

변형된 Wiener 필터를 이용한 초음파 B스캔영상의 해상력 향상

鄭俊榮 · 陳榮敏 · 李爐成 · 禹廣芳 · 俞亨植

Resolution Enhancement of Ultrasonic B-scan Images by Modified Wiener Filter

Jun-Young Jyung, Yong-Min Chin, No-Sung Lee, Kwang Bang Woo, and Hyung-Shik Yu

- Abstract -

In this paper, the deconvolution method utilizing a modified Wiener filter is applied for the enhancement of lateral resolution of ultrasonic B-scan images. For this purpose, a phantom composed of wires which are 0.6mm of diameter and apart in the range between 3 to 9mm is constructed. The modified Wiener filter with optimal parameter is applied to the phantom for the analysis of ultrasonic image. The results obtained are as follows : When all parameters of the modified Wiener filter are optimal, the resolution of B-scan images is enhanced by 50 percent : Otherwise, the images are blurred, spilt at peak points, or noises are strengthened severely. When the point-spread function representing the characteristic function of the system is determined, the selection ranges of optimum parameters may be narrowed. It is expected that the proposed method may be able to apply to clinic situations for more accurate image analysis by means of reducing the loss of important information.

1. 서 론

현재 의료진단에서 사용되는 있는 초음파 영상기법은 펄스 반사 방식인 B스캔원리에 기초한다.^{1, 2)} 전형적인 B스캔기법에서는, 투영될 물체를 향해서 짧고 좁은 펄스를 발사하는 초점이 잘 맞추어진 단일

트랜스듀서를 사용하여, 펄스를 발사한 트랜스듀서는 물체로부터의 반사파를 받아들여 복조에 의하여 이를 비디오 신호로 변환시킨다. 이는 선택된 탐색선에서의 물체의 반사계수를 나타내며, 이 때의 진행시간은 트랜스듀서로부터의 거리로 해석될 수 있다. 이 비디오신호는 일반적인 일직선(scan line)을 따라서 휘도에 의해 모니터에 표시되는데 물체의 2차원 영상은 여러 개의 탐색선을 따라 측정된 일련의 조합된 신호군이다.

초음파 B스캔영상의 해상력은 점 반향자(point reflector)를 사용하여 결정한다. 종축해상력은 초음파 펄스의 길이 또는 파장으로 결정되며, 횡축해상력은 그 폭에 의해 좌우되나, 초음파 펄스의 크기는

〈접수 : 1990년 4월 30일〉

연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

*연세대학교 방사선과

Dept. of Radiology, Yonsei Cancer Center.

실용성에 의해서 크게 제한되기 때문에 일정구간 밖에서는 임의로 조정할 수 없으며 공간해상력 조정을 위하여 수신된 초음파 데이터를 디지털로 처리하는 방법이 제안되었다. 일반적인 시스템에서의 영상의 종축 또는 깊이 해상력은 횡축 또는 비임폭 해상력보다 뛰어나기 때문에 종축해상력의 향상은 화질개선에 큰 도움을 주지 않는다.³⁾ 그러나 횡축해상력에 대한 연구결과는 일정치 않다. Fatemi와 Kak⁴⁾은 초음파 영상 데이터에 작용하는 2차원 디콘볼루션 시스템의 이론적 분석을 최근에는 비임폭으로부터 얻을 수 있는 해상력향상이 제시되었다.^{5, 6, 7)} 일정 깊이에서 비임의 각 점으로부터 얻어진 초음파 신호의 비임패턴을 출발점으로 사용하고 일정거리에 있는 세포조직에서의 반사에 대한 디콘볼루션 기법이 적용될 때, 그 해상력 개선이 어떤 제한적인 인자에 의해 결정될 수 있으나 실제 연구결과에서는 분명한 개선점을 제시하지는 못하였다. 본 논문에서는 경험적 접근으로 변형된 Wiener 필터가 되는 디콘볼루션 필터를 개발하고 이를 사용하는 초음파 장치특성에 적절히 최적화시키고 시험물체의 영상에 적용함으로써, 변형된 Wiener 필터에 의한 초음파 B스캔영상 해상력 향상을 제시한다. 수개의 가는 선을 수조에 나란히 설치하여 시험물체를 만들고, 이로부터 얻어진 인접 간섭이 심한 영상 정보를 디지털 데이터로 변환시켜 변형된 Wiener 필터 알고리즘을 적용하여 IBM 386 PC에 의해 처리된다.

2. 초음파영상 재생과 Wiener 필터기법

초음파의 전자적 접속방법이 해상력 향상을 가져오며, 초음파 펄스의 크기는 실용성 범위에서 크게 제한되고 임의로 축소하지 못한다. 따라서, 공간 해상력 개선을 위하여 수신된 초음파 데이터의 디지털 처리 방법으로, 영상신호의 횡축 디콘볼루션^{3, 8)}과, 고주파신호의 종축 Kalman 필터링^{9, 10)}등이 제시되었다. 본 논문에서는 B스캔영상에 Wiener 필터링을 적용하여 횡축해상력을 향상토록 한다. B스캔영상의 비데오신호는 반사계수 $r(y)$ 와 초음파비임의 정확산 함수 $f(y)$ 를 콘볼루션하면 잡음 $y(n)$ 이 존재할때 식 (1)과 같이 주어진다.¹¹⁾

$$m(y) = \int f(y-y') r(y') dy' + n(y) \quad (1)$$

윗 식에서 $n(y)$ 계산은 푸리에 변환을 기초로 한 디콘볼루션 기법⁶⁾을 사용한다.

식(1)의 푸리에 변환은

$$F(k)R(k) = M(k) - N(k) \quad (2)$$

해석적 함수로서 $F(k)$ 는 고립된 영점만을 가지고 있다. 만일 k 가 이들 영점을 포함하지 않으면

$$R(k) = \frac{M(k) - N(k)}{F(k)} \quad (3)$$

이며, 따라서 실 반사계수 $r(y)$ 는 다음과 같다.

$$r(y) = \frac{1}{2\pi} \int e^{-iky} \frac{M(k) - N(k)}{F(k)} dk \quad (4)$$

이 때 잡음 $n(y)$ 의 푸리에 변환 $N(k)$ 는 보통 미지이다.

실 신호 $s(y)$ 의 주파수 스펙트럼 $S(k)$ 가 잡음 $n(y)$ 의 주파수 스펙트럼 $N(k)$ 보다 큰 영역 I 가 k 공간에 존재한다. 이 영역에서 $S(k)$ 는 $M(k)$ 로 근사시킬 수 있으며 $r(y)$ 는 식(5)에 의해 계산된다.

$$r_0(y) = \frac{1}{2\pi} \sum \int e^{-iky} \frac{M(k)}{F(k)} \quad (5)$$

여기서 반사계수 $r_0(y)$ 는 구간 I 의 특정화 되는 경우이다. 이러한 특정화는 경험에 의해 설정되며, 이때 해는 신호와 잡음의 해에 의존하게 된다.

푸리에 변환에 기초를 둔 디콘볼루션이 영상의 번짐효과 (blurring) 제거방법에서는 기본이 되나 식 (4)의 경우, (가) 잡음 $n(y)$ 의 푸리에 변환 $N(k)$ 는 보통 미지이며, (나) 일반적인 정확산함수의 주파수 스펙트럼에서 영점을 가지고 있으며, (다) 정확산함수가 영점을 포함하고 있지 않은경우 나)와 유사한 상태가 되며, 잡음 항이 매우 크게 되어 결국 영상을 왜곡 시킨다. 디콘볼루션 기법이 잡음과 영점 존재에 예민하게 작용한다는 문제점은 Wiener 필터를 해결 가능하게 된다.

Wiener 필터는 선형추정

$$r(x, y) = L[m(x, y)] \quad (6)$$

를 찾음으로써 얻어지는데 여기서 L은

$$E\{[r(x, y) - \hat{r}(x, y)]^2\}$$

이 최소가 되도록하는 선형 연산자이다. 이의 영상 처리 응용을 위해 추정자를 유도하면 주파수영역에서는 다음과 같은 전달함수를 갖는다.

$$F_w(k) = \frac{F^*(k)}{|F(k)|^2 + N(k)/S(k)} \quad (7)$$

이로부터 식(4)는

$$r_w(y) = \frac{1}{2\pi} \int e^{-iky} \frac{M(k)F^*(k)}{|F(k)|^2 + N(k)/S(k)} dk \quad (8)$$

로 대치된다. 여기서 * 표시는 공액 복소수 쌍을 나타낸다.

식(8)에서 신호 및 잡음의 스펙트럼 결정이 실제로는 어려우며 그 근사치를 사용하게 된다. 본 논문에서는 S(k)와 N(k)가 상수가 되는 가장 간단한 경우를 우선 검토한다. 이 때 신호와 잡음은 둘 다 백색(white)으로 가정되며, Wiener 필터의 형태는 다음과 같이 주어진다.

$$r_w(y) = \frac{1}{2\pi} \int e^{-iky} \frac{M(k)F^*(k)}{|F(k)|^2 + P^2 |F(0)|^2} dk \quad (9)$$

P인자는 $r_w(y)$ 의 평활성(smoothness)을 좌우하며 F(0)의 값, 즉 f(y)의 정규화에 의존하지 않는데 P의 '최적'치는 신호 대 잡음비에 주로 의존하고, 사용자의 의도에 따라 변화시킬 수 있고 경험적으로 찾아낼 수 있다.

점확산 함수 F(k)는 디콘볼루션의 적용을 위하여 특정화되어야 한다. 본 논문에서는 실제 초음파 점확산함수와 유사한 파형을 갖는 함수의 k값을 선택하여 식(10)을 사용한다.

$$f(y) = \frac{F(0)}{2\sqrt{2\pi}} k_1 e^{-\frac{1}{2}(yk_1)^2} \quad (10)$$

3. 실험 및 고찰

3.1 B스캔영상의 구성

실험에서는 인접한 상간의 간섭이 심한 영상을 얻기 위한 모의물체를 제작하였다. 모의물체는 수조안에서 7개의 가느다란 선을 수평면에 평행하게 설치하고, 기포를 제거한 증류수를 채워 제작된다. 각 선 사이의 간격은 3~9mm로 다양하게 변화시켰으며, 선의 지름은 0.6mm이다.

이와 같이 제작된 모의물체와 점 반향자(point deflector)로부터, 연세 암센터에서 진료용으로 사용하는 TOSHIBA사 SONOLAYER L SAL-30A와 SONOCAMERA TC-8300을 이용하여 초음파 B스캔 영상을 필름으로 얻는다. 부착된 트랜스듀서는 64개 배열의 선형배열로 이루어졌으며 그 길이는 3cm이고 주파수는 2.5MHz로 조정한다. 사용된 초음파 진단기의 영상시스템은 복조, 시간보상이득, 로그함수적 증폭 등을 포함한다.

여기서 얻어진 영상필름으로부터 256×256개의 화소(picture element)를 설정하고, 각 화소당 음이 아닌 8비트 수 256단계의 휘도를 갖도록 디지털화(digitalize)하여 데이터를 수집한다. 데이터수집용 digitizer로는 Imaging Technology사 Series 151 Image processor와 PULNIX TML-54 Camera를 사용한다. 이산 데이터로 바꾸어진 영상정보는 IBM 386PC에서 한 행(row)씩 앞에서 제안된 Wiener 필터링 알고리즘이 적용된다. 이렇게 새로 구성된 영상데이터를 다시 계조도(gray level)에 따라 컴퓨터 모니터에 도시하여, 원래의 영상과 비교하여 동시에 그들의 주파수 스펙트럼 분포를 통하여 영상의 개선 여부와 그 개선 정도를 검토한다. 그림 1은 실험에 사용된 전체 시스템의 블록선도이며 Wiener 필터링 알고리즘 흐름도는 그림 2와 같다.

3.2 해상력 향상도의 정의

영상이 개선된 정도를 측정하는 척도를 본 연구에서는 다음과 같이 정의한다.

사용된 점확산함수는, 비임폭 w_1 를

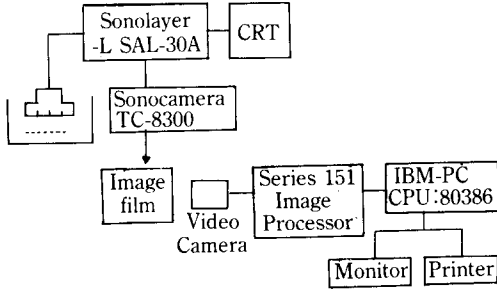


그림 1 실험 시스템의 블록선도
Fig. 1 Configuration of experimental system

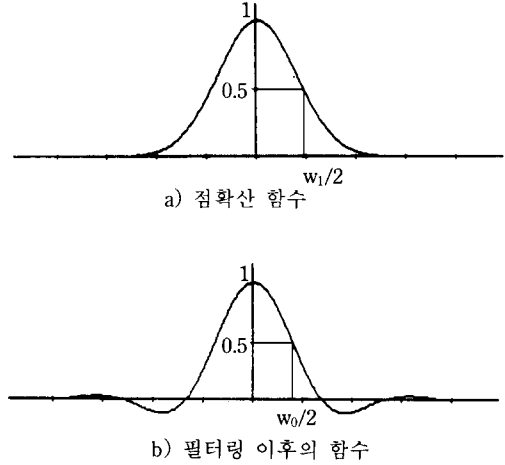


그림 3 해상력 향상도 측정을 위한 함수폭의 정의
Fig. 3 Definition of resolution enhancement

중심을 둔 점 반향자를 필터링 처리하여 재생된 반사계수 $r_c(y)$ 의 폭 w_c 는

$$r_0 \left(\frac{w_0}{2} \right) = \frac{1}{2} r_0(0) \quad (12)$$

로 정의한다(그림 3(b)참조). 이때 해상력 향상도 인자 R은 식(13)의 필터링 전후의 해상력 비로 주어진다.

$$R = \frac{(W_0)^{-1}}{(W_0)^{-1}} = \frac{W_1}{W_0} - 1 \quad (13)$$

3.3 결과 고찰

점반향자로부터 얻은 초음파 B스캔 영상을 제조도에 따라 도식한 것이 그림 4와 같다. 점반향자 영상의 개형은 그림 5와 거의 일치하며, 따라서 실험에서 사용된 점확산 함수의 선정이 수용될 수 있음을 알 수 있다.

표 1은 P값의 변화에 따라 원래 영상에 필터링 알고리즘을 적용한 후, 결과 영상의 해상력 향상도를 식(13)에 의해 표시한 것이다. 표에 따르면 P값이 작아짐에 해상력은 점차로 향상되나 어느 수준 이상에서는 다시 화질이 저하되어짐을 알 수 있다. 따라

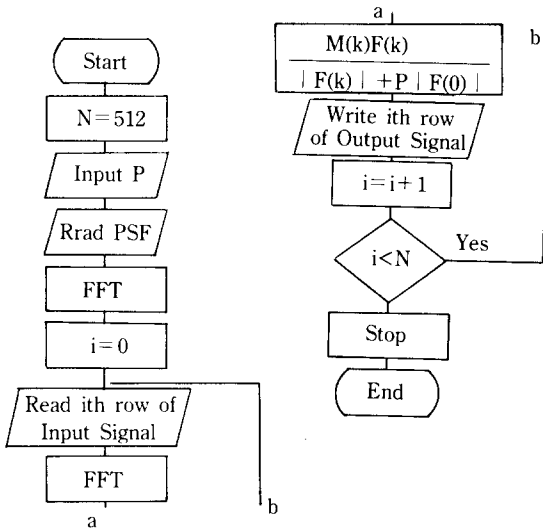


그림 2 Wiener필터링의 흐름도
Fig. 1 Flow chart of Wiener filtering

$$f \left(\frac{w_1}{2} \right) = \frac{1}{2} f(0) \quad (11)$$

이라 정의했을 때 $w_1 = 7\text{mm}$ 이며, 이는 반복적인 필터링 처리에 의하여 최적치가 선택된 것이다.

초음파 영상의 횡축 해상력은 횡축 점확산 함수 $f(y)$ 의 폭에 해당하는 것이 된다. 점확산 함수의 폭 W_1 은 식(11)에서 정의하였듯이 그림 3(a)와 같이 중심의 최고점이 원점에 위치하였을 때, 최고치의 1/2가 되는 점에서의 y값의 2배가 된다. 또한 원점에

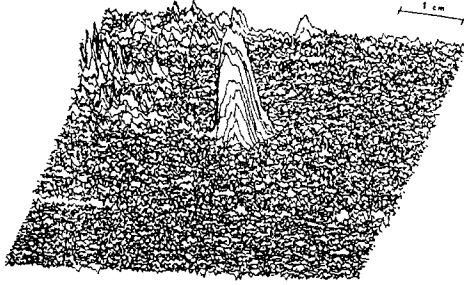


그림 4 계조도에 의해 표시된 점반향자의 영상
Fig. 4 Gray scale plotting of the point reflector

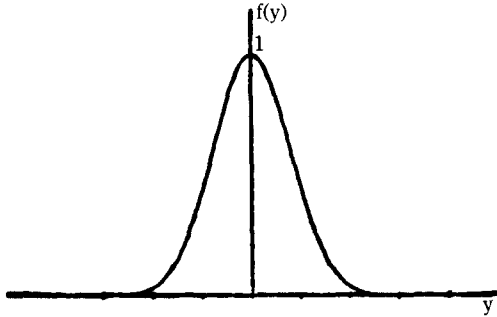


그림 5 정규화한 점확산 함수
Fig. 5 $f_1(y) = e^{-xy^2}$

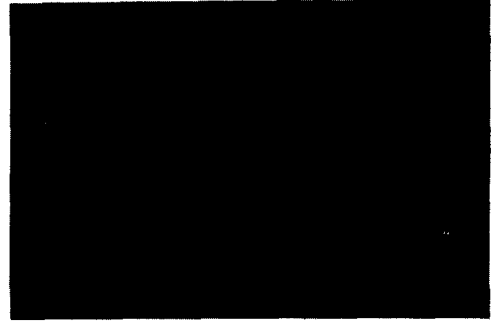
표 4.1 P값에 따른 해상력의 변화

Table 4.1 Resolution Enhancement

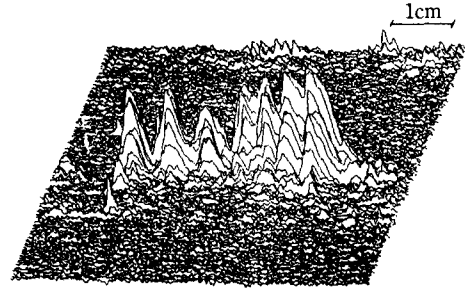
	비입폭(mm)	해상력향상도(%)
원래영상	7.0	0
P=0.18	4.7	49
P=0.24	4.5	55
P=0.30	4.5	55
P=0.36	5.5	27
P=0.60	5.8	21

서 초음파 B스캔 영상을 Wiener 필터링 처리함에 의해 해상력은 약 55%까지 향상될 수 있다.

그림 6은 본 연구에서 사용된 모의물체의 원래 영상필름과 이를 개조도에 따라 도시한 것이다. 그림



a) 원래 영상 필름



b) 계조도에 의한 도시

그림 6 모의물체의 원래 영상
Fig. 6 Original image of phantom

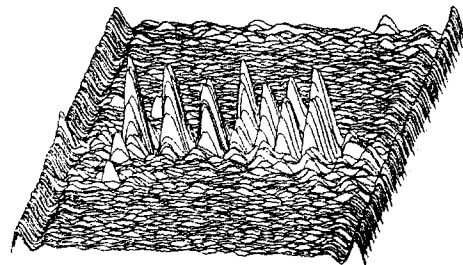


그림 7 필터링 이후 개선된 모의물체의 영상
Fig. 7 Enhanced phantom image after filtering

에서 보면 왼쪽 3개의 선들은 그 윤곽이 뚜렷이 구분되나 오른쪽 4개의 선들은 서로 심하게 간섭되어 쉽게 구분되지 않는다. 이 영상을 앞서 제시한 방법으로 필터링 처리한다.

그림 7은 필터링 처리 함수 식(9)의 p값을 변환시키면서 그림 6 모의물체에 대한 원래영상에 이 알고리즘을 적용하여 얻은 본 실험에서 가장 개선된 모

의물체의 영상이다. 그림에서 왼쪽 3개의 최고점들은 원래의 영상에 비하여 그 폭이 상당히 축소되었고, 오른쪽 4개의 최고점들은 뚜렷하게 구분되어 간섭의 영향이 현저히 줄어들었으며, 최적의 p 값 선택에 의해 전체적으로 50% 정도의 해상력 향상이 된다.

필터링 이후의 영향이 원래의 영상에 비해 주파수 스펙트럼이 확장된다. 그림 8과 그림 9는 각각 원래의 영상과 필터링 이후 영상을 푸리에 변환하여 주파수 영역에서 도시한 것이다. 필터링 이후의 영상은 스펙트럼이 필터링 이전의 것보다 넓은 주파수 범위에 걸쳐 있다. 이러한 결과들을 점확산 함수와 p 값이 최적일 때 나타나는 것이다. 이들의 선택이 잘못되었을 때에는 영상이 더욱 무디어지거나 최고점 부근에서 갈라짐 현상이 일어나고, 때로는 잡음을 강하게 만들어서 실존 물체로 오인될 수 있다.

점확산 함수의 폭을 너무 넓게 선택했을 때의 필터링 이후의 영상(그림 10)에서, 원래의 영상보다 더욱 무디어져서 선의 갯수가 마치 4개인 것처럼 인

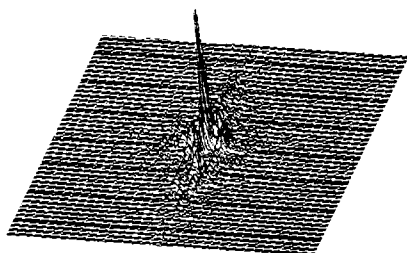


그림 8 원래 영상의 주파수 스펙트럼
Fig. 8 Power spectrum of original image

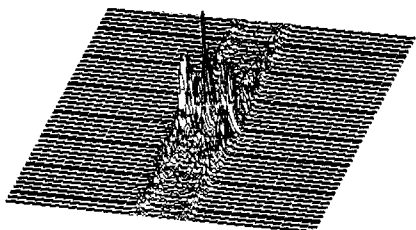


그림 9 개선된 영상의 주파수 스펙트럼
Fig. 9 Power spectrum of enhanced image

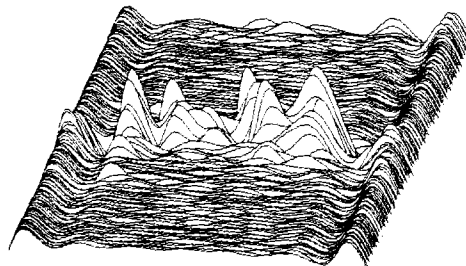


그림 10 점확산함수의 폭이 큰 경우의 필터링 영상
Fig. 10 Filtered image with the wide-width of point-spread function

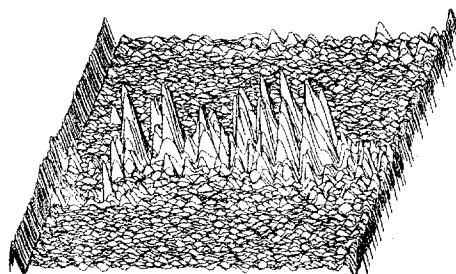


그림 11 점확산함수의 폭이 작은 경우의 필터링 영상
Fig. 11 Filtered image with the narrow-width of point-spread function

식되며, 이는 비교적 작은 선들이 계산과정의 잡음으로 간주되기 때문인 것이다.

점확산 함수의 폭을 최적의 것보다 작게 잡음을 경우의 필터링 이후의 영상(그림 11)은 선과 선 사이가 원래 영상보다는 잘 구분되어 있지만, 선 하나의 영상이 2~3개의 최고점으로 나뉘어짐으로써 마치 원래보다 많은 선들의 조밀하게 배열되어 있는 것처럼 보인다.

점확산 함수는 최적 선택에서, p 값을 너무 크게 하거나 너무 작게 선택한 경우의 영상은 각각 그림 12, 13에 나타나 있다. p 값을 크게 잡았을 때는 왼쪽 3개의 선은 그폭이 원래의 영상보다 좁아졌지만 오른쪽 4개의 선은 큰 변화가 없어서 전체적으로 무디게 나타나며(그림 12), p 값을 작게 잡았을 때는 최

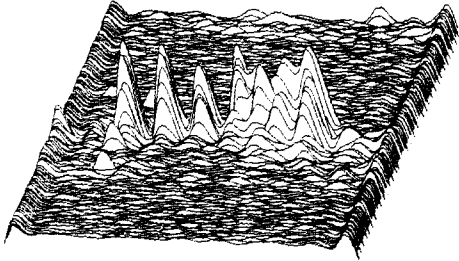


그림 12 P값이 너무 큰 경우의 필터링 영상
Fig. 12 Filtered image with a large value of the factor P

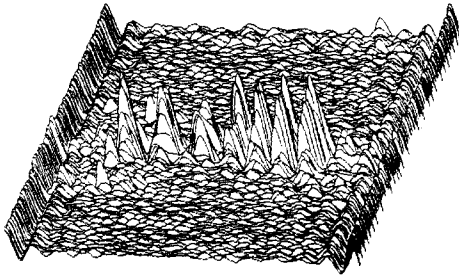


그림 13 P값이 너무 작은 경우의 필터링 영상
Fig. 13 Filtered image with a small value of the factor P

고점 부분의 갈라짐 현상과 아울러 잡음부가 비교적 강하게 나타난다(그림 13).

4. 결 론

본 연구에서는 초음파 B스캔 영상의 횡축 해상력 개선을 위하여 Wiener의 최적 추정 이론에 근거한 변형된 필터 사용을 검토하였다. 이 필터의 적용을 위하여 디콘볼루션 이론이 도입되었다. 인접선간에 간섭이 심한 모의물체에 대한 초음파영상을 한 행씩 Wiener필터링에 의해 다음 결과를 얻었다.

1. 점확산 함수와 p인자를 최적으로 선택했을 때, 해상력이 50% 이상 향상된다. 필터링 이후 영상의 주파수 스펙트럼은 원래의 영상보다 넓은 주파수범위로 확장된다.

2. 점확산 함수를 잘못 선택하였을 때에는 영상이 더욱 무디어지거나 최고점 부분에서 갈라짐 현상이 일어난다.

3. P인자의 선택이 적절하지 못하는 경우 영상의 개선이 거의 없고, 경우에 따라서는 잡음을 더욱 크게 만들어 준다.

많은 영점정보를 컴퓨터에서 반복처리하기 때문에 연산시간이 길어지지만 점확산 함수는 기기자체의 특성함수이기도 하며 최적치의 선택이 된후 다시 변경할 필요가 없으며, 영상의 상태에 따라 P인자의 범위도 좁혀질 수 있다. 모의물체에 대한 실험결과 이 방법을 실제로 임상에 응용할 경우 간섭 및 잡음에 의한 정보의 손실을 줄여줌으로써 보다 정확한 진단이 가능할 것으로 기대된다.

사의 : 이 논문은 아산사회복지사업재단의 1987년도 연구비 지원에 의하여 이루어졌음.

참 고 문 헌

- 1) J. I. Distasio, Ultrasonic as a Medical Diagnostics Tool, Noyes Data Corp., 1980.
- 2) J. F. Havlice & J. C. Taenzer, "Medical Ultrasonic Imaging: An Overview of Principles and Instrumentation", Proc. of IEEE, Vol. 67, pp. 620-641, no. 4, Apl., 1979.
- 3) D. E. Robinson and M. Wing, "Lateral Deconvolution of Ultrasonic Beams", Ultrasonic Imaging 6, 1984.
- 4) M. Fatemi and A. C. Kak, "Ultrasonic Imaging 2, pp. 1-47, 1980.
- 5) E. E. Hundt and E. A. Trautenberg, "Digital Processor of Ultrasonic Data by Deconvolution", IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, vol. SU 27, no. 5, SEP. 1980.
- 6) W. Vollmann, "Resolution Enhancement of Ultrasonic B-scan Images by Deconvolution", IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, vol. SU-29, no. 2, MAR, 1982.
- 7) L. Landini, D. Iraca and L. Verrazzani, "A Resolution Technique for an Ultrasonic B-scan

- Imaging System”, *Advances in Image Processing and Pattern Recognition*, Amsterdam : Elsevier Science Publishers D. V. 1986.
- 8) H. Schomberg, W. vollman and G. Manhnke, “Lateral Inverse Filtering of Ultrasonic B-scan Images”, *Ultrasonic Imaging* Vol. 5, pp. 38-54, 1988.
- 9) 남상일, “진단용 초음파 영상신호에 대한 Kalman 필터링 기법의 적용”, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1984.
- 10) 진영민, “주파수보외에 의한 초음파 영상신호의 해상력 향상”, 연세대학교 대학원 석사학위 논문, 1984.
- 11) S. M. Riad, “The Deconvolution Problem : An Overview”, *Proc. of the IEEE*, vol. 74, no. 1, JAN. 1986.