Check for updates

Journal of Sensor Science and Technology
Vol. 29, No. 1 (2020) pp. 33-39
http://dx.doi.org/10.5369/JSST.2019.29.1.33
pISSN 1225-5475/eISSN 2093-7563

음향 매질의 추가질량 효과를 고려한 광음향 영상용 초소형 압전 기반 초음파 트랜스듀서의 개발

안홍민 · 문원규+

Development of a Piezoelectric Micro-machined Ultrasonic Transducer for Photoacoustic Imaging that Accounts for the Added Mass Effect of the Acoustic Medium

Hongmin Ahn and Wonkyu Moon+

Abstract

Typically, photoacoustic images are obtained in water or gelatin because the impedance of these mediums is similar to that of the human body. However, these acoustic mediums can have an additional mass effect that changes the resonance frequency of the transducer. The acoustic radiation impedance in air is negligible because it is very small compared to that of the transducer. However, the high acoustic impedance of mediums such as the human body and water is quite large compared to that of air, making it difficult to ignore. Specifically, in a case where the equivalent mass is very small, such as with a micro-machined ultrasound transducer, the additional mass effects of the acoustic medium should be considered for an accurate resonance frequency design. In this study, a piezoelectric micro-machined ultrasonic transducer (pMUT) was designed to have a resonance frequency of 10 MHz in the acoustic medium of water, which has similar impedance as the human body. At that time, the resonance frequency of the pMUT in air was calculated at 15.2 MHz. When measuring the center displacement of the manufactured pMUT using a laser vibrometer, the resonance frequencies were measured as 14.3–15.1 MHz, which is consistent with the finite element method (FEM) simulation results. Finally, photoacoustic images of human hair samples were successfully obtained using the fabricated pMUT.

Keywords: piezoelectric micro-machined transducer, pMUT, added mass effect, photoacoustic imaging

1. 서 론

광음향 영상(Photoacoustic imaging, PAI)은 높은 공간 분해능과 높은 광 대조비의 장점으로 최근 많은 연구가 진행되고 있는 비침습 영상 기술이다[1-5]. 먼저, 짧은 주기의 펄스 레이저를 국부적인 생체 조직에 조사하면 생체 조직이 레이저를 흡수하여 열에너지로 전환되며, 열탄성 팽창(thermos-elastic expansion)에 의해 초음파를 방출한다. 이 때 발생하는 음향 신호를 초음파 트랜스듀서로 감지하여 영상화 하는 기술을 광음향 영상이라 한다. 광음향 영상은 초음파 영상에 비해 높은 분해능을 가지며, 공초점 현미경, two-photon 현미경, 광 간섭 단층 촬영 등과 같은 광학 영상의 침투 깊이의 한계를 뛰어넘을 수 있다는 장점이 있다. 게다가 높은 광 흡수 대비를 이용하여 종양-혈관 상호 작용 및 헤모글로빈 산호 포화도 맵핑 등의 기능적 영상도 제공할 수 있다는 장점이 있다[1,2].

광음향 영상 연구에서는 주로 의료용 초음파에 많이 사용되는 두께 모드의 압전 초음파 트랜스듀서가 많이 사용된다[1-4]. 하지만, 일반적으로 두께 모드의 압전 초음파 트랜스듀서가 적용된 의료용 프로브는 상대적으로 크기가 크며, 배열 트랜스듀서의 경우에는 내시경형 프로브에 적용하기에는 한계가 있다.

반면에 초소형 압전 기반 초음파 트랜스듀서(pMUT)은 미세가공 기술로 제작되기 때문에 작은 크기로 구현이 가능하며, 배열 트랜스듀서로 구현하기에도 용이하다. 따라서 내시경형 프로브 (endoscope probe)에 적용이 용이하기 때문에 위나 장 또는 전립선 등을 진단하기 위한 내시경 프로브에도 활용될 수 있으며, 휴대용 진단기기 등에도 활용될 수 있다. 또한 pMUT의 수

포항공과대학교 기계공학과(Deparment of Mechanical Engineering, POSTECH)
KIRO 405, 39, Jigok-ro, Nam-gu, Pohang-si, Gyeongsangbuk-do, Republic of Korea
+Corresponding author: wkmoon@postech.ac.kr
(Received : Dec. 31, 2019, Accepted : Jan. 3, 2020)

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

신 감도 및 전력 효율은 일반적으로 두께 모드의 압전 트랜스듀서보다 높다[6]. 따라서 작은 크기로도 좋은 해상도의 영상을 획득할 수 있다.

일반적으로 광음향 영상 획득은 인체의 임피던스와 유사한 물이나 젤라틴을 음향 매질로 활용하여 진행된다. 이러한 음향 매질은 추가 질량의 효과로 트랜스듀서의 공진을 변화시킬 수 있다. 물론, 공기의 음향 임피던스는 트랜스듀서에 비해 매우 작기 때문에 벌크 트랜스듀서의 설계 뿐만 아니라, 초소형 초음파 트랜스듀서의 설계에서도 무시되는 경우가 많았다[7,8]. 하지만, 물의 임피던스는 공기의 임피던스보다 매우 크기 때문에 무시하기 어렵다. 물론, 광음향 영상 연구에 주로 사용되는 두께 모드 압전 트랜스듀서의 경우, 상대적으로 높은 기계적 임피던스로 인해 트랜스듀서 설계시 매질의 효과를 고려하지 않아도 공진 주파수가 크게 차이가 나지 않지만, 초소형 초음파 트랜스듀서의 경우, 등가 질량이 매우 작기 때문에 매질에 의한 영향을 무시하면, 정확한 공진 설계에 어려움이 발생한다.

본 연구에서는 음향 매질의 추가 질량 효과를 고려한 pMUT이 설계되고 제작되었으며, 최종적으로 제작된 트랜스듀서를 이용하여 인체 모발 샘플의 광음향 영상을 획득하였다.

2. 설 계

2.1 집중 변수 모델을 이용한 설계

일반적으로 광음향 영상에 사용되는 트랜스듀서의 주파수는 보고자 하는 생체 조직의 깊이나 해상도에 따라 약 5-50 MHz로 다양하게 사용되며, 보고자 하는 영상의 깊이가 깊으면 저주파 초음파 트랜스듀서를 사용하며, 고해상도라면 고주파 초음파 트랜스듀서가 사용된다[3]. 본 논문의 pMUT은 다소 깊이 있는 조직의 영상도 획득 가능하도록 10 MHz의 공진 주파수를 갖도록 설계되었다.

다음으로는 박막 재질이 고려되었다. 먼저, 박막 재질은 막질의 밀도가 높고, 미세가공 기술로 가공이 용이한 Silicon (Si)으로 선택되었다. 이러한 이 점들 때문에 Si는 pMUT의 박막 재질로 많이 선택된다.[9-11]. 구동부인 압전은 sol-gel법으로 증착되는 PZT(52/48)로 선택되었다. 마지막으로 음향 매질은 인체의 임피던스와 비슷한 값을 지니는 물로 근사화하여 설계되었다. Table 1-Table 3는 설계에 사용된 Si, 압전, 그리고 물의 물성치이다.

본 논문에서 제안된 pMUT은 Fig. 1(a)와 같이 가장자리가 고정된 원형 박막의 형태로 모델링 되었다. 이 때, Si박막의 반지름은 a, 두께는 t이다. 박막 위에 구동부인 압전이 증착되며, 증착된 압전의 반지름은 ap이고 두께는 tp이다. 압전 상하부의 전극은 Si 박막과 압전의 두께에 비해 매우 얇으므로 무시되었다.

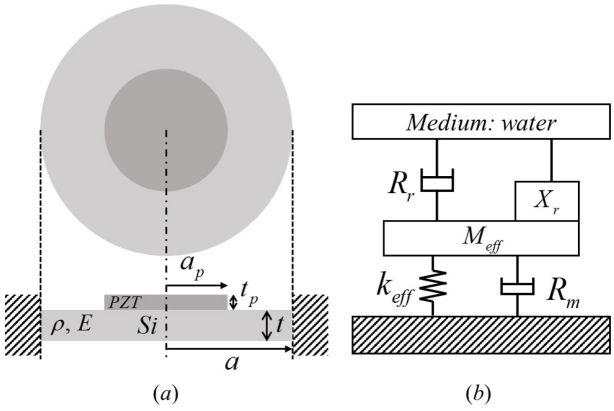

Fig. 1. (a) Schematic diagram of a pMUT, (b) lumped parameter model of a pMUT

이 때, pMUT의 집중 변수 모델은 Fig. 1(b)와 같다.

음향 방사 임피던스 Zr는 로 나타낼 수 있으며, 이 때, 항은 박막에 추가질량 효과를 나타낸다. 박막의 임피던스 Z_r은 배플이 있는 원형 피스톤 모델로 계산되었으며, 작은 방사판에 대해 (ka<<1, k는 파수), 원형 피스톤 음원의 Z_r은 아래 식과 같이 근사할 수 있으며[12], 이때 추가질량 M_{add}는 식(2)와 같이 계산될 수 있다.

$$Z_r = R_r + jX_r = \rho_0 cS(ka)\left\{\frac{1}{2}(ka)+\left(\frac{8}{3\pi}\right)\right\} \tag{1}$$

$$M_{add} = \frac{X_r}{\omega} = \left(\frac{16}{3}\right)\rho_0 a^3 \tag{2}$$

여기서 ρ_0는 매질의 밀도, c는 매질의 음속, S는 방사 면적이다. 집중 변수 모델에서 방사 질량은 $M_r=X_r/\omega$로 계산된다. 집중 변수 모델의 등가 강성과 등가 질량은 아래 식으로 계산 될 수 있다[13,14].

$$k_{eff} = \frac{16\pi}{a^2}\frac{Et^3}{\left(1-\nu^2\right)} \tag{3}$$

$$M_{eff} = \frac{192}{\Lambda_0^2}\rho\left(\pi a^2 t\right) \tag{4}$$

이 때, Λ_0는 주파수 상수이고, υ는 Si 박막의 푸아송 비이며, 밀도 ρ와 영률 E은 아래 식과 같이 Si 박막과 증착된 압전의 두께 비로 근사화하였다.

$$\rho = \left(\rho_{Si}\cdot t + \rho_{pzt}\cdot t_p\right)/\left(t+t_p\right) \tag{5}$$

$$E = \left(E_{Si}\cdot t + E_{pzt}\cdot t_p\right)/\left(t+t_p\right) \tag{6}$$

Table 1. Properties of silicon (Si)

The properties	Values
Density, ρ_{Si}	2300 [kg/m^3]
Young's Modulus, E_{Si}	130 [GPa]
Poisson Ratio, υ	0.278
Mechanical Quality Factor	500

Table 2. Properties of PZT (52/48, Sol-gel)

The properties	Values
Density, ρ_{pzt}	7500 [kg/m^3]
Young's Modulus, E_{pzt}	53 [GPa]
Permittivity, ε_{33}	1400 ε_0
Loss tangent, tanδ	0.02
Mechanical Quality Factor	500

Table 3. Properties of water (approximation of human)

The properties	Values
Density, ρ_0	998 [kg/m^3]
Sound speed, c	1481 [m/s]

위 식을 이용하여 매질에서 추가질량 효과를 고려한 박막의 공진 주파수는 아래 식과 같이 계산할 수 있다.

$$\omega_r = \sqrt{\frac{k_{eff}}{M_{eff}+M_{add}}} = \sqrt{\frac{k_{eff}}{M_{eff}+(X_r/\omega)}} = \frac{4\Lambda_0 t}{a^2}\sqrt{\frac{Et\,\omega}{(192\rho t\,\omega+\rho_0 c X_1 \Lambda_0^2)(1-\nu^2)}} \quad (7)$$

본 식을 이용하여, 물에서의 10 MHz의 공진을 갖는 박막의 반지름과 두께는 각각 21 μm와 3 μm로 설계되었다.

2.2 FEM 해석을 통한 검증

집중 변수 모델로 설계된 새로운 단일 pMUT 소자가 유한요소 해석을 통해 검증되었다. 집중 변수 모델은 모델이 간단하고, 설계의 경향성을 파악하기 쉽지만, 근사화된 조건이 포함된 모델이므로 좀 더 신뢰성 있는 설계를 위해 유한요소 해석을 통해 설계가 보정되었다. Fig. 2는 상용 유한요소해석 프로그램인 COMSOL Multiphysics 4.3a의 유한요소 모델이다.

축대칭 모델로 Si 박막 위에 압전이 증착되어 있으며, 음향 매질은 인체의 임피던스와 비슷한 물로 고려하여 해석되었으다. 그리고 후면은 공기 패키징이 될 것이므로 한쪽 면만 고려되었다. Si 박막은 집중 변수 모델로 설계된 박막의 지름과 두께를 기준으로 해석되었다. 압전층의 반지름은 박막 반지름의 0.4배로 결정되었으며, 이는 참고문헌[14]를 참고하여 전기기계 결합계수가 최대로 하도록 설계되었다. 그리고, 압전층의 두께는 설계하고자 하는 10 MHz 공진 주파수에 근접하도록 조절하여 결

Table 4. Designed parameters

The parameters	Values
Radius of membrane, a	24 [μm]
Thickness of membrane, t	3 [μm]
Radius of PZT, a_p	9.6 [μm]
Thickness of PZT, t_p	1.5 [μm]

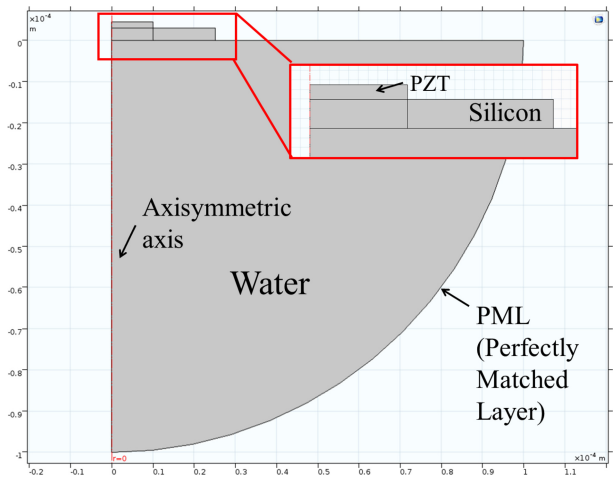

Fig. 2. Finite element model of pMUT

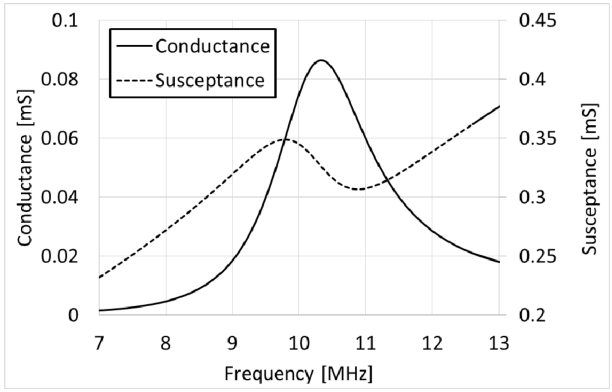

Fig. 3. Conductance and susceptance curve of the pMUT calculated in water by FEM simulation.

정되었다. 유한요소 해석을 통해 최종 설계된 pMUT의 설계 변수는 Table 4와 같다. Fig. 3은 한쪽 음향 매질이 물인 pMUT의 유한요소 해석을 통해 계산된 어드미턴스 곡선이이며, 10.4 MHz에 공진 주파수가 위치한 것을 확인하였다. Fig. 4는 음향 매질이 공기인 pMUT의 어드미턴스 곡선이다. 공기 중 공진은 15.2 MHz로 이 것은 한쪽 음향매질이 물인 경우보다 46.2%나 차이가 남을 확인할 수 있었다. 따라서, pMUT의 공진 설계시에 음향 매질의 고려가 반드시 이루어져야 정확한 설계를 할 수 있음을 확인하였다.

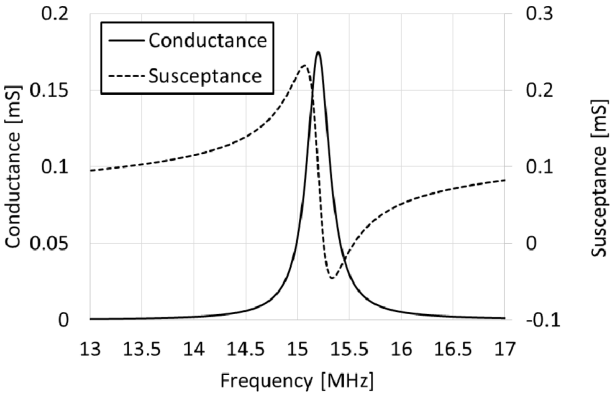

Fig. 4. Conductance and susceptance curve of the pMUT calculated in air by FEM simulation.

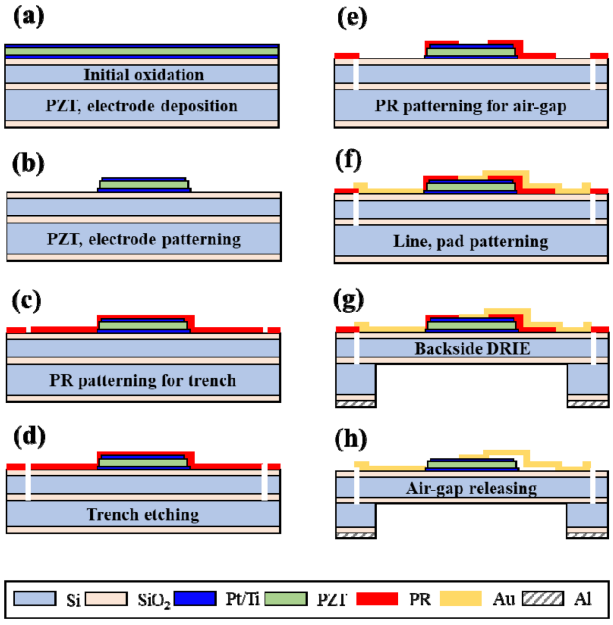

Fig. 5. Fabrication of the pMUT: (a) initial oxidation and PZT/electrode deposition, (b) PZT/electrode patterning, (c) PR patterning to form the trench, (d) etching of the deep trench, (e) PR patterning of the air-bridge, (f) Au patterning, (g) backside etching, and (h) PR ashing and release of the air gap.

3. 제 작

본 연구의 pMUT은 실리콘 기판을 이용하여 미세 가공 공정 기술을 통해 제작되었다. 균일한 막 형성을 위해 3 um 상부 Si 층, 1 um 매립 절연층, 500 um handle 층으로 구성된 SOI(silicon-on-insulator) 웨이퍼가 사용되었다. Fig. 5 는 미세 가공 공정을 이용한 pMUT의 제작 공정 과정이다. 먼저 압전 층과 실리콘 박막 사이에 절연층 형성을 위해 열산화 방법이 사용되었다. 이어서, 하부전극이 될 Pt/Ti가 스퍼터링 방법으로 증착되고, 그 위에 1.5 μm 두께의 압전층이 sol-gel 방법으로 증착되었으며,

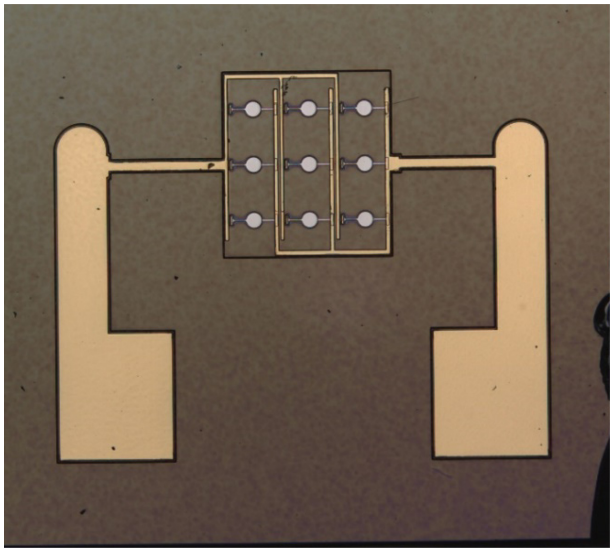

Fig. 6. Fabricated pMUT by micro-machining process.

상부 전극이 될 Pt/Ti가 다시 압전층 위에 증착되었다(Fig. 5(a)). 다음으로 전극 및 압전층은 건식 에칭을 사용하여 패터닝되었다 (Fig. 5(b)). 전류 누설 방지를 위한 트렌치를 형성하기 위해 photoresist (PR)를 패터닝하였으며(Fig. 5 (c)), 이를 이용하여 건식 에칭으로 트랜치를 형성하였다(Fig. 5 (d)). 그리고 상부 전극과 하부 전극을 분리하기 위한 에어브릿지 형성을 위해 PR이 패터닝 되었고 Au 패드가 전극을 형성하는데 사용되었다(Fig. 5(e), (f)). 웨이퍼 후면에서 Al 마스크을 사용하여 Deep Reactive Ion Etching (DRIE)방법으로 핸들층을 제거하여 박막을 형성하였다. 마지막으로, Fig. 5 (h)와 같이 PR을 제거함으로써 pMUT 제작되었다. Fig. 6는 최종 제작된 pMUT의 모습이다. 단일 트랜스듀서를 3x3로 배열하여, 총 9개의 유닛으로 구성되었다.

4. 실 험

제작된 pMUT의 성능평가를 위해 박막의 중심 변위와 컨덕턴스가 측정되었다. 레이저는 음향 매질인 물의 표면에서 대부분 반사되며, 컨덕턴스 또한 물의 높은 댐핑으로 인해 측정이 어렵기 때문에 공기중 측정을 통해 해석 결과와 비교하였다.

먼저, 레이저 진동계(Polytec OFV-505, OFV-5000)를 이용하여 중심 변위가 측정되었다. Fig. 7은 공기 중에서 측정된 pMUT의 중심 변위와 유한요소해석 결과와의 비교 그래프이다. 유한요소해석 결과에서 공기 중 공진 주파수는 약 15.2 MHz로 계산되었으며, 하나의 pMUT 배열(Fig. 6)에서 임의의 단일 pMUT 소자 샘플 4개의 공기 중 측정된 공진 주파수 위치도 이와 근접함을 확인할 수 있었다. 각 pMUT 소자간의 공진 주파수의 차이는 박막을 형성하기 위한 후면의 DRIE 공정 중 발생한 footing effect로 인한 것으로 판단된다.

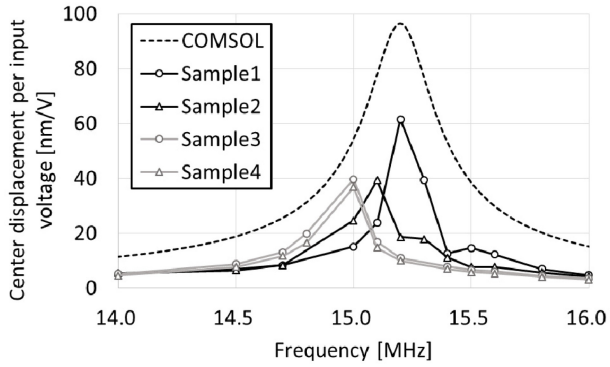

Fig. 7. Center displacement of pMUT in air by measurements and FEM simulation.

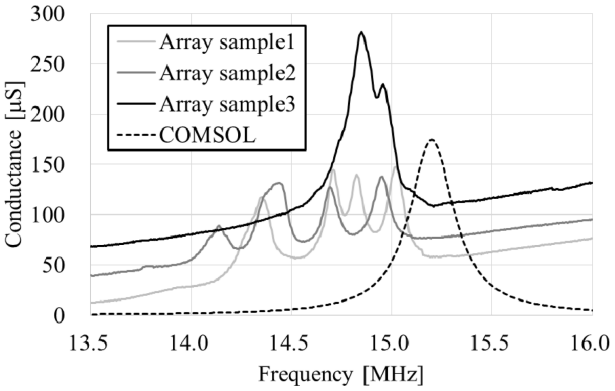

Fig. 8. Conductance curve of pMUT array in air by measurements and FEM simulation.

다음으로는 배열 트랜스듀서의 특성을 측정하기 위해 임피던스 분석기(Agielnt 4294A)를 사용하여 제작된 pMUT의 컨덕턴스 그래프를 분석하였다. 컨덕턴스는 어드미턴스의 실수값으로 공진 주파수의 위치, 트랜스듀서에 1V 전압을 인가했을 때 소모되는 전류량을 알 수 있다. Fig. 8은 제작된 pMUT 배열의 공기 중에서 측정된 컨덕턴스 값이다. 9개의 pMUT이 하나의 전극으로 연결되어있기 때문에 컨덕턴스가 더해져서 측정된다. 측정된 값을 보면 배열 샘플에 따라 공진의 균일성이 다름을 확인할 수 있다. 이것은 제작 공정 중 박막을 형성하는 DRIE 공정에서 발생한 footing effect로 인한 공정 오차로 생각되며[15,16], 이는 추후 공정 최적화를 통해 개선할 수 있을 것으로 판단된다. 실험은 균일성이 가장 좋은 배열 샘플 3번으로 진행이 되었다.

제작된 pMUT은 Fig. 9(a)와 같이 패키징 되었으며, 패키징 내부에는 전하 증폭기를 연결하였다. Fig. 9(b)는 광음향영상을 획득하기 위한 인체 모발 샘플 2개이며, 두 명의 다른 사람으로부터 채취하였다(남성 28세와 남성 24세). Fig. 9(c)는 본 실험에서 사용된 광음향 영상용 실험 시스템이다. 레이저는 중심 파장이 532 nm인 tunable wavelength NT352A를 이용하여 펄스로 조사되었다. 이때 조사된 펄스 레이저는 광분배기에 의해 일부는 샘플로 조사되며, 일부는 샘플에서 발생한 음향 신호와 동기화를 위해 photo-diode에 조사된다. 펄스 레이저는 레이저 경로의 중심에 위치한 트랜스듀서에 방해 받지 않기 위해 원뿔형 렌즈를 통해 링 형태로 분산되었다가 원통형 거울을 통해 다시 샘플에 집중된다. 모발 샘플은 슬라이드 글라스에 고정되었으며 물속에서 측정되었다. pMUT으로 측정된 음향 신호는 프리앰프를 거친 후, 컴퓨터의 PCI digitizer로 측정되었으며, xy 스테이지 컨트롤러를 이용하여 기계적인 스캐닝을 진행하며 광음향 영상 신호를 획득하였다. 모든 과정은 LabView (National Instrument)를 통해 제어되었다.

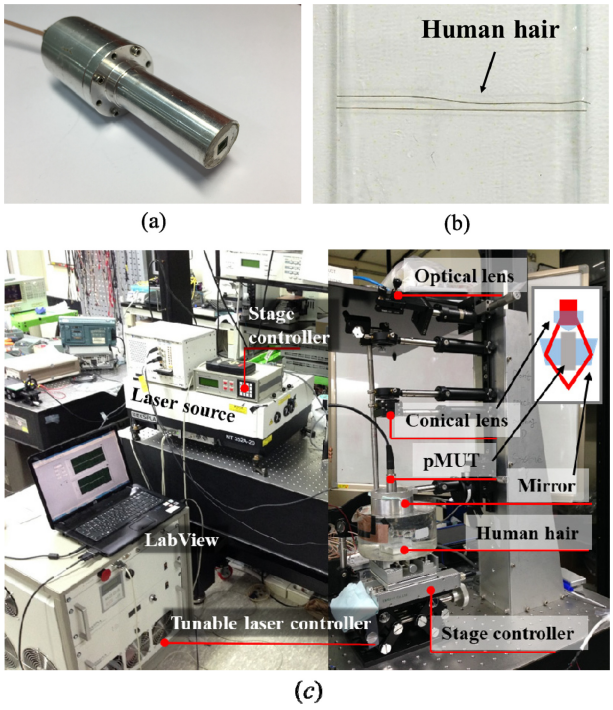

Fig. 9. (a) Packaged pMUT, (b) human hair sample, (c) scanning set-up for photoacoustic imaging

Fig. 10(a)는 제작된 pMUT을 이용하여 획득한 2차원 광음향 영상이고, Fig. 10(b)는 Fig. 10(a)에서 표시한 2차원 광음향 영상의 종축에 대한 1차원 광음향 신호이다. 모발 두께는 모두 200 μm정도로 나타났으며, 하나의 모발이 다른 모발에 비해 더 높은 신호를 가짐을 확인할 수 있었는데, 이는 모발의 색을 결정짓는 멜라닌 색소의 농도에 따라서 모발이 더 어두울수록 레이저의 흡수율이 더 높고, 발생되는 초음파의 크기도 더 크므로, 두 모발의 발색의 편차 때문으로 판단된다.

5. 결 론

본 연구에서는 음향 매질을 고려하여 광음향 영상에 적용할 수 있는 압전 기반 초소형 초음파 트랜스듀서를 설계 및 제작

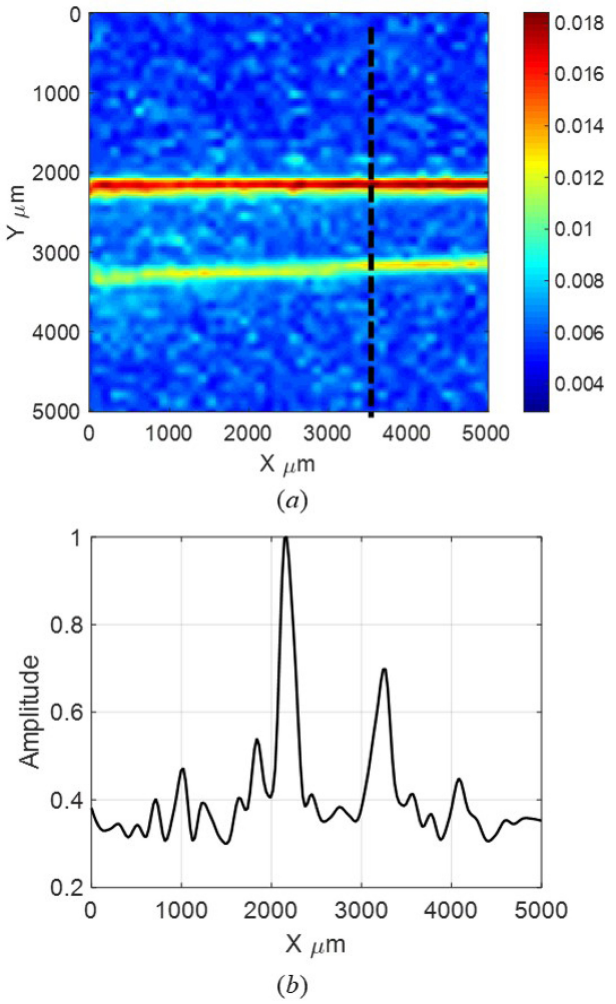

Fig. 10. (a) 2D photoacoustic imaging of human hair, (b) 1-D photoacoustic signal.

하고, 실험을 통해 검증하였다. 음향 매질인 물의 추가질량 효과를 고려하지 않은 경우에는 공진이 약 46.2% 차이가 발생하였다. 따라서, 기계적 임피던스가 낮은 pMUT의 정확한 공진을 설계하기 위해서는 음향 매질의 추가질량 효과를 반드시 고려하여야 함을 확인하였다. 또한, 제작된 pMUT을 이용하여 두 개의 다른 인체 모발 샘플의 광음향 영상 획득에 적용하였다. 실험 결과, 제작된 pMUT으로 광음향 신호가 수집되는 것을 확인하였으며, 획득한 광음향 신호로 실제 샘플과 유사한 광음향 영상으로 재구성할 수 있음을 확인하였다. 그리고 채취된 모발에 따라 다른 크기의 광음향 신호를 획득할 수 있었으며, 이는 모발의 색을 결정짓는 멜라닌 색소의 농도 차이 때문으로 판단된다. 본 논문에서 연구된 pMUT의 설계방법은 광음향 영상용 트랜스듀서 혹은 인체나 물과 같은 음향 임피던스가 높은 매질에서 정확한 공진 설계를 필요로 하는 초소형 압전 박막 트랜스듀서의 설계에 유용할 것으로 판단된다.

감사의 글

이 논문은 2012년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0030040).

REFERENCES

[1] H. F. Zhang, K. Maslov, G. Stoica, and L. V Wang, “Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging”, *Nat. Biotechnol.*, Vol. 24, No.7, pp. 848-851, 2006.

[2] E. W. Stein, K Maslov and L. V. Wang, “Noninvasive mapping of the electrically stimulated mouse brain using photoacoustic microscopy”, *P. Soc Photo-opt. Ins., Proc. Of SPIE*, Vol. 6856, pp. 1-8, 2008.

[3] L. V. Wang, “Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography”, *Nat. Photonics*, Vol. 3, pp. 503-509, 2009.

[4] M. Y. Lee, S. H. Park, J. H. Kim, H. S. Cho, C. G. Song, “Detecting the thrombosis of swine carotid artery using photoacoustic tomography in-vivo”, ICS 2019 Inform. Cont. Sym., Vol. 28, No. 8, pp. 131-132, 2019.

[5] J. Yao and L. V Wang, “Recent progress in photoacoustic molecular imaging”, *Curr. Opin. Chem. Biol.*, Vol. 45, pp. 104-112, 2018.

[6] J. F. Gelly and F. Lanteri, “Comparison of piezoelectric (thickness mode) and MEMS transducers”, *2003 IEEE Ultrason.*, Vol. 2, pp. 1965-1974, Honolulu, USA, 2003.

[7] H. Wang, Y. Yu, Z. Chen, H. Yang, H. Jiang and and H. Xie, “Design and fabrication of a piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array based on ceramic PZT”, *2018 IEEE Sensor*, pp.1-4, New Delhi, India, 2018.

[8] Y. Lu and D. A. Horsley, “Modeling, fabrication, and characterization of piezoelectric micromachined ultrasonic transducer arrays based on cavity SOI wafer”, *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 24, No. 4, pp.1142-1149, 2015.

[9] Y. Je, H. Lee, K. Been, and W. Moon, “A micromachined efficient parametric array loudspeaker with a wide radiation frequency band”, *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 137, No. 4, pp.1732-1743, 2015.

[10] Y. Je, H. Lee and W. Moon, “The impact of micromachined ultrasonic radiators on the efficiency of transducers in air”, *Ultrasonics*, Vol. 53, No. 6, pp.1124-1134, 2013.

[11] B. Belgacem, F. Calame, and P. Muralt “5I-2 thick PZT sol-gel films for pMUT transducers performances improvement”, *2006 IEEE Ultrason.*, pp. 922-925, Vancouver, Canada, 2006.

[12] L. Kinsler, A. Frey, A. Coppens, and J. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, *4th ed.*, Wiley, New York, pp. 184-188, 1982.

[13] S. Timoshenko and S. Woinowsky-Krieger, *Theory of Plates and Shells*, McGraw-Hill Kogakusha, Tokyo, pp. 51-78, 1959.

[14] J. Cho, M. Anderson, R. Richards, D. Bahr, and C. Richards, “Optimization of electromechanical coupling for a

thin-film PZT membrane: I. Modeling", *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 15, No. 10, pp. 1797-1803, 2005.

[15] S. Seok, B. Lee, J. Kim, H. Kim, and K. Chun, "A new compensation method for the footing effect in MEMS fabrication", *J. Micromech. Microeng.,* Vol. 15, No. 10, pp.1791-1796, 2005.

[16] X. Mao, Z. Yang, Z. Li and G. Yan, "The method of prevent footing effect in making SOI micro-machanical structure", *2009 4th IEEE Int. Conf. on Nano/Micro Eng. Mol. Syst.*, pp. 506-509, Shenzhen, China, 2009