

## 초음파 영상 관리 시스템의 개발

서정수\* · 안영복\* · 김영길\*\* · 고희화\*\*\*

=Abstract=

### Development of Ultrasonic Image Management System

Jung Soo Seo\*, Young Bok Ahn\*, Young Gil Kim\*\*, Hyoung Hwa Go\*\*\*

의료용으로 사용되는 초음파 진단장치와 PC간의 인터페이스를 통해서 초음파 의료 영상 정보를 관리할 수 있는 시스템을 구현하였다. 초음파 진단장치와 PC간의 양방향 데이터 전송이 가능하도록 양방향 인터페이스 카드를 하드웨어로 제작하였고, 이에 맞는 통신 프로토콜을 구현하였다. 또한 영상 정보의 데이터 베이스를 구축하기 용이하도록 영상 파일의 형태를 새로이 정의 하였으며 진단장치에서 디스플레이되는 영상을 PC에 맞도록 좌표 변환해서 디스플레이할 수 있도록 소프트웨어를 구현 하였다. 특히, 초음파 진단장치의 컨벡스(convex)와 섹터(sector) 의료영상을 PC에서 디스플레이하기 위해 위치지정과 인터플레이션(interpolation)기법을 적용하였다. 본 시스템의 타당성을 입증하기 위해서 진단장치와 PC에서 디스플레이되는 영상을 서로 비교함으로써 전송시 영상의 좌표변환이 성공적으로 이루어졌음을 증명하였다.

**Key words :** ULA, DSC, linear, Conuex, Sector, PACS,  $y-\theta$ 좌표, CSRS

### 서 론

초음파 진단장치는 인체에 무해하며 실시간으로 인체의 내부를 관찰할 수 있고 가격이 저렴하기 때문에 현재 대부분의 병원에서 필수적인 의료 장비로 인식되고 있다. 의사가 환자를 진료하는데 있어서 환자에 관한 의료 정보를 효율적으로 저장하고 관리하는 것은 매우 중요하다. 특히, 실시간으로 동작하는 초음파 진단장치에서는 영상 정보가 1초에 약 30프레임의 속도로 발생하기 때문에 다른 의료 장비보다 의료 정보가 많다. 진료의 편리성을 위해 이러한 정보들을 효율적으로 저장, 관리하는 것이 무엇보다 필요

하다. 그러나 현재 초음파 진단장치는 영상 정보를 카메라를 이용하여 사진을 찍어 보관하고 있기 때문에 많은 양의 정보를 보관할 수 없을 뿐 아니라, 가격이 비싸고, 효율적인 유지 및 관리가 어렵다.

최근들어 PC가 성능 향상, 메모리 용량의 증가 및 가격의 하락에 따라 그 수요가 크게 증가하고 있으며 이를 이용한 시스템의 개발도 크게 늘어나고 있다. 이러한 추세에 맞추어 초음파 진단장치에서 얻어지는 모든 의료 정보를 PC에 파일의 형태로 저장하여 관리하고 초음파 진단장치에서 얻어지는 모든 제어를 PC에서 하는 초음파 진단장치의 컴퓨터화는 필연적이라고 할 수 있다. 또한, 향후 상

\* 건국대학교 전자공학과

\* Dept. of Electronics, Kon Kuk Univ.

\*\* 아주대학교 전자공학과

\*\* Dept. of Electronics, Ajou Univ.

\*\*\* 광운대학교 전자통신공학과

\*\*\* Dept. of Electronic Communication Eng. Kwang Woon Univ.

본 논문은 한국과학재단 특정 기초 연구과제(92-21-00-08) 연구비 지원으로 수행되었음.

통신저자: 서정수, (133-140) 서울시 성동구 모진동 93 건국대학교 전자공학과, Tel. (02) 450-3489, Fax. (02)454-0428

용화될 예정인 원격 의료 영상 정보 전송 시스템(PACS: Medical Picture Archiving and Communication System)을 통해 PC와 PC 사이에 초음파 의료 정보를 원격 전송하기 위해서는 초음파 진단장치와 PC의 접속은 필수적이다. 아울러, 스펙클 잡음 제거, 경계선 검출 및 3차원 초음파 영상 디스플레이 등과 같은 여러가지 영상처리를 하는데 사용될 초음파 영상을 얻기 위해 이 시스템을 사용할 수 있다.

기존의 초음파 진단장치는 의료영상을 얻어서 정지시킨 다음, 여러가지 측정을 할 수는 있지만 한번 얻어진 의료영상을 보관할 수는 없었다. 이에 따라 진료의 편리성과 환자의 데이터 베이스 구축에 용이하도록 진단장치에서 얻어진 의료영상을 저장하고 관리해 주는 시스템이 필요하게 되었다. 따라서 본 논문에서는 초음파 진단장치에서 얻어진 의료영상을 PC와 송, 수신할 수 있도록 초음파 진단장치와 PC 사이의 인터페이스 카드를 제작하고, 얻어진 의료영상을 PC에서 디스플레이하기 위한 소프트웨어를 구현하였다. 또한, 초음파 진단장치의 시스템 소프트웨어에 영상 데이터를 송, 수신할 수 있는 기능을 추가하였다.

본 논문에서 구현된 시스템은 첫번째로, 진단장치의 프레임 메모리에 저장되어 있는 디지털 의료영상 데이터와 메모리에 저장되어 있는 기타 의료영상 관련 시스템 정보들을 인터페이스 카드를 통해서 PC로 전송하는 부분과 두번째로, 진단장치의 여러가지 측정 기능들을 사용할 수 있도록 PC에 저장되어 있는 의료영상과 시스템 파라미터를 진단장치로 다시 전송하는 부분, 그리고 세번째로, 진단장치로부터 전송된 의료영상과 시스템 정보들을 PC에서 각각의 프로브(probe)와 영상의 모드(mode)에 맞게 의료영상을 좌표 변환해서 디스플레이하는 세가지로 크게 나눌 수 있다.

**하드웨어의 구성 (Hardware Structure)**

초음파 진단기와 PC를 접속하여 의료영상과 관련 정보를 전송받을 수 있도록 그림 (1)과 같이 인터페이스 카드를 제작하였다. 단방향일 경우에는 기존의 초음파 진단기에 있는 PPI를 사용하면 되지만 PC에서 다시 진단기로 의료영상을 전송할 수 있도록 하기 위해서는 양방향이어야 하기 때문에 새로이 양방향 인터페이스 카드를 제작하였다. 진단장치와 PC가 서로 비동기로 동작하기 때문에 영상 데이터를 전송할 때 에러없이 전송하려면 양쪽 시스템 간에 동기를 맞추어 주어야 한다. 동기를 맞추기 위해서 데이터를 쓰거나 읽을 때 상태 값을 체크하여 동기를 맞추

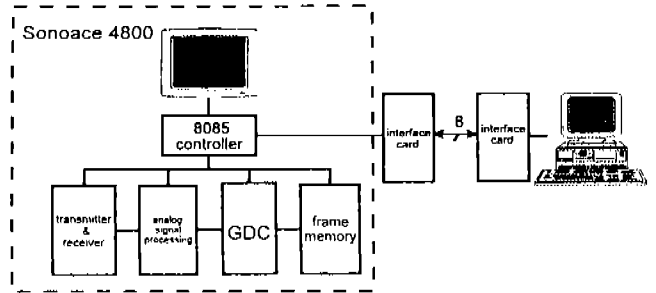


그림 1. 진단장치와 PC사이의 인터페이스  
Fig 1. Interface with SONOACE-4800 and PC

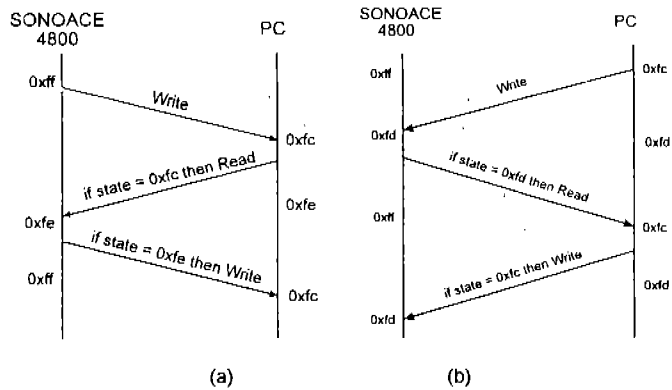


그림 2. (a) 진단장치로 부터 PC로의 전송 프로토콜  
(b) PC로 부터 진단장치로의 전송 프로토콜  
Fig 2. (a) Transmission Protocol from SONOACE-4800 to PC  
(b) Transmission Protocol from PC to SONOACE-4800

도록 인터페이스 카드를 제작하였다. 그림 (2)에서 볼 수 있는 바와 같이 인터페이스 카드의 상태값은 읽기(read)/쓰기(write) 동작에 따라 초기 상태값(진단장치쪽의 초기 상태값은 0xff이고 PC쪽의 초기 상태값은 0xfc이다)이나 0xfe 또는 0xfd로 바뀌도록 설계되어 있기 때문에 이 상태값을 검사해서 동기를 맞출 수 있다. 전체 시스템의 구성도는 그림 (1)과 같다.

**진단장치내의 영상 데이터의 구성  
(Structure of Medical Image  
in SONOACE-4800)**

1) ULA (Uniform Ladder Algorithm)

ULA (Uniform Ladder Algorithm)는 Mersereau와 Openheim에 의해서 제안된 CSRS (Concentric Square Ras-

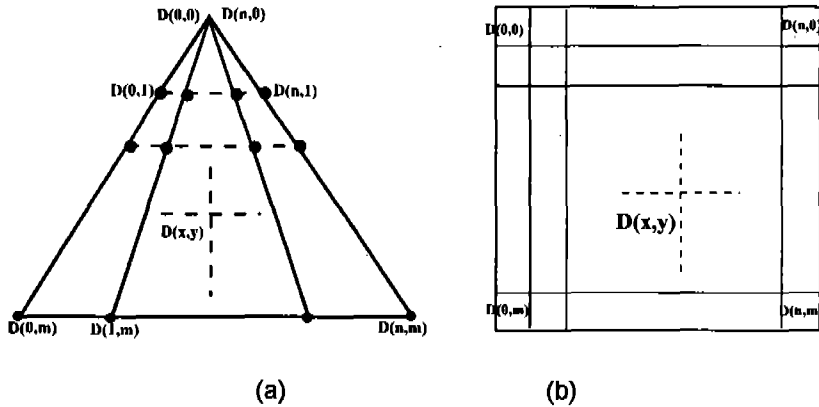


그림 3. (a) y-θ 좌표 (b) DSC의 저장 형태  
Fig 3. (a) y-θ coordinates (b) Storage format of DSC

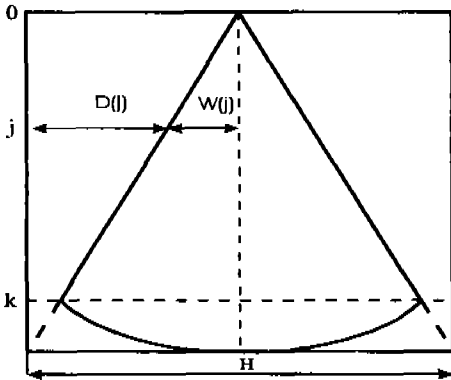


그림 4. 진단장치에서 디스플레이되는 형태  
Fig 4. Display format of SONOACE-4800

ter Sampling) 방법을 기초를 두고 있다. CSRS에서 샘플 포인트는 그림 (3)에 보여진 것처럼 등간격의 radial ray와 수평선과의 교차점에 위치하고 있다. CSRS 방법은 푸리에 영역에서 샘플링이 이루어지는 DFT tomography보다 하나의 사분면에 국한되고 공간영역에서 샘플링되는 초음파 섹터 스캐너(sector scanner)에 더 적합하다. 본 논문에서 실험에 사용한 초음파 진단장치인(주)메디슨의 SONOACE 4800은 ULA(Uniform Ladder Algorithm)를 사용해서 섹터(sector)영상과 컨벡스(convex)영상 데이터를 얻는다.

ULA에서 좌표축중 하나는 직각좌표계의 y축과 같은 반면에 다른 축은 극좌표계의 θ좌표와 같다(이때 Δθ좌표에서 샘플링 간격 Δθ는 불균일한 값이다). 따라서 ULA는

y-θ공간이라고도 불린다. ULA에서 샘플 포인트는 그림 (3)의 (a)에서와 같이 수평 라인을 따라 균일하게 위치한다. 또한 그림 (3)의 (a)는 진단장치에서 모니터상에 영상 데이터를 디스플레이할 때 영상 데이터가 위치하는 좌표계를 나타내기도 한다. 그림 (3)의 (b)는 ULA에서 샘플링하여 얻은 디지털 영상 데이터가 진단장치 내부의 메모리에 저장되어 있는 형태를 나타낸다.

그림 (4)는 진단장치의 모니터상에 영상 데이터를 디스플레이하는 방식을 보여준다. 컨벡스와 섹터 영상 데이터를 그림 (3)의 (a)와 같은 y-θ좌표에 맞도록 진단장치의 모니터상에 디스플레이하려면 진단장치에서 ULA로 얻은 영상 데이터가 저장되어 있는 프레임 메모리로부터 데이터를 디스플레이할 때 각각의 래스터 스캔 라인에 대해서 식(1)을 만족하도록 지연 시간 D(j)를 제어해야 한다. 그리고 각각의 스캔 라인에서의 실제 디스플레이 간격을 제어하는 디스플레이 윈도우 W(j)는 식(2)를 만족해야 한다. 또한 각각의 수평 스캔 라인에 대한 디스플레이 클럭 주파수 F(j)는 식(3)을 만족하도록 정확하게 제어해야만 정확한 형태의 영상 데이터를 진단장치의 모니터상에 디스플레이할 수 있다.

$$D(j) = \frac{H}{2} - \left(\frac{jH}{2k}\right), 0 < j < k \quad \text{식(1)}$$

$$W(j) = \frac{H}{k}j, 0 < j < k \quad \text{식(2)}$$

$$F(j) = \frac{I}{W(j)} = \frac{Ik}{Hj}, 0 < j < k \quad \text{식(3)}$$

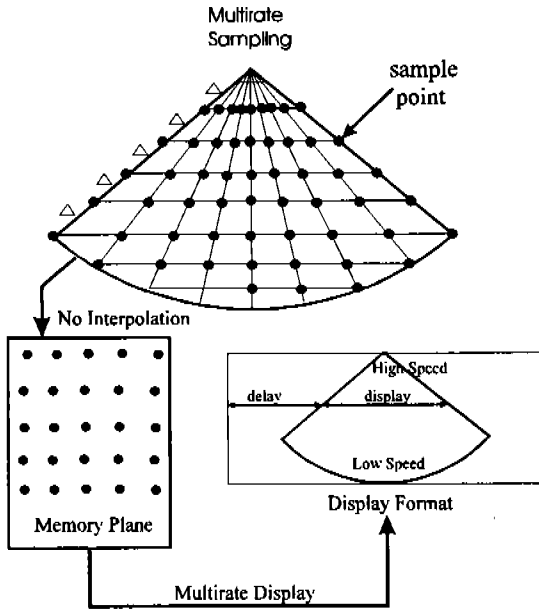


그림 5. ULA (Uniform Ladder Algorithm)  
 Fig 5. ULA (Uniform Ladder Algorithm)

Table 1. Probe Type  
 <표 1> Probe Type

프로브	프레임 메모리 크기	종 류
linear	120 × 420	3.5MHz 85mm
		3.5MHz 120mm
		5.0MHz 65mm
		7.5MHz 40mm
convex	160 × 400	3.5MHz 60R 60°
		5.0MHz 40R 70°
		6.5MHz 20R 86°
sector	128 × 400	3.5MHz 80°
		3.5MHz 90°
		7.5MHz 80°
		7.5MHz 90°
		5.0MHz 80°
		5.0MHz 90°

여기서, H: 수평방향 디스플레이간격  
 k: 디스플레이된 래스터 스캔라인의 수  
 I: 총 스캔라인의 수

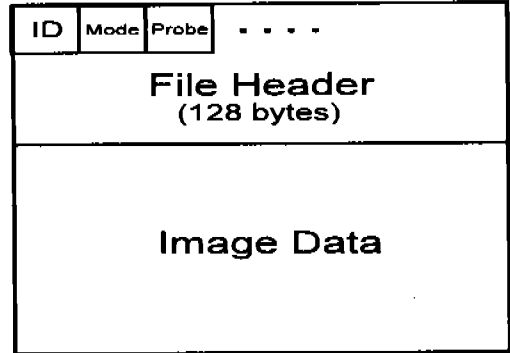


그림 6. 의료 영상의 파일 구조  
 Fig 6. File structure of Medical image

진단장치에서 디지털 영상 데이터를 ULA 방식으로 얻어서 모니터상에 디스플레이하는 동안의 과정이 그림(5)에 나와있다.

2) 프로브의 종류(Probe Type)

진단장치에서 사용하고 있는 프로브의 종류는 <표1>에서 보여진 것처럼 리니어, 컨벡스, 섹터 등 세 가지 종류가 있다. 리니어 프로브는 사용하는 주파수와 프로브의 길이에 따라 네가지 종류가 있고, 컨벡스는 사용하는 주파수와 프로브의 반지름, 영상을 얻는 각도에 따라 세 가지 종류가 있다. 또한 섹터 프로브는 사용하는 주파수와 영상을 얻는 각도에 따라 여섯가지 종류가 있다. 프로브의 종류에 따라 프레임 메모리에 저장되는 영상의 크기와 모니터상에 디스플레이되는 모양이 달라진다.

의료영상의 파일 구조  
 (File Structure of Medical Image)

본 논문에서는 초음파 진단장치에서 얻어진 의료영상을 PC에서 관리할 수 있도록 그림(6)에 보여진 것처럼 의료영상의 파일 형태를 새로이 정하였다. 영상 데이터의 크기는 <표1>에 나와 있는 것처럼 프로브의 종류에 따라 다르다. <표2>와 <표3>과 같은 초음파 진단장치의 시스템 파라미터들과 의료 영상의 디스플레이시 필요한 정보들을 영상 파일의 헤더 부분에 저장해서 이러한 정보들이 영상과 함께 디스플레이될 수 있도록 하였다. 헤더 부분은 총 128바이트로 구성되어 있다.

**Table 2.** File Header (128 bytes)

〈표 2〉 파일 헤더 (128 바이트)

항 목	의 미	바이트수
ID	본 시스템에서 사용할 수 있는 의료영상 파일 인지 코드(0×25)	1
Mode	모드 구분 코드	1
Probe	프로브 구분 코드	1
Hospital	병원 이름	28
Patient ID	환자 ID 코드	23
Date	측정 날짜	9
Time	측정 시간	9
FAve	Frame Averaging	1
LFocus	리니어 포커스	1
CFocus	컨벡스 포커스	1
SFocus	섹터 포커스	1
Gamma	감마	1
System	진단장치의 시스템 파라미터(표 1-2 참조)	28
BGain	B 모드 이득	3
MGain	M 모드 이득	3
BDR	Dynamic Range of B mode	3
MDR	DYnamic Range of M mode	3
Reserved	예약되어 있음	11

**Table 3.** System Parameter of SONOACE-4800

〈표 3〉 진단장치의 시스템 파라미터

항 목	의 미	바이트수
Angle	각도	1
Radius	반지름	1
Width	영상 데이터의 y축 갯수	1
OriginGx0	그래프의 원점 x	2
OriginGy0	2그래프의 원점 y	2
FMx0	프레임 메모리의 x좌표	2
FMy0	프레임 메모리의 y좌표	2
ScaleMarkX	스케일 마크 시작 x좌표	2
ScaleMarkY	스케일 마크 시작 y좌표	2
ScanLine	스캔 라인	1
ProbeLengthCM	프로브 길이 (Cm 단위)	1
ProbeLengthMM	프로브 길이 (mm 단위)	1
DotperCM	Cm 단위당 픽셀의 갯수	2
DepthMarkX	깊이 표시 시작 x좌표	2
DepthMarkY	깊이 표시 시작 y좌표	2
Mark View Depth	View Depth	1
Speed MarkX	속도 표시 시작 x좌표	2
Speed MarkY	속도 표시 시작 y좌표	2

## PC에서의 의료 영상 디스플레이

### (Displaying Medical Image on the PC)

초음파 진단기로 부터 전송된 의료영상 파일의 헤더 부분에 들어있는 정보를 이용해서 프로브의 종류와 모드를 구별한 후에 각각의 의료영상에 맞는 각도, 반지름, 영상의 크기 정보 등을 이용해서 영상을 PC의 화면에 디스플레이 한다. 모든 영상은 한 열의 픽셀 데이터가 위치할 시작점과 끝점을 계산하여 이 두 점을 잇는 직선상에 영상 데이터를 디스플레이한다. 특히, ULA로 얻어진 컨벡스(convex)와 섹터(sector) 영상의 경우에는 각도와 반지름 등의 정보를 이용해서 영상을 디스플레이한다. 컨벡스와 섹터 영상은 가로축으로 동일한 영상 데이터의 갯수를 갖으나 디스플레이할 때 영상의 윗 부분은 좁게 디스플레이되고 아랫 부분은 넓게 디스플레이되어 픽셀과 픽셀간의 간격이 넓어지므로 동일한 해상도를 유지하기 위해서는 영상의 아랫 부분에 인터플레이션이 필요하게 된다.

#### 1) 리니어 프로브 영상(Linear Probe Image)

전송 받은 영상 데이터의 좌표계와 디스플레이할 좌표계가 동일하므로 추가적인 변환작업이 없이 영상이 위치할 영역만을 지정한 후 다른 정보들과 함께 화면에 디스플레이한다.

#### 2) 컨벡스 프로브 영상(Convex Probe Image)

전송받은 영상 데이터는 리니어 프로브 영상의 경우처럼 그림(3)의 (b)와 같은 형태로 저장되어 있으나 이 영상을 그림(7)처럼 디스플레이해야 하기 때문에 좌표계의 변환이 필요하다. 직각 좌표계에서 영상 데이터의 임위의 위치를(x, y)라 할 때 식(4)에서 부터 식(10)까지에 나와있는 것처럼 영상 데이터의 한 라인이 시작할 위치(sx, sy)와 끝 위치(ex, ey)를 극 좌표계의 각도( $\theta$ )와 반지름(R) 정보를 이용해서 구한다.

영상 데이터를 디스플레이할 시작 각도와 끝 각도는 아래와 같이 구한다.

$$\theta_{start} = \pi + \frac{\theta}{2} \quad \text{식 (4)}$$

$$\theta_{end} = \theta_{start} + \frac{\theta}{2} \quad \text{식 (5)}$$

다음 라인 데이터를 디스플레이하기 위해서 라인과 라인 사이의 각도  $\Delta\theta$ 를 식 (6)과 같이 구한다.

$$\Delta\theta = \frac{\theta_{end} - \theta_{start}}{(W-1)I} \quad \text{식 (6)}$$

여기서, I: 인터플레이션 라인의 갯수  
W: 영상 데이터의 x축 크기

영상 데이터가 디스플레이될 라인의 시작점과 끝점의 좌표는 아래와 같이 구한다.

$$sx = origin\_x + R \cos(cur\_ \theta + \Delta\theta) \quad \text{식 (7)}$$

$$sy = origin\_y - R \sin(cur\_ \theta + \Delta\theta) \quad \text{식 (8)}$$

$$ex = origin\_x + (R + N) \cos(cur\_ \theta + \Delta\theta) \quad \text{식 (9)}$$

$$ey = origin\_y - (R + N) \sin(cur\_ \theta + \Delta\theta) \quad \text{식 (10)}$$

여기서, R : 반지름  
cur\_  $\theta$  : 현재 각도  
N : 영상 데이터의 y축 크기  
origin\_ x, origin\_ y; 영상 데이터를 디스플레이할 원점의 좌표

이렇게 구한 두 점을 그림 (7)에 보여진 것처럼 시작점과 끝점으로 하는 직선상에 영상 데이터를 디스플레이 한다. 직선함수의 시작점과 끝점의 값으로 이 두 점의 좌표값을 주어서 화면에 한 열의 데이터(N개의 픽셀 데이터)를 디스플레이한다. 시작점에서 끝점으로 갈수록 이웃한 라인 픽셀 데이터와의 간격이 커지기 때문에 추가로 비워져 있는 영역에 이웃한 두 라인 픽셀 데이터의 평균을 취해서 하나 또는 몇개의 라인을 더 채워주는 인터플레이션을 행해서 영상의 질을 높이기도 한다. 그림 (7)은 컨벡스 프로브(convex probe) 영상의 디스플레이 방식을 보여준다.

### 3) 섹터 프로브 영상(Sector Probe Image)

섹터 프로브도 그림 (8)에서 알 수 있듯이 전송 받은 영상 데이터와 디스플레이될 좌표계가 서로 다르기 때문에 좌표계의 변환이 필요하다. 섹터 영상은 시작점의  $\bar{y}$ 축 좌표 sy가 모두 동일하기 때문에 디스플레이할 때 컨벡스 영상과는 달리 한 라인 데이터를 디스플레이할 때마다 매번

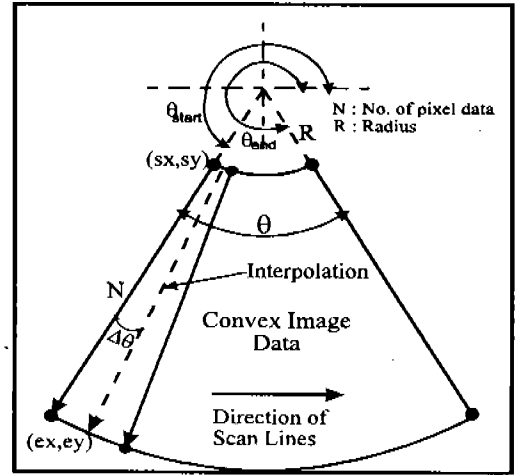


그림 7. 컨벡스 프로브 영상이 디스플레이되는 형태  
Fig 7. Display format of convex probe image

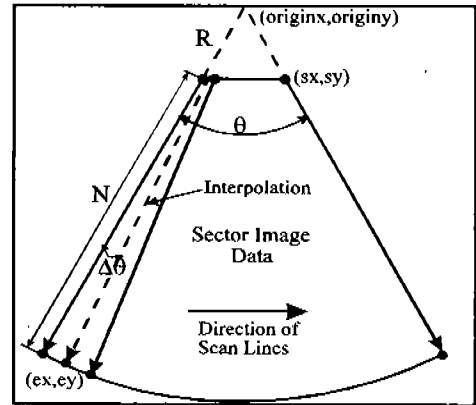


그림 8. 섹터 프로브 영상이 디스플레이되는 형태  
Fig 8. Display format of sector probe image

sy를 구할 필요가 없다. 처음 시작할 때만 sy를 구하고 sx, ex는 한 열의 데이터를 디스플레이할 때마다 변화된 각도에 맞도록 새로이 구해서 직선함수의 시작점과 끝점의 좌표값으로 준다. sx, sy, ex, ey는 식 (4)에서부터 식 (10)까지의 식을 이용해서 구한다. 그림 (8)은 섹터 프로브 영상의 디스플레이 방식을 보여준다.

### 실험 (Experiment)

실험에서는(주)메디슨의 SONOACE 4800 초음파 진단기와 486 DX2-66 PC를 사용하였고 3.5MHz 80mm 리니어, 3.5MHz 60R 컨벡스, 그리고 3.5MHz 섹터 프로브를

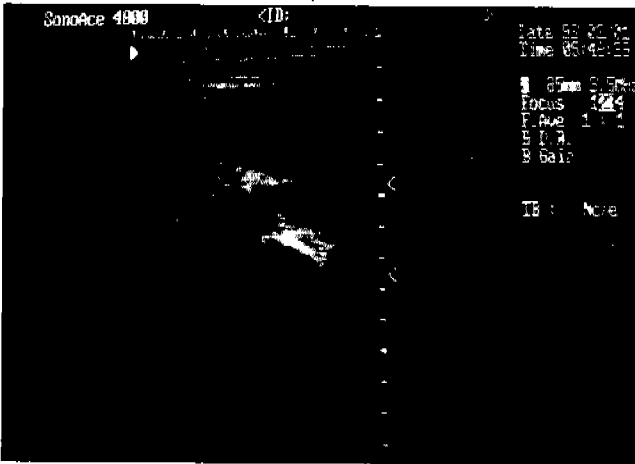


그림 9. 초음파 진단장치의 리니어 프로브 영상  
Fig 9. Linear probe image displayed by SONOACE-4800

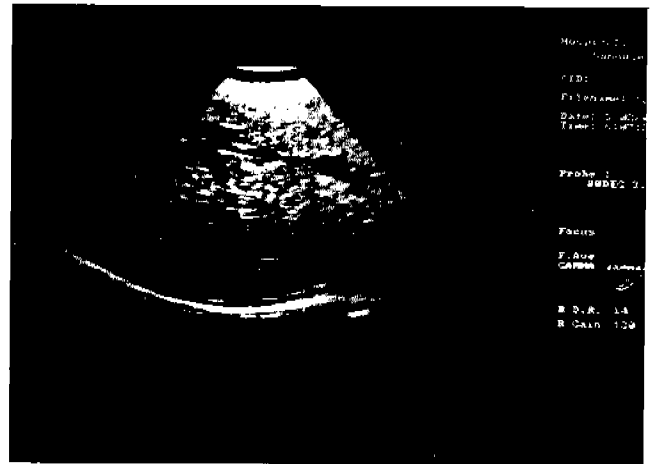


그림 12. PC에서 디스플레이된 섹터 프로브 영상  
Fig 12. Sector probe image displayed by PC.

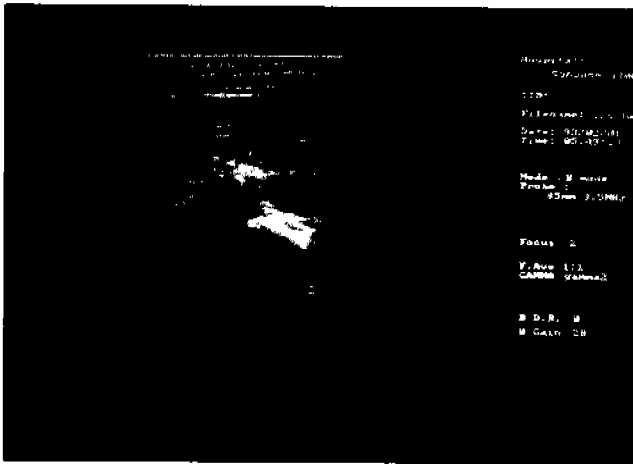


그림 10. PC에서 디스플레이된 리니어 프로브 영상  
Fig 10. Linear probe image displayed by PC.

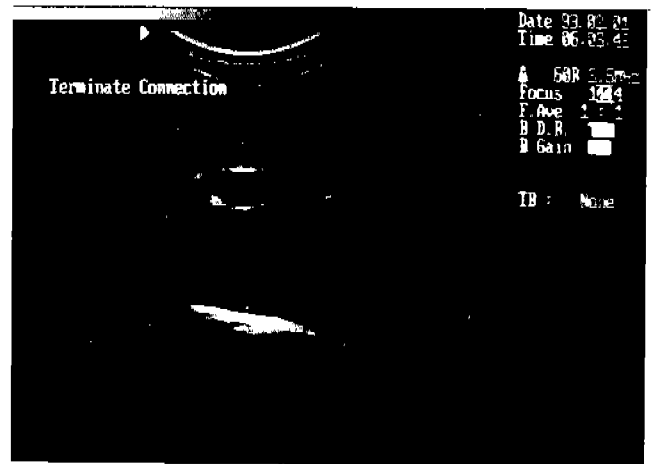


그림 13. 초음파 진단장치의 컨벡스 프로브 영상  
Fig 13. Convex probe image displayed by SONOACE-4800.

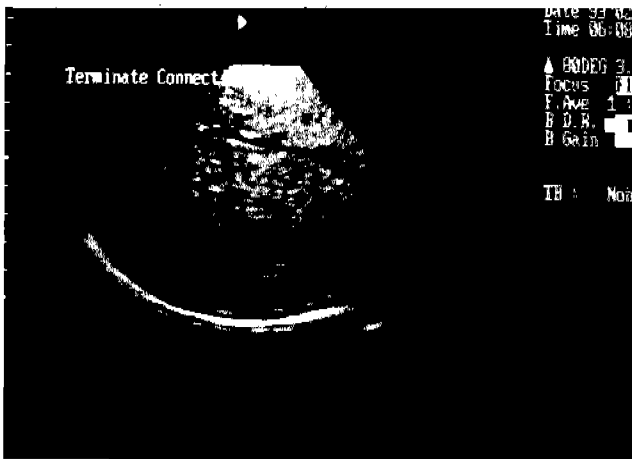


그림 11. 초음파 진단장치의 섹터 프로브 영상  
Fig 11. Sector probe image displayed by SONOACE-4800

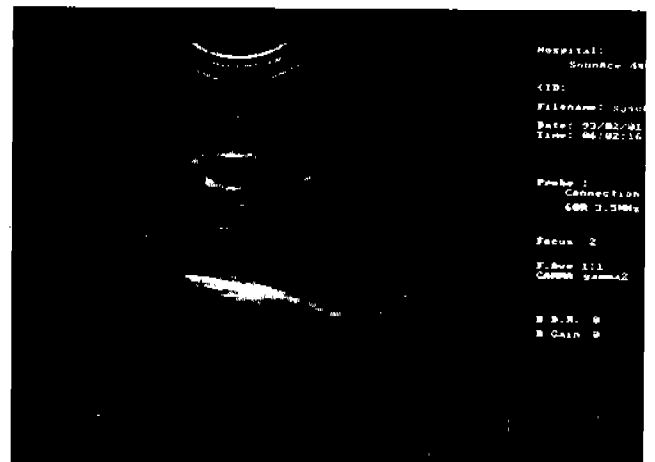


그림 14. PC에서 디스플레이된 컨벡스 프로브(convex probe) 영상  
Fig 14. Convex probe image displayed by PC.

사용해서 의료영상을 얻었다. 진단장치에서 PC로 영상 데이터를 전송하는데 걸리는 시간은 프로브에 따라 다르나 약 5~7초 정도 소요된다. PC에서 영상 데이터를 디스플레이하는데 소요되는 시간은 리니어의 경우 1초 이내이고, 킨백스와 섹터 프로브 영상의 경우에는 좌표 변환에 걸리는 시간이 있으므로 약 2~3초 정도 소요된다. 아래에 각각의 프로브에서 얻어진 진단장치쪽의 의료영상과 PC쪽에서 디스플레이된 영상의 사진이 나와있다.

그림 (9)은 초음파 진단장치에서 리니어 프로브(linear probe)를 사용해서 얻은 영상이고 그림 (10)은 이 영상을 PC로 전송하여 PC에서 디스플레이하여 얻은 영상이다. 이 두 영상은 서로 동일하며 전송시에 에러가 없었다는 것을 알 수 있다. 또한 그림 (11)와 그림 (12)은 섹터 프로브(sector probe)를 사용해서 얻은 영상을 각각 초음파 진단장치와 PC에서 디스플레이 한 것이다. 이 두 영상도 동일한데 이는 전송시에 에러가 없었을 뿐만 아니라 PC에서 영상의 좌표변환이 성공적으로 이루어졌음을 의미한다. 이러한 사실은 그림 (13)와 그림 (14)에서 보이는 킨백스 프로브(convex probe)를 사용해서 얻은 영상에 대해서도 성립한다

## 결 론

의료용으로 사용되는 초음파 진단장치와 PC간의 인터페이스를 통해서 초음파 의료 영상 정보를 관리할 수 있는 시스템을 구현하였다. 양방향 인터페이스 카드를 하드웨어로 구현하여 초음파 진단장치와 PC간에 양방향 데이터 전송이 가능하도록 하였고 인터페이스 카드에 맞는 통신 프로토콜과 디스플레이 프로그램을 소프트웨어적으로 구현하였다. 또한 영상 정보의 데이터 베이스 구축이 용이하도록 새로이 영상 파일의 형태를 정의하고 진단장치에서 얻어진 영상을 PC에 맞도록 좌표 변환해서 디스플레이할 수 있도록 하였다.

(주)메디슨의 SONOACE 4800 초음파 진단장치와 486

DX2-66 PC에서 실험했을 때의 전송 시간은 프로브의 종류에 따라 다르나 약 5~7초 정도가 소요되고, PC에서 디스플레이할 때 소요되는 시간은 약 1~2초였다.

초음파 진단장치내의 메모리에 저장되어 있는 디지털 의료 영상 정보를 에러가 전혀 없이 간편하고 신속하게 PC에 저장하고 이를 디스플레이할 수 있도록 하므로써 초음파 영상 정보를 효율적으로 저장, 관리할 수 있도록 하였다. 진단장치로 부터 PC로 전송된 영상 데이터에는 의사가 진료하는데 필요한 모든 정보가 파일 헤더 부분에 포함되어 있으므로 데이터 베이스 구축이 용이하며 향후, PACS와 접속하면 병원이 없는 원거리 지역의 의료 진단도 가능하리라 생각된다. 또한 스펙클 잡음 제거, 경계선 검출 및 3차원 초음파 영상 디스플레이 등과 같은 여러가지 영상처리를 하는데 사용될 초음파 영상을 얻기 위해 이 시스템을 사용할 수 있다.

감사의 말: 본 연구는 한국과학재단 특정 목적 기초 연구과제(92-21-00-08) 연구비 지원에 의해서 이루어진 바 이에 대하여 감사를 드립니다. 아울러, 많은 도움을 주신 (주)메디슨의 이민화 사장님, 이승우 연구소 소장님 및 연구소의 연구원들께도 감사를 드립니다.

## 참 고 문 헌

1. 이민화. 초음파 B-스캔 시스템의 성능향상에 관한 연구. 한국 과학 기술원, 1986
2. SONOACE-4800 SERVICE MANUAL Version 1.0, MEDISON CO., LTD., 1992
3. SONOACE-4800 OPERATION MANUAL Version 1.0, MEDISON CO., LTD., 1992
4. S. B. Park and M. H. Lee. *A new scan conversion algorithm for the real time sector scanner.* Ultrasound Symposium IEEE, 1984
5. S. C. Leavitt et al. *A scan conversion algorithm for displaying ultrasound images.* HP Journal, 1983; 34(10): 30-34
6. J. Ophir and N. Maklad. *Digital scan converters in diagnostic ultrasound imaging.* Proc. IEEE, 1979; 67(4): 654-663
7. D. E. Robinson and P. C. Knight. *Interpolation scan conversion in pulse-echo ultrasound.* Ultrasound Imaging, 1982; 4: 297-310