

횡측 디콘벌루션에 의한 초음파 B 스캔 영상의 해상력 향상

정준영, 진영민, 우광방
연세대학교 전기공학과

Resolution Enhancement of Ultrasonic B-Scan Images by Deconvolution

Joon-young Jeong, Young-min Chin, Kwang-bang Woo
Department of Electrical Engineering, Yonsei University

ABSTRACT - Digital processing of measured data offers a powerful means to improve the resolution and quality of ultrasonic imaging. The present research demonstrates that filtering typical B-scan images using Wiener filter enhances lateral resolutions by more than 50 percent. The filter is operated using the measured signal amplitude across the transmitter beam and the beam width. It is optimized for low noise and high resolution by an empirical approach. This method for lateral filtering produces a very useful result for the line images with high interference by neighboring lines.

1. 서론

초음파 영상기법은 의료진단에서 널리 적용된다. 이들 대부분의 기법은 일종의 펄스-반사방식인 B 스캔원리를 기초로 한다. 전형적인 B 스캔기법에서는, 투영될 물체를 향해서 짧고 좁은 펄스를 발사하는 송점이 잘 맞추어진 단일 트랜스듀서를 사용한다. 펄스를 발사한 트랜스듀서는 물체로부터의 반사파를 받아들여서 복조에 의하여 이를 비데오신호로 변화시킨다. 이는 선택된 탐색선에서의 물체의 반사계수를 나타내며, 이 때의 진행시간은 결국 트랜스듀서로부터의 거리로 해석할 수 있다. 이 비데오신호는 일반적으로 탐색선 (scan line)을 따라서 휘도에 의해 모니터에 표시되는데 물체의 2차원 영상은 여러 개의 탐색선을 따라 축정된 일련의 신호로써 조합된다.

B 스캔영상은 2차원의 휘도함수 $B(x, y)$ 로 표시되며, 여기서 x 는 종측, y 는 횡측의 좌표이다. $B(x, y)$ 는 물체 내

에서 (x, y) 좌표에 해당하는 부분에서 축정된 비데오신호이며, 좌표 (x, y) 에서의 반사계수와 거의 비슷하다. 주어진 x_0, y_0 에 대하여 1차원 x 의존함수 $B(x, y_0)$ 는 좌표 $(0, y_0)$ 로부터 시작되는 x 축에 평행한 탐색선에서의 반사계수를 나타내고 1차원 y 의존함수 $B(x_0, y)$ 는 길이가 일정한 $x = x_0$ 인 선에서의 반사계수이다. 초음파 B 스캔영상의 해상력은 점 반향자(point reflector)를 사용하여 결정한다. 종측해상력은 초음파 펄스의 길이 또는 파장으로 결정되며 횡측해상력은 그 폭에 의해서 결정되나, 초음파 펄스의 크기는 실용성에 의해서 크게 제한되기 때문에 일정구간 밖에서는 임의로 조정할 수 없다. 따라서 공간해상력을 개선하기 위하여 수신된 초음파 데이터를 디지털로 처리하는 몇가지 방법이 제안되었다. 일반적인 시스템에서 영상의 종측 또는 길이 해상력은 횡측 또는 비임폭 해상력보다 몇 배 더 뛰어나기 때문에 그동안 영상개선 연구의 주된 초점이 되어왔던 종측해상력의 향상은 화질 개선에 큰 도움이 되지 못했다. 그러나 횡측해상력에 대해서 보고된 연구결과는 일정치 않다. 1980년에 Fatemi와 Kak은 전체 초음파 영상 데이터에 작용하는 2차원 디콘벌루션 시스템의 이론적인 분석을 제시하였는데, 어떤 환경에서 주목할만한 개선에 이루어짐을 보여준다. 최근 많은 논문에서 비임폭으로부터 얻을 수 있는 해상력향상을 기술하고 있다. 이들 논문은 일정길이에서 비임의 각 점으로부터 얻어진 초음파 신호의 비임패턴을 출발점으로 사용한다. 즉 일정거리에 있는 세포조직 목표물로부터의 반사분포에 대한 디콘벌루션에 의하여 얻어진 영상의 해상력 개선에 있어서 어떤 인자로 인한 상한에 있다는 것을 실험과 이론으로 밝힌다.

적용된 방법은 여러가지 영상처리 분야에서 잘 알려진 것들과 흡사하며, 기본적인 특성으로서 선형성과 함께 콘벌루션 기법을 사용한다. 그러나 실제의 측정에 적용했을 때 여러가지 경우에서 선형성을 위배한다. 따라서 본 논문에서는, 이를 연구를 토대로 하여 경험적 접근으로 간이화된 Wiener 필터라고 할 수 있는 일종의 디콘벌루션 필터를 개발하고 최적화시키며, 이것이 초음파 B 스캔 영상의 해상력 향상에 상당한 효과가 있음을 입증하고자 한다.

2. 초음파영상의 재생

(1) 영상의 구성

B 스캔영상의 2차원 비데오신호 $B(x, y)$ 는 물체의 반사계수 $r(x, y)$ 와 초음파비임의 정확산함수 $f(x, y)$ 의 콘벌루션으로 다음과 같이 주어진다.

$$B(x, y) = \iint f(x-x', y-y') r(x', y') dx' dy' \quad (2-1)$$

x 와 y 는 그림 1에서와 같이 각각 종축 및 횡축좌표이다.

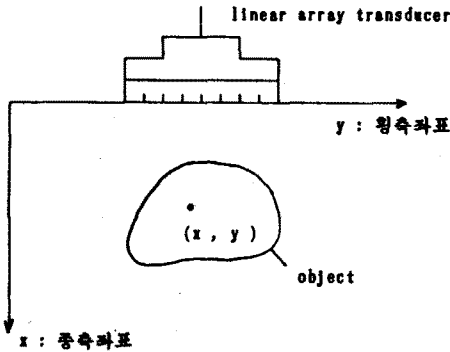


그림 1 B 스캔영상의 좌표계

B 스캔영상에서 종축해상도가 높다는 것은 $f(x, y)$ 가 다음과 같이 근사화될 수 있음을 의미한다.

$$f(x, y) = \delta(x) f(y) \quad (2-2)$$

여기서 $f(y)$ 는 횡축 정확산함수이다. 따라서

$$B(x, y) = \int f(y-y') r(x, y') dy' \quad (2-3)$$

이 된다. 해상력향상 문제에 있어서, 단지 영상의 한 선만을 검토하는 것으로도 그 결과를 예측하기에는 충분하다.

다음은 일정깊이 x_0 에서의 한 선을 검토한 것이다.

$$B(x_0, y) = g(y) \quad (2-4)$$

$$r(x_0, y) = r(y) \quad (2-5)$$

로 정의하여 다음 식을 얻을 수 있다.

$$g(y) = \int f(y-y') r(y') dy' \quad (2-6)$$

따라서 문제는 측정된 신호 $g(y)$ 로 부터 주어진 $f(y)$ 를 이용해서 반사계수 $r(y)$ 를 재생하는 것으로 압축된다. 점확산함수 $f(y)$ 는 위에서 제시되는데, 이는 실험에 의하여 경험적으로 얻을 수 있으며 여기서는 확실히 안다고 가정한다.

식 (2-6)을 기초로 한 재생문제는 소위 '부적당하게 설정된 문제 (improperly posed problem)'라고 한다. 이는 잡음의 혼입으로 인한 $g(y)$ 에서의 작은 변화는 재생된 $r(y)$ 에 큰 변화를 야기하기 때문이다. 즉, 반사계수가 $r(y)$ 인 무던함수와 $f(y)$ 를 식 (2-6)에 의하여 콘벌루션하면 그 결과는 다시 무디어진다. 잡음이 존재할 때, $g(y)$ 는 날카로운 부분을 포함할 수 있으며, 이는 무던함수의 콘벌루션으로 부터는 결코 생길 수 없다. 따라서 $g(y)$ 상의 날카로운 부분을 설명해 주는 $r(y)$ 의 해를 얻을 수 없다. 이러한 모순을 피하기 위하여 다음과 같이 잡음을 분리된 신호 $n(y)$ 로 나타낼 수 있다.

$$m(y) = \int f(y-y') r(y') dy' + n(y) \quad (2-7)$$

첫 식으로부터 $r(y)$ 를 계산하는에는 몇가지 방법이 있으나 여기서는 푸리에 변환을 기초로 한 디콘벌루션 기법을 사용한다.

(2) 디콘벌루션 기법

영상신호 $m(y)$ 와 정확산함수 $f(y)$, 반사계수 $r(y)$, 잡음 $n(y)$ 는 다음과 같이 정의된 푸리에 변환을 가지고 있다.

$$M(k) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iky} m(y) dy \quad (2-8)$$

여기서

$$s(y) = \int f(y-y') r(y') dy' \quad (2-9)$$

을 실 신호라하고 $r(y)$ 을 실 반사계수라 하면, 식 (2-7)의 푸리에 변환은 다음과 같다.

$$F(k) R(k) = M(k) - N(k) \quad (2-10)$$

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

$$R(k) = \frac{M(k) - N(k)}{F(k)} \quad (2-11)$$

이다. 그러나 k 가 고립된 영점 k_g 와 같다면 $R(k_g)$ 는

$$R(k_g) = \lim_{k \rightarrow k_g} \frac{S(k)}{F(k)} \quad (2-12)$$

로 정의된다. 결과적으로 실 반사계수 $r(y)$ 는 다음과 같

이 표현된다.

$$r(y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-iky} \frac{M(k) - N(k)}{F(k)} dk \quad (2-13)$$

이 때 잡음 $r(y)$ 의 푸리에 변환 $N(k)$ 는 보통 미지이기 때문에 이 식으로부터는 $r(y)$ 의 계산값을 얻을 수 없다.

실 신호 $s(y)$ 의 스펙트럼 밀도 $S(k)$ 가 잡음 $n(y)$ 의 스펙트럼 밀도 $N(k)$ 보다 큰 영역 I_α 가 k 공간에 존재한다. 이 영역에서 $S(k)$ 는 $M(k)$ 로 근사시킬 수 있다. 따라서 $r(y)$ 는

$$r_\alpha(y) = \frac{1}{2\pi} \int_{I_\alpha} e^{-iky} \frac{M(k)}{F(k)} dk \quad (2-14)$$

로 계산할 수 있다. 적분구간 I_α 에는 영점을 포함하지 않는다. 이는 $F(k)$ 의 영점은 동시에 $S(k)$ 의 영점이라고 하는 식(2-10)을 이용하여 증명된다. 이들 영점에서 잡음의 스펙트럼 밀도 $N(k)$ 는 $S(k)$ 를 좌우한다. 따라서 구간 I_α 는 $F(k)$ 의 영점을 포함하지 않는다.

반사계수 $r_\alpha(y)$ 는 구간 I_α 가 특정화되면 계산할 수 있다. 이러한 특정화는 경험적 작업으로서, 그 해는 신호와 잡음의 해에 의존한다. 구간 I_α 가 $F(k)$ 의 영점을 포함하지 않는다는 앞서의 결과는 적분구간의 첫번째 특정화에 매우 도움이 된다.

이번에는 구간이 $-k$ 에서 ik 인 대칭적분만을 고려해보면 $r_\alpha(y)$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$r_\alpha(y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-k_0}^{k_0} e^{-iky} \frac{M(k)}{F(k)} dk \quad (2-15)$$

$r_\alpha(y)$ 에 대한 위의 관계식은 컷 오프 인자 k_0 에 의존한다. 만일 $F(k)$ 가 영점을 전혀 갖지않는다면, 식(2-15)에서 k 에 있는 급작한 컷 오프를 다음과 같이 k_0 주위의 유연한 컷 오프로 대체할 수 있다.

$$r_\alpha(y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} e^{-iky} \frac{M(k)}{F(k)} e^{-(k/k_0)^2} dk \quad (2-16)$$

여기서 k_0 는

$$|S(k_0)| = |N(k_0)| \quad (2-17)$$

로서 신호와 잡음의 절대치가 같을 때의 k 값이다. 최적 경험적 선택 k_0 와 식(2-17)은 k_0 에 대하여 거의 같은 결과가 나타난다는 것을 가정할 수 있다. 첫 식으로부터 k_0 를 결정하기 위하여 $|S(k)|$ 와 $|N(k)|$ 를 알아야한다. $|N(k)|$ 의 형태는 미지수이다. 그러나 훌륭하게 근사화

하면, $|N(k)|$ 가 백색잡음으로서 다음과 같이 전체 k 공간에서 일정한 크기를 갖고 있다고 가정할 수 있다.

$$|N(k)| = |N(0)| = \text{상수} \quad (2-18)$$

원점에 중심을 둔 점반향자의 신호 $s(y)$ 와 정확산 함수 $f(y)$ 는 동치이다. 따라서

$$S(k) = F(k) \quad (2-19)$$

이다. 요컨대, 식(2-17)의 k 에 대한 정의는 다음과 같이 표현된다.

$$|F(k_0)| = |N(0)| \quad (2-20)$$

3. Wiener 필터

(1) 정확산 함수

디른벌루선의 적용을 위하여 $F(k)$ 을 특정화해야 한다.

다음의 세가지 $F(k)$ 의 예를 검토한다.

$$F_1(k) = F(0) e^{-(k/k_1)^2} \quad (3-1a)$$

$$F_2(k) = F(0) e^{-|k|/k_2} \quad (3-1b)$$

$$F_3(k) = F(0) \frac{1}{1 + (k/k_3)^2} \quad (3-1c)$$

이들 함수는 영점을 갖지 않고 $k=0$ 에 대하여 대칭인 함수이다. 각각의 정확산 함수는 다음과 같다.

$$f_1(y) = \frac{F(0)}{2\sqrt{\pi}} k_1 e^{-k_1^2 y^2/2} \quad (3-2a)$$

$$f_2(y) = \frac{F(0)}{\pi} k_2 \frac{1}{1 + (y/k_2)^2} \quad (3-2b)$$

$$f_3(y) = \frac{F(0)}{2} k_3 e^{-k_3 y} \quad (3-2c)$$

이들 세개의 함수를 각각 그 면적과 $y=0$ 에서의 값으로 정규화(normalization)한 것이 그림 2에 나타나있다.

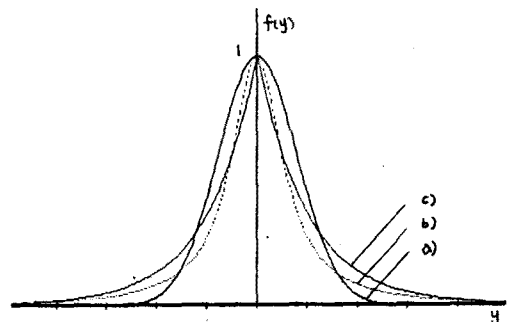


그림 2 면적과 $y=0$ 에서의 값으로 정규화된 정확산 함수 a) $f_1(y) = e^{-\pi y^2}$, b) $f_2(y) = 1/(1 + (\pi y)^2)$, c) $f_3(y) = e^{-2|y|}$

위의 세 함수 중 세번째 것은 $y = 0$ 에서의 일계 미분이 존재하지 않아서 물리적 의미가 없으므로 제외한다. 여기서는 실제의 초음파 정확산함수와 유사한 개형을 가진 첫번째 함수의 k_1 값을 적당히 선택해서 사용한다.

(2) Wiener 필터 알고리즘의 도입

Fourier 변환을 기초로 한 디콘벌루선이 영상처리 분야에서는 기본이 되나 식 (2 - 13)의 경우, 앞에서 언급한대로 $N(k)$ 에 대한 사전지식이 있어야하고 $F(k)$ 가 영점을 갖지 않아야 하지만 일반적인 경우 그렇지 못하다. 또한 정확산 함수가 영점을 갖지 않는다 하더라도 어떤 k 값에서 급격히 영으로 떨어지기 때문에 $1/F$ 은 식 (2 - 13)의 잡음함을 매우 크게 만들어서 영상의 왜곡시킴으로 $r(y)$ 의 재생에는 이 방법이 적합하지 않다. 따라서 Nobert Wiener의 최적추정이론(Optimal Estimation Theory)에 근거한 Wiener 필터를 적용한다. 이 필터는 선형추정 $f(j, k) = L[g(j, k)]$ 를 찾음으로써 얻어지는데 여기서 $L = E\{[f(j, k) - f(j, k)]^2\}$ 가 최소가 되도록 하는 선형연산자이다. 이를 영상처리 분야에 적용하기 위하여 Hellstrom은 공간과 주파수 영역에서의 연산자를 유도해내었는데, 주파수영역에서의 연산자를 사용한 영상의 디지털 필터링은 다음과 같은 전달함수를 갖는 필터로 수행된다.

$$F_w(k) = \frac{F^*(k)}{|F(k)| + N(k) / S(k)} \quad (3 - 3)$$

실제로 $S(k)$ 와 $N(k)$ 는 결정할 수 없으며, 때문에 이의 근사치를 사용해야 한다. 여기서는 $S(k)$ 와 $N(k)$ 를 상수로 잡은 가장 간단한 것을 사용한다. 이 근사에 의해 신호와 잡음은 둘 다 백색(white)으로 가정된다. 이에 따라 Wiener 필터의 간단한 형태가 다음과 같이 주어진다.

$$r_w(y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{M(k) F^*(k)}{|F(k)|^2 + p^2 |F(0)|^2} dk \quad (3-4)$$

p 인자는 $r_w(y)$ 의 평활성(smoothness)을 좌우하며 $F(0)$ 의 값, 즉 $f(y)$ 의 정규화에 의존하지 않는데 p 의 '최적'값은 신호 대 잡음비에 주로 의존하고, 개인의 취향에 따라 변할 수 있으며 경험적으로 찾아낼 수도 있다.

식 (3 - 4)를 식 (2 - 15)와 비교해 보면 결과적으로 $F(k)$ 의 영점을 피하기 위하여 분모부분에 작은 수가 더해짐을 알 수 있다.

4. 실험 및 결과고찰

실험을 위하여 제작된 모의 물체는, 수조에 7개의 가는 선을 설치하고 증류수를 채워넣어 만들었다. 각 선 사이의 간격은 3 - 9 mm로 다양하게 변화시켰으며 선의 지름은 0.6 mm 이다. 모의 물체의 초음파 B 스캔 영상은 연세 암센터에서 현재 진료용으로 사용하고 있는 TOSHIBA SONOLAYER-L SAL-30A 와 SONOCAMERA TC-8300을 이용하여 얻었다. 트랜스듀서는 64개 요소의 선형배열로 이루어져 있으며 길이는 8 cm 이다. 이 시스템은 복조, 시간보상이득, 로그함수적 증폭 등을 포함한다.

여기서 얻어진 영상필름은 256 x 256 개의 화소와, 각 화소당 음이 아닌 8 비트 수(256 단계)의 휘도를 갖도록 이산화(digitize)하였으며 데이터 수집용 디지털라이저는 Imaging Technology 사의 Series 151 Image Processor 와 PULNIX TML-54 camera를 사용하였다. 디지털 데이터로 바뀌어진 영상정보는 IBM-386PC에서 한 행(row) 씩 Wiener 필터링 알고리즘이 적용된다. 이렇게 해서 새로 구성된 영상데이터는 다시 컴퓨터 모니터에 재현된다. 전체 시스템의 블록선도는 그림 3에 나타나있다.

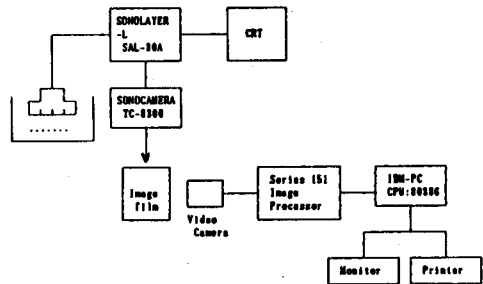


그림 3 실험에 사용한 전체 시스템의 블록선도

점 방향자의 B 스캔 영상이 계조도(gray level)로서 그림 4에 나타나 있다. 그림 4와 그림 2 a)의 함수를 비교해 보면 이 실험에서 사용된 정확산 함수가 올바르게 선택된 것임을 알 수 있다.

그림 5에 제시된 목표 모델은 각 선들 간의 간섭에 의하여 오른쪽 4개의 선들은 눈으로 구분할 수 없다. 이 영상에 Wiener, 필터링 알고리즘을 적용한 결과, 해상력이 약 1.5 정도도 향상되었다. 결과 영상은 그림 6에 나타나 있는데, 여기서 7개의 선들은 뚜렷하게 구분된다.

그러나 p 의 값을 너무 크게 선택한 경우에는 그림 7 a)에서처럼 비교적 무딘 윤곽이 나타나며 반대로 이를 너무

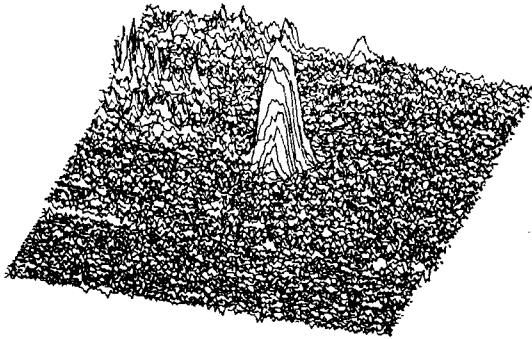


그림 4 점 반향자의 영상

작게 선택한 경우에는 갈라짐 현상과 모서리 부분의 불완전한 정보를 디콘벌부신함에 따른 악영향(wrap-around effect)으로 인하여 필터링된 영상은 원래 영상보다 더욱 나빠진다. 그림 7 b)의 결과가 그 일례이다.

5. 결론

이 연구에서는 Wiener 필터링방식에 의한 초음파 B 스캔 영상의 횡축 역 필터링을 검토하였다. 인접 선 간에 간섭이 심한 모의물체의 영상에 이를 적용함으로써 결과적으로 해상력이 상당히 향상되었다.

그러나 Wiener 필터에 의한 재생기법의 결점은 검출산 함수에 대한 사전 정보가 필요하다는 것이다. 트랜스듀서의 전자기계적 특성들은 실험적으로 측정된다. 따라서 점 확산 함수를 알아 내는 방법은 단순히, 쉽게 구할 수 있는 트랜스듀서의 기하학적 형상에 관한 지식에만 의존한다.

또다른 난점은 이를 인쇄장기의 영상에 적용하였을 때, 세포조직의 비동차성으로 인하여 초음파 비임이 구부러져 전파하기 때문에 실험모델과는 다소 다른 결과를 나타낼 수 있다는 점이다.

이와같은 문제는 계속적인 연구로 앞으로 해결해야 할 과제이다.

참고문헌

[1] J.I. DiStasio, ULTRASONICS AS A MEDICAL DIAGNOSTIC TOOL, Noyes Data Corp., New Jersey, 1980.
 [2] L. Landini, D. Eracca, L. Verrazzani, "A restoration technique for an ultrasonic B-scan imaging system", Advances In Image Processing and Pattern Recognition, Elsevier Science Publishing Company, Inc., 1986

[3] H. Schomberg, W.Vollmann and G.Mahuke, ULTRASONIC IMAGING 5, pp. 38-54, 1983.
 [4] D.E. Robinson and M.Wing, ULTRASONIC IMAGING 6, pp. 1-12, 1984
 [5] W. Vollmann, IEEE Trans. on SONICS and ULTRASONICS, vol. SU-29, no. 2, pp. 78-83, Mar., 1982
 [6] Eckart E. Hundt and Elmar A.Trautenberg, IEEE Trans. on SONICS and ULTRASONICS, vol. SU-27, no. 5 pp.249-252, Sep., 1980.

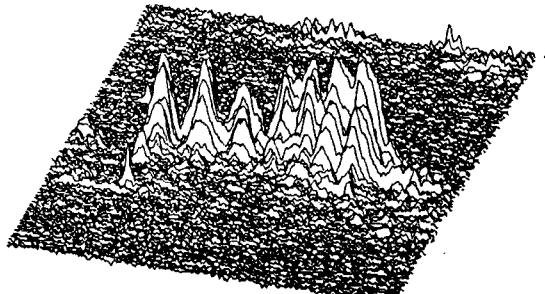


그림 5 모의물체의 원래 영상

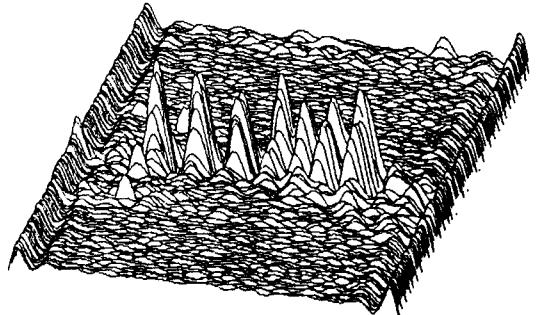


그림 6 필터링이후의 영상

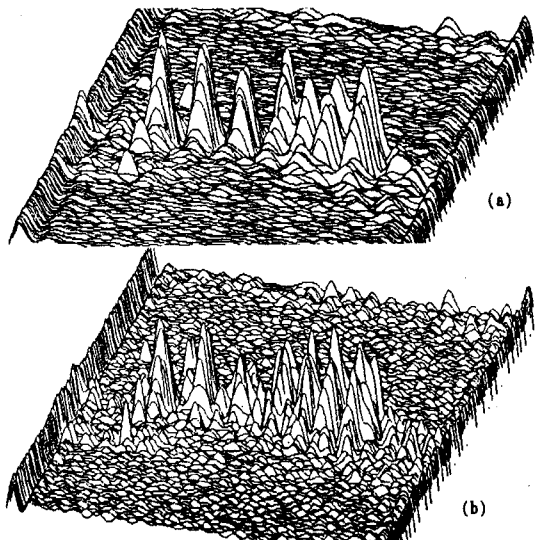


그림 7 p가 부적당한 경우의 영상