

醫 用 超 音 波 信 號 處 理

崔 宗 秀*, 崔 鍾 鎬**
 中央大學校 工科學 電子工學科
 教授(工博)*, 博士課程**

I. 머릿 말

초음파 단층 영상법 중에, 초음파 펄스 에코법¹⁾은 의용영상기술의 대표적인 기법이며, 초음파를 사용한 영상법으로서의 실용화되어 있는 유일한 것이라고 해도 과언은 아니다. 이 기법은 ① 실시간으로 생체 내부 조직의 모양을 영상화할 수 있고, 또 심장등의 장기가 움직이는 모양을 관찰할 수도 있는 것, ② 장치가 비교적 간단하며, 소형 경량 값싸게 만들어지는 것, ③ 특히 연부조직에 대해 타의 영상법보다 우수한 분석력을 갖는 것 등의 특징을 갖고 있다.

그러나 상기 펄스 에코법은, 음향임피던스가 서로 다른 경계면의 존재 유무를 영상화하는 것으로, 따라서 이 진단법은 어디까지나 형태 진단이며, 조직의 기능이나 상태를 직접 표시해주는 것은 아니다. 이 조직의 병리학적 상태를 나타내주기 위해서는 그 상응 물리량(산란, 감쇠, 음속등)과의 대응관계가 명확해야 하고, 따라서 정량적인 양으로 주어져서 객관성을 갖어야 한다. 이를 조직의 정량화(tissue characterization: TC)²⁾라 하며, 최근 활발한 연구가 계속되고 있다.

그림 1은 초음파 에코 영상장치를 보이고 있다. 펄스(pulser)는 반복해서 대진폭의 펄스를 발생한다. 현재 쓰이고 있는 진단장치의 경우, 반복 주파수는 0.5 KHz~2 KHz(반복 시간 간격은 0.5 msec~2 msec) 정도이다. 초음파 트랜스듀서는 송수파 어느쪽도 특정의 주파수 성분만을 통과시키는 성질을 갖고 있다. 즉,

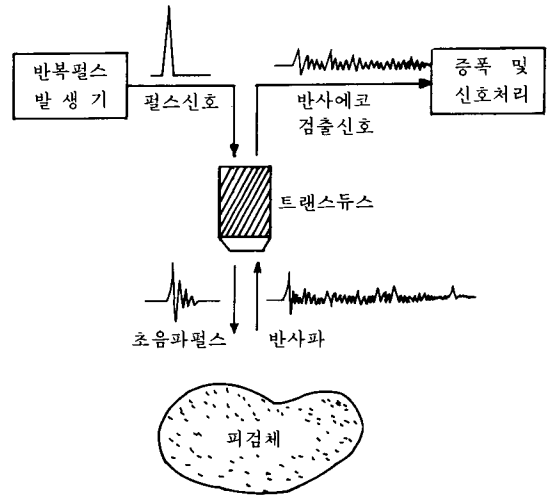


그림 2. 초음파 트랜스듀서에서의 신호 흐름

그림 2에서와 같이, 단일 펄스 파형의 전기신호가 가해지면, 트랜스듀서는 그 고유진동수로써 기계적으로 감쇠 진동하고, 그 기계적 진동과 거의 같은 파형의 음파가 물체(혹은 생체)을 향해 방사된다. 한편, 생체중에서 반사·산란된 파가 다시 트랜스듀서에 돌아오면, 여기서 다시 그 고유진동수 부근의 주파수 성분만이 강조된 전기신호로 변환된다. 이 트랜스듀서가 갖는 주파수 선택성을 나타내는 파라미터를 Q벡터라 한다. Q의 값이 클수록 트랜스듀서의 기계적 감쇠 진동의 감쇠 시간이 느려지고, 그 고유주파수에 가까운

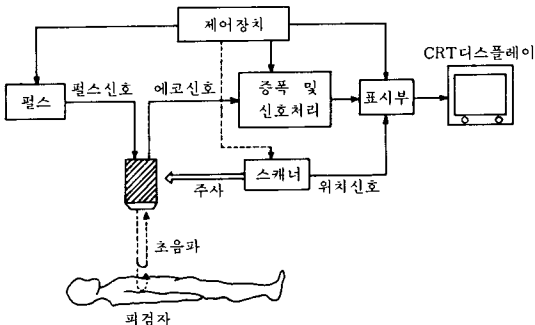


그림 1. 초음파 진단장치

성분을 보다 강조하게 된다(그림 3). Q를 크게 그리고 감쇠 시간을 길게 함은 감도를 향상시키는 데에 도움이 되나, 진동이 꼬리를 내게 되어(깊이 방향의) 분해능을 떨어뜨린다. 따라서 최근의 진단장치에서는 가능한한 Q의 값이 작은, $Q < 10$ 정도의 트랜스듀서를 사용하는 경향에 있다. 초음파 트랜스듀서에서 발생되어 감쇠 진동하는 파는 그 포락선이 그림 4에서와 같이 하나의 펄스로 되어 있다. 이러한 하나의 감쇠 진동파를 특히 RF 펄스라 하며, 단일의 펄스파로 구별된다. 초음파 펄스란 보통 이러한 RF 펄스를 나타내며, 그 주기의 역수를 주파수라 한다.

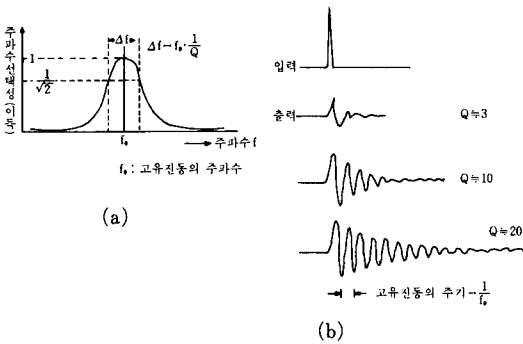


그림 3. Q팩터: (a) 주파수 선택성과 Q의 정의, (b) 펄스 입력에 대한 파형의 예 Q는 펄스 입력에 대해서 어느 정도 진동하는가를 나타낸다. 펄스의 지속시간은 $1/\Delta f = Q \cdot 1/f_0$ 에 거의 비례한다.

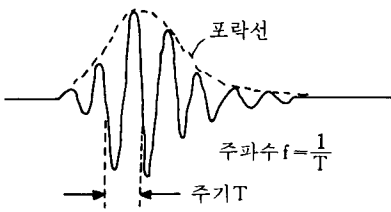


그림 4. RF 펄스

초음파 트랜스듀서에서 검출된 반사 에코는 매우 진폭이 작은 신호이다. 이 신호는 수신증폭기에서 증폭된 다음, 필요 신호처리 과정을 거쳐 표시부로 가게 된다.

본고에서는 이 증폭된 초음파 신호를 대상으로 하여, 먼저 기존 초음파 펄스 에코 진단장치의 분해능 향상을 위한 신호처리 기법을 소개하고, 그 다음, 조직의 정량화를 위해 도입되는 신호이론을 설명한다.

II. 펄스 에코 진단장치의 분해능 향상법

현재 병원에서 쓰이고 있는 이 장치에는 기본적으로 ① 수신반사파의 포락선 검파와 증폭, ② 깊이에 따른 감쇠 보상(time gain control: TGC) 회로, ③ 배경 잡음 제거 회로, ④ 다이내믹 레인지를 넓히기 위한 대수 증폭기 등을 거쳐 표시장치로 간다. 이와 관계된 것은 타문헌⁽¹⁾⁻⁽⁵⁾으로 넘긴다. 여기서는 단층상의 분해능 향상에만 초점을 맞춘다.

1. 분해능이란

대상 물체의 영상화가 어느 정도의 정밀도를 갖고 있는가의 평가법의 하나로 분해능(해상력이라고도 함)이 있다. 분해능이란 2개의 대상 물체가 어느 정도 만큼의 간격이 있으면, 「2개의 물체」로 식별될 수 있는가를 나타내는 파라미터이며, 길이의 차원을 갖는다. 초음파나 전파등의 파동을 쓰는 영상법에서는 사용파의 파장이 분해능에 크게 영향을 주며, 파장의 수배 정도가 분해능의 한계로 된다.

초음파 단층법에서는 깊이 방향의 위치는 음파의 전파시간에 의해 계산된다. 또, 횡방향은 초음파 빔의 방위와 그 지향성에 의해 측정된다. 따라서 분해능 향상법은 깊이 방향과 횡방향에 따라 다른 특징을 갖는다.

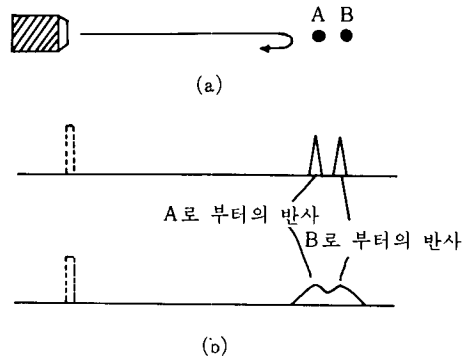


그림 5. 깊이 방향의 분해능: (a) 이론적인 경우, (b) 실제로는 2개의 반사가 중첩되어 식별이 어렵게 된다.

2. 깊이 방향의 분해능

초음파의 진행방향에 그림 5와 같이 근접 대상 물체가 있을 때, 이것들을 분리해서 관찰할 수 있는가가 깊이 방향의 분해능이다. 초음파 에코 영상법의 분해능은 A모드 파형상에서 점(point) 반사체로부터의 반사 에코가 어느 정도로 퍼져 있는가, 즉 어느 정도의 지속시간을 갖는가에 의존한다(그림 6).

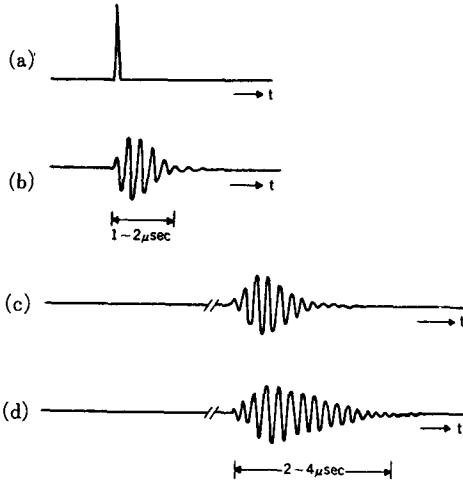


그림 6. 펄스 에코법의 각부 파형과 지속시간
 (a) 전기적 펄스신호, (b) 초음파 펄스 음압 파형, (c) 점 반사체로부터의 파형, (d) 전기신호로 변환된 반사파형

이 지속시간은 ① 발사 펄스의 지속시간, ② 대상 반사 물체의 특성, ③ 트랜스듀서의 수신특성(Q팩터), ④ 증폭·신호처리 회로의 특성 등에 의해 결정된다. 이들 중에 특히 ①과 ③은 트랜스듀서의 특성에 의존한다. 트랜스듀서의 Q팩터는 매우 대략적으로 말한다면 펄스 입력이 가해졌을 때에 몇번 정도 진동하는가를 말하는 횟수를 나타낸다(그림 3). 예를 들면, Q=10인 트랜스듀서를 사용한다면, 10주기 정도의 지속시간인 초음파 펄스가 생체 속으로 발사된다. 또, 10주기의 지속시간을 갖는 반사 펄스가 트랜스듀서에 돌아오면, 전기신호는 15~20주기의 RF펄스로 된다. 초음파의 주파수가 5 MHz인 때, 1 주기는 0.2 μsec이고, 20주기는 3mm에 대응되며, 따라서 Q=10인 트랜스듀서를 사용한 진단장치의 깊이 방향 분해능은 3mm 정도의 오더가 된다. 이를 후술하는 신호처리 기법으로 향상시킨다. 최근의 진단장치에서는 깊이 방향의 분해능을 향상시키기 위해 될 수 있는대로 Q팩터가 낮은 트랜스듀서를 쓰는 경향이 있다. 그러나 너무 Q팩터를 작게 하면, 감도 혹은 횡방향의 분해능의 점에서 바람직하지 못하다. 이들 균형에 쫓아 트랜스듀서의 특성이 결정된다.

이와 같이, 초음파라고 하는 「波」를 사용하는 이상, 지속시간으로 인한 분해능 열하(劣下: degradation)는 어느 정도 본질적인 문제로 된다. 이를 위해 도입되는 기법이 신호의 복구(restoration)이다.

지금, 생체 내부 조직이 여러 단층으로 구성되어 있고, 또한 극히 짧은 시간 내에서는 일종의 선형 시불변 시스템으로 되어 있다고 하자. 그러면, 각단층(경계면)으로부터 반사 에코가 돌아올 것이고, 이 펄스 에코 진단장치는 경계면의 존재 유무만을 표시해주는 것이기 때문에, 생체 내부를 반사계수에 관계하는 임펄스 함수로서 나타낼 수 있다. 따라서 반사 에코 $y(t)$ 는 입사 초음파 펄스 $x(t)$ 를 입력으로 하는 다음과 같은 컨벌루션 적분으로 쓸 수 있다.

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(t-\tau) d\tau \quad (1)$$

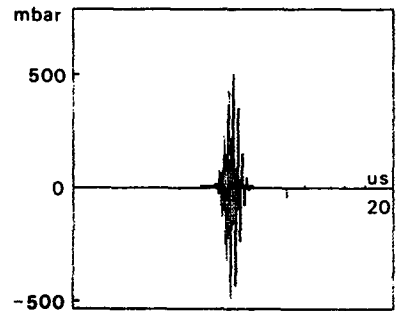
여기서,

$$h(t) = \sum_i c_i \delta(t-t_i) \quad (2)$$

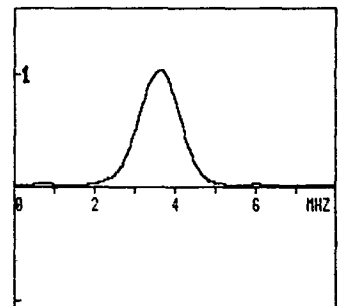
이며, c_i 는 각 층에서의 반사계수이다. 따라서 생체 내부 경계면의 존재를 표시해주는 $h(t)$ 를 수신 반사 에코 $y(t)$ 로부터 복구해 내는 것으로 귀착된다. 즉,

$$H(\omega) = Y(\omega)/X(\omega) \quad (3)$$

여기서, $H(\omega)$, $X(\omega)$, $Y(\omega)$ 는 각각 $h(t)$, $x(t)$, $y(t)$ 의 프리에 변환이다. 이를 디컨벌루션(deconvolution)법이라 하고, 핵 $x(t)$ 는 blurring function(화상의 경우 point spread function)에 대응되며, $1/X(\omega)$ 을 역필터라 부른다.



(a) 입사 펄스신호 $x(t)$



(b) $x(t)$ 의 스펙트럼

그림 7. 초음파 입사 펄스신호와 그 스펙트럼

입사 초음파 펄스는 트랜스듀서의 특성(그림 3 참조) 때문에, 그림 7에서와 같이 트랜스듀서의 중심 주파수에 중심을 둔 대역통과 특성을 갖는다. 따라서 역필터 구성시, 대역 밖의 역수 성분은 무한히 클 수 있다. 더우기 수신 신호(식(1))에 잡음이 포함되어 있을 경우, 역필터의 구성은 보다 복잡해진다. 이를 위해, Hamming 창¹⁶⁾을 함께 하여 구성하거나, Wiener 필터¹⁷⁾를 사용하는 등의 시도로 분해능을 올리고 있다. 이와는 달리, $x(t)$ 의 시간제한 성질과 트랜스듀서의 대역제한성을 이용하여, 열하 요인이 트랜스듀서의 대역 밖의 성분이 트랜스듀서의 특성 때문에 충실히 재현되지 못한 것으로 보고, 그 대역 밖의 성분을 외삽법에 의해 반복적으로 복구시키는 경우¹⁸⁾와 외삽행렬에 의해 비반복법¹⁹⁾으로 복구시켜, 분해능을 향상시키고 있다.

상기 역필터의 개념과는 달리, 초음파 에너지가 트랜스듀서에 도달되는 율은 해석신호(analytic signal)의 크기에 관계되므로, 위상 성분이 무시되어 분해능을 떨어뜨리는 것으로 하여, 그 위상 성분을 Hilbert 변환에 의해 재생시켜 하나의 신호로 재합성하게 되면 분해능을 향상시킬 수 있고, 아울러 생체 내부를 통과해 온 초음파 에코는 생체에서의 주파수 의존 감쇠로 인한 열하 역시 포함되므로 이를 보상시켜서, 보다 나은 분해능 향상을 위한 시도도 있다.¹⁰⁾ 또한 상기의 해석신호의 크기는 에너지의 도달율에 관계된다는 이론과 매질을 전파한 에코신호는 입사파에 비해 작아지고 펄스폭은 넓어지나 입사파의 모양은 그대로 유지된다는 것으로부터 구성된 제적(quadrature) 저역통과필터와 영역필터를 이용하여 분해능 향상을 기하고 있다.¹¹⁾

3. 횡(측) 방향의 분해능

초음파 빔의 진행방향과 수직인 방향으로 근접해 있는 2개의 대상물을 분리해서 관찰할 수 있는지의 여부가 횡방향의 분해능이다. 이것은 초음파 빔의 횡방향의 퍼짐, 즉 빔 폭에 의해 결정된다(그림 8). 이 빔 폭은 트랜스듀서의 음장에 의해 결정된다. 분해능을 올리기 위해서는 빔 폭이 작을수록 좋다. 따라서 오목면 트랜스듀서를 만들어 초점 부근에서 좁게 하거나, 전자 스캐너의 경우는 지연소자를 사용하여 다이내믹 집속법을 쓰고 있다.

분해능 열하의 원인이 빔폭에 있으므로 이상적으로는 빔이 폭을 갖지 않거나 복구시킨다면 분해능 향상을 기할 수 있다. 따라서 신호처리 기법으로는 빔이 하나의 선이 되도록 역필터를 구성해주는 것이 그 연구의 초점이다.¹²⁾

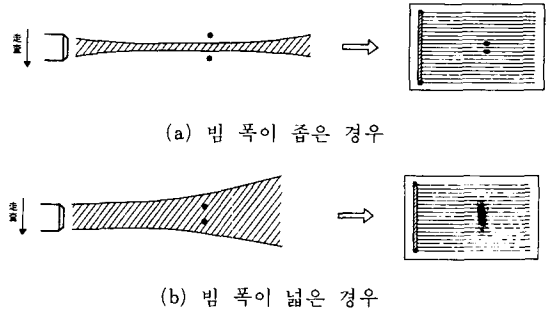


그림 8. 횡(측) 방향의 분해능

III. 조직의 정량화(tissue characterization)

초음파에 의한 조직의 정량화 혹은 진단은 초음파 펄스의 외적 자극에 대한 조직의 응답으로 부터 조직을 특징지워주는 것이며, 그 병리학적 상태의 판정에 이용함을 목적으로 하고 있다. 따라서 조직의 특징을 보다 객관적으로 음파에 관한 물리량으로 표현해서, 조직의 병리학적 상태와의 대응이 명확해야 한다. 이렇게 생체조직을 특징지워주는 물리량으로서는 감쇠, 음속, 산란, 비선형 파라미터 등이 제안되고 있다. 이러한 양의 단면상의 영상화는 기존 펄스 에코 진단장치가 경계면의 존재만을 형태적으로 나타내주는 데에 비한다면 혁신적일 수 밖에 없다. 이 한 예가 초음파 CT이다.¹²⁾ 이는 단면상의 음속과 감쇠정수를 영상화해준다. 그러나 반사 펄스파가 아닌 투과파를 사용하는 까닭에 적용 범위가 유방에 제한되고, 화질의 면에서도 X선 CT에 비해 떨어지는 때문에 실용화에 못미치고 있다.

여기서는 반사 에코파를 대상으로, 감쇠, 음속, 비선형 파라미터의 제측법을 개략해보기로 한다.

1. 감쇠

균일 매질 속을 평면 초음파가 전파해 갈 경우, 음파는 t 시간에 거리 $x=vt$ 만큼 진행한다(단, v 는 매질의 음속). 그 사이 파의 강도는 I 에서 $I \exp(-\mu x)$ 로 감소된다. 한편, 매질 내에 불균일 입자가 혼재되어 있을 경우, 초음파 에너지의 일부는 사방으로 산란된다. 이때, μ 에는 산란에 의해 잃어버리는 에너지와 열에 의해 없어지는 에너지의 양쪽 효과를 포함하게 되고, 이를 감쇠계수라 한다. 즉, 총(total) 감쇠는

$$\alpha_t = \alpha_s + \mu \tag{4}$$

로 주어지고, α_s 는 산란에 의해, 그리고 μ 는 매질의 흡수에 의해 잃어버리는 양을 각각 나타낸다.

또한 생체조직에서의 주파수 의존 감쇠는 단백질 함유량의 증가에 따라 증대되고, 수분 함유량의 증가와 함께 감소하는 경향에 있다.¹³⁾ 이들 실험 데이터는 주파수 의존 감쇠계수 $\alpha_1(f)$ 가 주파수에 비례하는 관계에 있음을 보이고 있다. 즉, 식(4)는 다시

$$\alpha_1(f) \approx af \tag{5}$$

인 관계에 있게 된다.

이를 보다 구체적으로 살펴 보기로 한다.

1) 전달함수

그림 9와 같이 n개의 층으로 구성된 조직이 직교좌표계의 $0 \leq z \leq d_n$ 인 영역에 놓여 있고, 각각의 경계면은 xy에 평행하다고 한다.

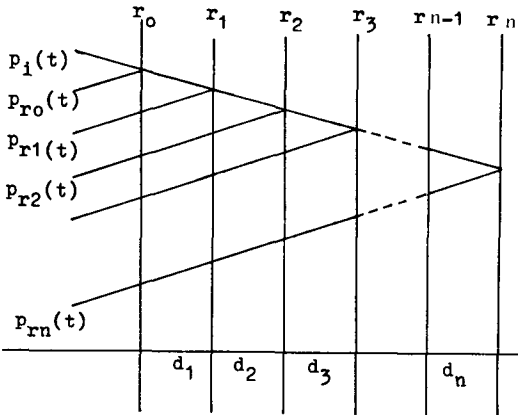


그림 9. 생체 모델

일반적으로 n번째 층의 감쇠정보를 포함하는 전달함수는 (n-1)번째 층에서 n번째 층으로 입사하는 입사파와 n번째 경계면에서 반사되어온 수신파로 구한다. n번째 층의 전달함수를 $G_n(f)$ 라 하면, 이는 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} G_n(f) &= \frac{P_{r,n}(f)}{P_{r,n-1}(f)} \\ &= \frac{A_n}{A_{n-1}} \exp[-2\alpha_n(f)d_n] \exp[j2k_n d_n] \tag{6} \end{aligned}$$

여기서,

k_n : n번째 층의 전파상수

d_n : n번째 층의 두께

$\alpha_n(f)$: n번째 층의 주파수 의존 감쇠계수

2) 스펙트럼 차분법에 의한 감쇠 계측법

식(6)의 양변에 자연대수를 취하면, 다음과 같이 주어진다.

$$\ln|P_{r,n}(f)| - \ln|P_{r,n-1}(f)|$$

$$= \ln \left| \frac{A_{n-1}}{A_n} \right| - 2\alpha_n(f)d_n \tag{7}$$

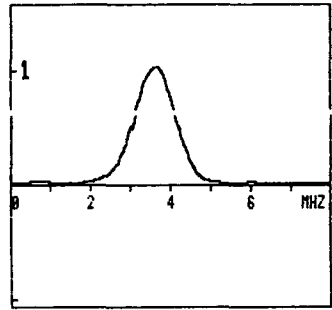
상기 식 중의 주파수 의존 감쇠계수 $\alpha_n(f)$ 에 식(5)의 관계

$$\alpha_n(f) = a_n f$$

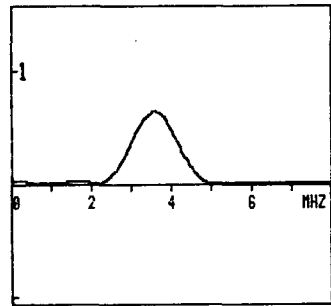
를 도입하여 정리하면,

$$\alpha_n = \frac{1}{2d_n} \text{slope} \{ \ln|P_{r,n-1}(f)| - \ln|P_{r,n}(f)| \} \tag{8}$$

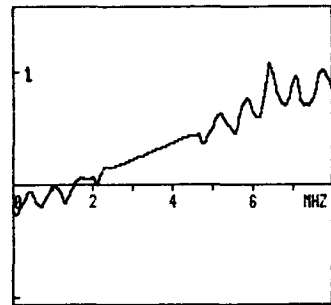
을 얻는다. 즉, 스펙트럼의 자연대수를 취하여 그 차이를 구하면, 주파수의 선형함수가 되며, 그 기울기로부터 감쇠를 구할 수 있게 된다(그림10).



(a) (n-1) 번째 반사파의 스펙트럼



(b) n 번째 반사파의 스펙트럼



(c) 감쇠 기울기

그림10. 스펙트럼 차분법에 의한 감쇠 계측

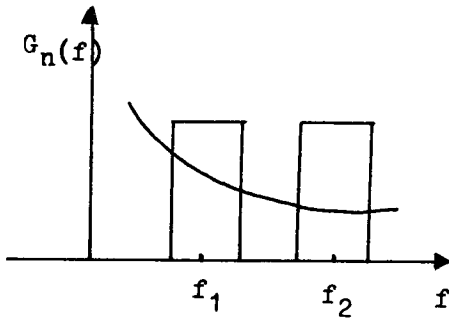


그림11. 하중에너지 (weighted energy)

3) 에너지 비율법에 의한 감쇠 계측법

X(f)를 2ΩHz로 대역폭이 제한된 하중(weight) 함수라 하자(그림11 참조). 그리고 전달함수 G_n(f)를 f₁-Ω ≤ f ≤ f₁+Ω와 f₂-Ω ≤ f ≤ f₂+Ω인 영역에서 하중함수 X(f)를 곱하여 얻은 하중된 에너지를 각각 E₁, E₂라 하면, 이들은

$$E_1 = \int_{f_1-\Omega}^{f_1+\Omega} |X(f-f_1) G_n(f)|^2 df$$

$$= \left(\frac{A_n}{A_{n-1}}\right)^2 \exp(-4\alpha_n d_n f_1) \cdot \int_{-\Omega}^{\Omega} |X(f)|^2 \exp(-4\alpha_n d_n f) df \quad (9)$$

$$E_2 = \int_{f_2-\Omega}^{f_2+\Omega} |X(f-f_2) G_n(f)|^2 df$$

$$= \left(\frac{A_n}{A_{n-1}}\right)^2 \exp(-4\alpha_n d_n f_2) \cdot \int_{-\Omega}^{\Omega} |X(f)|^2 \exp(-4\alpha_n d_n f) df \quad (10)$$

로 주어지고, 여기서 f₁과 f₂는 하중함수의 중심 주파수이다.

식(9)와 (10)으로부터

$$E_1/E_2 = \exp[4\alpha_n d_n (f_2 - f_1)] \quad (11)$$

을 얻을 수 있고, 이로부터 n번째 층의 감쇠계수를 구하면 다음과 같다.

$$\alpha_n = \frac{1}{4\alpha_n (f_2 - f_1)} \ln \left| \frac{E_1}{E_2} \right| \quad (12)$$

상기 식에서 반사 및 투과계수의 항인 A_n/A_{n-1}이 소멸되므로 경계면의 상태를 모르더라도 n번째 층의 감쇠계수를 구할 수 있다.

상기 방법은 두개의 일정 대역폭 내의 에너지를 비교하는 것이다. 따라서 두 대역 사이의 간격이 너무 좁을 경우, 즉 신뢰할 만한 데이터량의 확보가 어려울 경우 문제점이 있게 된다. 이를 위해, 식(6)의 절댓치를 f

로 미분하여 임의의 주파수에서의 감쇠 기울기를 구할 수 있다.¹¹⁴⁾ 즉,

$$\alpha_n = -\frac{d}{df} \frac{|G_n(f)|}{2d_n |G_n(f)|} \quad f = f_i \quad (13)$$

을 얻을 수 있고, 부가적인 잡음을 고려한 경우, 임의의 주파수 구간 내의 평균치로 신뢰도를 높이고 있다.

4) 그외 계측법

그밖에, Gauss형 스펙트럼이 매질의 주파수 의존 감쇠로 인해 음의 방향으로 이동되는 성질을 이용하여, 그 중심 주파수의 이동량으로 감쇠계수를 측정하는 방법이 제안되고 있다.^{115) 116) 117)} 또한 매질의 분산을 나타내는 최소위상함수를 고려함으로써 비인과성(non-causal)의 임펄스 응답을 구하여 분산을 고려한 감쇠 계측법도 제안되고 있다.¹¹⁸⁾

2. 음 속

감쇠는 진폭이 얼마만큼 감소했는가를 측정하는 것인데 반해, 음속은 펄스의 도달시간이 얼마 정도되는가에 의해 계측된다. 따라서 조직의 각층의 두께가 지라하면, 각층으로 부터의 에코 도달시간에 의해 그 층내의 음속을 구할 수가 있다.

예를 들어, 식(6)에서 전파상수 k_n은 ω/c_n인 관계가 있으므로, 전달함수의 위상각을 취해주게 되면 음속을 구할 수 있다. 즉

$$\frac{1}{c_n} = \frac{1}{\omega d_n} < \left\{ \frac{P_{r,n}(f)}{P_{r,n-1}(f)} \right\} \quad (14)$$

이와는 달리, 입사파와 반사파의 스펙트럼 비(반사계수)에 존재하는 주기적인 특성인 극소점을 해석하여, 두께, 극소점의 갯수, 주파수의 관계로부터 음속을 계측할 수 있다.¹¹⁹⁾

3. 비선형 파라미터

감쇠, 음속, 산란 등의 측정에서는 소위 선형이론에 바탕을 둔 물리량이나, 이와는 달리 초음파가 조직을 전파해 갈 때 생기는 2차형 왜곡 상태를 나타내는 물리량인 비선형 파라미터 B/A의 분포를 영상화하고자 하는 방법이 있다.^{120) 121)} 이 값은 거의 모든 액체에서 10전후인데 반해 물에서만은 5 정도를 나타낸다고 한다. 또한 조직의 딱딱함, 연함, 그리고 오래된 것, 새 것 등에 관한 정량적인 정보를 기대할 수 있다.

왜곡의 발생은 고조파를 만든다는 것이므로, 기본파(중심주파수 ω₀)와 제 2 고조파(중심주파수 2ω₀)인 초음파 에코 펄스 R(t)와 $\hat{R}(t)$ 를 이용하여,

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{R(t)}{\hat{R}(t)} \right\} = \frac{P_2^2(\omega)}{P_1(\omega)} h(t) \omega_0 \quad (15)$$

을 얻고, 여기서 $P_0(\omega)$ 는 기본파 성분을 그리고 $\hat{P}_1(\omega)$ 는 제 2 고조파의 진폭을 나타내며, $h(t)$ 는

$$h(t) = (B/A + 2) / 4 \rho_0 C_0^3$$

로 주어진다. 여기서 ρ_0 는 밀도의 평균치이며, C_0 는 무한소 진폭인 경우의 음속을 나타낸다. 따라서 송파 중심 주파수 ω_0 인 초음파 펄스와 중심 주파수 $2\omega_0$ 인 초음파 펄스의 진폭이 기지라면 2개의 반사 에코로부터 조직내의 비선형 파라미터 B/A의 전파방향 분포를 구할 수 있게 됨을 제안하고 있다.

V. 맺는 말

초음파 펄스 에코신호를 대상으로한 초음파 영상 기술에는 반사면이 진행파에 대해 직각이라는 가정이 있다. 그러나 이 가정은 생체 속에서 반드시 성립된다고 볼 수 없다. 또 초음파 빔이 직선형으로 가정하고 있다. 이것 역시 생체 내 각 부위에서의 서로 다른 음속 분포로 인해 빔의 굴절현상이 생겨 비직선형이 되고 반사점까지의 거리 계측에 오차가 있게 되거나 심한 경우 에코의 수신이 어려울 수 있다. 이는 곧 실제 단층상과는 다른 상의 왜곡을 발생시킨다. 그리고 빔 내에 서로 다른 음속 부위가 동시에 존재할 경우는 그 부위를 통과해 온 각 에코의 도달시간이 달라지고 이를 수신하는 트랜스듀서는 위상 상쇄 효과를 일으켜 감쇠가 있는 파의 형상을 나타내기도 한다. 이밖에 빔의 사이드 로브(side lobe)에 의한 영향, 조직 경계면 내에서의 다중반사 현상, 생체 내 미세 산란체들에 의한 스펙클(speckle) 노이즈의 영향 역시 문제로 되어 있다. 이들 이유 때문에 맨처음 초음파 영상 진단장치를 만들고자 한 사람들은 많이 주저했다고 한다. 그러나 지금 각 병원에서는 이 장치의 중요성을 인정하지 오래이다. 또한 문제점이 많기 때문에 연구의 가치는 일층 증대될 수 있다. 이러한 측면에서 본고에서 취급한 조직의 정량화는 큰 의미를 갖는다고 볼 수 있다. 아직 실용화된 장치를 들은 적이 없고, 연구 레벨에 머물고 있다. 인체의 수수께끼를 전자공학적으로 해부하는 데, 이제 한 걸음 옮기는 정도일까.

參 考 文 獻

[1] P.N.T. Wells, *Biomedical ultrasonics*, Academic Press, 1977.
 [2] *Ultrasonics Tissue Characterization I & II*, Ed. M. Linzer, NBS Spec. Pub., 453 & 525, (1976, 1979).

[3] 崔宗秀, “超音波 繼層 映像法”, 電子工學會雜誌, 제 9 권, 3 호, pp. 6-13, 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, 제 8 권, 제 1 호 pp. 33-43, 1981.
 [5] 崔宗秀, “초음파 영상 진단의 원리 및 응용”, 電氣學會誌, 제 34 권, 9 호, pp. 1985.
 [6] E.E. Hundt and E.A. Trautenberg, “Digital processing of ultrasonic data by deconvolution,” *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, vol. SU-27, pp. 249-252, 1980.
 [7] C.N. Liu, et al., “Digital processing for improvement of ultrasonic abdominal images,” *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. MI-2, no. 2, pp. 66-75, 1983.
 [8] A. Paoulis and C. Chamzas, “Improvement of range resolution by spectrol extrapolation,” *Ultrasonic Imaging*, vol. 1, pp. 121-135, 1979.
 [9] 鄭鍾南, 崔宗秀, “外挿行列을 利用한 時間制限信號의 再生과 그 應用”, 電子工學會誌, 제 21 권, 제 1 호, pp. 25-31, 1984.
 [10] 曹文鉉, 金時煥, 崔宗秀, “감쇠보상 및 해석 신호 크기를 이용한 거리 분해능의 향상”, 電子工學會誌, 제 21 권, 제 6 호, pp. 1-6, 1984.
 [11] 최중호, 최중수, “A-mode의 분해능 향상을 위한 디지털 신호처리”, 의공학회지, 6 권, 1 호, pp. 31-36, 1985.
 [12] 崔宗秀, “超音波 CT의 現況과 展望” 電氣學會誌, 제 31 권, 7 호, pp. 492-500, 1981.
 [13] R.L. Johnston, et al., “Element of tissue characterization Part 1. Ultrasonic propagation properties,” *Ultrasonic Tissue Characterization II*, M. Linzer, Ed., NBS Spec. Pub. 525, pp. 19-27, 1979.
 [14] 이병욱, 최중수, “스펙트럼 해석에 의한 생체조직의 감쇠계수 측정”, 전자공학회 하계종합학술대회논문집, vol. 8, no. 1, pp. 516-518, 1985.
 [15] R. Kuc and M. Schwartz, “Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signals,” *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, vol. SU-26, no. 5, pp. 353-362, 1979.
 [16] R. Kuc, “Bounds on estimating the acoustic attenuation of small tissue region from reflected ultrasound,” *Proc. of the IEEE*, vol. 73, no. 7, pp. 1159-1168, 1985.

- [17] 허용, 홍승홍, "spectral difference법에 의한 생체에서의 초음파 주파수 의존 감쇠 기울기 추정", 전기학회논문지, 제33권, 12호, pp. 467 - 471, 1984.
- [18] K.V. Gurumurthy and R.M. Arthur, "A dispersive model for the propagation of ultrasound in soft tissue," *Ultrasonic Imaging*, vol. 4, pp. 355-337, 1982.
- [19] 金時煥, 崔宗秀, "反射波 스펙트럼의 極小点 解析을 통한 多層媒質에서의 音速 測定法", 電子工學會誌, 제22권, 제 4 호, pp. 16 - 23, 1985.
- [20] N. Ichida, T. Sato and M. Linzer, "Imaging the nonlinear ultrasonic parameter of a medium", *Ultrasonic Imaging*, vol. 5, no. 4, pp. 295-299, 1983.
- [21] I. Akiyama, Y. Nishita, M. Nakajima, and S. Yuta, "On the measurement of frequency dependent attenuation in biological tissues using broadband pulsed ultrasound", *Proc. of the IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 800-805, 1983.
- [22] D.E. Robinson and M. Wing, "Lateral deconvolution of ultrasonic beams", *Ultrasonic Imaging*, vol. 6, no. 1, pp. 1-12, 1984. *

◆ 用語 解説 ◆

relocatable 프로그램

Object 프로그램이 시스템메모리의 어디에라도 존재할 수 있음을 뜻한다. 실제의 프로그램의 시작어드레스는 이 프로그램이 메모리에 load 할 때 정해진다. relocatable 코드는 일반적으로 위치와 관계없는 코드로 되어있다.

time sharing

일정한 시간에 하나의 장비를 두개 이상의 용도로 사용하는 방식으로서, 컴퓨터의 CPU 시간을 여러가지 일에 조금씩 할당하여 이루어진다. 이는 컴퓨터의 사용자에게 대한 반응속도(response time)을 향상시키기 위하여 사용된다.

background processing

우선 순위가 높은 일 또는 실시간 처리를 필요로 하는 일 등이 수행되지 않을 때 우선순위가 낮은 일을 처리하는 것이다. 재고관리, 봉급계산, 간접관리 등의 일괄처리는 주로 이 방식으로 처리된다.

binary search

일련의 항목을 두개의 부분으로 나누어 탐색하여 한 부분만을 선택한 다음 사용자가 찾고자하는 항목이 발견될 때까지 선택된 부분에 같은 과정을 되풀이하여 탐색하는 방식이다.

buffer register

다른 속도로 데이터를 수신 또는 전송할 수 있도록 CPU 또는 주변장치에 있는 임시 기억장소이다. 데이터 버퍼 레지스터는 일반적으로 컴퓨터와 전송 속도가 낮은 주변장치 간에 존재하며, 컴퓨터의 입출력 속도로 데이터의 흐름이 가능하게 해 준다.

bus multiplexing

같은 버스에 어드레스와 데이터를 모두 전달하는 방법이다. 예를 들면, 어떤 시스템에서 데이터 전송을 하고자 할 때, 프로세서는 먼저 고정된 시간 동안 버스에 어드레스를 실어 보낸다. 어드레스 시간이 완료된 후, 프로세서는 입력 또는 출력 데이터 전송을 수행한다. 실제의 데이터 전송은 비동기식이므로 어드레스에 의하여 지정된 장비로부터 반응이 필요하다. 즉, 이 기능에는 버스를 동기시키기 위한 제어신호가 제공되어야 한다.