

저가형 초음파 영상처리 장치의 개발

이근유*, 전양배**, 김정훈**, 김상봉**

Development of Low Price Ultrasound Image Processing System

Gun-You Lee*, Yang-Bae Jun**, Jeong-Hoon Kim*** and Sang-Bong Kim***

Key Words : Ultrasound(초음파), Image Processing(영상처리), Mask Filter(마스크필터).

Abstract

In this paper, a low price ultrasound image processing system is developed using DSP and PC. Ultrasound for image is generated by the 32-channel transducer. Ultrasound image is captured by DSP instead of the private image grabber board. Display of image and image processing algorithms are performed by PC. The image processing algorithms based on GUI are realized by software. So users without knowledge of image processing can perform the image enhancement more easily.

1. 서론

최근 급속히 발전하고 있는 전자 및 신호처리기술에 의해 의료 기기들도 많은 발전을 이루었다. 특히, 인간의 시각으로 볼 수 없는 인체의 내부를 관찰하기 위한 의료진단 장치가 많이 개발되고 있다. 이러한 의료 진단 장치에는 X-선, 방사선, MRI(Magnetic Resonance Imaging), CT(Computerized Tomography), NMR(Nuclear Magnetic Resonance) 초음파 등이 이용되고 있다. X-선이나 방사선이 인체에 노출될 경우에는 노출 부위의 세포질을 이온화시키므로 환자는 물론 취급자까지도 해를 입을 수 있다. 따라서 노약자나 임산부의 경우 그 촬영이 제한되고 있다. 뿐만 아니라 X-선은 연조직(soft tissue)에서의 감쇄량이 적어 담석과 같은 질병들에 대해서는 정확한 측정이 어려운 실정이다. 또한, MRI, CT와 NMR의 경우에는 실시간 영상처리가 어렵고, 고가의 장비들이 요구된다는 단점이 있다[1, 3].

이러한 단점을 극복하는 초음파 영상처리 장치의

경우 현재까지의 임상실험 결과로는 전혀 무해한 것으로 나타나 있다. 그러므로 장시간 촬영과 실시간 시스템(Real Time system)이 가능하며 또한 연조직에서의 감쇄량이 커서 인체의 내부를 효과적으로 관측할 수 있다. 따라서, 많은 분야의 의료 현장에서 초음파 영상처리 장치의 역할이 부각되고 있다[1-4]. 그러나, 대부분의 초음파 영상처리 장치들은 의료 전문가를 위해 개발되어 전용의 영상처리 보드와 고성능의 PC를 사용하기 때문에 고가의 장비가 많고 사용이 어려워 전문가가 아닌 경우 그 활용이 어렵다.

본 논문에서는 DSP와 PC를 이용한 저가형 초음파 영상처리 장치를 개발하였다. 32-channel transducer를 사용하여 초음파를 생성하고 전용의 영상처리 보드 대신 DSP를 사용하여 초음파 영상을 검출하였다. 검출된 초음파 영상의 출력과 영상처리 알고리즘은 PC에서 수행되었다. 영상처리 알고리즘은 GUI에 기초한 소프트웨어로 구현되었다. 따라서, 화상처리에 관한 지식이 없는 사용자가 필터링 처리를 통해 영상 향상을 보다 더 쉽게 실행할 수 있게 하였다.

* 부경대학교 대학원 메카트로닉스 공학과

** 부경대학교 대학원 기계공학과

*** 부경대학교 계공학과

2. 초음파 영상처리 장치의 구성

2.1 시스템 요구사항

저가형 초음파 영상처리 장치가 기본적으로 갖추어야 할 사양들을 Table 1에 나타내었다.

Table 1 Basic specification

Mode	B-mode(2-D image)
Gray-level	256 level
Volume	Small
Interface	PC-USB interface
Image control	Size adjustment(zoom)
	Contrast adjustment
Filter	Noise rejection
	Distinction between background and object

초음파 영상을 출력하는 방식에는 A-mode와 B-mode가 있다. A-mode는 거리에 따라서 echo-signal을 화면에 나타내는 방법으로서, 가장 간단한 구조를 가지나 인체 내부조직을 구별하기에 불편한 점이 많다. 반면 B-mode는 여러 개의 연속된 echo-signal을 이차원적 화상으로 구현하는 방법이며, 대상물의 단면을 화면에 나타낼 수 있다[4]. Fig. 1에 A-mode와 B-mode 화상을 얻는 방법을 나타내었다.

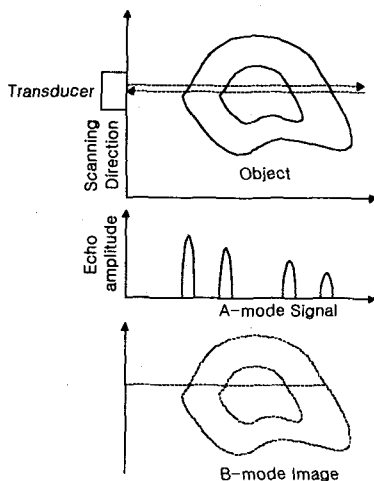


Fig. 1 Principle of ultrasound image and modes

효과적인 화상처리를 위해 저가형 초음파 영상처리 장치에는 일반적인 흑백영상의 gray-level과 동일한 256 level의 gray-level이 저가형 초음파 영상처리 장치에도 요구된다. 또한, 사용자가 간편하게 초음파 영상처리 장치를 이용하기 위해서

는 장치의 소형화 및 PC와의 간단한 접속이 가능한 Interface가 필요하다.

사용자가 명확한 화상을 얻기 위해서는 PC에서의 영상처리가 요구된다. 이러한 영상처리에는 화상의 크기를 조절하는 기능, 밝기를 조절하는 기능들과 함께 잡음제거와 배경과 물체의 구별을 뚜렷하게 하는 필터들이 포함된다. 또한, 화상처리에 대한 지식이 없는 사용자가 간편하게 이와 같은 영상처리를 수행할 수 있게 하기 위해 GUI에 기초한 소프트웨어가 요구된다.

2.2 초음파 영상처리 장치의 구성

초음파 영상처리 장치의 개략적인 구성을 Fig. 2에 보인다. (a)에 보인 바와 같이 일반적인 초음파 영상처리장치는 Probe, Image Board와 Display 장치로 구성된다[4]. 본 논문의 저가형 초음파 영상처리 장치는 (b)와 같이 크게 Probe와 PC로 구성되었다. Probe는 초음파의 발생과 수신에 의한 transducer와 A/D변환기와 같은 부가장치들과 DSP로 이루어진다. PC는 영상의 출력과 영상향상을 위한 알고리즘을 수행한다.

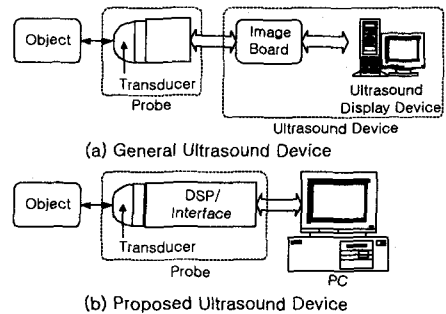


Fig. 2 Block diagrams of ultrasound device

Transducer의 echo-signal을 화상데이터로 변환하여 PC로 전송하는 probe는 Fig. 3과 같이 array transducer, buffer memory, A/D converter, Mux/Switch, pulser와 DSP 등으로 이루어져 있다. 본 논문에서는 32-channel의 array transducer를 사용하여 그 중 16개를 초음파의 발생에 이용하고, 나머지 16개는 초음파의 수신에 이용하였다. Array transducer의 신호들은 Mux/Switch를 거쳐 Preamp와 TGC(Time Gain Control)가 수행되고, A/D 변환기를 통해 디지털화되어 각각 Buffer memory에 화상데이터의 형태로 저장된다. 저장된 화상데이터는 PC Interface를 통해 PC로 전송된다. DSP는 probe의 전체 기능을 종합하여 각각의 기능들이 수행될 수 있도록 제어한다. Table 2에 본 논문에서 사용한 probe의 하드웨어 사양을 보인다.

Table 2 Specification of probe

Array	32 elements phased array
Frequency	3.5MHz
A/D Converter	8-bit, 40Msps
View depth	20cm
View angle	90 degrees

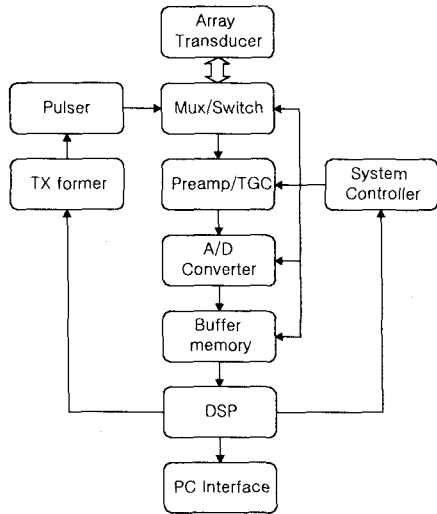


Fig. 3 Composition of hardware

2.3 2차원 영상의 구성

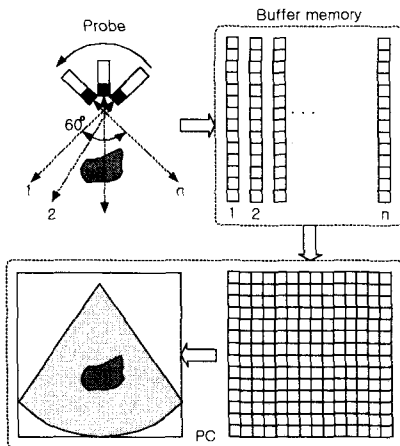


Fig. 4. 2-D image construction

B-mode로 화상을 출력하기 위해서는 2차원적인 화상데이터가 요구된다. 그러나 본 논문에서 사용된 32-channel의 array transducer로는 2차원 영상에 충분한 화상데이터가 얻어지지 않는다. 따라서, Fig. 4와 같이 probe를 60° 회전하여 n 개의 echo-signal을 얻고 buffer memory에 2차원적인

화상데이터로 저장한다. 저장된 화상데이터는 PC로 전송되어 2차원 영상으로 복원된다. 이때, Probe는 60° 회전하였지만 화상데이터는 Fig. 4와 같이 정방형이므로 화상데이터를 mapping하여 화면에 출력하였다. 따라서 실제 대상물의 모습에 가까운 영상을 얻을 수 있었다.

3. 화상처리 알고리즘

본 논문에서는 B-mode에 기초한 초음파 영상처리 장치에 대해 아래와 같은 기능들을 GUI에 의해 실현하여 사용자가 보다 더 명확한 초음파 영상을 쉽게 얻을 수 있도록 하였다.

- Interpolation function
- Fade/Light function
- Sharpening Filter
- Soften Filter

3.1 Interpolation Function

DSP의 Buffer memory에 저장된 화상데이터는 100×100의 크기를 가진다. 이 화상데이터를 PC에 출력하면 그 화상의 크기가 작기 때문에 사용자가 화상의 해석에 어려움을 겪게 된다. 따라서 본 논문에서는 100×100의 화상데이터를 400×400의 크기로 변환하였다. 이와 같이 화상데이터의 크기를 변환할 경우 보간법이 필요하다. 또한, 한 부분의 화상을 큰 크기의 화상으로 변환하는 Zoom 기능의 실현에도 보간법이 요구되고, 2.3절의 2차원 영상의 구성에도 사용된다. 이러한 보간법에는 nearest neighbor method, linear interpolation method와 cubic convolution Interpolation 등의 많은 방법들이 제안되어있다[6-7]. 본 논문에서는 이러한 보간법들 중에서 실행속도가 빠르며 효과적인 linear interpolation method를 사용하였다. linear interpolation method는 Fig. 5에 보인 바와 같이 두 점 사이의 gray-level(화상데이터)이 선형적인 값을 갖도록 하는 방법이다. 이를 수식적인 형태로 표현하면 식(1)과 같다.

$$f(d) = \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} \times d + f(x_0) \quad (1)$$

여기서, $f(x)$ 는 위치 x 에서의 gray-level이다.

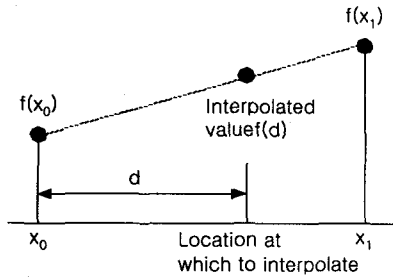


Fig. 5 Principle of linear interpolation method

3.2 Fade/Light function

초음파 영상의 밝기를 조절하는 Fade/Light function의 구현을 위해 본 논문에서는 점처리(point processing)로서 간단히 그 기능을 구현하였다. 점처리는 처리할 부분의 영상의 휘도(intensity) 즉, gray-level을 읽어 수학적 또는 논리적인 처리를 가한 후 입력 영상과 같은 공간적 위치에 출력하는 처리이다.

Fig. 6은 가우시안 커브(Gaussian Curve) 함수와 항등함수를 이용하여 점처리 원리와 과정을 도식적으로 설명한 것이다. (a)는 원래의 화상이며 (c)는 (b)에 의해서 점처리된 후의 화상이다. 즉 원래 화상의 픽셀이 점처리 함수 $f(D)$ 에 의해서 변환된다.

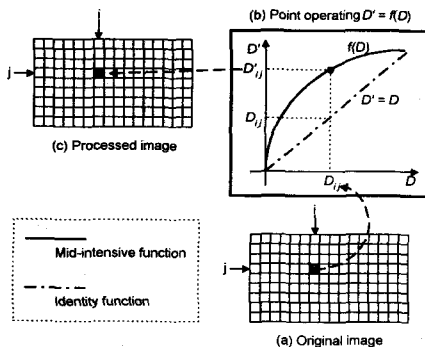


Fig. 6 Principle of point processing

Fig. 6에서 실선으로 나타난 점처리 함수는 전체적으로 명암이 강조되지만 중간 단계의 명암이 저단계나 고단계의 명암보다도 더욱 강조되는 중대역 강조 함수의 일종으로 생각할 수 있다. 일점쇄선으로 나타낸 점처리함수는 중대역 강조 함수와 비교하기 위한 항등함수로써 변환 후의 픽셀과 원래의 픽셀이 동일하다. 가우시안 커브를 이용해 점 처리를 하면 일정 영역은 강조되고, 그 외곽으로 갈수록 부드럽게 어두워지는 효과를 낼 수 있다. 화상(a)의 (i, j) 번째 픽셀은 함수 $f(D)$ 에 의해

서 D' 축의 $|D'_i - D_j|$ 만큼 밝아져서 화상(b)의 동일한 위치의 픽셀로 변환된다. 점처리 함수 $f(D)$ 를 어떤 형태로 두는가에 따라 다양한 점처리를 행할 수 있다[5,8-9].

본 논문에서는 점처리에 의해 각 좌표의 gray-level을 일정한 값만큼 증가/감소시켜 Fade/Light function을 실현하였다.

3.3 Mask Filter

초음파 영상처리 장치에 있어 사용자가 영상에 대해 잡음제거와 같은 필터링 기능을 보다 손쉽게 실행할 수 있도록 본 논문에서는 소프트웨어적인 기법을 사용하여 필터링 처리를 실행하였다. 소프트웨어적인 기법으로 필터링 처리를 하기 위해서 일반적으로 mask 연산이라 불리는 지역처리(area processing) 방법을 사용하였다.

지역처리는 어떤 한 픽셀을 변환할 때 그 픽셀과 주변의 픽셀들과의 관계에 기초해서 픽셀을 변환하는 처리이다. 지역처리는 공간필터링(spatial filtering)에 이용되는데, 공간 필터링을 다룰 때에는 공간 주파수의 개념을 도입한다. 이것은 지역처리의 특성상 공간주파수를 조절할 수 있는 기능을 가지고 있기 때문이다. 공간필터링에서 많이 사용되는 용어 가운데 고역 통과 필터(high pass filter)와 저역 통과 필터(low pass filter)가 있다. 이들은 각각 고주파 성분 혹은 저주파 성분만을 강조하는 출력영상을 만들어 낼 때 사용되는 필터로, 이러한 기술을 응용하면 경계선 검출이나 강조 등의 효과를 얻을 수 있다. 2차원 이산계 컨볼루션(convolution)은 식(2)와 같으며, 그 원리는 Fig. 7에 도시한 바와 같다[7-9].

$$h(i, j) = \sum_m \sum_n f(m, n)g(i - m, j - n) \quad (2)$$

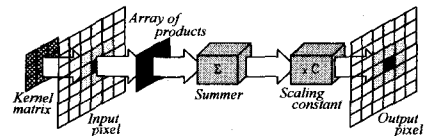


Fig. 7 Principle of 2-D convolution

식(2)에서 m, n 은 각각 커널 행렬(Kernel matrix)의 크기를 나타낸다. Fig. 6의 커널 행렬은 식(2)의 함수 g 를 나타낸다. 따라서 커널 행렬의 구성에 따라 컨볼루션(convolution)의 결과가 정해진다. 컨볼루션은 Fig. 6처럼, 먼저 처리될 대상 화소의 주위 픽셀들을 얻은 뒤, 그 명암값의 가중 평균치를 취하고, 그 결과를 화상에 사상한다. 여기서 입력 화상과 출력 화상의 공간적

위치가 같아지는 것은 점처리에서와 동일하다. 그러나 점처리는 밝기값을 결정하는 데 있어 주위 화소들의 간섭을 배제한 반면, 지역 처리는 주변 화소들에 크게 의존한다. 컨벌루션에서 사용되는 가중치는 앞서 언급했듯이 커널 행렬 또는 단순히 커널이라고 하며 보통 정방행렬로 되어 있지만 반드시 그럴 필요는 없다.

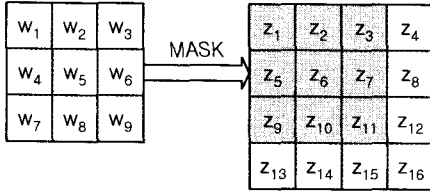


Fig. 7 Principle of mask filtering

$$R = w_1z_1 + w_2z_2 + \dots + w_9z_9 \quad (3)$$

Fig. 7과 식(3)에 본 논문에서 사용한 지역처리 방법을 나타내었다. 원영상에서 지역처리될 대상이 z₆일 경우, mask 영상의 각 요소를 대상과 그 주변 화소에 식(3)과 같이 곱하고 그 합을 화면에 출력하게 된다. 즉, 원영상의 z₆을 식(3)에서 계산된 R로 대체하여 지역처리를 실현하게 된다. 본 논문에서는 물체와 배경의 구분을 명확하기 위한 필터로 sharpening filter를 적용하고, 잡음 제거의 효과를 위해 soften filter를 다음과 같이 적용하였다.

1) Sharpening Filter

본 논문에서는 배경과 대상물체의 구분을 뚜렷하게 하기 위해 식(4)와 같은 Mask를 이용하여 Sharpening Filter를 구현하였다. 식(4)에 보인 Mask로서 그 구분이 뚜렷하지 않을 경우에는 식(5)와 같은 Mask를 사용하여 그 정도를 높일 수 있다.

$$\frac{1}{w} \times \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 15 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad (w=7) \quad (4)$$

$$\frac{1}{w} \times \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (w=1) \quad (5)$$

2) Soften Filter

초음파 영상에 있어 잡음제거 역할을 수행할 수 있는 지역처리방법으로 식(6)과 같은 Mask를 본 논문에서는 실행하였다. 식(7)은 식(6)에 비해 영상이 부드러워지는 정도가 더 많은 Mask이다.

$$\frac{1}{w} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 4 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (w=12) \quad (6)$$

$$\frac{1}{w} \times \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 2 & 2 & 1 \\ 1 & 2 & 12 & 2 & 1 \\ 1 & 2 & 2 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (w=44) \quad (7)$$

4. 실험 및 결과

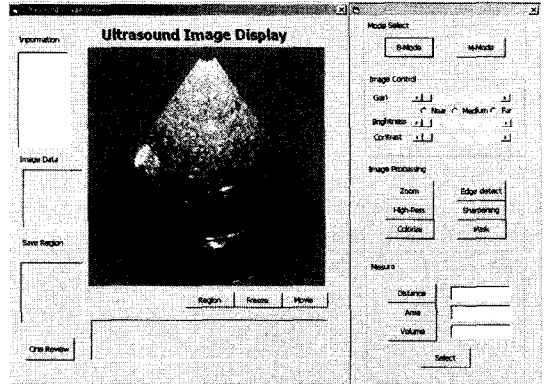


Photo. 1 Developed GUI software for ultrasound image

Photo. 1에 초음파 영상처리 장치를 위해 본 논문에서 구현된 소프트웨어의 실행화면을 보인다. GUI에 의해 사용자가 쉽게 화상처리 알고리즘을 초음파 영상에 적용할 수 있도록 구성하였다.

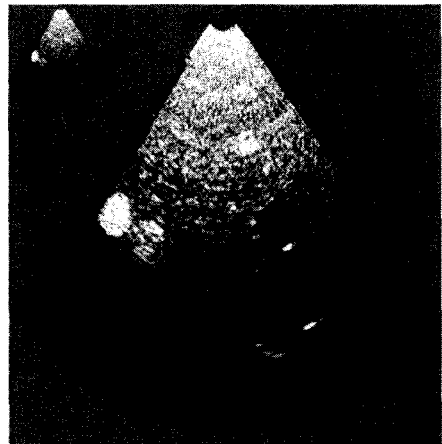


Photo. 2 Ultrasound image using linear interpolation method

5. 결론

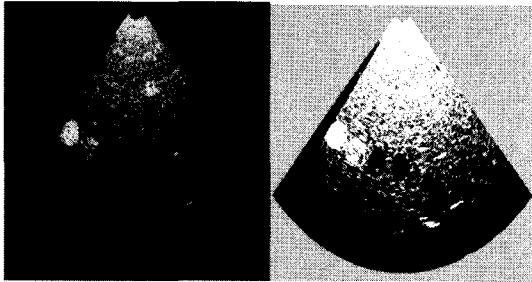
본 논문에서는 DSP와 PC를 이용한 저가형 초음파 영상처리장치의 개발결과를 보였다. 일반적인 영상처리장치와는 다르게 전용의 영상처리 보드 대신 DSP를 사용하였고, 영상의 출력과 화상처리 알고리즘은 PC에서 수행되었다. 사용자가 보다 더 쉽게 화상처리를 수행할 수 있도록 GUI에 의해 소프트웨어가 구성되었다. 개발된 소프트웨어와 화상처리 알고리즘의 적용결과로부터 저가형 초음파 영상처리 장치의 유효성이 검증되었다.

후 기

“ 이 논문은 2000년도 두뇌한국21사업에 의하여 지원되었음.”

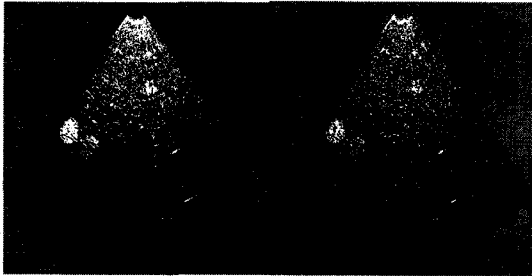
참고문헌

- (1) Nelson T.R., Elvins T.T., 1993, "Visualization of 3D Ultrasound Data", IEEE Computer Graphics&Applications, pp50-75.
- (2) Muzzolini R., Yang Y.H., Pierson R., 1993, "Multiresolution Texture Segmentation with Application to Diagnostic Ultrasound Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 12, No. 1, pp108-123.
- (3) Abeyratne U.R., Petropulu A.P., Reid J.M., 1995, "Higher Order Spectra Based Deconvolution of Ultrasound Images", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 42, No. 6, pp. 1064-1075.
- (4) Taxt T., Frolova G.V., 1999, "Noise Robust One-Dimensional Blind Deconvolution of Medical Ultrasound Images", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 46, No. 2, pp. 291-299.
- (5) Gonzalez R.C., Woods R.E., 1993, "Digital Image Processing", Addison Wesley.
- (6) Udupa J.K., Kerman G.T., 1999, "3D Imaging in Medicine", CRC press.
- (7) 김상봉, 김환성, 김성규, 전양배, 1998, "화상처리법을 이용한 어체 크기 선별기의 개발", 한국수산학회지, 제 13 권 제 3 호, pp.317-322.
- (8) Park J.H., Jun Y.B. and Kim S.B., 2000, "Development of Grading Machine for Shoe Midsoles Using Vision Sensor", JSME, ROBOMECH'00 (Robotics-Mechatronics Symposium'00), 2P1-20-020.
- (9) 이근유, 부이트롱 휴, 김동규, 박순실, 김상봉, 2000, "화상처리를 이용한 PCB 스크린 인쇄기의 정밀위치제어", 제 15 회 한국자동제어학술회의논문집, 제어자동화시스템공학회, p.295-298.

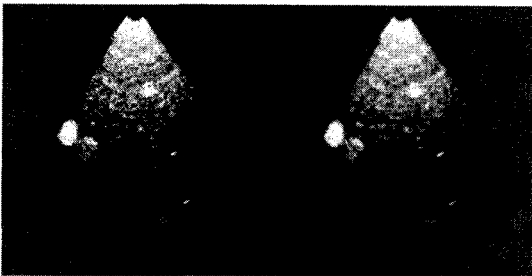


(a) Fade

(b) Light



(c)Sharpen by Eq. (4) (d) Sharpen by Eq. (5)



(e)Soften by Eq. (6) (f) Soften by Eq. (7)

Photo. 3 Result images of software filtering

Photo. 2에 DSP로부터 전송되어진 화상데이터의 원영상과 PC에서 사용자가 검토하기 위해 확대된 영상을 나타내었다. Linear interpolation method에 의해 수정된 확대 영상이 사용자가 충분히 검토할 수 있을 정도의 해상도를 가지는 것을 확인할 수 있다.

본 논문에서 초음파 영상처리 장치에 적용된 필터들에 대한 화상처리 결과를 Photo. 3에 보인다. (a)와 (b)는 밝기 조절을 한 결과이며, (c)와 (d)는 식(4)와 (5)의 sharpening filter를 각각 적용한 결과이다. Sharpening filter를 적용한 경우 배경과 대상의 구분이 명확해지는 것을 볼 수 있다. 또한 (e)와 (f)의 경우 soften filter를 적용한 결과이며, 화상의 잡음으로 보이는 밝은 점들이 사라지는 것을 확인할 수 있다.