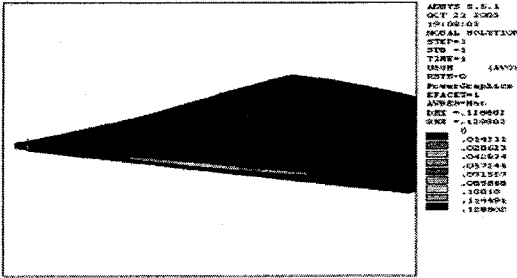


Fig. 5. FEA result of membrane deflection at 40V bias

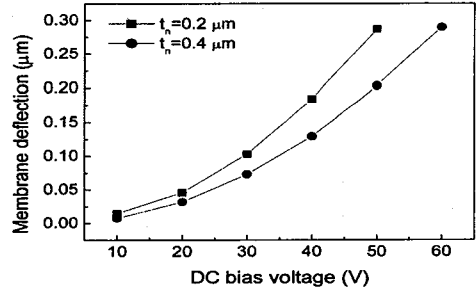


Fig. 6. Plot of membrane deflection v. s. DC bias voltage at indicated thickness of membrane

분석 결과 직류 바이어스 전압이 증가함에 따라 진동 막의 변위는 증가하는 것으로 나타났으며 동일한 직류 바이어스 조건에서는 진동 막의 두께가 증가함에 따라 진동 막의 변위는 감소하는 것으로 분석되었다. 제작된 cMUT의 진동 막 붕괴변위와 붕괴전압을 분석한 결과 Table 5-3-3에 나타낸 바와 같이 진동 막의 두께가 0.2μm인 경우 0.108μm와 약 30V, 두께가 0.4μm인 경우는 0.117μm와 35V로 각각 나타났다. 실제의 cMUT에서는 직류바이어스 전압과 더불어 교류전압이 추가로 인가되어 진동 막에 작용하는 힘이 증가되므로 본 연구에서 제작된 cMUT의 경우 필요한 직류 바이어스 전압은 표 3에서 제시된 붕괴전압 보다 작은 값이 되어야 할 것으로 판단된다.

Table 3. Collapse deflection and voltage of the selected specifications of the cMUT

Air gap	Membrane		$X_{collapse}$ (μm)	$V_{collapse}$ (V)
	radius	thickness		
0.3μm	45μm	0.2μm	0.108	30
		0.4μm	0.117	35

2.4 교류전압 인가에 따른 진동 막의 변위해석

상기의 그림 5와 표 3의 분석 결과를 토대로 하여 진동 막의 두께 0.4μm인 cMUT의 교류전압 인가에 따른 진동 막의 변위를 분석하였다. 이때 제작된 cMUT의 capacitor 간격이 0.3μm로 매우 작으므로 dc 바이어스를 인가하지 않고 교류 전압만을 인가하여 진동 막의 변위를 분석하였다. 왜냐하면 Table 3에서 알 수 있듯이 두께 0.4μm인 진동 막의 붕괴전압이 35V이므로 dc 바이어스를 작게 하여 교류전압을 인가하게 되더라도 인가되는 dc 바이어스로 인하여 초기 변위가 유발된 상태에서 막이 진동하게 되어 진동 막의 변위가 붕괴변위에 근접하거나 심할 경우 capacitor 간격을 넘어서는 경우가 발생하였기 때문에 해석이 불가능할 뿐만 아니라 인가되는 교류전압의 크기가 상대적으로 매우 작아 변위 프로파일을 분석하기가 곤란하였기 때문이다. 따라서 교류 인가전압의 피크

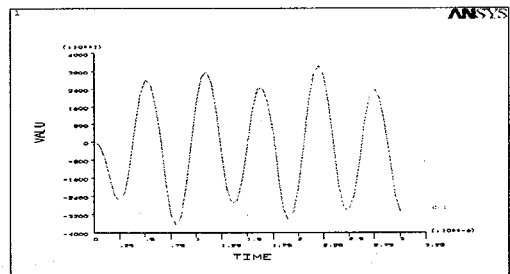


Fig. 7 Transient analysis result of single membrane with 45μm diameter and 0.4μm thick and $V_{ac}=15V$

값을 15 volt로 고정하였으며 주파수는 본 연구진이 현재 보유하고 있는 초음파 장비의 특성을 고려하여 0.75 MHz로 하였다. 그림 3에 제시된 유한요소모델에서 시간에 따른 교류 전압을 인가할 수 있도록 경계조건과 구속조건을 재설정하였다. 이때 인가되는 교류전압은 2주기 동안의 시간을 인가하였으며 1/4 대칭 모델을 적용하여 transient 해석을 수행하였으며 그 결과는 그림 7에서 보는 바와 같다. VAC에 의한 진동 막의 초기 변위를 0으로 기준을 설정한 다음 교류전압의 크기 변화에 따른 진동 막의 진동방향이 위쪽일 때를 +, 아래쪽일 때를 -로 하여 나타내었다. 분석결과 위쪽 방향의 변위는 약 0.003 μm , 아래 쪽 방향은 약 0.005 μm 로 나타났다. 따라서 15V의 교류전압을 인가할 때 capacitor의 간격(0.3 μm)에 대한 변위는 약 1%~1.7%정도로 나타났다.

3. 초음파 변환기 제작

그림 8에서와 같은 공정 순서로 cMUT 소자를 제작하였다. 소자의 제작공정은 P형 (100)방향의 6인치 실리콘 웨이퍼로 비저항은 1-10 Ωcm 이고 웨이퍼 두께는 650 \pm 25 μm 인 단면 polish된 웨이퍼를 사용하였다. 먼저 초기 웨이퍼 세정공정을 진행하였다. RCA 표준 세정방법을 이용하여 SC-1(standard cleaning-1) 공정을 하였다. 용액 조성비는 $\text{NH}_4\text{OH}:\text{H}_2\text{O}_2:\text{H}_2\text{O}=1:1:6$ 으로 60 $^\circ\text{C}$ 에서 30분 동안 수행하고 DI water로 씻어 낸 후 건조하였다. 그 후 80 $^\circ\text{C}$ 황산 용액조에서 10분간 담아둔 후 꺼내어 린스한 후 건조 시켰다. 자연 산화막을 제거하기 위하여 $\text{HF}:\text{H}_2\text{O}=1:50$ 용액조에 10초간 넣었다가 꺼내어 린스 후 건조 시켰다. 웨이퍼 세정 후 열산화막을 수직형 고로를 이용하여 950 $^\circ\text{C}$ 에서 1200 \AA 성장시켰다. 그 후 하부 전극을 두 종류로 각각 형성시켰다. 첫 번째는 백금 전극을 하부전극으로 사용하기 위하여 먼저 ALD (atomizer layer deposition)장비로 Al_2O_3 박막을 500 \AA 증착시키고, 그 위에 Ti를 300 \AA 전자선 진공증착한 후 Pt를 2000 \AA 두께로 전자선 진공증착하였다. 두 번째는 LPCVD 장비로 P-도핑된 폴리실리콘을 500 $^\circ\text{C}$ 에서 2000 \AA 증착시켰다.

하부전극과 희생층의 보호막으로 실리콘 질화막 (Si_3N_4)을 수직형 LPCVD장비로 780 $^\circ\text{C}$ 에서 2000 \AA 증착시키고 희생층인 실리콘 산화막은 (SiO_2)은 TEOS (Tetra-Ethyl-Ortho-Silicate)를 이용한 PECVD 장비로 250 $^\circ\text{C}$ 에서 3000 \AA 증착하고 포토리소그래피한 후 건식식각으로 희생층의 패턴을 형성하였다. 그 위에 membrane 층으로서 잔류응력을 줄인 실리콘 질화막을 LPCVD로 4000 \AA 증착하였다. 희생층을 제거하기 위하여 작은 구멍 비아 (Via) 패턴을 포토리소그래피로 형성한 후 BOE (Buffered Oxide Etch) $\text{NH}_4\text{F}:\text{HF}=6:1$ 를 이용해서 습식 식각하여 희생층인 실리콘 산화막을 제거하였다. PECVD로 실리콘 산화막을 1 μm 증착시켜 비아를 막고(진공밀봉) 하부 전극 패턴을 포토리소그래피로 형성한 후 건식식각으로 하부전극을 완성하였다. 스퍼터링으로 알루미늄 박막을 올린 후

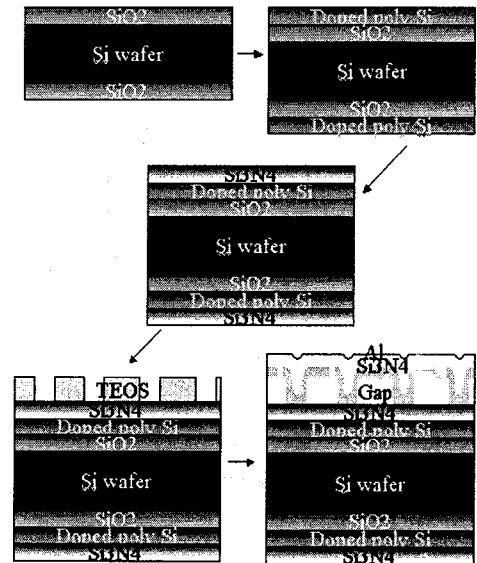


Fig. 8 Schematic diagram of cMUT manufacturing process

(2000Å) 상부 전극으로서의 패턴을 형성한 후 AL-12SK 용액으로 습식 식각하였다. 그 다음 와이어 본딩 전극을 형성하기 위하여 기저층으로 Ti를 300Å, 그 위에 Au를 2000Å 두께를 각각 전자선 진공 증착하고 lift-off 패턴링 하였다. 그리고 RTA (Rapid Thermal Annealing)를 600°C에서 10초간 실행 하였다. 그림 8은 공정순서에 따른 소자의 단면을 보여주는 개략도이다.

그림 9는 최종적으로 제작된 cMUT 소자를 FIB (focused ion beam)로 단면을 처리한 후 단면을 측정 한 사진이다. cMUT 소자 구조에서 상부 및 하부전극, air gap, membrane 박막이 잘 형성되어 있음을 나타낸다. 그림 10은 제작된 cMUT을 회로기판에 접합하여 최종인 센서로 사용하기위한 그림을 나타낸다.

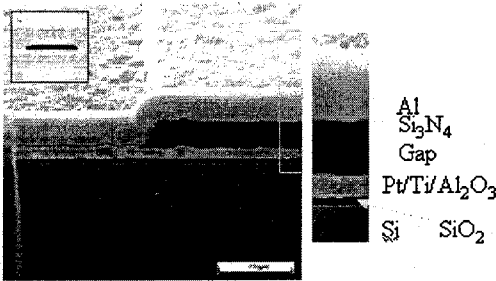


Fig. 9. FIB image of cMUT cross section

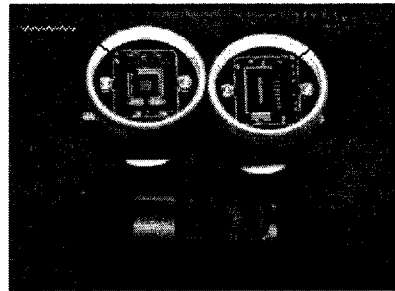


Fig. 10. The developed cMUT

4. 제작된 센서의 특성분석 장치

제작된 cMUT의 특성 평가를 위하여 진동 막의 변위, 송수신되는 초음파 특성 등을 측정하기 위한 시스템을 구성하였다.

4.1 진동 막의 변위측정시스템

cMUT를 구성하는 진동 막의 직경이 45µm이고 막과 막사이의 간격이 15µm에 불과하므로 변위 측정을 위한 레이저 빔을 집속하여 빔의 초점 크기를 진동 막의 직경보다 작게 하여야 한다. 또한 64X64(4096)개의 진동 막들의 변위를 측정하기 위해서는 미세 이동조작이 가능한 스캐닝 시스템을 제작하였으며 시스템의 제어와 측정 결과의 획득 및 저장을 위한 소프트웨어를 개발하였다. 그림 11에서 보논바와 같은 마이켈슨 간섭계를 구성하였으며 측정된 신호로부터 진동 막의 변위를 계산하였다.

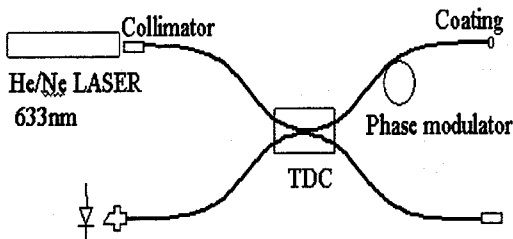


Fig. 11. Schematic diagram of Michelson PM fiber interferometer

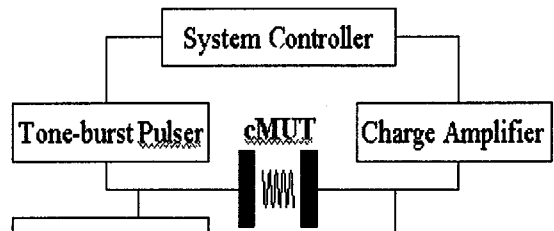


Fig. 12. Schematic diagram of the cMUT system for ultrasonic wave generation and detection

4.2 초음파 측정시스템

그림 12는 cMUT의 구동과 신호 측정을 위한 전체 시스템의 구성도이다. cMUT의 구동을 위해서는 직류 바이어스 공급을 위한 직류전압(VDC) 공급장치와 진동 막의 진동을 유발하기 위한 교류전압(VAC) 공급장치가 필요하다. 직류전압과 교류전압을 함께 인가하는 이유는 인가하는 교류전압의 주파수와 동일한 주파수의 진동을 얻기 위한 것이 가장 큰 목적이다. 직류전압의 인가는 일반 전압공급기를 이용하였으며 교류전압을 인가하기 위해서 100kHz-12.5MHz의 tone-burst 신호를 공급할 수 있는 미국 RITEC사의 RAM10000을 사용하였다.

5. 결과 및 고찰

5.1 진동 막의 변위측정

제작된 광 간섭계는 외부 교란이 없을 경우, 100pm 이하의 변위까지도 측정할 수 있도록 설계되었기 때문에, cMUT의 경우 표면 변위가 낮은 공급 전압에서도 수 nm 이상임을 감안하면 충분히 cMUT의 변위를 측정할 수 있을 것으로 판단되었다. 그림 13은 cMUT에 연속적인 교류전압을 가한 상태에서 표면 변위를 측정한 결과를 나타낸다. 상기 그림 7에서의 진동 막의 변위 해석을 위한 외부 구동조건을 개발된 cMUT에 적용한 결과 그림 13과 같은 결과를 얻었다. 그림 7과 비교한 결과 거의 유사한 진동 막 변위 패턴을 나타내었으며 이로부터 이론적인 해석이 타당한 것으로 분석되었다.

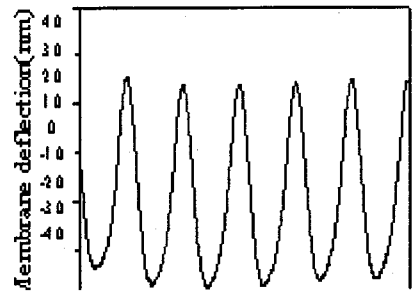


Fig. 13 Displace measurement of the cMUT

5.2 초음파 특성평가

cMUT에서 발생된 초음파를 수신하여 그 특성을 평가하였다. cMUT를 이루고 있는 진동 막은 외부에서 공급하는 직류 바이어스와 교류펄스 세기의 곱에 비례하여 진동하기 때문에 이 둘 중 하나의 바이어스를 증가시키면 진동 막의 진동도 비례하여 커지게 된다. 그림14는 750kHz의 교류펄스를 공급하고 수신한 초음파 신호의 모양과 주파수를 측정한 결과이며 공급하는 펄스의 진동수와 동일한 주파수로 진동 막이 진동하는 것을 볼 수 있다. 또한 그림 15는 외부에서 공급하는 펄스의 폭을 변화시켜가면서 수신한 신호를 측정한 결과이며 공급하는 펄스의 폭에 따라 정확하게 비례하여 수신되는 초음파의 폭이 증가하였다. 그림 14와 15의 결과로부터 본 연구에서 개발된 cMUT의 진동특성이 매우 우수함 것으로 나타났다.

6. 요약 및 결론

본 연구는 앞으로 기존의 압전 초음파 센서를 대체하여 고효율 비접촉 초음파 송수신이 가능하여 활발한 응용이 기대되고 있는 미세가공 정전용량 초음파 센서(cMUT)를 개발하기 위한 연구로 수행되었다. 초음파 발생요소가 되는 개별 미소 진동 막의 진동 특성을 해석하고 분석하여 cMUT의 설계

의 기본 자료로 활용하였다. 이를 바탕으로 cMUT를 설계한 후 미세 반도체 제작공정을 적용하여 실리콘 웨이퍼 위에 다양한 형태의cMUT를 구현하였다. 개발된 cMUT의 특성을 평가하기 위하여 진동막의 변위를 측정할 수 있는 마이켈슨 위상변조 간섭계를 구성하였으며 cMUT 초음파 송수신 시스템을 구성하였다. 진동 막의 변위 측정결과 인가되는 교류전압의 주파수와 진동 막의 진동 주파수가 잘 일치하였다. 또한 비접촉 방법으로 cMUT에 의해 발생하는 초음파 신호를 수신하여 수신파형의 특성을 분석한 결과 양호한 주파수 특성을 나타내었으며 고효율의 비접촉 초음파 송수신이 가능한 것으로 분석되었다. 개발된 cMUT는 향후 생체 재료 및 인체에 대한 비접촉식 초음파 응용분야에 크게 활용될 것으로 기대된다.

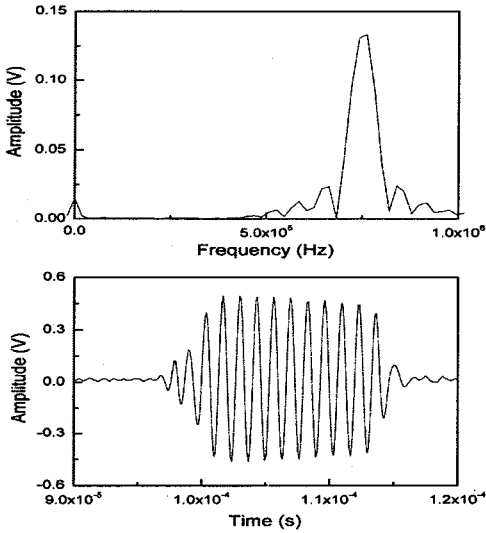


Fig. 14 Ultrasonic wave excited by cMUT and its frequency spectrum

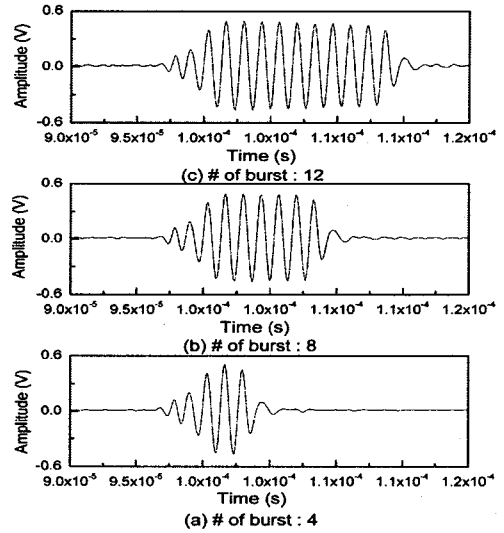


Fig. 15 Changes of signal amplitude by variation of tone-burst pulse width

7. 참고문헌

1. Kelly, S. P., Farlow, R. and Hayward, G., 1996, Application of through-air ultrasound for rapid NDE scanning in the aerospace industry, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 43(3): 581-591.
2. Gachagan, A. and Hayward, G., 1996, Characterization of air-coupled transducers, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 43(3): 678-689.
3. Hayward, G. and Gachagan, A., 1996, An evaluation of 1-3 connectivity composite transducers for air-coupled ultrasonic applications, *J. Acoust. Soc. Aer.*, 99: 2148-2157.
4. Schindel, D. W. and Hutchins, D. A., 1995, Applications of micromachined capacitance transducers in air-coupled ultrasonics and nondestructive evaluation, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 42: 51-58.
5. Scheeper, P. R., van der Donk, A. G. H., Olthuis, W. and Bergveld, P. 1992, Fabrication of silicon condenser microphones using single wafer technology, *J. Microelectromech. Syst.*, 1(3): 147-154.
6. Guckel, J., 1991, Surface micromachined pressure transducers, *Sensors and Actuators A*, 28: 133-146.

7. Suzuki, K., Higuchi, K. and Tanigawa, H., 1989, A silicon electrostatic ultrasonic transducer, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 36(6): 620-627.
8. Haller, M. I. and Khuri-Yakub, B. T., 1996, A surface micromachined electrostatic ultrasonic air transducer, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 43(1): 1-6.
9. Jin, X., Oralkan, O., Degertekin, F. L. and Khuri-Yakub, B. T., 2001, Characterization of one-dimensional capacitive micromachined ultrasonic immersion transducer arrays, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 48(3): 750-760.
10. Mason, W. P., 1942, *Electromechanical Transducers and Wave Filters*, New York : D. Van Nostrand.
11. Ladabaum, I., Jin, X., Soh, H. T., Atalar, A. and Khuri-Yakub, B. T., 1998. Surface micromachined capacitive ultrasonic transducers, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 45(3): 678-690.
12. Bozkurt, A., Ladabaum, I., Atalar, A. and Khuri-Yakub, B. T. 1999. Theory and analysis of electrode size optimization for capacitive microfabricated ultrasonic transducers, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 46(6): 1364-1374.
13. Oralkan, O., Jin, X., Degertekin, F. L. and Khuri-Yakub, B. T. 1999. Simulation and experimental characterization of a 2-D capacitive micromachined ultrasonic transducer array element, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 46(6): 1337-1340.
14. Caronti, A., Iula, A., Caliano, G., Pappalardo, M., 2002. An accurate model for capacitive micromachined ultrasonic transducers, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 49(2): 159-168.
15. Caliano, G., Caronti, A., Baruzzi, M., Rubini, A., Iula, A., Carotenuto, R. and Pappalardo, M., 2002. PSpice modeling of capacitive microfabricated ultrasonic transducers, *Ultrasonics*, 40: 449-455.
16. McIntosh, J. S., Hutchins, D. A., Billson, D. R., Robertson, T. J., Noble, R. A. and Jones, D. R., 2002. The characterization of capacitive micromachined ultrasonic transducers in air, *Ultrasonics*, 40: 477-483.
17. Oralkan, O., Ergun, A. S., Johnson, J. A., Demirci, U., Kaviani, K., Lee, T. H. and Khuri-Yakub, B. T., 2002. Capacitive micromachined ultrasonic transducers: Next-generation arrays for acoustic imaging?, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, 49(11): 1596-1610.
18. Johnson, J., Oralkan, O., Demirci, U., Ergun, S., Karaman, M. and Khuri-Yakub, B. T., 2002, Medical imaging using capacitive micromachined ultrasonic transducer array, *Ultrasonics*, 40: 471-476.
19. Percin, G., Levin, L. and Khuri-Yakub, B. T., 1998, Controlled ink-jet printing and deposition of organic polymers and solid-particles, *Applied Physics Letters*, 73(16): 2375-2377.
20. Percin, G., Levin, L. and Khuri-Yakub, B. T., 1997, Piezoelectrically actuated droplet ejector, *Review of Scientific Instruments*, 68(12): 4561-4563.
21. Jin, X., Ladabaum, I., Degertekin, F. L., Calmes, S. and Khuri-Yakub, B. T., 1999, Fabrication and Characterization of Surface Micromachined Capacitive Ultrasonic Immersion Transducers, *IEEE J. Microelectromechanical system*, 8(1): 100-114.
22. Sze, S. M., 1994, *Semiconductor sensors*, Wiley International, New York
23. Kovacs, G. T. A., 1998, *Micromachined transducers sourcebook*, McGraw-Hill, USA.
24. Elwenspoek, M. and Jansen, H. V., 1998, *Silicon micromachining*, Cambridge Press, UK.