

협대역 초음파 신호를 이용한 시간 영역에서의 감쇠 지수 예측

Time-domain Estimation Algorithm for Ultrasonic Attenuation using Narrow-filtered Signals

심재윤* · 허돈* · 김형석*

(Jaeyoon Shim · Don Hur · Hyungsuk Kim)

Abstract - The VSA(Video Signal Analysis) method is the time-domain approach for estimating ultrasonic attenuation which utilizes the envelop signals from backscattered rf signals. The echogenicity of backscattered ultrasonic signals, however, from deeper depths are distorted when the broadband transmit pulse is used and it degrades the estimation accuracy of attenuation coefficients. We propose the modified VSA method using adaptive bandpass filters according to the centroid shift of echo signals as a pulse propagates. The technique of dual-reference diffraction compensation is also proposed to minimize the estimation errors because the difference of attenuation properties between the reference and sample aggravates the estimation accuracy when the differences are accumulated in deeper depth. The proposed techniques minimize the distortion of relative echogenicity and maximize the signal-to-noise ratio at the given depth. Simulation results for numerical tissue-mimicking phantoms show that the Rectangular-shaped filter with the appropriate center frequency exhibits the best estimation performance and the technique of the dual-reference diffraction compensation dramatically improves accuracy for the region after the beam focus.

Key Words : Ultrasound, Attenuation, Video signal analysis, Bandpass filtering, Diffraction compensation

1. 서론

다양한 의료 초음파 지수 중 감쇠 지수(attenuation coefficient)는 초음파 대상 조직(tissue)의 병리학적 상태와 밀접한 연관이 있고, 초음파의 속도, 반향산란자의 크기 및 밀도, 조직의 탄성도 등 다른 여러 초음파 지수들의 분석에 있어서 기초적인 배경이 되는 중요한 부분으로 정량적 초음파 분석에서 감쇠 지수의 정확한 예측은 무엇보다 선행되어야 할 중요한 단계이다[1-4]. 하지만 기존의 TGC(time-gain compensation) 방법은 단순하게 전송 깊이에 따른 지수적 감쇠량만을 보상하는 방법으로 실제 조직의 감쇠 특성에 의한 enhancement 효과와 shadowing 효과 등의 단점을 피할 수 없었다[5]. 따라서 감쇠 지수의 정확한 예측을 통해 정량적 초음파 분석의 정확성을 높일 수 있는 방법들이 연구되어 왔다.

인체 조직에서 산란과 흡수 등으로 인해 발생하는 초음파의 감쇠는 주파수 영역에서 조직의 병리학적 상태에 따른 감쇠 특성과 주파수, 전송 깊이의 함수로 모델링 할 수 있다[6]. 지금까지 발표된 초음파 감쇠 지수 예측 방법은 크게 주파수 영역에서

의 예측방법과 시간 영역에서의 예측 방법으로 나눌 수 있다. 주파수 영역에서의 감쇠 지수 예측 방법 중 Fink 등이 제안한 CDM(Centroid downshift method)은 반향된 초음파 신호의 파워 스펙트럼 centroid를 계산하여 깊이에 따른 centroid의 변화량을 이용한 방법이다[7]. 또한 Kim 등은 centroid의 변화량을 구하기 위해 인접한 파워 스펙트럼 간의 spectral cross-correlation을 이용하여 신호 대 잡음비가 낮은 상황에서도 기존의 CDM 방법보다 좋은 예측 성능을 보였다[8]. Yao 등은 감쇠 특성을 미리 알고 있는 참조 신호를 이용하여 초음파 시스템과 트랜스듀서의 하드웨어적인 특성을 효과적으로 상쇄하여 비교적 간편한 감쇠 지수 예측 방법을 개발하였다[9]. Kasai 등은 Hilbert 변환을 이용한 complex baseband를 활용하여 시간영역에서 centroid를 계산하여 계산의 효율성을 높였다[10]. Jang 등은 협대역 반향 신호의 인접한 두 신호간의 엔트로피 차이를 측정하여 감쇠 지수를 예측하는 방법을 제안하였다[11].

시간 영역에서의 감쇠 지수 예측 방법은 일반적으로 주파수 영역에서의 예측 방법에 비해 상대적으로 적은 계산량으로 계산이 가능하지만, beam focus에 따른 회절(diffraction) 효과나 하드웨어 시스템의 특성 등에 의한 변화를 효과적으로 보상하기에 어려움이 있다. Knipp 등이 제안한 VSA(Video Signal Analysis) 방법[12]은 시간 영역에서의 감쇠 지수 예측 방법으로 감쇠 특성을 이미 알고 있는 참조(reference) 신호와 감쇠 특성을 측정하고자 하는 샘플(sample) 신호의 B-mode 영상 포락선(envelop) 신호를 이용하여 회절 효과를 효과적으로 상쇄하여 균일한 반향

† Corresponding Author : Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University, Korea.

E-mail: hskim@kw.ac.kr

* Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University, Korea.

Received : March 11, 2016; Accepted : October 11, 2016

특성을 갖는 경우에 좋은 예측 성능을 보였다. 하지만 광대역의 초음파 신호를 사용했을 때에는 전송 깊이가 깊어짐에 따라 rf(radiofrequency) 신호의 반향 특성(echogenicity)이 왜곡되는 현상이 나타나 원거리에서 감쇠 지수의 예측 정확도와 예측 편차가 현저히 저하되는 단점을 보였다[13]. 이에 VSA 방법의 예측 성능을 향상시키기 위해서 광대역의 초음파 신호를 고정된 중심 주파수의 대역통과 필터를 통해 협대역의 신호로 필터링을 하여 원거리에서의 반향 특성의 왜곡을 최소화하는 방법이 제안되었다[13]. 또한 고정된 중심 주파수가 아닌 전송 펄스의 중심 주파수의 변화에 따라 필터의 중심 주파수를 적응적으로 변경하는 적응 대역필터를 이용한 필터링 방법이 제안되어 별도의 주파수 변환이 필요 없는 시간 영역의 VSA 방법의 예측 성능을 향상시켰다[14].

하지만 대역 필터를 통과한 협대역 rf 신호는 필연적으로 주파수 성분의 감소에 따른 정보의 손실을 피할 수 없어 예측 성능을 극대화하기 위한 최적 필터의 선택과 중심주파수의 적응적 적용에 따른 연구의 필요성이 대두되고 있다. 또한 VSA 방법과 같은 참조 신호와 샘플 신호의 비(ratio)를 이용한 감쇠 지수 예측 방법에서 두 신호의 감쇠 지수 차이가 커질수록 예측 정확도는 저하되는 특성을 보이며, 특히 참조 신호의 감쇠 지수가 샘플의 감쇠 지수보다 크거나 작을 경우에는 이에 따른 예측 편향성(bias)도 크게 나타나는 단점이 있다[13].

본 논문에서는 전송 깊이에 따른 적응적 대역 통과 필터를 이용한 VSA 방법의 예측 성능을 극대화하기 위해 다양한 형태의 대역통과 필터를 적용하여 예측 정확도와 편차를 비교, 분석하고 최적의 필터를 제안한다. 또한 기존의 VSA 방법의 단점으로 지적되어 온 참조 신호의 예측 편향성을 최소화하기 위한 이중-참조 회절 보상 기법을 제안한다. 적응적 대역 필터링은 초음파가 진행하면서 누적되는 감쇠를 고려해 대역 필터의 중심 주파수를 점차적으로 낮추어 깊이에 따른 신호 대 잡음비(signal-to-noise)를 극대화하였다. 이중-참조 회절 보상 기법은 감쇠 특성을 미리 알고 있는 두 개의 참조 신호를 이용하여, 참조 신호와 샘플 신호의 감쇠 특성 차이에서 오는 예측 오류 및 편향성을 최소화해 줄 수 있다. 이 때 두 개의 참조 신호는 샘플 신호에 비해 상대적으로 감쇠 지수가 높은 신호와 감쇠 지수가 낮은 신호를 사용하고, 샘플 신호와의 평균 신호 크기 비를 계산하여 회절 보상을 한다.

컴퓨터 모의실험을 통한 실험 결과 적응적 사각(rectangular) 대역 통과 필터를 사용했을 때 감쇠 예측 정확도와 예측 편차에서 최고의 성능을 보였고, 3-layer tissue-mimicking(TM) phantom을 이용한 실험 결과에서도 적응적인 대역 통과 필터와 이중-참조 회절 보상 기법을 사용했을 때 예측 성능이 크게 향상됨을 알 수 있었다.

본 논문은 다음 2장에서 전통적인 VSA 방법을 요약하고, 본 논문에서 제안하는 적응적 대역필터의 구성과 이중-참조 회절 보상 기법을 자세히 기술한다. 3장에서는 컴퓨터 모의실험을 통해 다양한 적응 필터의 예측 성능을 비교하고, 본 논문에서 제안된 방법을 통해 TM phantom을 이용한 예측 결과를 보인다. 마지막 4장에서는 제안된 방법의 특징과 그 응용분야를 서술한다.

2. 적응 필터와 이중-참조를 이용한 시간영역 감쇠 지수 예측방법

2.1 Video Signal Analysis (VSA) 방법

초음파의 주파수 의존적인 감쇠와 Born approximation의 가정 하에서, 트랜스듀서로부터 반향된 신호의 세기 $R(f, z)$ 는 주파수 영역에서 식 (1)과 같이 전송펄스 특성 $G(f)$, 음파의 회절특성 $D(f, z)$, 감쇠특성 $A(f, z)$, 후방 산란자 반향 특성 $B(f)$ 의 곱으로 나타낼 수 있다.

$$R(f, z) = G(f) \cdot D(f, z) \cdot A(f, z) \cdot B(f) \quad (1)$$

여기서 z 는 반향 깊이이고, 누적 감쇠 특성인 $A(f, z)$ 는 주파수에 지수적으로 비례하며, 다음과 같이 나타낼 수 있다[15].

$$A(f, z) = \exp(-4\beta fz) \quad (2)$$

이때 β 는 단위주파수에 대한 감쇠 지수를 나타내며 일반적으로 dB/cm/MHz 단위로 표현한다. 후방 산란자 반향 특성인 $B(f)$ 는 다음과 같이 주파수의 지수 형태로 모델링한다[16].

$$B(f) = B_0 f^n \quad (3)$$

여기서 B_0 는 후방 산란자 상수이며, 지수 n 은 전반사인 경우 0에서 Rayleigh 산란인 경우 4까지 변할 수 있다.

위의 식 (1)에서 실제 인체조직의 특성과 상관이 없는 전송펄스 특성 $G(f)$ 와 회절특성 $D(f, z)$ 를 제거하기 위해, RPM(reference phantom method)에서는 동일한 환경을 사용하여 측정된 참조 반향 신호와 측정 대상인 샘플로부터 얻은 신호의 비(ratio)를 이용한다[9].

주어진 반향 깊이 z 에서 참조 신호에 대한 샘플 신호의 비를 계산하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$RS(f, z) = \frac{B_s(f)}{B_r(f)} \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) fz\} \quad (4)$$

여기서 아래 첨자 r 과 s 는 각각 참조 반향 신호와 샘플 반향 신호를 나타낸다.

VSA 예측 방법은 주파수 영역에서의 참조 신호와 샘플 신호 세기의 비를 B-mode 영상에서 얻을 수 있는 포락선 신호 크기의 비로 근사하여 주파수 영역으로의 신호 변환 없이 시간 영역에서 감쇠 지수를 예측할 수 있다. 즉, 측정에 사용된 전송 펄스의 대역폭이 크지 않다고 가정하면 식 (4)의 $\sqrt{RS(f, z)}$ 값을 B-mode 영상의 신호 크기의 비로 근사할 수 있다. 이를 수식으로 표현하면 다음과 같다[12].

$$RE(z) = \frac{E_s(z)}{E_r(z)} = \sqrt{\frac{B_s(f_{eff})}{B_r(f_{eff})} \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f_{eff} z\}} \quad (5)$$

여기서 $E_r(z)$ 와 $E_s(z)$ 는 각각 반향 깊이 z 에서의 B-mode 영상

포락선 신호의 크기에 대한 평균값을 나타내고, f_{eff} 는 유효 주파수(effective frequency)로 B-mode 영상 신호의 크기에 대응하는 주파수로써 일반적으로 전송 주파수를 가정한다. 이를 이용하면 참조 반향 신호와 샘플 반향 신호의 감쇠 지수 차이를 다음의 식 (6)와 같이 유도할 수 있다[12].

$$\Delta\beta(dB/cm/MHz) = -\frac{8.686}{2f_{eff}} \frac{d\log(RE(z))}{dz} \quad (6)$$

참조 반향 신호의 감쇠 지수는 이미 알고 있으므로 예측하고자 하는 측정 대상의 감쇠 지수를 식 (6)을 통해 구할 수 있다.

2.2 적응적 대역 통과 필터의 구성

일반적인 VSA 방법에서 초음파 전송 펄스의 대역폭이 증가함에 따라 반향 깊이가 깊어질수록 초음파 신호의 상대적인 반향 특성이 왜곡되어 정확한 감쇠 지수 예측에 어려움이 발생하게 된다. 따라서 수신된 광대역의 초음파 반향 신호를 고정된 중심 주파수를 가진 필터를 통해 협대역의 초음파 신호로 필터링 하여 정량적 초음파 분석에 이용하는 방법이 발표되었다[13]. 하지만 그림 1과 같이 초음파 반향 신호의 깊이에 따라 반향 신호의 중심 주파수는 변화하게 되고 샘플 반향 신호와 참조 신호의 유효 주파수 차이에 따른 감쇠 지수의 예측 오차가 축적되기 때문에 깊이에 따라 감쇠 지수의 예측 오차는 점차적으로 커지게 된다. 따라서 기존의 고정된 중심 주파수를 가진 필터를 이용한 방법을 발전시켜 깊이에 따른 centroid의 변화에 따라 중심 주파수를 적응적으로 변경하는 방법이 연구되었다[14].

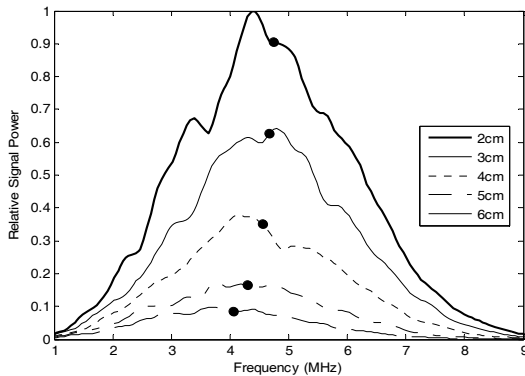


그림 1 깊이에 따른 초음파 반향 신호의 power spectrum
Fig. 1 Power spectra of backscattered ultrasonic signal at different depths

본 논문에서는 이와 같은 적응적 대역 통과 필터의 구성에 있어서 여러 가지 모양의 대역 통과 필터를 구성하여 초음파 신호에 적합한 최적의 대역 통과 필터를 찾아 정량적 초음파 분석에 있어서 감쇠 지수 예측의 정확도와 정밀도를 높이는 방안을 연구하였다. 본 논문에서 구성한 대역 통과 필터는 초음파 반향 신호의 중심 주파수의 깊이에 따른 변화량에 따라 필터의 중심주파수

를 적응적으로 변화시켰다. 필터는 Gaussian 필터, Butterworth 필터, 그리고 Rectangular 필터를 구성하여 실험을 하였다. 그림 2는 실험에 사용된 3가지 형태의 대역 통과 필터를 나타낸다. 필터의 대역폭은 10%, 중심 주파수는 5MHz로 설정하였고, 필터의 magnitude는 1로 normalize 하였다. Butterworth 필터의 경우 필터의 차수는 2로 고정하였다. 컴퓨터 모의실험과 3-layer tissue-mimicking phantom을 이용한 실험을 통해 각 필터에 따른 감쇠 지수 예측 정확도와 예측 정밀도를 비교 분석 하여, 초음파 신호에 적합한 대역 통과 필터를 찾을 수 있었다.

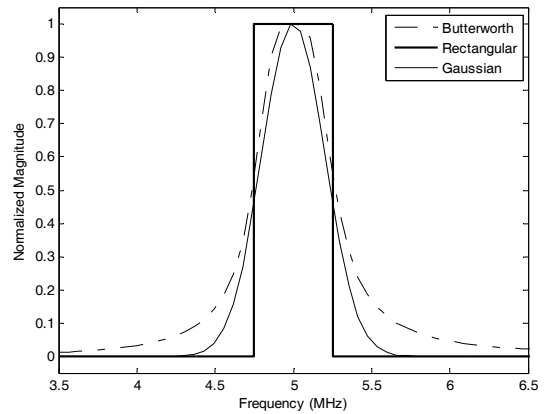


그림 2 대역 필터의 주파수 특성
Fig. 2 Frequency responses of bandpass filters

2.3 이중-참조 회절 보상 방법

VSA 방법과 같이 시간영역에서 참조 신호와 샘플 신호의 비(ratio)를 이용하여 전송 펄스의 특성이나 하드웨어 시스템 특성을 상쇄한 후 감쇠 지수를 예측 방법에서는 두 신호의 감쇠 지수 차이에 따른 예측 편향성이 나타나는 단점이 있다.

다시 말하면, 앞의 식 (5)의 유효주파수 f_{eff} 로 나타나는 해당 깊이에서의 주파수 성분이 참조 신호와 샘플 신호의 감쇠 지수 차이에 따라 누적된 감쇠량으로 서로 다르게 나타나기 때문이다. 참조 신호의 감쇠 지수가 0.7dB/cm/MHz이고 샘플 신호의 감쇠 지수가 0.5dB/cm/MHz인 경우, 전송 깊이가 깊어질수록 동일한 깊이에서의 유효 주파수에 대하여 참조 신호가 더 빨리 감쇠하기 때문에 최종적인 샘플의 예측 감쇠 지수는 실제보다 더 크게 예측되는 추세를 보이게 된다. 특히 초음파 rf 신호의 세기는 beam focus 지점 이후에 더 크게 감쇠하기 때문에 이러한 예측 오차는 beam focus 지점보다 깊은 깊이에서 더 크게 나타나게 된다. 이와 같이 참조 신호와 샘플 신호의 감쇠 지수 차이에서 오는 예측 편향성을 효과적으로 보상하기 위해 본 논문에서는 이중-참조 회절 보상 기법을 적용하였다. 이론적으로 참조 신호가 샘플 신호보다 빨리 감쇠할 때는 샘플의 감쇠 지수가 실제보다 더 높게 예측되고, 참조 신호가 상대적으로 늦게 감쇠할 때는 샘플의 감쇠 지수가 실제보다 더 낮게 예측된다. 따라서 본 논문에서는 감쇠 특성을 미리 알고 있는 두 개의 참조 반향 신호를 이용하

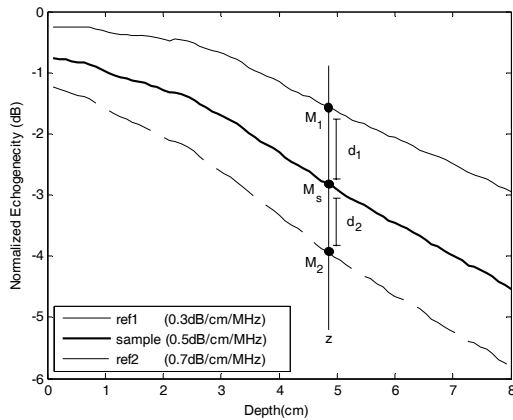


그림 3 이중-참조 회절 보상 방법
Fig. 3 Dual-reference diffraction compensation

여 각각의 참조 신호에 대한 감쇠 지수를 예측하고, 이를 샘플 신호의 평균 반향세기와 비교하여 가중치 평균을 통해 최종 감쇠 지수를 예측한다.

그림 3에서 굵은 실선은 샘플 반향 신호의 MPV(mean pixel value) 로그 값, 얇은 실선과 점선은 두 개의 참조 반향 신호의 MPV 로그 값을 각각 나타낸다. 임의의 깊이 z 에서 샘플 신호의 MPV 로그 값을 M_s , 두 개의 참조 신호의 로그 값을 각각 M_1 , M_2 라 하고, 이때 샘플 신호와 두 참조 신호 간의 MPV 로그 값의 차이를 각각 d_1 , d_2 라고 한다. 이 d_1 , d_2 값의 비를 이용하여 다음 식 (7)을 통해 가중치 평균을 하여 임의의 깊이 z 에서 편향성이 보상된 감쇠 지수 예측 값을 구할 수 있다.

$$\beta_s(z) = \frac{\beta_1(z) \times d_1 + \beta_2(z) \times d_2}{d_1 + d_2} \quad (7)$$

여기서 $\beta_1(z)$ 은 두 개의 참조 신호 중 하나의 참조 신호(ref1)를 VSA 방법에 적용하여 구한 임의의 깊이 z 에서의 감쇠 지수 예측 값이고, $\beta_2(z)$ 는 또 다른 참조 신호(ref2)를 VSA 방법에 적용하여 구한 임의의 깊이 z 에서의 감쇠 지수 예측 값이다. 깊은 전송 깊이에서는 참조 신호와 샘플 신호의 감쇠 지수 차이에 의한 누적 감쇠분이 증가하게 되어 이로 인한 예측 편향성이 상대적으로 크게 나타나게 되므로 모든 깊이에 대해서 가중치 평균을 수행하여 깊이에 따른 누적 예측 편향성이 보상된 감쇠 지수 예측 값을 구할 수 있어 감쇠 지수 예측 정확도를 크게 향상시킬 수 있다.

3. 실험결과 및 고찰

3.1 컴퓨터 모의실험 결과

초음파 반향 신호의 컴퓨터 모의실험을 위해 샘플 신호와 참조 신호는 각각 가로 40mm, 세로 80mm, 두께 10mm 크기로 $25\mu\text{m}$

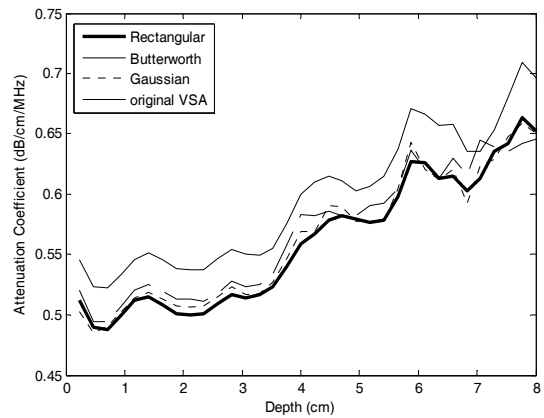


그림 4 3가지 (Rectangular, Butterworth, Gaussian) 대역 통과 필터를 적용 후 VSA를 통한 감쇠 지수 예측 결과

Fig. 4 Estimated attenuation coefficients using adaptive bandpass filtering with 3 types of filters - Rectangular, Butterworth, and Gaussian - and the original VSA method

의 glass beads가 무작위로 분포된 균일한 phantom으로 모델링 하였다. 반향 입자는 Rayleigh 분포에 따른 단위부피당 9.7개의 scatterer를 생성하여 3.1×10^6 개의 산란자가 고루 분포되어 있고, 1540m/s의 음속을 갖는다고 가정하였다[17]. 이와 같은 모의실험에서 반향 신호의 주파수 응답은 고전적 음파 회절 이론을 이용한 주파수 영역의 linear array 트랜스듀서 반향 신호 모델을 사용하였다[18]. 트랜스듀서는 128개의 직사각형 ($0.2\text{mm} \times 10\text{mm}$) piezoelectric 소자가 중첩의 원리에 의해 초음파 펄스 신호를 발생시키고, 수신시 dynamic receive focusing과 dynamic aperture를 이용하여 F-number를 2로 고정시켰다. 또한 전송 펄스는 80% 대역폭을 갖는 중심 주파수 5MHz를 사용하여 40mm 지점에 beam focusing을 하였다. 반향 신호의 주파수 응답은 1-15MHz 주파수 범위로 0.1 MHz 단위로 증가시키면서 실험하였다.

세 가지 필터 - Gaussian, Butterworth, Rectangular - 를 각각 적용하여 주어진 깊이에서의 광대역 신호를 협대역 신호로 필터링 하였다. 그림 4는 전통적인 VSA 방법과 3가지 형태에 따른 적응적인 대역 통과 필터를 통해 필터링을 하여 VSA 방법을 적용시킨 실험 결과를 보여준다. 참조 신호의 감쇠 지수는 0.7dB/MHz/cm이고, 샘플 phantom은 0.5dB/MHz/cm의 감쇠 지수를 각각 구현하였다. 세 가지 필터를 적용한 경우 모두 전통적인 VSA 방법에 비해 약 10% 정도의 향상된 예측 성능을 보였고, 전체적으로 비교해 보면 Rectangular 필터의 경우가 가장 좋은 예측 정확도를 보였다. 광대역 전송 신호를 협대역 신호로 필터링 하는 대역필터의 중심 주파수를 전송 깊이에 따라 점차 낮은 주파수 대역으로 적응적으로 이동하여 전체 전송 깊이에 고루 일정한 예측 성능을 보임을 알 수 있다. 표 1은 세 가지 필터를 적용한 경우의 예측 분산을 보였다. 이 경우에도 Rectangular 필터를 적용한 경우에 최상의 예측 성능을 보임을 확인할 수 있다. 특히 Rectangular 필터의 경우 추가적인 계산량이 거의 필요하

표 1 샘플 phantom 감쇠 지수 예측 결과의 표준편차

Table 1 The standard deviations of estimated attenuation coefficients for a numerical phantom

| Depth (cm) | 1 | 2 | 3 | 4 |
|--------------|--------|--------|--------|--------|
| Rectangular | 0.0085 | 0.0128 | 0.0139 | 0.0196 |
| Butterworth | 0.0099 | 0.0155 | 0.0205 | 0.0259 |
| Gaussian | 0.0090 | 0.0142 | 0.0161 | 0.0211 |
| Original VSA | 0.0101 | 0.0159 | 0.0175 | 0.0263 |
| Depth (cm) | 5 | 6 | 7 | 8 |
| Rectangular | 0.0276 | 0.0272 | 0.0335 | 0.0461 |
| Butterworth | 0.0310 | 0.0318 | 0.0454 | 0.0585 |
| Gaussian | 0.0295 | 0.0298 | 0.0363 | 0.0512 |
| Original VSA | 0.0415 | 0.0385 | 0.0439 | 0.0618 |

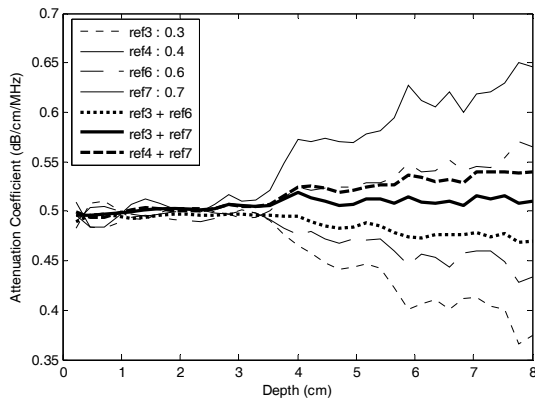


그림 5 여러 가지 단일 참조 phantom에 따른 감쇠 지수 예측 결과 (전통적인 VSA 방법)과 이중 참조 회절 보상 방법을 통한 감쇠 지수 예측 결과

Fig. 5 Estimated attenuation coefficients using various single-references (original VSA method) and the proposed dual-reference diffraction compensation technique

지 않기 때문에 실시간으로 적용하기에도 적합한 필터라는 장점도 있다.

하지만 앞 절에서 설명한 바와 같이 beam focus 이후의 감쇠 지수 차이에 의한 예측 편향성은 예측 정확도를 크게 저하시키고 있음을 알 수 있다. 그림 5은 이중-참조 회절 보상 방법을 사용한 감쇠 지수 예측 모의실험 결과를 보여준다. 샘플 방향 신호의 감쇠 지수는 0.5dB/cm/MHz로 설정되었고, 4개의 참조 신호의 감쇠 지수는 0.3, 0.4, 0.6, and 0.7dB/cm/MHz로 설정하여 각각 ref3, ref4, ref6, and ref7이라고 하였다. 그림 5에서 보는 바와 같이 beam focus 지점인 40mm까지는 상대적으로 정확한 예측 값을 보인 반면에 그 이후부터는 한쪽으로 치우치게 되는 모습을 볼 수 있다 (그림 5의 4개의 가는 선). 하지만 서로 다른 감쇠 지수를 갖는 이중-참조 회절 보상 기법이 적용된 후의 최종 감

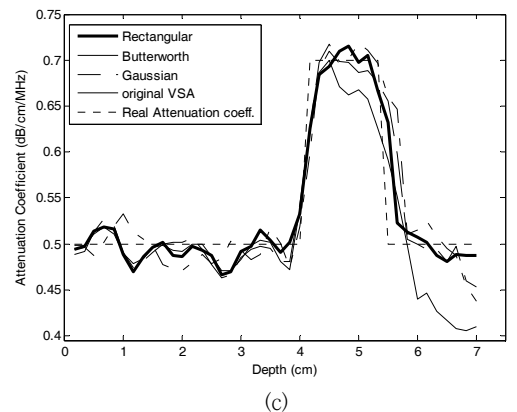
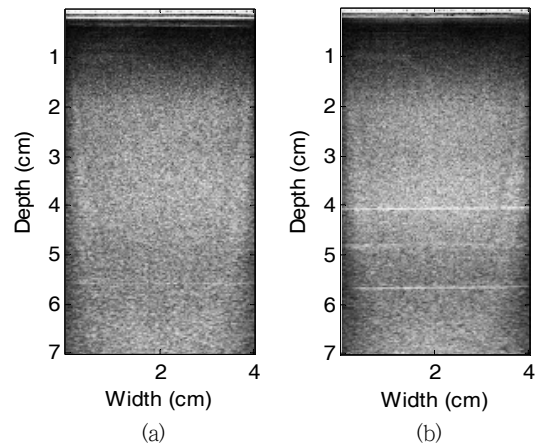


그림 6 TM phantom의 B-mode 영상과 대역필터에 따른 감쇠 지수 예측 결과 (a) 균일한 TM phantom (b) 3-layer TM phantom (c) 감쇠 지수 예측 결과

Fig. 6 B-mode images of TM phantoms and estimated attenuation coefficients using 3 bandpass filters (a) uniformly attenuating TM phantom (b) 3-layer TM phantom (c) estimated attenuation coefficients

쇠 지수 예측 결과를 보면 예측 편향성이 효과적으로 보상된 모습을 볼 수 있다(그림 5의 3개의 두꺼운 선). 모의실험에서 샘플 방향 신호의 감쇠 특성은 알지 못한다는 가정 하에 참조 신호의 세 개의 조합 (ref3과 ref6, ref3과 ref7, ref4와 ref7)의 다양한 경우의 실험결과를 보였다. 모든 경우에 있어서 실제 감쇠 지수 값의 10% 이내의 감쇠 지수 예측 오차를 보였다.

3.2 TM Phantom을 이용한 실험 결과

본 논문에서 제안한 방법의 실제 예측 성능 측정을 위해 두 개의 tissue-mimicking (TM) phantom을 사용한 실험을 진행하였다. 먼저 참조 phantom으로 0.5dB/cm/MHz의 감쇠 지수를 갖는 45~53 μ m 크기의 gelatin 으로 구성된 균일한 phantom이 사용되었다. 실험에 사용된 샘플 phantom은 3-layer TM phantom으로 20 μ m 크기의 glass beads로 구성된 phantom이 사용되었

표 2 3-layer TM phantom 감쇠 지수 예측 결과의 표준편차
Table 2 The standard deviations of estimated attenuation coefficients for 3-layer TM phantom

| Depth (cm) | 1 | 2 | 3 | 4 |
|--------------|--------|--------|--------|--------|
| Rectangular | 0.0085 | 0.0128 | 0.0139 | 0.0196 |
| Butterworth | 0.0099 | 0.0155 | 0.0205 | 0.0259 |
| Gaussian | 0.0090 | 0.0142 | 0.0161 | 0.0211 |
| Original VSA | 0.0101 | 0.0159 | 0.0175 | 0.0263 |
| Depth (cm) | 5 | 6 | 7 | |
| Rectangular | 0.0276 | 0.0272 | 0.0335 | |
| Butterworth | 0.0310 | 0.0318 | 0.0454 | |
| Gaussian | 0.0295 | 0.0298 | 0.0363 | |
| Original VSA | 0.0415 | 0.0385 | 0.0439 | |

다. 3-layer 샘플 phantom은 3개의 다른 감쇠 지수를 갖는 영역으로 구성되어 있으며, 0~4cm 지점은 감쇠 지수 0.5dB/cm/MHz, 4~5.5cm 지점은 0.7dB/cm/MHz, 5.5~7cm 지점은 0.5dB/cm/MHz의 감쇠 지수를 갖는다. 이러한 두 개의 TM phantom의 B-mode 영상이 그림 6의 (a)와 (b)에 각각 나타나 있다.

4. 결 론

VSA 방법은 시간영역에서 각 깊이에서의 참조 phantom과 샘플 phantom의 B-mode 영상으로부터 직접 획득한 신호 세기의 비를 통해 초음파 감쇠 지수를 예측하는 방법이다. 그러나 광대역 전송 펄스를 사용할 때, 샘플 phantom과 참조 phantom의 상대적인 반향 특성의 왜곡으로 인해 예측 정확도는 크게 저하되는 단점이 있어왔다. 이를 보상하기 위해 광대역 신호를 협대역 신호로 필터링 하여 반향 특성의 왜곡을 최소화 하는 연구가 진행되어 왔다.

본 논문에서는 광대역 신호를 협대역 신호로 필터링 할 때 다양한 형태의 대역 필터를 구성하고, 필터의 중심 주파수를 실제 초음파 신호의 깊이에 따른 중심 주파수의 변화를 따라 적응적으로 변경한 시간영역 초음파 감쇠 지수 예측 방법의 성능 차이를 비교하였다. Rectangular 대역 필터를 적용하는 경우 예측 정확도와 분산에 있어서 최상의 예측 성능을 보임을 확인하였다. 또한 샘플 phantom과 참조 phantom의 감쇠 지수 불일치로 인해 발생하는 예측 편향성을 최소화하기 위해 이중-참조 회절 보상 방법을 제안하였다. 2개의 서로 다른 감쇠 지수를 갖는 참조 반향 신호를 이용해 VSA 방법을 적용한 결과 예측 편향성이 크게 줄어들어 전체 전송 깊이에서 고른 예측 성능을 보임을 확인하였다.

컴퓨터 모의실험과 3-layer TM phantom을 이용한 실험 결과 본 논문에서 제안한 Rectangular 적응 대역통과 필터와 이중-참조 회절 보상 방법을 적용한 VSA의 경우 예측 정확도와 예측 정밀도 측면에서 매우 향상된 예측 성능을 보임을 확인할 수 있었다. 이와 같은 Rectangular 대역 필터는 일반적인 전송 펄스의 모델인 Gaussian 필터를 적용하는 경우보다 현저히 적은 계산량만 필요해 실시간 적용에 매우 큰 장점이 있을 것으로 판단된다.

References

- [1] U. Techavipoo, T. Varghese, Q. Chen, T. A. Stiles, J. A. Zagzebski, G. R. Frank, "Temperature dependence of ultrasonic propagation speed and attenuation in excised canine liver tissue measured using transmitted and reflected pulses," *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 115, no. 6, pp. 2859-2865, 2004.
- [2] Y. Levy, Y. Agnon, H. Azhari, "Measurement of speed of sound dispersion in soft tissues using a double frequency continuous wave method," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 32, no. 7, pp. 1065-1071, 2006.
- [3] K. A. Wear, T. A. Stiles, G. R. Frank, E. L. Madsen, F. Cheng, E. J. Feleppa, C. S. Hall, B. S. Kim, P. Lee, W. D. O'Brien Jr, M. L. Oelze, B. I. Raju, K. K. Shung, T. A. Wilson, J. R. Yuan, "Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter coefficient measurements from 2 to 9 MHz," *J. Ultrasound Med.*, vol. 24, no. 9, pp. 1235-1250, 2005.
- [4] S. L. Bridal, C. Fournier, A. Coron, I. Leguerney, P. Laugier, "Ultrasonic backscatter and attenuation (11-27 MHz) variation with collagen fiber distribution in ex vivo human dermis," *Ultrason. Imaging*, vol. 28, no. 1, pp. 23-40, 2006.
- [5] G. Treece, R. Prager, and A. Gee, "Ultrasound attenuation measurement in the presence of scatterer variation for reduction of shadowing and enhancement," *IEEE Trans. UFFC*, vol. 52, no. 12, pp. 2346-2360, 2005.
- [6] S. W. Flax, N. J. Pelc, G. H. Glover, F. D. Gutmann, and M. McLachlan, "Spectral characterization and attenuation measurements in ultrasound," *Ultrason. Imaging*, vol. 5, no. 2, pp. 95-116, 1983.
- [7] M. Fink, F. Hottier, and J. F. Cardoso, "Ultrasonic signal processing for in vivo attenuation measurement: short time Fourier analysis," *Ultrason. Imaging*, vol. 5, no. 2, pp. 117-135, 1983.
- [8] H. Kim and T. Varghese, "Attenuation Estimation using Spectral Cross-Correlation," *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 54, pp. 510-519, 2007.
- [9] L. X. Yao, J. A. Zagzebski, and E. L. Madsen, "Backscatter coefficient measurements using a reference phantom to extract depth-dependent instrumentation factors," *Ultrason. Imaging*, vol. 12, no. 1, pp. 58-70, 1990.
- [10] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, R. Omoto, "Real-time two-dimensional blood flow imaging using an auto-correlation technique," *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, vol. 32, pp. 458-464, 1985.
- [11] H. S. Jang, T. K. Song, and S. B. Park, "Ultrasound

attenuation estimation in soft tissue using the entropy difference of pulsed echoes between two adjacent envelope segments," *Ultrason. Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 248-264, 1988.

- [12] B. S. Knipp, J. A. Zagzebski, T. A. Wilson, F. Dong, E. L. Madsen, "Attenuation and backscatter estimation using video signal analysis applied to B-mode images," *Ultrason. Imaging*, vol. 19, no. 3, pp. 221-233, 1997.
- [13] H. Kim, J. A. Zagzebski, and T. Varghese, "Estimation of Ultrasound Attenuation from Broadband Echo-Signals Using Bandpass Filtering," *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 55, no. 5, 2008.
- [14] S. Heo, J. Yi, H. Kim, "Estimation of Medical Ultrasound Attenuation using Adaptive Bandpass Filters," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea*, vol. 47, no. 5, 2010.
- [15] R. Kuc, "Bounds on estimating the acoustic attenuation of small tissue regions from reflected ultrasound," *Proceedings of the IEEE*, vol. 73, no. 7, pp. 1159-1168, 1985.
- [16] K. A. Wear, B. S. Garra, and T. J. Hall, "Measurements of ultrasonic backscatter coefficients in human liver and kidney in vivo," *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 98, pp. 1852-1857, 1995.
- [17] R. F. Wagner, S. W. Smith, J. M. Sandrick, and H. Lopez, "Statistics of speckle in ultrasound B-scans," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. 30, pp. 156-163, 1983.
- [18] Y. Li and J. A. Zagzebski, "A frequency domain model for generating B-mode images with array transducers," *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 46, no. 3, pp. 690-699, 1999.

저 자 소 개



심재윤 (Jaeyoon Shim)

1984년 7월 8일생. 2010년 서울산업대학교 컴퓨터공학과 학사 졸업. 2012년 광운대학교 전기공학과 석사 졸업. 2012~현재 동 대학원 전기공학과 박사 과정.



허돈 (Don Hur)

1974년 1월 17일생. 1997년 서울대학교 공대 전기공학부 졸업. 1999년 동 대학원 전기공학부 졸업(공학석사). 2004년 동 대학원 전기·컴퓨터공학부 졸업(공학박사). 2005년~현재 광운대 전기공학과 교수



김형석 (Hyungsuk Kim)

1968년 10월 15일생. 1991년 한국과학기술대학 전기전자공학부 학사 졸업. 1993년 서울대학교 전자공학과 석사 졸업. 2008년 University of Wisconsin-Madison ECE 박사 졸업. 1993년~1999년 한국통신 연구개발원 전임연구원. 2008년~현재 광운대학교 전기공학과 부교수.