

碩士學位論文

초음파 프로브의 성능에 따른
B-모드 영상의 질 평가



濟州大學校 大學院

醫工學

姜 灌 錫

2005年 12月

초음파 프로브의 성능에 따른 B-모드 영상의 질 평가

指導教授 崔 玟 柱

姜 灌 錫

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함



姜灌錫의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 _____ 印

委 員 _____ 印

委 員 _____ 印

濟州大學校 大學院

2005年 12月

Evaluation of B-mode Ultrasonic images depending on probe performance.

Gwan-Suk Kang

(Supervised by Professor Min-Joo Choi)



A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements
for the degree of Master of Science

2005. 12.

Interdisciplinary Postgraduate Program
in Biomedical Engineering
GRADUATE SCHOOL
CHEJU NATIONAL UNIVERSITY

목 차

목차	i
ABSTRACT	iii
I. 서론	1
1.1 연구 배경	1
1.1.1 초음파 QA	1
1.1.2 QA 의 필요성	1
1.1.3 현재의 QA방법	2
1.2 연구 동기	6
1.3 연구 목적	6
1.4 연구 개요	8
II. 연구 내용 및 방법	9
2.1 초음파 영상 취득의 기본 원리	9
2.1.1 영상구축	9
2.2 초음파 프로브	10
2.2.1 초음파 프로브의 구조	10
2.2.2 프로브 종류	16
2.2.3 초음파 프로브의 관리	17
2.3 B-모드 영상의 질 평가	21
2.3.1 평가 변수 (Parameters)	21
2.3.2 USQA - Ver 7.4	33
2.4 초음파 영상기	36

2.5 실험 장치의 개요 -----	50
2.5.1 초음파 프로브 -----	50
2.5.2 프로브 Switching Device -----	54
2.5.3 표준 초음파 시험 팬텀 -----	54
III. 결과 -----	61
3.1 Axial Resolution (AR) -----	61
3.2 Lateral Resolution (LR) -----	65
3.3 Low Contrast Penetration (LCP) -----	68
3.4 High Contrast Penetration (HCP) -----	73
3.5 Low Contrast Sensitivity (LCS) -----	73
3.6 High Contrast Sensitivity (HCS) -----	81
IV. 토의 및 개선 -----	89
4.1 초음파 프로브와 팬텀의 정렬 상태 -----	89
4.2 단선된 소자의 수 및 Pixel Value의 상관성 -----	90
4.3 LCS에 대한 소고 -----	98
4.4 Radon Transform을 이용한 LCS 평가의 객관화 -----	98
V. 결론 -----	108
참고문헌 -----	112

ABSTRACT

Ultrasound quality assurance (QA) enables users to assure that the ultrasonic scanner is operating correctly and producing the required image quality for medial diagnosis. Existing ultrasound QA is mostly based on technically complicated time consuming tests of QA phantom images, and there is no unified ultrasound QA protocol available, yet.

Ultrasonic probe is one of key components, perhaps, most critical part which influences the quality of the images. Unlike other components, this is a consumable part which has aging effects like depolarization in piezoelectric elements. A survey shows that the probe related problems are the most frequently identified deficiencies in clinical ultrasonic Scanners (AAPM 2003). For those reasons, a probe based QA would be challenging in the future and, to the author's best knowledge, it hasn't yet been reported.

This study considers states of ultrasonic probes in relation to the B-mode image degradation. The ultrasonic B-mode image was obtained on a multipurpose QA Phantom (Model 539, ATS Laboratories, USA) using a clinical ultrasonic scanner (SONOACE 8000 MEDISON Co.,LTD, Seoul, Korea). The probe chosen for the study was a 5 MHz linear array type with 128 piezoelectric elements (L4-7EH, MEDISON Co.,LTD, Seoul, Korea). The performance states (or defects) of the probe were controlled in a way which certain numbers (N) of the central piezoelectric elements were electrically disconnected. In the experimental tests, the value of N was raised up to 16 by 2 from zero which is the case without any defects in the probe. Objective evaluation of the B-mode image was

performed on the 6 parameters including the axial and the lateral resolution, the high and the low contrast penetration (HCP, LCP) and the high and the low contrast sensitivity (HCS, LCS), using a software USQA (ver 7.4) developed by (Gibson et al, 2001).

In this experiment, regarding the number of experiments performed with respect to 3 experimented cases, 6 parameters, total 1,253 images were examined.

It was shown that the probe defects did not significantly effect changes in axial resolution, but did slightly decrease in lateral resolution. While the HCP depth reached below the bottom of the B-Mode images regardless of N, the number of the elements electrically disconnected, the LCP depth decreased with N. In the LCS test, the ratio of the average pixel value of each contrast target to that of the background were getting smaller when increasing the value of N. There was no noticeable trend found in HCS with regards to the value of N.

The study indicated some problems in the resolution and LCS test by the USQA (ver 7.4) and discussed some improvements, in particular, in LCS. It is expected the study will motivate further studies leading to the ultrasonic QA based on ultrasonic probes.

I. 서론

1.1 연구 배경

1.1.1 초음파 QA

초음파 진단기의 성능은 장비를 사용함에 따라 서서히 변화한다. 이것은 정기적인 검사 없이는 발견하기 어렵다(Fish, 1990). 진단용 초음파 장비의 Quality Assurance (QA)는 장비의 성능이 원하는 수준으로 동작하고 있는지를 확인하기 위해 주기적으로 수행하는 성능 평가의 단계 및 관리를 포함한다(Zagzebski, 1996).



1.1.2 QA 의 필요성

타 진단 장비에 비해 초음파 장비의 QA에 대한 관심은 상대적으로 크지 않다. 현재의 초음파 장비는 신뢰성이 뛰어나고 고장이 발생하는 일이 거의 없기 때문이다. 또한 Sonographer가 일상적인 진단에서 영상의 질 저하를 쉽게 파악할 수 있기 때문이다. 그럼에도 불구하고 초음파 QA는 초음파 진단의 정확성을 보증하기 위해 여전히 필요하다. 그 이유로, 초음파 진단기나 프로브의 주기적인 일관성 있는 측정, 즉 QA는 환자를 스캔하는데 영향을 미치기 전에 영상의 질이 떨어지는 것을 사전에 미리 예방할 수 있다. 또한 장비의 오작동이나 고장이 의심될 때 그 원인을 탐색 할 수 있게 한다.

표 1.1-1에서는 95'~98'까지의 조사한 초음파 장비의 결함 유형을 나타내었다(AAPM, 2003). 발생한 결함의 유형 중 프로브가 차지하는 비중이 가장 크게 나타나 있다. 이는 초음파 프로브가 초음파 QA에서 더 많은 관심의 대

상이 되어야 한다는 자료가 된다.

비록 장비가 보증 기간이거나 서비스 계약이 되어 있더라도 주기적으로 확인 하여야 한다. 즉, QA는 장비가 정확하게 작동하고 있는지, 수리가 잘 되었는지 확인할 수 있다 (Goodsitt et al, 1998).

표1.1-2와 표1.1-3은 QA로 진단한 초음파 장비의 결함 정도를 나타냈다. 사용한지 5년 이하인 장비와 5년 이상인 장비를 두 그룹으로 나누어서 비교하였다(Zheng, 2003). Poor spatial and contrast resolution과 Maximum depth of visualization reduction가 각각 9%, 3%에서 31%, 18%로 증가한 것을 보여주고 있다. 이결과는 본 연구에서 주요 측정 파라미터로 측정하고 있는 항목이 장비가 오래될수록 점점 더 결함이 커지고 있음을 보여주고 있다.

1.1.3 현재의 QA방법



현재까지 다수의 전문적인 초음파 QA용 생체 모방 팬텀 (Tissue mimicking phantom) 들이 개발되어있다. 그리고 몇몇 기관에서 가이드라인을 만들고 새로운 기술이 개발될 때마다 주기적으로 갱신하고 있다(Dudley et al,2001).

다음은 여러 기관에서 발표한 QA 가이드라인들이다.

American Association of Physicists in Medicine(AAPM)

Ultrasound Task Group No.1

"Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures"

By MM Goodsitt et al

Medical Physics. 25(8):1385-406, 1998 Aug.

American Institute of Ultrasound in Medicine(AIUM)

Table 1.1-1 Identified deficiencies in ultrasonic Scanners (95'-98') (AAPM 2003)

Image quality	26.5%
Probe Problems -cracks -Air intrusion -Connector malfunction -Scan line orientation -No image -Cut in the cable	20.5%
Image Display and Hard Copy -Gray-scale adjustment -Printer non-operational -Raster line appearance -Frame cut-off -Geometric distortion -flickering display	17.9%
Image Uniformity	11.1%
Physical & Visual Inspection -Buttons not lit -Sticky tracking ball -Malfunction in toggle switch -Loose parts -Dusty	6.9%
Penetration	6.8%
Software -Presets	7.7%
Doppler related	2.6%

Table 1.1-2 Review of a QA program in a period of 7 years (Zheng, 2003),
 Group I (28 units with age of 5 years or less) 101 reports with 67
 deficiencies.

Image uniformity test	30%
Mechanical checks	27%
Image display soft/hard copy quality	21%
Poor spatial and contrast resolution	9%
Doppler QC tests(sensitivity, color congruency)	6%
Software problem	4%
Maximum depth of visualization reduction	3%



Table 1.1-3 Review of a QA program in a period of 7 years (Zheng, 2003),
 Group II (10 units with age of over 5 years) 28 reports with 67
 deficiencies

Poor spatial and contrast resolution	31%
Mechanical checks	25%
Maximum depth of visualization reduction	18%
Image display soft/hard copy quality	15%
Software problem	6%
Image uniformity test	3%
Doppler QC tests(sensitivity, color congruency)	2%

"Quality Assurance Manual for Gray Scale Ultrasound Scanners(Stage 2)"

edited by E. Madsen

AIUM, Laurel, MD, 1995

The Institute of Physical Sciences in Medicine(IPSM)

Report No.71

"Routine Quality Assurance of Ultrasound Imaging Systems"

edited by R. Price

York : IPSM, 1995

The Institute of Physical Sciences in Medicine(IPSM)

Report No.70

"Testing of Doppler Ultrasound Equipment"

edited by PR Hoskins, SB Sherriff and JA Evans

York : IPSM, 1994

이상의 방법들은 일반적으로 표준 초음파 테스트 팬텀을 진단기로 영상화하여 Resolution, Penetration, Image uniformity 등 몇 가지 영상 파라미터를 측정하는 방법이다. 이상의 방법들에 기반한 QA는 아직 국제적으로 통일된 규격으로 정립되지 못하고 있는 실정이다. 가장 큰 이유로 상기의 방법들은 비교적 기술적으로 어려운 평가 단계를 포함하고 있으며, Sonographer 들이 쉽게 수행하기 어렵다는 점이다.

1.2 연구 동기

초음파 변환기는 그림 1.2-1에서 보여주는 바와 같이 직접 인체와 접촉하여 영상을 구성하기 위한 기본 신호 및 기초 정보를 얻는 중요한 구성 요소이다. 따라서 프로브의 성능과 상태가 초음파 영상의 질을 좌우한다고 볼 수 있다. 타 구성품에 비해 초음파 프로브는 소모성 부품으로 시간에 따라 aging effect에 의해 성능이 저하된다. 표 1.1-1에서 보여 주는 바와 같이 초음파 프로브는 초음파 진단기 결함의 가장 큰 원인을 차지하고 있다. 따라서 초음파 영상의 질을 유지 관리하기 위해서는 초음파 프로브의 성능을 관리해야 한다. 그러나 현재까지는 초음파 진단기 전반에 걸친 QA나 특정 부위의 진단을 위한 QA를 제시하고 수행해 왔으며 초음파 프로브에 기반한 QA는 보고된 바가 없고 프로브와 영상의 질을 연관시키는 자료 또한 미비하다. 따라서 향후 초음파 QA는 초음파 프로브에 기반하는 것이 마땅할 것으로 여겨진다. 특히 초음파 진단기에서 초음파 프로브가 차지하는 비용도 진단기 가격의 20~40%를 차지하고 있기 때문에 적절한 초음파 프로브에 대한 관리는 경제적인 초음파 QA를 위해 반드시 필요하다. 초음파 프로브에 기반한 초음파 QA를 제안하기 위하여 초음파 프로브의 성능 혹은 결함이 초음파 영상의 질에 미치는 영향에 대한 선행 연구가 요구된다. 본 연구는 이러한 배경하에 초음파 프로브 소자의 결함의 정도에 따른 초음파 B-모드 영상의 질을 평가하고자 하였다.

1.3 연구 목적

프로브의 상태 (성능 또는 결함)에 따라 얻어지는 초음파 영상의 질과의 상관성을 연구하기 위함이다.

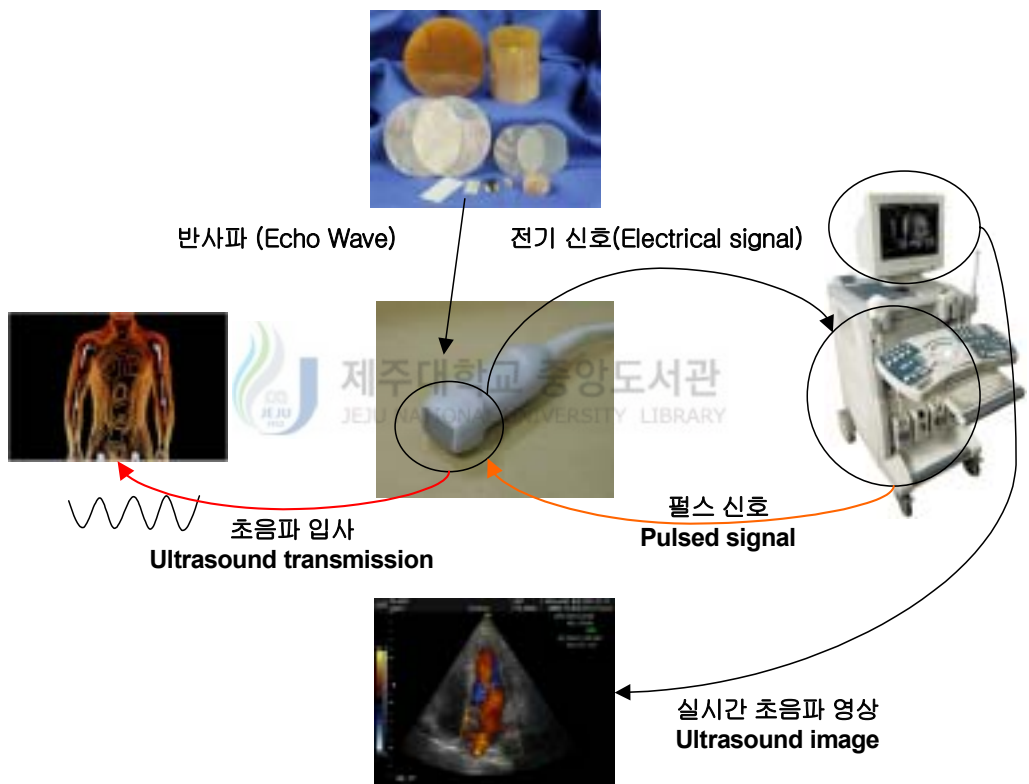


그림 1.2-1 초음파 진단기와 초음파 프로브. 초음파 프로브는 진단기가 영상을 구성하기 위한 신호를 수집하며, 프로브의 성능이 영상의 질에 큰 영향을 미친다.

본 연구의 목표를 달성하기 위해 인위적으로 결함이 있는 프로브 소자의 수를 제어하면서, 영상의 질에 어떤 영향을 미치는가에 대한 고찰하였다.

본 연구의 내용은 진단의 정확도를 유지하기 위한 필요한 초음파의 상태에 대한 정보를 제공할 것으로 기대하고 있으며, 궁극적으로 초음파 프로브에 기반한 초음파 QA프로토콜을 제안하기 위해 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

1.4 연구 개요

본 연구에서는 초음파 프로브를 구성하는 압전 소자 결함의 정도에 따른 B-모드 영상의 질을 평가하였다. 결함이 있는 초음파 프로브 소자는 전기적으로 단선하는 것으로 실험적으로 구현하였다. 프로브 결함의 정도는 전기적으로 단선된 소자의 수로 제어하였다. 본 연구에서 사용된 초음파 프로브는 일반적으로 많이 사용되는 5MHz Linear Array 타입을 선택하였다.

결함의 정도가 다른 초음파 프로브를 이용하여 표준 초음파 시험 팬텀을 이용하여 B-모드 영상을 얻었다. 얻어진 초음파 영상의 질을 평가하기 위해 Gibson's method를 이용하여 6가지 파라미터 (Gibson et al 2001), 즉, Axial & Lateral Resolution, Low & High Contrast Penetration, Low & High Contrast Sensitivity 값을 측정하였다.

토의 부분에서는 실험을 하면서 부족함이 느껴졌던 부분에 대해 평가 방법을 향상시키려는 시도에 대해서 언급하고 본 연구에서 사용된 영상 평가 방법 (Gibson's program, Gibson et al, 2001)을 개선하고자 하였다.

II. 연구 내용 및 방법

2.1 초음파 영상 취득의 기본 원리

초음파는 사람의 귀로 들을 수 없는 높은 주파수의 음파를 말한다. 개인에 따라 다르지만, 사람은 대략 40 Hz에서 20 kHz(가청주파수)까지 들을 수 있다. 음악적으로 주파수가 높아지면 음의 높이가 올라간다.

초음파탐상법(探傷法)을 의학적 진단에 응용한 것은 1942년 독일의 K.T.두시크였으며, 1950년 이후 서양 각국에서 획기적인 발전을 하고 있다. 어군탐지기, 측심익(測深儀), 금속탐상기와 같이, 음향 임피던스가 다른 물질 사이의 경계면에 부딪친 초음파가 반사되는 성질을 이용한 펄스법(주로 반사법)이 널리 사용되고 있다. 체내의 병변부위(病變部位)를 진단하는 것으로, X선진단법에 비해서 연부조직(軟部組織)이나 종양 등의 내부성상의 분석이 가능한 점에서 그 가치가 인정되고 있다.

펄스파를 이용한 반사법은 서로 다른 내부 조직의 경계면에서 반사하는 반사 에코를 수신하여 내부의 기관이나 조직의 병적 변화를 영상화 한다. 움직이는 물체에서 반사하는 초음파의 도플러 효과를 이용하면, 체내의 혈액의 유동이나 심장 판막의 움직임을 관찰할 수 있다. 초음파는 담석증·뇌종양·유선종양의 진단에 사용되어 큰 성과를 올렸다. 예를 들면, 담석의 발견 율은 X선 검사에서는 40%에 지나지 않으나, 초음파 진단을 사용하면 발견 율이 80%로 높아진다는 보고가 있다. 초음파 진단법은 X선 검사보다 이점이 많아 임상의 각 방면에서 응용 연구가 진행되고 있다.

2.1.1 영상구축

일반적으로 초음파 영상은 초음파 B-모드 혹은 휘도 모드(brightness mode)를 의미하며, 이는 초음파 반사 신호의 강도 즉 진폭 크기를 화면상의

픽셀의 밝기로 나타낸다. 점들의 회도는 반사 신호의 진폭에 비례한다 (Fish, 1990). 그림 2.1-1은 전형적인 초음파 B모드의 영상을 보여준다. 이러한 초음파 영상은 펄스 초음파 빔을 주사하고 반사된 초음파 신호를 B-모드로 영상화하여 얻게 된다. 그림 2.1-2은 초음파 빔을 영상을 얻고자하는 인체 내부를 스캔하여 점차적으로 초음파 영상을 완성하는 과정을 보여 주고 있다. 현재의 초음파 영상 장치들은 초음파 빔의 스캔 속도가 빠르기 때문에 사용자는 시각적으로 연속적인 실시간 영상을 보게 된다.

2.2 초음파 프로브

초음파 프로브 (Ultrasonic Probe)는 초음파를 송수신하는 기능을 가진 탐촉자이며 다수의 초음파 변환기 소자를 조합한 어셈블리를 지칭한다. 즉 초음파 프로브는 초음파 진동자를 수십 개 이상 배열하여 플라스틱 케이스에 넣어 제작된다. 초음파 프로브는 초음파 빔의 주사 방식에 따라, Linear Array, Curved Array, Phased Array 등으로 분류할 수 있다 (그림 2.2-1). 초음파 검사 부위 및 목적에 따라서 적절한 종류를 선정해야 한다. 예를 들어, 심장용 초음파는 갈비뼈로 제한된 좁은 초음파 입사면으로 내부의 넓은 심장 부위를 스캔해야 하기 때문에 Phased Array 형을 사용한다.

2.2.1 초음파 프로브의 구조

그림 2.2-2는 의료용 초음파 프로브의 기본 구조를 도시하고 있다. 기본적으로 전기적인 신호를 초음파 신호로, 초음파 신호를 전기적인 신호로 변환하는 압전소자를 중심으로 후면부에 Backing layer, 전면부에 Matching layer 그리고 Lens로 구성된다.



그림 2.1-1 전형적인 초음파 B-모드 영상

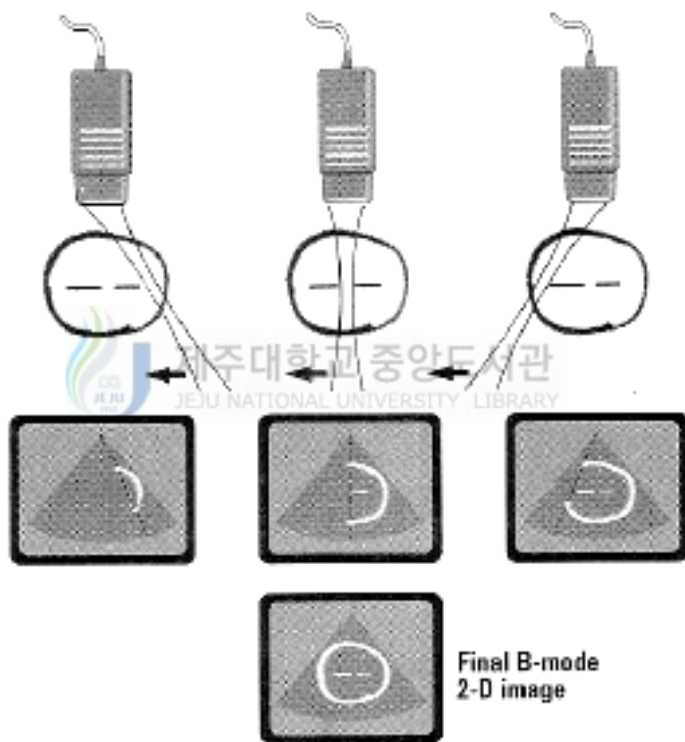
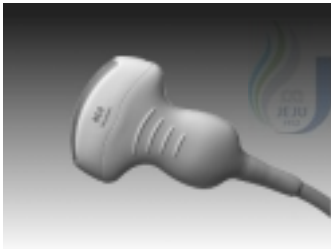


그림 2.1-2 초음파 빔을 영상을 얻고자하는 인체 내부에 스캔하여, 초음파 영상은 완성하는 과정.

Curved Array



Linear Array



Phased Array



그림 2.2-1 초음파 빔의 주사 방식에 따라 분류한 초음파 프로브의 종류 : Linear Array, Curved Array, Phased Array

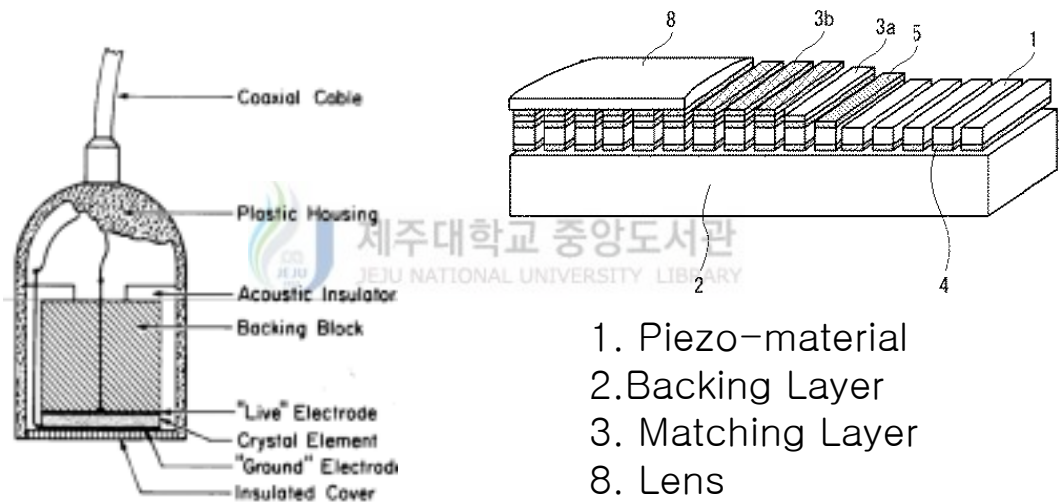


그림 2.2-2 전형적인 다중 어레이 초음파 프로브의 내부 구조. (좌측) 수직 방향 단면도, (우측) 압전 소자의 배치도

(1) 트랜스듀서 (Transducer)

압전 트랜스듀서는 공진 주파수에서 가장 효율적으로 전기적 에너지가 음향 에너지로 변환되며, 그 역도 성립한다. 따라서 트랜스듀서는 소자의 공진주파수나 혹은 그에 가까운 주파수에서 동작하도록 한다. 공진 주파수는 주로 압전 소자의 두께로 결정된다. 두께가 얇은 소자는 높은 공진 주파수를 가지며, 두꺼운 소자는 낮은 공진 주파수를 가진다. 최근에는 하나의 주파수 이상에서 동작하도록 설계된 광대역 트랜스듀서들이 개발되어 사용되기 시작하고 있다.

(2) 흡음층(Backing Layer)

트랜스듀서의 흡음층은 트랜스듀서 소자의 진동을 억제시키는 역할을 담당한다. Axial Resolution에 중요한 영향을 주는 펄스폭은 파가 발생한 뒤에 가능한 빨리 트랜스듀서의 진동을 억제시킴으로써 최소화시킬 수 있다. 이러한 기능을 용이하게 하기 위해 흡음층은 두 가지 특성이 요구된다. 첫째, 음향 임피던스가 압전 소자의 임피던스와 유사해야 한다. 이것은 트랜스듀서와 흡음층 경계에서의 반사를 줄여주기 때문에 후방으로 전달되는 음향에너지는 진동소자의 밖으로 전파되게 한다. 둘째 흡음층은 그 속으로 전달되는 음파를 흡수해야한다. 흡음층에서 강하게 음파를 흡수함으로써 압전소자의 진동을 억제하는데 이는 매질내로 짧은 폭의 음향펄스를 송신하는 결과가 된다.

(3) 결합층(Matching Layer)

결합층은 이 층은 트랜스듀서와 생체 조직의 경계로부터 발생하는 반사를 제거하는 역할을 하여, 트랜스듀서로부터 생체 연부 조직으로 효율적인 초음파 전달을 가능하게 한다. 결합층의 두께는 초음파 빔의 1/4 파장에 해당한다. 아울러 이 층의 재질을 적절히 선택하여 생체 조직과 압전 소자의 임피던스 차에 의한 효과가 최소화 되도록 제어하는 역할을 한다.

2.2.2 프로브 종류

프로브는 2차원 영상을 구현하기 위해 빔을 주사하는 방식에 따라 Linear Array, Curved Array, Phased Array 등으로 분류할 수 있다 (그림 2.2-1).

(1) Linear Array 프로브

Linear Array 프로브는 그림 2.2-3에서 보는 것과 같이 사각형의 작은 진동자들이 일렬로 배열되어 있다. 영상화는 배열의 한 쪽 끝에서 시작한 병렬의 빔들을 차례로 송·수신함으로써 가능해진다. 그룹에서 각각의 진동자들에 도달한 반사 신호는 전자적으로 집속된 다음 증폭되고, 각각의 빔에 대해 하나의 반사 신호를 만드는 빔 집속화가 이루어진다. 첫 번째 빔 선에 대해 신호들이 최대 깊이에서 트랜스듀서로 도착한 뒤, 두 번째 빔 선이 작은 간격으로 평행하게 송신되고 반사신호들을 수신한다. 그 다음 세 번째가 송신되고 계속해서 배열된 진동자 끝까지 이어진다. 각각의 빔들이 하나의 진동자보다 그룹진동자를 사용하는 이유는 첫째, 각각의 진동자로부터의 빔은 곧바로 발산하기 때문에 개개의 진동자 빔이 넓고 측방향 분해능이 좋지 못하고, 둘째, 만약 하나의 진동자만 사용한다면 감도 또한 좋지 못하다, 셋째 다중 진동자는 전자적인 집속이 가능하기 때문이다.

(2) Curved Array 프로브

Curved Array 프로브는 Linear Array 프로브와 같은 원리로 동작한다 (그림 2.2-4). 이 방법은 사각형의 작은 소자들이 일렬로 배열되어 있으나 곡면의 표면으로 펼쳐져 있기 때문에 빔 선들이 나란하지 않고 바퀴의 살처럼 다른 각도로 나온다. 주사의 형태는 부채꼴로 이루어지고 그 모양은 소자가 놓여진 배열의 각도와 반경에 따라 다양하다. 이 방법은 Linear Array 보다 작은 입사 빔 면적을 가지고 큰 영상을 얻을 수 있다.

(3) Phased Array

Phased Array의 트랜스듀서 어셈블리는 chacha한 소자들의 그룹으로 구성된다. 이전의 두 가지 형태와는 다르게 모든 진동자들이 빔을 내보내고, 각 빔 선으로 반사 신호를 수신한다. Phased Array 트랜스듀서에서 나온 빔들은 전자적으로 변환기의 표면에서 다양한 각도로 조정된다 (그림 2.2-5). 각 빔의 방향은 변환기 각각의 진동자에 가해지는 펄스에 적당한 시간 지연을 줌으로써 조정한다. 초음파 빔이 조향되는 방향은 정확한 시간 지연의 설정에 의존하고, 하나의 펄스에서 다음 펄스로 변화 될 때 빔의 조정 방향이 변화된다. 이 방법의 이점은 심장용 초음파의 경우 입사창이 상대적으로 작기 때문에 갈비뼈 사이의 좁은 공간을 통해서도 접촉이 가능하다는 점이다.

2.2.3 초음파 프로브의 관리



앞에서 서술한 것과 같이 초음파 프로브는 초음파 진단기에서 환자를 진단하는데 아주 중요한 역할을 하고 또 환자에 직접적으로 접촉하는 등 밀접한 관계에 있으므로 이에 따른 관리가 요구되기도 한다.

초음파 프로브에 심각한 손상을 줄 수 있기 때문에 트랜스듀서들을 열로 살균해서는 안 된다. 만약 트랜스듀서가 떨어지거나 충격을 받으면 프로브의 내부가 손상될 것이다. 금이 간 트랜스듀서의 표면은 위험한 상황을 초래하게 되고, 심지어 전기적 충격을 수반할 가능성도 있다. 이것은 특히 트랜스듀서가 양도체이며 음향 결합 물질을 사용하기 때문에 더욱 그러하다. 주사면에 금이 간 트랜스듀서는 즉시 대체되어야 한다.

환자들에게 불편함을 유발하는 트랜스듀서 주사면의 부분적 파손은 몇몇의 트랜스듀서들의 과도한 열 발생에 의한 것이라고 말할 수 있다. 하지만, 환자의 불편함에 대한 보고서는 문서화되어지거나 증명되어진 적이 없다. 그러나

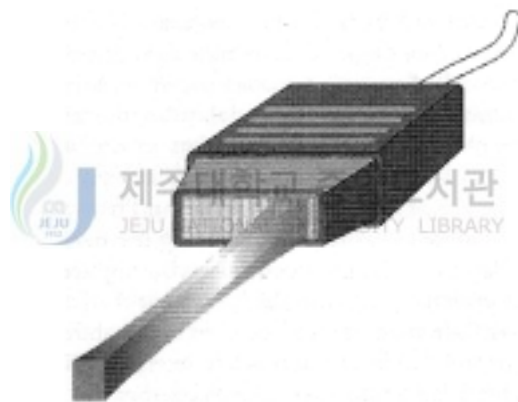


그림 2.2-3 Linear Array Probe: 초음파 빔은 우측에서부터 다수의 압전 소자 그룹에서 방사된다.



그림 2.2-4 Curved Array Probe : 초음파 반사 신호는 1, 2,3,..N의 순서로 얻어진다.

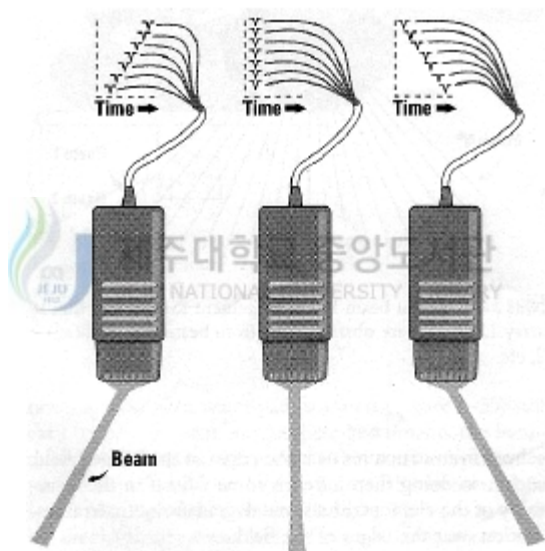


그림 2.2-5 Phased Array Probe: 초음파 빔은 송신 펄스의 지연 시간을 연속적으로 변화시킴으로써 다른 방향으로 조정된다.

메뉴얼에 의해서도 증명되어질 수 있듯이, 몇몇의 트랜스듀서 표현의 열 발생은 특히 보다 높은 출력 파워 모드에서 발생한다는 것이 잘 알려져 있다. 내부가 진공인 몇몇의 트랜스듀서들은 미리 정해진 온도의 한계를 초과하였을 때, 프로브에 전력을 중단시키는 열 센서를 장착하고 있다.

특히 케이블로 싸여진 프로브에 있어서 트랜스듀서 고장의 빈번한 원인은 케이블 조립부품에 대한 손상이다. 취급하는 동안에 당연히 일어날 수 있는 꼬임이나 구부러짐은 케이블의 손상이나 감도가 떨어질 수도 있으며, 때때로 데이터의 전송이 중단될지도 모르고, 화면에서 과전류에 의한 잡음도 일어날지 모른다. 많은 초음파 진단 장비들이 환자의 침실 옆에 있거나, 또 다른 실험실, 수술실이나 ICU(중환자실), 심지어 다른 병원에서도 취급되어진다. 이러한 케이블을 가진 장비들은 운송하는 동안에 케이블에 약간의 충격을 받을 수도 있을 것이다. 대부분의 초음파 검사자들은 프로브를 교체하거나 다시 고치는데 많은 비용이 드는 것을 잘 알고 있으므로, 장비는 작동 시키는 동안에 이러한 것들 하나하나를 꼼꼼히 점검해야한다.

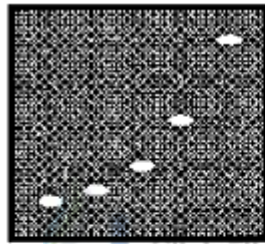
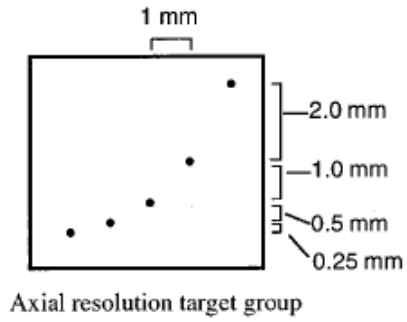
2.3 B-모드 영상의 질 평가

초음파 B모드 영상은 표준 초음파 팬텀을 사용하여 영상을 입수한 후 다양한 변수에 대해 영상의 질을 평가할 수 있다.

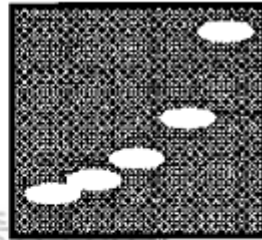
2.3.1 평가 변수 (Parameters)

(1) Axial Resolution (AR)

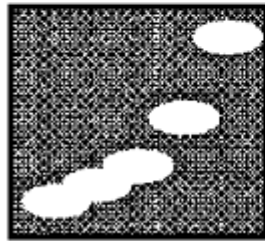
Axial Resolution은 초음파 빔의 축 방향에 위치한 반사체들로부터의 반사 신호가 화면상에서 구분이 가능한 최소 간격과 관련된다. 그림 2.3-1은 표준



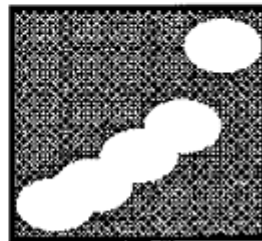
(a) Axial Resolution : 0.25mm



(b) Axial Resolution : 0.5mm



(c) Axial Resolution : 1mm



(d) Axial Resolution : 2mm

그림 2.3-1 크기가 다른 Axial Resolution 타겟 영상

초음파 영상 시험 팬텀의 크기가 다른 Axial Resolution 반사체 타겟의 영상을 보여주고 있다. 그림 2.3-1a는 0.25mm 간격의 타겟까지 확실히 분리된 모습을 보여주고 있지만, 그림 2.3-1(b)~(d)에는 타겟의 일부가 겹쳐서 구분이 되지 않고 있다. 즉, 이 반사체들은 서로 너무 가깝게 놓여있어 구분하기 힘들며, 이 반사체들이 프로브의 Axial Resolution의 한계치보다 더 가깝다는 것을 의미한다.

Axial Resolution은 트랜스듀서에 의해 매질내로 전파되는 초음파의 (주파수 및) 펄스의 폭에 의해 크게 영향을 받는다. 그림 2.3-2에 도시된 펄스의 폭 (Pulse Duration: PD)은 트랜스듀서가 여기된 뒤에 진동이 무시해도 좋은 수준까지 감소되는데 필요한 시간을 뜻한다. 이것은 각 사이클에 소요된 시간에 해당하는 초음파의 주기와 펄스상의 사이클 개수의 곱과 같으며, 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$PD = N_C \times T \quad (2.3-1)$$

여기서 N_C 는 사이클의 개수이고, T는 파의 주기이다. μs 단위의 주기 T는 MHz 단위로 표현되는 주파수의 역수이다. 따라서 펄스폭은 또 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$PD = \frac{N_C}{f(MHz)} \mu s \quad (2.3-2)$$

여기서 f는 MHz 단위의 주파수이다. 예를 들어, N_C 가 3사이클이고, 만약 주파수가 3MHz라면 펄스 길이는 $1\mu s$ 이다. 또, 주파수가 7.5MHz라면 3사이클 펄스에 대한 펄스폭은 $0.4\mu s$ 이다. 일반적으로 고주파수일수록 저주파수보다 펄스폭은 더 짧아진다.

빔의 세로축 방향을 따라 서로 다른 위치상의 두 반사체들로부터 오는 반사 신호들 사이의 시간차가 펄스폭보다 크다면, 두 반사 신호들은 화면상에서 잘 구별된다. 제작자가 어떠한 조치를 취하든지 펄스폭을 짧게 하기만 하면 Axial

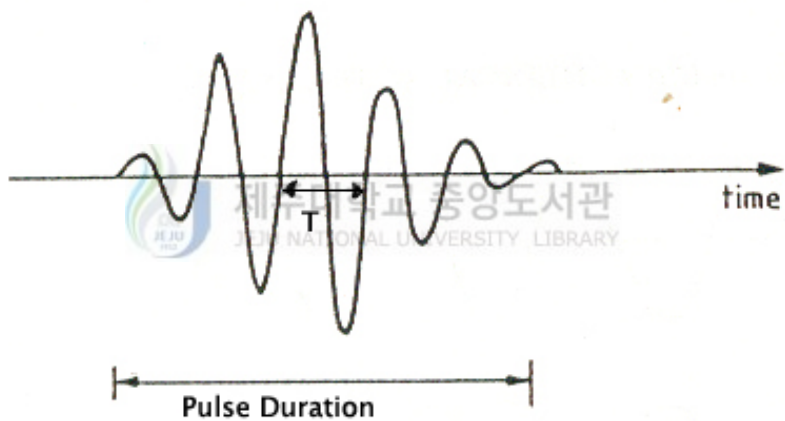


그림 2.3-2 진단용 초음파 펄스: Pulse Duration은 Pulse내의 사이클 수와 한 사이클의 주기 T 와의 곱으로 주어진다.

Resolution을 향상시킬 수 있다. 주어진 트랜스듀서의 주파수에서 짧은 펄스는 트랜스듀서가 여기된 뒤에 진동을 재빨리 제동시킴으로써 얻게 되는데, 이것은 펄스상의 사이클 개수인 N_c 를 적게 만들어주는 것이다. 펄스 길이는 주파수에 반비례하기 때문에 초음파 주파수의 증가는 펄스 길이를 짧게 한다. 이 현상은 Axial Resolution을 향상 시킨다.

최상의 Axial Resolution은 짧은 길이의 펄스로 얻어진다. 그러나 우리는 또한 펄스 길이가 짧아질수록 주파수 대역폭이 더 넓어진다는 사실을 익히 알고 있다. 그러므로 Pulse Duration과 Axial Resolution 그리고 주파수 대역폭 사이의 관계를 표 2.3-1과 같이 요약해 볼 수 있다.

초음파 표준 팬텀 영상에서 Axial Resolution은 영상에서 분리된 물체로 확연히 구별되어질 수 있는 Filament target들 집합의 가까이에 위치한 두개의 철심을 식별함으로써 결정된다. Axial Resolution은 낮은 산란 매개물에서 단일 철심 표적 넓이의 영상 반사 진폭의 축 방향 Profile의 FWHM (the Full Width at Half Maximum, -6dB , 그림 2.3-3) 또는 FWTM(the Full Width at Tenth Maximum, -20dB)으로 표현할 수 있다.

(2) Lateral Resolution (LR)

Axial Resolution이 초음파 빔 축 방향에 위치한 두개의 근접한 반사체를 구별하는 능력이라면 Lateral Resolution은 초음파 빔 축에 수직 방향으로 위치한 두 개의 근접한 반사체를 구별해 내는 능력이라 할 수 있다.

Lateral Resolution은 초음파의 빔 폭과 깊은 연관을 가지고 있다. Lateral Resolution과 초음파 빔 폭과의 관계는 그림 2.3-4에 도시하고 있다. 만약 반사체들의 간격이 넓다면, 즉 축 방향으로 빔의 폭보다 더 큰 간격으로 분리되어 있다면 이 것들은 화면상에서 잘 구별되어 진다. 반면에, 빔의 폭보다 더 가깝게 위치하고, 이로 인해 이들의 영상은 화면상에서 서로 합쳐져서 반사체는 구별되지 않는다. Lateral Resolution은 깊이, 트랜스듀서의 집속성, Scan

Table 2.3-1 Pulse Duration과 Axial Resolution 그리고 주파수 Frequency bandwidth 사이의 관계

Pulse duration	Axial Resolution	Frequency bandwidth
Long	Poorer	Narrow
Short	Better	Wide

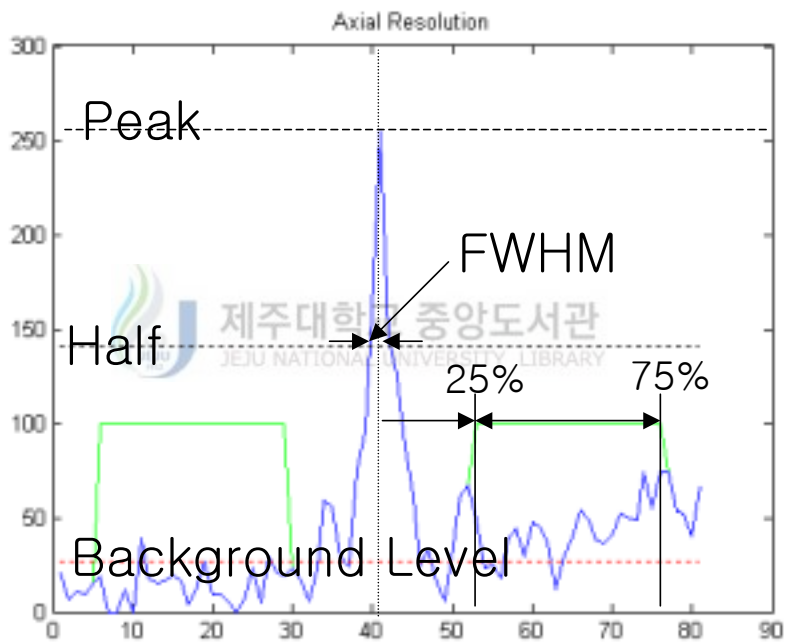
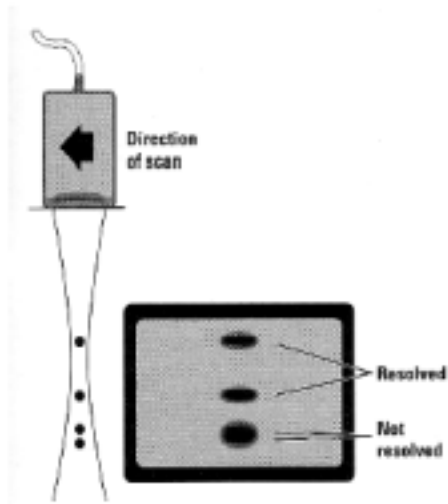
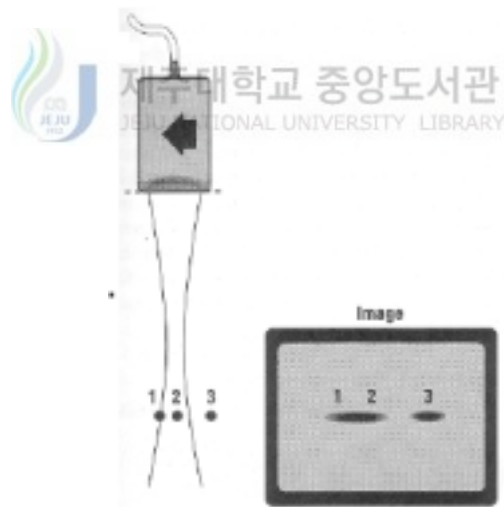


그림 2.3-3 A pixel profile crossing a resolution target image and its FWHM (Full Width at Half Maximum).



(a)



(b)

그림 2.3-4 초음파 영상의 Resolution에 영향을 주는 주요 요인들 (a) Axial Resolution은 초음파 펄스의 주파수 또는 Pulse Duration에 주로 좌오 된다. (b) Lateral Resolution은 Beam Width에 의해 크게 영향을 받는다.

line의 수 그리고 장비의 증폭과 감도 설정에 따라 다양하다. 초음파 빔 폭보다 작은 물체는 그 깊이에서 초음파 빔 넓이와 같이 표시된다. 초점 부위와 동적 초점은 Lateral Resolution을 더 넓은 깊이 범위에서 보다 균일하게 만든다. Lateral Resolution은 일반적으로 프로브 소자의 결함이나 시스템의 Beam-forming 그리고 수신 회로의 영향을 받는다. Lateral Resolution 또한 Axial Resolution과 마찬가지로 FWHM으로 정량화 할 수 있다.

(3) Low Contrast Penetration (LCP)

LCP는 초음파 장비의 감도는 감지되고 확실히 표시될 수 있는 가장 약한 반사 신호 수준을 결정한다. 즉 LCP는 환자 안으로 얼마나 깊게 볼 수 있는지를 나타내는 최대 가시 깊이이다. 최대 가시 깊이는 트랜스듀서의 주파수, 출력 파워, GAIN, TGC(Time Gain Compensation), 초점 깊이, 표시 형식(scan line 수) 그리고 시스템의 전기적인 잡음에 의해서 제한된다. LCP는 보통 Speckle이 보이지 않는 깊이보다 깊은 곳에서 측정된다. Speckle은 다양한 작은 산란체들에 의해 생성된 구조화된 간섭 패턴이다. 그리고 이것은 균일한 조직과 모든 조직 모방 실험 물체에서 초음파 영상이 갖는 특징이다. Speckle의 가시 깊이는 영상화된 구조안에서 감쇠와 초음파 장비의 감도에 의해 제한된다. Speckle의 가시 깊이를 측정하는 방법은 다음과 같다.

프로브를 움직이지 않고 짧은 시간 내에 2장을 저장한다. 측정 타겟이 없는 영상의 깊이 방향으로 ROI(Region of Interest)를 선택한다. ROI내의 Speckle은 깊이에 따라서 감소하고, 전기적인 잡음은 영상 전반에 걸쳐서 Random하게 존재한다. 두 장의 영상이 저장되면, 이 영상에서 Speckle은 동일하나 잡음은 독립적이다. 두장의 ROI로부터 새로운 두개의 영상 즉 저장된 두 영상의 합한 것과 한 영상에서 다른 영상을 뺀 영상을 유도한다. 이 새로운 두 영상은 몇 개의 윈도우들로 나뉜다. Pixel들의 세 열 깊이, 그리고 각각의 Pixel 값의 SD, i 번째 Window에 대한 $\sigma_{SUM}(i)$ 과 $\sigma_{DIFF}(i)$ 가 계산된다. 이 것들로부

터 Speckle의 SD, $\sigma_S(i)$ 와 noise $\sigma_N(i)$ 을 계산한다.

$$\sigma_N(i) = \frac{1}{\sqrt{2}}\sigma_{DIFF}(i) \quad (2.3-4)$$

$$\sigma_S(i) = \frac{1}{2}\sqrt{\sigma_{SUM}^2(i) - \sigma_{DIFF}^2(i)} \quad (2.3-5)$$

따라서 Speckle과 Noise의 깊이에 따른 SD가 유도된다. 이들 Profile들은 영상에서 Speckle과 Noise의 AC power의 Square Root에 비례한다. 두 Profile들은 Seven Point Median filter를 취하고 Seven-point moving average filter를 취하여 매끄럽게 된다.

LCP는 Noise 대 Speckle 크기의 비 (Speckle to Noise Ratio, SNR(i))의 값이 일정 값 이하로 떨어지는 지점으로 정할 수 있다. SNR(i)은 다음 식으로 표현된다.



$$SNR(i) = \frac{\sigma_S(i)}{\sigma_N(i)} \quad (2.3-6)$$

일반적으로 LCP 깊이를 정하는 SNR(i)의 Threshold의 값은 2를 사용한다 (Gibson et al, 2001)

(4) High Contrast Penetration (HCP)

HCP는 최고 감도 또는 가시 깊이이며, 배경과 Contrast가 큰 타겟이 어느 깊이까지 명확히 보이는지를 측정하는 파라미터이다. HCP 생체 모방 팬텀의 유효한 반사 정보가 사라지는 부분에서 깊이를 측정함으로써 확인된다.

본 연구에는 초음파 팬텀의 Resolution test에 사용되었던 영상과 같은 철심 타겟을 이용한다. 미리 발견된 철심의 위치로부터 각각에 대해서 Visibility는 배경의 SD에 대한 배경 레벨 위의 철심의 최고 Pixel 값의 비로 정의한다.

$$\text{visibility} = \frac{I_{\max}}{\sigma_{\text{bgd}}} \quad (2.3-7)$$

HCP depth는 가장 깊이에 있는 철심의 visibility가 threshold와 같거나 클 때의 깊이로 예측된다. 이 Threshold는 프로브의 선택에 따라 철심을 영상화하고 각 철심의 visibility index를 유도하기 위하여 전산화된 방법을 사용하여 선택된다.

(5) Low Contrast Sensitivity (LCS)

LCS 물체와 배경 사이의 visibility를 나타낸 것이다. 인체 내부에는 다양한 장기와 조직들이 있고 이에 따라 초음파의 backscatter level도 다르다. 따라서 인체 내부를 영상화 할 때 조직과 조직을 식별 하는데 LCS는 가장 중요한 요소라고 할 수 있다.

LCS는 보이는 정도의 backscatter level과 관련하여 평가된다. LCS test를 수행하기 위해서는 하나 또는 여러 개의 Low Contrast 원형 타겟이 요구된다. Index of Contrast는 다음과 같이 각 Low Contrast 영역에 대해 유도된다. 영상에서 원 영역의 위치와 크기는 상황에 따라서 서로 반대편에 있는 두 점에 의해서 결정된다. Contrast 영역에 중심이 있는 두 원을 둘러싼 Pixel 값들은 계산된다. 이 두 원이 반지름은 Contrast 영역의 0.7과 1.35배이다. 따라서 Contrast 영역의 안쪽과 배경의 모든 Pixel들을 포함한다.

이 두 원을 둘러싼 Pixel 값들의 평균과 SD가 계산되고, 이것으로부터 두 평균 사이의 SE의 차이가 계산된다. 평균이 3.3 SE보다 차이가 클 때를 Contrast 영역안과 밖의 Pixel 값들이 큰 차이가 있다고 판단하는 Threshold로 결정한다. Index of Contrast는 평균 Pixel값으로부터 계산되고 다음과 같다.

$$\text{Index of Contrast} = \frac{\text{mean of pixel values on circle within the contrast region}}{\text{mean of pixel values on circle outside contrast region}} \quad (2.3-8)$$

(6) High Contrast Sensitivity (HCS)

High Contrast Sensitivity는 둥글고 다양한 크기의 Anechoic Target(Cyst)을 감지하고 정확하게 표시하는 시스템의 능력이다. HCS test에서는 영상을 열로 정렬된 동일한 지름의 Anechoic High Contrast Cylindrical Target 영상을 사용한다. HCS test에 사용되는 무반향 물체의 영상 질은 전기적인 잡음, 트랜스듀서 빔의 Side Lobe 그리고 영상 처리 장비의 문제들에 의해 영향을 받는다.

각 타겟의 Index of Visibility는 다음과 같이 계산된다. 이상적인 타겟은 타겟 지름의 1.5배와 같은 길이의 사각형 중심 안에 생성된다. 타겟과 같은 지름인 원 안의 Pixel들과 Kernel의 중심을 0으로 하고 밖을 1로 정한다. 원에 의해서 걸쳐져있는 Pixel들은 원안의 Pixel의 일부분으로 설정한다. 크기가 조절된 Kernel에 대응하는 열의 각 타겟을 따라 내려간다. Kernel과 영상의 상관계수가 계산된다. 각 타겟 주위의 이들 최고값들이 Index of Visibility로 취해진다.

$$Z = \frac{1}{2} \ln \left(\frac{1+R}{1-R} \right) \quad (2.3-9)$$

R : correlation coefficient

Matched Filtering은 white noise가 존재하는 알려진 모양의 파형을 감지하는데 최적의 방법이다. 그리고 이 방법은 전기 통신 시스템에 널리 이용되고 있다(Connor 1982, Lathi 1983).

이 필터는 잡음이 있는 신호로 기본적인 깨끗한 신호와 같은 템플릿을 관련 시킴으로써 수행된다. Matched Filter Kernel과 관련시키기 위해 이 원리를 이용한다. 실린더의 위치를 식별하고 이 실린더가 배경 재료와 얼마나 다른지를 측정하기 위하여 이 영역의 점들에서 최고점을 사용한다.

2.3.2 USQA – Ver 7.4

그림 2.3-5에 기본 창들이 도시된 USQA (Ultrasound Quality Assurance, Ver 7.4)는 Matlab 6.5와 Microsoft Access를 사용하여 초음파 B모드의 영상을 전술한 6가지의 변수의 관점에서 객관적으로 평가하는 Gibson et al (2001) 이 개발한 프로그램이다. 본 연구에서는 B모드 영상의 질을 평가하기 위해 USQA를 사용하였다. USQA (ver 7.4)를 사용하기 위한 System Requirements 는 다음과 같다.

- PC running Microsoft Windows 2000 or XP
- Microsoft Access 2000
- Recommended minimum hardware specification
- 2GHz Pentium processor,
- 256MB RAM

USQA (ver 7.4)의 기본 test 기능을 개관하면 다음과 같다.

(1) Resolution test

Automated Test를 실행하면 첫 번째 항목이 'Resolution'이다. Resolution Test 한 번으로 Axial & Lateral Resolution, High Contrast Penetration이 계산된다. 실행 방법은 다음과 같다.

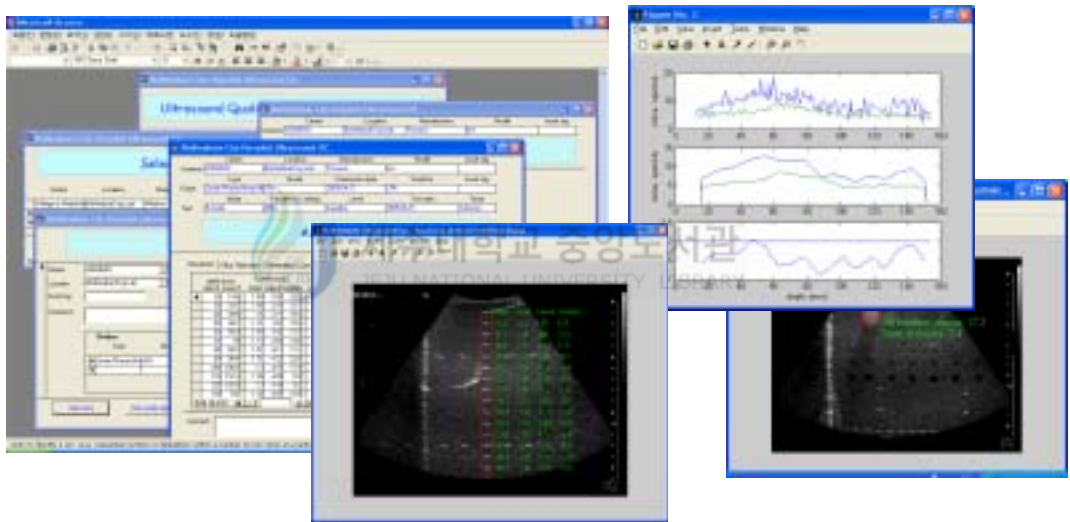


그림 2.3-5 Computerized Quality Assurance testing software – USQA Ver 7.4 developed by the Medical Physics Dept., Nottingham City hospital, N. M. Gibson et al 2001, UK

- 왼쪽 하단의 'Process Image' 버튼을 클릭 한다(그림 2.3-6).
- Resolution 측정용 파일을 선택한다.
- 영상의 위쪽 끝 경계를 마우스 왼쪽 버튼을 이용하여 설정한다.
- 초음파 영상의 거리 측정용 자의 두 점을 정의하고 실제 거리를 입력함으로써 Scale[mm/Pixel]을 계산한다(그림 2.3-7).
- 철심 타겟이 있는 부분이 모두 포함되게 ROI를 설정한다.
- Axial & Lateral Resolution 과 High Contrast Penetration이 계산된다(그림 2.3-8).

(2) LCP test

- Automated Test의 Penetration 탭을 선택한다.
- 왼쪽 하단의 'Process Image'를 클릭 한다(그림 2.3-9).
- 짧은 시간 안에 연속하여 저장한 Resolution 측정용 영상 2장 불러들인다.
- Resolution test에서 했던 절차와 같이 Scale을 정의한다.
- Resolution 측정용 타겟의 옆으로 ROI를 정의한다.
- Figure에 LCP가 계산되어 진다(그림 2.3-10).

(3) HCP test

- HCP test는 Resolution test시 함께 계산이 된다 (그림 2.3-9).

(4) LCS test

- Automated Test의 Low Contrast Sensitivity 탭을 선택한다 (그림 2.3-11).
- LCS test용 영상을 불러들인다.
- Contrast Target의 두 경계를 정하여 ROI를 정의 한다 (그림 2.3-12).
- USQA는 ROI의 선을 따라 타겟 안과 밖의 차이를 계산한다 (그림 2.3-13).

(5) HCS test

- Automated Test의 High Contrast Sensitivity 탭을 선택한다(그림 2.3-14).
- Resolution test에서와 같이 영상의 Scale을 정의한다.
- HCS 타겟을 포함하는 ROI를 정의한다.
- USQA는 ROI 내의 타겟을 찾아 Z coefficient를 계산한다(그림 2.3-15).

2.4 초음파 영상기

초음파 영상 장치는 다양한 프로브, 동작 모드, 영상 디스플레이 장치를 가지는 복잡한 의료 영상 장비이다. 그림 2.4-1 본 실험에서 초음파 B-모드 영상을 얻기 위해 사용한 초음파 영상기 SONOACE 8000 (Medison Co., LTD, Korea)이다.

그림 2.4-2는 초음파 영상의 주요 기능을 블록 다이어그램으로 도시하고 있다. 그림에서 펄스 발생기, 수신기, 주사 변환기, 그리고 영상을 디스플레이 하고 저장하는 방법을 보여주고 있다. 각 구성 요소의 역할에 대해 개관하면 다음과 같다.

각 구성요소의 역할은 다음 내용에서 설명된다. 배열형 트랜스듀서를 사용하는 현대의 시스템은 빔을 조정하고 전자적으로 초점을 맞추는 Beam former라고 하는 분리된 구성요소를 가진다.

제조사와 장비마다 Beam Forming 방식이나 특징이 다르므로 이에 대한 고려도 필요하다.

(1) Beam Former

배열형 트랜스듀서는 서로 다른 깊이에 따라 전자적으로 집속을 한다. Beam Former는 각각의 소자에 펄스 지연시간을 연속적으로 줌으로써 송신측

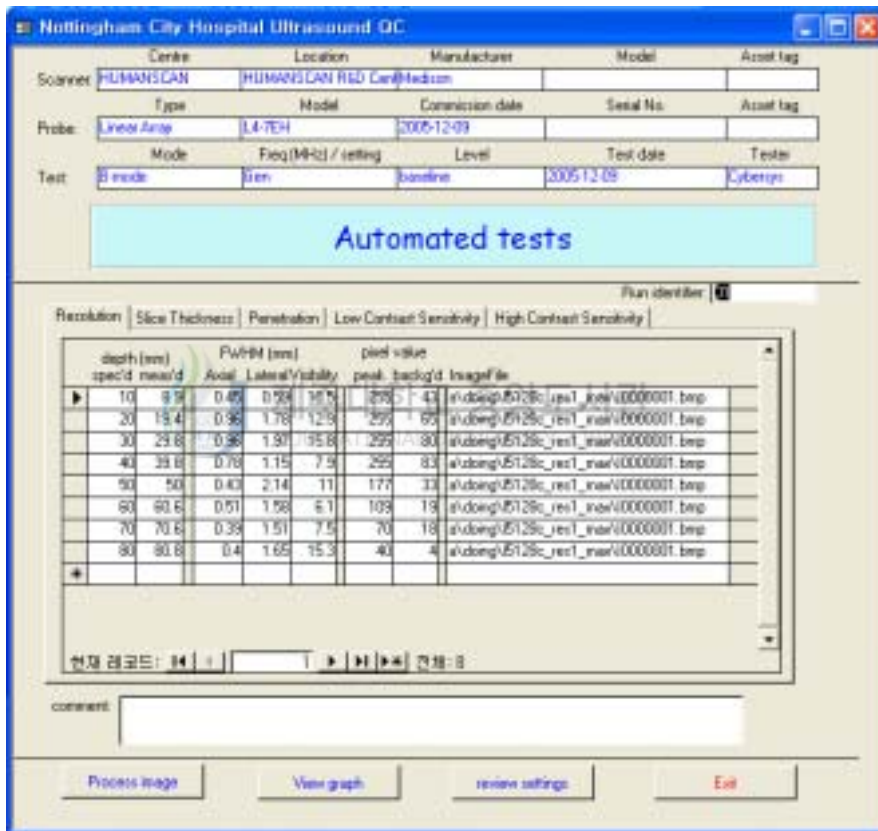


그림 2.3-6 Resolution test Tab in USQA (Ver 7.4). Axial & Lateral Resolution과 High Contrast Penetration test가 동시에 계산되어 기록된다.



(a)



(b)



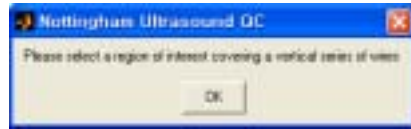
(c)



(d)

그림 2.3-7 USQA (Ver 7.4)에서 영상의 Ruler를 이용하여 Scale[mm/Pixel]을 정의하는 과정.

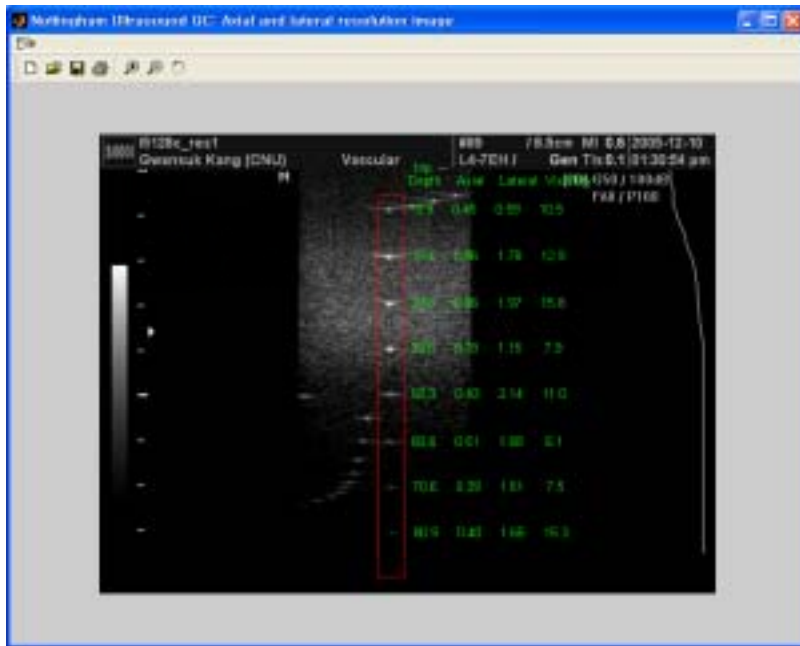
(a) 영상의 맨 윗부분을 정의한다. (b) 영상에서 알려진 거리에 있는 두 점을 마우스로 지정한다. (c) 두 점 사이의 거리를 입력한다. (d) Pixel당 거리(mm)가 계산된다.



(a)



(b)



(c)

그림 2.3-8 USQA (Ver 7.4)에서 Resolution 결과를 얻는 과정.

(a) 영상 중앙에 있는 철심을 ROI로 선택. (b) HCP 출력. (c) Depth, Axial resolution, Lateral resolution, Visibility 출력

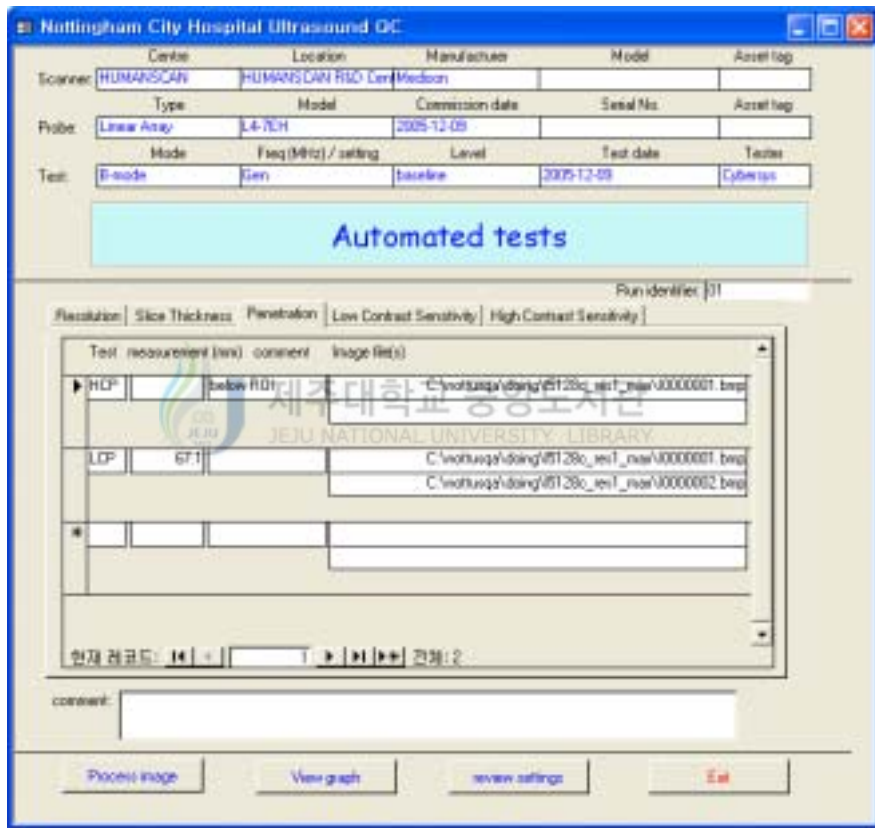


그림 2.3-9 USQA (Ver 7.4)의 Penetration test Tab. High Contrast Penetration은 Resolution test에서 계산되고 여기서는 Low Contrast Penetration test가 수행된다.

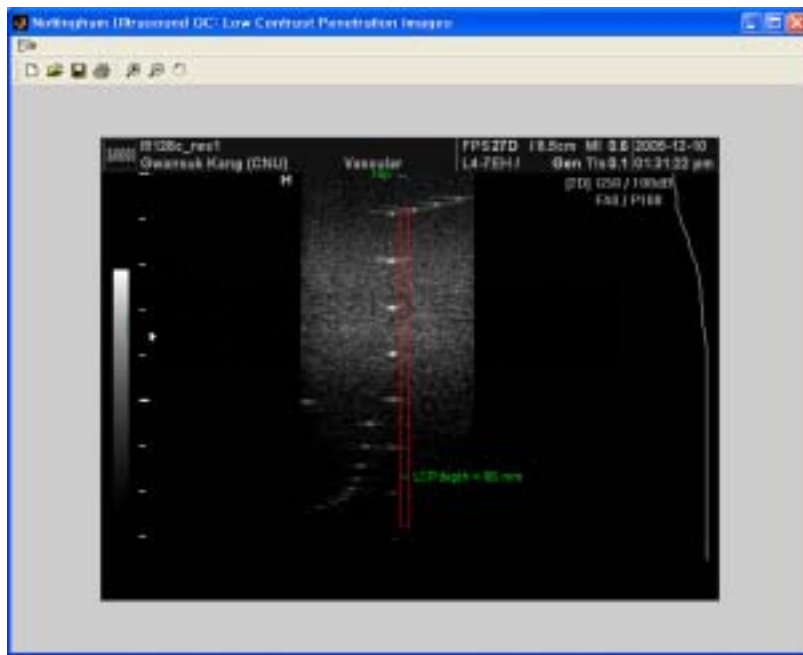


그림 2.3-10 USQA (Ver 7.4)를 이용하여 Low Contrast Penetration 계산하기 위한 ROI 및 출력 값의 예.

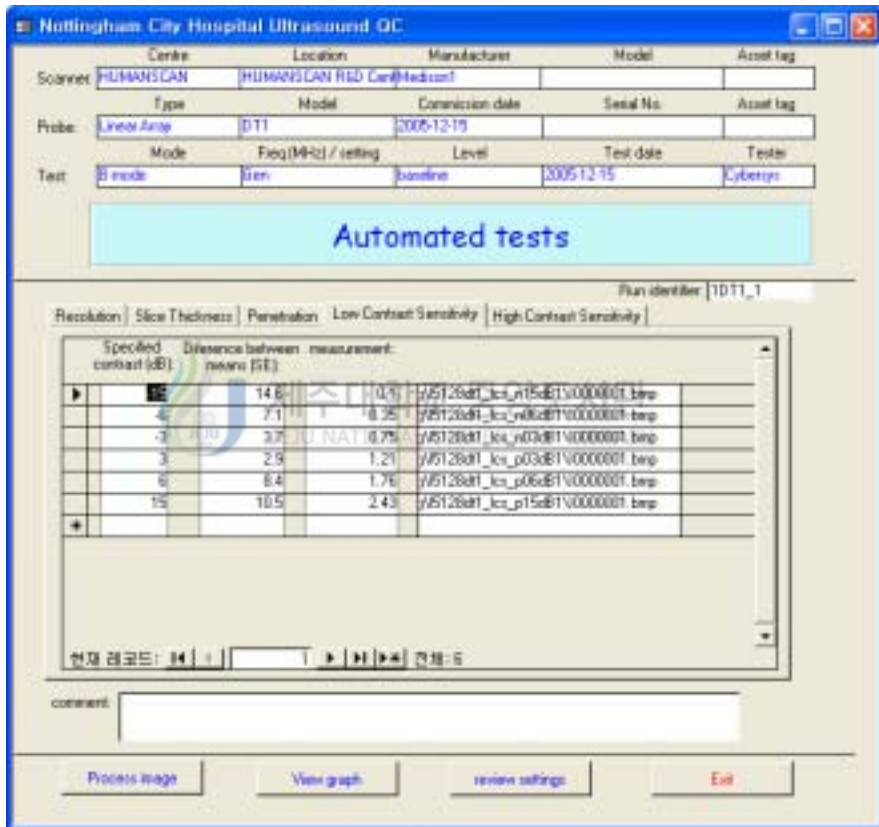
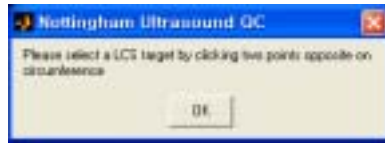
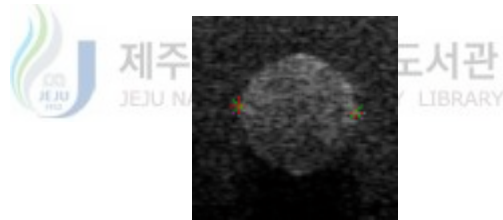


그림 2.3-11 USQA (Ver 7.4)의 Low Contrast Sensitivity test Tab. 각 타겟의 dB 별로 계산 결과를 출력.



(a)



(b)

그림 2.3-12 USQA (Ver 7.4)에서 Low Contrast Sensitivity test를 수행하기 위해 타겟 영상의 경계 설정. (a) LCS 타겟에 두 점을 정의하라는 메시지. (b) 영상에 두 점이 마우스로 정의된 모습

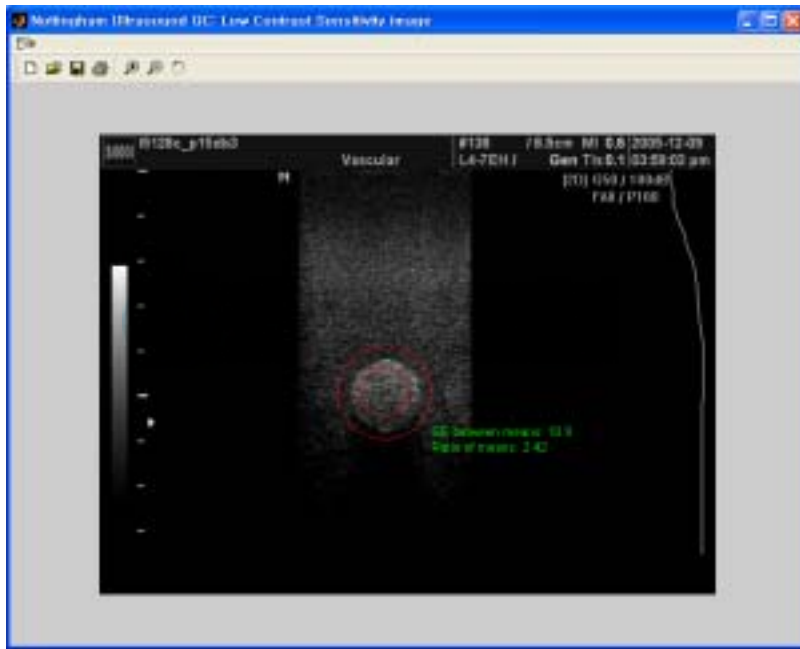


그림 2.3-13 USQA (Ver 7.4)를 이용하여 Low Contrast Sensitivity test를 수행한 결과.

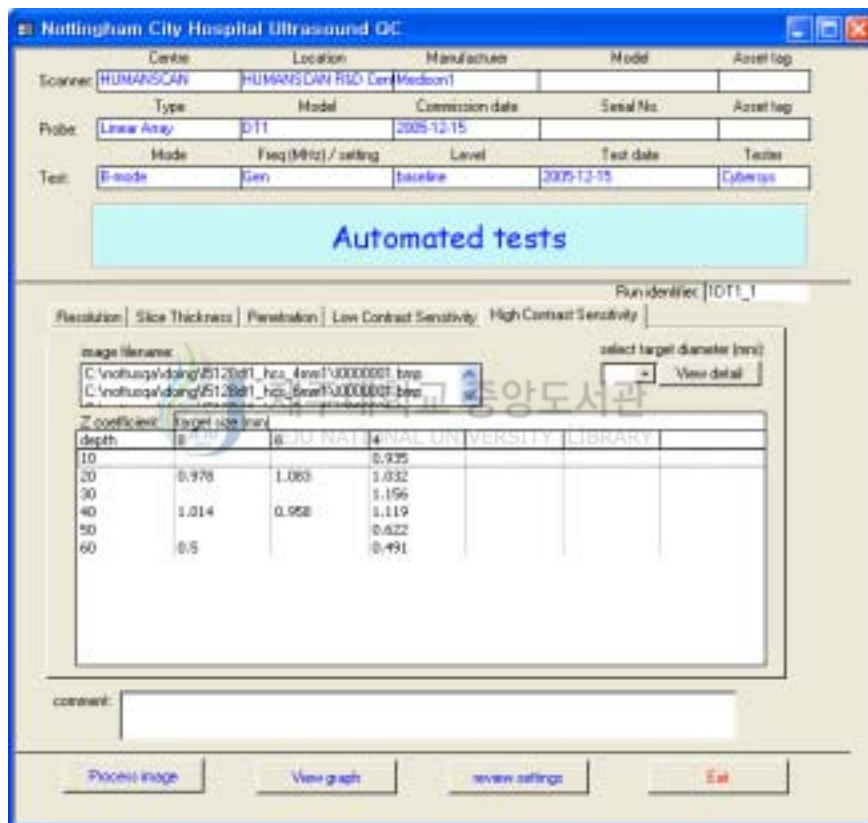


그림 2.3-14 High Contrast Sensitivity test TAB (USQA (Ver 7.4))

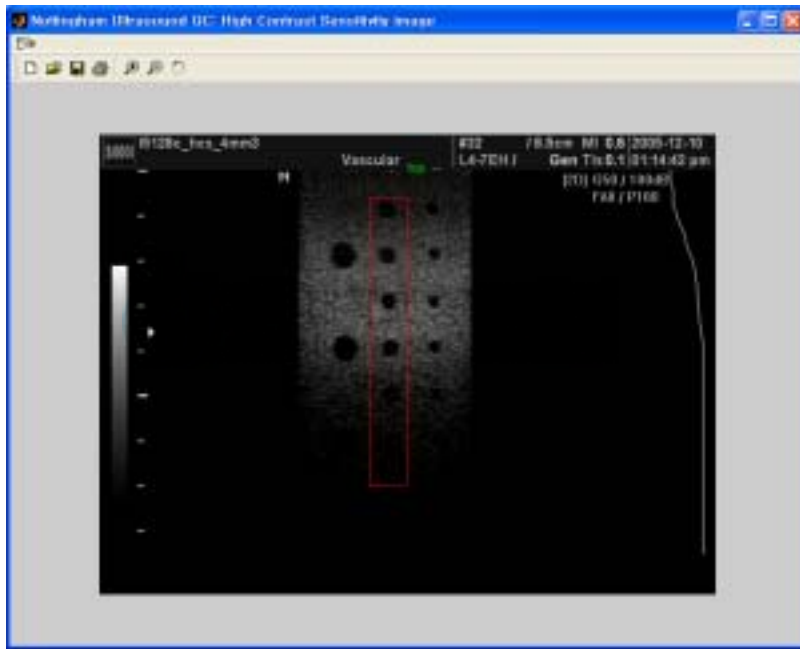


그림 2.3-15 High Contrast Sensitivity 계산 결과 (USQA (Ver 7.4))



그림 2.4-1 실험에서 사용된 초음파 진단기: SONOACE 8000 (MEDISON Co., Ltd. Seoul Korea)

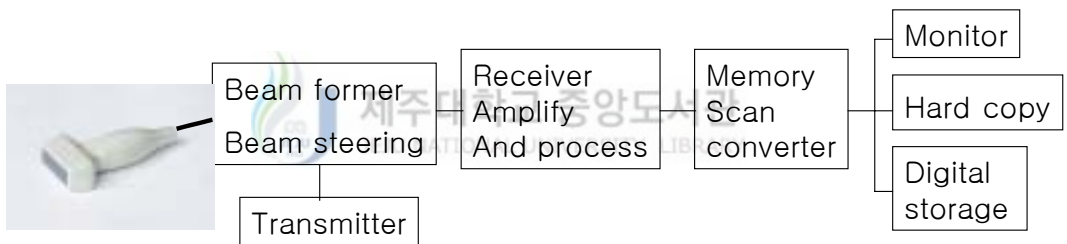


그림 2.4-2 초음파 진단기의 기능적 블럭 구성도

에서 빔을 집속한다. 또한 수신되는 반사신호의 동적 집속을 조절하고 전자적으로 주사되는 배열형 소자에 대해 빔의 방향을 조절한다.

(2) Pulse Transmitter

펄스 송신기 EH는 펄서의 기능은 압전 진동자를 여기 시키기 위하여 전기적인 신호를 보내는 것이다. 각각의 신호에 응답하여 트랜스듀서가 진동하고, 생성된 초음파 펄스는 조직을 통하여 퍼져 나간다. 펄스 신호는 펄스 반복 주파수 PRF(pulse-repetition frequency)의 비율로 공급된다. 동작 모드나 장비의 설정에 따라 PRF는 변한다.

어떤 장치는 진단 장치의 감도를 변화시키기 위해 출력파워를 사용자가 적절하게 조절할 수 있다. 감도는 장비가 감지할 수 있고 디스플레이할 수 있는 가장 약한 반사 신호를 말한다. 트랜스듀서의 출력이 증가함에 따라 조직으로 통과할 수 있는 더 높은 강도의 초음파 펄스가 생성된다. 그 결과 모든 반사체로부터 좀더 큰 반사신호를 얻고, 약한 반사체로부터의 반사신호도 화면에 나타낼 수 있게 된다.

따라서, 송신전력이 증가되면 다음과 같은 결과를 얻을 수 있게 된다.

1. 트랜스듀서에 가해지는 전기적인 신호의 진폭이 증가 된다.
2. 트랜스듀서가 더욱 더 강한 음파를 생성한다.
3. 전체의 음장에 위치한 구조로부터 반사신호는 더 높은 진폭을 갖게되며, 더욱 더 밝게 나타난다.
4. 약한 반사체로부터의 반사신호도 화면에 나타난다.
5. 환자에게 음향적인 노출이 증가한다.

(3) Receiver

트랜스듀서가 검출한 반사신호는 수신기에 전달되고, 그 수신기에서 반사신호들이 디스플레이되기 위해 처리된다. 이과정의 첫 번째는 감쇠된 반사 신호

에 대한 증폭과 보상이다.

일반적으로 트랜스듀서에서의 반사신호를 화면에 직접 표시하기에는 너무도 작기 때문에 신호의 증폭이 필요하다. 증폭도는 수신기의 이득이라고도 불린다. 이득은 입력신호 진폭에 대한 출력신호 진폭의 비이다. 이득은 간단한 비율로 표현되어질 수도 있다. 더 일반적으로는 데이벨로 표현된다. 예를 들면, 40dB의 이득은 100배의 증폭율과 같다.

2.5 실험 장치의 개요

본 연구에서는 MEDISON의 SONOACE 8000을 이용하였으며, 실험 모습은 그림 2.5-1과 같다.

2.5.1 초음파 프로브



전술한 바와 같이 의료용 초음파 프로브는 크게 Linear Array, Curved Array, Phased Array로 나눌 수 있다. 프로브에는 다양한 주파수와 소자수 그리고 타입이 있으나, 본 연구에서는 프로브 타입 중 가장 기본이라 할 수 있는 Linear Array 타입을 사용하여 실험을 수행 하였다(그림 2.5-2). 주파수는 5MHz, 소자 수는 128개이다. 이 프로브는 Switching Device에 연결하면 1:1로 핀이 연결되어 스위치에서 ON/OFF를 할 수 있다.

그림 2.5-3에는 실험에서 사용한 방법으로 프로브 소자의 모습을 나타내고 있다. 가운데 부분부터 흰색으로 된 부분이 스위치를 이용하여 전기적으로 단선시킨 모습이다. 가운데 부분을 기준으로 좌우로 하나씩의 소자를 전기적으로 단선시켜 결함 정도를 증가 시켰다.



그림 2.5-1 실험 장치 사진: 초음파 진단기, 스위치, 초음파 프로브, ATS 표준 초음파 팬텀.



그림 2.5-2 실험에서 사용된 초음파 프로브 (L4-7EH, 5MHz 128 Elements Linear Array)

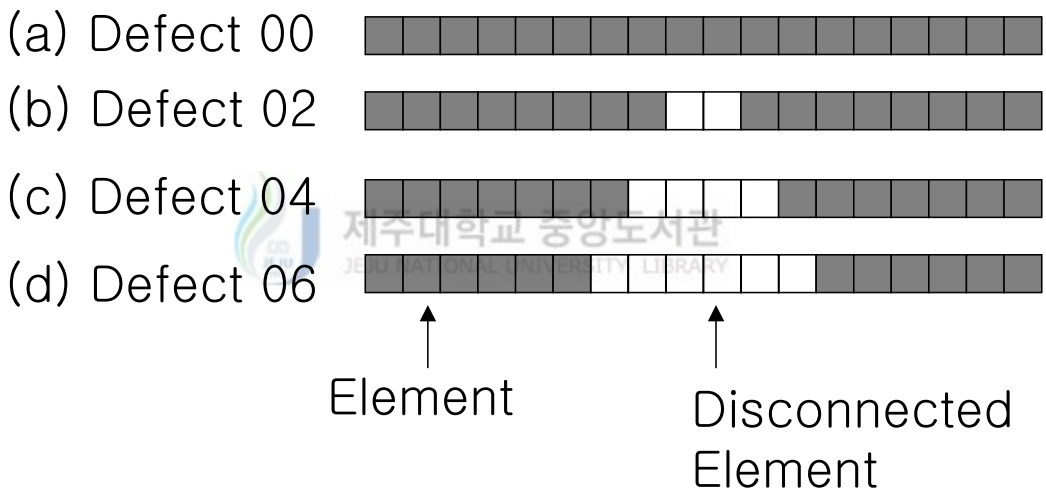


그림 2.5-3 실험에 사용된 프로브의 압전 소자 배열. 검정색 부분은 정상적인 소자이고, 흰색 부분은 전기적으로 단선된 소자이다.

(a) 단선된 소자가 0인 프로브, (b) 단선된 소자가 2인 프로브, (c) 단선된 소자가 4인 프로브, (d) 단선된 소자가 6인 프로브

2.5.2 프로브 Switching Device

본 연구에서는 초음파 프로브의 성능을 제어하기 위해 결함을 가지는 압전 소자의 수를 변화하였다. 압전 소자의 결함은 소자를 전기적으로 단선하는 방식으로 실험적으로 구현하였다.

그림 2.5-4에서 보여주는 스위치 장치는 초음파 진단기와 프로브 사이에 장착하여 프로브의 소자를 하나씩 ON/OFF 할 수 있는 장비이다. 본 장비는 MEDISON에서 개발된 초음파 진단기에 맞도록 설계되어 있다. 기판은 PCB로 회로가 프린트 되어 있고, 스위치는 8개의 DIP 스위치가 있는 KSD08H를 24개 사용하였다. 실험의 편의를 위해서 스위치의 위치를 나타내는 프로그램은 LabVIEW로 만들었다(그림 2.5-5). 프로그램에 번호를 입력하면 화면의 LED에 녹색 불이 들어오게 되어 있다.

2.5.3 표준 초음파 시험 팬텀



일반적으로 초음파 진단기의 QA는 생체조직 모방 팬텀을 사용하여 이루어진다(그림 2.5-6). 의료용 초음파에 있어 팬텀이란 음파의 전파 특성이 생체 연부조직을 흉내 낸 기구이다. 팬텀은 환자의 상태와 비슷한 여상을 보여줌으로써 환자를 대신한다. 예를 들어, 투과 능력은 팬텀의 영상이 시간에 걸친 변화에 대하여 비교될 때 쉽게 평가될 수 있다. 팬텀은 알고 있는 위치에 피사체들을 가지고 있기 때문에 얻어진 영상을 가지고 탐상된 영역과 면밀히 비교할 수 있다. 팬텀의 예로는 가상의 낭포(cyst), 반사 신호를 생성하는 구조물(echogenic structures) 그리고 가는 선 타겟(line target)들이 있다.

상업적으로 판매되고 있는 생체 모방 팬텀들이 나타내는 생체조직 전파 특성들은 음파의 속도, 초음파의 감쇠, 그리고 반사 신호 생성(echogenicity)의 정도를 말하는 초음파 산란 레벨이다. 하지만 팬텀들이 부드러운 생체조직의



그림 2.5-4 초음파 프로브를 구성하는 압전 소자를 임의로 ON/OFF 시킬 수 있는 Switching Device

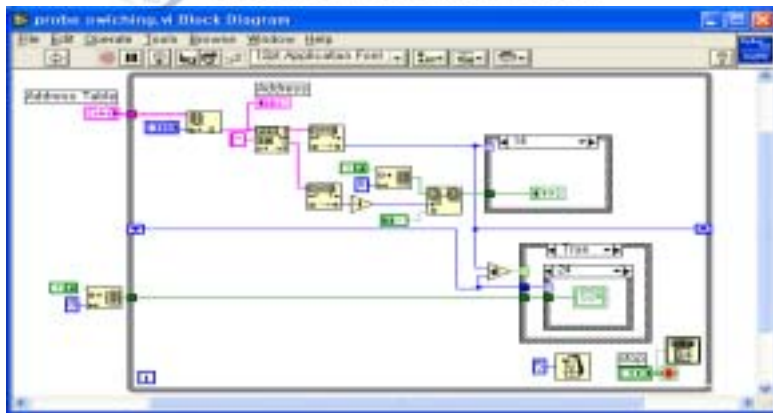
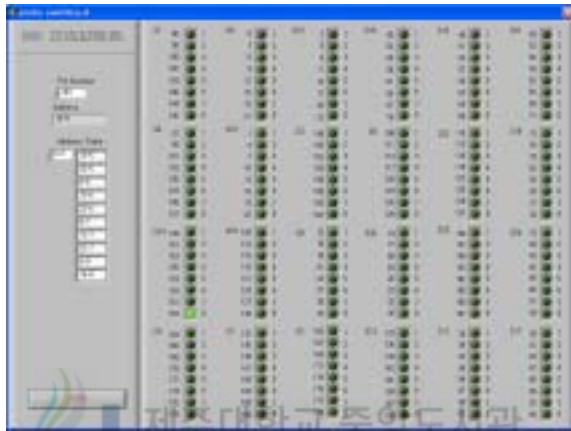


그림 2.5-5 Switching Device의 Switch 번호를 찾아주는 LabVIEW (Ver 7.1) 프로그램

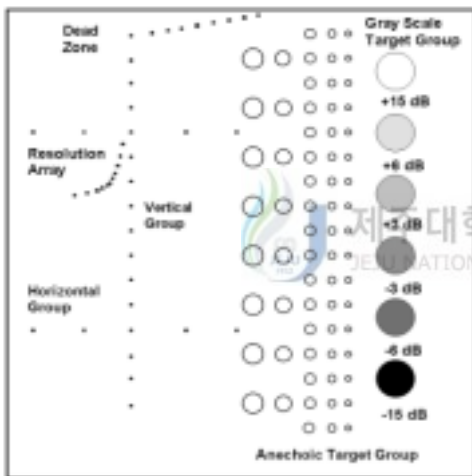


그림 2.5-6 ATS 539 Multipurpose Ultrasonic Phantom (ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA). Mean Attenuation: 0.506 dB/cm/MHz Speed of Sound : 1453 m/s

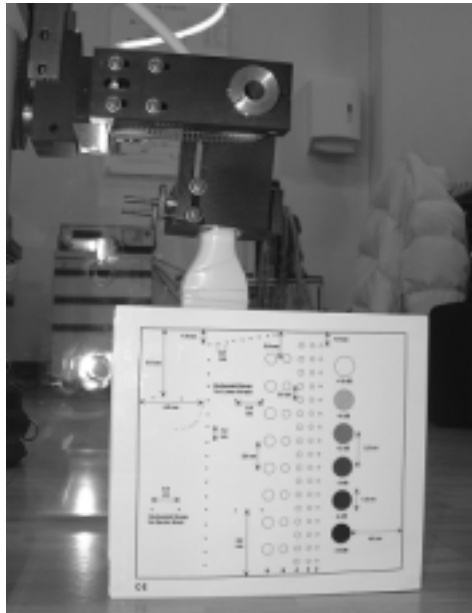
음향적 특성을 정확하게 묘사할 수는 없다. 이것은 부분적으로 생체 조직의 복잡성과 다양성 때문이다. 그 대신에 팬텀 제작자들은 팬텀이 생체조직을 대표할 수 있는 평균적인 음향특성들을 가지도록 구성한다. 때때로 생체조직등가(tissue-equivalent)라는 용어가 팬텀을 표현할 때 사용되지만 대부분의 팬텀 재료들이 생체조직들과 음향 특성이 완전히 같지 않기 때문에 글자 그대로 해석되지는 않는다. 본 연구에는 AT5 539 Multipurpose Phantom을 사용하였고 실험 모습은 그림 2.5-7에 나타나 있다.

(1) 전형적인 QA 팬텀

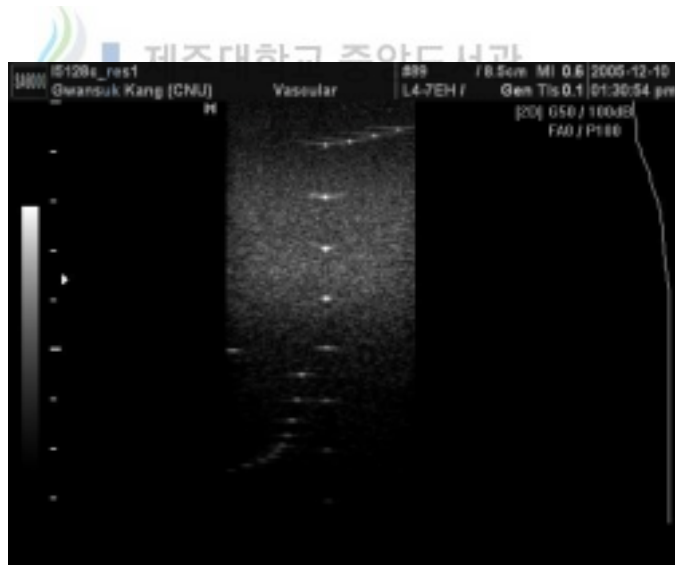
팬텀 내의 생체조직 모방물질은 미세 흑연(graphite) 압자들이 전 부피에 걸쳐 균일하게 섞여 있는 젤라틴 용액으로 구성되어 있다. 팬텀 물질 내에서의 음파속도는 초음파 장비의 보정에서 가정된 속도와 동일한 약 1540m/s다. 초음파 감쇠계수 대 주파수 관계는 0.5dB/cm-MHz 또는 0.7dB/cm-MHz 둘 중 하나다. 낮은 감쇠율을 가진 물질로 구서오딘 팬텀이 보다 쉽게 영상화되기 때문에 일부 오퍼레이터들은 감쇠율이 낮은 물질을 선택한다. 그러나 일반적으로는 최악의 상황에서 장비의 동작을 확인하기 위해서 높은 감쇠율을 가진 물질로 구성된 팬텀이 권장된다. 예를 들어, 0.7dB/cm-MHz는 지방간을 투과하기 힘든 감쇠계수의 대표적 예이다. 이와 같은 양의 감쇠를 가지는 생체조직 모방물질 내에서 투과 깊이는 임상적인 상태에서의 투과능력과 밀접하게 관련되어 있다.

젤-흑연(gel-graphite)재료로 구성된 팬텀 내에서의 감쇠는 생체조직 냉서와 유사하게 초음파 주파수에 비례한다. 다른 형태의 재료들이 팬텀에 사용되어왔지만 유일하게 분말로 만들어진 젤 용액만이 생체조직과 유사한 음속과 감쇠특성을 가진다.

작은 산란체들은 생체조직 모방물질 전반에 걸쳐 분포되어 있기 때문에 초음파 장비로 탐상하면 반사신호가 만들어진다. 많은 팬텀이 간단하게 낮은 감



(a)



(b)

그림 2.5-7 초음파 표준 팬텀 영상을 얻는 장면. (a) 초음파 프로브를 팬텀위에 고정
 한 상태. (b) 입수된 팬텀 영상의 예.

쇠와 신호를 발생하는 실린더로 이루어진 낭포(cyst)를 가지고 있다. 이것들은 B-mode 영상 상에서, 안에서는 반사파가 없는 것으로 나타나야 하고, 가장 자리에서는 반사파의 상승을 나타내야 한다. 몇몇 생체조직 팬텀들은 다양한 반사신호를 생성할 수 있는 입자들을 가짐으로써 추가적인 영상 대비를 제공한다.

(2) 분리된 반사체

대부분의 QA 팬텀들은 진단기의 거리 측정 정확도를 평가하기 위해 나일론 선으로 구성된 분리된 반사체들을 가지고 있다. 거리측정의 정확도에 대한 테스트는 팬텀 제작자가 어떠한 물질로 그 장치를 채우는가에 달려있다. 그 물질들은 음파 전파속도가 1540m/s이거나, 계산상으로 오차가 생기지 않는 범위 내에서 이 속도에 충분히 가까워야 한다. 또한 반사체의 위치를 정확하게 제작하는 제작자들에게 의존한다.

팬텀들은 수직 측정 정확도 시험을 위해서 1cm 또는 2cm 정도로 각각 분리되어 일렬로 놓여진 반사체들을 가지고 있다. 하나 또는 그 이상의 수평열의 반사체들이 수평 측정 정확도를 평가하기 위해 사용된다. 추가적인 반사체들의 나열들이 탐상기의 Axial Resolution과 Lateral Resolution을 평가하기 위해 사용된다.

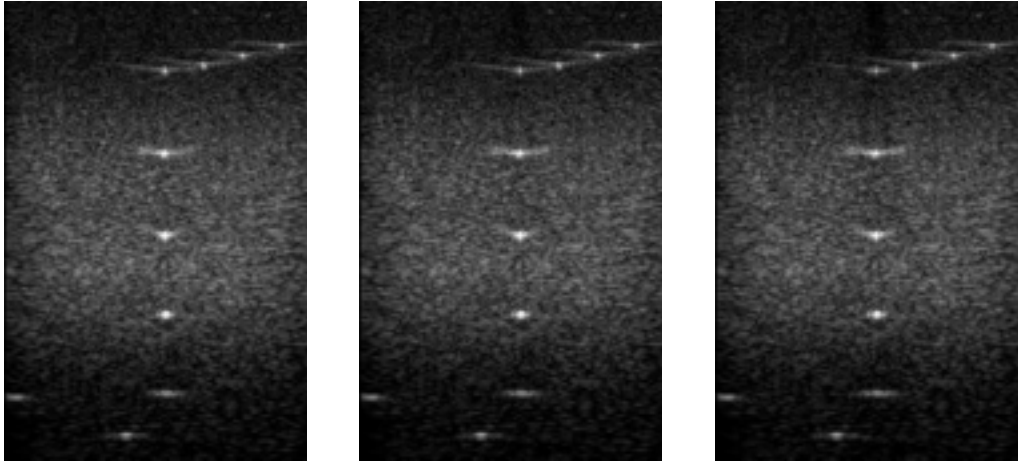
III. 결과

초음파 진단기와 프로브 사이에 스위칭 기구를 연결하고, 프로브와 초음파 팬텀이 정렬되어 실험 셋팅이 되면 프로브의 움직임이나 초음파 진단기의 설정에 변화가 없이 모든 조건이 동일한 상태에서 스위치를 이용하여 프로브 압전 소자의 단선 정도를 변화시켜가며 팬텀 영상을 저장하였다. 6가지의 영상 변수를 측정하기 위한 모든 영상 획득이 끝나면 분리 했다가 다시 셋팅하여 측정하는 방식으로 사용자에게 의존적인 프로브와 팬텀의 정렬 상태를 제외하고는 모든 조건이 동일한 상태에서 3회 실험을 반복하였다.

3.1 Axial Resolution (AR)

그림 3.1-1은 Resolution을 측정하기 위해 얻은 팬텀 영상이며, 단선된 압전 소자의 개수가 늘어남에 따라 영상에 미치는 영향을 보여주고 있다. 영상에서는 프로브의 소자가 정상적일 때 얻은 영상 (그림 3.1-1(a))을 기준으로, 단선된 소자의 수가 0, 2, 4, 8, 16 개로 증가함에 따라 중심부터 영상이 점점 어두워지고 있으며, 선명도가 떨어지고 있음을 관찰 할 수 있다.

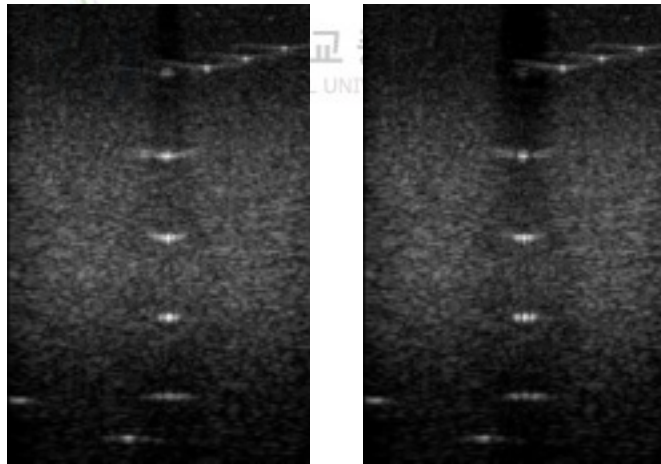
영상의 resolution은 지름 1mm의 철심 타겟 영상을 USQA (ver7.4)를 이용하여 FWHM로 평가하였다. 그림 3.1-2은 단선된 소자의 수가 0, 2, 4, 8, 16 개로 증가함에 따라 3회 반복 측정한 Axial Resolution을 도시하고 있다. 초음파 진단기의 초점은 35mm에 설정되어 있으며, 이 깊이 영역에서는 Axial Resolution은 참값과 근접한 0.8~1.0mm로 나왔고 나머지 깊이에서는 0.7mm이하로 나타났다. 그림 3.1-3에서 보여주는 것과 같이 각 깊이별로 Axial Resolution은 단선된 소자의 수가 증가함에 따라 유의하게 변하고 있지 않다. 초음파 프로브 근처와 초점 부근에서는 변화의 폭이 상대적으로 크게



(a)

(b)

(c)



(d)

(e)

그림 3.1-1 Resolution 측정용 팬텀 영상

(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

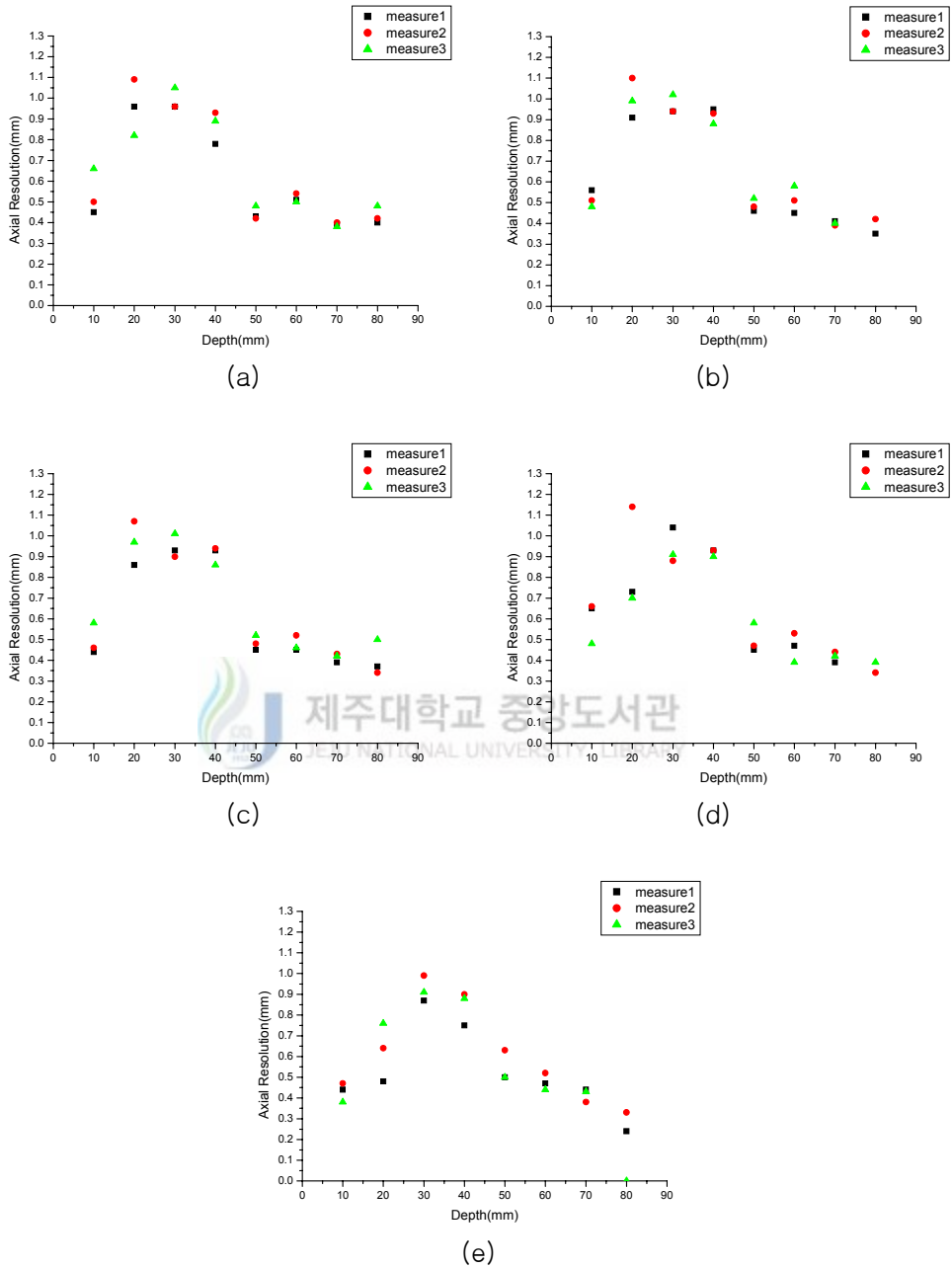


그림 3.1-2 단선된 소자의 개수를 늘이며 측정한 Axial Resolution

(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

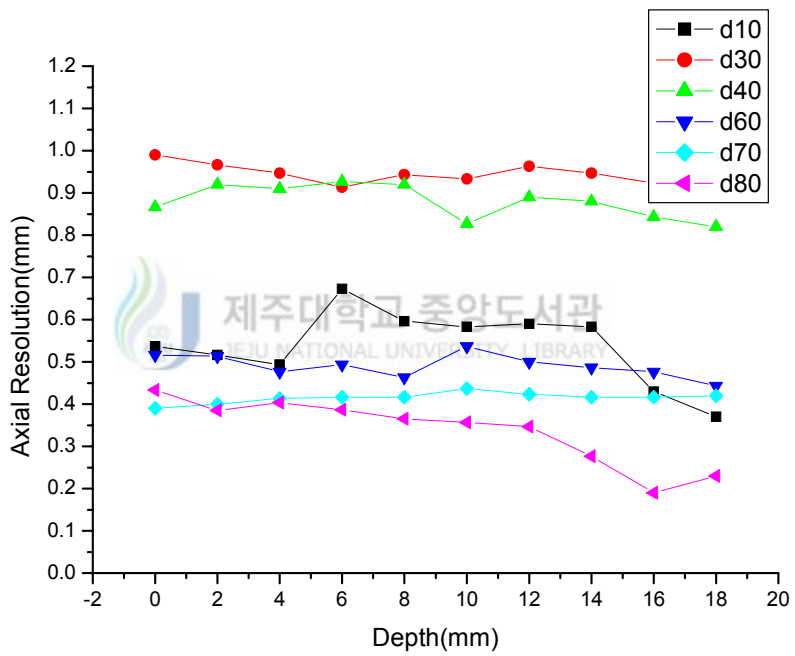


그림 3.1-3 깊이에 대한 평균 Axial Resolution

나타나고 있다. 가장 깊이가 큰 80mm 깊이에서는 예외적으로 단선된 소자의 수가 증가함에 따라 Axial Resolution은 유의하게 감소하고 있다.

따라서 프로브 소자 중 연속된 몇 개의 단선이 Axial Resolution에는 큰 영향을 미치지 않는 것을 알 수 있으나, 획득한 영상의 타겟을 육안으로 봤을 때는 변화가 확인된다. 따라서 이 부분은 Pixel Value와 관련이 있는 것으로 토의 부분에서 다시 언급하기로 하겠다.

3.2 Lateral Resolution (LR)

Lateral Resolution은 Axial Resolution을 측정하기 위한 영상 (그림 3.1-1)과 동일한 영상을 사용한다. Axial Resolution과 마찬가지로 타겟의 FWHM을 평가 변수로 사용한다.

그림 3.2-1은 전기적으로 단선된 소자의 수가 0, 2, 4, 8, 16 개로 증가함에 따라 측정된 영상의 깊이 방향의 lateral resolution의 변화를 도시하고 있다. 초점 깊이가 설정한 40mm 주변인 깊이 30 ~ 50mm 부근에서 Lateral Resolution은 높은 값을 가지며, 그 이외의 깊이에서는 상대적으로 작은 값을 가지는 것으로 나타났다. 그림 3.2-2에서 좀더 자세하게 보여 주듯이 대체적으로 단선된 소자의 개수가 늘어감에 따라 Lateral Resolution의 값은 작아지는 것을 볼 수 있다.

그림 3.1-3과 그림 3.2-2에서 비교되는 것처럼 초음파의 특성상 빔이 퍼지는 현상으로 인해 Axial Resolution보다 Lateral Resolution이 높은 값을 가지고 있다.

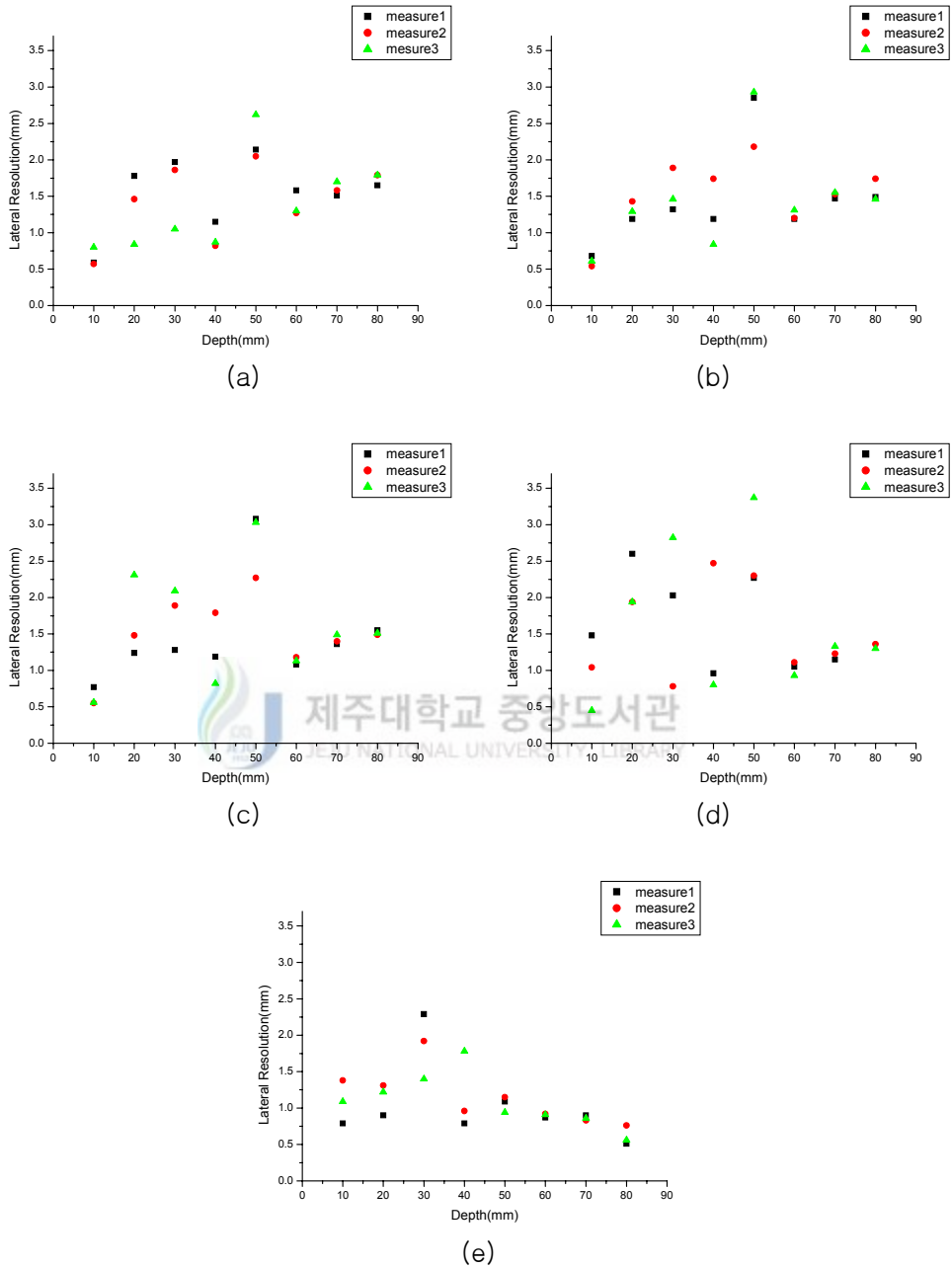


그림 3.2-1 단선된 소자의 개수를 늘이며 측정된 Lateral Resolution

(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

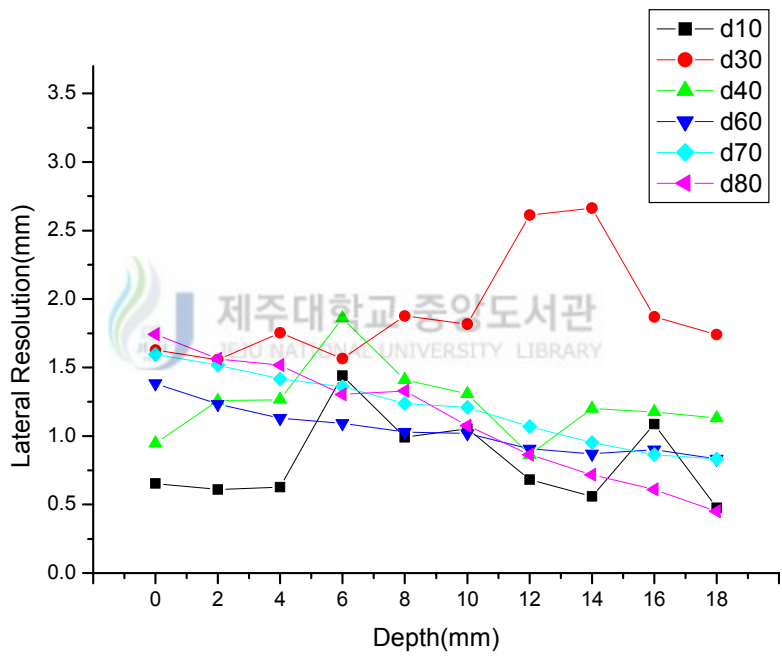


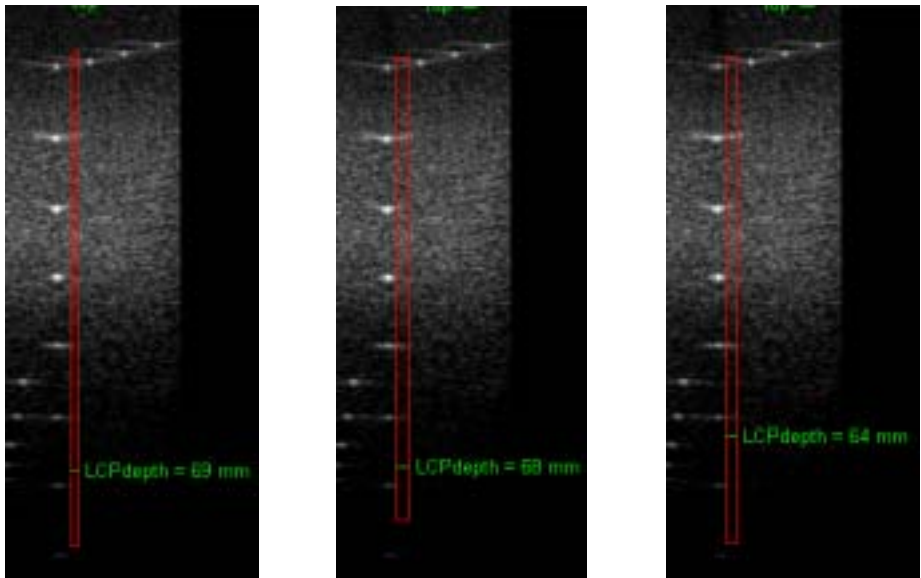
그림 3.2-2 깊이에 대한 평균 Lateral Resolution

3.3 Low Contrast Penetration (LCP)

LCP를 측정하기 위해서는 Resolution 측정 용 영상을 연속하여 저장된 2장의 영상이 사용된다. 그림 3.3-1은 단선된 소자를 수가를 0, 2, 4, 8, 16으로 증가할 때, LCP를 측정하기 위해 사용한 영상 부위를 보여 준다. LCP depth는 Noise에 대한 Speckle의 비인 SNR을 깊이 방향으로 도시하여 결정한다. 그림 3.3-2(a)는 영상의 픽셀 값에 대한 Noise 및 Speckle의 깊이 방향 Profile을 도시하고 있다. 그러나 이 프로파일은 지엽적으로 급격하게 변화하는 고주파 성분을 가지고 있으므로, 이를 제거하기 위해 필터를 이용하여 평활화하는 작업이 필요하다. 그림 3.3-2(b)는 이 Profile을 Median filter와 Moving Average filter를 적용하여, 고주파 성분을 제거한 Noise 및 Speckle의 깊이 방향 Profile을 보여주고 있다. 그림 3.3-2b로부터 LCP depth를 결정하기 위해 최종적으로 필요한 깊이 방향의 SNR 프로파일은 그림 3.3-2c와 같이 계산된다. 본 연구에서 LCP depth는 SNR 값이 2배인 지점에서 정의하였다.

그림 3.3-3은 단선된 소자를 수가를 0, 2, 4, 8, 16으로 증가할 때, 깊이 방향의 SNR 프로파일을 도시하고 있다. 그림에서 LCP depth는 화살표로 그 위치를 나타내고 있다. 단선된 소자의 수가 증가 할수록 LCP depth 즉 화살표 위치는 왼쪽으로 이동하는 것을 볼 수 있다.

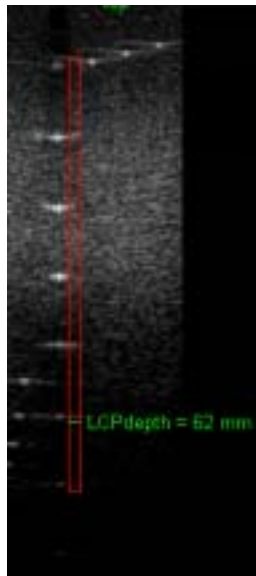
그림 3.3-4은 단선된 소자의 수가 증가함에 따라 3회 측정한 LCP depth의 변화를 도시하고 있다. 그림 3.3-3에서 보여주고 있는 것처럼, 일반적으로 LCP depth는 단선된 소자의 개수가 증가 할수록 작아지고 있다. 그러나 단선된 개수가 4개 이하인 경우 유의한 변화가 없으며, 12-14 이상인 경우 오히려 LCP depth는 약간 상승하고 있는 것으로 나타났다.



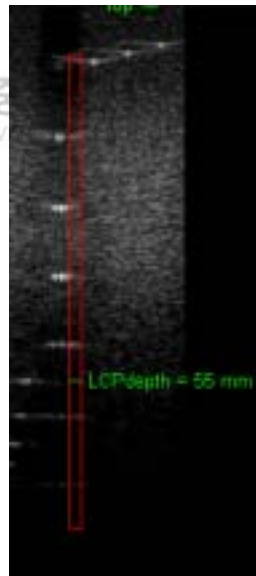
(a)

(b)

(c)



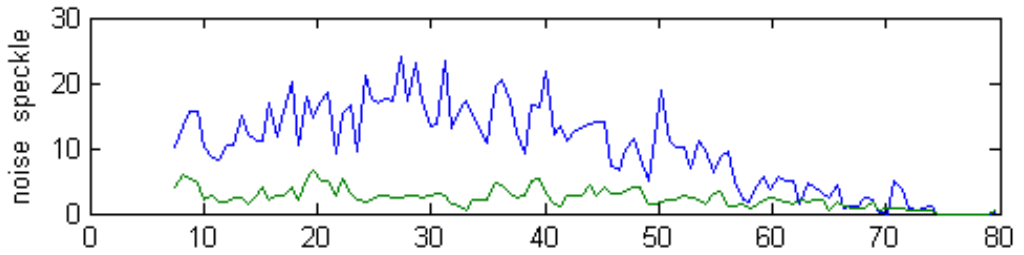
(d)



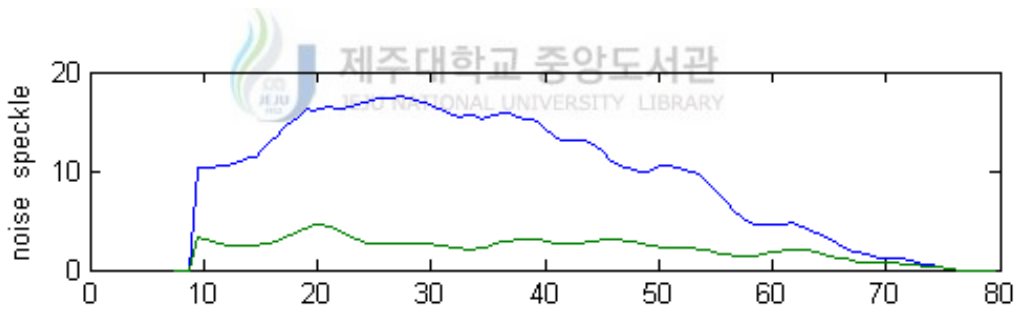
(e)

그림 3.3-1 LCP 측정 모습. LCP는 Resolution 측정용 영상을 연속적으로 2장 저장하고 이 두장의 영상으로부터 LCP를 계산한다.

(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선



(a)



(b)

그림 3.3-2 LCP 측정용 영상의 ROI로부터 얻은 Noise와 Speckle의 Profile

(a)영상의 Profile (b) Median filter와 Moving Average Filter 적용후의 Profile

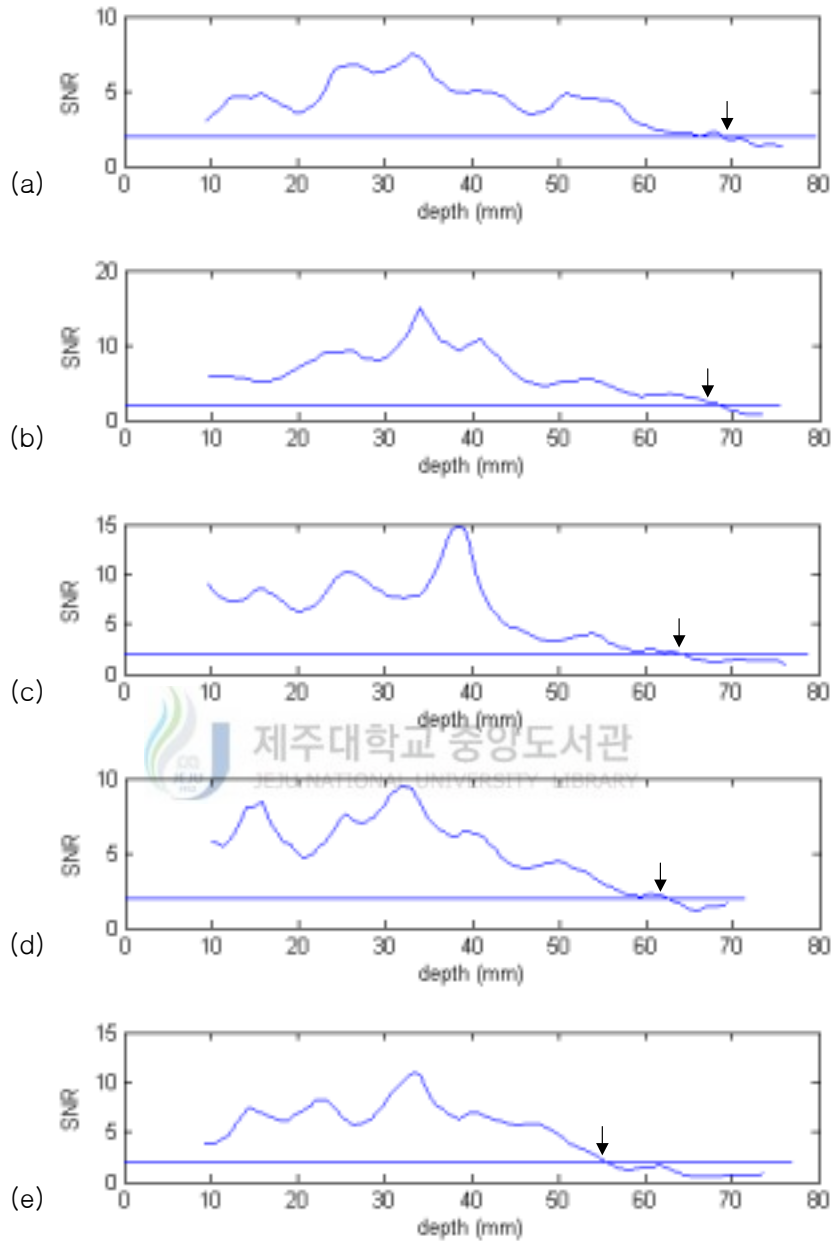


그림 3.3-3 Textile의 Profile에서 Signal과 Noise를 계산. Noise의 두 배를 Threshold로 정하고 Signal이 이하가 되는 점을 LCP로 정한다.
 (a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

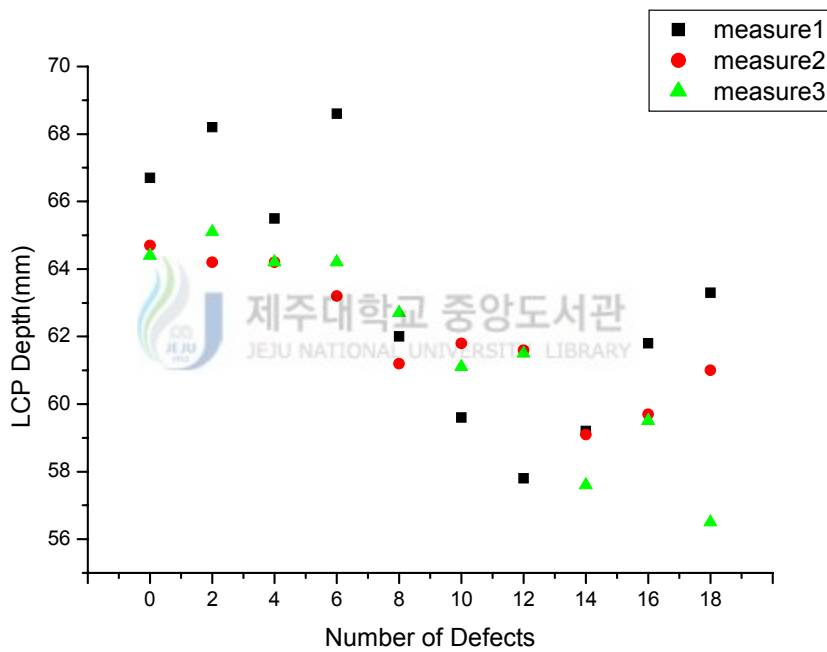


그림 3.3-4 단산된 소자의 개수가 늘어감에 따라 LCP가 낮아지고 있다.

3.4 High Contrast Penetration (HCP)

HCP는 그림 3.1-1에서 보여주는 Resolution 측정용 영상과 동일한 영상을 사용하여 측정한다. 영상은 진단기에서 프로브로 관찰할 수 있는 최대 깊이까지 설정하여 영상을 저장하였다. HCP 측정은 3회를 반복하였으며, 그 결과는 표 3.4-1에 정리하였다. HCP는 두 번째 측정시 18개를 단선시킨 경우를 제외하고는 모두 ROI 영역 밑까지 즉 80mm 이상으로 나왔다. 이것은 ROI 내의 가장 깊은 위치에 있는 타겟도 확실히 보여줄 수 있다는 것을 의미한다.

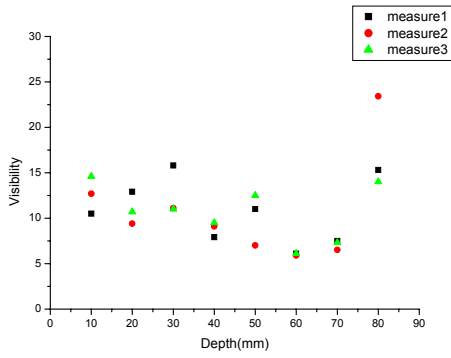
그림 3.4-1(a)~(e)는 단선된 소자의 개수를 0, 2, 4, 8, 16 으로 증가하면서 영상의 깊이 방향 대한 Visibility를 보여 준다. 그림 3.4-2는 단선된 소자 수 증가에 따른 visibility 변화를 비교하기 위해 이들의 평균값을 구하여 도시한 것이다. 그림 3.4-2는 그림 3.3-4에서 보여주는 단선된 소자의 수에 대한 LCP depth 의 변화와 유사한 것으로 나타났다. 이것은 SNR과 Visibility와의 밀접한 상관성을 반영한다. LCP와 유사하게 HCP는 단선된 소자의 수가 증가함에 따라 감소하고 있다. 그러나 LCP 프로브 근처에서 즉 깊이 10mm에서는 영상의 Visibility가 단선된 소자의 수가 8개 이상일 때 반으로 감소하는 것을 보이고 있다. 그리고 깊이가 60mm 이상 일 경우 HCP는 단선된 소자의 수가 증가해도 증가하고 있는 현상을 보이고 있다.

3.5 Low Contrast Sensitivity (LCS)

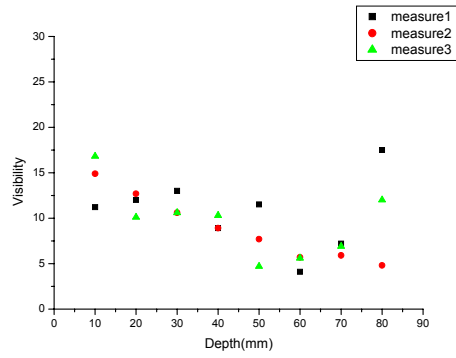
본 연구에서 사용한 초음파 팬텀 ATS Model 539의 LCS 측정용 영상의 (nominal) Contrast는 -15dB, -6dB, -3dB, +3dB +6dB, +15dB로 총 6가지이다. 그림 3.5-1은 단선된 소자를 수가를 0, 2, 4, 8, 16 으로 증가할 때, +15dB 에 대한 LCS 를 측정하기 위해 사용한 영상 부위를 보여 준다. 그림

Table 3.4-1 3번을 반복하여 단선된 소자의 개수를 0~18개로 늘이면서 HCP 측정

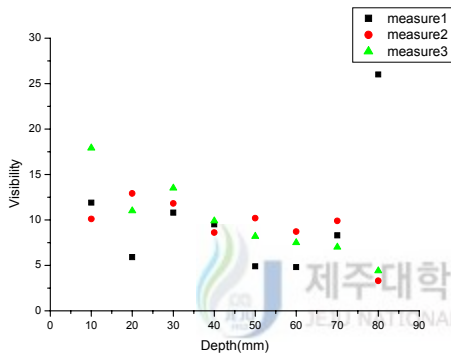
단선 소자 수	Measure1	Measure2	Measure3
0	below ROI	below ROI	below ROI
2	below ROI	below ROI	below ROI
4	below ROI	below ROI	below ROI
6	below ROI	below ROI	below ROI
8	below ROI	below ROI	below ROI
10	below ROI	below ROI	below ROI
12	below ROI	below ROI	below ROI
14	below ROI	below ROI	below ROI
16	below ROI	below ROI	below ROI
18	below ROI	50	below ROI



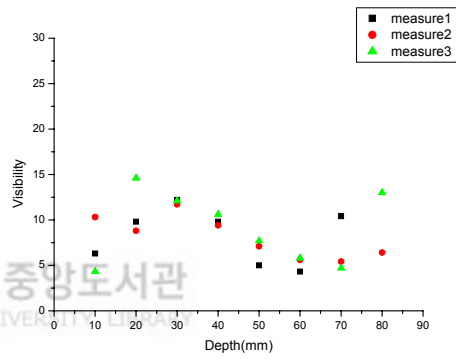
(a)



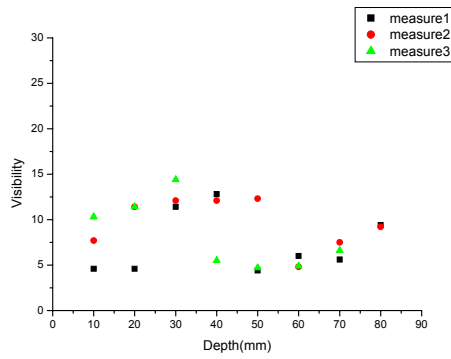
(b)



(c)



(d)



(e)

그림 3.4-1 단선된 소자의 개수 별로 각 타겟의 깊이에 대한 Visibility

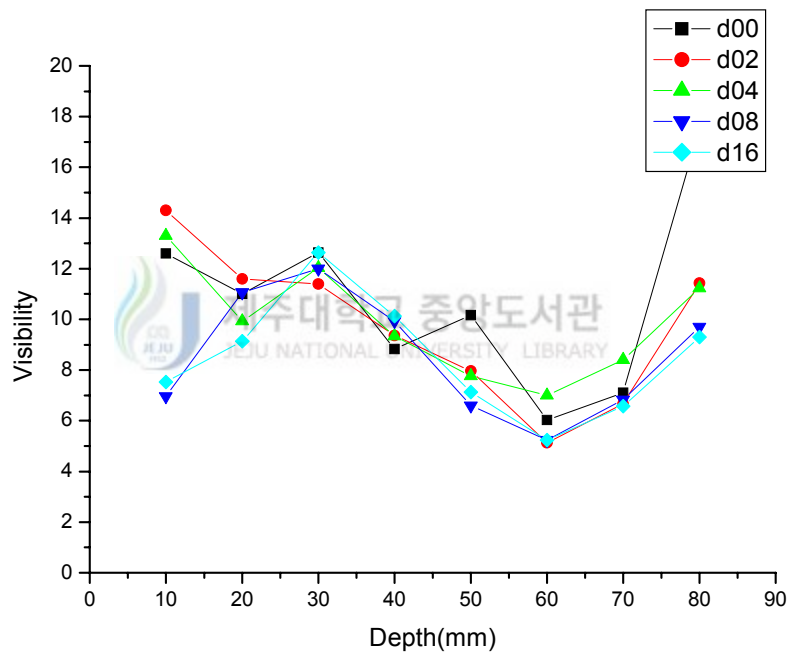
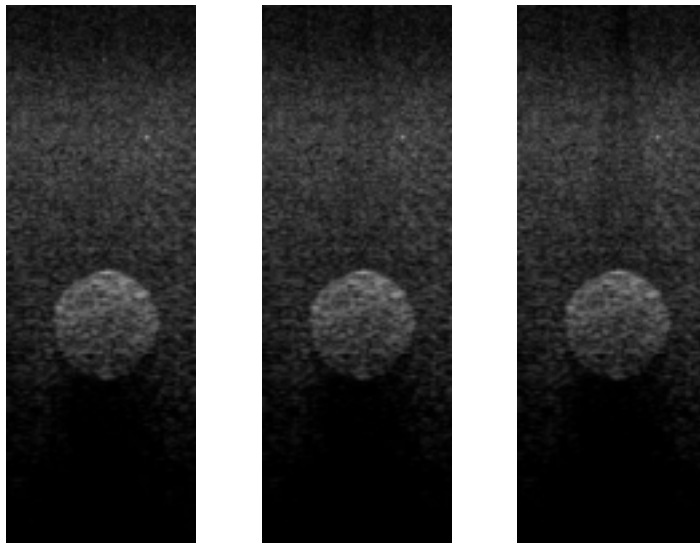


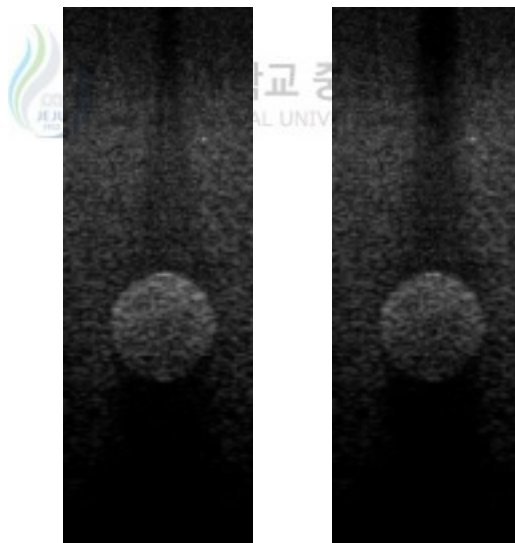
그림 3.4-2 깊이에 대한 Visibility 평균



(a)

(b)

(c)



(d)

(e)

그림 3.5-1 +15dB Contrast Target

(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

에서 볼 수 있듯이, 단선된 소자가 증가 할수록 영상의 중앙 부분이 점점 어두워지고, +15 영상의 그림자도 점차 확대되고 있다. LCS는 타겟 영상의 내부의 픽셀 값의 외부 (즉 배경 노이즈)의 픽셀 값에 대한 비(Ratio)로 표현한다.

그림 3.5-2는 단선된 압전 소자가 증가함에 따라 모든 경우 (+15dB, -6dB, -3dB, +3dB, +6dB, +15dB)에 대한 LCS 값(Ratio)의 변화를 도시하고 있다. LCS 측정에서는 단선된 소자의 수를 30개까지 늘려 측정하였다. 그림에서 볼 수 있듯이 contrast가 음의 값을 가지는 경우, 단선된 소자의 수가 증가함에 따라 LCS가 유의하게 감소하고 있음을 보여 주고 있다. 반면 contrast 양의 값을 가지는 경우에는 LCS와 단선된 소자의 수의 상관성이 적어지고 있다.

그림 3.5-3은 단선된 소자의 수 0, 2, 4, 8, 16에 대해, 영상의 Nominal contrast와 LCS 값을 표현하는 ratio의 상관성을 도시하고 있다. 동일한 Contrast에서, 단선된 소자의 수가 많을수록 측정된 ratio의 값이 작게 나타났다. 이론적으로 Nominal contrast와 Ratio는 같은 값을 가져야 한다. 그러나 측정된 Ratio는 Nominal contrast 보다 조금 작은 값을 가지는 것으로 나타났다. 측정된 Ratio와 Contrast와는 거의 선형적 관계를 보이고 있으며, 이는 측정된 Ratio의 신뢰성을 반영한다.

본 연구에서 사용한 Gibson's Program에서는 LCS를 계산할 때, 마우스로 사용자가 ROI를 매번 정하게 되어 있어서 측정시마다 그 위치가 조금씩 변하게 되어 Ratio의 값이 동일한 영상에 대해 변하고 있다. 이러한 문제점과 좀더 객관적이고 신뢰성이 있는 LCS를 평가하기 위한 개선 방안에 대해 추가적인 연구를 수행했으면 토의 부분에서 다룰 예정이다.

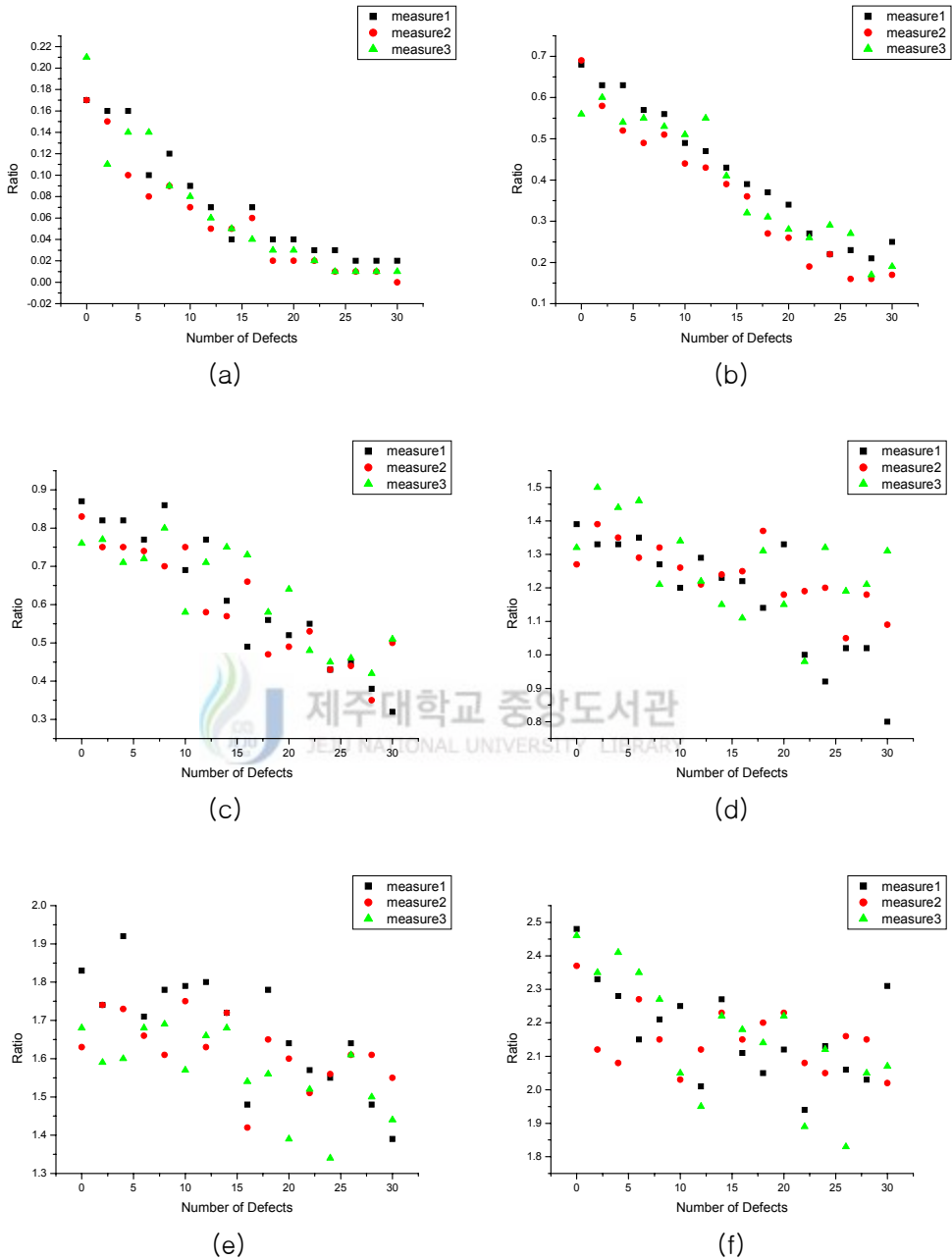


그림 3.5-2 Contrast 타겟에 프로브 소자 0~30개를 단서시켜서 측정
 (a) -15dB, (b) -6dB, (c) -3dB, (d) +3dB, (e) +6dB, (f) +15dB

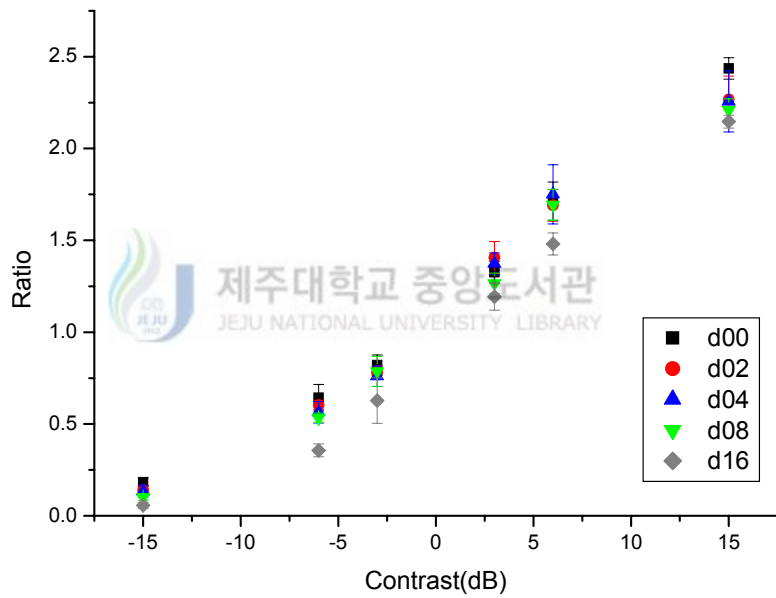


그림 3.5-3 소자의 단선정도를 0, 2, 4, 8, 16으로 증가시킬 때 각 Contrast의 Ratio.

3.6 High Contrast Sensitivity (HCS)

실험에 사용한 초음파 팬텀 ATS Model 539에는 HCS를 평가하기 위한 2, 3, 4, 6, 8mm Anechoic 타겟이 있다. 그림 3.6-1은 Anechoic 6mm 타겟에 대해 단선된 소자를 수가를 0, 2, 4, 8, 16로 증가할 때, HCS를 측정하기 위해 사용한 영상 부위를 보여 준다. 2장에서 전술한 바와 같이 HCS는 타겟 영상에 대한 Z coefficient 계산하여 표현한다.

본 실험에서는 모든 타겟에 대해서 팬텀 영상을 얻었으나 Gibson Program을 통해 HCS 값을 구한 결과, Anechoic target 4mm 까지만 분석이 되었고 2, 3mm 타겟에 대해서는 측정이 되지 않았다. 그림 3.6-2, 3, 4는 각각 Anechoic target 4, 6, 8mm에 대해 단선된 소자의 수가 0, 2, 4, 8, 16으로 증가할 때 영상의 깊이 방향의 측정된 HCS를 도시한 것이다. 그림 3.6-2에서 보여 주듯이 4mm 타겟은 깊이 10~60mm 까지 측정이 되었다. Anechoic target 4mm에 대해서는, 단선된 소자의 개수가 증가하면 평균적으로 Z coefficient가 점점 낮아지고 있음을 보여주고 있다. 중앙의 소자 2개가 단선되었을 때는 깊이 60mm의 타겟이 총 3번 중 한번만 측정 됐고(그림 3.6-2(b)) 이후부터 깊은 타겟 순으로 점차 측정이 되지 않았다. 초점 부위의 Z coefficient 값의 변화가 가장 적고 가장 높게 나왔다.

6mm와 8mm 타겟은 깊이 20mm와 40mm의 타겟이 측정되었다(그림 3.6-3(a)~(e), 그림 3.6-4(a)~(e)). 단선된 소자의 개수가 증가함에 따라 평균적으로 Z coefficient가 낮아지는 경향을 보였다. 이 경우, 단선된 소자의 수가 적을 경우, Z coefficient 값은 깊이가 증가함에 따라 감소하는 경향을 보이지만, 단선된 소자의 수가 크면 (예. 16개) Z coefficient 값은 깊이가 증가함에 따라 반대로 증가하고 있다.

일정 깊이에서 4, 6, 8mm 타겟에 대하여, Z coefficient와 단선된 소자수의 상관성은 그림 3.6-5, 6에서 도시하고 있다. 깊이 20mm에서 4, 6, 8mm타겟

이 비슷한 범위의 Z coefficient에서 측정이 되었고(그림 3.6-5(a)~(c)), 40mm에서 또한 세 가지의 타겟이 비슷한 범위에서 측정이 되었다(그림 3.6-6(a)~(c)). 특히 깊이 40mm의 타겟보다 20mm의 타겟에서 더 많은 영향을 주는 것으로 나타났다.



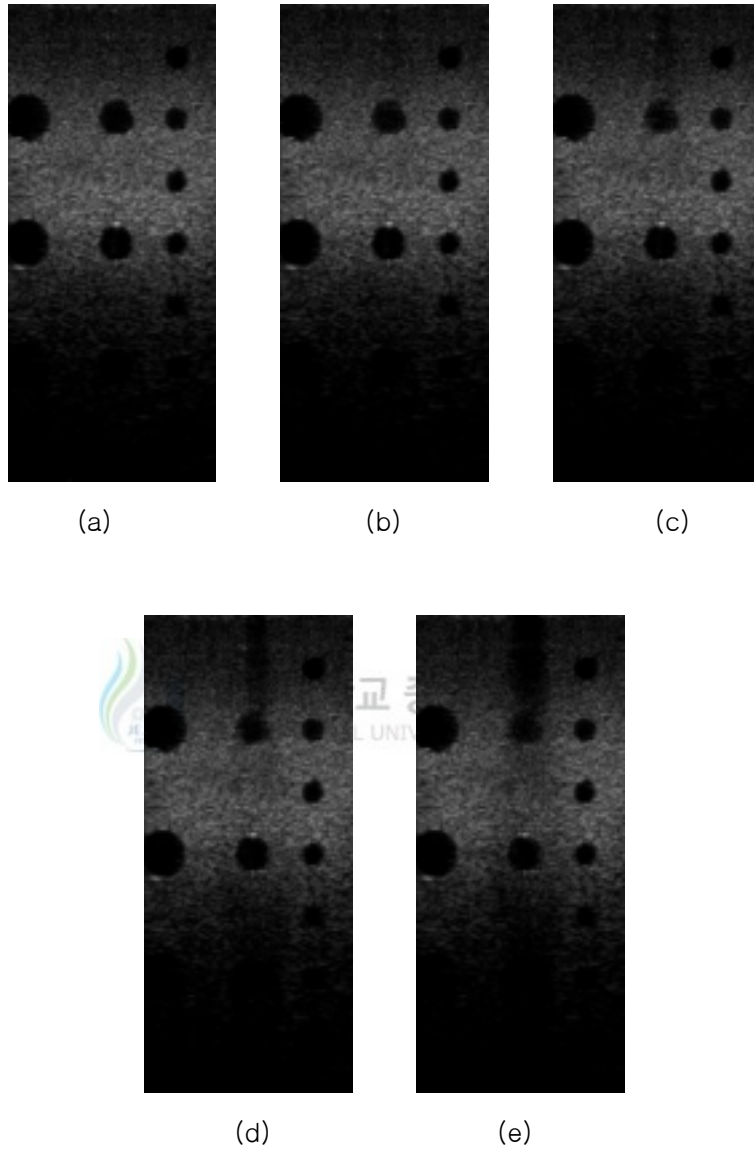
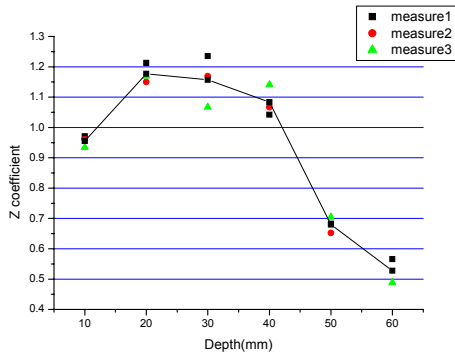
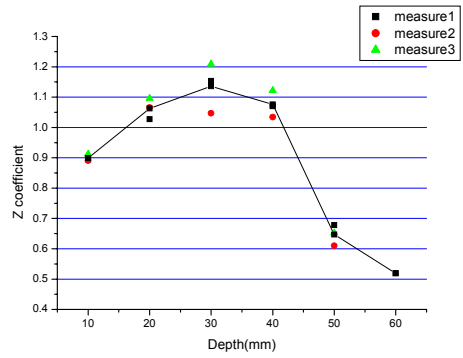


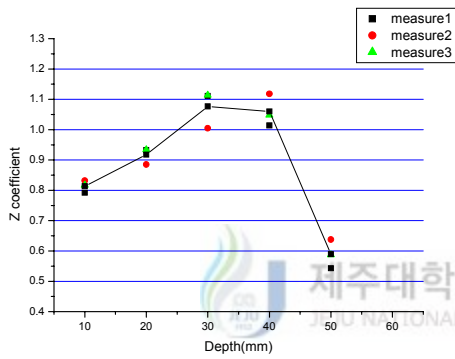
그림 3.6-1 ATS Multipurpose Model 539의 Anechoic Target 2, 3, 4, 6, 8mm 타
 겿트 중 6mm 타겿트에 대한 실험
 (a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8
 개 단선, (e) 소자 16개 단선



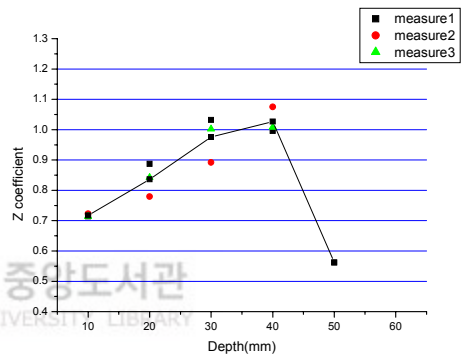
(a)



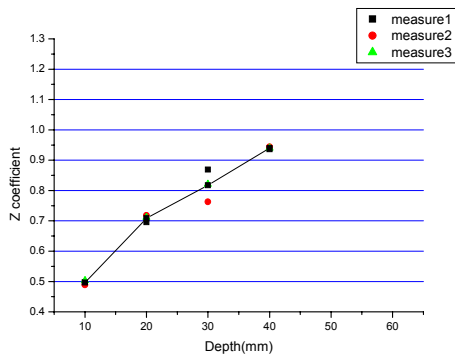
(b)



(c)



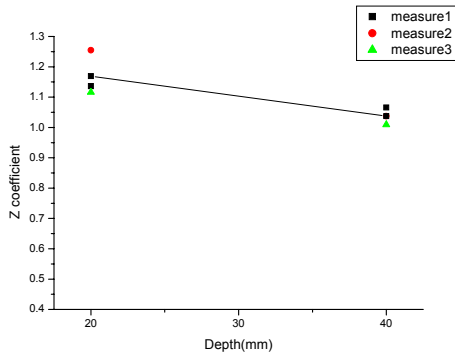
(d)



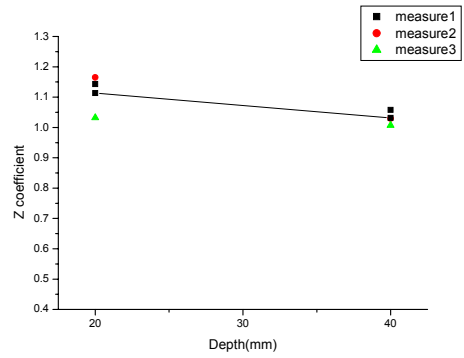
(e)

그림 3.6-2 4mm Anechoic Target 의 측정 결과

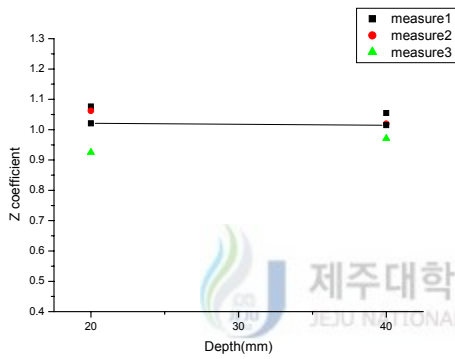
(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선



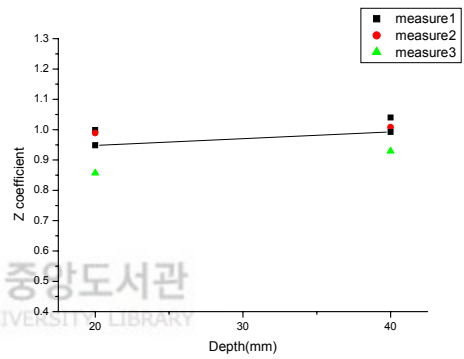
(a)



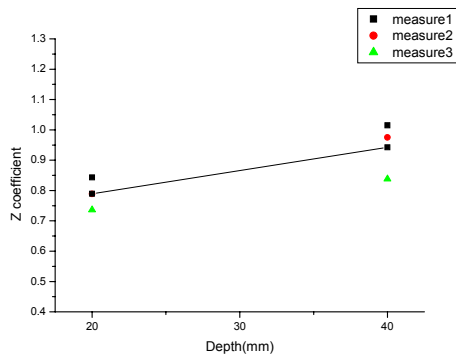
(b)



(c)



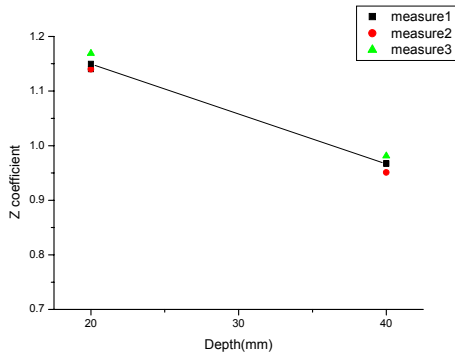
(d)



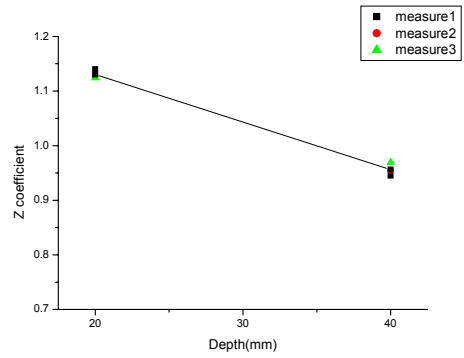
(e)

그림 3.6-3 6mm Anechoic Target 의 측정 결과

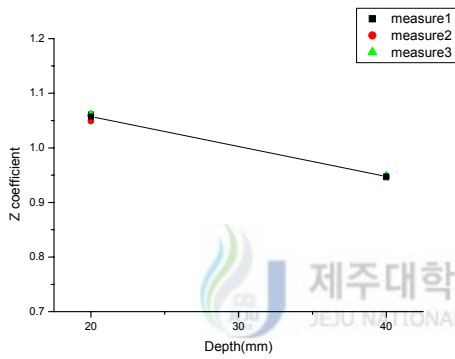
(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선



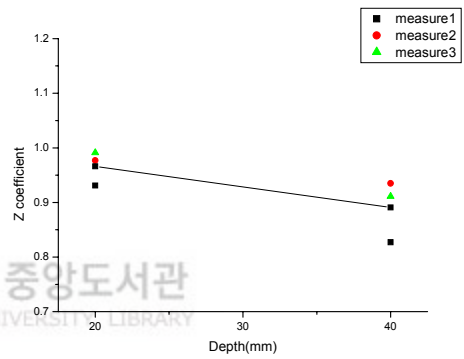
(a)



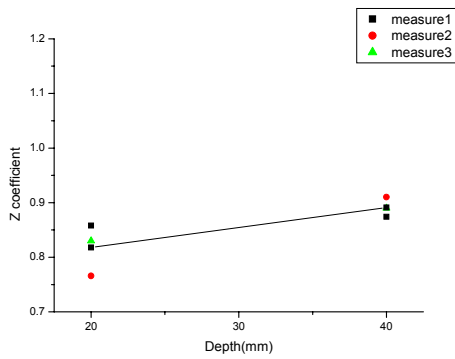
(b)



(c)



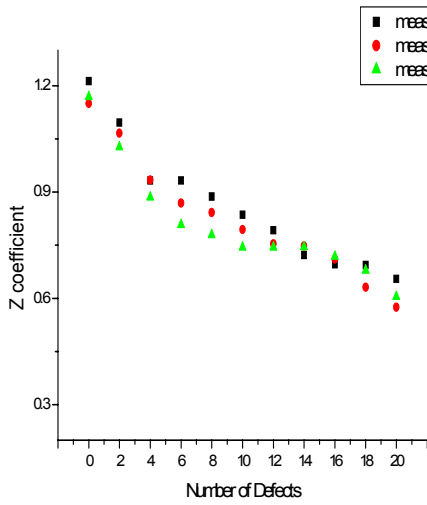
(d)



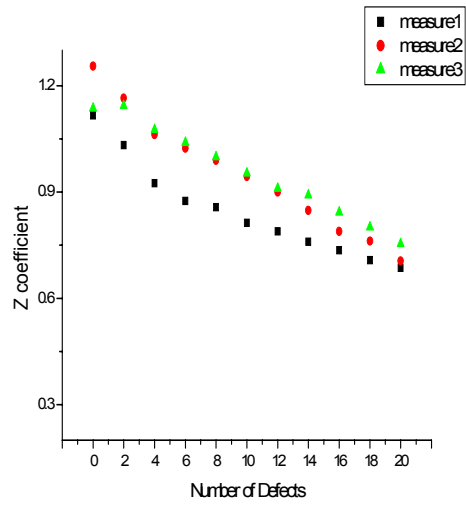
(e)

그림 3.6-4 8mm Anechoic Target 의 측정 결과

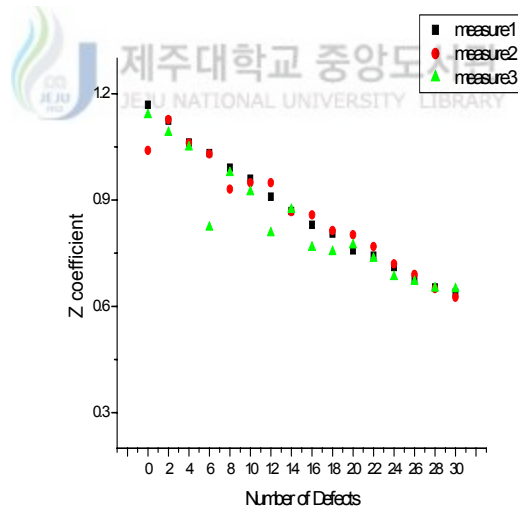
(a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선



(a)



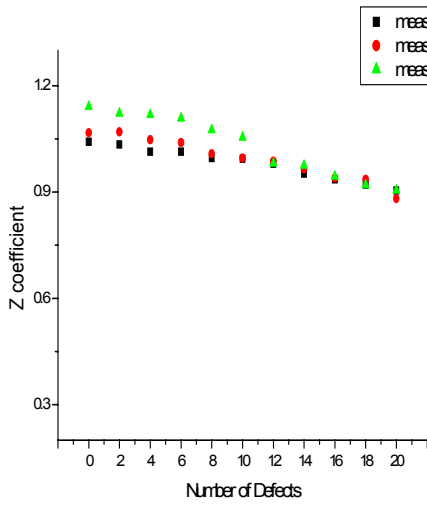
(b)



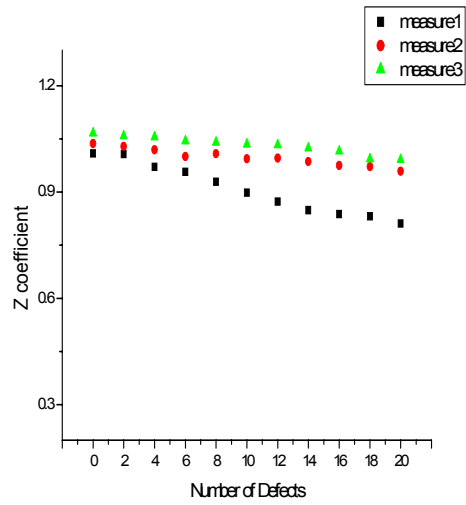
(c)

그림 3.6-5 깊이 20mm의 Anechoic Target을 프로브 소자를 0~30개까지 단선시키면서 측정 한 결과

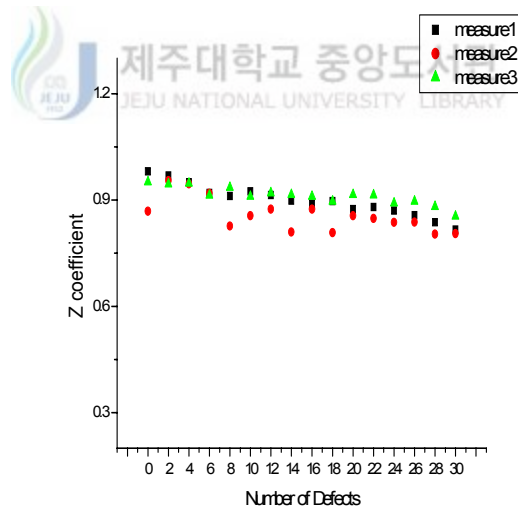
(a) 4mm 타겟, (b) 6mm 타겟, (c) 8mm 타겟



(a)



(b)



(c)

그림 3.6-6 깊이 40mm의 Anechoic Target을 프로브 소자를 0~30개까지 단선시키면서 측정 한 결과

(a) 4mm 타겟, (b) 6mm 타겟, (c) 8mm 타겟

IV. 토의 및 개선

본 연구는 초음파 프로브의 성능이 영상의 질에 미치는 영향을 Gibson's method를 이용하여 6가지 파라미터 (Axial & Lateral Resolution, Low & High Contrast Penetration, Low & High Contrast Sensitivity)로 평가하였다. 환자에 직접적으로 접촉하여 신호를 생성하고 받아들이는 초음파 프로브의 성능은 초음파 진단기의 구성 부품 중 가장 중요한 요소이며 프로브의 손상이 영상의 질에 영향을 미친다는 것을 확인할 수 있었다.

4.1 초음파 프로브와 팬텀의 정렬 상태

초음파 B-모드 영상을 얻는 과정에서 초음파 프로브는 팬텀 입사면과 각도를 이루지 않도록 해야 한다. 이러한 프로브의 정렬 상태는 사용자에게 크게 의존적이다. 특히 Resolution의 평가에는 수직 방향 (Axial) 수평 방향 (Lateral) 성분으로 Resolution 분석이 이루어지므로, 프로브가 팬텀과 각도를 가지게 되면, Resolution을 평가하는 데 문제가 발생할 수 있다. 이러한 프로브의 정렬상태가 야기하는 영향을 확인하기 위해, 그림 4.1-1에서 보여주는 각도 조절 장치를 이용하여 프로브와 팬텀과의 각도를 1° 간격으로 변화를 주면서 실험을 수행하였다.

그림 4.1-2(a)~(f)는 프로브를 0°~5°까지 기울이면서 측정한 영상이다. 각도가 증가하여도 시각적으로는 팬텀 영상에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 간주 될 수 있다. 그러나 5°를 기울였을 때의 팬텀 B모드 영상은 USQA (ver 7.4)에서는 제대로 평가를 하지 못하는 것으로 나타났다 (그림 4.1-3). 그림 4.1-4(a)~(e)는 0°~4° 사이의 범위에서 Axial Resolution은 계산한 것이며 각도에 따라 큰 차이를 보이지 않고 있다. 프로브의 정렬 각도에 대해 각

깊이에서의 Axial Resolution은 특별히 증가하거나 감소하는 경향을 보이지는 않았고 대체로 수평하게 변화하지 않는 경향을 보였다 (그림 4.1-5).

Resolution을 제외한 다른 변수는 특성상 Resolution 보다는 효과가 적을 것으로 예상되며, 따라서 이에 대한 추가적인 조사는 수행하지 않았다.

4.2 단선된 소자의 수 및 Pixel Value의 상관성

프로브의 소자의 단선 개수를 증가함에 따라 영상이 점차적으로 어두워지는 것을 관찰하였다 (그림 3.1-1). 그러나 Resolution으로 계산된 FWHM의 값에는 별다른 차이를 보이지 않았다. 단선된 프로브 소자의 수는 Resolution 보다는 Pixel absolute Value에 더 밀접한 관련이 있다는 것을 보여 준다. 이러한 관련성을 좀더 구체적으로 살펴보기 위해 신호의 강도를 나타내는 Resolution 타겟의 Peak Pixel Value와 Background Pixel Value를 비교해 보았다. 그림 4.2-1은 단선된 소자의 개수가 증가함에 따른 Peak Pixel Value의 변화의 평균과 표준 편차 (SD)를 보여준다. 초점 주변인 30~40mm에는 영향이 없고, 그 외의 부분, 초점 부분 이전과 이후에 Pixel Value가 떨어지는 것을 관찰할 수 있다. 특히 깊이 10 mm에 있는 타겟은 영상에서 육안으로는 확인이 어려울 정도로 Pixel Value가 낮아지는 것을 볼 수 있다.

그림 4.2-2는 Background Mean Pixel Value의 평균값과 표준 편차 (SD)를 나타낸 것이다 (Background Mean Pixel Value는 Resolution을 측정할 때 계산되는 방식을 따라서 계산하였다. 그림에서 FWHM 관련). 즉 두 타겟 Peak point 거리의 25%~75% 범위에 있는 Pixel Value를 평균화한 것이다. Peak Pixel Value와는 달리 초점 부분에서도 Pixel Value가 낮아지는 것을 볼 수 있고, 그 외의 전 구간에 걸쳐 Pixel Value가 점차적으로 낮아지는 경향을 보였다. 그림 4.2-3은 Pixel value는 낮아지지만 FWHM에는 영향이 없는 이



그림 4.1-1 초음파 프로브 표면과 초음파 팬텀 입사면 사이의 간격을 1° 간격으로 기울이기 위해 NTR Angular positioner (NTR Sys, Seattle, USA)의 프로브 홀더에 고정시킨 모습

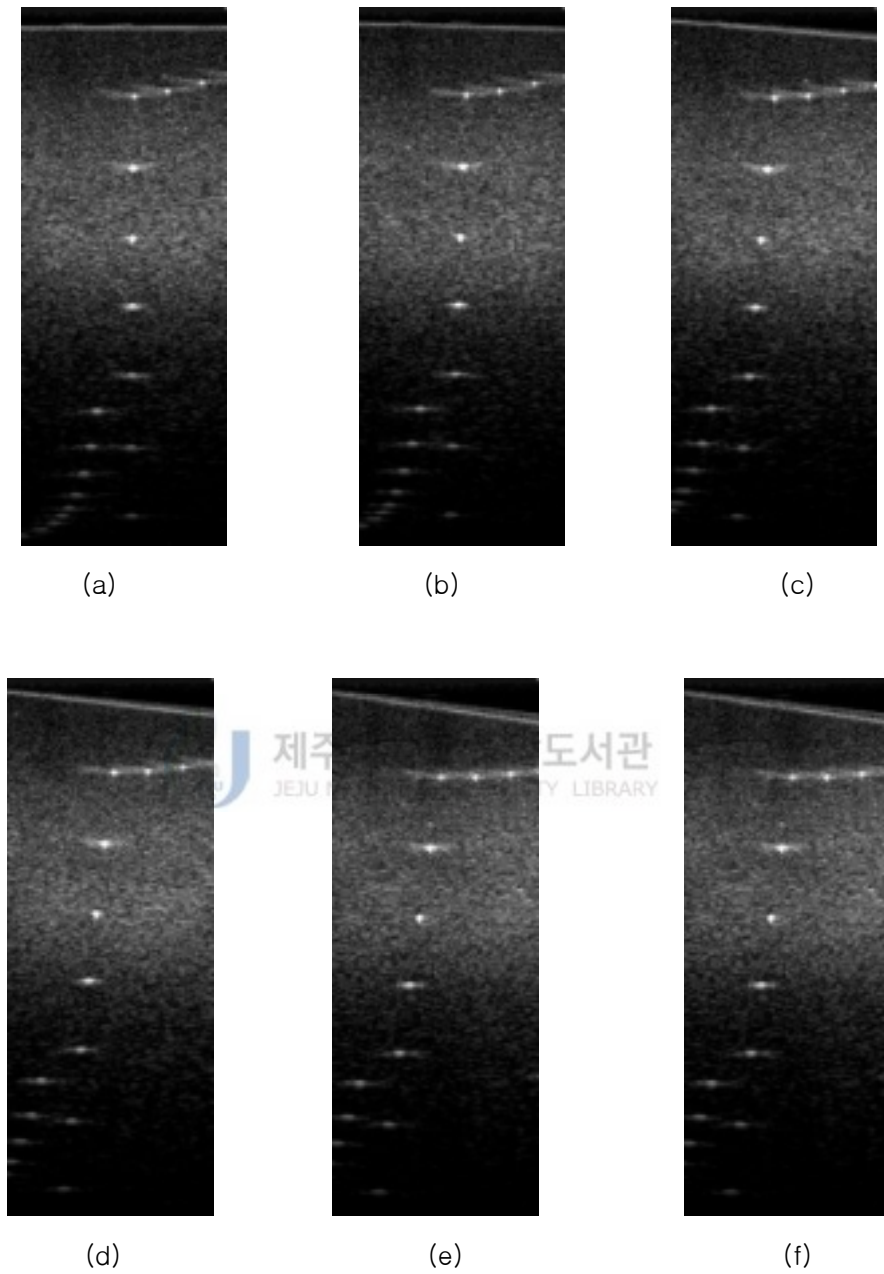


그림 4.1-2 프로브 전면부와 초음파 팬텀의 입사면사의 각 즉 Angular Positioner의 각이 0° ~ 5° 에서 증가할 때 입수한 초음파 팬텀 영상. (a) 0° , (b) 1° , (c) 2° , (d) 3° , (e) 4° , (f) 5°

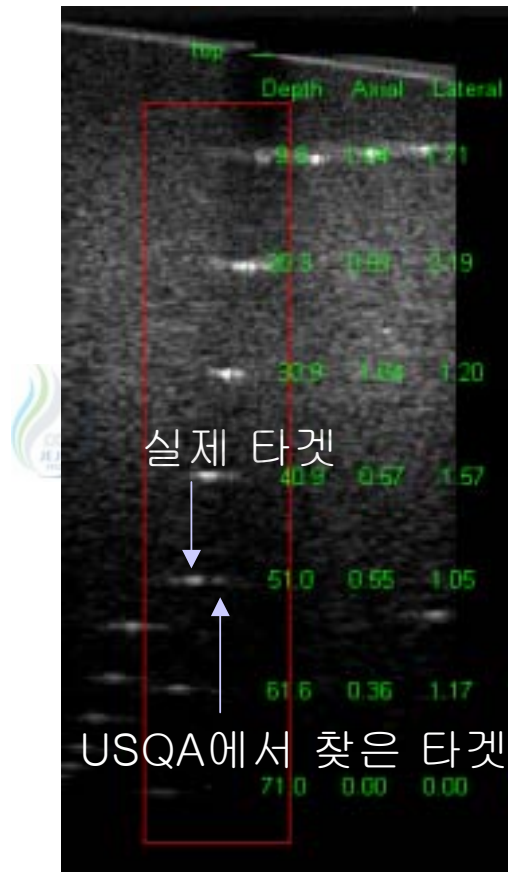
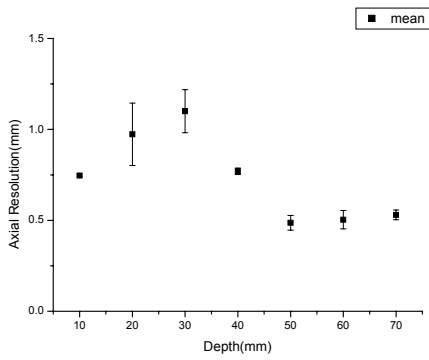
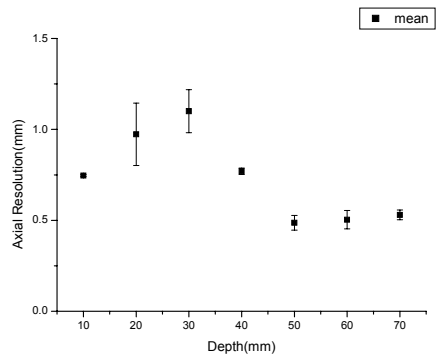


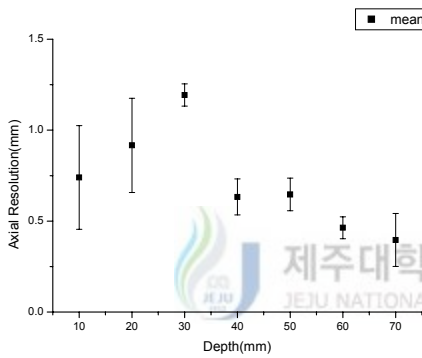
그림 4.1-3 프로브 전면부와 초음파 팬텀의 입사면사의 각이 5°일 때의 입수한 초음파 B모드 영상. 실제 타겟과 USQA (Ver 7.4) 프로그램에서 찾은 타겟이 일치하지 않아 분석이 불가능한 상태.



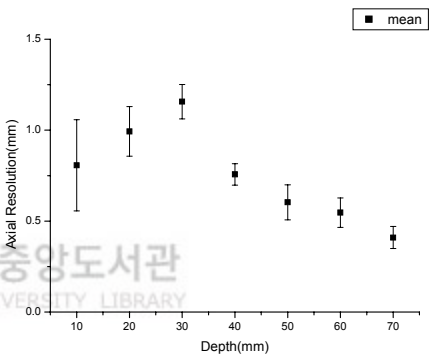
(a)



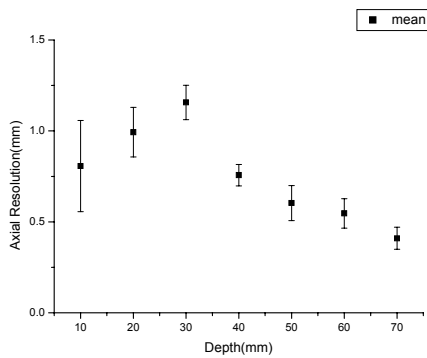
(b)



(c)



(d)



(e)

그림 4.1-4 프로브와 팬텀의 각을 수직(0°)에서 1° 씩 기울이며 측정된 팬텀 B모드 영상의 Axial Resolution. (a) 0° , (b) 1° , (c) 2° , (d) 3° , (e) 4°

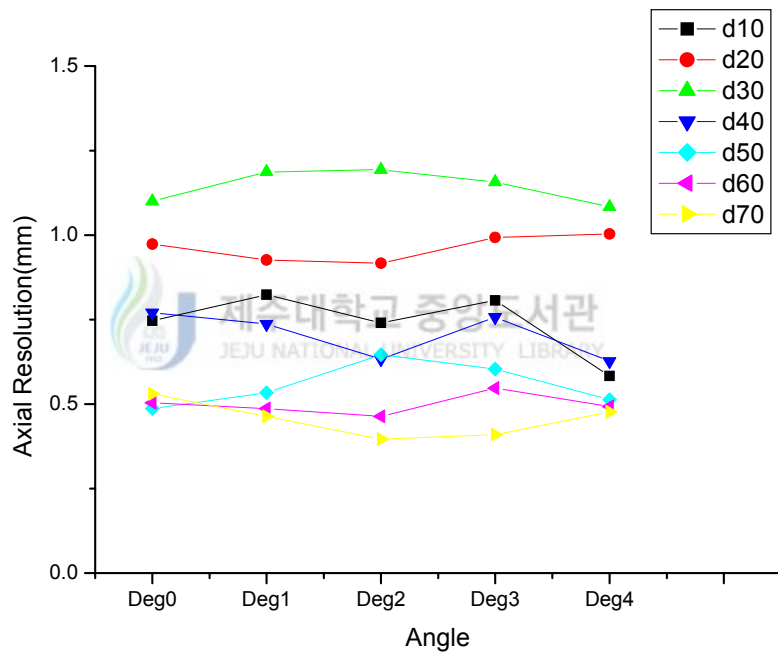


그림 4.1-5 프로브와 팬텀의 각을 0°~4° 범위에서 기울였을 때 각 깊이에서 Axial Resolution 변화

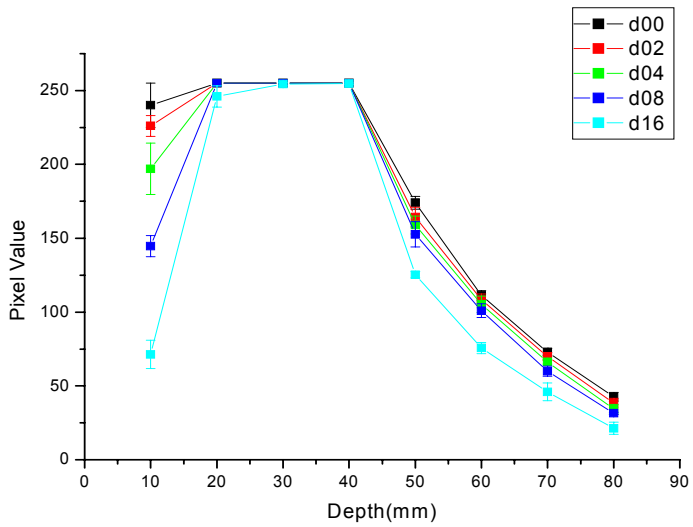


그림 4.2-1 Resolution 타겟의 Peak Pixel Value의 평균과 표준 편차 (SD)

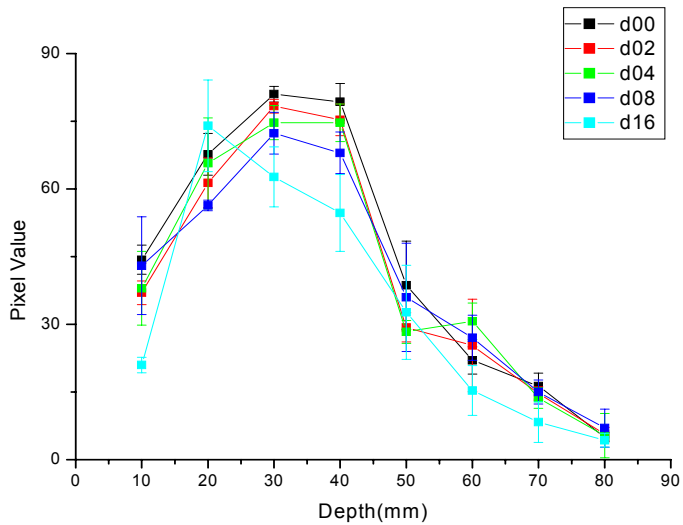


그림 4.2-2 Resolution 타겟의 Background Mean Pixel Value의 평균과 표준 편차 (SD)

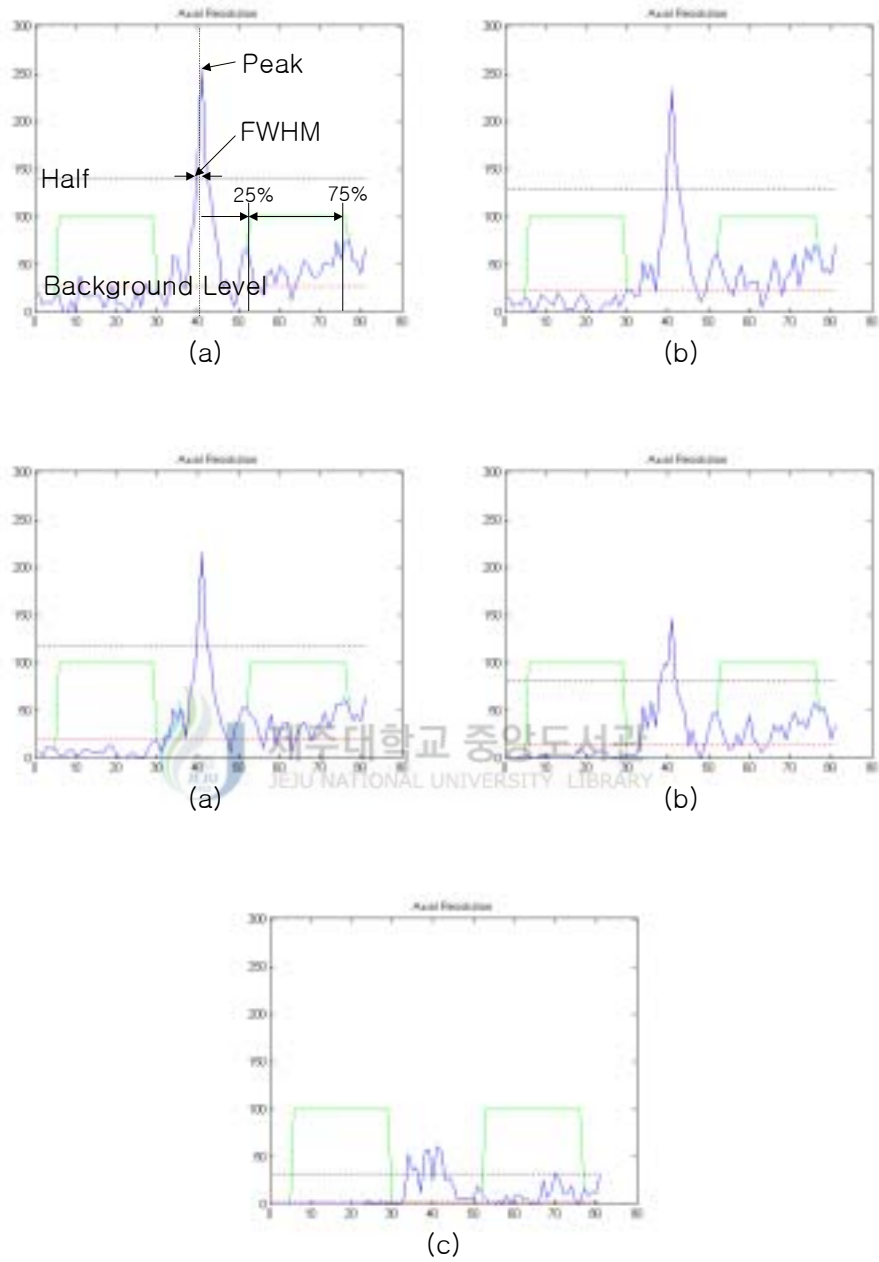


그림 4.2-3 단선된 압전 소자의 증가에 따른 resolution 타겟 영상의 Axial Profile.
 (a) 소자 0개 단선, (b) 소자 2개 단선, (c) 소자 4개 단선, (d) 소자 8개 단선, (e) 소자 16개 단선

유를 보여주고 있다.

4.3 LCS에 대한 소고

USQA Ver 7.4에서 가장 사용자에게 영향을 받는 부분이 LCS test였다. 첫째 ROI(원)를 설정할 때 눈으로 확인하고 마우스로 두 점을 결정하여 ROI을 정하기 때문에 같은 영상을 측정하는데도 매번 다른 결과를 얻었고, 모든 조건이 동일한 상태에서 프로브 소자만을 단선시킨 상태에서 완전히 똑같은 영역을 찾아서 비교하는 것은 실제로 불가능 했다. 따라서 직접 Matlab을 이용하여 USQA와 같은 방법으로 동일한 ROI(LINE)에서 값들을 계산해 보았다(그림 4.3-1). USQA Ver 7.4에서 마우스로 매번 사용자가 ROI를 설정했을 때 이로 인한 오차가 불가피 했지만, 영상에서 정확히 동일한 부분에서 계산된 값들은 보다 변화가 줄어든 경향을 보였다(그림 4.3-2).

또 다른 시도로 ROI를 LINE이 아닌 AREA로 계산해 보았다. 마찬가지로 타겟안의 원과 바깥 부분의 원에 대해서 계산하였고, 여기서 안과 밖의 ROI 면적은 동일하게 했다(그림 4.3-3). 그 결과 AREA로 계산한 것은 LINE으로 계산한 것보다 DATA수가 많기 때문에 변화의 폭이 더 줄어들어 ROI로 AREA를 이용하여 계산하는 것이 더 정확한 대표값을 얻을 수 있으리라 생각된다(그림 4.3-4).

4.4 Radon Transform을 이용한 LCS 평가의 객관화

영상의 Projection을 이용하여 LCS test를 시도해 보았다. 영상의 Projection을 얻는 데는 Radon Transform(그림 4.4-1)이 이용되었으며 Matlab을 사용

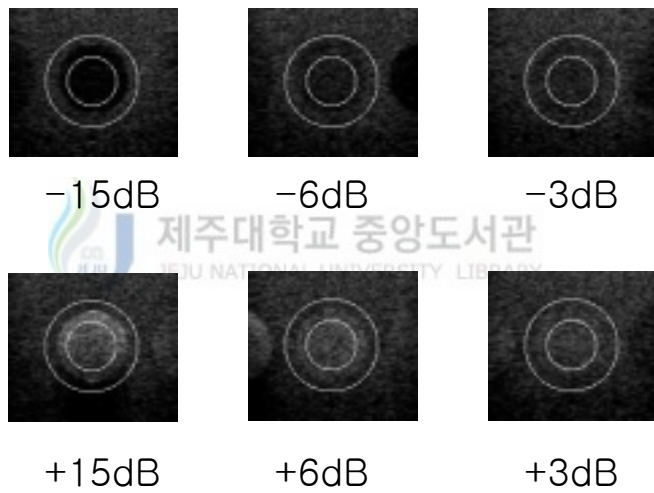
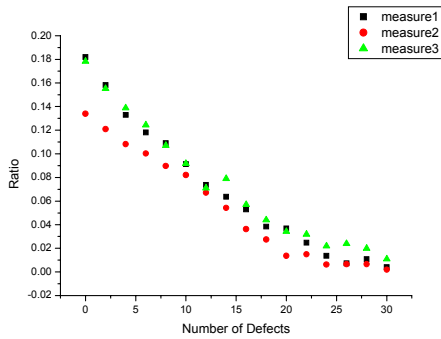
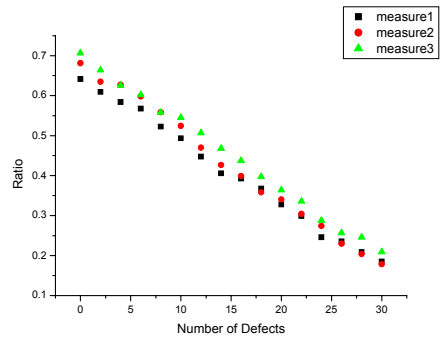


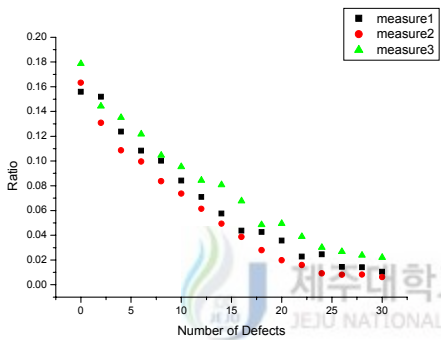
그림 4.3-1 Contrast가 다른 타겟 영상에서, 동일한 위치를 가지는 타겟 내 원주와 배경 내 원주를 도시.



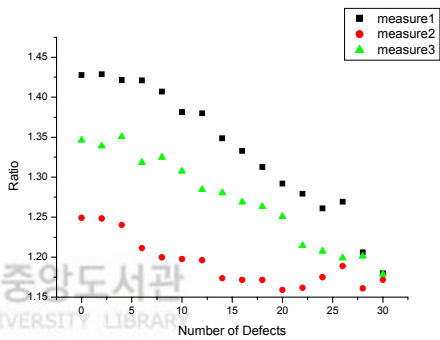
(a)



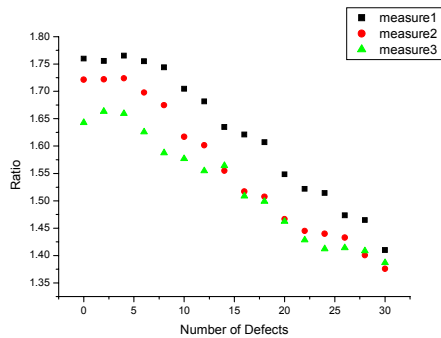
(b)



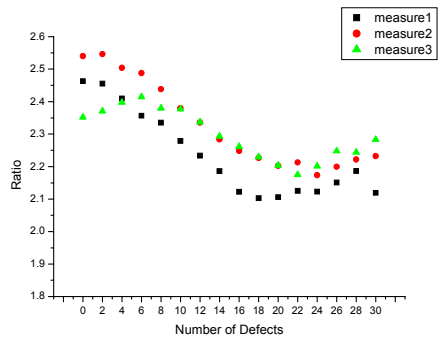
(c)



(d)



(e)



(f)

그림 4.3-2 Contrast가 다른 타겟 영상에서, 동일한 위치를 가지는 타겟 내 원주와 배경 내 원주 (그림 4.3-1) 위에 걸친 픽셀 평균값의 비 (Ratio, 즉, LCS)와 단선된 압전 소자 수와의 관계. (a) -15dB, (b) -6dB, (c) -3dB, (d) +3dB, (e) +6dB, (f) +15dB

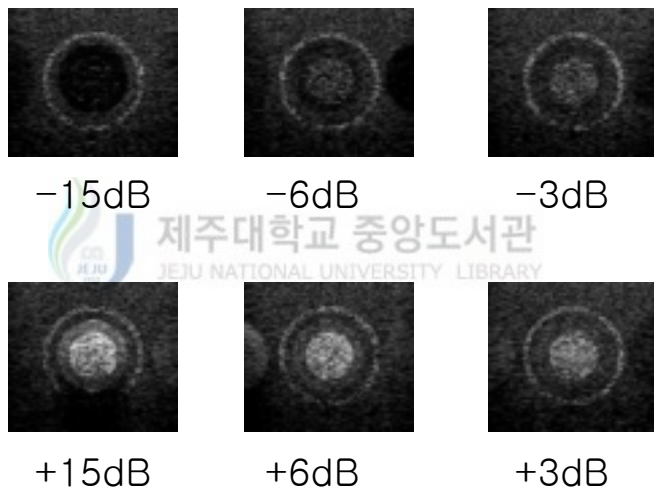
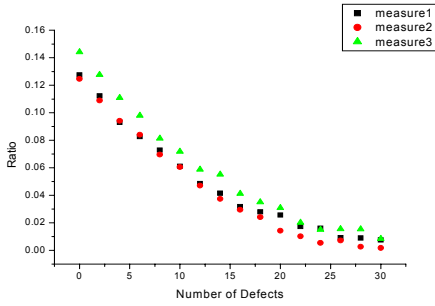
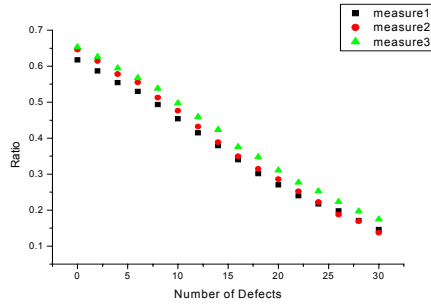


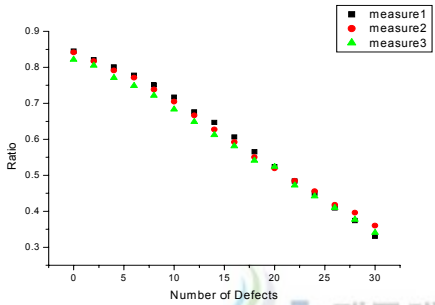
그림 4.3-3 Contrast가 다른 타겟 영상에서, 동일한 위치를 가지는 타겟 내 원주 주변 영역과 외 배경 내 원주 주변 영역 도시.



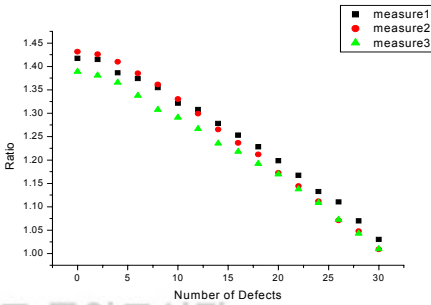
(a)



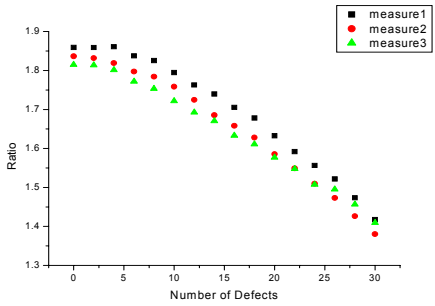
(b)



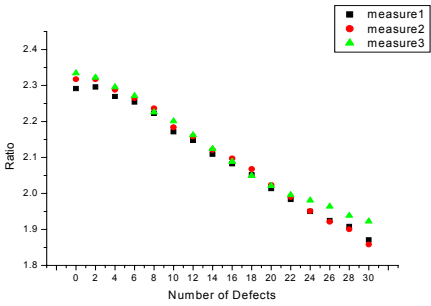
(c)



(d)



(e)



(f)

그림 4.3-4 Contrast가 다른 타겟 영상에서, 동일한 위치를 가지는 타겟 내 원주 주변 영역과 와 배경 내 원주 주변 영역 (그림 4.3-3) 픽셀 평균값의 비 (Ratio, 즉 LCS)와 단선된 압전 소자 수와의 관계. (a) -15dB, (b) -6dB, (c) -3dB, (d) +3dB, (e) +6dB, (f) +15dB

하였다. Radon Transform은 다음과 같다.

$$R_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x'\cos\theta - y'\sin\theta, x'\sin\theta + y'\cos\theta) dy'$$

여기서

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

이와 같이 하여 θ 를 $0^{\circ}\sim 180^{\circ}$ 까지 돌리면서 Projection을 얻으면 그림 4.4-2와 같은 Sinogram을 얻을 수 있다. Sinogram의 X 축은 각도이다. 여기서 Sinogram의 X축에 대해 하나씩 잘라보면 그림 4.4-2(a)와 같은 Projection data가 나오고 Threshold값을 정하여 Target과 Background 부분을 구분한다(그림 4.4-2(b)). 본 연구에서는 이 Sinogram의 최고값의 30%에 해당하는 점이 Threshold로 실험적으로 알아내어 적용하였다(그림 4.4-3). 더 나아가서는 Threshold 값을 자동으로 찾아내어 구분하는 연구가 필요하다. Target 부분의 Pixel 값들을 전부 더해서 평균 M_{target} 을 구하고, 마찬가지로 Background 부분의 Pixel 값들을 전부 더해서 평균 M_{bgd} 을 구한다. 마지막으로 Target과 Background의 평균 Pixel값의 차이를 구한다.

$$DIFF = M_{target} - M_{bgd}$$

그림 4.4-4는 프로브의 소자를 0~30개까지 단선시키면서 Target과 Background의 차이를 계산한 결과이다. 모든 Contrast Target에 대해 소자를 단선시킴에 따라 거의 선형적으로 값이 변화됨을 알 수 있다.

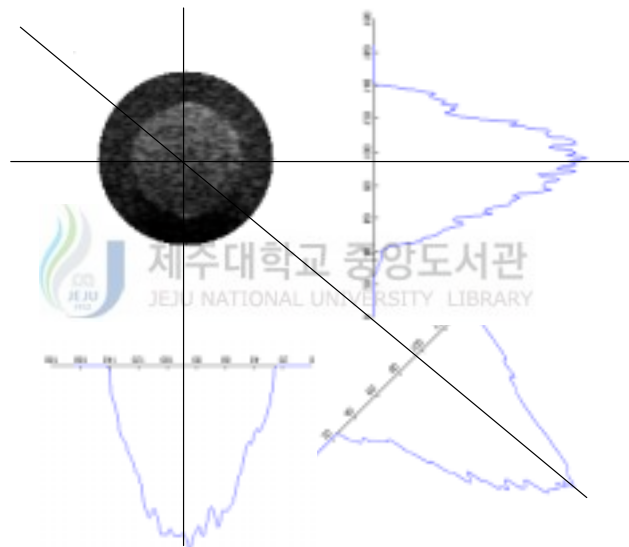
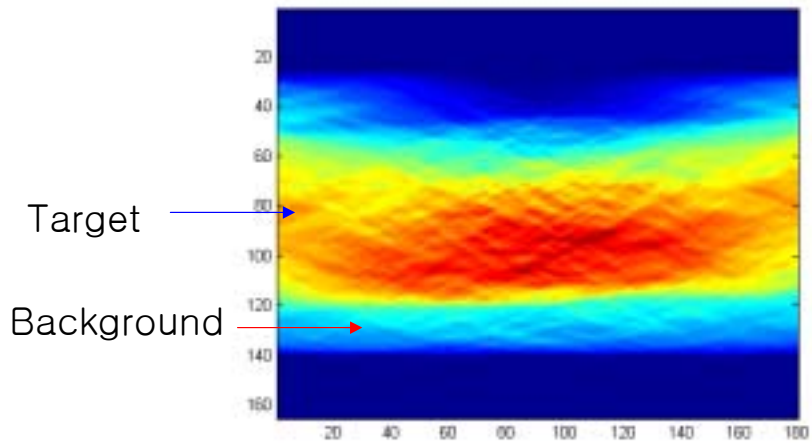
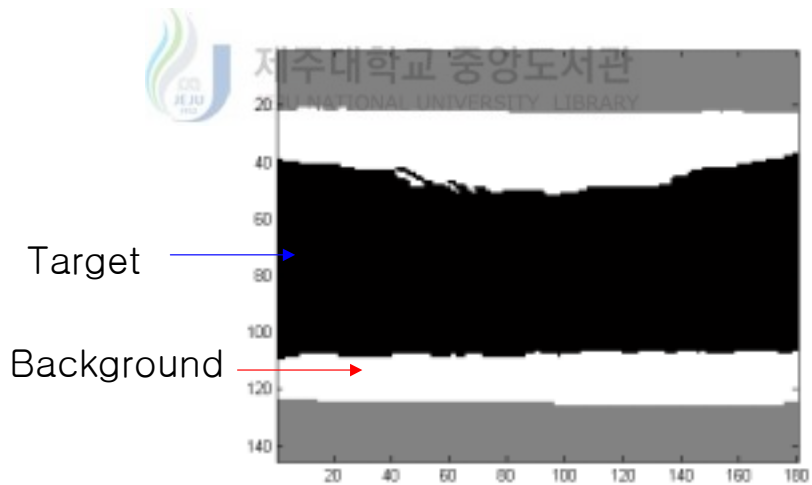


그림 4.4-1 Low contrast 타겟 영상에 대한 Radon Transform 후 특정 각에 대한 프로파일



(a)



(b)

그림 4.4-2 (a) Sinogram - Low Contrast Target 영상에 대해 Radon Transform으로 얻은 Projection 영상. (b) Sinogram의 Target과 Background를 구분한 Binary Image.

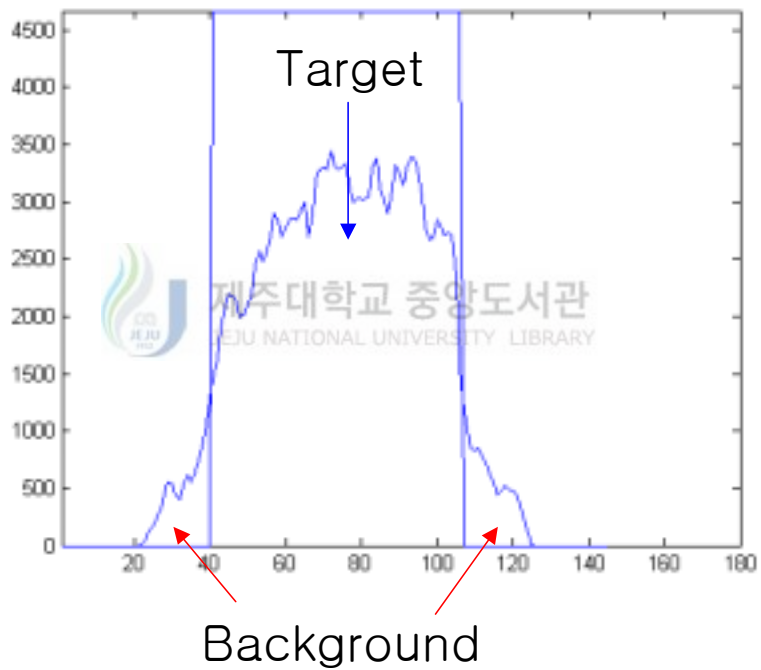
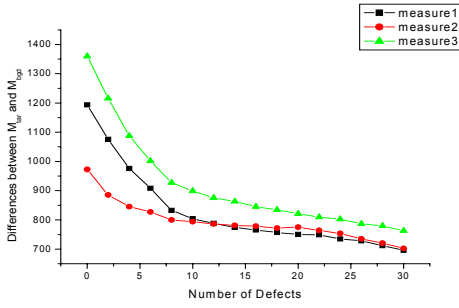
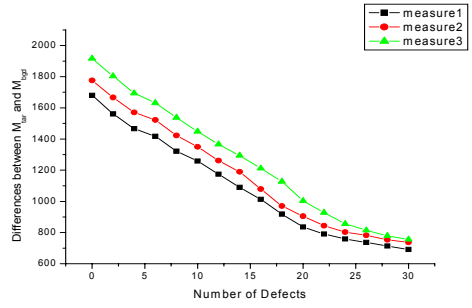


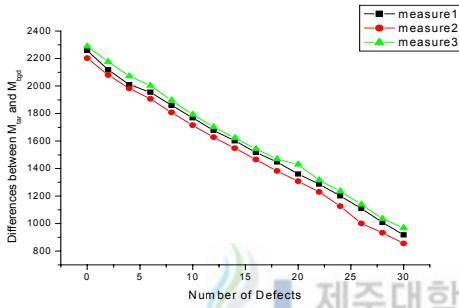
그림 4.4-3 Threshold 값 (본 연구에서는 사용된 값 Peak의 30%를 실험적으로 정함) 을 정하여 Target과 Background를 구분.



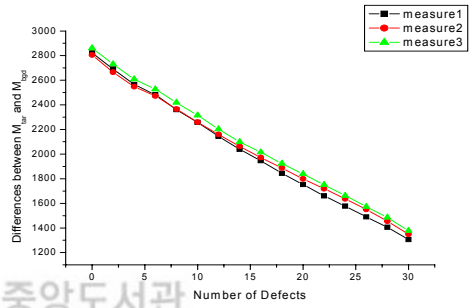
(a)



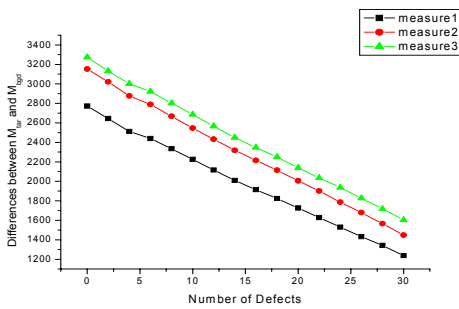
(b)



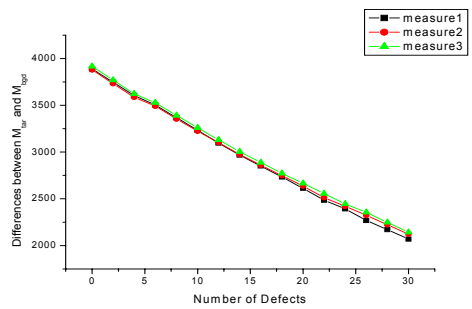
(c)



(d)



(e)



(f)

그림 4.4-4 단선된 프로브 소자의 개수의 증가에 따른 Target과 Background의 평균 Pixel 값의 차이의 변화. (a) -15dB, (b) -6dB, (c) -3dB, (d) +3dB, (e) +6dB, (f) +15dB

V. 결론

본 연구에서는 128 element linear array 프로브의 성능이 초음파 B모드 영상에 미치는 영향을 평가해 보았다. 프로브의 성능은 프로브를 구성하는 압전 소자 중 결함을 가지는 개수로 조정하였다. 실험적으로 압전 소자의 결함은 해당 소자를 전기적으로 단선시키는 방식으로 구현하였다. 본 연구에서 B모드 영상은 초음파 진단기 SONOACE 8800(MEDISON Co., LTD.)를 사용하여 표준 초음파 팬텀 ATS Model 539에 대한 영상을 사용하였다. 초음파 팬텀 영상의 질은 Gibson's et al (2001) 이 개발한 USQA (ver 7.4)를 이용하여 6가지의 영상 변수 (Axial & Lateral Resolution, Low & High Contrast Penetration, Low & High Contrast Sensitivity)파라미터에 대해서 평가 하였다.

일반적으로 단선된 압전 소자의 개수가 늘어남에 따라, 초음파 팬텀 B-모드영상은 중심부 부터 영상이 점점 어두워지고 있으며, 선명도가 떨어지고 있음을 관찰 할 수 있다. Resolution의 경우, 압전 소자의 결함이 증가해도 (결함의 개수가 총 128개의 소자 중 16개 이내의 범위에서) 크게 영향을 주지 않는 것으로 나타났다. 상대적으로 Lateral Resolution 이 Axial Resolution 보다 결함 소자 수가 증가함에 따라 유의하게 저하하는 것으로 나타났다. LCP는 소자의 결함 수가 증가하면 점점 낮아지는 것으로 나타났다. Speckle과 Noise 신호가 소자가 단선됨에 따라서 구동되는 소자의 수가 적기 때문에 그 부분에서의 신호가 줄어들었으므로, LCP도 이와 관련하여 점점 낮아지게 된다. HCP는 모든 경우에 대해서 본 연구에서 테스트한 B-모드 팬텀 영상의 최대 깊이보다 깊게 나타났다. 즉 압전 소자의 결함의 수와 HCP와의 상관성을 관찰할 수 없었다. LCS 측정 결과, 결함 소자의 수가 증가하면, 배경과 Contrast 타겟의 Ratio가 즉 LCS가 줄어드는 경향을 관찰할 수 있었다. HCS 평가 결과, 동일한 프로브 상태에서 무 방향 타겟의 위치가 증가함에 따라 Z

coefficient 가 줄어들어드는 것으로 나타났다. 결함을 가지는 소자의 수가 증가할수록 HCS 수치로 선형적으로 떨어지는 것으로 나타났다.

본 연구에서 사용한 USQA (ver 7.4)를 사용할 경우, 타겟의 경계를 정하는 과정에서 사용자에게 의존적인 특성 때문에, 매번 LCS의 측정 값이 변하는 문제가 발생한다. 또한 USQA 소프트웨어에서 정의하는 LCS가 타겟과 배경 영상에서의 원주 상의 픽셀 값의 평균값을 계산하여 비를 구하고 있어 사용자가 설정한 원주에 따라 LCS의 결과가 민감하게 변하는 문제를 야기한다. 이러한 효과를 정량적으로 비교하기 위해, 동일한 B모드 팬텀 영상에 대해, USQA를 이용한 방법과, 동일한 좌표로 설정된 원주에 대해 원주상의 픽셀 평균을 이용한 방법 (LINE), 원주 주변의 영역의 픽셀 값의 평균 값을 이용한 방법 (AREA)을 비교하면 표 5-1과 같다. 표 5-1은 Contrast가 다른 경우에 대해 각 방법으로 구한 LCS의 표준 편차 (SD)의 평균값을 보여 준다. 표에서 보여주는 바와 같이 각 방법의 SD의 평균값은 USQA > Line > Area 순으로 나타났다. 즉, 예측할 수 있는, 동일한 타겟의 경계면을 설정하고, 타겟과 배경의 일정 영역의 픽셀 값의 평균값의 비로 LCS를 구할 경우 uncertainty가 개선될 수 있음을 보여 준다.

본 연구에서는 신뢰성있는 LCS 평가를 위해 일관성 있고 객관적인 타겟 경계면 설정을 위해 Radon Transform을 활용한 방법을 제안하였다. 이 방법을 이용하여 얻은 LCS 평가 지수는 결함을 가지는 압전 소자의 수가 증가하면, 거의 (민감하게) 선형적으로 감소하는 것을 볼 수 있었다. 이 방법은 향후 신뢰성있는 LCS 평가를 위해 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는, 매우 제한적인 유형과, 조건으로, 초음파 프로브의 성능이 초음파 B-모드 영상에 미치는 영향을 다양한 영상 파라미터를 이용하여 평가하고 있다. 본 연구에서 사용한 Phased array type은 Linear array type에 비해 기능적으로 작동하지 않는 소자수에 덜 민감할 것을 예상된다. 향후, 스캐닝 방식에 따른 프로브 타입 별 효과에 대한 비교 연구가 요구된다. 또한 B모드 영

상 외에도 프로브의 성능이 도플러 영상에 미치는 영향을 규명하는 것도 매우 중요하다. 본 연구는 초음파 프로브에 기반 한 QA프로토콜을 개발하기 위한 사전 기초 연구로서 그 의의를 가지고 있다고 할 수 있다.



표 5-1 Contrast가 다른 타겟에 대해, USQA (Gibson's method), Line, Area 방법으로 평가한 LCS의 표준 편차 (SD)의 평균값 비교.

	-15dB	-6dB	-3dB	+ 3dB	+ 6dB	+ 15dB
Gibson's	0.01424	0.04218	0.06202	0.09805	0.08271	0.09058
Line	0.01110	0.02306	0.05178	0.07178	0.05209	0.06154
Area	0.00705	0.02013	0.01174	0.01969	0.02968	0.01378

참고문헌

Ashish Thakur and R.S. Anand (2005), Imaging quality based comparative evaluation of wavelet filters in ultrasound speckle reduction, Digital Signal Processing, Vol 15, pp455-465.

Avinash C. Kak and Malcolm Slaney (2001), Principles of Computerized tomographic imaging, pp49-112.

Jacinta E. Browne, Amanda J. Watson, Nicholas M. Gibson, Nicholas J. Dudley and Alex T. Elliott (2003), Objective measurements of image quality, Ultrasound in Med. & Biol., Vol 30, No. 2, pp229-237.

James M. Kofler, Jr. and Ernest L. Madsen (2001), Improved method for determining resolution zones in ultrasound phantoms with spherical simulated lesions, Ultrasound in Med & Biol., Vol.27, No. 12, pp1667-1676.

Jason J. Rownd, Ernest L. Madson, James A. Zagzebski, Gary R. Frank and Fang Dong (1997), Phantoms and automated syste, for testing the resolution of ultrasound scanners, Ultrasound in Med & Biol., Vol.23, No. 2, pp245-260.

MM. Goodsitt, Paul L. Carson, Scott Witt, David L. Hykes and James M. Kofler, Jr. (1998), Real-Time B-mode ultrasound quality control test procedures, Report of AAPM Ultrasound Task Group No.1.

Nicholas J. Dudley, Nicholas M. Gibson, Mark J. Fleckney and Peter D. Clark (2002), The effect of speed of sound in ultrasound in ultrasound test objects on lateral resolution, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol 28, Nos. 11/12 pp 1561–1564.

Nicholas M. Gibson, Nicholas J. Dudley and Kte Griffith (2001), A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound, *Ultrasound in Med & Biol.*, Vol.27, No. 12, pp1697–1711

Peter Fish (1990). *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*, Chichester : John Wiley & Sons, pp191–200.

R. Zdero, P.V. Fenton, and J.T. Bryant (2002), A digital image analysis method for diagnostic ultrasound calibration, *Ultrasonics*, Vol 39, pp695–702.

S. D. Pye, W. Ellis and T. Max Gillivray (2004), Medical ultrasound : a new metric of performance for grey scale imaging, *Journal of Physics : Conference Series* 1, pp187–192.

Z. H. Cho, Joie P. Jones, Manbir Singh (1993), *Foundations of Medical imaging*, pp71–88.

AAPM, (2003) AAPM 45th annual meeting, 2003

Zheng F. Lu, (2003), QA/QC TESTING OF ULTRASOUND IMAGER,
Presentations from the ACMP 2003 Annual Meeting.

