

# 초음파 B스캐너의 개발 (I)

—시스템 및 아날로그부분—

김진하 · 신동희 · 이민화

김주한 · 김영모 · 박송배

= Abstract =

## Development of Ultrasound B-scanner (I)

—System and Analog Part—

Jin-Ha Kim, Dong-Hee Shin, Min-Hwa Lee,

Joo-Hwan Kim, Yeong-Mo Kim, Song-Eae Park

A prototype of a linear real-time ultrasound B-scanner has been developed which has an axial resolution of 1~2mm and a lateral resolution of 2~3mm. In the actual hardware and software implementations of the B-scanner, the following features were emphasized; (1) a dynamic focusing to improve resolution; (2) signal processing to obtain low noise image; (3) various functions for the user's convenience; (4) simplification of the system by an extensive use of recently developed LSI's; (5) development of a prototype at the level of a commercial product. This paper reports the experimental results of the overall system and the design approach of the analog part. The work on the digital part of the B-scanner is reported in part (II) seperately.

### 1. 서 론

최근 전자공학의 급속한 발전에 따라 전자의료 장비를 사용하여 정량적, 정성적인 자료에 근거를 둔 환자 진단 방법이 널리 이용되고 있다. 인체내부를 투시할 수 있는 진단장치로서 X선, 감마선, 핵자기공명등을 이용한 단층촬영장치가 있으나 초음파 진단장치는 X선, 감마선 진단장치와는 달리 촬영시 인체에 전혀 해가 없고 실시간 진단이 가능하며 시스템 가격이 비교적 저렴하다는 점에서 내과, 산부인과, 소아과 등에서 거의 필수적인 진단장치로 되고 있다. 현재 병원에서

주로 사용되고 있거나 연구중인 B스캐너는 스캔방향에 따라 기계식과 전자식으로 나눌 수 있고 이들은 각각 선형, 원형, 또는 복합스캔방식으로 분류된다<sup>1,2)</sup>.

이 중에서 가장 적용범위가 넓고 실시간 진단이 가능하며 사용이 편리한 스캐너는 전자식 선형 스캐너로서 최근에 잘 발달된 반도체 기술과 컴퓨터 기술에 의해 전자식 디지털 스캔변환기와 컴퓨터를 채택하여 성능이 우수한 시스템들이 개발되어 있다<sup>3)</sup>.

그러나 초음파 영상은 아직 개선할 여지가 많아서 현재 각국 대학 및 연구소에서 영상의 질 개선을 위한 신호처리방법, 초음파 트랜스듀서 특성의 개선, 새로운 시스템의 구성방법등에 계속 많은 연구가 진행되고 있다. 초음파 진단장치의 세계시장은 과거 10년간 꾸준히 성장하였으며 이 경향은 여러해 동안 계속될 전망이다. 또한 국민 의료 보전 체제가 적극적으로 확대되는 국내사정에서는 초음파 진단장치의 국산화가 절

<1984. 6. 1 접수>  
한국과학기술원 전기및전자공학과  
Dept. of Electrical Eng. and Electronic Eng.,  
Korea Advanced Institute of Science and Technology.

실험 요청되어 왔다. 이러한 관점에 비추어 본 연구에서는 전자식 선형 B스캐너를 연구대상으로 하였고 현재 상품화되어 있는 제품보다 성능이 우수한 B스캐너의 상품화할 수 있는 초기모델(prototy)을 개발하는 데 목표를 두었다. 본 논문에서는 개발된 제품의 특성 실험결과등이 전체 시스템의 관점에서 보고될 것이며 아나로그 부분의 설계방법이 기술된다. 디지털 부분에 대해서는 본 논문에 이어 2부(part II)에서 보고된다.<sup>7)</sup>

## 2. 시스템의 사양 및 특성

설계된 초음파 진단장치의 주요특성은 다음과 같다.

(가) **고해상력** : 8점 다이내믹 집속방식을 채택하여 깊이 방향의 전구간에 걸쳐서 높은 축방향 해상도를 갖도록 하였음.

(나) **저잡음특성** : 다이내믹 집속방식을 사용하여 반사신호의 크기가 커지도록 하였으며 다이내믹 집속시 발생하는 잡음을 제거하기 위해 새로운 형태의 스위칭 회로 및 가변증폭기를 사용하였음.

(다) **디지털 스캔변환기의 간략화** : 최근에 개발된 프로세서들을 사용하여 스캔변환기를 기존의 것에 비해 1/3 정도로 간단히 하였으며 기능은 더 많도록 하였음.

(라) **각종 영상처리기능** : 윈도우링(windowing), 감마 보정(gamma correction), 평탄처리(smoothing) 등의 신호처리를 할 수 있도록 하여 사용자가 영상식별을 용이하게 하도록 하였음.

이 밖에도 송신집속점의 이동가능, 각종 진단정보의 표시, 거리측정기능, M모드 관찰가능, 진단부위의 표시등, 여러가지 기능을 갖도록 하였다. 설계된 초음파 B스캐너의 사양이 표 1에 나타나 있다.

## 3. 시스템 설계 및 구성

스캔방향 즉 축방향 해상도는 축방향 해상도에 비해 매우 떨어지기 때문에 축방향 해상도의 개선은 매우 중요하다. 이러한 축방향 해상도를 증가시키기 위해 빔을 집속시키는 방법이 흔히 사용된다. 집속방법에는 초음파 트랜스듀서면에 음향렌즈를 부착시켜서 기계적으로 스캔하는 기계적인 방법과 그림 1과 같이 선형배열소자(linear array transducer)를 구동시키는 펄스의 인가시간을 조정하여 집속시키고 전자적으로 스캔하는 전자적인 방법이 있다<sup>8)</sup>. 기계적 집속 시스템의

표 1. 설계된 초음파 B스캐너의 사양

Table 1. Design specification of ultrasound B-scanner

사용 가능한 probe 주파수 : 2.25MHZ, 3.5MHZ, 5MHZ
소자수 : 70소자 (420개의 미소자)
유효 진단거리 : 2.25MHZ-25cm 3.5MHZ-20cm 5MHZ-15cm
유효진단폭 : 80mm
주사선수 : 106
Frame수 : 25/초
Display frame수 : 30/초
수신집속방식 : dynamic 집속 (8점)
송신집속방식 : 4점 가변선택
Display방법 : B mode, M mode, single-dual방법
영상처리 : windowing, 감마보정, 평탄처리
모니터 : 관찰용-12인치 사진촬영용-7인치
Echo enhancement : 10등급
최대 gain : 80dB
Dynamic range : 65dB
가변 이득조절장치 : 10점
자동표시 : 시간, 촬영부위등 각종 system 조정 parameter
외부출력 : VTR, external monitor

경우 초점에서만 집속이 되므로 초점이 아닌 다른 부근에서는 해상도가 낮다. 따라서 본 연구에서는 수신시 그림 1과 같은 구조에서 집속점의 위치를 등적으로 바꾸어서 여러개의 초점이 얻어지는 다이내믹 집속방식을 채택하였다. 이 경우 축 방향의 전범위에 걸쳐서 초점을 형성시킬 수 있으므로 거의 균일한 해상도를 얻을 수 있다. 초점을 연속적으로 변화시킬 수 없으므로 탭을 갖는 지연선(tapped delay line)을 사용하여 8개의 점에 집속되도록 하였다. 초점수가 유한하므로 초점부근에서 초점깊이(focal depth)가 적절히 유지되도록 그림 2와 같이 수신초음파소자수도 변화시키도록 하였다. 초점의 위치와 수신소자수를 수신시 실시간으로 바꿀때 스위칭잡음이 수신신호에 영향을 미치지 않도록 저잡음특성을 갖는 별도의 회로를 구성하였다. 초음파 시스템의 경우 광대역 펄스를 사용하고 지연값이 양자화되어 있어 광학에서 사용되는 렌즈설계공식을 사용할 수 없기 때문에 초음파의 진행모양을 정확

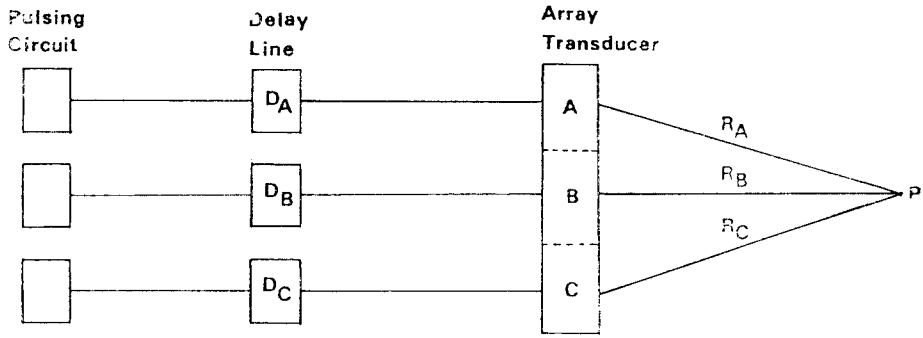


그림 1. 선형배열소자를 이용한 전자적 집속방법  
 Fig. 1. Electronic focusing method using a linear array transducer.

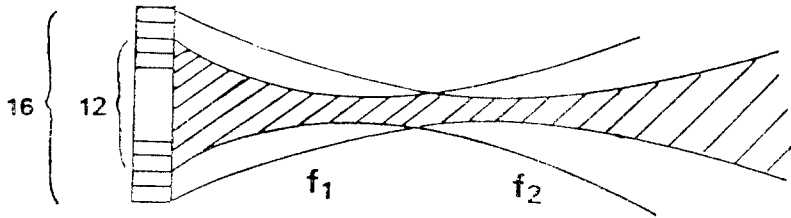


그림 2. 다이내믹 집속방법, 초점을 변화시키면서 구동되는 초음파 소자수도 변화시킨다.  
 Fig. 2. Dynamic focusing method. The number of exciting elements is changed according to the change of focal point

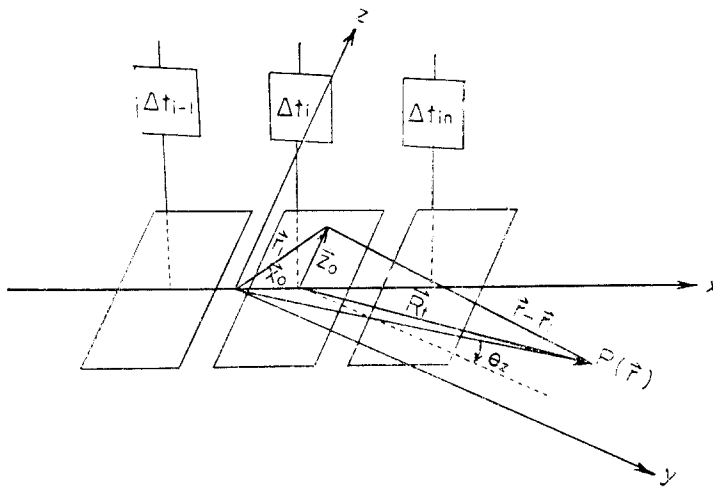


그림 3. 초음파 전파모양을 계산하기 위한 선형배열소자의 구조  
 Fig. 3. Geometry of a lineas array transducer for the calculation of acoustic wave propagation

히 예측할 수 있는 계산방법이 요구된다<sup>5)</sup>. 그림 3과 같은 초음파 선형배열소자에서  $i$  번째 소자면에  $e_i(t)$ 의 압력이 인가 되었다고 하면  $r$ 만큼 떨어진 위치에서의

압력은 근사적으로 다음과 같이 표시된다<sup>6)</sup>.

$$p(r, t) = \frac{ab}{4\pi r} \text{sinc} \frac{a(x-di)}{2cr} w_0 \cdot$$

$$\sum_{i=1}^N e_i(t - \frac{Ri}{C} - \Delta ti) \quad (1)$$

여기에서  $a$ ,  $b$ 는 각각 초음파소자의 가로, 세로이며  $c$ 는 초음파의 속도이고  $w_0$ 는 초음파소자의 중심주파수이다.  $N$ 는 구동되는 초음파의 소자수이고  $\Delta t_i$ 는 집속을 위한 지연회로의 지연값이다. (1) 식에 의해 관찰점의 위치  $r$ 를 변화시키면서 초음파 전파모양을 계산한 후 이에 의해 수신초음파소자수, 지연선값 및 초점위치등을 결정하였다. 컴퓨터에 의한 계산결과의 한 예로서 3개의 소자를 이용하여 50mm 길이에 초음파를

집속시켰을 때 거리에 따른 초음파 진행도양이 그림 4에 나타나 있다. 축 방향으로 거리를 변화시키면서 초음파 음압의 최대치에서 6dB 낮은 축 방향의 위치를 표시하던 6dB 빔폭의 거리에 따른 변화가 얻어진다. 이 6dB 빔폭이 축 방향으로 균일하도록 집속점의 위치 및 각 집속전위에서 사용될 소자수를 반복계산에 의해 구한다. 본 연구에서는 수신시 축 방향 빔폭이 최대전단길이 18cm 내에서 축 방향 길이에 관계없이 2mm에서 3mm 범위내에 들도록 집속점의 위치 및 소자수를 결정하였다. 그 결과에 의해 6dB 빔폭을 표시

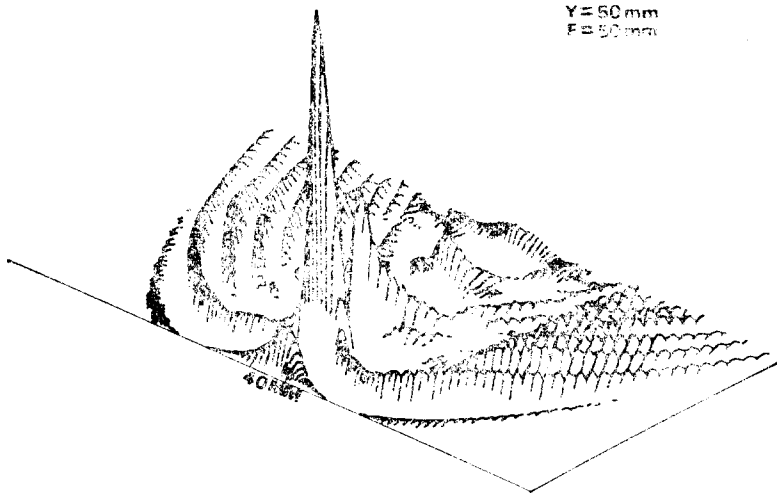


그림 4. 초음파 전파모양의 한예 : 초점거리=50mm ; 관찰위치=50mm

Fig. 4. An example of acoustic wave propagation: focal point=50mm; observing point=50mm

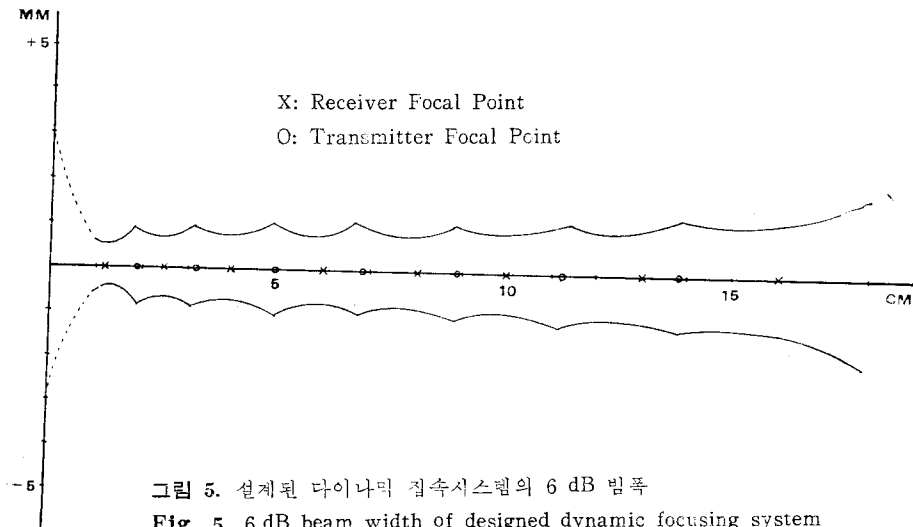


그림 5. 설계된 다이내믹 집속시스템의 6 dB 빔폭

Fig. 5. 6 dB beam width of designed dynamic focusing system

한 그림이 그림 5에 나타나 있다.

이와 같은 다이내믹 집속을 위한 초음파 B스캐너의 송수신회로가 그림 6의 구성도와 같이 설계되었다. 초음파를 발생시키고 수신하기 위해 사용된 초음파소자는 70개의 소자로 구성되어 있으며 그레이팅용답(graating lobe)을 줄이기 위해 각 소자는 6개의 미소자로 이루어져 있다. 중심주파수는 2.25MHz, 3.5MHz, 3.5MHz, 5MHz 중 선택하도록 하였으며 대역폭은 중심주파수의 약 45%이다. 송신시에는 고정집속방식을 채택하여 매 초당 화면수가 25프라이(frame)을 갖도록 하였다. 송신기는 트랜지스터 스위칭에 의해 80V의 펄스가 초음파소자에 가해지도록 되어 있고 수신기는 저잡음 증폭기 및 잡음을 줄이기 위한 다이내믹 필터로 구성되어 있다. 저잡음증폭기에서 20dB 증폭된 신호는 집속을 위한 지연선 회로를 거쳐서 시간가변증폭기에서 곱이에 따른 감쇄가 보상되도록 한다. 시간변증폭기 출력은 60dB 이상의 구동범위를 갖게되므로 20~30dB의 구동범위를 갖는 TV 모니터에 표시하기 위해 대수증폭기에 의해 30dB 가량 압축시킨다. 압축된 신

호는 검파기를 거쳐서 검파된 후 구동범위조정기, 이득조정기를 거쳐서 반사신호 조정기에서 반사신호의 가장자리들이 강조된다. A/D 변환기에 의해 디지털로 변환된 신호는 디지털 스캔변환기를 거쳐서 TV에 입력된다. 이와 같이 설계된 시스템의 구조는 상용화되어 있는 B스캐너와 비슷하나 절속회로, 스위칭회로, 다이내믹필터등은 다이내믹집속 및 저잡음특성을 위해 별도로 설계되었다. 그림 6에서와 같이 수신지연선의 탭에서 원하는 초점에 해당하는 신호들을 모아서 가산기에 입력시킨다. 8개의 가산기를 수신시 스위칭하여 다이내믹집속을 하게 되는데 이때 스위칭잡음을 없애기 위해 병렬로 시간가변증폭기를 접속하였다. 이 경우 시간가변증폭기"1"이 출력에 연결되어 있는 동안 시간가변증폭기"2"가 다음 채널로 스위칭하므로 출력에는 스위칭잡음이 그대로 나타나지 않는다. 또한 초점을 스위칭할때 이득차에 의한 잡음이 나타나지 않도록 하기위해 전계 효과트랜지스터(FET)를 미리 잘 설계된 제어게이트전압에 의하여 스위칭하였다.

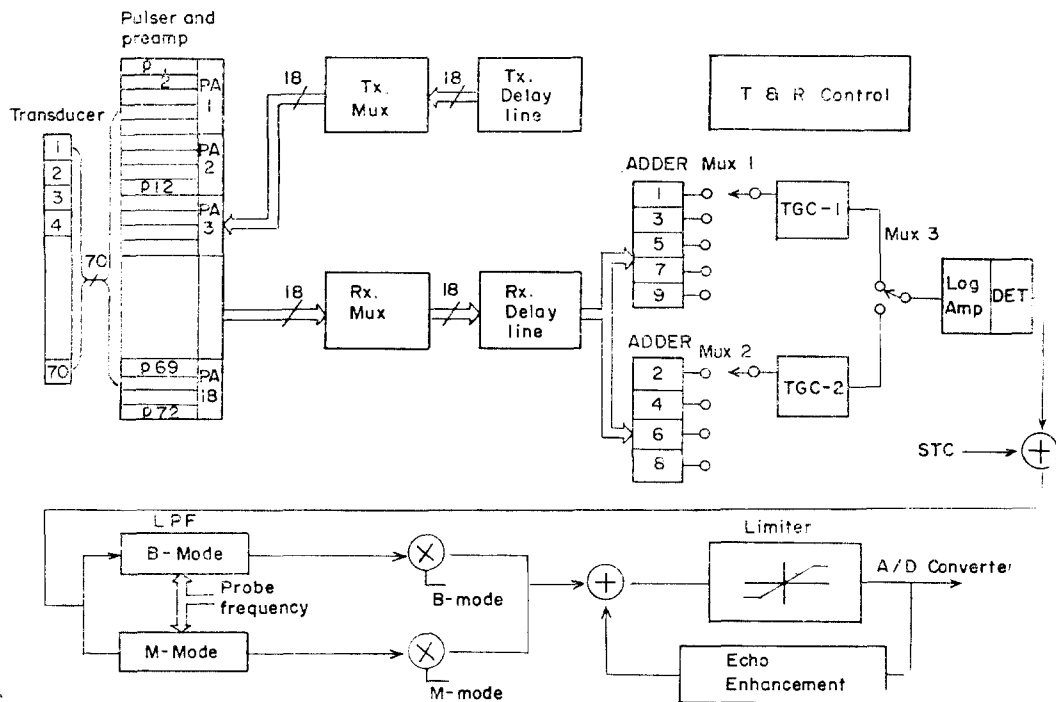


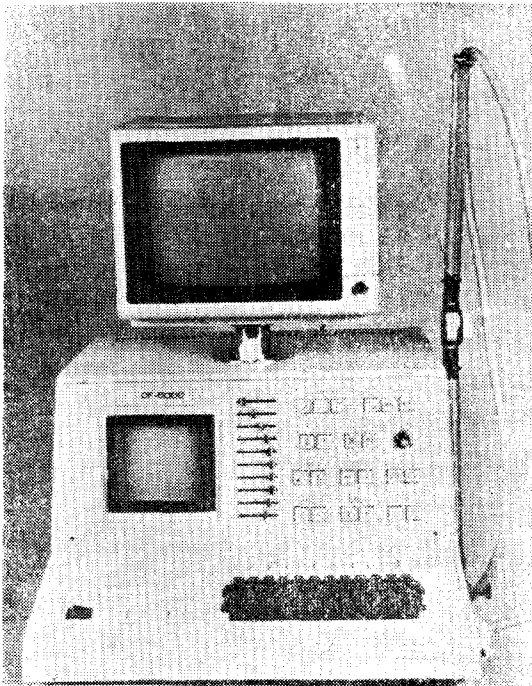
그림 6. 초음파스캐너의 아나로그부분 구성도

Fig. 6. Analog part block diagram of ultrasound B-scanner

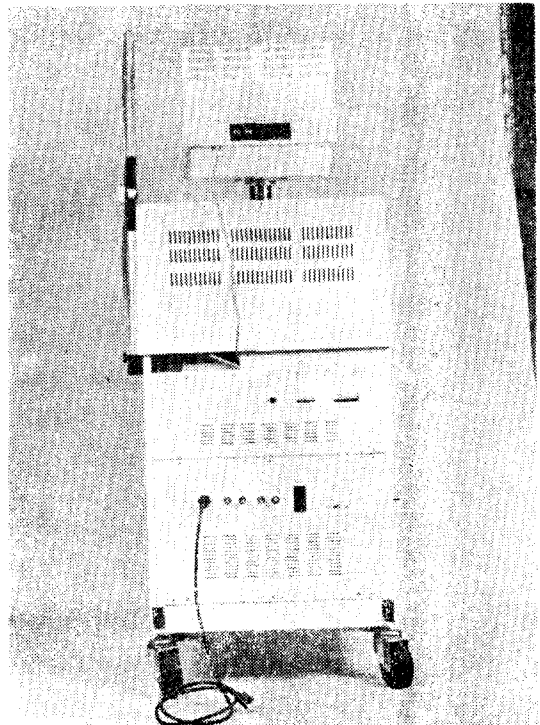
#### 4. 결 과

그림 6과 같은 구성도로 이루어진 아나로그부분과 논문 2부<sup>7)</sup>에서 설명될 디지털부분을 제작하여 그림 7과 같은 초기모델이 완성되었다. 아나로그 부분은 9장의 기판(PCB)으로 이루어져 있으며 디지털부분은 5장의 기판으로 되어 있다. 이 밖에 키보드(key board), 마더보드(mother board), 전력공급기 등이 있으며 관찰을 위한 12인치 모니터와 사진촬영을 위한 7인치 모니터가 부착되어 있다. 측방향해상도를 측정하기 위해선(wire)를 측방향으로 배열하여 스캔한 결과가 그림 8에 나타나 있다. 그림 8에서 측방향 및 측방향의 눈금 표시는 한 눈금 간격이 10mm임을 나타낸다. 그림 8(a)는 상용화되어 있는 외국의 2점 고정집속시스템의 B스캔 영상을 나타내고 그림 8(b)는 본 연구에서 얻

구된 다이내믹집속시스템의 B스캔 영상을 나타낸다. 2점 고정집속시스템의 경우 측방향 빔폭이 2~6mm이나 다이내믹집속 시스템은 컴퓨터 계산 결과에서와 같이 2~3mm의 균일한 빔폭을 나타내고 있다. 또한 2점 고정집속시스템의 경우 매 초당 화면수가 다이내믹 집속시스템의 반 밖에 되지 않는 단점을 갖고 있다. 제작된 초음파 B스캐너의 각종 기능을 확인하기 위해 인체의 조직과 비슷한 물질로 제작되어 있는 Nuclear Ohio 사의 시험편(test phantom) 영상이 그림 9에 나타나 있다. 이 영상은 종신 집속점이 150mm에 있을 경우의 것으로서 18cm까지의 모든 조직을 명확히 관찰할 수 있음을 나타내고 있다. 그림 10과 그림 11은 인체 간부위의 사진으로서 문맥등을 뚜렷하게 나타내고 있다. 그림 12는 심장부근의 M모드로서 심장의 이상유무를 관찰할 수 있는 기능을 보여주고 있다.



(a)



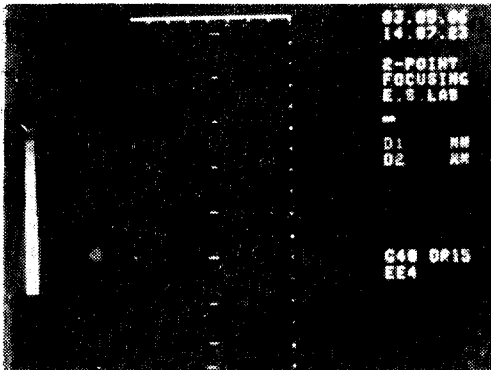
(b)

그림 7. 개발된 초음파 B스캐너의 외관

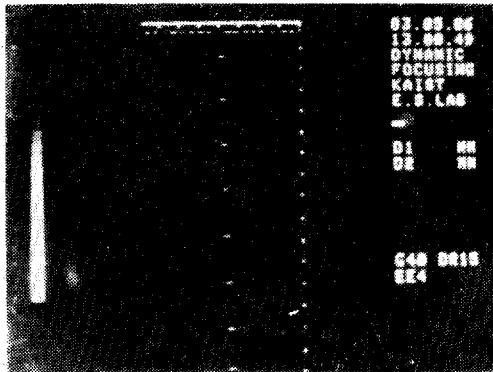
(a) 전면 (b) 후면

Fig. 7. Photograph of developed ultrasound B-scanner

(a) Front view (b) Rear view



(a)



(b)

그림 8. 측방향 해상도를 측정하기 위한 B스캔 영상  
(a) 2점 고정집속 시스템  
(b) 본 연구에서 개발된 다이내믹 집속시스템

Fig. 8. B scan images for measuring the lateral resolution  
(a) 2-point fixed focusing system.  
(b) Dynamic focusing system developed at KAIST

### 5. 결 론

표 1과 같은 사양을 만족하는 초음파 B스캐너가 상용수준으로 개발되었다. 고해상력 및 저잡음특성을 갖고 사용자의 편의를 위한 여러가지 기능을 갖도록 각종 하드웨어와 소프트웨어가 실제 제작되었다. 본 연구의 결과로써 현재 전량 수입되고 있는 초음파 진단장치의 대부분을 국산화할 수 있게 되었고, 이에 따라

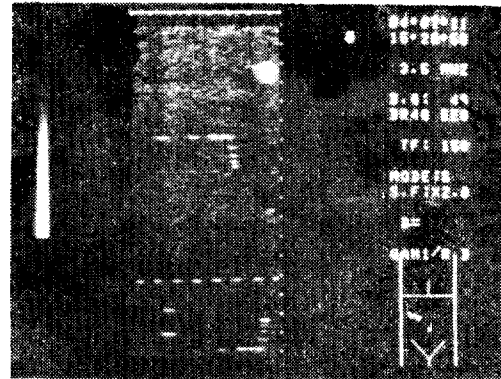


그림 9. 시험편(Nuclear Ohio사 제품)의 본 연구에서 개발된 초음파 B스캐너에 의한 영상

Fig. 9. B scan image of a test phantom obtained by the KAIST ultrasound B-scanner

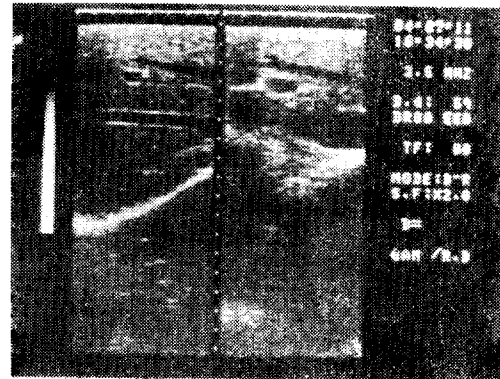


그림 10. 인체 간부위의 B스캔 영상

Fig. 10. B scan image of human liver

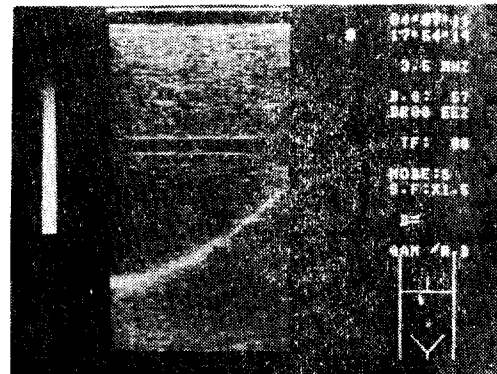


그림 11. 또 다른 인체 간부위의 B스캔 영상

Fig. 11. B scan image of another human liver

참 고 문 헌

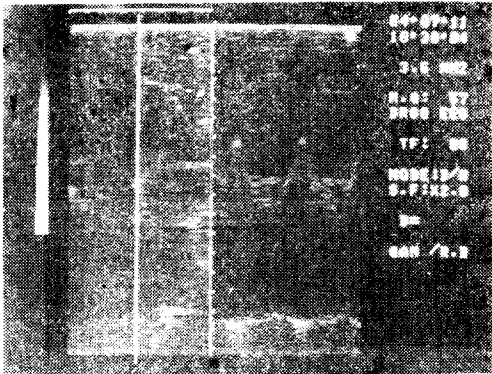


그림 12. 심장부근의 M모드 표시

Fig. 12. M mode display of human heart

저렴한 가격에 현대적인 의료진단장비를 널리 보급하고 충분한 사후서비스를 보장하는 일이 가능하게 되었다. 본 연구팀에서는 앞으로 섹터(sector)형 초음파 진단장치, 도플러진단장치등의 각종 초음파 진단기를 국산화할 예정이며 세계시장에서 아직 판매되고 있지 않는 실시간 콤팩트 진단장치, 다중채널 도플러 진단장치들을 개발할 예정이다. 본 논문은 과학기술처 지원산업인 “초음파 진단장치의 개발”의 연구결과중 일부를 밝힌다.

- 1) M.G. Maginess: "Methods and terminology for diagnostic ultrasound imaging systems," *Proc. IEEE*, Vol.67, No.4, pp.641~653, Apr. 1979.
- 2) J.F. Havlice and J.C. Taenzer: "Medical ultrasonic imaging: an overview of principles and instrumentation," *Proc. IEEE*, Vol. 67, No.4, pp.620~641, Apr. 1979.
- 3) J. Ophir and N. F. Maklad: "Digital scan converters in diagnostic ultrasound imaging," *Proc. IEEE*, Vol. 67, No. 4, 654~664, Apr. 1979.
- 4) P.N. T. Wells: *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*, Chap. 3, Academic press, NY, 1969.
- 5) P.A Magnin: "Delay quantization error in phased array images," *IEEE Trans. Son. Ultrason.*, Vol. SU-28, pp.305~310, sep. 1981.
- 6) 김청월·김진하·박송배: "초음파 Linear Array Transducer의 Dynamic Focusing Beam profile의 계산", 대한전자공학회, 하계 종합학술대회 논문집, Vol. 5, No. 1, pp.207~209, Sep. 1982.
- 7) 김영모·이민화·김주한·김진하·신동희·박송배 "초음파 B스캐너의 개발 II-디지털 스캔변환기", 동호, 대한의용생체공학회지, 1984.