

초음파 영상 진단장치의 빔집속 시스템



안영복

건국대학교 전자정보통신
공학과 부교수
관심분야 : 영상신호처리
및 시스템, 통신신호처리

1. 서 론

1.1 초음파 신호의 특성

의료용 초음파 영상장치는 인체에 송신된 초음파가 인체 내에서 반사되어 돌아온 신호를 수신하여 영상을 구성한다.[1] 초음파는 전기에너지를 음향에너지로 또는 그 반대로 바꿀 수 있는 압전소자인 변환자 (piezoelectric transducer)에 의해 발생되고 감지된다. 의료용 영상 진단장치에서 사용하는 초음파 에너지는 종파, 즉 입자의 움직임이 파의 진행방향인 파동의 형태로 인체를 통해 진행한다.

초음파의 속도는 주파수에 따라 조금씩 다르지만 생체에서의 차이는 무시할 수 있을 정도이다. 속도가 물에서는 1.48×10^6 mm/sec 이고 인체의 연조직에서는 약 1.54×10^6 mm/sec 이다.

초음파가 매질을 통해 진행할 때의 감쇠는 매질의 종류와 진행하는 초음파의 주파수에 따라 결정된다. 주파수 f , 감쇠계수 β 의 초음파가 z 의 거리를 진행할 때의 감쇠는 다음과 같다.

$$A(f) = \exp(-\beta zf) \quad (1)$$

반사는 두 인접 층의 특성 임피던스의 차이에 의해 결정된다. 초음파의 임피던스는 전기에서의 임피던스와 비슷한 개념으로서 물질의 특성 임피던스 Z 는 물질의 밀도 ρ 와 음속 v 의 곱으로 정의된다. 임피던스 Z_1 인 물질에서 Z_2 인 물질로 수직 입사하는 경우에 반사계수 R 은 다음과 같다.

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

인접 조직의 임피던스 차이가 클수록 경계면에서 반사되는 에너지의 양은 커진다. 연조직에서, 반사계수는 -20 dB(지방과 근육 사이)부터 -45 dB(신장과 비장 사이)정도까지 변한다. 이들은 0.5% 이하의 작은 반사이므로 대부분의 음향 에너지는 경계면을 통과하여 더 깊은 곳에 있는 조직의 영상을 가능하게 한다.

1.2 초음파 영상 진단장치의 원리

그림 1-1은 반사계수를 이용하

는 초음파 영상시스템의 구성도를 나타낸다. 한 개의 변환자를 스위칭하여 인체에 초음파를 송신한다. 즉 변환자를 이용해서 초음파를 송신한 후에 스위칭 회로를 이용하여 변환자를 수신 회로에 연결하여 인체에서 반사되어 돌아온 초음파 신호를 수신한다. 수신된 신호를 적절한 신호처리를 하여 모니터에 디스플레이한다. 이때 얻어진 영상은 인체내의 1차원 scan line에 대한 것이다. 2차원 영상을 얻기 위해서는 그림 1-1에서 보이는 바와 같이 변환자를 x 방향으로 이동하면서 scan line들을 연속적으로 얻는다. 이렇게 얻은 여러 개의 scan line들을 신호처리부에서 합성하여 2차원 영상을 얻는다. 보통 한 개의 2차원 영상을 얻기 위해서 약 128-256개의 scan line을 얻는다.[1-2]

펄스(pulser)가 짧은 펄스를 변환자에 가하면 Gaussian 형태의 초음파 펄스신호가 인체로 들어가 임피던스 차이가 있는 경계면에서 반사되어 돌아온다. 반사된 펄스를 변환자로 수신하여 처리한다. 거리 = 속도 \times 시간이므로 거리 변환자로부터 z 만큼 떨어진 거리에 있는 반사 입자(reflector)는 시간 $t = 2z/c$ 에서 반사 펄스를 발생시킨다. 여기서 c 는 초음파의 속도이다. 시간 $t = 2z/c$ 에서 반사된 펄스는 인체 깊이 z 에 대한 반사계수 값에 대한 정보를 가지고 있

다. 신호처리부에서는 bandpass filtering, gain control 및 envelope detection 등을 해서 반사계수에 대한 정보를 얻고 이를 모니터에 디스플레이하여 초음파 영상을 얻는다. 그림 1-1에서 좌표축에서 x축을 lateral 방향, y축을 elevation 방향, 그리고 z축은 인체의 깊이 방향으로써 axial 방향이라 한다.

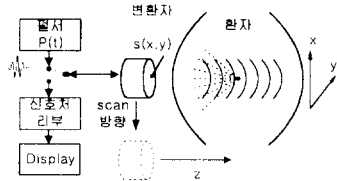


그림 1-1. 초음파 진단장치의 구성

1.3 회절(diffraction)

초음파의 회절현상은 초음파 영상의 해상도를 결정하는 주요 요인이다. 그림 1-2에 나타난 것과 같이 x_0, y_0 평면상에 놓인 변환자 위의 한 점에서 깊이가 z 인 x_z, y_z 평면상의 한 점까지의 전파를 생각해 보자. 기본적으로 전파 delay r_{0z} 는 $\delta(t - r_{0z}/c)$ 로 표현된다. 전파 현상의 기본인 미분 연산과 변환자의 특성을 포함한 몇 가지 선형적인 연산이 파형에 영향을 미친다. 편의상 이들을 임펄스 응답 $a(t)$ 로 두면 전체의 임펄스 응답은 다음과 같다.

$$h(x_0, y_0; x_z, y_z; t) = [\delta(t - \frac{r_{0z}}{c}) * a(t)] \frac{z}{r_{0z}^2} \quad (3)$$

여기서 z/r_{0z}^2 는 obliquity factor 즉, 입사각의 cosine term z/r_{0z} 와 isotropic radiator의 거

리에 따른 normal falloff term의 곱을 나타낸다. 그리고 *는 convolution을 의미한다. 앞에서 임펄스 응답 $a(t)$ 의 한 성분으로 언급한 미분 연산은 전파가 일어나기 위해서는 parameter의 변화가 필요하다는 것이다. 예를 들면, 한 점에서 측정된 압력은 source point에서의 압력의 변화에 비례한다는 것이다.

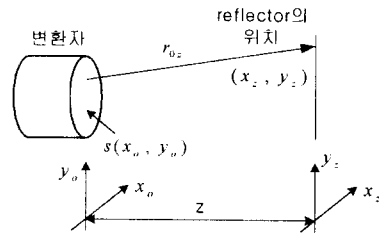


그림 1-2. 변환자와 reflector의 위치

원 점에서 펄스로 구동되는 변환자의 출력 신호는 다음과 같다.

$$u(x_0, y_0, t) = s(x_0, y_0) p(t) e^{-i\omega_0 t} \quad (4)$$

$s(x_0, y_0)$ 는 변환자의 공간적 분포, $p(t)$ 는 펄스 포락선(envelope), 그리고 $e^{-i\omega_0 t}$ 는 각 주파수 ω_0 의 정현파 carrier를 나타낸다. 변환자 위의 radiating point에 의한 z 평면상의 임의의 점에서의 field amplitude는 식 (3)와 식 (4)의 convolution으로 다음과 같이 구할 수 있다.

$$u(x_z, y_z, t) = \iint u(x_0, y_0, t) * h(t) dx_0 dy_0 \quad (5)$$

여기서 convolution은 시간에 대한 convolution이다. $u(x_0, y_0, t)$ 를 대입하고 convolution을 하면 z 평면에서의 insonification pattern $u(x_z, y_z, t)$ 은 다음과 같다.

$$u(x_z, y_z, t) = \iint s(x_0, y_0) p(t - \frac{r_{0z}}{c}) e^{ikr_{0z}} dx_0 dy_0 e^{-i\omega_0 t} * a(t) \quad (6)$$

여기서 wave number $k = \omega_0/c = 2\pi/\lambda$ 이다.

반사된 신호에 대한 변환자의 응답을 구해보자. x_z, y_z 에 단위 reflecting point가 있다고 가정하면 수신된 신호 $e_h(t)$ 는 다음과 같다.

$$e_h(x_z, y_z, t) = \iint u(x_z, y_z, t) * [\delta(t - \frac{r_{0z}}{c}) * b(t)] \frac{z}{r_{0z}^2} s(x_0, y_0) dx_0 dy_0 \quad (7)$$

여기서 $\delta(t - r_{0z}/c)$ 는 reflecting point로부터 변환자의 각 점까지의 임펄스 응답, $b(t)$ 는 reflecting point와 수신된 전기적 신호 간의 linear operation, 그리고 z/r_{0z}^2 는 obliquity factor z/r_{0z} 와 거리에 따른 진폭의 falloff를 나타낸다. Reflecting point에 의한 신호 $e_h(t)$ 는 시간에 따른 convolution을 해서 다음과 같다.

$$e(x_z, y_z, t) = \iint \iint [\iint s(x_0, y_0) e^{ikr_{0z}} p(t - \frac{2r_{0z}}{c}) (\frac{z}{r_{0z}^2}) dx_0 dy_0] s(x'_0, y'_0) e^{ikr'_{0z}} \frac{z}{r'_{0z}^2} dx'_0 dy'_0 e^{-i\omega_0 t} * a(t) * b(t) \quad (8)$$

여기서 prime을 붙인 좌표계는 반사된 성분에 대한 적분을 구분하기 위해 사용되었다.

1.4 초음파 신호의 근사화

1.4.1 Fresnel 근사화

식 (8)에서 협대역(narrow-band) 펄스를 가정하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$p(t - \frac{r_{0z}}{c}) \approx p(t - \frac{z}{c}) \quad (9)$$

그리고 변환자에서 비교적 가까운 위치, 즉 $z < D^2/\lambda$ 를 Fresnel 영역이라 하며 (Goodman 1968) 이 영역에서는 다음과 같은 근사식을 얻을 수 있다.

$$r_{0z} = z \sqrt{1 + \frac{(x_0 - x_z)^2 + (y_0 - y_z)^2}{z^2}} \approx z + \frac{(x_0 - x_z)^2 + (y_0 - y_z)^2}{2z} \quad (10)$$

이 Fresnel 근사화를 이용해서 z 평면에서 송신신호에 대한 측방향 응답(lateral response)를 구하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} h(x_z, y_z) &= s(x, y) ** \exp[i\frac{k}{2z}(x^2 + y^2)] \\ &= \int \int s(x_0, y_0) \exp(i\frac{k}{2z} [(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2]) dx_0 dy_0 \\ &= \exp(i\frac{kr_0^2}{2z}) F[s(x_0, y_0) \exp(i\frac{kr_0^2}{2z})] (\frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z}) \end{aligned} \quad (11)$$

여기서 $r^2 = x^2 + y^2$, $r_0^2 = x_0^2 + y_0^2$ 이고 $F[]$ 는 푸리에 변환이다.[1-2] 식 (11)에서 마지막 식에서 나타난 $\exp()$ 항은 송신신호의 위상을 r_0 에 따라 퍼지

게 하여 lateral 해상도를 떨어뜨리는 역할을 한다. 따라서 반경이 R 인 구형 렌즈를 사용하면 푸리에 변환 내부의 $\exp()$ 항을 제거할 수 있고 이를 focusing이라 한다. 이러한 focusing을 하면 영상의 해상도를 최상으로 만들 수 있다.

1.4.2 Fraunhofer 근사화

Fresnel 근사화된 식 (11)에서 변환자에서 비교적 멀리 떨어진 위치에서의 빔 패턴은 다음과 같은 근사식으로 얻어진다. 만약 $kr_0^2/2z \ll 1$ 이면, 즉

$$z \gg (\pi/\lambda)r_{o, \max}^2 = D_{\max}^2/\lambda \cdot (\pi/4) \approx D_{\max}^2/\lambda \quad (12)$$

인 영역을 Fraunhofer 영역이라고 하고 다음과 같은 빔 패턴에 대한 근사식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} h(x_z, y_z) &= \int \int s(x_0, y_0) \exp(-\frac{i2\pi}{\lambda z} [xx_0 + yy_0]) dx_0 dy_0 \\ &= F[s(x_0, y_0)] (\frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z}) \\ &= S(\frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z}) \\ &= S(u, v) \quad | \quad u=x/\lambda z, v=y/\lambda z \end{aligned} \quad (13)$$

여기서 D 는 변환자의 크기를 의미한다. 일반적으로 $z \geq D_{\max}^2/\lambda$ 를 Fraunhofer 영역 또는 far field 영역이라고 부른다. 만일 $D=2\text{cm}$, 이고 $\lambda=0.5\text{mm}$ 이면 $z \geq 40\text{cm}$ 이 Fraunhofer 영역이 된다. 즉, $z=40\text{cm}$ 이 두 영역을 나누는 경계가 되고 일반적인 초음파 영상 진단장치는 Fresnel 영역의 영상을 얻게된다. 식 (13)에서 보는 바와 같이 Fraunhofer 영역에서는 초음파 빔의 모양이 사용하는 변환자의 푸리에 변환으로 나타난다. 식 (11)에서

Fresnel 영역의 빔 패턴과는 달리 $\exp(ikr_0^2/2z)$ 항이 없다. 주어진 변환자에 대해서 식 (11)에 있는 $\exp(ikr_0^2/2z)$ 항은 해상도를 줄이는 역할을 하기 때문에 식(13)은 우리가 얻을 수 있는 최상의 해상도를 나타내며 따라서 diffraction limited response라고도 한다.

그림 1-3은 Fresnel 영역과 Fraunhofer 영역에서의 초음파 빔의 모양을 나타낸다. $z = D_{\max}^2/\lambda$ 를 기준으로 두 영역이 구분된다. Fraunhofer 영역에서는 빔 패턴이 사용하는 변환자의 푸리에 변환으로 나타나기 때문에 그림에서처럼 직사각형의 변환자를 사용하는 경우에는 sinc 함수 형태의 빔패턴이 얻어진다. 그림 1-3에서 실선의 빔은 작은 변환자에 의해 발생하는 빔이고 점선은 큰 변환자에 의해 발생하는 빔이다.

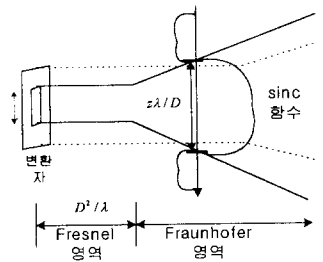


그림 1-3. 변환자의 크기에 따른 초음파 빔의 변화

2. 초음파 신호의 집속

2.1 단일 변환자를 이용한 빔집속

초음파 신호는 Fresnel 영역에서 그림 1-3에서 보는 바와 같이 변환자의 크기 이상의 측방향 해상도를 얻을 수 없다. 변환자의 크기가 약 2cm 인 경우에 이러

한 해상도로는 인체의 영상을 얻는다는 것은 불가능하다. 따라서 해상도의 개선을 위해서 빔집속(focusing, or beamforming)을 하게 된다. 빔집속은 초음파 영상영상 진단장치에서 측방향 해상도를 높이는 가장 유용한 방법이다.

초음파 신호의 빔집속 방법으로는 먼저 그림 2-1와 같은 기계적인 방법을 들 수가 있는데 초음파 변환자의 앞에 인체와 초음파의 진행 속도가 다른 매질의 렌즈를 부착하여 원하는 점에 집속하는 방법이다. 음향 렌즈를 사용하면 집속점과 그 근처에서 최상의 해상도를 얻을 수 있다. 음향렌즈는 보통 플라스틱 물질로 만들어지며 물보다 초음파의 전파 속도가 빠르다.

측방향 위치 x, y 에서 렌즈에 의한 위상 차가 다음과 같이 되도록 렌즈를 만든다.

$$\theta(x, y) = -k \frac{x_0^2 + y_0^2}{2f} \quad (14)$$

$$= -k \frac{r_0^2}{2f}$$

여기서 f 는 빔집속 점의 위치이다. 이 렌즈를 사용했을 경우에 Fresnel 영역에서 빔 패턴은 식 (11)로부터 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$h(x_z, y_z) = \exp(i \frac{kr^2}{2z}) \iint s(x_n, y_n) \exp(i \frac{kr_n^2}{2f}) \exp(i \frac{kr_n^2}{2z}) \exp(-\frac{i2\pi}{\lambda z} [xx_n + yy_n]) dx_n dy_n \quad (15)$$

$$= \exp(i \frac{kr^2}{2z}) F[s(x_n, y_n)] (\frac{x}{\lambda z}, \frac{y}{\lambda z}) |_{z=f}$$

렌즈를 사용하면 Fresnel 영역에서도 빔집속 점에서 빔 패턴이

변환자의 푸리에 변환 형태로 나타나며 이는 앞에서 언급한 Fraunhofer 영역에서의 빔패턴과 동일하다. 즉 렌즈를 사용해서 빔을 집속하면 집속점에서 측방향의 빔 폭이 가장 좁아지게 되어 측방향 해상도가 증가한다. 이것은 송신시에 집속점에서 얻을 수 있는 최상의 해상도이다.

그림 2-1에서 보는 바와 같이 렌즈를 사용하면 렌즈의 곡률에 해당하는 인체의 임의 내부의 초음파 빔이 집속을 하게 되고 이 부분에서는 식 (15)와 같이 좁은 측방향 해상도를 갖는 빔 패턴을 얻을 수 있다. 그러나 한 점에서 출발한 RF 초음파 신호를 변환자에서 수신할 때 변환자의 집속점(focal point)에서부터의 신호는 강한 응답을 나타내지만 집속점에서 벗어난 점에서의 신호는 변환자 표면의 각 지점에 다른 시간에 도달하므로 위상 차이가 나서 약한 응답을 나타낸다. 즉, 집속점을 벗어나면 빔이 급속히 퍼지는 성질을 가지고 있는데 이것이 기계적 빔집속의 가장 큰 문제점이다. 이와 같이 한 점에서만 빔집속을 하면 집속이 되는 점에서만 해상도가 좋아지고 그 외의 위치에서는 해상도가 떨어

지는 문제점을 해결하기 위해서 사용하는 것이 동적 빔집속이다.

2.2. 어레이 변환자를 이용한 동적 빔집속

렌즈를 사용한 집속 방법은 집속 점이 고정되어 있으므로 집속점을 벗어난 곳에서는 측방향 해상도가 매우 나빠지므로 elevation 방향의 집속 등의 제한된 용도에 사용되고, 원하는 위치에 집속을 하기 위해서는 전기적인 방법으로 위상 차에 의한 지연시간을 보상해 주는 multi-zone 집속이나 동적(dynamic) 집속이 사용된다. Multi zone 집속은 몇 개의 원하는 집속 점에 대해 송수신 집속을 하는 방법인데 원하는 집속 점까지의 초음파 신호가 도달하는 시간이 같아지도록 적절한 시간 지연을 주어서 송신하고 수신시에는 지연소자를 이용하여 집속한다. 영상 전체의 해상도를 고르게 하기 위해서는 집속 zone의 수를 가능한 한 많이 해야 하는 데 zone의 수가 많을수록 frame rate가 감소한다.

동적 빔집속을 하기 위해서는 초음파를 송신할 때는 한 점에 집속을 하여 송신하고 수신시에는 수신 위치에 따라 지연시간을 변경시켜서 모든 위치에서 빔집속을 한다. 즉 송신시에는 기계적 빔집속에서처럼 한 점 빔집속을, 그리고 수신시에는 모든 점에서의 동적 빔집속을 하게 된다.[4-6] 이렇게 하면 송/수신 양방향에서 모두 기계적인 빔집속을 하는 것에 비해 훨씬 우수한 해상도를 갖는 영상을 얻을 수 있다. 이와 같이 동적 빔집속을 하기 위해서 그림 2-2과 같은 어레이로 이루어진 변환자와 빔집속 시스템을 사용한다. 동적 빔집속은 송신 시에는 집속 점을

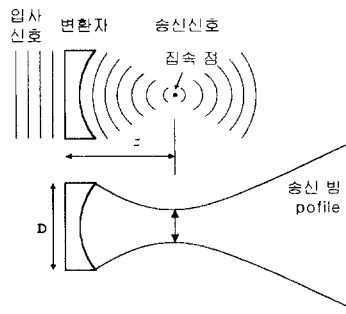


그림 2-1. 기계적 빔 집속에 의한 송신 빔 패턴

고정시켜 두고 수신 시에는 위치에 따라 지연 시간을 바꾸어서 집속하기 때문에 frame rate의 저하가 없으면서 좋은 해상도를 얻을 수 있다. 그러나 동적 집속을 하는 시스템은 초음파 빔을 얻는 모든 위치에서 시간 지연을 변경해야 하므로 변환자의 각 어레이별로 많은 하드웨어가 요구된다. 결과적으로 측방향 해상도는 변환자의 크기에 따라 결정되는데 변환자가 클수록 집속 점에서 빔의 폭은 좁아지지만 집속점을 벗어난 곳에서는 빔의 폭이 급격히 넓어지므로 동적 집속의 경우에도 전체의 해상도를 고르게 하기 위해서는 변환자의 크기에 제한을 받게되고 결과적으로 해상도 증대에 제한을 가져온다.

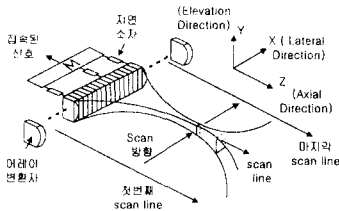


그림 2-2. 어레이 변환자를 이용한 빔 집속 시스템

그림 2-2에서 elevation 방향은 기계적인 빔집속을 하였다. 측방향(lateral direction)의 빔집속은 송신 시에는 변환자 어레이에서 펄스를 송신하는 시간을 다르게 해 주므로써 임의의 한 점에서 빔집속을 한다. 그리고 수신시에는 변환자 어레이로 들어오는 수신신호를 지연소자를 이용해서 빔의 위치에 대응되는 지연시간만큼 연속적으로 지연시간을 변경해서 더하여 모든 위치에서 집속된 빔을 얻을 수 있다. 이를 위해 지연소자는 지연시간을 임의로 조절할 수 있는 회로로 구성한다.

그림 2-3은 그림 2-2에서 사용하는 변환자의 단면을 그린 것이다. 이와 같은 어레이 구조를 갖는 변환자를 사용해서 빔집속을 하는 경우에 빔 패턴을 식 (15)를 이용해서 구할 수 있다. 즉, 빔집속을 하는 경우의 빔 패턴은 변환자의 푸리에 변환으로 나타나므로 그림 2-3과 같은 변환자 형태를 푸리에 변환하면 측 방향 빔 패턴을 얻을 수 있다. 보통 변환자는 2차원 평면 구조를 갖지만 여기서는 elevation 방향은 기계적인 빔집속이 되어 있으므로 이의 영향을 무시하고 여기서는 측방향의 빔 패턴만을 고려한다. 변환자 구조에 대한 푸리에 변환을 용이하게 하기 위해서 변환자 어레이를 만드는 과정을 그림 2-3에서 보인다. 즉 폭이 D 인 변환자를 a 간격으로 샘플링하고 이를 폭이 w 인 rectangular 함수와 convolution한다. 그 결과 그림 2-3의 왼쪽과 같은 변환자 어레이를 얻을 수 있다. 이 과정을 따라서 변환자의 모양을 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$s(x, y) = \{ [\text{rect}(\frac{x}{D}) \text{comb}(\frac{x}{a})] * \text{rect}(\frac{x}{w}) \} \text{rect}(\frac{y}{h}) \quad (16)$$

빔 패턴은 식 (16)처럼 표현된 변환자의 푸리에 변환으로 다음과 같이 구할 수 있다.

$$h(x_z, y_z) = F[s(x_o, y_o)] (\frac{x_z}{\lambda z}, \frac{y_z}{\lambda z}) = \sin c(\frac{x_z w}{\lambda z}) \sum_{n=-\infty}^{\infty} \sin c[D X (\frac{x_z}{\lambda z} - \frac{n}{a})] \times [\text{rect}(\frac{y_o}{h}) * \exp(i \frac{k y_o^2}{2z})] \quad (17)$$

식 (17)의 푸리에 변환은 그림 2-4와 같은 빔 패턴이 된다. 그림 2-4에서 (a)는 빔을 어레이 변환자 중심에 focusing 만하는 경우의 빔 패턴이고 (b)는 빔을 어레이 변환자의 중심이 아닌 다른 각도로 steering을 하는 경우의 빔 패턴을 나타낸다.[8]

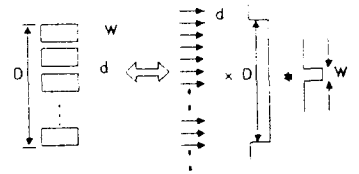


그림 2-3. 변환자 어레이의 구조

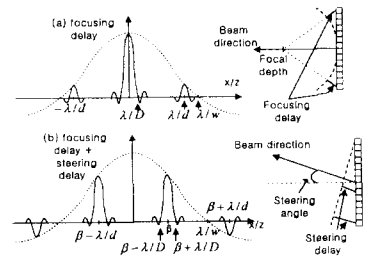


그림 2-4. 변환자 어레이에 의한 빔 패턴 (a) focusing만 있는 경우 (b) steering이 있는 경우

3. 빔집속 시스템을 갖는 초음파 영상 진단장치의 구조

어레이 변환자를 사용하여 초음파 빔을 집속하는 초음파 영상 진단장치의 구성은 그림 3-1과 같다. 어레이 변환자로 들어온 초음파 신호를 빔집속 시스템 (beamformer)로 집속을 한 후에 RF input module에서 envelope detection을 하고 그 결과 신호를 이용해서 Doppler 신호와 Color flow 신호를 검출한다. 송수신 빔집속의 원리를 그림 3-2과 3-3에 나타내었다. 송신 집속시에는

그림 3-2 에서처럼 어레이 바깥쪽의 변환자에서 초음파 신호가 먼저 출발하도록 하여 한 점의 집속 점에서 모두 같은 시간에 도달하여 위상이 같은 상태로 더해지도록 한다. 따라서 이 점에서는 초음파가 합쳐지는 시점에 초음파의 진폭이 최대로 된다. 이점 이 외의 장소에서는 신호가 같은 시간에 도달하지 않으므로 위상이 서로 상쇄되어 산호가 매우 약해진다.[11]

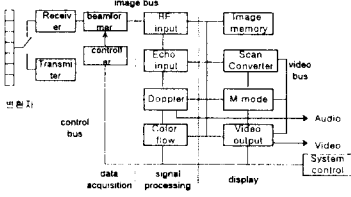


그림 3-1 초음파 진단장치 구조

이렇게 송신된 초음파가 인체내의 어떤 target에 의해 반사 또는 산란된 신호가 다시 어레이 변환자로 수신된다. 수신시에도 집속을 하는데 원리적으로는 송신시의 집속과 동일하다. 이를 그림 3-3에 나타내었다. 즉, 원하는 집속 점으로부터 반사되어 돌아오는 신호가 있다면 이 신호는 각각의 변환자 element에는 다른 시간에 도달하게 되는데, 이 각각의 신호들의 시간차를 보상하도록 서로 다른 시간지연을 준 다음 모두 합하게 되면 원하는 점으로부터 온 신호가 서로 보강되어 결과적으로 커지게 된다. 그러나 이 때는 scan line 상의 모든 영상점을 집속 점으로 하여 초음파의 진행 속도에 맞추어 가까운 곳으로부터 먼 곳으로 연속적으로 이동시켜가며 집속을 행할 수 있다. 이렇게 하는 것을 보통 동적 집속이라 한다. 측방향 해상도는 송/수신 집속의 종

합으로 결정되는데, 수신시에는 모든 점에서 동일한 빔집속을 하게 되지만, 송신 집속시에는 집속 점을 고정시킬 수 밖에 없으므로 종합적인 측방향 빔집속은 송신 집속 점에서 가장 좋고 그 외의 위치에서는 비교적 나쁘게 된다.

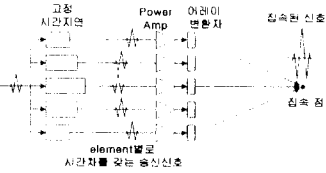


그림 3-2. 송신 빔집속의 개념도

그림 3-3에서 가변시간 지연을 주는 회로를 보통 빔집속 시스템이라 하고 초음파 영상 진단장치에서 가장 큰 부분을 차지하며, 초음파 영상 진단장치의 성능을 결정하는 가장 중요한 부분이다. 특히 이 부분은 동일한 회로가 어레이의 모든 element에 하나씩

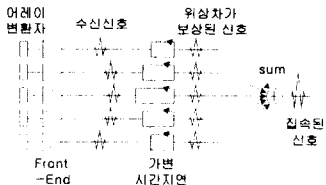


그림 3-3. 동적 수신 빔집속의 개념도.

필요하므로 하드웨어가 매우 크다.

90년대 초반까지는 빔집속 시스템을 아날로그 회로로 구현하였으며 그 구성도는 그림 3-4와 같다. 아날로그 빔집속 시스템은 지연소자를 스위칭 회로를 이용해서 LC delay line의 지연시간을 변화시켜서 빔을 집속한다. 그림에서 처럼 mux를 이용해서 필요한 시간만큼 지연소자를 선

택하고 이를 출력시켜 다른 어레이 element에서 나온 출력과 더하여 집속된 신호를 얻는다. 아날로그 빔집속 시스템은 아날로그 지연소자의 값을 정확하게 제어하기 어렵기 때문에 위치에 따른 정확한 시간 지연을 줄 수 없다. 따라서 시간 지연 오차에 따른 빔의 sidelobe가 크게 발생한다. 또한 L/C 지연소자의 고유한 문제들, 즉 내부의 손실 및 impedance mismatching뿐 아니라 L/C 지연소자를 스위칭 할 때 발생하는 jitter는 수신 초음파에 잡음으로 작용하여 영상의 질을 떨어뜨리는 요인이 된다. 그리고 아날로그 빔집속 시스템은 지연 양자화 오차를 최소화하기 위해서 지연소자의 수가 많아지게 되므로 전체적인 빔집속 시스템은 매우 복잡하고 커지게 된다.

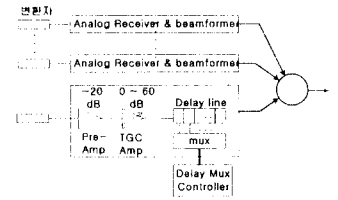


그림 3-4. 아날로그 지연소자를 이용한 빔포밍 시스템

4. 디지털 빔집속 시스템

4.1 디지털 빔집속 시스템의 특징

빔집속 시스템이란 초음파 영상 진단장치내에서 트랜스듀서에서 수신된 RF 초음파 신호를 빔집속을 하려는 위치에 따라 각 elements 별로 신호를 지연한 후 합성하여 메인로브의 폭이 매우 좁은 집속화된 빔패턴을 만드는 장치이다. 최근의 High-End 제

품들은 아날로그 형태의 빔집속 시스템보다 더욱 정밀하고 다양한 기능을 제공하는 디지털 빔집속 시스템을 대부분 사용하고 있다.

디지털 빔집속 시스템은 데이터 메모리, 그리고 보간기(interpolator)등으로 구성되어 있다. 일반적으로 높은 해상도의 영상을 합성하기 위하여 디지털 빔집속 시스템에서 요구하는 샘플링 속도는 $16f_0$ 정도이다. 초음파의 최대 주파수가 10MHz라고 하면 160MHz의 샘플링 속도가 필요하다는 것을 의미한다. 최근의 하드웨어 기술은 이러한 속도로 빔집속하기 어려우며, 가격 면에서나 하드웨어의 구성 면에서 주변소자 역시 고속의 소자들을 필요로 하기 때문에 대부분의 디지털 빔집속 시스템에서는 공통적으로 $4f_0$ 정도의 샘플링 속도로 RF 신호를 디지털화 한후 보간기법을 사용하여 $8f_0$, 혹은 $16f_0$ 의 효과를 갖도록 하는 방법을 사용하고 있다.[9-13] 또한 시스템의 동작 속도나 메모리의 용량 등에 대한 부담을 줄이기 위해 오차의 허용범위 내에서 시스템을 단순화하고 알고리즘을 근사화해서 사용하고 있다. 보간기와 데이터 합성기의 위치 및 보간방법을 고려해 볼 때 기존의 디지털 빔집속 시스템은 여러 가지가 있으나 여기서는 아래의 2가지 예만을 들도록 한다.

- a) Phase Rotation Beamformer
- b) Interpolation Beamformer

4.1 Phase Rotation Beamformer

이 시스템은 위상회전기(Phase Rotator)를 이용하여 보다 정밀하게 지연시간을 적용할 수 있다.[14, 15]

위상 회전기는 지연 시간을 다

음과 같이 위상의 형태로 바꾸어서 수신되는 RF 신호의 위상에 곱해주면 원하는 만큼 지연을 갖는 신호를 얻을 수 있다.

$$\phi_0 = \omega_0 \Delta \tau \quad (18)$$

식 (18)에서 ω_0 는 신호의 주파수이며, $\Delta \tau$ 는 지연시간을 의미한다. $\Delta \tau$ 에서 샘플링 간격의 정수배에 해당하는 rough delay를 빼고 남은 fine delay를 구하고 이에 대응되는 위상 값을 계산한다. 이 값을 위상 회전에 적용하여 다음 식(19)로부터 fine delay를 포함한 샘플값을 얻는다. 이 과정을 그림 4-1에 나타내었다.

$$\begin{aligned} I' &= I \cos \phi_0 - Q \sin \phi_0 \\ Q' &= I \sin \phi_0 + Q \cos \phi_0 \end{aligned} \quad (19)$$

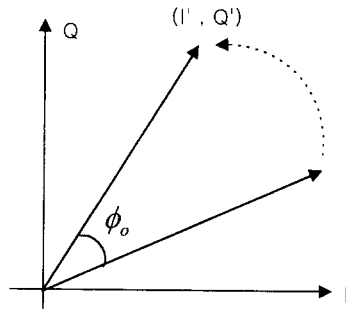


그림 4-1. 위상회전

그림 4-2는 위와 같은 위상 회전을 사용하여 4채널 빔집속을 수행하는 과정을 나타낸 것이다. 그림에서 A/D 변환기 부분에서는 RF 신호를 $4f_0$ 로 샘플링을 한다. 그리고 복조하는 과정에서 I와 Q 성분을 구해서 지역통과필터를 통과시켜 baseband 신호를 얻는다. Decimator에서는 메모리의 용량을 줄이기 위하여 4:1의 decimation을 수행하게 되

므로 출력은 다시 f_0 의 샘플링 주파수를 갖는 신호가 된다. 정량적인 예를 들어, 만약 5MHz의 주파수를 갖는 신호를 사용한다면, 샘플링 주파수는 20MHz가되며, 4:1로 하였기 때문에 출력은 5MHz로 샘플링한 데이터가 된다. 그리고 메모리에서 읽혀진 데이터는 캐리어가 갖는 주기의 1/32정도 정밀도를 갖는 위상 회전을 통과하여 정밀한 시간지연을 갖게된다.

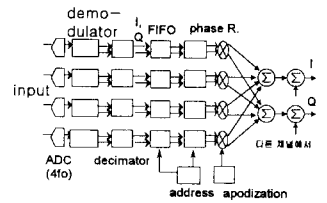


그림 4-2. 4채널 phase rotation beamformer

이 알고리즘의 전체 시간 지연은 FIFO 메모리에서 데이터를 읽는 시간을 조정하여 $1/f_0$ 의 정수배에 해당하는 시간지연과 위상 회전을 통하여 캐리어 주기의 1/32의 정밀도의 세밀한 지연을 얻게 된다. 그러나 여러 개의 데이터를 이용해서 정밀한 한 점의 데이터 값을 구하는 것이 아니고, 필요한 한 점의 데이터를 바로 앞의 데이터를 위상 회전시켜서 구하는 것이기 때문에 신호의 대역폭이 넓으면 오차가 커지는 단점이 있다.

4.3 Interpolation Beamformer

그림 4-3의 빔집속 시스템은 세밀한 지연시간을 갖는 데이터를 얻기 위하여 RF 데이터를 보간(interpolation)하는 방법을 사용하고 있다. 또한 이 빔집속 시

시스템은 각 채널마다 보간기를 갖고 보간 후 합성하는 구조로 이루어져 있다. 어드레스 발생기에서 지연시간을 계산하고 이를 FIFO와 보간기를 제어하는 신호로 사용한다. 제어신호에는 지연시간에 대응하는 데이터를 FIFO에서 출력시키도록 하고 또한 보간기의 계수를 결정하는 역할을 한다. $4f_0$ 간격의 시간지연은 FIFO의 출력을 제어해서 얻고 그 이하의 세밀한 지연시간은 보간기의 계수를 제어하여 얻는다. 보통 전자의 지연을 rough delay, 후자의 지연을 fine delay라고 한다. 디지털 데이터의 보간은 그림 4-4와 같은 FIR 디지털 필터를 사용하여 간단히 수행할 수 있으므로 보간을 위한 디지털 필터의 계수 값을 미리 결정하고서 수신된 RF 데이터의 보간에 사용하게 된다.

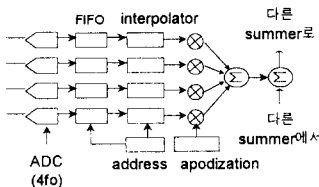


그림 4-3. 4 채널 interpolation beamformer

이 시스템은 RF 데이터를 모두 보간하는 것이 아니라, 원하는 만큼의 세밀한 시간 지연을 갖는 데이터만을 보간 해내는 방법이라고 할 수 있다. 따라서 불필요한 데이터의 생성이 없다. 또한 천이 레지스터의 그룹을 병렬로 여러개 연결한다면, 서로 다른 지연 시간을 갖는 여러개의 수신라인을 동시에 얻을 수도 있다. 지연 시간의 정밀도는 그림 4-5에서 보는 바와 같이 샘플링 주기의 1/4이다.

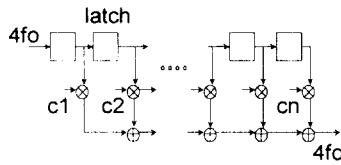


그림 4-4. FIR 필터를 이용한 보간기의 구조

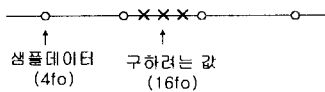


그림 4-5. 보간을 이용해서 얻는 데이터의 위치

5. 결 론

초음파 영상 진단장치의 원리와 영상의 해상도를 증가시키기 위한 빔집속 방법들에 대하여 알아 보았다. 기존의 아날로그 빔집속 방식은 크기가 크고 손실, 잡음 및 해상도의 저하로 인해 현재는 high-end 제품에서는 잘 사용하지 않는다. 현재는 대부분 디지털 빔집속 시스템을 사용하고 있는데 이 부분이 초음파 영상의 성능을 결정하는 가장 중요한 부분이므로 선진각국에서는 보다 더 우수한 디지털 빔집속 시스템의 개발을 위해 많은 노력을 하고 있다.

선진각국에서는 자신들의 고유한 디지털 빔집속 시스템을 사용하고 있으며 시스템의 구성뿐만 아니라 성능에서도 약간씩의 차이를 보이고 있다. 가장 큰 이유는 디지털 빔집속 기술이 점점 발달하여 계속해서 우수한 빔집속 기술이 개발되고 있기 때문이라고 할 수 있다. 그리고 또 하나의 이유는 디지털 빔집속 시스템의 개발 시점과 관계가 있는 것으로 보인다. 초기에 개발된

시스템들은 그 당시의 ASIC 구현 수준에 맞추어 자신들의 시스템을 설계했을 것이다. 급속히 발전하는 device 기술에 따라 과거에는 불가능하거나 가격 문제로 구현하기 어려웠던 방식들도 현재는 구현이 가능해지고 있다.

현재에도 phase aberration correction, two-way focusing 및 harmonic imaging 등 여러 분야에서 새로운 초음파 신호처리 기술이 개발되고 있으므로 영상의 질은 계속 향상되리라고 예상된다. 초기의 초음파 영상에 비해 현재의 초음파 영상은 비약적인 발전을 거듭하고 있는데, 이는 빔집속으로 대표되는 초음파 신호처리 기술의 발달 덕분으로 생각할 수 있다. 따라서 보다 더 우수한 성능의 디지털 빔집속 시스템을 구현하기 위한 빔집속 기술의 개발에 대한 지속적인 노력이 요망된다.

참 고 문 헌

- [1] Albert Macovski, Medical Imaging systems, Prentice-Hall
- [2] Joseph W. Goodman, Introduction to Fourier Optics, McGraw-Hill
- [3] Gernare D. Steinberg, "Principles of Aperture and Array System Design", John Wiley & Sons.
- [4] M. H. Lee and S. B. Park, "A new continuous dynamic focusing technique in ultrasound imaging," Electronics Letter, vol. 21, No. 17, pp. 749-751, 1984.
- [5] 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.
- [6] J. H. Kim, T. K. Song, and S. B. Park, "A pipelined sampled delay focusing in ultrasound imaging systems," *Ultrasonic Imaging*, vol. 9, pp. 75-91, 1987.
- [7] G. F. Manes, C. Atzeni, and C. Susini, "Design of a simplified delay system for ultrasound phased array imaging," *IEEE Trans. Sonics and Ultrasonics*, SU-30, pp. 350-35, 1983.
- [8] D. L. Linden, "A discussion of the sampling theorem," *Proc. IRE* 47, pp. 1219-1226, 1959.
- [9] O. D. Grace and S. P. Pitt, "Sampling and interpolation of bandlimited signals by quadrature methods," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 48, pp. 1311-1318, 1970.
- [10] R. G. Pridham and R. A. Mucci, "Digital interpolation beamforming for low-pass and bandpass signal," *Proceeding of IEEE*, vol. 67, no. 6, pp. 904-919, 1979.
- [11] M. H. Bae, I. H. Sohn, and S. B. Park, "Grating lobe reduction in ultrasonic synthetic focusing," *Electronics Letters*, vol. 27, no. 14, pp. 1225-1227, 1991.
- [12] M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation," *Ultrasonics Symposium*, pp. 1495-1498, 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] Ultrasound imaging system with improved dynamic focusing, 특허번호 5,230,340, GE, 1993.
- [15] Jeong M. K., et al., "Generation of Sinc wave by a one dimensional array for applications in ultrasonic imaging", *IEEE. UFFC*, vol.43, no.2, March, 1996.
- [16] G. S. Kino, P. D. Corl, S. Bennet, and K. Peterson, "Real time synthetic aperture imaging system," *IEEE ultrasonic Symposium*. pp.722-731, 1980.
- [17] P.D.Corl, G.S.Kino, C.S. Desilet, and P.M.Grant, "A digital synthetic focus imaging system," in *Acoustical Holography*, vol. 8, A.F.Metherell, ed. New York:Plenum, 1980, pp. 39-53.
- [18] Olaf T. Von Ramm and Stephen W. Smith, "Beam Steering with Linear Arrays", *IEEE Trans. on Biomedical Eng.* vol. BME-30, no. 8. August, 1983
- [19] Beamforming apparatus and method for ultrasonic imaging systems, ATL, 특허번호 4, 387, 597, 1983.
- [20] Variable focusing in ultrasound imaging using non-uniform sampling, GE, 특허번호 4,669,314, 1987.

<안형근 위원 >