

논문 2010-47SC-5-6

적응 대역필터를 이용한 의료 초음파 감쇠 예측

(Estimation of Medical Ultrasound Attenuation using Adaptive Bandpass Filters)

허서원*, 이준환**, 김형석**

(Seo Weon Heo, Joonhwan Yi, and Hyungsuk Kim)

요약

의료 초음파 신호의 인체내 감쇠지수는 검사대상 조직의 병리학적 특성을 반영할 뿐 아니라 다른 여러 의료 초음파 지수들의 정확한 예측을 위해 선행하여 측정해야 하는 중요한 정량적 정보 중 하나이다. 그러나 초음파 감쇠지수의 주파수 선택적 감쇠특성을 이용한 주파수 영역에서의 정량적 감쇠지수 예측 방법은 계산량이 많아 실시간 적용에 많은 어려움이 있고, 상대적으로 계산량이 적은 시간 영역의 감쇠지수 예측 방법은 전송 펄스의 회절효과를 잘 보상하지 못하는 단점이 있다. 표준 반향신호를 이용하여 전송 펄스의 회절효과를 보상하는 시간 영역의 예측 알고리즘인 VSA(Video Signal Analysis) 방법은 광대역 펄스를 이용하는 경우, 원거리에서 반향된 신호의 왜곡이 발생하여 예측 정확도가 저하되는 단점이 있다. 본 논문에서는 그 단점을 해결하기 위해 적응 대역필터를 이용한 초음파 감쇠지수 예측 알고리즘을 제안한다. 제안된 방식은 반향 경로를 따라 누적된 신호 감쇠를 고려하여 적응 대역필터의 중심 주파수를 이동시킴으로써, 기존의 고정 대역필터를 사용하는 방법보다 예측 정확도와 정밀도를 높인다. 인체 조직의 초음파 반향특성을 모방한 컴퓨터 모의실험과 실제 TM(tissue-mimicking) phantom을 이용한 실험에서, 광대역 전송 펄스를 사용하는 경우보다 반향 깊이에 따른 상대적 echogenicity의 왜곡이 크게 감소하여 평균적으로 예측 감쇠지수의 정확도가 5.1% 향상되었고, 예측 편차도 기존의 방법에 비해 46.9% 감소되었다.

Abstract

Attenuation coefficients of medical ultrasound not only reflect the pathological information of tissues scanned but also provide the quantitative information to compensate the decay of backscattered signals for other medical ultrasound parameters. Based on the frequency-selective attenuation property of human tissues, attenuation estimation methods in spectral domain have difficulties for real-time implementation due to the complexity while estimation methods in time domain do not achieve the compensation for the diffraction effect effectively. In this paper, we propose the modified VSA method, which compensates the diffraction with reference phantom in time domain, using adaptive bandpass filters with decreasing center frequencies along depths. The adaptive bandpass filtering technique minimizes the distortion of relative echogenicity of wideband transmit pulses and maximizes the signal-to-noise ratio due to the random scattering, especially at deeper depths. Since the filtering center frequencies change according to the accumulated attenuation, the proposed algorithm improves estimation accuracy and precision comparing to the fixed filtering method. Computer simulation and experimental results using tissue-mimicking phantoms demonstrate that the distortion of relative echogenicity is decreased at deeper depths, and the accuracy of attenuation estimation is improved by 5.1% and the standard deviation is decreased by 46.9% for the entire scan depth.

Keywords : medical ultrasound, attenuation, VSA method, bandpass filter, quantitative ultrasound analysis

* 정회원, 홍익대학교 전자정보통신공학과
(Department of Electronic, Information & Communication Engineering, Hongik University)

** 정회원, 광운대학교 전기공학과
(Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University)

접수일자: 2010년3월4일, 수정완료일: 2010년9월6일

I. 서론

다양한 의료 초음파 지수 중 감쇠지수(attenuation coefficient)는 초음파 대상 조직(tissue)의 병리학적 상태와 밀접한 연관이 있다^{1~2)}. 일반적으로 특정 부위의

감쇠지수가 주변의 조직들과 차이가 나는 경우 B-mode 영상에서 shadowing이나 enhancement와 같은 효과로 나타나게 되어 검사자에게 시각적인 임상 정보를 줄 수 있다. 그러나 이와 같은 감쇠지수의 차이로 인한 B-mode 영상에서의 변화는, 일정한 값의 감쇠지수를 가정하고 있는 대부분의 pulse-echo 초음파 의료 장비의 TGC(time-gain compensation) 단계와 상충되어 영상 판독을 더욱 어렵게 할 가능성이 존재하고 후방산란자 반향지수(backscatterer reflection coefficient), 조직내의 음파 속도(speed of sound) 등과 같은 다른 의료 초음파 지수들의 정확한 예측을 어렵게 만든다. 따라서 다양한 초음파 지수를 정량적으로 예측하여 전문 의료인의 임상적 판단 기준을 제공하는 정량적인 초음파(QUS: Quantitative Ultrasound) 분석에는 감쇠지수의 정확한 예측이 무엇보다 중요한 보상기준이 된다^[3].

지금까지 의료 초음파 감쇠지수를 정량적으로 예측하여 간이나 신장, 유방 등의 병리학적 상태를 예측하고 이를 임상적 진단에 활용하고자 하는 많은 연구들이 진행되어 왔다^[4~5]. 감쇠지수 예측방법은 크게 주파수 영역의 접근방법과 시간 영역의 접근방법으로 나눌 수 있는데, 일반적으로 전송된 초음파 신호의 주파수 선택적 감쇠 특성 (고주파 성분이 저주파 성분보다 빨리 감쇠하는 특성)을 이용하고 있다^[6~7]. 주파수 영역의 감쇠지수 예측 방법들은 반향된 초음파 신호를 짧은 시간 간격으로 나누어 각각을 주파수 영역으로 변환한 다음, 초음파의 진행 깊이에 따른 중심 주파수의 이동 (spectral shift)^[8~9]이나 반향 신호의 전력 변화(power difference)^[10]를 측정해 이를 감쇠지수 예측에 활용하고 있다. 이와 같은 주파수 영역의 접근방법은 전송된 초음파 초점(focus) 등에 따른 음파 회절(diffraction effect) 보상에 좋은 성능을 보이는 장점을 가지고 있지만, 반향된 신호를 주파수 영역으로 변환하는 과정에서 많은 계산시간이 소모되어 실시간 처리에 한계를 가지고 있다.

시간 영역의 예측 방법으로는 반향 신호의 주파수와 밀접한 관계가 있는 zero-crossing density를 계산하여 깊이에 따른 반향신호의 주파수 변화를 측정하거나^[11] 반향신호 포락선(envelop)의 부분 최고치를 이용하여 감쇠에 따른 신호의 차이를 예측하는 방법^[12], 협대역(narrowband) 초음파 신호를 이용하여 인접한 반향신호의 entropy 차이를 이용한 감쇠지수 예측방법^[13] 등이 있다. 최근에는 반향신호의 세기를 B-mode 영상에서

직접 추정하여 그 차이를 이용하여 감쇠지수를 예측 방법(VSA : Video Signal Analysis)이 발표되었다^[14].

일반적으로 시간 영역의 감쇠지수 예측 방법들은 주파수 영역의 방법들에 비해 상대적으로 간단하고 계산량이 적어 실시간 처리에 강한 장점을 가지고 있지만, 초음파 진행 방향으로의 회절 보상의 어려움과 부정확성 때문에 예측된 감쇠지수의 정확성(accuracy)과 정밀성(precision)이 상대적으로 낮은 단점이 있다. 그러나 B-mode 영상을 이용한 VSA 방법은 표준 TM (tissue-mimicking) phantom을 이용하여 동일한 시스템 환경에서 얻은 표준 반향신호를 이용하여 전송된 초음파의 회절을 보다 정확하게 보상함으로써 예측의 정확성과 정밀성을 크게 향상시켰다. 그러나 VSA 방법은 전송된 초음파의 대역폭이 넓을 경우, 원거리에서 반사되는 반향신호의 경우 주파수에 따른 감쇠 특성이 다르기 때문에 해석된 신호의 왜곡이 발생하는 단점이 있다. 이를 해결하기 위해서 전송된 광대역(broadband) 반향 신호를 전송 주파수 부근의 상대적으로 좁은 대역폭의 Gaussian 필터를 통해 협대역(narrowband)의 신호로 변환하여 감쇠지수 예측의 정확도를 개선하는 방식도 제안되었다^[15].

본 논문에서는 수신 초음파 신호를 반향된 깊이에 따라 다른 중심 주파수 부근에서 좁은 대역폭을 가지는 Gaussian 필터로 통과시켜 협대역 반향신호를 얻은 후, 실시간 감쇠지수 예측이 가능하고 음파의 회절 보상이 정확한 VSA 방법을 이용하여 초음파 감쇠지수를 예측하는 방법을 제안한다. 제안된 예측 방법은 광대역 반향신호를 이용했을 때 원거리에서 반향하는 신호의 왜곡이 발생하는 것을 최소화하고, 깊이에 따른 주파수 이동에 적응적으로 필터링하여 협대역 반향신호의 신호대 잡음비(signal-to-noise ratio)를 최대화할 수 있어 예측한 감쇠지수의 정확도와 정밀도가 향상된다. 또한 본 방식은 고해상도 영상을 얻기 위해 높은 전송 주파수를 갖는 초음파 펄스를 사용했을 때에도 정량적으로 분석할 수 있는 반향 깊이를 증가시키는 장점이 있다. 인체 조직의 초음파 반향특성을 모방한 컴퓨터 다양한 감쇠지수를 갖는 TM phantom을 이용한 실험 결과를 통해 제안된 예측 방법의 성능을 정량적으로 검증한다.

본 논문의 구성은 먼저 II장의 1절에서 기존의 VSA 방법을 간략히 요약하고, 2절에서 컴퓨터 모의실험 환경에 대해 기술하며 제안된 적응 대역필터의 구성과 반향 깊이에 따른 적용 방법을 3절에서 자세히 설명한다.

III장에서 단일 감쇠지수를 갖는 컴퓨터 모의실험 결과와 서로 다른 감쇠지수를 갖는 영역이 존재하는 TM phantom을 이용한 실험 결과를 기술한다. 마지막으로 IV장에서 제안된 방법의 장점에 대해 정리한다.

II. 본 론

1. Video Signal Analysis Method

지금까지 연구되어온 대부분의 감쇠지수 예측 알고리즘은 조직내에서 반향되는 신호의 선형 주파수 선택적(linear frequency-dependent) 감쇠 특성과 조직내의 일정한 음파속도, 다중 반향의 영향을 무시하는 Born approximation을 가정하고 있다. 이러한 가정하에서 주파수 영역에서의 반향된 초음파 신호의 세기(intensity), $R(f, z)$,는 전송 펄스 특성, 음파 회절 특성, 감쇠 특성, 후방산란자 반향 특성의 곱으로 식(1)과 같이 표현할 수 있다.

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

여기서 z 는 트랜스듀서로부터의 반향 깊이이며, $G(f)$ 는 압전(piezoelectric) 소자와 트랜스듀서의 송수신 특성을 고려한 전송 펄스의 특성함수, $D(f, z)$ 는 선형 array 트랜스듀서의 초점과 관련된 음파 회절 특성함수이다. 초음파의 전송 경로상의 누적 감쇠 특성을 나타내는 $A(f, z)$ 는 일반적으로 주파수에 지수적으로(exponentially) 비례하며, 식(2)로 표현할 수 있다^[16].

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

이 때, β 는 단위 주파수에 대한 감쇠지수를 나타내며 일반적으로 Nepers/cm/MHz (혹은 dB/cm/MHz)로 표현한다. 조직내의 후방산란자 반향 특성 $B(f)$ 는 주파수의 지수함수로 식(3)과 같이 모델링한다^[17].

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

여기서 B_0 는 초음파 대상 조직의 후방산란자 상수이며, 지수 n 은 전반사인 경우 0에서 Rayleigh 산란인 경우 4까지 변할 수 있다.

윗 식(1)에 나타난 4개의 항 중, $G(f)$ 와 $D(f, z)$ 는 초음파 시스템의 동작 변수 및 트랜스듀서의 구조와 직접 관계되는 항들로서 실제 인체 조직의 초음파 특성과는 상관이 없다. 따라서 이를 효과적으로 제거하기 위

해 reference phantom method에서는 동일한 시스템 동작변수와 트랜스듀서를 사용하여 표준 phantom으로부터 얻은 반향신호(표준 반향신호)와 실제 초음파 대상 조직에서 얻은 신호(샘플 반향신호)의 비(ratio)를 이용하여 감쇠지수를 예측한다^[10]. 주어진 반향 깊이 z 에서의 표준 신호와 샘플 신호의 비를 계산하면 식 (4)와 같다.

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

여기서 아랫 첨자 r 과 s 는 각각 표준 반향신호와 샘플 반향신호를 나타낸다.

이 때, VSA 방법에서는 주파수 영역에서 식(4)와 같이 유도된 표준 신호와 샘플 신호 세기의 비(intensity ratio)를 B-mode 영상에서 얻을 수 있는 신호 크기의 비(amplitude ratio)로 근사하여 반향 신호를 시간 영역에서 처리한다. 일반적으로 전송된 펄스의 대역폭이 크지 않다고 가정하는 경우에는 위의 식 (4)에서 구한 $\sqrt{RS(f, z)}$ 값을 B-mode 영상의 신호 크기의 비로 근사할 수 있다. 이를 수식으로 표현하면 식 (5)와 같다^[14].

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

여기서 $E_r(z)$ 와 $E_s(z)$ 는 각각 반향 깊이 z 에서의 B-mode 영상 신호의 크기에 대한 평균값을 나타낸다. f_{eff} 는 유효 주파수(effective frequency)이며 B-mode 영상 신호의 크기에 대응하는 주파수로서 일반적으로 전송 주파수를 가정한다.

앞에서 설명한 인체 조직내의 선형 주파수 선택적 감쇠 특성을 가정하면 표준 반향신호와 샘플 반향신호의 감쇠지수 차이($\Delta\beta = \beta_s - \beta_r$)는 식 (6)과 같이 유도할 수 있다^[14].

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

표준 반향신호의 감쇠지수는 이미 알고 있으므로 예측하고자 하는 샘플 반향신호의 감쇠지수는 위의 식(6)을 이용해 구할 수 있다.

2. 초음파 모의실험 환경

컴퓨터 모의실험을 통해 표준 반향신호와 샘플 반향 신호에 해당하는 단일 감쇠지수를 갖는 초음파 반향 신호를 생성하였다. 모의실험 프로그램은 연속적인 파동 전파에 대한 회절 및 감쇠를 고려하였으며, 선형 array를 구현하기 위해 개개의 압전 소자에서 발생한 파동을 중첩(superposition)하여 전송 펄스를 구성하였다^[18].

본 실험을 위해 0.2mm x 10mm 크기의 128개 압전 소자를 갖는 선형 array를 구성하였으며, 압전 소자 간 간격은 없다고 가정하였다. 또한 초음파 펄스의 수신시 dynamic receive focusing과 dynamic aperture 기능을 구현하여 F-number는 2로 고정하였다. 이와 같이 생성된 전송 펄스는 중심 주파수 5MHz를 갖는 Gaussian 형태의 펄스로서 80%의 대역폭을 갖는다. 단, 비교 실험을 위해 사용된 여러 가지 대역폭을 갖는 전송 펄스는 필요한 부분에서 따로 언급하기로 한다. 보다 자세한 모의실험 변수들을 표 1에 보였다.

초음파 모의실험을 통해 2개의 단일 감쇠지수를 갖는 균일한 반향 신호를 생성하였다. 하나는 50 μ m 크기의 polystyrene 산란자가 임의로 분포되어 있는 감쇠지수 0.5dB/cm/MHz의 반향신호로서 표준 신호로 사용하였고, 다른 하나는 25 μ m 크기의 glass 산란자가 임의로 분포되어 있는 감쇠지수 0.7dB/cm/MHz의 반향신호로서 샘플 신호로 사용하였다. 모든 반향 신호에서 음파의 전송 속도는 1540m/s로 가정하였으며, 크기는 40mm(lateral) x 80mm(axial) x 10mm(elevation) 로 모델링하였다. 단위 크기당 (mm³) 산란자 밀도는 평균 9.7개로서 전체 크기에 대해 Rayleigh 분포를 만족하도록 설정하였다. 모의실험에 사용된 트랜스듀서는 80mm 깊이에 초점을 두었으며, 1-15MHz 주파수 대역을

표 1. 초음파 모의실험 변수
Table 1. Ultrasound Simulation Parameters.

트랜스듀서 종류	Linear Array
압전 소자 크기	0.2mm x 10mm
압전 소자 갯수	128
압전 소자 간격	0.2mm
F-number	2
중심 주파수	5MHz
대역폭	80%
전송 초점	80mm

0.1MHz 간격으로 샘플링하였다.

3. 적응 대역필터의 구성

초음파 반향 신호를 시간 영역에서 실시간으로 처리할 수 있는 VSA 방법은 전송 펄스의 대역폭이 증가함에 따라 반향 깊이에 따른 상대적인 echogenicity가 왜곡되는 단점이 지적되어 왔다^[14-15]. 특히 상대적인 echogenicity의 왜곡은 반향 깊이가 깊어질수록, 전송 펄스의 대역폭이 커질수록 더욱 증가하여 정량적 초음파 지수 분석의 공간적 한계가 될 뿐만 아니라 현재 널리 이용하고 있는 광대역의 전송 펄스의 활용에 많은 문제점이 되어 왔다. 그림 1에 나타난 바와 같이 반향 깊이에 따른 상대적인 echogenicity(ratio of mean pixel value^[14])는 전송 펄스의 대역폭이 커짐에 따라 선형적인 관계(logarithmic scale로 표현했을 경우)에서, 특히 깊은 반향 깊이에서 점차 왜곡됨을 알 수 있다^[15]. 그림 1에서 모의실험 한 전송 펄스의 대역폭은 5%, 20%, 50%, 80%로써 모두 일정한 감쇠 지수(0.5dB/cm/MHz)를 갖는 균일한 phantom을 사용하였다. VSA 방법을 적용하기 위한 표준 반향신호 일정한 감쇠지수 0.3dB/cm/MHz를 갖는다.

이를 해결하기 위해 수신된 반향 신호를 특정 주파수(일반적으로 전송 중심 주파수 또는 그보다 낮은 주파수)로 필터링한 후, VSA 방법을 적용하여 정량적 분석의 공간적 한계를 개선하고자 하는 연구가 진행되었다

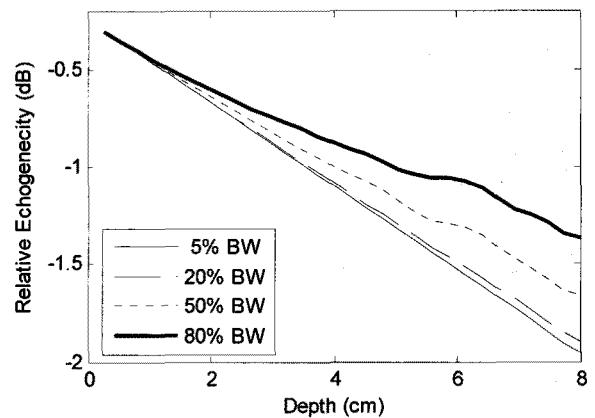


그림 1. 다양한 전송 대역폭을 갖는 전송 펄스 (5%, 20%, 50%, 80%)를 사용했을 경우의 반향깊이에 따른 상대적인 echogenicity (logarithmic scale)

Fig. 1. Logarithm of the relative echogenicity versus depth for a uniform attenuation phantom using various transmit-receive pulse bandwidths (5%, 20%, 50%, 80%).

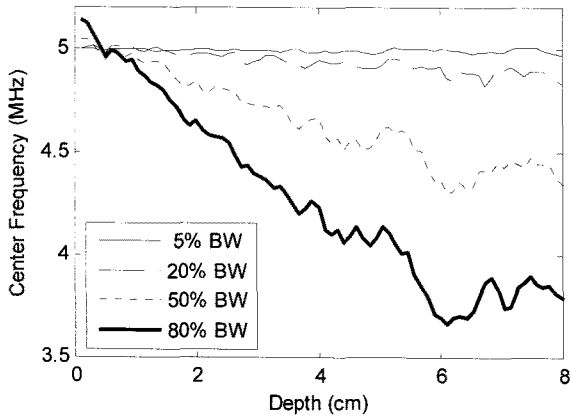


그림 2 반향깊이에 따른 반향 신호의 중심 주파수 변화
 Fig. 2. Center frequency shift of the reflected ultrasound signal versus depth.

[15]. 그러나 반향 깊이가 깊어질수록 반향 신호의 스펙트럼 중심 주파수가 낮은 주파수 대역으로 이동하므로 고정된 하나의 특정 주파수로 필터링하는 경우, 반향 깊이에 따라 신호대 잡음비가 저하되는 문제점이 있다. 그림 2에 표준 phantom을 이용한 반향 깊이에 따른 중심 주파수의 이동을 보였다. 모의실험에 사용한 phantom의 감쇠 지수는 0.5dB/cm/MHz이며, 초음파 전송방향(axial direction)으로 4mm 길이의 반향신호의 스펙트럼을 구해 (axial direction으로 75% 중첩^{[10, 14]) 이들을 전송방향의 수직방향(lateral direction)으로 평균하여 중심 주파수를 계산하였다.}

그림 2에서 보는 바와 같이 좁은 대역폭(5% 혹은 20% 대역폭)을 사용하는 경우에는 반향 깊이에 따른 중심 주파수의 변화가 상대적으로 적게 나타나지만, 전송 펄스의 대역폭이 커질수록 (50% 또는 80% 대역폭 펄스의 경우) 깊이에 따라 반향 신호의 중심 주파수가 급격히 낮아지는 것을 알 수 있다. 따라서 전체 반향 깊이에 대하여 하나의 중심 주파수를 갖는 대역 필터를 사용하는 경우에는 깊은 반향깊이에서 신호대 잡음비가 크게 저하되어 감쇠지수 예측의 정확도와 정밀도도 저하된다.

따라서 본 논문에서는 반향 깊이에 따른 누적 감쇠지수를 적용해 Gaussian 필터의 중심 주파수를 적용적으로 변화시키는 방법을 제안한다. 적용 대역 필터의 중심 주파수는 VSA 알고리즘의 유효 주파수(effective frequency) 정의에 따라, 해당 전송 깊이의 반향신호(혹은 B-mode 영상신호) 세기를 대표하는 유효 주파수로

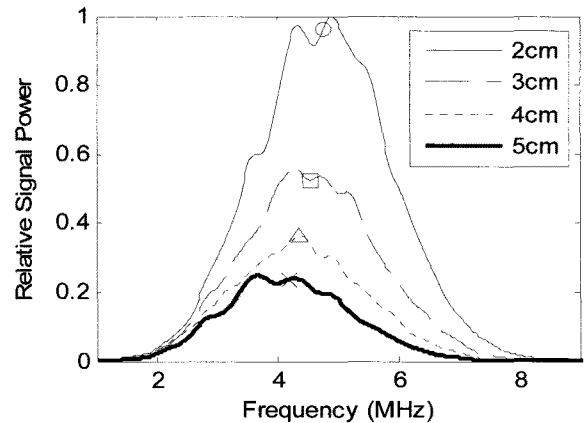


그림 3. 대표적인 반향깊이(2, 3, 4, 5cm)에 따른 블록 power spectrum과 중심 주파수
 Fig. 3. Block power spectra and their center frequencies at 4 representative depths (2, 3, 4, and 5cm).

사용하여 예측의 정확성을 보다 향상시킬 수 있다. 제한한 적응적 대역필터를 이용한 필터링 방법은 신호대 잡음비가 극대화 되는 중심 주파수를 중심으로 필터링하므로 보다 넓은 (상대적인 echogenicity가 왜곡이 되지 않는 범위에서) Gaussian 필터를 사용할 수 있어 상대적으로 충분한 반향신호의 정보를 활용할 수 있는 장점이 있다. 반향 깊이에 따른 중심 주파수의 예측은 표준 반향신호의 power spectrum을 기초로 하여 해당 깊이의 적응 필터 중심 주파수를 설정하며, 초음파가 진행하는 방향에 따라 샘플의 현재 깊이까지 누적된 감쇠지수를 계산하여 실제 샘플의 중심 주파수를 최대한 근접하게 따라 가도록 결정한다. 표준 반향 신호와 샘플의 감쇠지수 차이에 의해 발생하는 깊이에 따른 누적 중심 주파수 차이는 정확히 고려할 수 없어 무시한다.

그림 3은 표준 반향신호를 이용하여 계산된 반향 깊이별 power spectrum과 중심 주파수를 나타내고 있다. 계산에 사용된 표준 반향신호는 80% 대역폭의 전송 펄스를 이용한 경우로, 0.5dB/cm/MHz의 감쇠지수를 가지며 4mm x 4mm 블록의 반향 신호 세그먼트를 이용하여 계산한 예이다. 그림에서 4개의 대표 반향 깊이(2, 3, 4, 5cm)에 따른 power spectrum과 각 깊이의 중심 주파수를 나타내었다.

적용 필터는 앞의 그림 1에서 살펴본 바와 같이 상대적인 echogenicity가 왜곡되지 않는 최대한의 대역폭을 갖는 Gaussian 필터로서, 본 논문에서는 해당 깊이의 power spectrum 중심 주파수에 대해 20% 대역폭을 사

용하였다. 필터의 중심 주파수는 해당 깊이의 표준 반향 신호 power spectrum의 중심 주파수와 누적된 감쇠 지수를 고려하여 결정하였다.

III. 실험

본 장에서는 제안된 적응 필터를 이용한 감쇠지수 예측 방법의 정확도와 정밀도를 검증하기 위해 컴퓨터 모의실험과 TM(tissue-mimicking) phantom을 이용한 실험결과를 비교한다. 컴퓨터 모의실험은 앞의 II장에서 설명한 바와 같이 0.5dB/cm/MHz 감쇠지수를 갖는 균일한 표준 반향신호를 이용하였으며, 샘플 반향신호는 감쇠지수 0.7dB/cm/MHz를 갖는다. 두 신호의 상대적인 echogenicity를 계산하기 위해 4x4mm 크기의 블록을 설정하였고, 앞 절에서 설명한 바와 같은 적응 대역 필터를 사용하여 광대역 반향신호를 필터링하였다.

그림 4에 나타난 바와 같이 기존의 광대역 반향신호만을 이용하여 샘플의 감쇠지수를 예측하는 경우(가선 실선), 반향 깊이가 깊어질수록 예측된 감쇠지수의 절대값이 점차 감소함을 알 수 있으며, 특히 4cm 이상의 깊은 반향 깊이에서는 예측된 감쇠지수의 정확도가 크게 저하됨을 알 수 있다. 그러나 본 논문에서 제안한 적응 필터를 이용한 예측 방법(굵은 실선)에서는, 반향 깊이에 따른 예측 정확도의 저하가 크게 나타나지 않았으며, 전체 반향 깊이에 대해 비교적 일정한 예측값을 나

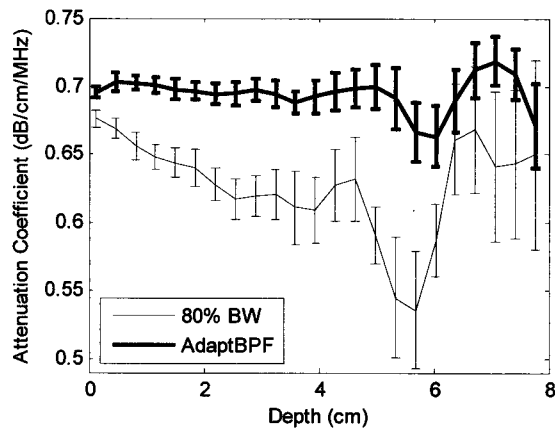


그림 4. 컴퓨터 모의실험을 이용한 균일한 감쇠지수의 phantom 모의실험 결과 (반향 깊이에 따른 예측 편차는 errorbar 형태로 표시)

Fig. 4. Comouter simulation results using uniform numerical phantoms (The errorbar represents the estimation variance at each depth).

타냄을 알 수 있다. 또한 예측 편차는 해당 반향 깊이에 errorbar 형태로 표시하였으며, 기존의 광대역 반향 신호를 이용하는 경우보다 제안된 적응 필터 알고리즘이 상대적으로 작은 오차를 나타냄을 알 수 있다. 특히 제안된 방법의 예측편차는 깊은 반향 깊이에서 기존의 예측방법보다 월등히 작은 예측 편차를 보이고 있다.

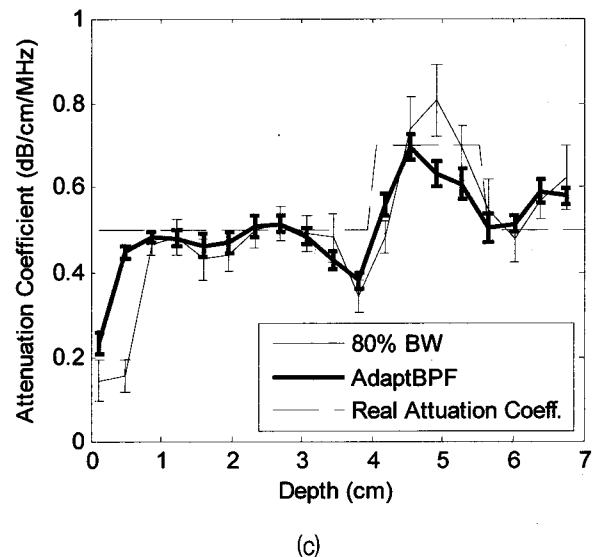
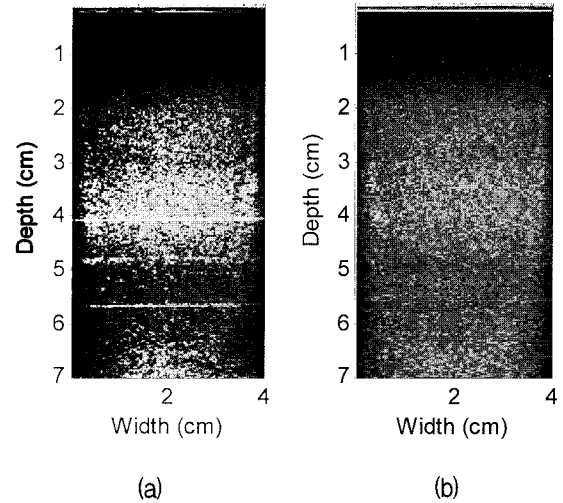


그림 5. TM phantom을 이용한 감쇠지수 예측결과 (a) 3-layer 샘플 phantom의 B-mode 영상 (b) 표준 phantom의 B-mode 영상 (c) 반향 깊이에 따른 예측 감쇠지수 (반향 깊이에 따른 예측 편차는 errorbar 형태로 표시)

Fig. 5. Estimated attenuation coefficient using TM phantoms (a) B-mode image of 3-layer sample phantom (b) B-mode image of reference phantom (c) Estimated attenuation coefficients along depths (The errorbar represents the estimation variance at each depth).

TM phantom을 이용한 실험은 그림 5(a)와 같이 서로 다른 3개의 layer로 구성된 TM phantom과 Siemens Antares 초음파 장비(Siemens Medical Systems, Issaquah, WA)를 이용하여 반향 신호를 얻었다. 트랜스듀서의 전송 펄스는 80%의 대역폭을 갖으며 중심 주파수는 8.9MHz를 사용하였다. 표준 반향신호는 그림 5(b)에 보인 바와 같이 감쇠지수 0.5dB/cm/MHz를 갖는 GAMMEX사의 TM phantom을 이용하였다.

3-layer TM phantom은 전송펄스의 진행방향으로 각각 0.5(0~4cm), 0.7(4~5.5cm), 0.5dB/cm/MHz(5.5~7cm)의 감쇠지수를 갖으며, 각 layer의 영역안에서는 균일한 감쇠지수를 갖고 있다. B-mode 영상에서 각 layer의 경계는 흰색 수평 직선으로 표시된다. 상대적인 echogenicity를 계산하기 위한 블록의 크기는 역시 4mm x 4mm이며, 각 블록은 상하(axial 방향), 좌우(lateral 방향)로 75% 중첩되어 예측 해상도를 높였다.

그림 5(c)는 기존의 방법과 제안된 방법을 이용한 감쇠지수 예측 결과를 반향 깊이에 따라 나타내었다. 통계적인 정확도를 향상시키기 위해 예측된 감쇠지수는 동일 반향 깊이에 대하여 평균값으로 계산하였다. 그림에서 나타난 바와 같이 제안된 적응 필터를 이용한 예측 알고리즘이 기존의 예측 방법보다 모든 반향 깊이에 대해 보다 정확한 예측 정확도를 보임을 알 수 있다. 컴퓨터 모의실험 결과와 마찬가지로 반향 깊이가 깊어질수록 예측 정확도는 향상되었으며, 예측 편차도 상대적으로 적게 나타남을 확인할 수 있다.

IV. 결 론

의료 선진국을 중심으로 현재 활발하게 연구되고 있는 정량적 초음파 분석(Quantitative Ultrasound Analysis)은 검진 대상 조직의 다양한 초음파 지수들의 정량적 정보를 제공하여 보다 정확한 병리학적 판단에 의미 있는 근거를 제공한다. 특히 의료 초음파 신호의 인체내 감쇠지수는 다른 초음파 지수들의 정확한 예측을 위해 선행되어야 하는 가장 중요한 정량적 정보 중 하나이다. 그러나 지금까지 많이 연구되어 온 주파수 영역에서의 정량적 감쇠지수 예측 방법은 계산량이 많아 실시간 적용에 많은 어려움이 있고, 시간 영역의 감쇠지수 예측 방법은 전송 펄스의 회절효과를 보상하는데 단점이 있어 왔다.

본 논문에서는 전송 펄스의 회절효과를 고려한 시간

영역의 감쇠지수 예측 알고리즘인 VSA 방법을 변형하여, 단점으로 지적되어 온 광대역 전송 펄스의 원거리 반향 깊이에서의 신호 왜곡을 최소화하고, 신호대 잡음비를 극대화할 수 있는 적응 대역필터를 이용한 초음파 감쇠지수 예측 알고리즘을 제안한다. 반향 깊이에 따라 적응 대역필터의 중심 주파수를 이동하여 기존의 고정 대역필터를 사용하는 방법보다 향상된 예측 정확도와 정밀도를 얻을 수 있다.

인체 조직의 초음파 반향특성을 모방한 컴퓨터 모의 실험과 실제 TM phantom을 이용한 실험에서, 특히 먼 반향 깊이에서의 예측 감쇠지수의 정확도 향상이 크게 개선되어, 평균적으로 5.1%의 예측 정확도 향상과 46.9%의 예측 편차 감소의 결과를 보였다.

참 고 문 헌

- [1] K. A. Dines and A. C. Kak, "Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues," *Ultrason. Imaging*, vol. 1, pp. 16-33, 1979.
- [2] G. Berger, P. Laugier, M. Fink, and J. Perrin, "Optimal precision in ultrasound attenuation estimation and application to the detection of Duchenne muscular dystrophy carriers," *Ultrason. Imaging*, vol. 9, pp. 1-17, 1987.
- [3] P. A. Narayana and J. Ophir, "On the frequency dependence of attenuation in normal and fatty liver," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. 30, no. 6, pp. 379-383, 1983.
- [4] B. J. Oosterveld, J. M. Thijssen, P. C. Hartman, R. L. Romijn, and G. J. Rosenbusch, "Ultrasound attenuation and texture analysis of diffuse liver disease: methods and preliminary results," *Phys. Med. Biol.*, vol. 36, no. 8, pp. 1039-1064, 1991.
- [5] G. Berger, P. Laugier, J. C. Thalabard, and J. Perrin, "Global breast attenuation : control group and benign breast diseases," *Ultrason. Imaging*, vol. 12, no. 1, pp. 47-57, 1990.
- [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] 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.

- [8] 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.
- [9] H. Kim and T. Varghese, "Attenuation estimation using spectral cross-correlation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. and Freq. Control*, vol. 54, no. 3, pp. 510-519, 2007.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] P. He and J. F. Greenleaf, "Application of stochastic-analysis to ultrasonic echoes - estimation of attenuation and tissue heterogeneity from peaks of echo envelope," *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 79, no. 2, pp. 526-534, 1986.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] H. Kim, J. A. Zagzebski, and T. Varghese, "Estimation of ultrasound attenuation from broadband echo-signals using bandpass filtering," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. and Freq. Control*, vol. 55, no. 5, pp. 1153-1159, 2008.
- [16] L. S. Wilson, D. E. Robinson, and B. D. Doust, "Frequency domain processing for ultrasonic attenuation measurement in liver," *Ultrason. Imaging*, vol. 6, pp. 278-292, 1984.
- [17] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, "Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique," *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, vol. 32, no. 3, pp. 458-464, 1985.
- [18] Y. Li and J. A. Zagzebski, "A frequency domain model for generating B-mode images with array transducers," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. and Freq. Control*, vol. 46, no. 3, pp. 690-699, 1999.

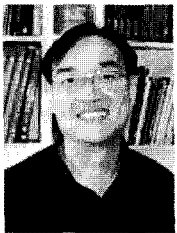
저 자 소 개



허 서 원(정회원)
 1990년 서울대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 1992년 서울대학교 전자공학과
 석사 졸업.
 2001년 Purdue Univ. 전자공학과
 박사 졸업.
 1992년~1998년 LG 전자 선임연구원
 2001년~2006년 삼성전자 수석연구원
 2006년~현재 홍익대학교 전자전기공학부 조교수
 <주관심분야 : 채널코딩, 임베디드 시스템>



김 형 석(정회원)-교신저자
 1991년 한국과학기술대학 전기
 전자공학부 학사 졸업.
 1993년 서울대학교 전자공학과
 석사 졸업.
 2008년 University of Wisconsin
 -Madison ECE 박사 졸업.
 1993년~1999년 한국통신 연구개발원 선임연구원
 2008년~현재 광운대학교 전기공학과 조교수
 <주관심분야 : 신호처리, 의료초음파, 영상처리>



이 준 환(정회원)
 1991년 연세대학교 전자공학과
 학사 졸업
 1998년 Univ. of Michigan, EECS
 석사 졸업
 2002년 Univ. of Michigan, EECS
 박사 졸업
 1991년~1995년 삼성전자 시스템LSI 연구원
 2003년~2008년 삼성전자 통신연구소 수석연구원
 2008년~현재 광운대학교 컴퓨터공학과 조교수
 <주관심분야 : SoC/MPSoC 구조설계, Computer
 Vision, 반도체설계, 저전력설계>