

스펙클 패턴의 통계적 평균과 엔트로피 방식에 의한 초음파 감쇄계수 추정방법

송 태 경 · 박 종 철 · 박 송 배

Attenuation Estimation of Soft Tissue by the Entropy Method and Statistical Averaging of Speckle Patterns

T. K. Song, J. C. Park, and S. B. Park

요 약

시간 영역에서의 초음파 감쇄계수 추정방법은 일반적으로 감쇄매질을 통과하면서 반사된 초음파 신호의 통계적인 특성의 해석을 기초로 한다. 따라서 신뢰할 수 있는 추정결과를 얻기 위해서는 대개 충분히 많은 초음파 신호의 샘플을 필요로 하게 된다. 감쇄계수를 추정하는 문제에 있어서, 이것은 감쇄계수 영상의 공간 해상도 체적내에서 통계적으로 다른 특성을 갖는 많은 스펙클 패턴이 필요하다는 것을 의미한다. 이 논문에서는 스펙클 패턴이 초음파 빔의 점확산함수에 따라 다른 통계적인 특성을 갖는다는 성질을 이용하여, 초음파 선형변환자를 회전시키면서 각 회전각도에서 측방향 스캔을 함으로써 통계적 상관이 적은 다수의 샘플들을 얻는 방법을 제안하였다. 이 방법은 최근에 우리가 제안한 초음파 감쇄계수의 추정을 위한 엔트로피 방법과 결합되어 감쇄계수 추정의 정확성을 증가시키고 공간해상도를 줄일 수 있다. 인체의 연조직과 유사한 특성을 갖는 팬텀을 제작한 후 실험을 통하여 제안한 방법의 타당성을 검증하도록 하겠다.

- Abstract -

The time domain methods of estimating the attenuation coefficient are generally based on the analysis of statistical properties of the reflected echoes from an attenuating medium. Hence, it is often required to have a large number of data samples in order to obtain a statistically stable estimation result. In the attenuation estimation problem, this means that many different speckle patterns are required in the spatial resolution volume of an attenuation image. In this paper, by using the fact that the speckle pattern is sensitive to the point spread function of the ultrasound beam, we suggest a method to generate the statistically uncorrelated or slightly correlated data samples in a given region by rotating a linear transducer and carrying out lateral scans for all rotating angles. This technique is applied to the entropy method for attenuation estimation proposed recently by the authors where the performance is verified by experiments using a tissue equivalent phantom.

<접수 : 1989년 12월 2일>
한국 과학기술원 전기및 전자공학과
Dept of Electrical & Electronic Engineering
Korea Institute of Science and Technology

In this way, we can improve the accuracy of the attenuation estimation and reduce the spatial resolution of the attenuation image.

1. 서 론

초음파를 이용하여 생체내 각 조직의 특성을 분석하여 의학적으로 필요한 신호를 뽑아내고 이들을 구분하는 초음파 조직 특성화 분야가 최근의 중요한 연구분야로 대두되어 왔다. 초음파 진단에서 인체내의 연조직 특히 간이나 유방에서 염증 또는 이와 유사한 조직 변화를 일으키는 질병은 일반적으로 사용되고 있는 초음파 B-mode 영상으로는 진단이 불가능한 것으로 알려져 있으나 인체내의 초음파 감쇄계수는 정상적인 조직과 질병이 있는 조직을 비관혈적으로 진단하고 조직의 분포특성에 관한 의학적 정보를 제공하기 때문에 많은 연구가 진행되고 있다.

초음파 감쇄계수 추정방법은 신호를 얻는 방식에 따라 투과방식(transmission mode)과 반사방식(reflection mode)으로 분류할 수 있다. 투과 방식은 매질을 통과한 초음파 신호로부터 감쇄계수를 추정하는 방법으로 비교적 용이하게 정확한 감쇄계수를 추정할 수 있으나¹⁾, 인체내의 많은 부분들에서 투과 신호를 얻을 수 없으므로 실제 이용이 어려운 문제를 가지고 있다. 반사방식을 사용한 방법으로는 Kuc이²⁾ 제안한 최대유사 추정법(maximum likelihood estimator)과 Fink등에 의한 단시간 푸리에 해석법(short time Fourier analysis)³⁾ 등이 있다. 이러한 방법들은 모두 조직을 통과하는 초음파를 일차원적으로 모델링하여 그 A-mode 신호의 주파수 스펙트럼의 편이(shift)를 측정함으로써 주파수에 따른 감쇄의 기울기를 조사하는 것에 기초한다. 그러나, 실제로는 초음파가 진행할 때 생기는 회절효과(diffraction effect) 때문에 초음파 반사신호의 주파수 성분은 신호들의 중심주파수의 편이로부터 변하게 된다⁴⁾. Kuc은 인접한 두 영역에서 반사된 초음파 신호들의 중심주파수의 편이로부터 감쇄계수를 추정하는 2차원 MEM(maximum entropy method)방식을 제안하였다⁵⁾. 회절효과 이외에도 생체내의 감쇄계수를 추정함에 있어서 많은 어려움이 있으나 근본적으로는 매질내

에서의 초음파의 산란작용(scattering process)에 연관되어 있다.

이상에서 언급한 주파수 영역에서의 추정방법과는 달리 시간영역(time domain)에서의 초음파 감쇄계수 추정방법이 또한 최근에 연구되고 있다⁶⁾. Greenleaf는 NSR(noise to signal ratio)⁷⁾ 방식을 제안하면서 시간영역에서의 추정방법이 주파수 영역에서의 추정방법에 대하여 장점을 가지고 있다고 주장하였으며, 실제 NSR 방법과 이제까지 널리 알려진 주파수 영역의 방법을 비교하여 그 성능이 우수하다는 것을 증명하였다. 또한 최근에 우리가 발표한 시간영역에서의 엔트로피 방법에서도 같은 결과를 얻을 수 있었으며 생체 영상에 이용할 수 있는 희망적인 결과를 얻을 수 있었다⁸⁾. 이와같은 시간영역에서의 추정방법들은 모두 초음파 반사신호의 통계적인 특성이 감쇄에 의하여 변하는 성질을 이용하는 것으로, 통계적으로 안정된 결과를 얻기 위해서는 대개 넓은 영역에서 돌아오는 신호들로부터 감쇄계수를 추정해야 할 필요가 생긴다. 따라서 이 영역의 크기를 줄이기 위해서는 주어진 영역 내에서 상관이 적은 신호들을 가능한 많이 얻는 것이 필요하다.

통계적으로 상관이 적은 신호를 얻는다는 것은 감쇄계수를 추정하는 문제에 있어서 통계적으로 상관성이 적은 스펙클 패턴(speckle pattern)을 얻는 것과 같다고 할 수 있다. 본 논문에서는 협대역의 초음파 펄스(pulse)를 사용할 경우 각 방향의 PSF(point spread function)를 분리하여 생각할 수 있다는 점⁹⁾에 착안하여 주어진 영역 내의 서로 다른 점들에서의 스펙클 패턴의 상관이 적도록 초음파 변환자를 회전 시키면서 측방향으로 스캔(scan)하는 방법을 제안하고, 이것을 엔트로피 방법에 적용하여 실험적으로 그 타당성을 검증하도록 하겠다.

2. 엔트로피 방식의 요약

시간영역에서 연조직의 감쇄계수 추정은 반사되어 돌아온 초음파 신호의 통계적 특성의 해석에서부터

출발한다. 임의로 분포된 산란자(scatterer)로 구성된 감쇄가 없는 균등매질(homogeneous medium)에서 반사된 초음파 신호의 포락선의 확률분포함수(pdf)는, 특히 협대역의 초음파를 변환자에 인가하였을 경우, 다음과 같이 일반적으로 레일라이 분포를 갖는다고 알려져 있다.

$$P(R) = \frac{R}{\psi^2} e^{-R^2/\psi^2}, R > 0 \quad (1)$$

여기서 ψ 는 반사신호의 포락선 R의 평균치를 $(\pi/2)^{1/2}$ 로 나눈 값으로써 조직의 특성이 다른 경우 다른 값을 갖게 되는 양이다. 그러나 감쇄매질을 통과하면서 반사된 초음파 신호의 포락선은 다음과 같이 주어진다.

$$R(d) = \frac{R_0}{d} \sigma(d) \cdot e^{-\int_0^d \alpha(f) r dr} \quad (2)$$

여기서 σ 는 역산란계수(backscattering coefficient)이고, $\alpha(f)$ 는 주파수에 따른 감쇄항, d는 초음파가 반사된 깊이이고, R_0 는 비례상수이다. 식(2)에 의하여 감쇄가 있는 매질을 통과한 초음파 신호의 포락선의 pdf는 식(1)과 다르게 되며, 이를 이용하여 서로 다른 특성을 갖는 조직을 구분할 수 있음이 연구되어 왔다. 식(2)의 감쇄함수는 일반적으로 주파수와 깊이에 비례하는 양으로 초음파 신호의 감쇄함수 $a(d)$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$a(d) = e^{-2\alpha f d} \quad (3)$$

그러나 대개의 생체조직에서의 감쇄는 1.0 MHz에서 10 MHz의 주파수 영역안에서는 주파수에 비례한다. 따라서 식(3)의 감쇄함수는 다시 다음과 같이 표현된다.

$$\alpha(f) = \beta f \quad (4)$$

여기서 β 는 [dB/MHz/cm]의 단위로 표시되는 감쇄계수이다. 이와 같은 감쇄함수에 의한 포락선의 pdf의 해석에 의하면 감쇄된 초음파 신호의 포락선의 히스토그램(histogram)은 원래의 것보다 낮은 그레이

레벨(gray level)쪽으로 편향됨을 알 수 있다⁸⁾.

그림 1의 (a)와 같이 여러가지의 감쇄함수를 갖는 매질의 두 영역 A,B에서 반사된 포락선의 히스토그램은 그림 1의 (b)와 같이 형성된다. 즉, 감쇄가 심할수록 초음파 포락선의 pdf의 평균값과 분산값이 적어지게 되고 이에 따라 히스토그램은 그레이 레벨이 낮은 쪽으로 편향(skew)된다. 특히 같은 감쇄가 있을 경우에도 거리가 먼 영역일수록 그 편향의 정도가 커지는 것을 알 수 있다. 따라서 수신된 신호의 감쇄를 조금씩 보상하여 갈 경우 A,B 두 영역의 히스토그램들은 그림 1의 (b)에서의 $\beta=0$ 일때와 같게 될 것

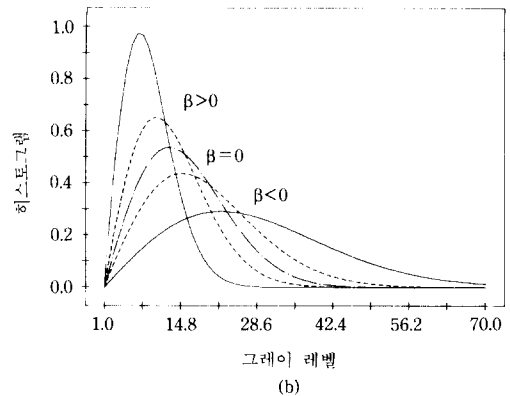
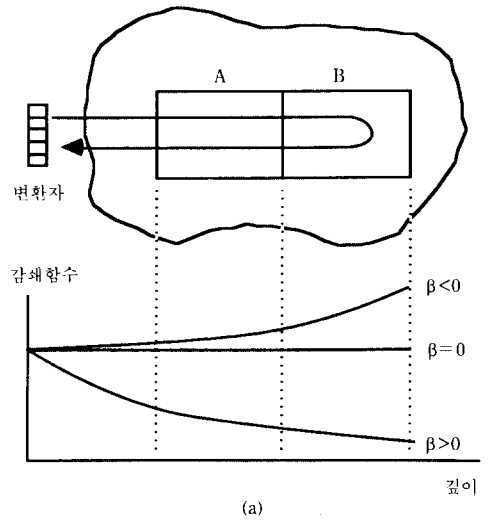


그림 1 (a) 초음파의 감쇄현상. (b) 감쇄에 의한 히스토그램의 편향. (실선: A영역, 점선: B영역, 일점쇄선: 보상이 완전히 이루어진 경우)

이다. 계속해서 보상값을 증가 시키게 되면 $\beta < 0$ 일 경우의 A, B 영역의 히스토그램들과 같이 서로 달라지게 된다. 그림 1에서 β 가 0보다 작을 경우를 의미한다. 이것이 엔트로피 방법의 기본개념으로써 인접한 두 영역의 히스토그램이 가장 가깝게 일치하게 될 때의 보상값으로부터 β 를 추정하는 것이다. 이 과정에서 가장 중요한 것은 신호대 잡음비가 나쁘고 실제 측정된 히스토그램의 대부분에서 관찰되는 변동(fluctuation)이 존재하는 상황에서도 두 히스토그램의 일치도를 가장 효율적으로 조사할 수 있는 변수를 결정하는 것이다. 우리가 선택한 엔트로피는 pdf의 평균치, 분산치와 편향정도(skewness) 등의 여러 모멘트(moment)들과 연관되어 있고 위와 같은 상황에서 이들 각각의 모멘트들 보다 가장 성공적으로 두 히스토그램의 일치도를 대표한다는 것이 시뮬레이션과 실험에 의하여 확인되었다. 이 엔트로피 양은 정규화된(normalized) 히스토그램 $P_h(j)$ 에 대하여 다음과 같이 정의된다.

$$H(P_h) = -\sum P_h(j) \cdot \log_2 P_h(j) \quad (5)$$

여기서 B는 히스토그램이 정의된 최대 그레이 레벨을 나타낸다. 또 한가지 이 변수가 가져야 할 중요한 특성의 하나는 보상이 이루어지는 감쇄계수의 영역 내에서 두 히스토그램이 일치하는 경우가 유일하여야 한다는 것이다. 이것은 관심있는 감쇄계수의 영역에서 엔트로피가 단조함수이어야만 한다는 것을 의미하며

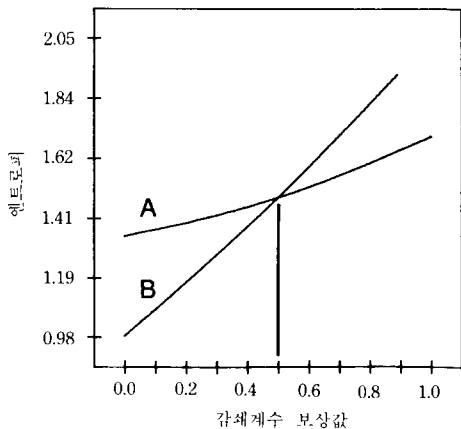


그림 2 감쇄에 따른 엔트로피 변화

실제 감쇄가 있는 경우의 이론적인 엔트로피를 계산하여 보면 이 조건이 그림 2에서와 같이 만족됨을 알 수 있다. 이 그림은 감쇄계수가 0.5인 경우를 가정하여 감쇄를 보상하여 가면서 두 영역에서의 엔트로피 변화를 그린 것으로 보상값이 0.5에서 엔트로피 차이가 최소가 된다. 즉, 이 때에 두 영역의 히스토그램이 가장 잘 일치하게 된다.

3. 통계적으로 독립적인 신호의 수신 방법

실제로 연조직에서 반사되는 신호로부터 엔트로피 방법에 의한 결과는 신호의 샘플수가 많을수록 정확한 결과를 얻는 것을 관찰할 수 있다. 이것은 그림 1의 각 영역의 각각이 클수록 많은 샘플들을 얻을 수 있어 통계적으로 신뢰할 만한 추정결과를 얻을 수 있는 것을 의미한다. 그러나 각 영역의 넓이가 바로 이차원적 감쇄영상의 공간 해상도(spatial resolution)를 의미하므로 가능하면 좁은 영역에서 통계적으로 독립적인 많은 샘플을 얻는 것이 유리하다.

균등 매질에서의 초음파 스펙클 패턴은 PSF에 따른 임의로 분포된 산란자들의 합에 의하여 그 특성이 결정된다고 가정할 수 있으므로, 주어진 점에서 PSF를 달리하면 통계적으로 상관성이 적은 샘플을 얻을 수 있을 것이다. 본 논문에는 협대역의 초음파 버스트 펄스(burst pulse)를 사용할 경우 각 방향의 해상도가 독립적이라고 근사화 할 수 있는 사실을 이용하여 그림 3과 같은 방법으로 적은 영역에서 많은 신호를 얻을 수 있는 방법을 제안한다. 선형 변환자(linear transducer)를 사용할 경우 그림 3의 (a)와 같은 세가지 방향의 해상도를 생각할 수 있다. 앞서 언급한 바와 같이 협대역 초음파를 선형변환자에 여기하였을 경우의 PSF는 세가지 방향으로 각각 분리하여 생각할 수 있으며 우리가 관심있는 축방향과 수직방향(y방향)의 해상도는 집속면(focal plane)에서 다음과 같이 근사적으로 표현된다.

$$F(x, y) = \frac{D}{z} \text{sinc}\left(\frac{Dx}{\lambda z}\right) \text{sinc}\left(\frac{Wy}{\lambda z}\right) \quad (6)$$

일반적으로 선형 변환자의 축방향의 길이는 수직방향

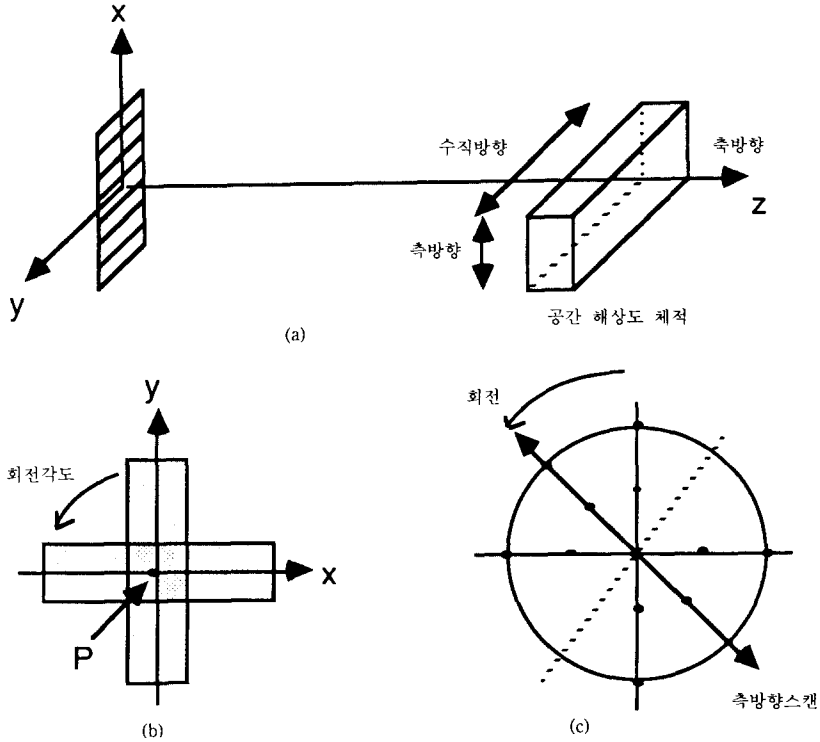


그림 3 (a) 선형변환자에 대한 해상도의 구분. (b) 변환자의 회전에 의한 측방향과 수직방향의 PSF변화. (c) 제안된 스캔 방법.

보다 길기 때문에 $(D>W)$, 식(6)으로 부터 측방향의 빔폭이 수직방향보다 작은 것을 알 수 있다. 따라서 그림 3의 (b)와 같이 변환자를 회전시키면 그 회전각도에 따라 관찰점 P 주변의 PSF가 서로 다르게 된다. 이결과 P점에서의 초음파 신호들은 회전각도에 따라 통계적 상관이 다르게 되며, 회전각도가 90° 일 때 상관이 가장 적은 신호들을 얻을 수 있을 것이다. 그러나 실제로는 모든 관찰점에서 회전 각도를 달리하면서 수신하는 것이 어렵기 때문에, 이 논문에서는 그림 3의 (c)와 같이 변환자를 회전 시키면서 각 회전각마다 측방향으로 스캔(scan)함으로써 인접한 두 영역의 각각에서 많은 신호를 얻는 방법을 사용하겠다. 이렇게 하여 얻어진 샘플들의 상관관계는 다음과 같은 상관계수행렬(correlation coefficient matrix)로 살펴 보기로 하겠다.

$$R = \begin{pmatrix} 1 & r_{12} & \cdots & r_{1n} \\ r_{21} & 1 & \cdots & r_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{n1} & \cdots & \cdots & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

식 r_{ij} 는 i와 j 점의 샘플들 간의 상관계수로써 다음과 같이 표시된다.

$$r_{ij} = \frac{\sum_{k=1}^n (x_{ik} - m_{xi})(x_{jk} - m_{xj})}{\sigma_{xi} \sigma_{xj}}, \quad r_{ij} = r_{ji}$$

여기서 m은 평균치이고 σ 는 표준 분산치이며 n은 샘플 갯수이다.

4. 실험결과

본 논문에서 제안한 방법을 실험적으로 확인하기

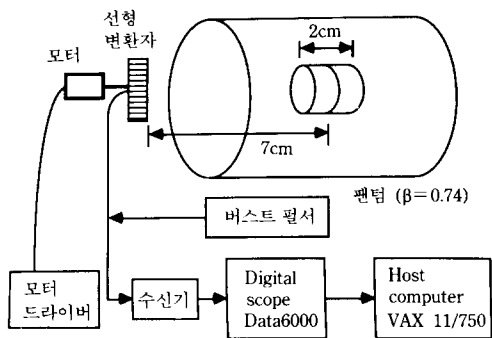
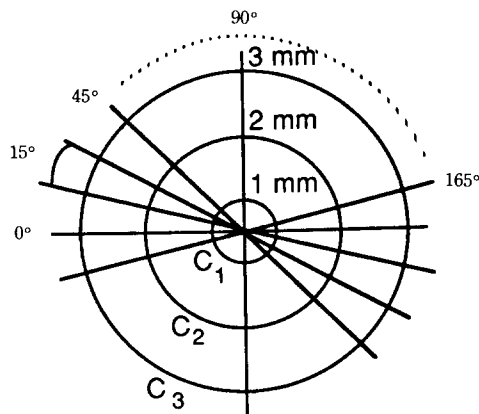


그림 4 감쇄계수 측정을 위한 실험장치.

위하여 먼저 인체의 연조직과 유사한 특성을 갖는 감쇄계수 0.74인 팬텀(phantom)을 이용하여 그림 4와 같은 실험장비를 제작하였다. 수직방향의 집속거리가 7cm인 선형변환자의 16 소자(폭 10mm)를 사용하였으며 깊이 6~8cm 사이에서 감쇄계수를 추정하였다. 특히 측방향의 해상도를 증대시키기 위하여 모든 관찰점에서 빔 집속을 수행하였다. 이 실험에서 한 영역은 반경 3mm이고 길이가 1cm인 원기둥으로 형성되며 그림 5의 a)에서와 같이 15°씩 회전하면서 6개씩의 측방향 스캔을 수행하여 총 72개의 샘플점들을 얻었다. 모든 점들에의 샘플링 주파수는 20 MHz이며 따라서 각 점에서 한 영역의 샘플링 갯수는 260개이다. 먼저 샘플들간의 상관관계를 조사하기 위하여 A영역내의 C₁, C₂, C₃로 표시되는 원상에 위치하는 샘플들의 상관계수행렬을 구하여 보았다. 이와 함께 회전각도 0°와 90°에서의 상관계수행렬을 그림 5의 (b) - (e)에 열거하였다.

실험에서 측방향의 연속적 빔 집속을 수행하였으므로 회전각도 0°선상의 샘플 간의 상관성이 가장 적은 것을 알 수 있다. 또 각 원상의 상관관계를 살펴보면 예상되는 바와 같이 외곽의 원상에서 상관성이 적은 것을 알 수 있다. 이와 같이 하여 얻어진 충분히 많은 샘플들을 가지고 엔트로피 방법을 사용하여 팬텀의 감쇄계수를 추정하여 보았다. 그림 6은 감쇄를 보상하여 가면서 여러가지 경우의 샘플 갯수에 따른 A, B 두 영역의 엔트로피 변화를 보여주고 있으며 두 선이 마주치는 곳에서의 보상값이 추정값이 된다. 실험 결과 샘플점의 갯수가 한 원 단면에서 30개 이상일 경우 실제 제작된 팬텀의 감쇄계수인 0.74에 근사한



1.00	0.08	0.19	0.06	0.18	0.20	1.00	0.41	0.30	0.27	0.04	0.03
	1.00	0.05	0.27	0.33	0.21		1.00	0.49	0.51	0.11	0.35
		1.00	0.18	0.27	0.11			1.00	0.63	0.19	0.22
			1.00	0.33	0.15				1.00	0.45	0.61
				1.00	0.28					1.00	0.40
(b)					1.00	(c)					1.00
1.00	0.38	0.14	0.33	0.24	0.41	1.00	0.30	0.27	0.13	0.25	0.16
	1.00	0.28	0.18	0.21	0.14		1.00	0.22	0.12	0.20	0.26
		1.00	0.57	0.30	0.27			1.00	0.21	0.36	0.17
			1.00	0.40	0.36				1.00	0.28	0.22
				1.00	0.27					1.00	0.24
(d)					1.00	(e)					1.00

그림 5 샘플간의 통계적 상관성. (a) 실험에서 이용된 샘플점의 분포. (b) 회전각도 0°, (c) C₁, (d) C₂, (e) C₃에서의 상관계수행렬.

추정치를 얻을 수 있음을 볼 수 있다. 샘플 갯수가 적을 수록 추정오차가 커지는 것을 알 수 있다. 그림 6의 (d)는 30개의 샘플점을 사용하였을 때 보상에 따른 히스토그램의 변화를 보여주고 있다. 이 그림에서 일점쇄선들은 보상을 전혀 하지 않았을 때의 두 영역의 히스토그램으로 서로 큰 차이가 있음을 볼 수 있다. 그러나 추정된 감쇄계수 0.735로 보상하였을 경우에는 실선과 점선으로 표시된 두 히스토그램이 거의 일치하고 있음을 확인할 수 있다.

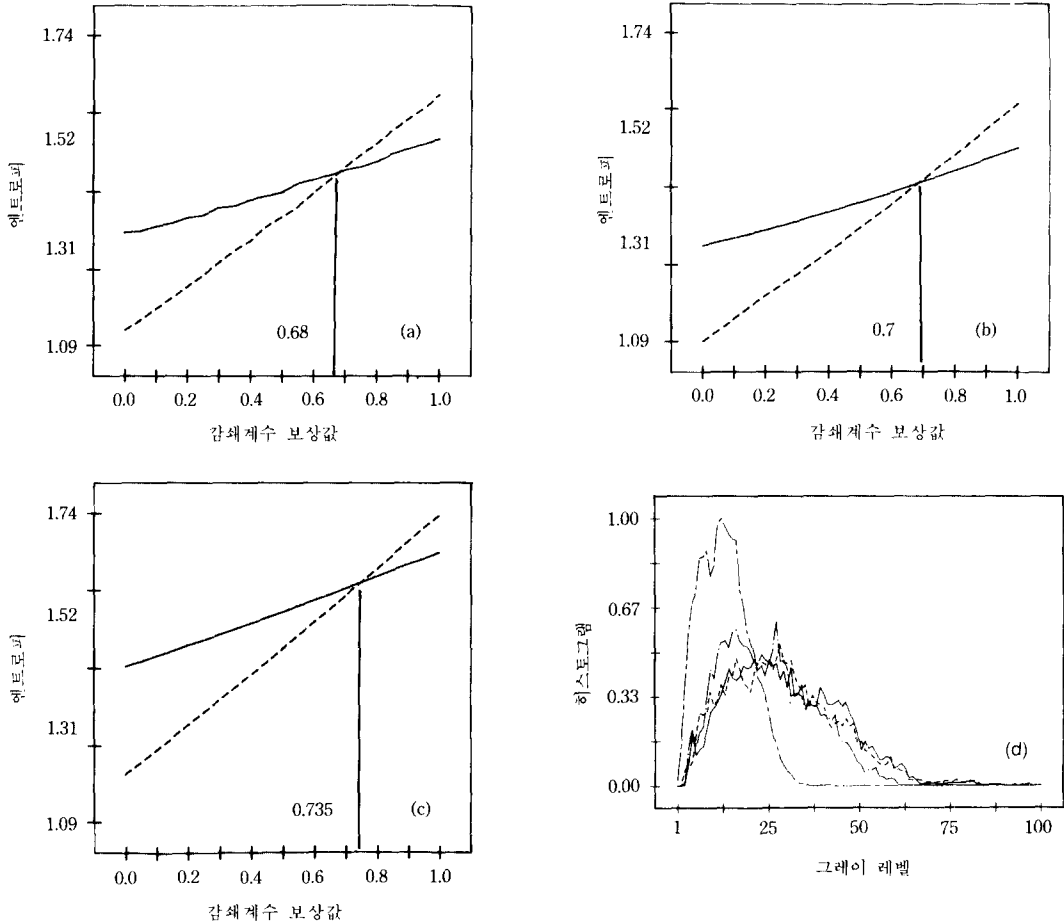


그림 6 감쇄보상에 의한 엔트로피 변화(실선: A영역, 점선: B영역).

(a)는 회전각도 0° 와 90° 선상의 12개 샘플, (b)는 55° 씩 떨어진 3개 선상의 18개 샘플, (c)는 0° 부터 30° 씩 떨어진 5개 선상의 30개 샘플을 이용한 추정결과, (d) 보상에 따른 히스토그램의 변화.

5. 결 론

제안된 방법은 초음파 감쇄계수의 추정오차를 효과적으로 줄일 수 있다는 것을 실험을 통하여 확인하였다. 변환자를 회전시킴으로써 통계적으로 상관이 적은 샘플들을 얻는 방법은 이 논문에서 이용한 엔트로피 방법 이외의 시간 영역 및 주파수 영역의 모든 감쇄계수 추정성능을 향상시킬 수 있다. 실제로 감쇄영상을 얻기 위해서는 3차원적 스캔이 필요하다. 즉, B-mode영상에서의 측방향 스캔 외에 수직방

향의 스캔을 행하여야 한다. 선형 변환자를 사용할 때에는 3차원적 스캔을 위하여 변환자를 회전시킨 것이다. 이러한 기계적 스캔의 어려움을 피하려면 최근에 3차원 영상을 위하여 연구되고 있는 2차원 변환자가 필요하며, 이것을 사용할 경우 임의의 관찰점에서의 PSF를 전기적으로 가변시킬 수 있으므로 이 논문에서 제안한 감쇄계수 추정방법은 실제 감쇄영상을 얻는데 사용되어질 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- 1) A.C.Kak and K.A.Dines, "Signal processing of broadband pulsed ultrasound : measurement of attenuation coefficient of soft biological tissues," IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics SU-31, pp. 313-330, 1984.
- 2) R.Kuc and M. Schwartz, "Estimating the attenuation coefficient slope for the liver from the reflected ultrasound signals," IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics SU-26, pp. 353-362, 1979.
- 3) M. Fink, F. Hottier, and J.F.Cardoso, "Ultrasonic signal processing for in vivo attenuation measurement : short time Fourier analysis," Ultrasonic Imaging 5, pp.117-135, 1983.
- 4) M.O'Donnell, "Effects of diffraction on measurements at the frequency-dependent ultrasonic attenuation," IEEE Trans. Biomed.Eng, BME-30,pp.320-326, 1983.
- 5) R.Kuc and H.Li, "Reduced-order autoregressive modelling for center-frequency estimation," Ultrasonic Imaging 7,pp.224-251, 1985.
- 6) J.Ophir et al., "Attenuation estimation in reflection : progress and prospects," Ultrasonic Imaging 6,pp. 349-395, 1984.
- 7) P.He and J.F.Greenleaf, "Application of stochastic analysis to ultrasonic echoes- Estimation of attenuation and tissue heterogeneity from peaks echo of envelope," J.Acoust.Soc.Am.79, pp. 526-534, 1986.
- 8) 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," Ultrasonic Imaging 10, pp.248-264, 1988.
- 9) A.Macovski, "Ultrasonic imaging arrays," Proc. IEEE, vol. 67, no.4, pp 484-495, 1979.