

바이오센서 개발을 위한 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성과 공진기의 공진특성 분석

김희영 김기복 하태훈 김용일 이진민 김만수

Analysis of Resonance Characteristics of Bulk Acoustic Resonator with Acoustic Bragg Reflector for Biosensor Development

H. Y. Kim K. B. Kim T. H. Ha Y. I. Kim J. M. Lee M. S. Kim

Abstract

As a basic study to develop a high sensitive biosensor using film bulk acoustic resonator, the mathematical model for analyzing the resonance characteristics of bulk acoustic resonator with acoustic Bragg reflectors was investigated. The simulation results due to the number of acoustic Bragg reflectors with low and high acoustic impedance materials were compared with the experimental results for 1, 2.25 and 5 MHz of PZT based bulk acoustic resonators with various acoustic Bragg reflectors. At the fabricated bulk acoustic resonator with an odd number of acoustic Bragg reflectors, low and high acoustic impedance materials in sequence under the bottom electrode showed better resonance characteristics than even number of acoustic Bragg reflectors. The changes of resonance frequencies due to the increase of number of acoustic Bragg reflectors by simulation and experiment, respectively showed approximately similar tendency but some differences in input impedance between the experiment and simulation were found. The derived mathematical model for describing the resonance characteristics of the bulk acoustic resonator with acoustic Bragg reflector will be available for analyzing the design parameters for development of biosensor using bulk acoustic resonator.

Keywords : Bulk acoustic resonator, Acoustic Bragg reflector, Biosensor, Resonance characteristics

1. 서론

바이오센서는 다른 센서들과는 달리 측정하고자 하는 대상과 반응하여 신속하고 정확하게 대상 물질을 분석할 수 있기 때문에 보건, 의료, 식품, 생물공학, 환경 등의 다양한 분야에서 사용되고 있다. 바이오센서로는 표면 탄성파(surface acoustic wave, SAW), 표면 플라즈몬 공명(surface plasmon resonance, SPR), QCM(quartz crystal microbalance) 등이 많

이 사용되고 있다. 그러나 이들 방법들은 센서의 소형화, 경량화, 고집적화가 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위해 현재 다양한 연구가 진행되고 있으며 최근에는 압전 소자에서 발생하는 탄성파(acoustic wave)를 이용한 박막 체적탄성과 공진기(film bulk acoustic resonance, FBAR) 소자 기술을 이용한 연구가 주목 받고 있다. FBAR은 전기-기계적 신호 결합에 의한 음향공진현상을 이용하는 소자로서 압전 물질 내의 음향 전파속도가 전자파의 속도보다 $10^4 \sim 10^5$ 배 정도 작기

This study was conducted by the research fund supported by Ministry of Education, Science and Technology. The article was submitted for publication on 2009-06-26, reviewed on 2009-07-17, and approved for publication by editorial board of KSAM on 2009-07-30. The authors are Hee-Young Kim, Research Scientist, Ki-Bok Kim, KSAM member, Principal Research Scientist, Division of Industrial Metrology, Korea Research Institute of Standards and Science, Tae-Hoon Ha, Research Student, Department of Medical Physics, University of Science and Technology, Yong-II Kim, Principal Research Scientist, Jin-Min Lee, Visiting Research Scientist, Division of Industrial Metrology, Korea Research Institute of Standards and Science, and Man-Soo Kim, KSAM member, Professor, Division of Bioresources Engineering, Chungnam National University. Corresponding author: K. B. Kim, Principal Research Scientist, Division of Industrial Metrology, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, 305-340, Korea; E-mail: <kimkibok@kriss.re.kr>.

때문에 동일한 주파수에 비해 음파의 파장이 매우 짧아지고 압전 재료 두께도 나노에서 마이크로 단위까지 조절이 가능하기 때문에 GHz 대역의 공진 주파수를 가지는 소자를 제작할 수 있다. 이러한 FBAR 소자 기술은 주로 통신용 단말기에서 필터로 사용되었으나 최근 FBAR 소자의 공진특성을 질량센서, 가스센서, 바이오센서 등에 활용하기 위한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 관련연구를 살펴보면, Yan 등(2007)은 다중 타겟 마그네트론 스퍼터링법을 이용하여 ZnO-FBAR 질량 센서를 제작한 다음 센서의 공진 면적과 다양한 전극 패턴을 적용하여 항원-항체 반응에 따른 공진 주파수의 변화를 측정하였다.

Weber 등(2006)은 횡진동 모드의 FBAR 소자를 이용하여 액상에서의 항원-항체 반응에 따른 공진 주파수 변화를 측정한다. 다음 QCM 바이오센서의 감도와 비교한 결과 FBAR 바이오센서의 측정감도가 더 우수함을 확인하였다. Link 등(2007)은 830 MHz 대역에서 동작하는 횡진동 모드 FBAR 바이오센서를 제작하여 글리세롤 농도에 따른 FBAR의 공진 주파수 변화를 측정하여 액상에서 바이오센서로서의 이용가능성을 보여주었다.

Wingqvist 등(2007)은 AIN-FBAR 면역 센서를 제작하여 반응 물질에 대한 공진 주파수 변화를 측정하였으며, Lin 등(2008)은 SAW 센서보다 높은 주파수에서인 2.4 GHz FBAR 센서를 연구하였다.

지금까지의 FBAR 소자를 이용한 바이오센서 연구동향을 분석해보면 기존의 바이오센서보다 측정감도는 상대적으로 매우 높은 반면 FBAR 소자 자체의 공진 주파수가 매우 높기 때문에 소자의 공진특성을 안정적으로 유지하는데 많은 기술적인 어려움이 있을 것으로 판단된다.

본 연구는 FBAR 바이오센서에 대한 기초 연구로서 안정된 공진특성을 위하여 광학 분야에서 많이 사용되는 브래그(Bragg) 반사층 원리를 FBAR 소자에 적용하여 공진특성을 개선하고 효율이 좋은 체적탄성과 소자를 개발하기 위하여 수행되었다. 이를 위하여 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성과 공진기 소자를 해석할 수 있는 시뮬레이션인 모델을 유도하여 음향 브래그 반사층의 물리적 특성에 따른 체적탄성과 공진소자의 공진특성을 분석하였다. 또한 유도된 시뮬레이션 모델을 검증하기 위하여 실제 제작이 용이한 박막형태가 아닌 벌크형태의 체적탄성과 공진소자를 제작하여 시뮬레이션 결과와 비교하였다.

2. 이론적 배경

가. 체적탄성파 공진기의 공진 해석을 위한 수학적 모델

체적탄성과 공진기의 공진특성 해석 모델을 유도하기 위하

여 그림 1에서와 같은 이상적인 체적탄성과 공진기를 가정하였다. 그림 1에서 체적탄성과 공진기 소자의 압전 박막 상·하부에 시변전압원이 연결 될 때, 압전 재료의 공진을 나타내는 방정식과 경계조건을 이용하여 공진모드 해석을 위한 수식을 유도할 수 있다(Yun, 2001).

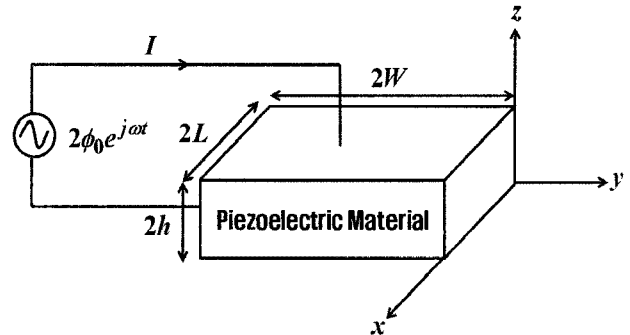


Fig. 1 Ideal model of bulk acoustic resonator(BAR) applied by time-variant voltage.

이때 압전 박막이 정현파 정상상태에 있을 경우 정현 정압과 전류의 비, 즉 입력 임피던스(Z_{in})를 구할 수 있는데, 체적탄성과 공진기 소자의 공진특성을 분석하기 위해서는 압전 재료에서 외부로 전파되는 입력 임피던스의 변화를 수학적으로 유도할 수 있어야 한다. 따라서 압전 재료에서 상·하부로 발생하는 탄성과 에너지를 나타낼 수 있는 운동방정식과 전기적 에너지를 나타낼 수 있는 맥스웰(Maxwell) 방정식, 탄성 에너지와 전기 에너지 사이의 상호 변환을 위한 전기-기계 구성방정식의 3가지 방정식을 이용하여 입력 임피던스에 대한 수식을 정리할 수 있다. 그림 1에서 시변전계에 의한 압전 재료에서 발생하는 탄성파의 속도를 z축 방향의 탄성파를 고려할 경우 다음 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다(Auld, 1990b).

$$v = v_z \hat{z} = \left(v_{z0}^+ e^{j(\omega t - \vec{k}_z \cdot z)} + v_{z0}^- e^{j(\omega t + \vec{k}_z \cdot z)} \right) \hat{z} \quad (1)$$

- where,
- v : particle velocity (m/s)
 - v_z : particle velocity of z axis (m/s)
 - ω : angular velocity (rad/s)
 - \vec{k}_z : wave vector of z axis

상기 식 (1)을 이용하여 압전 재료에 의해 발생하는 탄성파에 대하여 운동방정식과 맥스웰 방정식을 z축 방향으로 고려하여 나타낼 수 있다. 이때 맥스웰 방정식에서는 준정전적 즉, 공진소자 내에서 이동전하가 없다고 가정하면 다음 식 (2)~(6)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Phi = \frac{1}{j\omega} \frac{e_{z3}}{\epsilon_{zz}^S} [v^+ - v^-] \quad (2)$$

$$E = E_z \hat{z} = \frac{1}{j\omega} \frac{e_{z3}}{\epsilon_{zz}^S} [v^+ - v^-] \quad (3)$$

$$D = 0 \quad (4)$$

$$S_3 = -\frac{1}{V_{ph}} [v^+ - v^-] \quad (5)$$

$$T_3 = -\frac{1}{V_{ph}} \left(c_{33}^E + \frac{e_{z1}^2}{\epsilon_{zz}^S} \right) [v^+ - v^-] \quad (6)$$

- where, Φ : potential of static electricity
 E : electric field
 D : electric flux density
 S_3 : mechanical strain of z axis
 T_3 : mechanical stress of z axis
 V_{ph} : phase velocity (m/s)
 e_{z3} : piezoelectric stress matrix
 ϵ_{zz}^S : permittivity matrix
 c_{33}^E : stiffness matrix

상기의 식 (1)~(6)에서 체적탄성파 공진기의 입력 임피던스를 나타내는 수식을 유도하기 위하여 두 가지 가정을 하였다. 첫째, 전극에는 기계적인 응력이 없으며, 둘째, 상·하부 전극에는 정현파 전압이 인가된다고 가정하였다. 이때 두께보다 길이와 폭이 상대적으로 매우 크기 때문에 두께방향(z방향)의 전기장만 고려할 경우 경계조건을 적용하여 정리하면 다음 식 (9)와 같은 체적탄성파 공진기의 입력 임피던스를 유도할 수 있다(Auld, 1990a; Rosenbaum, 1998).

$$k_t^2 = \frac{\frac{e_{z3}^2}{\epsilon_{zz}^S c_{33}^E}}{1 + \frac{e_{z3}^2}{\epsilon_{zz}^S c_{33}^E}} \quad (7)$$

$$C' = (S_A) \frac{\epsilon_{zz}^S}{h} \quad (8)$$

$$Z_{in} = \frac{2\phi_0 e^{j\omega t}}{I} = \frac{2\phi_0}{j\omega(S_A)\epsilon_{zz}^S A} = \frac{1}{j\omega C'} \left(1 - k_t^2 \frac{\tan(k_z d)}{(k_z d)} \right) \left(d = \frac{h}{2} \right) \quad (9)$$

- where, k_t^2 : electro-mechanical coupling constant
 C' : capacitance (F)
 S_A : area of top and bottom electrode (m²)
 k : wave vector (= ω/V_{ph})
 h : thickness of piezoelectric material (m)

식 (9)를 기초로 하여 여러 가지 구조를 가지는 체적탄성파 공진기 소자에 대한 입력 임피던스를 나타낼 수 있다.

나. 음향 브래그 반사층 체적탄성파 공진기의 입력 임피던스

음향 브래그 반사층 체적탄성파 공진기는 압전 박막, 상부 전극, 하부 전극 아래로 음향 임피던스 차가 큰 두 물질을 $\lambda/4$ 두께로 n개 적층한 음향 브래그 반사층으로 구성되며 그 구조는 그림 2와 같다(Chung et al., 2008).

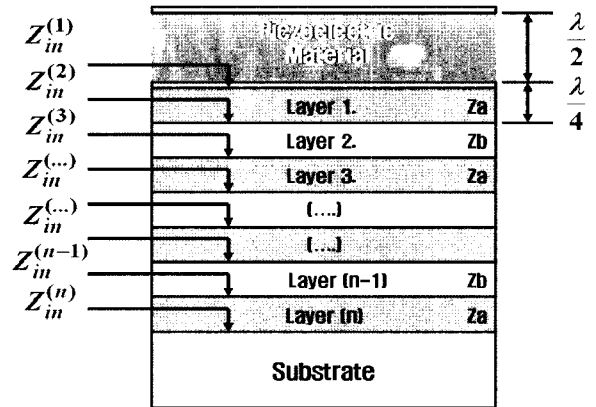


Fig. 2 Structure of bulk acoustic resonator with acoustic Bragg reflectors.

Newell에 의하면 음향 브래그 반사층을 이용하여 압전 재료에서 전파되는 탄성파의 입력 임피던스를 공기나 진공처럼 0에 가깝게 변화시킬 수 있다고 하였다. 따라서 압전 소자의 입력 임피던스를 나타내는 식 (9)를 이용하여 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성파 소자의 입력 임피던스를 나타내는 수식을 유도하기 위해서는 각각의 음향 브래그 반사층의 경계면에서 탄성파가 연속적으로 전파되어야 되어야 하며, 이를 위해 전송선로 이론을 적용하여 해석하고자 하였다(Newell, 1965).

전송선로 이론에 의해 3개의 서로 인접한 매질에 대한 입력 임피던스는 다음 식 (10)과 같이 표시될 수 있다.

$$Z_{in}^{(n)} = Z_{(n)} \frac{Z_{in}^{(n-1)} \cos(kh) + iZ_{(n)} \sin(kh)}{Z_{(n)} \cos(kh) + iZ_{in}^{(n-1)} \sin(kh)} \quad (10)$$

- where, $Z_{in}^{(n)}$: input impedance of nth layers
 $Z_{(n)}$: characteristic impedance of nth layers
 $Z_{in}^{(n-1)}$: input impedance of (n-1)th layers

식 (10)을 식 (9)에 대입하면 다층 구조의 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성파 공진기의 입력 임피던스를 유도할

수 있다. 이때, 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성과 소자의 구동을 위해서는 소자의 상·하부에 전극을 증착하게 되며 체적탄성과 소자에서 발생하는 음파의 전파에 이러한 전극의 무계에서 발생하는 음향 하중 부하(acoustic mass loading)의 영향을 고려해야 한다. 이때 전극의 영향을 고려하면 상·하부 전극은 같은 재질이며, 두께가 동일한 경우 상부 전극에 대한 입력 임피던스($Z_{in}^{(top)}$)는 식 (11)과 같이 표시되고 하부 전극에 대한 입력 임피던스($Z_{in}^{(bot)}$)는 식 (12)와 같이 표시된다.

$$Z_{in}^{(top)} = Z_{(top)} \frac{iZ_{(top)}\sin(k_e h_e)}{Z_{(top)}\cos(k_e h_e)} \quad (11)$$

$$Z_{in}^{(bot)} = Z_{(bot)} \frac{iZ_{(bot)}\sin(k_e h_e)}{Z_{(bot)}\cos(k_e h_e)} \quad (12)$$

where, $Z_{in}^{(top)}$: input impedance of top electrode
 $Z_{in}^{(bot)}$: input impedance of bottom electrode
 Z_{top} : characteristic impedance of top electrode
 Z_{bot} : characteristic impedance of bottom electrode
 k_e : wave vector of electrode ($=\omega/V_{phe}$)
 h_e : thickness of electrode (m)
 V_{phe} : phase velocity of electrode (m/s)

압전 소자 자체의 입력 임피던스에 관한 식 (9)와 상·하부 전극의 음향 하중 부하의 영향을 고려한 식 (11)과 식 (12)를 정리하면 상·하부 전극을 가지는 압전 소자의 입력 임피던스를 식 (13)과 같이 정리할 수 있다.

$$Z_n = \frac{1}{j\omega C'} \left\{ 1 + \frac{k_t^2}{kh} \frac{i(Z_{in}^{(top)} + Z_{in}^{(bot)})Z_p \sin(kh) - 2Z_p^2(1 - \cos(kh))}{(Z_p^2 + Z_{in}^{(top)}Z_{in}^{(bot)})\sin(kh) - i(Z_{in}^{(top)} + Z_{in}^{(bot)})Z_p \cos(kh)} \right\} \quad (13)$$

where, Z_p : characteristic impedance of piezoelectric material

다음으로 음향 브래그 반사층에 대한 입력 임피던스 수식을 유도하면, 마찬가지로 전송선로 이론을 이용하여 유도할 수 있다. 이때 이론적으로는 하부 전극 아래로 음향 임피던스가 낮은 재료를 먼저 증착하고 다음으로 음향 임피던스가 높은 재료를 증착하는 것이 입력 임피던스를 최소화 할 수 있다. 또한 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개(2n+1)일 때와 짝수 개(2n)일 때 각각 하부 전극으로 입력되는 입력 임피던스를 정리하면 식 (14) 및 식 (15)와 같이 간단히 정리될 수 있다.

$$Z_{in}^{(2n)} = \left(\frac{Z_{(b)}}{Z_{(a)}} \right)^{2n} \times Z_{(s)} \quad (14)$$

$$Z_{in}^{(2n+1)} = \left(\frac{Z_{(a)}}{Z_{(b)}} \right)^{2n} \times \frac{Z_{(a)}^2}{Z_{(s)}} \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (15)$$

where, $Z_{in}^{(n)}$: input impedance of acoustic Bragg reflector each of n layers
 $Z_{(a)}$: low acoustic impedance material
 $Z_{(b)}$: high acoustic impedance material
 $Z_{(s)}$: substrate acoustic impedance

이때, 음향 브래그 반사층 각각의 두께는 파장의 1/4배($4/\lambda$)이며, 식 (14)와 식 (15)는 하부 전극에 관한 식 (12)에 대입되어 압전 소자에서 발생하는 탄성파가 하부 전극과 음향 브래그 반사층으로 전파될 때의 입력 임피던스로 나타낼 수 있다. 한편, 음향 브래그 반사층이 포함된 하부 전극에 대한 입력 임피던스($Z_{in}^{(rbot)}$)는 식 (16)과 같이 표시된다.

$$Z_{in}^{(rbot)} = Z_{(bot)} \frac{Z^{reflector} \cos(k_e h_e) + iZ_{(bot)}\sin(k_e h_e)}{Z_{(bot)}\cos(k_e h_e) + iZ^{reflector} \sin(k_e h_e)} \quad (16)$$

where, $Z_{in}^{(rbot)}$: input impedance of bottom electrode with acoustic Bragg reflectors
 $Z^{reflector}$: induced input impedance by Eqn. (14) or (15)

최종적으로 음향 브래그 반사층을 가지는 체적 탄성과 공진기의 입력 임피던스는 상부 전극에 대한 입력 임피던스를 나타내는 식 (11)과 음향 브래그 반사층이 포함된 하부 전극에 대한 입력 임피던스를 나타내는 식 (16)을 식 (13)에 대입하여 나타낼 수 있으며, 식 (17)과 같이 표시된다.

$$Z_n = \frac{1}{j\omega C'} \left\{ 1 + \frac{k_t^2}{kh} \frac{i(Z_{in}^{(top)} + Z_{in}^{(rbot)})Z_p \sin(kh) - 2Z_p^2(1 - \cos(kh))}{(Z_p^2 + Z_{in}^{(top)}Z_{in}^{(rbot)})\sin(kh) - i(Z_{in}^{(top)} + Z_{in}^{(rbot)})Z_p \cos(kh)} \right\} \quad (17)$$

3. 재료 및 방법

가. 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성파 공진기 제작

바이오센서에 활용하기 위한 체적탄성파 공진기는 박막형태로 제작되어야 한다. 이에 따라 하부 전극에 부가되는 음향 브래그 반사층의 두께를 수 μm 이하의 박막으로 제작해야 되기 때문에 일반적으로 미세 가공 기술(micro electro-mechanical system, MEMS)이 적용되어야 한다. 이러한 MEMS 공정은 많은 시간과 비용이 소모되기 때문에 본 연구에서는 비교적 구현이 용이한 벌크형태의 체적탄성파 공진기를 제작하였다. 공진 주파수는 각각 1 MHz, 2.25 MHz, 5 MHz의 3종류로

Table 1 Selected properties of piezoelectric material, electrode and acoustic Bragg reflectors at 1 MHz, 2.25 MHz and 5 MHz of bulk acoustic resonators

Properties		Materials			
		Piezoelectric material	Electrode	Acoustic Bragg reflector	
				Low	High
		PZT	Ag	Acrylic resin	SUS304
Density (kg/m ³)		7600	1050	1180	7900
Velocity (m/s)		4570	3600	2670	5970
Acoustic impedance (×10 ⁶ kg/m ² s)		29.82	37.8	3.15	45.74
Thickness (mm)	1 MHz	2.16	0.3	0.67	1.45
	2.25 MHz	0.96	0.12	0.21	0.48
	5 MHz	0.44	0.08	0.12	0.31
Diameter (mm)		12.7			

하였으며 PZT 소자를 이용하여 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성파 공진기를 제작하였다. 전체적인 체적탄성파 공진기의 구조는 그림 2에서 보는 바와 같으며 사용된 압전 공진소자, 전극, 음향 브래그 반사층에 대한 기본적인 물성값들은 표 (1)에서 보는 바와 같다.

나. 음향 브래그 반사층을 가지는 체적탄성파 공진기의 공진특성 분석

상기에서 유도한 식(9), (13), (16), (17)을 이용하여 체적탄성파 공진기의 주요 설계 인자인 음향 브래그 반사층의 개수 및 순서 등에 따른 공진 특성을 분석하기 위해 시뮬레이션을 실시하였다. 본 연구의 시뮬레이션에서는 Matlab 소프트웨어 (Version 7.1, Mathworks inc., USA)를 이용하였다. 또한 시뮬레이션 결과와 실제 실험 결과를 비교하기 위하여 제작된 음향 브래그 반사층 체적탄성파 공진기의 공진특성을 측정하였다.

그림 3은 1 MHz, 2.25 MHz, 5 MHz의 공진 주파수를 가지는 음향 브래그 반사층 체적탄성파 공진기의 공진특성을 측정하기 위한 실험 장치를 나타낸다. 제작된 음향 브래그 반사층 체적탄성파 공진소자를 임피던스 분석기(HP 4194A, Agilent Inc., USA)에 연결하여 공진특성을 측정하고, 측정된 데이터는 USB/GPIB 인터페이스(82357A, Agilent Inc., USA)를 통해 노트북으로 전송하였다. 이때 음향 브래그 반사층의 개수를 증가시키면서 각각의 주파수 대역에서 체적탄성파 공진소자의 공진특성을 측정하였다.

4. 결과 및 고찰

그림 4~6은 각각의 음향 브래그 반사층 체적탄성파 소자에서 음향 브래그 반사층의 개수를 0에서 7까지 증가시켜 가면서 얻은 시뮬레이션과 실제 측정을 비교한 결과를 나타낸다. 이때 음향 브래그 반사층의 순서는 음향 임피던스가 낮은 재료를 먼저 하부 전극에 접합하고 그 다음 음향 임피던스가 높은 재료를 접합하는 순서로 제작하였다. 그림 4는 1 MHz 공진소자의 음향 브래그 반사층에 따른 공진 특성을 나타낸다. 특히, 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개일 때 시뮬레이션 결과와 실제 측정 경향이 일치하고 있지만, 입력 임피던스의 절대적인 값에서는 뚜렷한 차이를 보이고 있다.

또한 실제 측정에서는 압전 재료의 직경 대 두께 비에 따른 형상 효과의 영향에 따라 종방향 진동모드 뿐만 아니라 횡방향 진동모드의 진동 특성에 따른 공진점들이 함께 나타남을 확인할 수 있었는데, 이는 1 MHz 뿐만 아니라 2.25 MHz, 5 MHz의 측정 결과에서도 동일한 결과를 나타내었다. 표 2에 공진 주파수가 1 MHz 일 때 시뮬레이션 결과와 실제 측정 결과를 비교하여 나타내었다. 시뮬레이션 결과를 검토해보면, 공진 주파수(f_r)에서 음향 브래그 반사층이 없는 경우

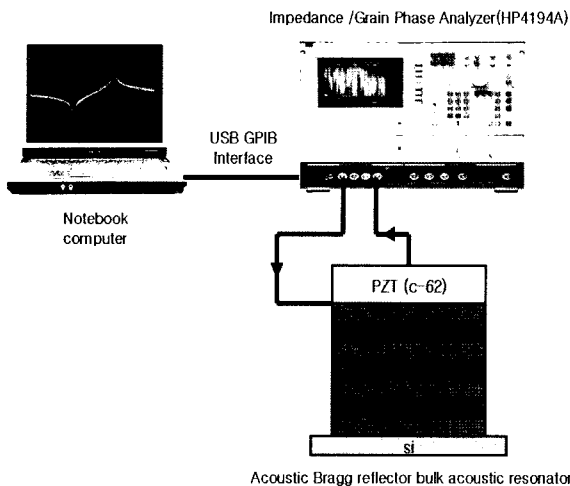


Fig. 3 Experimental measurement setup for resonance characteristics of bulk acoustic resonator with acoustic Bragg reflector.

입력 임피던스가 439.54 Ω에서 7개의 음향 브래그 반사층의 경우 0.44 Ω으로 입력 임피던스가 크게 감소하는 것으로 나타났다. 특히, 압전 재료 하부에서 전파되는 체적탄성파가 음향 브래그 반사층의 개수가 증가함에 따라 입력 임피던스가 감소하였는데, 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개일 때 입력 임피던스의 감소가 더 뚜렷하게 나타났다. 이와 같이 음향 브래그 반사층의 개수가 증가함에 따라 체적탄성파의 입력 임피던스가 감소하는 것은 압전 소자에서 발생되어 전파되는 체적탄성파가 압전 소자 하부에 음향 임피던스가 서로 다른 음향 브래그 반사층이 격층으로 구성될 경우 압전 소자와 음

향 브래그 반사층 사이에 탄성 정현파가 형성됨에 따라 체적 탄성파가 음향 브래그 반사층으로 입력되기 보다는 오히려 압전 소자 쪽으로 반사시켜 압전 소자에서 발생된 체적탄성 파를 오래 유지시킬 수 있는 구조를 형성하기 때문이다. 그리고 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개일 때 시뮬레이션 결과 입력 임피던스는 진동 또는 공기와 같이 0에 가까운 값을 나타내었으며 실제 실험 결과 측정된 입력 임피던스는 음향 브래그 반사층의 개수가 짝수 개일 때 보다 홀수 개일 때 입력 임피던스는 상대적으로 감소하는 것으로 나타났다.

즉, 시뮬레이션 결과에서는 음향 브래그 반사층 효과를

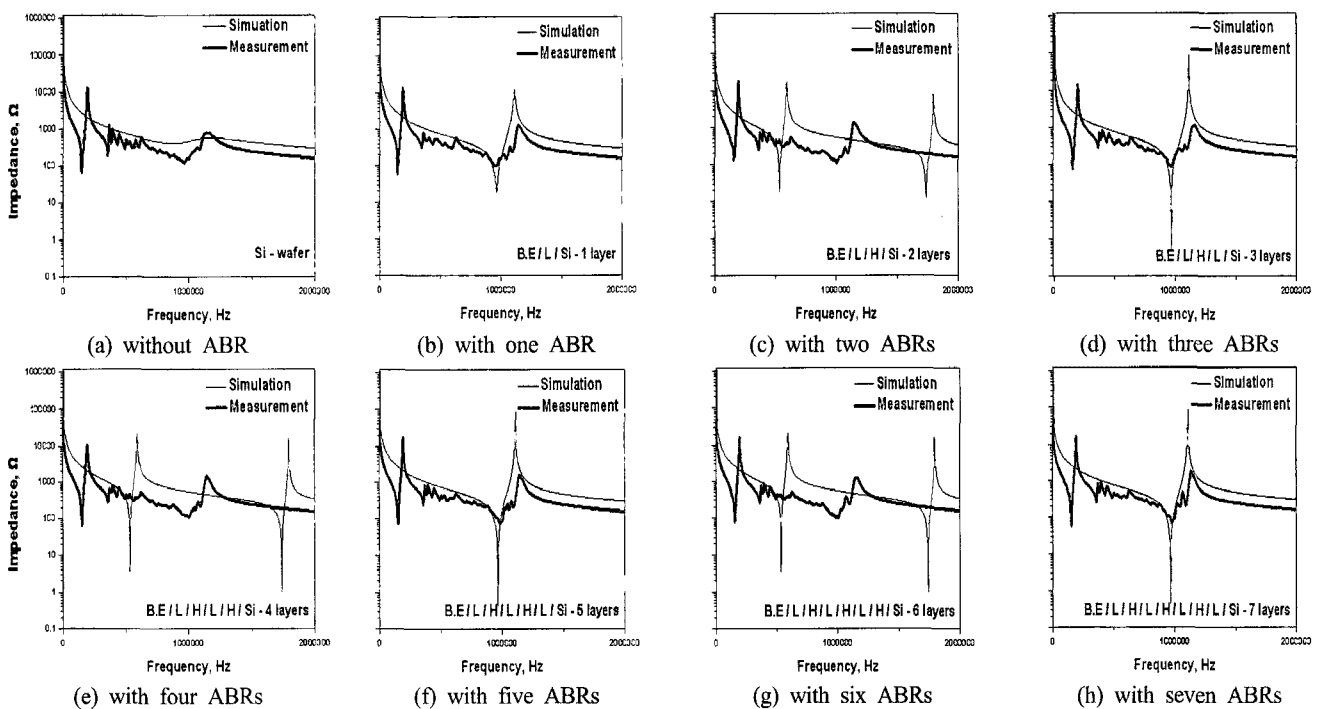


Fig. 4 Changes of resonance and anti-resonance frequencies of 1 MHz bulk acoustic resonator due to the increase of number of acoustic Bragg reflectors with the order of low and high impedance materials. (B.E., L, H and ABR stand for bottom electrode, low acoustic impedance materials, high acoustic impedance materials and acoustic Bragg reflector, respectively.).

Table 2 Comparisons of resonance frequencies and input impedance between simulation and measurement due to the increase of the number of acoustic Bragg reflector layers with the order of low and high acoustic impedance materials at 1 MHz bulk acoustic resonator

Number of layer	Simulation				Measurement			
	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)
0	0.96	439.54	1.11	564.49	0.96	125.42	1.13	768.19
1		18.43		12330	99.33	1.14	1252	
2		567		465.35	1.00	110.06	1.14	1362
3		0.45		84418	0.96	87.10	1.15	1110
4		567		465.35	1.00	110.54	1.14	1409
5		0.44		84462	0.98	75.98	1.14	1571
6		567		465.35	1.00	99.85	1.16	1198
7		0.44		84462	0.98	68.91	1.13	1786

f_r , f_a and Z_{in} stand for resonance frequency, anti-resonance frequency and input impedance, respectively.

0.44 Ω까지 감소하는 것으로 나타났지만, 실제 측정에서는 125.42 Ω에서 68.91 Ω으로 약 50%정도 감소하여 체적탄성과 공진기에 대한 음향 브래그 반사층의 영향을 확인할 수 있었다.

그림 5는 2.25 MHz 공진소자의 음향 브래그 반사층에 따른 공진특성을 나타낸다. 상기 1 MHz 공진소자와 마찬가지로 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개일 때 시뮬레이션 결과와 실제 측정 또한 입력 임피던스의 절대적인 값의 차이를 보이고 있지만, 공진 주파수의 경우 두 값이 크게 차이가 나지 않는 것으로 나타났다. 표 3은 2.25 MHz 공진소자에 대한 시뮬레이션 결과와 실제 측정 결과를 나타낸 것이다. 2.25

MHz 공진 주파수에서 음향 브래그 반사층의 증가에 따른 입력 임피던스에 대한 시뮬레이션 결과 값은 81.39 Ω에서 1.01 Ω으로 약 99%, 실제 측정값은 9.26 Ω에서 4.15 Ω으로 약 69%로 각각 감소하여 음향 브래그 반사층의 개수 증가에 따라 체적탄성과 공진기 소자의 공진특성에 영향을 미치는 것을 확인할 수 있었다.

5 MHz 공진소자의 경우도 그림 6 및 표 4에서 보는 바와 같이 1 MHz 및 2.25 MHz와 마찬가지로 공진 주파수에 대한 시뮬레이션 값과 측정값은 비교적 일치하는 것으로 나타났다. 반면 반공진 주파수의 경우 공진 주파수와 반공진 주파수의 간격인 측정값에서 약 1.5 MHz 정도로 크게 나타났다. 이러

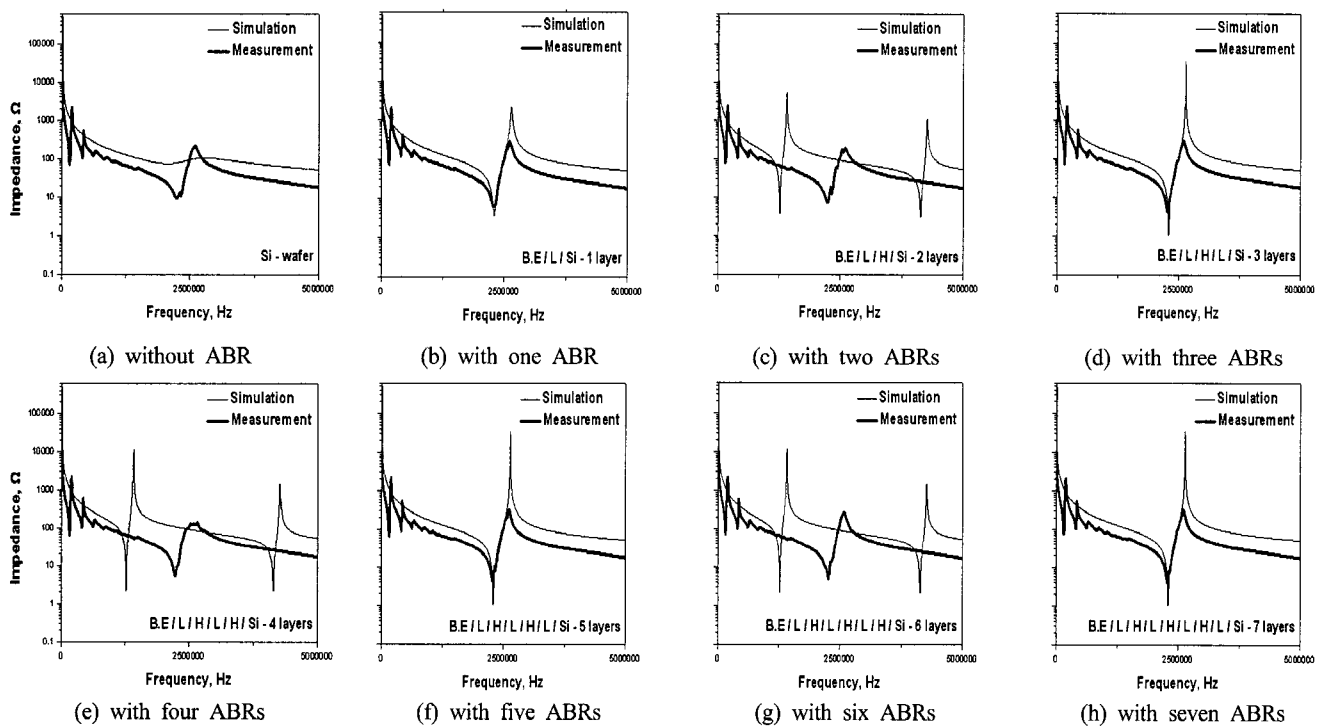


Fig. 5 Changes of resonance and anti-resonance frequencies of 2.25 MHz bulk acoustic resonator due to the increase of number of acoustic Bragg reflectors with the order of low and high impedance materials.

Table 3 Comparisons of resonance frequencies and input impedance between simulation and measurement due to the increase of the number of acoustic Bragg reflector layers with the order of low and high acoustic impedance materials at 2.25 MHz bulk acoustic resonator

Number of layer	Simulation				Measurement			
	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)
0	2.29	81.39	2.64	103.61	2.23	9.26	2.60	218.16
1		3.5		2271	2.27	6.52	2.61	280.68
2		103.88		85.62	2.23	7.31	2.53	170.74
3		1.01		35919	2.26	4.30	2.59	288.93
4		103.88		85.62	2.22	5.39	2.52	129.96
5		1.01		36020	2.27	4.28	2.61	325.29
6		103.88		85.62	2.26	4.93	2.57	278.91
7		1.01		26020	2.27	4.15	2.60	320.02

한 이유로는 5 MHz 공진소자의 경우 두께 대 직경비가 1 MHz 및 2.25 MHz 보다 상대적으로 크기 때문에 나타나는 현상으로 생각되며 실제 소자의 제작 시 두께 대 직경 비를 적절하게 조절하여 즉, 직경을 줄임으로서 반공진 주파수와 의 간격을 줄일 수 있을 것으로 생각된다. 표 4에서 나타난 바와 같이 5 MHz 공진소자에서의 입력 임피던스는 음향 브래그 반사층의 개수가 증가함에 따라 시뮬레이션 값은 18.96 Ω에서 0.16 Ω으로 약 99%정도 감소하는 것으로 나타났으나 실제 측정값은 1.17 Ω에서 0.64 Ω으로 약 65%정도 감소하는 것으로 나타났다.

시뮬레이션 및 실제 측정 실험에 사용된 체적탄성과 공진

기의 공통적인 공진특성은 하부 전극 아래로 음향 임피던스가 낮은 재료(Acrylic Resin)와 음향 임피던스가 높은 재료(SUS 304)를 순서대로 적층했을 때, 음향 브래그 반사층이 홀수 개일 때 시뮬레이션 결과와 실제 측정의 공진특성이 유사하게 나타났다. 한편, 음향 브래그 반사층이 짝수 개의 경우 시뮬레이션 값에서는 실험에 사용된 3종류의 체적탄성과 공진기 모두에서 설계된 주파수에서 공진특성이 나타나지 않았으며 그 외의 다른 주파수 대역에서 공진하는 것으로 나타났는데, 이는 음향 브래그 반사층이 짝수 개일 때 입력되는 입력 임피던스 수식인 식 (14)가 공진 주파수대역에서는 상수로서 수렴하기 때문에 공진특성이 나타나지 않은 것으로 사

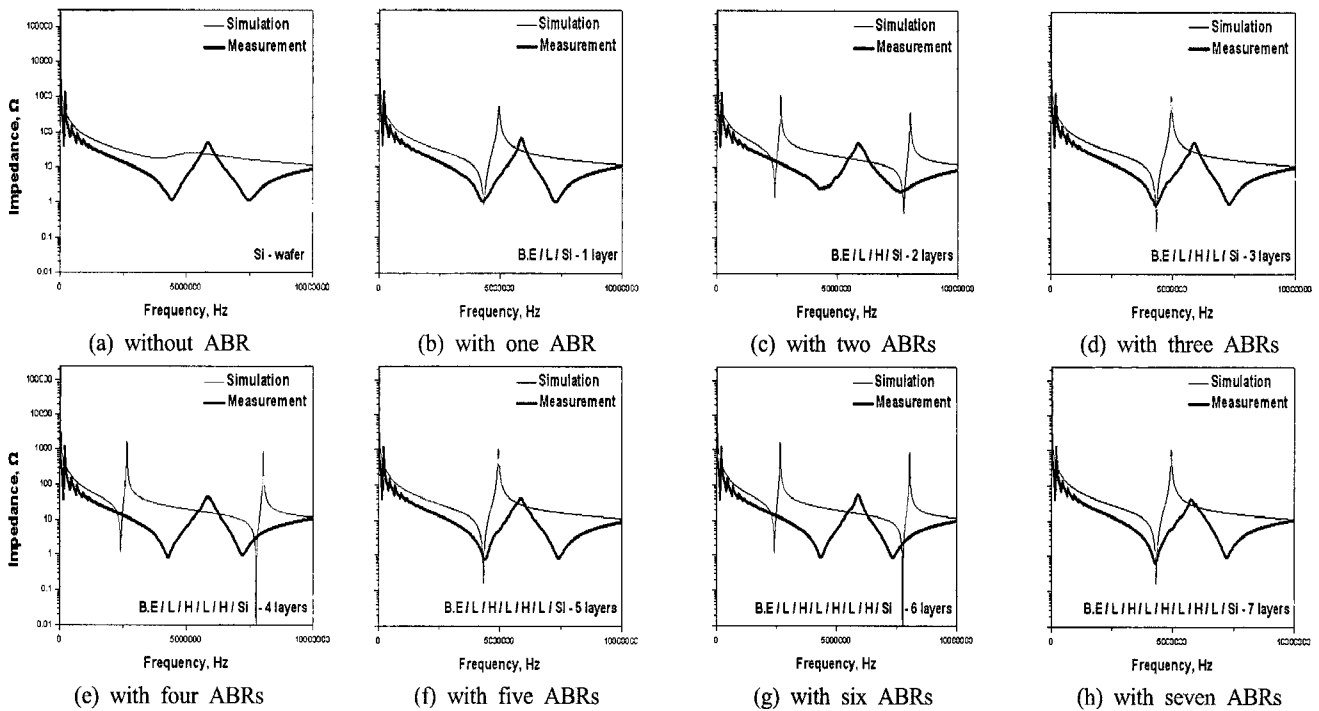


Fig. 6 Changes of resonance and anti-resonance frequencies of 5 MHz bulk acoustic resonator due to the increase of number of acoustic Bragg reflectors with the order of low and high impedance materials.

Table 4 Comparisons of resonance frequencies and input impedance between simulation and measurement due to the increase of the number of acoustic Bragg reflector layers with the order of low and high acoustic impedance materials at 5 MHz bulk acoustic resonator

Number of layer	Simulation				Measurement			
	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_r (MHz)	Z_{in} (Ω)	f_a (MHz)	Z_{in} (Ω)
0	4.32	18.96	4.92	24.10	4.42	1.17	5.85	47.88
1		0.81		468.97	4.27	1.01	5.85	62.24
2		23.83		19.99	4.30	2.52	5.85	46.36
3		0.16		1035	4.30	0.87	5.88	49.68
4		23.83		19.99	4.27	0.85	5.83	43.69
5		0.16		1035	4.40	0.76	5.85	40.87
6		23.83		19.99	4.32	0.87	5.90	52.41
7		0.16		1035	4.27	0.64	5.78	40.70

료된다. 또한 예측 할 수 없는 다른 주파수대역에서 공진특성이 나타나는 것은 본 연구의 설계 공진 주파수의 공진특성에 영향을 미치지 않는 것으로 판단된다.

5. 요약 및 결론

본 연구는 통신용 필터 소자로서 각광받고 있는 FBAR 소자의 우수한 공진특성을 이용하여 고감도 바이오센서를 개발하기 위한 기초 연구로서 음향 브래그 반사층 체적탄성과 공진기의 특성을 시뮬레이션하고 공진 주파수가 각각 1, 2.25, 5 MHz인 공진소자를 제작하여 음향 브래그 반사층의 개수에 따른 공진특성의 변화를 고찰하였다. 구체적인 연구결과는 다음과 같다.

- (1) 유도된 체적탄성과 공진기의 수학적 해석 모델을 이용하여 상·하부 전극에 대한 음향 질량 부하 효과가 공진 특성에 미치는 영향과 음향 브래그 반사층의 개수에 따른 체적탄성과 공진기의 공진특성 변화를 확인할 수 있었다.
- (2) 음향 브래그 반사층의 개수가 홀수 개 일 때 압전 소자의 하부 전극 아래로 음향 임피던스가 낮은 재료와 높은 재료를 반복하여 적층하는 것이 공진소자의 입력 임피던스를 크게 감소시킬 수 있는 것으로 나타났다. 결과적으로 체적탄성과 공진기의 공진특성이 음향 브래그 반사층이 없을 때 보다 홀수 층으로 증가할수록 음향 브래그 반사층에 대한 입력 임피던스 감소가 크게 나타난다고 할 수 있다.
- (3) 시뮬레이션 결과와 실제 측정값을 비교한 결과 입력 임피던스가 감소하는 경향은 대체적으로 일치하는 것으로 나타났다. 반면 반공진 주파수의 경우 시뮬레이션 값과 측정값에서 반공진 주파수와 입력 임피던스 차이가 크게 나타났는데 이러한 이유로는 공진소자의 종방향 진동뿐만 아니라 횡방향 진동특성까지 함께 나타난 결과로 생각되며 GHz 대역의 고감도 바이오센서 개발에 적용할 경우 압전 소자의 두께 대 직경 비를 적절하게 조절하여 이러한 문제들을 개선하여 양호한 공진특성을 나타내도록 해야 할 것으로 생각된다.
- (4) 최종적으로 GHz 대역의 박막 형태의 체적탄성과 공진기를 이용하여 고감도 바이오센서를 개발하는데 필요

한 이론적 해석 모델의 타당성을 확인할 수 있었으며 향후 본 기초 연구 결과를 수 마이크로미터 수준의 박막 체적탄성과 공진기 구조의 바이오센서를 개발하는데 적용할 예정이다.

참고 문헌

1. Auld, B. A. 1990a. Acoustic Fields and Waves in Solid: Volume 1. pp. 163-190, 365-382. John Wiley & Sons, New York City, USA.
2. Auld, B. A. 1990b. Acoustic Fields and Waves in Solid: Volume 2. pp. 271-305. John Wiley & Sons, New York City, USA.
3. Chung, C. J., Y. C. Chen, C. C. Cheng and K. S. Kao. 2008. Fabrication and frequency response of solidly mounted resonators with $1/4\lambda$ mode configuration. Thin Solid Films 516:5277-5281.
4. Lin, R. C., Y. C. Chen, W. T. Chang, C. C. Cheng and K. S. Kao. 2008. Highly sensitive mass sensor using film bulk acoustic resonator. Sensors and Actuators A. 147:425-429.
5. Link, M., J. Weber, M. Schreiter, W. Wersing, O. Elmazria and P. Alnot. 2007. Sensing characteristics of high-frequency shear mode resonators in glycerol solutions. Sensors and Actuators B. 121:372-378.
6. Newell, W. E. 1965. Face-mounted piezoelectric resonator. Proc. IEEE. 53:575-581.
7. Rosenbaum, J. F. 1998. Bulk Acoustic Wave Theory and Devices. pp. 1-39, 317-442. Artech House, Boston. USA.
8. Weber J, W. M. Albers, J. Tuppurainen, M. Link, R. Gabl, W. Wersing and M. Schreiter. 2006. Shear mode FBARs as highly sensitive liquid biosensors. Sensors and Actuators A. 128:84-88.
9. Wingqvist, G., J. Bjurström, L. Liljeholm, V. Yantchev and I. Katardjiev. 2007. Shear mode AlN thin film electro-acoustic resonant sensor operation in viscous media. Sensors and Actuators B. 123:466-473.
10. Yun, G. 2001. Development for Radio Frequency of IMT-2000 thin film using FBAR. Information and Communications University, Daejeon, Korea
11. Yan, Z., Z. Song, W. Liu, H. Ren, N. Gu, X. Zhou, L. Zhang, Y. Wang, S. Feng, L. Lai and J. Chen. 2007. Material and device properties of ZnO-based film bulk acoustic resonator for mass sensing applications. Surface Science 253:9372-9380.