

의료용 초음파 센서의 현황

글 _ 윤석진, 강종윤, 김달영 || 한국과학기술연구원 박막기술연구센터
sjyoon@kist.re.kr

1. 서론

주파수가 20Hz~20KHz 범위의 음파는 인간이 귀로 들을 수 있으며 이를 가청음이라 한다. 보통 초음파라 함은 이보다 높아 인간이 직접 들을 수 없는 주파수의 음파를 말한다. 초음파는 그 파가 존재하는 곳이 공기, 물속, 고체중의 어느 곳인가에 따라 그 성질이 크게 다르다. 따라서 초음파에 의한 센서는 센서가 사용되는 분야, 용도에 따라 기술적인 문제가 크게 달라지게 된다.

초음파의 의료용에서의 응용은 초음파 에너지를 직접 사용하는 경우와 초음파를 정보의 취득수단으로서 이용하는 경우가 있다. 초음파 에너지의 직접사용은 기구의 세정, 생체의 가열, 액체의 기화, 조직의 파단, 세포의 파괴, 그리고 결석의 파쇄 등 널리 이용되고 있으며 간접적인 사용은 진동수가 높고 초음파 영역으로 파장이 수 mm이기 때문에 보통의 방법으로는 그 효과를 얻을 수가 없다.

인간의 신체는 90%가 수분이기 때문에 생체 내부의 음속은 뼈나 폐 등의 특수한 영역을 제외한 거의 모든 부위에서 수중의 음속과 거의 같다. 따라서 의료용 응용에서도 수중에서의 초음파의 응용기술인 어군탐지기나 소나(SONAR)의 기술과 같은 사고방식이 적용된다. 그러나 어군탐지기는 경우에 따라 수천 m 앞의 정보를 읽는데 비해 생체내부의 진단에서는 피부에서부터 20cm 정도 깊이의 정보가 얻어지며 오히려 분해능은 가능한 한 높고 1mm이하까지도 찾을 수 있는 것이 요구된다. 이 요구를 충족시키기 위해 생체의 진단에서는 2MHz~10MHz의 매우 높은 주파수의 초음파가 사용되며 이 파의 파장은 음속을 1500m라 하면 0.15~0.75mm가 된다.

생체의 초음파 진단에서의 또 하나의 특징은 생체 내 연부조직의 산란을 검출하는 것이다. 즉 생체 조직은 초음파에 대해서 반투명한 것과 같으며 초음파 빔은 생체의 표면에 가까운 조직에서의 산란이 되어 감쇄하면서 심부조직에 도달하게 되며 측정되는 반사정보는 그 조직의 반사, 산란만이 아닌 피부 측에서 초음파 빔이 통과하는 조직의 감쇄 등의 영향을 크게 받게 된다.

의료진단 이미지는 몇 가지 목적이 있다. 첫째이며 가장 보편적인 것은 생체구조, 즉 조직의 형태(topography of tissue)를 초음파로 가시화 하는 것이다. 이것은 주로 실시간 모드(real-time-mode)에서 동작되는 B-mode 이미지 시스템을 사용하는 것이다. B-mode 이미지 시스템은 음향적인 조직의 구조변수에 대한 정량적인 정보는 없고 대신에 정성적으로 구조를 보여준다. 두 번째 목적은 정량적인 이미지 결과인데 이는 감쇄(attenuation), 음속(sound velocity) 또는 비선형적인 거동을 표현하거나 조직의 산란을 보여주는 변수 등을 포함하고 있다. 이 형태의 이미지는 조직을 특성화하는데 중요하지만 B-scan보다 데이터 수집, 데이터 프로세싱 그리고 이미지 재구성 등 아주 복잡한 과정이 필요하다. 의료용에서 초음파 이미지의 세 번째 목적은 기관(organ)과 혈관(vessel)의 기능적인 특징을 특성화하는 생체 내에서의 동작실현이다. 심장의 주기나 호흡에 의한 조직의 움직임은 단순히 실시간 B-scan에 의해 관찰될 수 있다. 진단학적으로 매우 중요한 심장과 혈관에서의 피 흐름의 이미지는 동체지시(Moving Target Indication, MTI) 개념이나 스펙트럼의 도플러(Doppler) 변화 해석에 근거한 더욱 더 감도가 좋은 전자회로가 필요하다.

2. 의료용 초음파 센서(프로브)

2.1 초음파 센서(프로브)의 재료

의료용에 사용되는 초음파 프로브는 생체의 보다 깊은 부위까지 고 분해능으로 관측될 필요가 있다. 이를 위해서는 전기-음향변환효율이 좋고 초음파 빔이 가늘어야 하며 초음파 펄스가 짧은 것 등이 요구된다. 현재 실용화 되어 있는 초음파 프로브는 압전체의 압전효과를 이용하는 것으로서 초음파의 발생, 검출이 이루어지며 일반적인 구조는 Fig. 1과 같다.

전기펄스를 초음파로, 또한 초음파펄스를 전기신호로 변환하기 위한 압전진동자, 인체에 대하여 효율이 좋고 짧은 파형의 초음파를 방사하기 위한 음향 정합층, 진동자의 배면에 음향임피던스 작용을 하는 backing재, 초음파 빔을 초점 맞추기 위한 음향렌즈로서 구성되어 있다.

결정은 그 구성의 대칭성에 있어서 어느 종류의 물질은 응력을 가하면 표면에 정부의 전하가 발생하는 현상(압전효과)을 나타내며 이를 압전체라 한다. 압전체는 또한 전계가 인가되면 기계적인 왜형이 생기는 역압전효과를 나타내는 특징을 가지고 있다.

초음파 프로브는 기본적으로 그 성질을 이용하여 초음파의 송신, 수신을 한다. 프로브로 이용되는 압전진동자로서는 아래와 같은 특성이 요구된다.

- ① 전기-기계적 에너지 변환효율이 클 것
 - ② 음향임피던스가 생체의 음향임피던스와 가까운 것
 - ③ 전기적 임피던스 정합으로 적합한 비유전율을 가질 것
 - ④ 두께진동이 거의 없는 불필요한 진동이 작을 것
- 전기-기계 결합계수 k 는 전기에너지와 기계에너지와의

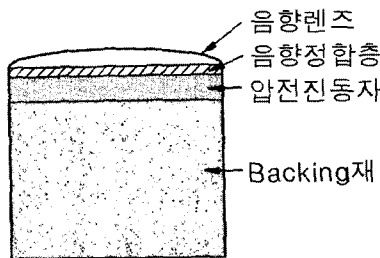


Fig. 1. Basic structure of the ultrasonic probe.

상호교환을 나타내고, 사용하는 재료의 압전효과의 크기를 비교하는 양으로써 압전체에 전기적 입력을 가했을 때 기계적 변위가 생기면 식 (1)로 정의되어진다."

$$k^2 = \frac{\text{축적된기계에너지}}{\text{축적된내부전기에너지}} \quad (1)$$

k 는 전기적 입력에 대한 정전적으로 축적된 에너지의 비와 같으며 그 값은 동작진동 모드에 따라 다르다. 또한 재료정수와와의 관계는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$k^2 = \frac{d^2}{s^E \epsilon^T} \quad (2)$$

여기서, d : 압전정수, s^E : 일정한 전계에서의 탄성 compliance, ϵ^T : 일정한 응력에서의 유전율

또한 음향임피던스 Z 는 다음 식과 같이 정의된다.

$$Z = (\rho c)^{1/2} = \rho v \quad (3)$$

여기서, ρ : 밀도, c : 탄성 stiffness, v : 음속

음향임피던스 Z 는 매질의 밀도와 그 매질중의 음속과의 곱이며 그 단위는 $\text{kg/m}^2\text{s}$ 이며 Rayl이라 부른다. Z 는 압전재료에서 인체에의 음향에너지가 효율적으로 잘 공급되기 위해 정합조건을 결정하는 중요한 파라메타가 되며 인체와 가까운 값을 가져야 한다. 인체의 음향임피던스는 혈액, 근육, 지방 등과 같은 부위에 따라 다르지만 평균적으로는 1.5MRayl이다.

또한 압전진동자의 용량 C 는 식 (4)와 같다.

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{t} \quad (4)$$

여기서 A : 진동자의 면적, t : 진동자의 두께, ϵ_0 : 진공의 유전율($8.854 \times 10^{-12} \text{F/m}$)이다.

따라서 비유전율은 진동자 재료와 접촉되는 전기회로와의 전기적 임피던스 정합에 관계되기 때문에 그 회로에 대한 적절한 값을 가진 재료를 선택할 필요가 있다.

일반적으로 초음파 프로브는 압전체의 두께진동을 이용하기 때문에 초음파 파형의 ringing의 요인이 되는 링 모드 등의 불필요한 진동을 억압하는 것이 요구된다. 이

경우 진동자의 두께 및 폭과의 구조를 최적화함으로써 재료적으로도 압전 횡효과가 작고 본질적으로 불요진동이 일어나지 않는 물질이 사용되어야한다.

이상 압전진동자에서 요구되는 특성에 따라 기술하였지만 이것을 만족하는 재료가 많이 개발되었다. 현재 의료용 초음파프로브에 잘 사용되고 있는 것이 압전세라믹이며 다른 용도에 대하여 고분자 압전체, 또 압전세라믹스와 고분자 수지를 혼합하여 쓰는 복합압전체도 실용화 되었다.

압전진동자를 직접 생체에 접촉시켜 초음파를 방사하면 일부는 반사하고 일부는 투과한다. 일반적으로 초음파가 음향임피던스 Z_1 의 매질에서 Z_2 의 매질로 수직으로 입사하는 경우 경계 면에서의 음압 반사율 R 은 식 (5)로 표시할 수 있다.

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (5)$$

진동자로 잘 사용되는 압전진동자의 음향임피던스는 약 30MRayl인데 비해 생체는 1.5MRayl이기 때문에 대부분의 초음파 에너지는 생체표면에서 반사하게 된다. 따라서 투과율을 높이기 위해 음향임피던스 Z 가 두 층의 중간 값의 음향 정합층을 세라믹스와 생체의 중간에 설치하여야 한다. 정합층이 1층인 경우 그 음향임피던스 Z 는 다음의 식 (6)에서 계산되듯이 약 7MRayl를 갖는 재료가 사용되어야 한다.²⁾

$$Z_M = (Z_C Z_L)^{1/2} \quad (6)$$

여기서 Z_M , Z_C , Z_L 은 각각의 음향 정합 층, 세라믹스 생체의 음향임피던스이다.

음향 층의 재료로서는 에폭시수지, 용융석영 등이 주로 사용되며 필요한 음향임피던스를 얻기 위해 텅스텐이나 은 등의 분말을 수지에 섞어 조합하여 사용하는 방법이 이용되고 있다.

backing재는 압전진동자의 뒷면에 설치하여 진동자를 기계적으로 지지하는 역할을 하는 것으로 음향적으로 제동을 하여 초음파펄스 파형을 짧게 하여 준다. 초음파 프로브에 사용되는 backing 재로서 요구되는 특성은 음향

감쇠량이 크고 필요한 프로브 성능에 대응한 음향임피던스를 얻어야 하며 음향적으로 균일해야 되고 기계적 가공성이 용이하여야 한다.

2.2 센서(프로브)의 구성

프로브는 수동주사식의 single probe로부터 기계주사방식으로 발전하였다. 그러나 기계주사식은 고속의 주사가 곤란하고 내부의 가동부분에 초음파를 전파하기 위한 액체를 포함함에 따라 세심한 주의가 필요하기 때문에 원리적으로 고속의 주사가 가능하며 정비가 불필요한 전자식주사의 프로브가 개발되어, 널리 보급되어 있다. 하지만 최근에 기계주사식의 프로브가 동심원구조의 진동자(일반적으로 Annular Array라 불린다)를 채용하여 전자 초점식을 채택함에 따라 고분해능 화가 가능해져, 다시 주목을 받고 있다.

2.2.1 선형 배열 프로브(Linear Array Probe)

전자주사식의 프로브로 Fig. 2는 선형 배열 프로브의 예이다.

기본적인 구조로는 초음파 진단장치를 접속하기 위한 커넥터, 신호를 전달하기 위한 케이블, 가장 중요한 부분이며, 전기신호와 초음파의 상호변환을 하는 진동자로 구성되어있다.

초음파 진단장치에서의 전기펄스가, 프로브의 커넥터 또는 케이블을 경유하여 진동자부에 전달되면, 압전진동자의 작용에 의해 초음파가 송출된다. 체내에서 반사되어 돌아온 초음파(일반적으로 반사파(echo)라 불린다)는 다시 압전진동자의 작용에 의해 전기신호로 변환되어 초음파 진단장치에 전달된다.

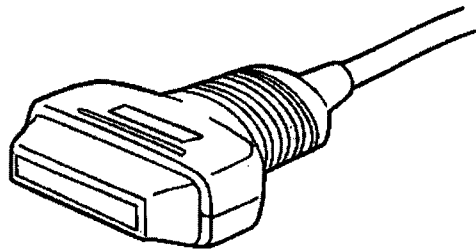


Fig. 2. Linear array probe.

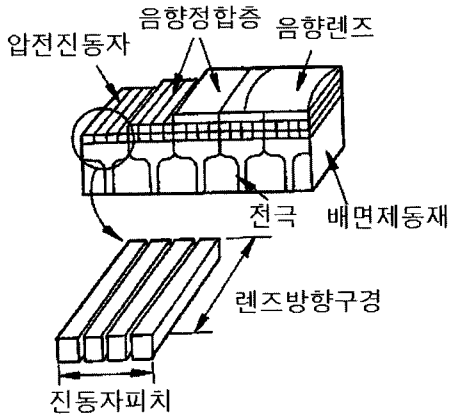


Fig. 3. Vibrator structure of the linear array probe.

Fig. 3은 선형 배열 프로브의 진동자부 구조의 일부이다. 일반적으로 프로브는 사각형의 진동자에서 발사된 초음파가, 음향렌즈로 빔을 받고, 전자조사에 의해 빔을 집중(集束)하는 2가지의 작용을 동시에 하여 공간적으로 빔이 모이게 된다.

음향렌즈는 프로브를 생체와 접촉시키는 부분이다. 초음파 진단장치는 생체내의 초음파 전파 속도가 일반적으로 1540m/s로 되어 있고, 이 속도보다 느린 전파속도를 가진 재료를 사용함에 따라 볼록면형상으로 하여 생체에의 접촉성을 확보하고 있다. 또한, 음향렌즈는 생체에 초음파의 투과성을 높이기 위해, 생체와 동일한 음향임피던스를 갖고 통과손실이 적은 것이 동시에 요구된다.

선형 배열 프로브의 특징은 직선상으로 압전진동자가 규칙적으로 나열되어 있는 것이다. 일반적으로 전자주사형의 프로브는 미소한 사각형(수백 μm ~수mm폭)의 진동자를 수십~수백 개 나열하여 구성되어 있다. 이들 작은 진동자가 수 개에서 수십 개를 그룹으로 하여 초음파를 송수신한다. 초음파 빔을 편향하는 경우는 기본적으로 없고 직선상으로 주사된다. 이 경우 하나의 그룹 안에 개개의 작은 진동자는 미소한 시간차(예를 들어 수십 ns)를 가지는 전기펄스가 초음파 진단장치의 송수신회로에 의해 주어지, 이것에 의해 전자초점이 맞추어진다. 이 상태에서 한쪽의 소자에서 다른 쪽으로 차례 차례로 전자적으로 고속 전환되어지며 초음파의 송수신을 반복한다. 이 신호가 진동자에 전기신호로 변환되어 초음파진단장

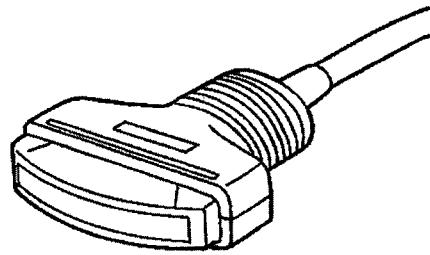


Fig. 4. Convex array probe.

치에 전달되어 초음파의 영상을 형성한다.

프로브의 성능은 초음파 진단장치에 있어 매우 중요하며, 시야 폭, 시야 심도, 분해능, 허상(artifact) 등의 항목에 직접적으로 연관되어 있어 매우 중요하다.

2.1.2 볼록배열 프로브(Convex array probe)

Fig. 4는 볼록배열 프로브의 예이다. 볼록배열 프로브와 선형배열 프로브와의 차이점은 초음파를 발사하는 면이 볼록한 모양을 하고 있다는 것이다. 내부의 기본구조와 주사의 방식은 선형배열 프로브와 기본적으로 동일하다.

선형배열 프로브에 비해 프로브 표면에서의 시야 폭은 좁지만, 심부(深部)에서는 반대로 시야 폭이 넓은 장점을 가지고 있다. 또한 볼록 모양 때문에 진단시에 복부에 압박 접촉시켜 장내의 가스를 제거함으로써 선명한 화상을 얻기 쉬운 장점이 있다.

여러 종류의 곡률 반경을 가지는 볼록배열 프로브가 나와 있으며, 적용 진단부위에 맞추어 사용되고 있다.

2.1.3 Sector phased array probe

Sector phased array는 Fig. 5에 나타내었다. Sector

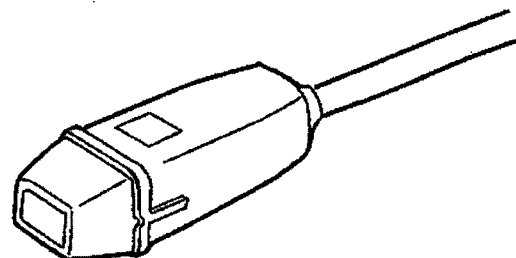


Fig. 5. Sector phased array probe.

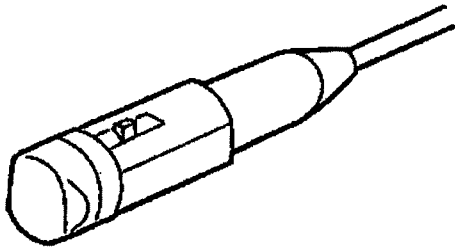


Fig. 6. Mechanical sector probe.

phased array는 전자주사식의 프로브로 미소한 폭의 소자가 수십~백수십 개가 직선상으로 나열되어 있어, 거의 전 소자가 하나의 그룹으로서 송수신에 사용된다.

Sector phased array는, 주로 심장용으로서 개발되었기 때문에 늑골사이로 초음파 빔을 입사시킬 필요가 있으며, 입사되는 부분의 짧은 쪽의 길이는 15mm정도의 것이 많다. 현재는 심장용에 국한되지 않고 복부용의 것도 일반화되어 있으며 부채모양으로 빔을 흔들기 때문에 선형배열 프로브에 비해 프로브 표면에 가까운 부분의 시야 폭이 좁지만, 심부에서는 반대로 넓은 장점을 가지고 있다.

부채모양으로 초음파 빔을 편향시키려 흔들 때 한 소자의 지향특성인 element factor 또는 grating lobe에 비해 더욱 큰 시간 차(지연시간)를 가진 전기펄스를 각 소자에 부여함으로써 초음파 빔을, 예를 들어 중심에서 45° 편향시키는 것이 가능해졌다. 이때 각 소자에서의 초음파가 합성되어 초음파 빔을 형성하며 각 소자에 지향성이 있으면, 편향각도가 큰 화상 끝 부분에서 감도의 저하가 발생하기 때문에 element factor는 무지향성이 되는 것이 좋다.

2.1.4 Mechanical sector array probe

Fig. 6은 Mechanical sector의 예로 기계적으로 고속으로 진동자를 주사함으로써 초음파화상을 형성하는 프로브다.

Mechanical sector는 회전운동을 하는 모터, 회전운동을 기계적으로 왕복, 또는 요동운동으로 변환하는 변환기구, 그리고 진동자의 위치 또는 속도를 검출하는 검출기구, 진동자, 초음파를 전달하는 액체, 액체를 담고 있으며 초음파를 생체에 전달하는 음향창 등으로 구성되어

있다.

기계적으로 진동자를 주사하기 때문에 전자주사형의 프로브에 비해 화상의 실시성은 떨어지지만, 복잡한 전자회로가 생략되는 기계 전용의 진단장비와 조합시키면, 저비용으로 가능한 장점이 있다.

Mechanical sector는 기계적으로 고속 주사하기 위해, 낮은 진동에서 높은 기계적 신뢰성을 확보할 필요가 있다. 또한 일반적으로 오목 면에서 원형의 진동자가 사용되기 때문에 주파수와 구경이 정해지면 분해능이 정해진다.

또한 오목 면의 곡률 반경과 주파수로 초점이 정해지며, 전자주사형의 프로브에서 사용되고 있는 음향렌즈도 필요 없기 때문에 중심축에 축대칭인 음향지향특성을 얻을 수 있는 특징이 있으나 최근에는 진동자로서 동심원 구조로 고리모양으로 분리되어 있는 annular array 진동자가 사용되고 있는 것이 있다. annular array는 분리된 진동자의 내부에서 사용할 진동자를 전기적으로 선택하는 것이 가능함으로써 구경과 초점을 변화시킬 수 있다.

일반적인 전자주사형의 프로브는, 음향렌즈방향의 구경은 변화시킬 수 없으나, annular array는 이 점에서 우수하며, 더욱 고분해능인 화상을 제공할 수 있다. 이 점에서 mechanical sector 프로브가 다시 주목받고 있으며 mechanical sector 프로브는 진동자가 기계적 운동을 하면서 초음파를 송수신하기 때문에 내부에 액체를 보유하는 구조로 되어 있으며, 액체에 의한 음향적인 감쇠, 기

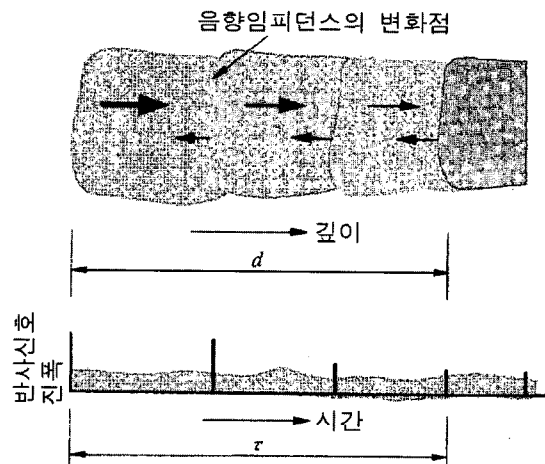


Fig. 7. Principle of A-mode signal.

포의 발생 감소 등의 대책이 필요하다.

2.3 특정용도 프로브

체내의 對象부위의 초음파 단층상을 체표면용 프로브를 사용하여 얻으려 하는 경우, 영상화가 어려운 부위가 있다. 이런 부위의 영상화를 쉽게 하여, 의학적인 진단에 도움을 주는 단층상을 얻기 위해 고안된 프로브를 특정용도 프로브라 부르기로 한다.

초음파 단층상을 관찰하며 체내의 특정의 부위에서 생체조직을 적출하는 천자(穿刺)용 프로브(biopsy probe), 수술중에 사용하는 수술용 프로브(intraoperative probe), 경구에서 식도로 삽입하여 식도 벽을 통하여 심장의 단층상을 얻기 위한 심장용 경식도프로브(transesophageal echo probe), 또한 위벽 등의 상부소화기 또는 장벽 등의 하부소화기의 단층상을 얻기 위한 초음파내시경프로브(ultrasonic endoscope), 직장에 삽입하는 경직장 프로브(transrectal probe), 질에 삽입하는 경질용 프로브(transvaginal probe), 요도에 삽입하는 경요도용 프로브(transurethra probe), 뇌내진단용프로브(transcranial probe) 등이 있다. 또한 최근 널리 이루어지고 있는 복강경을 사용한 수술에 사용되는 복강경수술용 프로브(laparoscopic probe)도 있다.

그 외에 신체내에서 사용되는 프로브에 대해서는, 환자의 고통을 가능한 한 경감시키기 위해서, 형상 또는 크기에 대해 세심한 주의를 기울여야 하며 또한 이런 프로브의 체내조직에 접촉하는 부분의 구성재료는 국제적으로 정해진 안전규격에 적합해야 한다.

천자용 프로브, 수술용 프로브, 뇌내진단용 프로브, 복강경수술용 프로브 및 천자용 도구는 사용전에 프로브 취급설명서에 기재되어 있는 멸균방법에 따라 멸균 처리해야 한다.

3. 의료용 초음파 진단기

초음파펄스 진단기는 원리, 방식 및 용도에 따라 A 모드, B 모드, 또는 M 모드로 분류하며, 각각의 단일 기능의 전용장치가 있지만 B 모드에 A 모드, M 모드 등을 조합시킨 장치가 제공되고 있다.

프로브에서 발생된 펄스의 초음파진동은 약 1,500m/s의 속도의 진행과로서 생체 중을 진행한다.^{3,4)} 진행하는 과정으로 초음파는 생체 각 부분의 음향적 특성에 따라 산란되고 반사되어, 그 음향에너지의 일부가 프로브에 다다르게 된다. 그 신호를 초음파를 발생시킨 프로브가 받아 전기적 신호로써 시간계수로 오실로스코프 등에 표시하는 방식을 A 모드(amplitude mode)법이라 한다. Fig. 7은 A 모드 신호의 원리를 나타낸 것이며 Fig. 8은 A 모드와 B 모드를 동시에 보여주는 예이다. A 모드법에서 표시되는 파형의 횡축은 시간이지만 공간적으로는 진동자를 기점으로 한 빔 방향을 향한 직선축에 대응한다. 또한 종축은 검출된 반사법의 강도이며, 생체내부의 그 축상의 각 점의 초음파반사율을 반영하고 있다.

이에 비해 초음파진동자의 방향이나 위치를 변화시키며 초음파펄스를 발사하여 반사파와 동시에 진동자의 위치나 방향을 검출하면, 한 면의 평면상의 초음파의 반사

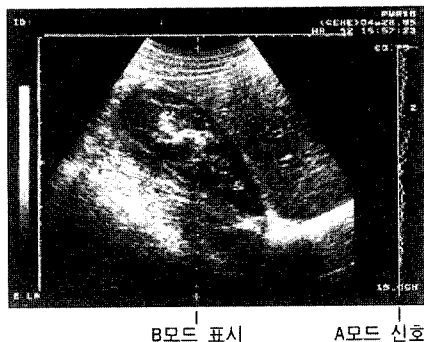


Fig. 8. Image of A-,B-mode signal.

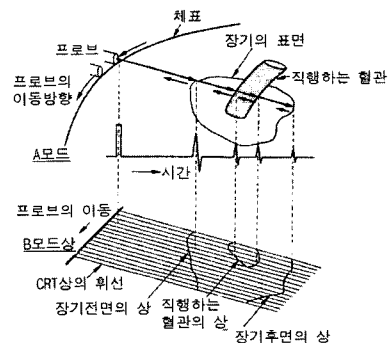


Fig. 9. Transformation of A-mode to B-mode.

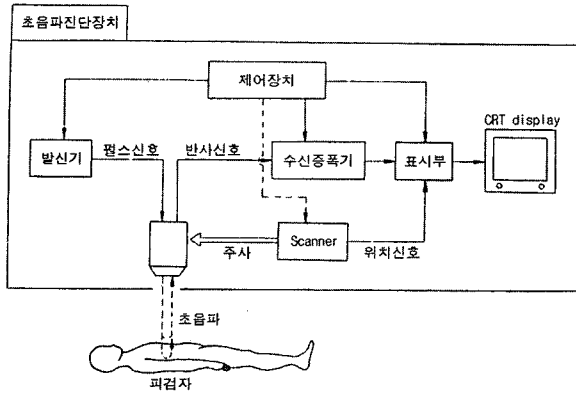


Fig. 10. Block diagram of low speed scanning diagnostic ultrasonic equipment.

정보를 얻을 수 있게 된다. 이때 그 평면상의 빔이 존재하는 위치에 대응하여 브라운관 화면에 휘점(輝點)을 주사하여 A모드에서 얻어진 반사강도로 그 휘도를 제어하면 그 평면상의 초음파 반사강도의 공간적 확산이 영상화된다.

이 상은 즉, 인간의 신체의 단면을 보는 것이며, 단층상(tomogram)이라 부른다. 이와 같은 영상화법을 초음파 단층법, 또는 B 모드(brightness mode)법이라 하며 Fig. 9는 A 모드에서 B 모드로의 변환하는 것을 보여주는 그림이다.

B 모드 화상이 보여주는 각 장기의 동작을 시간에 따라 변화하는 것을 표시하는 것도 진단에 매우 중요하다. 특히 심장 등의 움직임은 심전도와 대응한 표시로서 기록하기 위한 수단이 M 모드이다. 일본의 의료용초음파 기기용어규격[5]에서는 '탐촉자는 고정되어 있고 운동하는 대상까지의 거리를 시간적으로 변화하는 것을 브라운관 등에 표시하는 방식'이라 정의되어 있다.

B 모드 상을 영상화하는 초음파 진단장치는 심장 등의 움직이고 있는 조직의 상태를 실시간으로 영상화하는 고속주사(리얼타임주사)방식과 조금 더 시간을 들여 1장의 상을 천천히 형성하는 저속주사방식이 있다. Fig. 9는 저속 초음파진단장치의 예를 보여주는 것으로, 펄스 발생부, 스캐너, 프로브(초음파송수신디바이스)장치 반사파

수신기, 증폭, 신호처리회로, 표시부로 구성된다. 고속주사방식의 진단장치도 이것과 거의 동일한 구성이지만, 전자주사식 장치는 스캐너 대신 진동자의 전환회로를 가지고 있다.

4. 결 론

의료용 초음파 단층장치는 생체내의 연부조직의 미묘한 변화에 대한 표현능력이 뛰어나며, X선상 등과 달리 방사선 장애의 위험이 없는 점에서 임상에서도 널리 실용화되어 있다. 특히 고속주사의 초음파 진단장치는 프로브를 생체표면에 대는 것만으로 생체내부의 상태가 브라운관에 실시간으로 표시되기 때문에 사용을 위한 훈련도 그리 필요하지 않으며 앞으로도 더욱 "처음으로 사용되는 진단기기로서 보급될 것으로" 생각된다. 하지만 임상 면에서는 수 mm크기의 암조직이나 종양을 발견하는 것이 가능할 정도의 분해능향상이 요구되고 있다.

초음파가 의학에 보급되어 사용되고 있다는 자체만 만족하고 있지만 초음파의 검사는 향후 인간의 수명을 연장시키며, 삶의 질 등을 향상시키는 방향으로 발전하여 갈 것이다.

참고문헌

1. IEEE Standard on Piezo- electricity, IEEE Std. 176-1978, IEEE, New York (1978).
2. Kossoff, G, "The Effect of Backing and Matching on the Performance of Piezoelectric Ceramic Transducers", IEEE Trans. Sonics Ultrason., SU-25, p.115 (1978)
3. Gross, S.A., Johnston, R.L. and Dunn, F. "Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues", J. Acoust. Soc. Am. 64(2), p.423~57 (1978).
4. 일본전자기계공업회규격:EIAJ AE-6004, 전자 sector 주사식초음파진단장치, 일본전자기계공업회 (1992).
5. 일본전자기계공업회 의용초음파기기기술위원회:EIAJ AE-6006 의용초음파기기용어규격, 일본 전자기계공업회 (1992).

●● 윤석진



- 1983년 연세대학교 전기공학과 (학사)
- 1985년 연세대학교 전기공학과 (석사)
- 1992년 연세대학교 전기공학과 (박사)
- 1995년-1996년 Pennsylvania State University, MRL, Post-doc.
- 1988년-현재 KIST 박막재료연구센터, 책임연구원
- 2003년-현재 KIST 박막재료연구센터, 센터장

●● 강종운



- 1993년 연세대학교 전기공학과 (학사)
- 1995년 연세대학교 전기공학과 (석사)
- 2000년 연세대학교 전기컴퓨터공학과 (박사)
- 2002년-2004년 The University of Birmingham, Post-doc.
- 2000년-현재 KIST 박막재료연구센터, 선임연구원

●● 김달영



- 1991년 서울대학교 물리학과 (학사)
- 1993년 서울대학교 물리학과 (석사)
- 1998년 서울대학교 물리학과 (박사)
- 1998년-1999년 Oxford University, Post-doc.
- 1999년-2000년 LG전자기술원 소재재료 연구소 선임연구원
- 2000년-2002년 서울대학교 재료공학부 연수연구원
- 2002년-현재 KIST 박막재료연구센터, 선임연구원