

초음파진단기의 Beam Simulation

배무호, 이승우
(주)메디슨 연구소

Beam Simulation in Diagnostic Ultrasound

M. H. Bae, S. W. Lee
R&D Center, Medison co. LTD.

Abstract - The 2-way beam simulation for the diagnostic ultrasound is performed with simplified computation by approximating the transducer and the system. The results show that the simulation program can be used as a good system design tool.

1. 서론

초음파진단기의 성능 가운데에 lateral resolution은 중요한 요소이다. System을 설계할 때나 검증할 때 이 lateral resolution이 어떻게 될 것인가 또는 설계치와 얼마나 차이가 나는가 등을 알기 위한 수단으로 beam simulation을 행한다. 어떤 요소가 image에 어떤 영향을 미치는지 알아야 system을 잘 설계할 수 있고 또 잘 검증할 수 있으며 개선할 점을 잘 설정할 수 있다. 실제의 system에서 어떤 요소가 어떤 영향을 미치는 지를 간단히 알 수 있는 경우는 그다지 많지 않고, 이를 알기 위하여 system을 변경하기도 어렵거니와 또 하나를 변경하면 다른 부분에도 영향을 미치게 되어 원인과 결과를 분리하기 어려운 경우가 많다. 반면에, simulation의 경우는 이러한 어려움이 없다. 단, simulation은 관심있는 현실을 얼마나 정확히 modeling하였는가에 따라 그 결과가 결정된다.

초음파진단기의 설계에 있어서 일반적으로는 계산량을 고려하여 1-way beam simulation이 주로 행해지나, 이것만으로는 실제 system에서의 상황과 다르고, 여러가지 현상을 파악하기에는 다소 부족하다. 본 논문에서는 관심사를 main-lobe 부근의 특성에 국한시키고 대폭 근사화함으로써 비교적 단순히 transmitter 및 beamformer를 modeling, 여러 가지의 설계조건하에서 2-way beam pattern(point target image)을 구할 수 있게 하였다.

2. Simulation Strategy

2.1. Goal

다양한 설계조건하에서 2-way beam pattern (infinitesimal point target image)를 얻음이 본 논문의 목적이다.

현재 구현된 조건 :

target
target position (x,z)
Probe
probe lateral geometry including
probe type (linear or convex array)
element spacing distance / spacing angle
of element
center frequency
bandwidth
Beamforming
TX apodization function :
Rectangle, Hanning, Hamming, Blackman
RX apodization function
Rectangle, Hanning, Hamming, Blackman
TX f number
RX f number
of Tx channel
of Rx channel
System & Image
focusing delay temporal resolution
image dynamic range
image size, pixel distance
Error
No error, gain and/or phase error (Tx, Rx 각각)

2.2 Modeling

2-way beam pattern (infinitesimal point target image)를 simulation할 경우 modeling을 단순화하지 않으면 엄청난 계산량으로 말미암아 곤란해진다. 따라서 본 논문에서는 아래와 같은 가정을 함으로써 단순하면서도 목적에 부합하는 modeling을 할 수 있었다.

- 2차원 공간, 1차원 array transducer
- 모든 구성요소는 linear & time invariant
- array element : point source, 단 directivity는 gain만을 CW경우의 값으로 고려
- 왕복한 pulse 모양의 근사화 : 어느 element가 쏘고 어느 element가 받았느냐에 무관하게 다음의 식으로 표현[1] :

$$h(t) = A \cdot t^3 \cdot e^{-\sigma t} \cdot e^{j\omega t} \quad (1)$$

단, σ 는 실측에서 얻은 파형과 가장 유사하도록 함.

- Attenuation & diffraction roll off : TGC가 보상했다고 보고 무시
- Frequency dependent attenuation : 무시
- Detection : Analytic signal을 송수신한 것으로 생각[2], 어떤 시점에서건 이상적인 detection 가능

결과적으로 초음파 imaging은 다음과 같은 단순한 수식으로 표현된다.

$$I(x, z) = K \operatorname{compr} \left(\left| \sum_i \sum_j c_{i,j} h(t - t_g + t_t + t_r) \right| \right) \quad (2)$$

이 때,

$I(x, z)$ 는 x, z 점에 해당되는 Image의 pixel에 mapping될 Brightness이고,

$\operatorname{compr}()$ 는 log compression function으로, 다음과 같이 주어지며,

$$\operatorname{compr}(x) = 20.0/DR \cdot \log_{10}(x) + 1, \quad (3)$$

이 때,

$0 \leq x \leq 1$ 이고,

DR은 dB단위로 나타낸 x 의 dynamic range이다.

K는 0 -1사이의 값을 적당한 integer range에 mapping하는 상수이다.

i 는 송신하는 element의 index, j 는 수신하는 element의 index,

$c_{i,j}$ 는 i 번째 element에서 송신한 신호를 j 번째 element로 수신했을 때 고려해야 할 모든 gain을 나타내고, 여기서는 element directivity, apodization factor, system의 오차 등이 고려되며, 이 때 element directivity는 여기서는 다음과 같이 고려하였고[3],

$$d = \frac{\sin\left(\frac{\pi W \theta}{\lambda}\right)}{\frac{\pi W \theta}{\lambda}} \quad (3)$$

여기서

λ 는 transducer element width,

W 는 초음파의 파장

θ 는 element정면과 beam이 이루는 각도를 나타낸다.

t_g 는 송신한 element로부터 target을 경유, 수신할 target에 이르는 동안의 시간경과를 나타내고, 매질의 불균일성에 따른 오차를 포함할 수도 있고,

t_t 는 송신집속을 위한 focusing delay,

t_r 은 수신집속을 위한 focusing delay를 나타낸다.

t_1, t_2 은 system 설계시 불가피한 temporal quantization error 등을 포함하도록 할 수 있다.

3. Simulation Results

3.1. Default Simulation Parameter

Probe : 일반적 transducer로써,

Curved Linear Array:

3.5MHz/40R/128EL/90°, BW 2.4MHz

Linear Array :

7.5MHz/38mm/128EL, BW 4.1MHz

의 2가지

Beamforming

TX apodization function : No(Rectangle) window

RX apodization function : Hanning window

TX dynamic aperture f number

= 1.5 for 3.5MHz CLA, 2.0 for others

RX dynamic aperture f number

= 1.5 for 3.5MHz CLA, 2.0 for others

of Tx channel = 64

of Rx channel = 64

System & Image

image dymic range = 40dB

image size = 2cm*1cm for 3.5MHz,
1cm*0.5cm for 7.5MHz probe

Error

No error

기타

초음파의 속도 : 1540m/sec

3.2. Results : Curved Linear Array 3.5MHz

[그림 1] TX, RX Channel Number (Tx Ch. # = Rx Ch. #)

Tx foc. point [mm]	Target z [mm]	16Ch.	32Ch.	48Ch.	64Ch.
60	30				
	60				
	90				
	120				
	150				
120	30				
	60				
	90				
	120				
	150				

초음파 진단기의 Beam Simulation

[그림 2] System Bandwidth (Tx ch # = Rx Ch # = 48, RX, TX 모두 no apodization)

Tx foc. point [mm]	Target z [mm]	BW = 0.5MHz	BW = 1.5MHz	BW=2.0 MHz	BW=2.4 MHz
60	30				
	60				
	90				
	120				
	150				

[그림 3] System Bandwidth vs. Apodize (BW in MHz, Tx ch # = Rx Ch # = 48)

Tx foc. point [mm]	Target z [mm]	BW=0.5 NoApod	BW=0.5 Apod	BW=2.0 NoApod	BW=2.0 Apod
60	30				
	60				
	90				
	120				
	150				

[그림 6] RX Channel Gain Difference

(Tx & Rx Channel # = 48, no apodization, difference standrd deviation = 0.3)

Tx foc. point [mm]	Target z [mm]	No Difference	Difference
60	30		
	60		
	90		
	120		
	150		

3.3. Results : Linear Array 7.5MHz

[그림 4] System Clock Frequency (Focusing Delay Temporal Resolution)

Tx foc. point [mm]	Target z [mm]	Ck = 61.6MHz	Ck = 100MHz	Ck = 200MHz	Ck = 1GHz
30	15				
	30				
	45				
	60				
	75				
60	15				
	30				
	45				
	60				
	75				

4. Discussion

4.1. Tx & Rx Focal Point

Tx와 Rx의 focal point가 다른 경우 그 결과로서의 image를 예측하기는 쉽지 않고, 주로 simulation에 의존하게 된다. 여기에서의 simulation results로부터 이와 관련한 경향을 알 수 있다.

4.2. Apodization : Apodization과 Probe Band Width

Beam을 쉽게 해석할 때 CW model을 많이 쓴다 [3]. 이 때는 one-way beam profile이 apodization function의 Fourier transform으로 주어지므로 apodization을 사용하지 않은 경우 (rectangle apodization) beam pattern은 sinc function이 되어 심한 side lobe가 생기고, 이를 줄이기 위해 예를 들어 Hanning apodization을 쓰면 side lobe level이 40dB정도 이하로 떨어져서 apodization의 효용이 매우 잘 드러난다. 이와는 달리 실제의 wide-band의 경우는 beam pattern은 간단한 수식으로 표현되지 않으며, side lobe나 grating lobe는 CW의 경우처럼 분명히 구별되어 보이지 않고 더욱이 RF의 wave form에 따라서도 양상이 달라지며 쉽게 예측이 되지 않는다. 이는 wide band 신호를 다양한 주파수와 위상을 갖는 CW들의 중첩으로 생각하여 이해할 수도 있다. Side lobe나 grating lobe의 위치는 신호의 주파수와 관계있기 때문이다. 이 때에는 apodization의 영향을 수식으로 예측하기는 어렵고 거의 simulation에 의존할 수 밖에 없다. 결과적으로 wide-band의 경우에는 [그림 2]에서 보듯이 apodization의 효과가 점차 감소함을 알 수 있고, 또

여러 가지 apodization function을 사용해 보아도 구분은 잘 되지 않는다. 한 가지 유의할 점은, depth가 깊을 수록 high-frequency component의 감쇄가 심해져서 차차 narrow band가 되어 simulation의 상황과는 달라지므로 apodization의 효과가 상대적으로 클 것이다.

4.3. Focusing Delay Accuracy

이상적인 경우 focusing delay는 오차가 없으나, 실제 system에서는 항상 어느 정도의 오차를 가지게 되고, 이 오차를 어느 정도가 되도록 설계하는가를 결정할 필요가 있다. 이 오차의 영향은 high-frequency probe일수록 더욱 심해진다. 7.5MHz probe의 경우 16.2ns의 accuracy로는 어느 정도 focusing의 quality가 저하된다. 하지만, simulation 결과에 따르면 point target에서 그러한 오차로써 발생하는 lobe들이 그다지 밝지 않아 정상적인 tissue에서의 speckle pattern에 묻힐 정도라 판단된다.

References

- [1] N. Denisenko, G. Scarano, M. Matteucci, and M. Pappalardo, "An Approximate Solution of the Transient Acoustic Field," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol SU-32, pp. 821-827, 1985.
- [2] G. Gimenez, C. Cachard, and D. Vray, "Use of an Analytic Signal to Model Interaction Between an Acoustic Wave and a Moving Target with a Time-Dependent Velocity," *IEEE trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 37, No. 2, pp. 196-203, May 1990.
- [3] A. Macovski, *Medical Imaging Systems*, Prentis-Hall, Inc., New Jersey, 1983.
- [4] M. H. Lee and S. P. Park, "New Continuous Dynamic Focusing Technique in Ultrasound Imaging," *Electronics Letters*, Vol. 21, No. 17, pp. 749-751, 1985.