

# 동시 다중 주사 방식의 초음파 합성구경 빔포머 구조

이유화<sup>1</sup>, 김승수<sup>1</sup>, 안영복<sup>2</sup>, 송태경<sup>1</sup>

<sup>1</sup>서강대학교 전자공학과, <sup>2</sup>건국대학교 전자공학과

## Ultrasound Synthetic Aperture Beamformer Architecture Based on the Simultaneous Multi-scanning Approach

Yuhwa Lee<sup>1</sup>, Seungsoo Kim<sup>1</sup>, Young-bok Ahn<sup>2</sup>, Tai-Kyong Song<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Electronic Engineering, Sogang University, <sup>2</sup>Department of Electronic Engineering, Konkuk University  
(Received October 19, 2007. Accepted October 25, 2007)

### Abstract

Although synthetic aperture focusing techniques can improve the spatial resolution of ultrasound imaging, they have not been employed in a commercial product because they require a real-time N-channel beamformer with a tremendously increased hardware complexity for simultaneous beamforming along M multiple lines. In this paper, a hardware-efficient beamformer architecture for synthetic aperture focusing is presented. In contrast to the straightforward design using NM delay calculators, the proposed method utilizes only M delay calculators by sharing the same values among the focusing delays which should be calculated at the same time between the N channels for all imaging points along the M scan lines. In general, synthetic aperture beamforming requires M 2-port memories. In the proposed beamformer, the input data for each channel is first upsampled with a 4-fold interpolator and each polyphase component of the interpolator output is stored into a 2-port memory separately, requiring 4M 2-port memories for each channel. By properly limiting the area formed with the synthetic aperture focusing, the input memory buffer can be implemented with only 4 2-port memories and one short multi-port memory.

**Key words** : medical ultrasound imaging, ultrasound beamformer, synthetic aperture

### 1. 서론

**일** 반적인 초음파 B-모드 영상장치는 초음파 변환자를 사용하여 송·수신한 후 수신된 신호들로부터 주사선을 생성하고 이렇게 얻어진 다수의 주사선으로 단면영상을 구성한다[1]. 초음파 영상의 질은 해상도, 대조도, 침투도, 프레임율 등에 의하여 결정되며[2], 이러한 요소들 중에서 해상도는 초음파 영상의 질을 결정하는 가장 중요한 요소이다.

배열 변환자를 이용하여 집속하는 방법 중에서 가장 일반적으로 사용되고 있는 수신 동적 기법은 초음파 영상의 해상도를 증가시키는데 큰 기여를 했다[3-5]. 그러나 수신 동적 기법을 이용하여 실시간 영상을 얻기 위해서는 높은 프레임율을 요구하며 송신시 고정집속을 해야한다. 이러한 한계점을 극복하고 해상도를 더욱 증

가시키기 위해서 양방향 동적집속이 가능한 합성구경 기법이 연구되었다[6-11].

일반적인 합성구경 기법은 집속되지 않은 초음파 신호를 송신한 후 반사되어 들어오는 신호를 수신하여 송신시간지연과 수신시간지연을 고려해 집속한다. 초음파를 한 번 송신하고 N개의 변환자로 수신하여 집속하고 이러한 과정을 M번 송신한 후 집속된 신호를 합성해 하나의 주사선을 만든다. 이 때 N은 채널 수, M은 합성 송신구경 수라고 한다. 실시간 영상화를 위해서는 프레임율을 높여야하므로 합성 송신구경 수만큼의 빔집속을 동시에 해야 한다. 이는 곧 기존의 수신 동적 기법보다 합성 송신구경 수만큼의 하드웨어 복잡도가 증가한다는 의미이다.

이와 같이 합성구경 기법은 복잡한 하드웨어를 요구하기 때문에 아직 상용화된 시스템이 없다. 본 논문에서는 합성구경 기법을 적용한 시스템을 실제로 구현하기 위하여 초음파 의료영상장치의 빔집속부를 어떤 구조로 설계해야하는지 살펴보고 각 구조에 대해 논하도록 하겠다. 그리고 성능의 저하 없이 하드웨어 복잡도를 줄여서 구현하기 위한 방법을 제안한다.

본 연구는 산업자원부 중기거점기술개발 사업(10024200)의 지원을 받아 수행되었음을 밝힙니다.

**Corresponding Author** : 송태경  
(121-742) 서울 마포구 신수동 서강대학교 전자공학과  
Tel : 02-705-8907 / Fax : 02-707-3008  
E-mail : tksong@sogang.ac.kr

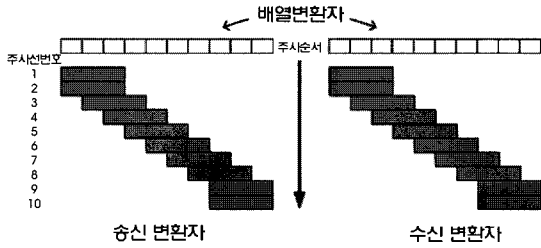


그림 1. 10개의 주사선에 대한 일반적인 송신고정-수신동적 빔집속 방식의 주사과정 예.

Fig. 1. An example of the scanning procedure of the conventional beamforming method (performing transmit fixed focusing and receive dynamic focusing) for 10 scan lines.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 합성구경 기법 구현을 위한 빔집속부의 구조를 정리하고 각 구조가 갖는 특징을 본 후 합성구경 기법을 구현하기 위한 구조를 제안한다. 3장에서는 실질적인 합성구경 기법 구현을 위해 필요한 내부 기능블록들을 최적화하는 방법을 제안하고 그에 따른 하드웨어 복잡도를 살펴봄으로써 구현가능성을 제시한다. 마지막으로 4장에서는 결론을 맺도록 하겠다.

## II. 합성구경 기법 구현을 위한 빔집속부의 구조

현재 널리 사용되고 있는 송신고정-수신동적 빔집속부는 그림 1과 같이 송수신하며 한 번의 송신으로 하나의 주사선을 생성한다. 생성하는 주사선은 모두 각각의 배열변환자 정 중앙에 위치하게 된다. 이 때 프레임율은 다음과 같다.

$$FR = \frac{2}{(2 \times D_{MAX})} \times L \quad (1)$$

여기서  $FR$ ,  $D_{MAX}$ ,  $L$ 과  $c$ 는 프레임율, 영상의 최대깊이, 한 단면의 주사선 수와 인체 내 초음파 속도를 표시한다.

합성구경 빔집속부의 경우 기존 빔집속부로 구현할 경우 그림 2와 같이 송수신해야하며 프레임율은 다음과 같다.

$$FR = \frac{c}{(2 \times D_{MAX}) \times L \times M} \quad (2)$$

여기서  $M$ 은 하나의 주사선을 생성하기 위해 합성하는 송신횟수를 의미한다. 그림 2와 같이 송수신할 경우 기존의 빔집속 방식보

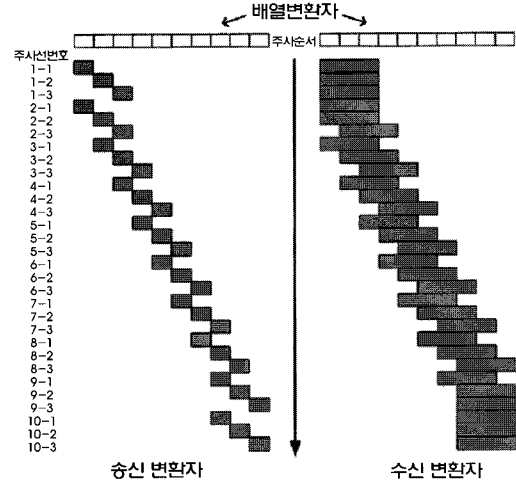


그림 2. 기존의 빔집속부를 이용하여 합성구경 빔집속을 하기 위한 주사과정 (M=3, L=10)

Fig. 2. Scanning procedure for synthetic aperture beamforming using a conventional beamformer (M=3, L=10)

다 프레임율이  $M$ 배 만큼 낮으므로 실시간 영상에 무리가 있다. 그러나 그림 2를 보면 같은 송수신 데이터를 가지고 서로 다른 주사선을 생성하는 것을 알 수 있다. 따라서 그림 3과 같이 기존의 빔집속부를 다수 사용하여 동시에 여러 주사선에 대하여 빔집속을 한다면 프레임율은 다음과 같다.

$$FR = \frac{c}{(2 \times D_{MAX}) \times (L + M - 1)} \quad (3)$$

일반적으로 초음파 단면영상을 구성하는 주사선의 수( $L$ )가 합성구경기법시 합성해야할 송신횟수( $M$ )보다 2배 이상 크기 때문에 기존의 빔집속부가 나타내는 프레임율의 절반 수준이상으로 프레임율을 얻을 수 있으므로 실시간 영상화에 무리가 없다고 할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 Eq. [3]과 같은 프레임율이 되도록 합성구경기법을 적용한 빔집속부를 설계하고 이를 위하여 기존의 빔

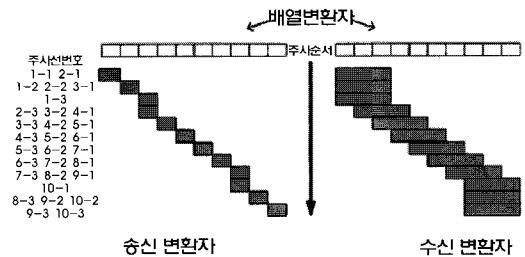


그림 3. 3개의 송신고정-수신동적 빔집속부를 이용하여 합성구경 빔집속을 하기위한 주사과정 (M=3, L=10)

Fig. 3. Multiple scanning procedure for synthetic aperture beamforming using three conventional beamformer

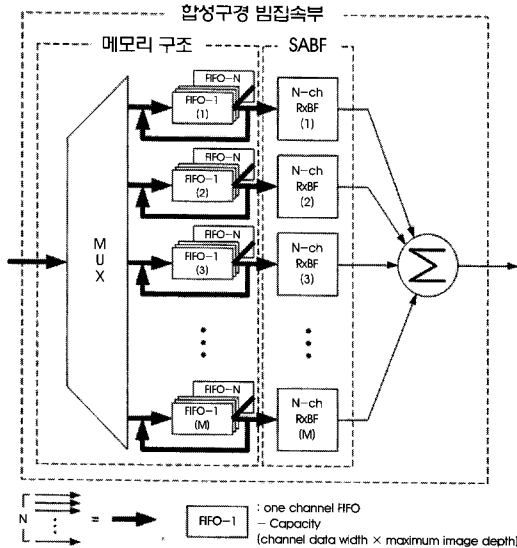


그림 4. RD단 메모리 구조의 합성구경 빔집속부  
Fig. 4. Synthetic aperture beamformer using raw data

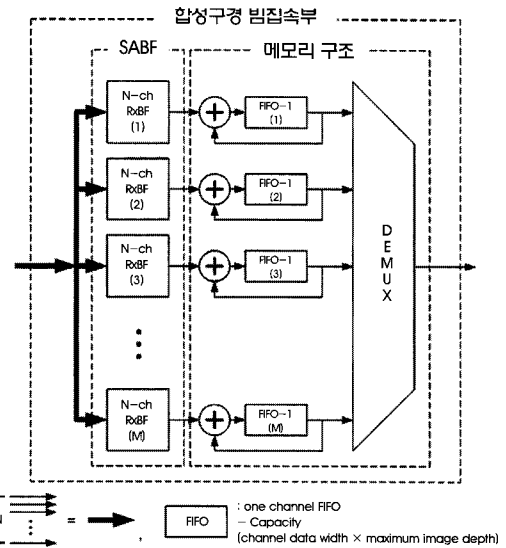


그림 5. BD단 메모리 구조의 합성구경 빔집속부  
Fig. 5. Synthetic aperture beamformer using beamformed data

집속부를 합성 송신구경의 크기 M개만큼 사용할 것이다.

그림 3과 같이 기존의 빔집속부를 M개 이용하여 합성구경 빔집속부를 사용할 경우 입출력 데이터의 순서조절이 필요하므로 이를 위한 메모리 구조를 생각해야한다.

기존 빔집속부의 입력단을 RD(Raw data)단이라고 하고 출력단을 BD(Beamformed data)단이라고 했을 때 메모리 구조가 위치할 수 있는 부분은 RD단 또는 BD단이다.

RD단 메모리 구조의 경우 그림 4와 같이 구성할 수 있다. 이 때 합성구경기법을 이용하여 하나의 주사선을 생성하기 위해서는 M 번 송수신한 데이터를 모두 가지고 있어야 한다. 따라서 M개의 서로 다른 빔집속부를 이용하여 M번 송수신한 데이터를 동시에 처리해야한다. 이렇게 처리된 데이터를 마지막에 더해지면 양방향 동적집속이 이루어진 합성구경 빔집속부의 출력이 된다.

BD단 메모리 구조는 그림 5와 같이 구성할 수 있다. 하나의 변환자로 송신한 후 얻은 수신데이터로 빔집속한 데이터를 합성송신구경의 크기 M만큼 더해야 하나의 주사선을 완성할 수 있다. 그러

므로 한 번의 송신으로 발생한 수신데이터는 M개의 수신동적 빔포머의 입력이 된다. 데이터를 입력받은 수신동적 빔포머는 각각 집속된 데이터를 출력하고 이 데이터를 각 수신동적 빔포머에 연결되어 있는 FIFO에 저장되고 다음번 빔포머 출력데이터와 더해서 다시 FIFO에 저장된다. 완성된 주사선 데이터는 각각 다른 시간에 발생하므로 이를 순차적으로 출력해주면 합성구경 빔집속부의 출력이 된다.

RD단 메모리 구조는 BD단 메모리 구조보다 N배 많은 수의 FIFO를 필요로 한다. 따라서 본 논문에서는 Raw 데이터 획득이 필요한 것이 아니므로 하드웨어를 줄일 수 있는 BD단 메모리 구조를 사용하도록 한다.

### III. 효율적인 합성구경 빔포머 설계

기존의 N채널 수신동적 빔포머는 그림 6과 같이 구성할 수 있으며 다음과 같은 구성요소를 필요로 한다.

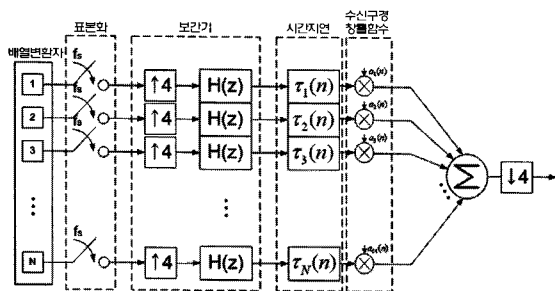


그림 6. N채널 수신동적 빔포머의 구조  
Fig. 6. N-channel received dynamic beamformer architecture

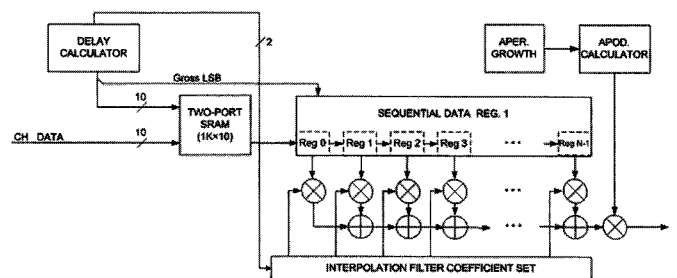


그림 7. 1채널 빔포머의 블록도  
Fig. 7. Block diagram of a single channel beamformer

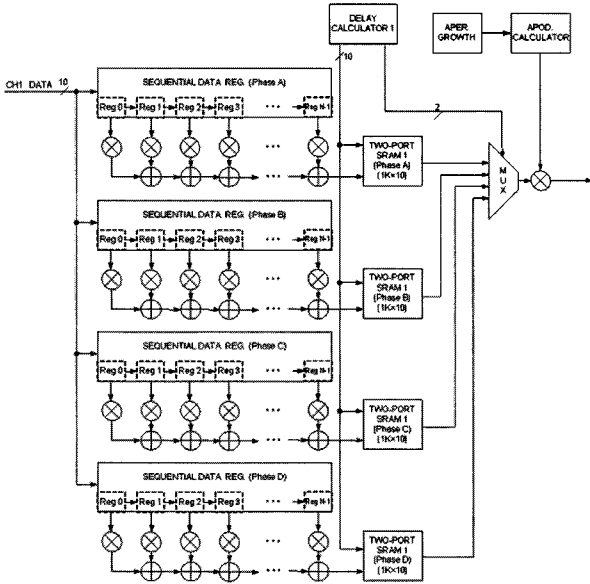


그림 8. 효율적인 합성구경 빔포머를 위하여 제안한 1채널 빔포머의 블록도  
 Fig. 8. Block diagram of the single channel beamformer for the proposed hardware efficient synthetic aperture beamformer

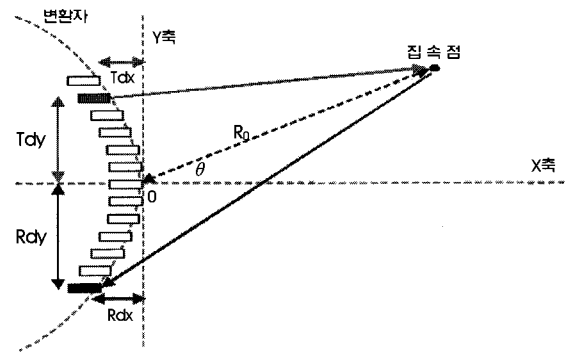


그림 9. 시간지연 계산 모델  
 Fig. 9. Geometry for time delay calculation

1. Nyquist Rate 이상의 ADC(analog to digital converter)
2. 실시간 처리를 위한 입력 데이터 버퍼(RF data buffer)
3. 빔집속에 요구되는 입력데이터 해상도를 위한 보간기 (interpolator)
4. 빔집속을 하기 위한 시간지연 계산기(delay calculator)
5. 빔의 특성조절 및 동적구경을 위한 윈도우계수 계산기 (apodization calculator)

이 때 보간기에 사용한 저역통과 여파기는 64tap FIR 필터이다. 기존의 N채널 수신동적 빔포머를 구현하기 위해서는 그림 7의 1

채널 빔포머를 수신채널 수만큼 가지고 있어야 한다. 합성구경 기법을 구현하기 위해서는 N채널 수신동적 빔포머를 M개 사용해야 하므로 기존의 빔집속 방식보다 M배의 하드웨어가 필요하다. 이 때 사용되는 하드웨어는 표1과 같다.

기존에 빔집속을 구현할 때는 수신채널 방향으로의 최적화만 연구되어 왔다[12]. 본 논문에서는 합성구경 빔집속을 하기 위하여 M개의 수신동적 빔포머를 합성해야 하므로 송신구경 방향으로 최적화하는 방법을 제안하였다. 본 장에서는 기존의 N채널 수신동적 빔포머를 M개 병렬화 한 것을 기준모델로 삼고 하드웨어 자원을 비교하도록 한다.

표 1. N채널 수신동적 빔포머와 N채널 합성구경 빔포머의 하드웨어 복잡도 비교

Table 1. Hardware complexity comparison between N-channel receive beamformer and N-channel synthetic aperture beamformer.

		N-ch RxBF	N-ch SABF (합성 송신구경: M)
RF data buffer		2-port SRAM : N	2-port SRAM : N×M
Delay Calculator		× : 6N √ : 2N	× : 6N×M √ : 2N×M
Interpolator		× : 16N	× : 16N×M
Apodization Calculator		SRAM : N ROM : N × : 2N	SRAM : N×M ROM : N×M × : 2N×M
Total	2-port SRAM	N	N×M
	SRAM	N	N×M
	ROM	N	N×M
	×	24N	24N×M
	√	2N	2N×M

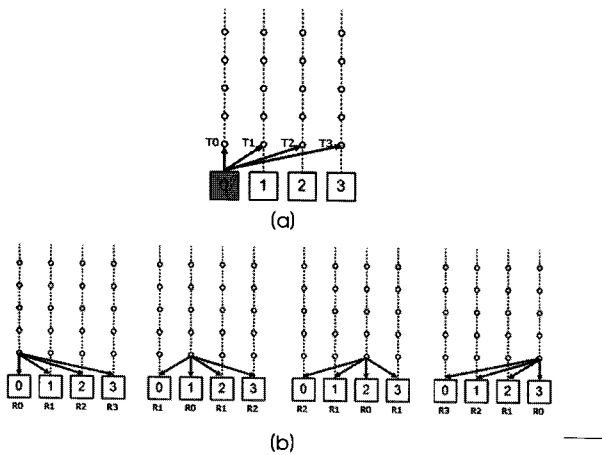


그림 10. 송수신 시간지연 예시 (a) 송신시간지연 예시 (b) 수신시간지연 예시  
 Fig. 10. Transmit-receive time delay example (a) Transmit time delay example (b) receive time delay example

**A. 제안하는 보간기의 위치**

일반적으로 초음파 시스템에서 요구하는 시간지연 해상도는 초음파의 중심주파수가  $f_0$  일 때  $16f_0$ 이다. 이를 위하여 나이퀴스트율( $4f_0$ )로 표본화된 입력 데이터를 4배 보간하게 된다. 기존 빔포머에서는 입력 데이터 버퍼로 사용되는 메모리의 용량을 최소화하기 위하여 보간기 뒤에 데이터 버퍼를 두었다. 합성구경 빔집속의 경우 M개의 합성 송신 구경 크기만큼 병렬화 되어있으므로 그림 8과 같은 1채널 빔포머의 구조를 제안한다.

위와 같은 방식으로 설계할 경우 보간기는 M/4배로 줄어들지만 입력데이터 버퍼는 4배 늘어나게 된다. 본 장의 후반부에는 이를 효과적으로 줄일 수 있는 방법을 제안하였다.

**B. 제안하는 시간지연 계산 방법**

빔집속을 위하여 송신시와 수신시 각각의 변환자에 서로 다른 시간지연을 주기 위한 시간지연 계산기는 1채널 빔포머의 구성요소이다. 따라서 합성구경 빔포머에는 시간지연 계산기가 수신채널 방향으로 N개, 송신구경 방향으로 M개 존재한다. 송수신 방향으로 다른 시간지연을 계산하기 위해서 그림 9와 같은 상황에서 다음과 같은 연산을 수행한다.

$$t_{TX} = \sqrt{(Tdy + R_0 \sin\theta)^2 + (Tdx + R_0 \cos\theta)^2} \quad (4)$$

$$t_{RX} = \frac{\sqrt{(Rdy + R_0 \sin\theta)^2 + (Rdx + R_0 \cos\theta)^2}}{c} \quad (5)$$

$$t_{TOT} = t_{TX} + t_{RX} \quad (6)$$

여기서 Eq. [4]의  $t_{TX}$ 는 송신시간지연,  $Tdy$ 는 중심점에서 송

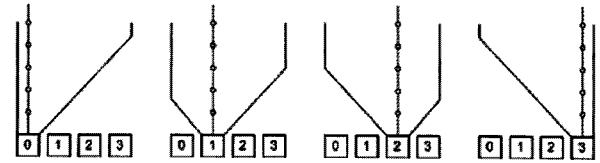


그림 11. 주사선별 수신동적 구경 예시  
 Fig. 11. Receive dynamic aperture example for each scanline

신 배열소자까지 y축 방향의 거리,  $Tdx$ 는 중심점에서 송신 배열소자까지 x축 방향의 거리,  $R_0$ 는 중심점에서 집속점까지 거리,  $\theta$ 는 편향각도를 나타낸다. Eq. [5]의  $t_{RX}$ 는 수신시간지연,  $Rdy$ 는 중심점에서 수신 배열소자까지 y축 방향의 거리,  $Rdx$ 는 중심점에서 수신 배열소자까지 x축 방향의 거리를 나타낸다. 총 계산할 시간지연 값은 Eq. [6]의  $t_{TOT}$ 이다. 하나의 시간지연 계산기에는 6개의 곱셈기와 2개의 루트 연산기를 필요로 한다. 이 때 수행되는 계산은  $R_0 \times \sin\theta$ ,  $R_0 \times \cos\theta$ ,  $(Tdy + R_0 \sin\theta) \times (Tdy + R_0 \sin\theta)$ ,  $(Tdx + R_0 \cos\theta) \times (Tdx + R_0 \cos\theta)$ ,  $(Rdy + R_0 \sin\theta) \times (Rdy + R_0 \sin\theta)$ ,  $(Rdx + R_0 \cos\theta) \times (Rdx + R_0 \cos\theta)$ 이다. 합성구경기법을 적용하기 위해서는  $N \times M$ 개의 시간지연 계산이 필요하므로 이를 효과적으로 줄이기 위해 송신시간지연과 수신시간지연을 분리하여 계산하고 중복되는 지연 값을 단일화하고자 한다.

합성구경 빔포머가 동시에 구성해야하는 주사선은 언제라도 수신구경 내에 위치하게 된다. 합성 송신구경 크기가 4인 4채널 합성구경 빔포머가 동시에 계산해야할 송수신 시간지연 값은 그림 10과 같다.

여기서  $T0, T1, T2, T3$ 는 송신 배열변환자에서 영상점까지의 송신 시간지연 값이고  $R0, R1, R2, R3$ 는 영상점에서 각 수신 배열 변환자까지의 수신 시간지연 값이다. 이 때  $T0 = R0, T1 = R1, T2 = R2, T3 = R3$ 이므로 4개의 단방향 시간지연 값만으로 동시에 서로 다른 4개의 영상점에 송수신 집속을 할 수 있게 된다. 하나의 단방향 시간지연을 계산하기 위하여 4개의 곱셈기와 1개의 루트 연산기가 필요하지만 그 중  $R_0 \times \sin\theta$ 와  $R_0 \times \cos\theta$ 을 위한 곱셈은 4개의 단방향 시간지연 값을 얻기 위하여 공통으로 들어가는 요소이므로 이를 고려하면 제안한 방법은 총  $2 + (2 \times 4) = 10$ 개의 곱셈기와 4개의 루트 연산기를 필요로 한다. 반면 기존모델에서는 16개의 송수신 시간지연을 따로따로 계산하여 96개의 곱셈기와 32개의 루트 연산기를 필요로 한다.

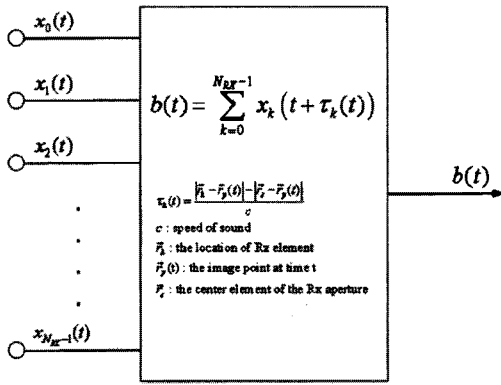


그림 12. 일반적인 빔포머 모델  
Fig. 12. General beamformer model

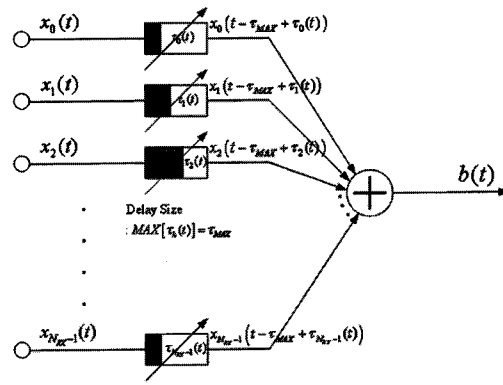


그림 13. 초음파 빔포밍 과정  
Fig. 13. Ultrasound beamforming process

합성송신 구경 크기가 증가할수록 제안한 방법의 효율성은 커진다. 제안한 방법은 합성송신 구경의 크기와 상관없이 채널 수에 비례하여 하드웨어가 늘기 때문이다.

**C. 제안하는 윈도우계수 계산 방법**

수신구경 윈도우는 수신신 필드에 맞는 초음파 빔패턴의 측면 크기를 줄여주어 영상의 해상도를 좋게 해준다. 집속점과 수신구경의 크기와의 관계인 f-넘버 조절을 위한 수신동적구경은 전 영역의 해상도를 균일하게 해주는 역할을 한다. 수신동적구경은 그림 11와 같이 구성하고자 하는 주사선을 중심으로 영상의 깊이에 따라 변화하며 점차적으로 그 크기가 커진다. 이 때 수신구경윈도우를 적용하기 위해서는 각 수신 변환자에 깊이에 따른 서로 다른 윈도우계수가 곱해져야 한다. 각 윈도우 계수 계산기는 계수 값을 저장해 놓는 SRAM과 계산과정에 필요한 나눗셈 연산을 위한 LUT 용 ROM이 1개씩 들어가 있으며 곱셈기는 2개이다.

합성구경기법은 선형주사, 곡면주사 극소곡면주사에서만 적용 가능한 기법이므로 수신동적구경과 수신구경 윈도우를 적용한 계수는 구성하고자 하는 주사선의 위치에 따라 그림 11과 같이 대칭성을 나타내게 된다. 따라서 합성구경 빔포머의 윈도우계수는 송신구경 방향으로 그 수를 절반만 가지고 있어도 된다.

**D. 제안하는 RF데이터 버퍼구조 개선 방법**

지금까지 제안한 방법은 각각의 기능블록을 기준모델에 비하여 적은 하드웨어를 사용하여 성능의 저하 없이 구현할 수 있었다. 하지만 입력단에 요구되는 RF데이터 버퍼의 경우 4배가 증가하였다. 이를 효과적으로 줄이고자 합성구경기법이 적용되는 초음파 영상에 제한을 두고자 한다. 기존의 송신고정·수신동적 집속기법으로 전 영역에 걸쳐 영상화 하고 관심영역에서만 합성구경기법을 적용하여 양방향 동적집속을 한다.

빔포머의 입력과 출력의 관계는 그림 12와 같이 모델링 할 수 있다. 빔포머의 역할은 입력으로 들어온 x(t)신호를 tau(t)로 표현된 만

큼 시간지연을 가함으로써 원하는 집속점으로부터 돌아오는 신호를 정확히 찾아내는데 있다. 이는 비인과 시스템을 의미하므로 그림 13과 같이 입력단에 버퍼를 두어 일정시간 후 출력을 하여 실시간 처리를 가능하게 해줄 수 있다.

이 때 필요한 입력단 버퍼의 최소 크기는 하나의 영상점으로부터 반사되어 돌아오는 신호가 서로 다른 변환자로 입력되는 데 까지 걸리는 최대 시간차이를 저장할 수 있는 크기다. 한편 RF데이터 버퍼는 매번 바뀌는 시간지연 값에 따라서 서로 다른 데이터에 접근할 수 있어야 하므로 2-포트 SRAM을 사용한다.

합성구경 빔포머의 기준모델의 경우 송신구경 방향으로 병렬화된 2-포트 SRAM은 같은 입력데이터를 저장하지만 서로 다른 주사선(M개)에 대하여 필요로 하는 데이터가 다르므로 동시에 M개의 서로 다른 데이터를 읽어가기 위하여 2-port SRAM을 M개 사용하여야 했다.

다음 식은 Eq. [5]에서 합성구경기법이 적용 가능 경우를 살펴보기 위하여 theta=0으로 놓고 최대 시간차이를 나타낸 것이다.

$$\Delta\tau_{MAX} = \frac{\sqrt{Rdy_{MAX}^2 + (Rdx_{MAX} + R_0)^2} - R_0}{c} \tag{7}$$

여기에서 Rdy<sub>MAX</sub>와 Rdx<sub>MAX</sub>는 집속점으로부터 가장 멀리 떨어진 변환자의 위치에 대한 값이다. 일반적으로 Rdx<sub>MAX</sub>는 0 또는 매우 작은 값이므로 다음과 같이 근사화 할 수 있다.

$$\Delta\tau_{MAX} \approx \frac{\sqrt{Rdy_{MAX}^2 + R_0^2} - R_0}{c} \tag{8}$$

일반적인 고성능 초음파 시스템은 64채널을 사용하며 선형변환자의 변환시간 폭이 약 0.3mm임을 감안할 때 Rdy<sub>MAX</sub>의 최대값은 약2cm가 됨을 알 수 있다.(0.3×64=19.2mm) 그림 14는 초음파의 속도 c=1540m/sec로 Rdy<sub>MAX</sub>가 2cm일 때 영상의 깊이(R<sub>0</sub>)에 따른 변환자간 수신시간 도달차를 보여주고 있다. 한편 40MHz

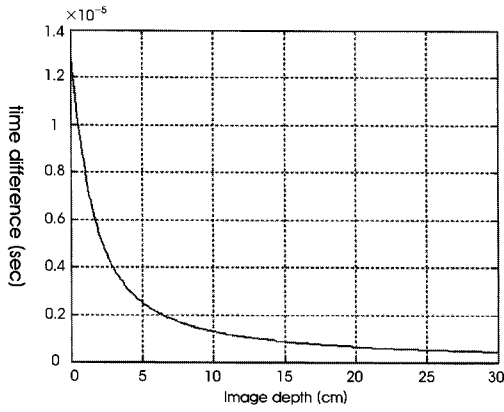


그림 14. 영상의 깊이에 따른 변환 소자간 수신신호 도달시간 차이의 최대값 (선형주사, 수신구경의 크기 : 2cm)

Fig. 14. Maximum arrival time difference between transducer elements for a linear array with a diameter of 2cm

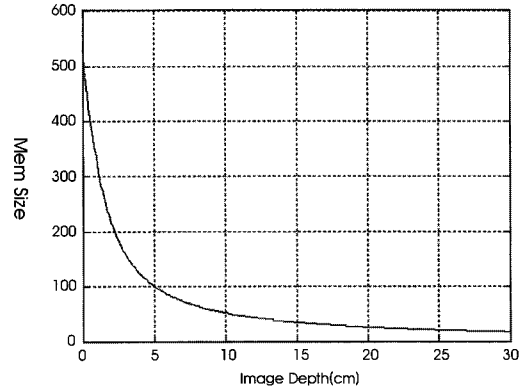


그림 15. 영상의 깊이에 따른 RF데이터 버퍼의 크기 (선형변환자, 수신구경의 크기 : 2cm, 샘플링 주파수 : 40MHz)

Fig. 15. Size of RF data buffer with imaging depth for the sampling rate of 40MHz when a linear array with a diameter of 2cm is used

로 동작하는 시스템의 경우에 필요로 하는 RF데이터 버퍼의 사이즈를 영상의 깊이에 따라 그림 15에 나타내었다.

64채널 합성구경 빔포머의 기준모델의 경우 2-포트 SRAM을 64×64개를 사용하여야 하였으나 제안한 합성구경 빔포머는 보간기의 위치가 입력단 바로 뒤로 오면서 오히려 4배 늘어난 4×64×64개가 되었다. 기본적으로 4×64개의 2-port SRAM을 가지고 있으면 송신고정·수신동적 빔집속을 하는데 아무런 문제가 발생하지 않는다. 따라서 본 논문에서는 4×64개의 2-port SRAM은 그대로 사용하되 나머지 4×64×63개의 2-port SRAM을 대신하여 추가적으로 소용량 다출력 메모리 64개 설계할 것을 제안한다.

표 2는 합성 송신구경 수가 M인 N채널 기준 방법과 본 논문에서 제안한 방법을 적용한 합성구경 빔포머의 하드웨어 자원을 비교한 표이다. 빔포머를 구성하는 하드웨어의 대부분은 메모리와 곱셈기

그리고 루트 연산기 이므로 세 가지의 하드웨어에 대해서만 비교하였다. 대부분의 하드웨어가 M배 만큼 줄어들기 때문에 합성 송신구경 수가 커질수록 기존 방법 대비하여 효율이 좋아진다. 현재 상용화된 일반적인 초음파 시스템은 64 또는 그 이상의 변환자를 이용하여 수신동적 집속을 하고 있다.

표 3은 합성 송신구경 크기를 64로 할 때 기존 방법과 제안한 방법에 필요한 하드웨어 자원을 비교한 것이다. 기존 방법과 비교하여 모든 하드웨어 복잡도가 절반 이하로 줄었다. 빔포머에서 가장 큰 연산량을 차지하는 시간 지연 계산부는 같은 시간 지연 값을 공유하여 98% 이상 줄어든 것을 확인할 수 있다. 제안한 방법은 기존의 64채널 수신동적 빔포머와 비교하여 하드웨어 복잡도가 4배 정도 크다. 그러므로 제안한 방법은 4개의 수신동적 빔포머의 하드웨어 복잡도로 구현할 수 있다.

표 2. 기존 방식과 제안한 합성구경 빔포머(합성 송신구경 수 : M, 채널 수 : N)의 하드웨어 복잡도 비교

Table 2. Comparison of hardware complexity between the conventional method and the synthetic aperture beamformer using all the proposed methods (the  $\sqrt{\quad}$  number of synthetic transmit aperture = M, the number of channels = N)

		기존 방법	제안한 방법	기존 방법 대비 제안한 방법(%)
RF data buffer		2-port SRAM : $N \times M$	2-port SRAM : $4N + a$	400/M %
Delay Calculator		$\times$ : $6N \times M$ $\sqrt{\quad}$ : $2N \times M$	$\times$ : $2 + (2 \times N)$ $\sqrt{\quad}$ : $2N$	$\times$ : $100(1+N)/3NM$ % $\sqrt{\quad}$ : $100/M$ %
Interpolator		$\times$ : $16N \times M$	$\times$ : $16N \times 4$	400/M %
Apodization Calculator		SRAM : $N \times M$ ROM : $N \times M$ $\times$ : $2N \times M$	SRAM : $N \times M/2$ ROM : $N \times M/2$ $\times$ : $N \times M$	50 %
Total	2-port SRAM	$N \times M$	$4N$	400/M %
	SRAM	$N \times M$	$N \times M/2$	50 %
	ROM	$N \times M$	$N \times M/2$	50 %
	$\times$	$24N \times M$	$NM + 66N + 2$	$25(NM + 66N + 2)/6NM$ %
	$\sqrt{\quad}$	$2N \times M$	$2N$	100/M %

표 3. 기존 방법과 제안한 합성구경 빔포머(합성 송신구경 수 : 64, 채널 수 : 64)의 하드웨어 복잡도 비교

Table 3. Comparison of hardware complexity between the conventional method and the synthetic aperture beamformer using all the proposed methods (the number of synthetic transmit aperture = 64, the number of channels = 64)

		기존 방법 (N=M=64)	제안한 방법 (N=M=64)	기존 방법 대비 제안한 방법(%)
RF data buffer		2-port SRAM : 4,096	2-port SRAM : 256+α	6.25 %
Delay Calculator		× : 24,576 √ : 8,192	× : 130 √ : 128	× : 0.53 % √ : 1.56 %
Interpolator		× : 65,536	× : 4,096	6.25 %
Apodization Calculator		SRAM : 4,096 ROM : 4,096 × : 8,192	SRAM : 2,048 ROM : 2,048 × : 4,096	50 %
Total	2-port SRAM	4,096	256	6.25 %
	SRAM	4,096	2,048	50 %
	ROM	4,096	2,048	50 %
	×	98,304	8,322	8.47 %
	√	8,192	128	1.56 %

#### IV. 결론

합성구경기법이 적용된 실시간 시스템을 구현하기 위하여 기존의 수신동적 빔포머를 다수 사용하여 실시간 영상화를 위한 프레임 임을 맞출 수 있다. 이 때 순차적으로 입-출력 데이터를 사용하지 않으므로 이것을 저장해 두는 메모리가 필요한데 효율적으로 사용하기 위하여 BF단 메모리 구조를 갖는 합성구경 빔집속부를 제안하였다.

실질적인 구현을 위하여 필요한 송신구경 방향으로 최적화하기 위해 불필요하게 병렬화된 부분을 제거하였다. 보간기의 위치는 입력단 제일 앞에 두고 시간지연 계산기는 송신시간지연과 수신시간지연을 구분하여 계산함으로써 중복 계산되는 것을 막았다. 또한 윈도우계수 계산기는 윈도우계수의 대칭성을 이용하여 그 수를 절반으로 줄일 수 있었다. 마지막으로 RF데이터 버퍼는 합성구경 영상의 제약조건을 제시함으로써 효과적으로 줄일 수 있었다.

그 결과 64 채널 시스템의 경우 합성구경 빔포머는 기존의 수신동적 빔포머 4개가 갖는 하드웨어 자원만으로도 구현이 가능해졌다. 이는 상용화의 가장 큰 걸림돌이었던 가격 상승의 원인을 제거한 것으로서 실제 상용 초음파 장비에 적용 가능하다.

#### 참고문헌

[1] A. Macovski, *Medical Imaging Systems*, Prentice Hill, 1983, pp.73-224.  
 [2] James A. Zagzebski, *Essentials of Ultrasound Physics*, Mosby-Year Book, Inc., 1996.

[3] T. K. Song and S. B. Park, "A new digital array system for dynamic focusing and steering with reduced sampling rate," *Ultrasonic Imaging*, vol. 12, pp.1-16, 1990.  
 [4] M. O'Donnell, "Efficient parallel receive beam forming for phased array imaging using phase rotation," *1990 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp.1495-1498, 1990.  
 [5] M. O'Donnell, etc, "Real-time phased array imaging using digital beam forming and autonomous channel control," *1990 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp.1499-1502, 1990.  
 [6] 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.  
 [7] 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.  
 [8] P. D. Corl, G. S. Kino, C. S. Desilet, and P. M. Grant, "A digital synthetic focus imaging system," *Acoustical Holography, New York: plenum*, vol. 8, pp. 39-53, 1980.  
 [9] J. T. Ylitalo and H. Ermert, "Ultrasound synthetic aperture imaging: monostatic approach," *IEEE Trans. UFFC*, vol. 41, no. 3, pp.333-339, 1994.  
 [10] M. Karaman, H. S. 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.  
 [11] T. K. Song, "Analysis of synthetic aperture techniques for ultrasound linear-scan imaging," *J. of Biomed. Eng. Res.*, vol. 20, no. 4, pp. 503-513, 1999.  
 [12] M. Karaman, P. C. Li, and M. O'Donnell, "Synthetic aperture imaging for small scale systems," *IEEE Trans. UFFC*, vol. 42, pp.429-442, 1995.