

웨이블릿을 이용한 초음파 영상의
노이즈 감소 및 대조도 강화를 위한
영상 툴 개발에 관한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

이 용 환

웨이블릿을 이용한 초음파 영상의
노이즈 감소 및 대조도 강화를 위한
영상 툴 개발에 관한 연구

지도 김 동 윤 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

이 용 환

이용환의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2005년 12월 일

감 사 의 글

의료 영상 처리 연구실에 들어 온 지 벌써 2년이란 시간이 지나 졸업을 하게 되었습니다. 영상에 대해 아무것도 모르고 들어 온지가 엇그제 같은데 말입니다. 제일 먼저 부족한 저를 지도 해 주신 김동윤 교수님께 감사의 인사드립니다. 그리고 논문을 수정, 보완 해 주신 신 태민 교수님과 김경환 교수님, 대학원 과정 동안 모든 교수님과 함께 한 시간이 많진 않았지만 의공학과 모든 교수님께도 감사를 드립니다.

연구실 선배이자 사회 선배님이신 김동선 선배님, 신동규 선배님. 그리고 1년 남짓 같이 생활하며 도움을 주신 경무 형, 영대 형, 많이 보진 못했지만 광영이 형, 꾸지람과 조언을 많이 해 주신 정진 누나, 영윤에게도 감사드립니다. 학부생활을 다른 전공으로 해서인지 나름대로 걱정도 많았는데 2년 동안 같이 생활하면서 늘 힘이 되어 주고 격려와 칭찬을 아끼지 않은 성원이 형과 석우에게도 고마움을 표합니다. 비록 한 학기동안 이었지만 나와 함께 연구실 생활을 하느라 고생한 진수, 인성, 성희에게도 고마우며. 규석이는 중학교 때 부터 대학원까지 같은 곳에 오게 되어 더욱 큰 힘이 될 수 있었습니다.

마지막으로 물심양면으로 도와주신 사랑하는 부모님과 형, 형수, 누나, 매형, 조카 예원, 하람, 회원과 가장 가까이에서 응원 해 주고 가장 큰 힘이 되어 준 그분에게 감사드립니다. 사랑합니다. 그리고 고맙습니다. 항상 행복하시고 건강하십시오.

2005년 12월

이 용 환 올림

차 례

그림 차례	ii
표 차례	iv
국문 요약	v
제 1 장 서론	1
제 2 장 Speckle noise의 특성	3
2.1 Speckle noise	3
2.2 Speckle noise의 통계적 특성	3
2.3 Speckle model	4
제 3 장 웨이블릿(wavelet)	6
3.1 부대역 부호화(Subband coding)	6
3.2 고속 웨이블릿 변환(The Fast Wavelet Transform)	7
제 4 장 From Unsharp Masking To Multiscale Processing	10
4.1 Structure Boost	11
4.2 Noise Containment	12
제 5 장 실험 및 고찰	14
5.1 웨이블릿 분해	15
5.2 Speckle noise 감소 및 대조도 강화	25
5.2.1 Speckle noise 감소	26
5.2.2 대조도 강화	32
5.3 기존의 알고리즘과 제안한 알고리즘과의 비교	34
제 6 장 결론	38
참고 문헌	39

그림 차례

그림 1.1 : soft, hard threshold	2
그림 1.2 : Generalized Adaptive Gain	2
그림 2.1 : Rayleigh 분포, 진폭 $A=4$, 분산 $\phi=3$	3
그림 3.1 : 일차원 분해 및 복원을 위한 2대역 필터	6
그림 3.2 : 그림(3.1)의 스펙트럼 분리 특성	7
그림 3.3 : FWT 분석 बैं크	8
그림 3.4 : 2단계 분석 बैं크	8
그림 3.5 : 스펙트럼 분리 특성	8
그림 3.6 : 2단계 복원 필터	9
그림 3.7 : a)원 영상, b) 웨이블릿 분해 영상	9
그림 4.1 : 두 단계 unsharp masking based processing	10
그림 4.2 : G값에 따른 강화 정도 변화 그래프	12
그림 4.3 : 노이즈 감소 형태 그래프	13
그림 5.1 : 알고리즘 구현 순서도	14
그림 5.2 : 웨이블릿 분해 과정	15
그림 5.3 : 첫 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	15
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.4 : 두 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	16
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.5 : 세 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	18
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.6 : 네 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	19
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.7 : 다섯 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	20
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.8 : 여섯 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	21
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.9 : 일곱 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램	22
(a) Vertical, (b) Horizon, (c) Diagonal	
그림 5.10 a) C_0 를 30으로 고정하였을 때	
b) C_0 를 본 논문에서 제안한 방법을 사용하였을 때	23

그림 5.11 : a) 원, C_0 가 30으로 고정, b) C_0 를 본 논문에서 제안한 방법을 사용한 영상들의 profile 비교, b) (a)의 네모 확대 그래프	24
그림 5.12 : 파라미터 입력을 위한 다이얼로그	25
그림 5.13 : 노이즈 감소곡선	26
그림 5.14 : a) $b_{D,\min}$ 의 변화에 따른 영상의 profile 변화, b) (a)의 네모 상자의 확대 그래프	27
그림 5.15 : a, b) 원 영상, c, d) Speckle noise 영상, e, f) Speckle noise 감소 영상	29
그림 5.16 : 그림(5.20)의 a, c, e) 간 영상의 profile의 그래프, b) a)의 네모 상자의 확대 그래프	30
그림 5.17 : 그림(5.20)의 b, d, f) 태아 영상의 profile의 그래프, b) a)의 네모 상자의 확대 그래프	31
그림 5.18 : 식(4-1)의 강화 곡선	32
그림 5.19 : 6~0단계의 웨이블릿 복원 및 영상강화, 노이즈감소	33
그림 5.20 : 다른 영상들과 제안한 영상들과 비교	34
(a) 원 영상, (b) median, (c) winer, (d) 제안한 알고리즘	
그림 5.21 : 다른 영상들과 제안한 영상들과 비교	35
(a) 원 영상, (b) median, (c) winer, (d) 제안한 알고리즘	
그림 5.22 : a) 원, median, winer, 웨이블릿 노이즈 감소, 노이즈 및 강화 영상의 profile의 그래프, b) a)의 네모 안의 확대 그래프	36
그림 5.23 : 원 영상에서 노이즈 제거 및 강화 영상	37
(a) 원 영상, (b) speckle noise 감소 (c) speckle noise 감소 및 대조도 강화	

표 차 례

표 5.1 웨이블릿 강화에 사용된 C_0 값	22
----------------------------------	----

국문 요약

초음파 영상은 값싸고, 휴대가 편리하고, 인체에 무해해서 현재 내과, 소아과, 산부인과 등에서 거의 필수적인 진단 장치로 되어 있다 하지만 초음파 영상은 speckle 노이즈로 인해 영상의 질이 감소하여 보다 진단에 좋지 않은 영향을 미쳤다. 그런 이유로 speckle 노이즈를 감소시키기 위한 연구가 많이 이루어졌다.

본 논문에서는 multi-scale 에서의 처리방법 중 하나로 웨이블릿을 이용하여 초음파 영상 노이즈 감소 및 대조도를 강화한다. 본 논문에서 제시하는 방법은 기존의 x-ray 영상 개선에 사용되고 있다. 노이즈 감소 및 대조도 강화를 사용자에게 따라 다르게 변경할 수 있게 하는 것이 본 논문의 목적이다. 기존의 방법에서 영상 강화 시 문턱치 값을 영상의 비트 수에 따라 일정하다. 본 논문에서는 웨이블릿을 통해 분해한 영상의 Vertical, Horizon, Diagonal 영역의 히스토그램의 분포를 확인하여 웨이블릿 영역의 강화정도인 문턱치 값을 설정하게 된다. 이런 과정에서 발생하는 artifact는 비트의 변경으로 해결하고, 영상 표시에서의 문제점은 윈도우 센터를 통해 해결하였다.

기존의 방법과 본 논문에서 제안한 방법을 적용한 영상의 profile을 비교하여 본 논문에서 제안한 알고리즘의 성능을 확인하였다. 이러한 결과로 이득을 변경할 수 있는 다이얼로그를 제공하여 사용자가 직접 변경 할 수 있는 툴을 만들어 준다. 본 논문에서 제안한 방법을 통해 영상의 speckle 노이즈의 감소와 대조도의 강화를 하여 보다 개선된 영상을 얻을 수 있으며 사용자 임의로 변경할 수 있는 툴을 개발하였다.

핵심되는 말: 초음파 영상, speckle 노이즈, 웨이블릿, 문턱치, 히스토그램 분포

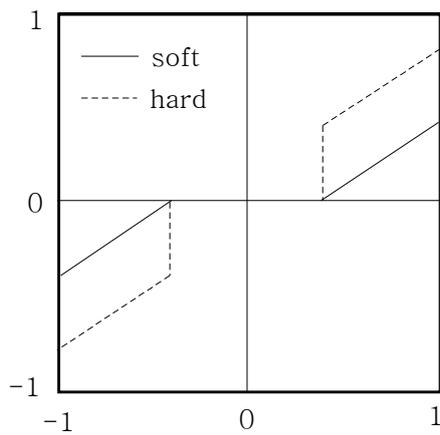
1. 서론

초음파란 사람의 귀로 들을 수 없는 높은 주파수의 음파를 말한다. 예를 들면 박쥐가 어두운 밤에 가느다란 물체까지 식별하는 것은 몸에서 초음파를 나오게 하여 장애물에 비추어 그 반사파를 감지하는 기능을 가졌기 때문이다. 수심을 측정하는 장비나, 어군탐지기도 원리는 이것과 같으며, 그 밖의 물질에 의한 흡수도나 물질 중에서의 전파속도의 차이를 측정해서, 구조물 내의 손상을 찾아내는 초음파탐상기나 초음파진단기 등도 초음파의 특징을 이용한 것이다. 1910년경에 초음파의 생물학적인 작용을 연구하기 시작한 것이 초음파 공학을 의학 분야에 응용한 시초이다. 초음파 진단장치의 장점은 X선이나 감마선 진단 장치와는 달리 촬영 시 인체에 전혀 해가 없을 뿐만 아니라, 단층촬영기처럼 인체 내부의 단면을 표시하고 움직이는 기관과 혈액의 이동을 실시간으로 볼 수 있어서 비교적 짧은 시간에 진단이 가능하며, 가격이 비교적 저렴하다. 그러므로 현재 내과, 소아과, 산부인과 등에서 거의 필수적인 진단 장치로 되어 있다. 하지만 초음파 영상 speckle noise로 인해 영상의 질이 낮게 하여 사람이 영상을 인지하고 진단하는데 나쁜 영향을 끼친다. 따라서 영상의 대조도 강화와 노이즈 제거하여 보다 개선된 영상을 제공하는 것이다.

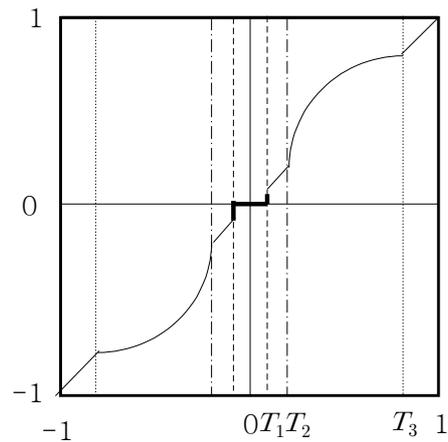
speckle 감소를 위해 기존에 많은 연구가 이루어 졌다. temporal averaging[1,2], median filtering, median filtering[3]은 salt & pepper noise 제거에 효과적이며 원 영상을 blur시켜 영상의 특징을 손실 시킬 수 있다. 그리고 homomorphic wiener filtering[4], wiener filtering은 Multiplicative noise 성질을 갖는 speckle을 logarithm 과정을 통해 additive noise 성질을 갖는 speckle을 logarithm 과정을 통해 additive noise로 변환한 후 wiener filtering을 적용한다. wiener filter는 random process로서 영상과 잡음을 고려하는데 기초하며 목적은 uncorrupted 영상 f 의 추정치 \hat{f} 를 찾아 그 값들 사이의 평균 자승 오차가 최소가 되도록 하는 것이다.

$$\hat{F}(u,v) = \left[\frac{1}{H(u,v)} \frac{|H(u,v)|^2}{|H(u,v)|^2 + k} \right] G(u,v) \quad (1-1)$$

wavelet을 이용한 초기의 방법은 Guo[5]가 있었고 그림(1.1)의 soft threshold[6]와 hard threshold방법이 있다. soft threshold는 wavelet 계수의 절대 값이 어떤 문턱치 값보다 작을 경우 계수를 0으로 문턱치 값보다 클 경우 문턱치 값만큼 값을 빼준다. hard threshold는 작을 경우 계수를 0으로 문턱치 값보다 클 경우 그대로 유지한다. GAG[7], 그림(1.2)와 같이 threshold를 T_1, T_2 그리고 T_3 를 가지고 있어 $0 \sim T_1$ 까지는 계수를 0으로 $T_1 \sim T_2$ 부터는 기존 값을 유지 $T_2 \sim T_3$ 까지는 강화한다. wavelet transform을 사용하여 신호처리를 하면 신호의 특성을 분석하기 쉽고 주파수 성분뿐만 아니라 공간 성분을 동시에 처리할 수 있다.



그림(1.1)soft, hard threshold



그림(1.2)Generalized Adaptive Gain

이미지의 노이즈 제거와 대조도를 보다 개선하기 위해 기존 x-ray 영상의 노이즈 및 영상 개선에 쓰이는 방법을 초음파 영상에 적용하여 영상을 개선 하고자 한다.

2. Speckle 노이즈의 특성

2.1 Speckle 노이즈

Speckle 노이즈는 초음파가 coherent파를 사용하여 영상신호를 검출할 때 나타나는 현상으로 반사되는 경계면에서의 산란과 간섭 현상으로 설명된다. 영상에서의 간섭에 의한 잡음은 랜덤한 것처럼 보이지만 진단 장치의 조건을 동일하게 하고 동일한 대상 물체에 대해 영상을 얻게 되면 동일한 특성의 speckle 특성이 나타나게 되는 것을 알 수 있다. 이를 적절히 필터링 하게 된다.

2.2 Speckle 노이즈의 통계적 특성

Speckle noise의 통계적 특성의 식(2-1)에서처럼 레이라이(Rayleigh Distribution)을 이룬다. 식(2-1)에서 A 는 신호의 진폭을 그리고 ϕ 분산을 나타낸다. 이 레이라이 분포는 그림(2.1)에 나타나 있다. [8]

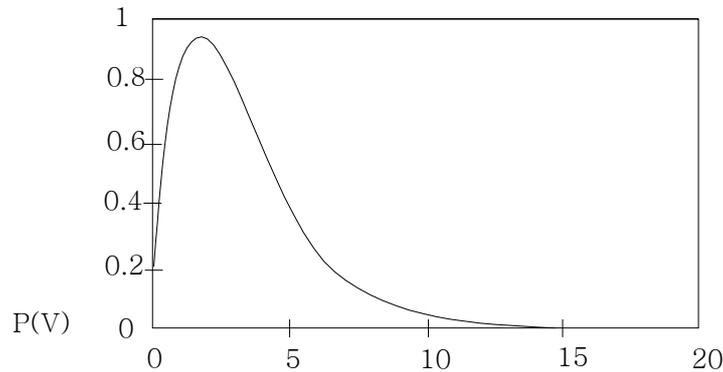


그림 (2.1) Rayleigh 분포, 진폭 $A=4$, 분산 $\phi=3$

$$P(A) = \begin{cases} \frac{A}{\psi} \exp\left[-\frac{A^2}{2\psi}\right] & , A \geq 0 \\ 0 & , otherwise \end{cases} \quad (2-1)$$

신호의 평균 진폭을 \bar{A} 라 하고, 검출 신호에 포함된 잡음의 크기 N 은 \bar{A} 에서 벗

어나는 정도 즉, 검출 신호의 표준편차로 한다면, 잡음의 크기는 다음과 같이 된다.

$$N = \left[\overline{(A - \bar{A})^2} \right]^{1/2} = \left[\overline{A^2} - (\bar{A})^2 \right]^{1/2} \quad (2-2)$$

문자 위에 바아(bar)는 평균을 의미한다. 통계적인 평균은 pdf(probability density function)에 확률 변수를 곱하여 무한 구간에 대한 적분을 수행하여 얻을 수 있다. A 와 A^2 에 대한 평균을 구하면

$$\bar{A} = \int_{-\infty}^{\infty} AP(A)dA = (\pi\psi/2)^{1/2} \quad (2-3)$$

$$\overline{A^2} = \int_{-\infty}^{\infty} A^2P(A)dA = 2\psi \quad (2-4)$$

식(2-1) 와 (2-3) (2-4) 에 의해서 SNR은 다음과 같다 .

$$SNR = \frac{\bar{A}}{N} = \frac{\bar{A}}{\left[\overline{A^2} - \bar{A}^2 \right]^{1/2}} = \left(\frac{\pi}{4 - \pi} \right)^{1/2} = 1.91 \quad (2-5)$$

식(2-5)에서 보면 신호의 평균 와 표준편차비 N의 관계는 신호의 평균이 그 표준 편차에 비례하고 있다.

2.3 speckle model

$f(x,y)$ 는 알 수 없는 노이즈가 포함된 영상을 뜻하고, $g(x,y)$ 는 noise가 없는 원 영상을 뜻한다.[9]

$$f(x,y) = g(x,y) \cdot n_m(x,y) + n_n(x,y) \quad (2-6)$$

$n_m(x,y)$ 와 n_n 는 각각 multiplicative, additive noise이다. 초음파 시스템에서 additive noise 성분은 multiplicative noise,에 비해 효과에 비해 적다.

$$f(m,n) = g(m,n) \cdot n(x,y) \quad (2-7)$$

원 영상으로부터 노이즈를 분리하는 것은 양변에 logarithm을 한다.

$$\log(f(m,n)) = \log(g(m,n)) + \log(n_m(m,n)) \quad (2-8)$$

이 식은 다음과 같이 바꾸어 쓸 수 있다.

$$f'(m,n) = g'(m,n) + n'_m(m,n) \quad (2-9)$$

DWT 수행한다.

$$W[f'(m,n)] = W[g'(m,n)] + W[n' \cdot (m,n)] \quad (2-10)$$

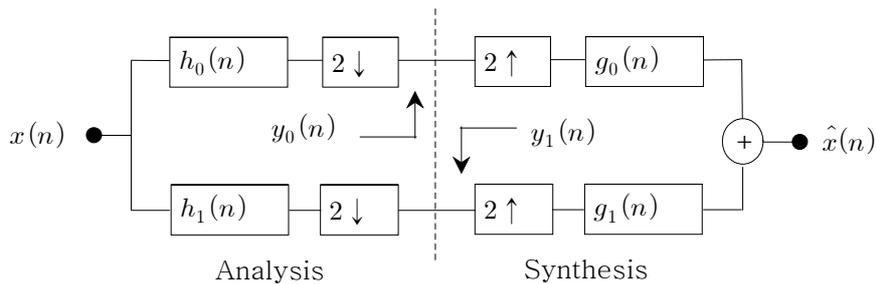
3 웨이블릿(Wavelet)

웨이블릿 변환은 1970년대 프랑스의 지질학자인 Morlet에 의해 처음 제안되어 왔으며 현대 다양한 분야에서 활발하게 발전, 적용되고 있는 근세기 들어 가장 주목 받고 있는 이론이다. Morlet은 고주파 성분이 중첩되어 있는 멀티스케일 신호에 대한 분석을 위해 주파수에 따라 크기가 변환하는 함수를 고안하였다.

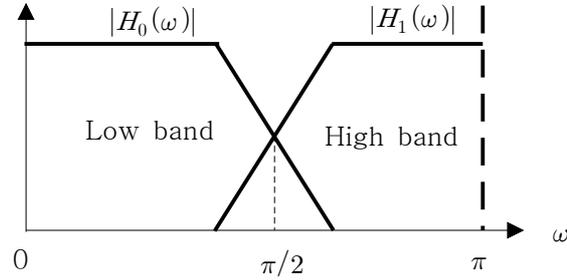
초기의 웨이블릿 변환은 기존에 이미 사용되던 국소 푸리에 변환의 변형되어진 형태로만 인식되었으나 1980년 초에 이르러 Morlet과 A. Grossman에 의해 초기 웨이블릿 변환의 수학적 체계가 형성되었고 기존의 변환에 차별되는 주파수 성분 분석 도구로서 주목 받기 시작하였다. 1985년 프랑스인 Yves Meyer는 직교 웨이블릿 이론을 발표하였으며 이산 웨이블릿 변환의 수학적 토대를 구축하였다. 웨이블릿 변환이 광범위한 적용 분야를 형성하게 된 직접적인 계기는 1987년 프랑스의 공학도였던 Stephane Mallat가 Meyer와 함께 이산 웨이블릿 변환의 한 형태로서 다 해상도 분석방법(Multi-Resolution analysis)을 발표하면서부터이다. 다 해상도 분석 방법은 이미지 또는 신호를 직교기저를 형성하는 스케일함수 및 웨이블릿을 이용하여 이분 주파수구간으로 순차적으로 사영(projection)하는 것을 말한다.[10]

3.1 부 대역 부호화(Subband Coding)

부 대역 부호화에서 영상은 부 대역(subband)에 의해 영상을 분해 할 수 있다. 이때 부 대역은 오차 없이 원 영상으로 복원된다. [11]



그림(3.1) 일차원 분해 및 복원을 위한 2대역 필터



그림(3.2) 그림(3.1)의 스펙트럼 분리 특성

그림(3.2)은 두 단계의 분해 및 복원을 보여준다. $x(n)$ 은 Analysis filter $h_0(n)$ 과 $h_1(n)$ 을 통해 $x(n)$ 을 $y_0(n)$ 과 $y_1(n)$ 으로 분해하고, 그 다음에 Synthesis filter $g_0(n)$ 과 $g_1(n)$ 을 통해 재조합함으로써 형성된다. filter $h_0(n)$ 과 $h_1(n)$ 은 그림(3.2)에서와 같이 이상적인 전달 특성 $H_0(n)$ 와 $H_1(n)$ 을 가지는 half-band digital filter 이다.

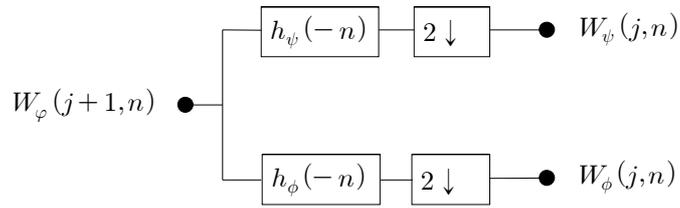
3.2 고속 웨이블릿 변환(The Fast Wavelet Transform)

고속 웨이블릿 변환(FWT: fast wavelet transform)은 부대역 부호화(Subband Coding)을 보다 계산을 효율적으로 좋게 하기 위해 구현 되어진 것이다.[11]

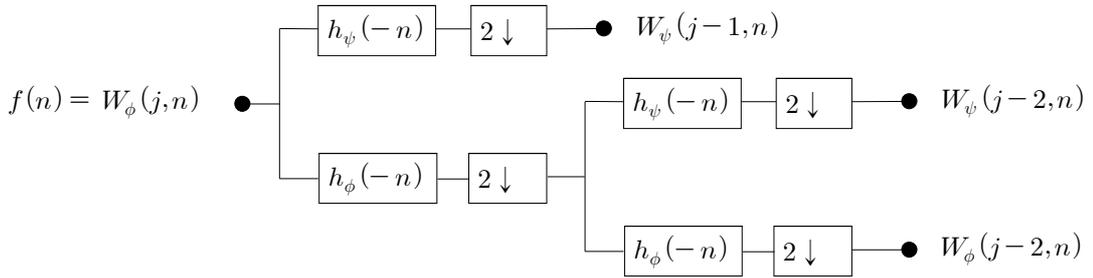
$$W_\psi(j, k) = h_\psi(-n) * W_\varphi(j+1, m)|_{n=2k, k \geq 0} \quad (3-1)$$

$$W_\varphi(j, k) = h_\varphi(-n) * W_\varphi(j+1, n)|_{n=2k, k \geq 0} \quad (3-2)$$

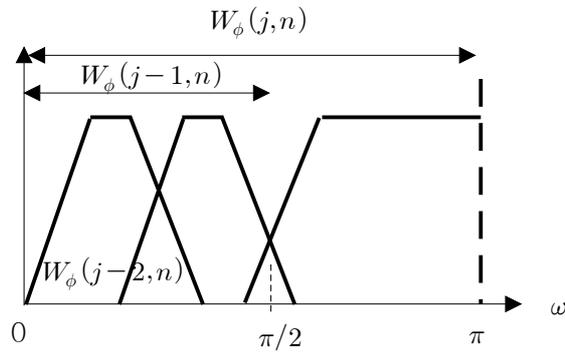
그림(3.1), (3.2)는 FWT의 분해식이다. $n=2k$ 는 웨이블릿 분해 과정에서 다운 샘플링 하기 위한 것이다. 본 논문에서는 식(3-1), (3-2)을 반복하여 분해하였다.



그림(3.3) FWT 분석 बैं크

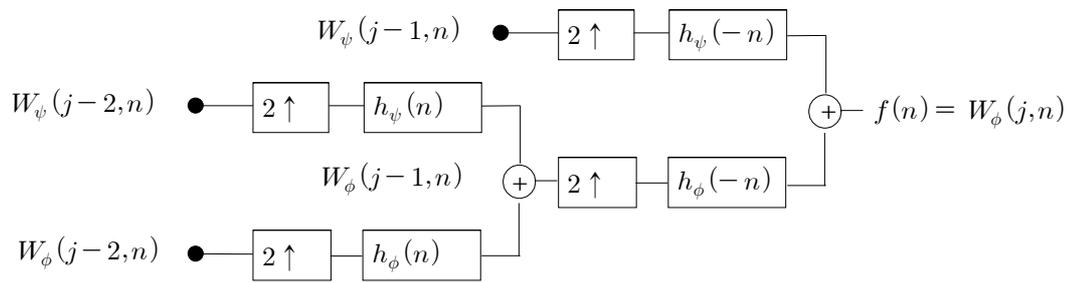


그림(3.4) 2단계 분석 बैं크



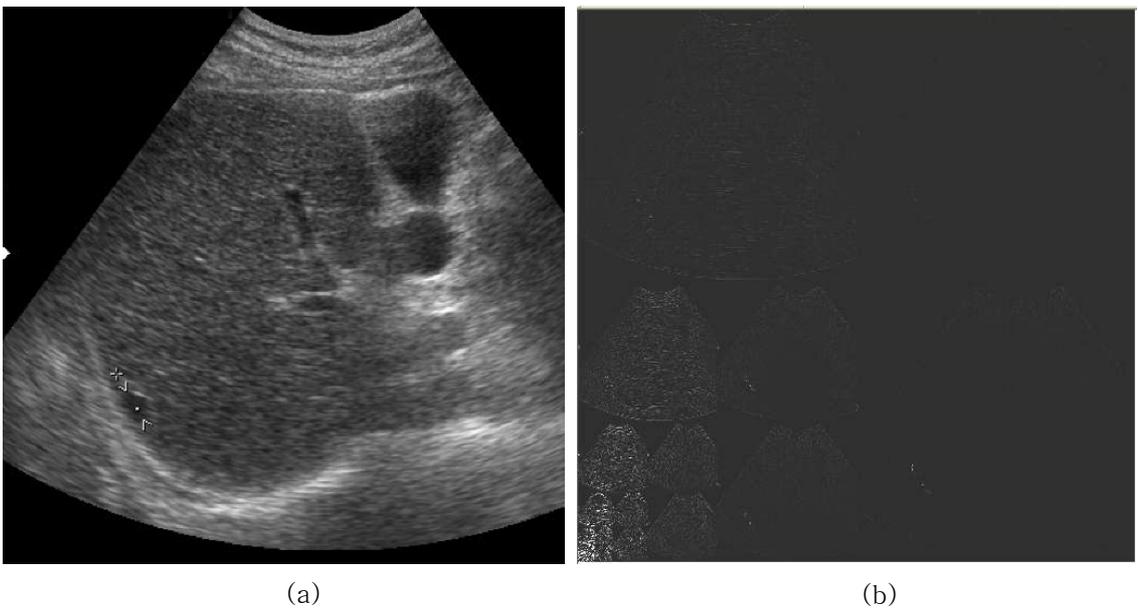
그림(3.5) 스펙트럼 분리 특성

그림(3.4)의 2단계 분석 बैं크가 웨이블릿에선 1단계 분해 과정이 된다. 본 논문에 서는 위의 과정을 7회 반복하여 사용하였다. 그림(3.5)는 분해 특성을 보여준다. 1단계 분해 시 고주파 영역과 저주파 두 영역으로 분리되고 저주파 영역을 다시 고, 저주파 영역으로 분리하게 되고, 이러한 과정이 반복되게 된다.



그림(3.6) 2단계 복원 필터

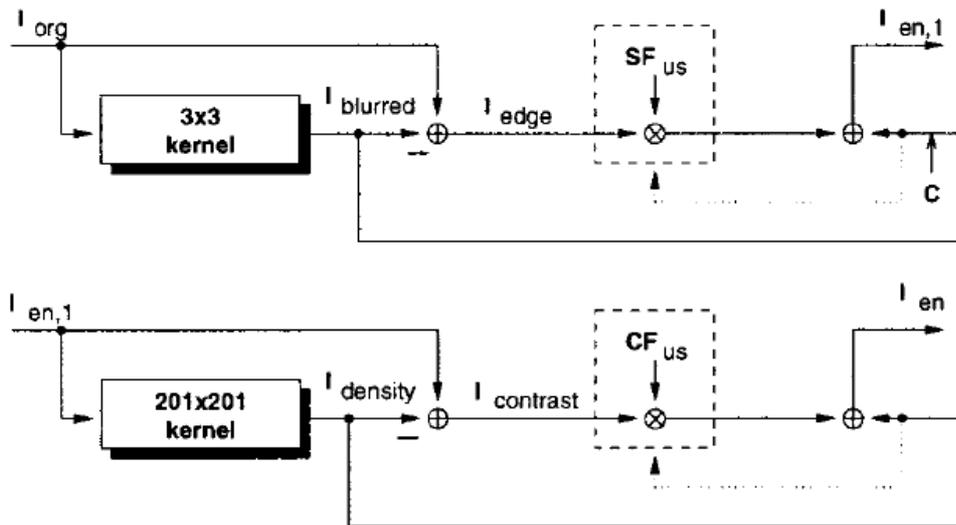
그림(3.6)은 웨이블릿의 분해 과정을 역으로 실시한 것이다. 이 과정을 반복하여 손실 없는 원 영상을 얻을 수 있다.



그림(3.7) a)원 영상, b) 웨이블릿 분해 영상

4. From Unsharp Masking To Multiscale Processing

참조할 기존의 알고리즘은 multi-scale pyramid에 의해 만들어 졌다. 우리는 아래 그림과 같은 두 단계의 unsharp masking를 바탕으로 한 알고리즘을 사용한다. 먼저 약간 흐릿한 영상 $I_{blurred}$ 작은 필터(3 x 3)에 의해 만들어지고 이것과 원 영상을 빼준다. 이 결과 영상은 고주파 영상으로 대부분의 edge정보를 가지고 있는 I_{edge} 이다. 이 영상을 sharpness factor SF에 의해 강화된다. 이 강화된 영상과 $I_{blurred}$ 영상을 더하여 보다 edge가 강화된 영상을 얻게 된다. 그리고 큰 커널 예를 들면 (201x201) edge가 강화된 영상에 의해 $I_{density}$ 영상을 얻고 이 영상과 edge 강화된 영상의 빼어 $I_{contrast}$ 영상을 얻는다. 이 영상은 contrast factor CF에 의해 대조도가 증폭된다. [12][13][14]



그림(4.1) 두 단계 unsharp masking based processing

이 알고리즘은 세밀한 영역과 저주파 영역만을 분리하여 처리할 수 있다. 중간 영역의 $I_{contrast}$ 의 넓은 대역에 남아있다. 이 부분은 같은 방식으로 임의의 사이

스로 접근하면 해결될 수 있다.

영상 강화 과정은 lowpass 영상 $I_{blurred}$ 는 각 두 방향으로 subsample된다. 영 영상과 빼기를 통해 모서리 영상을 얻게 된다. 복원 과정에서 영상의 확장은 영상 사이에 0을 넣어 확장하게 된다.

4.1 structure boost

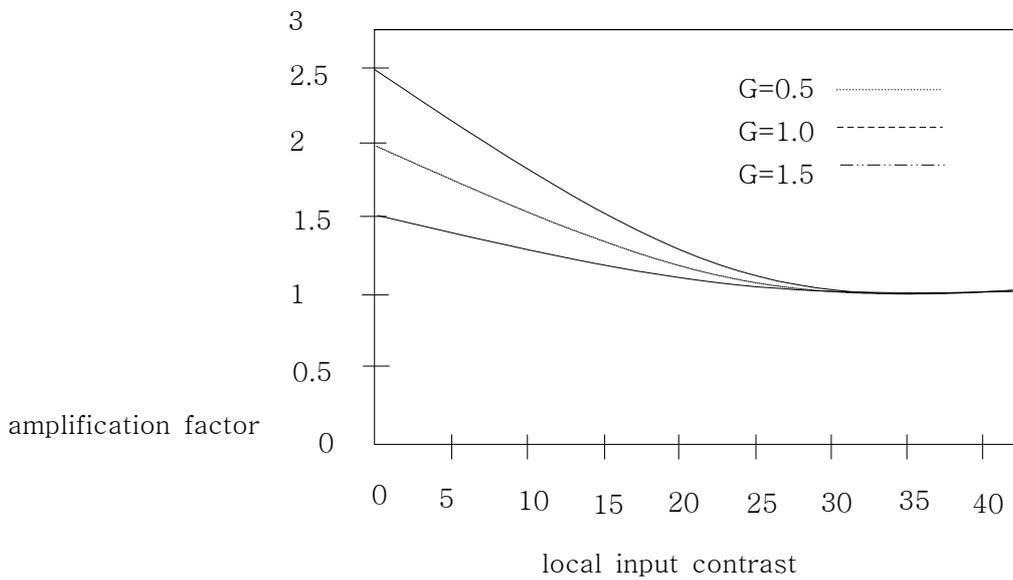
식(4-1)는 대조도 강화 함수(Contrast amplification function)이다. 그리고 아래의 조건을 만족한다.[13]

- 1) 대조도 값이 0에 가까운 함수는 $CF_i + G_i$, $G_i \geq 0$ 을 만족해야한다. G_i 는 subband 영상 i 에서 약한 대조도를 위한 추가 gain이다.
- 2) 함수는 어느 영역에서든 부드러워야한다. 특히 작은 대조도 값 c 에서는 더욱 그러하다.

아래의 증폭 함수를 사용한다.

$$CF_i(c) = \begin{cases} G_i \cdot \left(1 - \frac{|c|}{c_0}\right)^{p_i} + CF_i & \text{for } |c| \leq c_0 \\ CF_i & \text{else} \end{cases} \quad (4-1)$$

추가적 강화는 0과 c_0 사이로 제한되었다. 이득 G_i 는 매끄러운 변경에 도움을 준다. 지수 p 는 얼마나 빠른 강화정도를 조절한다. G 의 변경에 따른 결과는 그림 (4.2)이 보여준다.



그림(4.2) G값에 따른 강화 정도 변화 그래프

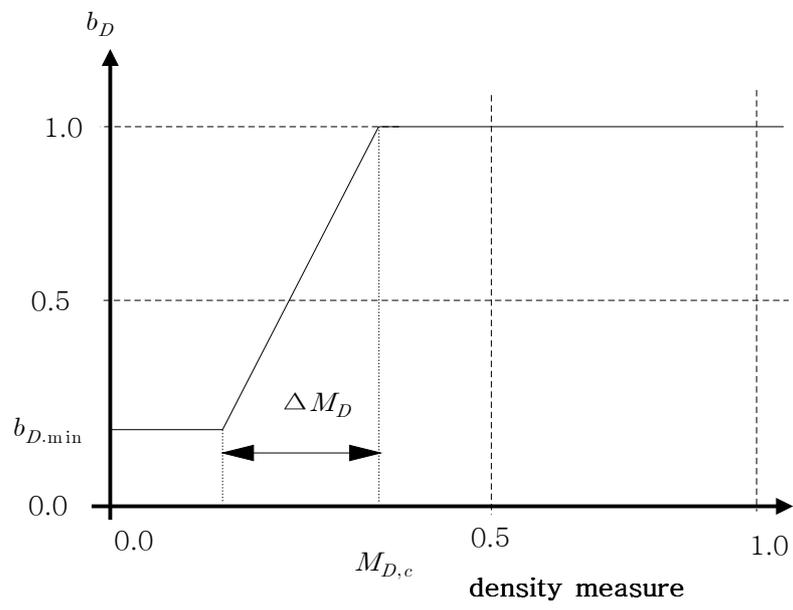
위 그림은 G의 값 변환에 따른 변화를 보여준다. 여기에서 영상 강화를 위한 범위는 절대 값 0에서 c_0 로 제한되어 있다.

4.2 Noise Containment

그림(4.3)은 노이즈 제거의 기본 개념을 나타내는 그래프이다. 노이즈가 많은 부분을 다른 부분보다 적게 강화 시키는 것이다.

간략히 말하면 웨이블릿 계수를 0 ~ 1 사이로 정규화 하고 계수의 절대 값을 취하여 이것의

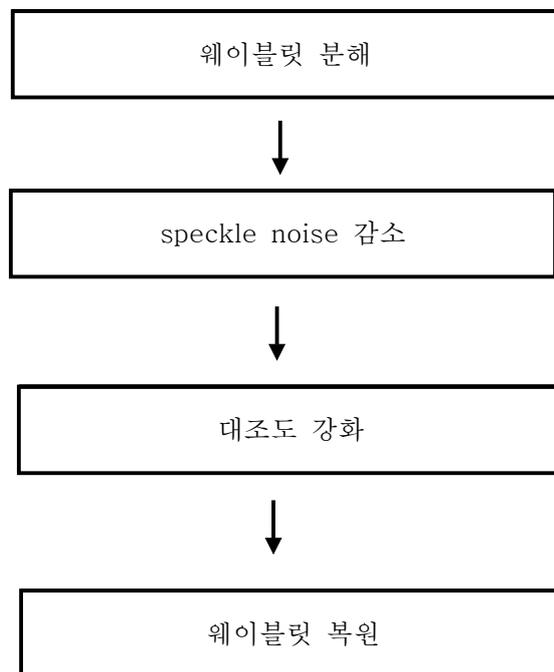
0 ~ $M_{D,c}$ 사의 값은 감소시켜 노이즈의 증가를 막는 것이다. [13]



그림(4.3) 노이즈 감소 형태 그래프

5. 실험 및 고찰

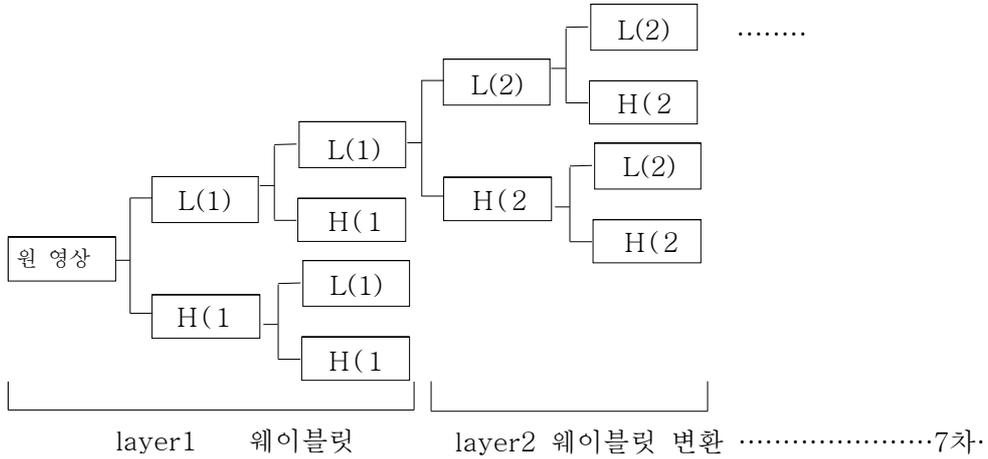
본 연구에서는 새로운 개념을 초음파 영상에 적용하는 것이 아니라 기존 X-ray 영상에 사용되던 방법을 초음파 영상에 적용하여 보다 낮은 결과를 얻고자 한다. 초음파 영상의 강화에는 structure boost를 사용하여 강화를 하고 speckle noise 감소에는 Realization of Noise containment를 사용한다. 전체적인 구조를 보면 그림(5.1)과 같다.



그림(5.1) 알고리즘 구현 순서도

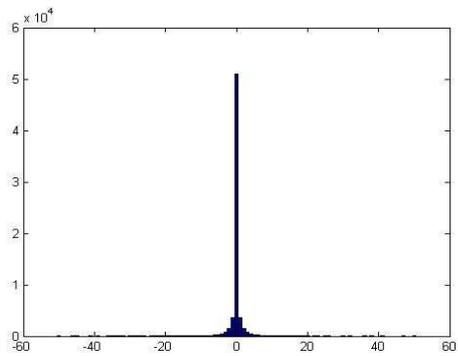
5.1 웨이블릿 분해

웨이블릿 분해를 7단계 까지 시행한다.

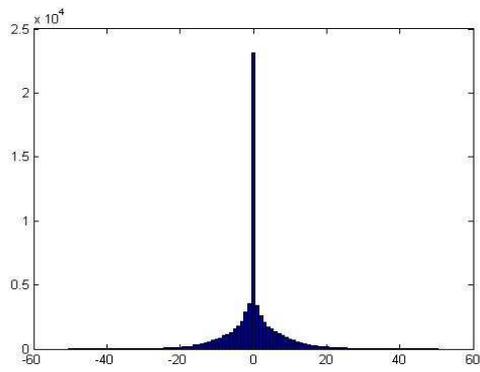


그림(5.2) 웨이블릿 분해 과정

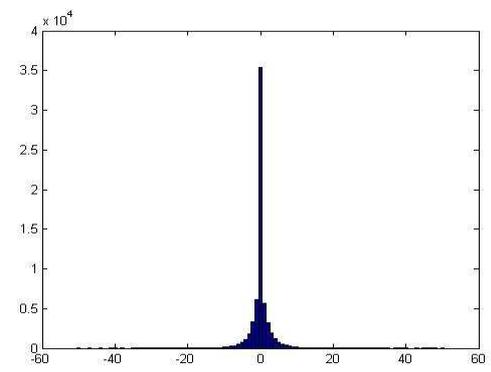
각 단계의 Vertical, Horizon, Diagonal 영역의 히스토그램을 확인하여 영상강화 영역을 결정한다.



(a) Vertical



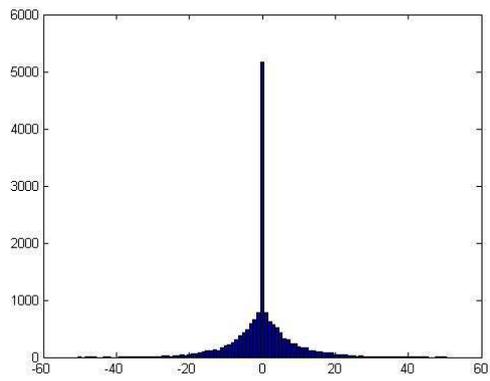
(b) Diagonal



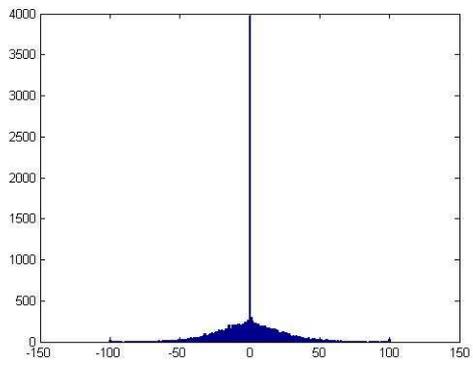
(c) Horizon

그림(5.3) 첫 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

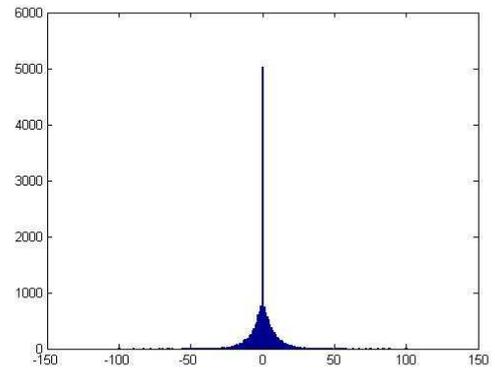
layer 1 대부분의 값들이 $-20 \sim 20$ 사이에 있는 것을 알 수 있다.



(a) Vertical



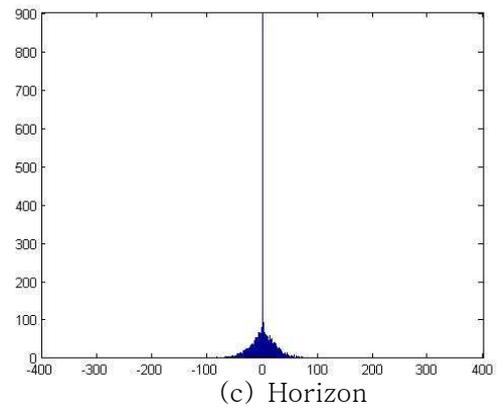
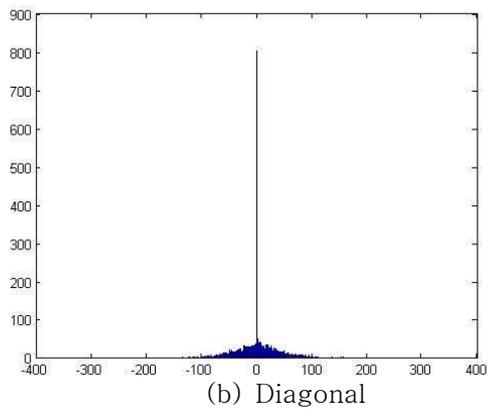
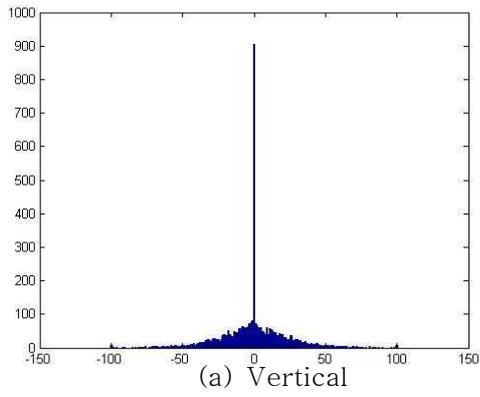
(b) Diagonal



(c) Horizon

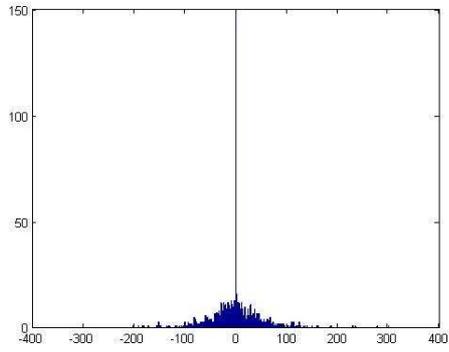
그림(5.4) 두 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

layer2 대부분의 값들이 $-50 \sim 50$ 사이에 있다.

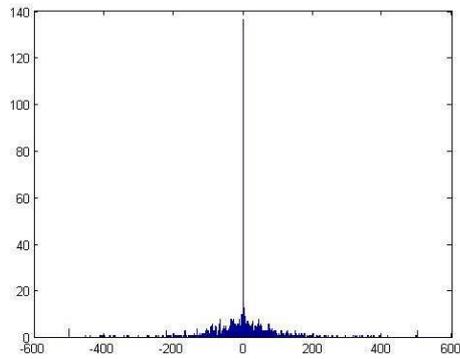


그림(5.5) 세 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

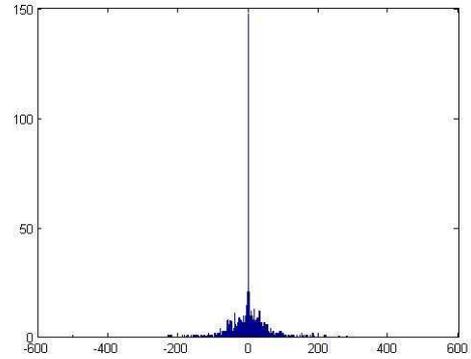
layer3 대부분의 값들이 $-100 \sim 100$ 사이에 있다.



(a) Vertical



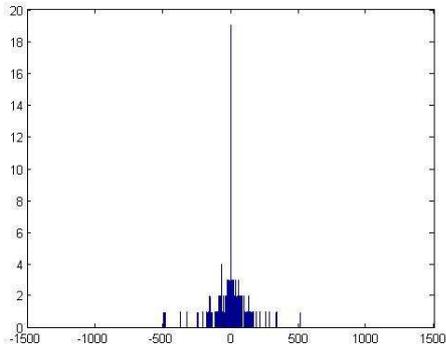
(b) Diagonal



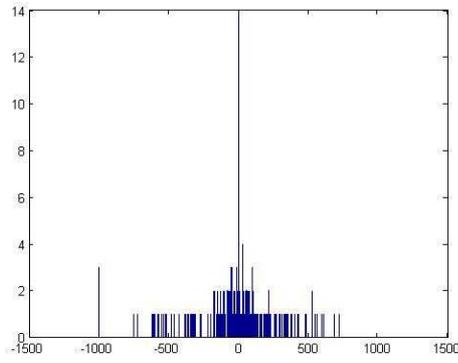
(b) Horizon

그림(5.6) 네 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

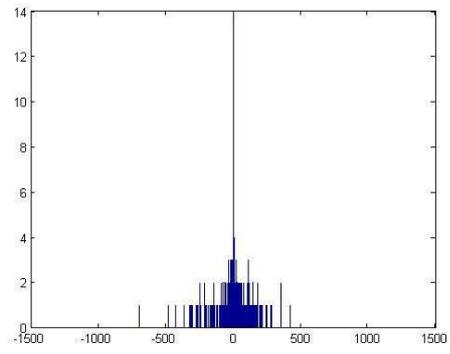
layer4 대부분의 값들이 $-100 \sim 100$ 사이에 있다.



(a) Vertical



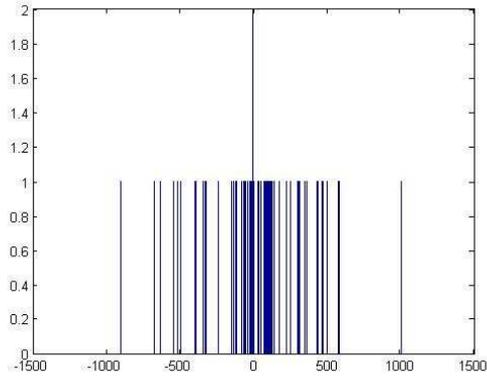
(b) Diagonal



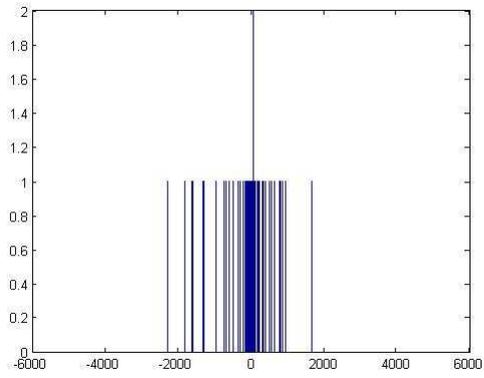
(c) Horizon

그림(5.7) 다섯 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

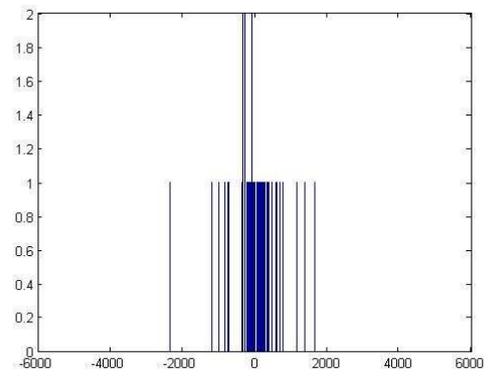
layer5 대부분의 값들이 - 500 ~ 500 사이에 있다.



(a) Vertical



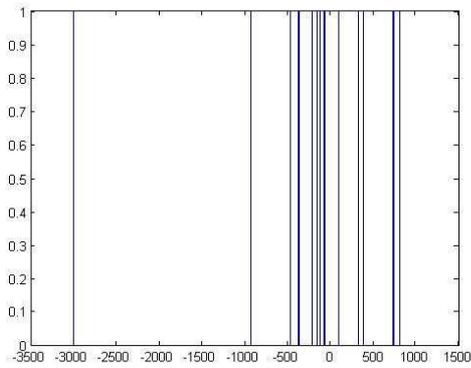
(b) Diagonal



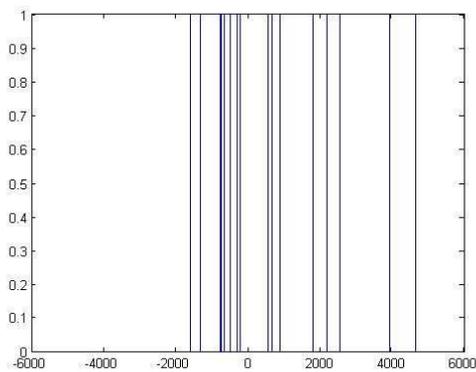
(c) Horizon

그림(5.8) 여섯 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

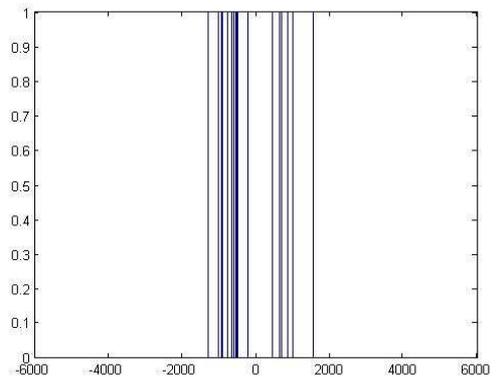
layer6 대부분의 값들이 $-1000 \sim 1000$ 사이에 있다.



(a) Vertical



(b) Diagonal



(c) Horizon

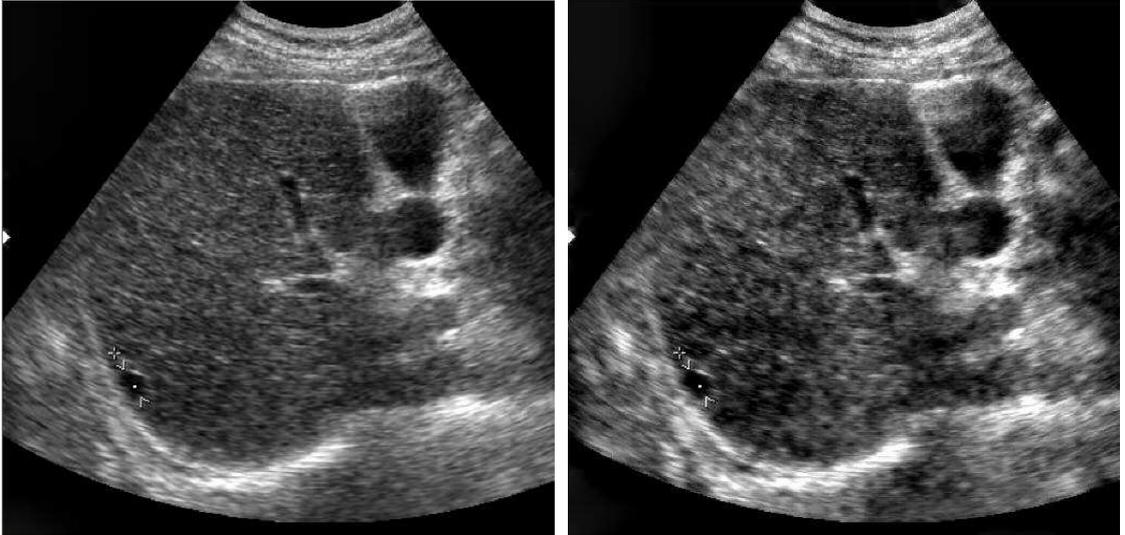
그림(5.9) 일곱 번째 분해 과정에서의 각 영역의 히스토그램

layer7 대체적으로 $-2000 \sim 2000$ 사이에 있는 것을 볼 수 있다.

분해과정의 히스토그램을 통해 C_0 값을 얻을 수 있다. 위의 결과를 가지고 표(5.1)과 같이 각 단계별 문턱치 값을 사용하였다.

subband	1	2	3	4	5	6	7
c_0	20	50	100	100	500	500	1000

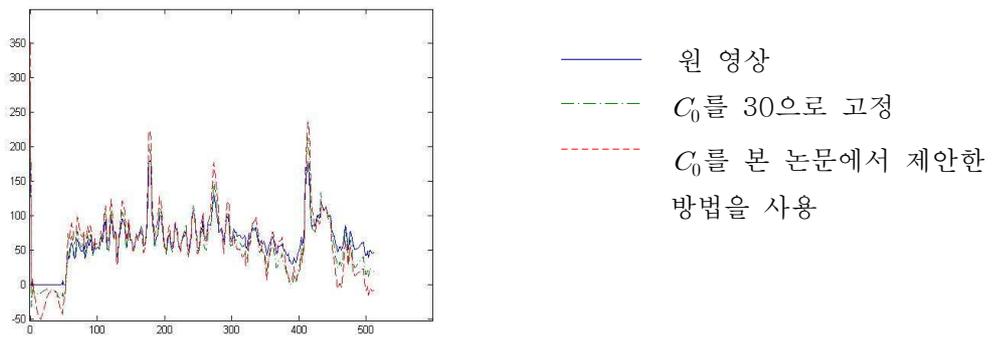
표(5.1) 웨이블릿 강화에 사용된 C_0 값



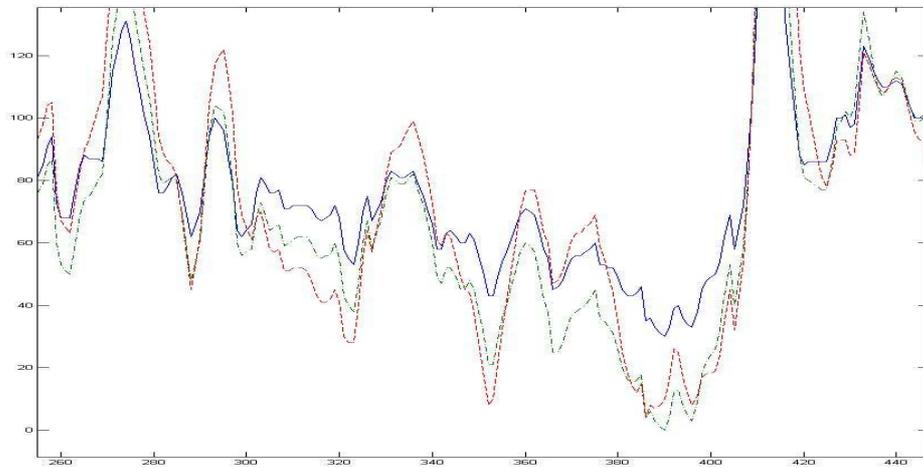
(a)

(b)

그림(5.10) a) C_0 를 30으로 고정하였을 때 b) C_0 를 본 논문에서 제안한 방법을
사용하였을 때



(a)



(b)

그림(5.11) a)원, C_0 가 30으로 고정, C_0 를 본 논문에서 제안한 방법을 사용한 영상들의 profile 비교, b) (a)의 네모 확대 그래프

그림(5.11)을 보면 C_0 를 본 논문에서 제안한 방법을 사용한 영상이 C_0 를 30으로 고정된 영상에 비해 기울기가 가파른 것을 확인 하여 보다 대조도 높은 영상을 얻을 수 있다.

5.2 speckle noise 감소 및 대조도 강화

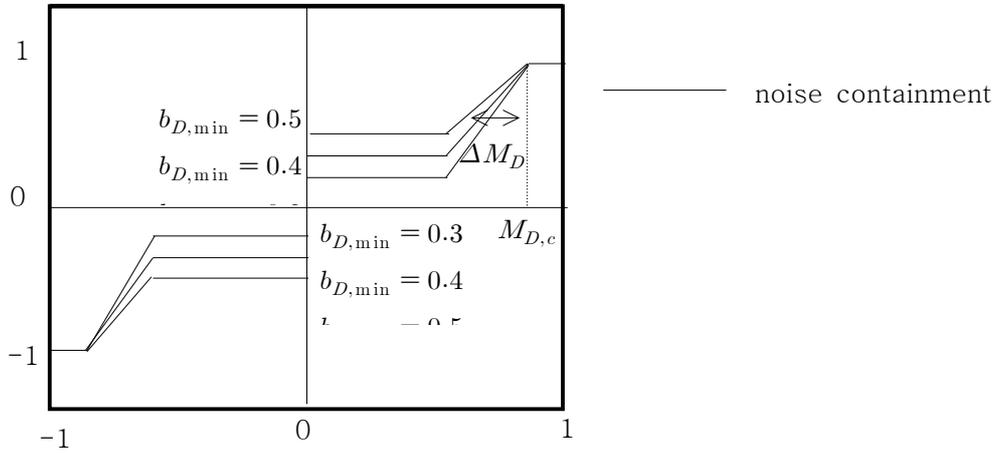
C0	30	Mdc	0
P	1.2	DeltaMD	0
G	1.3	badmin	1
CF	1.5		
HORIZONTAL	<input type="checkbox"/> On	DeNoising	<input type="checkbox"/> On
VERTICAL	<input type="checkbox"/> On		
DIGONAL	<input type="checkbox"/> On		

그림(5.12) 파라미터 입력을 위한 다이얼로그

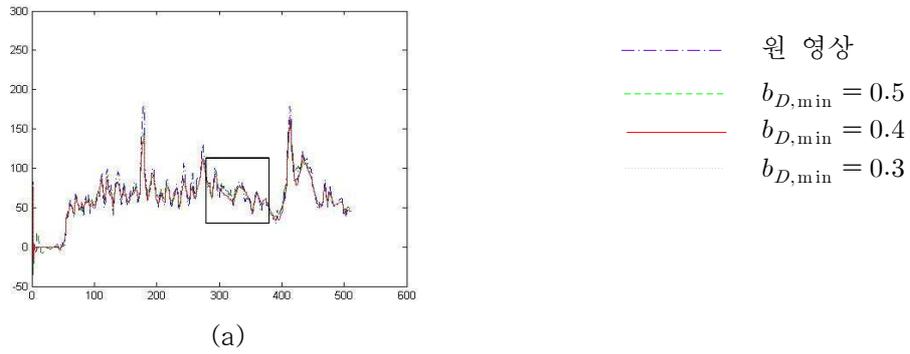
사용자의 임의로 적절한 값을 다이얼로그 박스에 입력 하게 된다. 노이즈 감소의 실행 여부 및 각 영역별 강화도 가능하게 하였다.

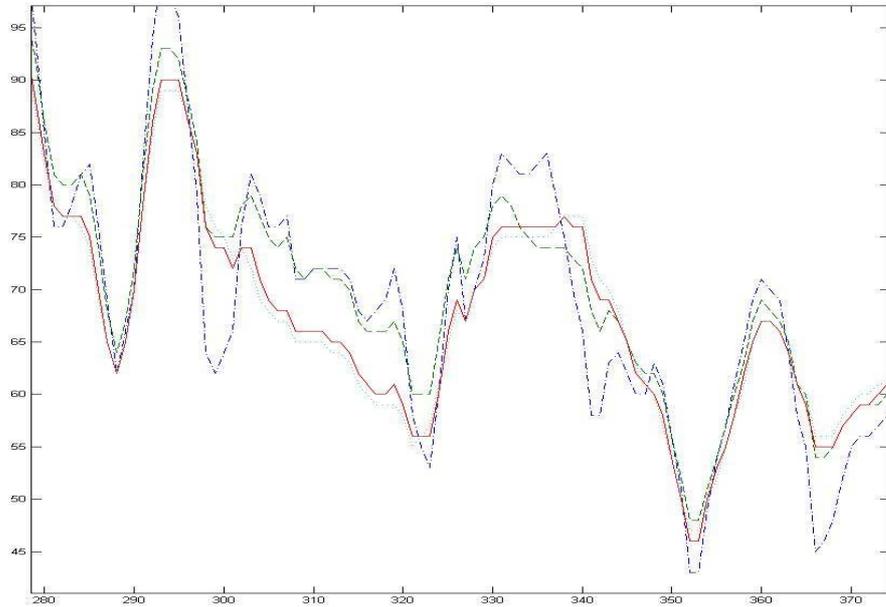
5.2.1 Speckle noise 감소

$b_{D,\min}$ 의 값을 0.5로 설정하여 실험하였다. [13][14][15]



그림(5.13) 노이즈 감소곡선





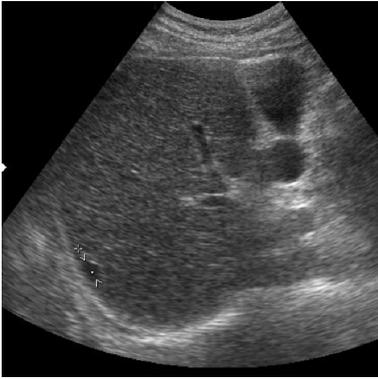
(b)

그림 (5.14) a) $b_{D,\min}$ 의 변화에 따른 영상의 profile 변화,

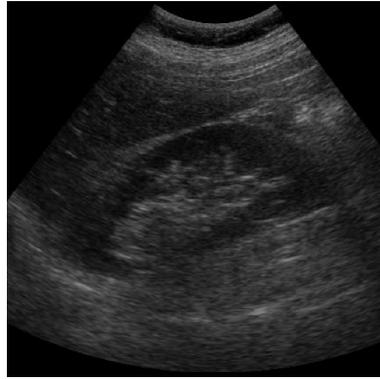
b) (a)의 네모 상자의 확대 그래프

CF=1.5, p=1.2, G=1.0, $C_0=30$, $M_{D,c}=0.4$, $\Delta M_d=0.14$ 로 설정하고 테스트 하였다.

$b_{D,\min}$ 의 감소에 따라 그래프의 기울기가 감소되는 것을 확인 할 수 있다.



(a)



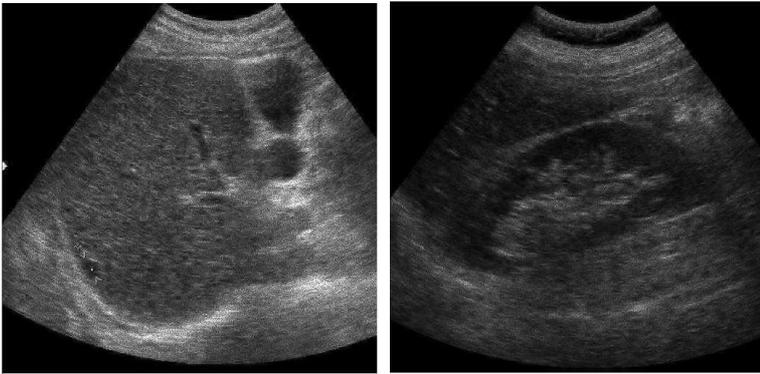
(b)



(c)



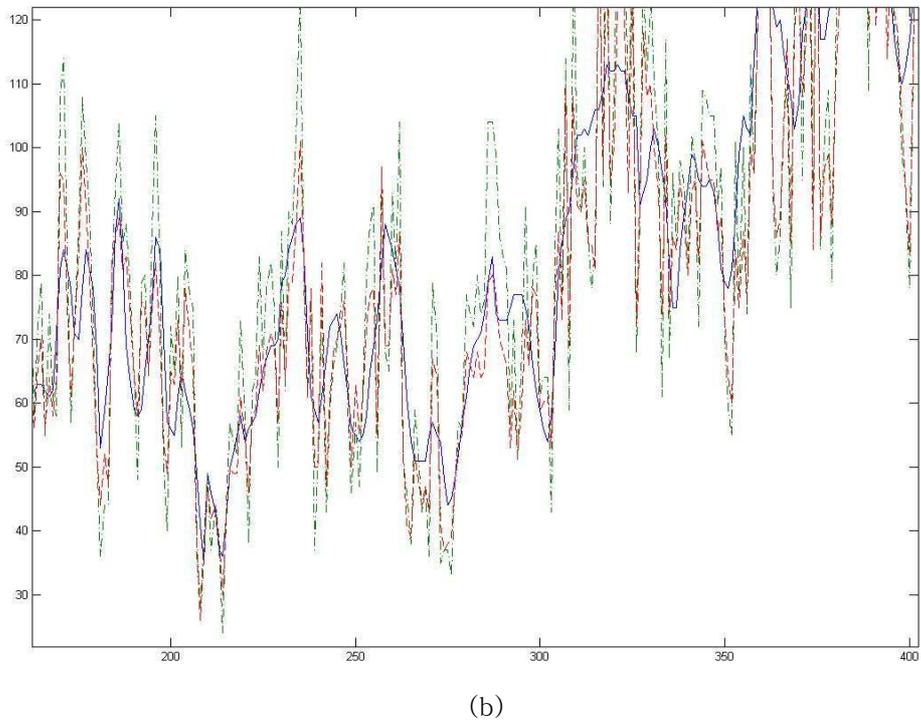
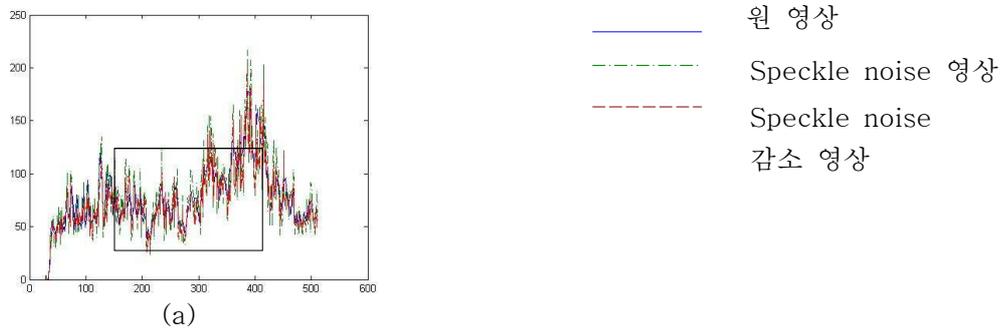
(d)



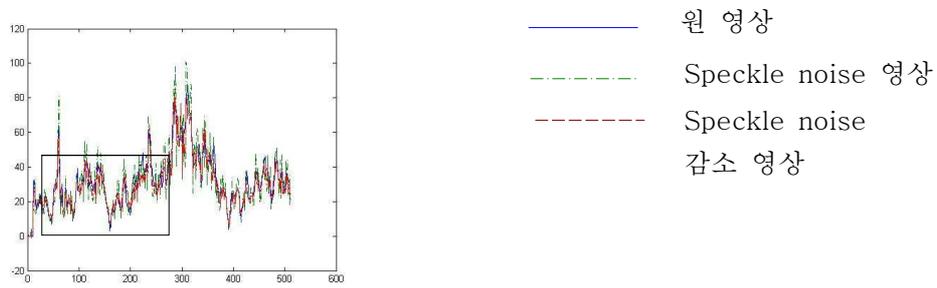
(e)

(f)

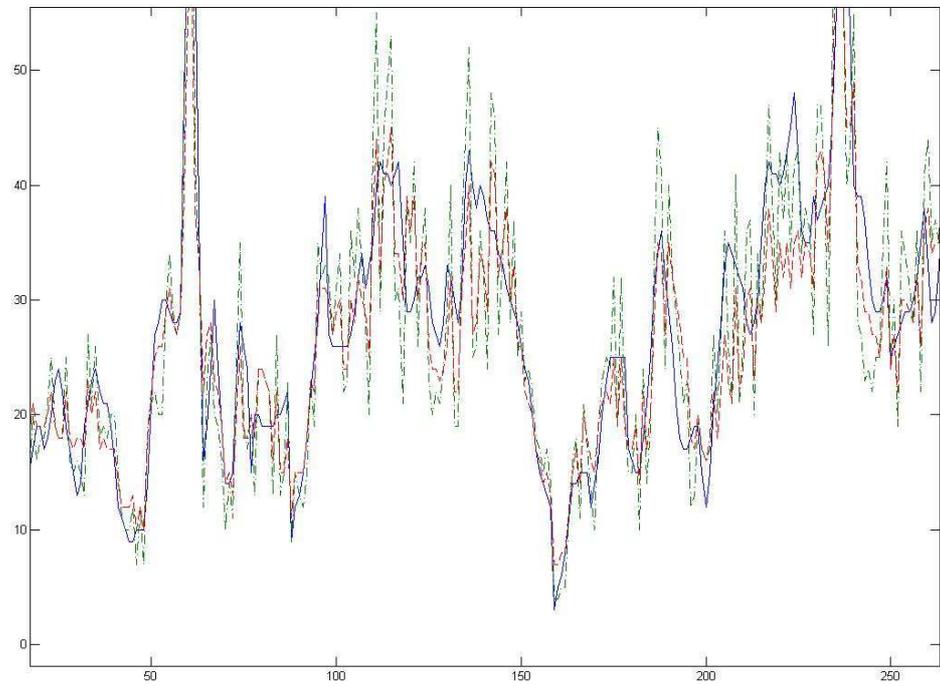
그림(5.15) a, b) 원 영상, c, d) Speckle noise 영상,
e, f) Speckle noise 감소 영상



그림(5.16) 그림(5.15)의 a, c, e) 간 영상의 profile의 그래프,
b) a)의 네모 상자의 확대 그래프



(a)



(b)

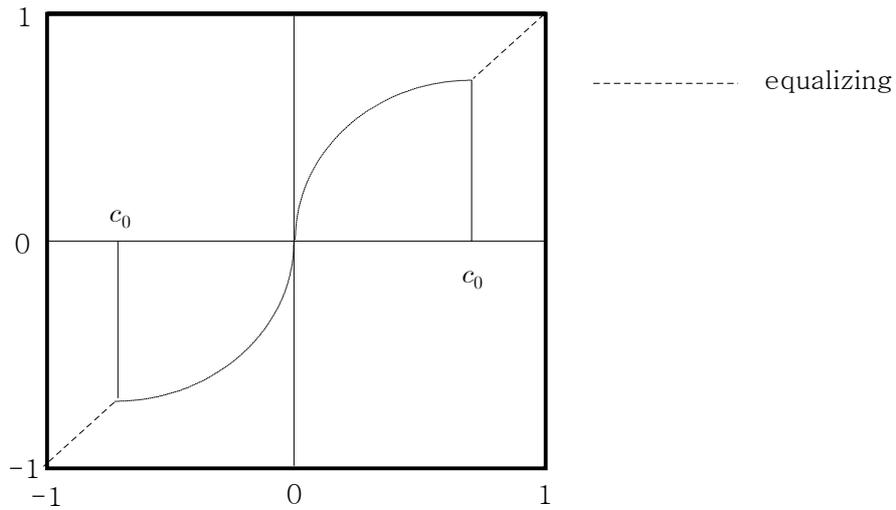
그림(5.17) 그림(5.15)의 a, c, e) 태양 영상의 profile의 그래프,

b) a)의 네모 상자의 확대 그래프

원 영상에 Speckle noise를 첨가하여 본 논문에서 제안한 방법의 성능을 테스트해 보았다. Speckle noise가 상당 부분 감소하는 것을 확인할 수 있다.

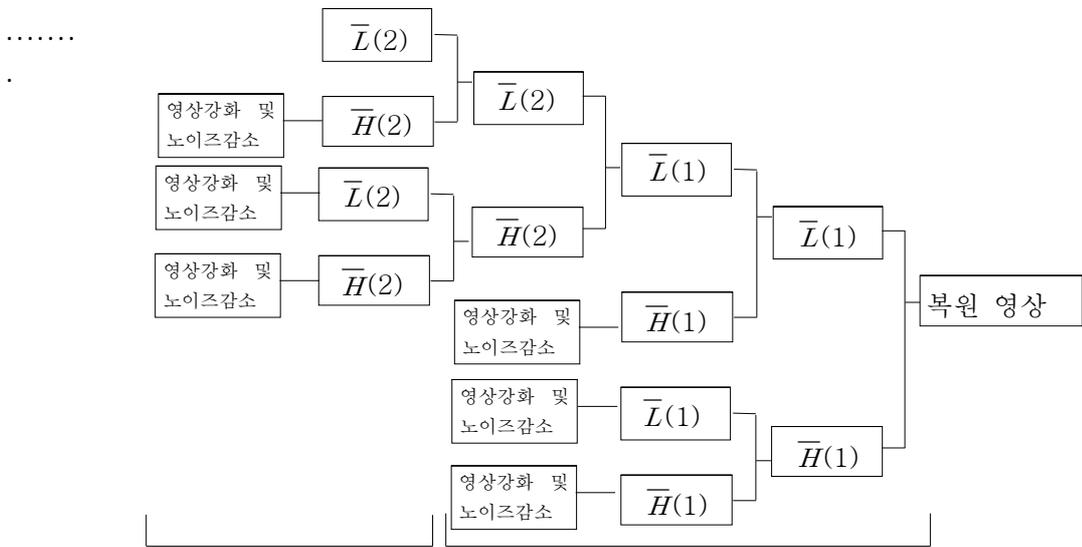
5.2.2 대조도 강화

영상의 대조도 강화는 그림(5.15)과 같은 곡선 형태로 증가 한다. 이 곡선은 식(4-1)의 곡선이다. 식(4-1)의 c_0 는 웨이블릿의 각 단계의 히스토그램에서 얻은 값을 바탕으로 하여 설정하게 된다. 그 값은 표(5.1)과 같다.



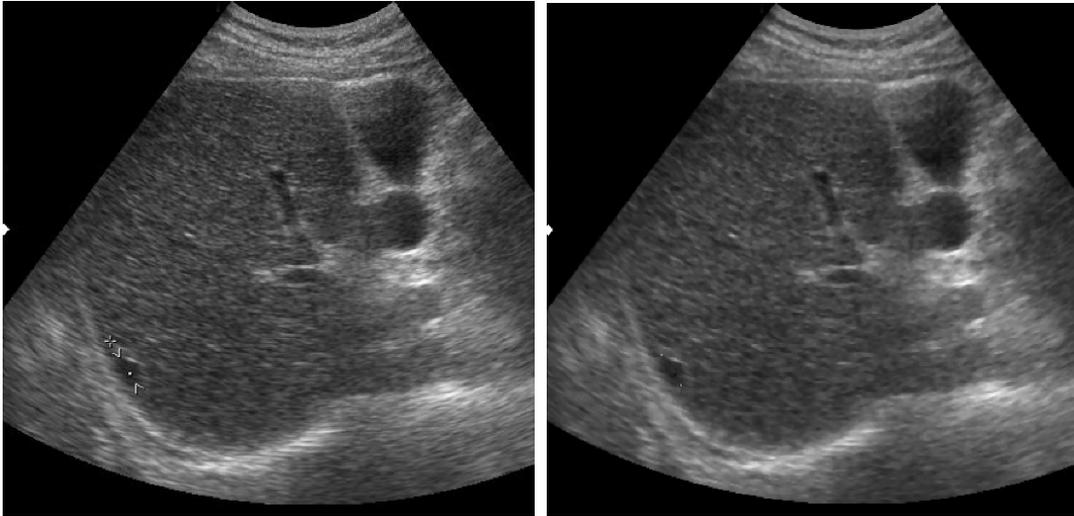
그림(5.18) 식(4-1)의 강화 곡선

웨이블릿에 의해 분해 된 영상의 복원 시 모서리 정보를 가지고 있는 영역에 대조도 강화, 노이즈 감소 식을 적용하여 영상을 개선한다. 웨이블릿의 복원 각 단계마다 위의 과정을 마치면 영상의 노이즈 감소, 영상의 강화 그리고 복원이 된다.



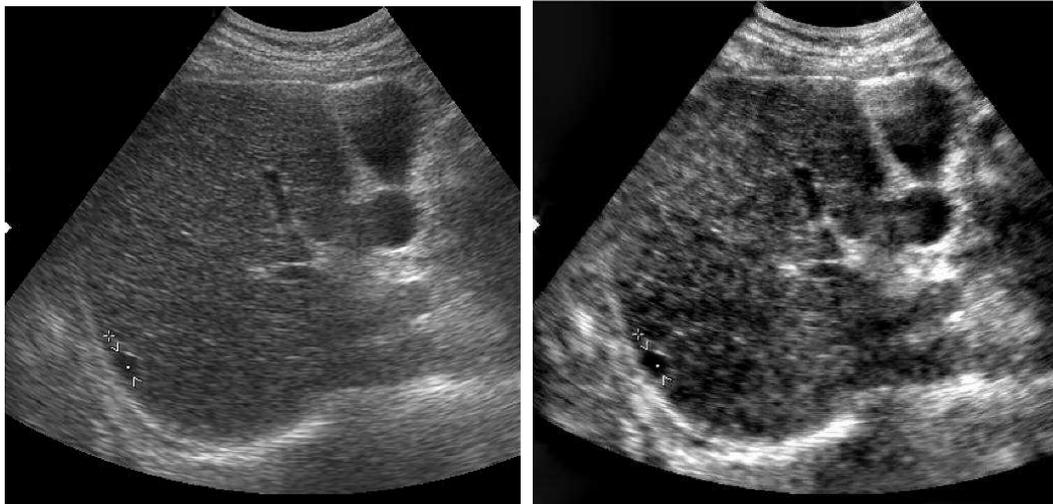
그림(5.19) 7~1단계의 웨이블릿 복원 및 영상강화, 노이즈감소

5.3 기존의 알고리즘과 제안한 알고리즘과의 비교



(a) 원 영상

(b) median filter



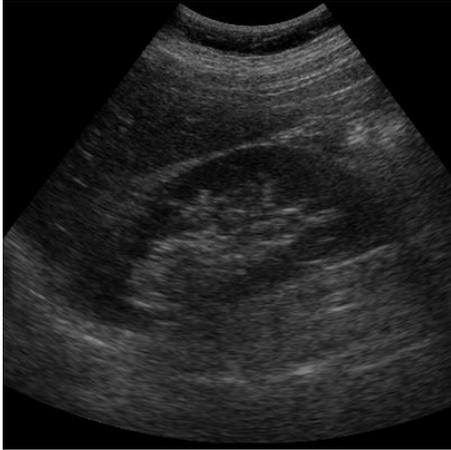
(c) wiener filter

(d) 제안한 방법

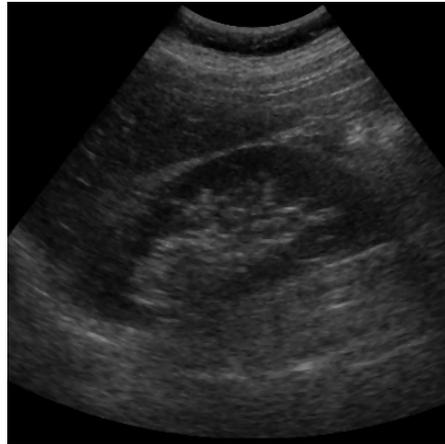
그림(5.20) 다른 영상들과 제안한 영상들과 비교

그림(5.20)의 결과 영상들을 확인하면 본 논문에서 제안한 방법이 다른 영상보다

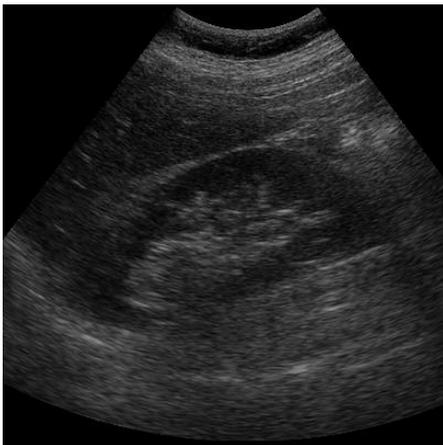
개선된 것을 볼 수 있다.



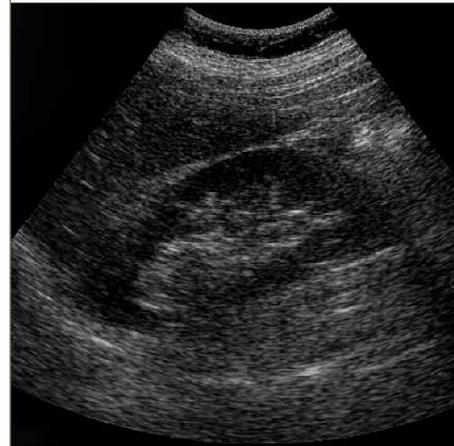
a. 원 영상



b. median filter

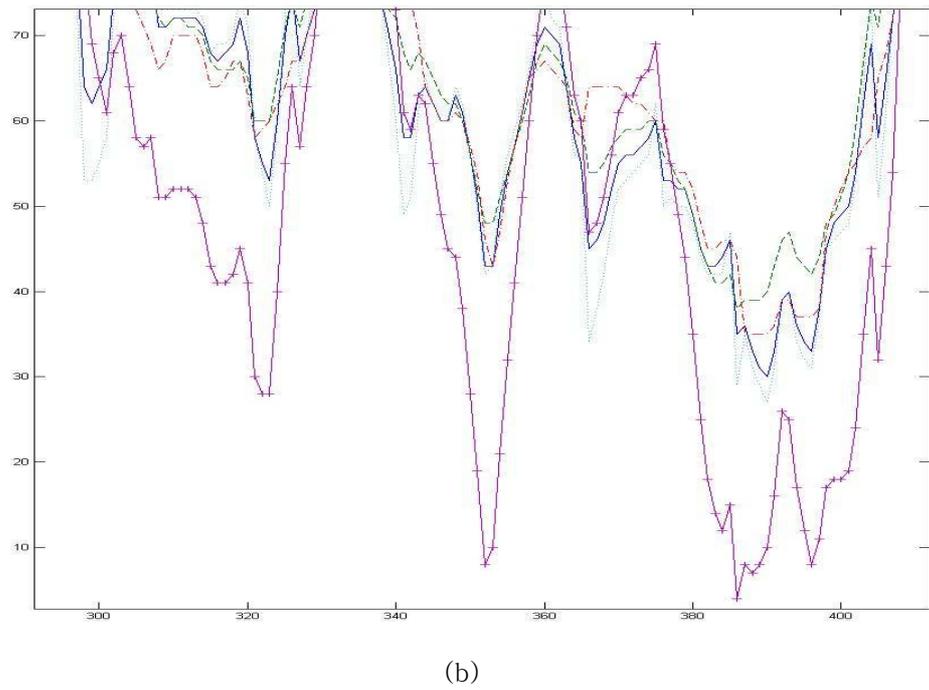
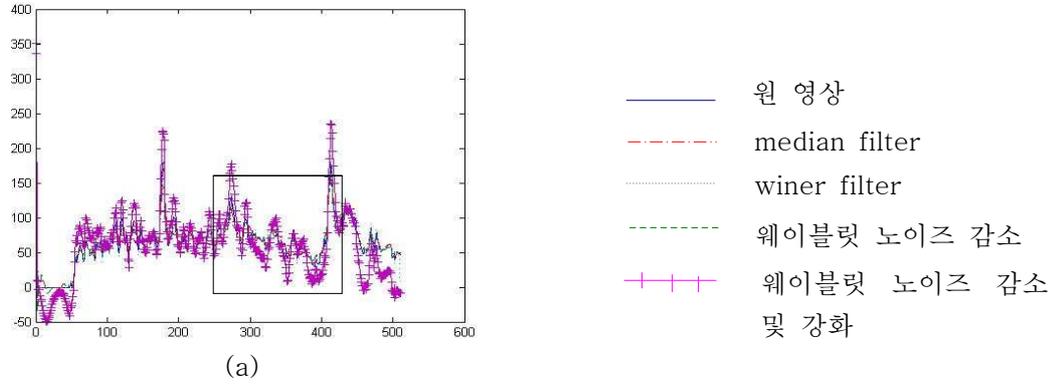


c. wiener filter



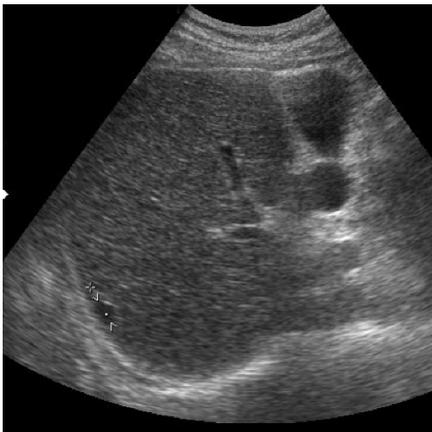
d. 제안한 방법

그림(5.21) 다른 영상들과 제안한 영상들과 비교

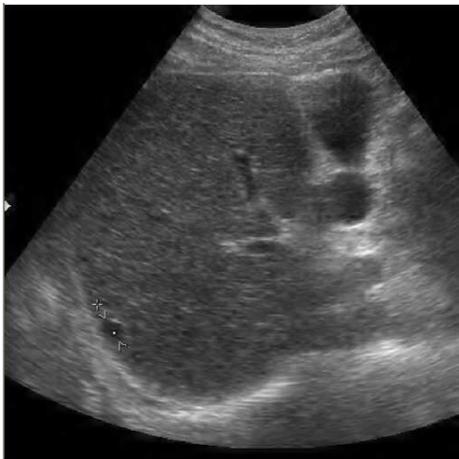


그림(5.22) a) 원, median, winer, 웨이블릿 노이즈 감소, 노이즈 및 강화 영상의 profile의 그래프, b) a)의 네모 상자의 확대 그래프

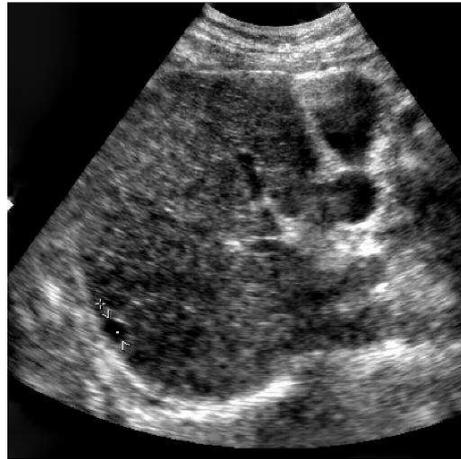
비교 영상의 profile을 확인한 결과 본 논문에서 제안한 방법이 노이즈에도 잡음으로 생각되는 영역은 기울기가 완만히 처리되고 그 외의 영역은 기존의 기울기를 유지하는 것을 확인할 수 있다. 대조도 강화에서는 노이즈를 제거 후 강화를 하게 되므로 노이즈의 많은 증가 없이 모서리 영상을 보다 강화하여 대조도를 향상 시킨 영상을 얻을 수 있다는 것을 알 수 있다.



(a) 원 영상



(b) speckle noise 감소영상



(c). speckle noise 감소 및 대조도 강화

그림(5.23) 원 영상에서 노이즈 제거 및 강화 영상

6. 결론

본 논문은 기존의 웨이블릿을 통한 speckle noise 및 대조도를 강화하여 보다 나은 영상을 얻고자 기존의 X-ray 영상에서 쓰는 방법을 초음파에 적용하여 초음파 영상에서 보다 나은 영상을 얻는 것이다.

여기에서 최적을 파라미터들을 찾아내는 것보다, 본 논문에서 제안한 알고리즘이 speckle noise 및 대조도 강화에 기존의 알고리즘 보다 나은 결과를 얻을 수 있고 사용자가 직접 파라미터를 입력 할 수 있게 하여 사용자가 직접 자신이 원하는 영상을 얻을 수 있는 프로그램을 구현하고자 했다. 그리하여 문턱치 값을 일정하게 유지하는 것 보다 웨이블릿의 분해 과정에서 각 영역의 히스토그램의 분포를 보고 적절한 문턱치 값을 설정하여 보다 대조도가 높은 영상을 얻을 수 있었다. 노이즈 제거 시에는 여러 파라미터 값을 적용하여 변화를 확인하였다. 원 영상에 노이즈를 첨가하여 본 논문에서 제안한 방법의 성능을 실험하였다. 위의 결과 파라미터의 사용자 입력이 보다 나은 영상을 얻을 수 있음을 확인하였다. 하지만 아직 사용자가 보다 정확한 진단에 도움이 되는 지는 확인을 하지 못하여 이것의 확인이 필요하다. 그리고 장비마다 speckle noise의 패턴이 다르기 때문에 다른 장비에서도 본 논문에서 제안한 알고리즘이 유효하게 사용될 수 있을 것이다

그 결과 본 논문에서 제안한 알고리즘이 보다 나은 영상을 얻는데 도움이 될 수 있다는 것과 기존 x-ray에 적용된 알고리즘이 초음파 영상에서도 적용이 가능함을 확인하였다. 그리하여 사용자가 직접 파라미터 변수 입력이 가능한 프로그램을 개발하였다. 하지만 파라미터를 변경하는 사용자는 이러한 알고리즘을 알지 못하는 사람을 대상으로 하기에 보다 손쉬운 변경 방법이나, 몇몇 권장 파라미터들을 제공해야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] J.W. Goodman, "Some fundamental properties of speckle," *J. Opt. Soc. Amer.*, vol 66, no 11, p1145 ~ 1150, 1976.
- [2] J. G. Abbott and F. L. Thurstone, "Acoustic speckle: Theory and experimental analysis," *Ultrason. Image.*, vol. 1, p.
- [3] T.Loupas, W.N.Mcdicken and P.L.Allan, "An adaptive weighted median filter for speckle suppression in Medical Ultrasonic Image," *IEEE Trans. Circuits Syst.*, vol 36, pp 129-135, Jan
- [4] A.K Jain, *Fundamentals of Digital image Processing*. Englewood Cliffs, NJ:Prentice-Hall, 1989.
- [5] H. Guo, etc., "Wavelet based speckle reduction with application to SAR based ATD/R," in *Proc. ICIP, 1994*, vol. 1, p75-79
- [6] D.L.Donoho, by Soft thresholding, "*IEEE Tans. Inform Theory*, vol 41, pp 613-627, May 1995.
- [7] Zhou qin-wu, Liu Li-zhuang, Zhang da-long, Bian zheng-zhong "Denoise and Contrast Enhancement Ultrasound Speckle Image Based on Wavelet" *IEEE* p1500~1503, 2002
- [8] CHRISTOPH B. BURCKHARDT, "Speckle in Ultrasound B-Mode Scans", *IEEE Trans, Sonics and Ultrasonics*, Vol, Su-25 No. Jan 1978
- [9] Yong Sun Kim. "2D-mode ultrasound image enhancement based on wavelet transform" Department of Electrical Engineering and Computer Science. 2004. 51p. Advisor Prof. Jong Beom Ra.
- [10] 이승훈, 윤동환 "Introduction to the Wavelet Transform" 진한도서, 2002
- [11] Rafal C. Gonzalez, Richard E. Woods "Digital Image Processing Second Edition" Prentice Hall, 1992 p349-408.
- [12] Stahi, M. ; Aach, T. ; Buzug, T. M. ; Dippel, S. "Noise-resistant weak -

structure enhancement for Digital radiography" in SPIE Vol. 3661 February 1999 p1406-1417

[13] Martin Stahi, Til Aach, Sabine Dippel "Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing" Medical Physics, Vol 27, No 1, January 2000 p56-65

[14] Pieter Vuylsteke, Emile Schoeters, Agfa-Gevaert N.V., Mortsel, B "Image Processing in Computed Radiography" Processing BB 67-CD

[15] 김용성, "Visual C++ 완벽 가이드", 영진 출판사, 2002

ABSTRACT

A Study on Wavelet-based tool development of Speckle noise reduction and Contrast enhancement in Digital Ultrasound image

Lee, Yong-Hwan

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Ultrasound image is widely used in medical diagnosis because ultrasound image is cheap, to easy portable and no invasive in body. But ultrasound image is to offer poor image quality by speckle noise. So speckle noise reduction have researched improved good quality images

This paper proposed noise reduction and contrast enhancement of ultrasound image basing on wavelet in multi-scale. Proposed method in this paper has used post-processing of x-ray image. This paper's goal is to make a interactive program for users. So the program can easily change the parameter by user. whereas for the transition amplitude threshold(C_0) a constant value can be chosen, which depends only on the number of quantization levels of images. Ultrasound images were splitted Vertical, Diagonal, Horizon channels those histogram distributions can helped to decided thresholds. acquired artifacts in sequence were solved by bit change and a display problem was solved by Window Center. Existing methods and a

proposed method were compared with profile of used images. hence a proposed method examines performance. Changeable dialog is supported, develop tool's variation is modified by user. with the result that a proposed method acquires improvement image of speckle noise reduction and contrast enhancement. A tool is developed a interactive program for user

key words : ultrasound image, speckle noise, wavelet, threshold, histogram distribution