한국정밀공학회지 제 22 권 제 6 호 (2005 년 6 월)
Journal of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 22, No. 6, June 2005.

# 압전재료를 이용한 Bio MEMS 에너지 획득

손정우*, 최승복#

# Energy Harvesting for Bio MEMS using Piezoelectric Materials

Jung Woo Sohn* and Seung Bok Choi#

## ABSTRACT

In this work, a theoretical investigation on the energy harvesting is undertaken using one of potential smart materials; piezoelectric material. The energy equations for both square and circular types of the piezoelectric material are derived, and the energy generated from two commercially available products: PZT (Lead/Zirconium/Titanium: $Pb(Zr,Ti)O_3$) and PVDF (polyvinylidene fluoride) are investigated in terms of the thickness and area. In addition, a finite element analysis (FEA) is undertaken to obtain the generated energy due to the uniform pressure applied on the surface of the piezoelectric materials. A comparative work between the theory and the FEA is made followed by the brief discussion on the usage of the harvested energy for Bio MEMS.

**Key Words** : Piezoelectric Material (압전재료), Bio MEMS (생체응용 미소기전시스템), Energy Harvesting (에너지 획득), Energy Storage and Usage (에너지 저장 및 사용)

## 1. 서론

지금까지의 MEMS 관련 기술의 발전은 실리콘 미세가공기술과 집적회로 제조공정기술을 바탕으로 한 시스템의 무게나 크기의 감소, 생산비의 절감 등 MEMS 기술의 장점을 부각시키는 것에만 초점이 맞추어져 왔으며, MEMS 의 운영이나 제어 및 신호처리 등에 사용되는 에너지를 공급하는 분야에 대한 연구는 최근에야 관심을 가지게 되었다. 현재 기술로는 전력공급기(power supply)와 같은 외부 에너지원으로부터 에너지가 공급되어야 하는데, 이럴 경우 물리적인 연결장치가 필요하게 되고, 이는 장치를 복잡하게 할 뿐만 아니라 단가 상승의 요인이 되므로, MEMS 기술의 장점을 퇴색시키게 된다. 따라서 시스템의 다른 부분과 함께 집적된 칩(chip)상에서 에너지를 공급해 줄 수 있는 에너지원에 대한 연구가 필요한 실정이다. 특히 체내 삽입이나 극한 환경에서 사용되는 원격 제어 MEMS 의 경우 기존의 에너지원인 배터리를 대체할 새로운 에너지원이 반드시 필요하다.

최근 새로운 MEMS 에너지원에 대한 연구가 여러 분야에서 수행되고 있다. Koeneman[1] 등은 MEMS 시스템에서 에너지의 획득, 저장, 사용에 대한 여러 가지 가능성들에 대한 연구를 수행하여 마이크로 배터리와 에너지 변환 장치 등을 제안하였다. 집적된 상태로 사용할 수 있는 MEMS 의 에

접수일: 2004 년 8 월 4 일; 게재승인일: 2005 년 4 월 15 일
* 인하대학교 대학원 기계공학과
# 교신저자: 인하대학교 기계공학과
Email: seungbok@inha.ac.kr, Tel: (032) 860-7319

너지원으로 소형의 배터리를 제안할 수 있겠으나, 배터리의 소형화에는 한계가 있어서, 현재 상용화된 초소형 배터리도 MEMS 에 적용하기에는 너무 큰 실정이다. Ryan[2,3] 등은 리튬 이온과 니켈, 아연 등을 이용한 마이크로 배터리에 관한 다양한 연구를 수행하였다. 그러나 재충전이 가능하고, 내부 에너지 손실을 최소로 하며, 외부의 환경변화에 강건한 높은 효율의 배터리를 만들기에는 현재까지 기술적 한계가 있어 더 많은 연구가 진행되어야 할 실정이다. 마이크로 배터리에 대한 연구와 함께 기존의 에너지 발생 시스템을 소형화하기 위한 노력으로 지난 1997 년 MIT 에서는 Epstein[4] 등이 높은 파워 밀도를 가지는 마이크로 가스 터빈 제너레이터를 제안하여, 처음으로 'Power MEMS'라는 용어가 사용되었고, Khanna[5] 등에 의해서 지금까지도 연구가 계속되고 있다. 또한 Holladay[6] 등은 배터리보다 높은 파워 밀도를 가지고, 탄화수소를 연료로 하는 초소형 연소기를 제안하였다. MEMS 에너지원으로 압전재료를 이용한 에너지 변환 장치에 대한 연구도 최근 활발히 진행되고 있는데, Glynne-Jones[7] 와 Roundy[8] 등은 압전재료를 이용하여 진동에 의한 기계적 에너지를 전기에너지로 변환시켜 MEMS 의 에너지원으로 사용하는 연구를 수행하였다. 최근 들어 Clark[9]과 Cain[10] 등은 압전재료를 이용한 에너지 변환 장치를 SOC(system on a chip)의 에너지원으로 사용하기 위한 연구를 수행하였다. 한편, Bio MEMS 에 적용하기 위한 SOC 의 경우, 감지, 작동, 처리, 통신 등을 하나의 칩상에서 수행해야 하므로, 외부의 에너지원을 사용할 수 없고, 에너지원 또한 반드시 집적된 칩상에 존재해야 한다.

지금까지의 MEMS 에너지원에 대한 연구는 새로운 에너지원의 개념적 제안과 간단한 실험 입증이 대부분이고, 정확한 이론적 해석에 근거한 연구는 드문 실정이다. 이에 본 논문에서는 향후 MEMS, 특히 Bio MEMS 분야에서 중요한 에너지원으로 기대되는 압전재료를 이용한 에너지 획득에 대하여 이론적 해석을 수행하고자 한다. 압전재료의 형상에 따른 에너지 발생식을 유도하고, 형상과 재질에 따른 에너지 발생 효과를 분석한 후, 유한요소해석 결과와 비교·검증한다. 또한 압전재료를 사용하여 얻은 전기적 에너지의 저장과 이의 사용에 대한 부분도 Bio MEMS 의 에너지원과 연계하여 간단히 논의한다.

## 2. 에너지 발생 이론

### 2.1 사각형의 압전재료

압전재료에 기계적 힘이 가해졌을 때 발생하는 전기적 에너지는 다음과 같이 주어진다.

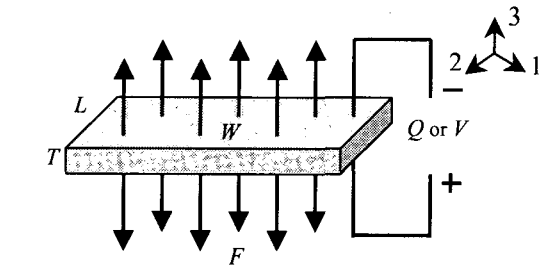
$$Energy = V\,Q \tag{1}$$

여기서 $V$ 와 $Q$ 는 각각 압전재료에 발생한 전압과 전하량이다. Fig. 1 과 같이 길이가 $L$, 폭이 $W$, 두께가 $T$ 인 사각형의 압전재료에 크기 $F$ 의 기계적 힘이 가해지면, 다음과 같은 크기의 전압과 전하량을 얻을 수 있다.

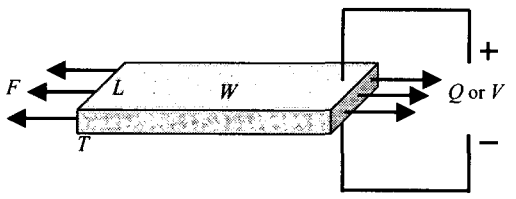
$$V_{33} = \frac{Fg_{33}T}{LW}, \quad Q_{33} = Fd_{33} \tag{2}$$

$$V_{31} = \frac{Fg_{31}}{W}, \quad Q_{31} = \frac{FLd_{31}}{T} \tag{3}$$

$g_{33}$ 와 $g_{31}$ 은 33-모드와 31-모드의 응력 상수이고, $d_{33}$ 와 $d_{31}$ 은 각 모드에서의 변형률 상수이다. 이때 압전재료에 작용하는 힘이 $f$[Hz]의 주파수를 가




(a) 33-mode




(b) 31-mode

Fig. 1 The force-charge relationship of the rectangular piezoelectric element

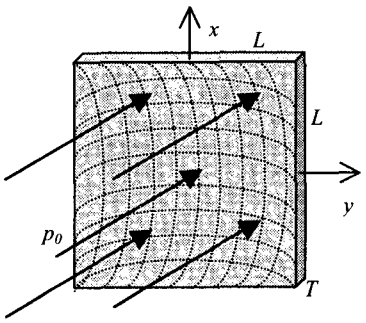



Fig. 2 Square plate deflection under the uniform pressure

진다면, 압전재료에서 얻을 수 있는 단위 시간당 전기 에너지, 즉 전력 $P$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$P_{33} = V_{33} Q_{33} f = \sigma_{33}{}^2 d_{33} g_{33} TWLf \tag{4}$$

$$P_{31} = V_{31} Q_{31} f = \sigma_{31}{}^2 d_{31} g_{31} TWLf \tag{5}$$

식 (4)는 33-모드에서의 전력 발생식이고, 식 (5)는 31-모드에서의 전력 발생식이다. 위 두 식을 통해서 압전재료의 물성치와 설계 변수들이 전력발생량에 미치는 영향을 파악할 수 있다. Table 1 에 나타난 각 모드별 응력 상수와 변형률 상수 값을 비교해보면, 대부분의 압전재료에서 33-모드에서의 상수 값이 더 크다는 것을 알 수 있다.[16, 17] 따라서 31-모드보다 33-모드를 이용할 때, 더 많은 양의 에너지를 얻을 수 있을 것이라 기대된다. 그러나, 실제로 MEMS 에 적용할 경우, 전기적 에너지로의 변환에 작용하는 응력의 크기를 고려해 보면 33-모드를 사용하는 것 보다 31-모드를 사용하는 것이 더 유리하다. Fig. 2 와 같이 네 면이 고정된 일정한 크기의 면적을 갖는 압전재료에서 크기가 $p_0$ 인 균일 분포 압력이 가해졌을 때, 판의 중심에서의 각 모드별 작용 응력은 다음과 같다.[9, 12]

$$\sigma_{33} = p_0 \tag{6}$$

$$\sigma_{31} = E\left(\frac{T}{L}\right)^2 \left\{3.48\left(\frac{w}{T}\right)^2 + 10.0\left(\frac{w}{T}\right)\right\} \tag{7}$$

Table 1 Properties of piezoelectric materials[13, 16]

| Parameter | Symbol | PZT5A | PVDF | Units |
|---|---|---|---|---|
| Piezoelectric Strain Constant | $d_{33}$ | $374\times10^{-12}$ | $33\times10^{-12}$ | $\frac{C/m^2}{N/m^2}$ |
| | $d_{31}$ | $171\times10^{-12}$ | $23\times10^{-12}$ | |
| Piezoelectric Stress Constant | $g_{33}$ | $24.8\times10^{-3}$ | $330\times10^{-3}$ | $\frac{V/m}{N/m^2}$ |
| | $g_{31}$ | $11.4\times10^{-3}$ | $216\times10^{-3}$ | |
| Young's Modulus | $E$ | $6.1\times10^{10}$ | $3\times10^{9}$ | $N/m^2$ |

식 (6)은 33-모드에서의 작용 응력을 나타낸 식이고, 식 (7)은 31-모드에서의 작용 응력을 나타낸 식이다. 여기서, $E$ 는 재료의 탄성계수이고, $w$ 는 판의 변형량으로서 다음 식으로부터 구할 수 있다.

$$35.9\left(\frac{w}{T}\right)^3 + 72.0\left(\frac{w}{T}\right) = \frac{p_0(1-\nu^2)}{E}\left(\frac{L}{T}\right)^4 \tag{8}$$

여기서, $\nu$는 포와송 비이다. 식 (6)에서 33-모드에서의 작용 응력의 크기는 $p_0$ 의 크기와 동일하다. 그러나, 식 (7), (8)에서 나타난 바와 같이, 31-모드의 작용 응력은 33-모드의 작용 응력에 비해 $p_0{}^{1/3}$ 만큼 줄어들지만, 다른 변수들에 비해서 상대적으로 큰 값을 가지는 $E^{1/3}$ 만큼 증폭되게 된다. 따라서 31-모드의 작용 응력이 33-모드의 작용 응력보다 더 크게 얻어지게 된다. $p_0$ 가 매우 크다거나, 압전재료의 크기가 큰 경우라면, 33-모드를 사용하는 것이 유리할 수도 있으나, 특히 Bio MEMS 와 같이 압전재료의 크기가 아주 제한적이고, 압전재료에 작용하는 압력이나 힘이 매우 작은 환경에서의 응용을 고려한다면, $E^{1/3}$ 만큼 작용 응력 값의 증폭을 가지는 31-모드를 이용하는 것이 33-모드를 이용하는 것보다 전기적 에너지를 얻는데 더 유리하다. 따라서, 본 논문에서는 압전재료의 31-모드를 사용하여 전기적 에너지를 얻은 해석만을 고려하였다.

## 2.2 원형의 압전재료

Fig. 3 과 같이 반지름이 $R$ 이고, 두께가 $T$ 인 원형의 압전재료에서 반지름 방향으로 작용하는 기계적 힘 $F_R$ 에 의해 얻어지는 31-모드의 전압과 전하량은 다음과 같다.

$$V_{31} = \frac{F_R g_{31}}{2\pi R}, \qquad Q_{31} = \frac{F_R R d_{31}}{2T} \tag{9}$$

이때 발생하는 전력 $P$ 는 식 (1)과 식 (9)로부터 다음과 같이 표현된다.

$$P_{31} = V_{31} Q_{31} f = \sigma_R{}^2 d_{31} g_{31} \pi R^2 T f \tag{10}$$

또한, Fig. 4 와 같이 균일 분포 압력 $p_0$ 가 작용하는 판의 중심에서의 반지름 방향의 작용 응력 $\sigma_R$ 은 다음의 두 식에서 구할 수 있다.[14, 15]

$$\frac{p_0 R^4}{ET^4} = \frac{5.33}{1-\nu^2}\left(\frac{w}{T}\right) + \frac{2.6}{1-\nu^2}\left(\frac{w}{T}\right)^3 \tag{11}$$

$$\sigma_R = \frac{ET^2}{R^2}\left\{\frac{2}{1-\nu}\left(\frac{w}{T}\right) + 0.976\left(\frac{w}{T}\right)^2\right\} \tag{12}$$

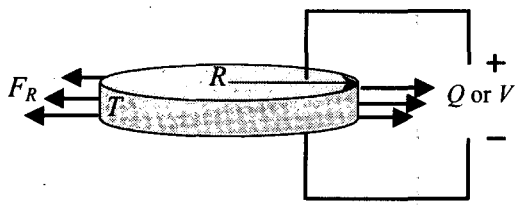



Fig. 3 The force-charge relationship of the circular piezoelectric element

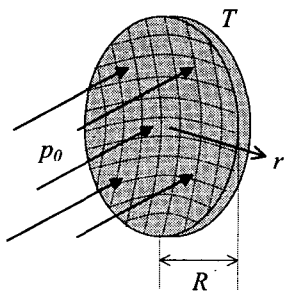



Fig. 4 Circular plate deflection under the uniform pressure

## 3. 에너지 발생 결과 및 검토

Bio MEMS 에의 적용을 고려하여 일반 성인의 평균 혈압차와 같은 5333N/m$^2$(40mmHg)의 크기를 갖는 균일 분포 압력 $p_0$ 가 둘레가 모두 고정된 상태의 아주 얇은 사각형과 원형의 판에 1Hz 로 작용한다고 가정하였고, Table 1 의 상용 압전세라믹과 압전필름의 물성치를 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다. 또한 유한요소해석을 통하여 이론적 해석 결과를 비교 검증하였다.

### 3.1 재질에 따른 결과

면적이 100mm$^2$ 로 일정한 압전세라믹과 압전필름에 $p_0$ 의 압력이 작용할 때, 압전재료의 두께를 10$\mu$m 에서 150$\mu$m 까지 변화시키면서 이 때 발생하는 에너지 양의 차이를 고찰하였다. 아주 얇은 판이라 가정하여, 식 (7)과 식 (12)의 에너지를 발생시키는 작용 응력 중 굽힘에 의한 부분은 무시하고, 막응력(membrane stress)만을 고려하였다. 한 변의 길이가 10mm 인 정사각형 형태의 압전재료에서의 에너지 발생 결과를 Fig. 5 에 나타내었다. 압전세라믹과 압전필름 두 경우 모두 두께가 증가할수록 발생하는 에너지의 양은 감소하는 경향을 보였다. 50$\mu$m 보다 두께가 얇은 경우에는 압전필름보다 압전세라믹에서 더 많은 양의 에너지가 발생하였으나, 50$\mu$m 보다 두꺼운 경우에는 압전필름에서 발생하는 에너지의 양이 압전세라믹에서 발생하는 양보다 크게 된다. 이러한 현상이 발생하는 원인은 발생하는 에너지와 작용 응력의 관계에서 알 수 있다. 식 (5)에서 각 재료에 따른 에너지 발생량의 차이를 비교하면, 다음과 같은 관계를 가지는 것을 알 수 있다.

$$\begin{aligned} P_{PZT} : P_{PVDF} &= \sigma_{PZT}^2 : 2.55\sigma_{PVDF}^2 \\ &= \sigma_{PZT} : 1.6\sigma_{PVDF} \end{aligned} \tag{13}$$

여기서, $P_{PZT}$, $P_{PVDF}$ 는 각각 압전세라믹과 압전필름에서 발생한 에너지이고, $\sigma_{PZT}$, $\sigma_{PVDF}$ 는 압전세라믹과 압전필름에서의 작용 응력이다. 식 (13)에 따르면, 압전세라믹에서의 작용 응력이 압전필름의 작용 응력의 1.6 배보다 클 때, 압전세라믹에서 발생하는 에너지의 양이 압전필름에서 발생하는 에너지의 양보다 크게 된다. 따라서 압전세라믹의

작용 응력이 압전필름에서의 작용 응력의 1.6 배보다 작게 되는 50$\mu m$ 이상의 두께에서는 압전필름에서 발생하는 에너지의 양이 더 크게 되는 것이다.

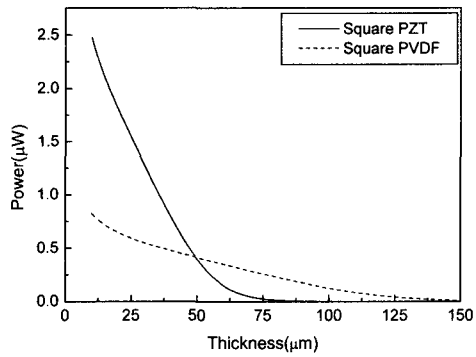



Fig. 5 Comparison of the generated energy between square piezoelectric ceramic and piezofilm

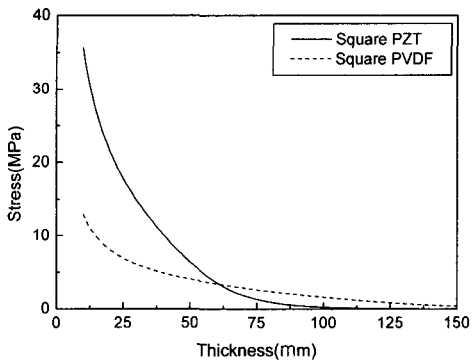



Fig. 6 Comparison of the generated working stress between square piezoelectric ceramic and piezofilm

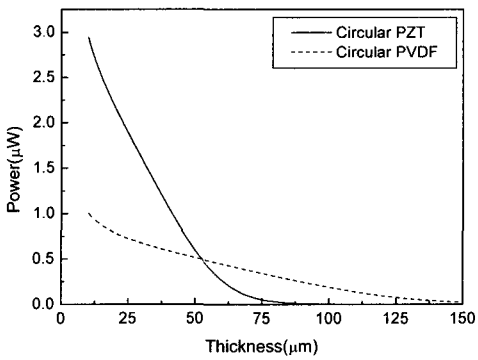



Fig. 7 Comparison of the generated energy between circular piezoelectric ceramic and piezofilm

압전세라믹의 경우 두께가 10$\mu m$ 일 때 최고 2.48$\mu W$ 의 에너지가 발생하였고, 압전필름은 같은 두께에서 0.83$\mu W$ 의 에너지가 발생하였다. 재료에 따라 발생하는 작용 응력의 차이를 Fig. 6 에 나타내었다. 원형의 압전재료에서의 에너지 발생 차이는 Fig. 7 에 나타내었다. 같은 면적을 갖는 원형의 압전세라믹과 압전필름에서도 사각형에서와 동일한 경향을 가지며, 원형의 압전세라믹에서는 최고 2.94$\mu W$, 원형의 압전필름에서는 최고 1$\mu W$ 의 에너지가 발생하였다.

### 3.2 형상에 따른 결과

100mm$^2$ 의 동일한 면적을 가지는 정사각형과 원형의 압전재료를 이용하여 재료의 형상에 따른 에너지 발생의 차이를 비교하였다. 정사각형과 원형의 압전세라믹에서 발생한 에너지의 차이를 Fig. 8 에 나타내었다. 두께가 10$\mu m$ 인 원형의 압전세라믹에서는 최고 2.94$\mu W$ 의 에너지가 발생하여 같은 두께에서 최고 2.48$\mu W$ 의 에너지가 발생한 정사각형보다 더 많은 에너지를 얻을 수 있었다. 원형의 압전재료에서 더 많은 양의 에너지가 발생하는 것은 Fig. 9 에 나타난 바와 같이 같은 재료에서도 재료의 형상에 따라 발생하는 작용 응력의 크기가 다르므로, 발생하는 에너지도 차이가 생기기 때문이다. 압전필름을 이용한 경우에서도 Fig. 10 에서와 같이 같은 면적의 정사각형보다 원형의 재료에서 더 많은 양의 에너지가 발생하는 것을 볼 수 있다. 원형의 압전필름에서는 최고 1$\mu W$ 의 에너지가, 정사각형의 압전필름에서는 최고 0.83$\mu W$ 의 에너지가 발생하였다. 또한 Fig. 11 에서와 같이

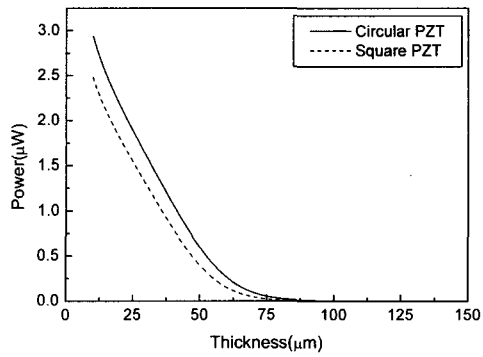



Fig. 8 Comparison of the generated energy between square and circular piezoelectric ceramic

10$\mu$m 의 일정한 두께일 경우, 같은 재료에서도 면적이 증가함에 따라 더 많은 에너지가 발생함을 볼 수 있다.

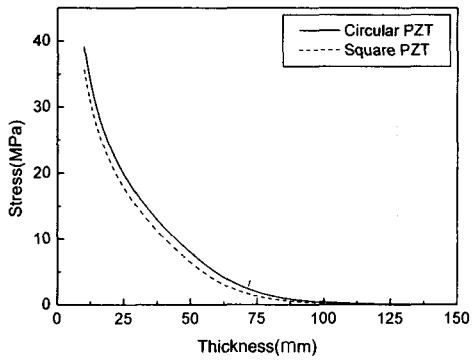



Fig. 9 Comparison of the generated working stress between square and circular piezoelectric ceramic

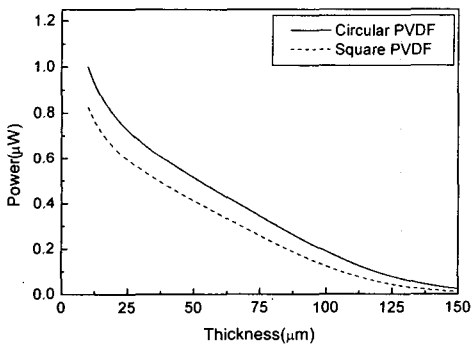



Fig. 10 Comparison of the generated energy between square and circular piezofilm

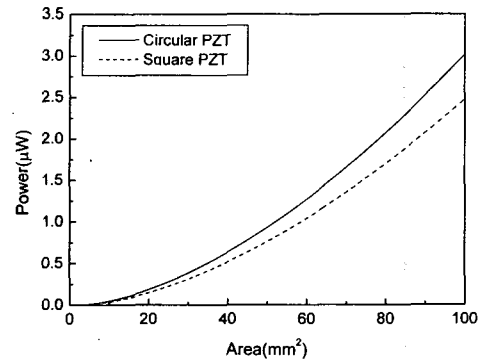



Fig. 11 Variation of the generated energy with respect to the area

### 3.3 유한요소해석 결과와의 비교

앞에서 전개한 간단한 이론적 해석의 유용성을 알아보기 위하여 압전재료의 재질과 형상에 따른 에너지의 발생 차이를 유한요소해석(FEA: finite element analysis)을 통하여 고찰하였다. 이론적 해석과 같은 조건으로 100mm$^2$ 의 면적을 갖는 사각형과 원형의 압전세라믹 및 압전필름에 대해 유한요소 모델링을 수행하였다. 정사각형의 압전재료는 2601 개의 절점과 2500 개의 요소로 구성되었으며, 원형의 압전재료는 2041 개의 절점과, 2000 개의 요소로 구성되었다. 또한 5333N/m$^2$ (40mmHg)의 균일 분포 압력을 작용하였고, 경계조건은 둘레가 모두 고정된 상태로 가정하였으며, 10$\mu$m, 30$\mu$m, 50$\mu$m, 100$\mu$m 의 네 가지 두께에 대하여 해석을 수행하였다. 유한요소해석은 상용 해석 소프트웨어 MSC/NASTRAN 을 사용하였다. 먼저 각 재료의 중심에서 발생한 작용 응력의 크기를 시뮬레이션 결과와 유한요소해석의 결과를 비교하여 Table 2 에 나타내었다. 각 두께에서 이론적 해석 결과와 유한요소해석의 결과가 유사한 응력 값을 나타내었으며, 두께가 증가함에 따라 응력 값이 감소하는 경향도 같음을 알 수 있다. 유한요소해석을 통해

Table 2 Comparison of the working stress at the center between the theory and FEA

unit : MPa

| Piezoelectric Ceramic | | | | |
|---|---|---|---|---|
| Thickness | Square | | Circular | |
| | FEA | Theory | FEA | Theory |
| 10$\mu$m | 31.87 | 35.64 | 34.27 | 39.13 |
| 30$\mu$m | 13.27 | 14.81 | 14.31 | 16.67 |
| 50$\mu$m | 6.39 | 6.39 | 7.30 | 7.88 |
| 100$\mu$m | 0.29 | 0.25 | 0.42 | 0.40 |
| Piezofilm | | | | |
| Thickness | Square | | Circular | |
| | FEA | Theory | FEA | Theory |
| 10$\mu$m | 12.16 | 12.88 | 13.06 | 14.20 |
| 30$\mu$m | 5.57 | 6.07 | 5.98 | 6.72 |
| 50$\mu$m | 3.71 | 4.07 | 3.98 | 4.55 |
| 100$\mu$m | 1.60 | 1.58 | 1.81 | 1.95 |

Table 3 Power generated from the piezoelectric materials

unit : $\mu$W

| Thickness | Piezoelectric Ceramic | | Piezofilm | |
|---|---|---|---|---|
| | Square | Circular | Square | Circular |
| 10$\mu$m | 1.17434 | 1.59269 | 0.45778 | 0.61192 |
| 30$\mu$m | 0.47218 | 0.70983 | 0.26776 | 0.36549 |
| 50$\mu$m | 0.13327 | 0.27934 | 0.17639 | 0.25216 |
| 100$\mu$m | 0.00047 | 0.0014 | 0.04565 | 0.08177 |

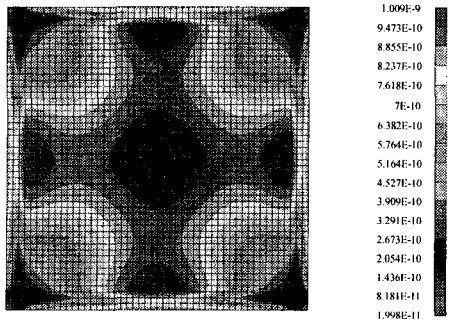



Fig. 12 FEA result of 10$\mu$m square piezoelectric ceramic

예측한 재료의 종류와 형상에 따른 에너지 발생량을 Table 3 에 나타내었다. 이론적 해석에서와 같이 정사각형보다 원형의 압전재료에서, 압전필름보다 압전세라믹에서, 두께가 얇을수록 더 많은 양의 에너지가 발생함을 알 수 있다. 두께 10$\mu$m 인 압전세라믹에서 발생한 에너지의 분포를 Fig. 12 에 나타내었다.

## 4. 에너지 저장과 사용

Bio MEMS 응용의 대표적 사례가 될 수 있는 유전자 분석 칩이 정상적으로 작동하기 위해서는 10mW 의 에너지가 필요하다.[10] 본 연구에서 수행한 이론적 해석과 유한요소해석의 결과를 통해 보았을 때, 실제로 압전재료에서 직접 얻을 수 있는 에너지는 실제 시스템의 필요량에 비해 많이 부족하다. 그러나, 데이터의 송·수신과 같이 비교적 짧은, 일정 시간동안만 에너지를 사용하고, 연속적인 에너지의 공급이 필요하지 않은 경우라면, 일정 시간동안 발생하는 에너지를 모았다가 필요 시에만 짧은 시간동안 사용하는 방법을 이용할 수 있다. 유한요소해석의 결과에서 얻어진 에너지의 양을 바탕으로 이를 일정시간 동안 모았을 때 사용할 수 있는 에너지의 양을 계산하여 Fig. 13 에 나타내었다. usage[1$s$/X$s$]는 에너지 소비가 있는 시간(1sec)을 에너지를 모으는데 사용된 시간(Xsec)으로 나눈 값이다. 가장 많은 양의 에너지를 얻을 수 있었던 원형의 두께 10$\mu$m 의 압전세라믹의 경우 약 26 분(1522 초) 동안 에너지를 모음으로써 목표치인 10$m$W 의 에너지를 획득할 수 있었다.

## 5. 결론

지능 재료의 하나인 압전재료를 MEMS, 특히 Bio MEMS 분야의 에너지원으로 응용 가능성을 분석하기 위한 이론적 해석을 수행하였다. 같은

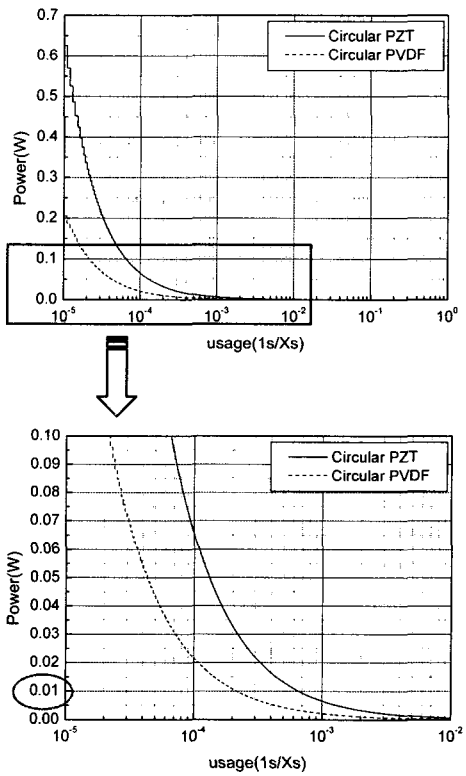



Fig. 13 Usage of power (semi-log)

형상의 압전재료의 경우 압전세라믹을 사용할 경우 압전필름을 사용할 때보다 더 많은 양의 에너지를 얻을 수 있었으며, 같은 압전재료에서는 원형의 압전재료에서 사각형의 압전재료보다 많은 양의 에너지가 발생함을 볼 수 있었다. 같은 조건에서 유한요소해석을 수행하여 이론적 해석 결과의 유용성을 입증하였다. 압전재료를 사용해서 발생하는 에너지의 양이 실제 시스템에 직접 적용하기에는 부족하나, 특히 Bio MEMS 와 같이 큰 에너지를 필요로 하지 않고, 연속적인 에너지의 공급과 사용이 필요하지 않은 분야에서는 일정 시간 동안 에너지를 저장하였다가 짧은 시간 동안 사용하는 방법 등을 통하여 제안된 에너지 획득 시스템이 충분히 응용 가능함을 볼 수 있었다. 실제 실험을 통한 이론적 해석 및 유한요소해석 결과의 검증과 함께, 효과적인 에너지 획득을 위한 압전재료 형태의 최적화, 효율적인 에너지의 축적 및 사용 시스템에 대한 심도 있는 연구가 계속될 예정이다.

## 참고문헌


1. Koeneman, P. B., Busch-Vishniac, I. J. and Wood, K. L., "Feasibility of Micro Power Supplies for MEMS," Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 6, No. 4, pp. 355-362, 1997.
2. Ryan, D. M. and LaFollette, R. M., " Power Supply and Energy Storage for Autonomous MEMS," SAE Transactions, Vol. 109, No. 1, pp. 870-874, 2000.
3. Ryan, D. M., LaFollette, R. M. and Salmon, L., "Power Supply and Energy Storage for Autonomous MEMS," Energy Conversion Engineering Conference, IECEC-97, Proceedings of the 32nd Intersociety, Vol. 1, pp. 77-82, 1997.
4. Epstein, A. H., Senturia, S. D., Anathasuresh, G., Ayon, A., Breuer, K., Chen, K-S, Ehrich, F. E., Gauba, G., Ghodssi, R., Groshenry, C., Jacobson, S., Lang, J. H., Lin, C-C, Mehra, A., Miranda, J. M., Nagle, S., Orr, D. J., Piekos, E., Schmidt, M. A., Shirley, G., Spearing, M. S., Tan, C. S., Tzeng, Y. S. and Waitz, I. A., "Power MEMS and Microengines," International Conference on Solid-State Sensors and Actuators, Transducers '97, Vol. 2, pp. 753-756, 1997.
5. Khanna, R., "MEMS Fabrication Perspectives from the MIT Microengine Project," Surface and Coatings Technology, Vol. 163-164, pp. 273-280, 2003.
6. Holladay, J. M., Jones, E. O., Phelps, M. and Hu, J., "Microfuel Processor for Use in a Miniature Power Supply," Journal of Power Sources, Vol. 108, No. 1/2, pp. 21-27, 2002.
7. Glynne-Jones, P., Beeby, S. P. and White, N. M., "Towards a Piezoelectric Vibration-Powered Microgenerator," IEE Proceedings, Science, Measurement and Technology, Vol. 148, No. 2, pp. 68-72, 2001.
8. Roundy, S., Wright, P. K. and Rabaey, J., "A study of Low Level Vibrations as a Power Source for Wireless Sensor Nodes," Computer Communications, Vol. 26, No. 11, pp. 1131-1144, 2003.
9. Ramsay, M. J. and Clark, W. W., "Piezoelectric Energy Harvesting for Bio MEMS Application," Proceedings of the Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, Vol. 4332, pp. 429-438, 2001.
10. Cain, J. T., Clark, W. W., Schaefer, L., Mandecki, W., Ulinski, D. and Mickle, M. H., "Energy Harvesting for DNA Gene Sifting and Sorting," International Journal of Parallel and Distributed Systems and Networks, Vol. 4, No. 3, pp. 140-149, 2001.
11. Piezo Systems, Piezo Education, Piezo Systems Inc., http://www.piezo.com
12. Szilard, A., "Theory and Analysis of Plates," Prentice Hall, USA, 1974.
13. Transducer Products Division, Morgan Electro Ceramics, http://www.morgan.com
14. Young, W. C., "ROARK'S Formulas for Stress & Strain," 6th Edition, McGraw-Hill, Singapore, 1989.
15. Timoshenko, S. P. and Woinowsky-Krieger, S., "Theory of Plates and Shells," 2nd Edition, McGraw-Hill, Singapore, 1959.
16. Piezo Film Sensors Technical Manual, Internet Version, April, 1999, Measurement Specialties, Inc., 950 Forge Avenue Norristown, PA 19430, http://www.msiusa.com
17. Technical Information, Introduction Piezoelectric Ceramics, Morgan Electro Ceramics, http://www.morganelectroceramics.com