論文 91-28B-10-9

트랜스듀서의 음장 특성을 고려한 초음파 스펙클 패턴의 발생과 해석

(Generation and Analysis of Ultrasound Speckle Patterns considering Acoustic Field Characteristics of Transducer)

朴 熙 英* 崔 鍾 鎬*** 崔 宗 秀**

(Hee Young Park, Jong Ho Choi, and Jong Soo Choi)

要 約

본 논문에서는 오목형 원형 진동자의 음장특성을 고려한 B-모드 영상의 구성법을 제안하고, B-모드 영상에서 경계면 흐림화의 원인이 되는 스펙클 패턴을 분석하였다. 스펙클 패턴의 분석을 의해 스펙클 발생이론과 주파수 합성법을 적용한 스펙클 패턴의 제거법에 관한 이론을 기술하였다. 또한, 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서, 스펙클 영역의 의미를 정의하고, 스펙클이 감소된 B-모드 영상의 결과를 보였다. 그 결과를 통해, 주파수 합성법은 경계면 추출에 효과적이지만 이 방법의 적용이 여러가지 조건에 의해 제한적임을 확인했다.

Abstract

In this paper, we propose a new process for ultrasonic B-mode image considering the sound field effects of a concave circular focused transducer, and aim to remove the speckle pattern which cause the blurring on boundary in ultrasonic B-mode image. We discuss in detail the conception of speckle pattern generation, and the frequency compounding method which is applied to the process for getting a speckle reduced B-mode image. Through the computer simulation, we define the meaning of speckle region, and show the results of reduced speckle pattern. It is discovered in the results that the frequency compounding method is very effective for boundary detection and that the application of the method is limited by various conditions.

I. 서 론

초음파에 관한 연구는 발전을 거듭하여, 현재 많은 분야에서 응용되고 있다. 초음파 세척기·초음파 측심기·초음파 어군탐지기 및 비파괴 검사 등이 산업분야에서 널리 응용되고 있으며, 의학분야에서도 초음파 펄스 에코법[1]을 이용한 초음파 진단장치와 혈류 계측장치가 진단을 위해 널리 보급되어 있다. 초음파 펄스 에코 진단장치[1]는 생체 내부를 향해 진동자로 초음파 펄스를 입사하고, 생체내에서 감쇠·산란·다중반사 등의 영향을 받고 되돌아온 에코 신호를 동일한 진동자로 수신한 후에 반사점까지의 거리에 대한 반사강도를 영상화(A-모드)[1]하는 과정을 반복(scanning)하여 2차원 단층상을 구성[1]하는 장치이다. 이 초음파 진단장치의 장점은 종래의 X선 CT[2]와는

*準會員, **正會員, 中央大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Chungang Univ.)
***正會員, 江南大學校 電算學科
(Dept. of Computer Science, Kangnam Univ.)
接受日字 : 1991年 7月 22日

달리 인체에 피폭의 해가 없어서 방호 설비가 불필요하며, 장치의 이동이 간단하고 저렴하다는 것 이외에, 무엇보다도 내부의 움직임을 실시간으로 영상화할 수 있다는 점 때문에 현재 널리 보급되어 있다. 단점이라면 이 장치는 생체 내부의 정량적인 데이터를 표시하는 것이 아니라 단지 음향 임피던스가 다른 생체내의 경계면만을 추출하기 때문에 생체조직 내부의 성질을 추정하는데 어려움이 따른다는 점과 생체 내부에서의 감쇠·산란·다중반사 등의 영향과 진동자와 같은 영상화 시스템의 영향으로 B-모드 영상에 SPECKLE(또는 SPECKLE PATTERN)[3]이 나타나 생체내의 경계면이 불분명해진다는 것이다. 이 스펙클 패턴은 밀도가 높은 생체내에 존재하는 다수의 점산란체에서 반사된 입사파의 진폭이 상호 간섭 현상에 의해 혼합되어 확률적인 성질을 갖게되므로[4-6] 발생하는 것과, B-모드 영상을 구성하는 영상화 시스템의 특성에 의해서 발생되는 것으로 구별된다. 스펙클 패턴에 대한 연구 방향은, 1) 스펙클 패턴을 단순히 확률적인 성질을 갖는 잡음으로 생각하여 조직에 대한 정보를 갖지 않는다는 관점에서 보다 정확한 정보를 얻으려는 연구[7-13]와, 2) 스펙클 패턴이 조직에 대한 정보를 갖는다는 가정하에 물체의 이동속도와 이동량을 추정하려는 방향으로 진행되고 있다[14,15]

스펙클 패턴을 제거하는 대표적인 방법으로는 주파수 합성법(Frequency Compounding Method)[7-10]과 공간영역 합성법(Spatial Compounding Method)[11-13]을 들 수 있다. 이러한 방법들은 초음파 펄스 에코법의 장점인 실시간 영상화를 잃지 않고 단점인 스펙클 패턴에 의한 영상 열화 요인을 방지하려는 방법으로 많은 논문에서 다루어지고 있다. 그러나, 스펙클 패턴은 피검체내의 산란체 밀도는 물론 영상화 시스템에 의해서도 많은 영향을 받으므로 영상화 시스템의 특성을 충분히 고려한 연구가 수행되어야 할 것으로 생각된다. 특히, 대표적인 영상화 시스템이라고 할 수 있는 진동자의 음장특성은 B-모드 영상에 직접적으로 관계된다는 점을 고려할 때, 음장 특성을 고려한 B-모드 영상에 대한 연구가 수행되어야 함에도 불구하고 지금까지 미흡한 상태로 남아 있었다. 이상과 같은 사실을 감안하여, 본 논문에서는 피검체내에서 빔(beam) 퍼짐을 최소화하기 위해서 현재 널리 사용되고 있는 오목형 원형 진동자(Concave Circular Focused Transducer)의 음장특성[16,17]을 고려하고, 이에 기초하여 주파수 합성법에 의한 스펙클 패턴 감소를 위한 시뮬레이션 과정 및 결과를 서술하였다. 2장에서는 점산란체간의 거리에 의존하는 스펙클의 발생과 진동자에 의한 스펙클 패턴의 발생 이론을 설명하였으며, 3장에서는 오목형 원형 진동자의 음장특성을 해석하고 B-모드 영상의 구성법을 기술하였다. 또한 4장에서는 주파수 합성법의 원리를 설명하였다. 그리고 5장에서는 밀도가 다른 영상의 전력 스펙트럼을 비교하여 피검체내의 밀도와 스펙클 패턴의 관계를 밝힌 후, 스펙클 영역[3]의 개념을 설명하였다. 그리고 주파수 합성법을 적용한 컴퓨터 시뮬레이션을 통해서 개선된 결과를 보인 후 문제점에 관해 기술하였다. 마지막으로 6 장에서는 본 논문의 결과와 앞으로의 연구방향에 관해 서술하였다.

Ⅱ. 스펙클 발생 이론

본 장에서는 매질의 불균일성에 관계되는 점산란체 사이의 거리(D)와 입사파 파장(T)의 관계를 3가지 경우로 나누어, A-모드 영상과 B-모드 영상내에 존재하는 스펙클과 스펙클 패턴의 발생 원리를 설명하기로 한다. 본 연구에서 사용되는 입사파는 식(1)과 같이 구성하였다.

$$f(t)=exp\left[-\left[\frac{t-t_1}{K}\right]^2/2\right]sin(2\pi f_i t) \qquad (1)$$

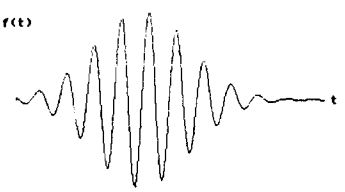


그림 1. 입사파(K=50)
Fig. 1. Incident wave(k=50).

① T/2<D의 경우 :

반사신호 $E_a(t)$, $E_b(t)$, …등은 점산란체 사이의 거리와 같은 시간 간격을 갖고 서로 독립적인 신호로 나타나므로, 영상화하면 각각의 점산란체에 대한 정보가 독립적으로 정확하게 표시된다(그림2).

② T/2>D의 경우 :

반사신호 $E_a(t)$, $E_b(t)$…등이 서로 간섭현상을 나타내는 에코신호로 수신된다. 따라서, 영상화한 결과에는 ①의 경우와 같은 점산란체에 대한 정보이외에 상호 간섭하는 부분에서 새로운 정보가 나타나게 된다. 이러한 새로운 정보는 축방향에 분해능을 저하시킨다(그림3).

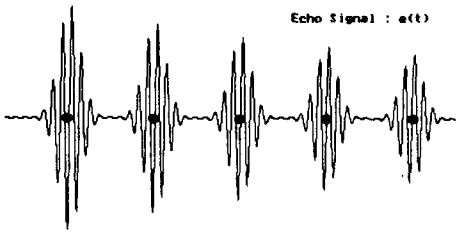


그림 2. 간섭이 없는 경우
Fig. 2. Case of non-interference.

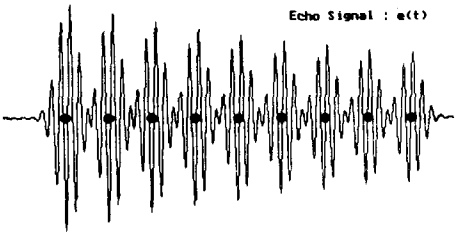


그림 3. 상호 간섭이 있는 경우
Fig. 3. Case of interference.

③ 점산란체가 밀집한 경우 :

실제로 진동자폭이나 빔폭은 점산란체에 비해 매우 크며 한 빔내에는 다수의 점산란체가 다분히 불규칙적으로 산재되어 있다. 따라서, 수신되는 에코신호는 그림4와 같이 빔 내에 포함되는 모든 점산란체로부터의 반사파에 의한 것으로 볼 수 있다. 그러나 같은 빔내에 포함된 점산란체라고 해도 그 위치에 따라 음압분포가 다르므로 모든 점산란체가 에코신호의 진폭에 동일한 크기로 영향을 주는 것은 아니다. 따라서, 생체조직을 미세한 점산란체가 다수 불규칙하게 모여있는 산란체군으로 가정하면, 에코신호는 각각의 점산란체로 부터의 반사파가 상호 간섭하여 형성된 것으로 볼 수 있으므로 진폭은 확률적으로 결정된다.[4-6] 따라서, 영상화 한 결과에는 ②에서 언급한 것보다 훨씬 많은 스펙클 성분이 포함되어 점산란체에 대한 정보추출이 어렵게 된다. 이는 진동자가 갖는 빔폭에 다수의 점산란체가 포함되어 발생한 스펙클 성분으로 간주된다.

B-모드 영상은 ③과 같은 조건하에서 스캐닝에 의해 구성되므로, 진동자의 이동에 따라 산란체 군의 일부가 빔내에 반복적으로 포함되어, 영상화한 결과에는 ③에서 언급한 측방향의 분해능을 저하시키는 스펙클 이외에 축방향의 분해능(lateral resolution)을 저하시키는 스펙클 성분이 포함된다. 이는 진동자가 갖는 빔폭에 포함된 다수의 점산란체와 스캐닝에 의해서 발생된 스펙클 패턴으로 간주된다.

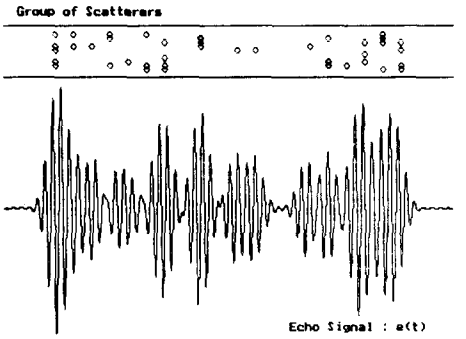


그림 4. 점산란체가 밀집한 경우
Fig. 4. Case of non-homogeneous point scatterers

Ⅲ. 음장 계산에 의한 B-모드 영상의 구성법

컴퓨터 시뮬레이션상에서 보다 엄밀하게 음장을 재현하기 위해서는 진동자의 음장특성이 충분히 고려되어야 하므로, 본 장에서는 피검체내에서 빔의 회절을 최소화하기 위해서, 현재 널리 사용되고 있는 오목형 원형 진동자의 형상함수, 즉 회절 임펄스 응답(Diffraction Impulse Response)에 대한 이론적 고찰을 하고, 그 이론을 근거로하여 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 B-모드 영상을 취득하는 과정을 서술하기로 한다.

1. RING 함수를 적용한 음장 계산

진동자가 진동속도 v(t)로 일정하게 진동하고 있을 때, 감쇠가 없는 균일 전파 매질중의 관측점 q(x, z)에서의 속도 포텐셜 $\phi(t)$는 Rayleigh적분식에 의해 식(2)로 주어진다.[16,17]

$$\phi(t)=\iint_s \frac{v(t-1/c)}{2\pi\ 1}dS \qquad (2)$$

여기서, c는 매질내에서의 음속이고 l은 진동면 S상의 미소면소 dS와 점q(x, z)간의 거리이다. 식(2)는 또한 식(3)과 같이 쓸 수 있다.

$$\phi(t,x,z)=v(t)\ *h(t,x,z) \qquad (3)$$

여기서,

$$h(t,x,z)=\iint_s \frac{\delta(t-l/c)}{2\ \pi\ 1}dS$$

식(2)에 표현된 2중 적분의 계산시간을 줄이기 위해 회절 임펄스 응답 h(t, x, z)를 식(4)로 주어지는 Ring 함수[18]를 도입하여 표현하면 식(5)와 같다.

$$Rg(l)=\begin{cases}\dfrac{1}{\pi}\cos^{-1}\left[\dfrac{2(R-l_0)^2\sqrt{R^2-a^2-(R-z)\{(R-l_0)^2+R^2-l^2\}}}{x\sqrt{(l^2-l_0^2)\{4R^2-(l_0)-(l^2-l_0^2)\}}}\right] & x\neq 0 \text{ and } l_1<l\leq l_{max} \\ & x=0 \text{ and } l_{min}<l\leq l_{max} \\ 1 & or\ l_{min}<l_1 \text{ and } l_{min}<l\leq l_1\end{cases} \quad (4)$$

$$h(t,x,z)=\begin{cases}\dfrac{R}{|R-l_0|}R_g(t_c) & l_{dn}<t_c\leq l_{max} \text{ and } R\neq l_0 \\ \dfrac{a^2}{2Rc}\delta(t_c-R) & R=l_0 \\ 0 & \text{기타}\end{cases} \quad (5)$$

매질의 밀도를 ρ라 할 때, 임의의 위치(x, z), 시간t에서의 음압은

$$p(t,x,z)=\rho\frac{d}{dt}[v(t)*h(t,x,z)]=\rho\frac{dv(t)}{dt}*h(t,x,z) \quad (6)$$

가 된다. 여기서 변수l은 시간(t)과 매질내의 음속(c)의 곱으로 치환하였다. 관측점이 촛점과 일치할 경우의 음압은 식(7)로 쓸 수 있다.

$$p(t,x,z)=\rho\frac{\partial}{\partial t}v(t,x,z) \quad (7)$$

2. B-모드영상의 구성 원리

진동자로부터 임펄스 i(t)가 피검체를 향해서 입사되었다고 가정하면, 이 임펄스는 진동자 전면의 임의의 공간상의 위치(x, z)에 존재하는 하나의 점산란체에 대해서 h(t, x, z)의 회절 임펄스 응답을 갖는 것으로 볼 수 있다. 진동자 전면에 존재하는 많은 점산란체로부터 이상과 같은 과정을 통해 수신된 음압파형은 각 점산란체의 위치에 대응하는 시간축상에 그 음압의 크기로 중첩된다(그림 5). 점산란체로 부터 반사되어 진동자에 수신되는 응답 r(t, x, z)는 다음과 같다.

$$r(t,x,z)=p(t,x,z)\ *p(t,x,z) \quad (8)$$

여기서 *는 콘볼루션(convolution)을 나타낸다. A-모드내의 N개의 산란체군에 의한 응답 g(t, x, z)는

$$g(t,x,z)=\sum_{k=1}^{N}r_k(t,x,z) \quad (9)$$

로 표현되고, 입사파를 f(t)라고 하면, A-모드의 에코신호 e(t)는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$e(t)=g(t,x,z)*f(t) \quad (10)$$

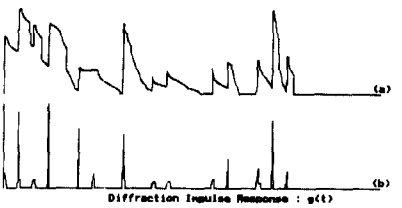


그림 5. 산란체군의 임펄스 응답
Fig. 5. Impulse response of scatterer group.

그림 5 에서, (a)는 피검체가 진동자의 촛점 내부에 존재할 경우의 임펄스 응답이고, (b)는 피검체가 진동자의 촛점 외부에 존재할 경우로 (a)보다 시간지연이 짧은 임펄스 응답이 나타난다. 따라서, 피검체의 위치에 따라 에코신호가 다르게 나타남을 알 수 있다. A-모드의 에코신호를 포락선 검파한 후 A-모드 영상을 구성한다. B-모드 영상은 스캐닝 조건에 따라 진동자를 이동시켜 구성된다. 본 논문에서는 진동자에 수신된 신호와의 콘볼루션을 피하고 산란체군이 받는 음압신호와 콘볼루션을 행하여 에코 신호로 간주한다. 프로그램의 순서도는 그림 6 과 같다.

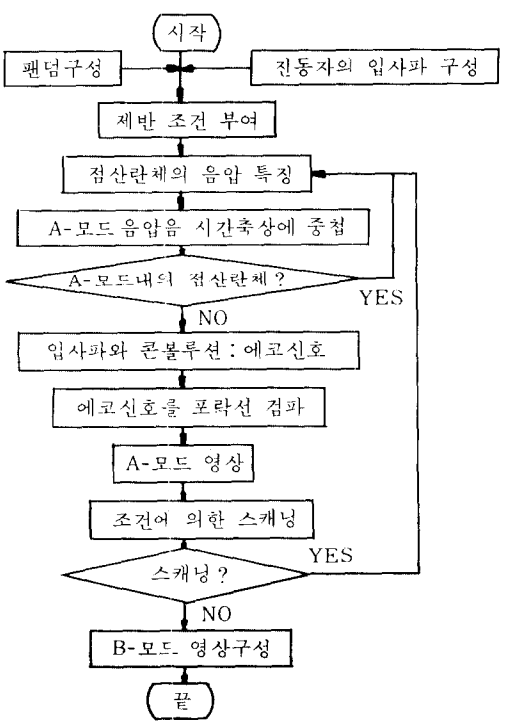


그림 6. B-모드영상의 구성 순서도
Fig. 6. Flowchart of B-mode image reconstruction.

Ⅳ. 주파수 합성법에 의한 스펙클 패턴의 감소

스펙클 패턴은 생체조직의 구조와 일치하지 않을 뿐아니라 영상화 시스템의 고유 특성에 좌우되는 경향이 강하므로, 스펙클 패턴의 발생 원인을 개선하거나 발생된 스펙클 패턴을 감소하여 보다 좋은 영상을 구하는 것이 필요하다. 스펙클 자체가 에코신호의 진폭변화에 의한 것이며, 에코신호의 진폭은 산란체로부터의 반사파의 진폭 및 위상에 의해서 결정되므로 상관이 적은 에코신호를 얻어 그에 따른 영상을 구성하는 것이 필요하다.

주파수 합성법은 초음파 펄스 에코법의 장점인 실시간 영상화를 잃지않고 단점인 스펙클 패턴에 의한 영상 열화 요인을 줄이려는 방법의 하나로 그 원리는 다음과 같다. 먼저, 피검체 내부를 향해 광대역을 갖는 초음파 펄스를 입사하고, 검출된 에코신호 e(t)를 FFT한 후에 주파수 영역에서 그림 7과 같이 통과역이 다른 복수개의 BPF(band pass filter)에 입력한다. 여기서 각각의 BPF는 그림 7에 나타낸 바와 같이 통과대역이 4MHz인 가우시안 필터이다. 이때, 각각의 BPF로부터 나오는 출력신호 $X_n(f)$는 BPF의 특성에 의해 서로 다른 중심 주파수를 갖기 때문에, 이 신호를 IFFT할 경우 각각의 출력신호는 중심 주파수가 다른 각각의 초음파 펄스를 입사한 경우의 에코신호와 같다. 따라서, 이들의 출력신호를 각각 포락선 검파하여 평균화한 후 영상화하면, BPF를 통과한 출력신호가 상호 상관성이 적기 때문에 영상에서는 스펙클 패턴이 감소된다. 신호처리 과정은 그림 8과 같다.

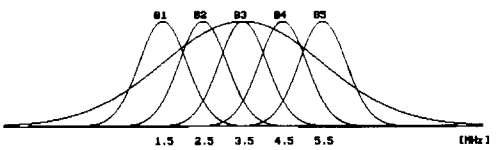


그림 7. BPF의 통과 대역
Fig. 7. Pass band of BPF.

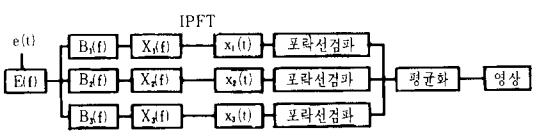
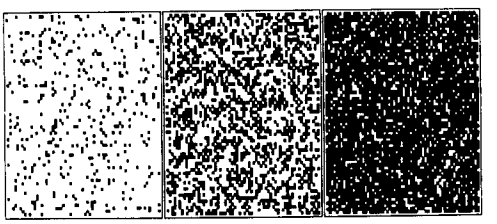


그림 8. 신호처리 과정
Fig. 8. Signal processing procedure.

Ⅴ. 컴퓨터 시뮬레이션

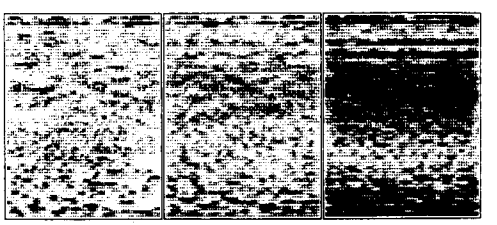
1. 산란체 밀도의 영향

그림 9와 같이 10개/cm², 40개/cm², 80개/cm²의 밀도를 갖는 팬텀으로부터 구성된 B-모드 영상을 그림10에 나타냈다. 그림 9와 그림10에서 산란체군의 밀도가 낮을 경우 즉, 점산란체간의 평균거리가 넓을 경우에는 개개의 점산란체가 측방향과 축방향으로 확산된 B-모드 영상이 나타남을 볼 수 있다. 그러나, 산란체군의 밀도가 높을 경우 즉, 산란체간의 거리가 가깝게 되면, 양방향으로 확산된 영상이 상호 간섭하여 팬텀과의 상관성을 잃어감을 볼 수 있다.



(a) Density:10 (b) Density:40 (c) Density:80

그림 9. 팬텀
Fig. 9. Phantom.



(a) Density:10 (b) Density:40 (c) Density:80

그림10. 팬텀(그림9)의 B-모드 영상
Fig. 10. B-mode image of phantom (fig. 9).

2. B-모드영상의 전력 스펙트럼

B-모드영상의 전력 스펙트럼을 분석하는 이유는, B-모드영상에 생기는 스펙클 패턴이 팬텀(피검체) 내의 밀도변화에 따라 어떻게 변화 하는가를 확인하고, 그 변화량을 정량화 하고자 하는데 있다.

일반적으로, 영상과 전력 스펙트럼 사이에는 다음과 같은 관계가 있다. 그림11에서 보인 전력 스펙트럼의 계산과정에 의해 얻은 팬텀과 B-모드 영상의 전력 스펙트럼을 그림12와 13에 나타냈다.

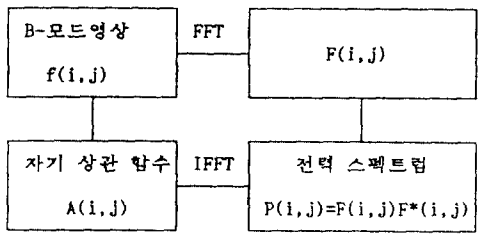
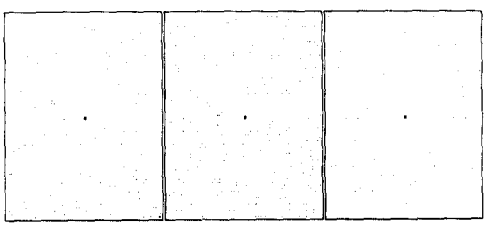
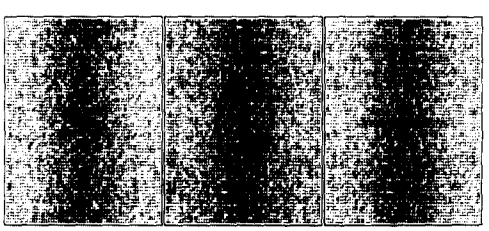


그림11. 영상과 전력 스펙트럼의 관계
Fig. 11. Relation of image and power spectrum.



(a) Density:10 (b) Density:40 (c) Density:80

그림12. 팬텀(그림9)의 전력 스펙트럼
Fig. 12. Power spectrum of phantom (fig. 9).



(a) Density:10 (b) Density:40 (c) Density:80

그림13. B-모드영상(그림10)의 전력 스펙트럼
Fig. 13. Power specturm of B-mode image(fig. 10).

그림12와 그림13에서 팬텀의 전력 스펙트럼과 B-모드영상의 전력 스펙트럼을 비교하면, B-모드 영상의 전력 스펙트럼은 팬텀의 전력 스펙트럼에 저주파 영역을 중심으로 가우스형의 윈도우(Gaussian Window)를 씌운것에 가까우며, 가우스형 윈도우는 전체적인 밀도가 높아지면서 넓은 주파수 영역을 포함하는 형태가 된다. 저주파 영역을 관찰하면, 팬텀의 전력 스펙트럼에서는 볼 수 없었던 성분이 B-모드 영상의 전력 스펙트럼에 존재함을 볼 수 있다. 또한, 밀도의 변화에 따른 전력 스펙트럼의 변화를 관찰하면, 팬텀의 전력 스펙트럼에서는 밀도에 관계없이 저주파 영역에서 고주파 영역까지 균일한 분포를 나타내지만, B-모드영상의 전력 스펙트럼에서는 밀도에 따라서 민감하게 변화하여 산란체군의 밀도가 낮을 경우에는 가우스형 윈도우의 폭이 작은 형태를 갖고, 밀도가 높아질 수록 고주파 영역에 비해서 직류성분을 중심으로 한 저주파 영역이 급속히 증가하는 형태를 나타내고 있다. 따라서, 산란체군의 밀도가 증가할 수록 전체 전력 스펙트럼에서 저주파의 점유율이 증가한다고 생각할 수 있다. 이러한 점을 고려하여, 저주파 영역의 전력 스펙트럼을 정량화하여 산란체군의 밀도와의 관계를 알아본다. 여기서, 저주파 영역의 전력 스펙트럼을 정량화하는 방법은, 0~∞까지의 전체 전력 P에 대한 0에서 어떤 주파수 (a)까지의 전력 △P의 비율을 산란체군의 밀도에 대해 정량화하는 것으로, 그 식은 (11)과 같다.

$$\frac{\triangle P}{P} = \frac{\int_0^a P(x)\ dx}{\int_0^\infty P(x)\ dx} \qquad (11)$$

P(x) : 전력 스펙트럼의 강도

a를 0~∞까지 변화시킨 그 결과를 그림14에 나타냈다.

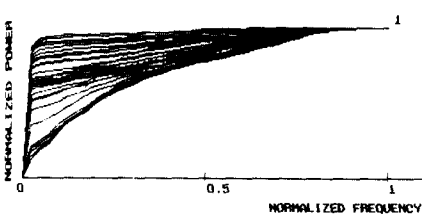


그림14. a의 변화에 따라 정량화된 전력의 비율
Fig. 14. Normalized power ratio to variation of a.

그림14는 a값을 변화시키면서 산란체군의 밀도가 다른 영상에 대한 △P/P를 나타낸 것이다. 이 그림에서 산란체군의 밀도가 증가할 수록 일반적으로 상측에 위치한 곡선임을 알 수 있었다. 이는 산란체군의 밀도가 증가할 수록 동일 주파수 a까지의 점유율이 급격히 상승한다는 것을 의미한다.

일정한 a값에서 산란체군의 밀도와 △P/P 특성곡선의 관계를 도표로 나타내면 그림15와 같다. 이것은 진동자의 입사파 파장을 변화시키면서 측정한 결과이다. 일반적으로 파장이 길수록 저주파 영역의 점유율이 급격히 상승하는 것이 확인되었다.

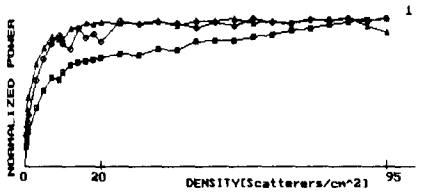


그림15. 산란체군의 밀도에 따른 △P/P의 변화
Fig. 15. △P/P variation to density of scatterer group.

3. 스펙클 영역

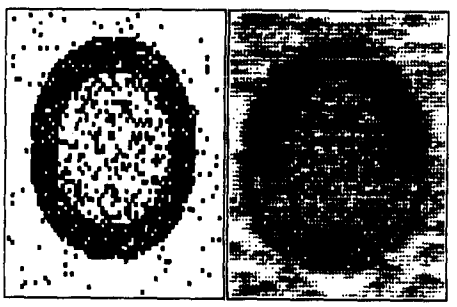
그림15의 결과에서 산란체군의 밀도가 낮을 때는 △P/P가 급격한 상승을 보여 밀도에 대해서 선형적 특성을 갖는다는 것을 알 수 있고, 산란체군의 밀도가 어느정도 높아지면 곡선의 기울기가 평행하게 되어 선형적 대응성을 잃게 된다. 즉, 산란체군의 밀도가 낮을 경우에는 각각의 점산란체로 부터의 반사신호는 시간적으로 독립된 형태로 수신되므로 에코신호의 포락선에 의해 형성된 B-모드영상은 점산란체에 대응하는 정보이지만, 산란체군의 밀도가 점차 증가하면서 각각의 점산란체로부터의 반사신호는 서로 간섭하는 정도가 증가하여 일정한 밀도 이상이 되면 에코신호의 진폭은 점산란체의 분포와는 직접적인 관계없이 단순히 통계적인 형태를 갖는 상태로 된다. 이때, B-모드 영상에는 스펙클 패턴이 지배적인 양상을 이루게 된다. 이와 같이, 점산란체에 의한 반사신호가 상호 간섭이 시작되는 그 이상의 고밀도의 영역을 스펙클 영역이라고 한다. 스펙클 영역은 피검체의 밀도 분포에도 기인하지만, 영상화 시스템의 고유한 특성에 대한 의존도도 높은 것으로 알려져 있다.[3] 그 특성은 다음과 같다.

1) 진동자의 중심주파수(공진 주파수).
2) 입사파의 펄스 구간
3) 진동자의 유한 개구 반경과 곡률반경에 의한 음장특성.

4. 스펙클 패턴 감소

단일 진동자를 사용하여 구성된 B-모드영상과 주파수 합성법에 의해 구성된 여러 개의 B-모드 영상을 비교, 검토한 결과를 서술하면 다음과 같다.

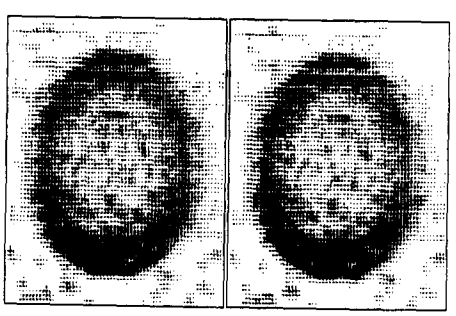
그림16에 밀도 90개/cm²의 물체내에 밀도 30개/cm²의 이물질이 있는 팬텀과 그 B-모드 영상을 나타냈다. 그림17은 각 영상에 복수개의 필터를 사용하여 취득한 결과이다. 이 때, 사용한 가우스형 필터의 사양은 표1과 같다.



(a) Phantom (b) B-Mode Image

그림16. 팬텀과 단일 진동자에 의한 B-모드영상
Fig. 16. Phantom, and B-mode image of single transducer.

(a) Filter : 3 (b) Filter : 5



(c) Filter : 7 (d) Filter : 9

그림17. 주파수 합성법에 의한 결과
Fig. 17. Result of frequency compounding technique.

표 1. 필터 사양(대역폭 : 1MHz)
Table 1. Filter specification (Bandwidth: 1MHz).

갯수	처음	끝	이동	단위
3	3.0	4.0	0.5	MHz
5	2.5	4.5	0.5	MHz
7	2.0	5.0	0.5	MHz
9	1.5	5.5	0.5	MHz

지금까지의 결과에서 주파수 합성법을 사용하여 취득한 B-모드 영상이 단일 진동자에 의한 영상보다 시각적으로 피검체내의 경계면 추출에는 효과적인 것으로 나타났으나, 시각적으로 개선된 효과가 필터의 숫자에 비례하는 것은 아니었다. 즉, 사용된 필터의 수가 증가하더라도 그 효과는 어느 정도의 제한성을 가지며, 사용된 필터의 대역폭이나 필터링 주파수 대역 등에 따라 다른 결과가 나타남을 알 수 있었다. 따라서, 본 방법의 효과를 최대화하기 위해서는 보다 정교한 필터 설계와 스펙클 패턴과 분해능과의 trade off 현상에 관한 연구가 있어야 할 것으로 생각된다. 본 논문에서는 이상과 같은 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 통해 주파수 합성법은 피검체내의 경계면을 추출하는데 매우 효과적이지만, 그 효과가 제한적이며, 여러가지 주변 여건에 의한 영향이 매우 큼을 확인 했다.

Ⅵ. 결　론

본 논문에서는 생체 내부의 단층상을 얻기 위하여 널리 이용되고 있는 초음파 펄스 에코법을 이용한 초음파 진단장치에서, 최대의 단점으로 지적되고 있는 스펙클 패턴에 의한 B-모드 영상의 경계면 흐림화 문제를 개선하기 위하여, 스펙클 패턴이 제거된 B-모드영상을 구성하고자 하였다. 또한, 그 문제점을 지적하여 보다 좋은 효과를 얻을 수 있는 방안을 모색하는데 목적을 두었다. 이를 위해서, 스펙클 패턴의 발생 이론과 B-모드영상 구성의 원리를 알아보고, 스펙클 패턴 제거를 위한 주파수 합성법의 원리를 설명하였다. 또한, 오목형 원형 진동자의 음장 특성을 고려한 시뮬레이션을 통하여 스펙클 영역의 의미를 규명하고, 주파수 합성법을 적용한 B-모드 영상을 취득하여 그 유효성을 확인하였다.

스펙클은 점산란체로부터 되돌아온 반사파들의 상호 간섭에 의해 생기므로, 생체내의 산란군체의 밀도는 B-모드영상의 스펙클 패턴과 밀접한 관계를 갖는다. 따라서, 본 논문에서는 먼저 산란군체의 밀도를 반영한 스펙클 패턴의 특징을 밀도에 따라 정량화함으로써 스펙클 영역의 의미를 정립했다. 스펙클 영역은 피검체내의 밀도분포가 일정한 밀도 이상으로 높아지면 취득된 B-모드영상이 실제 피검체와 다른 형태로 되어 정확한 내부 구조를 알기 어렵게 되는 정도의 밀도 분포 영역이다. 이때의 B-모드영상은 피검체내의 밀도 분포뿐만 아니라 영상화 시스템에 의해서도 영향을 받게 된다. 이는 영상화 시스템의 특성이 반영된 복합적인 결과로 볼 수 있다. 실제의 피검체가 스펙클 영역의 밀도를 갖는다는 가정하에서 볼 때, 보다 효과적으로 B-모드 영상의 문제점을 개선하기 위해서는 영상화 시스템의 영향을 충분히 고려할 필요가 있다. 따라서, 본 논문에서는 오목형 원형 진동자가 갖는 음장 특성을 고려한 시뮬레이션을 통해 스펙클 영역의 의미를 정립하고, B-모드영상을 취득한 후, 주파수 합성법을 적용하여 스펙클 패턴을 제거할 수 있다는 것을 보였다. 그러나, 주파수 합성법을 사용하여 취득한 B-모드영상이 단일 진동자에 의한 영상보다 시각적으로 피검체내의 경계면 추출에 효과적인 것으로 나타났으나, 시각적으로 개선된 효과가 필터의 숫자에 비례하는 것은 아니었다. 즉, 사용된 필터의 수가 증가하더라도 그 효과는 어느 정도의 제한성을 가지며, 사용된 필터의 대역폭이나 필터링 주파수 대역 등에 따라 다른 결과가 나타남을 알 수 있다. 따라서, 주파수 합성법의 효과를 최대화하기 위해서는 그 전제조건이라고 할 수 있는 광대역을 갖는 입사파 구성과 필터 구성의 문제가 제기되므로 이에 대한 연구 및 매질내에서 감쇠·산란·다중반사 등의 영향이 고려된 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

參 考 文 獻

[1] 編集：中島眞人, "Clincal Ultrasound Series9：臨床超音波シリーズ新しい 超音波診斷技術," pp. 47－81, pp. 135－146, 南江堂, 1984.

[2] 최종수, "초음파 CT의 현황과 전망," 전기학회지 제31권 제7호 특집：신호 및 영상처리, pp. 492－500, 1982년 7월,

[3] A. OHYA, S. YUTA, and M. NAKAJIMA, "超音波スペックル領域の定量化(散亂體密度とスペックル領域)," 超音波醫學 Vol. 16 No. 4, pp. 303－312 1989 .

[4] Robert F. Wagner, Stephen W. Smith, John M. Sandrik, and Hector Lopez, "Statistics of Speckle in Ultrasound B-Scans," *IEEE Transactions on sonics and Ultrasonics*, vol. 30 no. 3, pp. 156-163, May 1983.

[5] Gregg E. Trahey and Stephen W. Smith, "Properties of Acoustical Speckle in the Presence of phase aberration part I; first order statistics," *Ultrasonic Imaging* 10, pp. 12-28, 1988.

[6] T.A Tuthill, R.H. Sperry, and K.J. Parker, *"Deviations from rayleich statistics in ultrasonic speckle." Ultrasonic imaging, 10,* pp. 82-89, 1988.

[7] Robert L. Galloway, Bruce A. McDermott, and Fredrick L. Thurstone, "A frequency diversity process for Speckle reduction in Real-Time Ultrasonic images," *IEEE Trangactions on ultrasonics, Ferroelectrics, and frequency control.*, vo.. 35, no. 1, pp. 45-49, January 1988.

[8] G.E. Trahey, J.W. Allison, S.W. Smith, and O.T. von Ramm, "A quantitative approach to speckle reduction via frequency compounding," *Ultrasonic imaging 8*, pp. 151-164, 1986.

[9] Steve M. Gehlbach and F. Graham Sommer, "Frequency diversity speckle processing," *Ultrasonic imaging 9*, pp. 92-105, 1987.

[10] Paul A. Magnin, Olaf T. von Ramm, and Frederick L. Thurstone, "Frequency compounding for speckle contrast reduction in phased array images," *Ultrasonic imaging 4*, pp 267-281, 1982

[11] Christoph B. Burckhardt, "Speckle in Ultrasound B-Mode Scans," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. SU-25, no. 1, pp. 1-6, January 1978.

[12] Gregg E. Trahey, Stephen W. Smith, and Olaf T. von Ramm, "Speckle Pattern Correlation with lateral Aperture Translation: Experimental Results and Implications for Spatial Compounding," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control.* vol. UFFC-33, no. 3, pp. 257-264,May 1986.

[13] P. Mohana Shankar, "Speckle Reduction in Ultrasound B-Scans Using Weighted Averaging in Spatial Compounding," *IEEE Transactions on Ultrasonics, perroelectrics, and frequency control.* vol. uffc-33, no. 6, pp. 754-758, November 1986.

[14] I. Akiyama, A. Hayama, M. Nakajima, S. Yuta, "超音波斷層像からの生體內變位量分布の測定" 電子情報通信學會論文誌 D Vol. J71－D, No. 4 pp. 733－736, (1988)

[15] T. Kanazawa, M. Shingyouuchi, I. Akiyama, T. Itoh, S. Yuta, and M. Nakajima, "Ultrasonic speckle Velocimetry," Jpn. J. Med Ultrasonics vol. 15, no. 5, pp. 377-386, 1988.

[16] Shigeo Ohtsuki, "Calculation method for the nearfield of a sound source with ring function," The Journal of the Accoustical Society of Japan vol. 30, no. 2, pp. 76-81, Feb. 1974.

[17] Mathias A. Fink and Jean-Francois cardods, "Diffraction Effects in Pulse-Echo Measurement," *IEEE Transactions on sonics and ultrasonics* , vol. SU-31, no. 4, pp. 313-329, July 1984.

[18] T. Itoh, M. Hirose, and C. Kasai, "Sound Fields of a Concave Transducer in an Attenuating Medium and Their Effects on Resolution," 超音波醫學 vol. 11, no. 6, pp. 339-347, 1984.

著 者 紹 介

朴 熙 英(準會員)

1965年 3月 20日生. 1987年 2月 중앙대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1991年 8月 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1991年 8月～현재 삼성전자 정보통신부문 기흥연구소 연구원 주관심분야는 신호 및 영상처리 등임.

●

崔 宗 秀(正會員) 第28卷 B編 第5號 參照
현재 중앙대학교 전자공학과 부교수

崔 鍾 鎬(正會員)

1957年 5月 17日生. 1982年 2月 중앙대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1984年 2月 중앙대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1987年 2月 중앙대학교 대학원 전자공학과 박사학위 취득. 1990年 3月 국립군산수산전문대학 전자과 조교수. 1990年 3月～현재 강남대학교 전산학과 조교수. 주관심분야는 영상처리 및 컴퓨터시각 등임.