

초음파 전달함수의 위상보정을 위한 연구

민 용기 이 강호 최 종수

중앙 대학교 대학원 전자공학과

A Study on the Phase Correction of ultratrasound transfer function

Min Yongki, Lee Kangho, Choi Jongsoo
Dept. Electronic Eng., Chung-Ang University

ABSTRACT

To characterize the biological tissues, the new methods to measure the frequency dependent attenuation are presented in this paper. In general, ultrasonic phase information was assumed by linear function of the frequency. But the minimum phase function which characterizes the frequency dispersion of tissue was derived in (2). It is very significant to measure the attenuation by using the minimum phase function to characterize the frequency dispersion of tissue. Also, we propose the phase correcting technique to take advantage of the idea that the distortion of amplitude component when the wave propagates through media.

1. 서 론

현재 임상적으로 사용되는 초음파 진단장치로는 펄스에코법을 들 수 있으나 이는 음향임피던스가 서로 다른 경계면의 존재유무만을 영상화하는 것으로 어디까지나 형태 진단이므로 장기등의 형상을 영상화하는 데에는 적당하나 조직의 기능이나 상태를 객관적으로 나타내주는 것은 아니다. 이로 인해 생체조직의 병리학적 진단상태를 판단하기 위하여 조직의 정량화에 대한 연구가 진행되어 왔다.

이의 대표적인 파라메타로는 감쇠계수 혹은 음속에 관한 분포를 파악하는 것 등이 있는데 감쇠계수에 관한 연구가 비교적 활발히 진행되어 왔다.

감쇠계수의 측정방법은 크게 시간영역과 주파수영역에서의 해석방법으로 나타낼 수 있는데 제안되어 있는 대표적인 것으로는 스펙트럴 차분법 (Spectral-Difference Method)과 스펙트럴 편이법 (Spectral-Shift Method)을 들 수 있다.

그러나 실제 이를 방법으로 감쇠정도를 추정하려고 할 때 생체조직의 감쇠특성은 위상상쇄효과와 회절등에 의해 영향을 받기 쉽다. 또한 위의 방법들은 주파수영역에서의 진폭성분만을 대상으로 하고 있기 때문에 위상성분은 제외 되고 있다. 전달함수의 주파수분산을 고려할 경우 위상정보와 매질에 의한 감쇠는 서로 종속적인 관계가 있으므로 이를 이용하여 감쇠를 추정하는 일은 바람직스런 연구방향이 될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 기존의 크기만을 갖고 감쇠를 추정하는 방법외에 위상성분을 이용하여 감쇠를 추정하는 위상 스펙트럴 차분법 (Phase Spectral-difference Method)을 제안하고 크기성분은 위상성분에 비해 상대적으로 정확한 값을 얻을 수 있다는데 착안하여 위상상쇄효과를 줄이는 방법을 제안하고자 한다.

2. 본 론

2-1 생체 모델에 관한 기본이론

초음파 진료 시스템에서 사용되는 신호레벨은 비교적 작으며 생체조직의 음속에 대해 생체의 운동기관의 운동속도는 비교적 작으므로 그림 1과 같은 선형 시불변 시스템으로 생각 할 수 있으며, 반사되어 온 초음파로부터 다음과 같이 진폭과 위상을 갖는 전달함수를 얻을 수 있다.

$$H(f) = \exp(-\kappa \cdot |f| \cdot d) \exp - j(\phi(f) \cdot d) \dots (1)$$

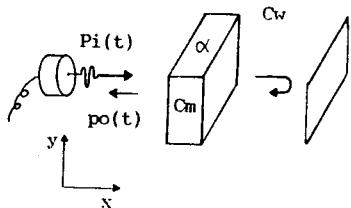


fig.1 선형 시불변 시스템

$$\phi(f) = 2\alpha \left(\frac{1}{C_w} - \frac{1}{C_m} \right) f d + f \left[\frac{2d}{\pi} \ln(2\pi f) - \frac{2d}{\pi} \zeta_m \right] \dots\dots\dots (4)$$

전결에서 구한 매질의 전달함수를 위식과 같게 놓고 이를에 대하여 정리하면

$$\alpha \cdot f = \frac{\phi_m(f)}{\left[\frac{2d}{\pi} \ln(2\pi f) - \frac{2d}{\pi} \zeta_m \right]} \dots\dots\dots (5)$$

2-2 감쇠계수 측정방법

(1) 스펙트럴 편이법 (Spectral-Shift Method)

편이법은 수신신호의 스펙트럼과 입력신호의 spectrum이 Gaussian형태를 하고 있을 경우에 이용되며 감쇠계수 α 의 값은 중심주파수 하향 편이로부터 결정 될 수 있다.

$$\alpha = 2\pi T^2 (f_i - f_o) / D \dots\dots\dots (2)$$

(2) 스펙트럴 차분법 (Spectral-Difference Method)

감쇠계수를 추정하기 위해 log-spectral difference를 사용하며, 이 값은 감쇠계수 α 에 비례하는 기울기를 갖는 주파수에 선형인 함수를 나타낸다. 따라서 α 는 이 기울기로부터 결정 될 수 있다.

$$\alpha = \frac{\text{slope} [\log P_i(f) - \log P_o(f)]}{4\pi D} \dots\dots\dots (3)$$

2-3 위상 스펙트럴 차분법 (Phase Spectral-Difference Method)

초음파를 이용한 기존의 감쇠계수 측정법에서는 스펙트럼에 절대치를 취한 값 즉, 스펙트럼에 크기만을 이용되고 있으므로 위상정보는 무시되고 있다. 그러나 주파수분산을 고려해야 할 경우 위상정보와 매질에 의한 감쇠는 종속적인 관계에 있으므로 위상정보를 이용하여 감쇠를 측정하는 일은 매우 바람직한 접근방향이 될 수 있다. 생체조직을 통과한 신호중 매질의 전달함수의 위상성분은 선형 위상함수와 최소 위상함수의 합으로 나타낼 수 있다.

이 된다.

2-4 신호보정을 통한 신호의 재구성

전자현미경, X-Ray결정학, 광학등과 푸리에변환 신호부호화등의 분야에서 주파수영역의 부분적 지식으로부터 신호를 재구성하려는 연구가 많은 진전을 보고있다. 진단에 사용되는 초음파가 생체조직을 통과 할때 범 왜곡이나 위상상쇄로 수신신호를 정확하게 얻기가 어렵다. 위상상쇄는 초음파 범내에 다중 전파로가 존재 할 경우 즉, 그림에서처럼 피검체를 통과한 초음파 범내에 위상 다른 2개의 전파로를 가지게 되면 현용의 의용 초음파 트랜스듀서(PZT 진동자)는 전파 해온 파면(음압)을 적분하여 그것을 전기신호로 변환하므로 2개의 전파로의 위상차가 예를들어 180° 이면 그 변환전기 신호는 zero로 되어 버린다. 그 결과 감쇠가 대단히 크게된다. 이를 위상상쇄 효과라 한다.



fig.2 위상 상쇄효과

위상은 진폭에 뜻지 않게 중요한 정보를 가지고 있으므로 이를 보상하여 정확한 신호를 얻는 것은 바람직한 방향이 된다. 파가 진행시에 위상이 진폭보다 더 큰 상쇄가 일어난는데 착안하여 크기를 이용한 감쇠 추정법에서 얻어진 감쇠계수와 같게 위상에서 얻어진 감쇠치를 보정하여 이를

입력파와 Convolution을 하면 더 정확한 수신신호를 얻을 수 있을 것이다.

3. Computer Simulation

3-1. deterministic 반사 신호의 위상보정

감쇠필터를 이용하여 얻어진 신호를 대상으로 하였다. 진폭성분은 완전하고 위상 성분은 크게 손실을 받았다는 가정하에서 앞절에서 제안한 보정법을 이용하여 신호를 재구성하고 복구정도를 보기위해 다음식과 같은 Signal-Error-Rate(SER)을 계산하였다.

$$SER = \frac{x_{\text{computed}}^2(n)}{(x_{\text{computed}}(n) - x_{\text{actual}}(n))^2} \quad \dots (6)$$

이것을 그림3에 나타내었다.

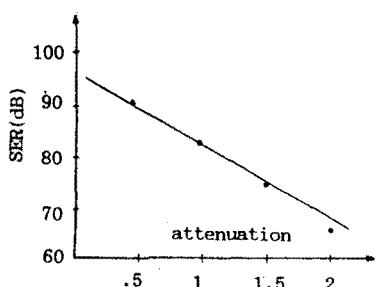


fig.3 SER(dB) 대 감쇠 계수

위의 결과에서 볼수 있듯이 감쇠가 크지 않을 경우 보다 잘 위상이 복구됨을 알수 있다.

3-2. 랜덤 반사신호의 위상보정

이는 감쇠필터에서 얻어진 송수신신호에 white noise를 부가시켜 랜덤 반사필터를 얻었으며 Non-Gaussian분포를 갖는다.

랜덤 반사신호에 대해서 위와 같은 처리를 하였고 보정정도를 보기위해 log-spectral difference를 이용하여 선형성분의 존재유무와 길이정도를 비교하였다.

Non-Gaussian형태를 갖는 신호는 위상의 보정이 전혀 안되었음을 볼 수 있었는데 이는 송수신신호의 속도차와 내부의 산란 즉, 감쇠계수에서 주파수에 비선형적으로 변하는 의 부가가 그 원인이 된다.

4. 실험

최소 위상함수 모델을 이용한 감쇠계수의 측정을 위해 사용된 장치의 블럭도를 그림7에 나타냈다.

연산후의 log-spectral difference를 보면 주파수에 선형적으로 나타나고 있지를 못하다. 이의 이유는 여러가지겠지만 특히 위상상쇄로 인한 요인이 크게 작용한 것이다. 피검체와 트랜스듀서는 10cm이상 띄어 에너지 분산은 적다고 가정하여 위상에 대해서만 보정을 하고 난 후 주파수에 대한 선형정도를 비교하였다. 시간축상에서는 보정정도에 대한 객관적 비교치를 보기가 어렵기 때문에 이 방법을 택하였다. deterministic한 감쇠모델에서 가정한 완전히 주파수에 선형적인 기울기를 얻을 수 없었는데 이는 압력P에 따라 증가하는 비선형효과에 기인된 것이다.

5. 결론

본 연구에서는 위상 스펙트럴 차분법에 대한 가능성과 그를 이용한 수신신호의 보정에 대해 알아보았다. 컴퓨터 시뮬레이션과 실제 데이터로부터 Gaussian형태를 갖는 신호에 대해서는 본 논문에서 제안한 위상보정이 가능함을 알 수 있었다. 그러나 위상회에 또 다른 문제점 즉, 회절이나 수직입사등에 의해서도 왜곡은 나타날 수 있으므로 이에대한 보정을 위한 연구도 계속 되어야 한다. 이러한 것이 잘 해결될 경우 여러 정량화를 통한 영상화의 확장이 촉진 될 것이다.

참고 문헌

- [1] A.C.Kak and K.A.Diens, "Signal Processing of Broad Band Pulsed Ultrasound: Measurement of Soft Biological Tissue," IEEE Trans. Biomedical Eng., vol. BME-25, pp. 321-334, 1978.
- [2] K.V.Gurumurthy and R.M.Arthur, "A Dispersive Model for The Propagation of Ultrasound in Soft Tissue," Ultrasound Imaging 4, pp. 335-377, 1982.
- [3] G.A.Merchant and T.W.Parks, "Reconstruction of Signals from Phase: Efficient Algorithms, Segmentation, and Generalizations," IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-31, pp. 1135-1147, Oct. 1983.
- [4] 최종수, "초음파 CT에서의 굴절 및 위상 상쇄 효과의 영향과 그 보정법," 대한전자공학회 논문지, pp. 33-40, 1982.6.

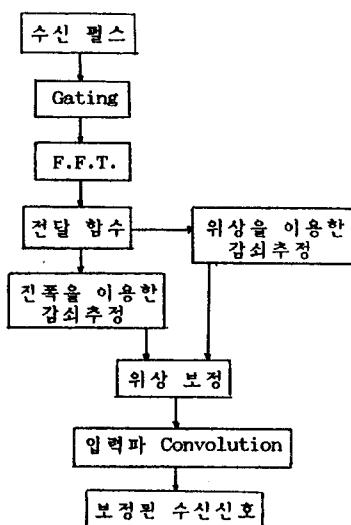
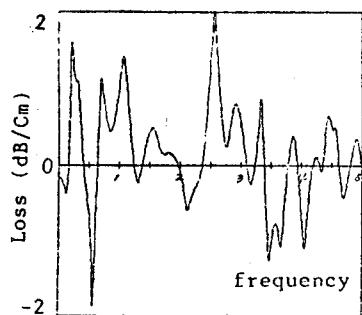
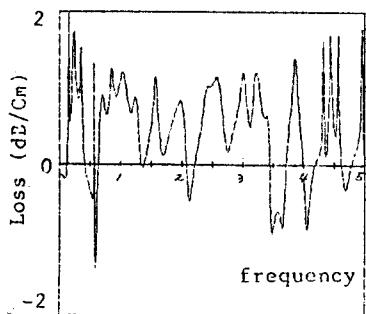


fig.4 위상 보정의 흐름도.

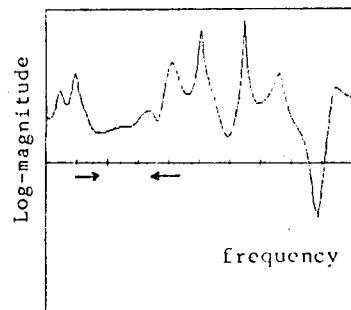


(a)

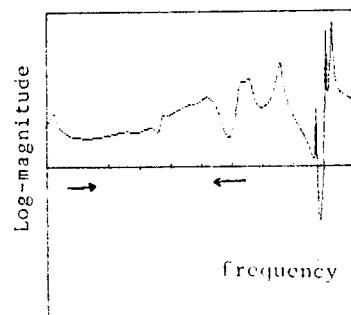


(b)

fig.5 펜덤 반사신호에 대한 보상전
(a)과 보상후 (b)의 로그차에
의해 얻어진 감쇠 기울기



(a)



(b)

fig.6 아크릴 데이터에 대한 보상전
(a)과 보상후 (b)의 로그차

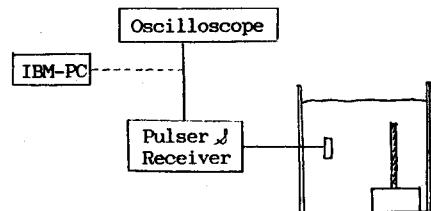


fig.7 데이터 취득 장치