

# 反射波 스펙트럼의 極小點 解析을 통한 多層媒質에서의 音速 測定法

## (The Measurement of Ultrasonic Velocity in Multilayered Medium by Dip Points Analysis from Reflected Echo Spectrum)

金 時 煥\*, 崔 宗 秀\*\*

(Si Whan Kim and Jong Soo Choi)

### 要 約

超音波 反射信號로 부터 媒質의 特性을 끌어내고자 할 경우, 反射되어 오는 信號內에 포함되어 있는 여러 不要成分 때문에 그 定量性 評價에 어려움이 存在한다. 이에, 本 論文은 超音波 反射波에 周波數 스펙트럼의 週期的인 特性인 極小點 解析 技法을 適用하여 多層媒質에서의 音速分布 定量化의 可能性을 論하고 있다. 이를 위해 컴퓨터 시뮬레이션을 行하고, 이때 考慮되어야 할 干涉現象, 임피던스 差異, 減衰, 두께등의 影響에 관한 檢討, 그 有用性을 確認해주고 있다. 아울러 간단한 實驗을 통해 그 可能性을 立証해 주고 있다.

### Abstract

In case of tissue characterization from ultrasonic echo signal, it is difficult to evaluate an absolute physical quantity because of redundancy in the echo signal. For it, in this paper a possibility of characterization of ultrasonic velocity distribution in multilayered medium using dip points analysis method from the reflected echo spectrum is discussed. To prove the possibility of this method, effect of interference phenomenon, impedance difference, attenuation, and thickness is discussed by computer simulation, and then the results confirm the effectiveness. And results of simple experiment are presented.

### I. 序 論

多層媒質의 音響的인 特性은 傳播速度, 減衰, 散亂, 媒質의 構造, 傳播方向과 入射角度등의 要因에 의해

決定된다.

이들 여러가지 特性은 各層사이에서 서로 密接한 相互關係를 갖고 있으므로 超音波 映像技術으로써 定量的으로 表現된 映像을 구하는 데 어려움이 있다. 특히 現在 널리 쓰이고 있는 펄스 반사(pulse echo)법에서는 媒質의 境界 存在 如否만을 充實히 檢出해 줄 뿐이며, 또한 타임 게인 보상(TGC)등과 같이 그 處理上에 포함되어 있는 非線形的인 過程 때문에 媒質의 定量的인 評價를 내리는 데는 어려움이 있다.<sup>1)</sup>

이에 대해, 最近, 組織의 定量化(tissue character-

\*準會員, \*\*正會員, 中央大學校 電子工學科  
(Dept. of Electronics, Eng., Chung-Ang Univ.)  
接受日字: 1984年 10月 24日  
(※ 本 研究는 1984年度 韓國科學財團 研究費 支援에 의해 이루어진 것임)

ization)를 위한 研究의 움직임이 盛行되어 가고 있다.<sup>11)</sup> 이의 代表的인 例가 減衰定數<sup>12)13)</sup> 혹은 音速<sup>14)15)</sup>에 관한 分布를 파악해 내는 것으로, 減衰定數에 관한 研究가 비교적 활발히 進行되어 왔다. 이는 減衰分布가 音速分布에 비해 變化量이 크기 때문에 測定이 용이한 데에 있다.

本 研究는 多層媒質의 反射波를 對象으로 하여 音速 測定을 行한다. 透過波를 對象으로 한 경우 보다 그 지연시간이 짧고 따라서 干涉現象이 많이 발생되며, 各層의 임피던스에 의한 영향, 減衰의 영향, 두께의 영향등 고려할 사항이 많다. 그러나 透過波는 반드시 두개의 트랜스듀서로 媒質을 완전히 투과해 온 것이라야 하므로 多目的 適用對象을 고려할 때 그 利用에 制限이 있다.

本 論文에서는 超音波 反射波에 周波數 스펙트럼의 週期的인 特性인 極小點 解析技法을 適用하여 多層媒質에서의 音速分布 定量化를 行한다. 이때 고려되어야 할 前述의 干涉現象, 減衰, 두께등의 영향이 檢討된다. 이것을 컴퓨터 시뮬레이션과 實驗을 통해 그 有用性을 보이고져 한다.

II. 理 論

여기서는 먼저 媒質을 통한 音波의 進行理論에 관해는한 다음, 그 周波數 스펙트럼의 週期的인 特性인 極小點 解析技法을 多層媒質에 適用, 音速 測定 方法을 설명한다.

1. 媒質을 통한 超音波의 進行理論

일반적으로 超音波가 多層媒質에 수직 입사하고, 임피던스가  $Z_i$ 인  $i$ 번째 매질에서  $Z_{i+1}$ 인  $i+1$ 번째 매질로 進行하면 그 境界面에서의 反射係數  $R_{i(i+1)}$ 과 透過係數  $T_{i(i+1)}$ 은

$$R_{i(i+1)} = \frac{Z_{i+1} - Z_i}{Z_{i+1} + Z_i} \quad (1)$$

$$T_{i(i+1)} = \frac{2Z_{i+1}}{Z_{i+1} + Z_i} \quad (2)$$

로 주어진다.<sup>14)</sup> 여기서 임피던스  $Z$ 는 密度  $\rho$ 와 音速  $c$ 의 곱이다.

우선, 그림 1에서와 같이, 두께가  $d$ 인 媒質을 중심으로 各層內에서는 均一한 3개의 매질을 고려한다.

그림 1에서 처럼 超音波가 첫번째 매질에서 두번째 매질로 進行할 때 그 境界面에서의 反射係數 및 透過係數는  $R_{12}$ ,  $T_{12}$ 이고, 두번째 매질에서 첫번째로 進行할 때 그 境界面에서의 反射係數와 透過係數는  $R_{21}$ ,  $T_{21}$ 이다.  $R_{23}$ ,  $T_{23}$ 도 같은 방식으로 정의할 수 있고, 이들은 식(1), (2)에 의해 모두 구해진다.

入射波의 크기를  $p_0(t)$ 라고 하면, 反射波의 크기

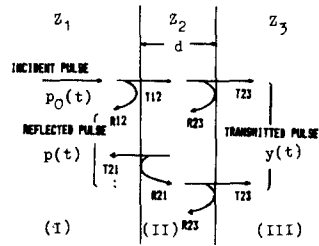


그림 1. 媒質에 수직입사하는 超音波의 反射와 透過  
Fig. 1. Reflection and transmission of ultrasonic pulse normally incident on a layer.

$p(t)$ 와 透過波의 크기  $y(t)$ 는 각 境界에서 반사 혹은 투과되어 온 超音波의 列로써 表現될 수 있다.

$$p(t) = R_{12}p_0(t) + T_{12}T_{21}R_{23} \sum_{n=0}^{\infty} (R_{23} R_{21})^n p_0\left(t - \frac{2nd}{c}\right) \quad (3)$$

$$y(t) = T_{12}T_{23} \sum_{n=0}^{\infty} (R_{23} R_{21})^n p_0\left(t - \frac{(2n+1)d}{c}\right) \quad (4)$$

但,  $C = C_2$

여기서  $C_2$ 는 두번째 매질에서의 音速이고,  $i$ 은 매질 II에서의 多重反射의 횟수를 나타낸다.

식(3), (4)를 複素 Fourier變換시키면, 反射係數 및 透過係數  $r(\omega)$ ,  $t(\omega)$ 는

$$r(\omega) = \frac{P(\omega)}{P_0(\omega)} = \frac{T_{12} T_{21} R_{23} \exp(-2j\omega d/c)}{1 - R_{23} R_{21} \exp(-2j\omega d/c)} + R_{12} \quad (5)$$

$$t(\omega) = \frac{Y(\omega)}{P_0(\omega)} = \frac{T_{12} T_{23} \exp(-j\omega d/c)}{1 - R_{23} R_{21} \exp(-2j\omega d/c)} \quad (6)$$

로 된다. 여기서  $P(\omega)$ ,  $Y(\omega)$ 는  $p(t)$ ,  $y(t)$ 의 Fourier變換이다.

다음은 多層媒質을 통한 超音波의 進行에 관해 고려한다. 그림 1에서 媒質 II와 媒質 III은 反射係數  $R_{23}$ 와 透過係數  $T_{23}$ 을 만들어 내고, 이들은 식(5)와 (6)의 관계를 성립시킨다. 수식의 전개를 간단히 하기 위해 다음과 같은 연산자를 정의한다.

$$\hat{R} A(t) \equiv F^{-1} \{ r(\omega) F(p_0(t')) \} = \int_{-\infty}^{\infty} \left[ r(\omega) e^{-j\omega t} \int_{-\infty}^{\infty} p_0(t') e^{j\omega t'} dt' \right] d\omega \quad (7)$$

$$\hat{T} A(t) \equiv F^{-1} \{ t(\omega) F(p_0(t')) \} = \int_{-\infty}^{\infty} \left[ t(\omega) e^{-j\omega t} \int_{-\infty}^{\infty} p_0(t') e^{j\omega t'} dt' \right] d\omega \quad (8)$$

여기서  $F$ 는 Fourier變換,  $F^{-1}$ 는 그 逆變換을 나타낸다.

따라서, 전체 반사파 및 투과파의 크기  $p'(t)$ ,  $y'(t)$ 는

$$p'(t) = R_{12} p_0(t) + T_{12} T_{21} \hat{R}_{23} \sum_{n=0}^{\infty} (\hat{R}_{23} R_{21})^n p_0\left(t - \frac{2nd}{c}\right) \quad (9)$$

$$y'(t) = T_{12} \hat{T}_{23} \sum_{n=0}^{\infty} (\hat{R}_{23} R_{21})^n p_0\left(t - \frac{(2n+1)d}{c}\right) \quad (10)$$

로 된다. Dirichlet의 조건과 절대수렴정리 및 교환정리에 의해

$$\hat{T} \hat{R} p_0(t) = \hat{R} \hat{T} p_0(t)$$

$$F[R^n T^n p_0(t)] = r^n(\omega) t^n(\omega) F[p_0(t)]$$

로 되며, 식(9), (10)을 Fourier 변환하면, 전체 반사계수와 투과계수는

$$r'(\omega) = \frac{P'(\omega)}{P_0(\omega)} = \frac{R_{12} + T_{12} T_{21} r(\omega) \exp(-2j\omega d/c)}{1 - r(\omega) R_{21} \exp(-2j\omega d/c)} \quad (11)$$

$$t'(\omega) = \frac{Y'(\omega)}{P_0(\omega)} = \frac{T_{12} t(\omega) \exp(-j\omega d/c)}{1 - r(\omega) R_{21} \exp(-2j\omega d/c)} \quad (12)$$

로 주어진다. 이 두식을 통해 스펙트럼의 상황이 反射係數와 透過係數의 函數로써 週期的인 特性을 갖음을 알 수 있게 된다. 이와 같은 週期的인 特性에 의해 媒質의 音速 測定이 可能하다.

2. 音速 測定法

多層媒質을 통해 온 全體 反射波의 스펙트럼은 各層間에서 생긴 干涉의 影響으로 인해 그 週期的인 特性이 깨어지기 쉽다. 이를 위해 受信 反射波에 게이트(gate)를 씌워서 그 週期的인 現象을 회복시키는데, 이때 媒質의 境界를 나타내주는 두개의 極大點이 포함될 수 있게끔 하되, 게이트의 폭은 두 極小點 t<sub>1</sub>에서 t<sub>2</sub>까지로 한다. 이 게이트내에 있는 반사파의 스펙트럼 G(ω)는

$$G_{112}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{t_1}^{t_2} g(t) e^{-j\omega t} dt \quad (3')$$

(但, t<sub>2</sub> > t<sub>1</sub> > t = 0)

로 되고, 이 結果는 식(3)의 Fourier變換인 P(ω)와 一致한다. 生體組織과 같이 各層間의 音響임피던스의 差異가 그리 심하지 않을 경우에는 多重反射波에 의한 影響이 적고 게이트를 씌워주므로 해서 週期성을 회복시킬 수 있다.

反射係數 R<sub>12</sub>, R<sub>21</sub>, R<sub>23</sub>와 透過係數 T<sub>12</sub>, T<sub>21</sub>은 식(1), (2)에 의해 決定되고 周波數 f에 獨立的인 性質을 갖고 있다. 이럴 경우 식(5)에서 定義한 反射係數 r(ω)의 절대치는

$$|r(\omega)| = \left[ \frac{(A-B+G)^2 \cos^2(\omega d/c)}{(1-H)^2 \cos^2(\omega d/c)} + \frac{(A-B-G)^2 \sin^2(\omega d/c)}{(1+H)^2 \sin^2(\omega d/c)} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (13)$$

(但, A = T<sub>12</sub> T<sub>21</sub> R<sub>23</sub>, B = R<sub>12</sub> R<sub>23</sub> R<sub>21</sub>, G = R<sub>12</sub> H = R<sub>23</sub> R<sub>21</sub>)

로 주어진다.

식(13)에서 cos<sup>2</sup>(ωd/c)와 sin<sup>2</sup>(ωd/c)가 가질 수 있는 범위는 0~1사이 값으로써, |r(ω)|로부터 cos(ωd/c)를 1 혹은 0으로, sin(ωd/c)를 1 혹은 0으로 놓으므로 極限의 狀況, 즉 스펙트럼의 極大點과 極小點을 구할 수 있다.

먼저 sin(ωd/c) = 1 일 때 cos(ωd/c) = 0 이 되고, 이 경우 식(13)은

$$|r(\omega)| = \left[ \frac{(A-B-G)^2}{(1+H)^2} \right]^{\frac{1}{2}} = \frac{|A-B-G|}{|1+H|}$$

로 주어지며, 이때의 周波數는

$$f = (2n-1) c / (4d)$$

로 된다. 따라서 音速은

$$c = \frac{4}{2n-1} \cdot f \cdot d \quad (14)$$

$$\left( \text{但, } d = \frac{2n-1}{4} \lambda \right)$$

로 주어진다. 여기서 λ는 波長, n은 測定周波數 f까지 極小點의 數, d는 삽입매질의 두께를 각각 나타낸다.

또한 cos(ωd/c) = 1 일 때는

$$|r(\omega)| = \frac{|A-B+G|}{|1-H|}$$

이고, 周波數와 音速은

$$f = nc / (2d)$$

$$c = \frac{2}{n} \cdot f \cdot d \quad (15)$$

(但, d = n/2 λ)

로 주어진다.

이들 두 식의 結果를 利用하여 媒質의 두께가 1/4 波長의 홀수배일 때는 식(14), 짝수배일 때는 식(15)에 의해 音速이 구해진다.

Ⅲ. 컴퓨터 시뮬레이션 및 實驗

여기서는 먼저 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 干涉, 減衰, 媒質의 두께등의 影響에 關係 고찰하고, 2次元 音速分布의 映像化에 關係 언급한다. 그 다음, 實驗을 통해 그 有用성을 밝힌다.

1. 컴퓨터 시뮬레이션

그림 2에 컴퓨터 시뮬레이션의 수행 과정을 보이고

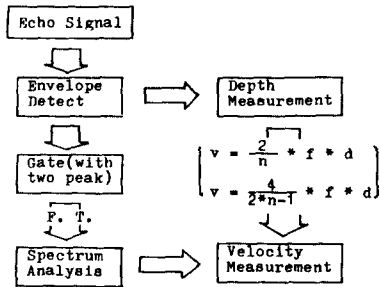


그림 2. 컴퓨터 시뮬레이션 계통도  
Fig. 2. Flow chart of computer simulation.

있다.

入射波는 3.5MHz의 트랜스듀서를 사용하여, 水中에서 完全反射體로 부터 되돌아온 것을 취했다. 이때 샘플링 간격은 10ns, 샘플 수는 2048이었다.

反射波는 수행될 게이팅 과정을 고려하여, 3層으로 되어 있는 生體組織을 컴퓨터 속에서 想定하고 그 各各에 音響임피던스<sup>(6)</sup>를 할당해서 이로부터 信號合成을 통해 얻었다. 이를 보다 具體的으로 설명하면 다음과 같다.

K번째 媒質을 中心으로 게이팅을 행할 때, 2개의 境界에 대한 反射係數가 決定될 것이고, k번째 境界에서의 反射係數는

$$A_k = R_{k(k+1)} \cdot \sum_{i=1}^{k-1} T_{i(i+1)} \cdot T_{i+1} \quad (16)$$

(但,  $A_1 = R_{12}$ )

로 되며, 反射係數에 관계되는 函數를  $r(t)$ 라고 한다.  $r(t)$ 는 임펄스의 函數로써

$$r(t) = \sum_k A_k \delta(t - t_k) \quad (17)$$

로 나타낼 수 있다. 따라서 反射波의 크기를  $p(t)$ 라고 할 경우

$$p(t) = \int_{-\infty}^{\infty} p_0(t-\tau) r(\tau) d\tau = \sum_k A_k p_0(t-t_k) \quad (18)$$

에 의해 信號合成된 反射波를 算出해낼 수 있다.

표1은 生體組織의 임피던스 데이터<sup>(5)</sup>에 바탕을 두고서, 이들 각 임피던스 條件에 따라 8개의 種類로 分類한 것이다. 이들 各條件에 따른 삽입매질에서의 音速 算出 結果도 함께 나타내고 있다.  $C_{11}$ 의 경우, 첫 번째 媒質은 血管에서의 임피던스를, 두 번째 媒質은 腎臟의 임피던스를, 세 번째 媒質은 간의 임피던스를 각각 사용하였다. 이 경우, 임피던스 차이는 매우 작고 삽입매질의 두께는 8개의 媒질 모델을 각각 2mm로 고정하였다. 이때 삽입매질(두 번째 媒질)의 算出音速은 표1에서 처럼 1562.3m/s로 나왔고, 文獻<sup>(5)</sup>에서의 平均音速은 1561m/s로 나와 있다.

표 1. 各假想媒質에서의 音速算出結果  
Table 1. Results of calculated ultrasonic velocity in each supposed medium.

	Condition of impedance	Difference of impedance	Magnitude of dip (dB)	Mean velocity (m/sec)	Estimated velocity (m/sec)	Depth (mm)
$C_{11}$	$B < K < L$	small	9.6	1561	1562.3	2
$C_{12}$	$F < B < M$	large	7.0	1570	1569.3	2
$C_{21}$	$L > K > B$	small	6.1	1561	1562.4	2
$C_{22}$	$M > B > F$	large	6.4	1570	1569.3	2
$C_{31}$	$K < L > B$	small	16.6	1549	1550.6	2
$C_{32}$	$F < M > B$	large	4.6	1585	1585.9	2
$C_{41}$	$L > B < K$	small	4.5	1570	1569.3	2
$C_{42}$	$M > F < B$	large	16.2	1450	1449.4	2

\* 지방질 (F) at  $1.38 \times 10^4 \text{ kg/m}^2 \text{ sec}$ , 혈액 (B)  $1.61 \times 10^4 \text{ kg/m}^2 \text{ sec}$ , 신장 (K)  $1.62 \times 10^4 \text{ kg/m}^2 \text{ sec}$ , 간 (L)  $1.65 \times 10^4 \text{ kg/m}^2 \text{ sec}$ , 근육 (M)  $1.70 \times 10^4 \text{ kg/m}^2 \text{ sec}$ ; 고유 임피던스.

1) 極小點 解析에 관한 檢討

反射波 스펙트럼의 極小點 解析에 관해  $C_{11}$ 과  $C_{32}$ 의 媒質모델을 對象으로 하여 고찰한다.

그림3에 水中에서의 反射波 스펙트럼 A를 보인다. 이 反射波를 基準으로 하여 合成된 反射波의 스펙트럼

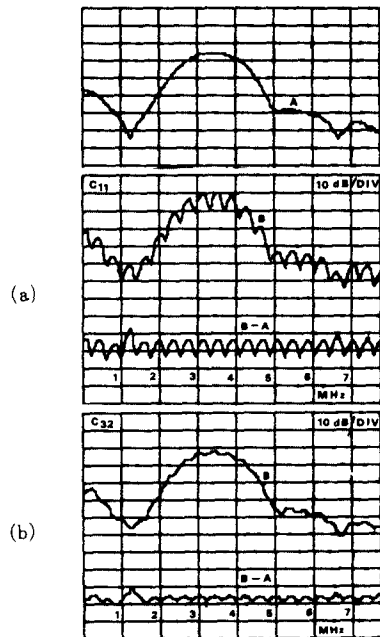


그림 3. 2개의 組織모델  $C_{11}$ 과  $C_{32}$ 에 대한 周波數 스펙트럼, 但 A는 水中에서의 反射波 스펙트럼임  
Fig. 3. Frequency spectra for 2 kinds of tissue models,  $C_{11}$  and  $C_{32}$ , where A is the spectrum of an echo in water.

이 B이고, 두 스펙트럼의 差分  $B-A$ 를 그 아래에 나타내고 있다. 이때, 媒質의 두께가  $1/4$ 波長의 홀수배인지 짝수배인지를 모르는 狀況에서 식(14), (15)를 구분하여 적용하는 데에는 어려움이 있다. 이의 判別을 위한 과정을 보이기로 하자.

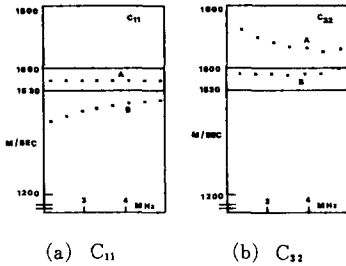


그림 4. 2개의 組織모델  $C_{11}$ 과  $C_{32}$ 를 고려한 周波數에 대한 音速 但, 點線 A는 식(14)를, 點線 B는 식(15)를 이용한 것임

Fig. 4. Sound velocity versus frequency for 2 kinds of tissue models,  $C_{11}$  and  $C_{32}$ , where dotted lines A and B are obtained by eq.(14) and (15), respectively.

그림 4는 식(14)에 의한 結果 A와 식(15)에 의한 結果 B를 周波數를 함수로 하여 나타내고 있다. 使用 트랜스듀서의 中心周波數는 3.5MHz였으므로, 2~5MHz에 에너지가 集中할 것이고 이를 信用 可能한 데이터로 한다. 아울러 對象모델이 軟部組織이므로 脂肪質을 除外하고는 1530~1600m/s의 範圍에 들게된다. 따라서 이 範圍에 포함된 音速은 비교적 完만하게 나타나지만 이 範圍를 벗어나는 그래프는 급한 경사를 보이고 있다. 이 結果,  $C_{11}$ 은 曲線 A인 식(14),  $C_{32}$ 는 曲線 B인 식(15)가 타당한 것으로 나타난다.

그러면, 이제  $C_{11}$ 이  $1/4$ 波長의 홀수배에 해당되는지 확인하여 보고 또한 音速 算出도 수행해 보자. 中心 周波數 3.5MHz에 가장 가까운 極小點의 周波數는 3.37MHz이고 極小點의 數  $n$ 은 9이다. 이때 波長  $\lambda$ 는  $\lambda = 1561[\text{m/s}]/3.37[\text{MHz}] = 0.463[\text{mm}]$ 로 된다. 따라서 두께 2mm는  $1/4$ 波長의 17.27배로써 홀수배임이 확인되었다. 한편,  $C_{32}$ 는 波長  $\lambda$ 가  $1585[\text{m/s}]/3.22[\text{MHz}] = 0.492[\text{mm}]$ 이고 極小點의 數는 이 周波數(3.22MHz)까지 9개로 나타나므로  $1/4$ 波長의 16.26배가 되어 짝수배이다. 그러나, 이와 같은 구별 방법과는 달리, 직접 그림 3의  $B-A$ 를 통해 식(14), (15)식을 적용할 수도 있다. 즉  $1/4$ 波長의 홀수배인 경우 0MHz에서 極小點이 나타나지 않으나,  $1/4$ 波長의 짝수배의 경우 極小點이 나타나므로 구별이 가능하다.

## 2) 두께, 干涉, 減衰 등의 影響

### (1) 媒質의 두께에 따른 影響

매질의 두께가 增加됨에 따라 中心周波數에 가장 가까운 곳까지의 極小點의 갯수는 이에 비례하여 많아진다. 그런데 매질의 두께는  $C_{11}$ 과  $C_{32}$ 와 같이  $1/4$ 波長의 홀수배 혹은 짝수배에 가깝게 나타나지 一致하는 일은 드물다.

다시말해,  $C_{11}$ 의 경우 식(14)에 의해 音速을 구하면 1585.88m/s로 상당한 誤差가 생긴다. 이것은  $4(\lambda/4 \times 0.27)$ 에 대한 誤差이다. 그런데  $(\lambda/4 \times 17)$ 이나  $(\lambda/4 \times 17.27)$ 의 경우 극소점의 갯수에 변동이 없다는 점에서 매질의 두께를  $(\lambda/4 \times 17 = 1.97\text{mm})$ 로 함으로써 校正될 수 있다. 다시 삽입매질의 두께  $d$ 를 1.97mm로 하여 식(14)에 적용하면 1562.29m/s를 얻게 된다.  $C_{32}$ 도 같은 校正가 필요하다.

### (2) 干涉現象에 대한 고려

媒質의 두께가 얇을 경우 反射波는 透過波에 비해 遲延時間이 짧으므로 干涉이 더 심하다. 시뮬레이션 過程을 통해  $1/4$ 波長의 홀수배와 짝수배의 중간에서 그 現象이 특히 크게 나타나고 시간축에서 두 境界를 찾는데 어려움을 겪었다. 이 干涉의 影響은 使用周波數가 한정된 生體組織에 더욱 크게 나타난다고 볼 수 있다. 근본적으로는 피할 수 없는 일이나, 相互補充的인 두개의 트랜스듀서를 사용하여 이 影響을 줄일 수는 있다. 즉,  $1/4$ 波長의 홀수배와 짝수배의 중간이 적어도 한쪽 트랜스듀서에는 발생하지 않도록 서로 다른 中心周波數의 트랜스듀서를 사용한다.<sup>16)</sup> 이 方法은 앞으로 보다 확실한 이론적인 고찰과 실험적인 검증이 필요하다.

### (3) 임피던스 差의 影響과 減衰의 影響

표 1에 있는 8개의 媒質모델에 適用, 두 極小點의 크기에 관한 計算直를 얻어냈다. 計算은 식(13)에서 스펙트럼상의 極大點(예를 들어  $|r(f_1)|$ ), 極小點(예를 들어  $|r(f_2)|$ )의 크기를 구한 뒤, 이들 極小點 사이의 크기  $10 \log[|r(f_1)| - |r(f_2)|]^2$  [dB]

를 얻었다. 이때, 식(1), (2)를 먼저 구한 다음, 이들 값을 식(13)에 대입하여, 상기 식을 얻어낸다.

그 結果, 임피던스 差에 의한 影響은 反射係數에 影響을 미치고, 그래서 두 極小點 사이의 크기가 4~17[dB]까지 나타났다. 즉,  $z_1 < z_2 < z_3$ 와  $z_1 < z_2 > z_3$ 의 경우는 임피던스의 差異가 작을 때 크게 나타나고,  $z_1 < z_2 > z_3$ 와  $z_1 > z_2 < z_3$ 인 경우는 임피던스의 差異가 클 때, 크게 나타남을 알 수 있다. 그런데 신장<간>신장( $K < L > K$ ,  $z_1 = z_3$ )의 임피던스를 사용한 조직모델의 경우 87dB으로 ( $M > F < M$ ,  $z_1 = z_3$ )의 경우 45dB까지

크게 주어졌다. 물론 간이나 지방질의 불균일질의 현상은 배제된 것이다. 따라서 적용부위에 따라 극소점의 크기가 작게 혹은 크게 나타날 수 있다. 극소점이 작게 나타나는 조직모델의 조건에 간섭의 영향과 감쇠의 영향이 첨가된다면 스펙트럼의 극소점 해석에 상당한 어려움이 생긴다. 生體組織의 경우, 減衰는 한정된 周波數範圍에서 周波數에 線形的이다. 따라서 스펙트럼의 크기가 있는 부분은 周波數 軸上에서 陰의 방향으로(減衰項 기울기가 陰이므로) 移動된다. 그러나 그 크기가 相對的으로 微小하거나 영인 極小點은 거의 變化가 없다. 따라서 極大點의 위치는 減衰에 따라 변하고, 周波數의 增加에 比例한다. 이 減衰는 軟部組織의 경우, 0.1~2dB/cm·MHz의 분포이다. 媒質의 두께에 따라 그 영향도 비례한다.

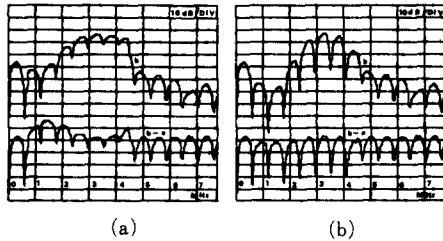


그림 5. 아크릴 2.5mm 데이터에 대한 주파수 스펙트럼  
(a) 감쇠된 반사파의 스펙트럼  
(b) 감쇠 보상에 의한 주파수 스펙트럼

Fig. 5. Frequency spectra for acryl 2.5mm data.  
(a) Frequency spectrum of attenuated echo signal.  
(b) Frequency spectrum by attenuation compensation.

反射波를  $p(t)$ 라고 하면

$$P(f) = P_0(f) e^{-2\alpha|f|d} \quad (19)$$

로 주어진다. 여기서,  $P(f)$ 는  $p(t)$ 의 Fourier 변환이고,  $P_0(f)$ 는 減衰가 일어나지 않는 反射波의 Fourier 변환이다. 따라서 周波數領域에서 軟部組織의 平均減衰  $\alpha' = 0.81 \text{ dB/cm} \cdot \text{MHz}$ 에 의해  $\exp(2\alpha'|f|d)$ 를 곱함으로써 減衰現象을 크게 줄일 수 있다. 그림5는 2.5mm인 아크릴판을 매질로 가정했을 때의 反射波의 스펙트럼으로 그림5의 (a)는 線形的인 周波數範圍에서 식(19)에 의해 0.61dB/cm·MHz로 감쇠시킨 反射波의 스펙트럼이다. 물론 0.5~4.7MHz 이외의 범위에서는 線形的이 아닐 경우 다르게 나타날 수 있다. (b)는 평균 감쇠  $\alpha'$ 에 의해 감쇠 보상한 반사파의 스펙트럼이다. 여기서 2~5MHz의 범위에서 감쇠의 영향이 회복될 수 있음을 알 수 있다. 또한 매질의 경계가 결정되면

신호 재합성에 의한 극소점의 추정도 가능하다.

3) 2次元 音速分布의 表示

本方式을 2次元的인 音速分布의 表示에 適用시켰다.

그림6의 左側에서 트랜스듀서를 40회 線形走査하는 것으로 하고, 각 트랜스듀서는 독립적이며 距離分解能을 고려했다. 이 가상조직은 물속에 근육조직으로 둘러 싸인 血管으로 했다. 그림6(a)는 通常의 B모드의 境界面像, 그리고 (b)는 前述의 方法에 의해 算出된 2次元的인 定量化된 音速分布를 각각 나타내 주고 있다.

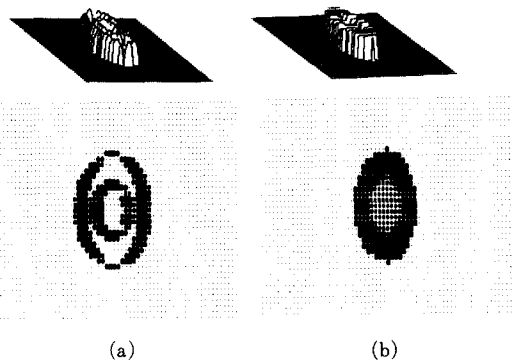


그림 6. 모의 실험한 像 : (a) 通常의 B-mode 境界面像 (b) 2次元的인 音速分布像

Fig. 6. Computer simulated images : (a) conventional B-mode image. (b) 2-dimensional velocity distribution image.

컴퓨터 시뮬레이션에 있어, 그 순서는 식(1), (16)에 의해 임피던스에 따른 反射係數를 推定한 다음, 식(18)의 信號合成에 의한 각 A-모드의 反射波를 구했다. 이때의 트랜스듀서는 앞에서와 같이 3.5MHz, 샘플점은 10ns, 2048개로 했다. 이렇게 하여 구한 다음, 音速分布의 表示는 64개로 압축했고, 따라서 畫素數는 64×40인 조직모델로 되었다. 이 畫像의 分解能은 通常의 B-모드<sup>1)</sup>와 一致한다. 그 理由는 A-모드 信號로부터 두께 測定을 행하기 때문이다. 그러나 B-모드와는 달리 定量的인 斷層像을, 提供할 수 있을 것이라는 점, 그리고 超音波CT와는 달리 廻轉을 필요로 하지 않는 것등의 長點을 들 수 있다.

2. 實驗

本方式의 有用性 確認을 위해 그림7과 같은 간단한 實驗데이터 收集裝置로부터 A-모드 데이터를 얻었다.

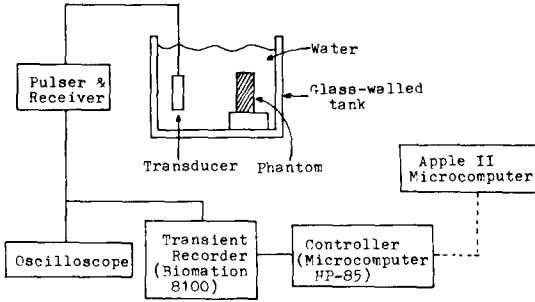


그림 7. 反射超音波데이터 收集裝置  
Fig. 7. Data acquisition apparatus for ultrasonic echo signal.

첫번째 實驗은 물속에 2.25mm의 아크릴板을 놓고, 3.5MHz의 中心周波數를 갖는 트랜스듀서를 사용하여 샘플링 간격을 10ns로 A/D變換시켜 얻은 2048點(15mm 가량)의 데이터에 本方式을 적용했다. 그림8(a)는 反射波이고 (b)는 그 周波數 스펙트럼이다. 2~5MHz에서는 비교적 좋은 정보로 보이나, 그 이외의 범위에서는 週期性이 깨어져 있음을 볼 수 있다. 이것은 實驗上의 理由(超音波가 수직 입사하지 않음)에 의존한 것이라 볼 수 있다. 이 實驗에서의 아크릴의 平均速度는 2657.8m/s인데 반해 文獻에서의 音速은 2650m/s로 나와 있다.

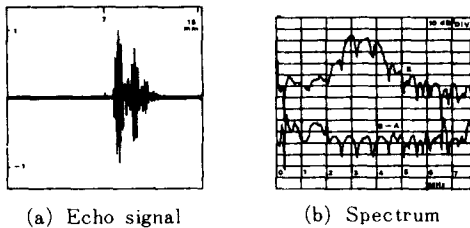


그림 8. 水中의 아크릴板(두께 2.25mm)으로 부터의 反射波  
Fig. 8. Echo signal from acryl plate(2.25mm of width) in water.

두번째 실험은 寒天에 그래파이트(graphite) 粉末을 풀어 응고시킨 30mm가량의 不均-媒質을 대상으로 했다. 이것의 減衰는 그래파이트 粉末 때문에 0.6dB / MHz·cm로 되고 音速은 물과 같은 程度이다. 간과 같은 媒質의 경우 그 自體가 均-組織이라기 보다 不均-媒質에 가깝다. 그림 9에 反射波를 보이고 있다. 이때 트랜스듀서의 中心周波數는 5MHz였고, 샘플점은 2048개, 20ns였다. 여기서 (a)는 反射波形이고, (b)는 解析信號 크기(analytic signal mag-

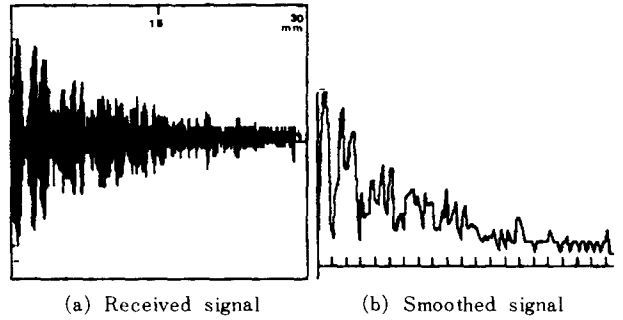


그림 9. 그래파이트 粉末을 섞은 寒天 팬텀에서의 反射波  
Fig. 9. Echo signal from agar gel phantom mixed with graphite.

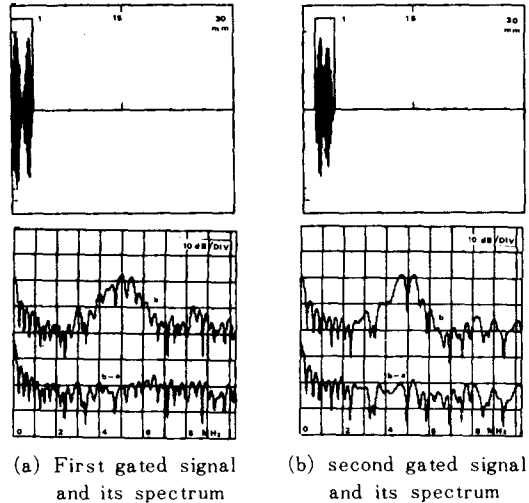


그림 10. 게이팅된 波형과 그 周波數 스펙트럼  
Fig. 10. Gated signal and its spectrum.

nitude)<sup>11</sup>와 RC필터를 통해 檢波된 波형으로 29개의 極大값을 얻었다. 이 波에서 크기가 1인 矩形窓으로 게이팅된 28개의 媒質 情報를 끌어 냈다. 그림 10에 그 예를 보인다. (a)는 첫번째 게이팅된 反射波와 그 스펙트럼이고, (b)는 두번째 게이팅된 反射波와 그 스펙트럼이다. 이때 媒質의 두께는 反射波의 極大點의 간격에 의해 推定되었고, 따라서 音速을 해당 주파수에서 스펙트럼의 極小點 解析에 의해 算出 可能하다. 그 結果를 그림 11에 보인다. 여기서 4~6MHz에서 비교적 精確한 정보를 보이고 있으나, 그 이외의 부분에서는 실제보다 큰 變動量을 나타내고 있다. 여기서 誤差는 約 4.7%로 나타났다. 실제 音速과 주파수가 직선적이므로 4~6MHz에서 실선처럼 직선으로 平均音速을 얻어낼 수 있었다.

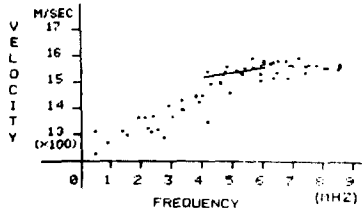


그림11. 周波數에 대한 音速測定 結果  
Fig.11. Sound velocity versus frequency.

IV. 檢討 및 結論

多層媒質에서의 反射波에 스펙트럼의 極小點 解析 技法을 適用하여 그 媒質上의 音速分布를 구하기 위해, 먼저 그 理論的인 背景을 論하고, 音速 測定時 考慮되어야 할 干涉現象, 임피던스 差異, 減衰, 두께등의 影響에 關係 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 檢討했다. 이를 간추려 보면, (1) 生體媒質의 경우 脂肪質을 제외하면 1530~1600 m/s의 범위에 포함되는가에 의해, 혹은 0MHz에 極小點이 存在하는가에 따라, 식(14), (15)를 適用할 수 있고, 相互補完的인 트랜스듀서의 使用으로 干涉의 影響을 줄일 수 있다. (2) 임피던스 條件에 따라 極小點의 크기가 달리 나타나고 干涉이 심하지 않는 두께의 매질인 경우 임피던스 조건에 關係없이 再合成할 수 있다. (3) 減衰의 影響은 媒質의 두께에 따라 그리고 組織의 密度에 따라 그 影響이 달리 미치고 軟部組織의 平均減衰에 의해 影響을 最小化할 수 있다. (4) 두께에 따른 誤差는 校正에 의해 正確한 音速을 구할 수 있었다.

實際의 實驗데이터에 本 方式을 適用시킨 結果, 그 有用性만은 確認되었다. 그러나 寒天팬덤의 경우 그 不均一性으로 인해 分散, 散亂등의 影響을 크게 받고 있음을 알 수 있었고, 보다 性質이 다른 層으로 되어 있는 多層媒質에 適用, 보다 具體的인 檢討를 要求했다. 이는 다음으로 미루고, 本稿에서는 주로 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 最近 關心을 모으고 있는 組織의 定量化와 그 量의 2次元的인 表示에 本 技法을 適用, 그 可能性에 着점을 맞추었다.

結論的으로, 本技法은 超音波顯微鏡<sup>11)</sup>, 非破壞檢査<sup>10)</sup> 등에 擴張適用, 組織의 定量化가 可能할 것으로 생각된다.

謝 意

本 研究를 行하는데 있어 實驗에 協助해주신 日本 Aloka (株), 研究所, T. Itoh氏, 討論에 協助해준 本大

學院 최중호, 오 석환, 김 중기, 이 병욱등 諸氏에 感謝한다.

아울러 研究費를 支援해 주신 韓國科學財團에 感謝의 뜻을 전하는 바이다.

參 考 文 獻

- [1] Ultrasonic Tissue Characterization I & II, Ed. M. Linzer, NBS Special Publ., pp. 7-525, 1976, 1979.
- [2] Ophir, J. and Jarger, P.M., *Spectral Shifts of Ultrasonic Propagation Through Media With Nonlinear Dispersive Attenuation*. Ultrasonic Imaging, 4, pp. 282-289, 1982.
- [3] Kuk, R. and Schwartz, M., *Estimating the Acoustic Attenuation Coefficient Slope for Liver from Reflected Ultrasound Signals*. IEEE Trans. Son. Ultrason. SU-26, pp. 352-362, 1979.
- [4] L.E. Kinsler and A.R. Frey, *Fundamentals of Acoustics*, Wiley, New York, pp. 128-132, 1962.
- [5] P.N.T. Wells, *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*, New York, 1969.
- [6] 김시환, 최중수, "스펙트럼해석을 통한 조직내에서의 음향속도 측정", 대한전자공학회 하계종합 학술대회 논문집, vol. 7, pp. 538~586, 1984.
- [7] 최중수, "초음파 단층 영상법", 전자공학회지, 제 9 권, 제 3 호, pp. 6-13, 1982.
- [8] 조문현, 김시환, 최중수, "감쇠보상 및 해석신호 크기를 이용한 거리 분해능 향상", 전자공학회지, 제 21 권, 제 6 호, pp. 1-6, 1984.
- [9] H. Ohkawai, S. Nitta, M. Tanaka and F. Dunn, *In Vivo Measurement of Thickness or of Speed of Sound in Biological Tissue Structures*. IEEE Trans. Son. Ultrason. SU-10, pp. 231-237, 1983.
- [10] W.R. Scott and R.F. Gorden, "Ultrasonic spectrum analysis for nondestructive testing of layered composite materials," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 62, pp. 103-116, 1977.
- [11] C. Quate, A. Atalar and H.K. Wickramasinghe, "Acoustic microscopy with mechanical scanning: a review," *IEEE Trans. Son. Ultrason.* vol. 67, pp. 1092-1114, 1979.