
위상 보상과 가중치 평균을 이용한 의료 초음파 신호의 주파수 특성 추출 방법

김형석* · 이준환**

Extraction Method of Ultrasound Spectral Information using Phase-Compensation and
Weighted Averaging Techniques

Hyungsuk Kim* · Joonhwan Yi**

이 논문은 2009년도 한국연구재단 연구비(2009-0067444)를 지원받았음

요 약

정량적 초음파 분석(Quantitative Ultrasound Analysis)은 반향된 초음파 신호의 짧은 시간 간격의 주파수 성분을 추출하여 개별 초음파 지수의 값을 예측한다. 따라서 반향 신호의 정확한 주파수 특성 추출은 분석의 정확도와 정밀도 향상에 기본이 된다. 본 논문에서는 초음파 지수의 정량적인 예측 및 분석에 이용할 수 있는, 짧은 시간 간격의 반향 신호의 주파수 특성 추출 방법을 제안한다. 제안된 알고리즘은 인접한 반향 초음파 신호간의 위상 차이를 보상하고, 동일 반향 깊이를 가지는 작은 영역의 신호를 가중치 평균함으로써 보다 정확한 주파수 특성을 추출한다. 컴퓨터 모의 실험을 통한 수치 분석 결과, 제안된 알고리즘은 일반적인 주파수 추출 알고리즘보다 정확한 예측 결과를 보였으며, 예측 결과의 정밀도도 10% 이상 향상되었다.

ABSTRACT

Quantitative ultrasound analysis provides fundamental information of various ultrasound parameters using spectral information of the short-gated radiofrequency(RF) data. Therefore, accurate extraction of spectral information from backscattered RF signal is crucial for further analysis of medical ultrasound parameters. In this paper, we propose two techniques for calculating a more accurate power spectrum which are based on the phase-compensation using the normalized cross-correlation to minimize estimation errors due to phase variations, and the weighted averaging technique to maximize the signal-to-noise ratio(SNR). The simulation results demonstrate that the proposed method estimates better results with 10% smaller estimation variances compared to the conventional methods.

키워드

초음파, 파워 스펙트럼, Short-time Fourier 변환, 위상 보상, 가중치 평균

Key word

Ultrasound, Power spectrum extraction, Short-time Fourier transform, Phase-compensation, Weighted average

* 광운대학교 전기공학과
** 광운대학교 컴퓨터공학과

접수일자 : 2009. 12. 21
심사완료일자 : 2010. 01. 12

I. 서론

초음파를 이용한 임상적 검사 방법은 인체 내부의 장기(organ)를 시각적으로 보여줄 뿐만 아니라 검사 대상 조직(tissue)의 병리학적 특성을 예측할 수 있다. 일반적으로 조직 내의 음파 속도[1-2], 반향 산란자(backscatterer)의 구조[3-4]와 크기[5-6], 감쇠 지수(attenuation coefficient)[7-8] 등의 의료 초음파 지수가 다양한 장기나 조직의 임상적 특성을 예측하는데 널리 사용되고 있다. 국내에서는 지금까지 초음파 영상 개선 분야를 중심으로 많은 연구가 진행되어 왔으나, 최근 들어 초음파 지수를 이용한 정량적 초음파 분석도 새로운 연구 분야로 관심을 받고 있다.

이와 같은 의료 초음파 지수를 이용한 조직 특성의 예측 및 검사 방법은, 일반적으로 반향된 초음파 신호(radiofrequency signal)의 주파수 정보를 추출하고 이를 이용한다. 이는 조직을 통과하면서 반향되는 초음파 신호의 주파수 특성이 깊이에 따라 변화하는 특징을 이용하는 것이다. Short-time Fourier transform[9] 기법은 시간 영역의 초음파 신호를 짧은 시간 간격으로 나누어 주파수 특성을 검출하는 알고리즘으로, 정량적 의료 초음파 분석의 초기 단계에 널리 사용되고 있다. 따라서 반향된 초음파 신호의 주파수 특성을 정확하게 추출하는 것이 다음 단계의 다양한 의료 초음파 지수를 예측하는 알고리즘의 정확도(accuracy)와 정밀도(precision) 향상에 중요한 영향을 미치게 된다.

본 논문에서는 Short-time Fourier transform을 이용하여 짧은 시간 간격의 초음파 신호로부터 주파수 특성을 추출하는 과정에서, 위상 보상과 가중치 평균 기법을 이용하여 보다 정확한 주파수 특성을 추출하는 방법을 제안한다. 제안된 기법은 조직으로부터 반향된 초음파 신호들이 수많은 산란자로 인해 서로 간섭 받는 과정에서 생긴 위상차를 보상하여, 짧은 시간 간격 속에 포함된 반향 신호의 주파수 특성을 최대한 정확하게 추출할 수 있다. 또한 초음파가 조직 속을 진행함에 따라 감쇠하는 특성을 이용하여 깊이에 따른 신호대 잡음비(SNR)를 고려한 가중치 평균을 취함으로써 잡음에 의한 반향 신호의 감쇠를 최소화할 수 있다.

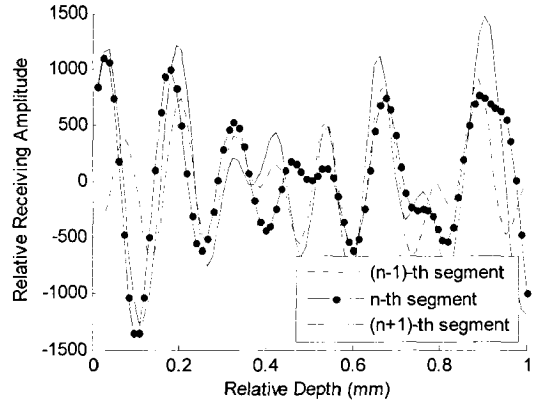


그림 1. 간섭에 의한 인접한 반향신호들의 위상 차이
Fig. 1 Phase differences among adjacent RF signals due to coherent/incoherent combining

본 논문은 II장에서 다수의 작은 크기의 산란자를 고려한 반향 초음파 신호 모델을 설명하고, 이것이 가지는 위상 차이 보상 알고리즘들과 신호대 잡음비를 고려한 주파수 특성 추출 알고리즘을 III장에서 설명한다. IV장에서는 제안된 알고리즘의 성능을 검증할 수 있는 컴퓨터 모의 실험 환경과 Tissue-mimicking(TM) Phantom을 이용한 실험 결과를 설명한다. 마지막으로 결론에서는 제안된 알고리즘의 특성과 적용분야 등을 설명하고자 한다.

II. 반향 초음파 신호 모델

일반적으로 균일 매질(uniform medium)을 통과하는 초음파 신호는 Rayleigh 산란과 일정한 음파 속도, Born approximation 등의 가정하에서 동일한 위상을 가져야 한다. 하지만 실제 초음파 신호를 수신하는 경우, 인접한 반향 신호들 사이의 분명한 위상 차이와 크기의 변화를 확인할 수 있다. 다음의 그림 1은 컴퓨터 모의 실험을 통해 생성한 초음파 반향 신호로서, 전송 초점(transmit focus) 부근 서로 인접한 3개의 신호를 나타낸다. 이때 수신된 신호는 균일 매질을 통과한다고 가정하고, 5MHz의 전송 주파수와 매질 내의 감쇠 지수는 0.5dB/cm/MHz를 설정하였다.

그림 1에서 나타난 바와 같이 균일 매질을 통과하는 인접한 신호들 사이에 위상 차이와 크기의 왜곡이 생기는 것을 알 수 있다. 이것은 수신된 깊이 주변에 전송 주파수보다 훨씬 작은 다수의 산란자에 의해 반향된 여러 신호들이 전송 경로를 따라 진행하면서 서로 보강/상쇄 간섭을 일으킴으로써 나타나는 현상으로 설명할 수 있다. 이와 같은 간섭 현상은 초음파 영상(B-mode image)에 작은 반점(speckle)으로 나타날 수도 있다[10].

이러한 반향 신호들의 위상 차이는 Short-time Fourier transform을 이용하여 짧은 시간 간격으로 반향 신호를 분할하는 경우, 시간 간격이 짧아질수록 계산된 주파수 특성의 정확도를 저하시키는 직접적인 원인이 된다. 따라서 주파수 특성을 추출하기 전에 반향 신호간의 위상 차이를 보상함으로써 예측의 정확도를 향상시킬 수 있다.

또한 간섭에 의한 반향 신호 크기의 왜곡은 매질의 잡음 수준이 통계적으로 일정하다고 가정할 때, 깊이에 따른 신호의 감쇠로 인한 신호대 잡음비 저하로 나타나, 이를 단순 평균하여 주파수 특성을 추출하였을 때 정확도 저하를 가져오는 또 다른 원인이 된다. 따라서 수신된 반향 신호의 신호대 잡음비를 고려한 가중치 평균 방법을 이용하여 추출된 주파수 특성의 정확도를 향상시킬 수 있다. 이러한 방법은 무선 통신 분야에서 Rayleigh-fading 채널을 하에서의 신호대 잡음비를 향상시키는 위한 Maximal Ratio Combining (MRC) 방법으로 적용되기도 한다[11].

일반적으로 의료 초음파 시스템에서 널리 사용되는 Linear array 트랜스듀서에 수신된 하나의 반향된 초음파 신호 $r(t)$ 는, 동시에 L 개의 압전 소자(piezoelectric element)가 활성화 되었다고 가정할 때 아래의 수식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$r(t) = \sum_{i=1}^L A_{ri} \sum_{j=1}^L A_{ij} p(t - \tau_{ri} - \tau_{ij}) \quad (1)$$

여기서 $p(t)$ 는 전송 펄스(pulse)를 나타내고 A 와 τ 는 각각 전송 과정의 beam focusing 단계와 수신 과정의 apodization 단계에 나타나는 임의의 가중치(weighting factor)와 시간 지연(time delay)을 나타낸다. 첨자 r 과 t 는 각각 전송 과정과 수신 과정을 구분한다.

인체의 조직은 일반적으로 초음파 신호 주기에 비하여 훨씬 작은 크기를 갖는 수많은 점 산란자(point scatterer)로 모델링 되기 때문에, 반향된 깊이 부근에 N 개의 점 작은 산란자가 존재한다고 가정하면 반향된 신호 $s(t)$ 는 다음의 수식 (2)와 같이 표현할 수 있다.

$$s(t) = \sum_{k=1}^N B_k r(t - \tau_k) \quad (2)$$

이때, B_k 와 τ_k 는 각각 반향 가중치(reflection coefficient)와 시간 지연을 나타내며, $r(t)$ 는 앞의 수식 (1)과 같다. 일반적으로 A 와 τ 는 트랜스듀서를 설계할 때 결정하는 파라미터로 다중 산란에 의한 위상 차이를 고려하고 있지 않기 때문에, 본 논문에서는 간단한 수식 표현을 위해 전송 신호를 위의 수식 (2)에 나타난 $s(t)$ 로 표현하기로 한다.

만약 전송 신호가 단일 주파수 ω_c 를 갖는 정현파 $A \cos(\omega_c t)$ 라고 가정한다면(일반적으로 전송 신호는 단일 전송 주파수 부근의 Gaussian 형태의 주파수 분포를 갖는 펄스 형태이지만, 본 논문에서는 수식의 간단한 표현을 위해 단일 주파수의 정현파로 가정한다.), 다수의 산란자로부터 반향된 수신 신호는 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} s(t) &= \sum_{k=1}^N A_k \cos(\omega_c(t - \tau_k)) \\ &= \sum_{k=1}^N A_k (\cos \omega_c t \cdot \cos \omega_c \tau_k + \sin \omega_c t \cdot \sin \omega_c \tau_k) \\ &= \left(\sum_{k=1}^N A_k \cos \omega_c \tau_k \right) \cos \omega_c t \\ &\quad + \left(\sum_{k=1}^N A_k \sin \omega_c \tau_k \right) \sin \omega_c t \\ &= R \cos(\omega_c(t - \phi)) \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 산란자의 수 N 이 충분히 크다고 가정할 때, Central limit theorem에 의해 R 과 ϕ 는 각각 Rayleigh 분포와 uniform 분포를 갖는 확률 변수(random variable)로 가

정할 수 있다. 이와 같은 반향 신호 모델에서 확률 변수 R 과 ϕ 가 수신 신호의 크기 왜곡과 위상 차이를 나타내게 된다.

III. 위상 보상과 가중치 평균 기법

짧은 시간 간격으로 나누어진 반향 신호의 주파수 특성을 보다 정확하게 추출해 내기 위해, 본 논문에서는 위상 차이를 보상하고 신호대 잡음비에 따른 가중치를 두는 새로운 알고리즘을 제안한다. 먼저 동일 깊이에서 반향된 서로 인접한 신호간의 위상을 보상하기 위해 **normalized cross-correlation**을 계산하여 그 값이 최대가 되는 거리로 서로의 위상차를 최소화한다. 앞의 그림 1에 나타난 바와 같이 서로 인접한 3개의 반향 신호는 거의 유사한 모양을 갖고 있으나 지연에 의한 위상차와 신호 크기의 왜곡을 보이고 있다. 따라서 초음파의 진행 방향으로 전후 10%의 거리를 이동해 가면서 서로의 **cross-correlation**이 최대가 되는 지점을 찾는다. 이렇게 위상이 보상된 반향 신호는 이후 각각 **Fourier** 변환을 통해 주파수 성분으로 표현된다.

앞의 과정을 통해 위상이 보상된 반향 신호의 개별 **Fourier** 스펙트럼은 통계적인 정확도를 높이기 위해, 초음파 진행 방향의 수직방향(**lateral direction**)으로 평균을 구해 주어진 깊이의 주파수 특성으로 표현된다. 일반적으로 사용되고 있는 **Linear array** 트랜스듀서의 경우, 압전 소자간의 간격을 고려해 약 20개 이상의 반향 신호를 평균하여 통계적인 정확도를 향상시키고 있다. 하지만 반향된 초음파 신호들은 아주 작은 산란자에 의한 다중 산란과 초음파 전송 경로의 이질성으로 서로 다른 간섭을 받아 신호대 잡음비가 서로 상이하게 나타난다. 그림 2에 보인 바와 같이 같은 깊이에서 반향된 신호의 경우에도 전체 신호의 수신 전력(**power**)에서 많은 변화를 나타내고 있다. 특히, 반향 깊이가 깊어질수록 (그림 2의 7cm 경우) 동일 깊이에서 반향된 신호들의 변동이 더욱 크게 나타나 단순 평균을 구하는 경우, 잡음에 의한 주파수 특성이 왜곡된다. 따라서 본 논문에서는 계산된 개별 **Fourier** 스펙트럼을 평균하는 과정에서 개별 신호의 신호대 잡음비에 비례하는 가중치를 적용해 잡음의 영향을 최소화한 주파수 특성을 추출한다.

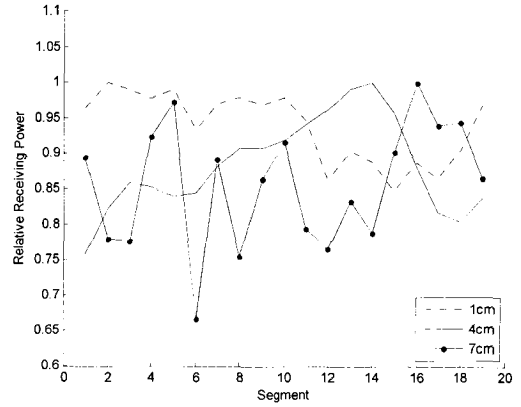


그림 2. 동일 깊이에서 반향된 신호의 상대적 전력. 3개의 그래프는 각각 반향 깊이 1cm, 4cm, 7cm인 경우를 나타내며, 동일 깊이에서 반향된 신호는 임의의 순서로 표현하였다.

Fig. 2 Relative receiving power at 3 different depths. Depths are 1cm, 4cm, and 7cm.

본 논문에서 제안하는 2가지 알고리즘을 정리하면 다음과 같다. 전체 L 개의 압전 소자가 활성화 되는 **Linear array** 트랜스듀서의 경우, l 번째 압전 소자로 수신된 초음파 신호 $s(t, l)$ 은 아래와 같다.

$$s(t, l) = R_l \cos(\omega_c(t - \phi_l)) \tag{4}$$

Fourier 스펙트럼을 계산하는 연산자를 $P[x]$ 라고 할 때, 수신된 초음파 신호의 위상차와 신호대 잡음비를 고려하지 않고 계산된 주파수 특성 함수는 수식 (5)와 같다.

$$R_{uni}(f, z) = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L P[s(t, l)] \tag{5}$$

그러나 위상 차이를 보정한 후, 신호대 잡음비에 따른 가중치를 고려한 경우에는 다음의 수식 (6)과 같이 나타나게 된다.

$$R_{wgt}(f, z) = \sum_{l=1}^L w_l P[s(t - \hat{t}_l, l)] \tag{6}$$

여기서 \hat{t}_i 와 w_i 은 각각 예측된 시간 지연과 가중치를 나타낸다. 시간 지연 \hat{t}_i 의 예측은 아래의 수식 (7)을 이용하여 계산한다.

$$\hat{t}_i = \max_{\Delta t} \frac{\text{cov} [s(t + \Delta t, l) s(t, l + 1)]}{\sigma_l \sigma_{l+1}} \quad (7)$$

윗 식에서 $s(t, l)$ 은 l 번째 압전 소자로 수신된 반향 신호를 나타내며, $\text{cov}[x]$ 는 covariance 연산자, σ_l 과 σ_{l+1} 은 각각 $s(t, l)$ 과 $s(t, l+1)$ 신호의 표준편차를 나타낸다.

IV. 실험 결과 및 분석

짧은 시간 간격의 반향된 초음파 신호로부터 주파수 특성을 추출하는 과정은 다양한 정량적 초음파 지수를 예측하는 가장 기본단계가 된다. 하지만 반향된 신호에는 음파의 전송 경로와 누적된 감쇠, 트랜스듀서의 양자화 과정 등을 통해 신호 이외의 잡음이 생성되기 때문에 추출된 주파수 특성 자체로는 그 정확성을 비교/판단하기가 불가능하다.

따라서 본 논문에서는 제안된 알고리즘과 기존의 알고리즘으로 추출된 2개의 주파수 특성 결과를 이용하여 널리 알려진 초음파 감쇠지수 예측 방법을 통한 간접적인 비교 방법을 채택한다. 이는 앞 절에서 설명한 바와 같이 짧은 시간 간격의 반향 신호로부터 보다 정확한 주파수 특성을 추출한 경우, 초음파 감쇠 지수 예측 방법으로 계산된 감쇠 지수가 보다 정확할 것이기 때문이다.

본 논문에서 사용한 초음파 감쇠지수 예측 알고리즘은 reference phantom method[12]로, 표준(reference) 반향 신호와 측정(sample) 반향 신호의 파워 스펙트럼 비(power spectra ratio)를 계산하여 회절 효과(diffraction effect)를 보상하고 신호 크기의 감쇠(decay)를 이용하여 감쇠 지수를 계산한다. 주어진 깊이 z 에서 초음파 감쇠지수를 계산하는 최종식은 아래의 수식 (8)과 같다.

$$RS(f, z) = \frac{S_s(f, z)}{S_r(f, z)} = \exp\{-4(\beta_s - \beta_r) f z\} \quad (8)$$

여기서 $S(f, z)$ 는 반향 깊이 z 에서의 파워 스펙트럼이며, β 는 초음파 감쇠지수를 나타낸다. 첨자 r 과 s 는 각각 표준 신호와 측정 신호를 나타낸다.

제안된 주파수 특성 추출 알고리즘과 기존의 방법의 성능을 비교하기 위해 컴퓨터 모의 실험을 통해 인체 조직의 초음파 반향 특성 데이터를 생성하였다. 생성된 모의 실험 데이터는 연속시간의 파동 정리를 이용한 회절 모델을 이용하여 Linear array 트랜스듀서에 의한 전송 깊이에 따른 응답을 구현한다[13][14]. 모의 실험에 사용한 트랜스듀서는 128개의 0.2mm x 10mm 크기의 압전 소자로서 압전 소자간의 간격은 0.2mm로 설정하였다. 전송된 초음파 펄스는 5MHz의 중심 주파수를 갖는 Gaussian 펄스로서 80%의 대역폭을 가진다. 모의 실험에 사용된 자세한 파라미터는 다음의 표 1.에 정리하였다.

앞에서 설명한 바와 같이 짧은 시간 간격의 반향 신호에서 추출한 주파수 특성의 직접 비교는 어렵기 때문에, 본 실험에서는 초음파 감쇠 지수를 계산하여 추출된 주파수 특성의 정확도를 간접 비교한다.

표 1. 트랜스듀서 모의실험 파라미터
Table. 1 Transducer 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 촛점	40mm

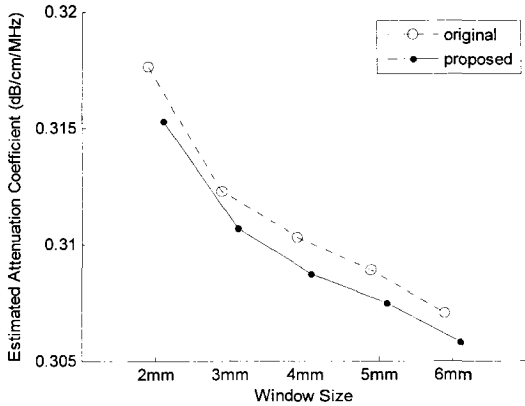


그림 3. 윈도우 크기에 따른 예측 감쇠 지수
Fig. 3 Estimated attenuation coefficients for several gated window sizes

그림 3은 제안된 알고리즘과 기존의 방법을 이용하여 예측한 초음파 감쇠 지수를 시간 간격 (혹은 gating window 크기)에 따라 비교한 것이다. 추출된 주파수 특성의 정확도가 최종 감쇠 지수 예측의 정확도와 비례하기 때문에, 제안된 추출 알고리즘이 모든 시간 간격에 대해 정확한 예측 결과를 보임을 알 수 있다. 이 때, 모의 실험에 사용된 반향 데이터의 초음파 감쇠 지수는 0.3dB/cm/MHz이다. 그림 3에 나타난 바와 같이 상대적으로 짧은 시간 간격의 경우에 예측 정확도 향상이 더 크게 나타난다.

다양한 초음파 지수의 정량적 예측에서는 예측의 정확도와 더불어 정밀도도 성능의 중요한 지표가 된다. 예측의 정밀도를 비교하기 위해 제안된 추출 알고리즘과 기존의 방법의 감쇠 지수 예측값을 동일 반향 깊이에 대해 평균을 구하고, 표준 편차를 다음의 그림 4에 나타내었다. 모의 실험의 반향 데이터가 균일한 매질이고, 초음파 감쇠 지수가 0.7dB/cm/MHz이었기 때문에, 모든 깊이에 대하여 거의 일정한 감쇠 지수 예측값이 나타남을 볼 수 있다. 그러나 표준 편차는 모든 깊이에 대하여 제안된 추출 알고리즘이 약 10% 정도의 감소되어 보다 높은 예측 정밀도를 보인다.

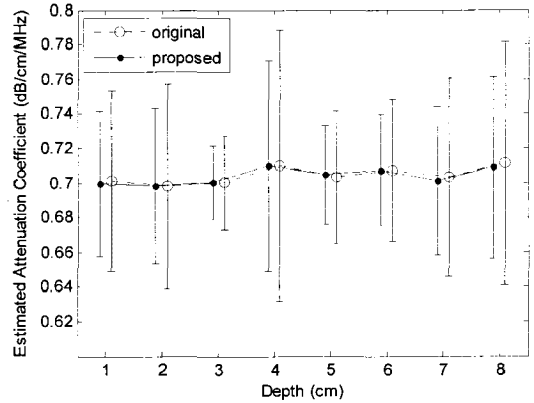


그림 4. 반향 깊이에 따른 예측 감쇠 지수
Fig. 4 Estimated attenuation coefficients along depths

V. 결론

정량적 초음파 분석은 인체 내부 조직의 병리학적 상태를 보다 정확하게 나타내 줄 수 있기 때문에 임상적 판단에 객관적인 자료가 된다. 하지만 초음파 신호의 불규칙적인 산란과 전송 경로의 이질성 때문에 반향된 신호로부터 정확한 초음파 지수를 예측하기는 많은 어려움이 있다.

본 논문에서는 대부분의 정량적 초음파 분석에 사용되는 짧은 시간 간격의 주파수 특성 추출 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘은 반향 신호의 다중 간섭 모델을 이용하여 인접한 신호들 간의 위상 차이를 보상하고, 신호대 잡음비를 고려한 가중치 평균을 적용해 보다 정확한 주파수 특성을 추출할 수 있는 장점이 있다.

인체 조직을 모방한 컴퓨터 모의 실험에서도 제안한 추출 알고리즘이 기존의 방법보다 예측된 초음파 지수의 정확도와 정밀도에서 크게 향상된 결과를 보여준다. 특별히 반향 깊이가 깊어지고, 추출 시간 간격이 짧아지는 경우에 제안된 알고리즘의 예측 성능이 더욱 크게 향상됨을 알 수 있다.

감사의 글

본 연구는 2009년도 교육과학기술부 한국연구재단(2009-0067444)과 지식경제부 에너지자원인력 양성사업의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사 드립니다.

참고문헌

[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," J. Acoust. Soc. Am. vol. 115(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(7), pp. 1065-1071, 2006.

[3] S.L.Bridal, C.Fournier, A.Coron, I.Leguerny, P.Laugier, "Ultrasonic backscatter and attenuation (11-27 MHz) variation with collagen fiber distribution in ex vivo human dermis," Ultrason. Imaging. vol. 28(1), pp. 23-40, 2006.

[4] L.R.Taggart, R.E.Baddour, A.Giles, G.J.Czarnota, M.C.Kolios, "Ultrasonic characterization of whole cells and isolated nuclei," Ultrasound Med. Biol. vol. 33(3), pp. 389-401, 2007.

[5] M.F.Insana, R.F.Wagner, "Describing small-scale structure in random media using pulse-echo ultrasound," J. Acoust. Soc. Am. vol. 87, pp. 179-192, 1990.

[6] T.J.Hall, M.F.Insana, L.A.Harrison, G.G.Cox, "Ultrasonic measurement of glomerular diameters in normal adult humans," Ultrasound Med. Biol. vol. 22(8), pp. 987-997, 1996.

[7] S.W.Flax, N.J.Pelc, G.H.Glover, F.D.Gutmann, M.McLachlan, "Spectral characterization and attenuation measurements in ultrasound," Ultrason. Imaging, vol. 5, pp. 95-116, 1983.

[8] H.Kim, T.Varghese, "Attenuation estimation using spectral cross-correlation," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control, vol. 54, pp. 510-519, 2007.

[9] P.Welch, "The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms," IEEE Trans. Audio Electroacoustics, vol. 15, pp. 70-73, 1967.

[10] R.F.Wagner, S.W.Smith, J.M.Sandrik, H.Lopez, "Statistics of Speckle Ultrasound B-Scans," IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics. vol. 30, pp. 156-163, 1983.

[11] J.H.Winters, "Optimum combining in digital mobile radio with cochannel interference," IEEE Trans. on Veh. Technol. vol. 33(3), pp. 144-155, 1984.

[12] L.X.Yao, J.A.Zagzebski, E.L.Madsen, "Backscatter coefficient measurements using a reference phantom to extract depth-dependent instrumentation factors," Ultrason. Imaging, vol. 12, pp. 58-70, 1990.

[13] Q.Chen, "Computer simulations in parametric ultrasonic imaging (PhD dissertation)," University of Wisconsin-Madison. 2004.

[14] Y.Li, J.A.Zagzebski, "A frequency domain model for generating B-mode images with array transducers," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Control. vol. 46, pp. 690-699, 1999.

저자소개



김형석(Hyungsuk Kim)

1991년 한국과학기술대학
전자공학과 학사 졸업
1993년 서울대학교 전자공학과
석사 졸업

1993년~1999년 한국통신 연구개발원 전임 연구원
2008년 University of Wisconsin - Madison 박사 졸업
2009년 현재 광운대학교 전기공학과 조교수
※관심분야: 영상신호처리, 정량적 초음파 분석



이준환 (Joonhwan Yi)

1991년 연세대학교 전자공학과
학사

1998년 Univ. of Michigan - Ann
Arbor 석사

2002년 Univ. of Michigan - Ann Arbor 박사

1991년~1995년 삼성전자 시스템LSI 연구원

2003년~2008년 삼성전자 통신연구소 수석연구원

2008년~현재 광운대학교 컴퓨터공학과 조교수

※ 관심분야: SoC 구조설계, 영상신호처리