

# 3차원 입체영상 진단용 초음파 트랜스듀서의 설계 및 제작

은홍\*, 권재화\*\*, 이수성\*\*, 노용래\*\*\*

\*경북대학교 기계공학과

\*\* 경북대학교 센서공학과

\*\*\* 경북대학교 기계공학부

## Design and fabrication of 3-dimensional diagnostic Ultrasonic transducers

Hong Eun\*, JaeHwa Kwon\*\*, Susung Lee\*\* and Yongrae Roh\*\*\*

\*Department of mechanical engineering, Kyungpook National University

\*\*Department of sensor engineering, Kyungpook National University

\*\*School of mechanical engineering, Kyungpook National University

\*hongeun@usound.knu.ac.kr, \*\*jhkwon@usound.knu.ac.kr, \*\*susung@usound.knu.ac.kr,

\*\*\*yryong@knu.ac.kr

### 요 약

본 연구에서는 128개의 능동소자로 구성된 convex형 초음파 탐촉자를 회전시켜 3차원 입체영상을 구현 할 수 있도록 하는 구동부를 설계 및 제작하여, 3차원 입체영상 진단용 초음파 섹터 트랜스듀서를 개발하였다. 탐촉자는 중심주파수 4.5MHz, 대역폭 66%로 제작되었으며, 구동부는 탐촉자의 축을 스텝모터와 평기어를 이용해 회전시킴으로써 3차원 입체영상을 획득할 수 있게 고안하였다. 그리고 피부와 유사한 고분자재료를 사용하여 탐촉자의 회전반경과 동일하게 음향커버를 설계 및 제작하였다. 제작된 초음파 섹터 트랜스듀서는 정밀한 각도 제어 및 구조적 안정성이 확보되었음을 확인 할 수 있었다.

### 1. 서론

초음파를 이용한 의료용 영상 진단 장치는 통상의 X-선 진단, 컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography) 혹은 자기 공명 진단(Magnetic Resonance Imaging) 등에 비해 인체에 무해하고, 저렴하면서 진단 영상을 실시간으로 제공하는 등의 장점을 가진다[1]. 그러나 종래의 초음파 진단장치는 기본적으로 초음파가 투과하는 2차원 단면 영상만을 제공한다. 이와 같은 2차원 단면영상은 이상 유무의 판단기준만 제시할 뿐 인체내부의 입체적인 형상을 보여 주는 데는 한계가 있어서 질병의 진행정도나 예측에 대한 소견을 제시하는 데는 무리가 있다. 이러한 한계를 극복하기 위한 대안으로 진단자가 수조작으로 초음파 탐촉자를 움직이면서 3차원영상을 획득하는 방

법이 사용되고 있으나 이러한 방법은 불연속적이며 일정하지 않은 조영간격으로 인해 영상의 질이 매우 좋지 못한 단점을 가진다[2,3]. 이는 진단자의 장치에 대한 적절한 활용 및 숙련도에 따라 진단의 오차가 매우 광범위하게 발생할 수 있음을 의미한다. 따라서 이러한 주관적인 진단의 오류를 최소화하기 위해 객관적인 진단정보를 제시 할 수 있는 초음파 3차원 진단장치의 필요성이 대두 되어왔다[4].

3차원 입체영상을 구현하기 위한 방안으로는 크게 2차원 배열 탐촉자를 이용하는 방법과 그림 1과 같이 1차원 배열 탐촉자를 회전시켜 2차원 단면 영상을 일정한 간격으로 연속적으로 획득하여 3차원 영상을 구성하는 섹터 트랜스듀서가 있다. 먼저 2차원 배열 탐촉자는 소자의 구동 시간 지연에 의한 전자적 조사를 통하여 3차원 영상 정보를 획득하며, 작은 크기의 탐촉자로 넓은 영역을 조사할 수 있어 심장과 같은 장기를 조영하는데 장점이 있는 반면 1차원 배열 탐촉자에 비해 진동 소자의 수가 많아 구조가 매우 복잡하여 제작 공정이 까다롭고, 신호 대 잡음비율이 낮아 영상처리의 효율이 떨어지는 단점이 있다[5]. 반면에 초음파 섹터 트랜스듀서는 간단한 구동부를 이용해 탐촉자를 회전시켜 영상을 획득하는 방법으로 수조작에 의한 영상 구성 보다 더 정확하여 품질이 우수한 영상을 획득할 수 있으며, 기존에 사용되고 있는 1차원 배열 탐촉자를 활용할 수 있는 장점으로 인해 연구가 활발히 진행되고 있다. 선행연구 결과에 따르면 3차원 영상을 획득하는 방법으로 탐촉자축을 선형 이동시키는 방법과 탐촉자 배열방향의 축을 회전시키는 방법, 그리고 탐촉자의 중심을 회전하는 방법등을 제시하고 있다[6-11]. 섹터 트랜스듀서에 의한 3차원 입체영상은 2차원 단면 영상의 조합으로 구성되어지므로 선형 배열 탐촉자의 성능과 더불어 구동부의 기계적

인 회전각도 분해능에 따라 영상의 질이 결정된다[12]. 특히 구동부는 배열형 탐촉자를 정확한 각도로 회전시키기 위해서 견고한 하우징과 동력 발생부, 그리고 음향 커버로 구성된다. 본 연구에서는 convex형 탐촉자를 스텝모터와 기어를 이용하여 회전시킴으로써 3차원 입체영상을 구현할 수 있는 구조를 설계하고 제작하였다. 또한 스텝모터를 사용하여 탐촉자의 정확하게 회전시키고, convex형 탐촉자의 회전 반경과 일치하는 음향커버를 설계하고 제작하였다.

## II. Convex형 초음파 탐촉자

본 연구에서는 3차원 입체 영상을 구성하기 위해 표 1에 나타난 바와 같은 설계사양의 convex형 탐촉자를 사용하였다. 탐촉자는 높은 전기 기계결합계수와 작은 내부손실 그리고 큰 압전상수 값을 가지는 PZT를 사용하였으며, 128개의 독립된 진동소자가 곡률 반경이 40mm인 후면층에 부착되어 있고, 소자 전면으로는 초음파의 원활한 투과를 위해 정합층이 있다. 그리고 초음파의 집속을 위해 정합층 위에 음향렌즈가 설치 되어있다. 등가회로 해석에 의한 모의 실험값과 실제 제작된 초음파 트랜스듀서의 측정 실험값의 시간 영역 특성과 주파수 영역 특성을 그림 2에 나타내었으며 등가회로 해석에 의한 중심주파수와 대역폭은 각각 4.7MHz, 61%이며 측정실험에 의한 값은 각각 4.5MHz, 66%로 측정되었다. 따라서 제작된 초음파 탐촉자는 설계 결과를 잘 반영함을 알 수 있었다.

## III. 초음파 섹터 트랜스듀서의 구동부

먼저 하우징은 전체 트랜스듀서의 형태를 유지시키며, 회전축을 수용하는 역할을 해야하므로, 충분한 강성이 확보되어야 한다. 또한 진단자의 사용성을 고려하여 경량화 되어야 한다. 그리고 동력 발생부는 탐촉자를 회전시킬 수 있는 충분한 토크와 속도를 발휘할 수 있어야 하며, 빠른 응답성과 정밀한 각도 제어가 용이 해야한다.

따라서 본 연구에서는 이상과 같은 고려사항들을 종합하여 새로운 구조의 구동부를 설계 및 제작하였다. 이 구동부에는 하우징과, 스텝모터와 평기어를 이용한 동력 전달부와, 탐촉자를 보호하며 내부유체를 보전하는 음향 커버로 구성되어 있으며 각 부에 대한 세부적인 사항은 다음과 같다.

### 3.1. 하우징

본 연구에서는 탐촉자의 축을 하우징에 고정시키고 이 축을 중심으로 스텝모터와 기어를 이차해 탐촉자를 회전시킬 수 있도록 하였다. 트랜스듀서 하우징의 기본 구조는 초음파 섹터 트랜스듀서의 회전에 간섭을 일으키지 않는 최소의 기초타원을 중심으로 하부에는 탐촉자의 축이 지나고 상부에는 스텝모터가 위치하게 된다. 하우징은 트랜스듀서 형상을 유지하며 탐촉자의 축을 지지하는 역할을 담당하는 부분으로서 중량을 고려하여 성형성과 내식성, 표면 처리성이 우수한 구조용 알루미늄

합금을 사용하여 설계 및 제작하였다. 타원의 장축방향으로 탐촉자의 축이 지나게 되는데 축의 지지부는 하우징과 일체형으로 고안하여 축의 흔들림 방지 및 일정한 축간 거리를 유지할 수 있게 하였다. 기초타원 상부에는 스텝모터를 고정하기 위해 터널구조를 가지는 스텝모터 고정부를 설계하여 제작하였다.

### 3.2. 동력 전달부 - 스텝모터와 평기어

탐촉자를 회전시키기 위해 본 연구에서는 소형 스텝모터를 선정하여 적용하였다. 스텝모터는 입력 신호에 대해 일정한 각도를 회전하는 모터로서 정확한 각도제어 및 모터 드라이버의 특성에 따라 풀 스텝, 하프 스텝, 마이크로 스텝 등 다양한 구동이 가능하며, 다른 모터에 비해 정지토크가 탁월하며 각도 오차가 누적되는 않는 장점이 있다[13]. 모터의 회전력을 탐촉자 축에 전달하기 위해 본 연구에서는 그림 3과 같이 3단 평기어를 적용하였다. 기어의 설계 시 고려해야할 사항으로 먼저 탐촉자를 원활히 회전시키기 위해 구동축의 기어는 중동축 기어보다 작거나 같은 기어를 설계하여야 하며, 중동축의 기어는 탐촉자의 조영각을 침범하지 않게 설계되어야 한다. 기어의 축간 거리는 하우징의 모터축과 탐촉자 축의 축간 거리와 동일하다. 그리고 중간축에 체결되는 삽입기어에 배어링을 두어 원활한 회전이 되도록 설계하였다.

### 3.3. 음향커버

음향커버는 탐촉자로부터 발생된 초음파와 인체로부터 반사된 신호가 원활히 투과되어야 하며, 또한 내부에 충전 되어진 음향 유체와 탐촉자를 보호하는 역할을 한다. 본 연구에서 설계한 음향 커버는 탐촉자와 음향커버 사이의 간격을 일정하게 유지하여 영상의 왜곡을 방지하도록 하기 위해 그림 4와 같이 탐촉자의 회전반경과 동일한 내부 곡률 반경을 가지도록 제작되었다.

이상과 같은 요소들로 구성되는 구동부는 기존의 구조 및 작동 기구와 비교해 구조적 안정성과 정밀한 각도 회전 및 제어, 우수한 음향 유체의 밀봉효과 그리고 초음파 투과 경로의 균일성 등의 장점들이 있다.

## IV. 제작된 3차원 입체영상 진단용 트랜스듀서

본 연구에서 제작된 3차원 초음파 섹터 트랜스듀서는 2차원 단면 영상을 연속적으로 획득하여 3차원 입체영상을 실시간으로 제공하며 조영각과 조영속도, 그리고 3차원 영상획득 비율을 임의로 설정할 수 있다. 제작한 초음파 섹터 트랜스듀서의 실물을 그림 5에 나타내었으며 표 2에 제작한 3차원 섹터 트랜스듀서의 제원을 나타내었다. 제작한 초음파 섹터 트랜스듀서는 단위시간당 획득할 수 있는 최대 3차원 화상수는 22개이며, 초당 765°를 조영할 수 있는 속도를 가진다.

본 연구에서 제작한 초음파 트랜스듀서를 스텝모터와 기어를 이용해 정확한 각도를 회전시켜 획득한 냉각 팬

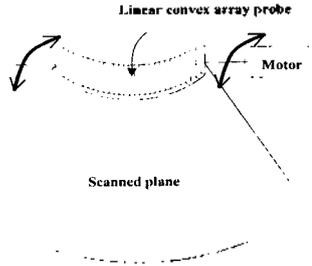


그림 1. 초음파 섹터 트랜스듀서 개념도.

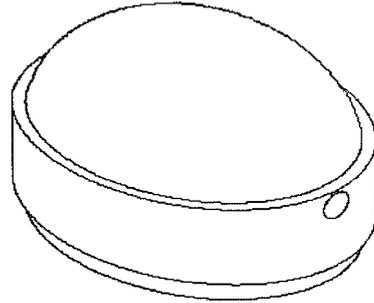


그림 4. 음향커버.

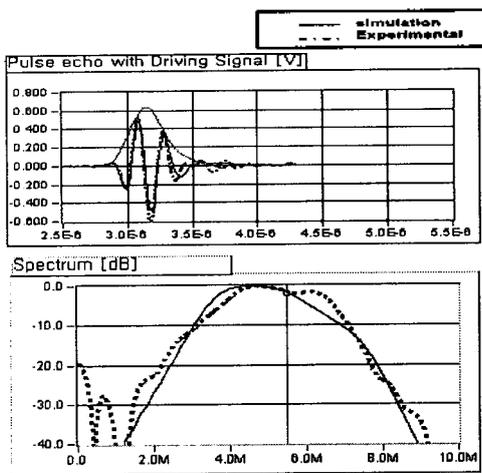


그림 2. 등가회로 해석에 의한 모의 실험값과 실제 제작된 초음파 트랜스듀서의 측정 실험값의 음향 특성 비교 : (A)시간영역, (B)주파수영역.



그림 5. 초음파 섹터 트랜스듀서 시제품.

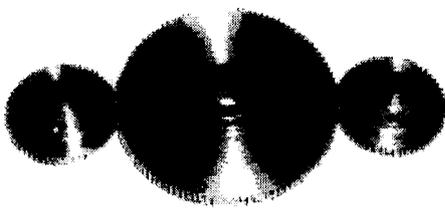
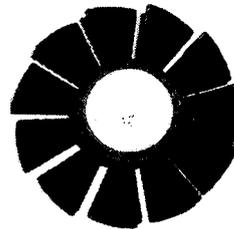
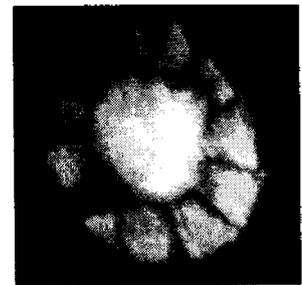


그림 3. 평기어 실물도.



(A)



(B)

그림 6. 제작한 3차원 입체영상 진단용 초음파 섹터 트랜스듀서로 구성된 냉각 핀의 입체영상 : (A)실물도, (B)추정한 영상도.

의 입체영상을 그림 6에 나타내었다. 그림 6의 (a)는 냉각관의 실물도이며 (b)는 제작한 초음파 트랜스듀서로 획득한 입체영상이다. 그림에서 보는 바와 같이 영상의 왜곡이 나타나지 않고 균일한 밝기와 정확한 대상물의 식별이 가능하며, 이는 탐촉자 및 음향커버 그리고 하우징의 제작성이 양호함을 알 수 있다.

### V. 결론

본 연구에서는 128개의 능동소자로 구성된 중심주파수가 4.5MHz, 대역폭이 66%인 convex형 탐촉자를 하우징에 결합하고 스텝모터와 펌기어를 이용하여 회전시퀀스로써 3차원 입체영상을 구현 할 수 있는 초음파 섹터 트랜스듀서를 설계 및 제작하였다. 하우징은 알루미늄을 사용하여 중량을 감소시켜 진단자의 편의를 도모하였고 회전부에 베어링을 배치함으로써 원활한 회전을 유도하였다. 설계한 하우징에 스텝모터, 기어 및 음향커버를 조립하여, 음향 유체를 충전한 다음 구동실험을 한 결과 정확한 각도 제어 및 원활한 회전운동이 발생함을 확인하였으며 양질의 3차원 입체영상을 획득할 수 있었다.

### 감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2001-000-00367-0)지원으로 수행되었음.

### 참고문헌

1. T. R. (Raj) Gururaja, R. K. Panda, "Current status and Future trends in ultrasonic transducers for medical imaging applications," Proc. of the 11th IEEE Int'l symp., pp. 223-228, 1998.
2. A. Fenster, S. Tong, H. N. Cardinal, C. Blake, D. B. Downey, "Three-dimensional ultrasound imaging system for prostate cancer diagnosis and treatment," IEEE trans. instrumentation and measurement, 46, pp. 1439-1447, 1998.
3. Jean Louis Coatrieux, Christine Tournoulin, Christian Hamon, Limin Luo, "Future trends in 3D medical imaging," IEEE eng. in medicine and biology, pp.33-39, 1990.
4. A. Fenster, D. Lee, S. Sherebrin, R. Rankin, D. Downey, "Three-dimensional ultrasound imaging of the vasculature," Ultrasonics, 35, pp. 629-633, 1998.
5. Stephen W Smith, Richard E. Davidsen, Charles D. Emery, Richard L. Goldberg, and Edward D. Light, "Update on 2-D array transducers for medical ultrasound,"
6. William L. Beaver, David H. Dameron, Albert Macovski. "Ultrasonic imaging with an acoustic lens," IEEE trans. on sonics and ultrasonic, SU-24, pp.

- 235-243, 1977.
7. Thomas R. Nelson and Dolores H. Pretorius, "Three-dimensional ultrasound imaging," Ultrasound in Medicine & Biology, 24, pp. 1243-1270, 1998.
8. James F. Havlice, Jon C. Taenzer, "Medical ultrasonic imaging : an overview of principles and instrumentation," Proc. IEEE, 67, pp. 620-641, 1979.
9. T. L. Elliot, D. B. Downey, S. Tong, C. A. Mclean, A. Fenster, "Accuracy of prostate volume measurement in vitro using three-dimensional ultrasound," Academic Radiology, 3, pp. 401-406, 1996.
10. M. Belohlavek, J. F. Greenleaf, D. A. Foley, J. B. Seward, "Utility of image enhancement methods in three-dimensional ultrasound reconstruction," IEEE Ultrasonic symp., pp. 1219-1222, 1991.
11. Thomas R. Nelson, Michael J. Bailey, "Solid object visualization of 3D ultrasound data," Proc. SPIE, 3982, pp. 26-34, 2000.
12. Aaron Fenster, Donal B. Downey, "3-D ultrasound imaging : A review," IEEE eng. in medicine and Biology, pp. 41-51, 1996.
13. Takashi Kenjo, Akira Sugawara, Stepping motors and their microprocessor controls 2nd Ed.(Oxford university press, New York, 1994), Chap. 1-2, pp. 1-70.

표 1. Convex 배열형 초음파 탐촉자의 설계사양.

Module Type	curved linear Array
Radius of Curvature	40 mm
Center Frequency	4.5 MHz
Field of View	70°
Number of Elements	128
Elevation Aperture	12 mm
Geometric Focus	60 mm
-6dB F.B.W	> 60 %

표 2. 초음파 섹터 트랜스듀서 제원.

Max. volume frame rate	22 frame/s
Field of view	Elevation direction 87° Azimuth direction 70°
Step angle	1.27°
Max. sweep speed	756° /s