

Homomorphic Deconvolution 法에 의한 超音波 減衰定數 推定

洪 勝 弘 · 許 雄*

= Abstract =

Estimation of Ultrasound Attenuation Coefficient by Homomorphic Deconvolution Method

Seung-Hong Hong, Woong Huh*

In order to improve the performance of ultrasonic diagnostic equipment, it is important to development the signal processing considering the ultrasonic properties of biological medium and propagation mechanism in tissue.

Attenuation coefficient is not only important factor to analyze propagation properties, but also it is significant to estimate it in view of tissue characterization, so we show one of the method to estimate attenuation coefficient of biological tissue and the results of estimation.

1. 序 論

超音波映像法은, 生體의 軟部組織의 映像化에 適當하고, 障害에 대한 安全性도 높고, 연속적으로 高速의 情報가 얻어지는 利點이 있어서 앞으로 중요시 된다. 특히 電子走査에 의한 實時間의 超音波裝置는 펄스反射法, 透過變調等 여러방식이 채용되고 있다. 그러나 이와 같이 널리 사용되는 醫用超音波技術에는 아직 규명되어져야 하는 부분이 많다. 超音波의 生體作用, 安全性에 대한 미묘한 점도 남아 있고 매우 복잡한 生體內部的 構造에 의한 超音波의 屈折, 散亂등의 波動現象으로 비롯되는 像의 찌그러짐, 虛像, 深部에서의 距離分解能低下等, 여러가지 해결되어야 할 문제점이 많다.

그러므로 性能向上을 위해서는 超音波의 生體內傳播特性이나 反射波의 性質에 대해서 규명되어져야 한다.

現在 사용되고 있는 펄스反射法은 音響임피던스의不

連續面을 表示하는 것이지만 얻어지는 受信波內에는 生體組織의 特徵에 관한 情報가 풍부하게 포함되어 있어서, 受信波로 부터 이들의 情報를 復元하려고 하는 tissue characterization의 研究가 활발해 지고 있다^{1,2)}.

生體組織內에서의 超音波의 減衰定數는 중요한 파라미터로 이의 推定法은 送受信波에서 직접 구하는 時間領域法과 送受信波의 에너지 스펙트럼에서 구하는 周波數領域에서의 推定法이 있다, 時間領域에서의 推定은 간단하나 부정확한 推定이 되어 周波數領域에서의 各種推定方法이 시도되고 있다^{3,4)}.

本 論文에서는 homomorphic deconvolution法에 의한 減衰定數의 推定方法을 적용하여 B-mode 映像裝置에서 얻어진 信號를 대상으로 하여 처리한 結果를 검토했다.

2. 減衰定數와 周波數偏移

그림1과 같이 超音波가 生體組織을 傳播하는 경우, 超音波의 入射波를 $I_0(f)$, x 의 正方向으로 두께 l 의 生體組織을 통과한 후의 受信波를 $R(f)$ 라 하면 $R(f)$ 는 式(1)과 같이 표시 된다.

$$\begin{aligned} R(f) &= A e^{-\alpha(f)l} \cdot e^{-j\theta(f)l} I_0(f) \\ &= H(f) \cdot I_0(f) \end{aligned} \quad (1)$$

<1984. 6. 1 접수>

仁荷大學校 工科學部 電子工學科
Dept. of Electronic Eng., Inha University

* 明知大學校 工科學部 電子工學科
Dept. of Electronic Eng., Myongji University

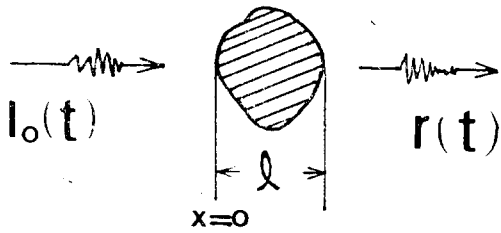


그림 1. 초음파의 전파
Fig. 1. Propagation of Ultrasound

여기서, $\alpha(f)$, $\beta(f)$ 는 減衰 및 位相定數이고, A 는 組織表面의 透過定數에 관련된 項이다. 送信用超音波變換器(transducer)가 피스톤형이고 半徑이 波長보다 크고, 파의 퍼짐현상을 무시한다고 할때 $\beta(f) = 2\pi f/v$ 를 (1)식에 대입하면, 生體組織의 單純化된 傳達函數는

$$H(f) = A \cdot e^{-\alpha(f)l} \cdot e^{-j \frac{2\pi fl}{v}}$$

$$= A \cdot e^{-\alpha f l} \cdot e^{-j \frac{2\pi fl}{v}} \quad (2)$$

로 표시된다. 단, $\alpha(f)l = af^p$ 로 a 는 單一層인 경우의 減衰定數, p 는 減衰定數의 周波數依存性의 程度를 표시하는 項이다. (軟部組織에서 $1 \leq p \leq 2$). 식(1)에서 受信波의 에너지 스펙트럼을 구하면 다음식과 같이 된다.

$$|R(f)|^2 = A^2 \cdot e^{-2afp} \cdot |I_0(f)|^2$$

$$= A^2 |R_w(f)|^2 \cdot e^{-2afp} \quad (3)$$

단, $R_w(f)$ 는 超音波의 水中傳播때의 受信波의 스펙트럼이다. 일반적으로 이를 Gaussian 모델로 가정하면, 파라미터 A' , f_0 , σ 를 사용하여

$$|R_w(f)|^2 = A' \cdot e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{f-f_0}{\sigma} \right)^2} \quad (4)$$

로 표시된다. 이를 (3)식에 대입하여 다음식과 같이 변형한다. (단 $p=1$)

$$|R(f)|^2 = A^2 \cdot A' \cdot \exp \left[\frac{1}{2} \left(\frac{f-f_0}{\sigma} \right)^2 + 2af \right] \quad (5)$$

중심주파수 f_0 는 振幅스펙트럼의 기울기가 0인 周波

數로 정의 함으로, 周波數의 下向을 구하기 위해 $|R(f)|^2$ 을 周波數에 대해 微分하여 0로 두고 조건을 구한다⁵⁾. 단, 여기서 振幅項 $A^2 A'$ 는 1로 두고 周波數 偏移만 구하면

$$\frac{d}{df} |R(f)|^2 = \left\{ \exp \left[-\frac{(f_c - f_0)^2}{2\sigma^2} + 2af \right] \right\}$$

$$\left[-\frac{(f_c - f_0)}{\sigma^2} - 2a \right] = 0 \quad (6)$$

이고 右邊의 제 2 항을 0로 두면

$$a = \frac{f_0 - f_c}{2\sigma^2} \quad (7)$$

가 된다. (7)식의 a 는 周波數 偏移 $f_0 - f_c$ 에 비례하고, 受信波의 에너지 스펙트럼으로부터 推定된다. 그러나 生體內의 複雜한 反射에 의하여 실제로 測定되는 $|R(f)|$ 는 scalloping이라고 하는 波狀의 變化를 수반하기 때문에 $|R(f)|$ 그 대로는 周波數 偏移를 구하기 어렵다. 따라서 Homomorphic filtering에 의해 스펙트럼의 scalloping의 영향을 제거한후 스펙트럼을 推定하고자 한다.

3. Homomorphic 시스템

어떠한 信號가 둘 이상의 成分의 積으로 표시되는 非線形시스템으로부터 個個의 信號成分을 分離하는데에 유용한 것이 Homomorphic 시스템이다^{6,7,8)}.

그림 2와 같은 送受信의 간단한 모델을 고려하여 入力 $I_0(n)$ 과 임펄스 應答 $h(n)$ 과의 convolution으로 出力 $r(n)$ 이 얻어 진다고 할때, 이 시스템의 Homomorphic 시스템의 標準形은 그림 3과 같다.

여기서 特性시스템 D_* 는 非線形結合을 線形結合으로 變換하는 것으로

$$D_*[I_0(n) * h(n)] = D_*[I_0(n)] + D_*[h(n)]$$

$$= I_0(n) + h(n) \quad (8)$$

이다. 또한 시스템 L 은 線形시스템, D_*^{-1} 은 D_* 의 逆시스템이다. 따라서 시스템 D_* 가 정해지면 一般的重疊의 定理에 따라서 전체 시스템이 구성된다.

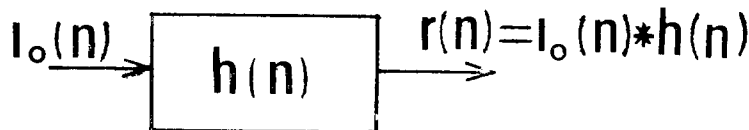


그림 2. 송수신 모델
Fig. 2. Transmitting-receiving model

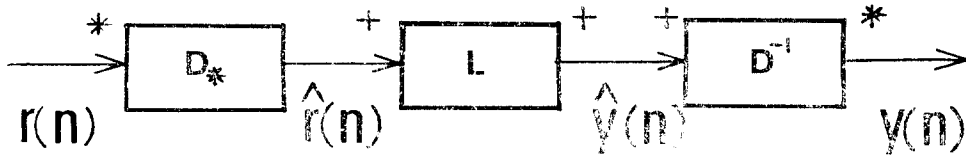


그림 3. Homomorphic 시스템의 표준형
Fig. 3. Standard form of Homomorphic system

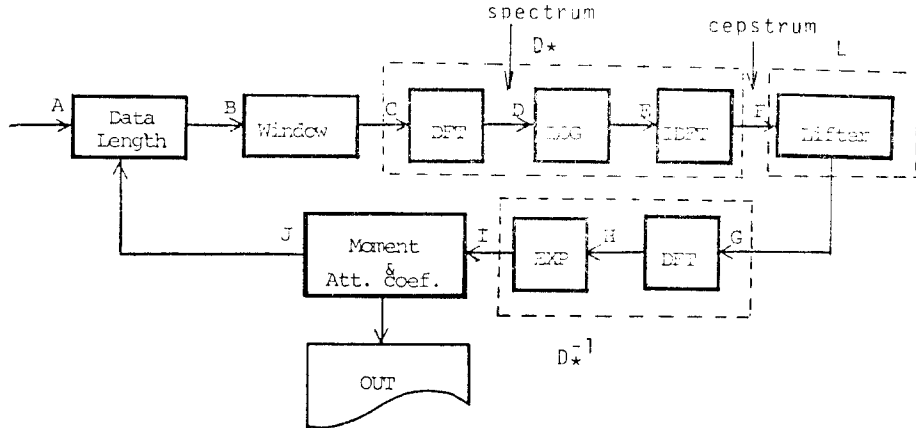


그림 4. 데이터 처리 블록圖
Fig. 4. Block diagram of data processing

여기서는 시스템 D_* 를 Fourier變換후에 對數를 取하는 조작, 즉 convolution을 積으로 變換하여 이를 和의 形으로 한다.

이때 그림2의 에너지 스펙트럼은

$$|R(f)|^2 = |I_o(f)|^2 |H(f)|^2 \quad (9)$$

로 되고 式(9)에 對數를 취하면

$$\begin{aligned} \log |R(f)|^2 &= \log (|I_o(f)|^2) + \log (|H(f)|^2) \\ &= I_o(f) + H(f) \end{aligned} \quad (10)$$

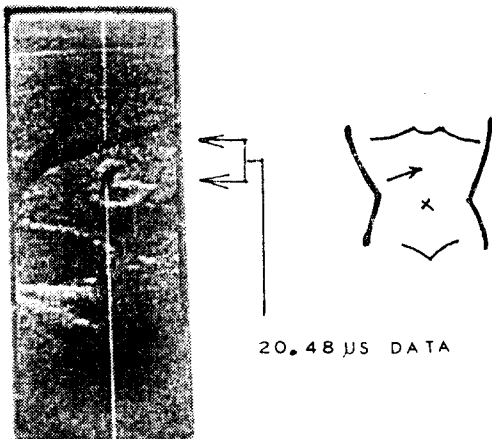


그림 5. B-mode像과 샘플 위치
Fig. 5. Sampling position and it's B-mode image

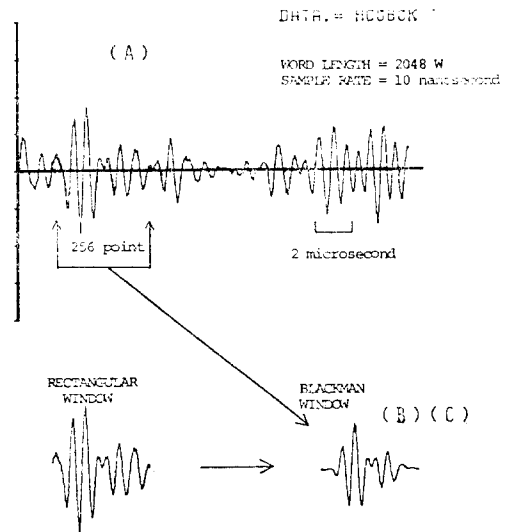


그림 6. 데이터 波形
Fig. 6. Data waveform

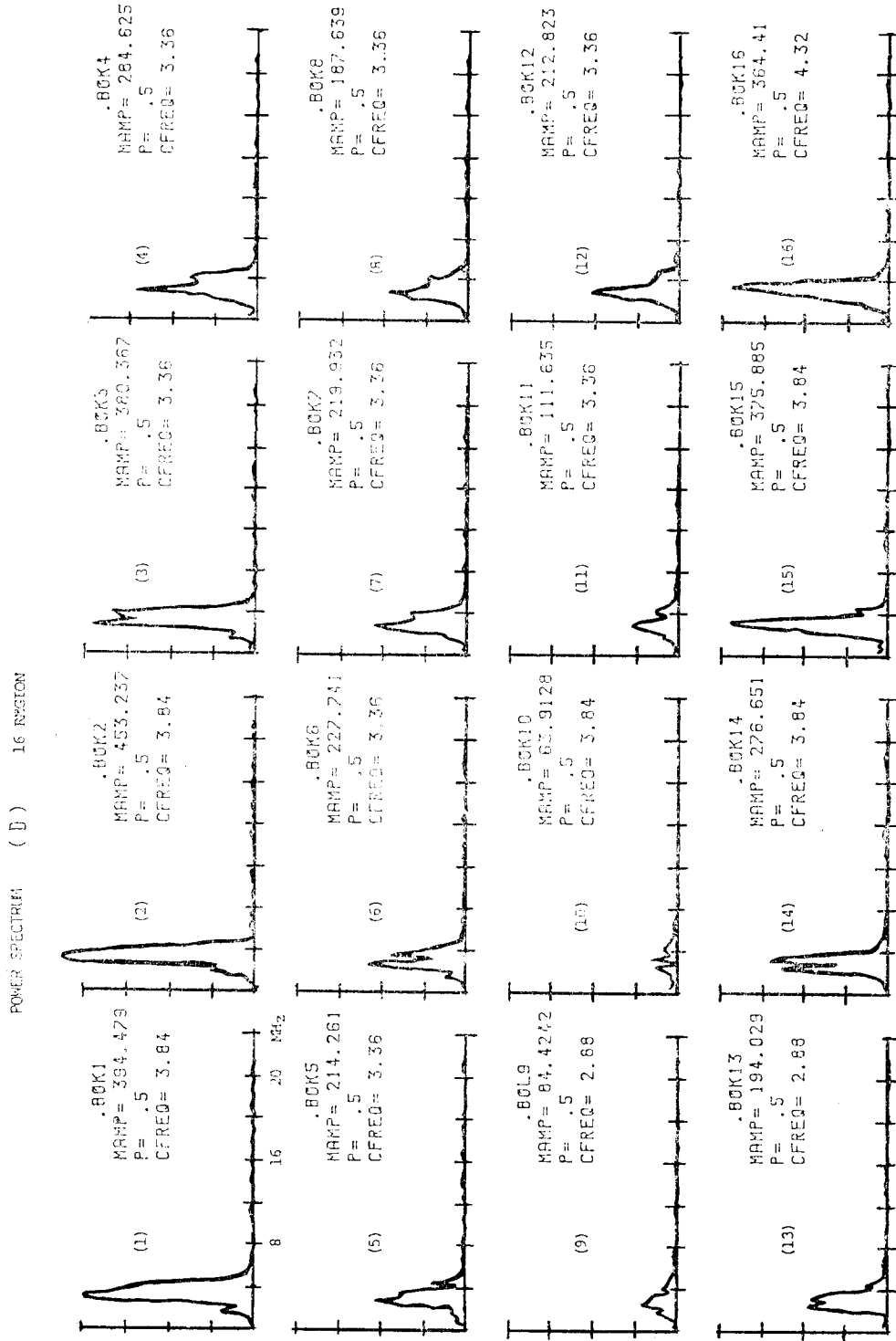


그림 7. 에너지 스펙트럼
Fig. 7. Energy spectrum for 16 region

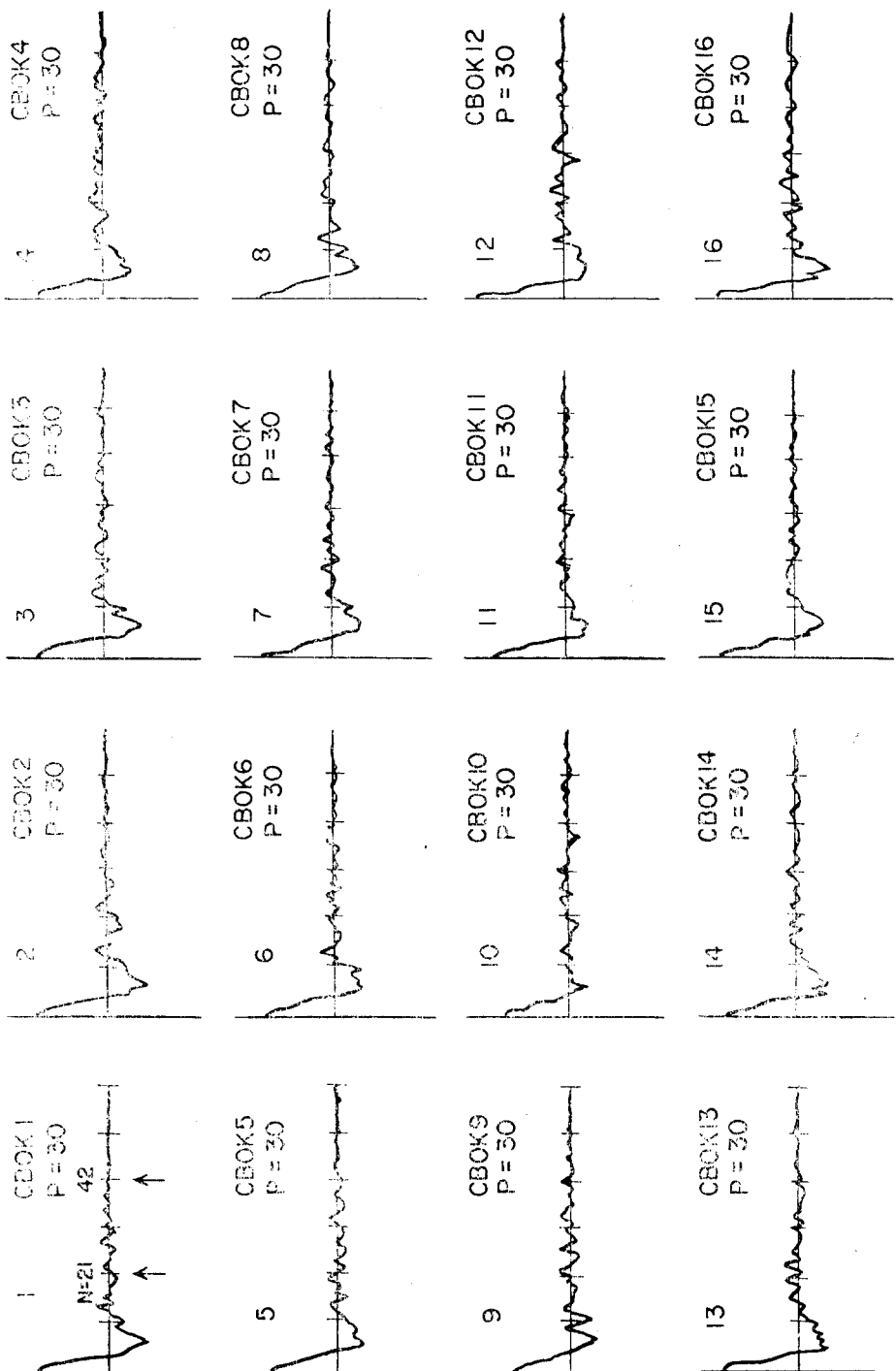


그림 8. Cepstrum
Fig. 8. Cepstrums for 16 region.

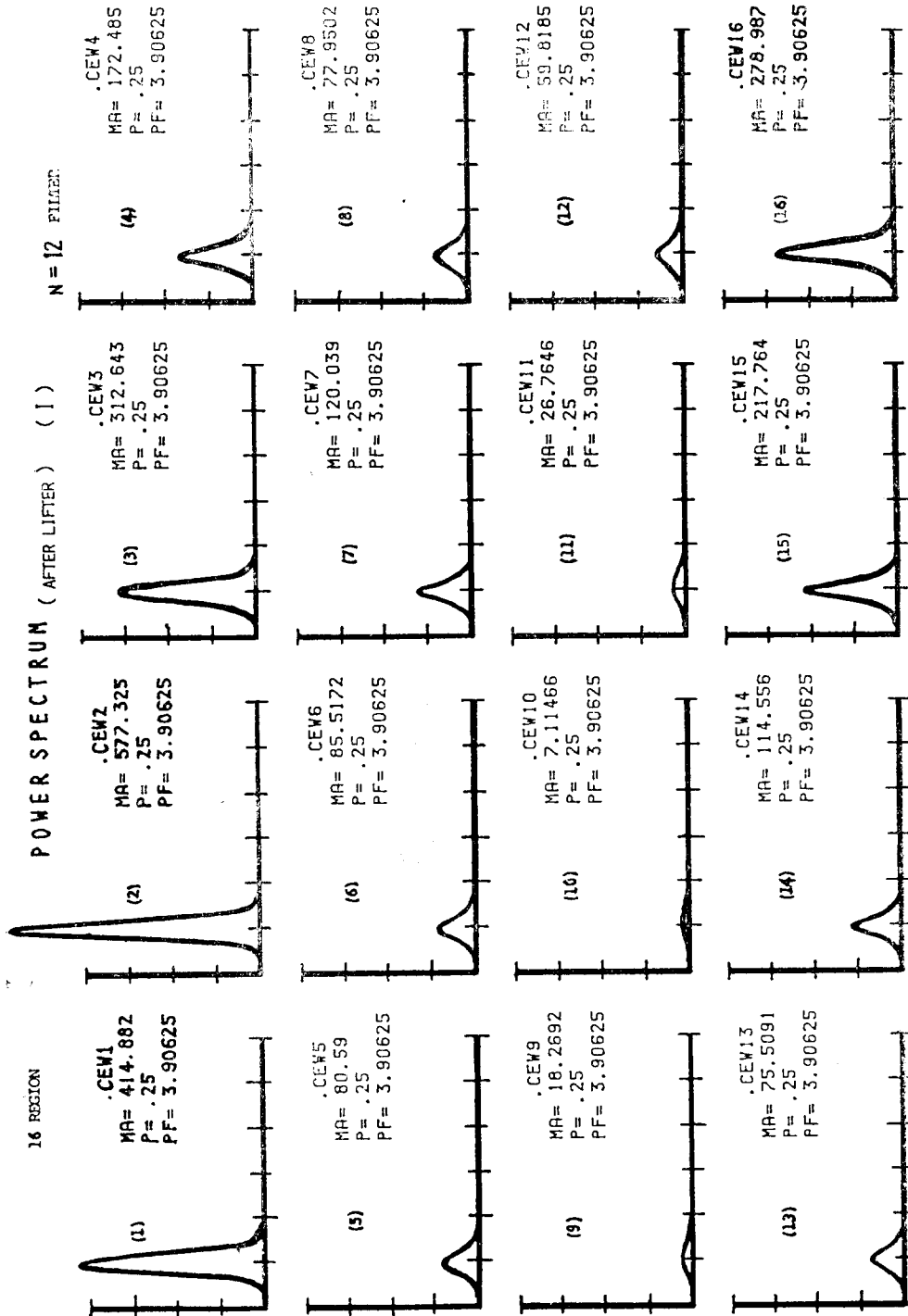


그림 9. Scalloping을 제거한후의 에너지 스펙트럼
Fig. 9. Energy spectrum without scalloping

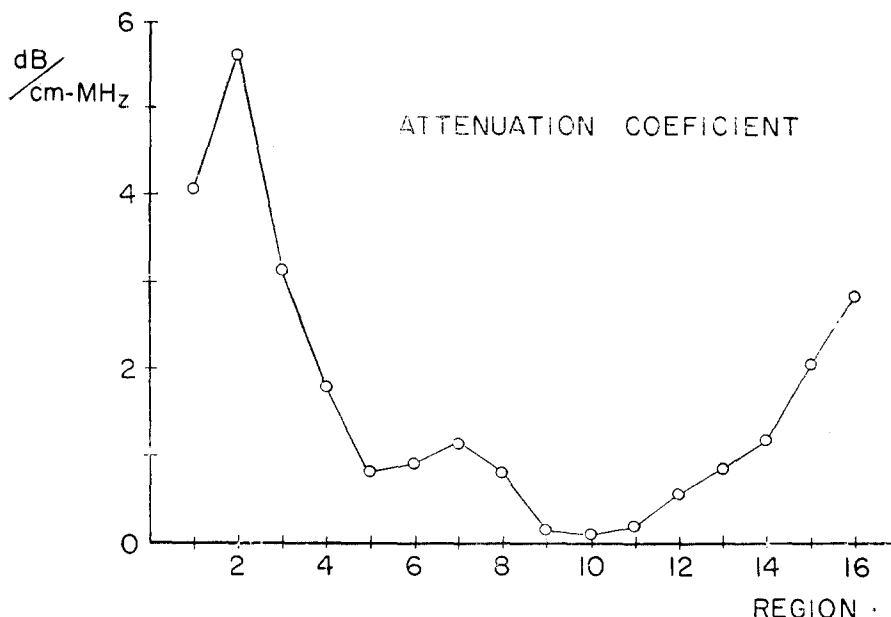


그림 10. 減衰定數의 推定值
Fig. 10. Estimated values of attenuation coefficient

가 된다. 다음에 (10)식을 Fourier逆變換한 후 적당한 Lifter를 걸면 Scalloping현상을 제거 할수 있게 된다.

4. 데이터處理와 結果

本 研究에서 사용한 데이터는 linear scan의 B-mode 映像裝置를 이용한 in vivo의 데이터로, 映像裝置의 一畫面 81本の 走査線中 1本을 선택하는 裝置를 試作 하여 관심 있는 部位의 임의의 데이터를 取하도록 하고 이를 다시 波形變換裝置에 의해 10ns (100MHz)로 2,048點 샘플링하여 디지털·기억장치에 기억시킨 후 G P-IB 에 의해 컴퓨터에 入力시켜 處理했다. 減衰定數 a 를 推定하는 데이터 處理의 블럭圖를 그림 4에 표시했다.

對象으로한 人體部位와 B-mode 像은 그림 5와 같고 얻어진 데이터 波形은 그림 6과 같다. 2048點의 데이터中 에서 256點씩 데이터를 절단하여 short time解析을 試圖했는데, 256데이터를 取할때 切斷에 의한 데이터의 불충실을 제거하기 위해 Blackman-window에 의해 데이터를 취했다. 이 Blackman-window식은

$$W(n) = 0.42 - 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) - 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right) \quad (11)$$

이다. 이 window를 256데이터를 취한뒤 해석하고 48點을 이동하여 256點의 데이터를 取하는, 즉 중첩하여 Short-term 解析을 16區間에 걸쳐 全데이터를 해석했다. 그림 6(B)는 rectangular window이고, 그림 6(C)가 Blackman-window에 의해 취해진 256點 데이터이다.

그림7은 얻어진 信號(그림6(a))데이터의 16區間的 局部別로 處理한 에너지 스펙트럼이다. 그림8은 그림7에 대한 cepstrum이고 그림 9는 그림 8의 cepstrum에서 결정된 時間으로 Lifter 處理하여 scalloping의 영향을 제거한 후의 에너지 스펙트럼이다. 이로부터 中心周波數를 計算하여 式(7)에 의해 推定한 16區間的 減衰定數를 그림10에 표시했다.

5. 結 論

超音波의 生體組織에 대한 特性化에 필요한 減衰定數의 推定을 short-term Homomorphic解析法에 의해 행했다. 이의 解析方法은 scalloping의 제거에 유용했으며 推定된 減衰定數의 값도 tissue-characterization의 立場에서 有用성이 입증되었다. 데이터處理時間이 短게되어 앞으로 더욱 많은 임상데이터를 토대로 하여 解析法을 評價하면서 處理時間을 줄이는 hardware의

構成도 검토하고자 한다.

참 고 문 헌

- 1) A. C. Kak.: "Signal processing of broad band pulsed ultrasound measurement of attenuation of soft biological tissue," *IEEE Trans. Biomed Eng.*, vol. BME-25, 1978.
- 2) M. O'Donnel, J.W. Mimbs et al.: "Ultrasonic attenuation in normal and ischemic myocardium," *Ultrasonic Tissue Characterization II*, pp 63~71, 1979.
- 3) Francis J. Fry.: "Ultrasound: its applications in medicine and biology," *Elsevier Scientific Publishing Co. New York*, 1978,
- 4) M. Fink, F. Hottier and J.F. Cardoso.: "Ultrasonic signal processing for IN VIVO attenuation measurement:STFA," *Ultrasonic Imaging* 5 pp. 117~135, 1983.
- 5) J. Ophir, P. Jaeger.: "Spectral shift of ultrasonic propagation through media with nonlinear dispersive attenuation," *Ultrasonic Imaging* 4, 282~289, 1982.
- 6) A. V. Openheim.: "Digital signal processing," *P.H*, 1975
- 7) D. W. Oldenbur, S. Levy.: "Wavelet estimation and deconvolution," *Geophysics*, vol. 46, No. 11 1981.
- 8) J.M. Tribolet.: "Seismic applications of homomorphic signal processing," *P-H*, 1979.