(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2002-0083321
(43) 공개일자 2002년11월02일

(21) 출원번호 10-2001-0022831
(22) 출원일자 2001년04월27일

(71) 출원인 주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 황재섭
서울특별시도봉구도봉한신아파트120동1002호
송태경
서울특별시서초구잠원동6-3동아아파트105동1403호

(74) 대리인 주성민
장수길

심사청구 : 있음

# (54) 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀에서 수신 집속하는 3차원 초음파 영상 시스템

## 요약

본 발명은 초음파 신호를 대상체의 진단 영역 내로 송신하고 영상 표시 장치의 각각의 화소에 대응하는 진단 영역 내의 복셀(voxel)에서 초음파의 에코(echo) 신호를 직접 수신하여 대상체에 대한 3 차원 영상을 획득할 수 있는 3 차원 초음파 영상 시스템에 관한 것이다. 이 3 차원 초음파 영상 시스템은 초음파 신호를 송신 및 수신하기 위한 트랜스듀서부와, 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 RF 볼륨 메모리와, 이 RF 볼륨 메모리에 저장된 수신 신호를 사용하여 영상 표시 장치의 화소 각각에 대응하는 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트(set)를 획득하는 에코 신호 처리부와, 3 차원 데이터 세트에 근거하여 대상체에 대한 3 차원 초음파 영상을 형성하는 이미지 형성부와, 형성된 3 차원 초음파 영상을 디스플레이 (display)하는 표시 장치를 포함하고 있다.

## 대표도

도 5

## 색인어

3 차원 초음파 영상 시스템, 동적 수신 집속, RF 볼륨 메모리, 복셀(voxel), 디지털 스캔 변환기

## 명세서

## 도면의 간단한 설명

도 1은 종래 기술에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도.

도 2는 연속하는 프레임 사이에 존재하며 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀과 이를 둘러싸고 있는 RF 데이터와의 관계를 2 차원적으로 도시한 도면.

도 3은 본 발명에 따라 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀에서 직접 수신 집속하여 3 차원 영상을 획득하는 데 필요한 3 차원 데이터 세트를 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면.

도 4는 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀에서 수신 집속한 RF 신호의 값과 포락선 상의 값을 비교하는 도면.

도 5는 본 발명의 제 1 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도.

도 6은 본 발명의 제 2 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도.

도 7은 본 발명의 제 3 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도.

## 발명의 상세한 설명

### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 영상 표시 장치의 화소(pixel) 각각에 대응하는 진단 영역 내의 복셀(voxel)에서 초음파의 에코(echo) 신호를 직접 수신 집속(receive focusing)하는 3 차원 초음파 영상 시스템에 관한 것이다.

통상적으로, 초음파 영상 시스템은 진단하고자 하는 대상체를 향하여 초음파 신호를 송신하고 이로부터 반사된 초음파의 에코 신호로부터 대상체의 영상을 획득하여 이를 표시장치를 통해 출력하는 장치로서, 의료 및 비파괴 검사 분야에서 널리 사용되고 있다. 3 차원 초음파 영상 시스템은 일반적으로 복수개의 초음파 변환자 어레이(tranducer array) 또는 탐촉자(probe)를 사용하여 초음파를 발생시키고, 대상체로부터 반사된 초음파의 에코 신호를 변환자 어레이의 각각의 변환자를 사용하여 수신한다. 송신시에는 초음파 변환자 어레이 각각의 변환자에서 초음파를 발생시키는 타이밍(timing)을 조절함으로써 대상체의 진단 영역 내에 있는 임의의 목표점에 초음파가 송신 집속(transmit focusing)되도록 할 수 있다. 환언하면, 스캔 라인(scan line) 상의 하나의 목표점에서 초음파 변환자 어레이 각각의 변환자까지의 거리 차이를 보상하도록 각 변환자의 초음파 발생 시점을 제어함으로써 원하는 점에 초음파 신호를 집속시킬 수 있는 것이다.

수신시에도 각각의 변환자가 수신하는 반사된 에코 신호에 시간 지연을 부가함으로써 진단 영역 내의 임의의 목표점으로부터 초음파 신호를 집속하는 것이 가능하다. 즉, 진단 영역 내의 임의의 목표점으로부터 각각의 변환자까지의 거리 차이로 인한 도달 시간의 차이를 보상하도록, 각각의 변환자의 수신 신호에서 시간 지연을 가하여 더함으로써 그 목표점에서 초음파의 에코 신호를 수신 집속하는 것이다.

대상체에 대한 정확한 3 차원 영상을 얻기 위해서는 송신 및 수신시 다양한 위치에 초음파 신호를 집속시키는 것이 바람직할 것이다. 그러나, 진단 영역 내의 한 목표점에 집속하도록 초음파 신호를 송신한 뒤에는 진단 영역 내의 가장 먼 위치로부터 반사된 에코 신호를 포함하여 모든 에코 신호를 수신한 후 다른 목표점으로 초음파를 송신할 수 있다. 따라서, 송신 집속하는 목표점의 개수를 증가시키는 것은 하나의 3 차원 영상을 얻는데 소요되는 시간을 증가시켜 결국 프

레임율(frame rate)을 느리게 하는 단점이 있다.

각각의 스캔 라인마다 하나의 목표점에만 송신 집속하는 경우에 프레임율은 다음의 수학식 1과 같이 표현될 수 있다.

수학식 1

$$\frac{1}{FR} = \frac{2D}{c} \times N$$

여기서, FR은 프레임율이고, D는 진단 영역의 깊이이며, c는 매질내에서 초음파의 전파 속도이고, N은 스캔 라인의 개수를 나타낸다. 수학식 1로부터 알 수 있는 바와 같이, 스캔 라인의 개수를 증가시키는 것은 프레임율을 감소시킴으로 스캔 라인의 개수, 즉 영상의 정밀도와 프레임율간의 절충(tradeoff)이 필요하다.

그러므로, 실시간 동작을 위하여 초음파 송신시에는 대상체의 전체 진단 영역을 포함하도록 방사형으로 배치된 일정한 수(예컨대, N 개)의 스캔 라인 상의 고정된 목표점에 초음파 신호를 순차적으로 집속하는 고정 집속 기법이 통상적으로 사용되고 있다. 수신시에는 각각의 스캔 라인 상에서 미리 결정된 다수의 목표점 각각에서 집속이 이루어지는 동적 수신 집속 기법이 통상적으로 사용되고 있다. 또한, 방사형으로 배열된 스캔 라인 상에 송신 집속하는 기법 외에도 평행하게 배치된 스캔 라인 상에 송신 집속하는 기법도 또한 널리 사용되고 있다. 이와 같은 동적 수신 집속 기법을 사용하는 경우, 방사형이나 평행하게 배치된 스캔 라인 상의 소정의 목표점에서만 수신 집속이 이루어질 수 있음을 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 동적 수신 집속 기법을 사용하여 획득하는 대상체에 대한 데이터는 스캔 라인 상의 점으로 제한되는 것이다.

도 1을 참조하면, 도 1에는 3 차원 초음파 영상을 획득하기 위한 종래 기술에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도가 도시되어 있다. 종래 기술에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(100)은 초음파 변환자 어레이(transducer array)(102), 빔 형성부(104), 포락선 검출부(106), 로그 보상부(108), 디지털 스캔 변환부(110), 이미지 형성부(112), 표시 장치(114)를 포함하고 있으며, 여기서 빔 형성부(104)는 수신 전단 집속부를 구성하며 포락선 검출부(106) 및 로그 보상부(108)는 에코 신호를 처리하는 에코 신호 처리부를 구성하고 있다. 초음파 변환자 어레이(102)는 대상체에 대하여 스캔 라인 상에 사전설정된 목표점에 집속되도록 초음파 신호를 순차적으로 송신한다. 하나의 스캔 라인에 대한 송신이 완료된 후, 초음파 변환자 어레이(102) 각각의 변환자는 목표점으로부터 반사되는 에코 신호를 수신하고, 빔 형성부(104)는 수신된 신호를 스캔 라인 상의 다수의 목표점 각각에서 수신 집속하여 집속된 RF 데이터를 저장한다. 스캔 라인 상의 목표점에서 수신 집속하는 빔 형성부(104)는 하나의 목표점에 대한 수신 집속을 각각의 스캔 라인 상의 다수의 집속점에서 반복함으로써 대상체의 형상에 관한 데이터를 획득한다. 이 데이터는 포락선 검출부(106), 로그 보상부(108), 디지털 스캔 변환부(110)를 거쳐 소망한 3 차원 영상을 획득하는 데 사용되는 3 차원 데이터 세트가 된다.

일반적으로, 널리 사용되는 표시 장치(114)는 수직 및 수평 방향에 등간격으로 배치된 화소(pixel)를 포함하고 있으며, 이미지 형성부(112)에서 형성된 3 차원영상을 표시 장치(114)에 표시하기 위해서는 표시 장치(114) 각각의 화소에 대한 표시 데이터를 제공하여야 한다. 종래에는 동적 수신 집속 기법을 사용하여 획득한 RF 데이터를 표시 장치(114)에 제공하여야 하는 데이터의 형식으로 변환시키기 위해 도 1에 도시한 바와 같은 디지털 스캔 변환부(110)를 사용하고 있다.

디지털 스캔 변환부(110)는 각각의 프레임이 갖는 스캔 라인 상의 수신 집속된 모든 데이터를 이용하여 이를 수평 주

사선 표시 형식(horizontal raster line display format)의 표시 장치(114)에서 사용되는 데이터 형식, 즉 3 차원 데이터 세트로 변환시킨다. 동적 수신 집속 기법을 사용하여 획득한 대상체에 대한 3 차원 영상 데이터는 스캔 라인 상의 집속점들로 제한되며, 이 집속점들은 표시 장치(114)의 화소에 대응되는 진단 영역 내의 실제 위치와 반드시 일치하는 것은 아니다. 따라서, 디지털 스캔 변환부(110)에서의 변환 과정에서는 3 차원 R - θ 인터폴레이션(interpolation)이 필수적이다. 널리 알려진 바와 같이, 스캔 라인이 방사형으로 배치된 경우, 초음파 신호가 멀리 진행할수록 인접한 스캔 라인 간의 간격이 증가하기 때문에, 스캔 라인 상의 목표점에서 수신 집속된 데이터로부터 직접 3 차원 데이터 세트를 얻을 수 없는 화소의 개수가 증가하게 된다. 디지털 스캔 변환부(110)는 이러한 화소들에 대한 3 차원 데이터 세트를 한 프레임의 인접한 스캔 라인 상의 데이터로부터 계산(즉, 인터폴레이션)하여 이미지 형성부(112)에 제공한다. 그러면, 이미지 형성부(112)에서는 디지털 스캔 변환부(110)로부터의 3 차원 데이터 세트를 사용하여 3 차원 영상을 구성한 후 이를 표시 장치(114)를 통해 디스플레이한다. 또한, 스캔 라인이 평행하게 배치된 경우에도 디지털 스캔 변환부(110)에서의 인터폴레이션은 필수적이다.

그러므로, 종래의 3 차원 초음파 영상 시스템은 한 프레임 내에서 획득한 데이터로 2 차원 영상을 형성한 후, 이에 근거하여 3 차원 영상을 획득하기 위한 3 차원 데이터 세트를 구성하므로 2 차원 영상의 품질이 3 차원 영상의 품질에 절대적인 영향을 미칠 수 밖에 없다. 즉, 표시 장치의 화소에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 획득하여야 하는 디지털 스캔 변환 과정을 필수적으로 거쳐야 하기 때문에, 획득한 3 차원 영상이 왜곡(distortion)된다는 문제점이 있다.

## 발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해 안출한 것으로, 영상 표시 장치의 화소 각각에 대응하는 대상체의 진단 영역 내에 존재하는 복셀에서 초음파의 에코 신호를 직접 수신 집속함으로써 디지털 스캔 변환 과정을 채용하지 않아 고해상도 및 고프레임율을 갖는 대상체의 3 차원 영상을 획득할 수 있는 3 차원 초음파 영상 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

본 발명에 따르면, 초음파 신호를 송신 및 수신하기 위한 트랜스듀서부와, 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 RF 볼륨 메모리와, 이 RF 볼륨 메모리에 저장된 수신 신호를 사용하여 영상 표시 장치의 화소 각각에 대응하는 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트를 획득하는 에코 신호 처리부와, 3 차원 데이터 세트에 근거하여 대상체에 대한 3 차원 초음파 영상을 형성하는 이미지 형성부와, 형성된 3 차원 초음파 영상을 디스플레이(display)하는 표시 장치를 포함하는 3 차원 초음파 영상 시스템이 제공된다.

## 발명의 구성 및 작용

이제, 도 2 내지 도 7을 참조하여 본 발명에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템을 설명할 것이다. 먼저 도 2는 본 발명에서 사용되는 연속하는 프레임 사이에 존재하며 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀과 이를 둘러싸고 있는 RF 데이터와의 관계를 2 차원적으로 나타낸 도면이다. 도 2는 설명의 편의를 위해 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀에 공간적으로 가장 근접하게 위치하는 연속적인 프레임과 이들 각각에서 스캔 라인(scan line)이 차지하는 공간적 위치와 해당 복셀의 위치를 정점에서 조명해서 2 차원 평면 상에 도시한 것으로서, 측정하고자 하는 복셀 I(x,y,z)는 이들 연속하는 두 프레임 사이의 3 차원 공간 상에 존재하고 있다고 가정하기로 한다. 본 발명에 따른 수신 집속 기법은 임의의 프레임내 스캔 라인 상의 모든 집속점에 대해서 수신 집속을 수행한 후, 이 수신 집속된 데이터와 해당 복셀간 공간적인 위치를 고려하여 2 차원 인터폴레이션을 행한 종래의 기법과는 상이하게, 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 초음파의 에코 신호를 직접 수신 집속하여 3 차원 영상을 구성하는데 필요한 3 차원 데이터 세트(set)를 집속 단계에서 직접 구성하는 것을 특징으로 한다.

도 3은 본 발명에 따라 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 에코 신호를 직접 수신 집속하여 3 차원 데이터 세트를 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 본 명세서에서는 연속하는 임의의 프레임 내에서 전체 N 개의 스캔 라인 중 임의의 하나의 스캔 라인에 대한 송수신을 위해 M 개의 채널 또는 변환자를 사용하고, 예컨대 반경 R(mm), 진단 각도 $\theta_{max}$ , 진단 깊이 D(mm)인 곡면배열된 어레이를 사용하는 경우에 대해 먼저 설명하기로 한다. 본 발명에서는 연속하는 임의의 프레임간의 공간적 거리뿐만 아니라 각각의 프레임내 스캔 라인간의 공간적 거리 모두를 고려하여, 해당 복셀(즉, 도 2의 복셀 I(x,y,z))에 RF 데이터를 이용할 때, 어떤 프레임의 어떤 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 이용할 것인가를 결정하고 더불어 수신 집속을 위한 시간 지연 계산도 공간적으로 고려하여 복셀 I(x,y,z)의 3 차원 데이터 세트를 획득한다.

본 발명에서는 예를 들어, 곡면배열된 어레이(도시하지 않음)로부터 입력된 RF 데이터를 소정의 저장 매체 내에 저장한다. 도 3의 정점($x_A$,$y_A$,$z_A$)을 중심으로하여 방사상으로 $\Delta\theta$ 만큼 떨어져 분포하는 총 N 개의 스캔 라인 중 하나의 스캔 라인에 초음파 신호를 송신 집속한 후, M 개의 변환자에서 수신하는 신호를 주파수 $f_s$로 샘플링하여 저장하는 과정을 N 개의 스캔 라인 각각에 대하여 수행한다. 도 3에서 사각형 실선(302)은 연속하는 두 프레임 중 n번째 프레임을 나타내며 사각형 점선(304)은 (n+1)번째 프레임을 나타낸다. 이들 두 개의 프레임은 2 차원적으로 $N_x$ x $N_y$ 의 디멘젼(dimension)을 갖는 것으로 가정하기로 한다.

먼저, 표시 장치의 임의의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 n번째 프레임 내의 가장 인접한 하나의 실제 스캔 라인(예컨대, k번째 스캔 라인)에 대한 RF 데이터를 사용하여 직접 수신 집속하는 경우에 대하여 설명하기로 한다. 복셀 I(x,y,z)와 정점($x_A$,$y_A$,$z_A$)을 연결하는 가상의 스캔 라인(virtual scan line)에서 다음 조건을 만족하는 가장 인접한 실제 스캔 라인을 구한다.

수학식 2

$$Minimize|\theta_{xy}-\theta_k|, 1 \le k \le N$$

수학식 2에서 $\theta_{xy}$ 는 복셀 I(x,y,z)와 정점($x_A$,$y_A$,$z_A$)을 연결한 가상의 스캔 라인과 첫번째 실제 스캔 라인 사이의 각도이며, $\theta_k$는 k번째 실제 스캔 라인과 첫번째 실제 스캔 라인 사이의 각도이다. 복셀 I(x,y,z)에서 수신 집속 데이터를 직접 획득하기 위하여, k번째 실제 스캔 라인에 송신 집속한 후 수신된 RF 데이터들이 사용된다.

복셀 I(x,y,z)에 대한 3 차원 데이터 세트를 획득하기 위해, 가상의 스캔 라인 상에서 복셀 I(x,y,z)를 포함하는 L 개의 부가적인 집속점(도 3에서 가상 스캔 라인 상에 " X" 로 표시됨)에서 수신 집속한 데이터를 구하는데, 여기서 부가적인 집속점간의 간격은 샘플링 레이트(sampling rate)와 동일하다. 이것은 널리 알려진 바와 같이, 복셀 I(x,y,z)에서 수신 집속한 데이터의 실제값이 아닌 RF 데이터의 포락선(envelope) 상의 값이 표시 장치의 화소에 실제로 표시되는 3 차원 데이터를 구성하기 때문이다. 환언하면, 가상의 스캔 라인 상에서 복셀 I(x,y,z)를 포함하는 L 개의 부가적인 집속점 각각에서 수신 집속한 데이터를 구하고, 이 데이터에 대하여 포락선 검출을 하여 복셀 I(x,y,z)에 대한 3 차원 데이터 세트를 구한다. 도 4에 도시한 바와 같이, 이것은 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 수신 집속한 데이터의 실제값(402)이 아닌 포락선(도 4에서 점선으로 표시됨) 상의 값(404)이 표시 장치의 화소에서 실제로 표시되는 복셀 I(x,y,z)에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 구성하기 때문이다. 즉, 가상의 스캔 라인 상에서 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)를 포함하는 다수의 집속점, 즉 도 3의 집속점 ($x_1$,$y_1$,$z_1$) 내지 ($x_L$,$y_L$,$z_L$)까지 L 개의 부가적인 집속점 각각에서 수신 집속한 데이터를 구하고, 이 데이터에 대하여 포락선 검출을 하여 복셀 I(x,y,z)에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 획득한다.

도 3 및 도 4를 참조하여 설명한 과정을 표시 장치의 화면을 구성하는 모든 화소에 대응하는 진단 영역 내의 복셀에 대하여 반복함으로써, 대상체의 3 차원 영상을 표시하기 위해 필요한 3 차원 데이터 세트를 획득할 수 있다. 후속하여, 복셀 I(x,y,z)에 인접한 (n+1)번째 프레임 내의 가장 인접한 하나의 실제 스캔 라인(예컨대, k번째 스캔 라인)에 대한 RF 데이터를 사용하여 직접 수신 집속하는 과정을 전술한 바와 동일한 방식으로 수행함으로써 복셀 I(x,y,z)에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 획득한다.

도 5는 전술한 바와 같이 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 직접 수신 집속하는 본 발명의 제 1 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도를 도시하고 있다. 제 1 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(500)은 아날로그 수신기(502), A/D(analog-to-digital) 변환기(504), RF 볼륨(volume) 메모리(506), 빔 형성부(508, 512), 포락선 검출부(510, 514), 로그 보상부(522), 이미지 형성부(524), 표시 장치(526)를 포함하고 있다. 도 5로부터 알 수 있는 바와 같이, 제 1 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(500)은 종래 기술의 3 차원 초음파 영상 시스템(100)과는 달리 디지털 스캔 변환부(110)를 포함하지 않고 있다.

아날로그 수신기(502)는 도 1에 도시한 초음파 변환자 어레이(102)와 같은 초음파 변환자 어레이(도시하지 않음)로부터 RF 데이터를 수신한 다음 A/D 변환기(504)로 전송한다. A/D 변환기(504)는 샘플링 주파수, 예컨대 $f_s$로 샘플링하여 수신한 RF 데이터를 디지털 신호로 변환시켜서 이를 RF 볼륨 메모리(506)로 전송하면, RF 볼륨 메모리(506)는 디지털 신호의 RF 데이터를 저장한다. RF 볼륨 메모리(506)에는 초음파 변환자 어레이를 구성하는 변환자 각각으로부터 수신된 연속하는 프레임 각각의 RF 데이터가 저장되어 있다. 각각의 프레임을 표시하기 위하여 RF 볼륨 메모리(506)에 저장되는 데이터는 하나의 스캔 라인에 초음파 신호를 송신 집속한 후, M 개의 변환자에서 수신하는 RF 신호를 샘플링 주파수 $f_s$로 샘플링하여 저장하는 과정을 전체 N 개의 스캔 라인 및 P 개의 프레임 각각에 대하여 수행한 것이다. 진단 깊이가 D인 경우에 한 프레임의 RF 데이터를 저장하기 위해 필요한 저장 매체의 용량은 다음의 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

수학식 3

$$N \cdot M \cdot \frac{2D}{c} \cdot f_s$$

따라서, 본 발명에서는 적어도 연속하는 두 개의 프레임이 사용되므로 수학식 3으로 표현되는 용량의 2배를 갖는 저장 매체가 필요하다. RF 볼륨 메모리(506)에 저장된 데이터는 빔 형성부(508, 512) 각각을 통해 표시 장치(526) 각각의 화소에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 발생시키는 에코 신호 처리부로 전송된다.

도 5에 도시한 3 차원 초음파 영상 시스템(500)은 표시 장치(526)에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에 인접한 n번째 프레임 내 RF 데이터를 사용하여 대상 복셀 I(x,y,z)에 대한 3 차원 데이터 세트를 획득하는데 적용될 수 있는 시스템이다. 이 3 차원 초음파 영상 시스템(500)은 2 개의 빔 형성부(508, 512)를 채용한 경우인데, 이는 도 2에 도시한 복셀 I(x,y,z)이 다음과 같은 조건을 만족하는 경우 적용될 수 있다.

수학식 4

$$r_{n_k} r_{n_{(k+1)}} < r_{(n+1)_k} r_{(n+1)_{k+1}}$$

즉, 복셀 I(x,y,z)이 연속하는 프레임 중 n번째 프레임에 인접한 경우, 그 프레임 내에서도 복셀 I(x,y,z)와 가장 인접한 두 개의 스캔 라인(즉, k번째 및 (k+1)번째 스캔 라인)에 대한 RF 데이터를 이용하여 복셀 I(x,y,z)에서 직접 수신 집속하는 것이다. 따라서, RF 볼륨 메모리(506)에 저장된 연속하는 프레임 데이터 중 n번째 프레임에 포함된 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 라인 L1을 통해 빔 형성부(508)로 전송된다. 이와 유사하게, RF 볼륨 메모리(506)에 저장된 연속하는 프레임 데이터 중 n번째 프레임에 포함된 (k+1)번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 라인 L2를 통해 빔 형성부(512)로 전송된다.

도 5에 도시한 본 발명에 따른 시스템(500)은 포락선 검출 방식으로서 직각 복조(quadrature demodulation) 방식을 채용하고 있지만, 본 발명은 이에 한정되지 않고 현존하는 임의의 포락선 검출 방식 중 어느 하나가 사용될 수 있음을 주지해야 한다. 대상체의 진단 영역 내에서 초음파 신호는 모든 주파수에 대하여 동일한 비율로 감쇠하는 것이 아니고, 그 초음파 신호에 포함된 고주파 신호는 저주파 신호에 비해 급격히 감쇠하기 때문에 대상체의 진단 영역 내부로 깊숙히 침투하지 못하므로, 초음파 신호는 진행 거리가 증가할수록 고주파 성분이 감쇠하게 된다. 따라서, 빔 형성부(508, 512)의 출력 신호는 수신된 초음파 신호의 진행 거리에 따라 통과 대역이 변화하는 동적 대역 통과 필터(dynamic band-pass filter)를 통과하는 것이 바람직하다. 도 5의 실시예에서는 각각의 빔 형성부(508, 512)의 출력 신호에 곱해지는 사인 및 코사인 신호의 주파수( $\omega'_c$ ) 및 저주파 통과 필터의 컷-오프(cut-off) 주파수($f'_c$)를 변화시킴으로써, 동적 대역 통과 필터의 기능이 포락선 검출부(510, 512)에서 동시에 수행된다. 이와 달리, 동적 대역 통과 여과기를 별도로 사용할 수도 있다.

포락선 검출부(510)에서 포락선 검출된 n번째 프레임의 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 승산기(516)에서 가중치(weight) $\omega_{n_i}$로 가중되어 가산기(518)로 전송된다. 이와 유사하게, 포락선 검출부(514)에서 포락선 검출된 n번째 프레임의 (k+1)번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 승산기(520)에서 가중치 $\omega_{n_{(k+1)}}$ 로 가중되어 가산기(518)로 전송된다. 본 발명에 따른 제 1 실시예에 있어서, 포락선 검출된 각각의 RF 데이터에 가중되는 가중치 $\omega_{n_i}$ 및 $\omega_{n_{(k+1)}}$ 는 다음의 수학식 5와 같이 표현될 수 있다.

수학식 5

$$\omega_{n_k} = \frac{s_{k+1}}{(s_k + s_{k+1})}$$

$$\omega_{n_{k+1}} = \frac{s_k}{(s_k + s_{k+1})}$$

도 5에 있어서, 전술한 바와 마찬가지로 RF 볼륨 메모리(506)는 각각이 하나의 영상 프레임에 대한 데이터를 저장할 수 있는 다수의 저장 장치로 구성되어 3 차원 영상을 실시간으로 표시할 수 있도록 하는 것이 바람직하다.

가산기(518)는 각각의 포락선 검출부(510, 514)에서 검출되어 승산기(516, 520)에서 가중치 $\omega_{n_i}$ 및 $\omega_{n_{(k+1)}}$ 로 각각 가중된 신호를 더하여 이를 로그 보상부(522)로 전송한다. 로그 보상부(522)는 포락선 검출부(510, 514)와 표시 장치(526) 사이의 다이나믹 레인지(dynamic range)의 차이를 보상하는 기능을 한다. 로그 보상된 신호는 대상체의 3 차원 영상을 구성하는데 사용되는 3 차원 데이터 세트를 나타낸다. 3 차원 영상을 표시하기 위하여는 2 차원 영상에서와는 달리 3 차원 데이터 세트를 이용하여 2 차원 평면인 표시 장치(526)에 3 차원 정보를 맵핑(mapping)하는 이미지 형성부(524)를 거쳐야만 한다. 이미지 형성부(524)는 수신한 3 차원 데이터 세트에 근거하여 대상체의 3 차원 영상을 형성하기 위해 표면 렌더링(surface rendering), 볼륨 렌더링(volume rendering), 섹션 재구성(section reconstruction) 등과 같은 통상적인 방법을 사용하여 3 차원 정보를 맵핑한 후 이를 표시 장치(526)를 통해 디스플레이 한다.

도 6을 참조하면, 도 6에는 본 발명의 제 2 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 개략적인 블럭도를 도시하고 있다. 도 6에 도시한 3 차원 초음파 영상 시스템(600)은 도 2에 도시한 바와 같이 표시 장치의 화소에 대응하는 대상 복셀 I(x,y,z)가 연속하는 프레임들의 k번째 스캔 라인에 인접한 경우 각각의 프레임에서 해당 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 이용하여 복셀 I(x,y,z)에 대한 3 차원 데이터 세트를 획득하는 경우에 적용될 수 있는 시스템이다. 즉, 복셀 I(x,y,z)가 다음의 수학식 6과 같은 조건을 만족하는 경우에 적용될 수 있다.

수학식 6

$$r_{n_k}, r_{(n+1)_k} < r_{n_{(k+1)}}, r_{(n+1)_{k+1}}$$

도 6에 도시한 바와 같이, 본 발명의 제 2 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(600)은 도 5의 시스템(500)과 비교할 때, 포락선 검출부(610, 614)에서의 신호 처리 과정만 상이하고 시스템의 구성, 즉 아날로그 수신기(602), A/D 변환기(604), RF 볼륨 메모리(606), 빔 형성부(608, 612), 로그 보상부(622), 이미지 형성부(624), 표시 장치(626)의 기능은 도 5에 도시한 그것들의 기능과 동일하므로 여기서는 전술한 시스템(500)과의 차이점을 중심으로 설명하기로 한다.

RF 볼륨 메모리(606)에 저장된 연속하는 프레임 데이터 중 n번째 프레임에 포함된 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터가 라인 L1을 통해 빔 형성부(608)를 거쳐 포락선 검출부(610)로 전송된다. 이와 유사하게, RF 볼륨 메모리(606)에 저장된 연속하는 프레임 데이터 중 (n+1)번째 프레임에 포함된 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터가 라인 L2를 통해 빔 형성부(612)를 거쳐 포락선 검출부(614)로 전송된다.

포락선 검출부(610)에서 포락선 검출된 n번째 프레임의 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 승산기(616)에서 가중치$\omega_{n_k}$로 가중되어 가산기(618)로 전송된다. 이와 유사하게, 포락선 검출부(614)에서 포락선 검출된 (n+1)번째 프레임의 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 승산기(620)에서 가중치$\omega_{(n+1)_k}$로 가중되어 가산기(618)로 전송된다. 본 발명에 따른 제 2 실시예에서 가중치$\omega_{n_k}$및$\omega_{(n+1)_k}$는 다음의 수학식 7과 같이 표현될 수 있다.

수학식 7

$$\omega_{n_k} = \frac{f_{n+1}}{(f_n + f_{n+1})}$$
$$\omega_{(n+1)_k} = \frac{f_n}{(f_n + f_{n+1})}$$

가산기(618)는 각각의 포락선 검출부(610, 614)에서 검출되어 승산기(616, 620)에서 가중치$\omega_{n_k}$및$\omega_{(n+1)_k}$로 각각 가중된 신호를 더하여 이를 로그 보상부(622)로 전송한다. 그러면, 로그 보상부(622), 이미지 형성부(624), 표시 장치(626)는 도 5를 참조하여 설명한 바와 같은 기능을 수행하여 대상체의 3 차원 초음파 영상을 출력한다.

이제, 도 7을 참조하여 도 2에 도시한 복셀 I(x,y,z)을 둘러싸고 있는 연속하는 두 개의 프레임내 인접한 두 개의 스캔 라인에 대응하는 4 벌의 RF 데이터들을 사용하여, 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 직접 수신 집속하는 본 발명의 제 3 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템에 대해 설명하기로 한다. 공간적으로 복셀 I(x,y,z)를 둘러싸고 있는 연속하는 두 개의 프레임(예컨대, n번째 및 (n+1)번째 프레임)내 두 개의 스캔 라인(예컨대, k번째 및 (k+1)번째 스캔 라인)에 대한 4 벌의 RF 데이터를 사용하여 복셀 I(x,y,z)에서 직접 수신 집속하는 3 차원 초음파 영상 시스템(700)은 도 5 및 도 6의 3 차원 초음파 영상 시스템(500, 600)과 비교할 때, 빔 형성부, 포락선 검출부, 로그 보상부만이 상이하므로 이를 중심으로 설명하기로 한다.

도 7에 도시한 바와 같이, 본 발명의 제 3 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(700)은 4 개의 빔 형성부(702, 704, 706, 708), 4 개의 포락선 검출부(710, 712, 714, 716), 4 개의 승산기(718, 720, 722, 724)를 포함하고 있으며, 가산기(726) 및 로그 보상기(728)는 도 5 및 도 6을 참조하여 설명한 그것들의 기능과 동일한 기능을 수행한다. 전술한 바와 같이, RF 볼륨 메모리(도시하지 않음)에 저장된 연속하는 프레임의 RF 데이터가 각각의 빔 형성부(702, 704, 706, 708)로 전송된다.

상세하게, 표시 장치(도시하지 않음)의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)과 인접한 연속하는 프레임 중 n번째 프레임내 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 빔 형성부(702)를 거쳐 포락선 검출부(710)로 전송되고, n번째 프레임내 (k+1)번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 빔 형성부(704)를 거쳐 포락선 검출부(712)로 전송되며, (n+1)번째 프레임내 k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 빔 형성부(706)를 거쳐 포락선 검출기(714)로 전송되고, (n+1)번째 프레임내 (k+1)번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터는 빔 형성부(708)를 거쳐 포락선 검출기(716)로 전송된다. 후속하여, 포락선 검출부(710)에 의해 신호 처리된 RF 데이터 신호는 승산기(718)에서 가중치 $\omega_{n_k}$로 가중되고, 포락선 검출기(712)에 의해 신호 처리된 RF 데이터 신호는 승산기(720)에서 가중치 $\omega_{n_{k+1}}$ 로 가중되며, 포락선 검출기(714)에 의해 신호 처리된 RF 데이터 신호는 승산기(722)에서 가중치 $\omega_{(n+1)_k}$로 가중되고, 포락선 검출기(716)에 의해 신호 처리된 RF 데이터 신호는 승산기(724)에서 가중치 $\omega_{(n+1)_{k+1}}$ 로 가중된다.

여기서, 각각의 승산기(718, 720, 722, 724)에서 가중되는 각각의 가중치는 다음의 수학식 8과 같이 표현될 수 있다.

수학식 8

$$\omega_{n_k} = \frac{f_{n+1}}{(f_n+f_{n+1})} \times \frac{s_{k+1}}{(s_k+s_{k+1})}$$

$$\omega_{n_{k+1}} = \frac{f_{n+1}}{(f_n+f_{n+1})} \times \frac{s_k}{(s_k+s_{k+1})}$$

$$\omega_{(n+1)_k} = \frac{f_n}{(f_n+f_{n+1})} \times \frac{s_{k+1}}{(s_k+s_{k+1})}$$

$$\omega_{(n+1)_{k+1}} = \frac{f_n}{(f_n+f_{n+1})} \times \frac{s_k}{(s_k+s_{k+1})}$$

전술한 바와 같이, 본 발명의 제 3 실시예에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템(700)은 4 개의 빔 형성부(702, 704, 706, 708)를 이용하여 복셀 I(x,y,z)에 대한 별도의 조건, 즉 도 2에 표시한 $r_{n_k}, r_{n_{(k+1)}}, r_{(n+1)_k}, r_{(n+1)_{k+1}}$ 간의 특정한 조건이 필요치 않으며, 단지 복셀 I(x,y,z)를 둘러싸고 있는 연속하는 두 개의 프레임내에서 복셀 I(x,y,z)를 또한 둘러싸고 있는 두 개의 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 이용하여, 복셀 I(x,y,z)에 대응하는 3 차원 데이터 세트를 획득하는 것이다.

도 5 내지 도 7을 참조하여 설명한 바와 같이, 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀 I(x,y,z)에서 직접 수신 집속하는 경우, 사용되는 RF 데이터에 따라 3 차원 초음파 영상 시스템의 구성 중 빔 형성부 및 포락선 검출부의 개수가 변동됨을 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다.

본 발명이 바람직한 실시예들을 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 특허 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

## 발명의 효과

전술한 바와 같이, 본 발명에 따르면 표시 장치의 기본 단위인 화소에 대응하는 대상체의 진단 영역내 복셀에서 초음파의 에코 신호를 직접 수신 집속함으로써 종래 기술에서와 같은 디지털 스캔 변환 과정이 필요하지 않다는 특징이 있다. 따라서, 종래 기술에서와 같이 디지털 스캔 변환 과정에서 발생하는 3 차원 초음파 영상의 왜곡을 방지할 수 있어 개선된 화질의 3 차원 초음파 영상을 제공한다. 대상체의 부분 확대 영상과 같이 초음파 영상을 구성하기 위한 스캔 라인의 개수가 적은 경우나 진단 각도가 넓어서 스캔 라인 간의 간격이 큰 경우에 본 발명에 따른 3 차원 초음파 영상 시스템의 효과가 더욱 탁월하다. 더욱이, 실제 스캔 라인 상의 목표점에서만 초음파의 에코 신호를 수신 집속한 후 표시 장치의 화소에 대응하는 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트를 계산하지 않고, 표시 장치의 화소에 대응하는 모든 복셀에서 초음

파의 에코 신호를 직접 수신 집속하므로 표시 장치의 화소의 개수가 증가하는 경우에도 3 차원 초음파 영상의 화질이 현저하게 개선되는 효과가 있다.

## (57) 청구의 범위

### 청구항 1.

대상체(object)에 대한 3 차원 영상을 획득하는 3 차원 초음파 영상 시스템에 있어서,

초음파 신호를 상기 대상체의 진단 영역내로 송신하고 영상 표시 장치 각각의 화소(pixel)에 대응하는 상기 진단 영역 내에 존재하는 복셀(voxel)에서 초음파의 에코(echo) 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부와,

상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단과,

상기 저장 수단에 저장된 수신 신호를 사용하여, 상기 영상 표시 장치의 상기 화소 각각에 대응하는 상기 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트(set)를 획득하는 신호 처리 수단과,

상기 3 차원 데이터 세트에 근거하여, 상기 대상체에 대한 3 차원 초음파 영상을 형성하는 수단

을 포함하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

### 청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 형성된 3 차원 초음파 영상을 디스플레이(display)하는 표시 수단을 더 포함하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

### 청구항 3.

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서부는 다수의 트랜스듀서로 이루어지는 트랜스듀서 어레이를 포함하며, 상기 초음파의 송신시에 상기 대상체의 진단 영역 전체를 포함하는 다수의 스캔 라인 중에서 하나의 스캔 라인 상의 목표점에 상기 초음파를 송신 집속시키고, 상기 목표점에서 반사되는 에코 신호를 수신하는 동작을 상기 다수의 스캔 라인 각각에 대하여 반복하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

### 청구항 4.

제 3 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 복셀에 가장 인접한 프레임 내에 존재하며 상기 복셀에 가장 인접한 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호에 대한 상기 에코 신호를 사용하여 상기 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트를 계산하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

### 청구항 5.

제 4 항에 있어서,

상기 에코 신호는 RF 데이터의 형태로 상기 저장 수단에 저장되는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 6.

제 5 항에 있어서,

상기 저장 수단은 적어도 2 개의 연속하는 프레임에 대한 상기 RF 데이터를 저장하는 RF 볼륨(volume) 메모리인 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 7.

제 1 항에 있어서,

상기 트랜스듀서부는 다수의 트랜스듀서로 이루어지는 트랜스듀서 어레이를 포함하며, 상기 초음파의 송신시에 상기 대상체의 진단 영역 전체를 포함하는 다수의 프레임 내에 존재하는 다수의 스캔 라인 상의 다수의 목표점에 초음파를 집속시키고, 상기 다수의 목표점으로터 반사되는 에코 신호를 순차적으로 수신하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 8.

제 7 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 복셀에 인접한 연속하는 프레임내에 존재하며 상기 복셀에 인접한 다수의 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호 각각에 대한 상기 에코 신호를 사용하여, 상기 화소에 대응하는 상기 복셀에서 직접 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 상기 복셀에 대한 3 차원 데이터 세트를 획득하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 9.

제 1 항에 있어서,

상기 3 차원 초음파 영상 형성 수단은 상기 3 차원 데이터 세트에 근거하여 표면 렌더링(surface rendering), 볼륨 렌더링(volume rendering), 섹션 재구성(section reconstruction)을 통해 상기 3 차원 초음파 영상을 형성하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 10.

제 1 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 수신 신호를 포락선 검출하여 상기 3 차원 데이터 세트를 획득하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 11.

제 4 항 또는 제 8 항에 있어서,

상기 신호 처리 수단은 상기 복셀과 상기 에코 신호와의 상관 관계에 근거하여 결정되는 가중치(weight)로 가중된 상기 3 차원 데이터 세트를 획득하는 3 차원 초음파 영상 시스템.

청구항 12.

제 8 항에 있어서,

상기 에코 신호는 RF 데이터의 형태로 상기 저장 수단에 저장되는 3 차원 초음파 영상 시스템.

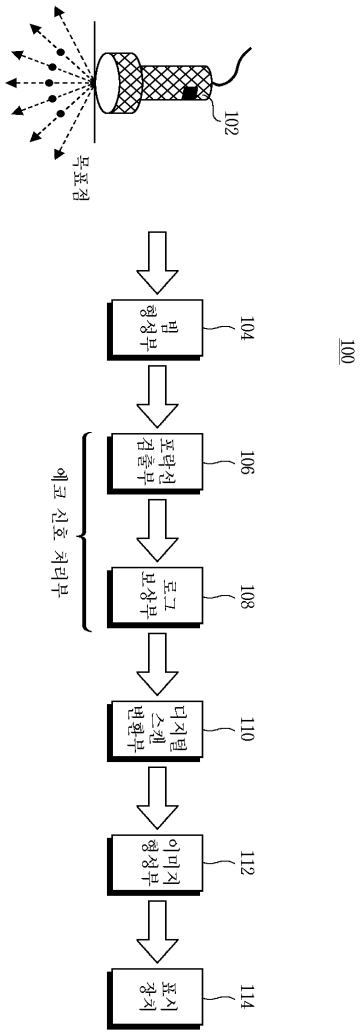
**청구항 13.**

**제 12 항에 있어서,**

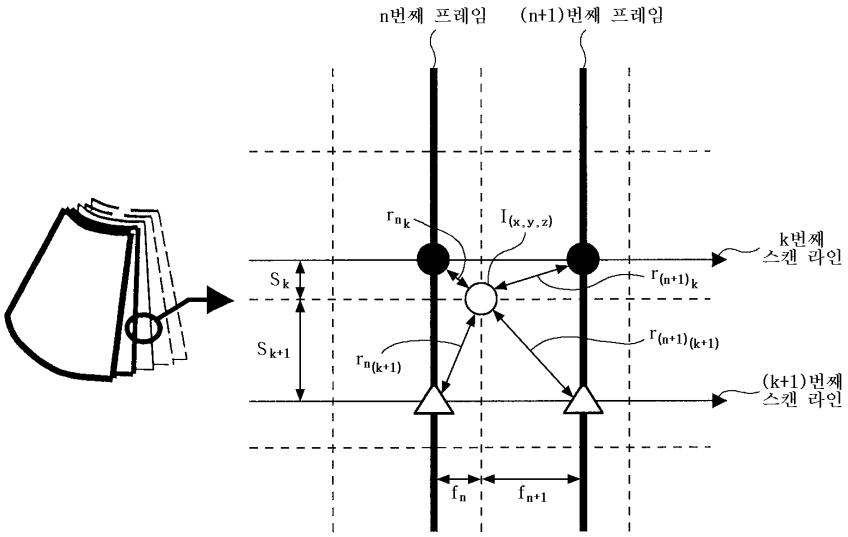
**상기 저장 수단은 적어도 2 개의 연속하는 프레임에 대한 상기 RF 데이터를 저장하는 RF 볼륨 메모리인 3 차원 초음파 영상 시스템.**

**도면**

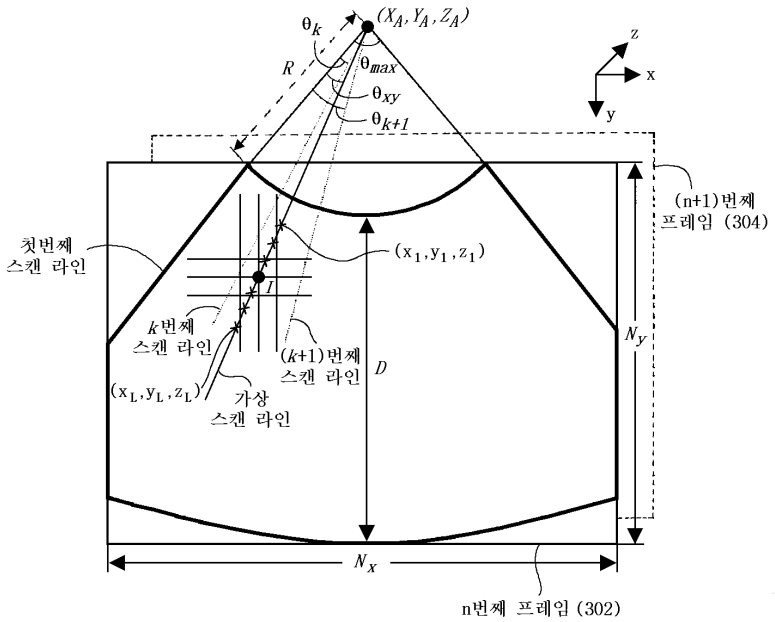
**도면 1**



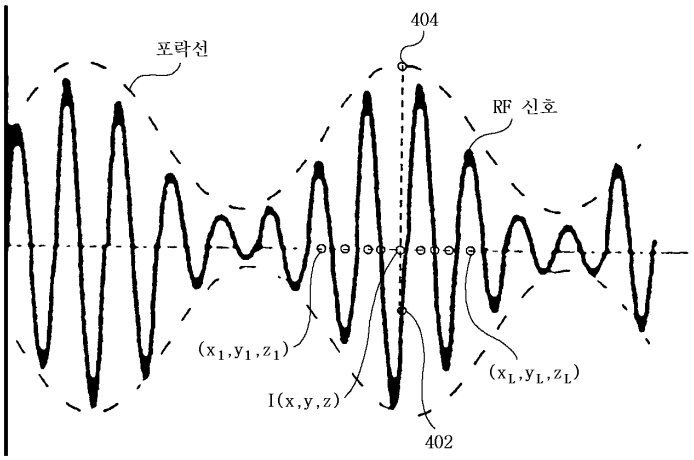
## 도면 2


n번째 프레임
(n+1)번째 프레임
$r_{n_k}$
$I_{(x,y,z)}$
k번째
스캔 라인
$S_k$
$r_{(n+1)_k}$
$S_{k+1}$
$r_{n_{(k+1)}}$
$r_{(n+1)_{(k+1)}}$
(k+1)번째
스캔 라인
$f_n$
$f_{n+1}$

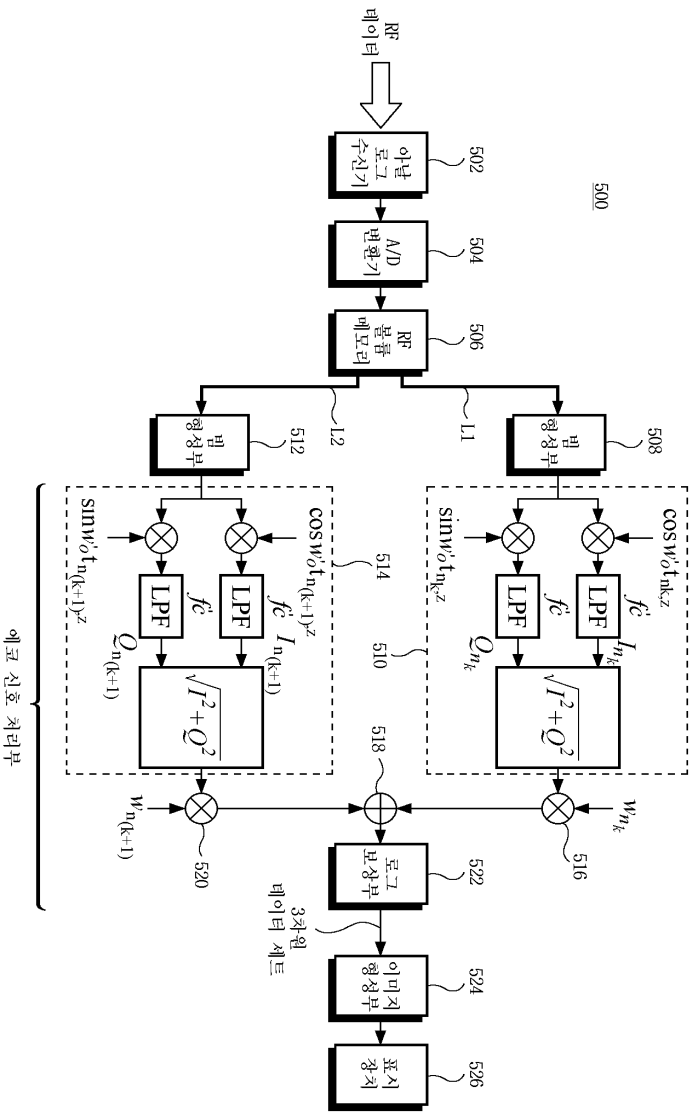
## 도면 3


$\theta_k$
$(X_A, Y_A, Z_A)$
R
$\theta_{max}$
$\theta_{xy}$
$\theta_{k+1}$
z
x
y
(n+1)번째
프레임 (304)
첫번째
스캔 라인
$(x_1, y_1, z_1)$
I
k번째
스캔 라인
(k+1)번째
스캔 라인
D
$N_y$
$(x_L, y_L, z_L)$
가상
스캔 라인
$N_x$
n번째 프레임 (302)

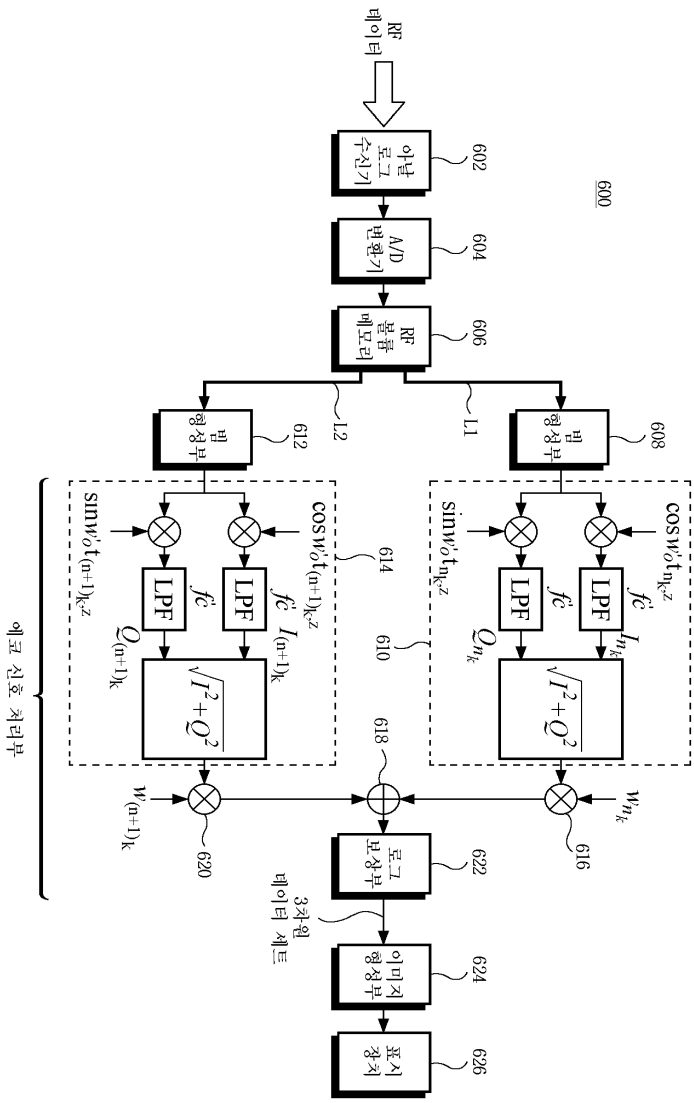
도면 4



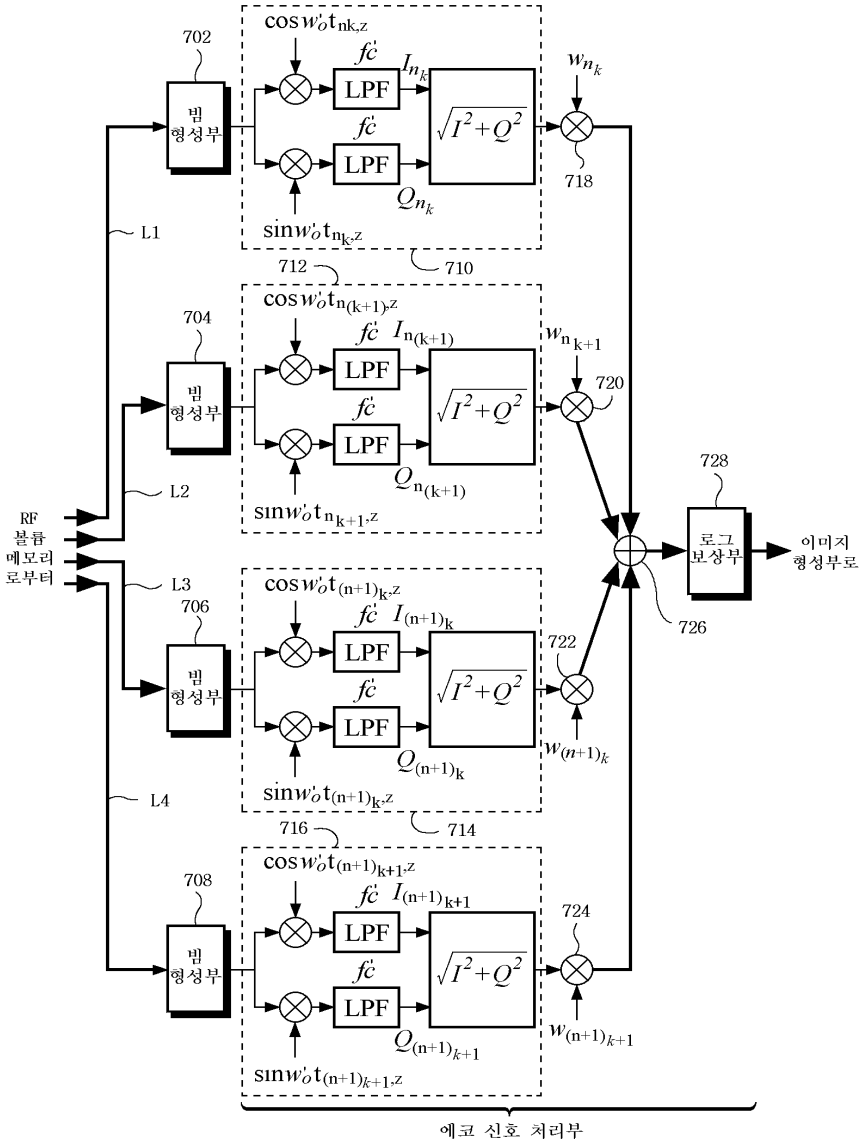
도면 5


RF 데이터
아날로그 수신기
502
A/D 변환기
504
RF 볼륨 메모리
506
500
빔 형성부
508
빔 형성부
512
L1
L2
에코 신호 처리부
510
514
LPF
LPF
LPF
LPF
518
520
516
로그 보상부
522
3차원 데이터 세트
이미지 형성부
524
표시 장치
526

도면 6


RF 데이터
아날로그 수신기
602
A/D 변환기
604
RF 볼륨 메모리
606
600
빔 형성부
608
빔 형성부
612
L1
L2
LPF
LPF
LPF
LPF
610
614
618
616
620
로그 보상부
622
3차원 데이터 세트
이미지 형성부
624
표시 장치
626
에코 신호 처리부

도면 7


RF 볼륨 메모리 로부터
L1
L2
L3
L4
빔 형성부
702
704
706
708
LPF
fc
712
716
710
714
718
720
722
724
726
728
로그 보상부
이미지 형성부로
에코 신호 처리부

| | | | |
|---|---|---|---|
| 专利名称(译) | 一种三维超声成像系统，其接收并聚焦在与显示装置的像素相对应的体素中 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020020083321A | 公开(公告)日 | 2002-11-02 |
| 申请号 | KR1020010022831 | 申请日 | 2001-04-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 三星麦迪森株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 三星麦迪逊有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 三星麦迪逊有限公司 | | |
| [标]发明人 | HWANG JAESUB<br>황재섭<br>SONG TAIKYONG<br>송태경 | | |
| 发明人 | 황재섭<br>송태경 | | |
| IPC分类号 | G01N29/06 G10K11/34 G01S7/52 G01S15/89 G01N29/44 A61B8/00 G01S7/531 | | |
| CPC分类号 | G01S7/52044 G10K11/341 G01N29/0609 G01S7/52026 Y10S128/916 G01S15/8993 | | |
| 代理人(译) | CHANG, SOO KIL<br>CHU，晟敏 | | |
| 其他公开文献 | KR100388407B1 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |


摘要(译)

本发明涉及直接接收超声回波信号的三维超声图像系统，可以获得与图像显示装置的每个像素对应的诊断区域内的体素内的物体的三维图像，超声波信号在该区域内传输。对象的诊断区域。该三维超声图像系统包括用于播放分别由图像显示装置的像素形成的3D超声图像的显示装置，作为使用换能器单元，其用于具有下方发送和接收的超声信号以及RF体积存储器，存储由换能器单元接收的信号和存储在该RF体积存储器中的接收信号，其中图像形成单元基于回波信号处理器形成关于对象的3D超声图像，获得关于对应体素的3D数据集和3D数据集。显示（显示）。 3维超声图像系统，动态接收聚焦，RF体积记忆，体素，数字扫描转换器。