



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년09월02일
(11) 등록번호 10-1435979
(24) 등록일자 2014년08월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) H04R 19/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0049489
(22) 출원일자 2013년05월02일
심사청구일자 2013년05월02일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020120096736 A
KR101118515 B1
JP2588185 B2
JP11113900 A

(73) 특허권자
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
유양모
경기 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동 101호 (일산동, 후곡마을3단지아파트)
박중호
인천 부평구 경인로884번길 41, 1동 102호 (부평동, 삼능그린빌)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 13 항

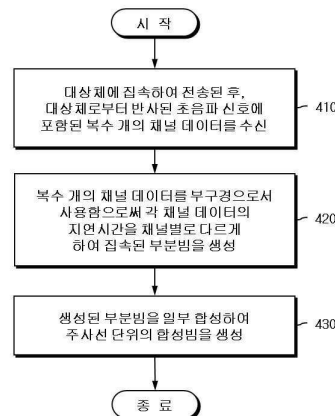
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 방법 및 장치

(57) 요약

시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 방법 및 장치에 관한 기술이 개시된다. 일 실시예에 따른 합성구경 빔집속 방법은, 대상체에 집속하여 전송된 후 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신하고, 채널 데이터를 부구경(sub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성하며, 생성된 부분빔을 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성하되, 부분빔 중 대표 부분빔은 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 생성되고, 부분빔 중 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔은 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성되며, 주사선 단위의 합성빔은 대표 부분빔과 보간 부분빔을 합성함으로써 생성된다.

대표도 - 도4



(72) 발명자

장진호

서울 양천구 목동동로 130, 1429동 503호 (신정동,
목동14단지아파트)

송태경

서울 종로구 평창문화로 156, 106동 402호 (
평창동, 평창동롯데캐슬로잔)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2012K001496

부처명 교육과학기술부

연구사업명 신기술융합형성장동력사업

연구과제명 고성능 3차원 유방 초음파 영상 및 생검 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2009.07.10 ~ 2014.06.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 H0401-13-1007

부처명 지식경제부

연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업

연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2013.01.01 ~ 2013.12.31

특허청구의 범위

청구항 1

대상체에 집속하여 전송된 후, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신하는 단계;

상기 복수 개의 채널 데이터를 부구경(sub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성하는 단계; 및

상기 생성된 부분빔을 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성하는 단계;를 포함하되,

상기 부분빔 중 대표 부분빔은 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 생성되고, 상기 부분빔 중 상기 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔은 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성되며, 상기 주사선 단위의 합성빔은 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을 합성함으로써 생성되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대표 부분빔의 수는 전체 부분빔 수의 절반이고,

상기 대표 부분빔 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 부분빔 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 대표 부분빔 이외의 보간 부분빔은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 부분빔의 지연시간을 합산한 후, 2로 계산한 값을 이용하여 생성되는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 대표 부분빔 이외의 보간 부분빔은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 부분빔의 지연시간을 합산한 값을 오른쪽으로 1 비트 시프트(1 bit shift-right) 연산을 수행함으로써 산출된 값을 이용하여 생성되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 대표 부분빔의 수는 전체 부분빔 수의 $1/n$ (n 은 자연수)이고,

상기 대표 부분빔 이외의 보간 부분빔은 상기 대표 부분빔의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 대표 부분빔은,

상기 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출함으로써 생성되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 방법.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 8

대상체에 집속하여 전송된 후, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신하는 초음파 변환자(transducer);

상기 수신된 복수 개의 채널 데이터를 저장하는 버퍼(buffer);

상기 저장된 복수 개의 채널 데이터를 부구경(aub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성하기 위한 지연시간 연산부; 및

상기 부분빔을 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성하는 주사선 합성부;를 포함하되,

상기 주사선 합성부는,

일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 상기 부분빔 중 대표 부분빔을 생성하고, 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 상기 부분빔 중 상기 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔을 생성하며, 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을 합성함으로써 상기 주사선 단위의 합성빔을 생성하는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 절반이고,

상기 대표 주사선 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 주사선 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 대표 주사선 이외의 주사선은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 후, 2로 제산함으로써 산출되는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 대표 주사선 이외의 주사선은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 값을 오른쪽으로 1 비트 시프트 연산을 수행함으로써 산출되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 $1/n$ (n 은 자연수)이고,

상기 대표 주사선 이외의 주사선은 상기 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 대표 부분빔은,

상기 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출함으로써 생성되는 것을 특징으로 하는 합성구경 빔집속 장치.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 빔집속 기술에 관한 것으로서, 특히 합성구경 빔집속 기술 분야에서 주사선 단위로 시간지연을 보간하는 빔집속 장치, 방법 및 그 방법을 기록한 기록매체에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 의료영상 시스템(ultrasound medical imaging system)은 초음파 프로브(probe)를 이용하여 인체 내의 관찰 영역에 초음파 신호를 인가하고 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 수신하여 그 신호에 포함된 정보를 추출함으로써 관찰 영역의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 이는 X-ray, CT, MRI, PET 등의 다른 의료영상 시스템들과 비교하였을 때 낮은 비용으로 인체에 해가 없는 실시간 영상을 얻을 수 있다는 장점을 갖는다. 그러나, 일반적인 초음파 의료영상은 다른 의료영상에 비해 근거리에서는 해상도가 우수하지만 원거리에서는 빔의 회절 및 감쇠 등의 영향으로 해상도가 떨어지는 단점이 있다. 이하에서 인용되는 비특허문헌은 이러한 의료용 영상 시스템에 관해 소개하고 있다.

[0003] 초창기 초음파 의료영상은 아날로그 집속기법을 적용하였기 때문에 송신 및 수신 집속점이 고정되어 집속점 외에서는 매우 낮은 해상도를 가지고 있었다. 90년대에 이르러 디지털 집속기법이 실용화되면서 수신 시에는 동적 집속이 가능하게 되었으며, 그로 인해 초음파 의료영상의 해상도는 이전보다 크게 개선되었다. 그럼에도 불구하고 이러한 기술 역시 송신 집속점이 고정되기 때문에 송신 집속점 이외의 영역에서 해상도와 신호대잡음비의 저하가 나타난다는 점이 문제점으로 지적되었다. 초음파 의료영상의 해상도를 더욱 향상시키기 위해서는 송신시 고정 집속의 한계를 극복하여야만 하며, 이를 위한 다양한 기술들이 제안되고 있다.

[0004] 그 중 합성구경 빔집속(synthetic aperture beamforming, SA) 기법은 실시간으로 양방향 동적 집속의 효과를 얻을 수 있는 기술로서 향상된 해상도와 신호대잡음비를 얻을 수 있다는 장점을 가지고 있으나, 해상도 향상을 위한 빔 합성의 수가 증가함으로 인해 구현시 많은 연산 및 메모리가 요구되는 단점을 가진다. 따라서, 이러한 합성구경 초음파 빔집속 기술을 상용 초음파 의료영상 시스템에 적용하기에는 무리가 따르는 것이 현실이다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0005] (비특허문헌 0001) A. Macovski, Medical Imaging Systems, Prentice Hill, pp. 73-224. 1983.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 실시예들이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 종래의 초음파 영상장치에서 활용되는 일반적인 빔집속 기법들에서 송신 집속점의 고정으로 인해 집속점 이외의 영역에서 해상도와 신호대잡음비의 저하가 나타나는 문제를 해결하고, 빔 합성의 수에 따라 시스템 자원 요구가 급격하게 증가하는 합성구경 빔집속 기법을 상용 초음파 의료영상 시스템에 현실적으로 적용하기 어려운 한계를 극복하며, 특히 합성구경 빔집속 과정에서의 지연시간 연산량의 증가를 제어하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 합성구경 빔집속 방법은, 대상체에 집속하여 전송된 후, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신하는 단계; 상기 복수 개의 채널 데이터를 부구경(sub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성하는 단계; 및 상기 생성된 부분빔을 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성하는 단계;를 포함하되, 상기 부분빔 중 대표 부분빔은 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 생성되고, 상기 부분빔 중 상기 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔은 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성되며, 상기 주사선 단위의 합성빔은 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을

합성함으로써 생성된다.

- [0008] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 방법에서, 상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 절반이고, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 주사선 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출될 수 있다.
- [0009] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 방법에서, 상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 $1/n$ (n 은 자연수)이고, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 상기 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출될 수 있다.
- [0010] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 방법에서, 상기 대표 부분빔은, 상기 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출함으로써 생성된다.
- [0011] 한편, 이하에서는 상기 기재된 합성구경 빔집속 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.
- [0012] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 합성구경 빔집속 장치는, 대상체에 집속하여 전송된 후, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신하는 초음파 변환자(transducer); 상기 수신된 복수 개의 채널 데이터를 저장하는 버퍼(buffer); 상기 저장된 복수 개의 채널 데이터를 부구경(aub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성하기 위한 지연시간 연산부; 및 상기 부분빔을 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성하는 주사선 합성부;를 포함하되, 상기 주사선 합성부는, 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 상기 부분빔 중 대표 부분빔을 생성하고, 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 상기 부분빔 중 상기 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔을 생성하며, 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을 합성함으로써 상기 주사선 단위의 합성빔을 생성한다.
- [0013] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 장치에서, 상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 절반이고, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 주사선 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출될 수 있다.
- [0014] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 장치에서, 상기 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 $1/n$ (n 은 자연수)이고, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 상기 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출될 수 있다.
- [0015] 일 실시예에 따른 상기 합성구경 빔집속 장치에서, 상기 대표 부분빔은, 상기 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출함으로써 생성된다.

발명의 효과

- [0016] 본 발명의 실시예들은 합성구경 빔집속 기법을 초음파 영상 시스템에 적용함으로써 집속점뿐만 아니라 집속점 이외의 영역에서도 향상된 해상도와 신호대잡음비를 제공할 수 있고, 주사선 단위의 합성빔을 생성함에 있어서 일정 간격마다 대표 주사선만을 선택하여 선택된 주사선에 해당하는 부분빔만을 지연시간 값을 실제로 산출하여 생성하고 그 외의 주사선은 인접한 대표 주사선의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성함으로써 지연시간 연산량을 감소시키며, 그로 인해 상용 초음파 의료영상 시스템에서도 합성구경 빔집속 기법의 빔 합성의 수에 따라 증가하는 시스템 자원 요구를 적절히 제어할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0017] 도 1은 초음파 변환자에서 각 주사선을 구성하는 배열 소자(array element)를 이용하여 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위한 부분빔의 위치를 예시한 도면이다.
- 도 2는 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위해 각각의 소자별 지연시간을 연산하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 주사선 단위로 합성구경 빔집속의 시간지연을 보간하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 방법을 도시한 흐름도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 4의 합성구경 빔집속 방법에서, 주사선 단위로 합성빔을 생성하는 과정을 구체적으로 도시한 흐름도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 장치를 도시한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 초음파 영상 분야에 대한 기술적 특성과 발견된 문제점을 간략하게 소개한 후, 이들 문제점을 해결하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 제시하도록 한다.
- [0019] 일반적으로 초음파 의료영상 장치는 초음파 변환자(piezoelectric transducer)를 이용하여 전기 신호를 초음파 신호로 바꾸어 인체 내에 송신하고 인체 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파를 다시 초음파 변환자를 통해 수신한다. 수신된 초음파는 전기 신호로 변환된 후, 신호 처리 과정을 거쳐 하나의 주사선(scanline)을 형성한다. 이를 반복적으로 수행함으로써 다수의 주사선을 생성하고 이러한 주사선이 모여 하나의 영상을 형성한다.
- [0020] 보다 구체적으로 초음파를 송신한 후, 반사되어 변환자로 수신된 에코 신호는 우선 전단 증폭기(pre-amplifier)에 의해서 증폭된 후, 시간-이득 보상 증폭기(time-gain compensation amplifier, TGC)에 전달된다. 이것은 생체 내에서 진행 깊이에 따른 초음파 신호의 감쇠(attenuation) 현상을 보상해주기 위한 증폭기로서, 전체 영상 영역 또는 깊이에 따라 균등한 영상의 밝기를 확보하기 위해 활용된다. 증폭된 에코 신호는 수신 집속 과정을 거치게 되며, 이는 각각의 변환자를 통해 서로 다른 경로차(path difference)에 상응하는 시간 지연(time delay)을 통해서 획득된다.
- [0021] 인체에서 전파되는 초음파 신호는 물리적 특성상 깊이 전파할수록 중심 주파수가 저주파 대역 방향으로 전이하며 대역폭이 감소하기 때문에 이를 보상해주기 위한 동적 대역 통과 필터(dynamic bandpass filter)를 거치게 된다. 포락선 검출된(envelope detected) 에코 신호의 동적 범위(dynamic range)는 최종 출력 장치인 모니터의 동적 범위가 20-30(dB) 정도인 것에 비해서 월등히 크므로 대수변환부(log compressor)를 통해 영상 데이터를 생성하고, 생성된 데이터는 스캔 변환부(scan converter)를 통해 모니터에 디스플레이하게 된다.
- [0022] 일반적으로 초음파 의료영상은 해상도(resolution), 신호대잡음비(SNR), 대조도(contrast), 침투도(penetration), 프레임율(frame rate) 등으로 평가된다. 이러한 요소들 중 해상도, 신호대잡음비, 프레임율은 어떠한 빔 집속 방식을 적용하느냐에 따라서 결정되며, 전체 시스템에서 송수신 집속부가 그 역할을 담당한다. 따라서, 초음파 의료영상 장치의 빔집속 방식에 따라 초음파 의료영상의 해상도, 신호대잡음비, 프레임율이 결정되며, 그에 따라 송수신 집속부의 구조 또한 달라지게 된다.
- [0023] 종래의 배열 변환자를 이용한 수신 동적 집속 기법에서, 빔집속은 초음파 의료영상의 해상도를 높여주는 역할을 하였다. 1차원 배열 변환자/소자(1-D array element)를 이용하여 초음파 단면 영상을 생성하는 경우, 영상의 해상도는 배열 변환자에서 빔이 전파되는 방향인 축방향 해상도(axial resolution)와 빔이 전파하는 방향과 직교하는 측방향 해상도(lateral direction)가 존재한다. 축방향 해상도가 변환자로부터 송신되는 펄스의 폭에 의해 결정되는 반면, 측방향 해상도는 송신시 초음파 빔폭과 수신시 초음파 빔폭의 곱에 의해 결정되며, 초음파의 빔폭은 구경(aperture)의 크기에 따라 결정된다. 1차원 배열 변환자를 이용한 빔집속시, 구경의 크기는 송신 또는 수신시 동시에 사용하는 변환자의 수에 의해 결정되며, 이를 채널(channel)이라고 표현한다. 즉, 채널의 수가 클수록 더 좋은 측방향 해상도를 갖는 영상을 생성할 수 있다는 사실을 알 수 있다. 따라서, 채널은 초음파 의료영상 장치의 성능을 나타내는 지표로 활용되며, 이는 빔집속을 위한 하드웨어의 복잡도와 직접적인 관련이 있다.
- [0024] 빔집속에 관하여, 송신시에는 짧은 펄스를 전기 신호로 생성하여 서로 다른 변환자에 전달한다. 이 때, 집속하고자 하는 점에서부터 각 변환자간의 서로 다른 거리를 감안하여 각각 다른 시간지연(time delay)을 주어 송신한다. 복수 개의 변환자가 선형 어레이 형태로 되어있을 경우 집속점을 맞추기 위해서는 각 변환자에 전달되는 송신 펄스 신호를 제어할 필요가 있다. 이를 위해, 집속점으로부터 멀리 떨어져 있는 변환자에 송신 펄스 신호가 먼저 전달되도록 하고, 가까운 곳의 변환자에는 상대적으로 송신 펄스 신호가 늦게 전달되도록 지연시킴으로써 모든 변환자로부터 송신되는 초음파 신호가 동시에 집속점에 도달할 수 있도록 조절한다. 즉, 특정 집속점에서는 위상이 같은 상태의 신호가 중첩되므로 진폭이 최대가 되며, 집속점 이외의 부분에서는 위상이 서로 상쇄되어 신호가 매우 약해진다.
- [0025] 이처럼 종래의 초음파 빔집속 기술에서 송신 집속(transmit focusing)은 한번 송신시 한 점에만 집속이 가능하

므로 주사선상의 모든 영상점에 대하여 송신집속을 하기 위해서는 주사선상의 모든 영상점의 수만큼의 송신이 필요한데, 인체 내에서 전달되는 초음파의 속도(1540m/s)를 감안할 때 이는 실시간 영상화가 불가능하다는 결론을 얻을 수 있다. 따라서, 현재 초음파 의료영상 장치의 빔집속 수단은 송신 고정집속(transmit fixed focusing) 기법을 채택하여 활용되고 있다.

[0026] 한편, 대상체에서 반사되어 변환자로 입사되는 초음파 신호의 도달시간은 각 변환자의 위치에 따라 다르다. 이와 같이 서로 다른 도달시간을 갖고 입사되는 초음파신호는 각 변환소자에서 전기적 신호로 변환되는데, 각 변환소자에서 출력되는 전기적 신호를 집속하기 위해서는 도달시간의 차이만큼을 각각 지연시켜 보상해주어야 한다. 즉, 수신시 빔집속은 송신시 빔집속과 같은 원리로 수행되지만, 수신과 동시에 가변시간지연(variable time delay)을 주어 동적으로 집속점을 움직이게 하는 점에서 차이점이 존재한다. 이와 같이 수신 동적 집속 기법이란, 반사된 초음파 신호를 수신함과 동시에 가변시간지연을 주어 동적으로 모든 영상점에 집속을 수행하게 하는 것을 의미한다.

[0027] 송신 고정 집속 시에는 지연시간을 한번만 계산하면 되는 반면 수신 동적 집속에서는 매 집속점마다 각 채널의 지연시간을 계산해야 한다. 송신 고정/수신 동적 집속 기법을 이용할 경우, 수신되는 초음파 신호를 집속하기 위해서는 채널 데이터별로 지연시간을 계산하여야 하는데, 지연시간 연산량을 줄여 하드웨어 복잡도를 감소시킬 필요성이 있다. 현재 초음파 의료영상 장치는 송신 고정/수신 동적 집속 방식을 채택하고 있기 때문에 송신 초점에서는 송수신 양방향 집속이 이루어지므로 좋은 성능을 얻을 수 있지만, 송신 초점에서 멀어질수록 해상도가 급격히 저하되는 문제점이 지적되고 있다.

[0028] 이에 따라, 이하에서 기술되는 본 발명의 실시예들은 실시간 영상화와 양방향 동적집속(2-way dynamic focusing)이 가능한 합성구경(synthetic aperture) 기법을 채택하고 있다. 다수의 변환자를 사용하여 고정 집속한 송신신호를 각각의 변환자에서 발생한 신호로 분리해 낼 수 있다면, 서로 다른 시간지연을 주어 원하는 영상점마다 빔집속하는 것이 가능하다. 이를 위해 집속되지 않은 신호를 단일 변환자로 송신하거나 가상 송신점을 설정하여 송신하고, 반사되어 돌아오는 신호를 수신하여 모든 영상점에 대하여 송신시간지연 및 수신시간지연을 고려하여 집속한 후, 이를 합성할 송신 구경의 크기만큼 송신 변환자를 옮겨가며 반복 수행하면, 향상된 측방향 해상도를 갖는 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0029] 초음파 의료영상 시스템에서는 초음파 프로브의 배열 변환자의 수에 비해 채널의 수가 적은데, 채널의 수는 송수신을 위한 하드웨어의 복잡도와 직접적으로 관련되어 있기 때문이다. 따라서, 합성구경 빔형성 기법에서는 초음파 의료영상 시스템에서 지원하는 채널 수를 부구경(sub-aperture)으로서 사용하고, 이러한 부구경을 이용하여 생성된 다수의 부분 주사선(partial scanline)을 합성함으로써 시스템에서 지원하는 채널 수 이상의 가상의 합성구경(즉, 합성 주사선(synthetic scanline)을 생성한다.)을 이용하여 높은 해상도를 얻을 수 있다. 따라서, 합성구경 빔집속 기법에서 하나의 주사선을 얻기 위해서는 합성 횟수 N (N 은 자연수)의 배수만큼의 송수신이 필요하게 되며, 이로 인해 N 배만큼의 프레임율의 저하가 야기될 수 있다. 이를 해결하기 위해, 합성구경 빔집속 과정에서는 다수의 빔집속기를 병렬로 구성함으로써 다수의 주사선을 동시에 생성하는 병렬처리 구조를 도입함으로써 프레임율의 저하없이 합성구경 빔집속을 구현할 수 있다.

[0030] 도 1은 초음파 변환자에서 각 주사선을 구성하는 배열 소자(array element)를 이용하여 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위한 부분 빔의 위치를 예시한 도면이다. 도 1은 구경(aperture)이 32 채널이고, 합성 빔의 수가 16인 경우에 대해 합성구경 빔집속을 구현하기 위한 부분 빔(partial beam)의 위치를 도시한 도면으로서, 전체 배열 변환자의 일부에 해당하는 시스템의 채널 수만큼의 부구경을 도시한 것이다. 도 1을 참조하면, 부구경의 중심 외에 양쪽의 다른 위치에서도 합성구경을 위한 다수의 주사선을 형성함을 확인할 수 있으며, 초음파 영상의 구성 시에 구경 또는 부구경의 중심 이외에 다른 위치에도 지연시간을 다르게 적용함으로써 주사선을 형성하게 된다.

[0031] 다만, 앞서 소개한 바와 같이 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위해서는 동시에 다수의 부분 빔을 생성해야 하기 때문에 종래의 일반적인 빔집속 기법에 비해 합성 횟수의 배수만큼의 지연시간 연산량이 증가하게 된다. 이때의 연산량은 다음의 도 2를 통해 확인할 수 있다.

[0032] 도 2는 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위해 각각의 소자별 지연시간을 연산하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 합성구경 빔집속 기법에 따라 양방향 동적 집속을 위한 송수신 시간지연을 산출하기 위해서는 송신 초점(focal point)와 영상점(image point), 송수신 변환자의 위치를 고려해야만 한다.

[0033] 도 2에서, 부구경의 중심에 해당하는 위치의 좌표를 (0,0)으로 설정하고, 각각의 변환자의 위치는 (element(x),

element(y))로, 송신 초점은 (focal(x), focal(y))로, 영상점의 위치는 (image(x), image(y))로 표현하였다. k는 송신 후 클럭(clock after fire)을 나타내고, F_{depth}는 초점 깊이(focal depth)를 나타내며, image_incr(x) 및 image_incr(y)는 영상점의 증분(increment)을 나타낸다. scan(x) 및 scan(y)는 주사선 시작 위치의 좌표를 나타내고, dis_{unit}은 c/f_s로서, f_s는 아날로그/디지털 변환기(A/D converter)의 표본화 주파수이다. 따라서, 도 2의 영상점의 좌표는 다음의 수학식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학식 1

$$\begin{aligned} image(x) &= scan(x) + \frac{k}{2} \times image_incr(x) \\ image(y) &= scan(y) + \frac{k}{2} \times image_incr(y) \end{aligned}$$

[0034]

[0035] 이상과 같은 변수들을 이용하여 양방향 집속을 수행하기 위한 시간지연은 다음의 수학식 2와 같이 표현된다.

수학식 2

$$\tau = \frac{\left\{ F_{depth} \mp \sqrt{(focal(x) - image(x))^2 + (focal(y) - image(y))^2} + \sqrt{(image(x) - element(x))^2 + (image(y) - element(y))^2} \right\}}{c}$$

[0036]

[0037] 이상과 같이 변수를 입력받아 빔집속 수단 내부에서 지연시간을 연산하는 구조는 형태나 특성이 다른 다양한 초음파 프로브를 연결하는 경우에도 변수 조절만을 통해 적용이 가능하다는 장점을 갖는다.

[0038] 도 1 및 도 2에서 예시된 바와 같이, 32 채널 16 합성 빔의 합성구경 빔집속 기법을 구현하기 위해서는 이상의 수학식 2의 연산이 주파수에 맞추어 (채널 수) × (합성 빔 수), 즉 32 × 16 = 512 만큼 수행되어야만 한다. 즉, 모든 채널에 대해서 지연시간을 산출할 경우 요구되는 연산량이 매우 커진다는 단점을 갖는다.

[0039] 따라서, 본 발명의 실시예들은 채널에 대해 일정한 깊이 간격으로 실제의 지연시간을 산출하고, 그 사이를 보간하여 나머지 시간지연을 적용하는 방법을 제안한다. 특히, 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 합성구경 빔집속 기법에서는 주사선을 합성 빔의 수만큼 더 생성해야 하는 특징이 존재하므로, 합성 빔의 수에 비례하여 연산량이 증가한다는 문제점이 존재한다. 이러한 문제점들을 해소하기 위해 본 발명의 실시예들은 합성구경 빔집속 방법을 구현함에 있어서, 주사선 간의 시간지연 값을 보간하는 방법을 활용하여 지연시간 연산에 따라 연산량을 더욱 크게 감소시킬 수 있다.

[0040] 도 3은 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 주사선 단위로 합성구경 빔집속의 시간지연을 보간하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0041] 도 3을 참조하면, 실선으로 표시한 주사선의 지연시간을 연산한 후, 이를 이용하여 실선 사이의 점선으로 표시된 주사선의 지연시간을 보간을 통해 산출한다. 이 때, 보간은 양 쪽에 위치한 주사선에 대응하는 채널의 지연시간을 합산한 후, 2로 제산하는 방식으로 수행될 수 있다. 특히, 이러한 연산 수단을 디지털 연산을 수행할 수 있는 하드웨어로 구현하는 경우, 합산된 값을 오른쪽으로 1 비트 시프트 연산을 수행함으로써 쉽고 빠르게 보간된 값을 얻을 수 있다. 이러한 보간 방식은 전체 주사선 모두를 실제로 연산하는 것에 비해 매우 큰 폭의 연산량 감소를 얻을 수 있을 뿐만 아니라, 연산 속도의 향상을 보장할 수 있다.

[0042] 또한, 도 3에서는 실제로 지연시간을 산출하는 주사선과 보간을 통해 지연시간을 산출하는 주사선이 1:1의 비율로 예시되어 있으나, 구현의 편의에 따라 다양한 비율로 변형이 가능할 것이다. 예를 들어, 실제 연산되는 주사선에 비해 보간을 통해 산출되는 주사선의 비율을 더 증가시킬 수도 있으며, 이러한 경우 오차에 대한 희생이 다소 있을 수 있으나, 반면 지연시간의 실제 연산량을 더욱 감소시킬 수 있다.

[0043] 나아가, 도 3에서는 합성 빔의 수가 짝수인 경우를 가정하여 지연시간 보간 방법을 소개하고 있으나, 합성 빔의

수가 홀수인 경우에도 이와 유사한 방식으로 주사선 간의 지연시간 보간을 통해 전체 연산량을 감소시킬 수 있다.

- [0044] 이하에서는, 도면을 참조하여 상기된 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시예들을 구체적으로 설명한다. 다만, 하기의 설명 및 첨부된 도면에서 본 발명의 요지를 흐릴 수 있는 공지 기능 또는 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 또한, 도면 전체에 걸쳐 동일한 구성 요소들은 가능한 한 동일한 명칭 및 도면 부호로 나타내고 있음에 유의하여야 한다.
- [0045] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0046] 410 단계에서, 초음파 신호는 대상체에 집속하여 전송된 후, 상기 대상체로부터 반사된다. 또한, 이렇게 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터가 초음파 변환자에 수신된다.
- [0047] 420 단계에서는, 410 단계를 통해 수신된 복수 개의 채널 데이터를 다수의 부분빔을 합성하기 위한 부구경(sub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 부분빔을 생성한다. 이때, 본 발명의 실시예들은 부분빔을 크게 대표 부분빔과 보간 부분빔으로 구분하고, 이 중 대표 부분빔만을 실질적인 지연시간 연산을 통해 생성하게 된다. 즉, 연산량의 감소를 위해 전체 부분빔 모두를 지연시간 연산하는 것이 아니라, 일정 간격마다 대표 부분빔에 대해서만 지연시간 연산을 통해 생성한 후, 대표 부분빔 이외의 부분빔(보간 부분빔으로 명명하였다.)은 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성하게 된다.
- [0048] 430 단계에서는, 420 단계를 통해 생성된 부분빔을 일부 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성한다. 이제, 주사선 단위의 합성빔은 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을 합성함으로써 합성구경 빔집속 방법에 따라 생성되게 된다.
- [0049] 실질적인 지연시간 연산이 수반되는 대표 주사선은 다양한 규칙에 따라 선택될 수 있는데, 앞서 도 3을 통해 예시된 바와 같이, 전체 주사선의 절반(1/2)을 대표 주사선으로 활용할 수도 있고, 또는 더 적은 수의 주사선을 대표 주사선을 활용할 수도 있을 것이다.
- [0050] 만약 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 절반인 경우, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 주사선 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출될 수 있다. 이 경우, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 후, 2로 제산함으로써 산출되는 것이 바람직하다. 특히, 하드웨어 구현의 관점에서, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 값을 오른쪽으로 1 비트 시프트(1 bit shift-right) 연산을 수행함으로써 산출될 수 있다.
- [0051] 이러한 대표 주사선 수를 보다 일반화시켜, 만약 대표 주사선의 수는 상기 주사선 수의 $1/n$ (n 은 자연수)인 경우, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 상기 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출될 수 있을 것이다. 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴은 대표값들을 스무딩(smoothing)한 특정 함수로서 구현될 수도 있으며, 이러한 보간 함수에는 선형성을 갖는 다양한 수치해석 기법이 소개하는 보간법이 활용될 수 있다.
- [0052] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 4의 합성구경 빔집속 방법에서, 주사선 단위로 합성빔을 생성하는 과정을 구체적으로 도시한 흐름도로서, 여기서는 도 4의 420 단계 이후의 과정만을 집중하여 기술하도록 한다.
- [0053] 421 단계에서는, 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 대표 부분빔을 생성한다. 앞서 기술한 바와 같이 종래의 통상적인 빔집속 기법에서는 전체 구경의 채널 수와 전체 주사선의 수를 모두 승산한 수만큼의 연산이 요구되었으나, 본 발명의 실시예들은 이러한 지연시간 연산의 부하를 감소시키기 위해 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출하여 대표 부분빔만을 생성하게 된다.
- [0054] 422 단계에서는, 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 보간 부분빔을 생성한다. 즉, 전체 부분빔의 수에서 앞서 421 단계를 통해 생성된 대표 부분빔의 수를 감산한 수만큼의 부분빔에 대해서는 보간된 지연시간 값으로 대체하게 된다. 이러한 대체 연산은 각 부분빔에 대응하는 지연시간을 간단한 방식으로 보간함으로써 상대적으로 매우 빠른 처리를 가능하게 한다.
- [0055] 이제, 435 단계에서는, 421 단계를 통해 생성된 대표 부분빔과 422 단계를 통해 생성된 보간 부분빔을 합성하여 합성구경 기법에 따른 주사선 단위의 합성빔을 생성하게 된다.

- [0056] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 시간지연을 보간하는 합성구경 빔집속 장치를 도시한 블록도로서, 각 주요 블록은 앞서 기술한 도 4 및 도 5의 수행 단계에 대응한다. 따라서, 여기서는 장치적 특성과 구현예의 관점에 집중하여 각각의 구성을 개괄적으로 소개하도록 한다.
- [0057] 초음파 변환자(transducer)(10)는 대상체에 초음파 신호를 집속하여 전송한 후, 상기 대상체로부터 반사된 초음파 신호에 포함된 복수 개의 채널 데이터를 수신한다. 이러한 초음파 변환자(10)는 합성구경 빔집속을 활용하는 의료영상 시스템 내에 포괄될 수 있으나, 장치적 독립성을 고려할 때 합성구경 빔집속 장치(20)로부터 분리되어 취급될 수도 있다. 이러한 초음파 변환자(10)는 전기 신호를 초음파 신호로 바꾸어 대상체에 송신하고, 대상체로부터 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 다시 초음파 변환자를 통해 수신하여 전기 신호로 바꾸는 역할을 수행한다.
- [0058] 송신 집속부(22)는 대상체에 송신할 초음파 신호를 집속한다. 송신 집속(transmit focusing)은 한번 송신시 한 점에만 집속이 가능하므로 주사선 상의 모든 집속점에 대하여 송신 집속을 하기 위해서는 주사선 상의 모든 집속점의 수만큼 송신하여야 하는데, 이와 같이 송신 집속하는 경우에는 실시간 영상화가 불가능하므로, 송신 고정 집속(transmit fixed focusing)을 이용하는 것이 바람직하다.
- [0059] 고전압 멀티플렉서(HVMUX)(21)는 채널 소자(element)를 초음파 변환자 소자에 연결하기 위한 일종의 고전압 스위치이다. 이 고전압 스위치는 보통 수신이 끝나고 송신을 시작하는 시간 사이에 재프로그래밍되지만 송신이 끝난 후에도 즉시 재프로그래밍될 수 있다. 고전압 멀티플렉서(21)는 송신시에는 송신 집속부(22)의 전기 신호를 초음파 변환자(10)로 전달하고, 수신시에는 초음파 변환자(10)의 전기 신호를 채널 정렬부(23)로 전달한다.
- [0060] 채널 정렬부(23)는 주사선 합성부(27)가 항상 같은 채널 데이터를 받을 수 있도록, 수신되는 채널 데이터를 정렬한다. 이것은 채널 소자의 수와 초음파 변환자 소자의 수가 다르게 때문에 초음파 송수신마다 주사선 합성부(27)가 다른 채널의 RF(Raw Format) 데이터를 받는 것을 방지하기 위한 것이다. 또한, 채널 정렬부(23)의 정보는 송신 집속부(22)에도 전달되게 되는데, 이는 송신시 채널을 정렬하여 송신 시간지연을 반영하여 송신하기 위함이다.
- [0061] 아날로그 디지털 변환부(24)는 채널 정렬부(23)로부터 수신된 채널 데이터를 디지털 데이터로 변환한다. 구현예에 따라 달라질 수 있으나, 채널 정렬은 아날로그 디지털 변환부(24)의 후단에서 디지털 로직을 통해 수행될 수도 있다.
- [0062] 버퍼(buffer)(26)는 상기 수신된 복수 개의 채널 데이터를 저장하는 구성으로서, 디지털 변환된 채널 데이터를 빔집속이 수행될 수 있을 만큼 저장한다. 이 때, 저장되는 채널 데이터의 크기는 해당 집속점을 구성하기 위한 지연시간의 최대값과 최소값의 차에 근거하여 최대 지연시간과 최소 지연시간 사이에 해당하는 채널 데이터의 총합의 크기가 될 수 있으며, 가장 지연시간 차이가 큰 첫 번째 영상점에 해당하는 지연시간의 최대값과 최소값의 차이 이상의 크기를 갖는 버퍼를 적용하는 것이 바람직하다.
- [0063] 지연시간 연산부(25)는 버퍼(26)에 저장된 복수 개의 채널 데이터를 부구경(sub-aperture)으로서 사용함으로써 각 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 집속된 다수의 부분빔을 생성하기 위한 구성으로서, 부구경에 해당하는 채널 데이터만이 버퍼(26)에 전달되어 저장되며, 부구경은 가능한 클수록 유리하므로 이용가능한 모든 채널을 활용하는 것이 바람직하다. 또한, 지연시간 연산부(25)는 주사선 합성부(27)로 하여금 복수의 변환자들 중 부구경에 해당하는 변환자인 채널에 대하여 채널 데이터의 지연시간을 채널별로 다르게 하여 부분빔 수신 집속하도록 유도하는 역할을 수행한다.
- [0064] 주사선 합성부(27)는 상기 부분빔을 일부 합성하여 주사선 단위의 합성빔을 생성한다. 이 때, 주사선 합성부(27)는, 일정 간격마다 채널 데이터의 지연시간 값을 산출함으로써 상기 부분빔 중 대표 부분빔을 생성하고, 인접한 대표 부분빔의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 상기 부분빔 중 상기 대표 부분빔 이외의 부분빔인 보간 부분빔을 생성하며, 상기 대표 부분빔과 상기 보간 부분빔을 합성함으로써 상기 주사선 단위의 합성빔을 생성한다. 여기서, 상기 대표 부분빔은, 상기 부구경의 채널 수와 합성하고자 하는 빔의 수를 승산한 수만큼 지연시간 값을 산출함으로써 생성될 수 있다.
- [0065] 또한, 대표 주사선의 수가 전체 주사선 수의 절반인 경우, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 자신의 좌측 또는 우측에 이웃한 대표 주사선 중 적어도 하나 이상의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 산출될 수 있다. 여기서, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은, 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 후, 2로 제산함으로써 산출될 수 있으며, 특히 자신의 좌측 및 우측에 이웃한 대표 주사선의 지연시간을 합산한 값을 오른쪽으로 1 비트 시프트 연산을 수행함으로써 산출되는 것이 바람직하다.

[0066] 나아가, 대표 주사선의 수가 전체 주사선 수의 $1/n$ (n 은 자연수)인 경우, 상기 대표 주사선 이외의 주사선은 상기 대표 주사선의 지연시간 변화 패턴에 따라 결정된 보간 값으로부터 산출될 수 있다.

[0067] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 합성구경 빔집속 기법을 초음파 영상 시스템에 적용함으로써 집속점뿐만 아니라 집속점 이외의 영역에서도 향상된 해상도와 신호대잡음비를 제공할 수 있고, 주사선 단위의 합성빔을 생성함에 있어서 일정 간격마다 대표 주사선만을 선택하여 선택된 주사선에 해당하는 부분빔만을 지연시간 값을 실제로 산출하여 생성하고 그 외의 주사선은 인접한 대표 주사선의 지연시간 값으로부터 보간된 값을 이용하여 생성함으로써 지연시간 연산량을 감소시키며, 그로 인해 상용 초음파 의료영상 시스템에서도 합성구경 빔집속 기법의 빔 합성의 수에 따라 증가하는 시스템 자원 요구를 적절히 제어할 수 있다.

[0068] 한편, 본 발명의 실시예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0069] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현하는 것을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

[0070] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

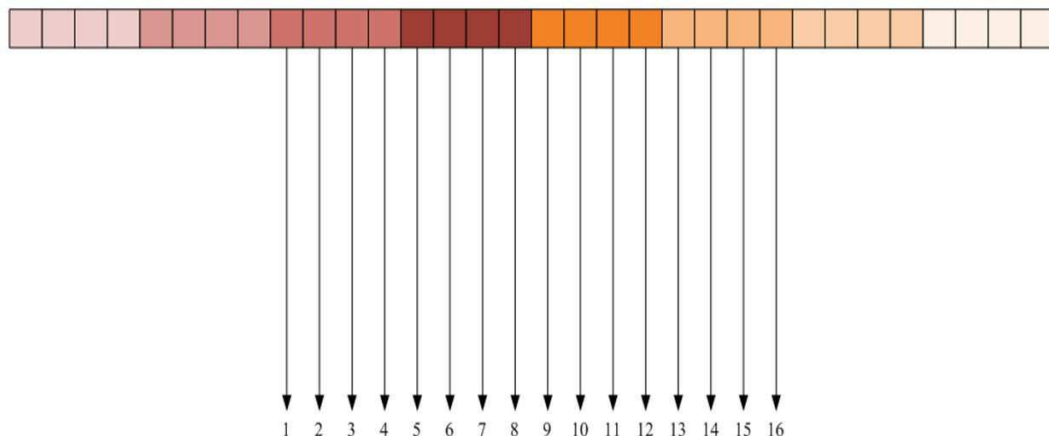
부호의 설명

[0071]

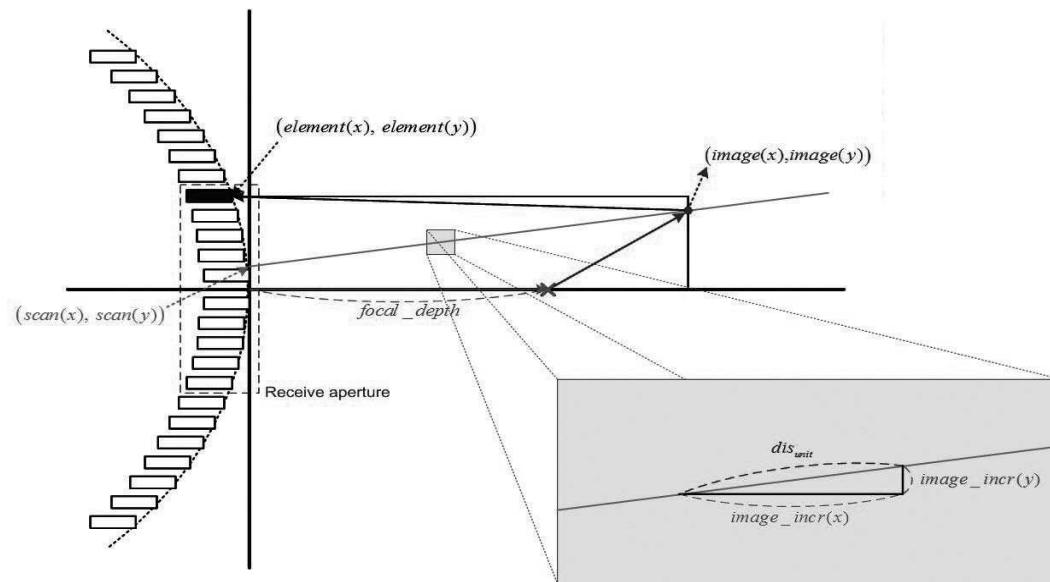
10 : 초음파 변환자	20 : 합성구경 빔집속 장치
21 : 고전압 멀티플렉서	22 : 송신 집속부
23 : 채널 정렬부	24 : 아날로그 디지털 변환부
25 : 지연시간 연산부	26 : 버퍼
27 : 주사선 합성부	

도면

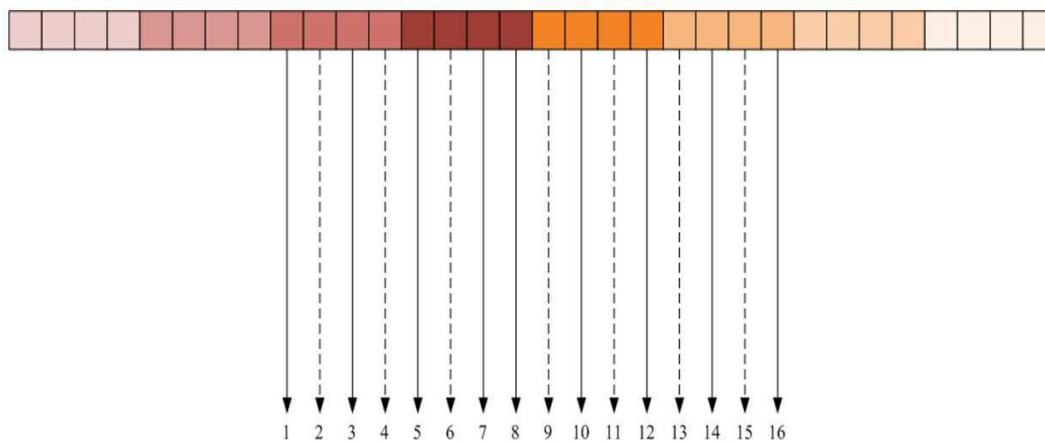
도면1



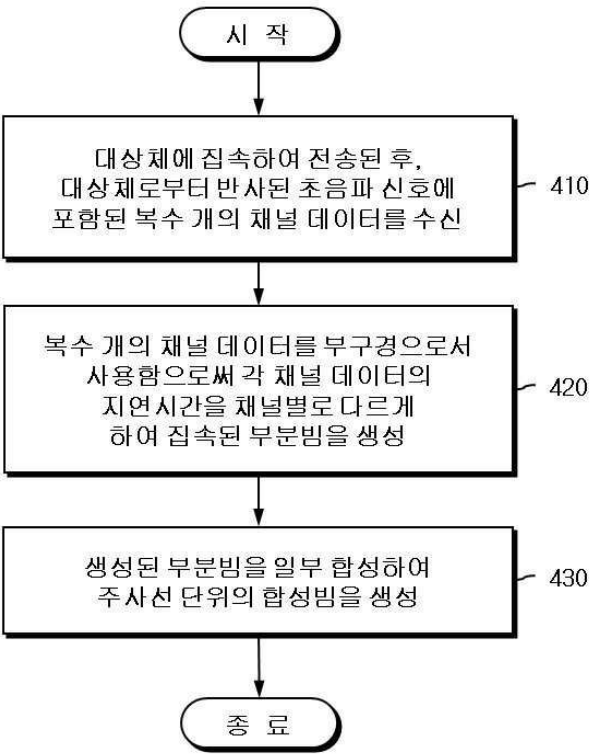
도면2



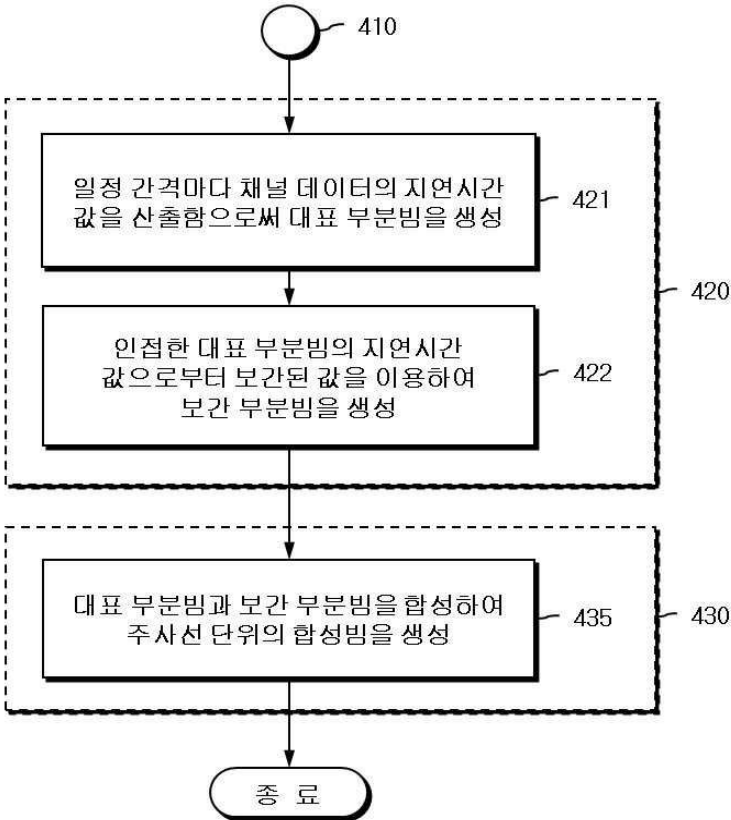
도면3



도면4



도면5



도면6

