

## 의료용 초음파 B-모드 영상을 위한 신호처리

### Signal Processing in Medical Ultrasound B-mode Imaging

송태경

Tai-Kyong Song

**초 록** 초음파 영상은 의료진단을 위한 영상기기 중 가장 널리 쓰이고 있는 방법으로 전자공학에 있어서 DSP 및 VLSI 분야의 기술발전에 힘입어 보다 효율적이고 복잡한 기법들의 적용이 가능하여져 90년대에 이르러 시스템의 성능이 매우 빠르게 발달되었다. 본 논문은 의료진단용 초음파 영상장치에서 사용되는 주요 디지털 신호처리 기법과 시스템 구현 기술에 대하여 기술하였다. 구체적으로는 일반적인 초음파 영상장치의 구조 및 신호처리 기법을 소개하고, 90년대에 개발된 디지털 초음파 영상장치의 기술적인 내용을 그 기술 동향과 전망과 함께 다루었다. 특히 초음파 영상의 화질을 결정하는 가장 중요한 요소인 해상도를 증대하기 위한 모든 초음파 집속 기법을 표현할 수 있는 통합 합성 구경 모형을 제시하고, 이론적인 해석을 통하여 초음파 영상을 위한 어레이 신호처리 기법들을 구분하고 각 방법들에 대한 특성을 조사하였다. 본 논문에서 소개된 신호처리 기법들은 초음파를 이용한 비파괴 검사 분야에 유용하게 적용될 수 있는 것 들이다.

**주요용어:** 의료 초음파 영상, 초음파 집속, 디지털 동적 집속, 합성구경 기법, 초음파 음장 해석

**Abstract** Ultrasonic imaging is the most widely used modality among modern imaging devices for medical diagnosis and the system performance has been improved dramatically since early 90's due to the rapid advances in DSP performance and VLSI technology that made it possible to employ more sophisticated algorithms. This paper describes "main stream" digital signal processing functions along with the associated implementation considerations in modern medical ultrasound imaging systems. Topics covered include signal processing methods for resolution improvement, ultrasound imaging system architectures, roles and necessity of the applications of DSP and VLSI technology in the development of the medical ultrasound imaging systems, and array signal processing techniques for ultrasound focusing.

**Keywords:** medical ultrasound imaging, ultrasound focusing, digital dynamic focusing, synthetic aperture, ultrasound field analysis

#### 1. 서 론

초음파 영상은 검사하고자 하는 물체로부터 전파된 초음파 신호를 수신하고 필요한 일련의 신호 및 영상처리 과정을 수행하여 조사하고자 하는 정보를 영상의 형태로 얻는 기술로서, 의료영상, 비파괴 검사, 수중탐사 등과 같

은 많은 분야에 응용되고 있다. 이러한 초음파 영상의 해상도를 결정하는 가장 중요한 변수는 사용하는 초음파의 파장 또는 주파수로서, 응용분야에 따라 수 GHz (예, 초음파 현미경)에서 수 kHz 또는 수 Hz(예, SONAR) 대에 이르기까지 매우 넓은 대역의 음파를 사용하고 있으며, 관찰하고자 하는 영역의 거리도 또한 수 mm부터 수백

Km까지 분포한다[1].

초음파를 의료용으로 응용하는 기기로서는 비교적 커다란 진동 에너지를 이용하여 치료나 수술 또는 의료용구의 세정에 사용하는 에너지 응용과 약한 진동에너지를 이용한 정보적 응용이 있다. 초음파 영상장치는 정보적 응용의 대표적인 예로서 수백 kHz - 수십 MHz 대의 초음파를 인체 내부에 송신한 후 반사된 수신신호로부터 다양한 형태의 임상정보들을 제공하는 기기이며, 지난 20년 동안 급격한 기술 발전에 힘입어 임상 및 산업적인 측면 모두에 있어서 현대 의료영상 분야의 중요한 위치를 점하고 있다.

초음파를 임상의학에 이용하고자 하는 시도는 2차 세계대전 중인 1942년으로 거슬러 올라 가며[2], 이후 1950년 초반까지의 연구는 주로 동물실험을 통하여 유선중앙, 담석증, 담도중앙 등의 진단에 초음파를 이용한 진단의 유용성을 확인하는데 주력하였다[3,4]. 이러한 초기의 검사방법들은 A-모드 주사법에 의존하였으며 1950년대 초에 초음파 탐촉자 또는 변환자를 인체에 직접 접촉하여 B-모드 영상을 구성하는 방법이 개발되었다[5]. 초기의 B-모드 주사법은 단일 소자의 탐촉자를 기계적으로 회전 또는 왕복운동을 시킴으로써 2차원 영상을 구성하는 기계적 주사법 (mechanical scanning)에 의존하였으나, 1970년대 초에 이르러 배열변환자(array transducer)를 사용한 전자적 주사법(electronic scanning)이 개발되었다. 이와 함께 전자회로를 이용한 스캔 컨버터(scan converter) 기능을 구현하여 현대적 개념의 B-모드 주사 및 디스플레이 기술이 완성되었다. 이러한 전자주사형 스캐너(scanner)는 이후 전자집속(electronic focusing) 기술의 도입과 함께 그 성능이 급속히 발전하여, 초기의 뇌질환, 비뇨기과, 산부인과 위주의 전문적인 응용에서 1970년대 후반에는 일반내과 임상외에도 널리 이용되기에 이르게 되었다.

한편 인체 내부의 혈류의 정보를 측정하여 심장 등 순환기 계통의 질병을 검사하는데 사용되고 있는 도플러 검사법은 1950년대 후반 CW(continuous wave)를 사용한 도플러 검사법[6,7]이 개발된 이후 지속적인 발전을 이루어 왔다. 이 초기의 검사법은 혈류 속도의 크기만을 알 수 있었으나 1966년에는 McCleod에 의하여 혈류의 방향까지 검사할 수 있는 방법이[8], 1970년에는 위치정보를 포함하여 혈류의 방향 및 속력을 검사할 수 있는 PW(pulsed wave) 도플러 검사법[9]이 개발되었다. 이러한 도플러 검사법들은 혈류에 의한 도플러 신호의 스펙트럼을 일정한 주기로 측정하여 시간의 함수로 화면에

표시함과 동시에 그에 대응하는 오디오 신호를 합성하여 스피커로 출력한다. 스펙트럴 도플러 검사법은 기술적인 발전을 계속하여 1980년대 초에 이르러서는 혈류의 2차원 실시간 단면 영상을 보여 주는 칼라 도플러 검사법이 개발되기에 이르렀다[10,11].

의료진단용 초음파 영상장치는 1980년대 배열변환자를 이용한 고속 전자주사법 및 칼라 도플러 검사법의 발전과 함께 급속히 발전하였으며, 1990년대에 이르러서는 디지털 영상 기술의 발전에 따라 B-모드 주사법은 수신동적 집속(receive dynamic focusing), 3차원 영상, 하모닉 영상과 같은 새로운 기술들이 구현되어 성능면에서 획기적인 발전과 함께 임상적인 측면에서도 그 응용 분야가 확대되었다[12-15]. 한편 도플러 검사법에 있어서 1990년대를 대표하는 기술적인 발전은 초음파 조영제의 응용 및 파워 도플러(power doppler) 기법의 개발이다[16].

이러한 의료진단용 초음파 진단장치의 원리는 초음파가 생체조직을 전송할 때 보여 주는 음속의 변화, 반사산란, 흡수감쇠, 도플러 현상 등 생체조직의 음향 물리적 반응이나 정보를 이용하여 진단에 필요한 임상정보를 측정 또는 추정하는 것이다. 의료진단용 초음파 영상 진단장치는 초음파에 대한 생체조직의 음향 물리적 특성들로부터 임상정보를 측정한다. 초음파는 전기에너지를 음향 에너지로 또는 그 반대로 바꿀 수 있는 압전소자인 PZT(piezoelectric) transducer(변환자)에 의해 발생되고 감지된다. 의료용 영상 진단장치에서 사용하는 초음파는 종파로서 횡파는 생체에서는 감쇠가 매우 심하여 사용상 제약이 매우 크다. 인체의 연조직(soft tissue)에 대한 여러 가지 초음파 특성 중 의료진단에 있어서 가장 중요한 것은 초음파 전파 속도  $c$ 로서 매질의 평균 밀도  $\rho$ 와 bulk modulus  $B$ 에 의해 다음과 같이 표현된다[17,18].

$$c = \sqrt{B/\rho} = f \cdot \lambda \quad (1)$$

Bulk modulus  $B$ 는 매질의 압축률(compressibility)의 제곱근의 역수로서 밀도와는 독립적인 변수이다. 식 (1)에서  $f$ 와  $\lambda$ 는 각각 주파수(frequency)와 파장(wavelength)으로서 주어진 매질에 대하여 반비례 관계에 있다. 참고로 여러 가지 매질에 대한 초음파 전달속도를 Table 1에 열거하였다[18].

Table 1에서 음향 임피던스(acoustic impedance)  $Z$ 는 전기저항과 유사한 것으로 초음파가 매질을 진행할 때 겪는 저항력의 정도를 의미하는 것으로 다음과 같이 주어진다.

Table 1 Ultrasound properties of various mediums

Material	Density (Kg/m <sup>2</sup> )	Velocity (m/s)	Impedance (Kg/m <sup>2</sup> -s × 10 <sup>-6</sup> )	Attenuation (dB/MHz/cm)
Air	1.2	330	0.0004	10
Water( 20°C)	1000	1480	1.48	0.002
Soft tissue (average)	1060	1540	1.63	0.6
Liver	1060	1550	1.64	0.9
Muscle	1080	1580	1.70	1.2 (along fibers)
Fat	952	1459	1.38	0.6
Blood	1057	1575	1.62	0.18
Bone	1912	4080	7.8	20.0 (skull bone)
Lung	400	650	0.26	40.0

$$Z = \rho \cdot c \tag{2}$$

음향임피던스는 초음파 영상에 있어서 매우 중요한 물리적 특성인 반사계수(reflection coefficient)  $R$ 을 결정하는 양으로 그 관계는 다음과 같다.

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \tag{3}$$

식 (3)은 임피던스  $Z_1$ 인 매질에서  $Z_2$ 인 매질로 수직 입사하는 경우에 두 매질의 경계면에서 반사되는 초음파의 세기(intensity)의 정도를 나타내는 양으로 인접 매질의 임피던스 차이가 클수록 경계면에서 반사되는 에너지의 양은 커진다. 연조직에서 반사계수는 -20 dB(지방과 근육사이)부터 -45 dB(신장과 비장사이)정도까지 변한다. 초음파 B-모드 영상법은 폭이 매우 작은 초음파 펄스를 사용하여 인체 내부의 조직 경계면에서 반사된 신호의 크기와 위치를 측정하여 인체 내부의 구조를 영상화한다 [17]. 이를 펄스-에코 영상(pulse-echo imaging)화 기법이라고 하며 동일한 변환자를 사용하여 초음파를 송수신할 경우 반사신호의 수신 시간  $t$ 와 이에 대응하는 거리  $d$ 는 다음과 같이 주어진다.

$$d = ct/2 \tag{4}$$

이 밖에도 초음파가 인체 내부를 진행할 때 여러 가지 물리적 현상이 발생하며 초음파 영상 진단장치는 이러한 현상들과 연관된 물리적 특성들을 측정하여 다양한 형태

의 임상정보 또는 의료영상을 제공한다. 이들 중 주요한 현상들로서 산란(scattering), 굴절(refraction), 회절(diffraction), 간섭(interference), 흡수(absorption), 감쇠(attenuation) 등을 들 수 있다. 먼저 산란 현상은 초음파의 파장보다 적은 입자들로부터 반사될 때 발생하며 구체적으로는 작은 입자들에 의하여 반사된 신호들이 독립적인 음원으로 작용하여 사방으로 반사된 초음파 신호들의 간섭에 의하여 발생하는 현상을 말하며, 이와 같은 비규칙(nonspecular) 반사는 주파수 의존성이 매우 크며 ( $f^2 - f^6$ 에 비례) 조직에 따라 다른 특성을 갖는다. 이 산란 현상은 속도 변화, 감쇠특성 등과 함께 조직의 변화를 유발하는 질병을 진단하기 위한 조직특성화(tissue characterization)에 이용되기도 한다[18].

흡수는 매질 내에서 초음파 에너지가 주로 열의 형태로 변환되어 사라지는 현상을 말하며 초음파의 주파수, 매질의 점성도(viscosity)와 relaxation time과 연관된다. 이 현상은 산란과 함께 매질 내에서 전파되는 초음파 신호의 크기(amplitude)를 감소시키는 감쇠 현상의 주 요인이다. 이러한 감쇠 현상에 의하여 초음파 신호의 크기  $A$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$A = A_0 \exp(-\beta fz) \tag{5}$$

여기서  $A_0$ 와  $A$ 는 원래 송신된 초음파와 거리  $z$ 만큼 진행한 후의 초음파 신호의 크기를 나타내는 것으로 주파수와 거리에 반비례하여 감소하며 그 정도는 매질에 따라 다른 값을 갖는다. 인체 내의 여러 조직에 대한 감쇠계수  $\beta$ 는 Table 1에 열거한 것과 같으며 그 단위는 일반적으로 dB/MHz/cm를 사용한다. 즉, 지방층의 경우 주파수 1MHz의 초음파 신호는 1cm 마다 0.6dB씩 감소하며 2MHz의 경우에는 1cm마다 1.2dB씩 감쇠한다.

회절은 모든 형태의 파가 진행할 때 공통적으로 발생하는 현상으로 일정 크기의 음원에서 송신된 초음파 신호는 공간상으로 퍼지게 되며 그 정도는 주파수가 작을수록 또 음원의 크기가 작을수록 커지게 된다. 이 회절현상은 초음파 변환자에 의하여 송신된 초음파를 공간상으로 퍼지게 하므로 초음파 영상의 해상도에 직접적인 영향을 미치게 된다. 따라서 실제 영상장치에서는 다양한 방법으로 초음파를 원하는 영상점에 집중함으로써 영상의 해상도를 개선하는 노력을 기울이고 있다. 실제로 초음파의 집중기법은 초음파 영상의 화질을 결정하는 가장 중요한 신호처리 기술이라 할 수 있다.

이러한 초음파 영상 진단장치는 인체에 무해하며 무침

습(non-invasive)적으로 인체 내부의 실시간 영상을 얻을 수 있다는 것이다. 또한 여타 영상 진단장치에 비하여 장치의 크기와 가격이 낮은 특징을 지니고 있다. 초음파 진단장치 기술이 오늘날의 수준까지 발전하여 현대의학에 있어서 필수불가결한 진단수단으로 사용되기에 이르기까지는 앞서 소개한 주요 초음파 영상기술들을 중심으로 한 성능 향상 및 새로운 기술의 개발과 초음파 진단법의 각종 특징이 임상상의 필요성에 합치하였기 때문이다 [17].

본 논문에서는 일반적으로 가장 널리 쓰이고 있는 B-모드 영상기법을 위주로 초음파 영상장치를 위한 신호처리 및 시스템 구현에 대하여 소개하며, 현대 임상에서 중요하게 쓰이고 있는 혈류 측정을 위한 도플러 신호처리, 암조직 등을 검사하기 위한 조직특성화와 관련된 신호처리 기법들에 대해서는 다루지 않을 것이다. 그 이유는 본 논문에서는 의료 분야가 아닌 일반적인 비파괴 검사에 우선 적용 가능한 초음파 영상 기술을 주로 다루기 위함이다. 또한 본 논문은 참고 문헌[18]을 배경으로하여 설명할 수 있는 기술적인 내용들을 다루고 있다.

먼저 2절에서는 일반적인 B-모드 영상 기법에 대하여 소개하고, 초음파 B-모드 영상장치의 구조와 관련된 신호처리에 대하여 설명할 것이다. 또한, 초음파 영상 시스템과 관련하여 최근의 기술 동향과 앞으로의 전망에 대하여 소개한다. 3절에서는 B-모드 영상의 화질을 결정하는 가장 중요한 요소인 해상도를 높이기 위하여 사용하는 초음파 집속 기법들을 소개한다. 초음파 집속은 어레이 신호처리 기술에 속하는 것이지만 보다 이론적인 해석을 위하여 연속 구경 함수를 이용한 해석 방식을 택할 것이다.

**2. 초음파 영상 시스템**

**2.1. B-모드 영상 기법**

초기의 초음파 진단법은 단일 소자의 초음파 탐촉자를 이용하여 초음파를 송수신함으로써 초음파 진행방향에서 반사되어 돌아오는 신호의 크기 파형을 보여 주는 A-스캔 방식에 의존하였다. 그러나 배열변환자를 사용한 전자 주사 및 전자집속 기술을 이용하여 인체 내부의 단면 영상을 실시간에 보여주는 B-모드 영상이 개발되면서 A-스캔 방식은 거의 사용하지 않게 되었다. B-모드 영상의 질을 결정하는 주요 요소들은 해상도(resolution), 감도(sensitivity), 침투도(penetration), 프레임율(frame rate)

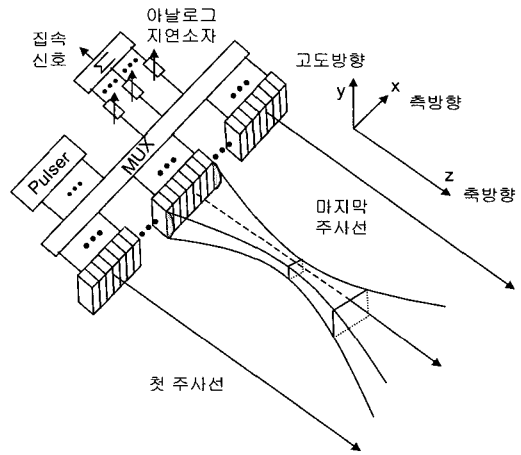


Fig. 1 2-D scanning using 1-D array

등이며 초음파의 송수신과 영상 구성 과정에서의 신호처리 방식 및 충실도 그리고 회로의 특성에 의하여 좌우된다. 이러한 요소 중 가장 중요한 것은 영상의 공간 해상도로서 일반적으로 측방향(lateral) 해상도, 축방향(axial) 해상도, 고도방향(elevational) 해상도로 구분된다.

Fig. 1은 현재 가장 널리 이용되는 일차원 배열 변환자(array transducer)를 이용하여 이차원 영상을 구성하는 방법을 보여주는 그림으로써, 위에서 언급한 세가지 방향들이 초음파 변환자를 기준으로 표시되어 있다[17-21]. Fig. 1에서 하나의 단면 영상을 구성하기 위하여 배열변환자는 단면을 구성하는 모든 주사선 방향으로 초음파를 순차적으로 송수신한다. 따라서 초당 구성 가능한 단면 영상의 수를 나타내는 프레임율(frame rate) FR은 다음과 같이 주어진다.

$$FR = 1 / [ 2 \times (\text{최대 영상 거리}) \times (\text{총 주사선수}) / c ] \quad (6)$$

예로써 최대 거리 = 20 cm, 총 주사선수 = 128일 경우 FR = 30 (c = 1540 m/s)의 고속 전자주사 또는 실시간 영상이 가능하다.

일차원 배열 변환자에 있어서 Fig. 1과 같이 고도 방향으로로는 변환자 표면에 부착된 초음파 렌즈의 곡률에 따라 고정된 거리에서만 집속이 이루어지며 이 초점거리에서 멀어질수록 고도 방향의 빔폭이 커지게 되어 해상도가 떨어지게 된다. 이에 반하여 측방향으로는 각 변환소자(array or transducer element)들에 수신된 신호들에 주어진 영상점과 각 변환소자 간의 초음파 전달시간의 차

를 보상하기 위한 전기적인 지연을 가하여 더함으로서 집속거리를 가변할 수 있는 전자집속을 할 수 있다[17-21]. 송신시에는 각 배열소자에 인가하는 전기 구동신호의 시간을 조정함으로써 원하는 거리에 집속을 할 수 있다. 초음파의 집속 원리, 방법 및 결과에 대해서는 3절에서 자세히 다룰 것이다.

배열변환자를 이용한 B-모드 영상기법은 변환자의 구조와 주사방식에 따라 분류되며 Fig. 1에 도시된 것과 같은 선형(linear) 어레이를 사용한 선형주사 방식, 작은 구경 내에 다수의 소자들을 선형으로 배열한 섹터 위상 배열변환자(sector phased array transducer)를 사용하여 초음파를 부채살 형태의 주사선 상으로 편향(stering)시켜 영상을 구성하는 섹터 주사방식, 또 배열소자들을 원호 상에 위치시킨 콘벡스(convex) 배열변환자를 이용하여 선형 및 섹터 주사 방식의 장점을 취한 콘벡스 주사방식 등이 주로 사용되고 있다[20].

2.2. 초음파 영상 진단 장치 구조

Fig. 2는 B-모드 영상뿐만 아니라 도플러 영상 기능을 함께 가지고 있는 일반적인 아날로그 초음파 영상 진단장치의 구조를 보여 주고 있다. 송수신 스위치(T/R SW)는 송신구동 과정을 변환자에 인가하고 인체 내에서 반사되어 수신되는 신호를 수신부에 연결하는 역할을 한다. 그림에 표시된 N은 주사에 사용되는 배열소자의 개수를 의미하며, N이 클수록 변환자의 구경이 커지기 때문에 3절의 해석 결과와 같이 우수한 해상도의 영상을 얻을 수 있다. 아날로그 수신부는 N개의 초단증폭기와 TGC(time gain compensation) 증폭기로 구성되는데 TGC는 인체 연조직에서의 초음파 감쇠현상을 보상하기 위한 것이다. 변환자에 수신된 초단신호는 연조직의 감쇠 및 조직별 초음파 반사신호의 크기의 차를 포함하여 100 - 120 dB의 다이내믹 영역을 가지며 초단증폭기는 통상 10 - 20 dB의 이득을 갖도록 설계되며 TGC 증폭기는 40 - 60 dB의 이득 조절이 가능하여야 한다.

수신집속부(receive beamformer)의 출력은 Fig. 2에서와 같이 N개의 배열소자에 수신된 신호들을 집속한 하나의 rf 신호로서, 수신집속부의 성능은 초음파 영상의 해상도를 결정 짓는 가장 중요한 요소이다. 이 수신집속신호는 대역필터(BPF)에 의하여 잡음을 최소화한 후 직각위상 검파기에 의하여 동위상 및 직각 위상 성분으로 변환되어 B-모드 영상 신호를 만들기 위한 에코처리부와 도플러 신호 검출을 위하여 스펙트럴 도플러 및 칼라

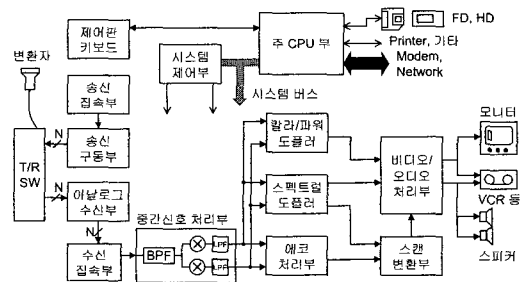


Fig. 2 Conventional diagnostic ultrasound system architecture

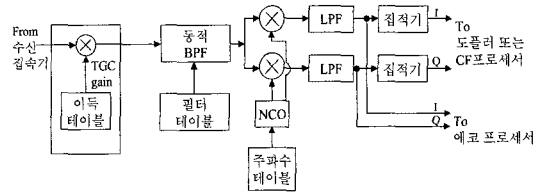


Fig. 3 General architecture for mid-processor ASIC

/파워 도플러 처리부로 인가된다. Fig. 3은 중간신호처리부의 구성도로서, 수신부의 아날로그 TGC 증폭기와 같은 목적의 디지털 TGC 회로, 동적 BPF (dynamic bandpass filter), 직교 검파기와 디지털 집적기(integrator)로 구성된다.

앞서 설명한 것과 같이 초음파는 인체를 진행하면서 주파수와 거리에 비례하여 감쇠한다. 따라서 거리가 깊어짐에 따라 신호의 크기가 줄어들고 신호의 중심주파수와 대역폭이 좁아지게 된다. 디지털 TGC 회로는 거리 또는 시간에 따른 아날로그 TGC 증폭기에서 불충분하게 보상된 신호의 감쇠를 추가로 보상하며, 하나의 곱셈기와 시간에 따른 이득값을 저장하고 있는 메모리로 구성된다. 최적의 신호대잡음비를 위하여 시간에 따른 중심주파수와 대역폭의 변화와 동일하게 동적 BPF의 중심주파수와 대역폭을 변화시킨다. BPF의 출력 신호는 직교 검파기에 의하여 기저대역의 직교 신호로 변환된다. 이때, 신호의 중심주파수에 따라 직교 검파기의 두 곱셈기에 인가되는 사인 코사인 신호들의 중심주파수를 변화시켜 준다. 이를 위하여 메모리에 저장되어 있는 주파수 테이블의 값을 순차적으로 읽어 NCO( Numerically controlled oscillator)에 공급한다. 곱셈기의 두 출력들은 LPF를 거쳐 기저대역의 직교신호들로 변환된다. B-mode 영상을 위하여 이들 신호는 바로 에코 프로세서로 인가되며, 도플러와 CF(color flow) 영상을 얻기 위해서는 디지털 집적기로

인가된다.

에코처리부는 포락선 검출, log compression 및 다이내믹 영역 조절, 경계선 강화(edge-enhancement), 2-D 필터링, persistence 제어 등을 수행한다. 이렇게 만들어진 각 주사선 상의 영상신호 들은 스캔 변환부(scan converter)에서 비디오 신호로 변환되는데 칼라/파워 도플러 영상의 비디오 신호와 오버레이 되어 TV 모니터에 출력되게 된다.

Fig. 2에서 도플러 신호처리부(칼라/파워 도플러 및 스펙트럴 도플러[18,22-23])는 인체 내의 혈류 정보를 구하기 위한 것으로 레이더에서 비행 물체의 속도를 추정하거나 비파괴 검사 분야에서 유속을 측정하는 것과 동일한 원리를 이용한다.

### 2.3. 초음파 영상 기술 동향과 전망

1980년대에는 배열변환자를 이용한 전자주사 및 집속 기술과 칼라 도플러 영상 기술의 개발과 같은 초음파 진단기술의 발전과 응용 영역의 확대는 1990년대에 이르러 디지털 영상기술의 도입에 따라 더욱 가속되었다[12-13]. Fig. 4는 최근 세계적인 주요 기업들의 기술개발 동향을 보여 주는 시스템 구조이다.

#### 2.3.1. 초음파 변환자

초음파 변환자의 구조 및 특성은 초음파 영상의 질을 결정하는 매우 중요한 요소이다. 3절에서 설명할 것과 같이 우수한 해상도를 얻기 위해서는 변환자의 구경의 크

기  $D$ 가 크고 사용하는 초음파 신호의 중심주파수  $f_0$ 가 높아야 한다. 또한 측방향 해상도를 증대시키기 위해서는 짧은 펄스를 사용하여야 하므로 변환자의 대역폭이 매우 넓어야 한다. 따라서 의료용 초음파 변환자는 많은 수의 배열소자를 갖으며 대역폭이 매우 큰 배열변환자의 개발에 주력하여 왔다. 그러나 일차원 어레이는 고도 방향으로의 초점거리가 렌즈의 곡률에 의하여 고정되는 문제점을 가지고 있다. 이 문제를 극복하기 위하여 90년대 초부터 1.5-D 및 2-D 어레이 변환자의 개발과 시스템 적용에 관한 연구가 활발히 진행되어 왔다. 1.5-D 어레이는 기존의 일차원 어레이의 각 변환소자들을 고도 방향으로 5 - 7개의 작은 소자들로 자른 형태로 거리에 따라 고도 방향으로의 소자수를 조정하여 사용한다[24].

2-D 어레이는 측방향과 고도방향으로 동일한 크기와 수의 소자들을 2차원적으로 배열한 변환자이며 양방향에 대하여 독립적인 전자집속이 가능하여 일차원 어레이의 문제점을 완전히 극복할 수 있다. 또한 최근에 산부인과를 중심으로 그 응용이 확대되고 있는 3차원 영상을 완전한 전자주사 방식으로 구성할 수 있는 장점을 가지고 있다[25]. 기존의 일차원 어레이를 사용하는 3차원 영상 시스템은 측방향으로는 전자주사를 하지만 고도방향으로는 기계적인 모터 운동을 이용한 선행 또는 섹터 주사 방식을 사용하므로 변환자의 크기가 매우 크며 주사 속도 및 정밀도에 있어서 성능의 제약이 따른다. 2-D 어레이의 단점은 일차원 어레이에 비하여 소자수가 제곱에 비례하여 증가하므로 시스템의 복잡도 및 가격이 크게 상승한다는 것이다. 과거 10년 동안 적은 소자수의 2-D 어레이 제작에 관한 연구가 활발히 진행되어 왔으며[26], 2000년대의 고가 초음파 진단장치에는 2-D 어레이의 적용과 3차원 영상 기능이 주요 사양으로 자리잡게 될 것으로 예상되고 있다.

#### 2.3.2. 디지털 초음파 영상 기술

Fig. 4의 시스템에서는 각 변환소자에 수신된 신호들을 AR(analog receiver) ASIC(application specific integrated circuit)에서 전단증폭과 TGC 보상을 한 후 A/D 변환기를 이용하여 디지털 데이터로 변환하며, 이 후 초음파 집속과 기타 모든 신호처리들을 디지털 영역에서 처리한다. 이러한 디지털 영상 기술은 1990년대를 대표하는 기술 혁신으로 수신시 모든 영상점에 초음파를 집중하는 수신 동적(dynamic) 집속을 가능하게 하여 영상의 해상도가 획기적으로 개선되었다. 동적 집속을 위해서는 각 주사선

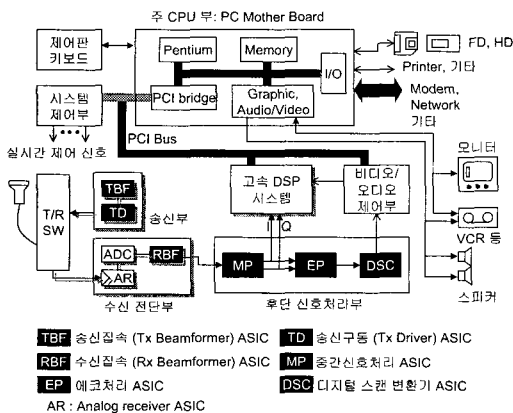


Fig. 4 New digital medical ultrasound imaging system architecture

상의 모든 영상점에 대하여 서로 다른 지연을 인가하여 야 하므로 Fig. 2와 같은 아날로그 영상 장치에서는 스위칭 잡음, 임피던스 부정합 및 삽입손실과 같은 아날로그 지연소자의 근본적인 결함과 회로 크기의 대형화와 같은 문제점들 때문에 구현 및 성능 개선이 용이하지 않았다. 그러나 디지털 영역에서는 동적 집속을 위시하여 후단의 모든 신호처리들을 오류 없이 할 수 있으므로 성능의 획기적인 개선이 가능하게 되었다. 또 급속히 발전하고 있는 VLSI 기술을 사용하여 회로의 집적도와 경제성을 현저히 증대시킬 수 있기 때문에 고성능/소형 진단장치의 개발이 가능하며 2차원 어레이와 같이 매우 복잡한 회로를 요구하는 기능 및 복잡한 알고리즘의 구현이 가능하며 초음파 영상장치 분야에 있어서 핵심 기술로 자리잡고 있다[27].

### 2.3.3. 고속 DSP 응용 기술

Fig. 4의 시스템에서는 Fig. 2의 스펙트럴 및 칼라/파워 도플러 처리부 전체가 고속 DSP 시스템으로 대체되어 있다. 디지털 영상 기술의 또 하나의 정점은 VLSI 기술과 함께 급속히 발전하고 있는 고속 DSP 기술을 적용할 수 있는 것이다. 구체적으로는 Fig. 4에서와 같이 도플러 처리 전체를 DSP 시스템에서 소프트웨어로 구현이 가능하며, 궁극적으로는 후단 신호처리와 수신 전단부의 초음파 집속에 이르기까지 A/D 변환 후 모든 처리들을 소프트웨어로 대체하여 시스템의 수정, 업그레이드 및 새 시스템 개발을 용이하여 질 것이다. Fig. 4의 고속 DSP 시스템은 또한 영상 개선, 동영상 및 정지 화상의 전송 및 저장을 위한 영상 압축, 3차원 영상 가시화(visualization) 등을 위한 영상처리들을 수행함으로써 80년대의 아날로그 장비에 비하여 그 기능이 훨씬 개선되었다.

이러한 DSP 응용은 또한 새로운 연구와 기능 개발을 촉진하며 개발된 기술들을 매우 신속히 시스템에 적용할 수 있으므로 초음파 진단장치의 기술발전을 촉진하게 될 것이다.

### 2.3.4. 3차원 영상 기술

삼차원 초음파 검사는 초음파의학 중 가장 첨단분야로 큰 기억장치를 장착한 컴퓨터와 고해상도의 출력장치를 요구한다. 또한 트랜스듀서의 이차원적인 배열, 최첨단의 신호처리(signal processing) 방식, 감산처리 algorithm과 최신의 영상 display 방식 등의 개발이 필요하다. 따라서

Fig. 4와 같이 PC 기반의 고속 DSP 시스템을 내장하고 있는 디지털 초음파 영상장치는 3차원 영상을 위한 최적의 구조라고 할 수 있다.

삼차원 초음파 진단기는 오스트리아의 Kretztechnik, Norway의 Vingmed Sound 및 미국의 Tomtec Echo-Scan이 개발하고 있으며 prototype을 거쳐 임상응용에 적용할 수 있는 기기로 발전을 하고 있다. 제일 첫 단계는 volume imaging이었는데 선상배열의 트랜스듀서에 원통형의 divergent 렌즈를 부착하여 체적 초음파 영상을 얻었고 산과 영역에 사용하였다. 삼차원 영상 기술은 90년대에 급속한 기술 발전이 이루어져 현재는 초당 수 프레임의 3차원 영상을 구성할 수 있게 되었다[28].

### 2.3.5. 고속/고해상도 영상 기법

앞서 설명한 것과 같이 초음파 영상 기술은 90년대에 이르러 발전을 거듭하여 왔으며, 이들을 더욱 개선하기 위해서 다양한 연구가 진행되고 있다. 예를 들어 현재 산부인과 위주의 3차원 영상의 응용분야를 확대하기 위해서는 현재의 B-모드 영상 수준의 3차원 영상을 초당 10 프레임 이상 구성할 수 있는 고속 주사기법이 요구되고 있다. 또한 초음파 영상의 해상도를 더욱 개선하기 위하여 모든 영상점에 대하여 송신 및 수신시 모두 초음파를 집중하는 양방향 초음파 집속에 대한 연구가 진행되고 있다. 이 두가지 과제에 대한 하나의 접근 방식으로 최근에 합성구경 기법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 이 기술에 대해서는 3절에 자세히 설명할 것이다. 이 밖에도 수신신호의 SNR을 증대하기 위하여 사용하는 펄스압축 기술의 적용이 확대되고 있는데, 이 기술은 먼 거리의 영상을 얻거나 서로 직교적인 여러 과형들을 동시에 송수신하고 신호처리 방식에 의하여 이들 신호를 분리함으로써 여러 주사선을 동시에 구성하는데 사용될 수 있다[29-30]. 이와 같은 기술들은 모두 비파괴 검사에 매우 유용하게 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 3. 초음파 집속 및 어레이 신호처리

상술한 것과 같이 90년대에 이르러 실용화된 디지털 집속기법은 수신시 동적집속을 가능하게 하여 초음파 영상의 해상도를 개선하는데 큰 기여를 하였다[12-13]. 실시간 영상에 있어서 초음파 영상의 해상도를 더욱 개선하기 위해서는 송신시 고정집속(fixed focusing)의 한계

를 극복하여야 하며, 이를 위한 여러 가지 방법들이 연구되어 왔다[31-33]. 이러한 노력의 하나로 최근에 합성구경(synthetic aperture) 기법에 대한 관심이 증대되어 왔다. 일반적인 합성구경 기법은 배열변환자의 각 소자들을 각각 한번씩 송수신한 후 수신된 신호들로부터 원하는 단면의 영상을 구성하는 것으로 초음파를 단방향 동적집속한 결과를 얻기 때문에 실제 의료 영상에 적용하기는 해상도와 SNR 측면에서 적합하지 않다[34]. 최근까지의 합성구경 기법에 대한 많은 연구들은 눈이나 피부등을 검사하기 위한 근거리 영상이나 초소형 스캐너에 응용하기 위한 목적에서 이루어졌다[35-37]. 합성구경 기법은 또한 3차원 영상에 필요한 고속주사(fast scanning)를 구현하기 위하여 응용되기도 하였으며[37-38], 아주 최근에는 일반적인 2차원 의료영상에 적용할 수 있는 다양한 기법들이 소개되었다[39-43].

이러한 합성구경 기법들이 실제로 2차원 및 3차원 B-모드 영상에 적용되기 위해서는 기존의 위상배열변환자 영상기법과 비교하여 해상도와 프레임율 면에 있어서는 우수함과 동시에 SNR 측면에서 대등하여야 한다. 이러한 측면에서 이미 소개된 다양한 형태의 합성구경 기법들의 특성을 분석하고 보다 효율적인 방법들을 찾기 위해서는 합성구경 기법에 대하여 엄밀한 이론적인 해석이 선행되어야 한다. 본 논문에서는 이전의 모든 합성구경 기법들과 최근에 저자가 제안한 여러 가지 합성구경 기법들을 모두 표현할 수 있는 통합 합성 구경 모형을 제시하고, 이 모형에 대한 수학적인 해석을 통하여 특히 해상도의 관점에서 여러 기법들의 특성들을 분석하였다. 본 논문에 포함된 합성 구경 방식들의 일부는 실제 초음파 영상에 있어서 기존의 집속기법과 비교하여 월등한 해상도를 얻을 수 있으며 SNR도 전체 영상 영역에서 평균적으로 대등하게 조절할 수 있다. 또한, 이러한 합성 구경 기법들은 특히 비파괴 검사 등의 분야에 더욱 효율적으로 적용될 수 있는 것들이다.

의료 초음파 영상에서 합성구경기법은 배열변환자를 이용하여 구현하지만 본 논문의 해석에서는 연속구경 모형(continuous aperture model)을 가정하였다. 연속구경 모형은 연속구경 변환자를 연속적으로 이동하면서 변환자 상의 모든 점에서 필요한 지연조절을 할 수 있는 이론적인 모형으로써 배열변환자를 이용하는 경우보다 초음파 집속 현상과 특성에 대하여 보다 근본적인 해석을 할 수 있는 장점을 갖는다. 물론, 실제 영상에 있어서 모든 합성 구경 기법들은 배열변환자를 이용하여 구현된다.

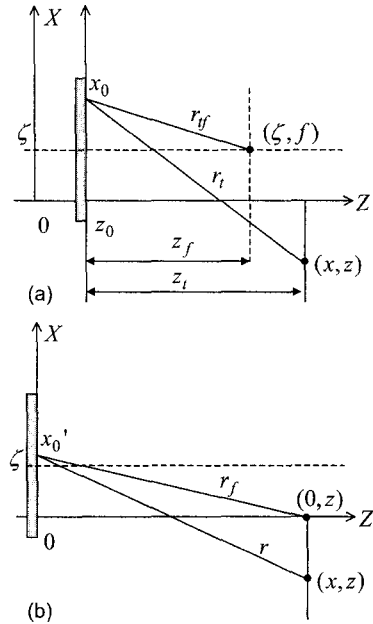


Fig. 5 Unified SA model (a) Transmit model (b) Receive model

### 3.1. 합성구경 기법의 통합 모형 및 음장 해석

Fig. 5는 본 논문에서 합성구경 기법의 해석을 위하여 사용한 모형으로써 주사선이  $Z$ -축과 평행인 선형주사경우에 대한 송수신 과정을 보여 주고 있다. 일반적으로 합성구경 기법은 초음파 변환자를 변환자축( $X$ -축)과 나란히 이동하면서 초음파 송수신 과정을 반복하고 이러한 과정을 거쳐 수신된 신호들로부터 일련의 집속과정을 거쳐 각 주사선을 구성한다. Fig. 5는 초음파 변환자가  $X = \zeta$ 에 위치할 때의 송신과정(Fig. 5(a))과 수신과정(Fig. 5(b))을 보여 주고 있다. 여러 가지 형태의 합성구경 기법들을 표현하기 위하여 Fig. 5(a)에서 송신변환자는  $Z$ -축상의 임의의 좌표  $z_0$ 에 위치하며 변환자의 중심선 상의 거리  $f$ , 즉  $(\zeta, f)$ 의 점에 집속되어 있다고 가정하였다. Fig. 5(b)에서 수신변환자는  $Z=0$ 에 위치하고 있으며  $X=0$ 인 주사선( $Z$ -축)을 구성하기 위하여 송신시와는 달리 변환자의 위치에 상관없이  $Z$ -축상의 모든 영상점  $(0, z)$ 에 동적집속되어 있다. Fig. 5에서는 또한 송신변환자와 수신변환자 상의 좌표를  $x_0$ 와  $x'_0$ 으로 구분하여 표시하였다.



이제  $X = \zeta$ 에 위치한 송수신 변환자에 의한 Fig. 5의  $(x, z)$ 에 위치한 점반사체(point reflector)로부터 수신된 초음파 신호의 표현식을 구하여 보자. 송수신변환자가  $(\zeta, f)$ 에 수신변환자가 영상점  $(0, z)$ 에 집속되었을 경우 영상면(imaging plane,  $Z = z$ )에서의 2차원 공간 ( $X-Z$  평면) 상의 송신 빔 패턴  $\Psi_{\zeta}^t(x, z)$ 와 수신 빔 패턴  $\Psi_{\zeta}^r(x, z)$ 의 표현식은 Rayleigh scalar wave 회절 공식을 이용하여 다음과 같이 표현된다[44-45].

$$\begin{aligned} \Psi_{\zeta}^t(x, z) &= \frac{1}{j\lambda} \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0 - \zeta) \frac{1}{r_t} e^{jk(r_t - r_0 + z)} dx_0 \\ &\approx \frac{1}{j\lambda z_t} e^{jkz_t} \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0 - \zeta) e^{jk\left\{(x-x_0)^2/2z_t - (x_0-\zeta)^2/2z_t\right\}} dx_0 \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \Psi_{\zeta}^r(x, z) &\approx \frac{1}{j\lambda z} e^{jkz} \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x_0' - \zeta) e^{jk\left\{(x-x_0')^2 - x_0'^2\right\}/2z} dx_0' \end{aligned} \quad (8)$$

식 (7,8)은 Fig. 5에 표시된 거리 변수들에 대하여 다음과 같이 Fresnel 근사를 적용한 결과로써 송신 및 수신 집속 지연을 포함하고 있다[45].

$$\begin{aligned} r_t &\approx z_t + \frac{(x-x_0)^2}{2z_t}, \quad r_f = \sqrt{(f-z_0)^2 + (x_0-\zeta)^2} \\ &\approx z_f + \frac{(x_0-\zeta)^2}{2z_f} \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} r &\approx z + \frac{(x-x_0')^2}{2z}, \quad r_f = \sqrt{z^2 + x_0'^2} \\ &\approx z + \frac{x_0'^2}{2z} \end{aligned} \quad (10)$$

또한  $p_t(\cdot)$ 과  $p_r(\cdot)$ 는 각각 송신 및 수신변환자의 구경(pupil or aperture)을 나타내는 함수이다. 이제  $(x, z)$ 에 위치한 점반사체로부터 수신된 신호의 빔 패턴은 식 (7)과 (8)을 결합하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi_{\zeta}(x, z) &= \Psi_{\zeta}^t(x, z) \cdot \Psi_{\zeta}^r(x, z) \\ &= c_0 P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) e^{-jk\frac{x}{z}\zeta} \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0 - \zeta) e^{jk\left\{(x-x_0)^2/2z_t - (x_0-\zeta)^2/2z_t\right\}} dx_0 \end{aligned} \quad (11)$$

여기서  $k (= 2\pi/\lambda)$ 는 파수(wave number)이며

$$c_0 = -\frac{1}{\lambda^2 \cdot z \cdot z_t} e^{jk(z+z_t+x^2/2z)} \quad (12)$$

$$P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) = F[p_r(x_0')] \Big|_{x/\lambda z} = \int_{-\infty}^{\infty} p_r(x_0') e^{-2\pi\frac{x}{\lambda z} x_0'} dx_0' \quad (13)$$

식 (13)의  $P_r(x/\lambda z)$ 는  $X = \zeta = 0$ 에 위치한 수신변환자를 영상점  $(0, z)$ 에 집속하였을 경우의 일반적인 빔 패턴으로서, 수신 구경함수의 푸리에 변환(공간 주파수 =  $x/\lambda z$ )으로 표현된다.

합성구경 기법에서는 초음파 변환자를 이동하면서 송수신한 초음파 신호를 결합함으로써 그 이동한 정도 만큼 초음파 변환자의 크기를 증대시키는 효과를 얻게 된다. 따라서 합성구경 방식에 의하여 집속된 초음파 빔 패턴은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &= \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta) \cdot \Psi_{\zeta}(x, z) \cdot t(\zeta) d\zeta \\ &= c_0 P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} p_t(x_0 - \zeta) e^{jk\left\{(x-x_0)^2/2z_t - (x_0-\zeta)^2/2z_t\right\}} dx_0 \right] \\ &\quad p_s(\zeta) t(\zeta) e^{-jk\frac{x}{z}\zeta} d\zeta \end{aligned} \quad (14)$$

식 (14)에서  $t(\zeta)$ 는 합성구경 영상시 송수신변환자와 영상점  $(0, z)$  사이의 거리를 고려하여 인가하는 합성 송신지연 함수(Synthetic transmit delay function)이다. 또  $p_s(\zeta)$ 는 합성구경을 위하여 사용되는  $\Psi_{\zeta}(\cdot)$ 의  $\zeta$  범위 및 합성시 가중치를 나타내는 함수로써 합성창틀함수(Synthetic window function)라고 명명하기로 한다. 이제  $x_0 - \zeta = \eta$ 의 변수치환을 이용하여 식 (14)는 다음과 같이 고쳐 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &= c_1 P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2} e^{-jk\frac{x-\zeta}{z_t}\eta} d\eta \right] \\ &\quad p_s(\zeta) t(\zeta) e^{jk\frac{\zeta^2}{2z_t}} e^{-jk\left(\frac{x}{z_t} + \frac{\zeta}{z}\right)\zeta} d\zeta \end{aligned} \quad (15)$$

여기서  $c_1$  과  $\beta$  는 다음과 같이 표현되는 양이다.

$$c_1 = c_0 e^{jkx^2/2z_t} = -\frac{1}{\lambda^2 \cdot z \cdot z_t} e^{jk(z+z_t+x^2/2(z+z_t))} \quad (16)$$

$$\beta = \frac{1}{2z_t} - \frac{1}{2z_f} \quad (17)$$

식 (15)에서  $\exp(jk\xi^2/2z_t)$  항은  $\exp\{jk(\sqrt{z_t^2 + \xi^2} - z_t)\}$ 을 근사화한 것으로 Fig. 5에서 임의의 위치의 송신 변환자의 중심과 영상점  $(0, z)$  사이의 상대적인 거리차에 따른 위상지연을 나타낸다. 이제 식 (18)과 같이 합성 송신지연 함수를 선택하면 Fig. 5의 합성구경 모델의 빔 패턴은 식 (19)와 같이 표현된다.

$$t(\xi) = \exp(-jk\xi^2/2z_t) \quad (18)$$

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) e^{-jk\left(\frac{x}{z_t} + \frac{x}{z}\right)\xi} d\xi \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) e^{-jk\frac{x\xi}{z_t}} d\xi \end{aligned} \quad (19)$$

여기서  $\nu = 1 + z_t/z$ 이고  $P_t^D(x/\lambda z_t)$ 는 식 (20)으로 주어지는 일반적인 송신 빔 패턴임을 알 수 있다[45].

$$\begin{aligned} P_t^D\left(\frac{x}{\lambda z_t}\right) &= F\{p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2}\}_{x/\lambda z_t} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} p_t(\eta) e^{jk\beta\eta^2} e^{-jk\frac{x}{z_t}\eta} d\eta \end{aligned} \quad (20)$$

식 (19)는 합성영상 기법에 의한 최종 빔 패턴으로써  $\xi=0$ 에 대응하는 수신변환자의 동작집속 빔 패턴  $P_r(x/\lambda z)$ 과  $p_s(\xi) \cdot P_t^D((x-\xi)/\lambda z_t)$ 의 푸리에 변환의 곱으로 나타난다.

식 (19)에 의한 빔 패턴의 특성을 조사하기 위하여 이제 다음과 같은 두가지 상반된 경우에 대하여 살펴 보자. 먼저, 식 (21)과 같은 조건이 만족되는 경우에 식 (19)는 근사적으로 식 (22)와 같이 고쳐 쓸 수 있다.

$$p_s(\xi) P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) \approx p_s(\xi) \quad (21)$$

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &\approx c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) e^{-j2\pi\frac{x\xi}{\lambda z_t}} d\xi \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) F\{p_s(\xi)\}_{f_x = \nu x/\lambda z_t} \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot P_s\left(\frac{\nu x}{\lambda z_t}\right) \end{aligned} \quad (22)$$

즉,  $P_t^D((x-\xi)/\lambda z_t)$ 이  $p_s(\xi)$ 과 비교하여 그 폭이 매우 넓고  $p_s(\xi)$ 가 정의되는  $\xi$  구간에서 이 함수의 크기

가 비교적 균일한 값을 가질 경우, 빔 패턴은 모든 거리  $z$ 에서  $p_r(x_0')$ 과  $p_s(\xi)$  각각의 푸리에 변환의 곱으로 주어진다. 식 (21)이 만족되는 실제적인 경우는 영상점이 송신변환자의 초점거리  $f$ 에서 멀리 떨어져 있거나 배열변환자를 사용하는 경우 하나의 소자(single element)를 사용하여 초음파를 송신할 때이다. 단일소자를 사용하는 경우에는 초음파를 집중할 수 없으므로 모든 식에서  $f=\infty$  즉  $\beta=1/2z_t$ 를 사용하여야 한다. 이 경우 식 (20)로 주어지는 송신 빔 패턴은 점원(point source)에 의한 구형파와 같게 되므로 식 (21)이 만족된다. 식 (22)의 빔 패턴은 모든 거리에서 수신변환자와 합성구경 함수에 의한 양방향 집중 패턴을 나타낸다고 해석할 수 있으므로, 사용된 합성구경 모델로 얻을 수 있는 최상의 빔 패턴이라고 정의할 수 있다.

이와 반대의 경우, 즉 식 (23)의 조건이 성립할 경우에, 식 (19)는 식 (24)와 같이 간략화 된다.

$$p_s(\xi) P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) \approx P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) \quad (23)$$

$$\begin{aligned} \Psi(x, z) &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} P_t^D\left(\frac{x-\xi}{\lambda z_t}\right) e^{-jk\frac{x\xi}{z_t}} d\xi \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot p_t(\nu x) \end{aligned} \quad (24)$$

식 (23)의 조건이 성립되기 위해서는  $P_t^D(\xi/\lambda z_t)$ 의 폭이  $p_s(\xi)$ 보다 매우 작아야 하므로, 일반적으로 폭이 큰 송신변환자  $p_t(x)$ 를 사용하였을 때  $z=f$  근처에서 식 (24)의 빔 패턴이 발생한다. 또  $z=z_t$  일 때  $\nu=2$ 이므로 이 빔 패턴은 주사선(Z-축) 근처에서  $\Psi(x, z) \approx c_1 P_r(x/\lambda z)$ 로 표현할 수 있다. 식 (24)는 단방향 집중 패턴을 의미하므로 바람직하지 않은 경우이다.

### 3.2. 합성구경 기법의 구현 및 특성

본 논문에서 사용한 합성구경 모형(Fig. 5)은 일반적인 초음파 집중기법과 이제까지 제안된 여러 가지 합성구경 기법들을 표현할 수 있으며 식 (19)로부터 이들 모두의 빔 패턴들을 해석할 수 있다. 즉 다양한 형태의 합성구경 기법들이 송수신시에 사용하는 변환자의 구경함수  $p_t(x_0)$  또는  $p_r(x_0')$ 와 합성 창틀함수  $p_s(\xi)$ 의 선택과 송신변환자의 위치  $z_0$ 에 따라 구분되며 각각의 빔폭과 축엽의 크기 등을 조절할 수 있다.

3.2.1. 초음파 집속 기법의 구분 및 구현

Fig. 5의 모형으로 표현이 가능한 초음파 집속 또는 영상 기법들을 요약하면 Table 2와 같다. Table 2에서 CF(conventional focusing)는 배열변환자를 이용한 일반적인 초음파 집속기법으로써 본 논문의 합성구경 기법으로 표현 가능하다. SF는 CF 방식을 합성 방식으로 구현하는 기법[22]이고, SA(PAT/PAR)은 가장 일반적인 SA 방식과 최근에 소개된 가상소자(virtual source) 기법[37]의 해석 모형으로 사용될 수 있다. 가상소자의 경우에는 실제로 송수신에 사용하는 변환자는  $Z=0$ 에 위치한 FA(finite aperture)이며 가상적으로 송수신변환자가 모두  $Z=f=z_0$ 에 위치한 PA(point aperture)로 가정하므로 앞 절의 모든 해석에서  $z=z_i$ 로 대치하여야 한다. Table 2의 마지막 행(column)에는 이들 방식들을 어레이 변환자를 이용하여 구현하는 경우로써 그 송수신 과정을 Fig. 6에 도시하였다. Fig. 6은 Table 2에 포함된 네가지 방법에 대하여 단면영상을 얻기 위한 주사과정을 송신(좌측 그림)과 수신(우측 그림)으로 구분하여 보여 주고 있으며 주사선의 간격은 하나의 소자간격으로 정하였다. 그림에서 주사선이 (좌측에서 우측으로) 이동할 때마다 송수신 변환자의 위치가 한 소자간격씩 이동하는 것을 확인할 수 있다. 각 그림에서 송신변환자는 어둡게 음영진 네모로 표시된 단일소자 또는 다수의 소자들로 수신시 사용되는 소자들은 빗금친 네모로 표시하였다. Fig. 6

의 (c)와 (d)는 SF 방식에 대한 송수신과정으로써 다른 방식들과는 달리 하나의 주사선을 구성하기 위하여 다수의(그림에서는 5번) 송수신 과정을 거쳐야 한다. SA(PAT/PAR) 방식은 Fig. 6(e)와 6(h)의 송신 및 수신 과정으로 구현된다.

3.2.2. 합성구경 기법의 특성

Table 2의 여러 가지 집속기법들에 의한 빔 패턴은 식 (12), 식 (18) - (24)로부터 다음과 같이 구할 수 있다.

$$CF: \Psi(x, z) = c_1 P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) P_t^D \left( \frac{x}{\lambda z} \right) \text{ if } z = z_i$$

$$= c_1 D_t \cdot D_r \cdot \sin c \left( \frac{x}{\lambda z / D_t} \right) \sin c \left( \frac{x}{\lambda z / D_r} \right) \text{ at } z = f \tag{25}$$

$$SF: \Psi(x, z)$$

$$= c_1 D_r \sqrt{D_\xi} \cdot \sin c \left( \frac{x}{\lambda z / D_r} \right) \sin c \left( \frac{x}{\lambda z_i / D_\xi} \right)$$

$$= c_1 P_r \left( \frac{x}{\lambda z} \right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\xi) P_t^D \left( \frac{x-\xi}{\lambda z_i} \right) e^{-jk \frac{x}{z_i} \xi} d\xi$$

for all  $z$ , ( $D_t = D_r$ ) (26)

Table 2 Classification of ultrasound focusing techniques

구분	$p_t(x_0)$	$p_r(x_0')$	$p_s(\xi)$	array system
CF	$rect(x_0/D_t)$	$rect(x_0'/D_r)$	$\delta(\xi)$	CF (MET/MER)
SF	$\delta(x_0 - \xi)$	$rect(x_0'/D_r)$	$rect(\xi/D_\xi)$	SF (SET/MER)
SA (PAT/PAR)	$\delta(x_0 - \xi)$	$\delta(x_0' - \xi)$	$rect(\xi/D_\xi)$	SA (SET/SER)
SA (PAT/FAR)	$\delta(x_0 - \xi)$	$rect((x_0' - \xi)/D_r)$	$rect(\xi/D_\xi)$	SA (SET/MER)
SA (FAT/PAR)	$rect((x_0 - \xi)/D_t)$	$\delta(x_0' - \xi)$	$rect(\xi/D_\xi)$	SA (MET/SER)
SA (FAT/FAR)	$rect((x_0 - \xi)/D_t)$	$rect((x_0' - \xi)/D_r)$	$rect(\xi/D_\xi)$	SA (MET/MER)

CF: Conventional focusing, SF: Synthetic focusing, SA: Synthetic aperture,  
 FAT(R): Finite-aperture transmit(receive), PAT(R): Point-aperture transmit(receive),  
 MET(R): Multi-element transmit(receive), SET(R): Single-element transmit(receive).

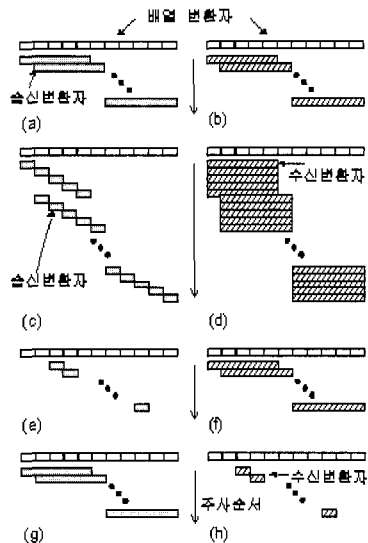


Fig. 6 Ultrasound scanning sequence  
 (a),(b): CF, SA(FAT/FAR) (c),(d): SF,  
 (e),(f): SA(PAT/FAR), (g),(h): SA(FAT/PAR)

PAT/PAR:

$$\begin{aligned}\Psi(x, z) &= c_1 \sqrt{D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z / \nu D_\zeta}\right) \\ &= c_1 \sqrt{D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z_t z / (z + z_t) D_\zeta}\right)\end{aligned}\quad (27)$$

PAT/FAR:

$$\begin{aligned}\Psi(x, z) &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta) e^{-jk \frac{\nu x}{z_t} \zeta} d\zeta \\ &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \cdot P_s\left(\frac{\nu x}{\lambda z_t}\right) \\ &= c_1 D_r \sqrt{D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z / D_r}\right) \sin c\left(\frac{x}{\lambda z_t / \nu D_\zeta}\right) \\ &= c_1 D_r \sqrt{D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z / D_r}\right) \sin c\left(\frac{x}{\lambda z_t z / (z + z_t) D_\zeta}\right) \\ &\quad \text{for } z = z_t\end{aligned}\quad (28)$$

FAT/PAR:

$$\begin{aligned}\Psi(x, z) &= c_1 \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta) P_t^D\left(\frac{x - \zeta}{\lambda z_t}\right) e^{-jk \frac{\nu x}{z_t} \zeta} d\zeta \\ &\approx \begin{cases} c_1 D_r \sqrt{D_\zeta} P_s\left(\frac{\nu x}{\lambda z_t}\right) & \text{식 (21)의 경우} \\ c_1 \sqrt{D_t D_\zeta} p_t(\nu x) & \text{식 (23)의 경우} \end{cases}\end{aligned}\quad (29)$$

FAT/FAR:

$$\begin{aligned}\Psi(x, z) &= c_1 P_r\left(\frac{x}{\lambda z}\right) \int_{-\infty}^{\infty} p_s(\zeta) P_t^D\left(\frac{x - \zeta}{\lambda z_t}\right) e^{-jk \frac{\nu x}{z_t} \zeta} d\zeta \\ &\approx \begin{cases} c_1 D_r \sqrt{D_t D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z / D_r}\right) \sin c\left(\frac{\nu x}{\lambda z_t / D_\zeta}\right) & \text{또는} \\ c_1 D_r D_t \sqrt{D_\zeta} \sin c\left(\frac{x}{\lambda z / D_r}\right) p_t(\nu x) \end{cases}\end{aligned}\quad (30)$$

위의 해석에서  $\sin c(\cdot)$  함수 앞의  $D_t$ ,  $D_r$ ,  $D_\zeta$  들의 조합으로 이루어진 계수는 각 방식에 의해서 집중된 신호의 상대적인 크기를 의미하며 식 (19)를 푸는 과정에서 얻어진 값을 그대로 표현하였다. 즉, PAT의 경우의 송신된 초음파 신호의 크기를 1로 할 때 FAT 방식의 초음파 송신 신호의 크기는 송신 초점에서  $D_t$ , 송신 초점 거리와 떨어진 곳에서는 근사적으로  $\sqrt{D_t}$ 의 값을 갖는다. 수신시의 신호의 크기도 마찬가지로 계산하였다. 또한 송신이나 수신시에 점원(point source)을, 어레이의 경우에는 한 개의 소자를, 사용하여 크기가  $D$ 인 구경을 합성하는 경우에는 합성 후 SNR이  $\sqrt{D}$ 배 만큼만 증가하는 특성을 고려하여 신호의 크기를  $\sqrt{D}$ 로 표시하였다. SF의 경우에 있어서는 수신 변환자가 이동하지 않고 한 위치에 있으므로 식 (11)에서  $\exp(-jkx\zeta/z)$ 이 발생하지 않는다. 따라서 식 (26)의 결과를 얻게 된다.

이상의 해석으로부터 각 집중기법들의 특성을 Table 3과 같이 요약할 수 있다. 이 표에서는  $z = z_f$  ( $\nu = 2$ ) 즉  $z_o = 0$ 인 경우에 대하여 주엽폭(Mainlobe width)을 계산하였다. Table 3에서 측엽의 크기(Sidelobe level)가  $\sin^2(\cdot)$ 일 때는 양방향 집중된 경우를  $\sin c(\cdot)$ 는 단방향 집중된 경우를 의미한다. 양방향 집중이 가능한 기법들 중에서 송신 및 수신 변환자 그리고 합성장틀함수의 폭이 같은 경우에, 즉  $D = D_t = D_r = D_\zeta$ , 주엽의 폭이 가장 적은 경우는 SA(PAT/FAR)와 SA(FAT/FAR)의 경우이다. 이 두가지 합성구경 기법들의 측방향 해상도(또는 주엽의 폭)는  $x = \lambda z / 2D$  로써 송신집속면에서의 CF 방식의 해상도  $x = \lambda z / D$  보다 두배 향상된 결과를 보여 주고 있다. 특히, 이들 두 합성집속 방식들은 CF 방식과는 달리 모든 거리에서 초음파가 양방향 집중되어 있음을 알 수 있다. 즉, 이 기법들은 양방향 동적집속(two-way dynamic focusing)된 영상을 제공할 수 있다.

SNR 측면에서는 송신 집중거리에서의 CF 방식과 SA(FAT/FAR) 방식이 가장 우수함을 알 수 있다. SA(PAT/FAR) 방식은 송신되는 초음파 신호의 크기가 작아 이들보다  $\sqrt{D}$  만큼 낮은 SNR을 갖는다. Table 3의 SNR 향에서 작은 괄호 안의 값은 송신시 PAT(또는 SET) 대신 폭이  $D_{df}$ 인 구경을 사용하여 초음파를 디포커스(defocus)하여 송신할 때에 대한 것으로, 이 경우 송신되는 초음파 신호의 크기는  $\sqrt{D_{df}}$ 만큼 증가한다[16-17]. 디포커스 송신 파형을 이용하는 경우에 SA(PAT/FAR) 기법의 SNR은  $D_{df}$ 의 크기에 따라 실제 영상에서 필요한 값을 갖도록 조절할 수 있다. Table 3에서 SA(PAT/FAR) 기법은 SF 방식과 동일한 SNR을 갖으며 CF 방식에 대해서는 그 송신집속면과 이로부터 멀리 떨어진 지점 사이의 SNR 값을 갖는다. 실제로 Table 2에서 PAT를 사용하는 모든 기법에 대하여 디포커스 송신 파형을 사용하는 것이 바람직하다.

Table 3의 마지막 행은 Fig. 2에 도시한 송수신과정에 따른 여러 집중기법들의 프레임율을 CF 방식을 기준으로 비교한 것이다. 이 그림에서 SF 방식은 한 주사선을 구성하기 위하여 사용하는 변환자의 소자 수만큼 송신과정을 반복하여야 하므로 최하의 프레임율을 갖는다. 기본적으로 SA 방식은 한 프레임의 영상 전체를 얻기 위하여 CF 방식과 동일한 회수의 송수신 과정을 수행한다. 특별히 SA(PAT/FAR)과 SA(FAT/FAR) 방식에 대해서는 일부의 주사선만을 주사하여 얻은 데이터들로부터 모

Table 3 Performance comparison of ultrasound focusing techniques

구분	Half mainlobe width ( $x/\lambda z$ )	Sidelobe level	Relative SNR	Frame rate
CF	$\min(1/D_t, 1/D_r), z=f$	$\sin^2(\cdot)$	$D_t D_r$	Normal
	$1/D_r,  z-f  \gg 0$	$\sin(\cdot)$	$\sqrt{D_t} \cdot D_r$	Normal
SF	$\min(1/D_t, 1/D_r)$	$\sin^2(\cdot)$	$\sqrt{D_t} \cdot D_r$	Very low
SA (PAT/PAR)	$L1/2D_t$	$\sin(\cdot)$	$\sqrt{D_t}$	Normal
SA (PAT/FAR)	$\min(1/D_r, 1/2D_t)$	$\sin^2(\cdot)$	$\sqrt{D_t} D_r$	High
SA (FAT/PAR)	Best: $1/2D_t$	$\sin(\cdot)$	$D_t \cdot \sqrt{D_t}$	Normal
SA (FAT/FAR)	Best: $\min(1/D_r, 1/2D_t)$	$\sin^2(\cdot)$	$\sqrt{D_t} \cdot D_r \cdot \sqrt{D_t}$	Normal
	Worst: $1/D_r$	$\sin(\cdot)$	$D_t \cdot D_r \cdot \sqrt{D_t}$	

든 주사선 상의 영상신호를 구성하는 방법을 적용할 수 있다. 이때 SA(FAT/FAR) 방식은 주사 가능 영역이 제한되기 때문에 실제로 주사하여야 하는 주사선 수가 SA(PAT/FAR) 방식보다 많게 되므로 프레임율이 SA(PAT/FAR) 방식보다는 떨어진다.

이상의 해석 결과로부터 빔 패턴(또는 해상도)의 측면에서는 PAT/FAR과 FAT/FAR 방식의 SA 기법들이 가장 우수함을 알 수 있다. 이들 기법의 빔 패턴은 수신구경 함수의 CF 빔 패턴과 합성장률함수에 대한 SA(PAT/PAR) 빔패턴의 곱을 포함한다. 즉, 이들 기법의 측방향 해상도는 수신변환자와 합성구경 장률함수에 의하여 결정되며 기존의 CF 방식보다 두배 향상된다. 또 송신변환자는 측방향 해상도에는 직접적인 영향을 끼치지 않으며 (FAT/FAR의 경우는 식 (21)의 조건에서) 집중된 신호의 SNR을 결정하는 요소로 작용한다.

### 3.2.3. 실험 및 검증

본 논문에서 제시된 일반적인 합성구경 기법의 해석을 검증하기 위하여 컴퓨터 모사실험을 실시하였다. Fig. 7과 8은 CF, SA(PAT/PAR), SA(PAT/FAR)와 SA(FAT/PAR) 기법들에 대한 본 논문의 해석결과를 검증하기 위하여 실제 변환자에 의한 정확한 음장을 수치해석에 의하여 계산함으로써 구하였다[44]. 모든 모사실험에서 중심주파수가 3.5MHz인 정현파와 소자의 크기( $d$ )가 0.5 $\lambda$ 인 선형 배열변환자를 사용하였다. 단일소자를 사용하지 않는 경우에 사용한 송신 및 수신 변환자의 소자는

63개이며 ( $D_t = D_r = 63d$ ), 모든 SA 방법들에 있어서  $D_t = 63d$  로 설정하였다. 즉 각 주사선들은 자신과 그 좌우로 31개씩의 주사선들에 대한 수신신호들을 이용하여 합성되었다. 또  $D_t = 63d$  인 CF와 SA(FAT/PAR) 방식에 있어서 송신 초점거리는  $f=6\text{ cm}$ 로 정하였다.

Fig. 7은 CF(점선)와 SA 방식들 중 PAT/FAR(실선), PAT/PAR(쇄선), FAT/PAR(일점쇄선)들의 여러 깊이에서의 측방향 빔 패턴을 보여 주고 있다. 먼저 PAT/FAR 방식과 PAT/PAR 방식은 모든 거리에서 거의 동일한 값의 주엽폭을 가지며 집중되어 있는 것을 확인할 수 있다. 또한 이들 두 SA 방식들은 CF와 비교하여 모든 거리에서 식 (25, 27, 28)의 해석 결과와 같이 1/2의 (null-to-null) 주엽폭을 가짐을 알 수 있다. PSL(peak sidelobe level)에 있어서 먼저 PAT/PAR과 PAT/FAR 두 SA 기법들은 모든 거리에서 각각 -13 dB와 -21 dB로 일정하며 CF는 거리에 따라 변화함을 보여 주고 있다. 이러한 결과들은 PAT/PAR과 PAT/FAR 방식들이 모든 거리에서 각각 단방향과 양방향 집중된 빔 패턴을 가지며, 이 두 SA 방식들의 송신 빔 패턴들은 합성장률 함수  $p_s(\zeta)$ 를 푸리에 변환한 것으로 이때의 공간주파수  $f_x = \nu x/\lambda z, \nu = 2, z = z_t$ 는 CF 방식의 공간 주파수  $x/\lambda z$  보다 두배가 되어 주엽의 폭이 반으로 줄기 때문이다. 따라서 SA(PAT/FAR) 방식은 모든 거리에서 주엽폭과 측엽의 크기 모든 면에서 CF 방식보다 우수함을 Fig. 7에서 확인할 수 있다. 한편 CF 방식은 송신집속면( $z=f=6\text{ cm}$ )에서 양방향 집중이 되므로 PSL = -26 dB로 SA(PAT/PAR) 방식보다 우수하다. 그러나 송신집속점에서 멀어질수록 SA(PAT/PAR) 방식보다 PSL이 증가하게 된다. 실제로 그림에서  $z=4\text{ cm}$ 와  $z=14\text{ cm}$ 에서 이들 두 방식의 측엽의 크기가 거의 같게 됨을 관찰할 수 있다. 한편 SA(FAT/PAR) 방식의 빔 패턴은 거리에 따라 크게 변화함을 알 수 있다. 식 (29)는 SA(FAT/PAR) 방식이 가질 수 있는 최고의 빔 패턴은 식 (23)의 조건이 만족될 때 SA(PAT/PAR) 방식과 동일한 빔 패턴임을 표현하고 있다. Fig. 7에서 SA(FAT/PAR)은  $z=16\text{ cm}$ 일 때 주엽의 폭과 측엽의 크기가 SA(PAT/PAR) 방식에 접근해 감을 볼 수 있으며 그 이외의 거리에서는 식 (29)에서 식 (21)이 만족될 때의 결과와 같이 초음파 에너지가 빔 중앙부에 구형함수 형태로 균일하게 분포함을 보여 주고 있다.

이상의 모든 결과들은 컴퓨터 모사실험에 의한 여러

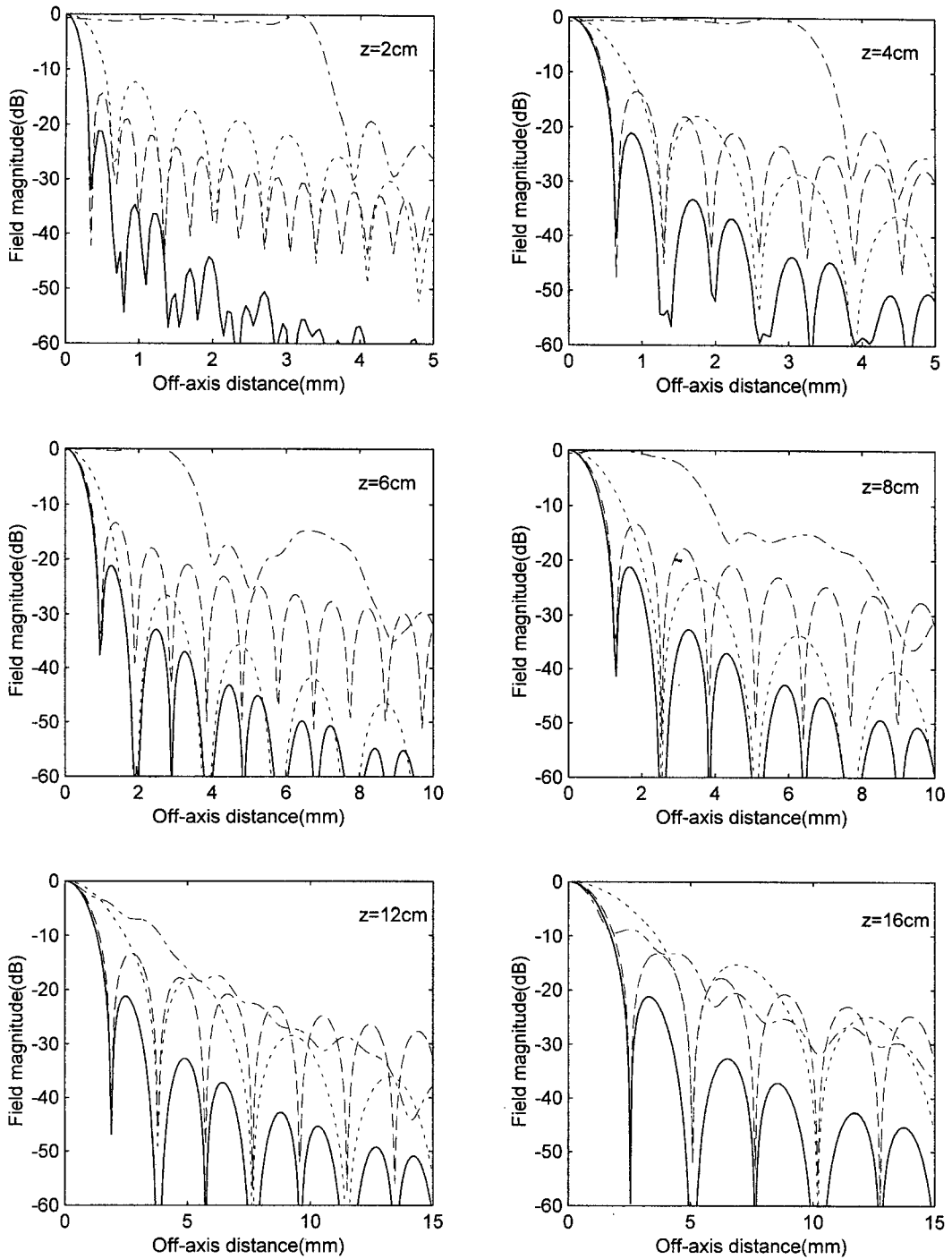


Fig. 7 Ultrasound beam patterns of CF and some SA techniques

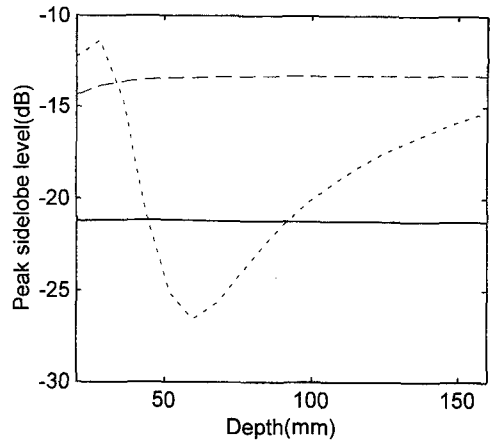
집속 기법들의 특징들이 본 논문의 해석에서 예측한 것과 잘 일치함을 나타내고 있다. Fig. 8은 Fig. 7과 같은 조건에서 계산된 CF(점선), PAT/FAR(실선), PAT/PAR(쇄선) 방식들의 6 dB 주엽폭과 PSL의 거리(또는 깊이)에 따른 변화를 보여 주고 있다. Fig. 8(a)으로부터 SA 방식들은 모두 모든 거리에서 PSL이 균일하게 유지되지만 CF 방식은 송신집속점 근처에서 최소값을 가지며 거리에 따라 크게 변동함을 관찰할 수 있다.

즉 SA(PAT/PAR) 방식은 단방향 동적집속, SA(PAT/FAR)은 양방향 동적집속에 의하여 각각 -13 dB, -21 dB의 PSL을 거의 모든 영상 영역에서 유지한다. 대조적으로 CF 방식은 송신시 초음파 집속점이  $z=f$  에 고정되어 있기 때문에  $z=f$  에서 가장 낮은 PSL 값을 갖으며 송신 초점거리에서 멀어질수록 그 값이 증가함을 보여 주고 있다. 한편 Fig. 8(b)에 표시된 -6 dB 주엽폭은 두 SA 방식들에 있어서 유사한 값을 가지며 CF 방식은 이들에 비하여 거의 두배 정도 큰 주엽폭을 가짐을 알 수 있다. 모든 방식들의 주엽폭은 거리에 따라 증가하고 있음을 또한 확인할 수 있다. Fig. 8도 Fig. 7과 같이 SA(PAT/FAR) 방식이 가장 우수한 해상도를 제공함을 나타내고 있다.

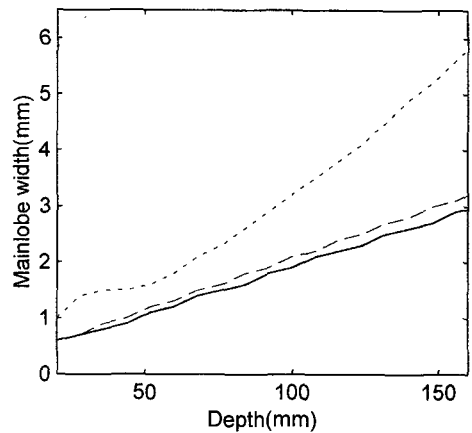
**4. 결 론**

초음파 영상장치는 인체 내부 조직을 검사하는데 있어서 매우 유용한 도구이며, 지난 20년 동안의 급격한 기술 발전에 힘입어 현대 의료 영상분야에 있어서 가장 중요한 위치를 점하고 있다. 초음파 영상장치는 다양한 형태의 임상정보를 제공하고 있는데, 대표적인 영상 모드는 B-모드 영상, 스펙트랄 도플러, 2차원 CF 영상들이다. B-모드 영상은 인체 내부에서 반사되어 되돌아온 초음파 신호의 크기를 화면의 밝기로 표시하는 것으로, 요구되는 해상도를 얻기 위하여 효율적인 초음파 집속이 요구된다. 실제의 초음파 영상 시스템에서는 어레이 변환자를 이용하여 초음파를 송신 및 수신시에 집속하며, 본 논문에서는 기존의 초음파 집속 방법을 포함하여 여러 가지 합성구경 기법들을 대표할 수 있는 통합 합성구경 모형을 제시하고 수학적 해석을 수행하였으며 제시된 모형이 표현할 수 있는 모든 합성구경 기법들에 대한 초음파 빔 패턴의 단일 표현식을 구하였다.

이러한 해석의 결과를 이용하여 각 방식들의 성능을 분석하고 비교하였다. 일반적인 선형배열자 시스템에서는 송신집속점에 해당하는 거리에서만 양방향 집속이 가능



(a)



(b)

Fig. 8 Loci of (a) PSL and (b) 6 dB mainlobe width of CF, SA(PAT/PAR), SA(PAT/FAR) schemes

한 것에 반하여 특수한 합성구경 기법은 모든 영상점에서 양방향 집속이 가능하므로 영상의 해상도를 현저히 증대시킬 수 있다. 이 이론적 해석의 결과를 검증하기 위하여 컴퓨터 모사실험을 수행하였다. 여러 가지 합성구경 기법들에 대하여 컴퓨터를 이용하여 계산한 빔 패턴들은 이론적인 해석에서 예측한 결과와 잘 일치함을 확인하였다. 본 논문에서 해석한 합성 구경기법들은 의료용 초음파 영상뿐만 아니라 비파괴 검사 분야에 있어서 유용하게 적용될 수 있는 것들이다. 의료용 초음파 영상에서는 피검시 인체의 움직임에 의한 화질의 제한이 있을 수 있으나, 고정된 검사체를 대상으로 하는 비파괴 검사에서는 본 논문에서 분석한 합성 구경기법의 최대 성능을 얻을 수 있기 때문이다.

본 논문에서는 또한 일반적인 초음파 영상장치와 새로운 디지털 초음파 영상장치의 구조를 소개하였으며, 신호처리 및 시스템 구현에 있어서 앞으로의 발전 동향에 대하여 설명하였다. 이러한 의료 분야의 초음파 신호처리 및 구현 기술들 역시 초음파를 이용한 비파괴 검사 분야에 적용할 수 있기 때문에, 이에 대한 연구가 요구된다.

## 참고문헌

- [1] P. N. Keating, T. Sawatari and G. Zilinskas, "Signal Processing in Acoustical Imaging," Proceedings of IEEE, Vol. 67, No. 4, (1979)
- [2] K. T. Dussik, "Ueber die moeglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen in diagnostisches Hilfsmittel zurverwerten," Ztschr. ges Neurolg, Psychiatr, 174/153, (1942)
- [3] 기꾸지, 다나카, 우찌다, 와가자와, "초음파에 의한 두 개내 해부학적 이상검출에 관하여(제1보)," 일보 음향학회잡지, Vol. 8, No. 2, (1952)
- [4] J. J. Wild, "생물학적 조직의 측정과 조직밀도 변경의 검출을 위한 초음파 펄스 이용," 의학지, pp. 27, (1950)
- [5] I. Donald, "초음파에 의한 복부 종창 연구보고," Lanat I, (1952)
- [6] S. Satamura, "Study of the glow patterns in peripheral article by ultrasound," J. Acoust. Soc. Japan, Vol. 15, pp. 151-159, (1959)
- [7] D. L. Franklin, W. A. Schlegel, and R. F. Rushmer, "Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound," Science, Vol. 132, pp. 564-565, (1961)
- [8] F. D. McCleod, "A directional Doppler flow meter," Digest 7th conf. Med. Biol. Engrg., Stockholm, Sweden, (1967)
- [9] D. W. Baker, "Pulsed ultrasonic Doppler blood-flow sensing," IEEE Trans. Sonics ultraso., Vol. SU-17, No. 3, pp. 170-185, (1970)
- [10] K. Namekawa, C. Kasai, M. Tsukamoto, and A. Koyano, "Realtime blood flow imaging system utilizing auto-correlation technique," in Proc. 3rd Conf. World Fed. Ultrason. Med. Biol., R. A. Lersky, Eds. Elmsford, NY: Pergamon, pp. 203-208, (1982)
- [11] R. Omoto and C. Kasai, "Basic principles of Doppler color flow imaging," Echocardiography, Vol. 3, No. 6, pp. 463-473, (1986)
- [12] Tai K. Song and Song B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate," Ultrasonic Imaging, Vol. 12, pp. 1-16, (1990)
- [13] M. O'Donnell, etc, "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control," Ultrasonics Symposium, pp. 1499-1502, (1990)
- [14] S. W. Smith, Henry G. Pavy, Jr., and O. T. von Ramm, "High-Speed Ultrasound Volumetric Imaging System -- Part I: Transducer Design and Beam Steering," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38, No. 2, pp. 100-108, (1991)
- [15] O. T. von Ramm, S. W. Smith, and H. G. Pavy, Jr, "High-Speed Ultrasound Volumetric Imaging System -- Part II: Parallel Processing and Image Display," IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr., Vol. 38, No. 2, pp. 109-115, (1991)
- [16] L. A. Crum et. al, "Acoustic cavitation produced by microsecond pulses of ultrasound: a discussion of some selected results," J. Acoust. Soc. Am., Vol. 91, pp. 1113-1119, (1992)
- [17] A. Macovski, Medical imaging systems, Prentice Hall, (1983)
- [18] 송태경, "의료용초음파 영상장치에 있어서의 신호처리", '98 비파괴평가를 위한 신호 및 화상처리기술 워크샵 논문집, pp. 12-47, (1998)
- [19] J. L. Rose and B. B. Goldberg, Basic physics in diagnostic ultrasound, John Wiley & Sons, (1979)
- [20] J. F. Havlis and Z. C. Taenzer, "Medical ultrasonic imaging: An overview of principles and instrumentation," Proc. IEEE, Vol. 67, pp. 620-641, (1979)
- [21] D. L. Hykes, W. R. Hedrick, and D. E. Starchman, "Ultrasound physics and instrumentation," Mosby year book, (1992)
- [22] D. H. Evans, W. N. McDicken, R. Skidmore and J. P. Woodcock, Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Clinical Application, John Wiley & Sons, New York, (1989)
- [23] J. Loelandt, Color Doppler flow imaging and other



- advances in Doppler echocardiography, Martinus Nijhoff Publishers, (1986)
- [24] Douglas G. Wildes, Richard Y. Chiao, Chris M. W. Daft, K. W. Rigby, L. Scott Smith, Kai E. Thomenius, "Elevation Performance of 1.25D and 1.5D Transducer Arrays," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 44, No. 5, pp. 1027-1037, (1997)
- [25] D. H. Turnbull and F. Stuart Foster, "Beam Steering with Pulsed Two-Dimensional Transducer Arrays," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 38, No. 4, pp. 320-333, (1994)
- [26] S. A. Goss, Leon Frizzell, Jeffrey T. Kouzmanoff, Joseph M. Barich, and Jeffrey M. Yang, "Sparse Random Ultrasound Phased Array for Focal Surgery," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 43, No. 6, pp. 1111-1121, (1996)
- [27] 송태경, "초음파 의료영상진단장치를 위한 ASIC 개발", 대한 전자공학회 CAD 및 VLSI 설계연구회지 제 6권 제 1호, pp. 9-23, (1997)
- [28] G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 45, No. 4, pp. 980-988, (1998)
- [29] MATTHEW O'DONNELL: 'Coded Excitation System for Improving the Penetration of Real-Time Phased-Array Imaging Systems', *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 39, pp. 341-351, (1992)
- [30] PEYTON Z. PEEBLES, JR.: 'Radar Principles', John Wiley & Sons, Inc., (1998)
- [31] Jeong M. K., et al., "Generation of Sinc wave by a one dimensional array for applications in ultrasonic imaging", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 43, No.2, pp. 285-295, (1996)
- [32] A. Drukarev, K. Konstantinides, and G. Seroussi, "Beam transformation techniques for ultrasonic medical imaging", *IEEE Trans. UFFC* Vol. 40, No. 6, pp. 717-726, (1993)
- [33] J. Lu, "2D and 3D High frame rate imaging with limited diffraction beams", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 44, No. 4, pp. 839-856, (1997)
- [34] P. D. Cori, G. S. Kino, C. S. Desilet, and P. M. Grant, "A digital synthetic focus imaging system", *Acoustical Holography*, Vol. 8, pp. 39-53, New York: Plenum, (1980)
- [35] M. Karaman, Pai-chi Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 42, No. 3, pp. 429-442, (1995)
- [36] C. Passmann and H. Ermert, "Adaptive 150 MHz ultrasound imaging of the skin and the eye using an optimal combination of short pulse mode and pulse compression mode", 1995 IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 1291-1295, (1995)
- [37] C. H. Frazier and W. D. O'Brien, Jr., "Synthetic aperture techniques with a virtual source element", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 45, No. 1, pp. 196-207, (1998)
- [38] G. R. Lockwood, J. R. Talman, and S. S. Brunke, "Realtime 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 45, No. 4, pp. 980-988, (1998)
- [39] J. T. Ylitalo and H. Ermert, "Ultrasound Synthetic Aperture Imaging: Monostatic Approach", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 41, No. 3, pp. 333-339, (1994)
- [40] Y. Ozaki, H. Sumitani, T. Tomoda, and M. Tanaka, "A New System for Real-Time Synthetic Aperture Ultrasonic Imaging", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 35, No. 6, pp. 828-838, (1988)
- [41] M. Karaman, and M. O'Donnell, "Subaperture Processing for Ultrasonic Imaging", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 45, No. 1, pp. 126-135, (1998)
- [42] M. Karaman, H. Ş. Bilge, and M. O'Donnell, "Adaptive Multi-element Synthetic Aperture Imaging with Motion and Phase Aberration Correction", *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 45, No. 4, pp. 1077-1087, (1998)
- [43] M. H. Bae, and M. K. Jeong, "Bidirectional Pixel Based Focusing in Conventional B-mode Ultrasound Imaging", *Elec. Letters*, Vol. 24, No. 22, pp. 2105-2107, (1998)
- [44] N. Denisenko, G. Scarano, M. Matteucci, and M. Pappalardo, "An Approximate Solution of the Transient Acoustic Field", *IEEE Trans. Sonics and Ultrason.*, Vol. SU-32, No. 6, pp. 821-827, (1985)
- [45] Joseph W. Goodman, "Introduction to Fourier Optics," McGraw-Hill, (1968)