

# 초음파를 이용한 진단법의 기본 원리 및 의학적 유용성

최 민 주

(제주대학교 의과대학 의학과)

## 1. 머리 말

소리는 인간이 들을 수 있는 가청 주파수 영역(20~20,000 Hz)을 경계로, 초저주파(20 Hz 이하)와 초음파(20,000 Hz 이상)로 구분한다. 소리가 의학적으로 이용되는 분야를 살펴보면 의외로 그 다양성에 놀라게 된다. 오래된 진단법 중의 하나인 청진법<sup>(1)</sup>은 심장<sup>(2)</sup>이나 폐, 내장의 소리를 들어 몸의 상태를 평가한다.<sup>(3)</sup> 청각 기관은 소리에 대한 인체의 반응을 담당하는 기관으로 청각 생리를 이해하기 위해서는 음향학적인 지식이 요구된다. 보청기, 인공 와우 등은 생체 음향공학의 생산품이다. 인간의 언어 활동은 인체가 음 재생 기관의 역할을 하기에 가능하다. 상담 치료가 불가능한 자폐증 환자를 치료하기 위해 음악 또는 소리를 이용하기도 한다. 효과적인 음악 치료법을 개발하기 위해서는 소리의 심리적인 효과,<sup>(4)</sup> 즉, 심리 음향학에 대한 이해가 필요하다. 원치 않는 소리, 듣기 싫은 소리인, 소음은 현대인을 괴롭히고 있는 것 중 하나이다. 소음의 정도, 소음이 인체에 미치는 해악성을 어떻게 정량화 할 것인가는 예방 의학 또는 산업 의학에서 중요한 논제 거리이다. 음향 임피던스를 측정<sup>(5)</sup>하여 비강 내부의 깊이에 따른 단면적을 추정하는 음향 비강 측정기,<sup>(6)</sup> 코고는 소리를 분석하여 수면 무호흡증 여부를 진단하는 방법<sup>(7)</sup> 등 다양한 형태의 임상적인 적용 예들이 출현하고 있다. 최근에는 인체 내에 이식된 인공 장기의 성능을 진단하기 위해 음향학적인 기법을 이용하려는 연구가 추진되고 있다.<sup>(7)</sup> 예를 들어, 인공 판막에<sup>(9)</sup> 혈전이 생기거나 물리적인 이상이 생기면 음향

신호가 변하며,<sup>(10)</sup> 이러한 변화는 민감한 측정용 음향 센서를 이용하여 인체 외부에서 비침습적으로 측정할 수 있다.<sup>(11, 12)</sup>

이상은 가청 주파수 대역의 경우를 살펴본 것이며 이 정도만 해도 소리가 의학 분야에 차지하고 있는 비중이 얼마나 큰지를 실감할 수 있으리라 생각한다. 그럼에도 불구하고, 소리가 의학적인 응용 분야로 가장 확실하게 자리를 잡은 분야는 역시 초음파 영역이라고 단호하게 말할 수 있다. 임상부이면 거의 예외 없이 경험하는 태아의 초음파 영상 촬영은 초음파가 임상에 차지하는 비중을 단적으로 보여주는 예다. 결석을 수술하지 않고 충격파를 이용하여 치료하는 체외 충격파 쇄석술의 개발은 결석 치료의 일대 기념비적인 사건으로 기록된다.<sup>(13)</sup> 본 논문에서는 진단용 목적으로 사용된 초음파의 기본 원리를 개관하고 향후 발전 방향에 대해 언급하려고 한다. 소음 진동학, 음향학 분야의 연구자 및 초음파의 의학적 적용에 흥미를 가지고 있는 과학자들에게 본 논문이 진단용 초음파에 대한 전반적이고 체계적인 이해를 위한 좋은 안내서가 될 수 있기를 희망한다.

## 2. 진단용 초음파의 이론적 배경

인체 내부에 대한 초음파 영상을 위한 가장 중요한 물리적인 배경은 생체 조직으로 입사된 초음파는 전파 과정 중 조직 내에서 산란되거나 조직의 경계면에서 반사되어 되돌아오게 된다는 것이다. 진단용 초음파는 이러한 반사파나 후방 산란파를 이용한다. 산란은 극부적으로 조직의 음향 임피던스가 균일하지 않기 때문에 발생하고<sup>(14)</sup>

반사는 음향 임피던스가 다른 두 조직의 경계면에서 발생한다.<sup>(15)</sup>

경계면에서의 반사: 매질의 특성 음향 임피던스 ( $Z = \rho c$ ,  $\rho = \text{density}$ ,  $c = \text{speed of sound}$ )가 다른 조직 1과 2의 경계면에 입사되는 초음파의 크기가  $P_i$ 라고 할 때(그림 1), 반사되는 초음파의 크기  $P_r$ 은 아래의 식으로 계산할 수 있다.<sup>(16)</sup>

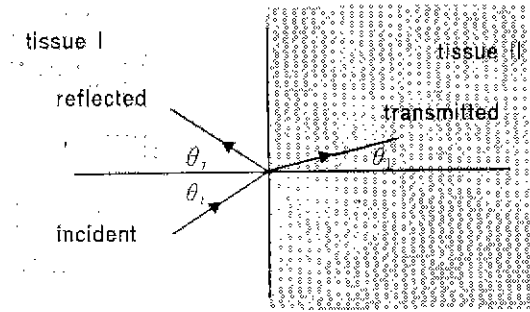


그림 1 매질 II과 I의 경계면에서 초음파 신호의 입사와 투과

$$\frac{P_r}{P_i} = \frac{z_2 \cos \theta_t - z_1 \cos \theta_i}{z_2 \cos \theta_t + z_1 \cos \theta_i} \quad (1)$$

여기서  $z_1 = \rho_1 c_1$ ,  $z_2 = \rho_2 c_2$ ,  $\theta_i$ 는 입사각,  $\theta_r$ 는 투과각을 의미한다. 경계면에 초음파가 수직으로 입사될 경우( $\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0^\circ$ ) 입사파에 대한 반사파의 크기의 비(반사 계수)는 표 1과 같다.<sup>(17, 18)</sup> 연 조직과 공기의 경계면에서 반사 계수는 -1과 근사한 값을 갖는다. 입사파는 대부분 반사하며, 반사파의 위상이  $180^\circ$  바뀔을 의미한다. 따라서 폐와 같은 공기층이 있는 경계에서 초음파는 대부분 반사한다.

**초음파의 산란**: 초음파의 산란은 생체 조직내의 음향 임피던스의 불균일성 즉 산란체에 의해 야기된다. 초음파 산란 효과는 산란체의 크기가 초음파 파장의 크기보다 매우 클 경우에는 경계면에서의 반사의 법칙(식 1)을 따르지만, 초음파 파장과 유사해지거나 작을 경우에는 산란체와 조직간의 단열 압축을 및 밀도차에 의해 크게 영향을 받게 된다. 또한 산란체가 초음파에 공명하는 경우 초음파의 산란 효과는 급격히 상승하게 된다.<sup>(19)</sup> 표 2는 2.5 MHz 초음파가 인체 조직 내에서 산란될 때 조직에 따른 산란 신호의 상대적인 크기를 보여 주고 있다. 혈액에서 초음파의 산

표 1 조직의 경계면에서 수직으로 입사된 초음파의 반사 계수

Interface	$P_r/P_i$
Fat - muscle	0.10
Fat - kidney	0.08
Blood - muscle	0.03
Fat - bone	0.69
Muscle - bone	0.64
Kidney - liver	0.01
Liver - muscle	0.02
Soft tissue - water	-0.05
Soft tissue - air	-0.99

표 2 조직내에서 산란된 2.5 MHz 초음파의 상대적 크기

Tissue	Relative scattered amplitude
Fat(reference)	1
Placenta	0.1
Liver	0.032
Kidney	0.01
Blood	0.001

란은 지방에 비해 1/1000 이하 작음을 알 수 있다. 조직내 산란체의 특성(즉, 산란체의 크기, 단위 체적당 개수, 배열 형태 등)은 조직의 생리 기능적 상태를 평가하는 중요한 자료가 될 수 있다. 초음파의 산란 효과를 이용하면 조직내의 산란체의 특성을 추정할 수 있으며 이 자료는 초음파 조직 특성화 영상을 얻기 위해 매우 중요한 자료가 된다.

### 3. 초음파 영상

초음파 영상을 얻기 위한 진단용 초음파는 그림 2와 같이 분류할 수 있다. 초음파를 인체 내 투사한 후 영상을 얻기 위해 수신하는 방법에 따라, 펄스 에코법(pulse-echo), 펄스 투과법(pulse-transmission), 도플러 법(doppler)으로 구분한다. 펄스 에코 방식은 표시 방식에 따라 A-, B-, C-

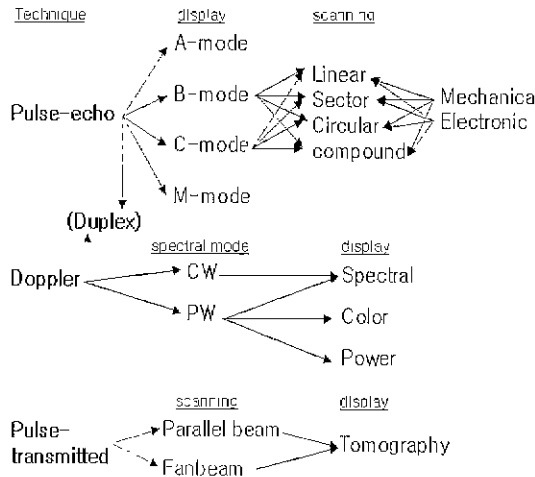


그림 2 진단용 초음파의 분류

M-모드로 나뉜다. 펄스 투과법은 송신용과 수신용의 한 쌍의 탐촉자(probe)가 필요하며, 초음파 CT(computerized tomography) 영상을 얻거나, 생체 외에서 조직 특성화를 위한 측정시 사용된다. 도플러 방식은 움직이는 부분에서 반사된 초음파 신호의 주파수가 변화하는 도플러 현상을 이용하는 것으로 혈류 속도 측정이나 심장 또는 판막의 움직임을 영상화한다.<sup>(20)</sup>

### 3.1 펄스 에코 방식

**A-모드** : 초음파의 전파 시간 또는 전파 거리에 따른 반사파(echo)의 세기를 일차원적으로 표시하는 방법이다. 그림 3은 A-모드를 얻는 기본 원리를 보여준다. 그림 4는 눈 내부에 대한 A모드 신호를 보여준다. 각막(retina)이 수정체 후면의 공막(sclera)으로 분리된 경우 초음파 A-모드를 이용하여 효과적으로 진단할 수 있다.<sup>(21)</sup>

**B-모드** : A-모드 신호의 세기를 휘도 변조(brightness modulation)하여 휘점을 도시한다. 초음파 빔을 순차적으로 이동(scanning)시키면서 2차원 B-모드 영상을 얻는다.(그림 5) 초음파 빔을 주사하는 방식은 선형(linear), 섹터형(sector), 원형(circular), 복합형(compound) 등으로 구분할 수 있다.(그림 6) 구동 방식에 따라, 탐촉자를 직선 운동이나 회전시키는 기계적인 방법과, 다수의 미세한 진동자를 배열한 탐촉자의 각 진동자의 진폭이나 위상을 변환하여 초음파 빔의 방향이나 빔 형상을 제어하는 전자적인 방법으로 구분된다. B-모드는 가장 많이 사용되는 초음파 진

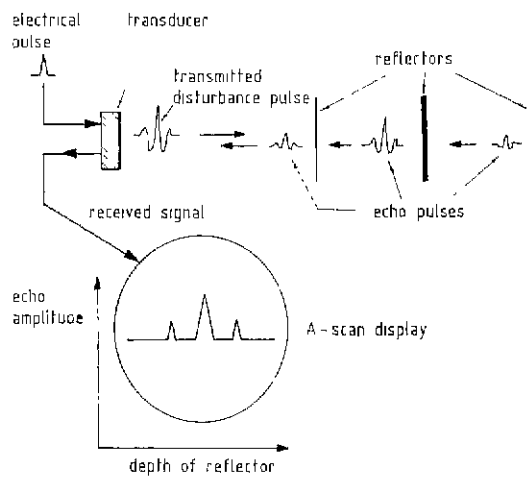


그림 3 초음파 A-모드의 기본 원리

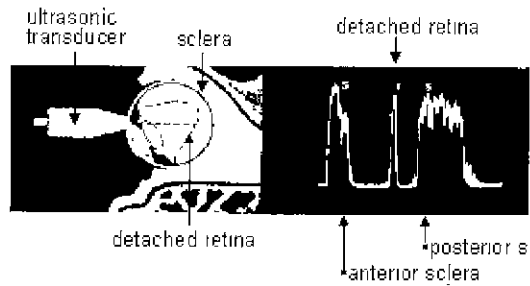


그림 4 망막이 공막에서 분리된 안구의 초음파 A-모드 신호

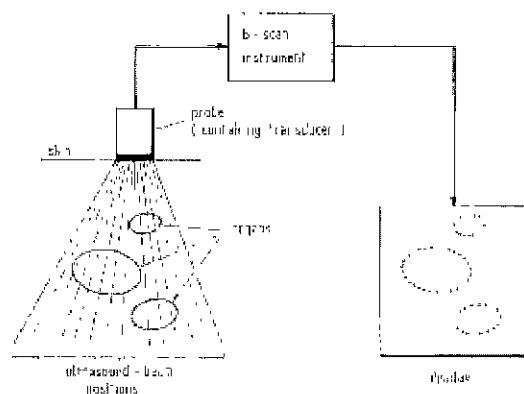


그림 5 초음파 B-모드 영상의 원리

단법이며 ecnogram으로 명명되기도 한다. 그림 7은 자궁 내부의 태아(그림 7a) 경동맥(carotid artery),(그림 7b) LAD 혈관 내부(그림 7c)의 B-모드 영상을 각각 보여주고 있다.<sup>(1)</sup>

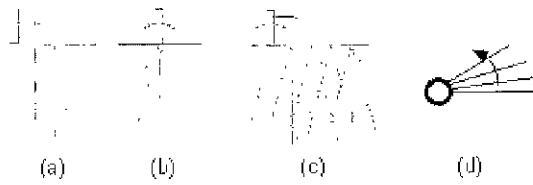
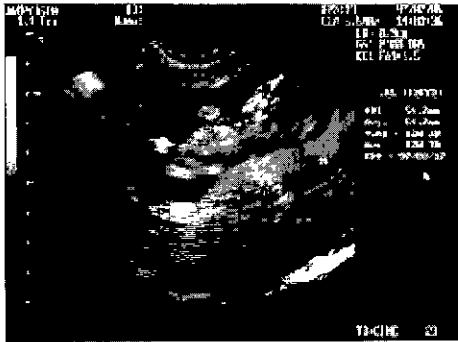
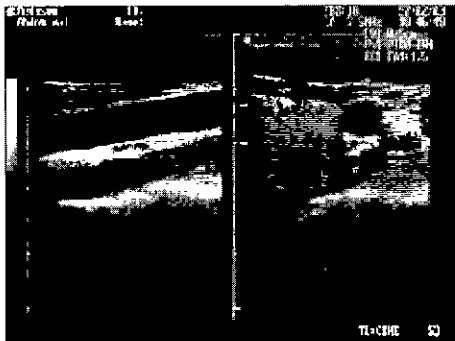


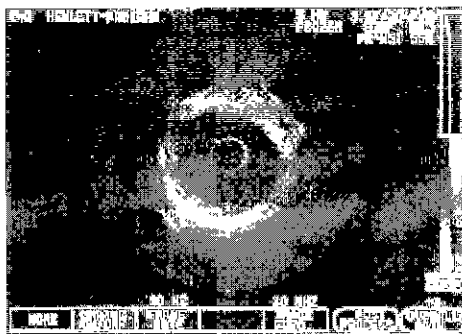
그림 6 2차원 B-모드 영상을 얻기 위한 초음파 빔의 주사 형태 (a) liner (b) sector (c) compound (d) circular



(a)



(b)

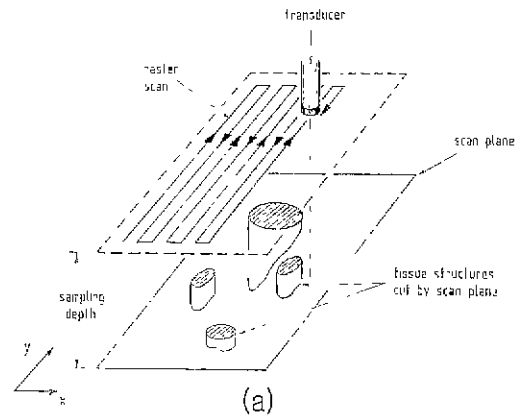


(c)

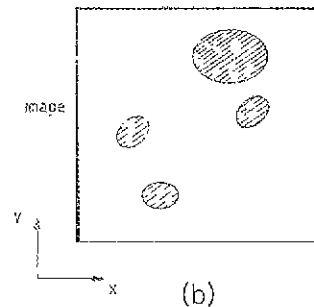
그림 7 초음파 B-모드 영상 (a) Early pregnancy (image courtesy of Medison SA-6000 Digital ultrasound), (b) Carotid artery (image courtesy of Medison SA-6000 Digital ultrasound), (c) Lumen and walls of an LAD(left anterior descending) artery in an adult heart(obtained using a 30-MHz intravascular scanner)

C-모드 : 초음파 빔의 깊이 방향의 내부 영상 제공하는 B-모드와는 달리 C-모드는 탐촉자로부터 일정한 깊이의 단면에 대한 영상을 얻기 위한 것이다.<sup>(22)</sup> C-모드는 탐촉자를 인체 표면에서 가로와 세로축 방향의 2차원 평면을 움직이면서 주사하고 일정한 깊이에서 반사된 신호 부분만을 선택하여 그 크기를 휘도로 표시하여 영상화한다(그림 8) 이렇게 하여 얻어진 영상은 일정한 깊이에 대응하는 평면층의 영상이 된다. 비파괴 검사에서 많이 쓰이는 방식이지만 의료용에서는 거의 사용되지 않고 있다.

M-모드 : 조직 내부에 움직이는 부분이 있을 경우, 탐촉자를 고정하고 얻은 A-모드 신호는 시간에 따라 빈번히 변화하는 A-모드 신호를 휘도 변조하여 시간축에 도시하면 움직이는 물체의 반사면의 시간에 따른 궤적이 된다. 그림 9는 심장 판막-승모판(mitral valve)의 움직임을 M-모드로 도시할 경우 신호의 기본 형태(그림 9a)와 측정된 신호(그림 9b)를 보여준다.<sup>(17)</sup>

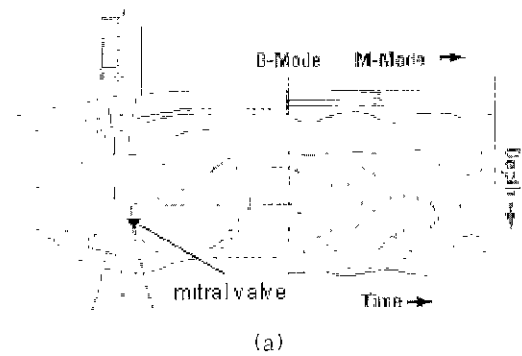


(a)



(b)

그림 8 C-모드 영상의 원리 (a) C-Scanning (b) C-Mode image



(a)



(b)

그림 9 (a) 심장 판막(승모판)의 해부학적 위치 및 M-모드 신호의 기본 형태 (b) 승모판의 초음파 M-모드 신호

### 3.2 도플러 방식

**도플러효과:** 초음파가 움직이는 물체에 반사되면 본래의 주파수와 다른 주파수의 신호로 수신된다. 수신된 신호의 주파수 변화는 움직이는 물체의 속도에 의존하며 이 현상을 도플러효과라고 한다. 그림 10에서 주파수  $f_0$  를 가지는 초음파가 혈관과  $\theta$  의 각으로 입사할 경우, 혈관 내에서  $V$  의 속도를 가지고 움직이는 적혈구에 의해 초음파는 산란되며, 도플러효과에 의해, 수신된 초음파의 주파수는  $f_0$  와 다른  $f_s$  값을 가진다. 송신용과 수신용 초음파 탐촉자가  $\delta$  의 각을 가질 때 도플러효과에 의한 주파수 변화량  $f_d$  은 ( $= f_0 - f_s$ ) 아래의 식으로 표현할 수 있다.

$$f_d = \frac{-2Vf_0 \cos \theta \cos \frac{\delta}{2}}{c} \quad (2)$$

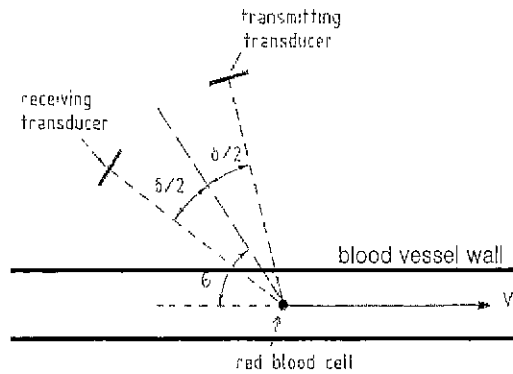


그림 10 도플러 초음파 탐촉자의 배치

표 3 혈류 속도에 따른 도플러 천이 주파수 ( $f_0 = 5 \text{ MHz}$ ,  $c = 1540 \text{ m/sec}$ ,  $\theta = 45^\circ$  르 가정)

Velocity of Blood Flow $V(\text{m/sec})$	Doppler Shift Frequency $f_d$ (Hz)
0.001	5
0.01	46
0.1	459
1	4,592
10	45,916

초음파의 송신과 수신이 하나의 변환기에서 이루어질 경우 (펄스파를 이용할 경우에 해당)  $\delta$  는 0의 값을 가지며 식 (2)는 다음과 같이 된다.

$$f_d = \frac{-2Vf_0 \cos \theta}{c} \quad (3)$$

식 (3)에서  $f_0$ ,  $\theta$ ,  $c$ 는 상수이므로 도플러 천이 주파수  $f_d$ 를 측정하면 혈류 속도  $V$ 를 구할 수 있다. 표 3은 전형적인 진단용 초음파 도플러의 혈류 속도에 따른 도플러 천이 주파수의 변화를 예시하고 있다. 인체 내의 혈류의 속도 변화는 대략 0.01-1 m/s 정도이기 때문에 임상적으로 도플러 신호의 스펙트럼은 40-4,600 Hz 사이의 값을 가진다.<sup>11), 22)</sup>

**도플러 신호:** 도플러 천이 주파수  $f_d$ 를 측정하기 위해서는 송신 신호와 수신 신호를 더한 신호의 모듈레이션 신호 성분을 추출하면 된다. 일반적으로 모듈레이션 신호를 도플러 신호라고 하

며,  $f_d$ 의 값은 도플러 신호의 주파수 성분이 된다.(그림 11)

**주파수:** 임상적으로 송신 주파수는 보통 2~10 MHz 대역을 사용한다. 주파수가 높으면 초음파 신호의 감쇠가 커지기 때문에 인체 내부 깊숙한 곳의 혈류 측정이 어렵게 된다. 저주파수에서는 감쇠 효과는 작아지나 도플러효과에 대한 혈류 속도의 민감도가 저하된다. 따라서 진단 부위에 따라 감쇠 효과와 민감도를 최적화 하는 주파수를 사용해야 한다.

**빔 조사 각도:** 혈관과 초음파 탐촉자간의 각도( $\theta$ )에 대한 효과는 식 (3)에서 보여주는 것처럼 코사인 법칙을 따른다. 도플러 신호의 주파수  $f_d$ 는  $\theta$ 가  $90^\circ$ 에서  $0^\circ$ 으로 감소할수록 증가한다. 만일 초음파 빔을 적혈구가 움직이는 방향과 직각으로 입사하면 ( $\theta=90^\circ$ )  $f_d$ 는 0이 되어 도플러 신호를 측정할 수 없다.

**초음파 신호의 형태:** 송신용 신호로 연속파나 펄스파 모두 사용이 가능하다. 연속파를 사용할 경우에는 깊이에 대한 정보는 알 수 없다. 조직

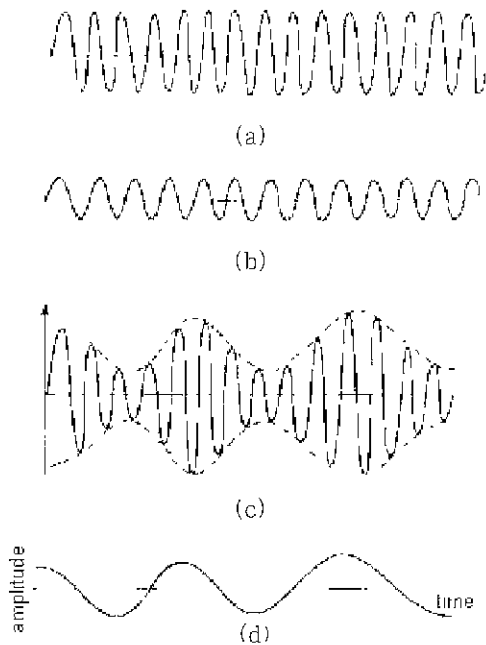


그림 11 도플러 신호의 추출 (a) transmitted signal (b) received signal (c) transmitted signal +received signal (d) doppler signal extracted by filtering from the signal of c

내 특정한 부분에 위치한 혈관의 혈류를 측정하기 위해서는 펄스형 초음파를 사용해야 한다. 펄스파를 이용한 도플러 영상이 연속파를 이용한 경우 보다 임상적인 활용 범위가 훨씬 넓다.

**도플러 신호의 도시 방식:** 의료용 초음파 도플러는  $f_d$ 를 도시하는 방식에 따라 스펙트럴 도플러(spectral), 칼라 도플러(color), 파워 도플러(power)로 구분할 수 있다.<sup>(17-22)</sup> 스펙트럴 도플러는 도플러 신호의 주파수 성분을 시간축을 따라 2차원 그래프로 표시한 것이다(그림 12b, 16).

연속파를 사용할 경우에는 대부분 스펙트럴 도플러 방식으로 도시하며, 펄스파의 경우는 스펙트럴 방식 외에도 칼라 도플러, 파워 도플러 방식을 사용할 수 있다. 펄스파를 사용한 스펙트럴 도플러 방식은 단순히 (혈관 내의) 특정한 한 위치에서  $f_d$ 의 값 (혈류 속도)의 변화를 보여준다. 그림 12b는 펄스파를 이용한 공통 경동맥(common carotid artery)의 스펙트럴 도플러 신호이다.<sup>(22)</sup> 칼라 및 파워 도플러 방식은 도플러 신호를 수신하는 깊이를 변화하면서 원하는 위치 범위에 대한  $f_d$  값 (칼라 도플러) 또는 도플러 신호의 크기 (파워 도플러)에 대한 정보를 얻는다. 그리고 초음파 빔을 이동하면서 동일한 작업을 반복하여 결국은 속도에 대한 2차원 영상을 얻는 방법이다 (그림 13).

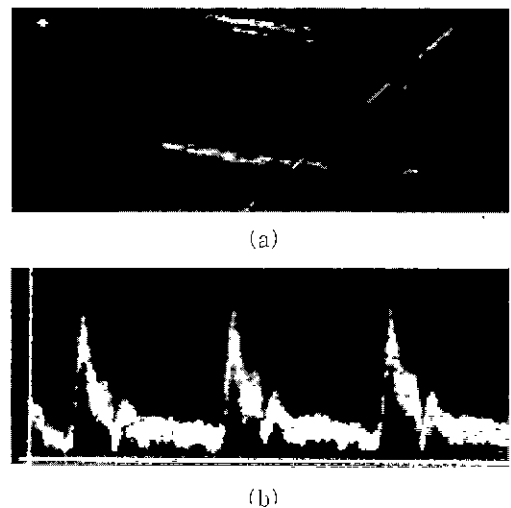


그림 12 공통 경동맥(common carotid artery)의 듀플렉스 초음파영상 (a) 초음파 B-모드 영상 (b) 시간에 따라 변화하는 혈류 속도 도플러 스펙트럼

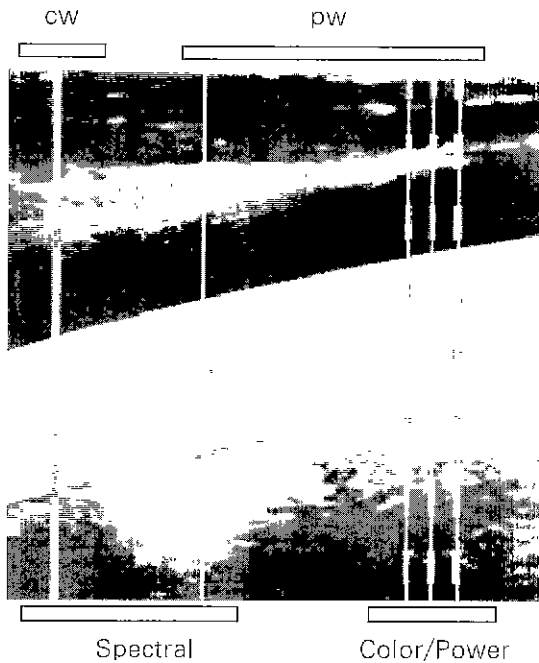
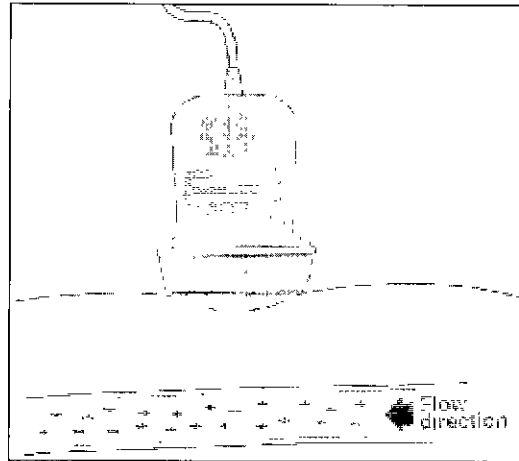
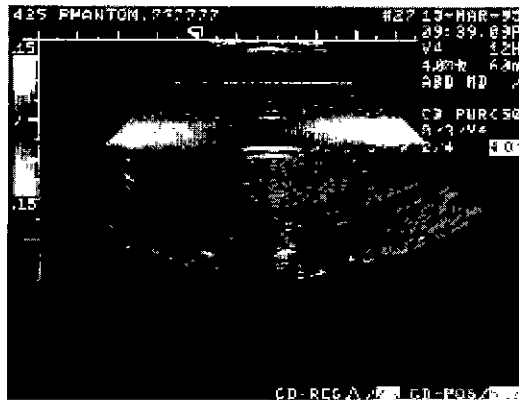


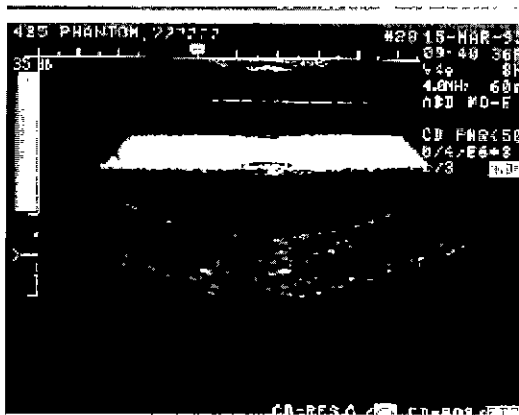
그림 13 의료용 초음파 도플러 모드



(a)



(b)



(c)

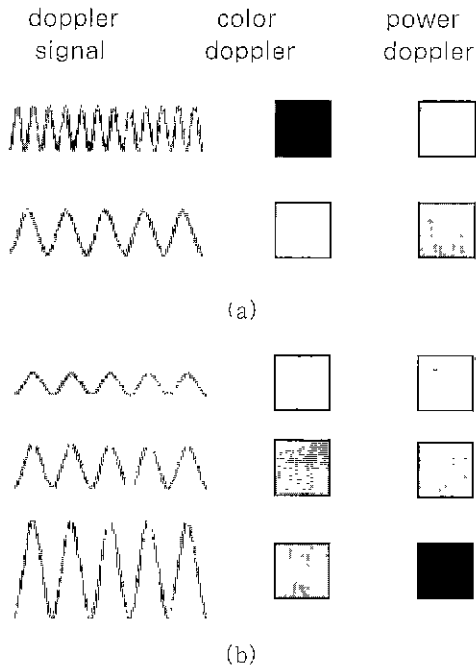


그림 14 도플러 신호의 변화에 따른 칼라 도플러와 파워 도플러 영상의 화소 결정 방법의 비교 (a) 도플러 신호의 크기는 동일하고 주파수가 다를 때(파워 도플러 화소는 동일) (b) 도플러 신호의 주파수는 동일하고 크기가 다를 때(칼라 도플러의 화소는 동일)

그림 15 도플러 초음파 팬텀의 칼라 도플러와 파워 도플러 영상의 비교 (a) 화살표 방향으로 혈류가 흐르는 초음파 도플러 팬텀 및 초음파 탐촉자(sector scanner)의 모습 (b) 칼라 도플러 영상 (c) 파워 도플러 영상

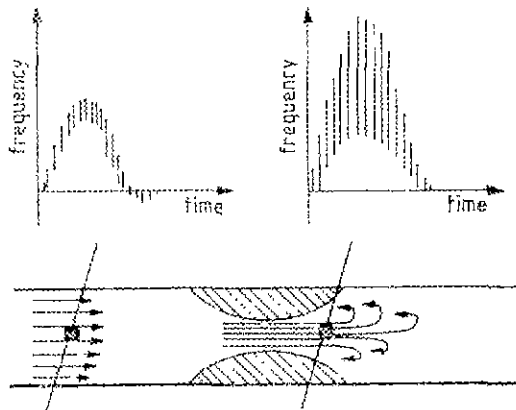


그림 16 혈관 협착증이 있는 경우 도플러 신호 스펙트럼의 변화

그림 14는 도플러 신호의 변화에 따른 칼라 도플러와 파워 도플러 영상의 화소를 결정하는 방법을 비교하고 있다. 도플러 신호의 크기는 동일하고 주파수가 다를 때, 칼라 도플러의 화소는 주파수의 변화를 반영하여 결정하지만 파워 도플러의 화소는 동일한 상태로 유지된다(그림 14a). 도플러 신호의 주파수는 동일하고 크기가 다를 때는, 반대로, 칼라 도플러의 화소는 동일하지만 파워 도플러의 화소는 신호 크기에 따라 달라지게 된다(그림 14b). 칼라 도플러는 평균 속도와 흐름의 방향에 관한 정보를 칼라로 표시할 수 있으며, 파워 도플러는 영상의 민감도가 매우 높아 미세 혈관까지도 감지할 수 있다. 그러나 칼라 도플러는 도플러 신호의 주파수 정보를 영상 정보로 사용하므로 Aliasing과 빔 조사 각도에 의한 영향을 받는다. 파워 도플러의 경우 Aliasing 문제가 없으며 빔 각도에 의한 영향도 덜 받지만 속도와 방향에 대한 정보를 제공하지 못한다.<sup>(17)</sup> 그림 15는 도플러 초음파 패턴을 이용하여 칼라 도플러와 파워 도플러 영상을 비교하고 있다.

**도플러 초음파의 임상적 활용:** 그림 16은 초음파 도플러가 임상적으로 활용되는 한 예를 보여준다. 혈관에 협착증이 있을 경우 베르누이 식에 의해 혈류의 속도가 빨라지므로<sup>(1)</sup>, 펄스파를 이용하여 협착증이 발생한 부위에서 도플러 신호를 수신하면, 스펙트럴 주파수의 최대치는 상대적으로 증가한다. 이로부터 혈관의 협착증의 유무와 위치를 진단하는 자료로 활용할 수 있다.

### 3.3 듀플렉스

B-모드 영상과 도플러 영상을 병합한 것으로

혈관의 해부학적인 영상과 혈류 속도를 동시에 볼 수 있도록 하는 방식이다. 임상적으로 도플러 초음파 영상은 해부학적인 정보를 보여주는 B-모드 영상과 함께 도시하는 것이 보통이다. 그림 12, 15에서 보여주는 초음파 영상들은 B-모드와 도플러 영상을 병합한 듀플렉스 모드 방식이다.

### 3.4 펄스 투과 방식: 초음파 CT

초음파가 생체 조직을 투과하면서 조직의 특성에 따라 투과된 초음파의 특성이 달라지는 효과를 측정하여 영상화하거나 진단에 이용하는 방식이다.<sup>(2)</sup> 보통 송신용과 수신용으로 구분된 한 쌍의 탐촉자를 사용한다. 임상적으로 많이 쓰는 방식은 아니지만 의학적 유용성이 꾸준히 제기되고 있다. 의학적으로 관심을 끌고 있는 것으로 초음파 CT를 들 수 있다.

초음파 CT는 X선 CT와 영상을 구성하는데 있어서 동일한 수학적 원리를 사용한다. 종래의 X선 촬영은 X선을 인체의 특정 부분에 조사한 후 후면에서 얻어진 그림자 영상을 보여준다. 즉 X선 영상은 인체 내부에 대한 평균화된 투영이며 단면에 대한 상세한 정보를 제공하지는 못한다. Radon(1917)이 물체에 대한 투영상으로부터 단면의 영상을 재구성하는 수학적 기법을 확립하고,<sup>(3,4)</sup> Hounsfield(1972)가 X선을 이용한 CT 기법의 개발하면서,<sup>(17)</sup> 인체 내부의 단면을 비침습적으로 영상화하는 것이 비로서 가능하게 되었다. X선 CT 영상은 컴퓨터의 발전과 더불어 급속히 임상적으로 실용화되었고, 3차원 CT 영상이 진단에 이용되고 있다.

X선 CT는 영상을 재구성하기 위한 변수로 X선의 감쇠 계수를 사용한다. 반면 초음파 CT는 감쇠 계수 뿐 아니라, 전파 속도, 비선형 전파 계수 등 다양한 변수를 사용할 수 있다. 초음파 CT는 아직 임상적으로 많이 사용하고 있지는 않지만, 향후 그 이용 가능성은 매우 크다.

**초음파 CT의 기본 원리:** 초음파 CT 영상을 얻기 위해 초음파 신호를 송신하고 수신하는 방법에 따라 평행 투영법(parallel projection), 부채꼴 투영법(fanbeam projection), 복합형(compound projection)으로 구분할 수 있다. 여기서는 평행 투영법보다는 기하학적인 해석이 난해하지만 X선 CT에서 보편적으로 쓰이는 부채꼴 투영에 대해 소개한다. 그림 17은 부채꼴 투영 방식 초음파 탐촉자 배열 및 초음파 CT 영상 재구성을 위한



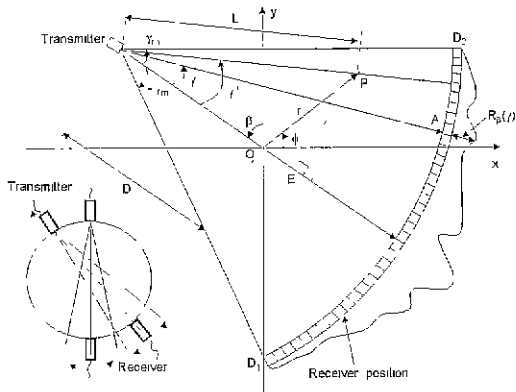


그림 17 초음파 CT의 부채꼴 투영 방식 초음파 탐촉자 배열(왼쪽) 및 영상 지구성을 위한 기하학적 상세도(오른쪽)

기본 기하학을 보여준다. 송신용 초음파 탐촉자는 중심에서 반경 D만큼 떨어진 원주를 따라 y축을 기준으로 각  $\beta$ 가 증가하는 방향으로 회전한다. 수신용 탐촉자는, 송신용 탐촉자가 각  $\beta$ 의 위치에서 신호를 보내고 있을 때, 원주  $D_1$ - $D_2$ 를 따라 각  $-\gamma_m$ 에서  $\gamma_m$  사이를 움직이며, 투과된 초음파 신호  $R_\beta(\gamma)$ 를 수신한다. 조직의 단면 영상을 표현하는 2차원 함수를  $f(r, \phi)$ 라 하면, 측정된 투영 자료  $R_\beta(\gamma)$ 를 이용하여  $f(r, \phi)$ 는 아래의 식으로 복원할 수 있다.<sup>(6)</sup>

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{L^2} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} D \cos \gamma R_\beta(\gamma) \frac{1}{2} \left( \frac{\gamma' - \gamma}{\sin(\gamma' - \gamma)} \right) h(\gamma' - \gamma) d\gamma d\beta \quad (4)$$

여기서

$$L(\beta, r, \phi) = [D^2 + r^2 + 2Dr \sin(\beta - \phi)]^{1/2}$$

$$\gamma'(\beta, r, \phi) = \tan^{-1} \left( \frac{r \cos(\beta - \phi)}{D + r \sin(\beta - \phi)} \right)$$

$$h(r) = \int_{-W}^W |W| e^{i2\pi W r} dW$$

여기서 kernel  $h(r)$ 는 시스템의 대역폭을 W라 할 경우, |W|에 대한 역 푸리에 변환으로 표현된다. CT 영상의 질을 개선하기 위한 성능이 우수한 kernel에 대한 연구 및 계산 속도를 향상시키기 위한 알고리즘 개발을 위한 많은 연구가 진행되고 있다. 그림 18은 개에서 적출한 심장에 대한 초음파 CT 영상을 보여 주고 있다. 영상 재구

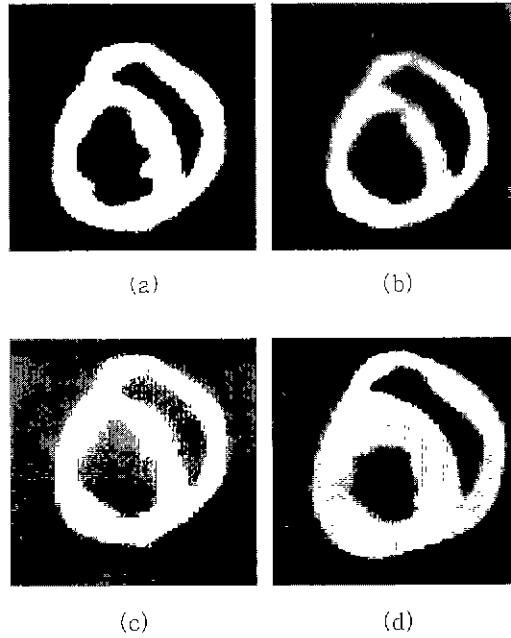


그림 18 개에서 적출한 심장의 초음파 CT 영상. 영상 변수: (a) mean value of transfer function (b) energy ratio (c) frequency shift (d) refraction index.

성을 위해 전달 함수의 평균값(그림 18a), 송신 신호에 대한 수신 신호의 에너지 비(그림 18b), 주파수에 따라 증가하는 초음파 감쇠로 인한 수신 주파수의 천이 효과<sup>(7)</sup> (그림 18c), 조직 내에서 초음파 전파 속도 차이에 의해 발생한 굴절 효과<sup>(8)</sup>(그림 18d)를 사용했다. 사용한 초음파 변수에 따라 구성된 영상의 차이는 조직의 생리 기능적 상태와 측정 변수와의 상관성의 차에 의해 발생한다 이는 감쇠 계수만을 영상 변수로 하는 X선 CT 보다 좀더 다양한 형태의 정보를 얻을 수 있음을 의미한다. 초음파 CT는 측정 부위나 사용 목적에 따라 적절한 영상 변수를 설정할 경우 임상적으로 유의한 정보를 제공할 수 있다. 참고로 X선 CT는 초음파 보다 훨씬 높은 주파수를 가지며 투과성이 좋기 때문에 초음파 CT에 비해 공간 분해능이 우수한 선명한 영상을 제공한다.

### 3.5 3차원 초음파 영상

다수의 2차원 B-모드 영상 또는 C-모드 영상을 합성하면 3차원 영상을 구성할 수 있다.<sup>(9)</sup> 최근에는 3차원 전용 탐촉자(그림 19)가 개발이 되어 실시간으로 3차원 영상을 구현할 수 있는 단계에 도달해 있다. 3차원 영상의 획득으로 그동안

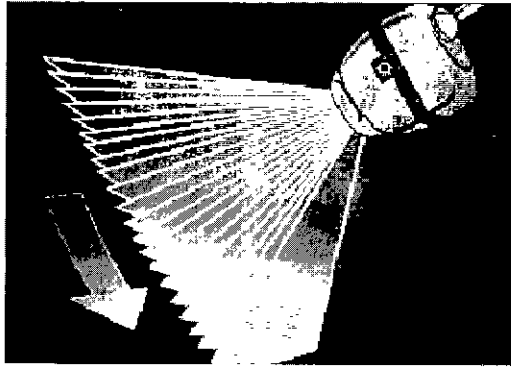


그림 19 복부용 3차원 초음파 탐촉자(Medison voluson 530D digital 3D ultrasound)

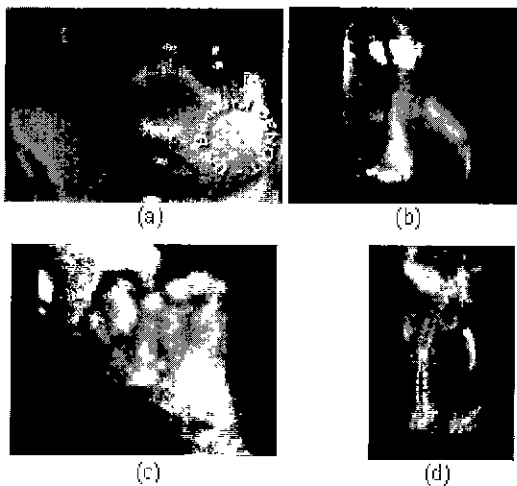


그림 20 32주된 태아의 3차원 초음파 영상 (a) face (b) legs and feet (c) torso (d) spine (images from Medison Voluson 530D Digital 3D ultrasound)

2차원 영상으로는 얻을 수 없었던 체적에 관련한 정보를 얻을 수 있고, 인체 내부를 입체적인 도시하는 영상으로 진단의 정확성을 높일 수 있는 획기적인 계기를 마련하였다. 그림 20은 32주된 태아의 초음파 3차원 영상을 보여주고 있다.

### 3.6 기능적 초음파 영상: 조직 특성화

펄스 에코 방식을 이용한 기존의 초음파 영상은 경계 층에서 반사된 초음파 신호의 크기 정보만을 이용하여 경계 층의 위치, 모양과 관련된 해부학적인 영상을 제공한다. 생체 조직내의 기능적인 상태를 초음파로 영상화하려는 노력은 꾸준히 진행되어 일부는 본격적인 임상 적용을 눈앞에 두고 있다.<sup>(10, 11)</sup> 기능적인 초음파 영상은 펄스 에코의

크기 이외의 다양한 초음파 변수, 즉, 초음파 감쇠 계수<sup>(20)</sup>, 조직의 상태에 따라 변하는 전파 속도,<sup>(12)</sup> 초음파 후방 산란 (backscattering),<sup>(13, 14)</sup> 조직의 초음파 비선형 전파 특성, 조직의 탄성도<sup>(15)</sup> 등을 이용한다.

표 4는 기능적 영상을 위해 사용되는 초음파 변수 및 임상적 적용 분야를 제시하고 있다. 감쇠 계수와 전파 속도를 이용한 초음파 골 밀도 진단기,<sup>(16~18)</sup> 초음파의 비선형 전파 및 초음파 조임제를 활용한 (서브)히모닉 영상은<sup>(19, 20)</sup> 이미 임상적으로 사용되기 시작하고 있다. 조직의 탄성도를 영상화한 elastogram,<sup>(21, 22)</sup> 초음파 산란 효과를 이용한 유방암 진단, 초음파 전파 속도 변화를 측정하여 구성된 조직 내부의 온도 분포의<sup>(23)</sup> 영상 등은 임상적 활용을 위한 막바지 연구를 진행중이다. 그림 21은 안구 내를 전파하는 초음파의 후방 산란 신호로부터 산란체의 크기를 추정하여 영상화 것이다. 종래의 B-모드 영상으로는 볼 수 없었던 안구 종양이 선명하게 식별되고 있다.<sup>(21)</sup>

표 4 생리 기능적 초음파 영상을 얻기위해 사용 가능한 초음파 변수

Tissue properties	Measurement parameters	Clinical application	
Attenuation	-Attenuation coefficient	-Bone densitometry	
	-Frequency shift		
Propagation speed	-Phase velocity	-Thermal imaging	
	-Slow wave and fast wave		
Scattering	-Back scattering coefficient	-Solid tumor detection	
	-Sliding window spectrum analysis(m,dband fit, spectral slope, intercept)		
	-Lattice scattering resonant frequency		-Lesion detection
	-Stochastic properties		
Nonlinearity	-Ultrasound contrast agents	(sub) Harmonic imaging	
	-B/A parameter		
Elasticity	-Young's Modulus	Elastogram	
	-Poisson's ratio		
	-Viscosity etc		

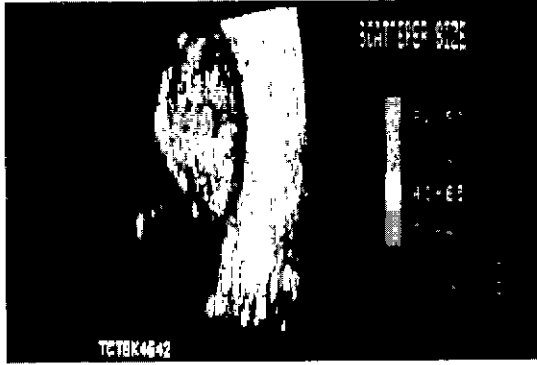


그림 21 안구의 초음파 산란체 크기에 의한 영상 수정체 후면에 중앙 조직이 쉽게 식별되고 있다.(Thijssen 1989)

#### 4. 진단용 초음파의 미래

초음파 영상의 가장 큰 장점은 다른 어떤 방식보다도 인체에 무해하고 정보를 얻는 과정에서 비침습적이며, 그리고, 실시간 영상을 제공한다는 점이다. 이러한 장점 때문에 초음파 진단기는 최첨단 유사 진단 방식의 출현에도 굳건히 자기 자리를 지키며 제몫을 다하고 있다. 향후 초음파를 이용한 진단은 더욱 범위가 확대될 것으로 예상된다.<sup>(25)</sup> 이러한 예상은 종래 B-모드 위주의 진단법을 개선 보완하거나, 새로운 개념의 초음파 활용 기술이 점차 가시화 되고 있다는 것으로부터 매우 낙관적이다. 구체적으로 그동안 2차원 영상의 한계를 극복하는 실시간 3차원 초음파 영상이 실용화 될 것으로 보인다.

생리 기능적 영상 취득을 위한 조직 특성화 관련한 연구가 속속히 임상적으로 활용 가능한 형태로 나타나고 있어 초음파의 의학적 활용 범위를 배가할 수 있는 가능성을 제시하고 있다. 즉 기존의 해부학적인 영상에 조직의 생리 기능적 정보를 첨가하는 다차원 다기능적 영상의 취득이 일반화될 것으로 보인다. 조직의 탄성도 영상, 조직의 산란 영상, 조직내의 온도 분포를 영상화하는 열 영상, 플 밀도 및 강성도를 영상화하는 골 영상 등이 그 예라 할 수 있다.

MRI, X선 CT, 또는 핵의학 등 첨단 의학 영상 장비들이 조영제를 사용하여 영상의 질을 높이고 있듯이 초음파 조영제는 초음파 진단에 새로운 혁신을 가져올 것으로 큰 주목을 받고 있다. 초음파 조영제를 사용하여 그동안 불가능할 것으로

여겨졌던 모세혈관의 영상화가 가능해지고 유사 조직간의 B-모드 영상의 대비도를 획기적인 개선하고 있다. 또한 (서브)하모닉 영상 기법의 개발로 진단의 폭을 더욱 넓히고 있다. 초음파 영상의 질을 개선하기 위해 조영제에 대한 많은 연구가 진행되고 있으며 이미 임상적으로 이용 가능한 조영제가 시판되고 있다.<sup>(26)</sup>

#### 5. 맺음 말

진단용 초음파의 기본 원리를 개관하고 응용 분야 및 향후 활용 기술에 대해 살펴보았다. 방대한 내용을 짧은 지면에 담아 보려는 무리한 시도 이기는 하지만, 의료용 초음파 영상 분야에 관심을 갖기 시작하는 연구자들에게 이 분야의 전체적인 체계 및 흐름을 느낄 수 있도록 정리하려고 노력하였다. 실패본바와 같이 초음파 영상이 진단에 기여하는 참으로 크며, 향후 영상의 질을 개선하는 새로운 기술들이 실용화 단계를 밟고 있어, 진단용 초음파의 의학적 기여도는 더욱 배가할 것으로 예상된다. 의료용 초음파 영상의 기술적인 진보는 상당 부분 음향학, 소음 진동학, 신호 처리, 물리학, 공학 분야의 연구자들에 의해 이루어졌다고 해도 과언이 아니다. 향후 의료용 초음파 분야의 지속적인 발전 위해서 이 분야 연구자들의 많은 관심과 지속적인 참여가 요구된다.

#### 참 고 문 헌

- (1) Tavel, M. E., Brown, D. D., and Shander, D., 1994, "Enhanced Auscultation with a New Graphic Display System", ARCH Intern Med., Vol. 154, pp. 893~898.
- (2) Padmanabhan, V., and Seronlow, J. L., 1994, "Dynamical Analysis of Diastolic Heart Sounds Associated with Coronary Artery Disease," Annals of Biomedical Engineering, Vol. 22, pp. 264~271.
- (3) Han, C. K., Ko, S. T., and Choi, M. J., 2000, A New Auscultation Device Using a Polymer Based Adherent Differential Output Sensor. JSST 2000-The 6th joint Symposium of

- Cheju National University and Nagasaki University on Science and Technology, 20-22 April 2000, pp. 296~301.
- (4) 최민주, 1997, "소리의 감성적인 측면과 활용", 전자공학회지, 제 24권, 제 11호, pp. 1317~1333.
- (5) Yang, J. W., Choi, M. J., Lee, Y. H., 2000, "An Improvement of Impulse Response Estimating Method in Acoustic Rhinometer", Proceedings of the IEEK, Vol. 23, No. 1, pp. 95~98.
- (6) Lenders, H., and Pirsig, W., 1990, "Diagnostic Value of Acoustic Rhinometry: Patients with Allergic and Vasomotor Rhinitis Compared with Normal Control", Rhinology, Vol. 28, pp. 5~16.
- (7) Mccombe, A. W., Kwok, V., and Hawke, W. M., 1995, "An acoustic screening test for obstructive sleep apnoea," Clin. Otolaryngol., Vol. 20, pp. 348~351
- (8) Pantalos, M. G., Kim, C. H., and Flatau, A., 1996, "Variation in Artificial Heart Acceleration and Sound Production with Prosthetic Valve Selection in Vitro," The International Journal of Artificial Organs, Vol. 19, No. 3, pp. 181~188.
- (9) Choi, M. J., Min, B. G., Park, S. K., Kim, S. J., Choi, J. W., and Lee, S. H., 1998, Acoustical Characteristics of a Moving Actuator Type Total Artificial Heart. Akutsu T. and Koyanagi H.(eds.) Heart Replacement-Artificial Heart 6. Springer-Verlag, Tokyo, Japan, pp. 66~73.
- (10) Salo, N., Miura, M., Itoh, T., Ohmi, m., (Ha eda, K., Mohri, H., Nitta, S., and Tanaka, M. 1993, Sound Spectral Analysis of Prosthetic Valvular Clicks for Diagnosis of Thrombosed Bjork-Shiley Tilting Standard Disc Valve Prostheses, Thoracic and Cardiovascular Surgery, February 1993, pp. 313~320.
- (11) Lee, S. W., Lee, H. S., Om, K. S., Ahn, J. M., Choi, M. J., and Min, B. G., 1999, "Spectral Properties of the Sounds from the Latest Model of the Korean Total Artificial Heart," Proceedings of the Korea Society of Medical and Biological Engineering, Vol. 21, No. 1, pp. 178~179.
- (12) Lee, S. W., Lee, H. S., Om, K. S., Choi, M. J., and Min, B. G., 1999, "A Study of the Acoustical Properties of the Mechanical Heart Valve Using MUSIC," Proceedings of the Acoustical Society of Korea, Vol. 18, No. 2s, pp. 131~134.
- (13) Choi, M. J., 1992, Physical Aspects of High Amplitude Pulsed Ultrasound Used in Lithotripsy. PhD Thesis, University of Bath, Bath, England.
- (14) Hill, C. R., editor, 1986, Physical Principles of Medical Ultrasound, Ellis Horwood Ltd, Chichester, UK
- (15) Wells, P. N. T., 1977, Biomedical Ultrasonics, Academic Press, London
- (16) Kinsler, L. E., Frey, A. R., Coppens, A. B., and Sanders, J. V., 2000, Fundamentals of Acoustics, 4th ed, John Wiley & Sons, New York
- (17) Zagzebski, J. A., 1996, Essentials of Ultrasound Physics, Mosby, London
- (18) Duck, F. A., 1990, Physical properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book, Academic Press, London
- (19) Mackay, R. S., and Rubissow, G., 1978, "Decompression Studies Using Ultrasonic Imagery of Bubbles". IEEE trans, BME, Vol. 25, pp. 537-544
- (20) Evans, D. H., and McDicken, W. N., 2000, Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing 2ed., John Willey & Sons, New York
- (21) Oksala, A., and Gernet, H., 1967, Ultrasonics in Ophthalmology, New York, pp. 116~133.
- (22) Fish, P., 1990, Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound, John Willey & Sons, New York
- (23) Chandran, K. B., 1992, Cardiovascular

Biomechanics, New York University Press, New York

(24) Edee, M. K. A., 2000, "Tissue Structure Study Through Ultrasonic Forward Scattering", *Ultrasonics*, Vol. 37, pp. 645-646.

(25) Radon, J., 1917, "On the Determination of Functions from Their Integrals Along Certain Manifolds". *Ber. Saechsische Akademie der Wissenschaften*, Vol. 29, pp. 266~277.

(26) John, F., 1955. *Plane Wave and Spherical Means Applied to Partial Differential Equations*, Wiley-Interscience, New York

(27) Hounsfield, G. N., 1972, "A method of an Apparatus for Examination of a Body by Radiation such as X-ray or Gamma Radiation", British Patent No. 1283915, Patent Office, London.-see also Hounsfield, G. N., 1973, *British Journal of Radiology*, Vol. 46, pp. 1016~1022.

(28) Scudder H. J., 1978, "Introduction to Computer Aided Tomography", *Proceedings of the IEEE*, Vol. 66, No. 6, pp. 628~637.

(29) Fink, M., Hottier, F., and Cardoso, J. F., 1983, "Ultrasonic Signal Processing for in Vivo Attenuation Measurement: Short Time Fourier Analysis", *Ultrasonic Imaging*, Vol. 5, pp. 117~135.

(30) Optehnski, K. J., and Gudra, T., 2000, "Ultrasonic Transmission Tomography Image Distortions Caused by the Refraction Effect". *Ultrasonics*, Vol. 38, pp. 424~429.

(31) Cho, Z. H., Jones, J. P., and Singh, M., 1993, *Foundations of Medical Imaging*, John Wiley & Sons, Inc., New York

(32) Shung, K. K., 1985, "Ultrasonic characterization of biological tissues". *J. Biomech Eng*, Vol. 107, No. 4, pp. 309~314.

(33) Huisman, H. J., Thijssen, J. M., Wagener, D. J. T., and Rosenbusch, G. J. E., 1998, "Quantitative ultrasonic analysis of liver metastases", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, No. 1, pp. 67~77.

(34) Molthen, R. C., Narayanan, V. M., Shankar, P. M., Reid, J. M., Genis, V., Forsberg, F.,

Halpern, E. J., and Goldberg, 1998, "Using Phase Information in Ultrasonic Backscatter for in Vivo Liver Analysis", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, No. 1, pp. 79~91.

(35) Bijnens, B., D'hooge, J., Sultherland, G., (He regods, M. C., Nuyts, J., Suetens, P., and Werk, F. V., 1999, "Robustness of integrated backscatter for myocardial tissue characterization," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 25, No. 1, pp. 95~103.

(36) Wear, K. A., and Garra, B. S., 1998, "Assessment of Bone Density Using Ultrasonic Backscatter," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, No. 5, pp. 689~695.

(37) Gao, L., Parker, K. J., Lerner, R. M., and Levinson, S. F., 1996, "Imaging of the elastic properties of tissue-a review," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, No. 8, pp. 959~977.

(38) Hans, D., Fuerst, T. and Uffmann, M., 1996, "Bone Density and Quality Measurement Using Ultrasound," *Curr. Opin. Rheumatol*, Vol. 4, No. 4, pp. 370~375.

(39) Rho, J. Y., 1996, "An Ultrasonic Method for Measuring the Elastic Properties of Human Tibial Cortical and Cancellous Bone", *Ultrasonics*, Vol. 34, pp. 777~783.

(40) Sterlitzki, R., Clarke, A. J., and Evans, J. A., 1996, "The Measurement of the Velocity of Ultrasound in Vixed Trabecular Bone Using Broadband Pulses and Single-frequency Tone Bursts," *Phys. Med Biol*, Vol. 41, pp. 743~753.

(41) Forsberg, F., Shi, W. T., and Goldberg, B. B., 2000, "Subharmonic imaging of contrast agents," *Ultrasonics*, Vol. 38, pp. 93~98.

(42) Shankar, P. M., Krishna, P. D. and Newhouse V. L., 1998, "Advantages of Subharmonic over Second Harmonic Backscatter for Contrast-to-tissue Echo Enhancement", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 24, No. 3, pp. 395~399.

(43) Kallel, F., Ophir, J., Magee, K., and Krouskop, T., 1998, "Elastographic Imaging of Low-contrast Elastic Modulus Distributions in

Tissue". *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, No. 3, pp. 409-425.

(44) Emelianov, S. Y., Lubinski, M. A., Weitzel, W. F., Wiggins, R. C., Skovoroda, A. R., and O'donnell, M., 1995, "Elasticity Imaging for Early Detection of Renal Pathology", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, No. 7, pp. 871~883.

(45) Masss-Moreno, R., and Damianou, C. A., 1996, "Noninvasive Temperature Estimation in Tissue Via Ultrasound Echo-shifts. Part I. Analytical model". *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 100,

No. 4, pp. 2514~2521.

(46) Thijssen, J. M., 1989, "Ultrasonic Tissue Characterisation and Echographic Imaging", *Phys. Med. Biol.*, Vol 34, No. 11, pp.1667~1674.

(47) Whittingham, T.A., 1997, "New and Future Developments in Ultrasonic Imaging", *The British Journal of Radiology*, Vol. 70, pp. S119~S132.

(48) Goldberg, B.B., Liu, J.B., and Forsberg, F., 1994, "Ultrasound Contrast Agents: A Review", *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 20, No. 4, pp. 319~333.