

# 3차원 입체 영상 진단용 초음파 프로브의 설계 및 제작

## Design and Fabrication of a 3-dimensional Diagnostic Ultrasonic Probe

은 흥\*, 이 수 성\*\*, 노 용 래\*  
(Hong Eun\*, Su-Sung Lee\*\*, Yong-Rae Roh\*)

\*경북대학교 기계공학부, \*\*경북대학교 센서공학과  
(접수일자: 2002년 9월 13일; 채택일자: 2002년 10월 14일)

본 연구에서는 128개의 능동소자로 구성된 컨벡스(convex)형 초음파 탐촉자를 이용한 3차원 초음파 영상 진단용 초음파 섹터 프로브를 개발하였다. 탐촉자는 중심주파수 4.5 MHz, 대역폭 66%로 제작되었으며, 구동부는 감속 기어를 장착한 스텝모터와 이에 연결된 평기어를 이용해 탐촉자의 축을 회전시킴으로써 3차원 영상 구현을 위한 연속적인 2차원 영상을 획득할 수 있게 고안하였다. 음향커버는 고분자 재료를 사용하여 탐촉자의 회전반경과 동일하게 설계 및 제작하였다. 제작된 섹터 프로브의 각도 제어성 및 구조적 안정성을 실험적 3차원 영상 획득을 통해 확인하였다.

**핵심용어:** 3차원 초음파 영상, 3차원 초음파 섹터 프로브, 스텝모터, 음향커버

**투고분야:** 초음파 및 탄성파 분야 (4.1)

In this study, we have developed a 3-dimensional diagnostic ultrasonic sector probe using a convex type ultrasonic probe with 128 active elements. The probe was made to operate at the center frequency of 4.5 MHz with the bandwidth of 66%. The driving part was designed to rotate the axis of the convex probe by means of a step motor equipped with reduction gears and spur gears attached to the motor so that the probe could enable us to acquire a series of 2-dimensional images to construct a 3-dimensional image. Acoustic cover of the probe was made of polymers to have the same radius of rotation as that of the convex probe. The controllability of the rotation angle and the structural stability of the probe were confirmed through experimental 3-dimensional images obtained using the developed 3-dimensional sector probe.

**Keywords:** 3-dimensional ultrasonic image, 3-dimensional ultrasonic sector probe, Step motor, Acoustic cover

**ASK subject classification:** Ultrasonic and elastic waves (4.1)

### 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 프로브는 기본적으로 초음파가 투과하는 2차원 단

면 영상만을 제공한다. 이와 같은 2차원 단면영상은 이상 유무의 판단기준만 제시할 뿐 인체내부의 입체적인 형상을 보여주는 데는 한계가 있어서 질병의 진행정도나 예측에 대한 소견을 제시하는데 무리가 있다. 이런 한계를 극복하기 위한 대안으로 진단자가 수조작으로 초음파 프로브를 움직이면서 3차원영상을 획득하는 방법이 사용되고 있으나 이러한 방법은 불연속적이며 일정하지 않은 조영각적으로 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 오

책임저자: 은 흥 (honggeun@usound.knu.ac.kr)  
702-701 대구광역시 북구 산격동 1370번지  
경북대학교 기계공학부  
(전화: 053-943-8716; 팩스: 053-950-6827)

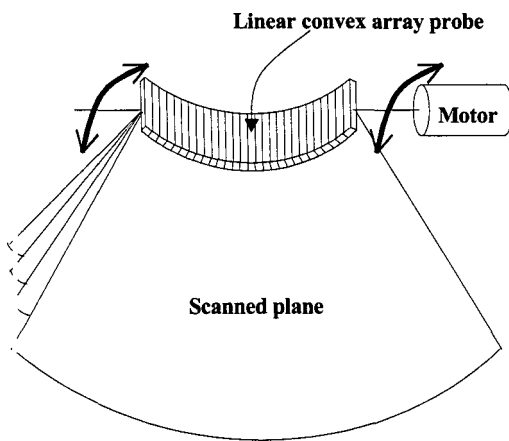


그림 1. 초음파 섹터 프로브 개념도  
Fig. 1. Schematic diagram of the ultrasonic sector probe.

류를 최소화하기 위해 객관적인 진단정보를 제시할 수 있는 초음파 3차원 프로브의 필요성이 대두되어 왔다[4].

3차원 입체영상을 구현하기 위한 방안으로는 크게 2차원 배열 프로브를 이용하는 방법과 그림 1과 같이 1차원 배열 탐촉자를 회전시켜 2차원 단면 영상을 일정한 간격으로 연속적으로 획득하여 3차원 영상을 구성하는 섹터 프로브 (Sector probe)가 있다. 먼저 2차원 배열 프로브는 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 프로브에 비해 진동 소자의 수가 많아 구조가 매우 복잡하여 제작 공정이 까다롭고, 신호대 잡음비율이 낮아 영상처리의 효율이 떨어지는 단점이 있다[5]. 반면에 초음파 섹터 프로브는 간단한 구동부를 이용해 탐촉자를 회전시켜 영상을 획득하는 방법으로 구조적 제약에 의한 영상 구성보다 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 방법 등을 제시하고 있다[6-11]. 먼저 탐촉자축을 선형 이동하는 방법은 모터와 나사를 체결하고 이를 탐촉자와 결합시켜 인체 표면과 평행하게 이송시켜 3차원 영상을 구현한다. 이러한 평행 이송법은 영상의 상단과 하단의 간격이 일정하게 유지되는 장점을 가지지만 넓은 영역을 진단하기 위해서는 이송거리가 증가되어야 하며 이는 프로브 모듈이 커지는 요인이 된다. 다음으로 탐촉자 배열방향의 축을 회전시키는 방법은 탐촉자

축을 고정시키고 이 축을 중심으로 폭 방향으로 회전시켜 부채꼴 모양의 궤적을 그리며 이 궤적을 따라 영상을 획득하여 조합함으로써 3차원 영상을 얻을 수 있다[12-14]. 이는 프로브 모듈의 부피를 작게 하여 이동성 및 파악성이 우수한 장점을 가지며 작은 회전량으로 넓은 영역을 조영할 수 있다. 마지막으로 탐촉자의 중심을 회전시키는 방법은 탐촉자가 원형으로 배열된 경우에 주로 사용되며 앞서 언급한 작동 기구와 유사하게 동력을 전달받아 회전을 함으로써 3차원 영상을 획득할 수 있다[15].

섹터 프로브에 의한 3차원 입체영상은 2차원 단면 영상의 조합으로 구성되어지므로 선형 배열 탐촉자의 성능과 더불어 구동부의 기계적인 회전각도 분해능에 따라 영상의 질이 결정된다[16]. 특히 구동부는 배열형 탐촉자를 정확한 각도로 회전시키기 위해서 전고한 하우징과 동력 발생부, 그리고 음향커버로 구성된다. 본 연구에서는 중심주파수가 4.5 MHz, 대역폭 60% 이상인 컨벡스형 탐촉자를 스텝모터와 기어를 이용하여 회전시킴으로써 3차원 입체영상을 구현할 수 있는 구조를 설계하고 제작하였다. 또한, 컨벡스형 탐촉자의 회전 반경과 일치하는 음향커버를 설계하고 제작하였다.

## II. 컨벡스형 초음파 탐촉자

본 연구에서는 3차원 입체 영상을 구성하기 위해 표 1에 나타난 바와 같은 설계사양의 컨벡스형 탐촉자를 제작하여 사용하였다. 탐촉자는 높은 전기 기계결합계수와 작은 내부손실 그리고 큰 압전상수 값을 가지는 PZT-5H 계열을 사용하였으며, 128개의 독립된 진동소자가 곡률 반경이 40 mm인 후면층에 부착되어 있고, 소자 전면으로는 초음파의 원활한 투과를 위해 정합층이 있다. 그리고 초음파의 집속을 위해 정합층 위에 음향렌즈가 설치되어 있다. 등가회로 해석에 의한 모의 실험값과 실제 제작된

표 1. 컨벡스 배열형 초음파 탐촉자의 설계 사양  
Table 1. Specifications of the ultrasonic convex array probe.

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
-6 dB F.B.W	> 60%

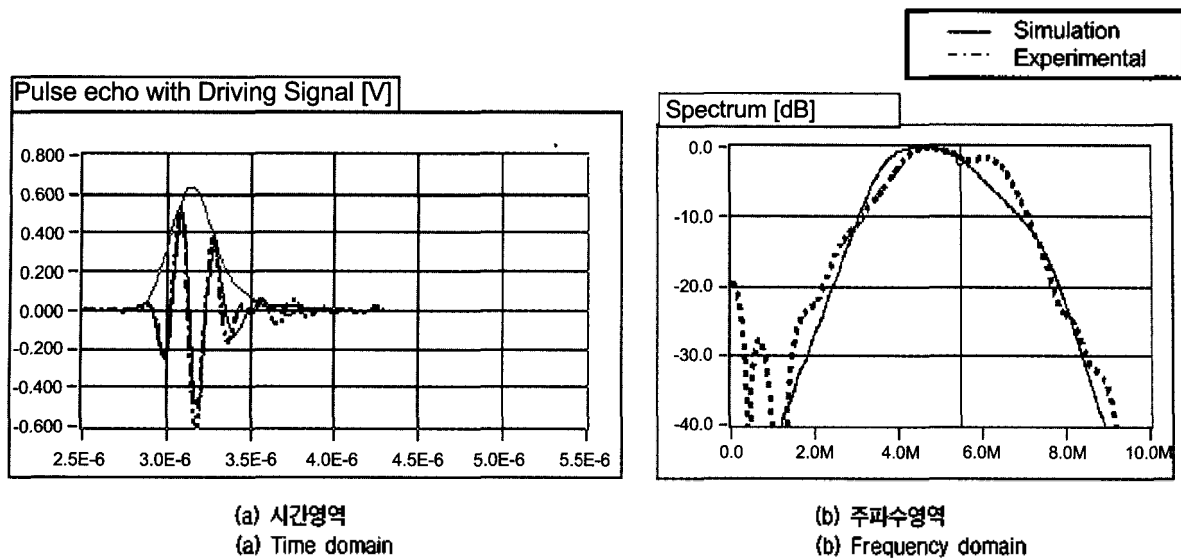


그림 2. 등가회로 해석에 의한 해석과 제작된 프로브에서 측정된 신호의 특성 비교  
 Fig. 2. Comparison of the characteristics of the signals given by equivalent circuit analysis and measured from the fabricated probe.

초음파 프로브의 측정 실험값의 시간 영역 특성과 주파수 영역 특성을 그림 2에 나타내었으며 등가회로 해석[17]에 의한 중심주파수와 대역폭은 각각 4.7 MHz, 61%이며 측정 실험에 의한 값은 각각 4.5 MHz, 66%로 측정되었다.

### III. 초음파 섹터 프로브의 구동부

먼저 하우징은 전체 프로브의 형태를 유지시키며 회전 축을 수용하는 역할을 해야 하므로, 충분한 강성이 확보되어야 한다. 또한 진단자의 사용성을 고려하여 경량화되어야 한다. 그리고 동력 발생부는 탐촉자를 회전시킬 수 있는 충분한 토크와 속도를 발휘할 수 있어야 하며, 빠른 응답성과 정밀한 각도 제어가 용이해야 한다. 음향 커버는 내부에 충전되어 있는 음향 유체 (oil)를 보전하고 탐촉자를 보호하는 역할을 하는 것으로서 탐촉자로부터 발생한 초음파를 원활히 투과시켜야 하며 인체와 직접 접촉하는 부분으로서 유연한 성질을 가져야 한다. 또한 내부 유체와 화학 반응이 없어야 하며 충전되어진 유체가 외부로 누출되지 않게 밀봉이 용이한 구조를 가져야 한다. 이런 조건을 만족시키기 위해서 여러 가지 작동 기구들이 연구 개발되고 있으며, 그 중에서 구동부가 프로브의 내부에 조립되어진 단일 구성의 경우와 탐촉자 외부에 별도로 구동부를 설치하여 구동부와 탐촉자가 이원화된 경우 등이 있다[18,19].

그러나 단일 구성 프로브는 모터와 탐촉자를 지지하는

부분이 견고한 하우징에 의해 지지되어 있지 않기 때문에 구조적인 안정성이 불확실하고, 탐촉자와 음향커버 사이에 충전되는 오일을 격리시키는 유막에 의한 경계층 효과, 그리고 탐촉자와 음향커버의 곡률반경이 동일하지 않으므로 인해 초음파가 투과하는 경로가 탐촉자의 가운데와 양쪽 측면이 다르게 되는 등의 문제점이 있다. 또한 이원 구성 프로브는 기존의 탐촉자를 그대로 활용할 수 있는 장점이 있는 반면, 구동부가 독립적으로 존재해야 하므로 전체 부피가 커지고, 탐촉자를 회전시켰을 때 음향 커버가 같이 회전하므로 피부와 접촉하는 부분이 변화가 생겨 양질의 영상을 획득하는 데는 무리가 있는 등의 문제점들이 있다.

따라서 본 연구에서는 이상과 같은 기존 구동부의 문제점을 해결할 수 있도록 새로운 구조의 구동부를 설계 및 제작하였다. 이 구동부에는 하우징과 스텝모터와 평기어를 이용한 동력 전달부와 탐촉자를 보호하며 내부유체를 보전하는 음향커버로 구성되어 있으며 각 부에 대한 세부적인 사항은 다음과 같다.

#### 3.1. 하우징 (Housing)

본 연구에서는 탐촉자의 축을 하우징에 고정시키고 이 축을 중심으로 스텝모터와 기어를 이용해 탐촉자를 회전시킬 수 있도록 하였다. 프로브 하우징의 기본 구조는 그림 3과 같이 초음파 섹터 프로브의 회전에 간섭을 일으키지 않는 최소의 기초타원을 중심으로 하부에는 탐촉자의 축이 지나고 상부에는 스텝모터가 위치하게 된다. 하우

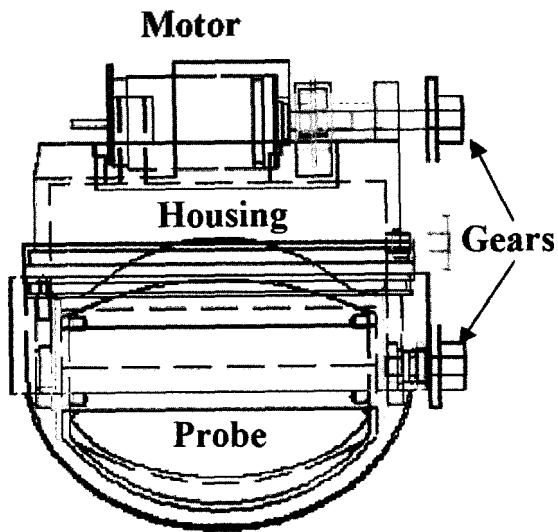


그림 3. 초음파 섹터 프로브 하우징 정면도  
Fig. 3. Front view of the ultrasonic sector probe housing.

징은 프로브 형상을 유지하며 탐촉자의 축을 지지하는 역할을 감당하는 부분으로서 중량을 고려하여 성형성과 내식성, 표면 처리성이 우수한 구조용 알루미늄 합금(A60 계열)을 사용하였다. 전체 하우징의 형상은 손에 잡기 쉽도록 하기 위해 하우징 상단이 하단에 비해 두께가 얇은 형상을 취한다. 타원의 장축방향으로 탐촉자의 축이 지나게 되는데 축의 지지부는 하우징과 일체형으로 고안하여 축의 흔들림 방지 및 일정한 축간 거리를 유지할 수 있게 하였으며, 탐촉자축의 원활한 회전을 위해 하우징에 베어링을 두었다. 그리고 조립성을 고려하여 양쪽 지지부 중 한쪽은 전체 지지부를 모듈화하여서 하우징과 볼트로 체결할 수 있게 설계하였다. 기초타원 상부에는 스텝모터를 고정하기 위해 터널구조를 가지는 스텝모터 고정부를 두었다.

### 3.2. 동력 전달부-스텝모터와 펌기어

탐촉자를 회전시키기 위해 본 연구에서는 소형 스텝모터를 선정하였다. 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 [2]. 본 연구에서는 기본 스텝 각이 15°인 스텝모터에 감속비가 11.8:1인 감속기어를 체결하고 풀 스텝 구동을 하여 1.27°의 각도 분해능을 구현하였다.

모터의 회전력을 탐촉자 축에 전달하기 위해 본 연구에서는 그림 3과 같이 3단 펌기어를 적용하였다. 기어의

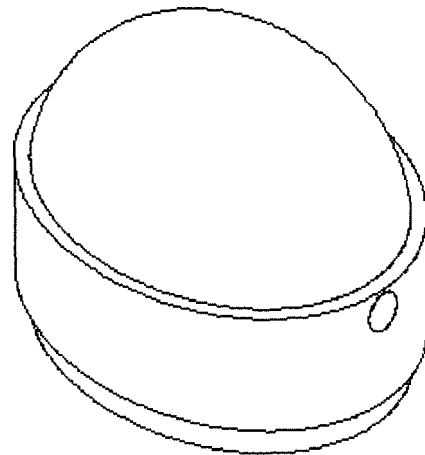


그림 4. 음향커버  
Fig. 4. Acoustic cover.

설계시 고려해야 할 사항으로 먼저 탐촉자를 원활히 회전시키기 위해 구동축의 기어는 종동축 기어보다 작거나 같은 기어를 설계하여야 하며, 종동축의 기어는 탐촉자의 조영각을 침범하지 않게 설계되어야 한다. 위와 같은 고려 사항들을 종합하면 구동축 기어와 종동축 기어는 피치원 직경 및 잇수가 동일하고, 하우징의 중간에 위치한 삽입 기어는 구동 기어보다 2배 더 큰 피치원 직경과 잇수를 가진다. 즉 기어의 종 감속비는 1:1이 되도록 설계하였다. 기어의 축간 거리는 하우징의 모터축과 탐촉자축의 축간 거리와 동일하다. 그리고 중간축에 체결되는 삽입 기어에도 베어링을 두어 원활한 회전이 되도록 설계하였다.

### 3.3. 음향커버

음향커버는 탐촉자로부터 발생된 초음파와 인체로부터 반사된 신호가 원활히 투과되어야 하며, 또한 내부에 충전되어진 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. 제작한 음향커버의 물성은 인체와 유사한 고분자재료를 사용하였으며 사출 성형법으로 가공하였다. 이 음향커버의 측면으로 탐촉자 축이 통과하게 되는데 축의 통과부에서 음향 유체의 누수를 방지하기 위해 오링(O-ring)을 삽입하여 오일을 밀봉하였다.

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. 3차원 입체영상 진단용 프로브의 제작

본 연구에서 제작된 3차원 초음파 섹터 프로브는 2차원 단면 영상을 연속적으로 획득하여 3차원 입체영상을 실시간으로 제공하며 조영각과 조영속도, 그리고 3차원 영상획득 비율을 임의로 설정할 수 있다. 제작한 초음파 섹터 프로브의 실물을 그림 5에 나타내었으며 표 2에 제작한 3차원 섹터 프로브의 제원을 나타내었다. 제작한 초음파 섹터 프로브는 단위시간당 획득할 수 있는 최대 3차원 화상수는 22개이며, 초당 756.3°를 조영할 수 있는 속도를 가진다. 본 연구에서 선정한 스텝모터의 제원상 회전각과 실제 회전각을 실험을 통해 확인하였다. 측정실험은 스텝모터에 90° 간격으로 2개의 슬릿을 낸 원판디스크와 광학 단속기를 이용하여 두 슬릿을 통과하는 시간을 측정하였다. 이때 스텝모터에는 600 Hz 신호를 인가하였으며 입력 신호에 따른 광학 단속기에서의 측정된 출력신호 시간차가 119.2 msec이므로 비례식으로부터 756.3°의 회전각을 계산할 수 있으며 실제 제원상의 762.7° 회전각과 잘 일치함을 알 수 있다. 또한 단위 신호를 입력했을 때 탐촉자는 1.27° 회전하고 최대 조영각은 87° (elevation direction)이다.

본 연구에서 제작한 초음파 섹터 프로브를 이용해 획득한 2차원 평면 영상을 그림 6에 나타내었다. 그림 6은 팬텀 (ATS Lab, Inc, M 539)을 이용해 측정한 것으로서 흰색으로 나타난 점들이 팬텀을 가로지르는 반사체의 단면이며 우수한 평면 영상을 제공함을 알 수 있다. 이는 탐촉자와 음향 커버의 설계 및 제작성이 양호함을 의미하고 나아가 서론에서 언급한 바와 같이 양질의 3차원 입체영상을 획득하는데 기본적인 사양을 만족함을 알 수 있다. 그리고 그림 7에는 제작된 초음파 섹터 프로브와 Sonace 8800 (Medison co., Ltd.)을 이용하여 획득한 냉각 팬의 입체영상으로서 약 250프레임의 평면 영상을 조합하여 구성하였으며, 영상의 왜곡이 나타나지 않고 균일한 밝기와 대상물의 식별이 용이함을 알 수 있다.

표 2. 초음파 섹터 프로브 제원

Table 2. Specifications of the sector probe.

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



그림 5. 제작된 초음파 섹터 프로브 사진

Fig. 5. Photograph of the fabricated ultrasonic sector probe.



그림 6. 초음파 섹터 프로브에 의한 2차원 영상

Fig. 6. A 2-D image obtained by the sector probe.



(a) 실물도

(a) Real image

(b) 측정된 영상도

(b) Coquired image

그림 7. 섹터 프로브에 의한 냉각 팬의 입체영상

Fig. 7. 3-D image of a cooling fan by the sector probe.

## V. 결론

본 연구에서는 128개의 능동소자로 구성된 중심주파수가 4.5 MHz, 대역폭이 66%인 컨벡스형 탐촉자를 하우징이 결합하고 스텝모터와 펄기어를 이용하여 회전시킴으로써 3차원 입체영상을 구현할 수 있는 3차원 초음파 섹터 프로브를 개발하였다. 하우징은 알루미늄을 사용하여 중량을 감소시켜 진단자의 편의를 도모하였고, 회전부에 비어링을 배치함으로써 원활한 회전을 유도하였다. 적용한 스텝모터는 각 정밀도를 향상시키기 위해 감속기어를 모터 전면에 설치하여서 1.27°의 각도분해능을 구현하였고, 3단 정밀 펄기어를 이용하여 모터의 회전력을 탐촉자가 전달하는 작동 기구를 고안하였다. 설계한 하우징에 스텝모터, 기어 및 음향커버를 조립하여, 음향 유체를 충전한 다음 구동 실험을 한 결과 정확한 각도 제어 및 원활한 회전운동이 발생함을 확인하였으며 양질의 3차원 입체영상을 획득할 수 있었다.

## 감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2001-0)367)지원으로 수행되었음.

## 참고 문헌

1. T. R. Gururaja and R. K. Panda, "Current status and future trends in ultrasonic transducers for medical imaging applications," *Proc. of the 11th IEEE Int'l Symp.*, 223-228, 1998.
2. A. Fenster, S. Tong, H. N. Cardinal, C. Blake, and D. B. Downey, "Three-dimensional ultrasound imaging system for prostate cancer diagnosis and treatment," *IEEE Trans. Instrumentation and Measurement*, 46, 1439-1447, 1998.
3. J. L. Coatrieux, C. Toumoulin, C. Hamon, and L. Luo, "Future trends in 3D medical imaging," *IEEE Eng. in Medicine and Biology*, 33-39, 1990.
4. A. Fenster, D. Lee, S. Sherebrin, R. Rankin, and D. Downey, "Three-dimensional ultrasound imaging of the vasculature," *Ultrasonics*, 36, 629-633, 1998.
5. S. W. Smith, R. E. Davidson, C. D. Emery, R. L. Goldberg, and E. D. Light, "Update on 2-D array transducers for medical ultrasound," *Proc. Ultrasonics Symp.*, 1273-1278, 1995.
6. W. L. Beaver, D. H. Dameron, and A. Macovski, "Ultrasonic imaging with an acoustic lens," *IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics*, SU-24, 235-243, 1977.
7. T. R. Nelson, and D. H. Pretorius, "Three-dimensional ultrasound imaging," *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24, 1243-1270, 1998.

8. J. F. Havlice, and J. C. Taenzer, "Medical ultrasonic imaging: an overview of principles and instrumentation," *Proc. IEEE*, 67, 620-641, 1979.
9. T. L. Elliol, D. B. Downey, S. Tong, C. A. Mclean, and A. Fenster, "Accuracy of prostate volume measurement in vitro using three-dimensional ultrasound," *Academic Radiology*, 3, 401-406, 1996.
10. M. Belohlavek, J. F. Greenleaf, D. A. Foley, and J. B. Seward, "Utility of image enhancement methods in three-dimensional ultrasound reconstruction," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 1219-1222, 1991.
11. T. R. Nelson, and M. J. Bailey, "Solid object visualization of 3D ultrasound data," *Proc. SPIE*, 3982, 26-34, 2000.
12. H. Lee and G. Wave, *Modern Acoustical Imaging*, IEEE Press, 7-40, New York, 1986.
13. S. Tong, H. N. Cardinal, D. B. Downey, and A. Fenster, "Analysis of linear, area, and volume distortion in 3D ultrasound imaging," *Ultrasound in Med. & Biol.*, 24, 355-373, 1998.
14. T. Mochizuki, and C. Kasai, "High speed acquisition scanner and three-dimensional display system using ultrasonic echo data," *IEEE Ultrasonics Symp.*, 1459-1462, 1990.
15. T. R. Gururaja, "Piezoelectric transducers for medical ultrasonic imaging," *Proc. of the 8th IEEE Int'l Symp.*, 259-265, 1992.
16. A. Fenster, and D. B. Downey, "3-D ultrasound imaging: A review," *IEEE Eng. in Medicine and Biology*, 41-51, 1996.
17. R. Krimholz, D. A. Leedom, and G. L. Maltaei, "New equivalent circuit for elementary piezoelectric transducers," *Electron. Lett.*, 6, 338-339, 1970.
18. T. Mochizuki, and S. Iijima, "Three dimensional ultrasonic scanner," *US Patent*, No.5, 152, 294, 1992.
19. P. T. Dunham, and E. Wash, "Scanning aid for quantified three dimensional ultrasonic diagnostic imaging," *US Patent*, No.6, 080, 108, 2000.
20. T. Kenjo, and A. Sugawara, *Stepping Motors and Their Microprocessor Controls*, 2nd Ed, Chap. 1-2, 1-70, Oxford University Press, New York, 1994.

## 저자 약력

### • 은 흥 (Hong Eun)



2001년 2월: 명지대학교 기계공학과 (공학 석사)  
2001년 3월~현재: 경북대학교 기계공학과 석사과정  
※ 주관심분야: 초음파 트랜스듀서, 의료용 초음파

### • 이 수 성 (Su-Sung Lee)

1999년 2월: 인제대학교 의용공학과 (공학사)  
2001년 2월: 경북대학교 센서공학과 (공학 석사)  
2001년 3월~현재: 경북대학교 센서공학과 박사과정  
※ 주관심분야: 초음파 트랜스듀서, 의료용 초음파

### • 노 용 래 (Yong-Rae Roh)

한국음향학회지 제20권 제4호 참조