



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년06월12일

(11) 등록번호 10-1528608

(24) 등록일자 2015년06월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/14 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0011459

(22) 출원일자 2014년01월29일

심사청구일자 2014년01월29일

(56) 선행기술조사문헌

JP2000175933 A

KR1020120091737 A

KR1020060112240 A

(73) 특허권자

알피니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

김대승

서울특별시 강서구 강서로17길 54 (화곡동)

김명덕

서울특별시 구로구 디지털로32가길 86, 804호 (구로동)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 신지

전체 청구항 수 : 총 14 항

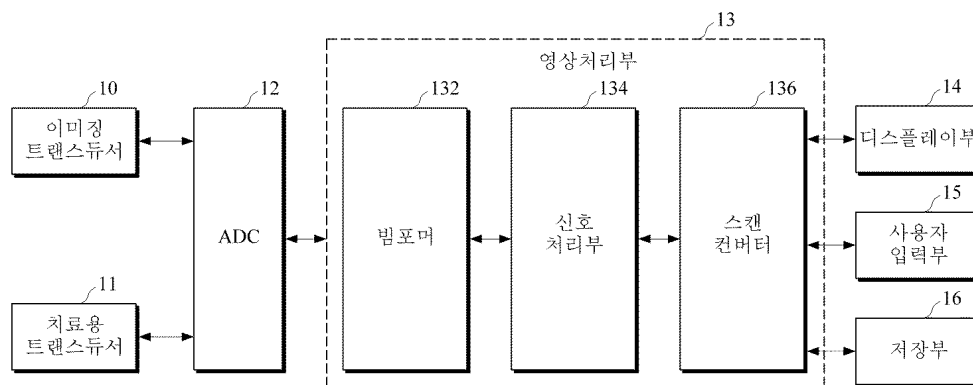
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 초음파 영상장치 및 이를 이용한 초점 가시화 방법

(57) 요약

초음파 영상장치 및 이를 이용한 초점 가시화 방법이 개시된다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는, 치료용 고강도 초음파를 대상체에 송신하기 이전에, 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 치료용 트랜스듀서와, 치료용 트랜스듀서와 동기화되며 대상체로부터 되돌아오는 고강도 초음파 반사신호를 수신하는 이미징 트랜스듀서와, 고강도 초음파 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 각 고조파 신호에 대해 기본 주파수 신호의 크기를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점이 가시화된 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함한다.

대 표 도



(72) 발명자

강국진

경기도 용인시 수지구 신봉1로48번길 29, 102동
602호 (신봉동, 한일아파트)

손건호

경기도 성남시 분당구 산운로 98, 804호 1503호 (운중동, 산운마을8단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10043474
부처명	산업통상자원부
연구관리전문기관	한국산업기술평가관리원
연구사업명	신성장동력장비경쟁력강화사업
연구과제명	초음파 영상 유도 HIFU 치료 시스템 개발
기 여 율	1/1
주관기관	알피니언메디칼시스템 주식회사
연구기간	2013.09.01 ~ 2014.08.31

명세서

청구범위

청구항 1

치료용 고강도 초음파를 대상체에 송신하기 이전에, 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 치료용 트랜스듀서;

상기 치료용 트랜스듀서와 동기화되며, 상기 대상체로부터 되돌아오는 고강도 초음파 반사신호를 수신하는 이미징 트랜스듀서; 및

상기 고강도 초음파 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 각 고조파 신호에 대해 기본 주파수 신호의 크기를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점이 가시화된 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 영상 처리부;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

예비 타겟팅 이미징 영상에서 초점위치 지점보다 신호강도가 크게 나타나는 초점위치 이외의 지점에 대해 고강도 초음파 반사신호에 포함된 산란신호의 간섭을 제거하여 상기 초점위치 지점의 영상 해상도를 높이는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

분해된 각 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호의 크기로 나누고, 신호 크기가 기본 주파수의 신호 크기로 나뉘진 각 고조파 신호를 결합하며 결합한 신호로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

분해된 각 고조파 신호를 대상으로, 예비 타겟팅 이미징 영상의 초점위치 지점과 초점위치 이외의 지점 각각에서, 반사신호에 포함된 산란신호의 강도 및 해당되는 고조파 신호의 세기를 곱 연산하여 해당 고조파를 갖는 반사신호의 크기를 계산하고, 계산된 반사신호의 크기를, 초점위치 지점 및 초점위치 이외의 지점 각각에서 해당 지점에서의 기본 주파수 신호의 크기로 나눔 연산하여 반사신호의 크기를 새로 계산하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 5

제 3 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

기본 주파수 신호의 크기로 나뉘진 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 6

제 3 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

상기 결합한 신호에 대해서 공간 필터를 통해 필터링하여 노이즈를 제거하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 영상 처리부는,

상기 이미징 트랜스듀서에 의해 수신되는 고강도 초음파 반사신호로부터 초점 영상을 생성하고, 생성된 초점 영상을 미리 생성된 대상체의 이미징 영상과 매핑하여 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 이미징 트랜스듀서는,

예비 타겟팅 이전에 대상체의 이미징 영상 생성을 위해, 대상체에 이미징 초음파를 송신하고 대상체로부터 되돌아오는 이미징 초음파 반사신호를 수신하며,

예비 타겟팅을 위해 상기 이미징 트랜스듀서의 이미징 초음파 송신을 중지한 상태에서, 상기 치료용 트랜스듀서에 의해 송신되어 대상체로부터 되돌아오는 고강도 초음파 반사신호를 수신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 치료용 트랜스듀서는,

상기 영상 처리부가 상기 이미징 트랜스듀서에 의해 획득된 이미징 초음파 반사신호를 신호 처리하여 초점 영상을 생성하면, 상기 생성된 초점 영상 상의 초점위치 정보에 대응하는 대상체의 초점위치 지점으로 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치.

청구항 10

치료용 트랜스듀서를 통해 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 단계;

상기 치료용 트랜스듀서와 동기화된 이미징 트랜스듀서를 통해 상기 대상체로부터 반사되는 신호를 수신하는 단계; 및

상기 수신된 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 각 고조파 신호에 대해 기본 주파수 신호의 크기를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점이 가시화된 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 상기 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계는,

분해된 각 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호의 크기로 나누는 단계;

신호 크기가 기본 주파수 신호 크기로 나뉜 각 고조파 신호를 결합하는 단계; 및

결합한 신호로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서, 상기 기본 주파수 신호의 크기로 나누는 단계는,

분해된 각 고조파 신호를 대상으로, 예비 타겟팅 이미징 영상의 초점위치 지점과 초점위치 이외의 지점 각각에서, 반사신호에 포함된 산란신호의 강도 및 해당되는 고조파 신호의 세기를 곱 연산하여 해당 고조파를 갖는 반사신호의 크기를 계산하는 단계; 및

계산된 반사신호의 크기를, 초점위치 지점 및 초점위치 이외의 지점 각각에서 해당 지점에서의 기본 주파수 신호의 크기로 나눔 연산하여 반사신호의 크기를 새로 계산하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법.

청구항 13

제 11 항에 있어서, 상기 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계는,
기본 주파수 신호 신호 크기로 나뉜 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당하는 단계;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법.

청구항 14

제 11 항에 있어서, 상기 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계는,
상기 결합한 신호에 대해서 공간 필터를 통해 필터링하여 노이즈를 제거하는 단계;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 영상 처리기술에 관한 것으로, 보다 상세하게는 초음파 초점 영상의 해상도를 향상시키기 위한 기술에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 암, 종양, 병변 등과 같은 생체 조직을 치료하는데 고강도 집속 초음파(High-Intensity Focused Ultrasound: 이하 HIFU라 칭함)를 이용할 수 있다. HIFU를 이용한 치료 방식은 HIFU를 대상체의 한 곳에 송신하여 발생하는 열을 통해 대상체의 조직을 괴사시키는 방식이다. 일반적인 외과수술이나 화학적인 치료(Chemotherapy) 방식과 비하여, HIFU 치료는 환자의 외상을 덜 손상시키고 비침입성 치료(Non-invasive treatment)를 실현할 수 있다. 그 적용 예로는 간암(Liver cancer), 뼈 육종(Bone sarcoma), 유방암(Breast cancer), 췌장암(Pancreas cancer), 신장암(Kidney cancer), 연조직의 종양(Soft tissue tumor) 및 골반 종양(Pelvic tumor) 등 다양하다.

[0003] HIFU를 이용한 치료 방식에 있어서, 치료하고자 하는 대상체에 HIFU 신호를 송신하고 되돌아오는 반사신호를 수신하여 이로부터 이미징 영상을 획득한다. 이때, 반사신호에 포함된 산란신호의 간섭에 의해 이미징 영상의 초점위치 지점의 화질이 저하될 수 있다. 이 경우, 치료용 HIFU 신호가 송신되는 초점위치 지점을 정확하게 식별하기 어려울 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 일 실시 예에 따라, HIFU 신호 송신 시에 획득되는 이미징 영상의 화질을 높여서 초점위치 지점을 가시화하기 위한 초음파 영상장치 및 이를 이용한 초점 가시화 방법을 제안한다.

과제의 해결 수단

[0005] 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는, 치료용 고강도 초음파를 대상체에 송신하기 이전에, 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 치료용 트랜스듀서와, 치료용 트랜스듀서와 동기화되며 대상체로부터 되돌아오는 고강도 초음파 반사신호를 수신하는 이미징 트랜스듀서와, 고강도 초음파 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 각 고조파 신호에 대해 기본 주파수 신호의 크기를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점이 가시화된 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함한다.

[0006] 일 실시 예에 따른 영상 처리부는, 예비 타겟팅 이미징 영상에서 초점위치 지점보다 신호강도가 크게 나타나는 초점위치 이외의 지점에 대해 고강도 초음파 반사신호에 포함된 산란신호의 간섭을 제거하여 초점위치 지점의 영상 해상도를 높인다.

[0007] 일 실시 예에 따른 영상 처리부는, 분해된 각 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호의 크기로 나누고, 신호

크기가 기본 주파수의 신호 크기로 나뉜 각 고조파 신호를 결합하며 결합한 신호로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성할 수 있다. 이때, 영상 처리부는, 분해된 각 고조파 신호를 대상으로, 예비 타겟팅 이미징 영상의 초점위치 지점과 초점위치 이외의 지점 각각에서, 산란신호의 강도 및 해당되는 고조파 신호의 세기를 곱 연산하여 해당 고조파를 갖는 반사신호의 크기를 계산하고, 계산된 반사신호의 크기를, 초점위치 지점 및 초점위치 이외의 지점 각각에서 해당 지점에서의 기본 주파수 신호의 크기로 나눔 연산하여 반사신호의 크기를 새로 계산할 수 있다.

[0008] 일 실시 예에 따른 영상 처리부는, 기본 주파수 신호의 크기로 나뉜 각 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당할 수 있다. 일 실시 예에 따른 영상 처리부는, 결합한 신호에 대해서 공간 필터를 통해 필터링하여 노이즈를 제거할 수 있다.

[0009] 일 실시 예에 따른 영상 처리부는, 이미징 트랜스듀서에 의해 수신되는 고강도 초음파와 반사신호로부터 초점 영상을 생성하고, 생성된 초점 영상을 미리 생성된 대상체의 이미징 영상과 매핑하여 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성할 수 있다. 이때, 이미징 트랜스듀서는, 예비 타겟팅 이전에 대상체의 이미징 영상 생성을 위해, 대상체에 이미징 초음파를 송신하고 대상체로부터 되돌아오는 이미징 초음파와 반사신호를 수신하며, 예비 타겟팅을 위해 이미징 트랜스듀서의 이미징 초음파 송신을 중지한 상태에서, 치료용 트랜스듀서에 의해 송신되어 대상체로부터 되돌아오는 고강도 초음파와 반사신호를 수신할 수 있다. 치료용 트랜스듀서는, 영상 처리부가 이미징 트랜스듀서에 의해 획득된 이미징 초음파와 반사신호를 신호 처리하여 초점 영상을 생성하면, 생성된 초점 영상 상의 초점위치 정보에 대응하는 대상체의 초점위치 지점으로 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 송신할 수 있다.

[0010] 다른 실시 예에 따른 초음파 영상장치를 이용한 초점 가시화 방법은, 치료용 트랜스듀서를 통해 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 단계와, 치료용 트랜스듀서와 동기화된 이미징 트랜스듀서를 통해 대상체로부터 반사되는 신호를 수신하는 단계와, 수신된 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 각 고조파 신호에 대해 기본 주파수 신호의 크기를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점이 가시화된 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0011] 일 실시 예에 따르면, HIFU 집속 시 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 집속하고 그에 따른 반사신호를 이용하여 예비 타겟팅을 수행할 수 있다. 그리고, 예비 타겟팅 시 획득되는 예비 타겟팅 이미징 영상에 있어서 HIFU 산란신호의 간섭에 의해 화질이 저하되어 초점위치 지점을 식별하기 어려운 현상을 해결하여 초점위치 지점을 가시화할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치의 구성도,
 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스가 수행되지 않은 예비 타겟팅 이미징 영상을 도시한 참조도,
 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 대상체의 이미징 영상과, HIFU 반사신호의 기본 주파수 신호와 고조파 신호를 각각 신호 처리하여 획득한 초점 영상을 도시한 참조도,
 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 기본 주파수 신호와 고조파 신호를 대상으로 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스와, 신호 처리 프로세스를 통해 생성되는 예비 타겟팅 이미징 영상을 도시한 참조도,
 도 5는 팬텀(phantom)을 대상으로 원 영상과 본 발명의 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스에 의해 생성된 예비 타겟팅 이미징 영상을 비교한 참조도,
 도 6은 대상체의 조직(tissue)을 대상으로 원 영상과 본 발명의 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스에 의해 생성된 예비 타겟팅 이미징 영상을 비교한 참조도,
 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치의 예비 타겟팅 이미징 영상의 가시화 방법을 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 이하에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 상세히 설명한다. 본 발명을 설명함에 있어 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 또한, 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0014] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치(1)의 구성도이다.
- [0015] 도 1을 참조하면, 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치(1)는 이미징 트랜스듀서(10), 치료용 트랜스듀서(11), 아날로그 디지털 컨버터(12), 영상 처리부(13), 디스플레이부(14), 사용자 입력부(15) 및 저장부(16)를 포함한다.
- [0016] 치료용 트랜스듀서(11)는 치료를 위해 미리 설정된 출력 값을 갖는 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound; 이하 HIFU라 칭함)를 대상체에 송신한다. 그리고, HIFU를 이용한 치료 이전에, 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 대상체의 치료 부위에 미리 송신하여 HIFU가 치료 부위에 잘 전달되는지를 확인해 보는 예비 타겟팅(pre-targeting)을 수행한다. 예비 타겟팅을 위한 HIFU의 출력 세기는 고강도이되 대상체를 손상시키지 않을 정도로, 미리 설정된 출력 값보다 낮은 크기를 갖는다. 이미징 트랜스듀서(10)는 치료용 트랜스듀서(11)를 통해 송신된 예비 타겟팅용 HIFU 신호에 의해 대상체로부터 되돌아오는 HIFU 반사신호를 수신한다.
- [0017] 영상 처리부(13)는 이미징 트랜스듀서(10)에 의해 수신되는 HIFU 반사신호를 신호 처리하여 초점 영상을 생성한다. 그리고, 생성된 초점 영상을 미리 생성된 대상체의 이미징 영상과 매핑하여 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성한다. 예비 타겟팅 이전, 대상체의 이미징 영상 생성을 위해, 이미징 트랜스듀서(10)가 대상체에 이미징 초음파를 송신하고 대상체로부터 되돌아오는 이미징 초음파 반사신호를 수신할 수 있다. 이후, 이미징 트랜스듀서(10)는 예비 타겟팅을 위해 이미징 트랜스듀서(10)의 이미징 초음파 송신을 중지(off)한 상태에서, 치료용 트랜스듀서(11)에 의해 송신되어 대상체로부터 되돌아오는 HIFU 반사신호를 수신하게 된다.
- [0018] 예비 타겟팅 이미징 영상에 있어서, 초점위치 지점이 아닌 영역에서, HIFU 초점위치 지점의 신호 강도의 세기보다 그 세기가 크게 나타나는 지점이 발생할 수 있다. HIFU 초점위치 지점은 치료용 트랜스듀서(11)를 통해 HIFU가 송신되는 지점이다. 이와 같은 현상은 HIFU 반사신호에 포함된 산란(scatter) 신호의 고조파 신호들(harmonic signals)에 의한 것이다. 이렇게 되면, 예비 타겟팅 이미징 영상은 HIFU 산란신호에 의해 도 2에 도시된 바와 같이 반사신호 강도의 세기에 대한 편차가 심하게 되고, 반사신호 분포 또한 불균일하게 되어, 영상의 화질이 저하되므로 초점위치 지점을 제대로 식별하기 어렵게 된다.
- [0019] 본 발명은 예비 타겟팅 이미징 영상에서 초점위치 지점이 아닌 영역에서 신호 강도의 세기가 더 크게 나타나게 하는 HIFU 산란신호의 간섭을 제거함에 따라 초점위치 지점의 영상 해상도를 높여 초점위치 지점을 가시화하는 기술을 제안한다. 이를 위해, 본 발명은 영상 처리부(13)가 입력받은 HIFU 반사신호를 기본 주파수 신호(fundamental signal)와 고조파 신호들로 분해한다. 그리고, 분해된 각 고조파 신호를 대상으로 기본 주파수 신호를 반영하여 신호 처리함에 따라 초점위치 지점이 가시화된 이미징 영상을 생성한다.
- [0020] 이하, 도 1을 참조로 하여, 전술한 초점위치 지점 영상 가시화를 위한 초음파 영상장치(1)의 구성에 대해 상세히 후술한다.
- [0021] 이미징 트랜스듀서(10)는 이미징용 트랜스듀서 어레이를 포함하며, 예비 타겟팅 시에 치료용 트랜스듀서(11)를 통해 송신된 예비 타겟팅용 HIFU에 의해 대상체로부터 되돌아오는 HIFU 반사신호를 수신한다. 이미징 트랜스듀서(10)는 예비 타겟팅 이전에, 대상체로 이미징 초음파를 송신하고, 대상체로부터 반사되는 반사신호를 수신할 수 있다. 이때, 이미징 초음파는 이미징 트랜스듀서(10)가 대상체에 대한 영상을 획득하기 위해 대상체로 송신하는 초음파를 의미한다.
- [0022] 일 실시 예에 따른 이미징 트랜스듀서(10)는 전기적 아날로그 신호를 초음파로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 되돌아오는 반사신호를 전기적 아날로그 신호로 변환하며, 복수 개의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)가 결합한 형태일 수 있다. 일 실시 예에 따른 치료용 트랜스듀서(11)는 고강도 트랜스듀서 어레이를 포함한다. 치료용 트랜스듀서(11)는 원형 모양이고, 치료용 트랜스듀서(11)의 중앙에 이미징 트랜스듀서(10)가 형성되는 형태로 구현될 수 있으나, 치료용 트랜스듀서(11)와 이미징 트랜스듀서(10)의 구조는 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0023] 치료용 트랜스듀서(11)는 치료를 위해 대상체에 미리 설정된 출력 값에 해당하는 HIFU를 송신한다. 그리고, 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 송신할 수 있다. 예비 타겟팅 시에, 치료용 트랜스듀서

(11)는 초점위치 정보에 대응하는 초점위치 지점으로 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 송신한다. 예비 타겟팅을 위한 HIFU는 대상체에 손상되지 않을 정도로 약하게, 미리 설정된 비율 미만의 듀티 비, 예를 들어, 약 5% 이하를 갖도록 송신할 수 있다. 또한, 치료용 트랜스듀서(11)는 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 미리 설정된 횟수로 반복하여 대상체로 송신할 수 있다.

[0024] 치료용 트랜스듀서(11)가 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 송신하는 대상체의 초점위치 지점은 자동으로 결정될 수 있다. 또는 사용자 입력부(15)를 통해 사용자에게 의해 입력될 수 있다. 사용자에게 의해 입력되는 경우, 사용자가 먼저 이미징 트랜스듀서(10)를 통해 대상체에 이미징 초음파를 송신하고, 대상체로부터 되돌아오는 반사신호로부터 생성된 이미징 영상을 통해 대상체의 초점위치 정보에 대응하는 초점위치 지점을 결정할 수 있다.

[0025] 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU가 초점위치 지점에 도달하는 경우, 초점위치 지점에 해당하는 인체 조직이 손상되지는 않지만, 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU에 의해 눌러지거나 해당 조직의 밀도가 변화게 된다. 이미징 트랜스듀서(10)가 HIFU 반사신호를 수신하는데, 결과적으로 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU에 의해 눌러지거나 해당 조직의 밀도가 변화된 지점을 검출할 수 있게 된다. 높은 진폭의 음압을 갖는 HIFU가 초점위치 지점에 조사되면 순간적으로 매질이 눌러 밀도, 음속 변화가 일어나게 되고 음향 임피던스 차이에 의해서 반사가 된다.

[0026] HIFU가 초점위치 지점에 도달하는 시점을 판별하기 위해서는 이미징 트랜스듀서(10)와 치료용 트랜스듀서(11) 간의 일종의 동기화가 필요하다. 이러한 동기화는 이미징 트랜스듀서(10)와 초점위치 지점 간의 거리 정보, 치료용 트랜스듀서(11)와 초점위치 지점 간의 거리 정보, 이미징 초음파 및 HIFU가 대상체의 매질 내에서 이동하는 이동 속도 정보에 따라 설정될 수 있다. 동기화로 인해 치료용 트랜스듀서(11)에서 미리 설정된 출력 값 미만의 HIFU를 초점위치 지점으로 송신할 수 있다.

[0027] 아날로그 디지털 컨버터(ADC)(12)는 이미징 트랜스듀서(10) 또는 치료용 트랜스듀서(11)에 구비된 트랜스듀서에 의해 변환된 전기적 아날로그 신호를 전기적 디지털신호로 변환한다. 도 1을 참조하면, 아날로그 디지털 컨버터(12)는 이미징 트랜스듀서(10) 또는 치료용 트랜스듀서(11)와 빔포머(132) 간에 위치하는 것으로 도시되었지만 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 다양하게 수정하여 초음파 영상장치(1) 내에 다른 모듈 간에 위치하는 것으로 적용 가능하다.

[0028] 일 실시 예에 따른 영상 처리부(13)는 예비 타겟팅 이전에 이미징 트랜스듀서(10)로부터 송신된 이미징 초음파에 대응하는 반사신호를 신호 처리하여 대상체의 이미징 영상을 생성한다. 그리고, 영상 처리부(13)는 예비 타겟팅을 위해 치료용 트랜스듀서(11)를 통해 송신되어, 대상체로부터 이미징 트랜스듀서(10)를 통해 수신된 HIFU 반사신호를 신호 처리하여 초점 영상을 생성한다. 그리고, 생성된 HIFU 반사신호에 대한 초점 영상을, 예비 타겟팅 이전에 생성된 대상체의 이미징 영상과 결합하여 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성한다.

[0029] 영상 처리부(13)는 사용자 입력부(15)의 조작 또는 명령에 의해 이미징 영상에 관심영역(Region Of Interest: ROI)을 설정할 수 있다. 영상 처리부(13)는 미리 설정된 각도(0° 내지 360°)로 회전한 이미징 트랜스듀서로부터 반사신호를 수신하거나, 이차원 트랜스듀서 어레이(2D Transducer Array)로 구성된 이미징 트랜스듀서(10)로부터 반사신호를 수신하며, 수신된 반사신호에 근거하여 이미징 영상을 삼차원 영상으로 형성할 수 있다.

[0030] 일 실시 예에 따른 영상 처리부(13)는 도 1에 도시된 바와 같이, 빔포머(Beamformer)(132), 신호 처리부(Signal Processor)(134) 및 스캔 컨버터(Scan Converter)(136)를 포함한다.

[0031] 빔포머(132)는 이미징 트랜스듀서(10)에 구비된 각각의 트랜스듀서에 의해 수신된 반사신호를 집속하여 로 데이터(Raw Data)인 프레임 데이터를 생성한다. 이러한, 빔포머(132)는 아날로그 디지털 컨버터(12)에 의해 변환된 전기적 디지털 신호에 기초하여 수신 집속 신호(Receive Focusing Signal)를 형성한다.

[0032] 빔포머(132)는 대상체로부터 이미징 트랜스듀서(10) 및 치료용 트랜스듀서(11)의 각 트랜스듀서에 도달하는 시간을 고려하여 각 전기적 디지털 신호에 적절한 지연을 가한 후 합산하여 수신 집속 신호를 형성할 수 있다. 즉, 빔포머(132)는 이미징 트랜스듀서(10)가 이미징 초음파를 송신하거나 치료용 트랜스듀서(11)가 HIFU를 송신할 때 이미징 트랜스듀서(10)와 치료용 트랜스듀서(11) 내의 각 트랜스듀서의 구동 타이밍을 조절하여 초점위치 정보에 대응하는 초점위치 지점으로 초음파를 집속시킨다.

[0033] 신호 처리부(134)는 빔포머(132)에 의해 생성된 프레임 데이터 신호를 디지털 신호 처리하여 영상을 생성한다. 즉, 신호 처리부(134)는 이미징 트랜스듀서(10)로부터 수신된 반사신호로부터 대상체의 이미징 영상을 형성하고, 이미징 영상이 디스플레이부(14)로 출력되도록 동작할 수 있다. 또한, 신호 처리부(134)는 이미징 트랜스듀서(10)로부터 수신한 HIFU 반사신호로부터 초점 영상을 형성하고, 초점 영상이 디스플레이부(14)로 출

력되도록 동작할 수 있다. 또한, 대상체의 이미징 영상과 초점 영상을 매핑하여 매핑된 영상을 디스플레이부(14)로 출력되도록 동작할 수 있다.

[0034] 일 실시 예에 따른 신호 처리부(134)는 획득된 HIFU 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해한다. 그리고, 분해된 각 고조파 신호를 기본 주파수 신호로 나눈 후 기본 주파수 신호로 나뉜 각 고조파 신호를 결합한다. 이때, 신호 처리부(134)는 기본 주파수 신호로 나뉜 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당하여 결합할 수 있다. 신호 처리부(134)의 신호 처리 예는 후술되는 도 3, 도 4a 및 도 4b를 참조로 하여 후술한다.

[0035] 일 실시 예에 따른 신호 처리부(134)는 결합을 통해 생성된 신호에 대해서 공간 필터를 통해 필터링함에 따라 데이터 스무딩(data smoothing)을 수행하여 노이즈를 제거할 수 있다. 공간 필터는 대상의 공간패턴 내에서 특정한 공간 주파수만을 선택하는 필터이다. 예를 들어, 신호 처리부(134)는 결합을 통해 생성된 신호를 HIFU 반사신호가 아닌, 이미징 초음파 반사신호의 주파수 대역을 대역폭으로 갖는 공간 필터에 통과시킴으로써, 이미징 초음파 반사신호를 선택할 수 있다. 데이터 스무딩은 노이즈 때문에 데이터에 좋지 않은 미세한 변동이나 불연속성이 있을 때, 이런 변동이나 불연속성을 약하게 하거나 제거하여 매끄럽게 하는 조작으로, 예를 들어 주파수 영역에서의 처리로서, 저역 통과 필터에 의해 고주파 성분을 제거할 수 있다.

[0036] 스캔 컨버터(136)는 영상을 소정의 주사선 표시형식의 디스플레이부(14)에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다. 스캔 컨버터(136)는 영상을 실제 디스플레이부(14)에 디스플레이되는 데이터 형태로 변환한다.

[0037] 사용자 입력부(15)는 사용자의 조작 또는 입력에 의한 명령(instruction)을 입력받는다. 여기서, 사용자 명령은 초음파 영상장치(1)를 제어하기 위한 제어 명령 등이 될 수 있다. 또한, 사용자 입력부(15)는 대상체의 이미징 영상 상에 초점위치 정보를 입력받는다. 즉, 사용자 입력부(15)는 대상체의 이미징 영상이 이차원 영상인 경우 이차원 좌표값(x, z)의 초점위치 정보를 입력받으며, 대상체의 이미징 영상이 삼차원 영상인 경우 삼차원 좌표값(x, y, z)의 초점위치 정보를 입력받는다. 또한, 사용자 입력부(15)는 사용자의 조작 또는 명령에 의해 대상체의 이미징 영상 상에 ROI를 설정할 수 있다.

[0038] 일 실시 예에 따른 디스플레이부(14)는 영상 처리부(13)에 의해 수신된 영상을 B-모드 또는 C-모드 영상으로 출력한다. 저장부(16)는 초음파 영상장치(1)의 구동에 필요한 각종 데이터를 저장한다. 또한, 저장부(16)는 이미징 트랜스듀서(10)를 이용하여 수신된 신호를 저장할 수 있다.

[0039] 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스가 수행되지 않은 예비 타겟팅 이미징 영상을 도시한 참조도이다.

[0040] 도 2를 참조하면, 반사신호의 강도의 편차가 심하고 반사신호가 불균일하게 분포되어 있어서, 영상의 화질이 저하되어 초점위치 지점이 잘 보이지 않고 있음을 확인할 수 있다.

[0041] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 대상체의 이미징 영상과, HIFU 반사신호의 기본 주파수 신호와 고조파 신호를 각각 신호 처리하여 획득한 초점 영상을 도시한 참조도이다.

[0042] 도 3에 있어서 $\times$ 는 각 주파수 신호를 갖는 초점 영상에서의 HIFU 초점위치 지점을 나타낸다. 도 3을 참조하면, 기본 주파수 신호(fundamental signal), 제2 고조파 신호(2nd harmonic signal) 및 제3 고조파 신호(3rd harmonic signal)에 대한 반사신호 분포가 서로 상이하다. 즉, HIFU 초점위치 지점과 신호 강도가 가장 큰 반사신호에 대응하는 위치 지점이 서로 상이하다. 따라서, 본 발명은 대상체의 매질에 분포된 산란신호들의 강도의 영향을 최소화하고자 한다. 고조파 신호의 크기는 주파수가 기본 주파수 신호의 크기의 제곱에 비례하는 신호이다. 예를 들어, 제2 고조파 신호는 크기가 기본 주파수 신호의 제곱인 주파수 신호이다.

[0043] 도 4a 및 도 4b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 기본 주파수 신호와 고조파 신호를 대상으로 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스와, 신호 처리 프로세스를 통해 생성되는 예비 타겟팅 이미징 영상을 도시한 참조도이다.

[0044] 도 3을 참조로 하여 전술한 바와 같이 HIFU 반사신호를 대상으로 기본 주파수 신호와 각 고조파 신호를 분해한 이후, 초음파 영상장치는 각 고조파 신호를 기본 주파수 신호로 나눈다. 예를 들어, 4a에 도시된 바와 같이 제2 고조파 신호(2nd harmonic signal)의 크기(amplitude)를 기본 주파수 신호 크기로 나누고, 제3 고조파 신호(3rd harmonic signal) 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈다. 그리고, 신호 크기가 기본 주파수 신호 크기로 나뉜 각 고조파 신호를 결합한 후 이로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성한다. 예를 들어, 도 4a에 도시된 바와 같이 제2 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈 신호와 제3 고조파 신호 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈 신호를 결합한 후 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하여 초점을 가시화한다.

- [0045] 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는 기본 주파수 신호로 나뉜 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당한 후 결합한다. 예를 들어, 도 4a에 도시된 바와 같이, 제3 고조파 신호 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈 신호에 가중치를 할당한다.
- [0046] 한편, 도 4b는 제2 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈 신호로부터 생성된 초점 영상과, 제3 고조파 신호 크기를 기본 주파수 신호 크기로 나눈 신호에 가중치를 할당한 신호로부터 생성된 초점 영상과, 이들 영상들을 결합한 예비 타겟팅 이미징 영상을 각각 도시한 것이다. 예비 타겟팅 이미징 영상에서, HIFU 초점 위치 지점과 신호 강도가 가장 큰 반사신호에 대응하는 위치 지점이 일치함을 확인할 수 있다.
- [0047] 이하, 본 발명의 이해를 돕기 위해 수치 대입을 통해 본 발명의 초점 가시화 프로세스에 대해 구체적으로 설명한다.
- [0048] 예비 타겟팅 이미징 영상의 공간 상에서 기본 주파수를 대상으로 그 크기가 가장 크게 나타나는 지점은 HIFU 초점위치 지점이다. 고조파 신호의 크기는 기본 주파수 신호의 크기의 제곱에 비례하므로, 공간 상에서 고조파 신호를 대상으로 그 크기가 가장 크게 나타나는 지점 역시 HIFU 초점위치 지점이어야 한다. 그러나 실제로 생성된 예비 타겟팅 이미징 영상을 보면, 공간 상에 분포되어 있는 산란신호의 강도에 의해 HIFU 초점위치 지점이 아닌, HIFU 초점위치 지점 밖에서 그 크기가 더 세게 나타나게 된다.
- [0049] 산란신호의 강도는 주파수에 따라 변화가 없다는 전제 하에서, 초점위치 지점에서의 산란신호의 강도를 1, 초점위치 이외의 지점에서의 산란신호의 강도를 100이라고 가정한다. 이때, 기본 주파수의 세기가 초점위치 지점에서 10이고, 초점위치 이외의 지점에서 1이라면, 기본 주파수에 대한 반사신호의 세기는, 해당 지점에서의 산란신호의 강도와 기본 주파수의 세기의 곱이므로, 초점위치 지점에서는 $10(1 \times 10)$ 이고, 초점위치 지점 밖에서는 모두 $100(100 \times 1)$ 이 된다.
- [0050] 그런데, 제2 고조파 신호의 세기는 기본 주파수 신호의 세기의 제곱에 비례하므로, 초점위치 지점에서 $100(10^2)$, 초점위치 이외의 지점에서는 $1(1^2)$ 이 되고, 여기에 산란신호의 강도를 각각 곱하면 제2 고조파 신호에 대한 반사신호의 세기는 초점위치 지점에서 $100(100 \times 1)$ 이 되고, 초점위치 이외의 지점에서 $100(1 \times 100)$ 이 된다. 이로 인해 제2 고조파 신호로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 나타내면, 초점위치 지점과 초점위치 이외의 지점 간의 영상 해상도는 차이가 없게 된다.
- [0051] 그러나, 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 각 지점에서 제2 고조파 신호의 세기를 기본 주파수 신호의 세기로 나누므로, 제2 고조파 신호에 대한 반사신호의 세기는 초점위치 지점에서는 $10(100/10)$ 이 되고, 초점위치 이외의 지점에서는 $1(100/100)$ 이 된다. 따라서, 예비 타겟팅 이미징 영상에서 초점위치 지점의 해상도가 초점위치 이외의 지점의 해상도보다 높게 되므로, 초점위치 지점에 대한 해상도가 향상되게 된다.
- [0052] 나아가, 제3 고조파 신호 역시, 각 지점에서 제3 고조파 신호의 세기를 기본 주파수 신호의 세기로 나누면, 제2 고조파 신호와 동일한 효과를 갖으며, 그 이상의 차수를 갖는 고조파 신호 역시 마찬가지이다.
- [0053] 도 5는 팬텀(phantom)을 대상으로 원 영상과 본 발명의 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스에 의해 생성된 예비 타겟팅 이미징 영상을 비교한 참조도이다.
- [0054] 도 5를 참조하면, 가중치가 1이고, 본 발명의 신호 처리 프로세스에 의해 HIFU 산란신호의 간섭이 제거된 팬텀의 예비 타겟팅 이미징 영상은 HIFU 초점위치 지점과 신호 강도가 가장 큰 반사신호에 대응하는 위치 지점이 일치함을 확인할 수 있다.
- [0055] 도 6은 대상체의 조직(tissue)을 대상으로 원 영상과 본 발명의 초점 가시화를 위한 신호 처리 프로세스에 의해 생성된 예비 타겟팅 이미징 영상을 비교한 참조도이다.
- [0056] 도 6을 참조하면, 가중치가 3이고, 본 발명의 신호 처리 프로세스에 의해 HIFU 산란신호의 간섭이 제거된 조직의 예비 타겟팅 이미징 영상은 HIFU 초점위치 지점과 신호 강도가 가장 큰 반사신호에 대응하는 위치 지점이 일치함을 확인할 수 있다.
- [0057] 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치의 예비 타겟팅 이미징 영상의 가시화 방법을 도시한 흐름도이다.
- [0058] 도 7을 참조하면, 초음파 영상장치는 치료용 트랜스듀서를 통해 예비 타겟팅을 위해 미리 설정된 출력 값 미만의 고강도 초음파를 대상체에 송신한다(700). 고강도 초음파를 대상체에 송신하는 단계(700) 이전에, 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는 이미징 트랜스듀서를 통해 대상체로 이미징 초음파를 송신하고 대상체로부터 반사

되는 수신신호를 획득하여 대상체의 이미징 영상을 생성한다. 이때, 대상체의 이미징 영상으로부터 치료용 트랜스듀서에 의해 송신될 고강도 초음파의 초점위치 지점을 결정할 수 있다.

[0059] 이어서, 초음파 영상장치는 치료용 트랜스듀서가 송신한 HIFU 신호에 의해 대상체로부터 되돌아오는 HIFU 반사신호를 수신한다(710).

[0060] 이어서, 초음파 영상장치는 수신된 HIFU 반사신호를 주파수 분석하여 기본 주파수 신호와 고조파 신호들로 분해하고, 분해된 고조파 신호들에 대해 기본 주파수 신호를 반영하여 신호 처리한 후 결합하여 초점 영상을 생성한다. 그리고, 예비 타겟팅 이전에 생성된 대상체의 이미징 영상과 결합하여 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성한다(720).

[0061] 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성하는 단계(720)에서, 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는 획득된 고강도 초음파 반사신호를 대상으로, 분해된 각 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호의 크기로 나눈다.

[0062] 분해된 각 고조파 신호의 크기를 기본 주파수 신호의 크기로 나누는 단계에서, 일 실시 예에 따른 초음파 영상장치는 분해된 각 고조파 신호를 대상으로, 예비 타겟팅 이미징 영상의 초점위치 지점과 초점위치 이외의 지점 각각에서, 산란신호의 강도 및 해당되는 고조파 신호의 세기를 곱 연산하여 해당 고조파를 갖는 반사신호의 크기를 계산한다. 그리고, 계산된 반사신호의 크기를, 초점위치 지점 및 초점위치 이외의 지점에서 각각 해당 지점에서의 기본 주파수 신호의 크기로 나눔 연산하여 반사신호의 크기를 새로 계산한다.

[0063] 이어서, 신호 크기가 기본 주파수 신호 크기로 나뉘진 각 고조파 신호를 결합한 후, 결합한 신호로부터 예비 타겟팅 이미징 영상을 생성한다. 이때, 기본 주파수 신호 신호 크기로 나뉘진 고조파 신호들 중에 소정의 신호에 가중치를 할당할 수 있다. 또한, 결합한 신호에 대해서 공간 필터를 통해 필터링하여 노이즈를 제거할 수 있다.

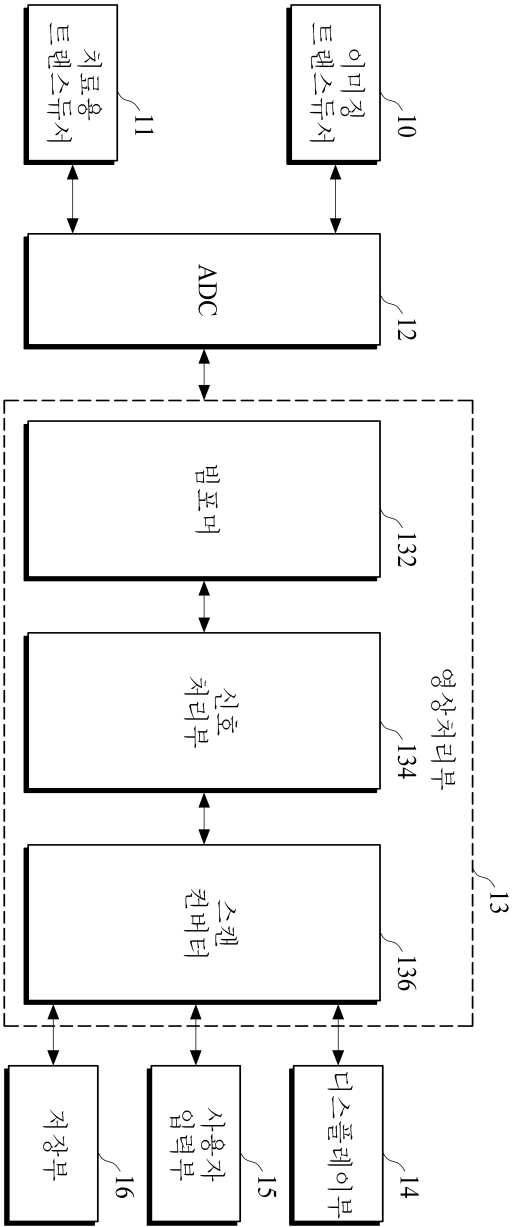
[0064] 이제까지 본 발명에 대하여 그 실시 예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시 예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

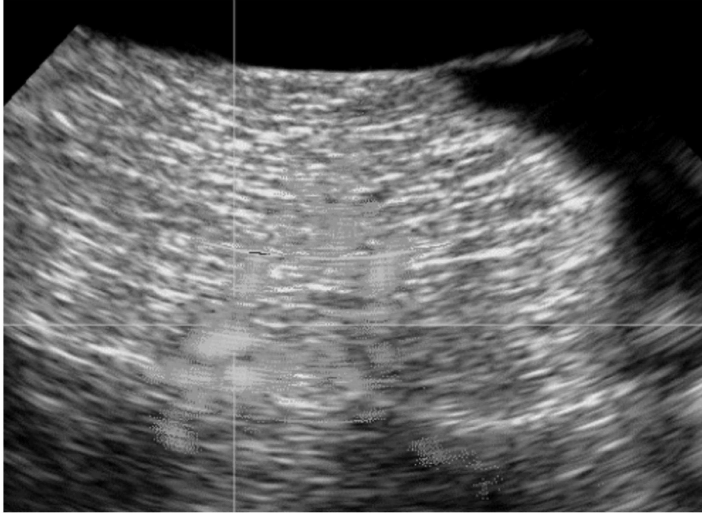
[0065]	1: 초음파 영상장치	10: 이미징 트랜스듀서
	11: 치료용 트랜스듀서	12: 아날로그 디지털 컨버터
	13: 영상 처리부	14: 디스플레이부
	15: 사용자 입력부	16: 저장부

도면

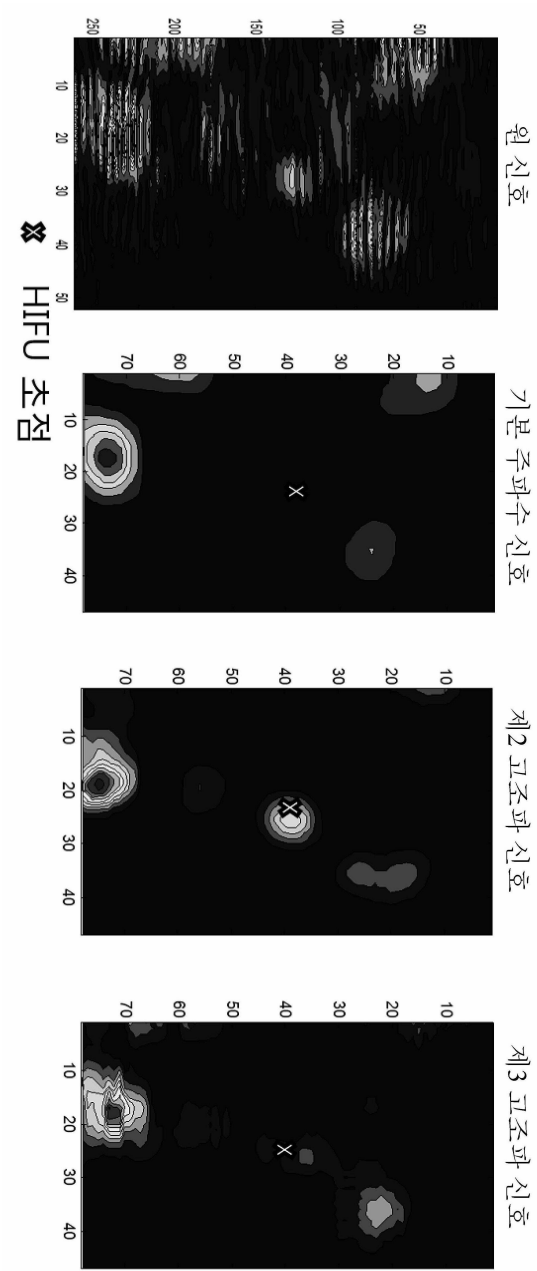
도면1



도면2



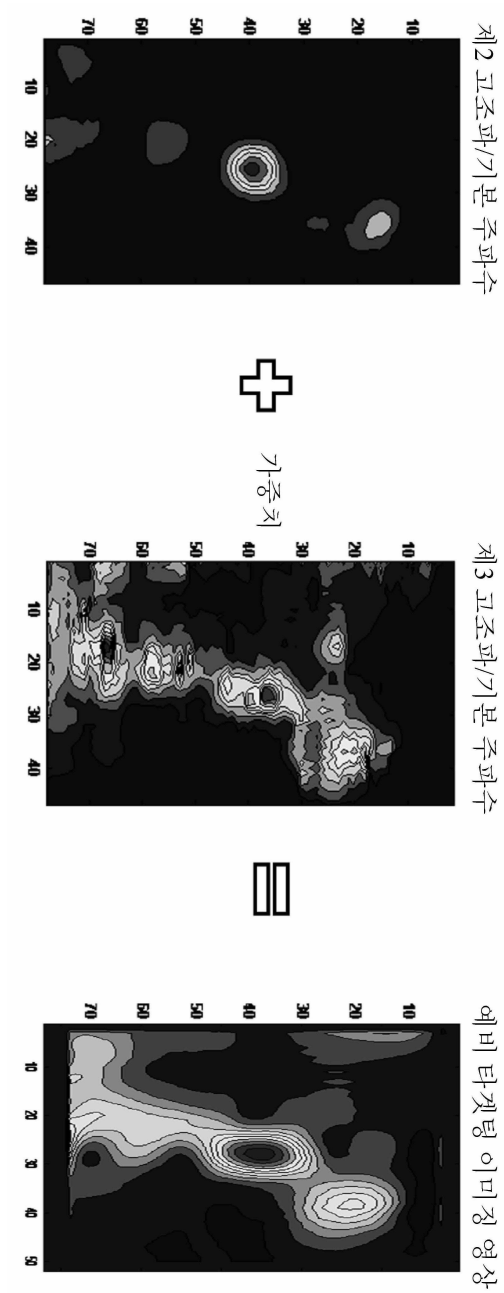
도면3



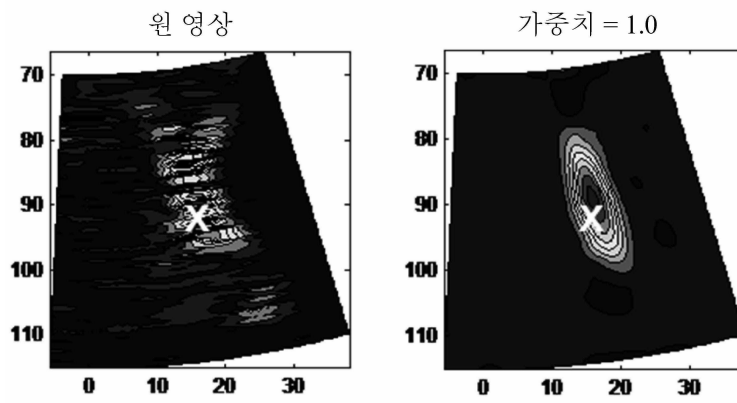
도면4a

$$\frac{\text{제2 고조파 크기}}{\text{기본 주파수 크기}} + \text{가중치} \times \frac{\text{제3 고조파 크기}}{\text{기본 주파수 크기}} = \text{예비 타겟팅 이미지 정 영상}$$

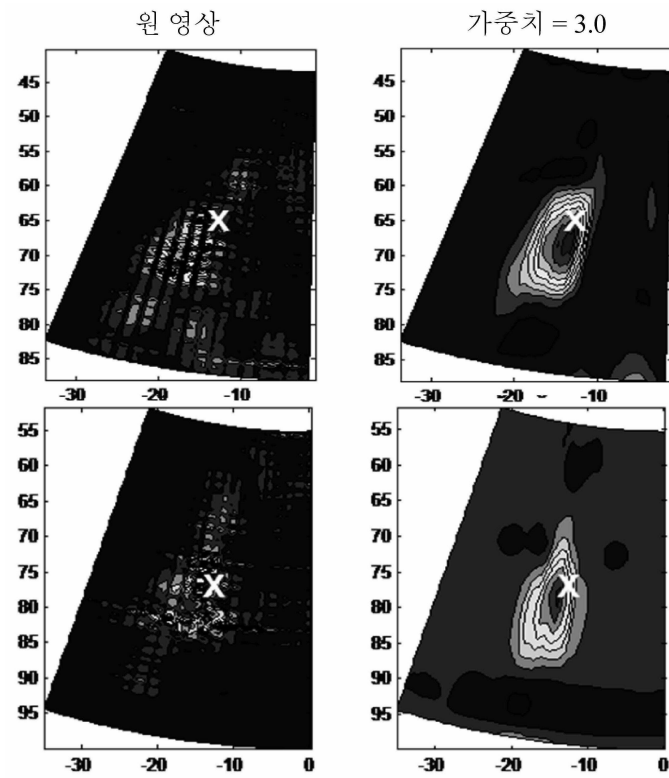
도면4b



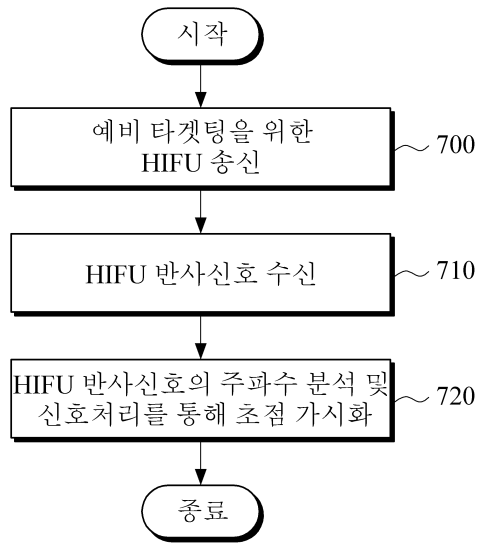
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	标题：超声图像设备和使用它的焦点可见性方法		
公开(公告)号	KR101528608B1	公开(公告)日	2015-06-12
申请号	KR1020140011459	申请日	2014-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
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	KIM DAE SEUNG 김대승 KIM MYUNG DEOK 김명덕 KANG KOOK JIN 강국진 SON KEON HO 손건호		
发明人	김대승 김명덕 강국진 손건호		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/52 A61N7/00		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声成像设备和使用该超声成像设备的焦点可视化方法。根据本发明的实施例的超声波成像装置包括治疗换能器，用于在将治疗性高强度超声波发送到目标对象之前，将小于预设的输出值的高强度超声波发送到目标对象，一种成像换能器，用于接收与换能器同步并从目标物体返回的高强度超声反射信号；高强度超声反射信号频率分解单元，用于将高强度超声反射信号分解为基频信号和谐波信号，以及图像处理单元，用于生成预定位成像图像，其中在处理信号时可可视化焦点。 儿子何枪

