

Micro-Pressing 방법과 Dicing 방법에 의해 제조된 PZT Ultrasonic Transducer Array의 특성

박준식, 홍성재, 조진우, 박순섭, 한진호\*  
전자부품연구원, (주)프로소닉\*

Properties of PZT Ultrasonic Transducer Array Fabricated by Micro-Pressing and Dicing method

Joon-Shik Park, Sung-Jei Hong, Jin-Woo Cho, Soon-Sup Park, Jin-ho Han\*  
Korea Electronics Technology Institute, Prosonic CO.,LTD.\*

**Abstract** - We investigated properties of PZT composite for medical ultrasonic transducer array (briefly UTA) for medicine applications fabricated by micro pressing and dicing method. Dicing method was the fabrication process of conventional ultrasonic transducer array by dicing sintered PZT sheet. Micro pressing method was the proposed process using pressing PZT green sheet by PMMA micro mold from LIGA process. Microstructures, electrical and electro-mechanical properties of fabricated UTAs of two cases were analyzed. Thickness mode electro-mechanical coupling coefficient of two cases have same values of 51%. Sintered PZT Microstructures of them showed dense and uniform. Micro pressing method was very mass productive process because of using batch type LIGA process. From results, we found micro pressing method was more competitive than dicing method for UTA fabrication. For further study, uniformity of microstructures and electro-mechanical properties of large scale, and fabrication processes of Ni plating and PMMA molding should be improved and investigated.

너지로 변환시킨다. 시스템으로부터 가해진 전기 신호는 초음파 transducer에서 초음파 신호로 변환되며 발생된 초음파 신호는 생체에 전달되어 흡수 또는 반사된다. 반사된 신호는 다시 초음파 transducer가 수신하여 전기 신호로 변환시킨다. 이러한 기능들은 초음파 transducer를 구성하는 압전재료의 electric impedance, electromechanical coupling coefficient, acoustic impedance 등의 조합에 의해 결정된다.

최근에는 재료 및 design 개발을 통하여 특성을 향상시키기 위해 PZT 단상이 아닌 고분자 압전재료(PVDF) 및 PZT/고분자 복합재료에 대한 연구가 활발하다. 이 복합재료는 외부충격에 강하며 acoustic impedance가 물 또는 인체와 유사한 특징이 있다. 그러나 고분자 압전재료(PVDF)의 경우 송신감도가 좋지 않아 pulse-echo용으로는 그다지 우수한 특성을 얻지 못하고 있으며 주로 수신용으로 사용되고 있다. 따라서 고분자 압전재료의 이러한 단점이 보완된 새로운 압전재료에 관한 연구가 진행되었으며 그 결과 PZT-고분자 복합재료가 개발되었다. 그림 2에 PZT composite 구조를 나타내었다.

1. 서 론

초음파 영상진단장치는 환자에게 안전하고, 실시간(real-time) 영상 관찰 뿐 아니라 혈류 측정 등에도 응용이 가능하다. 또한 가격이 CT나 MRI에 비해 현저히 낮기 때문에 널리 사용된다. 초음파 영상진단장치의 기본 원리는 그림 1에 나타내었다<sup>1)</sup>.

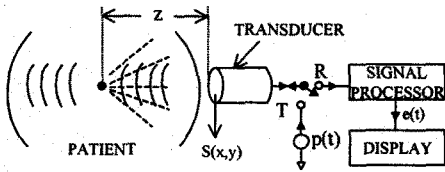


Fig. 1. 초음파 영상진단장치의 block diagram

Transmit pulser에 의해 firing 된 transducer는 전기적인 신호를 초음파로 변환하여 인체의 내부로 초음파를 전달하고, 서로 다른 매질의 경계에서 반사되어 되돌아오는 초음파 신호는 transducer에 의해 다시 전기적인 신호로 변환된다. 수신된 신호는 signal processor에서 여러 가지의 신호처리를 한 후, 모니터에서 영상으로 표시한다. 이와 같이 초음파 transducer는 신호 변환의 역할을 한다. 즉, 전기 에너지를 음향 에너지로 변환시키며 또, 역으로 음향 에너지를 전기 에

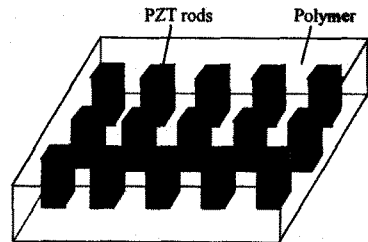


Fig. 2. PZT composite 구조의 개략도

정렬된 PZT rod (or fiber) 사이 사이에 polymer가 채워진 구조로 되어 있는 1-3 piezo-composite는 압전정수 및 결합계수가 커서 전기적-기계적 에너지 변환능력이 우수하다. 또한 acoustic impedance가 낮기 때문에 물이나 인체와의 임피던스 matching이 쉬운 특징을 가지고 있다. 또한 design 측면에서도 해상도를 개선하기 위한 연구가 활발히 진행중인데, 그 중 한 방법이 고 중형비를 갖는 미세한 PZT rod를 만드는 것이다. 보고에 의하면 압전 세라믹상의 체적분율이 감소할수록, PZT rod가 고 중형비를 유지할수록 유효 압전정수값은 증가하며 그 결과 해상도가 향상된다.<sup>2)</sup> 이를 위해 다양한 제조 방법이 적용되고 있으나 기존 기술로는 PZT rod를 소형화하는데 한계가 있다.

최근에 LIGA 기술을 이용하여 이러한 한계를 극복하려는 노력이 시도되고 있다<sup>3)</sup>. LIGA 공정으로 제조한 PMMA 틀에 PZT slurry를 채워 넣고 이것을 건조 및

PMMA 틀을 제거 후, PZT를 소결함으로써 기존에 비해 고 종횡비의 PZT rod array 구조물을 제조할 수 있다. 이 공정으로 제조한 구조물은 의료용으로 적합한 특성을 나타내지만 공정상 많은 문제점을 내포하고 있어 상용화가 되지 않고 있다. 우선 slurry를 PMMA 틀 안에 넣기 위해 진공 하에서 높은 압력을 인가해야 하는 어려움이 있다. 또한 PMMA 제거에 산소(O<sub>2</sub>) 기체를 이용한 반응성 이온 식각법을 사용하는데 제거 시간이 매우 오래 소요된다. 따라서 생산성이 낮아지고 단가가 높아지므로 상용화에는 어려움이 있다.

본 연구에서는 위와 같은 공정상의 단점을 극복하고, LIGA 공정으로 제조한 초음파 transducer array를 상용화하기 위한 공정 개선을 연구하였다. 그 일환으로 PZT slurry 대신 PZT green sheet를 LIGA 공정에 의해 제조한 PMMA 틀로 press 및 소결하여 구조물을 제조하였다. 또한 dicing을 이용한 기존의 방식과 제안된 LIGA공정을 통해 제조된 PZT UTA의 특성 비교를 통해 LIGA공정이 얼마나 유효한 공정인가를 확인하려고 하였다. 따라서 동일한 크기와 형상의 구조물로 제조하고 미세구조분석 및 전기적 특성을 비교분석하였다.

## 2. 본 론

### 2.1 PMMA mold 제조

제조될 초음파 transducer의 최종적인 array 형상은 표 1과 같이 설계하였다. 이렇게 설계된 초음파 transducer의 제조 공정은 그림 3과 같이 진행하였다. 먼저 LIGA 공정으로 PZT array 제조용 PMMA mold를 제조하기 위해 graphite sheet를 이용하여 X-ray mask를 제조하였다. X-ray mask는 PZT의 수축률을 고려하여 제조되었다.

표 1. 초음파 transducer의 형상 사양

Cell size	120 $\mu$ m × 120 $\mu$ m
Cell 간격	40 $\mu$ m
Cell 높이	422 $\mu$ m
형 태	직육면체
전체 소자 크기	1.6cm × 5.55cm

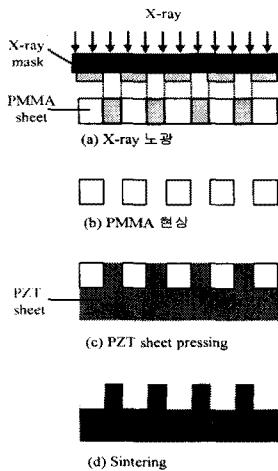
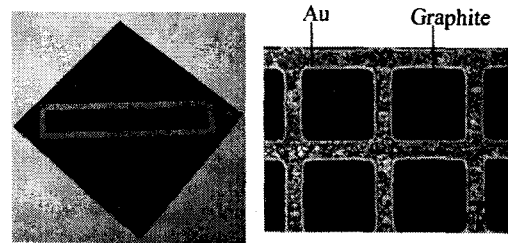


Fig. 3. PZT UTA 제조 공정도

제조된 X-ray mask를 그림 4에 나타내었다. 제조된 mask의 치수측정 결과 치수정밀도는 1 $\mu$ m 미만이었다. 이후 X-ray, lithography 공정을 이용하여 제조된

PMMA mold를 그림 5에 나타내었다.

현상 후 제조된 PMMA mold 형상을 그림 4에 나타내었다.



(a) X-ray mask 전체도 (b) Pattern 확대도

Fig. 4 Graphite X-ray mask

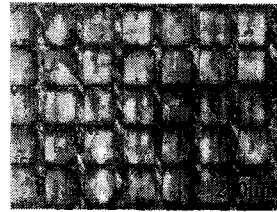


Fig. 5 LIGA 공정으로 제조된 PMMA mold

### 2.2 PZT UTA 제조 및 특성 평가

#### 2.2.1 기존의 Dicing방법에 의한 PZT UTA 제조 및 평가

소결조건으로 250 $^{\circ}$ C에서 2시간동안 분위기 소결을 통하여 PZT 준비하였다. 이후, dicing, polymer충진 제조 및 lapping공정에 의해 최종적인 UTA를 제조하였다. 그림 6은 dicing방법으로 제조된 UTA의 top view를 나타낸 것이다. Cell size와 간격이 micro pressing방법으로 제조된 경우와 같도록 제조하였다.

그림 7 (a)와 (b)는 SEM을 통해 관찰된 UTA의 단면 모습이며, Pb성분에 대한 line mapping을 통해 Pb 조성의 분포를 관찰하였다. 각 cell전체에서 Pb가 매우 균일하게 분포하고 있는 것으로 확인되었으며, 이로부터 전체적으로 균일한 조성을 가졌을 것으로 추측할 수 있었다. 그림 7 (c)는 UTA의 PZT에 대한 미세구조 분석을 한 결과이다. 매우 치밀한 조직을 가지며 결정입상의 분포 또한 매우 균일한 것으로 확인되었다.

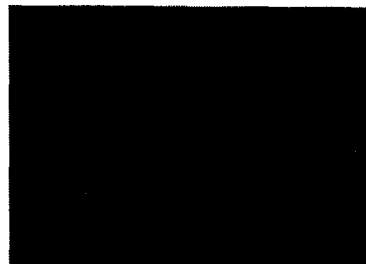


Fig. 6. Dicing방법으로 제조된 UTA의 top view : cell size 120 $\mu$ m × 120 $\mu$ m, cell 간격 ~40 $\mu$ m ( $\times$ 399)

PZT UTA의 중요한 특성인 유전율과  $K_t$  값을 분극 공정후 HP 4194A를 사용하여 측정 및 계산을 통해 구하였다. 측정 결과 분극후 1kHz에서의 유전율은 1856이었으며,  $K_t$  값은 51%의 값을 나타내었다.

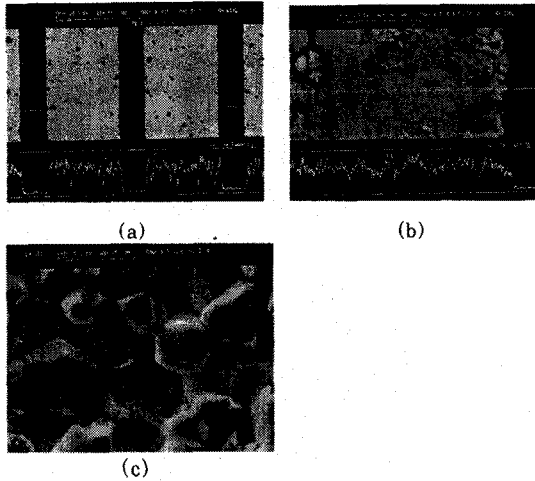


Fig 7. Dicing방법에 의해 제조된 PZT UTA 형상

### 2.2.2 Micro pressing 방법에 의한 PZT UTA 제조 및 평가

Dicing 방법에 의해 사용된 것과 동일한 PZT 조성의 sheet를 준비하고 PMMA mold를 이용한 micro pressing에 의해 X-ray에 의해 식각된 trench가 PZT로 채워지게 되었고, 이 상태에서 승온하여 1250°C에서 2시간 동안 분위기 소결을 통하여 UTA용 PZT array 형상을 제조하였다. 이와 같은 공정을 통해 제조된 PZT array 형상을 그림 8에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 균일한 모양의 PZT rod array가 제조되었다. 제조된 PZT의 치수를 3차원 치수측정기를 이용하여 측정하였다. 그 결과 제조된 PZT rod는 unit cell 면적이  $120\mu\text{m} \times 120\mu\text{m}$ , cell간 간격이  $40\mu\text{m}$ , 그리고 cell 높이가  $422\mu\text{m}$  이었다. 분극 공정후 1kHz에서 유전율은 1754이었으며,  $K_t$  값은 51%의 값을 나타내었다. 이 값은 기존에 사용되고 있는 micro pressing방법에 의해 제조된 UTA와 물성면에서 대등한 값이라고 할 수 있다. 따라서 기존의 dicing방법에 비해 양산성있는 micro pressing 방법이 물성 면에서도 뒤지지 않는다는 것을 확인할 수 있었다. 그러나, 본 연구에서는  $1.6\text{cm} \times 5.55\text{cm}$  UTA전체 소자에서 일부분에 대한 평가를 한 것이므로, 전체 소자에 대한 균일성 평가를 위해서는 추가적인 연구가 필요하다고 생각된다.

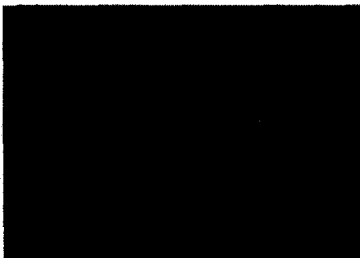


Fig 8. LIGA dicing방법으로 제조된 UTA의 top view : cell size  $120\mu\text{m}$ , cell 간격  $\sim 40\mu\text{m}$  ( $\times 399$ )

그림 9 (a)와 (b)는 SEM을 통해 관찰된 UTA의 단면 모습이며, 가장 소결중 휘발 가능성이 큰 Pb성분에 대한 line mapping을 통해 Pb 조성의 분포를 관찰하였다. 각 cell전체에서 Pb가 매우 균일하게 분포하고 있는 것으로 확인되었으며, 이로부터 전체적으로 균일한 조성을 가졌을 것으로 추측할 수 있었다. 그림 9 (c)는 UTA의 PZT에 대한 미세구조 분석을 한 결과이다. 매우 치밀한 조직을 가지며 결정입상의 분포 또한 매우 균일한 것으로 확인되었다.

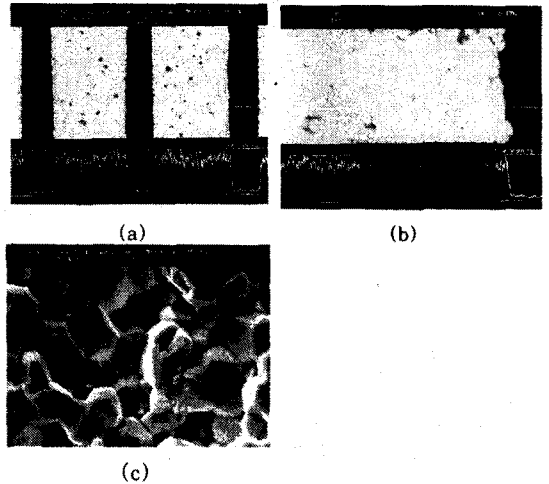


Fig 9. Micro pressing 방법에 의해 제조된 PZT UTA 형상

### 3. 결 론

본 연구에서는 초음파 영상 진단 장치용 ultrasonic transducer array 제조시 사용되는 기존의 dicing 방법과 새로 제안된 micro pressing 방법의 제조 공정 및 특성을 비교, 조사하였다. Cell 면적은  $120\mu\text{m} \times 120\mu\text{m}$ , Cell 간격은  $40\mu\text{m}$ , Cell 높이는  $422\mu\text{m} \sim 425\mu\text{m}$ 로 UTA가 제조되었다. 새로 제안된 micro pressing 방법을 통해 제조된 UTA는 상대적으로 매우 양산성있는 공정이었으며, 전기적 특성이 기존의 dicing 방법으로 제조된 경우와 대등한  $K_t$  값이 51%의 특성을 갖는 것으로 확인되었다. 따라서, PMMA mold를 이용하여 PZT sheet를 press하고, 이를 소결하는 공정으로 제조한 PZT UTA는 초음파 영상진단장치에 사용 가능할 것으로 생각된다. 차후 UTA 전체 크기인  $1.6\text{cm} \times 5.6\text{cm}$  이상의 면적에서의 균일성 및 신뢰성 특성에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다. 또한 PZT UTA용 Ni금형을 제조공정 및 이를 이용한 사출 공정 확립과 및 패키징 공정에 대한 연구도 진행되어야 할 것으로 생각된다.

### (참 고 문 헌)

- [1] 장성호, "초음파 영상진단장치", 전기학회지, Vol.48, No. 8, pp 11, 1999
- [2] Y. Hirata et al, "Effects of Aspect ratio of Lead Zirconate Titanate on 1-3 Piezoelectric Composite Properties", Jpn. J. Appl. Phys., Vol.36, Pt.1, No. 9B, pp 6062, 1997

### 감사의 글

본 논문은 산업자원부와 과학기술부가 주관하는 초소형정밀기계 선도기술개발사업의 연구비 지원에 의한 것으로 이에 감사드리며 실험에 많은 도움을 주신 포항가속기연구소에도 감사를 드립니다.