(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(11) 공개번호 특2001-0083532
(43) 공개일자 2001년09월01일

(21) 출원번호 10-2000-0007236
(22) 출원일자 2000년02월16일

(71) 출원인 주식회사 메디슨
이민화
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 황재섭
서울특별시도봉구도봉한신아파트120동1002호
송태경
서울특별시서초구잠원동6-3동아아파트105동1403호

(74) 대리인 주성민
장수길

심사청구 : 있음

(54) 표시 장치의 화소에 해당하는 점에서 수신 집속하는초음파 영상 시스템 및 방법

요약

본 발명은 초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하기 위한 초음파 영상 시스템을 제공한다. 본 발명에 따른 영상 시스템은 초음파 신호를 송신하고 반사되는 초음파 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부, 상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단, 및 상기 저장 수단에 저장된 신호를 사용하여 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 이를 표시장치에 표시하기 위한 신호처리 수단을 포함한다.

대표도

도 13

색인어

초음파 영상 시스템, 초음파 트랜스듀서, 동적 수신 집속, 스캔 변환기, RF 프레임 메모리

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 초음파를 송신 집속하는 초음파 트랜스듀서의 어레이의 동작을 도시하는 도면.

도 2는 초음파 신호 송신시에 방사형으로 배치된 일정한 수(N)의 스캔 라인상의 고정된 한 점에 초음파 신호를 순차적으로 집속하는 고정 집속 기법을 도시한 도면.

도 3은 초음파 트랜스듀서로부터 입력되어 수신 집속된 신호를 표시 장치에 표시되는 데이터로 변환하는 스캔 변환기(scan converter)의 기능을 도시하는 도면.

도 4는 실제 스캔 라인 상에 위치하지 않고 실제 스캔 라인 사이에 위치하는 화소 대응점을 도시하는 도면.

도 5는 종래의 동적 수신 집속 기법을 사용한 초음파 영상 시스템의 블록도.

도 6는 일반적인 초음파 영상 시스템에서 수신 집속시의 전파 지연 시간(propagation delay time) 계산을 설명하기 위한 도면.

도 7은 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 초음파 영상 시스템에서 실제 스캔 라인상에 존재하지 않는 화소 대응점에서 동적 수신 집속시의 전파 지연 시간 계산을 설명하기 위한 도면.

도 8은 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 인접한 하나의 실제 스캔라인에 관한 데이터로부터 하나의 화소에 대한 표시 데이터를 구하는 것을 설명하는 도면

도 9는 화소 대응점(x_i, y_j)에서 수신 집속한 RF 신호의 값과 포락선 상의 값을 비교하는 도면.

도 10은 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 화소 대응점에서 직접 수신 집속하기 위한 초음파 영상 시스템의 블록도.

도 11은 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 인접한 2개의 실제 스캔 라인을 이용하여 화소 데이터를 구하는 초음파 영상 시스템의 블록도.

도 12는 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 동적 수신 집속 기법의 순서도.

도 13은 도 12의 단계(1260)에서의 동작을 보다 상세히 설명하는 순서도.

도 14는 송신시에 초음파 신호를 디포커스하기 위하여 각각의 트랜스듀서에 가하는 시간 지연을 설명하기 위한 도면.

< 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 >

101 : 초음파 트랜스듀서부

102 : A/D 변환기

103 : RF 프레임 메모리

105 : 빔형성기

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 시스템에 관한 것으로, 보다 상세히 설명하자면 영상 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 직접 수신 집속하는(receive focusing) 초음파 영상 시스템 및 방법에 대한 것이다.

초음파 영상 시스템은 초음파 신호를 진단하고자 하는 목표물을 향하여 송신하고 반사된 초음파 신호로부터 목표물의 영상을 얻어내어 이를 표시장치에 표시하는 장치로서 의료 및 진단 분야에서 널리 사용되고 있다.

초음파 영상 시스템은 일반적으로 복수개의 초음파 트랜스듀서의 어레이, 또는 탐촉자(probe)를 사용하여 초음파를 발생시키고, 반사된 초음파를 트랜스듀서의 어레이의 각각의 트랜스듀서를 사용하여 수신한다. 송신시에는 초음파 트랜스듀서 어레이의 각각의 트랜스듀서에서 초음파를 발생시키는 타이밍을 조절함으로써 진단 영역내의 임의의 위치에 초음파가 송신 집속(transmit focusing)되도록 할 수 있다. 도 1에 도시된 바와 같이, 스캔 라인 상의 하나의 점에서 초음파 트랜스듀서 어레이의 각각의 트랜스듀서까지의 거리 차이를 보상하도록, 즉, 상기 점에 각각의 트랜스듀서로부터의 초음파 신호가 동시에 도달하도록 각각의 트랜스듀서의 초음파 발생 시점을 제어함으로써 이 점에 초음파 신호를 집속시킬 수 있는 것이다.

수신시에도 각각의 트랜스듀서가 수신하는 반사된 초음파 신호에 시간 지연을 부가함으로써 진단 영역내의 임의의 점으로부터의 초음파 신호를 집속하는 것이 가능하다. 즉, 진단 영역내의 임의의 점으로부터 각각의 트랜스듀서까지의 거리 차이로 인한 도달 시간의 차이를 보상하도록, 각각의 트랜스듀서의 수신 신호에 시간 지연을 가하여 더함으로써 상기 점에서 반사된 초음파 신호를 수신 집속하는 것이다.

정확한 목표물의 영상을 얻기 위해서는 송신시 및 수신시에 다양한 위치에 초음파 신호를 집속시키는 것이 바람직할 것이다. 그러나, 진단 영역 내의 한 점에 집속하도록 초음파 신호를 송신한 뒤에는 진단 영역내의 가장 먼 위치로부터 반사된 반사파를 포함하여 모든 반사파를 수신한 이후에 다른 점에 대하여 초음파를 송신할 수 있다. 따라서, 송신 집속하는 점의 개수를 증가시키는 것은 하나의 영상을 얻는데 걸리는 시간을 증가시켜서 결국 프레임율을 낮추게 되는 단점이 있다.

각각의 스캔 라인마다 하나의 점에만 송신 집속하는 경우에 프레임율은 다음과 같은 수학식 1로 정해진다.

수학식 1

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

여기서 FR은 프레임율, D는 진단 영역의 깊이, v는 매질내의 초음파의 전파속도, N은 스캔 라인의 개수이다. 수학식 1에서 알 수 있듯이, 스캔 라인의 개수를 늘리는 것은 프레임율을 떨어뜨리므로, 스캔 라인의 개수, 즉, 영상의 정밀도와 프레임율 사이에서 절충이 필요하다.

이러한 이유로, 도 2에 도시된 바와 같이, 실시간 동작을 위하여 송신시에는 전체 진단 영역을 포함하도록 방사형으로 배치된 일정한 수(N)의 스캔 라인상의 고정된 점에 초음파 신호를 순차적으로 집속하는 고정 집속 기법이 일반적으로 사용되고 있다. 수신시에는 각각의 스캔 라인상에서 미리 결정된 다수의 점 각각에서 집속이 이루어지는 동적 수신 집속 기법이 일반적으로 사용되고 있다. 도 2에서는 방사형으로 배치된 스캔 라인 상에 송신 집속하는 방식을 예시하였지만, 방사형 외에도 평행하게 배치된 스캔 라인 상에 송신 집속하는 방식 역시 널리 사용된다.

이와 같은 동적 수신 집속 기법을 사용하는 경우, 방사형으로 또는 평행하게 배치된 스캔 라인 상의 소정의 점에서만 수신 집속이 이루어짐을 이해할 수 있을 것이다. 결국, 동적 수신 집속 기법을 사용하여 얻게 되는 목표물에 대한 데이터는 스캔 라인상의 점으로 제한되는 것이다.

일반적으로 널리 사용되는 표시장치는 수직 및 수평 방향으로 등간격으로 배치된 화소를 포함하며, 영상을 표시장치에서 표시하기 위해서는 각각의 화소에 대한 표시 데이터를 제공하여야 한다. 동적 수신 집속 기법을 사용하여 획득한 데이터를 표시 장치에 제공하여야 하는 데이터의 형식으로 변환시키기 위하여, 도 3에 도시된 바와 같이 스캔 변환기(32)가 사용된다.

스캔 변환기(32)는 스캔 라인 상의 소정의 점에서 수신 집속된 데이터를 저장하고, 이를 수평 주사선 표시 형식(horizontal raster line display format)의 표시 장치(33)에서 사용되는 데이터의 형식으로 변환시킨다. 동적 수신 집속 기법을 사용하여 얻게 되는 목표물에 관한 데이터는 스캔 라인상의 집속점들로 제한되며, 이 집속점들은 표시장치의 화소에 대응되는 진단 영역내의 실제 위치—이를 이하에서 화소 대응점이라 함—와 반드시 일치하는 것은 아니다. 따라서, 스캔 변환기(32)의 변환 과정에서는 내삽(interpolation)이 필수적이다. 스캔 라인이 방사형으로 배치된 경우, 도 4에 도시된 바와 같이, 초음파 신호가 멀리 진행할수록 인접한 스캔 라인 간의 간격이 증가하므로, 스캔 라인상의 점에서 수신 집속된 데이터로부터 직접 표시 데이터를 얻을 수 없는 화소(9)의 수가 증가하게 된다. 스캔 변환기는 이러한 화소들에 대한 표시 데이터를 인접한 스캔 라인 상의 데이터로부터 계산(내삽)하여 이를 표시 장치에서 표시하도록 한다. 스캔 라인이 평행하게 배치된 경우에도 화소 대응점은 스캔 라인상에 위치하지 않을 수 있다. 따라서, 스캔 라인을 평행하게 배치한 경우에도 스캔 변환기에서 내삽이 필요하다.

도 5는 종래의 동적 수신 집속 기법을 사용한 초음파 영상 시스템의 블록도이다. 초음파 트랜스듀서부 또는 초음파 트랜스듀서의 어레이(51)는 스캔 라인 상의 미리 정해진 점에 집속되도록 초음파 신호를 순차적으로 송신한다. 하나의 스캔 라인에 대한 송신이 완료된 후에, 초음파 트랜스듀서 어레이의 각각의 트랜스듀서는 반사되는 초음파 신호를 수신하고, 빔형성부(52)는 수신된 신호를 스캔 라인상의 다수의 점들 각각에서 수신 집속하여 집속된 데이터를 저장한다.

스캔 라인상의 점에서 수신 집속하는 빔형성부(52)의 동작은 도 6로부터 보다 용이하게 이해할 수 있을 것이다. 도 6는 종래의 초음파 영상시스템에서 수신 집속시의 초음파의 전파 지연 시간 계산을 설명하기 위한 도면이다. 도 6의 초음파 영상 시스템은 전체 N개의 트랜스듀서 중에서 임의의 하나의 스캔 라인에 대한 송수신을 위해 동시에 사용되는 트랜스듀서의 개수를 채널이라고 할 때, M개의 채널을 사용하고, 반경 R(mm), 진단 각도 θ_{max} 인 곡면배열된 어레이(curvilinear array)를 사용한다. (x_{e1}, y_{e1})부터 (x_{eM}, y_{eM})까지의 좌표에 각각 위치한 M개의 채널 또는 트랜스듀서를 이용하여 진단깊이 Z(≤D)만큼 떨어진 실제 스캔라인(61)상의 점 (x,y)에서 수신 집속하는 경우에, 초음파 신호가 점 (x,y)에서 반사되어 (x_{em}, y_{em})에 위치하는 m번째 트랜스듀서에 도달하는데 걸리는 전파 지연 시간은 수학식(2)과 같이 표현된다.

수학식 2

$$t_{dm} = t_{t,dm} + t_{r,dm} = \frac{Z}{v} + \frac{Z_m}{v}, \quad Z_m = \sqrt{(x - x_{em})^2 + (y - y_{em})^2}$$

m번째 변환소자에서 수신된 RF 데이터 중에서 점(x, y)에서 반사된 신호를 판독하기 위해서는 송신을 시작하면서부터 수신하기까지 소요되는 시간을 고려해야 한다. 수학식(2)에서 $t_{t,dm}$ 항목은 송신후에 점(x, y)에 도달하기까지 걸리는 시간이고, $t_{r,dm}$ 은 초음파 신호가 점(x, y)에서 반사된 후 m번째 변환소자가 수신하기까지 걸리는 시간이다. 송신시에는 M개의 트랜스듀서로부터의 초음파 신호가 실제 스캔라인상(61)의 미리 정해진 점에 동시에 도달하도록 각각의 트랜스듀서의 송신 타이밍을 조절한다. 따라서, 송신시 실제 스캔 라인(61)상의 점(x, y)에 도달하는데 걸리는 시간이 M개의 트랜스듀서에서 모두 동일하다고 근사화하였다. 수학식(2)에서 계산된 전파 지연 시간을 사용하여 점(x, y)에서 반사되어 각각의 트랜스듀서가 수신한 신호를 판독하고, 이들 신호를 더함으로써, 점(x, y)에서의 수신 집속된 데이터를 계산할 수 있다.

다시, 도 5에 대하여 설명하자면, 도 6에 대하여 설명한 바와 같은 하나의 점에 대한 수신 집속을 각각의 스캔 라인상의 다수의 집속점에서 반복함으로써 목표물의 형상에 관한 데이터(53)를 얻어낼 수 있다. 이 데이터(53)는 방사형으로 배치된 스캔 라인 상의 다수의 점에서 수신 집속된 데이터로서 신호 처리부 및 스캔 변환기(54)에서 이를 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 값으로 변환한다. 빔형성부(52)에서는 스캔 라인상의 집속점들에서만 수신 집속된 데이터를 계산하여 저장하는데, 이 과정에서 수신 신호에 담긴 정보 중 많은 부분을 잃게 된다. 즉, 도 4에서 도시된 바와 같이, 스캔 라인상에 있지 않은 인접한 스캔 라인 사이의 화소 대응점에 대한 데이터는 빔형성부(52)에서 제공하지 않으므로, 스캔 컨버터(54)에서 이를 인접한 스캔 라인상의 데이터로부터 내삽등의 방법으로 계산하여 표시장치에 표시한다. 이러한 과정에서, 도 5에 도시된 바와 같이, 왜곡된 영상(55)을 얻게 된다.

이러한 왜곡을 방지하려면, 스캔 라인의 수를 늘려서 인접한 스캔 라인간의 간격이 좁게 유지되도록 하여야 하는데, 이는 실시간 영상, 또는 빠른 프레임 율이 필수적인 초음파 영상 시스템에서는 실질적으로 어렵다. 따라서, 스캔 라인의 수를 늘리지 않고도 영상의 왜곡을 방지할 수 있는 초음파 영상 시스템이 바람직하다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 스캔 변환기를 사용하지 않고, 화소 대응점, 즉, 표시 장치의 화소에 대응하는 진단 영역 내의 점에서 직접 수신 집속한 데이터를 표시하는 초음파 영상 시스템을 제공하는 것이다.

본 발명의 또 다른 목적은 화소 대응점에서 직접 수신 집속하는 초음파 영상 표시 방법을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명에서 사용하는 수신 집속기법은 트랜스듀서가 수신하는 모든 RF 데이터를 저장한 뒤, 상기 RF 데이터를 사용하여 화소 대응점 각각에서 직접 수신 집속하는 것이다. 이러한 기법에 의하여, 한정된 스캔 라인상의 집속점들에 대한 데이터로부터 각각의 화소에 대한 데이터를 내삽에 의해 구하는 종래의 방법에서 발생하는 영상의 왜곡을 제거할 수 있다. 진단 각도가 큰 탐촉자(probe)에서 고해상도에다 빠른 프레임율이 요구되는 경우나, 디지털 스캔 변환기 구현에 따른 하드웨어가 부담되는 소형 영상시스템 등에 본 발명에 따른 수신기법이 특히 유용하다.

본 발명은 초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하기 위한 초음파 영상 시스템을 제공한다. 본 발명에 따른 영상 시스템은 초음파 신호를 송신하고 반사되는 초음파 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부, 상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단, 및 상기 저장 수단에 저장된 신호를 사용하여 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 이를 표시장치에 표시하기 위한 신호처리 수단을 포함한다.

본 발명에 따른 또 다른 초음파 영상 시스템은 초음파 신호가 디포커스되도록 송신하고 반사되는 초음파 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부, 상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단, 및 상기 저장 수단에 저장된 신호를 사용하여, 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 이를 표시장치에 표시하기 위한 신호처리 수단을 포함한다.

본 발명은 또한 초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고, 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하는 초음파를 이용한 영상 표시 방법을 제공한다. 본 발명에 따른 초음파를 이용한 영상 표시 방법은 진단 영역 전체를 포함하는 다수의 스캔 라인 중에서 하나의 스캔 라인 상의 점에 집속하도록 초음파 트랜스듀서의 어레이로부터 초음파 신호를 송신하는 단계, 상기 송신된 초음파 신호의 반사 신호를 수신하여 저장하는 단계,

상기 송신 및 저장 단계를 상기 다수의 스캔 라인 각각에 대하여 반복하는 단계, 상기 저장된 신호로부터 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 단계 및 상기 계산 단계를 상기 표시 장치의 나머지 화소 각각에 대하여 반복함으로써 상기 표시 장치에 표시할 영상 데이터를 발생시키는 단계를 포함한다.

또한, 본 발명에 따른 초음파를 이용한 영상 표시 방법은 초음파 신호가 디포커스되도록 다수의 초음파 트랜스듀서의 어레이로부터 초음파 신호를 송신하는 단계, 상기 송신된 초음파 신호의 반사 신호를 수신하여 저장하는 단계, 상기 저장된 신호로부터 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 단계 및 상기 계산 단계를 상기 표시 장치의 나머지 화소 각각에 대하여 반복함으로써 상기 표시 장치에 표시할 영상 데이터를 발생시키는 단계를 포함한다.

본 발명의 하나의 실시예에 따른, 화소 대응점에서 직접 수신 집속 하는 원리를 도 7을 참조하여 설명한다. 도 7은 초음파 영상 시스템에서 실제 스캔 라인상에 있지 않은 화소 대응점에서 수신 집속하는 경우의 전파 지연 시간 계산을 설명하기 위한 도면이다. 도 7에 도시된 바와 같이, 표시 장치의 화소에 대응되는 실제 진단 영역내의 점 즉, 화소 대응점은 실제 스캔라인(61)상에 존재하지 않을 수도 있다. 본 발명에 따른 수신 집속 기법은 송신 집속시킨 실제 스캔 라인(61)상의 점에서만 초음파 신호를 수신 집속하는 것이 아니라, 모든 화소 대응점에서 초음파 신호를 직접 수신 집속하는 것을 특징으로 한다.

초음파 신호가 임의의 화소 대응점(x_{il}, y_{jl})에서 반사되어 (x_{em}, y_{em})에 위치하는 m번째 트랜스듀서까지 도달하는 데 걸리는 전파 지연 시간은 수학식 (3)와 같다.

수학식 3

$$t_{dm} = t_{t,dm} + t_{r,dm} = \frac{Z_{\frac{M}{2}}}{v} + \frac{Z_{iljlm}}{v}, \quad Z_{\frac{M}{2}} = \sqrt{(x_{il} - x_{e\frac{M}{2}})^2 + (y_{jl} - y_{e\frac{M}{2}})^2},$$

$$Z_{iljlm} = \sqrt{(x_{il} - x_{em})^2 + (y_{jl} - y_{em})^2}$$

수학식 (3)에서도 수학식 (2)와 마찬가지로 $t_{t,dm}$ 항목은 송신후에 점(x_{il}, y_{jl})에 도달하기까지 걸리는 시간이고, $t_{r,dm}$ 은 초음파 신호가 점(x_{il}, y_{jl})에서 반사된 후 m번째 트랜스듀서가 수신하기까지 걸리는 시간이다. 초음파 신호가 화소 대응점(x_{il}, y_{jl})에서 반사되어 트랜스듀서에 도달하기까지의 전파 지연 시간을 수학식(3)로부터 계산한다. 그리고, 계산된 시간을 사용하여, 화소 대응점(x_{il}, y_{jl})에서 반사되어 트랜스듀서에서 수신된 신호를 판독한다. M개의 트랜스듀서 각각에 대하여, 수학식(3)을 사용하여 화소 대응점(x_{il}, y_{jl})에서 반사되어 수신된 신호를 판독한다. 판독한 신호들을 더함으로써, 화소 대응점(x_{il}, y_{jl})에서 수신 집속된 데이터를 계산할 수 있다. 결국, 표시장치의 각각의 화소에 대한 표시 데이터를 내삽등의 처리없이 직접 구할 수 있는 것이다.

도 8은 인접한 실제 스캔라인으로부터 하나의 화소에 대한 표시 데이터를 구하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 전체 N개의 스캔 라인 중에서 임의의 하나의 스캔 라인에 대한 송수신을 위해 M개의 채널 또는 트랜스듀서를 사용하고, 반경 R(mm), 진단 각도 θ_{max}, 진단 깊이 D(mm)인 곡면배열된 어레이를 사용하는 경우를 설명한다. 본 발명의 방법에서는 먼저 상기 곡면배열 어레이로부터 입력된 RF 데이터를 저장한다. 정점(x_A, y_A)를 중심으로 방사상으로 $\triangle\theta$ 만큼 떨어져서 분포하는 총 N개의 스캔라인 중 하나의 스캔라인에 초음파 신호를 송신집속한 후에, M개의 트랜스듀서에서 수신하는 신호를 샘플링 주파수 f_s로 샘플링하여 저장하는 과정을 N개의 스캔라인 각각에 대하여 수행한다. 도 8에서 사각형 테두리(86)는 최종 화면에 표시되는 초음파 영상을 나타내며, $N_x \cdot N_y$ 만큼의 기본 화소로 이루어져 있으며, N_x는 한 열당 화소의 개수이며 N_y는 한 줄당 화소의 개수이다.

임의의 화소 대응점(x_i, y_j) ($1 \le i \le N_x$, $1 \le j \le N_y$)에서 가장 인접한 하나의 실제 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 사용하여 직접 수신집속하는 경우를 설명한다. 먼저, 화소 대응점(x_i, y_j)와 정점(x_A, y_A)를 잇는 가상의 스캔라인(81)에서 가장 인접한, 다음 조건을 만족시키는 실제 스캔라인을 구한다.

수학식 4

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

상기 수학식에서 $\theta_{x_i y_i}$는 화소 대응점(x_i, y_j)와 정점(x_A, y_A)를 잇는 가상의 스캔 라인(81)과 첫번째 스캔 라인(84) 사이의 각도이며, θ_k는 k번째 실제 스캔라인(82)과 첫번째 스캔 라인(84) 사이의 각도이다. 화소 대응점(x_i, y_j)에서의 수신 집속 데이터를 얻기 위하여, k번째 실제 스캔라인(82)에 송신 집속한 후 수신된 RF 데이터가 사용된다.

화소 대응점(x_i, y_j)에 대한 표시 데이터를 얻기 위해서, 가상의 스캔 라인(81)상에서 화소 대응점(x_i, y_j)을 포함하는 L개의 점(x_{i1}, y_{j1}) 내지 (x_{iL}, y_{jL})에서 수신 집속한 데이터를 구한다. 이는, 도 9에 도시된 바와 같이 화소 대응점(x_i, y_j)에서 수신 집속한 데이터의 실제값(91)이 아닌 포락선 상의 값(92)이 실제로 화면에 표시되는 영상을 구성하기 때문이다. 즉, 가상의 스캔 라인 상에서 화소 대응점(x_i, y_j)를 포함하는 다수의 점들, 즉 점(x_{i1}, y_{j1})에서 (x_{iL}, y_{jL})까지의 L개의 점들 각각에서 수신 집속한 데이터를 구하고, 이 데이터에 대하여 포락선 검출을 하여 화소 대응점(x_i, y_j)에 대한 표시 데이터를 구한다.

도 8에 대하여 전술한 과정을 표시 장치의 화면을 구성하는 모든 화소에 대응하는 진단영역내의 점에 대하여 반복함으로써, 영상을 표시하기 위한 데이터를 획득할 수 있다. 도 10은 화소 대응점에서 직접 수신 집속하는 초음파 영상 형성 장치의 하나의 실시예를 도시하는 블록도이다. 트랜스듀서부 또는 트랜스듀서의 어레이(101)를 구성하는 각각의 트랜스듀서로부터의 수신 신호를 ADC(102)에서 샘플링 주파수 f_s로 샘플링하여 디지털 신호로 변환시켜서 RF 프레임 메모리 또는 저장 수단(103)에 저장한다. RF 프레임 메모리(103)에는 트랜스듀서의 어레이를 구성하는 트랜스듀서 각각으로부터 수신된 모든 RF 데이터가 저장되어 있다. 하나의 영상 프레임을 표시하기 위하여 RF 프레임 메모리에 저장되는 데이터는 하나의 스캔 라인에 초음파 신호를 송신 집속한 후에, M개의 트랜스듀서에 수신하는 RF 신호를 샘플링 주파수 f_s로 샘플링하여 저장하는 과정을, 전체 N개의 스캔라인 각각에 대하여 수행한 것이다. 진단 깊이가 D인 경우에 한 프레임의 RF 데이터를 저장하기 위해 필요로 하는 저장매체의 용량은 수학식 (5)과 같다.

수학식 5

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

RF 프레임 메모리(103)의 데이터로부터 표시장치(108)의 각각의 화소의 표시 데이터를 발생시키는 신호처리부(104)는 빔형성부(B/F, 105), 포락선 검출부(106) 및 로그 보상기(107)를 포함한다. 빔형성부(105)에서는 RF 프레임 메모리(103)내에 저장된 RF 신호를 사용하여, 도 8에 도시된 바와 같이, 표시 장치의 하나의 화소에 대응하는 점(x_i, y_j)와 정점 (x_A, y_A)를 연결하는 가상의 스캔 라인상의 다수의 점에서 동적 수신 집속된 데이터를 계산하여 포락선 검출부(106)에 제공한다.

도 10에 도시된 실시예에서는 포락선 검출 방식으로 직각 복조 방식(quadrature demodulation)을 사용한다. 그러나, 본 발명은 이에 국한되는 것이 아니며 임의의 포락선 검출 방식이 사용될 수 있다. 진단 영역내에서 초음파 신호는 모든 주파수에 대하여 동일한 비율로 감쇠하는 것이 아니다. 고주파 신호는 저주파 신호에 비하여 급격히 감쇠하고 진단 영역 깊숙히 침투하지 못하므로, 초음파 신호는 진행 거리가 증가할수록 고주파 성분이 감소한다. 따라서, 빔 형성부(105)의 출력 신호는 수신된 초음파 신호의 진행 거리에 따라 통과 대역이 변화하는 동적 대역 통과 여과기(dynamic band-pass filter)를 통과하는 것이 바림직하다. 도 10에 도시된 실시예에서는 빔 형성부(105)의 출력신호에 곱해지는 사인 및 코사인 신호의 주파수(ω^0) 및 저주파 통과 필터의 컷-오프 주파수(f^c)를 변화시킴으로써, 동적 대역 통과 여과기의 기능이 포락선 검출부(106)에서 동시에 수행된다. 이와 달리, 동적 대역 통과 여과기를 별도로 사용할 수도 있다.

포락선 검출된 신호는 로그 보상기(log compensator, 107)를 거쳐서, 화소에 대한 표시 데이터로서 표시장치(108)에 제공된다. 로그 보상기는 포락선 검출부(106)와 표시장치(108)의 다이나믹 레인지의 차이를 보상하기 위한 것이다.

전술한 바와 같이 하나의 화소에 대응하는 점에 수신 집속하는 동작을 표시장치의 모든 화소에 대하여 반복함으로써 하나의 화면이 표시되는 것이다.

RF 프레임 메모리(103)은 각각이 하나의 영상 프레임에 대한 데이터를 저장할 수 있는 복수개의 저장 장치로 이루어져서, 실시간으로 영상을 표시할 수 있도록 하는 것이 바람직하다. 즉, RF 프레임 메모리의 하나의 저장 장치에 저장되어 있는 데이터를 사용하여 표시 영상을 발생시키는 동안, 다른 저장 장치는 다음 프레임에 대한 RF 데이터를 저장하는 것이다.

위의 실시예에서는 하나의 화소에 대한 데이터를 얻기 위하여 화소 대응점에 가장 인접한 하나의 실제 스캔 라인을 이용하였지만, 본 발명은 여기에 국한되는 것이 아니다. 예를 들어서, 도 8에 도시된 화소 대응점(x_i, y_j)의 양쪽에 인접한 k번째 실제 스캔 라인(82)과 k+1번째 실제 스캔 라인(83)을 이용하는 것도 가능하다. 도 11은 2개의 인접한 실제 스캔 라인을 이용하여 화소 대응점에서 수신 집속된 데이터를 구하는 하나의 실시예를 설명하기 위한 블록도이다. 도 11에 도시된 실시예는 RF 프레임 메모리의 데이터중에서 k번째 실제 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 처리하는 부분과 k+1번째 실제 스캔 라인에 대한 RF데이터를 처리하는 부분을 포함하고, 포락선 검출된 데이터에 가중치(111)를 곱하여 더한다는 점에서 도 10에 도시된 실시예와 상이하다. 도 10에 대하여 전술한 바와 마찬가지로, 포락선 검출부에서 동적 대역 통과 여과(dynamic band-pass filtering)를 하는 것이 바람직하다. 도 11에 도시된 실시예에서 가중치 w_k 및 w_{k+1} 은 수학식 6에 의하여 결정될 수 있다.

수학식 6

$$w_k = \frac{d\theta_{k+1}}{\theta_{k+1} - \theta_k}, \quad d\theta_{k+1} = \theta_{k+1} - \theta_{x_i y_j}$$

$$w_{k+1} = \frac{d\theta_k}{\theta_{k+1} - \theta_k}, \quad d\theta_k = \theta_{x_i y_j} - \theta_k$$

여기서, θ_k, θ_{k+1} 은 각각 k와 k+1번째 스캔라인이 첫 번째 스캔 라인과 이루는 각도를 나타내며, $d\theta_k$, $d\theta_{k+1}$ 는 각각 화소 대응점(x_i, y_j)와 중심점(x_A, y_A)을 연결하는 가상의 스캔라인과 두 실제 스캔라인 간의 각도를 나타낸다. 도 10에 관하여 전술한 바와 마찬가지로, RF 프레임 메모리는 각각이 하나의 영상 프레임에 대한 데이터를 저장할 수 있는 복수개의 저장 장치로 이루어져서, 실시간으로 영상을 표시할 수 있도록 하는 것이 바람직하다.

도 12는 본 발명의 하나의 실시예에 따른, 수신 집속 기법의 순서도이다. 단계(1210)에서는 초음파 영상 시스템을 초기화시킨다. 이 단계에서 진단 깊이, 전체 스캔 라인의 수(N) 등 모든 시스템 파라메터가 결정된다. 또한, 본 발명에 따른 수신 집속 기법을 구현하기 위하여 표시 장치의 x축 및 y축 방향의 화소수 (Nx 및 Ny), 하나의 화소 데이터를 구하기 위하여 사용되는 가상 스캔 라인상의 점의 수(L), 하나의 화소 데이터를 구하기 위하여 사용되는 인접한 실제 스캔 라인의 수(Ns) 등이 결정된다.

단계(1220)에서는 하나의 스캔라인에 초음파 신호를 송신 집속한 후에, Nc개의 트랜스듀서에서 수신하는 RF 신호를 RF 프레임 메모리에 저장하는 과정을 N개의 스캔라인 각각에 대해 수행한다. 도 10에 대하여 전술한 바와 마찬가지로, RF 프레임 메모리는 각각이 하나의 영상 프레임에 대한 데이터를 저장할 수 있는 복수개의 저장 장치로 이루어져서, RF 프레임 메모리의 하나의 저장 장치에 저장되어 있는 데이터를 사용하여 단계(1230)부터 수행하는 동안, 다른 저장 장치는 다음 프레임에 대한 RF 데이터를 저장하도록 할 수도 있다.

단계(1230)에서 변수 i가 1에서 Nx사이에 있다고 결정되면, 다음 단계(1240)로 진행한다. 변수 i가 1에서 Nx사이에 있지 않다면, 이는 하나의 영상을 구성하는 모든 화소 데이터를 구했다는 것을 의미하므로, i를 1로 설정하고 단계(1220)로 복귀하여, 다음 화면을 형성하기 위한 RF 신호를 저장한다.

단계(1240)에서 변수 j가 1에서 Ny 사이에 있다면, 다음 단계(1250)로 진행한다. 변수 j가 1에서 Ny 사이에 있지 않다면, 이는 y축 방향의 하나의 라인을 구성하는 모든 화소 데이터를 구했다는 것을 의미한다. 따라서, j를 1로 설정하고 i를 하나 증가시킨 후 단계(1230)으로 복귀하여 다음 라인이 처리되도록 한다.

단계(1250)에서는 화소 대응점(xi, yj)가 초음파 영상 시스템에 의하여 표시될 수 있는 영역내에 있는지를 결정한다. 도 8에 도시된 바와 같이 표시 장치의 직사각형 화면에는 초음파 영상 형성 장치에 의하여 형성되는 방사상의 영상 부분 이외의 부분(87)이 존재한다. 현재 처리할 화소 대응점(xi, yj)가 이 표시 가능하지 않은 영역(87)내에 있다면, j를 하나 증가시키고 단계(1240)로 복귀하여 다음 화소 대응점에 대하여 동작을 반복한다. 화소 대응점(xi, yj)가 표시 가능한 영역내에 있다면, 단계(1260)에서 화소 대응점(xi, yj)에 인접한 Ns개의 실제 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 사용하여, 화소 대응점(xi, yj)에서 수신 집속하여 표시 데이터를 구한다.

단계(1260)에서 구한 표시 데이터는 단계(1270)에서 표시 메모리에 저장된다. 단계(1270)에서 화소 대응점(i, j)에 대한 표시 데이터를 표시 메모리에 저장한 뒤에는, j를 하나 증가시키고 단계(1240)로 복귀하여 다음 화소 대응점에 대한 데이터를 구하고 표시 메모리에 저장하는 동작을 반복한다. 표시 메모리에 저장된 데이터는 단계(1280)에서 표시 장치에 표시한다.

도 13은 도 12의 단계(1260), 즉 Ns개의 인접한 실제 스캔라인에 대한 RF 데이터를 사용하여 화소 대응점(xi, yj)에서 수신 집속된 데이터를 구하는 단계에서의 동작을 상세히 설명하는 순서도이다. 단계(1310)에서 화소(xi, yj)에 인접한 Ns개의 실제 스캔 라인을 선택하고, 각각의 스캔 라인에 대한 가중치를 결정한다. 예를 들어 가상의 스캔 라인과 각 실제 스캔 라인과의 각거리에 반비례하는 값을 가중치로 사용할 수 있다.

단계(1320)에서 변수 k, c, m을 각각 1로 설정하고 L개의 누산기의 어레이 Acc[m]을 클리어시킨다. 변수 k는 화소 대응점(i, j)에 인접한 Ns개의 실제 스캔 라인 각각을 표시하기 위하여 사용된다. 변수 c는 하나의 실제 스캔 라인에 초음파 신호를 송신 집속하고, 반사된 신호를 수신하는 Nc개의 트랜스듀서 각각을 표시하기 위하여 사용된다. 변수 m은 포락선 검출을 위하여 사용되는, 화소 대응점(x_i, y_j)를 포함하는 가상의 스캔 라인상의 L개의 수신 집속점 각각을 표시하기 위하여 사용된다. 도 13에 도시된 순서도는 3개의 루프를 포함한다. 최내곽의 제1 루프는 단계 1350내지 1380을 포함한다. 제2 루프는 제1 루프를 포함하여 단계 1340내지 1390로 이루어진다. 제2루프가 1회 실행되는 동안 제1 루프가 L회 반복된다. 최외곽의 제3 루프는 제2 루프를 포함하여 단계 1330내지 1310으로 이루어진다. 제3 루프가 1회 실행되는 동안 제2 루프가 Nc회 반복된다. 제3 루프는 Ns회 반복된다.

최내곽의 제1 루프는 k번째 실제 스캔 라인에 송신 집속한 후에 Nc개의 트랜스듀서중에서 c번째 트랜스듀서가 수신한 RF 데이터가 가상의 스캔 라인상의 L개의 점에서 수신 집속된 데이터에 기여하는 값을 계산한다. 제1 루프의 동작을 이해하기 위하여, 도 8을 참조하여 화소 대응점(x_i, y_j)를 포함하는 가상의 스캔 라인상의 L개의 점 (x_{i1}, y_{j1}) 내지 (x_{iL}, y_{jL})에서 수신 집속된 데이터를 구하는 순서를 설명한다. m이 1인 경우, 단계(1360)에서 초음파 신호가 점(x_{i1}, y_{j1})에서 반사되어 c번째 트랜스듀서에 도달하는 전파 지연 시간을 계산한다. 단계(1370)에서는 단계(1360)에서 계산된 전파 지연 시간을 사용하여 점(x_{i1}, y_{j1})에서 반사되어 c번째 트랜스듀서가 수신한 RF 데이터를 판독한 후, k번째 실제 스캔 라인에 대한 가중치를 곱하여 Acc[1]에 누산한다. 단계(1380)에서 m을 1 증가시켜서 단계(1350)로 복귀하여 제1 루프를 반복한다. m이 2이므로, 점(x_{i2}, y_{j2})에 대하여 상기 동작을 반복하여, 계산된 값을 Acc[2]에 누산한다. 제1 루프를 L회 반복함으로써, 가상의 스캔 라인상의 L개의 점에 대하여 가중치가 곱해진 결과를 누산기에 누산한다. 단계(1390)에서 c를 1 증가시키고, m을 1로 설정한 후 제1 루프를 L회 반복함으로써, 다음번 트랜스듀서에서 수신된 데이터를 사용하여 L개의 점에 대한 집속 데이터값을 누산한다. 제2 루프를 Nc회 반복함으로써, k번째 실제 스캔 라인에 송신집속했을 때, Nc개의 트랜스듀서에서 수신된 모든 RF 데이터가 L개의 점에서 수신집속된 데이터에 기여하는 값이 계산된다. 최외곽의 제3 루프를 Ns회 반복함으로써 Ns개의 모든 실제 스캔 라인에 대한 데이터를 사용하여 L개의 점에서 수신 집속된 최종적인 데이터가 계산된다.

모든 루프가 수행되어 단계(1330)에서 단계(1415)로 진입하면, L개의 누산기 Acc[m]에는 화소 대응점(x_i, y_j)을 포함하는 가상의 스캔 라인상의 L개의 점에서 수신 집속된 데이터가 저장되어 있다. 단계(1415)에서 누산기에 저장된 데이터를 동적 대역 통과 여과기를 통과한다. 단계(1420)에서 동적 대역 통과 여과기를 통과한 데이터로부터 포락선을 검출하고, 단계(1430)에서 로그 보상한 후 도 12의 단계(1260)으로 복귀한다. 도 10에 대하여 전술한 바와 마찬가지로, 포락선 검출 단계(1420)에서 동적 대역 통과 여과기의 기능을 동시에 수행하는 것도 가능하다.

전술한 바와 같은 본원 발명에 대한 실시예에서는 특정한 구조의 초음파 영상 시스템에 대하여 설명하였는데, 이는 본원 발명이 보다 용이하게 이해되도록 하기 위해서이며, 본원 발명의 범위는 특정한 실시예에 국한되는 것이 아니며 다양한 변형이 가능하다.

예를 들어서, 본원 발명의 실시예에서는 방사상으로 배치된 스캔라인에 송신 집속하였지만, 본원 발명이 이에 국한되는 것은 아니다. 평행하게 배치된 스캔 라인에 송신 집속하는 초음파 영상 시스템 역시 널리 사용되고 있으며, 이러한 장치에서도 화소 대응점은 스캔 라인상에 존재하지 않을 수 있다. 본원 발명은 이러한 초음파 영상 시스템에도 유리하게 적용될 수 있으며, 화소 대응점에서 직접 수신 집속함으로써 영상의 질을 개선할 수 있다.

또한, 본원 발명에 대한 실시예에서는 송신시에 초음파 신호를 각각의 스캔 라인상의 한 점에만 집속하였다. 그러나, 본원 발명은 이에 국한되지 않고, 초음파 신호가 특정한 점에 집속되지 않도록 송신하는 경우, 즉 송신시에 초음파 신호를 디포커스(de-focus)하는 경우에도 적용될 수 있다. 도 14는 송신시에 초음파 신호를 디포커스하기 위하여 각각의 트랜스듀서에 가하는 시간 지연을 설명하기 위한 도면이다. 도 14에 도시된 바와 같이, 디포커스된 초음파 신호는 초음파 트랜스듀서의 어레이(1410)의 뒤에 있는 하나의 가상의 점(1420)으로부터 발생한 것처럼 방사형으로 진행한다. 가상의 점(1420)에서 특정한 순간에 출발한 초음파 신호가 각각의 트랜스듀서에 도달할 때 각각의 트랜스듀서에서 초음파 신호를 송신한다면, 송신된 초음파 신호는 가상의 점(1420)으로부터 발생한 것처럼 방사형으로 진행한다. 가상의 점(1420)과 가장 인접한 초음파 트랜스듀서(1410_4)가 가장 먼저 초음파 신호를 송신한다. 가상의 점(1420)으로부터의 거리가 먼 트랜스듀서일수록 늦게 초음파 신호를 송신한다. 예를 들어, 초음파 트랜스듀서(1410_1)의 송신 시점은 초음파 트랜스듀서(1410_4)의 송신 시점과 비교하여 지연되는데, 그 지연 시간은 수학식(7)과 같다.

수학식 7

$$\text{지연시간} = \frac{L_1 - L_4}{v}$$

여기서, L_1은 가상의 점(1420)으로부터 초음파 트랜스듀서(1410_1)까지의 거리이고, L_4는 가상의 점(1420)으로부터 초음파 트랜스듀서(1410_4)까지의 거리이고, v는 초음파의 전파속도이다.

초음파 신호가 디포커스되도록 초음파 신호를 송신한 후에, 각각의 트랜스듀서에 수신된 신호를 저장한다. 송신된 신호가 화소 대응점에서 반사되어 각각의 트랜스듀서에서 수신되기까지의 전파 지연 시간을 계산한다. 계산된 전파 지연 시간을 고려하여 저장된 각각의 트랜스듀서의 수신 신호를 더함으로써, 화소 대응점에 집속된 초음파 신호의 값을 구하는 것이다.

초음파 신호가 스캔 라인상의 한 점에 집속되도록 송신하는 경우에는, 그 점에서 멀리 떨어진 화소 대응점에서 화질이 저하되는 단점이 있다. 그러나, 전술한 바와 같이 송신시에 초음파 신호를 디포커스하는 경우에는 경우에는 화소 대응점의 위치에 따른 화질 저하를 방지할 수 있다는 장점이 있다.

발명의 효과

본 발명에 따른 초음파 영상 시스템은 표시 장치의 기본 단위인 화소에 대응되는 진단영역 내의 점에서 직접 수신 집속함으로써, 스캔 변환기를 필요로 하지 않으며, 신호처리부를 간결하게 할 수 있는 등 하드웨어 측면에서 유리하다. 뿐만 아니라, 스캔 변환기에서 발생하는 영상의 왜곡을 제거함으로써 개선된 화질의 초음파 영상을 제공한다. 부분 확대 영상같이 초음파 영상을 이루기 위한 스캔라인의 수가 적은 경우나 진단 각도가 넓어서 스캔 라인 간의 간격이 큰 경우에 본 발명에 따른 효과가 더욱 탁월하다. 또한, 종래 기술에 따르면 실제 스캔 라인상의 점에서만 초음파 신호를 수신 집속한 후에 화소 대응점에 대한 표시 데이터를 계산하므로 표시 장치의 화소의 개수가 증가하는 경우에도 화질이 별로 개선되지 않는다. 그러나, 본원 발명에 따르면 모든 화소 대응점에서 초음파 신호를 수신 집속하므로 표시 장치의 화소의 개수가 증가하는 경우에 화질이 현저하게 개선될 수 있다.

상술한 바와 같이, 표시 장치의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 직접 수신 집속하는 기법을 이용한 초음파 영상 시스템 및 영상 표시 방법의 다양한 실시예에 대하여 개시하였다. 개시된 실시예는 본 발명의 원리를 응용한 다양한 실시예의 일부를 나타낸 것에 지나지 않음을 이해해야 한다. 본 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질로부터 벗어남이 없이 여러 가지 변형이 가능함을 명백히 알 수 있을 것이다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시장치에 표시하기 위한 초음파 영상 시스템에 있어서,

초음파 신호를 송신하고 반사되는 초음파 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부,

상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단, 및

상기 저장 수단에 저장된 신호를 사용하여, 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 이를 표시장치에 표시하기 위한 신호처리 수단

을 포함하는 초음파 영상 시스템.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 트랜스듀서부는 다수의 트랜스듀서의 어레이를 포함하며, 초음파의 송신시에, 진단 영역 전체를 포함하는 다수의 스캔 라인 중에서 하나의 스캔 라인 상의 점에 초음파를 송신 집속시키고, 반사되는 신호를 수신하는 동작을 상기 다수의 스캔 라인 각각에 대하여 반복하며,

상기 신호처리 수단은, 상기 표시 장치의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 가장 인접한 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호에 대한 반사 신호를 사용하여, 상기 화소에 대응되는 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 초음파 영상 시스템.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 트랜스듀서부는 다수의 트랜스듀서의 어레이를 포함하며, 초음파의 송신시에, 진단 영역 전체를 포함하는 다수의 스캔 라인 중에서 하나의 스캔 라인 상의 한 점에 초음파를 집속시키고, 반사되는 신호를 수신하는 동작을 상기 다수의 스캔 라인 각각에 대하여 반복하며,

상기 신호처리 수단은, 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에 인접한 다수개의 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호 각각에 대한 반사 신호를 사용하여, 상기 화소에 대응되는 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 초음파 영상 시스템.

청구항 4.

초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하기 위한 초음파 영상 시스템에 있어서,

초음파 신호가 디포커스되도록 초음파 신호를 송신하고 반사되는 초음파 신호를 수신하기 위한 트랜스듀서부,

상기 트랜스듀서부에서 수신한 신호를 저장하기 위한 저장 수단, 및

상기 저장 수단에 저장된 신호를 사용하여, 상기 표시 장치의 각각의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에 집속된 초음파 신호의 값을 계산하여 이를 표시장치에 표시하기 위한 신호처리 수단

을 포함하는 초음파 영상 시스템.

청구항 5.

초음파 신호를 목표물의 진단 영역 내로 송신하고, 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하는, 초음파를 이용한 영상 표시 방법에 있어서,

진단 영역 전체를 포함하는 다수의 스캔 라인 중에서 하나의 스캔 라인 상의 점에 집속하도록 초음파 트랜스듀서의 어레이로부터 초음파 신호를 송신하는 단계와,

상기 송신된 초음파 신호의 반사 신호를 수신하여 저장하는 단계와,

상기 송신 단계 및 저장 단계를 상기 다수의 스캔 라인 각각에 대하여 반복하는 단계와,

상기 저장된 신호로부터, 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 단계와,

상기 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 단계를 상기 표시 장치의 나머지 화소 각각에 대하여 반복함으로써 상기 표시 장치에 표시할 영상 데이터를 발생시키는 단계

를 포함하는 영상 표시 방법.

청구항 6.

제5항에 있어서,

상기 초음파 신호의 값을 계산하는 단계는 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 점에서 가장 인접한 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호에 대한 반사 신호를 사용하여, 상기 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 영상 표시 방법.

청구항 7.

제5항에 있어서,

상기 초음파 신호의 값을 계산하는 단계는 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 점에 인접한 다수개의 스캔 라인에 송신 집속된 초음파 신호에 대한 반사신호를 사용하여, 상기 점에서 수신 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 영상 표시 방법.

청구항 8.

초음파 신호를 목표물의 진단 영역내로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 수신하여 목표물의 영상을 표시 장치에 표시하는 초음파를 이용한 영상 표시 방법에 있어서,

초음파 신호가 디포커스되도록 다수의 초음파 트랜스듀서의 어레이로부터 초음파 신호를 송신하는 단계와,

상기 송신된 초음파 신호의 반사 신호를 수신하여 저장하는 단계와,

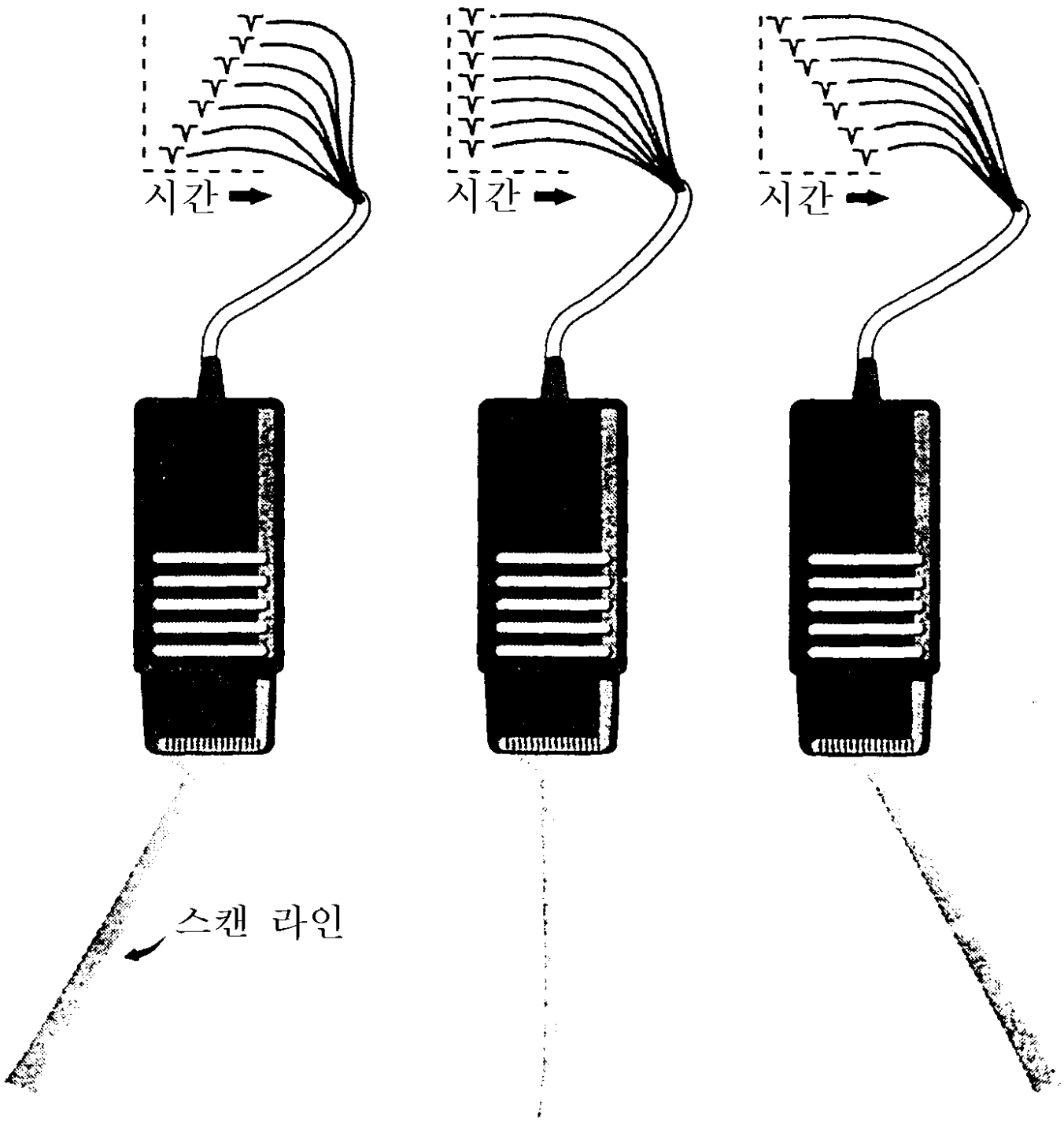
상기 저장된 신호로부터 상기 표시 장치의 하나의 화소에 대응되는 진단 영역내의 점에서 집속된 초음파 신호의 값을 계산하는 단계와,

상기 초음파 신호의 값을 계산하는 단계를 상기 표시 장치의 나머지 화소 각각에 대하여 반복함으로써 상기 표시 장치에 표시할 영상 데이터를 발생시키는 단계

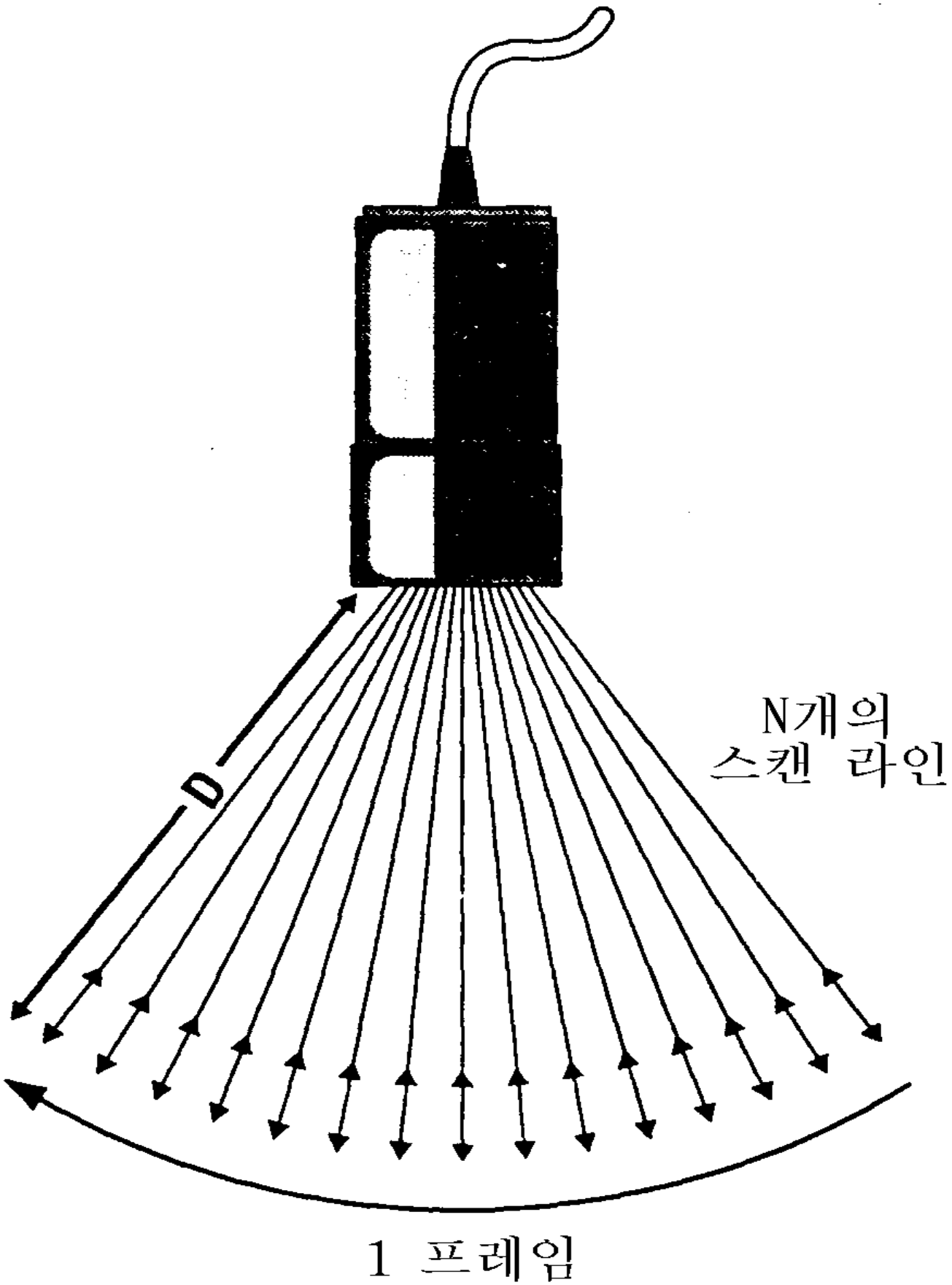
를 포함하는 영상 표시 방법.

도면

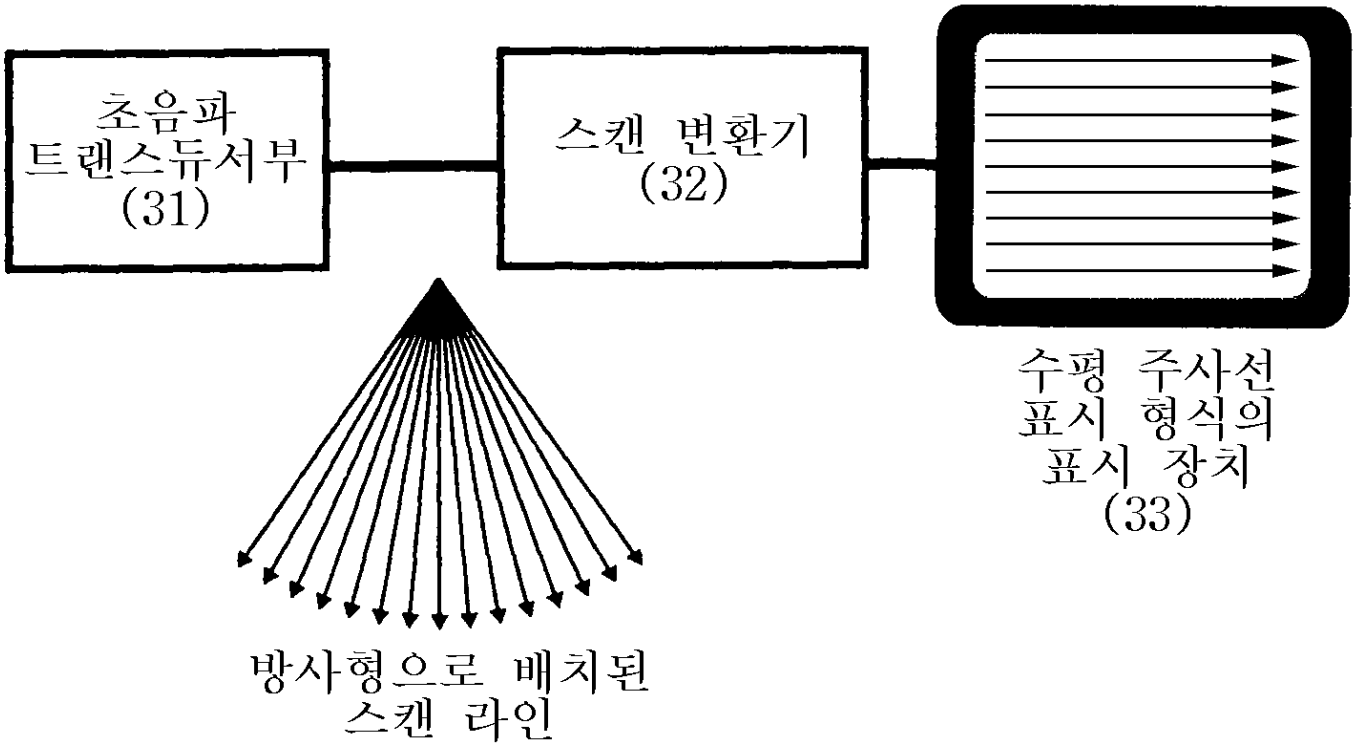
도면 1



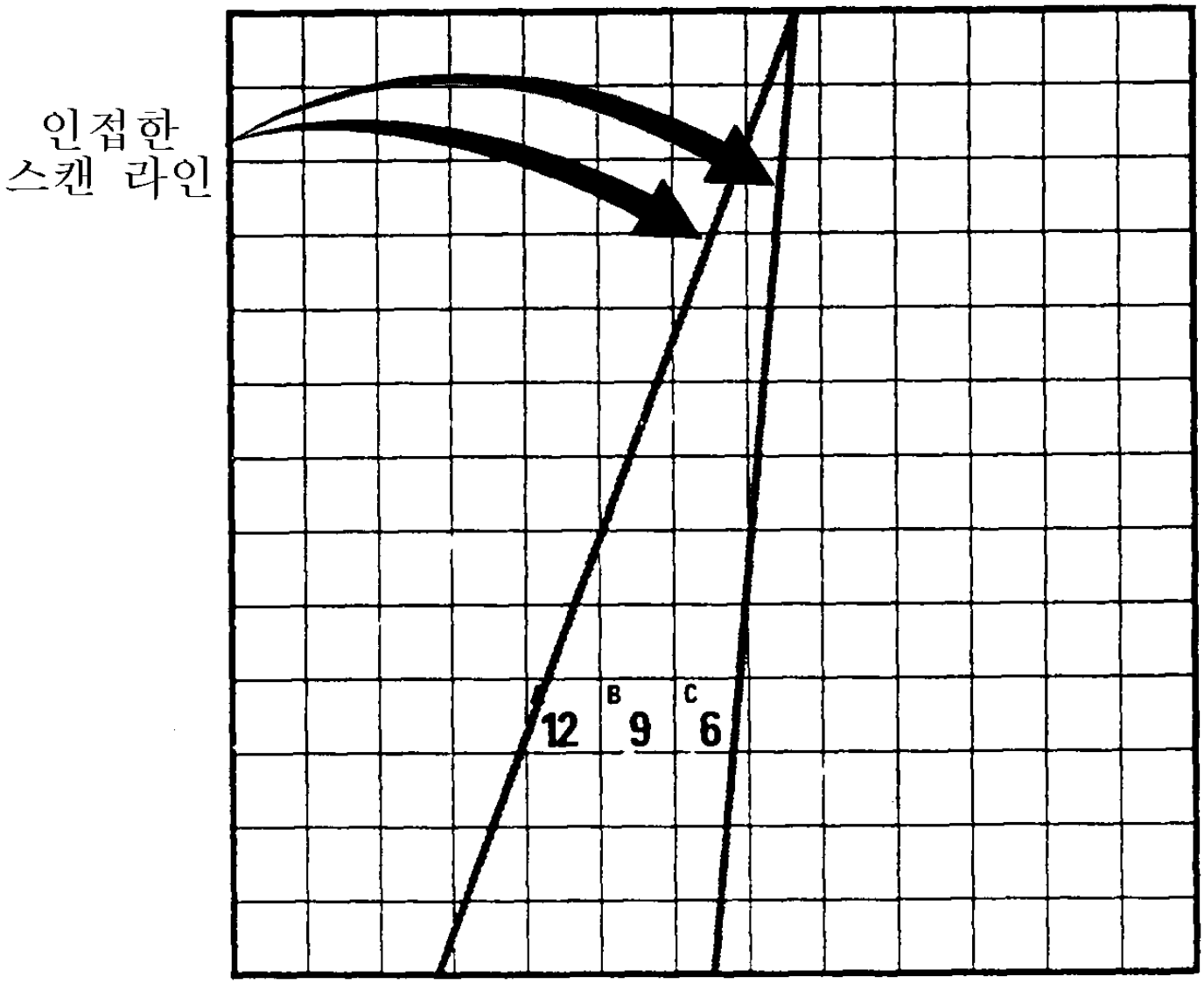
도면 2



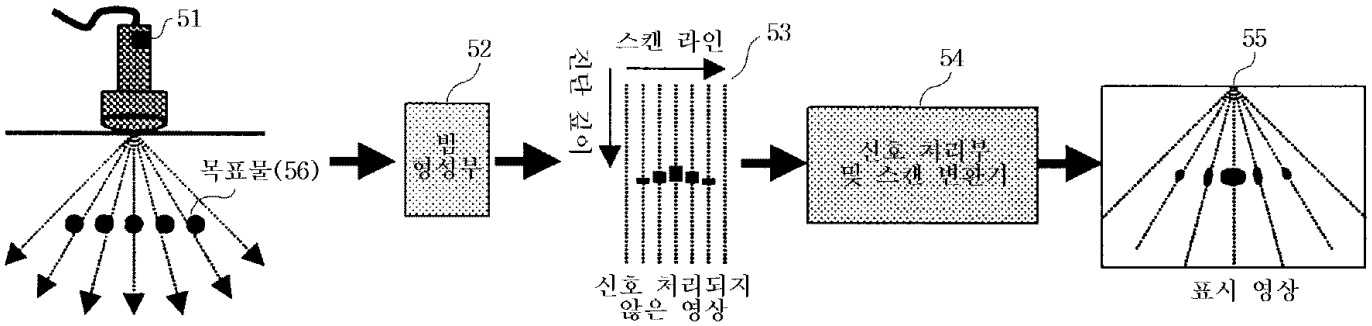
도면 3



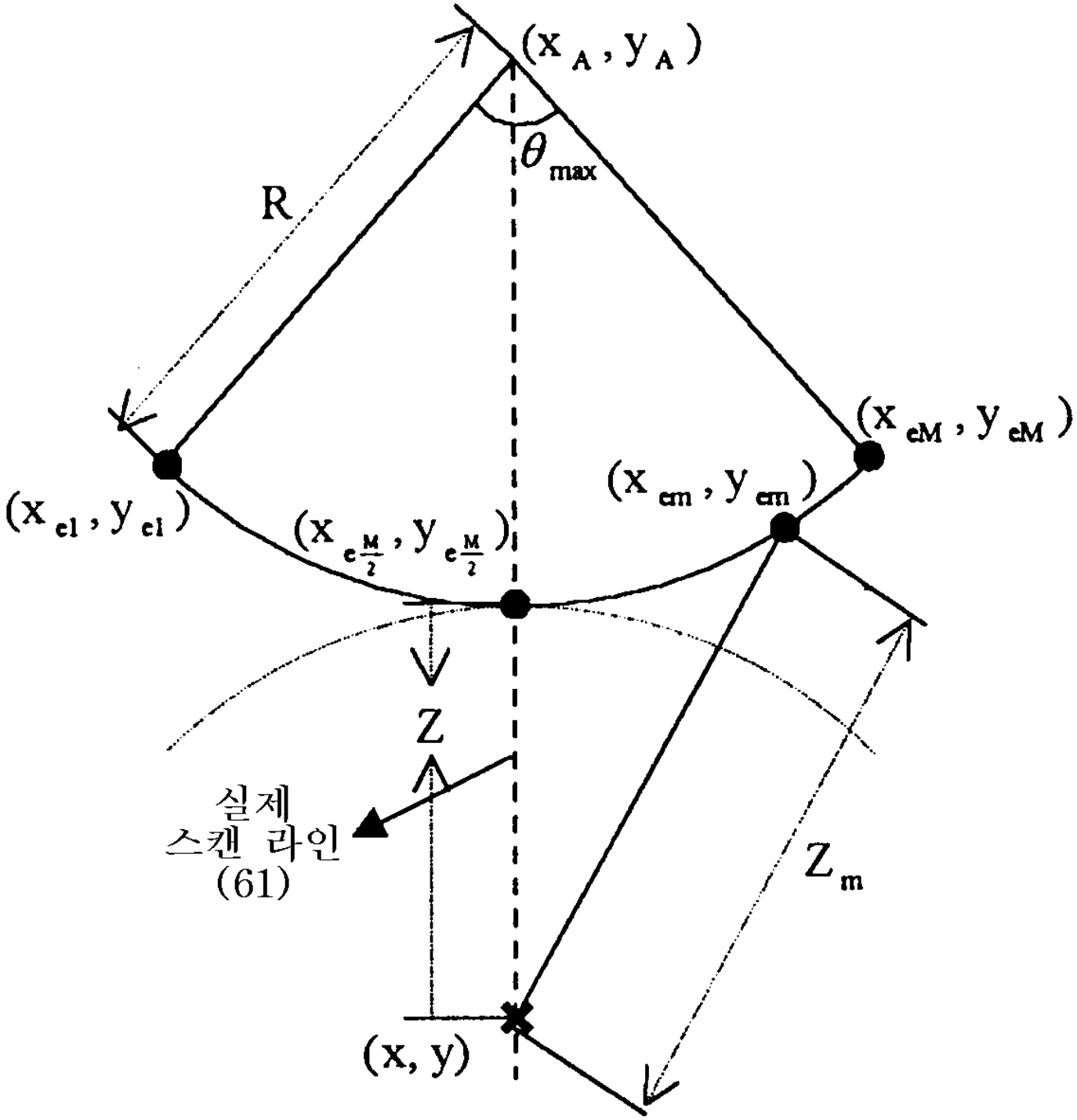
도면 4


인접한
스캔 라인
12
B
9
C
6

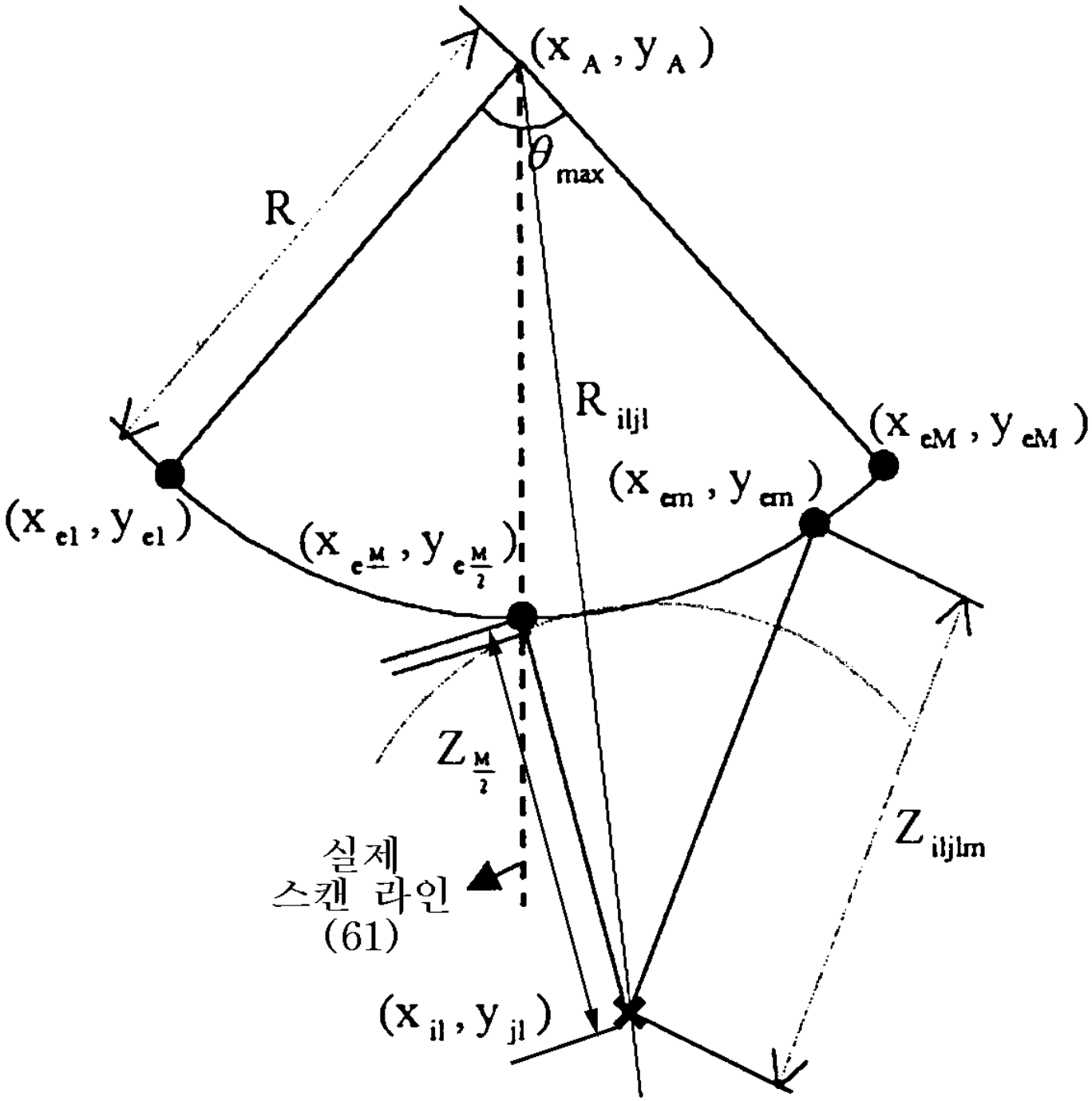
도면 5


51
목표물(56)
52
빔
영상부
스캔 라인
53
진단 깊이
신호 처리되지
않은 영상
54
신호 처리부
및 스캔 변환기
55
표시 영상

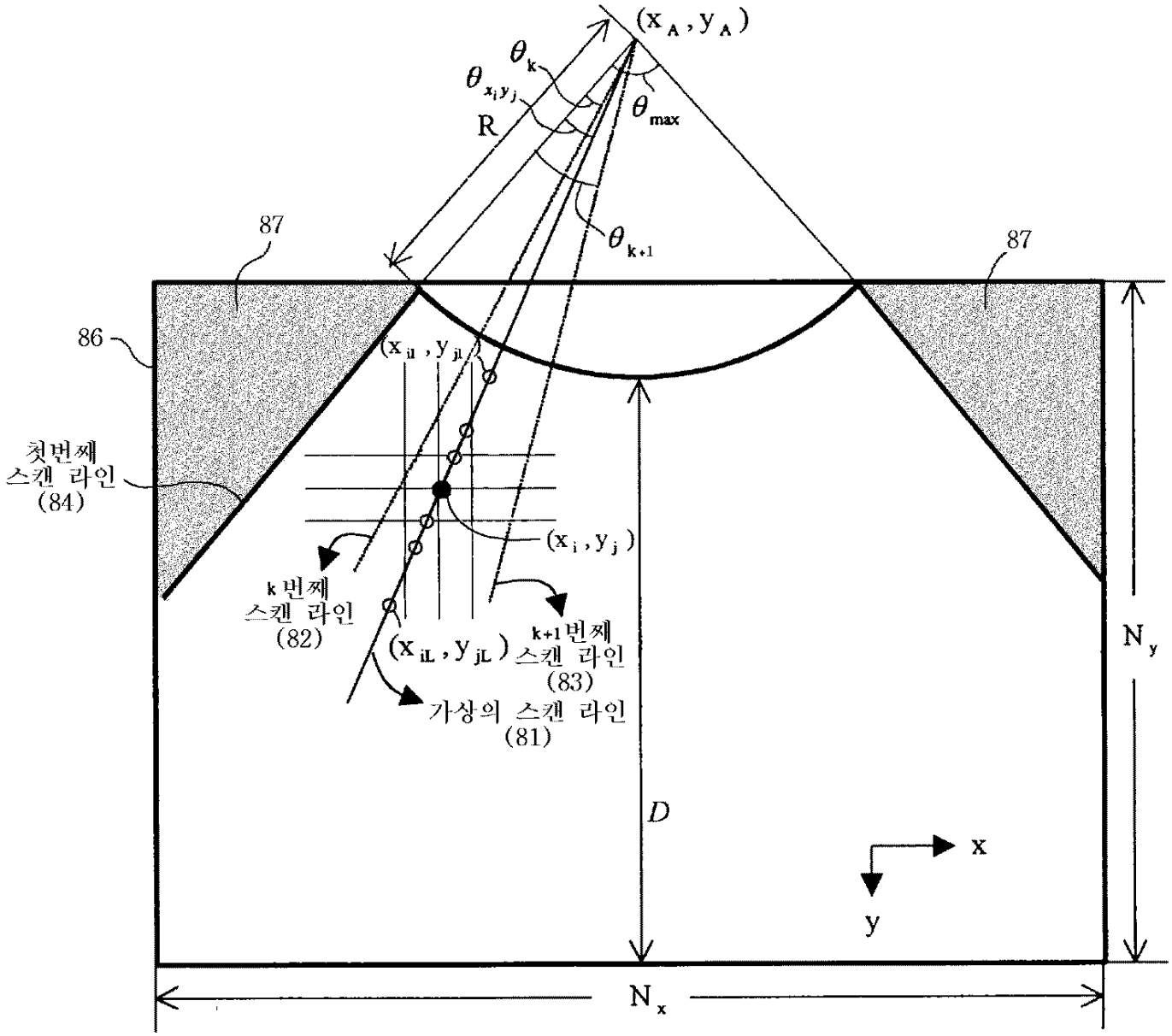
도면 6


(x_A, y_A)
θ_{max}
R
(x_{eM}, y_{eM})
(x_{em}, y_{em})
(x_{el}, y_{el})
$(x_{e\frac{M}{2}}, y_{e\frac{M}{2}})$
Z
실제
스캔 라인
(61)
Z_m
(x, y)

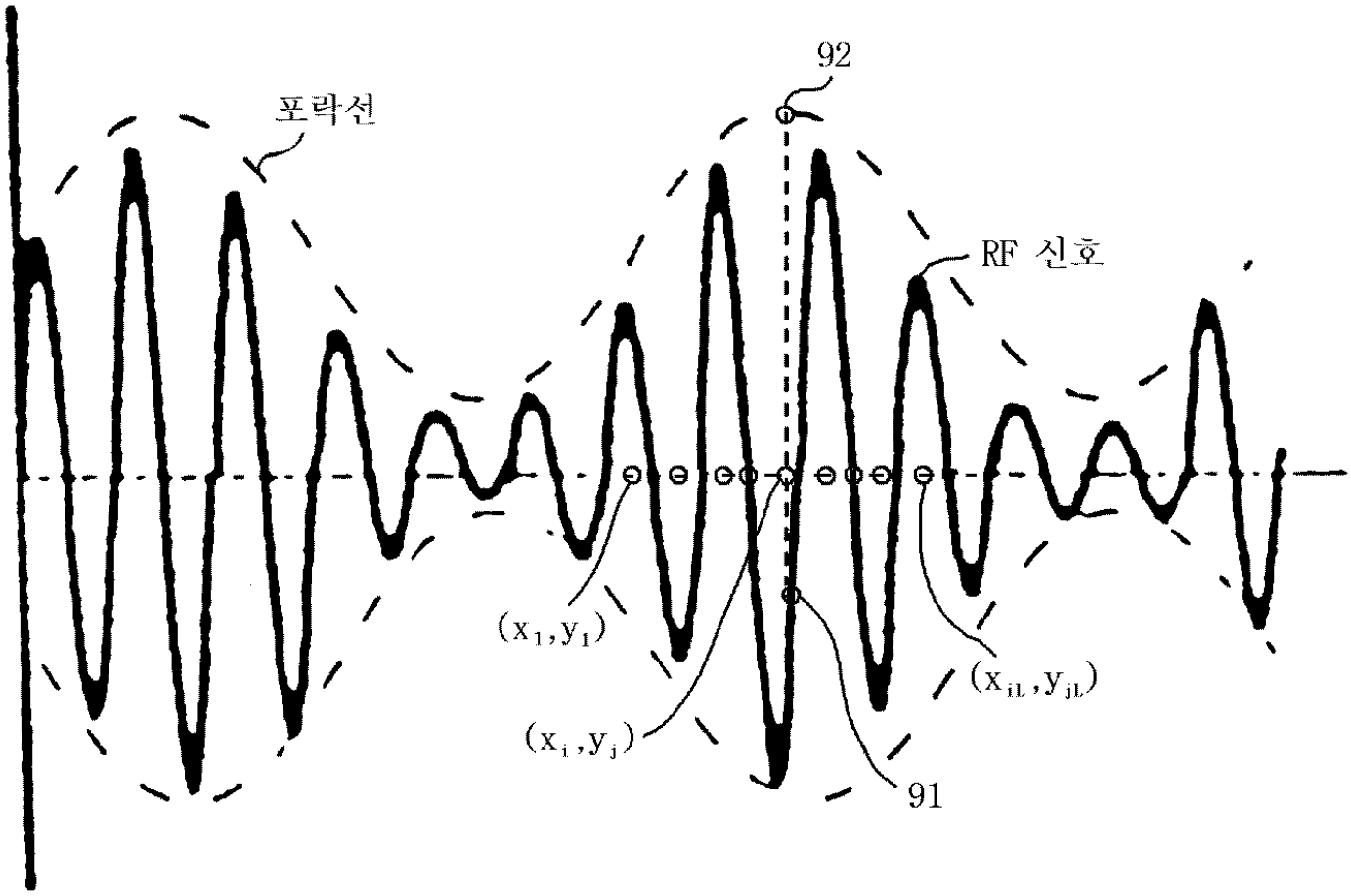
도면 7


(x_A, y_A)
θ_{max}
R
R_{iljl}
(x_{eM}, y_{eM})
(x_{em}, y_{em})
(x_{e1}, y_{e1})
$(x_{e\frac{M}{2}}, y_{e\frac{M}{2}})$
$Z_{\frac{M}{2}}$
Z_{iljlm}
실제
스캔 라인
(61)
(x_{il}, y_{jl})

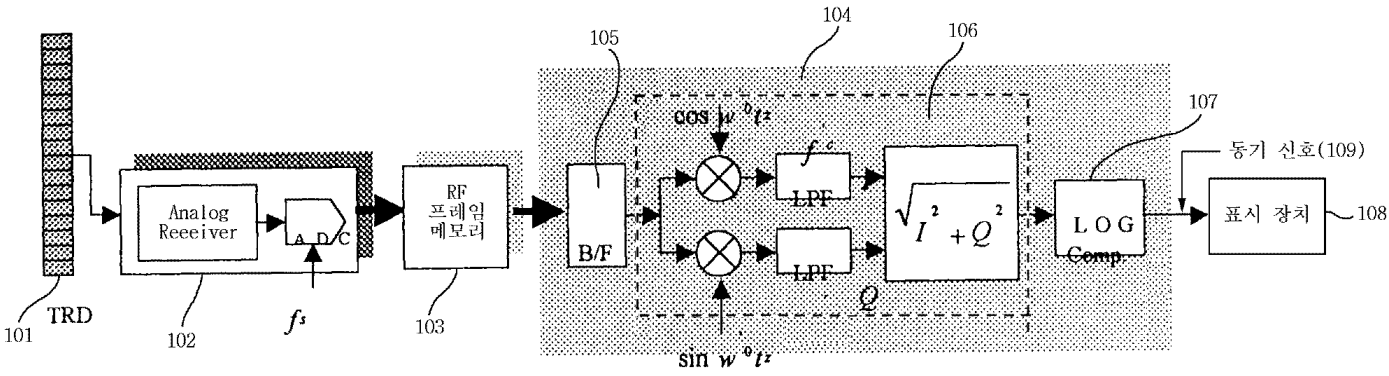
도면 8


(x_A, y_A)
θ_k
$\theta_{x_i y_j}$
R
θ_{max}
θ_{k+1}
87
87
86
(x_{iL}, y_{jL})
첫번째
스캔 라인
(84)
(x_i, y_j)
k 번째
스캔 라인
(82)
(x_{iL}, y_{jL})
k+1번째
스캔 라인
(83)
가상의 스캔 라인
(81)
N_y
D
x
y
N_x

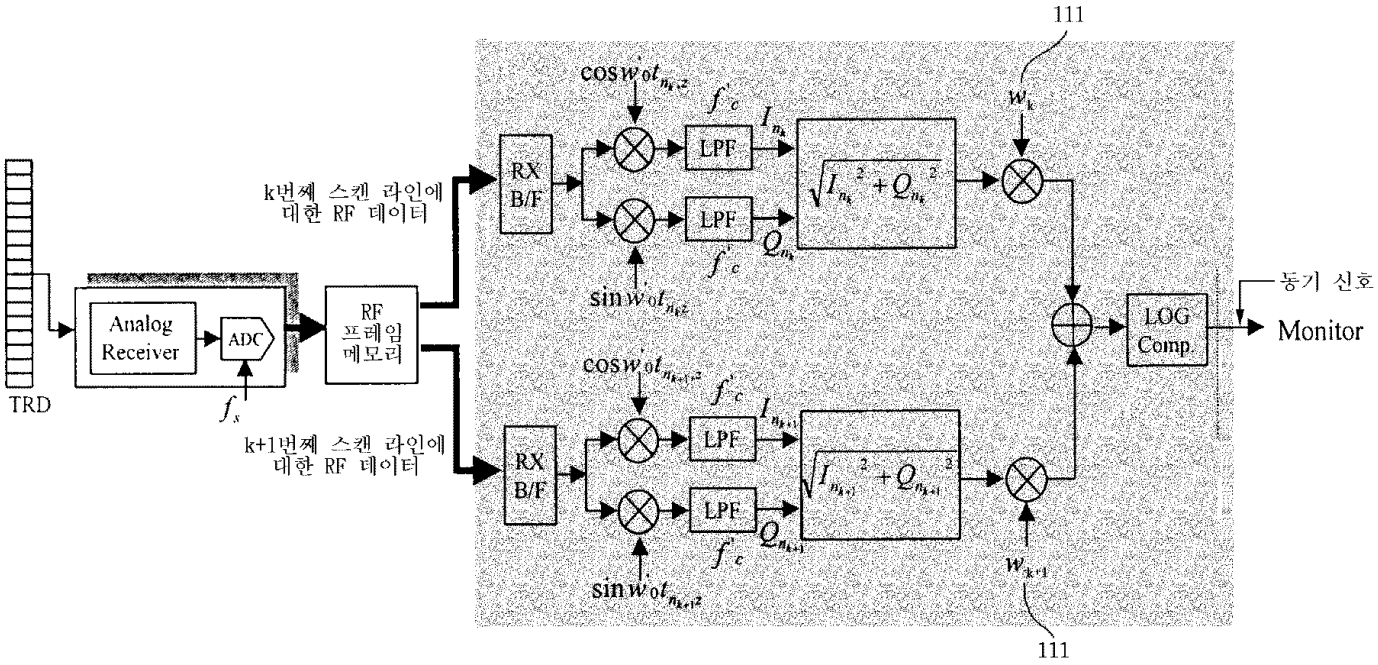
도면 9


92
포락선
RF 신호
(x_1, y_1)
(x_i, y_j)
(x_{iL}, y_{jL})
91

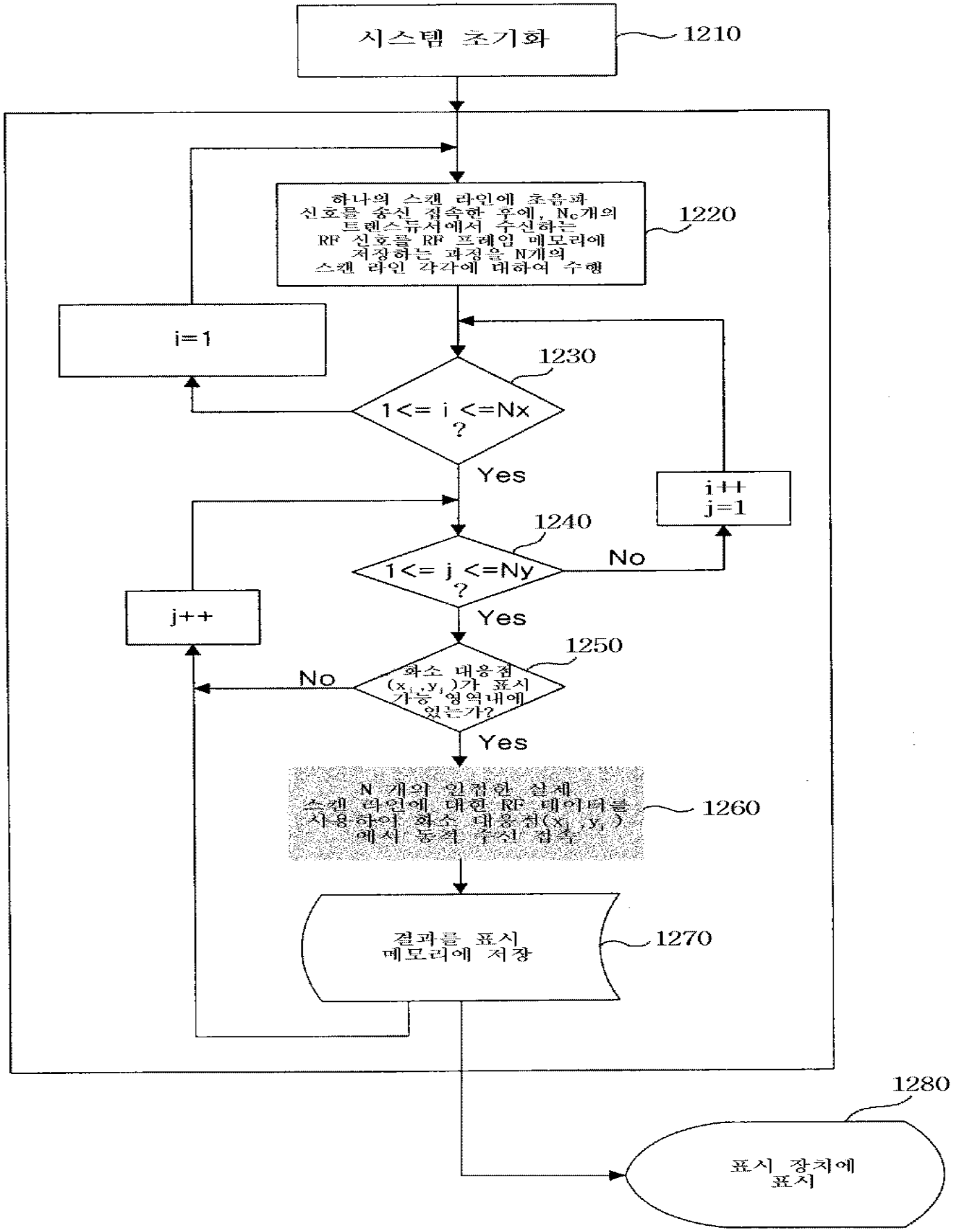
도면 10


104
105
106
107
TRD
101
Analog Reeeiver
A/D C
102
f_s
RF 프레임 메모리
103
B/F
$\cos \omega_0 t$
LPF
LPF
$\sqrt{I^2 + Q^2}$
Q
$\sin \omega_0 t$
LOG Comp
동기 신호(109)
표시 장치
108

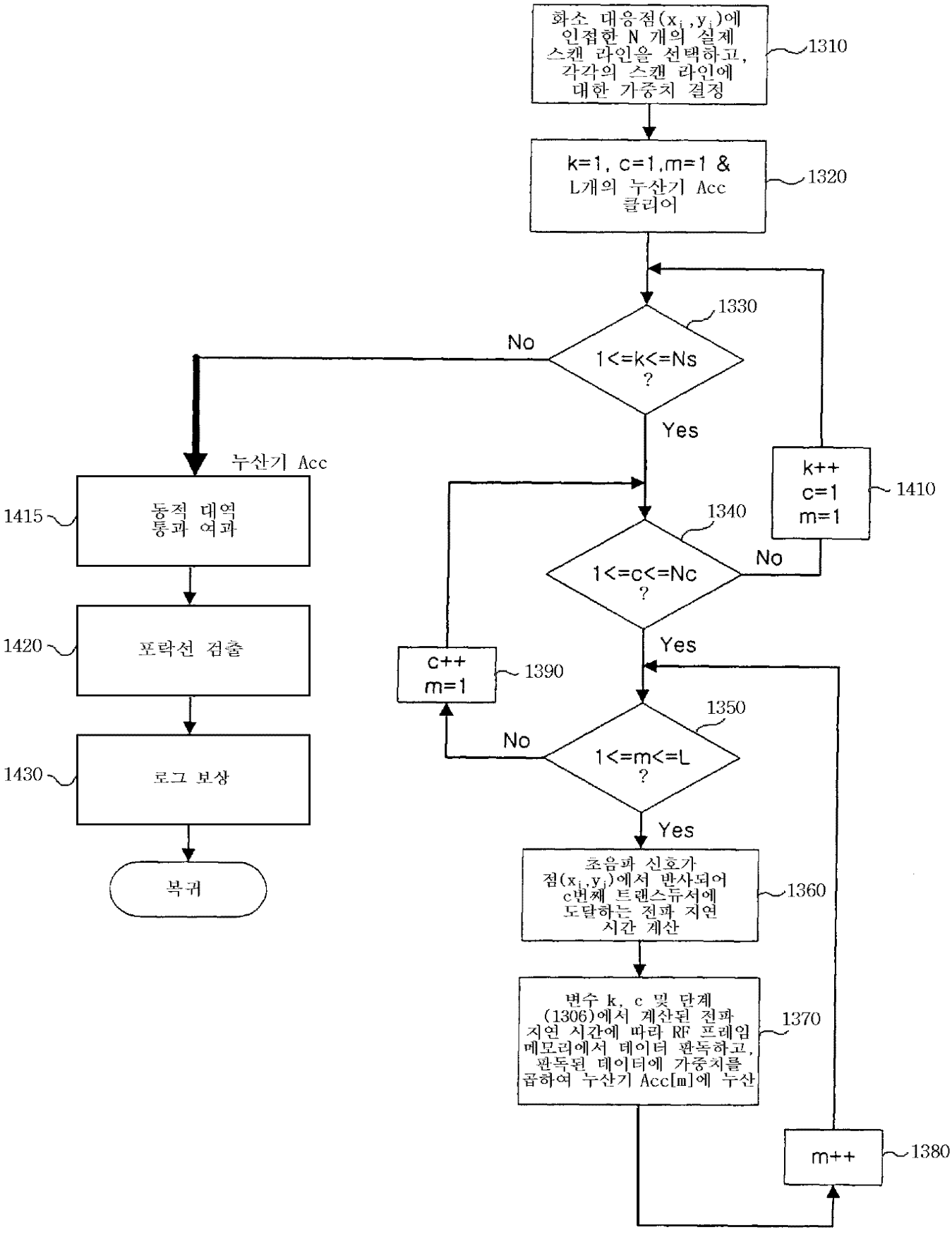
도면 11


111
TRD
Analog Receiver
ADC
f_s
RF 프레임 메모리
k번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터
k+1번째 스캔 라인에 대한 RF 데이터
RX B/F
RX B/F
$\cos w_0 t$
$\sin w_0 t$
f_c
LPF
I_{n_k}
Q_{n_k}
$\sqrt{I_{n_k}^2 + Q_{n_k}^2}$
w_k
w_{k+1}
LOG Comp
동기 신호
Monitor

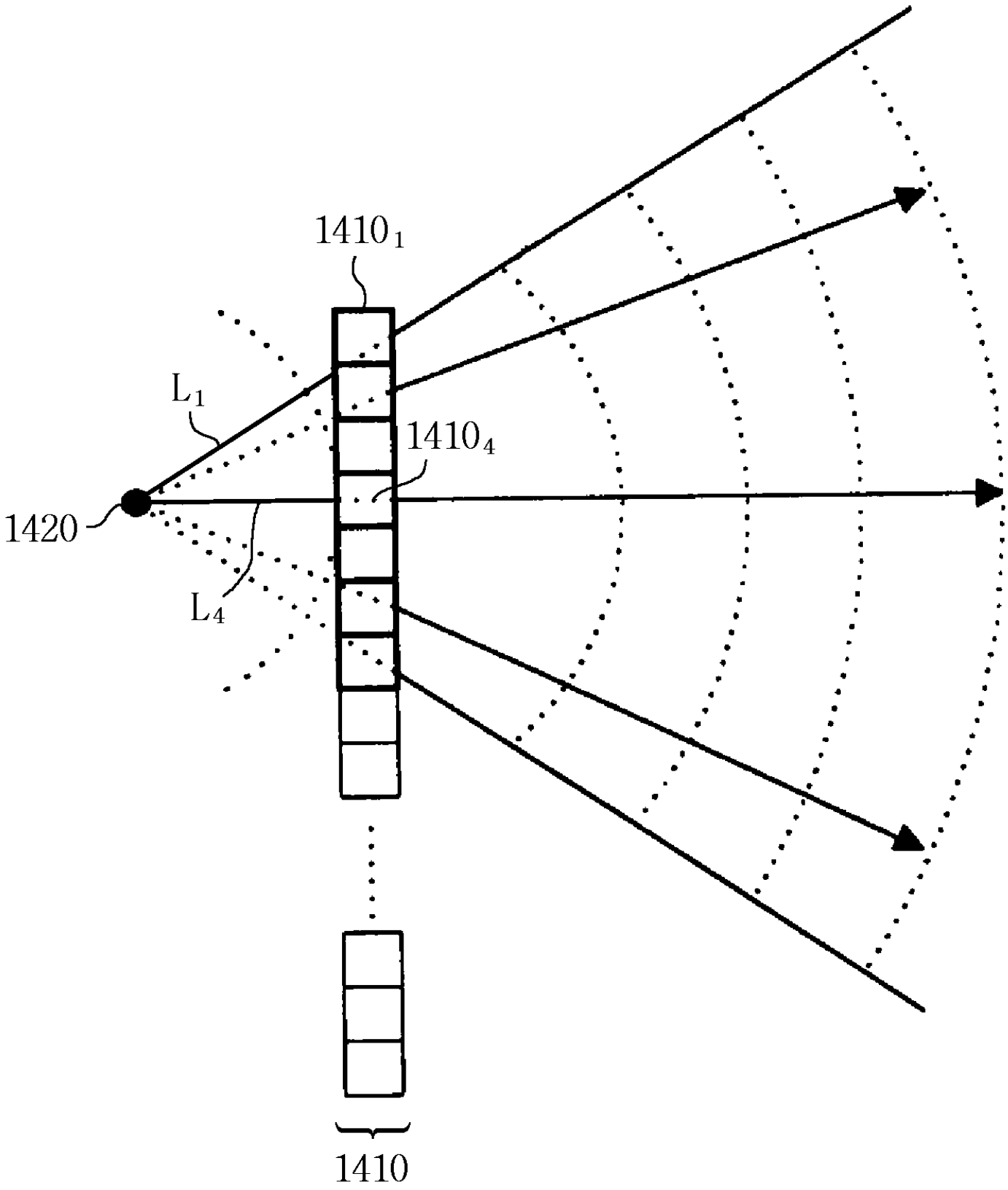
도면 12


시스템 초기화
1210
하나의 스캔 라인에 초음파 신호를 송신 접속한 후에, N_c개의 트랜스듀서에서 수신하는 RF 신호를 RF 프레임 메모리에 저장하는 과정을 N개의 스캔 라인 각각에 대하여 수행
1220
i=1
1230
1<= i <=Nx ?
Yes
i++
j=1
1240
1<= j <=Ny ?
No
j++
Yes
1250
화소 대응점 (x_i, y_j)가 표시 가능 영역내에 있는가?
No
Yes
N 개의 인접한 실제 스캔 라인에 대한 RF 데이터를 사용하여 화소 대응점(x_i, y_j)에서 동적 수신 집속
1260
결과를 표시 메모리에 저장
1270
1280
표시 장치에 표시

도면 13


화소 대응점(x_i,y_j)에 인접한 N 개의 실제 스캔 라인을 선택하고, 각각의 스캔 라인에 대한 가중치 결정
1310
k=1, c=1,m=1 & L개의 누산기 Acc 클리어
1320
1330
1<=k<=Ns ?
No
Yes
누산기 Acc
1415
동적 대역 통과 여과
1420
포락선 검출
1430
로그 보상
복귀
k++ c=1 m=1
1410
1340
1<=c<=Nc ?
No
Yes
c++ m=1
1390
1350
1<=m<=L ?
No
Yes
초음파 신호가 점(x_i,y_j)에서 반사되어 c번째 트랜스듀서에 도달하는 전파 지연 시간 계산
1360
변수 k, c 및 단계 (1306)에서 계산된 전파 지연 시간에 따라 RF 프레임 메모리에서 데이터 판독하고, 판독된 데이터에 가중치를 곱하여 누산기 Acc[m]에 누산
1370
m++
1380

도면 14



专利名称(译)	一种超声成像系统和方法，用于在对应于显示设备的像素的点处接收和聚焦		
公开(公告)号	KR1020010083532A	公开(公告)日	2001-09-01
申请号	KR1020000007236	申请日	2000-02-16
[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 황재섭 SONG TAIKYONG 송태경		
发明人	황재섭 송태경		
IPC分类号	G01S7/52 A61B G01S15/89 A61B8/00 G01S15/00		
CPC分类号	G01S7/52046 G01S7/52044 G01S15/8906 G01S7/52053		
代理人(译)	CHU，晟敏 CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR100369955B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声成像系统，用于将超声信号发送到目标的诊断区域，并接收从目标反射的超声信号，以在显示装置上显示目标的图像。根据本发明的图像系统包括用于发送超声波信号和接收反射的超声波信号的换能器，用于存储在换能器处接收的信号的存储装置，并且信号处理装置用于计算在对应于显示装置的每个像素的诊断区域内的点处接收和聚焦的超声信号的值，并将其显示在显示装置上。 13 指数方面 超声成像系统，超声换能器，动态接收聚焦，扫描转换器，RF帧存储器