



(19) 대한민국특허청(KR)  
 (12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2010년06월09일  
 (11) 등록번호 10-0961856  
 (24) 등록일자 2010년05월31일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0022982  
 (22) 출원일자 2007년03월08일  
 심사청구일자 2008년05월30일  
 (65) 공개번호 10-2008-0082302  
 (43) 공개일자 2008년09월11일

(56) 선행기술조사문현

KR1020080001059 A

KR1020080029189 A

JP2001046372 A

US20020045826 A\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

김성윤

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌  
딩

김종식

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌  
딩

(74) 대리인

백만기, 장수길, 주성민

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 박성호

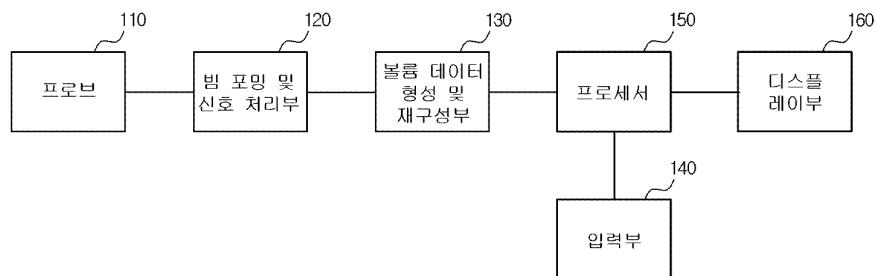
## (54) 초음파 영상을 형성하는 초음파 시스템 및 방법

## (57) 요약

주기적으로 움직이는 대상체의 M-모드 영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따라, 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하고, 형성된 수신신호에 기초하여 대상체의 볼륨 데이터를 형성하고, 볼륨 데이터에 기초하여 대상체의 움직임 주기를 설정하여 볼륨 데이터를 재구성하고, 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하며, 기준 단면 영상신호 및 M-모드 영상신호에 기초하여 기준 단면 영상 및 M-모드 영상을 디스플레이하는 초음파 시스템 및 방법이 제공된다.

## 대 표 도

100



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 프로브;

상기 수신신호를 이용하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하고, 상기 볼륨 데이터를 이용하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하며, 상기 움직임 주기를 이용하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부;

상기 재구성된 볼륨 데이터를 이용하여, 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호 및 상기 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 프로세서; 및

상기 기준 단면 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호를 이용하여 상기 기준 단면 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 디스플레이부

를 포함하는 초음파 시스템.

### 청구항 2

제1항에 있어서, 사용자로부터 상기 기준 단면 영상을 위한 적어도 하나의 기준 단면을 설정하는 기준 단면 설정정보와 상기 기준 단면 영상에 상기 적어도 하나의 M-라인을 설정하는 M-라인 설정정보를 입력받는 입력부를 더 포함하는 초음파 시스템.

### 청구항 3

제2항에 있어서, 상기 프로세서는 기준 단면 영상신호를 상기 재구성된 볼륨 데이터를 이용하여 형성하는 초음파 시스템.

### 청구항 4

제3항에 있어서, 상기 기준 단면 영상은 프레임 영상 또는 3차원 초음파 영상인 초음파 시스템.

### 청구항 5

제4항에 있어서, 상기 입력부는 사용자로부터 상기 3차원 초음파 영상을 회전시키는 회전 정보를 더 입력받는 초음파 시스템.

### 청구항 6

a) 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계;

b) 상기 수신신호를 이용하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하는 단계;

c) 상기 볼륨 데이터를 이용하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하고, 상기 움직임 주기를 이용하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 단계;

d) 상기 재구성된 볼륨 데이터를 이용하여 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 단계; 및

e) 상기 기준 단면 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호를 이용하여 상기 기준 단면 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 단계

를 포함하는 초음파 영상 형성방법.

### 청구항 7

제6항에 있어서, 상기 단계 d) 전에

사용자로부터 상기 기준 단면 영상을 위한 적어도 하나의 기준 단면을 설정하는 기준 단면 설정정보와 상기 기준 단면 영상에 상기 적어도 하나의 M-라인을 설정하는 M-라인 설정정보를 입력받는 단계  
를 포함하는 초음파 영상 형성방법.

### 청구항 8

제7항에 있어서, 상기 단계 d)는

상기 기준 단면 영상신호는 상기 재구성된 볼륨 데이터를 이용하여 형성하는 단계  
를 포함하는 초음파 영상 형성방법.

### 청구항 9

제8항에 있어서, 상기 기준 단면 영상은 프레임 영상 또는 3차원 초음파 영상인 초음파 영상 형성방법.

### 청구항 10

제9항에 있어서, 상기 단계 d) 전에

사용자로부터 상기 3차원 초음파 영상을 회전시키는 회전 정보를 입력받는 단계  
를 포함하는 초음파 영상 형성방법.

### 청구항 11

삭제

### 청구항 12

삭제

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

[0021]

본 발명은 초음파 분야에 관한 것으로, 특히 초음파 영상을 형성하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0022]

초음파 시스템은 다양하게 응용되고 있는 중요한 진단 시스템 중의 하나이다. 특히, 초음파 시스템은 대상체에 대해 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있기 때문에, 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 근래의 고성능 초음파 시스템은 대상체의 내부 형상(예를 들어, 환자의 내장 기관들)의 2차원 또는 3차원 영상을 형성하는데 이용되고 있다.

[0023]

일반적으로, 초음파 시스템은 초음파 신호를 송신 및 수신하기 위해 광대역의 변환소자(Transducer)를 포함하는 프로브를 구비한다. 변환소자가 전기적으로 자극되면 초음파 신호가 생성되어 인체로 전달된다. 인체에 전달된 초음파 신호를 인체 내부 조직의 경계에서 반사되고, 인체 조직의 경계로부터 변환소자에 전달되는 초음파 에코 신호는 전기적 데이터로 변환된다. 변환된 전기적 신호는 A/D 변환기를 통한 디지털 데이터 변환, 증폭 및 신호 처리하여 조직의 영상을 위한 초음파 영상 데이터가 생성된다.

[0024]

한편, 초음파 시스템은 대상체의 움직임을 주기적으로 나타내는 M-모드(Motion mode) 영상을 제공하고 있다. 보다 상세하게, 초음파 시스템은 대상체의 B-모드 영상을 형성하여 디스플레이하고, 사용자에 의해 B-모드 영상에 설정된 M-라인에 대응하는 대상체의 생체 정보를 시간 경과에 따라 나타낸다.

[0025]

그러나, 종래의 초음파 시스템은 현재 디스플레이하고 있는 B-모드 영상의 대상체 부위와 상이한 부위의 B-모드 영상과 M-모드 영상을 형성하기 위해 프로브를 이동시켜야 하기 때문에, 동시에 대상체의 다수 부위의 B-모드

영상과 M-모드 영상을 제공할 수 없을 뿐만 아니라 대상체의 상이한 부위의 B-모드 영상과 M-모드 영상을 형성하는데 많은 시간이 소요되는 문제점이 있다.

### 발명이 이루고자 하는 기술적 과제

[0026]

본 발명은 전술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 주기적으로 움직이는 대상체의 볼륨 데이터에 기초하여 적어도 하나의 기준 단면 영상 또는 3차원 초음파 영상을 제공하여 프로브를 움직이지 않고서도 적어도 하나의 기준 단면 영상 또는 3차원 초음파 영상의 상이한 부위에 설정되는 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 제공하는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

[0027]

본 발명에 따른 초음파 시스템은 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 프로브; 상기 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하고, 상기 볼륨 데이터에 기초하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부; 상기 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 프로세서; 및 상기 기준 단면 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호에 기초하여 상기 기준 단면 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

[0028]

또한, 본 발명에 따른 초음파 시스템은 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 프로브; 상기 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하고, 상기 볼륨 데이터에 기초하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부; 상기 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 3차원 초음파 영상을 위한 3차원 초음파 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 3차원 초음파 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 프로세서; 및 상기 3차원 초음파 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

[0029]

또한, 본 발명에 따른 초음파 영상 형성방법은 a) 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계; b) 상기 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하는 단계; c) 상기 볼륨 데이터에 기초하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 단계; d) 상기 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 단계; 및 e) 상기 기준 단면 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호에 기초하여 상기 기준 단면 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0030]

또한, 본 발명에 따른 초음파 영상 형성방법은 a) 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성하는 단계; b) 상기 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하는 단계; c) 상기 볼륨 데이터에 기초하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하여 상기 볼륨 데이터를 재구성하는 단계; d) 상기 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 3차원 초음파 영상을 위한 3차원 초음파 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 3차원 초음파 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성하는 단계; 및 f) 상기 3차원 초음파 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호에 기초하여 상기 3차원 초음파 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이하는 단계를 포함한다.

### 발명의 구성 및 작용

[0031]

본 발명의 바람직한 실시예에 따른 초음파 시스템은 프로브, 볼륨 데이터 형성 및 재구성부, 프로세서 및 디스플레이부를 포함한다. 상기 프로브는 주기적으로 움직이는 대상체에 초음파 신호를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 수신신호를 형성한다. 상기 볼륨 데이터 형성 및 재구성부는 상기 수신신호에 기초하여 상기 대상체의 볼륨 데이터를 형성하고, 상기 볼륨 데이터에 기초하여 상기 대상체의 움직임 주기를 설정하여 상기 볼륨 데이터를 재구성한다. 상기 프로세서는 상기 재구성된 볼륨 데이터에 기초하여 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성하고, 사용자에 의해 상기 기준 단면 영상에 설정되는 적어도 하나의 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다. 상기 디스플레이부는 상기 기준 단면 영상신호 및 상기 M-모드 영상신호에 기초하여 상기 기준 단면 영상 및 상기 M-모드 영상을 디스플레이한다.

[0032]

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.

- [0033] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 초음파 시스템(100)은 프로브(110), 빔 포밍 및 신호 처리부(120), 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130), 입력부(140), 프로세서(150) 및 디스플레이부(160)를 포함한다. 그리고, 초음파 시스템(100)은 도시하지 않았지만, 다양한 정보를 저장하기 위한 저장부를 더 포함한다.
- [0034] 프로브(110)는 초음파 신호를 대상체에 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하여 대상체의 3차원 초음파 영상을 형성하기 위한 수신신호를 형성하는 다수의 변환소자로 이루어진 배열형 트랜스듀서를 포함한다.
- [0035] 빔 포밍 및 신호 처리부(120)는 초음파 신호를 대상체에 송신 접속시키고, 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신 접속시키며, 수신신호를 증폭 및 신호처리한다.
- [0036] 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)는 빔 포밍 및 신호 처리부(120)로부터 수신신호를 입력받아 대상체의 3차원 초음파 영상을 위한 볼륨 데이터를 형성하고, 대상체의 주기를 계산하여 형성된 볼륨 데이터를 재구성한다.
- [0037] 본 발명의 일실시예에 따라, 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)는 도 2에 도시된 바와 같이 볼륨 데이터 형성부(131), 전처리부(132), ROI(region of interest) 설정부(133), VOI(volume of interest) 설정부(134), 상관계수 곡선 계산부(135), 주기 설정부(136) 및 볼륨 데이터 재구성부(137)를 포함한다.
- [0038] 볼륨 데이터 형성부(131)는 빔 포밍 및 신호 처리부(120)로부터 연속적으로 수신신호를 입력받아 대상체의 3차원 초음파 영상을 위한 볼륨 데이터를 형성한다.
- [0039] 전처리부(132)는 볼륨 데이터 형성부(131)에 의해 형성된 볼륨 데이터에서 잡음을 줄이거나 제거한다. 우선, 전처리부(132)는 도 3에서 보이는 바와 같이 형성된 볼륨 데이터의 중심을 기준으로 수평으로 절단한 수평 절단면(horizontal cutting plane)(210) 영상 또는 수직으로 절단한 수직 절단면(vertical cutting plane)(220) 영상을 얻는다. 이하, 설명의 편의상 수평 절단면 영상을 예로 설명한다. 전처리부(132)는 볼륨 데이터로부터 얻은 수평 절단면 영상을 웨이블릿 영역(wavelet domain)에서 분해하여 웨이블릿 계수를 계산한다. 전처리부(132)는 계산된 웨이블릿 계수가 임계값(threshold) 보다 작으면, 웨이블릿 계수를 0으로 하고, 웨이블릿 계수가 임계값 보다 크면, 임계값만큼을 웨이블릿 계수에서 빼거나 다시 웨이블릿 계수를 계산하기 위해서 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시한다. 웨이블릿 변환(wavelet transform)을 통하여 분해된 영역들(HH, HL, LH 및 LL) 중에서 가장 작은 스케일의 LL영역에 대해서는 소프트-스레스홀딩을 실시하지 않는다. 본 발명에 따른 소프트-스레스홀딩은 다음 수학식1에 의해서 실시될 수 있다.

## 수학식 1

$$W_j f(t) = \text{sign}(W_j f(t)) [ |W_j f(t)| - Th ]_+, \quad [x]_+ = \begin{cases} x, & x > 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0040]

- [0041] 여기서,  $W_j f(t)$ 는 Wavelet 영역에서 분해한 j번째 레벨에서의 고주파수 신호의 계수를 나타내고;  $\text{sign}$ 은 계수들의 부호를 나타내며;  $Th$ 는 일정한 양의 값을 갖는 임계값을 나타내고;  $\hat{W_j f(t)}$ 는 소프트-스레스홀딩을 수행한 결과 계수를 나타낸다.

[0042]

- 전처리부(132)는 수학식1을 이용하여 웨이블릿 계수에 대해서 소프트-스레스홀딩을 실시한 후 역 웨이블릿 변환(inverse wavelet transform)을 통하여 초음파 볼륨 데이터를 재구성한다. 도 4는 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 얻은 수평 절단면 영상을 보여주는 도면이고, 도 5는 수평 절단면 영상을 전처리부(132)에서 소프트-스레스홀딩을 실시한 결과 영상을 보여주는 도면이다.

[0043]

- ROI 설정부(133)는 전처리부(132)에서 전처리된 수평 절단면 영상에 대해서 수평방향의 픽셀 라인(pixel line) 단위로 모든 픽셀을 밝기 값을 합산하여 투영 신호값을 얻는 수평 투영을 한다. 도 6은 수평 절단면 영상에 대해서 수평 투영하여 얻은 투영 신호 값을 보여주는 도면이다. 수평 투영을 통하여 얻어진 투영 신호 값의 평균값을 이용하여 ROI 경계들(boundaries;  $n_T, n_B$ )을 다음 수학식2를 이용하여 계산한다.

## 수학식 2

$$n_T = \min_n \{n \mid f_n < \text{Mean}\}, \quad 0 \leq n < \frac{N}{2}$$

$$[0044] \quad n_B = \max_n \{n \mid f_n < \text{Mean}\}, \quad \frac{N}{2} \leq n < N$$

[0045] 여기서,  $f_n$ 은 수평 투영된 신호를 나타내고; *Mean*은 투영된 신호들의 평균값을 나타내며;  $n_T$ 는 각 투영된 신호가 신호들의 평균값보다 작은 신호들 중에서 가장 왼쪽에 위치하는 것이고;  $n_B$ 는 각 투영된 신호가 신호들의 평균값보다 작은 신호들 중에서 가장 오른쪽에 위치하는 것이다. ROI 설정부(133)는 수학식2를 통하여 얻어진 ROI 경계들( $n_T, n_B$ )을 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한다. 즉, ROI 경계들( $n_T, n_B$ ) 외곽에 존재하는 영상은 마스크하여 제거한다. 도 7은 수학식2를 통하여 얻어진 ROI 경계들( $n_T, n_B$ )을 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한 결과를 보여주며, 도 8은 초음파 볼륨 데이터의 프레임에서 ROI를 보여주는 도면이다.

[0046] VOI 설정부(134)는 ROI 설정부(133)에서 ROI 경계로 마스크된 수평 절단면 영상에서 수직 라인들의 밝기 값의 표준 편차를 이용하여 대상체 내에 움직이는 물체가 존재하는 프레임을 선택한다. 예를 들어, 움직이는 물체가 태아의 심장일 경우, 일반적으로 심장은 밝기 값이 부분인 판막들과 어두운 부분인 심방과 심실로 구성되어 있기 때문에 콘트라스트(contrast)가 크다. 따라서, 수직 라인에 대한 밝기 값의 표준편차를 이용하여 심장 영역이 포함되는 수직 라인을 찾을 수 있다. 또한, 심장 영역에 포함되는 수직 라인과 이웃하는 수직 라인들의 콘트라스트가 급격하게 변하기 때문에 이웃하는 수직 라인과의 표준 편차 차이가 큰 것을 찾아 좀 더 정밀하게 심장 영역에 포함되는 수직 라인을 구함으로써 심장 영역에 포함되지 않는 수직 라인이 큰 콘트라스트를 가지더라도 이를 심장 영역에 포함된 수직 라인들로부터 배제할 수 있다. 우선, VOI 설정부(134)는 VOI를 설정을 위한 기준 프레임들을 검출하기 위해서 이웃하는 수직 라인들의 표준 편차 차이 중에서 가장 큰 차이를 갖는 세 개의 수직라인을 찾는다. 수직 라인을 찾는 알고리즘의 의사 코드(pseudo code)는 다음과 같다.

DO       $i = 0, 1, 2$

Step 1.     $\hat{k}_i = \arg \max_k (\|\sigma_k - \sigma_{k-1}\|), \quad (0 \leq k_i \leq K)$

Step 2.    reject the range of  $[\hat{k}_i - C, \hat{k}_i + C]$  in the search range

END DO

[0047] 여기서,  $\sigma_{\hat{k}_i}$ 는 수평 단면 영상에 존재하는 수직 라인의 표준편차를 나타내고;  $\hat{k}_i$ 는 수직 라인의 순서를 나타내며 볼륨에서 프레임의 순서와 동일하고;  $K$ 는 전체 프레임의 수이며 전체 수직 라인의 수와 동일하고;  $C$ 는 상수이다. 이렇게 구한 세 개의 수직 라인을 포함하는 세 개의 프레임은 세 개의 VOI를 설정하기 위한 기준 프레임으로 각각 사용된다.

[0048] VOI 설정부(134)는 세 개의 기준 프레임을 각각 기준으로 하여 이웃하는 프레임을 수집한다. 이렇게 수집된 프레임에 존재하는 ROI들을 이용하여 VOI들을 설정한다. 도 9에서 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터 내에 VOI의 설정예를 보여주며, 여기서 VOI의 시간축 방향으로의 폭은 기준 프레임과 좌우에 존재하는 프레임에 의해서 결정되며, VOI의 넓이는 ROI 설정부(134)에서 설정된 ROI의 폭에 의해서 정의된다. VOI 설정부(134)에서 설정된 VOI는 수학식3으로 표현될 수 있다.

## 수학식 3

$$[0050] \quad V_{\hat{k}_i} = \{f_{ROI}(\hat{k}_i), \hat{k}_i - 1 \leq k \leq \hat{k}_i + 1\} \quad \text{for each } \hat{k}_i$$

[0051] 여기서,  $\hat{k}_i$ 는 수평 절단면 영상에서 표준 편차가 가장 큰 3개의 라인들의 위치 즉, 프레임 위치를 나타내고;

$f_{ROI}(k)$  는 k번째 프레임에서의 ROI영역을 나타내며;  $V_{\hat{k}_i}$ 는 기준 프레임에서의 좌우 2개의 프레임 내 ROI 영역들을 조합해서 만들어진 VOI 볼륨을 나타낸다.

[0052] VOI 설정부(134)는 세 개의 기준 프레임에 대한 세 개의 VOI를 설정한다.

[0053] 상관계수 곡선 계산부(135)는 VOI 설정부(134)에서 설정된 세 개의 VOI들을 이용하여 시간축 상으로 일정구간 동안 상관계수 곡선(correlation coefficient curve)들을 구한다. 상관 계수는 수학식4를 통하여 계산된다.

#### 수학식 4

$$\rho_i(V_k, V_{\hat{k}_i}) = \frac{E[V_k V_{\hat{k}_i}] - E[V_k]E[V_{\hat{k}_i}]}{\sigma_V \sigma_{V_{\hat{k}_i}}}, \quad (\hat{k}_i - 200 \leq k \leq \hat{k}_i + 200) \text{ for each } \hat{k}_i$$

[0054]

[0055] 여기서,  $E[V_k]$  및  $E[V_{\hat{k}_i}]$ 는 각각  $k$  및  $\hat{k}_i$  위치에서 VOI내의 평균을 나타내며;  $\sigma_{V_k}$  및  $\sigma_{V_{\hat{k}_i}}$ 는  $k$  및  $\hat{k}_i$  위치에서 VOI내의 평균 표준편차를 나타내고;  $\rho_i(V_k, V_{\hat{k}_i})$ 는 상관계수  $k$  위치에서 VOI와  $\hat{k}_i$  위치에서 VOI와의 상관계수를 나타낸다. 상관 계수 곡선 계산부(135)는 VOI 설정부(134)에서 설정된 세 개의 VOI에 대해서 세 개의 상관 계수 곡선을 구한다.

[0056]

도 10은 상관 계수 곡선 계산부(135)에서 구해진 세 개의 상관 계수 곡선들을 보여주는 그래프이다.

[0057]

주기 설정부(136)는 상관계수 곡선 계산부(135)에서 구해진 상관계수 곡선들에 존재하는 정점들 중에서 비슷한 거리를 갖는 정점들을 이용하여 심장의 박동의 주기를 검출한다. 이때 검출된 주기를 전역 주기(Global period)라고 한다. 도 11은 주기 설정부(136)에서 전역 주기를 검출하는 과정을 보여주는 블록도이다. 주기 설정부(136)는 필터링부(310), 기울기 계산부(320) 및 부호 변환점 검출부(330)를 포함한다. 필터링부(310)는 상관계수 곡선 계산부(135)에서 구해진 상관계수 곡선에서 잡음을 줄이기 위해서 필터링(filtering)을 실시한다. 본 발명에 따른 필터링은 저역 통과 필터(low pass filter)를 이용한다. 기울기 계산부(320)는 필터링을 실시한 상관계수 곡선에 대해서 기울기 계산한다. 부호 변환점 검출부(330)는 기울기 계산부(320)에서 계산된 기울기가 양에서 음으로 변하는 부호 변환점(zero crossing point)들을 구하고, 부호 변환점을 사이에서 유사한 거리를 갖는 부호 변환점을 검출하여 부호 변환점의 주기를 심장의 박동 주기로 설정한다.

[0058]

세 개의 상관 계수 곡선에 대하여 각각의 중심을 기준으로 하여 좌우 부분에 대하여 후보 주기를 찾음으로써 총 여섯 개의 후보 심장 박동 주기(Pn)를 계산할 수 있다. 도 12는 임의의 상관 계수 곡선에 대해서 전역 주기를 검출하는 과정을 보여주고 있다. 이렇게 구한 여섯 개의 후보 심장 박동 주기들에서 가장 공통적으로 나타나는 주기를 태아 심장 박동 주기로 설정하고, 이는 다음 수학식5로 표현 될 수 있다.

#### 수학식 5

$$P_{FHE} = \text{mode}(P_n)$$

[0059]

[0060] 여기서,  $P_n$ 는 각 VOI에 대해 만들어진 총 세 개의 상관계수 곡선에서 +, -방향으로 각각 주기를 검출하여 나타난 총 6개의 후보 주기를 나타내며,  $P_{FHB}$ 는 6개의 후보 주기를 중 가장 빈도수가 높은 주기를 나타낸다. 가장 빈도수가 높은 주기를 전역 주기로 설정한다.

[0061]

이어서, 주기 설정부(136)는 전역 주기를 찾은 기준 프레임에서 전역주기만큼 떨어진 곳에 위치한 프레임을 새로운 기준 프레임으로 설정한다. 주기 설정부(136)는 새롭게 설정된 기준 프레임을 기준으로 해서 좌우로 소정의 프레임을 포함하는 탐색영역을 설정한다. 이후, 새로운 기준 프레임의 VOI와 탐색 영역내의 프레임의 VOI간의 상관계수를 계산한다. 주기 설정부(136)는 탐색영역 내의 프레임 중에서 가장 큰 상관계수를 가지며 프레임의 평균 상관계수에 소정의 가중치를 곱한 값보다 큰 프레임과 기준 프레임간의 시간 간격을 국부 주기로 설정한다. 주기 설정부(136)는 이러한 과정을 볼륨 끝까지 반복을 하여 전체의 국부 주기를 검출한다.

[0062]

볼륨 데이터 재구성부(137)는 각 국부 주기들 내의 프레임들을 주기 설정부(136)에서 설정된 전역 주기를 이용하여 선형 보간(interpolation)한다. 선형 보간은 먼저, 각 국부 주기에 대한 전역 주기의 비를 다음 수학식6을

이용하여 계산한다.

### 수학식 6

$$r = \frac{\text{국부 주기}}{\text{전역 주기}}$$

[0063] 계산한 국부 주기와 전역 주기의 비를 이용하여 다음 수학식7과 같이 보간 프레임들을 계산한다.

### 수학식 7

$$I' = \Delta_2 \times I_n + \Delta_1 \times I_{n+1}$$

[0064] 여기서,  $I_n$ 과  $I_{n+1}$ 은 찾고자 하는 보간 프레임에 인접한 프레임들이고  $\Delta_1$  과  $\Delta_2$ 는 인접한 프레임과의 거리를 나타내며 국부 주기와 전역 주기의 비에 의해서 결정된다. 모든 국부 주기에 대해 위의 보간 과정을 수행하여 볼륨 데이터의 각 국부 주기에서 동일한 개수의 프레임을 갖는 볼륨들을 가지도록 한다.

[0065] 볼륨 데이터 재구성부(137)는 프레임을 보간하여 생성된 볼륨 데이터를 재구성하여 심장이 박동하는 모습을 보여주는 3차원 초음파 영상을 제공한다. 도 13은 볼륨 데이터의 재구성의 과정을 보여준다. 하나의 볼륨에 A부터 Z까지 26개의 주기가 존재하며, 하나의 주기는 6개의 프레임으로 구성되어 있다고 할 때, 재구성된 볼륨은 6개의 부-볼륨 (Sub-volume)이 생성되고 각각의 부-볼륨은  $A_i$ 에서  $Z_i$ 까지 26개의 프레임으로 구성된다.

[0066] 한편, 대상체를 스캐닝하여 볼륨 데이터를 획득할 때, 대상체, 예를 들어 임신부 또는 태아의 움직임으로 태아의 심장 박동수를 검출하는데 어려움이 될 수 있다. 따라서, 본 발명에 따라서 태아나 임신부의 움직임을 이전 단계에서 설정한 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값에 대한 매칭을 이용하여 대상체의 움직임 보상하기 위한 움직임 보상부를 더 포함하는 초음파 영상 처리장치를 제공한다. 움직임 보상부는 태아나 임신부의 움직임을 보상하기 위하여 움직임 벡터를 이전 단계에서 설정한 VOI와 현재 설정한 VOI 간의 픽셀 밝기 값의 절대차의 합(sum of absolute differences, SAD)을 통하여 구한다. 예를 들어,  $n$ 번째 프레임에서 VOI를  $V^n(m)$ 라고 하면, 다음 프레임에서 VOI는  $V^{n+1}(m+1)$ 로 표현될 수 있다. 여기서 변수  $m$ 은  $n-1$ ,  $n$ ,  $n+1$ 의 조합을 의미한다. 움직임 보상부는  $V^n(m)$ 과  $V^{n+1}(m+1)$ 들 간 픽셀 밝기 값들의 차이에 대한 절대값을 계산한다.  $V^{n+1}(m+1)$ 을 상하 좌우( $i$ ,  $j$ )로 이동하면서 절대 값을 계산하여 가장 작은 절대 값을 나타내는 위치를 움직임 벡터로 추정한다. 절대차의 합은 다음 수식으로 계산될 수 있다.

### 수학식 8

$$SAD_n(i, j) = \sum_{m=-1}^1 \sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=n}^n |V^n(m, k, l) - V_{i,j}^n(m+1, k, l)|$$

[0067] for  $-W \leq i, j \leq W$ ,  $1 \leq n \leq K-1$

[0068] 여기서,  $W$ 는 미리 정의된 움직임 추정 범위를 나타내고;  $K$ 는 프레임의 총 개수이며;  $i, j$ 는 움직임 범위를 나타내고;  $k, l$ 는 VOI내에서의 프레임 좌우상하 화소 위치를 나타내며;  $m$ 은 프레임 번호를 나타낸다.

[0069] 입력부(140)는 사용자로부터 사용자 설정정보를 입력받는다. 여기서, 사용자 설정정보는 M-라인을 설정하기 위한 기준 단면의 설정정보, M-라인 설정정보 및 3차원 초음파 영상의 회전 설정정보를 포함한다.

[0070] 프로세서(150)는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)에 의해 재구성된 볼륨 데이터 및 입력부(140)를 통해 입력된 사용자 설정정보에 기초하여 M-모드 영상신호를 형성한다.

[0071] 본 발명의 일실시예에 따라, 프로세서(150)는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)로부터 재구성된 볼륨 데이터를 입력받고, 사전 설정된 기준 단면 설정정보 또는 입력부(140)를 통해 입력되는 기준 단면 설정정보에 기초하여 입력된 볼륨 데이터를 이용하여 도 14에 도시된 바와 같이 기준 단면에 해당하는 기준 단면 영상(410)을 위한 기준단면 영상신호를 형성한다. 프로세서(150)는 사용자로부터 입력부(140)를 통해 입력되는 적어도 하나의 M-라인 설정정보에 기초하여 각 M-라인(421, 422, 423)에 해당하는 데이터를 볼륨 데이터로부터 추출하고, 추출된 데이터에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 M-모드 영상(431, 432, 433)을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다.

본 실시예에서는 설명의 편의를 위해 기준 단면 영상에 3개의 M-라인을 설정하는 것으로 설명하였지만, 그것만으로 국한되지 않는다. 한편, 프로세서(150)는 사용자로부터 입력부(140)를 통해 또 다른 기준 단면을 설정하는 기준 단면 설정정보를 입력받고, 입력된 기준 단면 설정정보에 기초하여 또 다른 기준 단면 영상을 위한 기준단면 영상신호를 형성하고, 사용자로부터 입력부(140)를 통해 입력되는 적어도 하나의 M-라인 설정정보에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 데이터를 볼륨 데이터로부터 추출하고, 추출된 데이터에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다. 이때, 최초의 기준 단면 영상에 설정된 M-모드의 M-모드 영상(431, 432, 433)은 디스플레이부(160)에 계속 디스플레이될 수도 있다.

[0074] 본 발명의 다른 실시예에 따라, 프로세서(150)는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)로부터 재구성된 볼륨 데이터를 입력받고, 사용자로부터 입력부(140)를 통해 입력되는 다수의 기준 단면 설정정보에 기초하여 각 기준 단면 영상을 위한 기준 단면 영상신호를 형성한다. 프로세서(150)는 사용자로부터 입력부(140)를 통해 각 기준 단면 영상에 적어도 하나의 M-라인을 설정하는 M-라인 설정정보에 기초하여 각 기준 단면 영상의 각 M-라인에 해당하는 데이터를 볼륨 데이터로부터 추출하고, 추출된 데이터에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다.

[0075] 본 발명의 또 다른 실시예에 따라, 프로세서(150)는 볼륨 데이터 형성 및 재구성부(130)로부터 재구성된 볼륨 데이터를 입력받아 도 15에 도시된 바와 같이 3차원 초음파 영상(510)을 위한 3차원 초음파 영상신호를 형성한다. 프로세서(150)는 사용자로부터 입력부(140)를 통해 입력되는 적어도 하나의 M-라인 설정정보에 기초하여 각 M-라인(521, 522, 523)에 해당하는 데이터를 볼륨 데이터로부터 추출하고, 추출된 데이터에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 M-모드 영상(531, 532, 533)을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다. 본 실시예에서는 설명의 편의를 위해 기준 단면 영상에 3개의 M-라인을 설정하는 것으로 설명하였지만, 그것만으로 국한되지 않는다. 한편, 프로세서(150)는 사용자로부터 입력부(140)를 통해 3차원 초음파 영상(510)을 회전시키는 회전 설정정보를 입력받아 3차원 초음파 영상(510)을 회전시키고, 사용자로부터 입력부(140)를 통해 입력되는 적어도 하나의 M-라인 설정정보에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 데이터를 볼륨 데이터로부터 추출하고, 추출된 데이터에 기초하여 각 M-라인에 해당하는 M-모드 영상을 위한 M-모드 영상신호를 형성한다.

[0076] 디스플레이부(160)는 프로세서(150)로부터 기준 단면 영상신호, 3차원 초음파 영상신호 및 M-모드 영상신호를 입력받아 기준 단면 영상, 3차원 초음파 영상 및 M-모드 영상을 디스플레이한다.

[0077] 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

### 발명의 효과

[0078] 전술한 바와 같은 본 발명은 대상체의 서로 다른 부위에 해당하는 M-영상을 형성하기 위해 프로브를 이동시키지 않고서도 동시에 서로 다른 부위의 M-모드 영상을 형성할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0001] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.

[0002] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 볼륨 데이터 형성 및 재구성부의 구성을 상세하게 보이는 블록도.

[0003] 도 3은 본 발명의 실시예에 따라 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에 대한 절단면 영상의 예를 보이는 예시도.

[0004] 도 4는 본 발명의 실시예에 따라 대상체로부터 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터에서 얻은 수평 절단면 영상의 예를 보이는 예시도.

[0005] 도 5는 본 발명의 실시예에 따라 수평 절단면 영상을 전처리부에서 소프트-스레스홀딩(soft-thresholding)을 실시한 결과 영상의 예를 보이는 예시도.

[0006] 도 6은 본 발명의 실시예에 따라 수평 절단면 영상에 대해서 수평 투영을 실시하여 얻은 투영 신호 값의 예를 보이는 예시도.

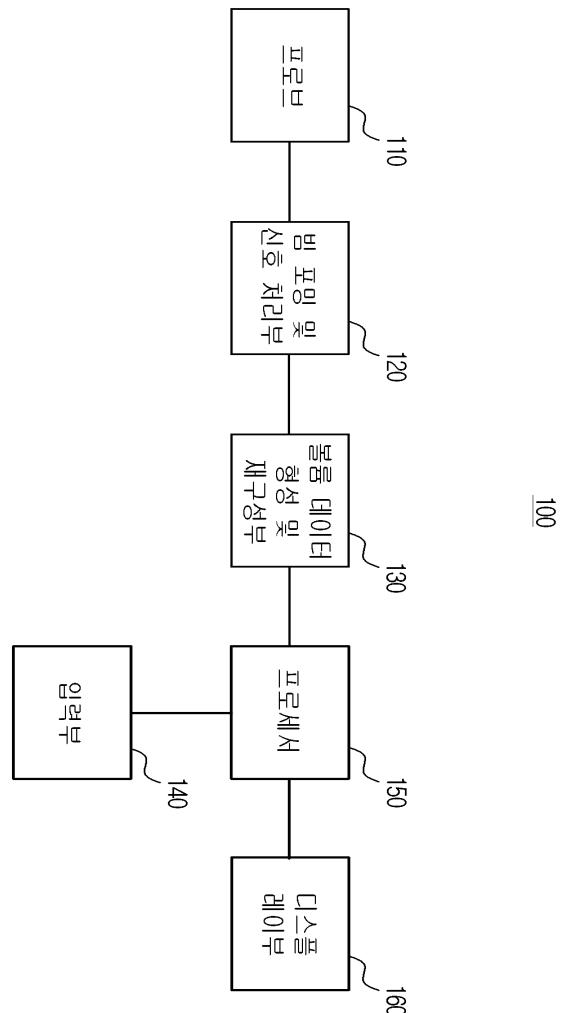
[0007] 도 7은 본 발명의 실시예에 따라 ROI 경계들을 이용하여 수평 절단면 영상을 마스크한 결과를 보여주는 예시도.

[0008] 도 8은 본 발명의 실시예에 따라 초음파 볼륨 데이터의 프레임에서 ROI를 보이는 예시도.

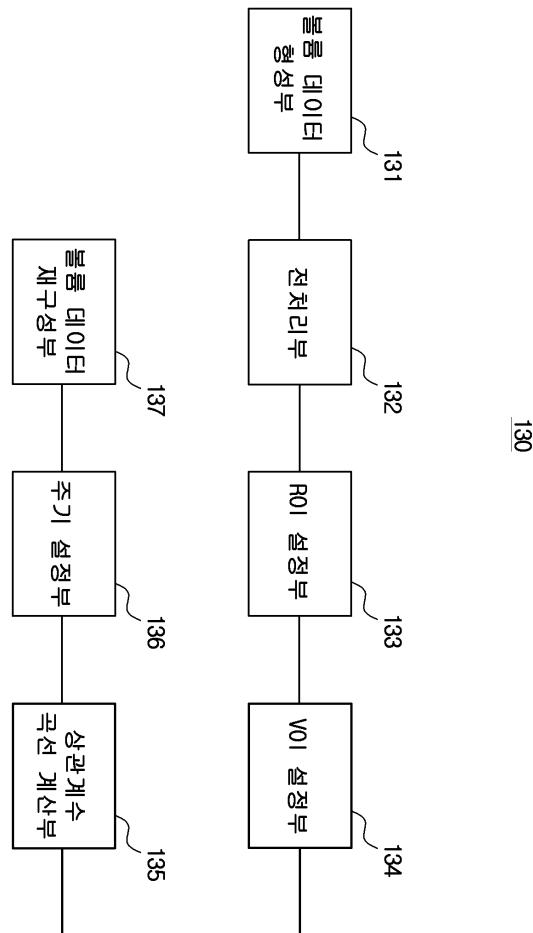
- [0009] 도 9는 본 발명의 실시예에 따라 연속적으로 획득한 초음파 볼륨 데이터 내에 VOI의 설정한 예를 보이는 예시도.
- [0010] 도 10은 본 발명의 실시예에 따라 상관 계수 곡선 계산부에서 구해진 세 개의 상관 계수 곡선들을 보이는 그림.
- [0011] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 주기 설정부의 구성을 상세하게 보이는 블록도.
- [0012] 도 12는 본 발명의 실시예에 따라 임의의 상관 계수 곡선에 대해서 심장 박동의 전역 주기를 검출하는 과정을 보이는 예시도.
- [0013] 도 13은 본 발명의 실시예에 따라 주기 설정부에서 계산한 주기를 이용하여 볼륨 데이터를 재구성하는 과정을 보이는 예시도.
- [0014] 도 14는 본 발명의 실시예에 따른 기준 단면 영상과 M-모드 영상을 보이는 예시도.
- [0015] 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 초음파 영상과 M-모드 영상을 보이는 예시도.
- [0016] < 도면의 주요 부분에 대한 부호 설명 >
- [0017] 100: 초음파 시스템                          110: 프로브
- [0018] 120: 빔 포밍 및 신호 처리부                  130: 볼륨 데이터 형성 및 재구성부
- [0019] 140: 입력부                                  150: 프로세서
- [0020] 160: 디스플레이부

도면

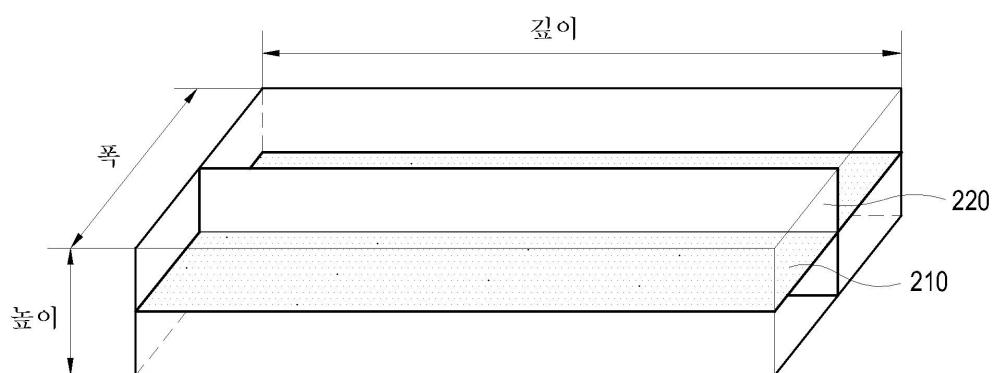
도면1



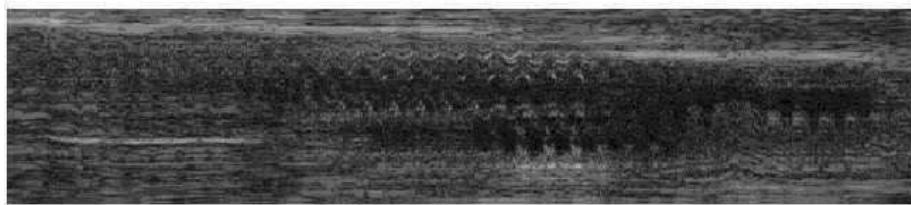
도면2



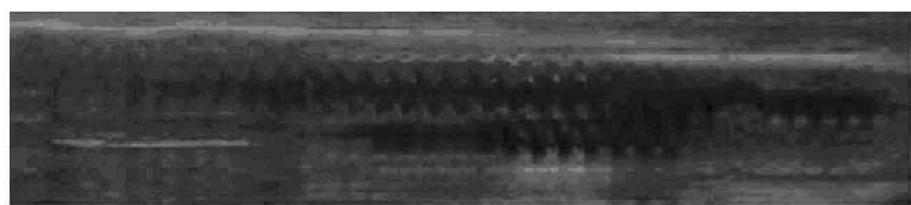
도면3



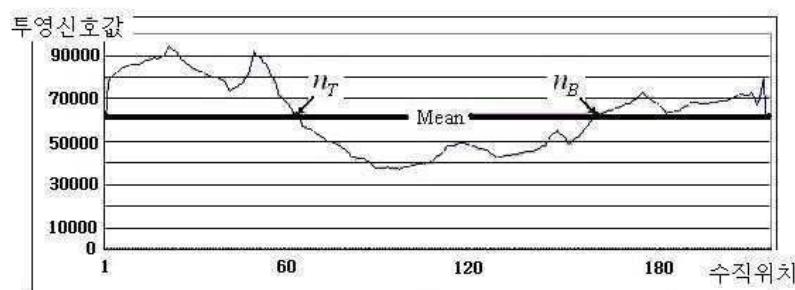
도면4



도면5



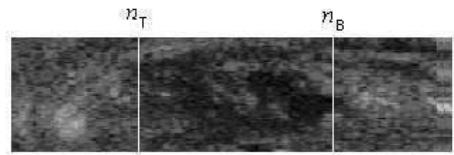
도면6



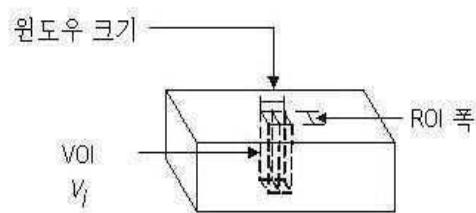
도면7



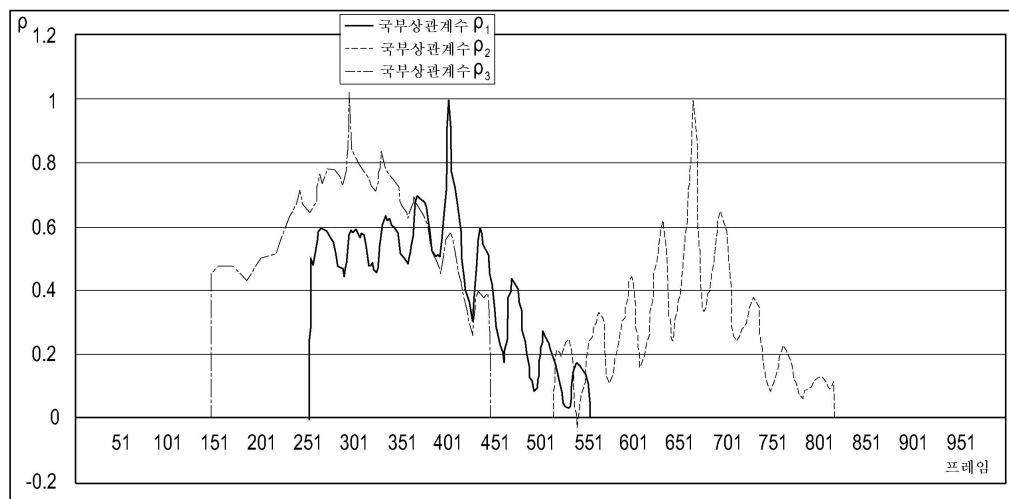
도면8



도면9



도면10

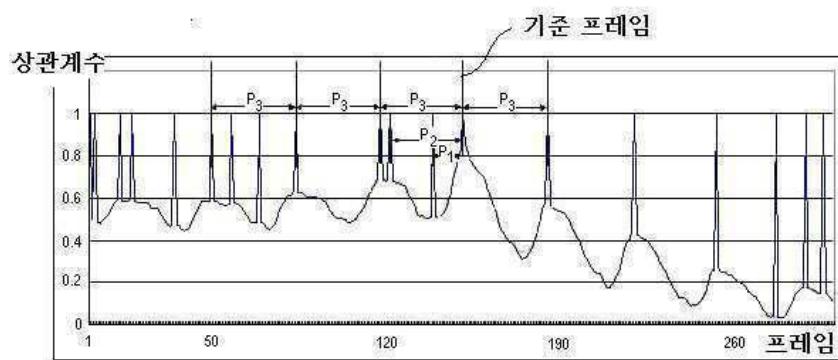


도면11

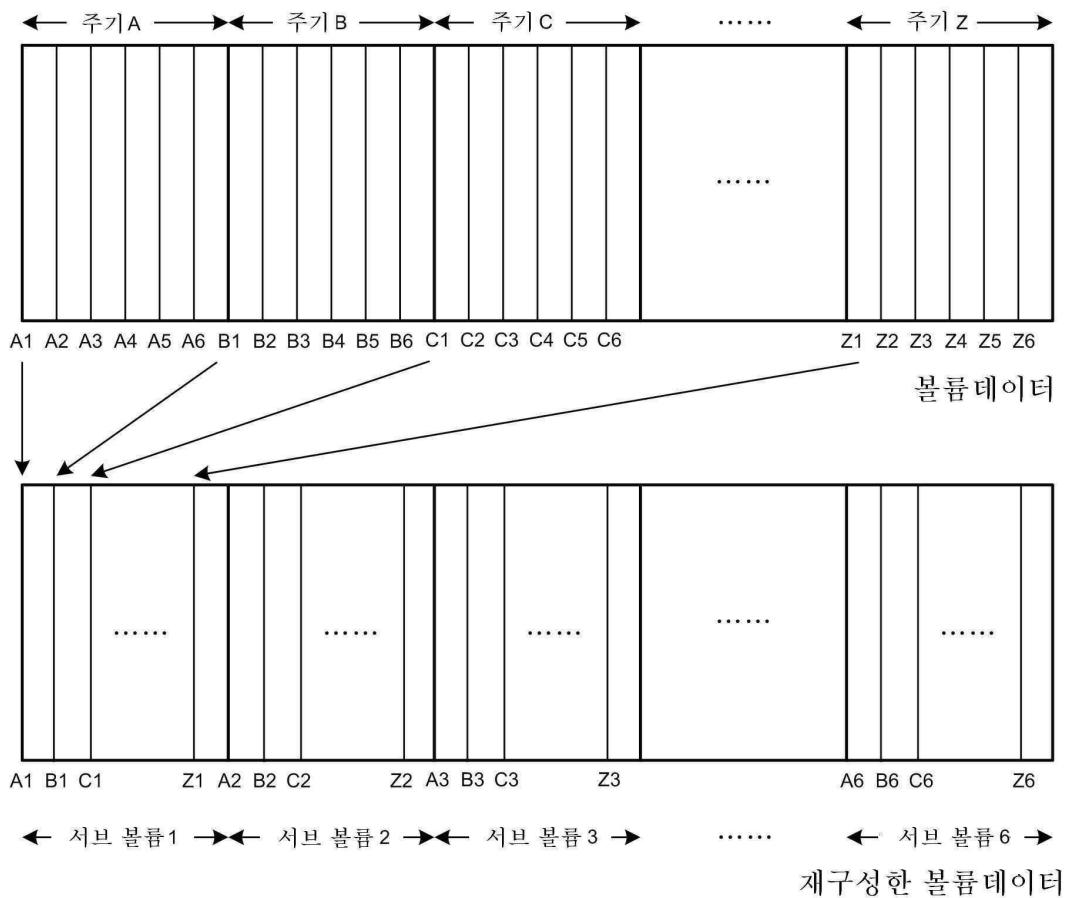
136



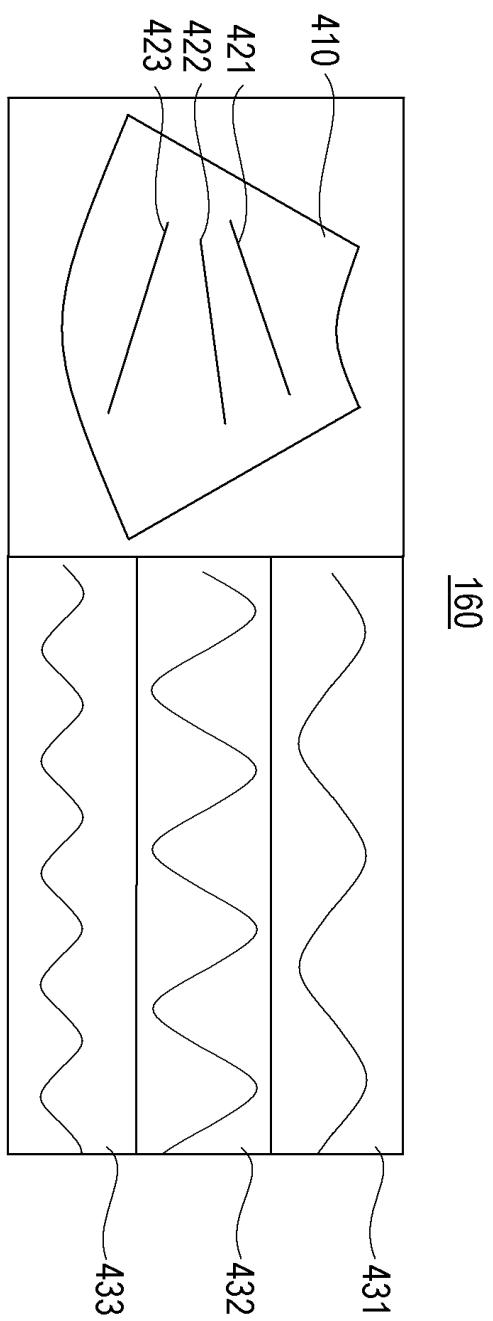
도면12



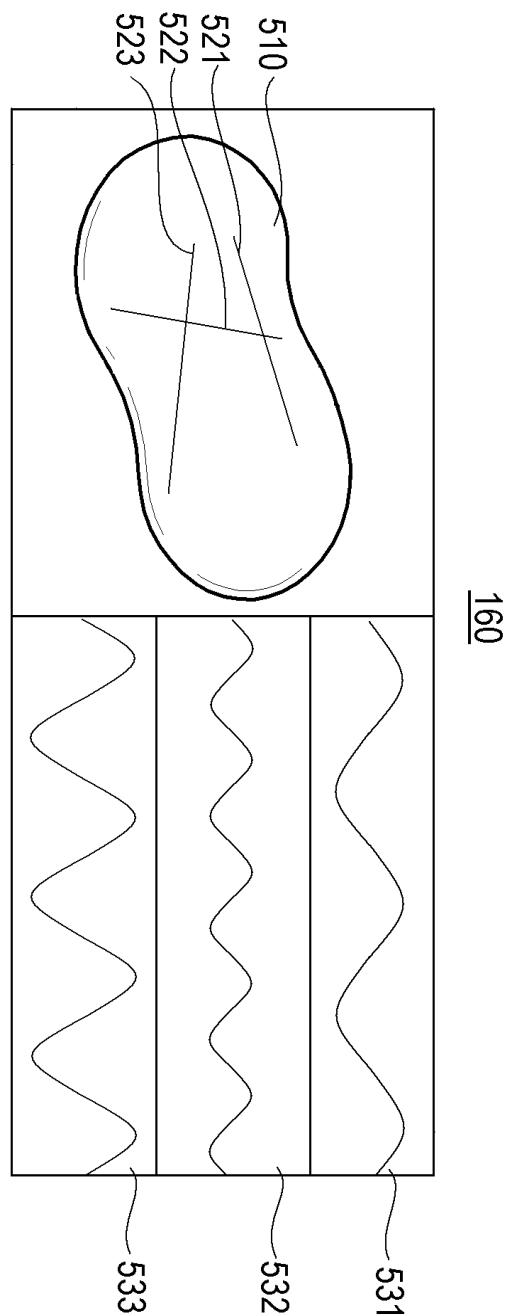
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	超声系统和形成超声图像的方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100961856B1</a>	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	KR1020070022982	申请日	2007-03-08
[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	KIM SUNG YUN 김성윤 KIM JONG SIK 김종식		
发明人	김성윤 김종식		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/52074 G01S7/52088 A61B8/467 A61B8/4444 A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/463 G01S7/52066 G01S15/8993 A61B8/0883 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/08 A61B8/469		
代理人(译)	CHU , 晟敏 CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR1020080082302A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明涉及一种超声系统，其能够提供与M模式线对应的多个M模式图像而无需移动探头。本发明的体数据形成和重建单元基于超声回波信号形成体数据，体数据形成和重建单元被配置为确定运动物体的拍子周期并基于拍子周期重建体数据。处理器基于重建的体数据形成至少一个参考图像，并且与参考图像上设置的一个或多个M模式线对应的一个或多个M模式图像和显示单元显示参考图像，M模式线和M模式的图像。

100

