

초음파의 기본 물리와 허상

가톨릭대학교 의과대학 성모병원 영상의학과학교실
김 지 영 · 안 국 진

Basic Physics and Artifact of Ultrasound

Jeon Young Kim, MD and Kook Jin Ahn, MD

Department of Radiology, St. Mary's Hospital, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, Korea

초음파는 실시간 영상을 제공하는 비침습적인 영상검사로 반세기 동안 널리 사용되어 왔으며 최신 영상진단 방법들 중 가장 기초가 되는 검사법이다. 초음파란 사람들이 들을 수 있는 가청영역(16~20,000 Hz) 이상의 음파로 본질적으로는 가청범위의 음파와 같지만 주파수가 크고 파장이 짧으며 상당히 강한 진동을 얻을 수 있으므로 보통 소리에서 볼 수 없는 성질을 보인다.

초음파의 기본 물리

소리의 특성

종 파(Longitudinal waves)

음파는 전파되는 성질을 가지며, 질량을 가지고 있지는 않으나 에너지를 가지고 있다. 초음파의 펄스(pulse)는 매질 내에서 매질 내 입자의 운동방향과 초음파 파동의 운동방향이 같은 종파처럼 전달된다. 이 때 반복되는 각각의 전후 움직임을 사이클(cycle)이라고 부르고, 1초 동안의 사이클 수를 주파수(frequency)라고 정의한다. 소리의 주파수를 나타내는 단위는 Hertz(Hz)로 표기한다.

1 Hz=1 cycle/sec

1,000 cycles/sec=1 KHz

1,000,000 cycles/sec=1 MHz

교신저자 : 안국진, 150-713 서울 영등포구 여의도동
가톨릭대학교 의과대학 성모병원 영상의학과학교실
전화 : (02) 3779-1270 · 전송 : (02) 783-5288
E-mail : Ahn-kj@catholic.ac.kr

의학용 주파수는 대개 2~20 MHz 범위에 속하며, 보통 복부 스캔에서는 1~5 MHz, 소아에서는 5~7 MHz, 경부 스캔과 같은 표재성 장기의 검사에는 7~12 MHz의 주파수를 사용한다. 물론 파장도 가청음보다 짧아서 0.3~1.5 mm 정도이다. 주파수가 증가할수록 음속의 방향성이 생기고 해상력이 증가한다.¹⁾

소리의 속도

음파는 진동이기 때문에 전파되기 위해서는 매질이 필요하며 음파의 전파속도는 주파수에 상관없이 소리가 통과하는 매질의 성질(매질의 종류, 매질의 압축성(compressibility)과 밀도(density))에 따라 결정된다. 소리의 운동을 표시할 때 한 사이클이 움직이는 거리가 파장(λ)이며, 파장을 주파수와 곱한 값이 소리의 속도이다. 일정한 매질 내에서는 음파의 속도는 고정되어 있기 때문에 주파수(Hz)와 파장(λ)은 역비례 관계에 있게 되며, 주파수가 증가할수록 파장은 감소하게 된다.

$V=f\lambda$ [V=소리의 속도(m/sec), f=주파수(Hz),

λ =파장(m)]

음파의 전파속도는 매질의 압축성과 밀도의 영향을 받는다. 압축성과 속도는 반비례하여 금속같이 압축성이 낮을수록 소리는 빨리 전달되고, 공기같이 압축성이 높은 경우에는 속도가 감소한다. 따라서 전파 속도는 기체상태에서 가장 늦고, 고체상태에서 가장 빠르며, 액체상태에서는 중간 정도이다. 또한 밀도가 높은 물질일수록 음파의 전달속도는 느려지는데, 밀도가 높은 물질일수록 그 구성입자들의 관성(inertia)이 커지므로 입자를 움직이

게 하거나 멈추게 하는 것이 어려워지기 때문이다. 보통 액체상태에서는 밀도와 압축성이 서로 반비례하여 작용하기 때문에 모든 액체 상태에서 음파의 속도는 비슷해진다. 인체의 경우 뼈를 제외하고는 거의 모든 조직이 액체와 같은 특성을 갖고 있기 때문에 초음파 진단의 대상인 인체 연조직 내의 음파속도는 액체에서의 음파속도와 비슷한 1,540 m/sec이다.²⁾

거리의 측정

초음파 진단은 펄스(pulse)-에코(echo)의 원리를 이용한다. 초음파의 짧은 펄스가 체내로 발사되면 이 펄스는 체내의 어느 반사면과 만날 때까지 일정한 속도로 조직 속을 여행한다. 반사면에 부딪히게 되면 음속의 일부가 음원 쪽으로 반사되는데 이것이 에코(echo)이다. 초음파가 탐촉자(transducer)에서 인체 내부로 전파된 시점부터 반사체에 부딪혀서 에코가 탐촉자로 되돌아올 때까지의 시간을 측정하고 거리로 환산하면 반사체의 위치를 측정할 수 있다.

강도

음파의 강도는 가청음의 영역에서는 소리의 크기를 의미하며, 생물학적 효과와 관련이 있다. 음파를 전달하는 매질의 진동 폭에 의하여 결정되는데, 진폭이 크면 클수록 소리의 강도는 높아진다.

$$I=A^2(I=강도, A=진폭)$$

펄스를 내는 데 필요한 에너지는 소리를 내는 것과는 비교할 수 없이 적고 에코의 강도 또한 아주 약하다. 넓은 범위에 걸쳐 있어서 이를 비교하기가 힘들 뿐 아니라 다른 에코 하나하나의 강도의 절대치보다는 한 에코에 대한 다른 에코의 상대적 강도의 관계만이 중요하므로 절대값인 Watt/cm² 단위 보다는 상대강도(relatic intensity)를 보통 사용하고 그 단위는 데시벨(decibel(dB))이다.

초음파와 조직 간의 상호작용

초음파 펄스가 체내의 연조직으로 보내지면 끊임없이 변화가 일어나는데, 음속이 조직을 통과하면서 지속적으로 약해지는 감쇠(attenuation)가 가장 의미 있는 변화이다. 조직 내에서 음파는 더 멀리 전파되어 가면 갈수록 약해지며, 이는 음파의 파장, 조직의 종류와 밀도, 조

직의 이질성, 조직 내 반사면의 종류 및 수 등과 관계가 있다. 감쇠는 주로 반사, 굴절, 흡수 및 산란의 과정을 통하여 일어나며, 이 중 반사가 바로 초음파의 기본이 되는 에코이다.

반사(Reflection)

초음파 영상은 반사된 음파에 의해서 만들어지는 반사 영상이며, 반사는 매질과 매질, 조직과 조직 사이의 경계면에서 발생한다. 반사가 일어나는 경계면을 음향계면(acoustic interface)이라 하면, 음향계면의 크기와 표면의 상태에 따라 음파가 반사되는 방식이 다르다. 음향계면이 크고 비교적 부드러우면 음파를 마치 거울이 빛을 반사하듯이 반사시키며 이런 반사체를 정반사체(specular reflector)라 하고 횡격막과 소변으로 채워진 방광 등이 그 예이다. 정반사체의 경우 음속의 반사율은 조직의 음향저항과 음속의 입사각에 따라 결정된다(Fig. 1).

음향저항(Acoustic impedance)

초음파 영상은 신체 내에서 반사되는 에코를 기계가 포착하고 시간을 계산하여 거리로 환산하여 영상화하는 것이다. 이때의 반사에코는 초음파 음속이 어떤 음향저항을 가진 조직에서 다른 음향저항을 가진 조직으로 들어갈 때 생긴다. 어느 조직의 음향저항(z)은 그 조직의 밀도(ρ)



Fig. 1. Interactions of ultrasound with anatomic structures. The diaphragm is specular reflector and appear echogenic line on transverse view of the liver (arrows).

와 그 조직내의 음파의 속도(c)를 곱한 값으로 그 물질의 근본적 특성이며, 주파수와는 무관하다.

$z = \rho \times c$ (z : 음향저항, ρ : 조직의 밀도, c : 조직 내 소리의 속도)

연조직 내에서 소리의 속도는 일정하므로(1,540 m/sec)하므로 음향저항에 영향을 끼치는 것은 조직의 밀도이다. 서로 밀도가 다른 조직이 맞대고 있을 때는 언제나 음향계면이 생길 수 있고, 계면에서 반사되는 소리의 양은 두 조직간의 음향저항의 차이에 의해서 결정된다. 음향저항의 차가 작으면 적은 양의 소리가 반사되고, 차가 크면 대부분의 소리가 반사된다. 공기는 음향저항이 너무 작아서, 뼈는 음향저항이 너무 커서 반사율이 99%에 이른다.

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{Z_1 + Z_2} \times 100$$

(R : 반사율, Z_1 = 매질 1의 음향저항, Z_2 = 매질 2의 음향저항)

투과(transmission)는 반사와 동시에 일어나는 현상이다. 인체에 존재하는 대부분의 반사체는 반사와 투과를 동시에 일으키며, 음파가 투과하지 못하는 조직은 뼈와 공기밖에 없다(Fig. 2).

입사각

반사되는 정도는 음속과 반사면 사이의 입사각에 의해서도 결정된다. 입사각이 클수록, 즉 반사면에 대하여 직각에 가까울수록 반사율은 떨어진다. 음속을 표면에 비스듬하게 누이면 누일수록 반사가 많아진다. 음속과 반사면 사이의 기울기가 어떤 특정각 이하로 낮아질 때 초음파가 100% 반사되고 투과는 전혀 없게 된다. 이 각도를 '임계각'이라고 부르며 대략 20° 전후가 된다. 입사각과 반사각은 항상 같다.

굴절(Refraction)

어떤 일정한 주파수를 가진 소리가 한 매질에서 다른 매질로 들어갈 때면 매질의 특성이 달라지면서 음파의 전파속도가 바뀌게 된다. 이때 음파의 진행방향이 꺾이는 현상이 굴절이다. 따라서 자연히 입사각이 90°에서 조금만 벗어나도 굴절이 일어나며, 처음 매질 내에서보다 두 번째 매질 내에서 속도가 빠르면 안쪽으로, 속도가 느리면 바깥쪽으로 굴절이 생긴다. 굴절은 초음파 영상의 오기(misregistration)의 원인이 된다(Fig. 3).

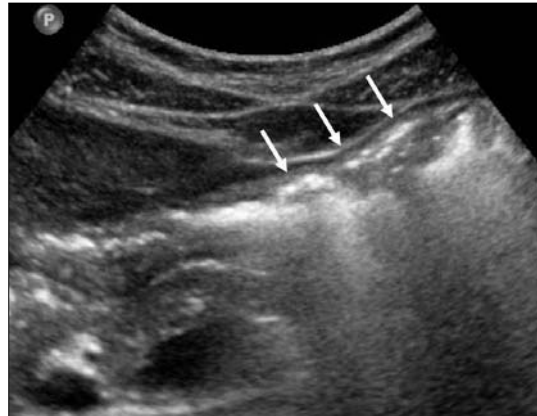


Fig. 2. Interactions of ultrasound with anatomic structures. On transverse view of abdomen, the air within stomach (arrows) appears as irregular echogenic foci. The air has very small acoustic impedance and almost reflected.



Fig. 3. Interactions of ultrasound with anatomic structures. On longitudinal view of kidney shows anechoic bands at the edge of kidney caused by refraction (arrows).

흡수(Absorption)

음파가 매질을 진행할 때 매질을 이루는 분자 사이의 마찰력에 의해 음파에너지가 열에너지로 바뀌면서 그 강도를 잃는 것을 말한다. 음파의 주파수, 매질의 점도, 매질의 이완시간에 의하여 영향을 받게 된다.

초음파의 흡수계수는 주파수 1 MHz당 어떤 매질의 매 cm당 dB의 감소로 표시하며, 일반적으로 연조직 내에서의 초음파의 평균감쇠는 1 dB/cm/ MHz이다. 연조직은 액체에 비해서 점도(viscosity)가 더 높으므로 내부 마찰이 증가하고, 흡수가 많이 일어난다. 연조직에서 초음파의 흡수정도와 주파수는 정비례 관계에 있어 높은 주파수의 탐촉자(transducer)를 쓸 경우 영상의 해

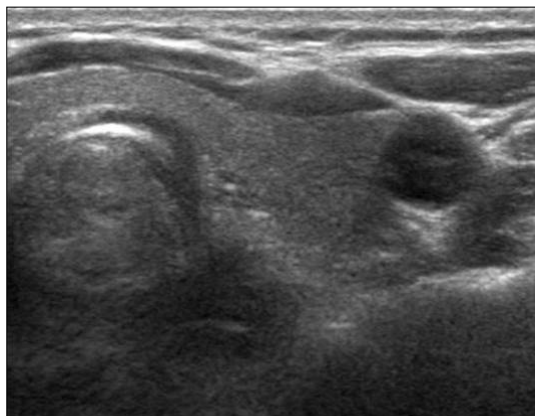


Fig. 4. Ultrasonography of thyroid using the high frequency probe (5–12 MHz) shows high resolution of anatomical structures, but limited evaluation of deep structures due to increased absorption.

상도는 높아지는 반면 흡수가 빨리 많이 되므로 투과력이 떨어지는 단점이 있다(Fig. 4).

산란(Scattering)

초음파가 반사되는 방식은 반사면의 크기나 표면의 성질에 의해 결정된다. 반사면이 울퉁불퉁하거나 조직이나 피와 같이 자신의 파장보다 짧은 반사체를 만났을 때 초음파의 일정한 방향이 수많은 방향으로 흩어지게 된다. 이런 반사체를 미반성 반사체(diffuse reflector)라고 하며, 흩어진 음파들은 서로 간의 간섭을 통해 초음파 영상에서 작은 입자들의 모양으로 보이는데, 이들이 바로 고형 조직의 조직 질감(tissue texture) 혹은 조직의 특성을 형성하게 된다(Fig. 5). 산란 강도는 산란체의 크기 및 음파의 주파수와 관계가 있다. 산란은 주파수의 사제곱에 비례하므로 높은 주파수의 탐촉자를 이용하면 더 좋은 초음파 영상을 얻을 수 있다.⁴⁻⁶⁾

초음파 진단 장비

현재 널리 쓰이고 있는 실시간 초음파 영상장치는 기본적으로 본체와 이것에 연결되어 있는 탐촉자(probe), 영상표시장치(monitor), 기록장치 및 키보드로 구성되어 있다. 탐촉자가 초음파를 생성하여 인체 내부로 보낸 다음 되돌아오는 초음파가 다시 탐촉자를 때리게 되면

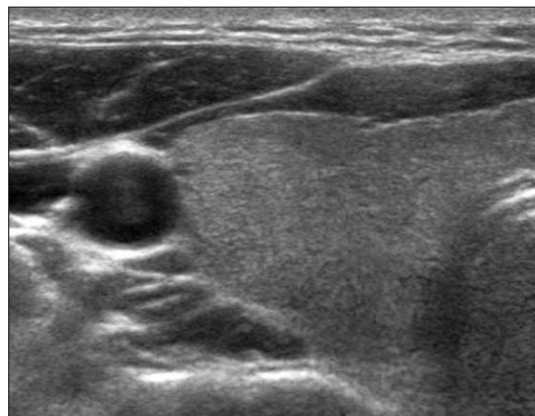


Fig. 5. Ultrasonography of thyroid shows tissue textures of thyroid gland, adjacent muscles and subcutaneous fat caused by scattering.

이 초음파 에너지는 전기 에너지로 바뀌고 이 전기에너지가 영상화된다.

송신기 및 수신기

본체는 여러 개의 작은 회로로 구성되어 있으며, 송신기(transmitter)와 수신기(receiver)의 역할을 한다. 송신기는 적절한 초음파를 내보낼 수 있도록 감쇠기(attenuator)를 통하여 탐촉자에 가해지는 전기에너지의 최대출력을 조절함으로써 인체로 내보내는 음파에너지를 허용된 기준치 이하로 낮추며, 전자식 배열 탐촉자에 가해지는 전기에너지에 다양한 형태의 시간 조절을 함으로써 음속의 방향을 조절하고 집속하는 역할을 한다. 또한 탐촉자로부터 나오는 초음파 펄스간의 시간 간격을 조절함으로써, 펄스반복주파수(pulse repetition frequency ; PRF)를 조절하여 초음파 검사를 할 수 있는 깊이를 결정한다.

수신기는 인체로부터 돌아온 에코가 탐촉자의 압전결정(piezoelectric crystal)을 때림으로써 발생한 미세한 전압에 의한 약한 신호를 감지하고 증폭시킨다. 고진폭 신호를 적절히 제한하여 조절하고 저진폭 에코와 고진폭 에코가 비교적 작은 차이로 같은 영상에 보일 수 있게 한다.

탐촉자

탐촉자는 초음파를 만들어 인체 내부로 보내고 다시

되돌아오는 초음파를 받아서 전기에너지로 바꾸는 기능을 가지고 있다.

구 조

탐촉자의 구성체 중 가장 중요한 것은 압전결정(piezoelectric crystal)으로 탐촉자의 표면 부근에 위치한 약 0.5 mm 두께의 얇은 판이다. 그 전후면에는 금 또는 은으로 된 전극이 위치한다. 전면 전극은 전기충격으로부터 환자를 보호하기 위한 접지전극이며 후면 전극은 압전결정으로부터 발생한 초음파가 뒤로 전달되는 것을 방지하는 후면흡음층과 접해있다. 이들 모두를 방음체로 싸서 밖으로 전파되는 소리를 막아주고, 이것을 다시 강한 플라스틱으로 싸서 기계적 충격으로부터 보호한다(Fig. 6).

압전결정의 특성

어떤 물질에 전기를 가하면 그 물질의 모양과 크기가 변하고, 반대로 그 물질의 모양과 크기가 변하면 전기가 발생되는데 이를 ‘압전효과’라 하고, 이러한 성질을 가지고 있는 물질을 ‘압전물질’이라 한다. 압전물질은 기하학적 형태로 배열된 수많은 쌍극자(dipole)들로 구성되어 있는데 갑작스런 전기부하가 가해지면 쌍극자들이 재정렬되면서 압전결정의 두께가 변하고, 진동하면서 초음파를 발생하게 된다. 초음파 기기에 전원을 연결시키면 탐촉자는 송신기로부터 전달된 전기에너지를 초음파로 바꾸어 인체로 보내고, 인체로부터 돌아온 초음파가

탐촉자의 압전결정을 압축시키면 전압이 발생하게 된다. 이 전기신호를 영상으로 만드는 것이 초음파 영상이다.

각각의 탐촉자는 압전결정의 두께에 따라 결정되는 특정 고유주파수에 최대감도를 갖도록 되어 있다. 발생되는 초음파의 파장은 압전결정 두께의 2배에 해당되는데, 압전결정의 두께가 얇아지면 파장이 짧아지고 발생 초음파의 주파수는 높아지게 된다.

탐촉자의 종류

실시간 영상 탐촉자에서는 압전결정을 움직이게 되는데, 기계적인 방식으로 움직이는 것을 기계적 탐촉자, 전자식으로 움직이는 것을 전자적 탐촉자라 한다. 현재 임상에서 사용하고 있는 초음파 장비는 대부분 전자식 탐촉자이다. 전자식 탐촉자는 각 압전결정 소자에 전압을 가하는 순서에 시간차를 두어 움직이는 것과 같은 효과를 내어 음파간의 간섭효과를 유도하여 다양한 깊이에서 음속을 모으거나 음속의 방향을 변화시킬 수 있다.

직선형 배열(Linear array) 탐촉자

4~10 cm 정도의 직선상에 64~200개의 작은 네모꼴의 압전결정 소자가 선형으로 배열되어 있으며 직사각형 모양의 영상을 얻게 된다. 최근 탐촉자의 길이당 많은 압전결정 소자를 배열할 수 있어 선밀도를 증가시킴으로써 영상의 질을 향상시킬 수 있게 되어 유방 및 갑상선 초음파에 적절하다.

곡선형 배열(Convex array) 탐촉자

탐촉자의 모양이 볼록하며, 부채꼴 모양의 비교적 넓은 영상시야를 얻을 수 있어 복부나 골반 초음파에 이용된다.

위상 또는 지향 배열(Phased array, steered array) 탐촉자(부채꼴 sector 탐촉자)

탐촉자 내의 모든 압전결정 소자가 한 단위로 자극이 되나 그 안에서 각각의 압전결정 소자를 미세한 시간차를 두고 정교한 순서에 따라 작동시킴으로써 초음파의 음속의 집속뿐만 아니라 음속의 방향도 마음대로 바꿀 수 있다. 탐촉자의 크기를 작게 하면서도 부채꼴의 모양의 넓은 시야를 확보할 수 있어 심장 초음파 검사나 복부 초음파 검사에서 혈관동맥 평가에 주로 이용된다(Fig. 7).

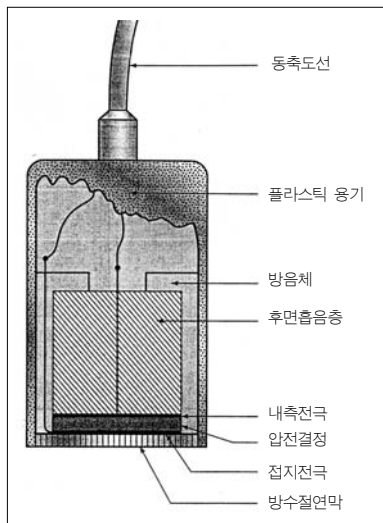


Fig. 6. Structure of transducer.

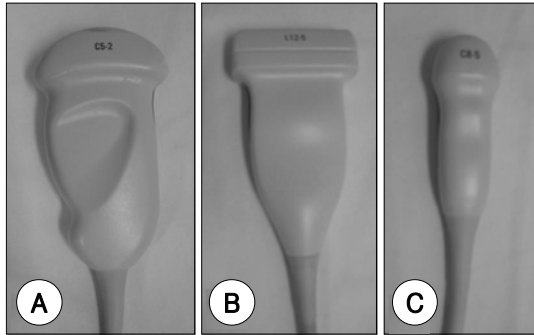


Fig. 7. Various transducers. Convex array (A), Linear array (B), and Phased array (C) transducers.

영상 해상력

초음파 영상의 해상력은 초음파 음속의 윤곽에 따라 결정되며 따라서 축방향(axial resolution) 뿐만 아니라 측방향(lateral resolution) 및 단편두께(elevation resolution)에 따른 해상력이 있다. 높은 주파수의 탐촉자를 쓰면 측방향 및 축방향 해상력을 높일 수 있으나 해상력을 높이기 위해 주파수를 높이면 민감도가 떨어져 깊은 부분에 있는 조직을 검사할 수 없다. 따라서 관심영역까지 투과할 수 있는 주파수 중 가장 높은 주파수의 탐촉자를 선택해야 한다.

측방해상력이란 깊이가 다른 두 피사체를 구별하여 인지하는 능력으로 초음파 펄스 길이의 1/2이다. 초음파 펄스의 길이는 공간펄스길이(spatial pulse length)라 하며 파장과 펄스 내의 음파수를 곱한 값이다. 파장은 초음파의 주파수에 의해 결정되고 음파수는 탐촉자의 Q 인자와 후면흡음에 의하여 결정된다. 따라서 주파수가 증가하면 파장이 짧아지고 펄스 길이가 줄어들기 때문에 측방해상력이 높아진다.

측방해상력은 옆으로 나란히 위치한 두 피사체를 구별하여 인지하는 능력으로 음속의 직경에 의해 결정된다. 따라서 음속의 직경이 가늘수록 향상되며 음속의 직경의 일정하게 유지되는 근음역 내에서 구조물을 영상화하는 것이 바람직하다. 근음역의 길이는 탐촉자의 크기의 제곱에 비례하며 음속의 파장에 반비례한다. 따라서 주파수가 높을수록, 탐촉자의 구경이 클수록 근음역의 길이가 길어지고 초음파가 퍼지는 정도가 감소되므로 측방 해상력은 높아진다. 주파수가 일정한 경우에는 상대적으로

로 작은 탐촉자를 사용하여 가능한 좁은 음속을 발생시키는 것이 유리하다.

탐촉자의 선택

탐촉자는 사용 용도에 따라 그 모양과 크기 및 주파수가 다르다. 보통 2 MHz 정도는 저주파수 탐촉자로, 3.5 MHz 정도면 중주파수 탐촉자로, 5 MHz 이상이면 고주파수 탐촉자로 분류한다. 초음파의 해상도는 주파수에 비례하므로 가능하면 고주파수 탐촉자를 사용하는 것이 영상의 질을 높일 수 있으나, 초음파 감쇠도 이에 비례하므로 심부 장기나 비만인 사람에게는 사용하기 어렵다. 3.5 MHz 탐촉자는 약 20 cm을 투과할 수 있으므로 일반적으로 복부 진단에 많이 사용되고 5 MHz 탐촉자는 소아나 날씬한 사람 또는 수술 중 초음파에 사용된다. 7.5 MHz 이상의 탐촉자는 유방과 갑상선 등 표재성 장기에 사용된다.⁸⁾

초음파의 허상

초음파의 허상이란 실제 인체내부의 경계면과는 일치하지 않는 에코가 초음파에 영상에 나타나거나 실제와 다른 강도로 나타나는 경우를 말한다. 초음파 검사에서 생기는 허상은 초음파와 조직 간의 특성이나 검사기술, 조절장치 조정의 미숙으로 발생하게 된다. 이런 초음파의 허상은 진단의 오류를 초래할 수 있기 때문에 초음파 허상의 종류와 발생 원인에 대해 아는 것이 중요하다.

반향허상(Reverberation artifact)

탐촉자와 인체의 계면 사이에서 음속이 반향을 반복함에 따라 형성되는 허상이다. 인체의 계면에 부딪혀 반사된 에코가 다시 탐촉자로 돌아온 뒤 대부분은 인체로 다시 반사되어 인체 계면에 부딪힌 후 에코가 탐촉자로 돌아가는 일련의 현상이 반복된다. 반향허상은 일정한 거리 간격을 갖는 밝은 평행한 선들로 나타나며 맨 앞의 상이 실제적 에코이다. 이런 반향허상은 감쇠에 의해 지속적으로 펄스가 약해져 뒤로 갈수록 약해진다. 반향허상은 반사계면이 탐촉자에 가깝고, 반사에코가 클수록, 계면이 높을수록 잘 발생한다(Fig. 8).⁸⁾

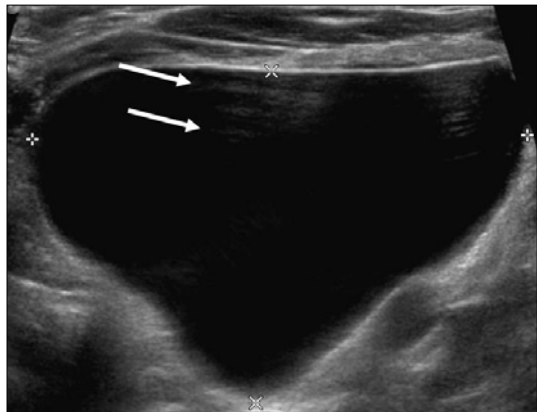


Fig. 8. Reverberation artifacts arise when the ultrasound signal reflects repeatedly between highly reflective interfaces near the transducer, resulting in delayed echo return to the transducer. This appears in the image as a series of regularly spaced echoes at increasing depth (arrows).

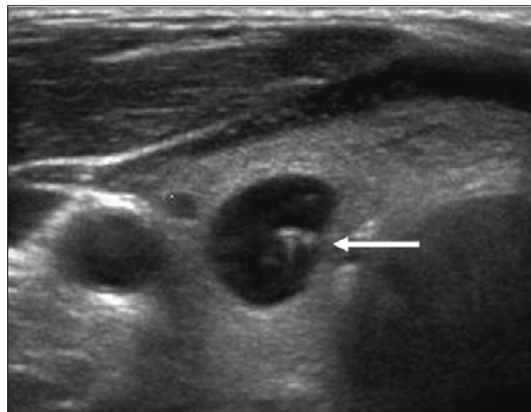


Fig. 9. On transverse view of the thyroid gland, the ring-down artifact appears comet-tail or V-shaped echogenic focus within colloid cyst (arrow).

여운허상(Ring-down artifact)

Comet-tail 또는 V-shape artifact라고도 하면 음파가 미세 결정 또는 미세한 낭성 구조 같이 공명할 수 있는 구조에 닿았을 때 공명시간 동안 탐촉자를 향해 음파를 계속 보내어 화면에는 작은 촘촘한 에코로 나타나게 된다. 갑상선의 콜로이드낭(colloid cyst)에서 이 허상을 볼 수 있다(Fig. 9).⁹⁾

거울허상(Mirror image artifact)

실제 종괴와 반향도가 매우 강한 음향 반사계면(예 : 횡격막) 사이에서 발생한다. 음파가 실제 종괴와 횡격막 같은 음향거울 사이에서 반사된 뒤, 이 음파가 탐촉자로 돌아오면 초음파 기기는 실제 종괴 외에도 음향거울 뒤 쪽으로 반향거리만큼 떨어진 곳에 또 다른 종괴가 있는 것과 같은 영상을 보이게 된다. 실제 종괴와 가짜 종괴가 거울에 비친 모습처럼 영상화 되는 현상이다(Fig. 10).

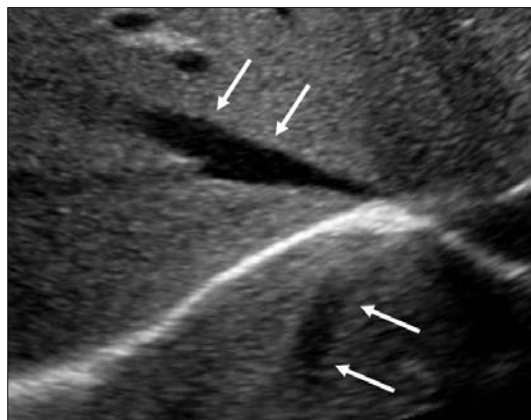


Fig. 10. On transverse view of the liver, R hepatic vein shows anechoic tubular shape (arrows). Another anechoic tubular structure (arrows) appears beyond the diaphragm, at a same distance from diaphragm to R hepatic vein. Echoes reflected from the diaphragm create complex echo paths that delay return of echoes to the transducer and results in the display of these echoes at a greater depth than they should normally appear. This is mirror image artifact.

음속두께허상(Beam thickness artifact)

‘Beam averaging artifact’ 또는 ‘partial volume artifact’로도 불리며 음속이 액체가 고여있는 조직보다 두께가 넓은 경우에 발생할 수 있다. 두꺼운 초음파 음속이 액체가 고여있는 조직을 스캔하면 음속의 일부가 주변부의 고형 구조물에서 반사되어 마치 액체 내부에 고형

물질이 있는 것 같이 보인다. 이 허상을 줄이기 위해서는 관심 부위에 초점을 맞추어 가능한 두께가 얇은 초음파 음속을 만들고 낭성 병변 중심부를 스캔해야 한다.

측엽허상(Side lobe artifact)

초음파 검사시 탐촉자는 앞전결정에서 발생한 음파를 집중하며 주엽(main lobe)을 만들어 보낸다. 이때 집중

되지 않은 몇 개의 음속이 남아 주엽과는 다른 방향으로 진행하는데 이를 측엽(side lobe)이라고 한다. 이 측엽은 20 dB 이하의 약한 강도이지만 허상을 유발할 수 있는데 정반사 허상과 미반성 허상의 두 가지가 있다. 정반사 허상은 강한 반향을 불러일으킬 수 있는 구조물(예: 횡격막)에서, 미반성 허상은 액체가 찬 장기(예: 방광, 담낭)에서 반사면 인쪽에 양금이 있는 것과 같은 약한 에코들로 나타난다. 측엽허상은 강도가 약하므로 계인을 줄이거나 탐촉자의 위치 변경, 초점영역을 바꾸면 실상과 구별할 수 있다(Fig. 11).¹⁰⁾

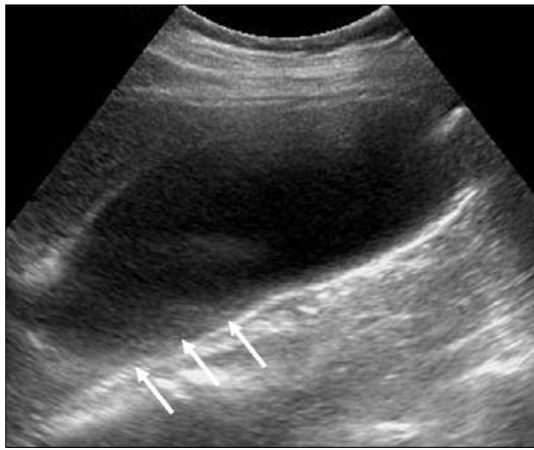


Fig. 11. On transverse view of the gallbladder, the low-level echoes appear in the dependent portion of gallbladder (arrows). This is a side lobe artifact related to the presence of a strong out-of-plane reflector medial to the gallbladder.

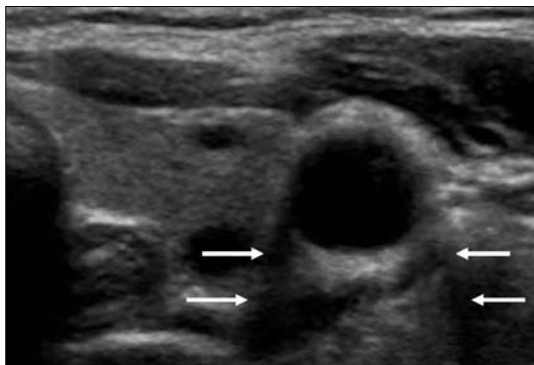


Fig. 12. On transverse view of the thyroid gland, the edge shadow appears as anechoic bands at the posterior aspect of common carotid artery (arrows) caused by refraction.

굴절(Refraction)

초음파가 음파의 전파속도가 다른 두 매질 사이를 통과할 때면 경계면에서 굴절이 일어나게 된다. 일단 굴절이 일어난 음파가 어떠한 반사체에서 반사되어 탐촉자로 다시 돌아왔을 때탐촉자는 이 반사파가 굴절현상을 거치고 온 것인지를 구분하지 못하므로 반사체의 위치에 대하여 오기(misregistration)을 일으키게 된다. 낭종이나 이와 유사한 곡면의 계면에서 발생하며 ‘가장자리 음영(edge shadow)’라고 부른다. 낭종의 양옆 모서리에 발생하는 띠 모양의 무에코가 좋은 예이다(Fig. 12).

후방음영(Posterior shadow)

음속이 강하게 감소되는 매질을 만날 경우 투과되는 초

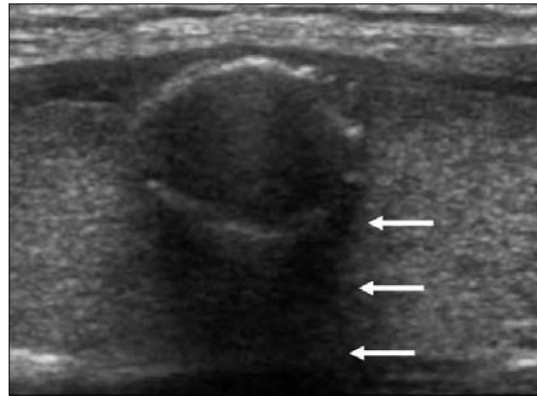


Fig. 13. On transverse view of the thyroid gland, the hypoechoic posterior shadowing appears at the posterior aspect of rim calcified nodules (arrows).

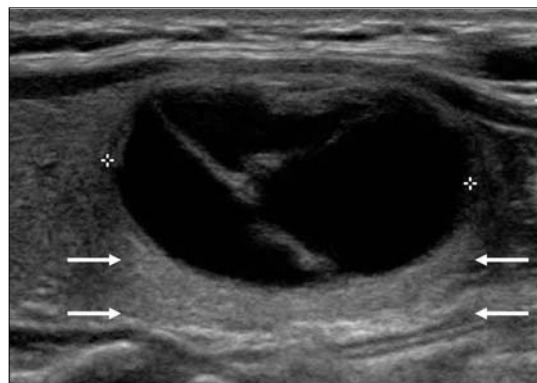


Fig. 14. On transverse view of the thyroid gland, the hyperechoic acoustic enhancement appears at the posterior aspect of cystic nodule (arrows).

음파가 적어 그보다 깊이 있는 조직은 실제 조직의 에코보다 낮은 에코를 보이게 된다. 결석의 경우 후면에 생기는 그림자 허상을 보면 쉽게 진단 할 수 있다(Fig. 13).

음향 증가(Acoustic enhancement)

초음파가 액체가 차 있는 구조물을 지날 때는 음파의 감쇠가 거의 일어나지 않아 낭성구조물 뒤쪽의 조직은 주변의 다른 조직에 비해 감쇠가 덜 된 음파를 맞이하게 되어 상대적으로 높은 에코를 보이게 된다. 이런 현상은 낭종의 진단과 농양이나 혈관종과 다른 고형 종괴의 감별에 도움을 준다(Fig. 14).

중심 단어 : 초음파 · 물리 · 허상.

REFERENCES

- 1) Ziskin MC. *Basic physics of ultrasound*. In: Sanders RC, Hames AE, Eds. *The Principles and Practice of Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*. 3rd Ed. Norwalk: Appleton-Century-Crofts;1985. p.1-4.
- 2) Chivers RC, Parry RJ. *Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues*. *J Acoust Soc Am* 1978 Mar;63 (3): 940-53.
- 3) Park SS, Kim KS, Lee KS. *Ultrasonography, Basic physics*. Seoul: Daihks publishing company;2000. p.499-573.
- 4) Hangiandreou NJ. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US. Radiographics* 2003;23:1019-33.
- 5) Merritt CR. *Physics of Ultrasound*. In: Rummack CM, Wilson SR, Charboneau JW eds. *Diagnostic Ultrasound*, 3rd ed. St. Louis: Mosby;2005:3-34.
- 6) Carson PL. *Ultrasound Tissue Interactions*. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. *Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics: CT and US cross-sectional Imaging*. Oak Brook: RSNA;2000. p.9-20.
- 7) Thieme GA, Price RR, James AE. *Ultrasound Instrumentation and Its Practical Applications*. In: Sanders RC, James AE eds. *The Principles and Practice of Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*. 3rd ed. Norwalk: Appleton-Century-Crofts;1985. p.23-59.
- 8) Shin KS. *Basic physics*. In: Choi BI. *Ultrasound Diagnosis of Upper Abdomen*. Seoul: Ilchokak;2006. p.21-51.
- 9) Avruch L, Cooperberg PL. *The ring-down artifact*. *J Ultrasound Med* 1985;4:21-8.
- 10) Laing FC, Kurtz AB. *The importance of ultrasonic side-lobe artifact*. *Radiology* 1982;145:763-8.