

초음파 영상에서 Multi-element Receive Synthetic Focusing을 이용한 그레이팅 로브 감축

이종석, 안영복

건국대학교 공과대학 전자공학과

A Reduction of Grating Lobe By Using the Multi-element Receive Synthetic Focusing In Ultrasonic Image

J. S. Lee, Y. B. Ahn

Department of Electronic Engineering, College of Engineering Konkuk University

ABSTRACT

In this paper, we propose the method that reduce the grating lobe in the ultrasound synthetic focusing images. synthetic focusing images have more larger and closer grating lobe than conventional phased array images and more lower signal to noise ratio. so, we represent the method that reduce the grating lobe by using multi element receive focusing. experimental results are showed that the proposed multi element receiving method reduce the grating lobe and increase the signal to noise ratio.

1. 서론

요즘 초음파를 이용한 의료영상 장치는 날로 발전을 거듭하고 있다. 초음파 영상획득에 있어서 송,수신시 집속(focusing)은 영상의 질을 결정하는 중요한 요소이다. 이러한 집속은 트랜듀서 어레이 소자에서 초점까지의 초음파 진행 경로 차를 보상해서 각 엘리먼트에서 받은 초음파 신호가 상호 보강해서 더해지도록 하는 것이다. 제한된 기하학적 초점 근처에서는 집속에 의하여 해상도가 증가 되지만 초점에서 벗어난 곳은 해상도가 좋치 못하다. 기존의 시스템들은 하나의 깊이에 대해서만 송,수신 집속을 모두하거나 몇 개의 깊이에 대해 적절한 송,수신 집속을 하는 다중 깊이 집속 방식 (multi zone focusing)을 사용하는데 해상도가 균일하지 못하다.¹⁾ 고정된 송신 초점 깊이에 대해 수신 사이

클 동안 각 깊이에서 되돌아 오는 경로차에 의해 수신 집속을 바꾸어주는 동적 집속 방식 (dynamicfocusing)도 있는데 이 경우에는 많은 수의 delay line과 고속의 스위치가 요구되므로 하드웨어가 매우 복잡하여 구현하는데 어려움이 많다. 이에 비하여 synthetic focusing은 한번에 트랜듀서의 한 엘리먼트로 송신하고 같은 엘리먼트로 수신하여 샘플링한 신호를 모든 엘리먼트에 대해 얻어서 메모리에 저장한 뒤 이 데이터로부터 원하는 모든 지점에 대해 집속을 하는 방법이다. 이러한 synthetic focusing으로 각각의 초점은 균일한 해상도를 얻을수 있다. 또한 송,수신시 지연시간을 고려하지 않으므로 하드웨어가 단순해 지고 모든점에서 좋은 해상도를 얻을수 있는 장점 때문에 최근 초음파를 이용한 비파괴검사(NDE)와 의료용 초음파 영상 시스템에서 많은 연구가 진행되고 있다.²⁾ 그러나 synthetic focusing이 갖는 문제점들은 신호대 잡음비가 약하며 모든 소자에 대해 순차적으로 송,수신후 합성하므로 실시간 처리가 어렵고 motion artifact가 생긴다. 또한 그레이팅 로브가 기존의 경우보다 커진다는 것이다. 본 논문에서는 신호대 잡음비를 개선하고 그레이팅 로브를 줄이기 위하여 수신시 여러 소자들을 동시에 synthetic focusing하는 방법과 그 실험 결과들을 제시한다.

II. Synthetic Focusing 방법

Synthetic focusing 방식은 한번에 트랜듀서의 한 엘리먼트로 송신하고 반사되어 돌아온 신호를 같은 엘리먼트로 수신하는 것이다. 그림1에서와 같이 수신된 신호는 멀티플렉서와 증폭기를 거쳐 A/D 변

환기로 디지털화되어 저장된다. 저장된 신호는 전혀 집속이 되지 않은 RF 신호로 엘리먼트의 위치와 초점까지의 경로를 고려 하면 집속된 2D 영상을 얻을 수 있다.

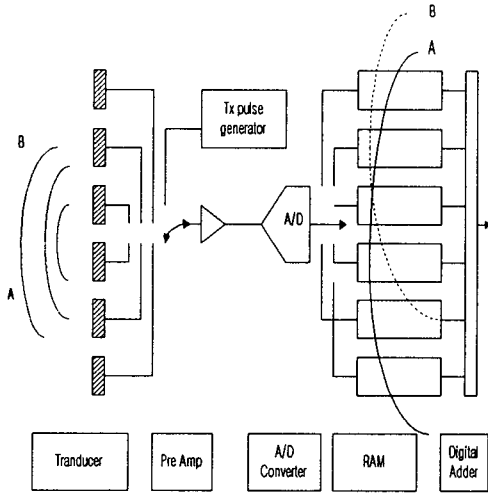


그림 1. Synthetic focusing 영상 시스템 블록도

그림2.에서는 synthetic focusing의 기하학적 구조를 나타내고있다. 트랜듀서의 한 엘리먼트에 대한 송수신 임펄스 응답 (impulse response)을 $p(t)\exp(j\omega t)$ 라 하면 i 번째 엘리먼트에서 송신하여 (x_s, z_s) 에서 되돌아 오는 신호는 다음식으로 표현된다.

$$e(t) = \int \int p[t - (r_s + r_s/c)] \exp j\omega[t - (r_s + r_s/c)] \frac{z^{3/2}}{r_s} \frac{z^{3/2}}{r_s} dx dz \quad (1)$$

r_s 는 트랜듀서의 한 엘리먼트상의 x 점에서 산란체까지의 거리 이고, t 는 초점 거리까지의 왕복시간이다. 식(1)에서,

$$r_s = [(x_s - x(i))^2 + z_s^2]^{1/2} \quad (2)$$

$$t_{d(i)} = [(x_f - x_c(i))^2 + z_f^2]^{1/2} / C \quad (3)$$

$x_c(i)$ 는 트랜듀서 어레이의 i 번째 엘리먼트 중심점이다. 따라서 (x_f, z_f) 위치에 집속된 신호는 아래 식과 같다.

$$f(x_f, z_f) = \sum_{i=1}^N e_i(t(i)) = \sum_{i=1}^N \int \int p[t(i) - (r_s + r_s/c)] \exp j\omega[t(i) - (r_s + r_s/c)] \frac{z^{3/2}}{r_s} \frac{z^{3/2}}{r_s} dx dz \quad (4)$$

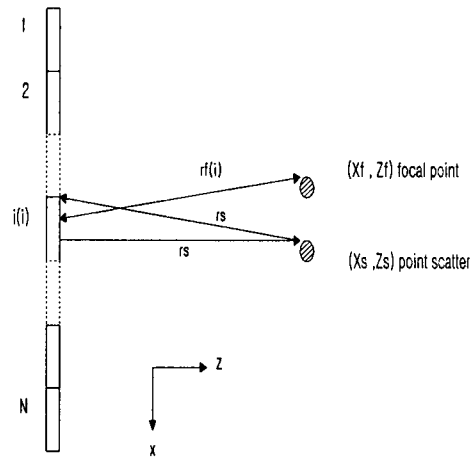


그림 2. Synthetic focusing의 기하학적 구조

III. Synthetic Focusing의 문제점

Synthetic focusing의 여러 장점에도 불구하고 실제 의료용 초음파 영상 시스템에 적용할 경우 신호대 잡음비 문제, motion artifact, 그레이팅 로브 문제, 실시간 처리등이 문제가 된다. 하나의 엘리먼트를 사용하는 synthetic focusing은 기존의 B-mode보다 낮은 신호대 잡음비 때문에 영상의 질에 문제가 된다. 또한, 실시간 처리가 어려우며, 128개의 엘리먼트를 사용할 경우 첫 번째 엘리먼트와 마지막 128번째 엘리먼트를 쏘는 사이 시간간격 동안 물체가 움직임이 있을 경우에는 집속 흐려짐 (focusing blurring) 현상이 나타나게 된다. 그레이팅 로브는 트랜듀서 어레이가 원하는 지점에 집속된 실제 곡면이 아니라 이산적인 엘리먼트에 지연시간을 보상해 주도록 집속을 함에 따라 발생한다.

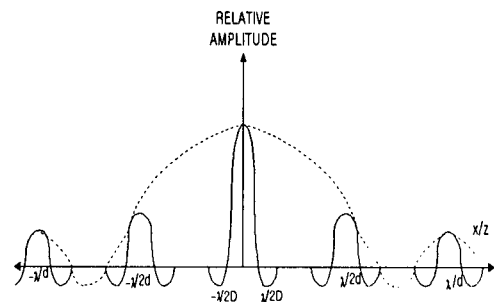


그림3. 선형 어레이의 원거리 필드 패턴

그림3.에서 보듯이 해상도를 좌우하는 메인로브가 중심축에서 $-\lambda/2D$ 에서 $\lambda/2D$ 에 있는데 트랜듀서의 전체 크기인 D 가 클수록 폭이 좁아지며, non synthetic focusing에 비해 해상도는 2배가 된다. 하지만 $\lambda/2d$ 의 간격으로 발생하는 그레이팅로브는 개별적인 소자들 간의 사이 간격 d 가 작아질수록 멀리 나타나게 되는데 non synthetic focusing의 경우보다 1/2 되는 지점에 가깝게 나타나게되며 크기 또한 커진다. 또한, 그림3.에서 보면 그레이팅 로브는 $\lambda/2d$ 를 주

기로 반복되어 나타나며 메인로브에 가까울수록 크기가 커서 영상의 질을 떨어뜨린다.

그림4.에서는 synthetic focusing의 경우에 그레이팅 로브가 생기는 각을 나타내고 있다. 여기서 그레이팅 로브가 생기는 각은 인접한 엘리먼트간의 초음파 왕복 경로차가 파장의 길이 λ 와 같아지는 각으로 아래식과 같게 나타낼수 있다.³⁾

$$\theta_g = \sin^{-1} \frac{\lambda}{2d}$$

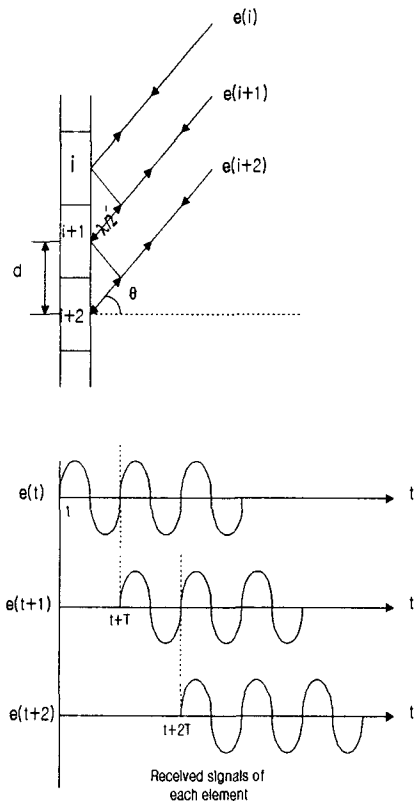


그림 4. synthetic focusing에서 그레이팅 로브가 발생하는 각도

그레이팅 로브의 크기와 위치는 어레이 엘리먼트의 배열간격, 엘리먼트의 배열간격, 엘리먼트 사이의 틈, 그리고 펄스의 사이클 수와 관계가 있다. 단일 엘리먼트간의 간격을 줄이는 방법을 사용할 경우 전체 구경(aperture)의 크기가 작아지므로 그만큼 해상도를 저하시키고, 송,수신 power가 감소하게 되므로 그레이팅 로브가 발생 하지 않을 만큼 엘리먼트의 배열 간격을 줄이기 어렵고, 같은 구경의 크기를 유지하기위해 엘리먼트 수를 늘린다면 그만큼 frame rate 이 감소 된다. 또 펄스의 사이클 수가 적으면 그레이팅 로브가 감소되지만 그 효과는 사이클수와 엘리먼트의 수의 비율 정도 이므로 미비하다.

IV. Multi-element receive method

Synthetic focusing에서 그레이팅 로브를 줄이고 신호대 잡음비를 높이는방법으로 이 논문에서는 이

웃하는 여러 엘리먼트에서 수신 신호를 동시에 받는 방법을 제시하고자 한다.

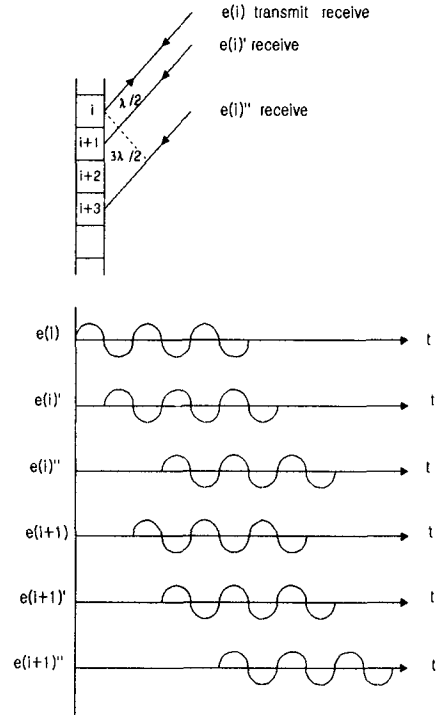


그림 5. multi- element receive 방법

그림5.에서 보면 i번째 엘리먼트로 송신한 신호를 기존의 synthetic focusing에서 처럼 i번째 엘리먼트로 수신하고 동시에 i+1번째와 i+3번째 엘리먼트로 같이 수신하여 집중한다. i번째 엘리먼트로 수신한 신호와 i+1번째 엘리먼트로 수신한 신호는 $\lambda/2$ 만큼의 경로차가 나고 i+3의 경우에는 $3\lambda/2$ 만큼의 경로차가 나게 된다. 즉 각각의 신호는 180° 와 540° 의 위상차를 갖는다. 결국, i번째 엘리먼트의 정면에서 충분히 먼곳에서 집중 되어 i번째 엘리먼트와 i+1번째 엘리먼트, i+3번째 엘리먼트로 동시에 수신한 신호가 동일한 집중 지연시간차를 갖게된다면 그레이팅로브는 180° , 540° 의 위상차를 갖고 더해져 첫 번째와 두 번째 그레이팅 로브는 각각 상쇄되게 된다.

V. 결과

실험결과에는 6개의 점이 나타나는 팬텀이 사용되었는데, 트랜듀서는 중심주파수는 3.5MHz이고, 128개의 소자(element), 0.22mm 소자간 간격(inter-element)로 이루어져 있다. 그림6.은 일반적인 phased array 영상이고, 그림7.은 기존의 synthetic focusing 방식의 영상을 보여주고 있으며 그림8.에서는 이 논문에서 제시한 multi-element receive 방법에 의한 영상을 보여주고 있다. 그림6.은 송신시 집중은 단일 깊이에대해 고정되어있고 수신시는 시간에 따라 집중을 바꾸어주는 동적 집

속(dynamic focusing) 방식을 사용하였다. 그림7.와 그림8.은 송,수신시 모두 동적 집속(dynamic focusing) 방식을 적용하였다. 기존의 synthetic focusing 영상은 phased array영상 보다 화질이 많이 떨어지지만, 본 논문에서 제시한 multi-element receive 방식으로 수신할 경우 해상도가 상당히 증가하고, 신호대 잡음비도 향상됨을 알수 있다.

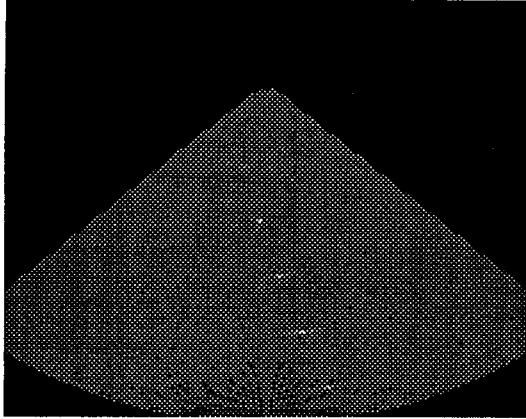


그림 6. 일반적인 phased array 영상

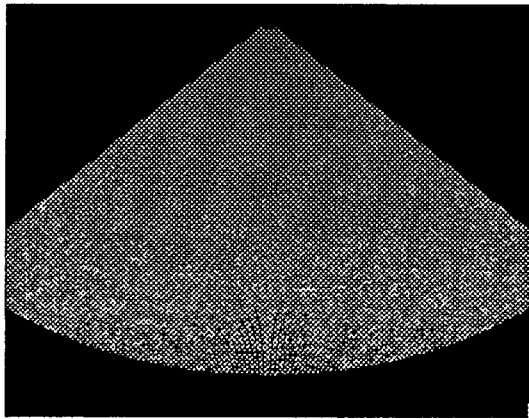


그림 7.synthetic focusing 영상

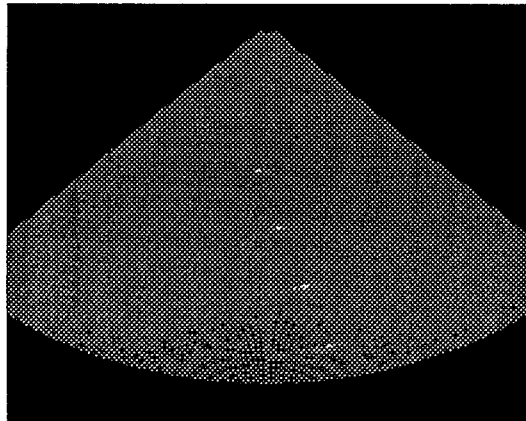


그림 8. multi-element receive 영상

VI결 론

이 논문에서는 synthetic focusing의 영상의 개선을 위해 그레이팅 로브를 감소시키는 방법에 대해 제시하였다. synthetic focusing에서 그레이팅 로브는 일반적인 phased array 영상 보다 더 크므로 화질을 손상시킨다.

이 논문에서 제시한 multi-element receive 방법은 기존의 트랜듀서를 사용하여 수신신호를 동시에 여러 소자에서 같이 수신함으로써 그레이팅로브를 감소시키고 영상의 신호대 잡음비를 강화 하여 영상의 질을 개선시킬수 있음을 실험 결과를 통해 보여 주었다.

참고문헌

- 1 G.Manes, P.Tortoli, F.Andreuccetti, G.Avitabile and C.Atzeni, "Synchronous Dynamic Focusing for Ultrasound imaging", IEEE Trans.on UFFC, Vol. 35, No. 1 pp14-21, Jan. 1988.
2. J.Ridder, L.F.v.d. Wal, A.J.Berkhout, "Synthetic Focussing by Means of Wave-Field Extrapolation: A New Imaging Technique for Medical ultrasound", IEEE Ultrasonics Symposium, pp.627-631, 1981.
- 3.. G.S.Kino, P.D. Corl, S. Benett, and K. Peterson, "Real Time Synthetic Aperture Imaging System", IEEE Ultrasonic Symposium, pp. 722-731, 1980.