



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2014년11월18일  
 (11) 등록번호 10-1462023  
 (24) 등록일자 2014년11월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
 A61N 7/02 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)  
 A61B 8/14 (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2013-0021951  
 (22) 출원일자 2013년02월28일  
 심사청구일자 2013년02월28일  
 (65) 공개번호 10-2014-0107852  
 (43) 공개일자 2014년09월05일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 JP2009508649 A\*  
 JP3754113 B2\*  
 JP5524487 B2  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
**알피니언메디칼시스템 주식회사**  
 경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)  
 (72) 발명자  
**손건호**  
 경기 성남시 분당구 산운로 98, 804동 1503호 (운중동, 산운마을8단지아파트)  
**강국진**  
 경기 용인시 수지구 신봉1로48번길 29, 102동 602호 (신봉동, 한일아파트)  
 (뒷면에 계속)  
 (74) 대리인  
**이철희**

전체 청구항 수 : 총 16 항

심사관 : 양용철

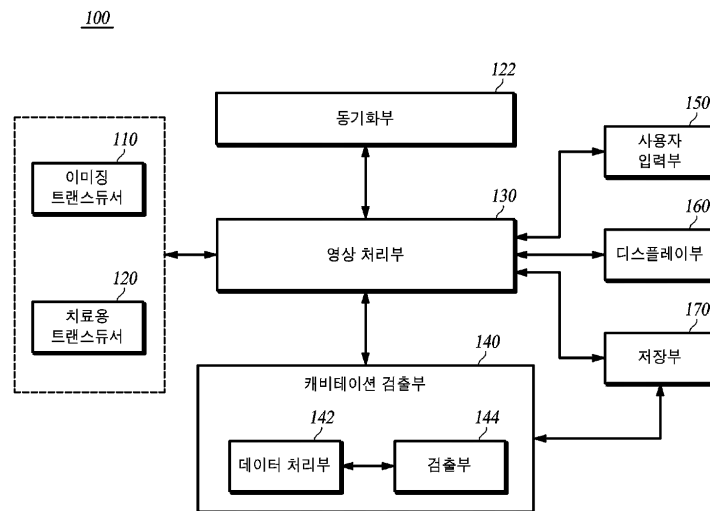
**(54) 발명의 명칭 캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치**

**(57) 요약**

캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 개시한다.

이미징 초음파 및 고강도 초음파를 대상체(환자의 환부)에 집속하고, 그에 따른 반사신호를 처리하여 캐비테이션이 발생한 것으로 확인되는 경우, 반사신호의 데이터 처리를 통해 캐비테이션의 발생한 위치를 검출하고자 하는 캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공한다.

**대표도**



(72) 발명자

**김대승**

서울 강서구 강서로17길 54, 401호 (화곡동, 백구빌딩)

**전석환**

인천 남구 동주길120번길 3, 403호 (주안동, 조은빌리지)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10035282

부처명 지식경제부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 산업융합원천기술개발사업

연구과제명 실시간 4D 심초음파 영상을 위한 트랜스듀서 개발

기여율 1/1

주관기관 알피니언메디칼시스템 주식회사

연구기간 2012.04.01 ~ 2013.03.31

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

대상체로 이미징 초음파를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하는 이미징 트랜스듀서;

상기 대상체의 초점으로 고강도 초음파를 송신하는 치료용 트랜스듀서;

상기 초점으로부터 반사된 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 상기 대상체의 깊이에 따른 시분할 데이터를 각각 생성하고, 상기 시분할 데이터 각각을 주파수 영역으로 변환한 결과 데이터를 생성하는 데이터 처리부; 및

스캔라인별 및 상기 깊이별로 생성된 결과 데이터 각각에 포함된 주파수 성분에 근거하여 캐비테이션(Cavitation)의 위치를 검출하는 검출부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 검출부는,

상기 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산(Summing)한 합산 결과값을 산출하는 합산 처리부;

상기 제1 에코신호에 근거하여 기 설정된 임계값과 상기 합산 결과값을 각각 비교하여 비교 결과값을 각각 생성하는 비교부; 및

상기 비교 결과값을 관심영역에 맵핑(Mapping)하여 상기 캐비테이션의 위치를 검출하는 맵핑부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 합산 처리부는,

상기 결과 데이터 각각에 포함된 상기 주파수 성분을 주파수 대역별로 구분하여 각각의 상기 주파수 대역별 상기 합산 결과값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 합산 처리부는,

상기 결과 데이터 각각에 포함된 상기 주파수 성분 중 각각의 고주파의 신호크기만을 합산한 고주파 합산 결과값 또는 각각의 저주파 신호크기만을 합산한 저주파 합산 결과값을 상기 합산 결과값으로 인식하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 비교부는 상기 고주파 합산 결과값을 상기 기 설정된 임계값과 각각 비교하여 고주파 비교 결과값을 생성하고, 상기 맵핑부는 상기 고주파 비교 결과값을 상기 관심영역에 맵핑하여 상기 캐비테이션의 위치를 검출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

### 청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 비교부는 상기 저주파 합산 결과값을 상기 기 설정된 임계값과 각각 비교하여 저주파 비교 결과값을 생성하고, 상기 맵핑부는 상기 저주파 비교 결과값을 상기 관심영역에 맵핑하여 상기 고강도 초음파의 집속 위치를 검출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 7**

제 2 항에 있어서,

상기 맵핑부는,

상기 합산 결과값의 누적 데이터를 이용하여 시간 경과에 따른 상기 캐비테이션의 발생량을 확인하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,

상기 데이터 처리부는,

상기 이미징 초음파를 송신하는 스캔라인(Scanline)별로 구분하여 각각의 상기 스캔라인에 대한 상기 스캔라인별 데이터를 획득하는 데이터 획득부;

상기 스캔라인별 데이터를 상기 기 설정된 시간으로 분할하여 상기 시분할 데이터를 각각 생성하고, 시간 영역의 상기 시분할 데이터를 주파수 분석을 이용하여 주파수 영역 데이터로 각각 변환하는 데이터 변환부; 및

상기 주파수 영역 데이터에 포함된 고강도 주파수 성분을 필터링하여 상기 결과 데이터를 각각 생성하는 필터 처리부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 데이터 변환부는,

고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)을 이용하여 상기 시분할 데이터를 상기 주파수 영역 데이터로 각각 변환하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 10**

제 8 항에 있어서,

상기 필터 처리부는,

상기 주파수 영역 데이터에서 톱니(Saw) 형태의 윈도우를 갖는 필터를 이용하여 메인 주파수 성분 및 하모닉(Harmonic) 주파수 성분 중 적어도 하나 이상의 주파수 성분을 필터링한 각각의 상기 결과 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 11**

제 1 항에 있어서,

상기 이미징 초음파 및 상기 고강도 초음파가 상기 초점에 도달하는 시점이 동일하도록 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파를 송신 동기화하는 동기화부

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 12**

제 1 항에 있어서,

상기 제1 에코신호를 이용하여 수신신호를 생성하고, 상기 수신신호에 기초하여 진단영상이 형성되도록 하며, 상기 진단영상이 구비된 디스플레이부를 통해 출력되도록 하는 영상 처리부; 및

상기 진단영상 상에 관심영역을 설정하기 위한 관심 위치 정보를 입력받고, 상기 관심영역 내에 상기 초점을 설정하기 위한 초점 위치 정보를 입력받는 사용자 입력부

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

**청구항 13**

초음파 의료 장치가 캐비테이션을 검출하는 방법에 있어서,

대상체로 이미징 초음파를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하는 제1 에코신호 수신과정;

상기 대상체의 초점으로 고강도 초음파를 송신하는 고강도 초음파 송신과정;

상기 초점으로부터 반사된 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 상기 대상체의 깊이에 따른 시분할 데이터를 각각 생성하고, 상기 시분할 데이터 각각을 주파수 영역으로 변환한 결과 데이터를 생성하는 데이터 처리과정; 및

스캔라인별 및 상기 깊이별로 생성된 결과 데이터 각각에 포함된 주파수 성분에 근거하여 캐비테이션의 위치를 검출하는 검출과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 캐비테이션 검출 방법.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,

상기 검출과정은,

상기 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산(Summing)한 합산 결과값을 산출하는 합산 처리과정;

상기 제1 에코신호에 근거하여 기 설정된 임계값과 상기 합산 결과값을 각각 비교하여 비교 결과값을 각각 생성하는 비교 처리과정; 및

상기 비교 결과값을 관심영역에 맵핑(Mapping)하여 상기 캐비테이션의 위치를 검출하는 맵핑과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 캐비테이션 검출 방법.

**청구항 15**

제 13 항에 있어서,

상기 스캔라인별 데이터 처리과정은,

상기 이미징 초음파를 송신하는 스캔라인(Scanline)별로 구분하여 각각의 상기 스캔라인에 대한 상기 스캔라인별 데이터를 획득하는 데이터 획득과정;

상기 스캔라인별 데이터를 상기 기 설정된 시간으로 분할하여 상기 시분할 데이터를 각각 생성하고, 시간 영역의 상기 시분할 데이터를 주파수 영역 데이터로 각각 변환하는 데이터 변환과정; 및

상기 주파수 영역 데이터에 포함된 고강도 주파수 성분을 필터링하여 상기 결과 데이터를 각각 생성하는 필터 처리과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 캐비테이션 검출 방법.

**청구항 16**

제 13 항에 있어서,

상기 제1 에코신호를 이용하여 수신신호를 생성하고, 상기 수신신호에 기초하여 진단영상이 형성되도록 하는 영상 처리과정; 및

상기 진단영상 상에 관심영역을 설정하기 위한 관심 위치 정보를 입력받아 관심영역을 설정하고, 초점 위치 정보를 입력받아 상기 관심영역 내에 상기 초점을 설정하는 초점 설정과정

을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 캐비테이션 검출 방법.

## 명세서

### 기술분야

[0001] 본 실시예는 캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다. 더욱 상세하게는 이미징 초음파 및 고강도 초음파를 대상체(환자의 환부)에 집속하고, 그에 따른 반사신호를 처리하여 캐비테이션의 발생한 위치를 검출하고자 하는 캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다.

### 배경기술

[0002] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 실시예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.

[0003] 고강도 집속 초음파(HIFU: High-Intensity Focused Ultrasound)는 일반적으로 암, 종양, 병변과 같은 생체 조직을 치료(처리)하는데 이용된다. 즉, 고강도 초음파를 이용한 치료 방식은 고강도 초음파를 한 곳에 집중하여 송신하여 발생하는 열을 이용하여 해당 생체 조직을 괴사시키는 방식이다. 이때, 고강도 초음파가 건강한 생체 조직을 해하는 것을 피하도록 조절해야 하며, 고강도 초음파에 의한 치료(처리)는 수술로 인한 절개 과정을 피할 수 있다.

[0004] 고강도 초음파를 이용한 치료방식은 치료하고자 하는 생체 조직에 영상 획득을 위한 초음파를 송신하고, 그에 의해 반사되는 에코 신호를 이용하여 영상을 획득한 후 해당 생체 조직으로 고강도 초음파를 송신하는데, 이때, 고강도 초음파의 영향으로 캐비테이션(Cavitation)에 의한 조직파괴 현상이 나타난다. 이러한, 캐비테이션은 생체 조직이 고강도 초음파에 노출되면 음압부분(Negative Part)에 의한 저기압으로 세포 내의 수분이 기체상(Gaseous Phase)으로 변형되면서 미세기포(Microbubble)를 발생시키고, 미세기포가 공명현상을 일으킬 정도로 커지다가 터지면서 고압의 충격파(Shock Wave)를 발생시켜 주변 생체 조직을 파괴한다. 이러한, 캐비테이션에 의한 조직파괴 현상이 발생하는 고강도 초음파에 대한 기술은 일본등록특허 제1999-313831호에 기재되어 있다.

일반적인 고강도 초음파 기술에서는 캐비테이션의 발생 여부만을 확인할 수 있고, 캐비테이션의 발생 위치를 정확하게 검출할 수 없어 치료부위를 벗어난 생체 조직이 손상을 방지하지 못하는 문제가 있다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0005] 본 실시예는 이미징 초음파 및 고강도 초음파를 대상체(환자의 환부)에 집속하고, 그에 따른 반사신호를 처리하여 캐비테이션의 발생한 위치를 검출하고자 하는 캐비테이션 검출 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공하는 데 주된 목적이 있다.

#### 과제의 해결 수단

[0006] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 대상체로 이미징 초음파를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하는 이미징 트랜스듀서; 상기 대상체의 초점 위치 지점으로 고강도 초음파를 송신하는 치료용 트랜스듀서; 상기 초점 위치 지점으로부터 반사된 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 시분할 데이터를 각각 생성하고, 상기 시분할 데이터 각각을 주파수 영역으로 변환한 결과 데이터를 생성하는 데이터 처리부; 및 상기 결과 데이터 각각에 포함된 주파수 성분에 근거하여 캐비테이션(Cavitation)의 위치를 검출하는 검출부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치를 제공한다.

[0007] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 초음파 의료 장치가 캐비테이션을 검출하는 방법에 있어서, 대상체로 이미징 초음파를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하는 제1 에코신호 수신과정; 상기 대상체의 초점 위치 지점으로 고강도 초음파를 송신하는 고강도 초음파 송신과정; 상기 초점 위치 지점으로부터 반사된 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 시분할 데이터를 각각 생성하고, 상기 시분할 데이터 각각을 주파수 영역으로 변환한 결과 데이터를 생성하는 데이터 처리과정; 및 상기 결과 데이터 각각에 포함된 주파수 성분에 근거하여 캐비테이션의 위치를 검출하는 검출과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 캐비테이션 검출 방법을 제공한다.

### 발명의 효과

[0008] 이상에서 설명한 바와 같이 본 실시예에 의하면, 이미징 초음파 및 고강도 초음파를 대상체(환자의 환부)에 집중하고, 그에 따른 반사신호를 처리하여 캐비테이션의 발생량 및 발생위치를 검출할 수 있고, 병변(Lesion)의 안정적인 치료 및 온도 측정을 수행할 수 있는 효과가 있다. 또한, 본 실시예에 의하면, 고강도 초음파를 이용한 치료 시, 실시간으로 발생하는 캐비테이션의 위치를 알 수 있어, 캐비테이션으로 인한 치료 지연(Delay)을 방지할 수 있는 효과가 있다.

[0009] 또한, 본 실시예에 의하면, 캐비테이션의 위치를 검출함으로써, 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 시간을 증가시킬 수 있고, 이로 인해 생체 조직을 치료하는 시간을 단축시킬 수 있다. 또한, 본 실시예에 의하면, 캐비테이션의 발생 위치를 정확하게 검출함으로써 치료부위를 벗어난 생체 조직이 캐비테이션으로 인해 손상되는 것을 방지·예방할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0010] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.  
 도 2는 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에 포함된 캐비테이션 검출부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.  
 도 3은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에서 캐비테이션을 검출하기 위한 방법을 설명하기 위한 순서도이다.  
 도 4는 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치가 이미징 초음파 및 치료용 초음파를 송수신하는 동작을 설명하기 위한 예시도이다.  
 도 5는 본 실시예에 따른 제1 에코신호 및 제2 에코신호를 설명하기 위한 그래프이다.  
 도 6은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에서 캐비테이션의 위치를 검출하기 위한 데이터를 처리하는 동작을 설명하기 위한 그래프이다.  
 도 7은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에서 결과 데이터를 주파수 크기별로 구분하여 각각의 합산 결과값을 산출하는 동작을 설명하기 위한 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0011] 이하, 본 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.  
 [0012] 본 실시예에 기재된 진단영상은 B-모드 영상, C-모드 영상 등을 포함할 수 있다. 여기서, B-모드 영상은 그레이 스케일 영상으로서, 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말하며, C-모드 영상은 컬러 플로우 영상 모드를 말한다. 한편, BC-모드 영상(BC-Mode Image)은 도플러 효과(Doppler Effect)를 이용하여 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 표시하는 영상 모드로서, B-모드 영상과 C-모드 영상을 동시에 제공하는 모드로서, 혈류 및 대상체의 움직임 정보와 함께 해부학적인 정보를 제공하는 영상 모드를 말한다. 즉, B-모드는 그레이 스케일의 영상으로서, 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말하며, C-모드는 컬러 플로우 영상으로서, 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말한다. 한편, 본 실시예에 기재된 초음파 의료 장치(100)는 B-모드 영상(B-Mode Image)과 컬러 플로우 영상(Color Flow Image)인 C-모드 영상(C-Mode Image)을 동시에 제공할 수 있는 장치이나, 설명의 편의상 본 발명에서는 초음파 의료 장치(100)가 제공하는 진단영상이 B-모드 영상인 것으로 가정하여 기재토록 한다.

[0013] 본 실시예에 기재된 제1 에코신호는 송신된 이미징 초음파가 대상체로부터 반사되어 수신된 에코신호를 의미하고, 제2 에코신호는 이미징 초음파 및 고강도 초음파가 같은 시점에 도달하여 반사되는 에코신호를 의미한다.

[0014] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

[0015] 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 이미징 트랜스듀서(110), 치료용 트랜스듀서(120), 동기화부(122), 영상 처리부(130), 캐비테이션 검출부(140), 사용자 입력부(150), 디스플레이부(160) 및 저장부(170)를 포함한다. 본 실시예에서는 초음파 의료 장치(100)가 이미징 트랜스듀서(110), 치료용 트랜스듀서(120), 동기화부(122), 영상 처리부(130), 캐비테이션 검출부(140), 사용자 입력부(150), 디스플레이부(160) 및 저장부(170)만을 포함하는 것으로 기재하고 있으나, 이는 본 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 초음파 의료 장치(100)에 포함되는 구성요소에 대하여 다양하게 수정 및 변형하여 적용 가능할 것이다.

[0016] 이미징 트랜스듀서(110)는 이미징용 트랜스듀서 어레이를 포함하며, 대상체로 이미징 초음파를 송신하고, 대상

체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신한다. 이러한, 트랜스듀서란 전기적 아날로그신호를 이미징 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 전기적 아날로그 신호로 변환하며, 복수 개의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)가 결합되어 형성된다. 이러한, 이미징 트랜스듀서(110)는 각 트랜스듀서에 입력되는 펄스(Pulse)들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집중된 초음파 빔(Beam)을 스캔라인(Scanline)(즉, 주사선)을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 반사된 제1 에코신호는 각 트랜스듀서에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되며, 각 트랜스듀서는 입력된 제1 에코신호를 빔포머(미도시)로 출력한다.

[0017] 이미징 트랜스듀서(110)는 대상체로 이미징 초음파를 송신하고 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성하도록 동작한다. 또한, 이미징 트랜스듀서(110)는 치료용 트랜스듀서(112)가 관심영역(ROI: Region Of Interest)의 초점 위치 지점(대상체에 설정된 관심영역 중 초점 위치 정보에 대응하는 지점)으로 고강도 초음파를 송신하는 경우, 이미징 초음파 및 고강도 초음파에 대응하여 반사된 제2 에코신호를 수신한다. 여기서, 제2 에코신호는 이미징 초음파 및 고강도 초음파가 같은 시점에 도달하여 반사되는 에코신호를 의미한다.

[0018] 치료용 트랜스듀서(120)는 고강도 트랜스듀서 어레이를 포함하며, 대상체의 초점 위치 지점으로 고강도 초음파를 송신하는 동작을 수행한다. 이러한, 치료용 트랜스듀서(120)는 기 설정된 관심영역 내의 초점 위치 지점(대상체에 설정된 관심영역 중 초점 위치 정보에 대응하는 지점)으로 고강도 초음파를 송신한다. 여기서, 관심영역은 이미징 트랜스듀서(110)를 통해 대상체로 이미징 초음파를 송신하고, 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하여 형성된 수신신호에 기초하여 형성된 진단영상 내에서 사용자 입력부(150)를 통해 설정된 영역을 의미하고, 초점 위치 지점은 치료용 트랜스듀서(120)를 통해 관심영역 내에서 고강도 초음파를 송신하고자 하는 위치 좌표값으로서, 사용자 입력부(150)로부터 입력된 초점 위치 정보에 대응하는 지점을 말한다. 여기서, 치료용 트랜스듀서(120)는 원형 모양으로 제작될 수 있으며, 중앙에 이미징 트랜스듀서(110)가 구비된 형태로 구현되는 것이 바람직하지만 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.

[0019] 동기화부(122)는 이미징 트랜스듀서(110) 및 치료용 트랜스듀서(120)가 초음파를 생성하여 송신하는 시점을 동기화하여 제2 에코신호가 수신되도록 하는 동작을 수행한다. 더 자세히 설명하자면, 동기화부(122)는 진단영상을 생성하기 위해 대상체로부터 반사된 제1 에코신호에 근거하여 초점 위치 지점과 이미징 트랜스듀서(110) 간의 거리를 계산하여 고강도 초음파 및 이미징 초음파가 초점 위치 지점에 동시에 도달하도록 이미징 초음파 및 고강도 초음파의 송신 시점을 동기화한다.

[0020] 영상 처리부(130)는 이미징 트랜스듀서(110)로부터 이미징 초음파에 대응하는 이미징 초음파 에코 신호를 기초로 형성된 수신 신호를 이용하여 진단영상을 생성하고, 진단영상을 디스플레이부(160)를 통해 출력하도록 동작한다. 또한, 영상 처리부(130)는 사용자 입력부(150)의 조작 또는 명령에 의해 진단영상에 관심영역을 설정할 수 있다.

[0021] 이러한, 영상 처리부(130)는 빔포머, 신호 처리부 및 스캔 컨버터부 등을 포함하여 구성될 수 있으며, 빔포머는 이미징 트랜스듀서(110)에 구비된 각각의 트랜스듀서에 의해 수신된 제1 에코신호 또는 제2 에코신호를 집중한다. 또한, 빔포머는 대상체로부터 이미징 트랜스듀서(110) 및 치료용 트랜스듀서(120)의 각 트랜스듀서에 도달하는 시간을 고려하여 각 전기적 디지털신호에 적절한 지연을 가한 후 합산하여 수신 집중 신호를 형성할 수 있다.

[0022] 즉, 빔포머는 이미징 트랜스듀서(110)가 이미징 초음파를 송신하거나 치료용 트랜스듀서(120)가 고강도 초음파를 송신할 때 이미징 트랜스듀서(110)와 치료용 트랜스듀서(112) 내에 포함된 각각의 트랜스듀서의 구동 타이밍을 조절하여 초점 위치 지점으로 초음파를 집중시킨다. 또한, 빔포머는 대상체에서 반사된 제1 에코신호 또는 제2 에코신호가 이미징 트랜스듀서(110)의 각 트랜스듀서에 도달하는 시간이 상이한 것을 감안하여 이미징 트랜스듀서(110) 및 치료용 트랜스듀서(120)의 이미징 초음파 또는 고강도 초음파에 시간 지연을 가하여 제1 에코신호 또는 제2 에코신호를 집중시킨다. 이러한, 빔포머는 이미징 트랜스듀서(110)에 대응하는 이미징 빔포머와 치료용 트랜스듀서(120)에 대응하는 치료용 빔포머를 포함하여 구현된다. 한편, 이미징 빔포머는 송신 빔포머와 수신 빔포머로 구현되고, 치료용 빔포머는 송신 빔포머로 구현되는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.

[0023] 신호 처리부는 빔포머에 의해 집중된 제1 에코신호 또는 제2 에코신호를 디지털 신호처리하여 진단영상을 생성한다. 스캔 컨버터부는 진단영상을 소정의 주사선 표시형식의 디스플레이부(160)에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다. 즉, 스캔 컨버터는 진단영상 신호를 실제 디스플레이부(160)에 디스플레이되는 데이터 형태로 변환해

주는 역할을 한다.

- [0024] 한편, 영상 처리부(130)는 검출부(140)에서 검출된 캐비테이션의 발생 위치에 대한 관심영역을 진단영상(예컨대, B 모드 영상 등)에 오버레이(Over lay)하여 디스플레이부(160)를 통해 출력할 수도 있다. 이때, 캐비테이션의 발생 위치는 관심영역 상에서 비교 결과값의 크기에 따른 색의 농도로 표시될 수 있다.
- [0025] 캐비테이션 검출부(140)는 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 시분할 데이터를 생성하고, 시분할 데이터 각각을 주파수 영역으로 변환한 결과 데이터를 이용하여 캐비테이션의 위치를 검출하는 동작을 수행한다.
- [0026] 캐비테이션 검출부(140)는 데이터 처리부(142) 및 검출부(144)를 포함한다.
- [0027] 데이터 처리부(142)는 영상 처리부(130)로부터 제2 에코신호(이미징 트랜스듀서(110)가 수신한 신호)를 수신하여 이미징 초음파를 관심영역에 송신하는 스캔라인(Scanline)을 기준으로 구분하여 각각의 스캔라인별 데이터를 획득한다. 여기서, 스캔라인별 데이터는 진폭 데이터일 수 있다. 이러한, 스캔라인별 데이터 획득 과정에서 데이터 처리부(142)는 스캔라인별 데이터를 위상성분에 대한 데이터(예컨대, I, Q 데이터)로 변경하여 시분할 처리되도록 하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 스캔라인별 데이터를 위상성분에 대한 데이터로 변경하지 않고 획득한 스캔라인별 데이터(예컨대, 진폭 데이터)가 즉시 시분할 처리되도록 할 수도 있다.
- [0028] 데이터 처리부(142)는 획득된 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 복수 개의 시분할 데이터를 생성하고, 분할된 각각의 시분할 데이터를 주파수 분석을 이용하여 주파수 영역 데이터로 변환하며, 주파수 영역 데이터에 포함된 고강도 주파수 성분을 필터링하여 결과 데이터를 생성한다. 여기서, 주파수 영역 데이터는 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform) 등을 이용하여 얻을 수 있다. 그리고, 데이터 처리부(142)는 톱니(Saw) 형태의 윈도우를 갖는 필터(Saw 필터) 등을 이용하여 주파수 영역 데이터에서 메인 주파수 성분 및 하모닉(Harmonic) 주파수 성분을 필터링함으로써 결과 데이터를 얻을 수 있다.
- [0029] 검출부(144)는 데이터 처리부(142)로부터 수신된 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산(Summing)하여 합산 결과값을 산출하고, 산출된 합산 결과값과 기 설정된 임계값을 비교하여 비교 결과값을 생성한다. 즉, 검출부(144)는 관심영역에 대한 복수 개의 결과 데이터 각각에 대해 합산 결과값을 산출하고, 관심영역을 스캔라인별로 시분할한 각각의 영역에 대해, 제1 에코신호에 근거하여 설정된 임계값과 각각의 합산 결과값을 비교하여 비교 결과값을 생성한다. 또한, 검출부(144)는 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 대응하는 비교 결과값을 맵핑하여 관심영역에서 캐비테이션이 발생한 위치를 검출할 수 있다.
- [0030] 사용자 입력부(150)는 사용자의 조작 또는 입력에 의한 명령(Instruction)을 입력받는다. 여기서, 사용자 명령은 초음파 의료 장치(100)의 이미징 초음파 및 고강도 초음파를 제어하기 위한 설정명령, 관심영역 또는 초점 위치 지점의 위치 좌표값을 설정하기 위한 설정명령 등이 될 수 있다.
- [0031] 사용자 입력부(150)는 진단영상 상에 관심영역을 설정하기 위해 사용자로부터 관심 위치 정보를 입력받거나 조이스틱(Joystick)과 같은 방향키 또는 마우스 등의 조절을 통해 관심영역을 설정할 수 있을 것이다. 이를 통해 초음파 의료 장치(100)는 암 조직, 종양 조직, 병변 조직 등과 같은 대상체의 관심영역으로 고강도 초음파를 송신할 수 있는 것이다. 또한, 사용자 입력부(150)는 관심영역 내에 고강도 초음파를 송신하기 위한 초점 위치 지점을 설정하기 위해 초점 위치 정보를 입력받는다. 디스플레이부(160)는 영상 처리부(130)에 의해 수신된 이미징 영상을 B-모드 또는 C-모드 영상으로 출력한다. 저장부(170)는 초음파 의료 장치(100)의 구동에 필요한 각종 데이터를 저장하는 저장수단으로서, 제1 에코신호에 기초하여 형성된 수신신호, 제1 에코신호에 근거하여 설정된 임계값 등을 저장한다.
- [0032] 도 2는 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에 포함된 캐비테이션 검출부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0033] 본 실시예에 따른 캐비테이션 검출부(140)는 데이터 처리부(142) 및 검출부(144)를 포함한다. 여기서, 데이터 처리부(142)는 데이터 획득부(210), 데이터 변환부(220) 및 필터 처리부(230)를 포함하고, 검출부(144)는 합산 처리부(240), 비교부(250) 및 맵핑부(260)를 포함한다.
- [0034] 데이터 획득부(210)는 이미징 트랜스듀서(110)에 수신된 제2 에코신호에 대한 데이터를 획득하는 동작을 수행한다. 여기서, 제2 에코신호는 이미징 초음파 및 고강도 초음파가 같은 시점에 도달하여 반사되는 에코신호를 의미한다.
- [0035] 본 실시예에 따른 데이터 획득부(210)는 영상 처리부(130)로부터 제2 에코신호를 수신하여 이미징 초음파를 관

심영역의 스캔라인(Scanline)을 기준으로 구분하여 각각의 스캔라인별 데이터를 획득한다.

- [0036] 데이터 변환부(220)는 획득된 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할하여 복수 개의 시분할 데이터를 생성하고, 분할된 각각의 시분할 데이터를 주파수 분석을 이용하여 주파수 영역 데이터로 변환하는 동작을 수행한다. 여기서, 데이터는 일정한 시간 간격으로 분할하는 것이 바람직하며, 일정한 시간 간격은 대상체의 깊이(Depth)에 대응하는 간격을 의미한다.
- [0037] 데이터 변환부(220)는 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)을 이용하여 시간 영역의 시분할 데이터를 주파수 분석을 이용하여 주파수 영역 데이터로 변환하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 시간 영역의 데이터를 주파수 영역의 데이터로 변환할 수 있다면 라플라스 변환(Laplace Transform) 등과 같이 그 어떤 주파수 변환도 적용가능하다. 여기서, 고속 푸리에 변환을 수행하는 방식에 대해 개략적으로 설명하자면, 푸리에 변환에 근거하여 근사값을 구하는 공식을 이용한 이산 푸리에 변환(Discrete Fourier Transform)을 계산할 때 연산횟수를 줄일 수 있도록 고안된 알고리즘을 말한다. 여기서, 고속 푸리에 변환은 공지된 변환 알고리즘이므로 자세한 설명은 생략토록 한다.
- [0038] 필터 처리부(230)는 데이터 변환부(220)에서 형성된 주파수 영역 데이터를 필터링하여 소정의 주파수 성분을 제거(필터링)하여 결과 데이터를 생성하는 동작을 수행한다.
- [0039] 본 실시예에 따른 필터 처리부(230)는 주파수 영역 데이터에 포함된 고강도 초음파에 대응하는 고강도 주파수 성분을 제거하여 결과 데이터를 생성한다. 이때, 고강도 주파수 성분은 메인 주파수 성분(예컨대, 고강도 초음파가 1MHz이면 1MHz의 주파수) 및 하모닉(Harmonic) 주파수 성분(고강도 초음파가 1MHz이면 1MHz의 배수의 주파수)을 포함한다. 여기서, 메인 주파수 성분은 고강도 초음파의 에코신호에 대응하는 주파수 성분을 의미하고, 하모닉 주파수 성분은 고강도 초음파의 에코신호의 배수가 되는 주파수 성분을 의미한다. 한편, 필터 처리부(230)는 틱니 형태의 윈도우를 갖는 필터를 이용하여 고강도 주파수 성분을 필터링하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 특정 주파수 성분을 제거할 수 있다면 그 어떤 형태의 필터도 이용 가능하다. 여기서, 틱니 형태의 윈도우를 갖는 필터는 도 6의 (b)의 틱니 모양과 같은 형태로 필터링을 수행할 수 있다.
- [0040] 필터 처리부(230)는 생성된 결과 데이터를 검출부(144)에 전송하는 동작을 수행한다. 여기서, 결과 데이터는 이미징 초음파에 대한 주파수 성분, 캐비테이션 신호 및 노이즈 신호 등에 대한 주파수 성분을 포함한다.
- [0041] 합산 처리부(240)는 데이터 처리부(142)로부터 수신된 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산(Summing)하여 합산 결과값을 산출하는 동작을 수행한다. 여기서, 합산 처리부(240)는 관심영역에 대한 복수 개의 결과 데이터 각각에 대한 합산 결과값을 산출하며, 이러한 복수 개의 합산 결과값을 이용하여 캐비테이션의 발생여부를 확인할 수 있도록 한다.
- [0042] 합산 처리부(240)는 하나의 결과 데이터에서 하나의 합산 결과값이 산출되는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 결과 데이터를 주파수 대역을 기준으로 구분하여 각각의 대역대에 따른 복수 개의 합산 결과값을 산출할 수도 있다. 예컨대, 결과 데이터를 고대역 및 저대역을 기준으로 구분하여 합산 결과값을 생성하는 경우, 고대역에 포함된 고주파의 크기를 합산한 고주파 합산 결과값 및 저대역에 포함된 저주파의 크기를 합산한 저주파 결과값을 산출할 수도 있다. 여기서, 합산 처리부(240)는 산출된 고주파 합산 결과값을 기 설정된 임계값과 비교하여 비교 결과값을 생성하도록 하고, 생성된 비교 결과값에 근거하여 캐비테이션이 발생한 위치를 검출하도록 할 수 있다. 또한, 합산 처리부(240)는 저주파 합산 결과값을 기 설정된 임계값과 비교하여 비교 결과값을 생성하도록 하고, 생성된 비교 결과값에 근거하여 고강도 초음파의 집속 위치를 검출할 수 있고, 이를 통해 병변(Lesion)의 상태 및 위치를 확인할 수도 있다.
- [0043] 비교부(250)는 합산 처리부(240)에서 산출된 합산 결과값과 기 설정된 임계값을 비교하여 비교 결과값을 생성하는 동작을 수행한다.
- [0044] 본 실시예에 따른 비교부(250)는 관심영역을 스캔라인별로 시분할한 각각의 영역에 대해, 제1 에코신호에 근거하여 설정된 임계값과 합산 처리부(240)에서 산출된 각각의 합산 결과값을 비교하여 비교 결과값을 생성한다. 여기서, 비교 결과값은 합산 결과값과 기 설정된 임계값의 차이를 의미하며, 비교 결과값이 소정의 값 이상인 경우 캐비테이션이 발생한 것으로 판단할 수 있다.
- [0045] 맵핑부(260)는 비교부(250)에서 생성된 비교 결과값을 이용하여 캐비테이션의 발생량 및 발생 위치 등을 검출하는 동작을 수행한다. 더 자세히 설명하자면, 맵핑부(260)는 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 대응하는 비교 결과값을 맵핑하여 관심영역에서 캐비테이션이 발생한 위치를 검출할 수 있다. 여기서, 캐비테이션의 발생 위치

는 관심영역 상에서 비교 결과값의 크기에 따른 색의 농도로 표시되도록 하는 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 수치값 등으로 표시될 수도 있다.

- [0046] 또한, 맵핑부(260)는 합산 처리부(240)에서 산출된 합산 결과값이 누적된 누적 데이터를 이용하여 시간 경과에 따른 캐비테이션의 발생량을 확인할 수도 있다.
- [0047] 한편, 맵핑부(260)는 비교부(250)로부터 대역대에 따른 복수 개의 비교 결과값이 수신되는 경우, 대역대에 따른 복수 개의 맵핑을 수행할 수도 있다. 예컨대, 맵핑부(260)는 비교부(250)로부터 고주파에 대한 비교 결과값 및 저주파에 대한 비교 결과값이 수신되는 경우, 고주파에 대한 비교 결과값을 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 맵핑하여 캐비테이션이 발생한 위치를 검출할 수 있고, 저주파에 대한 비교 결과값을 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 맵핑하여 고강도 초음파의 집속 위치를 검출할 수 있고, 이를 통해 병변의 상태 및 위치를 확인할 수도 있다.
- [0048] 도 3은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에서 캐비테이션을 검출하기 위한 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0049] 초음파 의료 장치(100)는 대상체로 이미징 초음파를 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 제1 에코신호를 수신하여 생성된 수신신호에 기초하여 진단영상을 생성한다(S310).
- [0050] 초음파 의료 장치(100)는 사용자의 조작 또는 입력을 통해 진단영상 내에서 관심영역을 설정하고(S312), 관심영역 내에 설정된 초점 위치 지점으로 고강도 초음파를 송신한다(S320).
- [0051] 초음파 의료 장치(100)는 제2 에코신호를 수신하고, 제2 에코신호로부터 스캔라인별 데이터를 획득한다(S330). 여기서, 제2 에코신호는 이미징 초음파 및 고강도 초음파가 같은 시점에 도달하여 반사되는 에코신호를 의미한다.
- [0052] 초음파 의료 장치(100)는 스캔라인별 데이터를 일정 간격의 기 설정된 시간을 기준으로 분할하여 복수 개의 시분할 데이터를 생성한다(S340).
- [0053] 초음파 의료 장치(100)는 단계 S340에서 생성된 복수 개의 시분할 데이터 중 각각의 시분할 데이터를 주파수 영역 데이터로 변환하고, 주파수 영역 데이터에서 고강도 주파수 성분을 제거(필터링)한 결과 데이터를 생성한다(S350).
- [0054] 초음파 의료 장치(100)는 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산하여 합산 결과값을 산출하고(S360), 산출된 합산 결과값을 관심영역을 스캔라인별로 구분하여 각각의 스캔라인을 시분할한 영역에 대한 기 설정된 임계값과 비교하여 비교 결과값을 생성한다(S370).
- [0055] 초음파 의료 장치(100)는 비교 결과값에 근거하여 캐비테이션의 발생여부를 확인하고(S380), 단계 S380을 확인한 결과, 캐비테이션이 발생한 경우 초음파 의료 장치(100)는 단계 S312에서 설정된 관심영역에 비교 결과값을 맵핑하여 캐비테이션의 위치를 검출한다(S390). 즉, 단계 S390에서 초음파 의료 장치(100)는 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 대응하는 비교 결과값을 맵핑하여 관심영역에서 캐비테이션이 발생한 위치를 검출한다.
- [0056] 한편, 단계 S380을 확인한 결과, 캐비테이션이 발생하지 않은 경우 초음파 의료 장치(100)는 단계 S330의 데이터를 획득하는 동작을 수행한다.
- [0057] 도 3에서는 단계 S310 내지 단계 S390를 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 이는 본 발명의 일 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명의 일 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 일 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 도 3에 기재된 순서를 변경하여 실행하거나 단계 S310 내지 단계 S390 중 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 다양하게 수정 및 변형하여 적용 가능할 것이므로, 도 3은 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.
- [0058] 도 4는 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치가 이미징 초음파 및 치료용 초음파를 송수신하는 동작을 설명하기 위한 예시도이다.
- [0059] 초음파 의료 장치(100)는 이미징 트랜스듀서(110)를 이용하여 이미징 초음파를 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 제1 에코신호를 수신하여 진단영상을 생성한다.
- [0060] 초음파 의료 장치(100)는 진단영상 상에 관심영역을 설정하기 위해 사용자로부터 (x, y, z) 좌표값을 포함하는

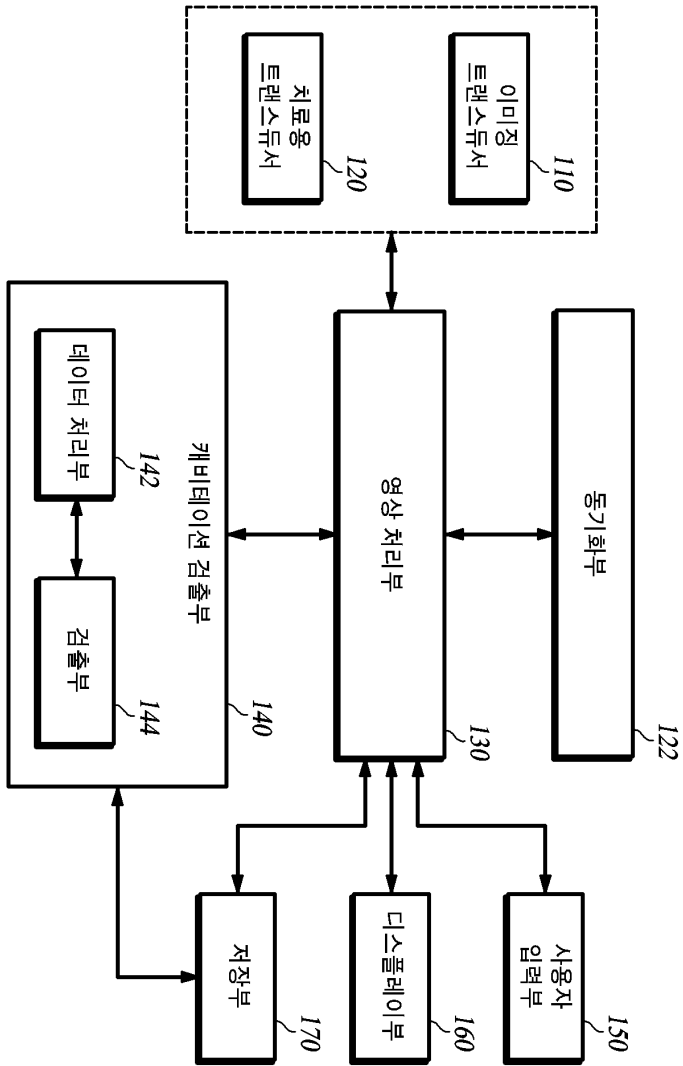
관심 위치 정보를 입력받는다. 여기서, 관심영역은 암 조직, 종양 조직, 병변 조직 등과 같은 치료를 위한 영역인 것이 바람직하나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 입력된 관심 위치 정보에 근거하여 설정된 사각형, 원형, 타원형 등과 같은 영역일 수도 있다. 한편, 초음파 의료 장치(100)는 캐비테이션을 검출하기 위해 관심영역을 이미징 초음파를 대상체로 송신하는 스캔라인을 따라 제1 스캔라인(410), 제2 스캔라인(420) 및 제 n 스캔라인 등으로 구분한다.

- [0061] 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 제1 스캔라인(410)에 대응하는 데이터를 획득하고, 제1 스캔라인(410)에 대한 데이터를 일정한 간격의 대상체의 깊이(Depth) 즉, 일정한 간격의 기 설정된 시간으로 분할하여 캐비테이션의 위치를 검출하기 위한 결과 데이터를 생성할 수 있다. 이러한, 데이터 처리에 대한 더 자세한 설명은 도 5에서 하도록 한다.
- [0062] 도 5는 본 실시예에 따른 제1 에코신호 및 제2 에코신호를 설명하기 위한 그래프이다.
- [0063] 도 5에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 고강도 초음파를 송신하지 않은 상태에서 이미지 초음파를 송신하고, 관심영역으로부터 반사된 제1 에코신호를 이용하여 제1 스캔라인(410)에 대한 제1 스캔라인 데이터(502)를 획득한다. 여기서, 초음파 의료 장치(100)는 제1 스캔라인 데이터(502)를 일정한 시간 간격으로 분할하여 복수 개의 임계 데이터(512, 522, 532)를 생성하고, 각각의 임계 데이터를 주파수 영역으로 변환하여 주파수 별 신호크기를 합산한 임계값을 각각의 임계 데이터마다 산출한다.
- [0064] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 고강도 초음파를 초점 위치 지점에 송신할 때 반사된 제2 에코신호를 이용하여 제1 스캔라인(410)에 대한 제2 스캔라인 데이터(500)를 획득한다. 여기서, 초음파 의료 장치(100)는 제2 스캔라인 데이터(500)를 제1 스캔라인 데이터(502)와 동일한 시간 간격으로 분할하여 복수 개의 시분할 된 데이터(510, 520, 530)를 생성하고, 각각의 시분할 된 데이터를 주파수 영역으로 변환하여 합산한 합산 결과값을 각각의 시분할 된 데이터마다 산출한다.
- [0065] 초음파 의료 장치(100)는 동일한 영역에 해당하는 제1 스캔라인 데이터(502)의 임계값과 제2 스캔라인 데이터(500)의 합산 결과값을 비교하여 비교값을 산출한다. 예컨대, 제1 스캔라인 데이터(502)의 임계 데이터(512)에 대한 임계값과 제2 스캔라인 데이터(500)의 시분할 된 데이터(510)에 대한 합산 결과값을 비교하여 제1 스캔라인(410)의 동일한 위치에 대한 비교값을 산출한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)는 비교값을 이용하여 제1 스캔라인(410)에서 캐비테이션의 발생여부를 확인하고, 비교값을 관심영역에 맵핑하여 캐비테이션이 발생한 위치를 검출할 수 있다.
- [0066] 도 5에서 기재한 초음파 의료 장치(100)는 관심영역 중 하나의 스캔라인에서 캐비테이션의 발생량 및 발생 위치를 검출하는 것으로 설명하고 있으나, 복수 개의 스캔라인에서도 동일한 과정으로 동작하여 캐비테이션의 발생량 및 발생 위치를 검출할 수 있을 것이다.
- [0067] 도 6은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치에서 캐비테이션의 위치를 검출하기 위한 데이터를 처리하는 동작을 설명하기 위한 그래프이다.
- [0068] 도 6은 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역 중 하나의 영역에 대한 데이터를 처리하여 생산된 결과 데이터를 나타낸 그래프를 의미한다.
- [0069] 도 6의 (a)는 초음파 의료 장치(100)가 제2 에코신호로부터 획득한 스캔라인별 데이터를 기 설정된 시간으로 분할한 시분할 데이터를 나타내는 그래프이고, 도 6의 (b)는 도 6의 (a)의 시분할 데이터를 고속 푸리에 변환을 이용하여 주파수 영역 데이터로 변환한 그래프이고, 도 6의 (c)는 도 6의 (b)의 그래프에서 고강도 주파수 성분을 제거(필터링)한 결과 데이터를 나타낸 그래프이다. 도 6의 (d)는 결과 데이터에 포함된 주파수 성분에 근거하여 캐비테이션이 발생한 위치를 나타낸 예시도이다.
- [0070] 초음파 의료 장치(100)는 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 스캔라인에 대한 제2 에코신호로부터 획득한 도 6의 (a)와 같은 스캔라인 데이터를 기 설정된 시간으로 분할한 복수 개의 시분할 데이터 중 하나의 데이터(510)를 고속 푸리에 변환을 이용하여 도 6의 (b)와 같은 주파수 영역 데이터로 변환한다. 초음파 의료 장치(100)는 주파수 영역 데이터를 튜닝 형태의 윈도우를 갖는 필터를 이용하여 필터링함으로써, 고강도 초음파에 대응되는 고강도 주파수 성분을 제거한 도 6의 (c)와 같은 결과 데이터를 생성한다.
- [0071] 초음파 의료 장치(100)는 결과 데이터마다 주파수 별 신호크기를 합산하여 합산 결과값을 산출하고, 산출된 합산 결과값과 기 설정된 임계값을 비교한 비교 결과값을 대상체에 설정된 관심영역을 스캔라인별로 구분하고, 각각의 스캔라인을 시분할하여 시분할 된 영역을 기준으로 각각의 시분할 된 영역에 맵핑하여 도 6의 (d)와 같이



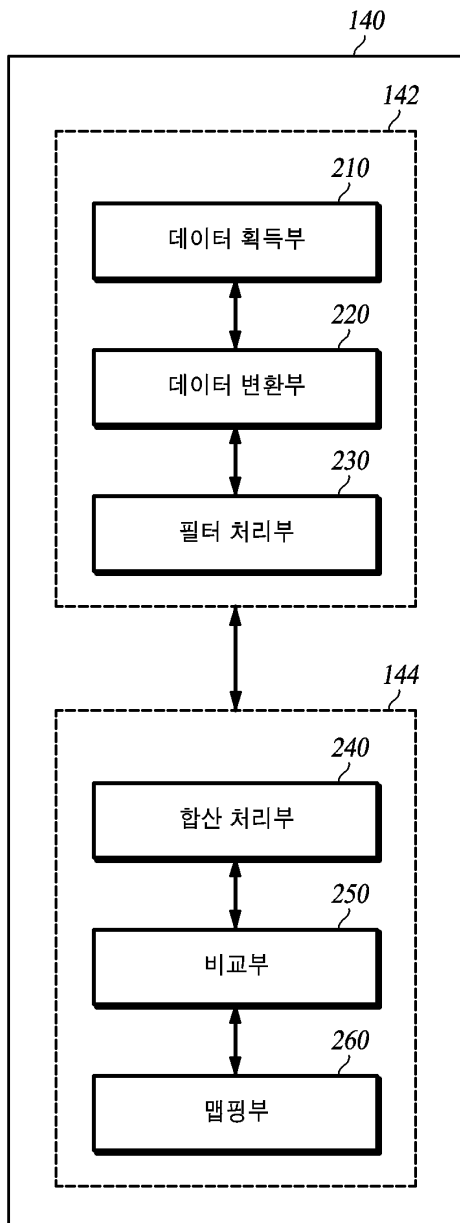
도면

도면1

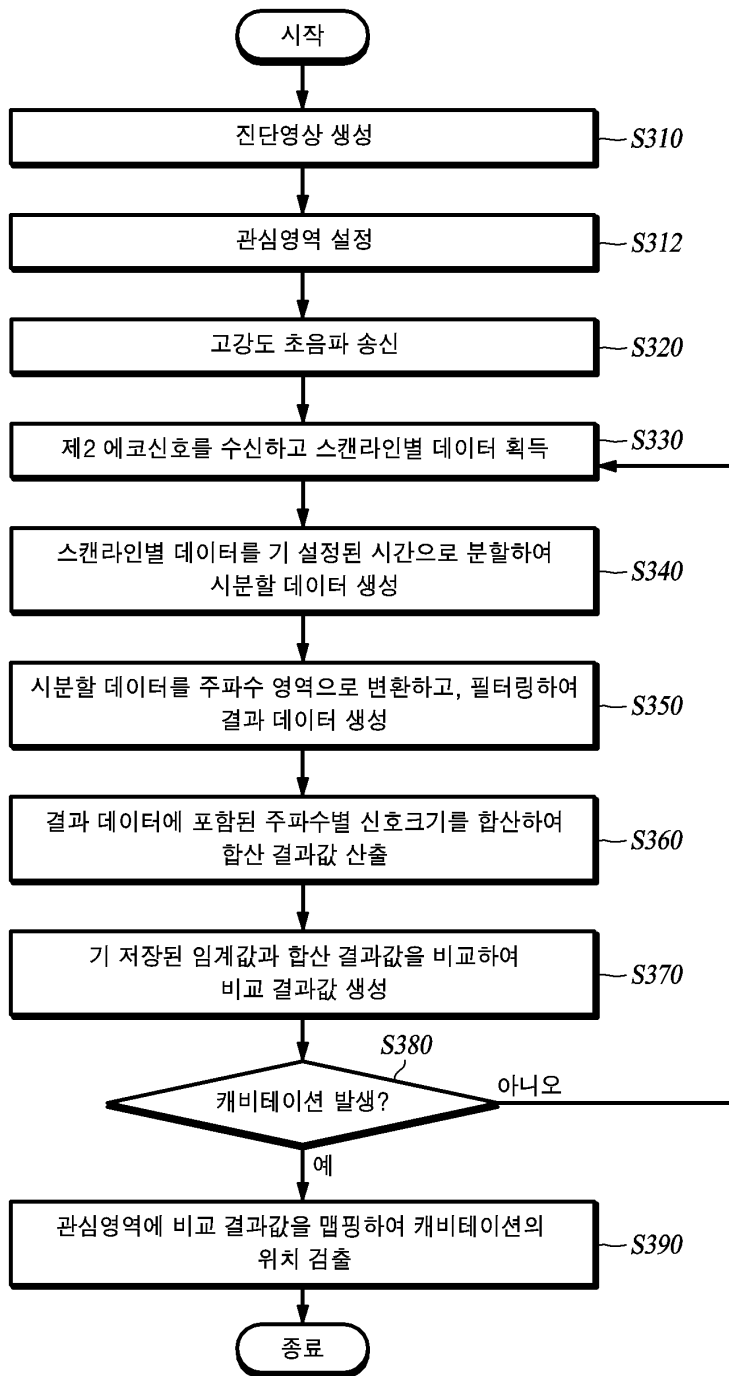


100

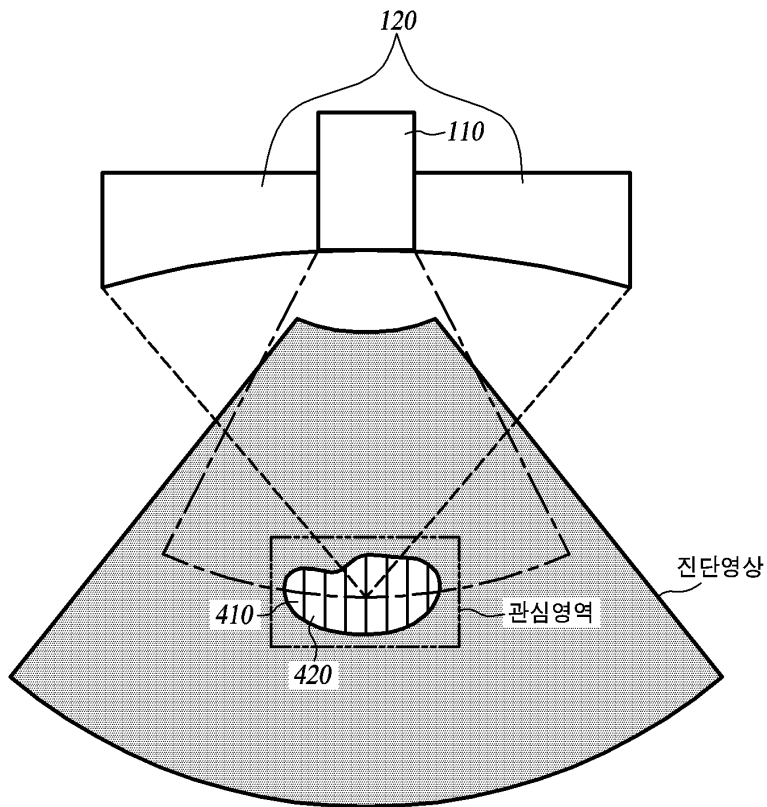
도면2



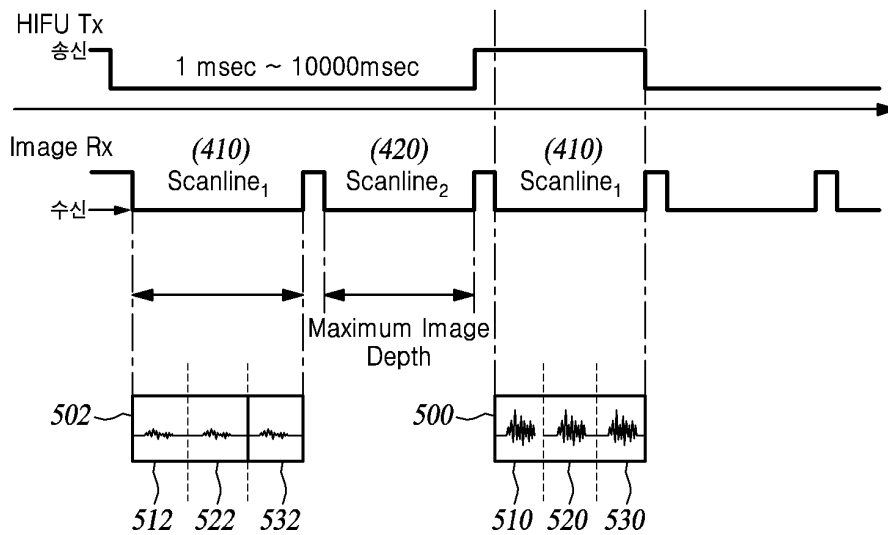
도면3



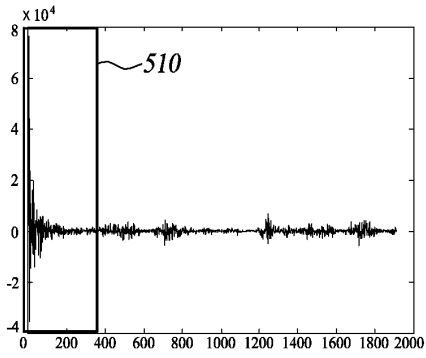
도면4



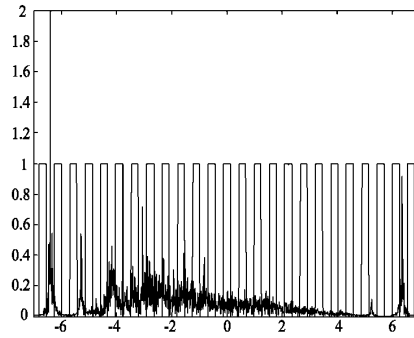
도면5



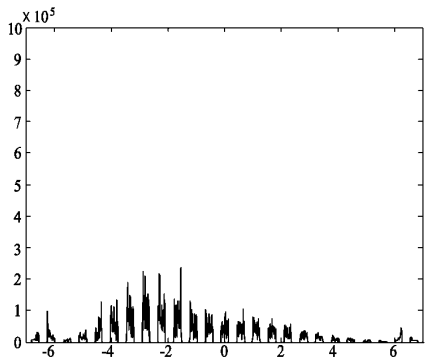
도면6



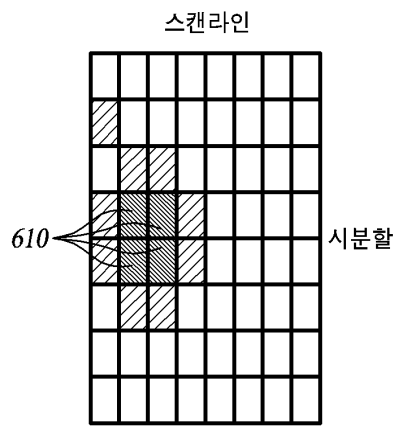
(a)



(b)

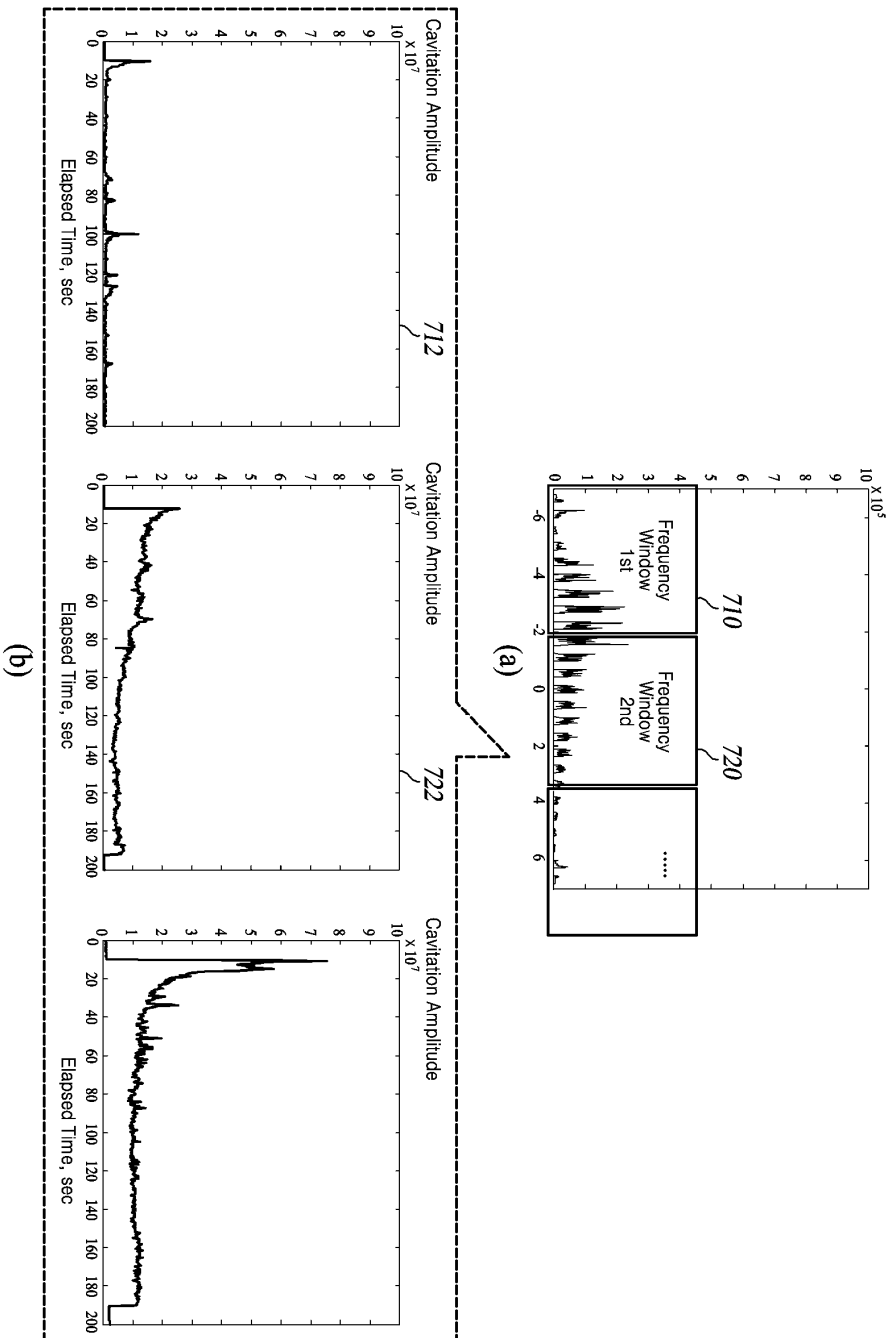


(c)



(d)

도면7



专利名称(译)	标题：空化检测方法及其超声医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">KR101462023B1</a>	公开(公告)日	2014-11-18
申请号	KR1020130021951	申请日	2013-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	SON KEON HO 손건호 KANG KOOK JIN 강국진 KIM DAE SEUNG 김대승 JUN SUK HWAN 전석환		
发明人	손건호 강국진 김대승 전석환		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61N7/02 A61N2007/0039 A61B8/5207 A61B8/14 A61B8/5246 A61B8/469		
代理人(译)	LEE HEE CHUL		
其他公开文献	KR1020140107852A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种用于检测空化的方法及其超声医疗设备。本发明提供一种用于检测空化的方法及其超声波医疗设备，该方法将成像超声波和高强度超声波聚焦在对象（患者的患病区域）上，并且如果通过处理反映确认已发生空化从中检测信号，然后通过处理反射信号的数据来检测发生空化的位置。

