

수십 MHz 대역 초음파 트랜스듀서와 그 응용

Ultrasound Transducers in Several Tens MHz Band and Their Applications

하 강 렬*, 김 무 준*
(Kang-Lyeol Ha*, Moo-Joon Kim*)

*부경대학교 물리학과

최근 안과 또는 피부과의 의료진단분야에 도입하기 위한 수십 μm 이하의 높은 공간분해능을 갖는 수십 MHz 대역의 초음파 트랜스듀서에 대한 연구가 활발히 수행되고 있다. 본 해설에서는 그 연구의 배경 및 트랜스듀서의 구조와 특성, 그리고 그것을 이용하여 얻은 영상에 대하여 간략하게 소개하였다.

핵심용어: 초음파 트랜스듀서, 초음파 영상, 초고주파, 초음파 진단장치, 공간분해능

투고분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4,4)

Recently, ultrasound transducers in several tens MHz band, which can give the spatial resolution higher than several tens micrometers, have been intensively studying for applying to medical diagnostic fields of ophthalmology and dermatology. In this paper, the background of the studies, structures and characteristics of the transducers, and images obtained by the transducers are briefly reviewed.

Keywords: Ultrasound transducer, Ultrasound image, Very high frequency (VHF), Ultrasound diagnostic system, Spatial resolution

ASK subject classification: Ultrasonic and elastic waves (4,4)

I. 수십 MHz 대역 초음파의 성질

주지하는 바와 같이 인간의 귀에 들리지 않는 주파수 약 20 KHz 이상의 음파를 초음파라고 한다. 초음파는 계측용, 공업용, 의료용, 군용 등으로 그 용도가 매우 넓은데, 그림 1은 주파수 대역별 용도를 나타낸다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 수십 MHz는 HF (High Frequency) 또는 VHF (Very High Frequency) 대역에 속하며 의용 초음파 진단장치 또는 음향현미경에서 사용되어지는 주파수이다. 이 수십 MHz 대역의 초음파는 짧은 거리이기는 하나 액체나 생체 매질 중으로 전파될 수 있으며, 그 반사파를 이용하여 물체 내부의 단층상을 얻을 수 있다.

초음파 단층상의 분해능은 트랜스듀서의 축방향 분해능 δ_{ax} 와 축방향 분해능 δ_{lat} 에 의해 정해지는데, -3 dB를 기준으로 했을 때 각각은 다음 식으로 나타내어진다 [1,2].

$$\delta_{ax} = 2c \cdot \ln 2 \cdot \frac{1}{\pi \Delta f} \tag{1}$$

$$\delta_{lat} = 1.02 \cdot \lambda \cdot F_{\#} \tag{2}$$

여기서, c : 음속, Δf : 대역폭, λ : 파장, $F_{\#}$: F-넘버인데, F-넘버는 초점거리/개구크기로 주어진다. δ_{ax} 와 δ_{lat} 가 작을수록 높은 분해능을 갖는데, 식에서 알 수 있는 바와 같이 동일 매질 내에서 축방향의 분해능을 높이기 위해서는 대역폭을 크게 해야 하며, 축방향의 분해능을 높이기 위해서는 파장 및 F-넘버를 작게 해야 한다. 대역폭은 중심주파수와 비대역의 곱에 의해 구해지는데, 트랜스듀서의 구조와 형상에 따라 비대역이 정해지므로 중심주파수가 높을수록 큰 대역폭을 갖는다. 그림 2는 평균음속이 1540 m/s인 인체에 대해 위 식을 적용하여 비대역 및 F-넘버 변화에 따른 축방향 및 축방향 분해능을 도시한 것이다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 분해능을 높이기 위해서는 기본적으로 높은 주파수의 음파를 사용해야 하는데, 수십 MHz는 일반적으로 수십 μm 의 분해능을 갖게 된다.

그러나 한편으로, 주파수를 높이면 감쇠가 증가하기

책임저자: 하강렬 (haki@dolphin.pknu.ac.kr)
608-737 부산시 남구 대연3동 599-1
부경대학교 물리학과
(전화: 051-620-6359; 팩스: 051-620-6359)

때문에 인체 내 깊은 곳으로 음파를 전파시킬 수 없게 된다. 인체 조직에서의 음파의 감쇠는 대략 주파수 f 의 1.2승에 비례하여, $\alpha \approx 0.5 \times f^{1.2} [dB/cm]$ (단, f 는 MHz)로 주어진다[3]. 일정한 감쇠 하에서 음파의 전파거리는 시스템의 동적영역 (dynamic range: DR)에 따라 달라지는데, 그림 3에 DR을 60 dB, 80 dB, 100 dB로 가정하였을 경우의 주파수별 영상화 가능거리를 나타내었다. 여기서 영상화 가능거리란 대부분의 초음파진단장치가 반사파를 이용하는 것을 고려하여 생체 내 음파 전파거리의 1/2로 한 것이다. 현재로서 DR=80 dB이면 우수한 장치에 해당하는데, 그림 3으로부터 10 MHz의 영상화 가능거리가 5 cm 정도임을 알 수 있다. 실제에 있어서는 반사 및 산란에 따른 손실로 인해 그 거리는 더욱 줄어들며, 이러한 감쇠 때문에 장거나 태아 등을 진단하는 일반 복부용 초음파 진단장치의 주파수는 최고 10 MHz 정도로 제한되고, 그 공간분해능은 수백 μm 정도가 된다.

그러나 안과 또는 피부과의 경우는 이야기가 달라진

다. 즉, 눈에 있어서는 각막에서 수정체를 거쳐 초자체까지의 거리가 1 cm 이내이고, 2 cm 남짓의 두께를 갖는 겔 (gel)상의 초자체는 대부분 수분으로 되어 있어 음파의 감쇠가 적다. (물의 경우 감쇠는 f^2 에 비례하며, 20°C 물의 경우 $\alpha/f^2 = 2.2 \times 10^{-15} [dB \cdot sec^2/cm]$ 로 주어짐[4]) 또한, 피부 질환의 진단은 표피로부터 수 mm 이내의 영역에 생기는 미세한 조직변화를 탐지해 내는 것이 중요하다. 따라서 이 두 의료분야에는 고분해능의 영상을 얻을 수 있는 VHF 대역의 음파의 사용이 가능한 바, 1990년경부터 미국의 PSU (Penn. State Univ.), USC (Univ. of Southern Cal.), 캐나다의 Toronto 대학 등을 중심으로 많은 연구가 수행되고 있다[5-8]. 이러한 연구에 있어서 무엇보다도 중요한 것은 효율적인 트랜스듀서를 개발하는 것이다.

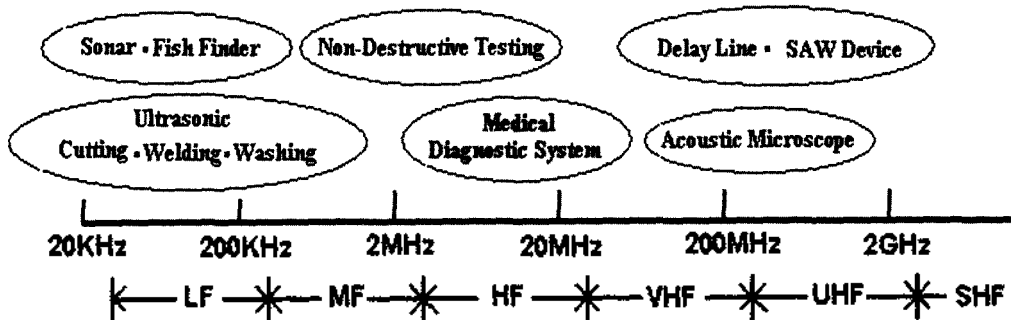
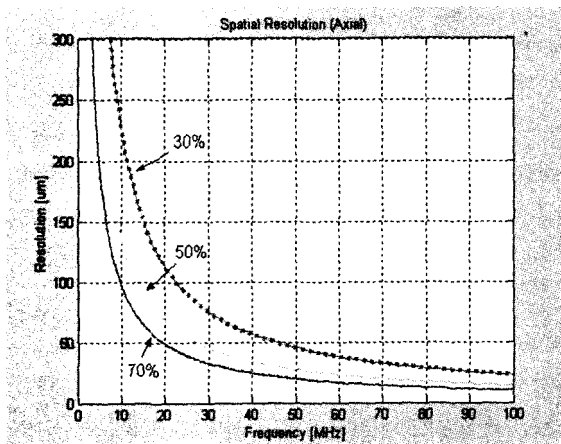
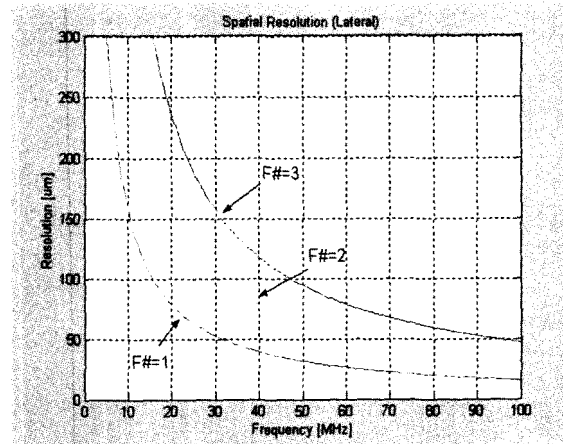


그림 1. 초음파의 주파수 대역별 용도
Fig. 1. Ultrasound frequency bands and their application fields.



(a) 축 방향
(a) Axial direction



(b) 축 방향
(b) Lateral direction

그림 2. 비대역 및 F-넘버 변화에 따른 인체에서의 주파수별 공간분해능
Fig. 2. Frequency dependence of the spatial resolution according to fractional bandwidths and F-numbers.

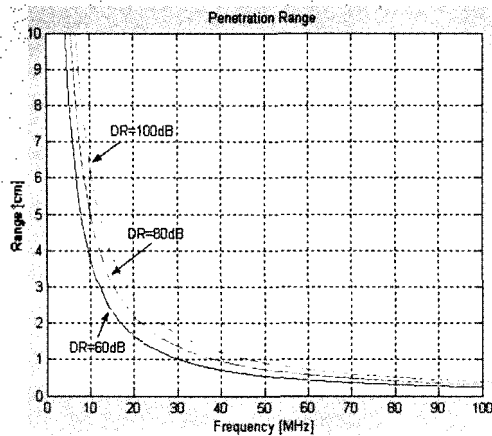


그림 3. 동적 영역 변화에 따른 주파수별 영상화 가능거리
 Fig. 3. Frequency dependences of the imaging range according to dynamic ranges.

II. 트랜스듀서 구조 및 특성

초음파 단층상은 음파를 집속시키기 위한 음향렌즈가 결부된 단일 압전소자를 기계적으로 스캐닝하거나 다수의 압전소자를 배열시켜 전자적으로 스캐닝하는 방법에 의해 얻어진다. 그림 4는 Cannata 등[9]이 제작한 단일소자 트랜스듀서의 구조를 나타낸다. 그림에서 알 수 있는 바와 같이 A형은 기존의 초음파 진단장치의 압전요소와 유사하게 배면층, 정합층, 음향렌즈를 갖춘 구조이며, B형은 압전체 자체를 구각형으로 만들어 음파를 집속시키고 있다. 이 구조에 있어서 각 층의 재료 및 크기는 높은

송수신 감도와 공간분해능을 가지도록 선택된다. 즉, 배면층은 음향임피던스가 압전층과 크게 다르면서 전파되어온 음파를 흡수 또는 산란에 의해 소멸시킬 수 있도록 하는 재료를, 압전층은 전기기계 결합계수가 높고, 전기적 임피던스결합이 우수하며 원하는 두께의 제작이 가능한 재료를, 정합층은 음향임피던스가 압전층과 음향매질인 생체와의 기하평균에 해당하는 재료를 위주로 선택하고 있다. 또한 크기에 있어서 트랜스듀서는 중심주파수에 대해 약 $\lambda/2$, 정합층은 약 $\lambda/4$ 두께를 기본으로 하고, 배면층은 음파의 소멸에 충분한 두께를 갖도록 한다.

Snook 등[10]은 VHF 대역에서 사용 가능한 여러 가지 압전재료를 이용하여 중심주파수가 약 50 MHz이고 직경이 3 cm인 단일소자 트랜스듀서를 만든 후 그 특성을 평가하였는데, 그들이 사용한 재료의 물성 및 성능시험 결과는 표 1에 나타낸 바와 같다. 여기서는 종래 초음파 진단장치에서 가장 보편적으로 사용되는 PZT가 이용되지 않았는데, 그것은 PZT의 경우 유전상수가 약 4500 정도로 다른 재료에 비해 유전율이 매우 커서 직경이 3 cm인 단일소자에 대한 전기적인 정합이 곤란하기 때문이다.

표 1로부터 단일소자용 압전재료로서 LiNbO_3 단결정이나 PbTiO_3 세라믹이 우수한 것을 알 수 있다. 여기서 사용된 PZT를 pillar로 하여 만든 1-3 복합 트랜스듀서의 경우 그 형상이 두께모드로 동작하기 어려워 전기기계 결합계수 등의 특성이 떨어지며, PVDF는 유연하며 음향 임피던스가 작아 그림 4의 B형으로 제작이 용이하나 전

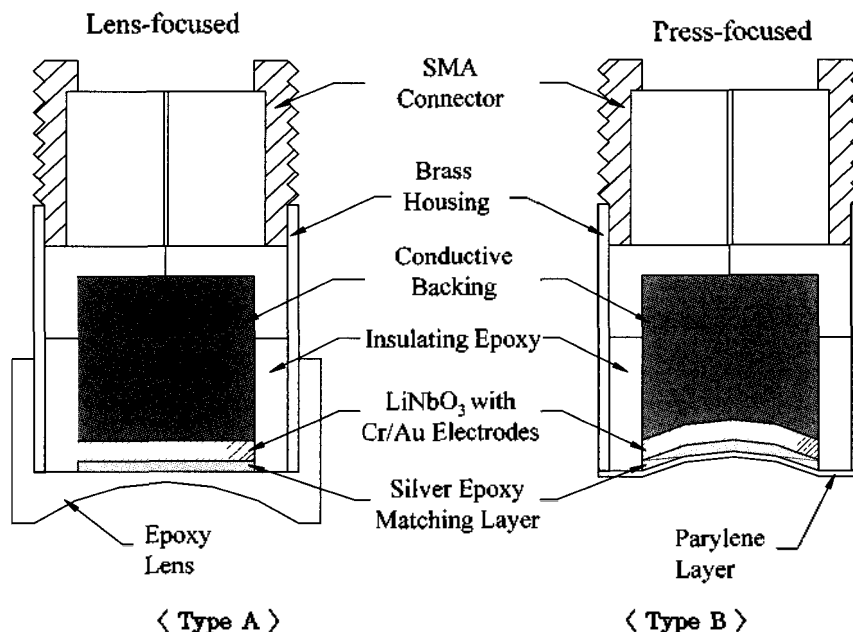


그림 4. 단일소자 트랜스듀서의 구조 (Cannata 등[9]에 의한, 저자제공)
 Fig. 4. Structures of the single element transducer (by Cannata et al.[9], with permission).

표 1. 단일 소자에 사용한 압전재료의 물리정수 및 특성[8]

Table 1. Physical constants and characteristics of the piezoelectric materials for single element transducer[8].

Material	Type	V_L (m/s)	ρ (Kg/m ³)	ϵ^s/ϵ_0	k_t	Za (MRayl)	CF (MHz)	FBW (%)	Performance
LiNbO ₃	crystal	7360	4688	39	0.49	34	44.5	74	Good
PbTiO ₃	ceramic	5200	6900	200	0.49	36	45.1	47	Good
PVDF	polymer	2400	1880	6	0.13	4	48.1	118	Poor
1-3 Composite	PZT/ polymer	3943	3300	201	0.6	13	53.6	47	Moderate

V_L : Longitudinal velocity, ρ : Density, ϵ^s/ϵ_0 : Clamped dielectric constant, k_t : Electro-mechanical coupling coefficient.
Za: Specific acoustic impedance, CF: Center Frequency, FBW: Fractional Bandwidth

기기계 결합계수가 작으면 따른 송신효율이 나빠 성능이 좋지 않는 것으로 나타났다. 결론적으로 Snook 등[10]은 전기적인 결합을 포함하여 전체적으로 평가했을 때 LiNbO₃ 단결정이 단일소자 트랜스듀서로서 가장 유리한 것으로 보고하고 있다.

Snook 등[10]의 연구에 앞서 Cannata 등[9]은 LiNbO₃를 압전체로 하는 50~100 MHz용 단일소자 초음파 트랜스듀서를 제작하는데 있어서 그 배면층 및 정합층의 특성을 평가하고 있는데, 배면층 재료인 E-Solder 3022는 음향임피던스가 5.9 MRayl이고, 100 [dB/mm]의 큰 감쇠를 가지며 정합층 재료인 2~3 um 은입자 함유 Insulcast 501은 LiNbO₃와 생체의 음향임피던스의 기하평균에 거의 일치하는 7.3 MRayl의 음향임피던스를 가지는 것으로 보고하고 있다. 또한 그들은 EPO-TEK 301과 Parylene을 제2정합층 또는 음향렌즈 재료로 사용하였는데, 이 재료들에 의해 비대역이 50~70%이고, 삽입손실이 12.5~23.0 dB인 우수한 단일소자 트랜스듀서를 제작하였다.

단일소자에 의한 영상의 획득은 소자를 스캐닝하는데 따른 시간이 소요되어 실시간의 영상을 얻을 수 없을 뿐 아니라 표적을 일정한 상태로 정지시켜두어야 하는 등의 단점이 있다. 이를 보완하기 위해서는 전자적인 스캐닝이 가능한 배열형으로 만들어야 한다. PZT는 전기기계 결합계수, 특히 종모드 전기기계 결합계수 k_{33} 가 0.7~0.8 정도로 상당히 큰데[11], 수 MHz 이하의 저주파영역에서는 이를 활용한 복합 압전재료가 오래 전부터 개발되어져 왔다. Liu 등[12]은 PZT와 폴리머의 복합재료를 이용하여 20~50 MHz의 고주파 트랜스듀서를 만드는 방법을 제안하고 1-3 및 2-2 구조에 대한 특성을 평가하고 그 결과로서 복합재료가 고주파 트랜스듀서, 특히 배열형 고주파 트랜스듀서에는 유리한 것으로 보고하고 있다. 최근에 Ritter 등[13]은 2-2 복합재료에 의한 30 MHz 선형배열 트랜스듀서를 개발하였는데 그 구조를 기존의 수

MHz대 초음파 진단장치의 프로브와 비교하여 그림 5에 나타내었다. 그림 5(a)와 (b)는 기본적으로 동일한 구조이나 주파수가 다른데 따른 트랜스듀서의 재료 및 크기 차이가 있다. 표 2는 그림 5(b)의 제작시 설정한 구조 파라미터의 설계지침을 나타낸 것이다. 표에서 알 수 있는 바와 같이 Ritter 등은 대부분 PZT 세라믹으로 만들어지는 기존의 초음파진단장치와는 달리, PZT 세라믹과 폴리스치렌 입자가 함유된 에폭시의 복합재료를 이용하였으며, 요소 수를 48개, 요소간의 간격을 약 2 파장으로 하고 있다. 이에 따른 초점거리 및 배열 전체의 크기는 1 cm 미만으로 기존 트랜스듀서의 수 cm에 비해 매우 작다. 한편, PZN-PT 등의 압전 단결정은 k_{33} 가 0.94에 까지 이르므로[11] 이것을 PZT 대신 사용하여 복합 트랜스듀서를 제작하면 그 성능은 크게 향상되는 것으로 보고되고 있어 금후 이의 응용이 기대된다[14].

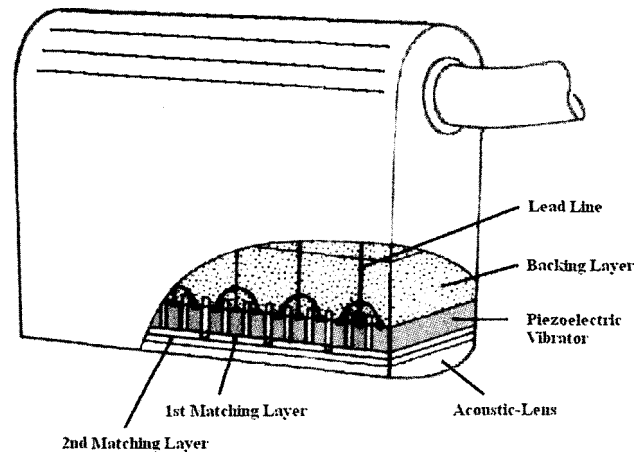
III. 초음파 영상

수십 MHz 대역의 초음파 트랜스듀서는 UBM (Ultra-sonic Backscatter Microscope)[6] 또는 Biomicroscope [15]라고 불리는 시스템에 장착되어 생체의 단층상을 얻고 있다. 그림 6에는 중심주파수 50 MHz인 단결정의 LiNbO₃로 만든 단일소자 트랜스듀서를 장착한 UBM에 의해 얻은 추출된 정상안구앞부분과 홍채 (Iris) 부분의 초음파 영상을 눈의 구조와 함께 나타내었다[9]. 그림에는 각막과 수정체, 홍채 조직이 매우 선명하게 나타나 있음을 알 수 있다. 질환이 있는 눈의 경우 초음파 영상은 정상안구와 뚜렷한 차이를 나타낸다[15].

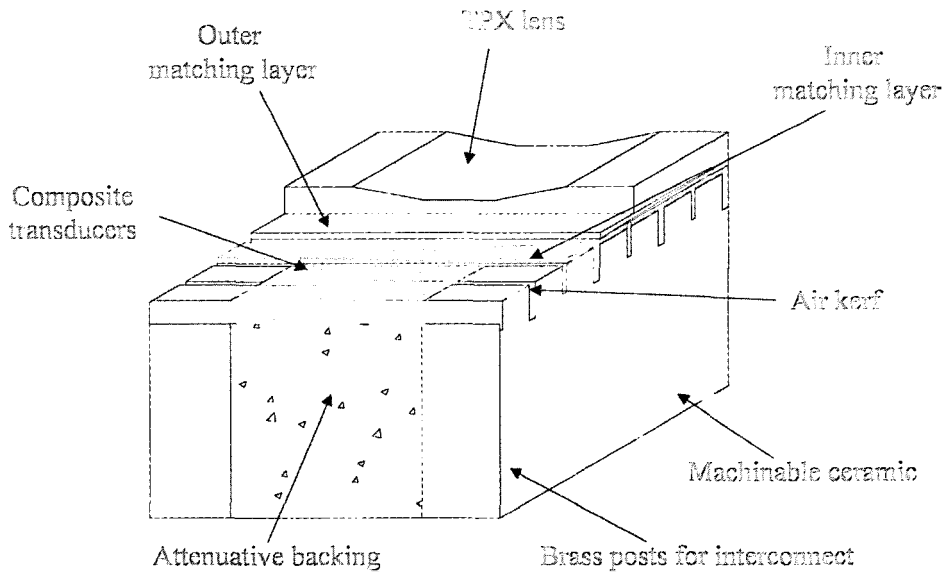
한편, 피부에 대한 영상은 Hoffman 등[16]이 20 MHz의 초음파를 이용하여 악성 흑색 종양에 대한 B-모드의 피부 단층상을 얻었으며, 계속해서 질병에 의한 초음파 영

상의 변화에 대한 많은 연구가 수행되어 왔다. Turnbull 등 [7]은 40-100 MHz의 주파수를 사용해서 획득한 다수의 피부 초음파 영상에 대해 보고하고 있으며, Lassau 등 [17]은 질환에 의한 조직변화와 초음파영상과의 관계에 대해 논하고 있다. 그림 7은 Chen[18]이 중심주파수 약

50 MHz의 트랜스듀서를 장착한 UBM을 이용하여 얻은 피부의 B-스캔 단층상 및 그 단층상의 집합에 의해 만들어진 3차원 영상이다. 각 영상에는 모근부분을 포함한 피부조직이 선명하게 나타나 있어, 피부의 진단에 유용하게 사용되어질 수 있음을 알 수 있다.



(a) 기존의 PZT 트랜스듀서
(a) Conventional PZT transducer

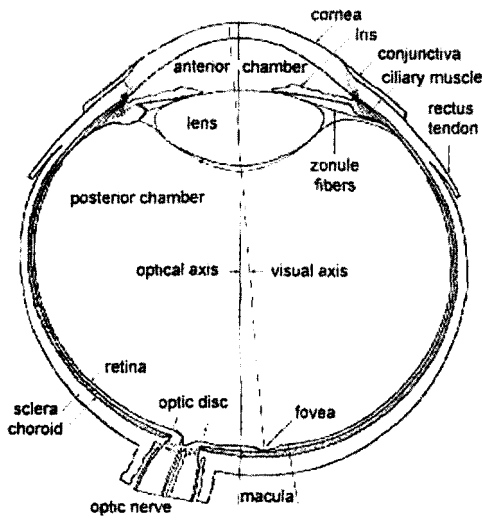


(b) 복합재료에 의한 30 MHz 트랜스듀서 (Ritter 등[13]에 의함)
(b) 30 MHz composite transducer (by Ritter et al.[13])

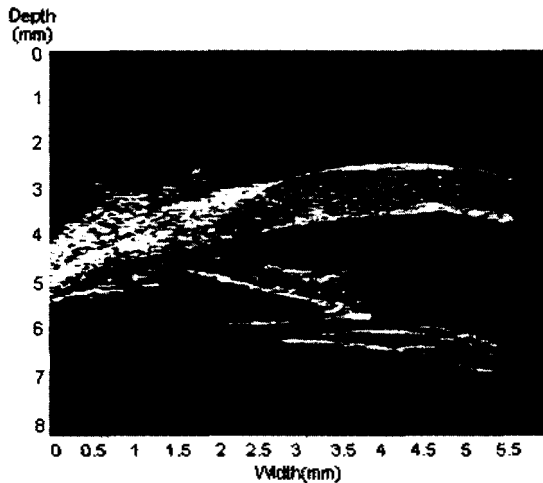
그림 5. 선형배열 트랜스듀서의 구조
Fig. 5. Structures of linear array transducers.

표 2. 30 MHz 선형배열 복합 트랜스듀서의 구조 및 특성 파라미터[13]
Table 2. Structural and characteristic parameters of a 30 MHz linear array composite transducer[13].

Piezoelectric Material	Type	Center Frequency (MHz)	Number of Element	Element Spacing (μm)	Element Height (mm)	Focal Length of Lens (mm)	Band-Width Ratio (%)	Crosstalk (dB)	Width of Ceramic (μm)	Kerf (μm)
2-2 Composite	PZT/Polymer	30	48	100	1.5	7.5	>50	<-30	28.5	5.0



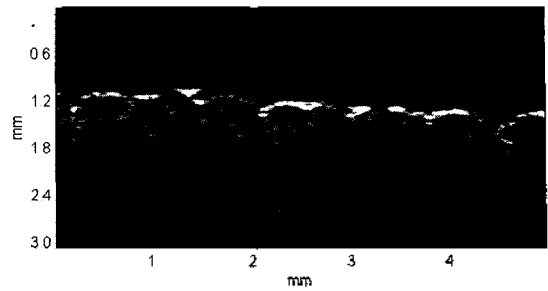
(a) 눈의 구조
(a) Structure of eye



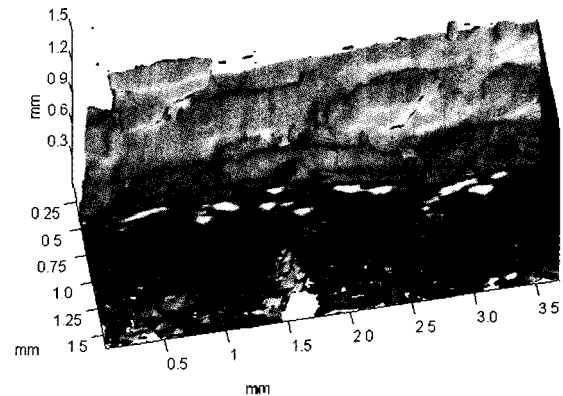
(b) 홍채 부분 영상 (Snook 등[10]에 의함, 저자제공)
(b) Ultrasound image of Iris (by Snook et al.[10], with permission)

그림 6. 눈의 구조와 초음파 영상
Fig. 6. Ultrasound Image near the Iris and structure of eye.

VHF 대역 트랜스듀서에 의한 생체의 초음파 영상은 안과 및 피부과 영역 이외에도 혈관 내에 투입하여 혈관 벽의 형상 및 혈류, 심장의 움직임 등을 영상화하는 Intravascular Ultrasound 분야[19,20]에서 현재 유용하게 사용되고 있으며 금후 생물학, 비파괴검사에의 활용 등 새로운 응용분야의 개척이 기대된다. 특히 최근 수행되고 있는 생쥐 등 소형동물을 이용한 고분해능의 초음파 영상 획득과 관련한 연구[21,22]는 태아의 성장, 종양 등 질환의 상태변화를 비롯하여, 생체 내 조직의 움직임이나 주사기 등으로 투여된 약물의 흡수과정 등을 실시간으로 모니터링하는 것과 관련되어 있어 의학, 생물학 분야의 기초 연구장비의 개발과 함께 새로운 정보와 지식을 획득



(a) B-스캔 영상
(a) B-scan image



(b) 3D 영상
(b) 3D image

그림 7. 피부의 초음파 영상 (Chen[18]에 의함)
Fig. 7. Acoustical images of skin (by Chen[18]).

하는데 크게 기여할 것으로 생각된다.

IV. 결론

본 해설에서는 최근 미국, 캐나다 등에서 활발히 연구되고 있는 수십 MHz 대역의 초고주파 초음파 트랜스듀서의 개발과 그것에 의해 얻어진 초음파 영상의 의료진단에의 응용, 특히 안과 및 피부과 분야에의 응용에 관하여 소개하였다. 물체 내부의 수십 μm 크기의 미세 조직을 영상화 할 수 있는 수십 MHz 대역의 초고주파는 여기에서 소개한 안과, 피부과의 의학 영역뿐만 아니라 다른 여러 분야에서도 그 응용이 크게 기대되는 새로운 기술인 만큼 국내에서도 많은 연구가 수행되길 바란다.

감사의 글

본 논문을 작성하는데 있어 자료를 제공해주신 USC (Univ. of Southern Cal.)의 K. K. Shung 교수에게 감사드립니다.

참고 문헌

1. C. Passmann and H. Ermert, "A 100-MHz ultrasound imaging system for dermatologic and ophthalmologic diagnostics," *IEEE Trans. on UFFC*, **43** (4), 545-552, 1996.
2. G. S. Kino, *Acoustic Waves - Devices, Imaging, & Analog Signal Processing*, Prentice-Hall, Inc., 1987.
3. C. R. Hill, *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, Ellis Horwood Ltd., 1986.
4. 實吉純一, 菊池啓充, 能本乙彦, 「超音波技術便覧」, 新訂版, 日刊工業新聞社, 1978.
5. C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, and F. S. Foster, "Clinical application of ultrasound biomicroscopy," *Ophthalmology*, **98**, 287-295, 1991.
6. F. S. Foster, C. J. Pavlin, G. R. Lockwood, L. K. Ryan, K. A. Harasiewicz, L. R. Berube, and A. M. Rauth, "Principles and applications of ultrasound backscatter microscopy," *IEEE Trans. on UFFC*, **40** (5), 608-617, 1993.
7. D. H. Turnbull, B. G. Starkoski, K. A. Harasiewicz, G. R. Lockwood, and F. S. Foster, "Ultrasound backscatter microscope for skin imaging," *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, **2**, 985-988, 1993.
8. B. D. Fonage, M. H. McGavran, M. Duvic, and C. A. Waldron, "Imaging of the skin with 20-MHz Ultrasound," *Radiology*, **189**, 69-76, 1993.
9. J. M. Cannata, T. A. Ritter, W. H. Chen, and K. K. Shung, "Design of focused single element (50-100 MHz) transducers using lithium niobate," *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, **2**, 1129-1133, 2000.
10. K. A. Snook, J. Z. Zhao, C. H. F. Alves, J. M. Cannata, W. H. Chen, R. J. Meyer, Jr., T. A. Ritter, and K. K. Shung, "Design, fabrication, and evaluation of high frequency, single-element transducers incorporating different materials," *IEEE Trans. on UFFC*, **49** (2), 169-176, 2002.
11. S. E. Park and T. R. Shrout, "Characteristics of relaxor-based piezoelectric single crystals for ultrasonic transducers," *IEEE Trans. on UFFC*, **44** (5), 1140-1147, 1997.
12. R. Liu, K. A. Harasiewicz, and F. S. Foster, "Interdigital pair bonding for high frequency (20-50 MHz) ultrasonic composite transducers," *IEEE Trans. on UFFC*, **48** (1), 299-306, 2001.
13. T. A. Ritter, T. R. Shrout, R. Tutwiler, and K. K. Shung, "A 30-MHz piezo-composite ultrasound array for medical imaging applications," *IEEE Trans. on UFFC*, **49** (2), 217-230, 2002.
14. T. Ritter, X. Geng, K. K. Shung, P. D. Lopath, S. E. Park, and T. R. Shrout, "Single crystal PZN/PT-polymer composites for ultrasound transducer applications," *IEEE Trans. on UFFC*, **47** (4), 792-800, 2000.
15. F. S. Foster, C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, D. A. Christopher, and D. H. Turnbull, "Advances in ultrasound biomicroscopy," *Ultrasound in Med. & Biol.*, **26**, 1-27, 2000.
16. K. Hoffmann, J. Jung, S. el Gammal, and P. Altmeyer, "Malignant melanoma in 20-MHz B scan sonography," *Dermatology*, **185**, 49-55, 1992.
17. N. Lassau, A. Spatz, M. F. Avril, A. Tardivon, A. Margulis, G. Mamelle, D. Vanel, and J. Ledere, "Value of high-frequency ultrasound for preoperative assessment of skin tumors," *Radiographics*, **17**, 1559-1565, 1997.
18. W. H. Chen, Development of a High Frequency Ultrasound Imaging System Utilizing Single Element and Annular Array Transducers, Ph. D. Thesis, Penn. State Univ., 2002.
19. G. R. Lockwood, L. K. Ryan, J. W. Hunt, and F. S. Foster, "Measurement of the ultrasound properties of vascular tissues and blood from 35 to 65 MHz," *Ultrasound Med. Biol.*, **17**, 653-666, 1991.
20. W. Li, A. van der Steen, C. Lancee, I. Cespedes, and N. Bom, "Blood flow imaging and volume flow quantitation with intravascular ultrasound," *Ultrasound Med. Biol.*, **24**, 203-214, 1998.
21. D. H. Turnbull, T. S. Bloomfield, F. S. Foster, and A. L. Joyner, "Ultrasound backscatter microscope analysis of early mouse embryonic brain development," *Proc. Nat. Acad. Sci.*, **92**, 2239-2243, 1995.
22. F. S. Foster, M. Y. Zhang, Y. Q. Zhou, G. Liu, J. Mehi, E. Cherin, K. A. Harasiewicz, B. G. Starkoski, L. Zan, D. A. Knapik, and S. L. Adamson, "A new ultrasound instrument for in vivo micro imaging of mice," *Ultrasound Med. Biol.*, **28** (9), 1165-1172, 2002.

저자 약력

● 하강렬 (Kang-Lyeol Ha)

한국음향학회지 제21권 제7호 참조

● 김무준 (Moo-Joon Kim)

한국음향학회지 제21권 제7호 참조