

초음파 영상 진단의 원리 및 응용

崔宗秀
(中央大 工大 教授)

- 차 례 ■
- | | |
|-----------------|---------------------------------|
| 1. 머릿말 | 2.3 超音波 도플러法 |
| 2. 초음파 영상 진단 기술 | 2.4 Tissue Characterization(TC) |
| 2.1 生體內的 超音波 特性 | 3. 맺는말 |
| 2.2 超音波 펄스에코映像法 | 참고문헌 |

I 머릿말

의사가 환자를 대상으로 진단을 할 때, 널리 사용하는 것은 五感 중에, 보고, 듣고, 만져보는 것이다. 이 중에 의사가 환자의 내부상태에 관한 정보를 얻기 위한 수단으로 사용하는 것은 한의에서의 診脈과 양의에서의 聽診器를 쉽게 떠올릴 수 있다. 이것은 인체 리듬의 정상, 비정상 여부를 찾는다고 말할 수 있다.

근년, 이러한 인체의 정상, 비정상의 발견에 전기·전자공학이 이바지한 것은 실로 크다하지 않을 수 없다. 상기의 듣고 만져보는 모든 것을 전기신호로 바꾸어 확실히 눈으로 보게 해주는 많은 의용공학 장치들이 개발되어 있다. 즉, 심전계, 심음계, 혈류계, 혈압계, 호흡계 등이 그 예이다. 아울러 이들과 컴퓨터를 결합시켜, 자동 기록 및 분석을 할 수 있게 하여, 오진의 가능성을 최소로 하여 우리들을 보호해준다.

한편, 상기의 듣고 만져봄에 의해 인체내부를 감각적으로 판단하는 것과는 달리, 그림 1에서처럼, 인체내부를 無血로 한 부분을 잘라서 보는 것과 같은 인체내부 영상화 기술은 百聞不如一見 이라고, 보다 확실한 정보에 의해 진단을 내릴 수 있게 해줄 것임은 말할 나위가 없을 것이다. 이에는 초음파를 이용하는 것, 방사선(X선, r선)을 이용하는 것, 핵자기공명을 이용하는 것 등이 있다. 본고에서는 이 중

에 초음파를 이용한 인체내부 영상화기술에 관해 해설을 하고자 한다.

그림 2는 초음파 영상 진단 시스템의 개념을

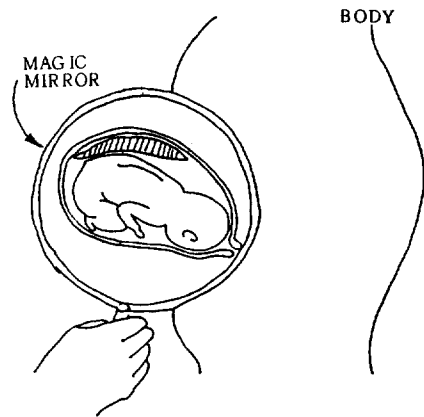


그림 1. 요술경에 의한 임부의 진단

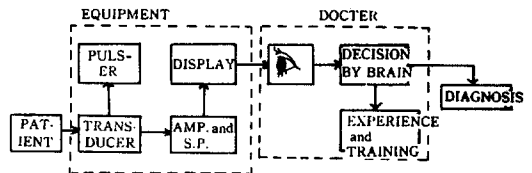


그림 2. 초음파 영상 진단시스템의 개념

표 1. 초음파영상진단을 위한 학술기술

조직학	조직의 음속, 음향임피던스, 감쇠계수, 산란율, 크기
음향학	초음파의 반사, 굴절, 회절, 감쇠, 산란
전자공학	펄스의 발생, 수신, 증폭, 신호처리, 축적, 표시

보이고 있다. 즉 환자로 부터 되돌아 오는 초음파 신호를 적당한 신호처리를 거치므로 해서, 인체내부의 영상을 그림으로 나타내주고, 이를 바탕으로 의사는 진단을 내린다. 따라서 여기에는 組織學, 音響學, 電子工學 등의 광범위한 학술기술이 배경으로 되어 있고, 이들을 독립적으로 잘라내어 고찰하기에는 어려움이 있다. 이들을 모아보면 표 1과 같다.

본고에서는 초음파 영상 진단의 원리에 주목하면서, 이미 국내의 학회지²¹⁻²³⁾에서 해설된 것은 가급적 피하고, 개념을 도출 수 있는 방향으로 전개시켜 나가고자 한다.

2 초음파 영상 진단 기술

초음파를 의용계측에 응용한 것은 1950년 경으로, 처음에는 소수의 의학관계자가 흥미 있게 사용하는데 지나지 않았다. 그러나 전자기술의 진보에 따라 화질이 향상되고, 생체에 무해, 무통한 특징과 소형, 경량, 실시간 영상이라는 장점 때문에 현재는 X線像에 다음 가는 높은 이용도를 보이고 있다. 이 초음파 영상의 이용 목적은 주로 생체의 음향학적 단층상을 무해, 무통으로 얻고, 생체연부 조직의 形態의 이상 유무를 검지해내는 것으로 되어 있다. 이를 화면표시방식으로 분류하면 표 2와 같다.

2.1 生體內的 超音波 特性

초음파는 사람의 귀로 들을 수 없을 만큼의 높은

주파수의 음파이다. 의용계측에 이용되는 초음파의 주파수 ($f=c/\lambda$, c :음속, λ :파장)는 1~15MHz 정도이다. 음파인 까닭에, 표 1에서와 같은 음향학적 현상, 즉 진동자로부터 방사된 초음파는 대상매질(생체) 내의 성질에 따라 반사, 산란, 굴절, 회절, 감쇠 현상을 일으키면서 진행해간다.

생체의 특징은, 먼저, 그 음속의 조직에 따라 그리 크게 변화하지 않고, 거의 균일하여 수중의 음속 1500m/s 전후 값을 갖는다는 것이다. 따라서 생체 내의 거리계측은 전파시간을 일정치의 음속으로 나누어주면 된다. 그 다음, 조직의 경계면에서의 반사율, 투과율을 결정지워주는 고유음향임피던스 ($Z = \rho c$, ρ :밀도)의 차가 빠를 제외시키면 약 수 10% 정도인 점이다. 이 값은 반사율로서는 그리 크지 않기 때문에, 생체 표면에서 심부까지 초음파가 투과해갈 수 있고, 또 심부에서 되돌아 오는 반사파도 검출 가능하다.

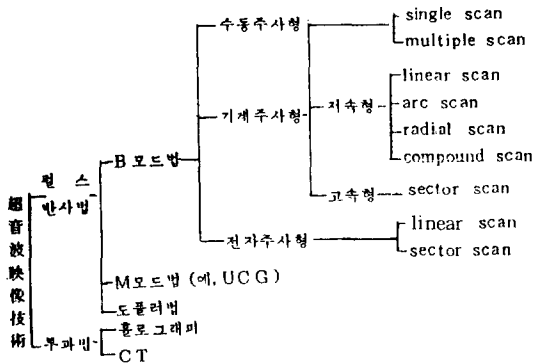
2.2 超音波펄스에코 映像法^{21, 19)}

현재 쓰이고 있는 초음파 단층영상장치는 생체의 조직에 의한 음향임피던스의 차에 따라, 그 경계면에서의 반사파(echo)를 사용하여 생체 내의 경계면상을 만들어주는 것이다. 즉, 다음과 같은 세 기본조작에 의해 상을 구성한다.

1) 생체표면에서 반사점까지의 거리계측

변조파초음파(캐리어 주파수 1~10 MHz)를 체 표면에서 보내어, 반사파와 상관점파를 행함에 의해, 반사점의 위치를 결정한다. 일반적으로 가장 간편한 펄스형의 초음파가 쓰이고 있다. 그림 3(a)와 같은 초음파 펄스를 트랜스듀서에서 생체 내로 발사시킨다. 이때, 전파매질 중에 음향임피던스가 서로 다른 경계면이 존재할 경우, 그 경계면에서 반사현상을 일으키고, 일부는 투과하여, 여러 경계면이 존재하면, 에코는 순차적으로 반사되어 돌아오게 된다. 이 때, 되돌아온 에코는 트랜스듀서의 壓電磁器에 스트레스를 가하게 되고, 이 에코 강도에 비례한 전계를 발생시켜 전기신호로 변환된다. 이렇게, 발사된 하나의 초음파 펄스는 생체 내의 여러 깊이(경계면)에서의 각 점으로부터의 펄스 에코를 발생시키며, 이를 펄스 왕복 전파거리를 고려하여, 거리 x 에 있는 조직으로부터의 에코는 시간축상 $t=2x/c$ ($c=1530m/s$:평균음속)인 위치에 나타난다. 따라서 이 송신펄스에 대한 지연시간으로부터, 역으로 반사위치를 결정할 수 있다.

표 2. 초음파 영상기술의 분류



2) 반사에코의 휘도변조

그림 3 (c) 는 (b) 의 각 경계면으로 부터의 에코 펄스열을 증폭 및 정류시키는 검파회로를 거쳐 나온 것이다. 이를 A 모드 (혹은 A 스코프) 라 한다. 이 신호들을 대상으로, 보다 화질이 좋은 상을 얻어내기 위해, ①대수 증폭, ② fast time constant (FTC) 처리, ③ sensitivity time control (STC) 처리 등이 가해진다. 신호 압축의 특성을 갖는 대수 증폭은 인간의 시각특성을 고려한 것이며, FTC 처리는 각 펄스의 리딩 에지 (leading edge) 가 급한 에코에 대해 그 리딩 에너지를 강조해주기 위하여 있다. 또 STC 처리는 심부로 갈 수록 되돌아 오는 에코의 크기가 감쇠에 의해 약해지므로 깊이에 따른 이득보정을 행해준다. 그 다음, 이 펄스열의 진폭을 휘도로 변환하여, 조직의 경계점으로 표시한다.

3) 초음파 빔주사 (scan)

상기 과정은 생체 내의 경계면 존재유무를 그 초음파빔 방향에 따라 1차원적으로 표시한데 지나지 않는다. 따라서 2차원적인 단층상을 얻기 위해서는 빔을 주사하여 면정보로 할 필요가 있다. 즉, 그림 3 (e) 에서와 같이, 트랜스듀서 프로브를 직선적으로 움직여 그 범위 내의 단층상을 만들 수 있다.

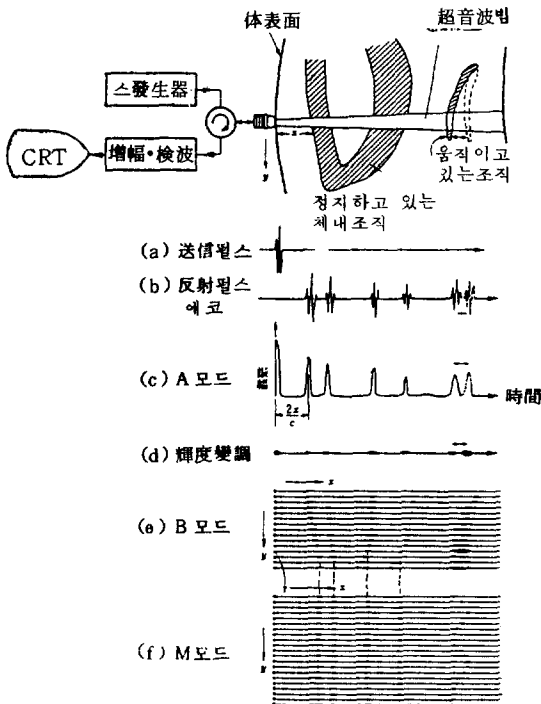


그림 3. 초음파펄스에코 영상법의 원리

주사는 수동조작인 것과 기계조작인 것이 있다. 단, 심장과 같은 빠른 움직임을 나타내기 위해서는 고속 주사법이 필요하게 된다. 이에 프로브를 기계적으로 고속주사하는 경우와 트랜스듀서 어레이로 전자적으로 고속주사하는 방법이 있다.

각종 주사법의 예를 그림 4에 보인다. 리니어 전자 주사법에 의해 얻어진 B 모드 단층상의 예를 그림 5에 보인다.

그림 3의 (f) 는 트랜스듀서를 고정시켜두고 운동하고 있는 에코源까지 거리의 시간변화를 표시하는 방식이다. 이는 심장벽, 변, 혈관등의 움직임을 나타내고저 한 것으로 M모드라 하며, UCG (Ultrasonic Cardiogram) 혹은 심에코라 부르기도 한다.

표 3에 주요한 초음파 영상의 이용 영역을 보인다.

2.3 超音波도플러法

초음파를 사용하는 진단장치에는 펄스 초음파의 반사를 사용하는 것 외에, 초음파의 도플러효과를 이용하여 심장의 변운동의 관찰, 혈류의 측정, 태아의 심박동의 검출등을 행하는 장치가 개발되어 있다.

도플러효과란 音源에 대해서 반사체가 운동하고 있으면, 상대적으로 파장의 변화를 일으켜서, 반사파의 주파수는 송신파에 대해, 외견상 변화하는 현상을 말한다. 송신주파수와 수신주파수의 차를 도플러시프트 주파수라 하며, 이를 f_d 라 한다면 반사체의 운동속도 v 와의 관계는

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} \cdot f$$

f : 송신주파수, θ : 초음파빔과 운동

체가 이루는 각, c : 음속

로 된다. 그림 6은 초음파도플러 장치의 원리도이다. 운동하고 있는 반사대상에서 반사된 초음파는 도플러효과를 받아서 주파수가 다소 변화한다. 이 반사

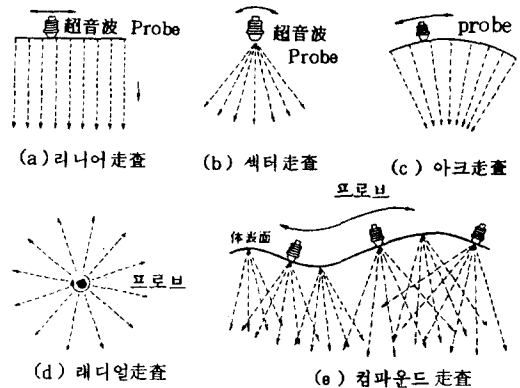


그림 4. 각종 주사법의 예

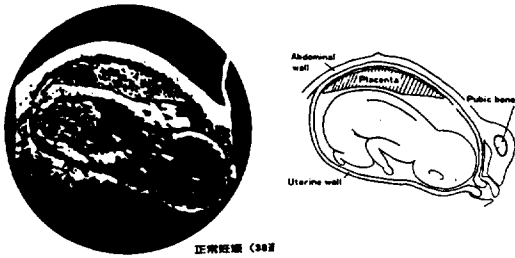


그림 5. B 모드像의 例

표 3. 주요한 초음파 영상진단의 이용영역

영역	疾患 혹은 検査对象
眠科	眠軸長測定, 眠球異物, 出血, 網膜剝離, 眠窩腫瘍
乳腺	乳腺腫瘍
心臟	先天性疾患, 各種弁疾患, 心囊炎, 血流測定
血管	動脈瘤, 血流計測
胆囊胆管	胆石症, 胆管血石, 胆囊・胆管腫瘍, 總胆管囊腫
肝臟	肝硬変症, 肝腫瘍 慢性炎, 腫瘍
腹部腫瘍全般	大網腸間腹腫瘍, 後腹膜腫瘍, 그의腹部腫瘍全般, 膜
子宮・生殖器科	子宮筋腫, 卵巢腫瘍
産科	妊娠早期診断, 胎盤附着部位診断, 胎兒兒頭計測, 骨盤計測, 異常妊娠
泌尿器科	腎腫瘍, 水腎症, 前立腺肥大, 前立腺암, 膀胱腫瘍, 精囊疾患, 副腎腫瘍

파를 송신파와 함께 검파하면, 양자 사이에 비이트 (beat) 를 만들고, 이 비이트의 주파수로 부터 반사 대상의 운동상태를 알아낼 수가 있다.

심장의 경우, 2 MHz 정도의 초음파를 쓰면 심장벽의 움직임에 의해 200 Hz 정도, 변의 개폐등으로 1000 Hz 정도의 도플러 비이트음을 얻어낼 수 있다. 혈관중에 초음파를 보내면 혈관을 흐르는 혈구로부터의 반사초음파는 도플러효과에 의해 주파수편이를 받는다. 따라서 도플러 비이트를 끌어내면 혈류속도를 알 수 있게 된다. 그러나 실제, 혈관 중의 혈구는 모두가 같은 유속이 아니므로, 도플러 비이트는 여러 주파수성분을 갖게 되나, 전체적으로 볼때, 혈류가 빨라질 수록 높은 주파수 쪽으로 퍼져 가게 되고, 이로 부터 혈류속도에 비례하는 지시를 얻어낼 수 있다.

그림 6은 검사대상의 운동방향을 알 수 없으나, 그림 7에 보이는 장치는 운동의 방향도 알 수 있는

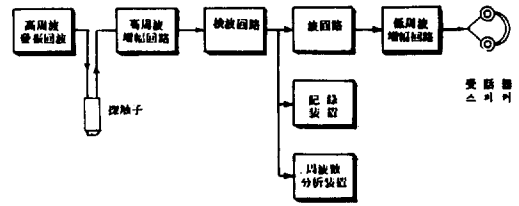


그림 6. 초음파도플러 장치의 블럭도

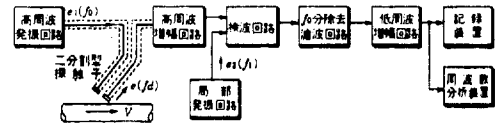


그림 7. 逆流指示 도플러 장치의 블럭도

것으로, 혈류측정 등에 쓰이고 있다. 이 장치는 송신부와 수신부를 전기적 및 기계적으로 차폐시켜, 송신파성분의 검파회로에 혼입되지 않게끔, 검파회로에는 국부발진회로로부터 송신주파수 f_0 보다 조금 다른 주파수 f_1 을 더해주고 있다. 검파회로의 출력주파수는 혈액의 흐름이 순방향 혹은 역방향(+v 혹은 -v) 에 따라 $(f_1 + f_0)$ 혹은 $(f_1 - f_0)$ 로 되고, 출력주파수가 f_1 보다 높거나 낮음에 의해 흐름이 순방향인지 역방향인지를 알 수 있다. 그러나 실제의 장치는 정지부분에서 반사해 오는 도플러 효과를 받지 않는 파에 의한 f_0 성분이 검파회로에 혼입되어 오히려 검파회로의 뒷편으로 이 성분을 제거시키는 필터를 두고 있다. 연속파를 쓰는 도플러 장치에서는 검사대상이 트랜스듀서로부터 방사되는 초음파빔 방향으로 속도분포를 갖고 있다고 해도 그것들은 함께 검출되어서 분리되지 않으나, 도플러법에 펄스법을 병용한 펄스도플러법을 쓰면 거리방향의 분해능을 얻을 수가 있다.

2.4 Tissue Characterization(TC)

생체조직의 정량화 (tissue Characterization : TC) 는 어떤 외적 자극 (X선, 초음파등) 에 대한 조직의 응답으로 부터 조직을 특징지워주는 것이며, 그 병리학적 상태의 판정에 이용함을 목적으로 하고 있다. 예를 들면, X선CT의 경우, 조직의 X선에 대한 감쇠율이 TC의 지표로 되어 있다. 이 경우는 특징량이 물리량과 명확히 대응되고 있기 때문에, 조직의 병리학적 상태와 특징량과의 사이 관계도 객관성을 갖는다.

그러나 전절에서 설명한 B 모드 표시는 생체내부의 경계면 존재유무를 나타낸 정성적인 것으로, 관찰자의 패턴인식 능력에 의존하고 사용초음파기기에 따

라 변할 수 있으므로 객관적인 특징량을 전해주기 어렵고, 따라서 조직의 병리학적 상태와의 대응이 명확하지 않다.

그래서 조직의 특징을 보다 객관적으로 음파에 관한 물리량으로 표현하여, 조직의 병리학적 상태와의 대응이 명확히 될 수 있게 하고자 하는것이 超音波TC의 목적이다. 이의 대표적인 예가 초음파CT에서의 음속과 감쇠계수이다. 초음파CT의 상제는 문헌[3]으로 미루고, 여기서는 산란, 감쇠, 음속 등을 물리량 계측의 측면에서 다루어보기로 한다.

1) 생체조직의 음향특성

균일한 매질중을 평면파 초음파가 전파해가고 있을 경우(그림 8 (a)), 음파는 시간 t에 거리 $x=vt$ 만큼 진행한다. 그 사이 파의 강도는 I에서 $Ie^{-\mu x}$ 로 감소한다. 이것은 열로서 매질에 흡수되어버리기 때문이며, μ 를 흡수계수라 한다.

생체조직을 어떻게 모델화하는 것이 좋은가에 대한 定説은 없으나, 여기서는 간단히 그림 8 (b)와 같이 음향특성이 서로 다른 미소한 입자가 많이 퍼져 있는 매질을 고려하자. 이러한 매질을 전파하는 초음파의 음속은 균일매질에서와는 다르다. 또 음의 에너지의 일부는 사방으로 산란된다. 게다가 음은 거리 x만큼 진행하는 동안 강도는 I에서 $Ie^{-\alpha x}$ 로 감소한다. 이 경우 μ 에는 산란에 의해 잃어버린 에너지와, 열에 의해 잃게 되는 에너지, 둘다의 효과를 포함하고 있고 감쇠계수라 부른다. 즉

$$\alpha = \alpha_s + \mu \tag{1}$$

로 쓸 수 있고, α_s 는 산란에 의해 잃게 되는 에너지를 나타내고, 산란계수에 대응된다. μ 는 비균일 매질의 흡수계수이다.

이상의 설명에서, 초음파펄스에코법에서는 생체로부터 후방으로 산란된 초음파의 강도를 표시하고 있다고 할 수 있다. 한편 투과법에 의한 초음파영상법에서는 생체를 통과함에 의해 초음파가 얼마나 감쇠되는지를 표시하게 하고 있으므로, 조직의 감쇠특성을 나타내고 있다. 그러나 이것은 초음파빔의 구경에 의해 결정되는 어떤 체적에 따라 평균한 양이다. 대체로 비균일액의 음속 및 감쇠계수는 용매 및 용질의 음향특성에 따른 평균적 레벨에 의해 결정되고, 산란계수는 평균레벨로부터 각 입자의 음향특성이 어느 정도 다른가라고 하는 양에 의해 결정된다. 다시말해, 어떤 조직이 병리학적 변화에 의해, 그 음향특성을 조금만 변화하게 해도, 음속 혹은 감쇠계수는 조직의 평균레벨로부터 결정되므로 조금 변할 뿐이다. 산란은 평균치로부터의 차에 의해 결정되기

때문에 조직의 변화에 민감히 반응한다. 이는 뼈, 허파를 제외시키면, 생체연부조직의 종류에 따라 음속은 약 15%, 감쇠계수는 약 5배로 변화하나, 산란레벨은 약 80dB 변화하는 것으로부터 이해할 수 있다. 이것이 산란에 바탕을 둔 초음파에코영상법의 그레이 스케일 표시가 조직의 TC에 있어 매우 유효한 이유일 것이다.

그러나 측정이라고 하는 면에서 보면, 음속 혹은 감쇠계수는 초음파펄스의 파형이 상대적으로 얼마만큼 변했는가(음속측정에서는 펄스의 도달시간, 감쇠측정에서는 펄스의 진폭)를 측정하면 되므로 비교적 용이하게 신뢰도 높은 데이터를 얻을 수 있고, 현재까지 많은 측정결과의 보고가 있다.¹⁾ 한편 산란의 측정에는 초음파진동자의 방사패턴 및 방사레벨이 직접 영향을 주고, 측정결과는 일반적으로 일정치 않아서 통계적인 처리를 요하는 등, 정량적 측정에 매우 어려움이 있어 그 보고도 그리 많지 않다.^{11), 13)} 다시말해 음속이나 감쇠계수의 평가에 있어서는 아직 초음파진단상의 유효성이 확실치 않고, 산란의 경우에는 어찌 하면 초음파진동자 등의 특성에 의존하지 않을 수 있을 것인가, 혹은 객관적, 정량적 평가를 할 수 있을 것인가가 확실하지 않는 불평형이 있다. 이것이 금일의 Ultrasonic Tissue Characterization 이 당면하고 있는 최대 과제이다.

2) 산란

생체중의 산란현상은 매우 복잡하다. 크게 나누어, 하나는 산란체의 크기가 초음파의 파장에 비해 충분히 크고 산란면이 거의 평면이라 할 수 있는 경우(그림 8 (a)), 다른 하나는 그림 8 (b)와 같은 비균일 경계면을 향해 진행해 갈 경우, 둘로 고려할 수 있다. 초음파펄스에코법은 전자와 같은 경계면에서의 에코를 대상으로 하고 있고, 후자는 texture 라고 하는 조직내부로부터의 스펙클형의 에코를 대상으로 한다. 이들에 관한 보고를 나누어보면 다음과 같다.

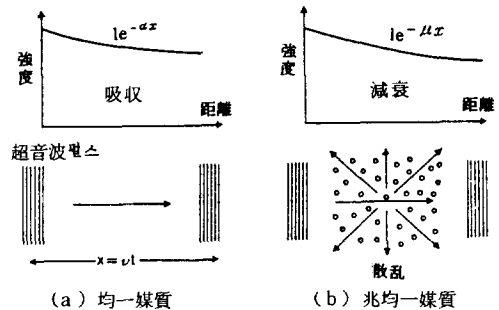


그림 8. 초음파의 전파

② A 모드 패턴의 진폭해석¹⁴⁾ : A 모드 패턴상의 에코강도, 그리고 그 빈도로부터 조직의 식별을 행하고자 한 것이다. 이 양은 조직의 산란특성과 초음파경로 중의 감쇠특성을 반영한 것이나, 조직의 음향특성과 어떠한 관계가 있는가가 불분명하고, 특징량으로서의 의미 불임이 충분치 못한 결점이 있으나, 안과영역의 종양에는 유효하다는 보고가 있다.

③ B 모드상의 에코강도¹⁵⁾ : 이것은 B 모드상의 texture 성분의 강도에 관심을 두어서 TC를 행한 것이다. 그러나 진동자의 특성, 초음파경로 중의 감쇠 등을 완전히 보정하기 어려워, 에코 패턴의 객관적 평가방법으로서는 아직 미비하다.

④ 에코의 스펙트럴의 해석^{16), 17)} : 에코의 스펙트럴을 될 수 있는대로 넓은 주파수 범위에 걸쳐서 구해, 조직의 음향특성 (반사계수, 농도, 상관거리 등)을 추정하고자 한 것이다. 이 경우 스펙트럴과 조직의 음향특성과의 관계는 알고 있으므로, 초음파경로 중의 감쇠보정, 소수의 샘플데이터로 스펙트럴을 추정하는 신호처리 기술의 개발 등의 문제가 해결된다면, 조직의 산란특성을 정량적으로 평가하는 유망 수법이 될 수도 있다. 간장 등에서의 에코 스펙트럴 측정에는 이미 보고되어 있다.

⑤ 산란의 방향의존성¹⁶⁾ : 여러 각도에서 에코 강도를 관찰하여, 각도와 함께 에코의 강도가 얼마나 변화하는가를 조사해서, 조직의 식별을 행하는 것이며, 조직에 따라 특정적 패턴을 보임을 보고하고 있다. 이것은 방향에 의한 상관거리의 변화, 혹은 에코 강도의 통계적 변동을 반영시킨 정보를 주고 있다고 볼 수 있으나, 그 물리적 의미가 불분명한 난점이 있다.

⑥ 산란형 초음파 CT¹⁷⁾ : 대상물에 여러 각도에서 초음파펄스를 발사, 그 에코를 기록해서, CT기술에 의해 조직의 산란계수와 감쇠계수의 분포를 분리해서 표시하는 것이다. 임상적 평가는 금후 과제이다.

3) 감쇠 및 음속

생체의 경우 식(1)의 감쇠계수는

$$\alpha \approx bf \quad (2)$$

로 쓸 수 있다. 그림 9는 이 b를 나타낸 것이다. 왜 주파수에 비례하는가는 이론적으로 충분히 명확하지 않다. 실험적인 결과에 유래한다. 단백질 함유량의 증가에 따라 감쇠계수 및 음속은 증대하고, 물 함유량의 증가에 따라 감소하는 경향이 있다.¹⁰⁾

감쇠계수 및 음속을 측정하기 위한 기본 구성을 그림 10에 보인다. 여기서 송수진동자 사이에 생체조직이 없을 때의 신호를 신호 1, 있을 때를 신호 2라고 하고, 두 신호의 시간차를 Δt , 신호 1의 최대진폭을

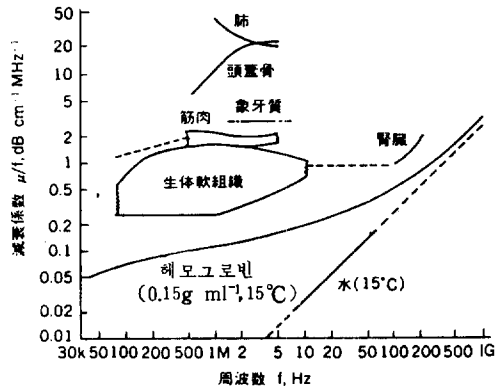


그림 9. 생체조직의 감쇠계수¹⁾

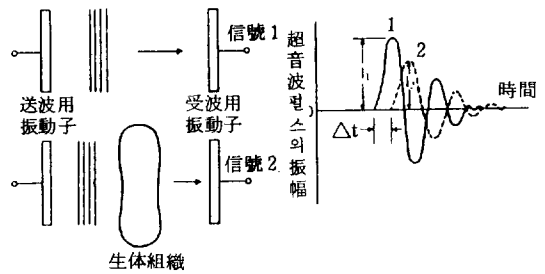


그림 10. 음속 및 감쇠계수의 측정

I_2 라 하면, 생체조직의 두께가 기지일 경우 음속은 시간차 Δt 로부터 구해낼 수 있다. 한편 감쇠계수는 두 신호의 진폭비 I_2/I_1 으로부터 역시 구할 수 있다.¹⁷⁾ 이와는 달리, 주파수 영역에서 주파수의 존 감쇠계수를 보다 정밀히 구할 수 있고, 혹은 펄스 에코신호를 대상으로 하여, 스펙트럴 차이법, 스펙트럴 시프트법 등을 이용한 감쇠계수 추정법이 있다.^{8), 18)} 한편 음속측정 역시, 펄스 에코신호를 대상으로, 주파수 영역에서, 반사계수의 주기적인 성질을 이용하여 다층매질상의 음속추정법을 발표하고 있다.²⁰⁾

③ 맺는말

생체내부의 영상진단법 중에 진단시 인체에 무해, 무통하며 실시간 동적 영상을 제공해주는 치명적인 잇점을 갖고 있는 초음파영상 진단장치는 그 내부를 살펴보면 타 의용장치와는 달리 電氣·電子工學의 結晶體이다. 그러나 X선 CT에 비해 화질이 떨어지고 定量性 결여의 문제점을 안고 있다. 그러나 소형, 저렴성은 그 이용도를 높여주고 있으나 화질불량은 화상진단시 숙련을 요구하고 확실한 정보 제공의 장

벽이 되고 있다. 따라서 상기의 문제점을 해결하기 위한 노력의 일환이 Tissue Characterization 이다. 때문에 보다 상세히 다루려고 했으나 지면 사정 상 서론에 지나지 않은 감이 없지 않다. 최근 국내에서도 초음파 진단장치의 개발에 관한 연구가 과학원, 서울대 병원, 연세대, 인하대, 중앙대 등에서 활발히 진행되고 있으므로, 기대되는 바 크다 할 수 있다.

참고문헌

- 1) P. N.T. Wells, Biomedical Ultrasonics, Academic Press (1977)
- 2) 崔宗秀, "超音波断面映像法", 電子工學會雜誌, 9, 3, pp. 6-13 (1982)
- 3) 崔宗秀, "超音波CT의 現況과 展望", 電氣學會誌, 31, 7, pp. 492-500 (1982)
- 4) 洪勝弘, "超音波의 醫用生體工學의 應用", 電子工學會雜誌, 8, 1, pp. 33-43 (1981)
- 5) 金源麒, "의료용 B-스캔의 경향", 電氣學會誌, 31, 7, pp. 486-491 (1982)
- 6) 洪勝弘, "ME(醫用生體工學) 技術의 現況과 展望", 電子工學會雜誌, 12, 1, pp. 40-46 (1985)
- 7) 최종호, 최중수, "제한된 view에서의 산란테이타의 역산에 의한 회절 단층영상법," 의공학회지, 5, 1, pp. 25-32 (1984)
- 8) 허응, 홍승홍, "Spectral Difference법에 의한 생체에서 초음파 주파수 의존 감쇠기울기 추정" 전기학회 논문지, 33, 12, pp. 467-471 (1984)
- 9) R.J. Parry, et al., "Data of the velocity and attenuation of ultrasound in mammalian tissues—a survey", Ultrasonic Tissue Characterization II, ed. Linzer, NBS Spec. Pub. 525, Washington, p. 343 (1979).
- 10) R.L. Johnston, et al., "Elements of tissue characterization Part 1, Ultrasonic propagation properties", *ibid*, p. 19 (1979).
- 11) M.P. Kadaba, et al., "Attenuation and backscattering of ultrasound in freshly excised animal tissues", IEEE Trans. BME-27, p. 764 (1980).
- 12) M. O'Donnell, "Relationship between collagen and ultrasonic backscatter in myocardial tissue", J. Acoust. Soc. Am., 69, p. 580 (1981).
- 13) J.E. Barger, "Brain tissue classification by its ultrasonic backscatter", IEEE Trans. SU-28, p. 311 (1981).
- 14) P.N.T. Wells, et al., "Quantitative A-scan analysis of normal and cirrhotic liver", Ultrasonic Tissue Characterization, ed. Linzer, NBS Spec. Pub., Washington, p. 61 (1976).
- 15) G. Kossoff, et al., "Principles and classification of soft tissues by gray-scale echography", Ultrasound Med. Biol., 2, p. 89 (1976).
- 16) C.R. Hill, "Frequency and angular dependence of ultrasonic scattering from tissue", Ultrasonic Tissue characterization, ed. Linzer, NBS Spec. Pub., 453, Washington, p. 197 (1976).
- 17) A.C. Kak, et al., "Signal processing of broadband pulsed ultrasound: measurement of attenuation of soft biological tissues", IEEE Trans. BME-25, p. 321 (1978).
- 18) R. Kuc. and M. Schwartz, "Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signals", IEEE Trans. SU-26, 5 (1979).
- 19) 阪本捷房, 齋藤正男, 生體と ME, 東京電機大學出版局, 1982
- 20) 김시환, 최중수, "반사파 스펙트럼의 극소점 해석을 통한 다층매질에서의 음속측정법," 전자공학회지, 22, 4, pp. 16-23 (1985)
- 21) 中島眞人, 渡邊決, 新レい超音波診断技術, 南江堂, 1984