의료진단기용 초음파 변환기 기술 소개

Ultrasonic Transducers for Medical Diagnosis

성 광 모
(서울대학교 전자공학과)

Ⅰ. 서 론

초음파는 광선이나 전자파의 전파가 불가능한 물질내에서도 전파가 가능하기 때문에 비파괴 재료검사 [2,3], 음향현미경 [1,4,5] 그리고 수중 또는 인체 내부의 영상을 얻는 초음파 의료진단장치 [6,7] 등에 많이 응용되고 있다. 초음파 영상 진단장치는 X선, γ선, MRI 등을 이용한 영상장치에 비해 인체에 무해하며 실시간 영상이 가능하고 가격이 저렴하다는 장점이 있다.

초음파 진단기기는 크게 세부분으로 나눌 수 있는데 첫째는 전기신호를 초음파 신호로, 또는 초음파 신호를 전기신호로 바꾸어 주는 변환기 부분이며, 둘째는 수신된 신호 또는 송신할 신호를 처리하는 부분이며, 세째는 인체로부터 얻은 신호를 모니터에 나타내는 부분이다. 이러한 영상장치의 성능을 결정하는 가장 중요한 요소가 해상도이며, 해상도는 주로 변환기에 의해 그 성능이 결정된다.

보통의 초음파 의료 진단기에서 주로 사용하는 변환기는 섹터 주사용 변환기(mechanical sector transducer), 선형 배열 변환기(linear array transducer), 컨벡스형 변환기(convex probe, curved linear array transducer), 그리고 동심환 변환기(annular array transducer)이다.

Ⅱ. 의료 진단용 초음파 변환기의 기본 구조

초음파 영상 진단기용 변환기의 기본 구조는 그림 1과 같으며 각각의 기능은 다음과 같다. 그림1에서 압전 물질은 두께 방향 진동자로 동작되며, 1~3개의 정합층을 거쳐 그림에서 Z_l로 표시된 인체 내부를 향해 초음파가 방사된다.

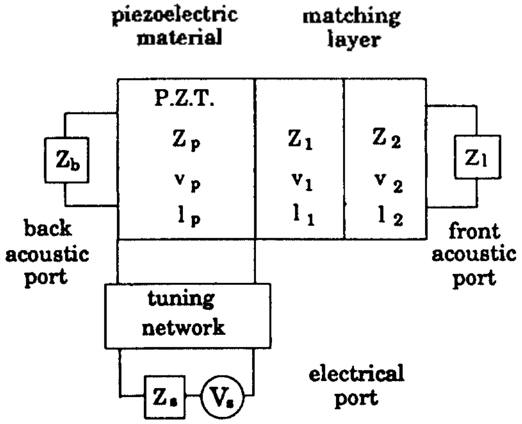


그림. 1. 초음파 변환기의 구성 요소

1) 압전 진동자

변환기에서 가장 중요한 요소는 초음파를 발생하고 수신하는 능동 소자이며, 보통 압전 물질을 능동소자로 사용한다. 변환기의 감도와 해상도는 압전 진동자의 전기적, 기계적 특성과 밀접한 관계가 있다. 현재 보통 사용되고 있는 압전물질은 전기 기계 결합계수가 큰 PZT 계열의 압전 세라믹이다. 그러나 압전세라믹은 인체 조직에 비해 음향 임피던스가 매우 커서 임피던스 부정합(mismatching)으로 인한 어려움이 있다. 이러한 음향 임피던스 부정합은 압전 세라믹과 인체 사이의 정합층을 사용하여 해소하고 있

다.

근래에서 음향 임피던스가 압전 세라믹보다 훨씬 낮아서 인체와의 임피던스 정합 면에서 훨씬 유리한 PVDF 등의 압전 폴리머가 사용되기도 한다. 압전폴리머는 음향 임피던스 뿐만 아니라 원하는 형태로의 가공이 쉽고 기계적 충격에 강하며 내부 손실이 커서 광대역의 특성을 갖고 있다는 장점이 있다[8,9,10]. 그러나 PVDF는 송신 감도가 좋지 않아서 아직까지는 펄스-에코용으로 그다지 좋은 특성을 얻지 못하고 있으며 주로 수신용으로 사용되고 있다. 이러한 단점을 극복하기 위해 P(VDF TrFE)와 같은 co polymer 압전 물질도 등장하고 세라믹과 폴리머의 단점이 보완된 복합 재료도 활발히 연구되고 있다[11,12,13]. 복합 재료는 제조 공정이 까다로운 단점이 있으나, 전기-기계 결합계수가 크고 음향 임피던스가 작아 초음파 진단 장치용에 적합하여 앞으로 많이 응용될 가능성이 있다.

변환기를 설계하는데 있어 압전 물질의 상수를 아는 것이 매우 중요하다. 압전 물질 상수는 압전 물질 제작자로 부터 얻을 수 있으나 압전 세라믹은 순수한 단결정이 아니므로 물질 상수의 값이 일정하지 않은 경우가 많다. 이런 경우에는 직접 압전 물질을 측정하여 설계에 사용하는 것이 바람직하다. 압전 물질의 측정은 IEEE 규격 등을 사용하여 각종 물질 상수를 측정 할 수 있으며[14,15,16], 그림 2와 같이 vector impedance analyzer를 이용하여 주파수에 따른 전기적 임피던스의 궤적을 측정하여 여러가지 유용한 상수를 계산할 수 있다.

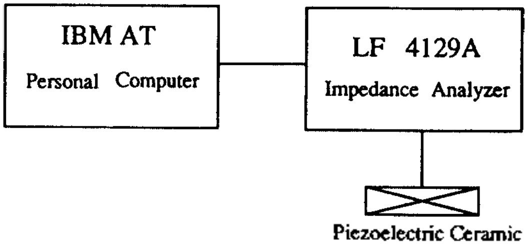


그림 2-a. 물질특성상수 측정시스템

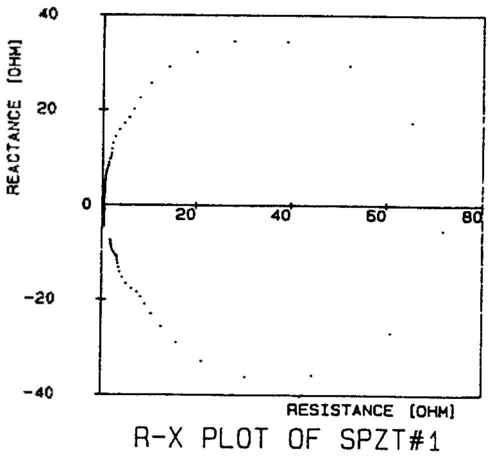


그림 2-b. 측정 결과

2) 음향 정합층

압전 진동자의 음향 임피던스는 약 30~40 Mrayl이고 인체의 음향 임피던스는 약 1.5 Mrayl이므로 대부분의 초음파는 그 경계면에서 투과하지 않고 반사하게 된다. 따라서 진동자와 인체사이에 정합층(matching layer)을 두어서 초음파가 잘 전달되도록 해야 한다. 정합층이 한개인 경우 음파의 완전 투과 조건을 위한 정합층의 음향 임피던스 Z_m과 두께 l은 다음 식(1)과 같다[16].

$$Z_m = (Z_p Z_l)^{1/2}$$
$$l = \lambda/4 \qquad (1)$$

최근에는 정합층을 2개 이상 사용하는 다층 정합 방법이 많이 연구되고 있다[18,19,20]. De Silets 등은 두개의 정합층을 갖는 경우 최대로 평탄한 주파수 특성을 얻기 위한 정합층 임피던스를 식 (2)와 같이 제시하고 있으며, Goll 등은 일차원 전송선 모델을 이용하여 식 (3)을 제안하고 있다.

$$Z_1 = \sqrt[7]{Z_C^{1} Z_L^{3}}$$
$$Z_2 = \sqrt[7]{Z_C Z_L^{6}} \qquad (2)$$

$$Z_1 = \sqrt[4]{Z_C^{3} Z_L}$$
$$Z_2 = \sqrt[4]{Z_C Z_L^{3}} \qquad (3)$$

정합층의 재료는 감쇠가 적으면서 원하는 음향 임피던스를 얻을 수 있어야 한다. 보통은 에폭시에 적당한 분말을 혼합하여 제작한다.

3) 후면층(backing)

압전 진동자 전면에는 정합층을 부착하여 음향 임피던스를 인체에 정합시키는 반면에, 진동자 후면에는 후면층을 부착하여 후방으로 방사된 초음파를 흡

수함으로써 초음파 펄스의 길이를 줄이는 역할을 한다. 후면층의 음향 인피던스는 진동자의 음향인피던스와 같아질수록 그 경계면에서 반사가 적어서 펄스의 지속시간이 작아지므로 축방향 해상도가 좋아지게 되며 이상적인 경우 짧은 양극성(bipolar)의 초음파 펄스를 얻을 수 있다[6].

그러나 진동자의 후면층에 의한 흡음 손실이 커짐에 따라 변환기의 감도가 저하됨으로 감도와 펄스길이 사이의 절충이 불가피하다. 압전 진동자의 후면층으로는 보통 에폭시에 텅스텐 분말을 혼합하여 경화시킨 재료가 많이 사용된다.

4) Tuning

압전 진동자는 전기적 유전체로서 정전 용량을 갖고 있다. 이 정전 용량은 변환기가 초음파를 발생하는 송신기로 사용될 때 초음파의 rise time을 증가시키며, 또 신호원을 shunt 시켜 필요한 전류량을 증가시킨다. 또한 수신기로 동작할 때는 변환기의 부하로 작용하여 전기적 출력을 감소시키므로 이를 상쇄시키기 위한 전기적 tuning이 필요하다. Inductance에 의한 series tuning은 중심 주파수 대역에서 정전 용량을 간단히 줄일 수 있어 많이 사용된다.

5) 음향 렌즈

초음파를 집속시키기 위해서는 여러 변환기 소자를 시간차를 두어 동작시키는 electronic focusing 또는 음향 렌즈가 이용된다. Electronic focusing은 쉽게 초점을 바꿀 수 있는 반면에 음향 렌즈는 고정된 초점을 갖게 된다. 의료용 초음파 영상 진단기에서는 배열 변환기(linear transducer) 및 이와 유사한 변환기의 경우 상을 얻고자 하는 단면(x-z 평면)에서의 집속을 위해서는 여러개의 소자를 electronic focusing 방법을 사용하고, 이에 수직한 평면인 y-z 평면에서의 집속을 위해서는 고정된 음향 렌즈를 사용하는 것이 보통이다.

음향렌즈의 곡률은 원 또는 포물선이며, 렌즈의 음속이 매질보다 클때는 오목형이 되며, 작을때는 볼록형이 된다. 렌즈의 재료로는 음향 손실이 적은 에폭시가 사용되며 볼록형일 때는 고무 종류를 사용한다.

Ⅲ. 초음파 영상진단기의 주요 주사 방법

초음파 영상진단 장치의 기본 원리는 펄스-에코법에서 출발한다. 즉 어느 방향으로 발사한 초음파가 그 방향에 놓인 작은 표적(target)들에 의해 반사되어 돌아온 초음파 신호로 그 표적들의 위치를 기록할 수 있으며, 방향을 여러곳으로 바꾸어 이런 과정을 되풀이 하면 평면적인 상을 얻을 수 있어 인체의 단면 구조에 해당하는 영상을 얻게 되는 것이다. 이런 영상 방법을 B-mode(brightness mode)라 부르며, 초음파 영상 진단기에서 보통 사용되는 방법이다. 실시간 초음파 영상진단 장치에서 B-mode 영상을 얻기 위해 사용하는 주사 방법은 그림 3에 보인바와 같다[7].

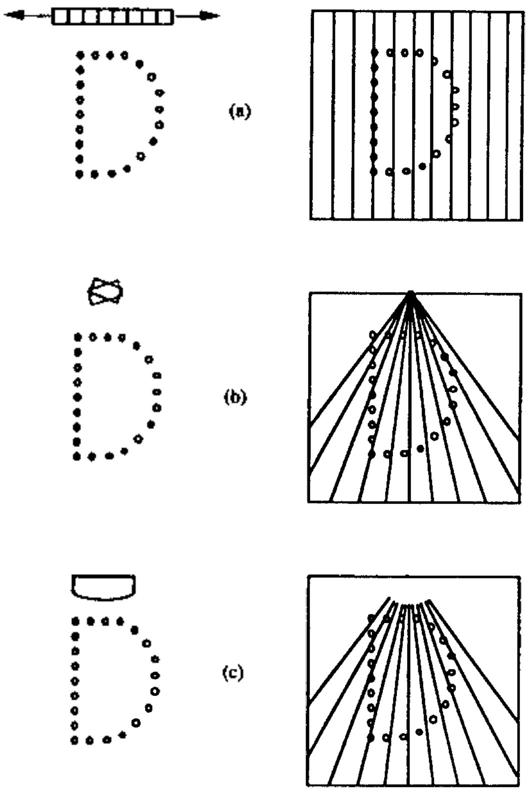


그림 3. 여러가지 주사 방법의 특징
(a) linear scanning
(b) sector scanning
(c) convex scanning

1) Sector 주사용 변환기

Sector 주사는 인체 표면의 한 점에서 부채꼴처럼 여러 방향으로 주사하는 것으로 뼈, 가스, 폐 등을 피해서 주사가 가능하며, 주사각도를 자유롭게 바꿀 수 있고 심부에서의 시야가 넓은 특징을 가지고 있다. 또한 주사 속도를 30frame/초 까지 올릴 수 있어서 심장과 같은 움직임이 빠른 대상물에 대해서도 실시

간의 영상을 얻을 수 있다.

기계적 sector 주사용 탐촉자의 구조는 그림 4에서 보이는 바와 같이 변환기 부분과 이를 구동하는 모터로 구성되며 압전 세라믹 앞에는 물이나 기름 등의 액체를 채워 초음파 전달이 용이하도록 한다. 변환기 부분은 압전 진동자의 전면에 정합층을 부착하고 후방에는 후면층을 부착하여 광대역 변환기의 기본적인 구조를 갖도록 한다.

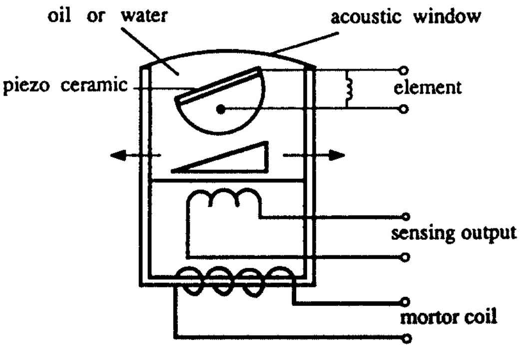


그림 4. sector 주사용 탐촉자의 구조

2) 선형배열 변환기

선형배열 탐촉자는 변환기가 여러개의 가늘고 긴 미소 진동자 군으로 되어 있으며, 그림 5에 그 간단한 구조를 나타내었다. 압전 진동자는 다른 경우와 마찬가지로 PZT-5 계열을 사용하며 그 두께는 중심 주파수에서의 파장의 $\frac{1}{2}$ 이다. 사용되는 주파수는 보통 3.5MHz, 5MHz, 7.5MHz이다.

여기서 보인 변환기는 64개의 소자로 가늘게 잘라 16개 또는 15개씩 동시에 구동시킨다. 즉 처음에는 1~16번의 소자를 구동시키고, 다음에는 2~16번, 2~17번, 3~17번, 3~18…순으로 구동시켜 한 프레임의 화면을 얻는다. 물론 이때 16개 또는 15개의 소자는 전자적 집속을 행하게 되며 한 방향에 대해서도 여러개의 거리에서 초점을 갖게 하는 소위 "dynamic focusing"법을 사용한다. 각 소자는 4~8개의 더 가느다란 부소자로 나뉘어 전극에 연결되는데 이렇게 함으로써 두께 방향 이외의 다른 형태의 진동을 억제시킬 수 있다. 표1에 국내에서 개발된 선형배열 변환기의 제원을 예로서 보이고 있다[26].

표 1. 선형 배열 변환기와 제작에 사용한 압전진동자의 제원

동자 주파수	3.5MHz				5MHz		7.5MHz	
길이[mm]	120		85		65		40	
폭[mm]	13		13		10		7	
소자수	64		64		64		64	
음향정합층의 수	1	2	1	2	1	2	1	2
두께[mm]	0.58	0.52	0.5	0.52	0.33	0.33	0.22	0.22
소자길이[mm]	1.89	1.875	1.326	1.32	1.02	1.02	0.6	0.6
부소자수[소자당]	7	8	6	6	6	6	4	4
기하학적 초점 (R) [mm]	76	80	80	80	65	65	40	40
정합층[Mrayl]	5.2	8.51 2.92	4.7	8.51 29.2	5.0	8.6 2.61	5.0	8.6 2.61
후면층[Mrayl]	3.65	2.74	2.74	2.74	2.74	2.74	2.74	3.65

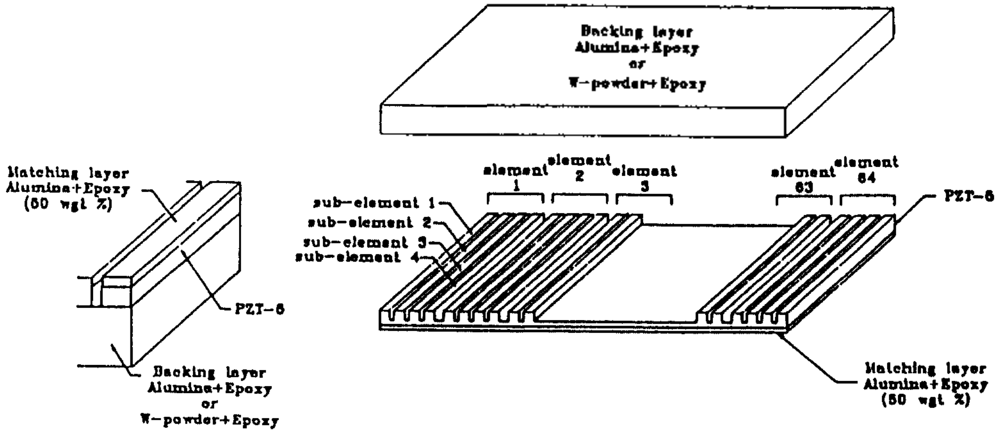


그림 5. 선형 배열 변환기의 구조

3) 컨벡스 프로브(Convex Probe, Currved Linear Array)

컨벡스 프로브는 선형 배열 변환기와 비슷하나 압전 진동자의 표면을 곡면으로 볼록한 형태가 되도록 배열시킨 것으로 여러가지 유리한 점이 있다[10]. 첫째, 인체와 접촉하는 면이 볼록하기 때문에 인체와의 밀착도가 좋게 된다. 둘째, 그림 6에서 보는 바와 같이 선형 배열 변환기에 비해 근거리에서 해상도가 좋고 원거리에서는 보다 넓은 시야를 갖는 장점이 있다. 세째, 그림 7에서 보이는 바와 같이 선형 배열 변환기에서는 뼈에 의해 가려진 뒷 부분을 관찰 할 수 없으나 컨벡스 프로브는 둥근 곡면으로 인해 가려진 뒷 부분의 영역도 관찰 할 수 있다. 네째, 둥근 곡면으로 압박을 할 수 있어서 장내의 가스를 밀어내어 초음파의 차폐나 감쇠를 막을 수 있다. 이와같은 장점으로 컨벡스 프로브는 의료진단 학계에서 매우 사랑받고 있다.

표 2에 국내에서 개발된 컨벡스 프로브의 제원을 예로서 보이고 있으며, 그림 8은 제작된 컨벡스 프로브에 의한 인체의 상(간 부분)을 보여주고 있다[26].

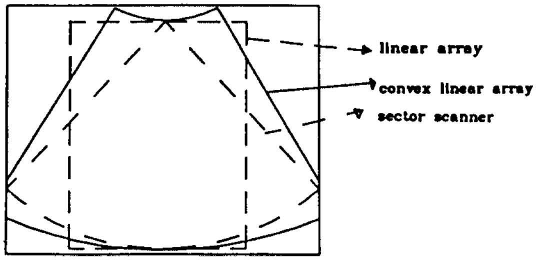


그림 6. 각종 프로브의 시야 비교

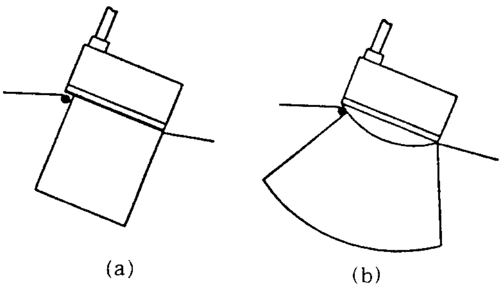


그림 7. 선형 배열 프로브와 컨벡스 프로브의 비교
(a) 선형 배열 프로브 (b) 컨벡스 프로브

표 2. 제작된 컨벡스프로브의 제원

	정합층이 1개인 경우	정합층이 2개인 경우
동작주파수[MHz]	3.5	3.5
폭[mm]	12	12
소자수	80	80
두께[mm]	0.52	0.52
소자 길이[mm]	0.78	0.78
부소자수[소자당]	3	3
곡률 반경[mm]	60	60
시야	60°	60°
기하학적 초점[mm]	80	80
정합층[Mrayl]	5.0	8.6 2.61
후면층[Mrayl]	2.74	2.74

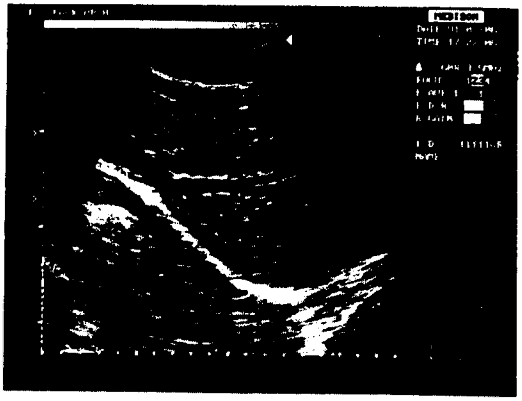


그림 8. 제작된 컨벡스 프로브에 의한 간의 상
(정합층이 2개의 경우)

4) 동심환 배열 변환기

초음파 의료 진단기에 사용되는 변환기에서 변환기의 길이 방향으로는 보통 전자적 집속을 하고 폭 방향으로는 음향 렌즈나 오목형 형태를 만들어 집속하게 된다. 2차원 적으로 자유로운 집속을 하기 위해서는 2차원 배열 변환기를 사용하여야 하는데 2차원 배열 변환기는 제작도 어려울뿐더러 요소의 수가 많아지므로 시스템이 매우 복잡하게 되며 실시간 영상을 얻는데 어려움이 많다.

동심환 배열 변환기는 원판형의 압전 소자를 고리 모양으로 나눈 적은 수의 요소를 사용하여 2차원 적으로 집속을 하여 그림 9와 같이 축 방향으로 원하는 곳에 쉽게 초점을 맞출 수 있다. 이것을 다시 sector

주사형으로 동작시키면 동적인 초점 조절 (dynamic focusing) 기능을 갖는 sector 주사형 시스템이 된다. 각 요소의 시간차 또는 위상차는 보통의 전자적 경우와 같으면 그림 10에 그 원리를 보이고 있다.

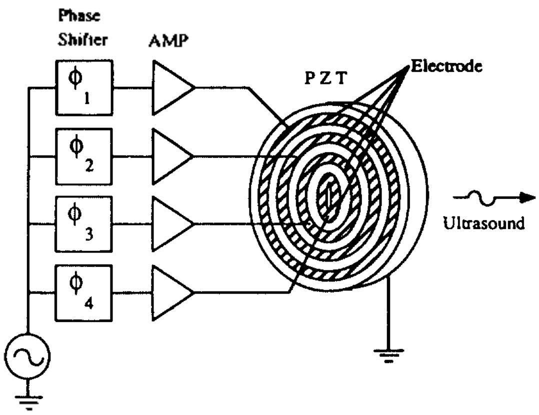


그림 9. 동심환 배열 변환기 시스템

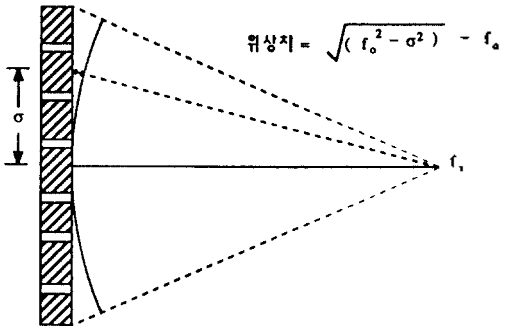


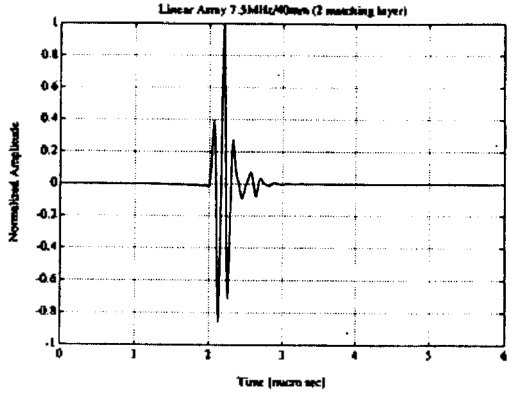
그림 10. 동심환 배열 변환기의 위상차

Ⅳ. 변환기의 모델링 및 음장의 계산

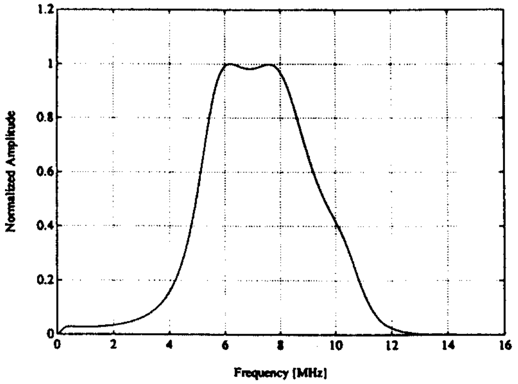
1) 초음파 변환기의 모델링

초음파 의료 진단용 변환기의 제작에 앞서 설계된 변환기의 성능을 전산기 모의 실험을 통해 예측하는 것이 중요하다. 앞서 언급한 여러가지 종류의 변환기에 대해 각각의 단일 소자에 대한 특성은 일차원적인 전기-음향 등가 회로를 사용하여 모델링 할 수 있다. 변환기에 대한 등가회로로는 Mason 등가회로[24], lattice model[25], KLM model[22] 등이 있는데 펄스-에코법의 경우 KLM 모델이 등가회로로 널리 쓰이고 있다[21,23]. 그림 11에서 정합층이 두개인 7.5MHz 선형배열 변환기의 모델링 결과로 얻어진 충격응답 및 주파수 특성을 보였다.

압전소자 자체의 3차원적인 정확한 진동 양상을 예측하려면 위에서 언급한 1차원적인 등가회로로는 충분하지 않으며 이런 경우에는 FEM(finite element method), BEM(boundary element method) 또는 FEM-BEM을 결합한 방법을 사용할 수 있다[27].



(a) 충격 응답 특성



(b) 주파수 응답 특성

그림 11. 선형 배열 변환기(7.5MHz)의 충격응답 모의실험 결과
(음향 정합층이 2개인 경우)
(a) 충격응답 특성
(b) 주파수 응답특성

2) 음장의 계산

여러가지 변환기 종류에 의해 형성된 초음파 음장은 초음파를 발생시키는 변환기의 표면을 다시 여러개의 작은 요소로 나누어 각 요소가 점음원으로 동작한다고 가정함으로서 수치적으로 쉽게 계산할 수 있다. 초음파 의료진단기에서는 펄스-에코법으로 동작하기 때문에 과도 음장을 계산해야 한다. 과도 음장

의 계산을 위해서는 앞절에서 언급한 모델링에 의해 잘게 쪼갠 점음원의 동작 특성이 물론 알려져야 한다. 전자적 접속, 동적 접속 및 음향렌즈의 영향 등도 모두 쉽게 계산될 수 있다.

음장의 계산에 있어서는 일반적으로 초음파를 방사하는 변환기 표면을 되도록 잘게 나눌수록 정확하다고 할 수 있으나, 점음원으로서의 요소의 크기나 갯수와 정량적인 오차와의 관계도 예측할 수 있다 [28].

V. 결 론

이상으로 초음파 영상 진단기 시스템에서 많이 사용되는 초음파 변환기에 대해 알아 보았다. 얼마전까지는 국내에서 필요한 의료 진단기용 변환기를 전량 수입에 의존하여 왔으나 근래에 국내에서 주요 변환기의 국산화가 추진되어 수입을 대체하고 있을 뿐만 아니라 수출도 이루어지고 있다. 초음파 변환기는 제작과정에서의 여러가지 문제로 실제시 모델링 한 바의 특성에 도달하지 못하는 경우가 많으며, 대량 생산할 경우 품질이 일정하지 않은 경우도 많다. 이러한 문제는 계속해서 설계 및 제작기술을 연구함으로써 점차로 해결 될 수 있다고 본다.

참 고 문 헌

1. F.Quate, "Acoustic microscopy recollections," IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics, Vol.SU-32, No.2, 132 135, 1985.
2. J. Krautkrämer and H. Krautkrämer, *Ultrasonic Testing of Materials*, Springerverlag, Berlin, 1977.
3. T. M. Proctor Jr., "An Improved Piezoelectric Acoustic Emission Transducer," J.Acoust.Soc.Am., Vol.7(1), 1982.
4. N. J. Burton et al., "Digital Image Processing for Scanning Acoustic Microscopy," IEEE Trans. Son. Ultrason., SU-31(4), pp279-286, July, 1984.
5. N. Chubachi et al., "Scanning Acoustic Microscope with Transducer Swing along Beam Axis," IEEE Ultrasonic symp., Proc.pp 629-633, 1982.
6. J.Hunt, M. Arditi and F.Foster, "Ultrasound Transducers for Pulse-Echo Medical Imaging," IEEE Trans. Biomed.Eng., Vol.BME 30(8), pp 453 481, Aug., 1983.
7. 의료용 초음파 기기 핸드북, Medison Co., LTD
8. P. A. Lewin, "Polymer Hydrophone in Biomedical Ultrasonics," IEEE Ultrasonics Symp.Proc., pp 882-826, 1983.
9. B. Woodward, "The Suitability of Polyvinylidene Fluoride as a Underwater Transducer Material," Acustica, Vol.38, pp 264-268, 1977.
10. N. Murayama, et al., "The Strong Piezoelectricity in Polyvinylidene Fluoride(PVDF)," Ultrasonics, vol.14, pp 15 23, 1976.
11. R.Newnham, D. Skinner and L. Cross, "Connectivity and Piezoelectric-pyroelectric Composites," Mat.Res.Bull., vol.13, pp 525-536, 1978.
12. R. Newnham, et al., "Composite Piezoelectric Transducer," Mater.Eng., Vol.2, pp 93-106, 1980.
13. T. Gururaja, et al., "Piezoelectric Composite Materials for Ultrasonic Transducer Applications, Part I : Resonant Modes of Vibration of PZT Rod Polymer Composites,"IEEE Trans. Son.Ultrason., Vol.SU 32(4), pp 481 513, July, 1985.
14. "IRE Standard on Piezoelectic Crystal the Piezoelectirc Vibrator : Definitions and Methods of Measurement, 1957," Proc.IRE 45, 1957.
15. "IEEE Standard on Piezoelectricity," IEEE Std. 176, 1978.
16. 한국 표준연구소, "압전 재료 특성 조사 및 압전 소자용 재료 개발,"최종 보고서, 1988.
17. L.Brekhovskikh, *Waves in Layered Media*, Academic Press, N.Y., 1980.
18. T. Inoue, et al., "Design of Ultrasonic Transducer with Multiple Acoustic Matching Layers for Medical Applications," IEEE Trans, Ultrason. Ferroel. Freq.Cont., Vol. UFFC-34(1), pp 8-16, Jan., 1987.
19. C. S. DeSilets, J. Fraser and G. Kino, "The Design of Efficient Broad band Piezoelectric Transducers," IEEE Trans. Son. Ultrason., Vol.SU 25 (30), pp 115-125, May, 1978.
20. J. H. Goll, "The Design of Broad-Band Fluid-Loaded Ultrasonic Trasnsducers," IEEE Trans. Son. Ultrason., Vol.SU 26(6), Nov., 1979.
21. 이승현, "압전형 초음파 변환자의 제작및 성능 해석," KAIST 박사학위 논문, 1986.
22. R. Krimholtz, D.Leedom, and G.Matthaei, "New equivalent Circuit for Elementary Piezoelectric Transducer," Electron. Lett, pp 398 399, 1970.
23. G. S. Kino, *Acoustic Waves-Devices, Imaging and Analog Processing*, Prentice-Hall, Inc., 1987.
24. W. P. Mason ed., *Physical Acoustics*, vol.1 Part A, Academic Press, N.Y., 1964.
25. G. Hayward and M. Jackson, "A Lattice Model of the Thickness-mode Piezoelectric Transducer," IEEE Trans. Ultrson. Ferroel. Freq. Cont., vol. UFFC-33(1), pp 41 50, Jan., 1986.

26. 성굉모, "Sensor 개발(초음파 진단용 탐촉자)." 상공부 공업기반기술 최종보고서, 1991.
27. R. Lerch, "Exact Computer Modelling : A Tool for the Design of Imaging Transducers," in Acoustical Imaging Vol.19, Plenum Press, New York 1992.
28. Z. G Hah, K.M.Sung, "Effect of spatial sampling in the calculation of ultrasonic fields generated by piston radiators," JASA 92(6) pp 3403-3408, 1992.

▲성 굉 모 1947년 2월 1일생

1977년 10월 : 독일 아헨공대 전자통신 Dipl.-Ing.
1982년 9월 : 독일 아헨공대 음향공학 Dr.-Ing.
1977년 10월~1983년 6월 : 독일 아헨공대 음향공학연구소 연구원
1983년 7월~현재 : 서울대학교 전자공학과 조교수, 부교수