



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년02월05일

(11) 등록번호 10-1491134

(24) 등록일자 2015년01월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

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

(21) 출원번호 10-2013-0021974

(22) 출원일자 2013년02월28일

심사청구일자 2013년02월28일

(65) 공개번호 10-2014-0107859

(43) 공개일자 2014년09월05일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020120010012 A

KR1020130016038 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

알파니언메디칼시스템 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 18 항

심사관 : 박승배

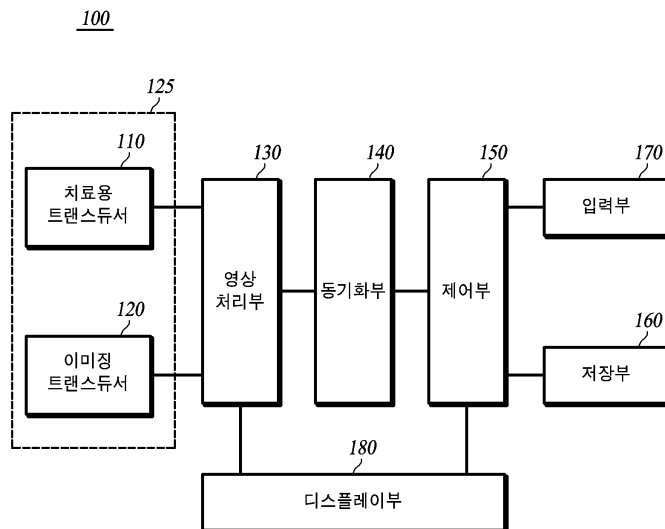
(54) 발명의 명칭 초점 위치 확인 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치

(57) 요약

고강도 집속 초음파의 초점 위치 확인을 위한 초음파 의료 장치 및 방법을 개시한다.

고강도 초음파와 이미징 초음파의 생성시점을 동기화시킴으로써 동기화된 이미징 초음파와 고강도 초음파가 송신되는 초점 위치에 대한 반사신호를 이용하여 결과적으로 고강도 초음파의 위치를 예비 표적화(Pre-Targeting) 하기 위한 초점 위치 확인 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

김대승

서울 강서구 강서로17길 54, 401호 (화곡동, 백구빌딩)

김명덕

서울 구로구 디지털로32가길 86, 804호 (구로동)

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

기 여 율 1/1

주관기관 알피니언메디칼시스템 주식회사

연구기간 2012.04.01 ~ 2013.03.31

특허청구의 범위

청구항 1

대상체로 이미징 초음파를 송신하는 트랜스듀서 엘리먼트들을 포함하는 이미징 트랜스듀서;

상기 대상체의 특정 초점 위치 정보에 대응하는 초점 위치로 고강도 초음파를 송신하는 치료용 트랜스듀서들;

상기 초점 위치를 영상화하기 위해, 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 상기 초점 위치에 동일한 시점에 도달하도록 상기 이미징 트랜스듀서와 상기 치료용 트랜스듀서들의 송신 시점을 동기화하는 동기화부; 및

상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 동기화되어 송신된 후, 상기 이미징 트랜스듀서에 의해 수신된 에코신호에 근거하여 이미징 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하되,

상기 치료용 트랜스듀서들은 상기 동기화 시에는 HIFU 치료 시에 비해 상대적으로 약한 세기의 초음파를 펄스형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트들에 대한 스캔라인(ScanLine) 별로 상기 고강도 초음파의 가상 채널(Virtual Channel)들을 구성하고, 상기 가상 채널들 및 상기 치료용 트랜스듀서들에 대한 각각의 채널들의 위치와 상기 초점 위치에 근거하여(이하에서는, 상기 가상 채널들과 상기 치료용 트랜스듀서들에 대한 각각의 채널들 모두를 "치료용 채널들"로 통칭함) 상기 치료용 채널들의 송신 시점을 결정하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트 중 상기 초점 위치를 지나는 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 상기 가상 채널들로 구성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트 중 상기 초점 위치와 가장 인접한 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 상기 가상 채널들로 구성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 치료용 채널들에서 송신된 초음파가 상기 초점 위치에 도달할 때까지 소요되는 도달 시간 정보(T_i)와 상기 도달 시간 정보(T_i) 중 최대 도달 시간 정보($\text{Max}(T_i)$)를 토대로 상기 치료용 채널들의 지연시간 정보(τ_i)를 각각 산출하고, 상기 지연시간 정보(τ_i)를 각각 이용하여 상기 치료용 채널들의 송신 시점을 결정하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 최대 도달 시간 정보(Max(T_i))에서 상기 도달 시간 정보(T_i)을 각각 차감하여 상기 치료용 채널들에 대한 상기 지연시간 정보(τ_i)를 각각 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 치료용 채널들 중 상기 최대 도달 시간 정보(Max(T_i))에 대응하는 치료용 채널들의 송신 시점에 상기 지연 시간 정보(τ_i)를 각각 적용하여 나머지 치료용 채널들에 대한 송신 시점을 결정하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 상기 대상체의 매질 내에서 이동하는 이동 속도 정보(C), 상기 초점 위치에 대응하는 초점 위치 좌표값(f_x , f_y , f_z), 상기 치료용 채널들에 대응하는 채널 좌표값(e_{x-i} , e_{y-i} , e_{z-i})에 근거하여 상기 도달 시간 정보(T_i)를 각각 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 동기화부는,

직교 좌표계(Rectangular Coordinate System) 상에 상기 초점 위치 좌표값(f_x , f_y , f_z)과 상기 채널 좌표값(e_{x-i} , e_{y-i} , e_{z-i}) 간에 거리 차이 정보를 산출하고, 상기 거리 차이 정보를 상기 이동 속도 정보(C)로 나눈 값을 상기 도달 시간 정보(T_i)로 각각 인식하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 가상 채널들을 구성하는 상기 트랜스듀서 엘리먼트들 중 중앙에 위치한 트랜스듀서 엘리먼트의 좌표를 상기 가상 채널들의 채널 좌표값으로 인식하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 11

제 2 항에 있어서,

상기 동기화부는,

상기 고강도 초음파의 한 주기(Cycle) 동안 하나의 스캔라인에 대한 일부 이미징 영상이 형성되도록 하나의 가상 채널을 구성하는 과정을 한 프레임의 상기 이미징 영상이 형성될 때까지 반복하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 12

이미징 초음파를 송신하는 트랜스듀서 엘리먼트들을 포함하는 이미징 트랜스듀서와 고강도 초음파를 송신하는

치료용 트랜스듀서들을 포함하는 초음파 의료 장치에서 이미징 영상에 초점 위치를 나타내는 초점 위치 확인 방법에 있어서,

상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 상기 초점 위치에 동일한 시점에 도달하도록, 상기 이미징 트랜스듀서와 상기 치료용 트랜스듀서들의 송신 시점을 동기화하는 동기화 과정; 및

상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 동기화되어 송신된 후, 상기 이미징 트랜스듀서에 의해 수신된 에코신호에 근거하여 상기 이미징 영상을 생성하는 영상 처리 과정

을 포함하되,

상기 치료용 트랜스듀서들은 상기 동기화 시에는 HIFU 치료 시에 비해 상대적으로 약한 세기의 초음파를 펄스형태로 송신하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트들에 대한 스캔라인 별로 상기 고강도 초음파의 가상 채널들을 구성하고, 상기 가상 채널들 및 상기 치료용 트랜스듀서들 각각의 채널들의 위치와 상기 초점 위치에 근거하여 (이하에서는, 상기 가상 채널들과 상기 치료용 트랜스듀서들 각각의 채널들 모두를 "치료용 채널들"로 통칭함), 상기 치료용 채널들의 송신 시점을 결정하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트들 중 상기 초점 위치를 지나는 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 상기 가상 채널들로 구성하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

상기 이미징 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트들 중 상기 초점 위치와 가장 인접한 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 상기 가상 채널들로 구성하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

상기 치료용 채널들에서 송신된 초음파가 상기 초점 위치에 도달할 때까지 소요되는 도달 시간 정보(T_i)와 상기 도달 시간 정보(T_i) 중 최대 도달 시간 정보($\text{Max}(T_i)$)를 토대로 상기 치료용 채널들의 지연시간 정보(τ_i)를 각각 산출하고, 상기 지연시간 정보(τ_i)를 각각 이용하여 상기 치료용 채널들의 송신 시점을 결정하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 대상체의 매질 내에서 이동하는 이동 속도 정보(C), 상기 초점 위치 지점에 대응하는 초점 위치 좌표값(f_x , f_y , f_z), 상기 치료용 채널들에 대응하는 채널 좌표값(e_{x_i} , e_{y_i} , e_{z_i})

i)에 근거하여 상기 도달 시간 정보(T_i)를 각각 산출하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 동기화 과정은,

직교 좌표계 상에 상기 초점 위치 좌표값(f_x , f_y , f_z)과 상기 채널 좌표값(e_{x_i} , e_{y_i} , e_{z_i}) 간에 거리 차이 정보를 산출하고, 상기 거리 차이 정보를 상기 이동 속도 정보(C)로 나눈 값을 상기 도달 시간 정보(T_i)로 각각 인식하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법.

명세서

기술분야

[0001] 초점 위치를 확인하기 위한 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다. 더욱 상세하게는 고강도 초음파와 이미징 초음파의 생성시점을 동기화시킴으로써 동기화된 이미징 초음파와 고강도 초음파가 송신되는 초점 위치에 대한 반사신호를 이용하여 결과적으로 고강도 초음파의 위치를 예비 표적화(Pre-Targeting) 하기 위한 초점 위치 확인 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] 초음파는 가정 주파수를 상회하는 주파수의 음파이다. 초음파는 높은 에너지를 가지고 있으며, 파동이기 때문에 초점을 조절하여 한 점에 집중시킬 수 있다. 인체 조직은 60° C 내지 85° C에서 피사하므로 초음파의 세기를 증대시키고 한 점에 집중시켜서 해당 조직에 열 또는 기계적 에너지를 공급하면 해당 조직을 제거할 수 있다. 이를 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound: HIFU, 이하 고강도 초음파) 치료라고 한다.

[0004] 이러한, 고강도 집속 초음파를 이용하는 경우 외과 수술 및 화학적 치료와 비교해서 회복과 같은 시술 과정이 없으므로 환자의 외상을 덜 손상시키는 비침습성 치료(Non Invasive Treatment)를 실현시킬 수 있다.

[0005] 한편, 고강도 초음파를 이용하여 치료할 때 환자의 치료 부위를 파괴 또는 변성하는 것을 전제로 하므로, 초점이 정밀하게 제어되지 않는다면 치료 부위 이외의 부분이 파괴 또는 변성될 수 있다. 따라서, 고강도 초음파를 이용하여 치료 전 또는 치료 중에 고강도 초음파의 집속점(집속 위치)을 정확하게 확인할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 실시예는 고강도 초음파와 이미징 초음파의 생성시점을 동기화시킴으로써 동기화된 이미징 초음파와 고강도 초음파가 송신되는 초점 위치에 대한 반사신호를 이용하여 결과적으로 고강도 초음파의 위치를 예비 표적화 하기 위한 초점 위치 확인 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공하는 데 주된 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 대상체로 이미징 초음파를 송신하는 트랜스듀서 엘리먼트들을 포함하는 이미징 트랜스듀서; 상기 대상체의 특정 초점 위치 정보에 대응하는 초점 위치로 고강도 초음파를 송신하는 치료용 트랜스듀서들; 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 상기 초점 위치에 동일한 시점에 도달하도록 상기 이미징 트랜스듀서와 상기 치료용 트랜스듀서들의 송신 시점을 동기화하는 동기화부; 및 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 동기화되어 송신된 후, 상기 이미징 트랜스듀서에 의해 수신된 에코신호에 근거하여 이미징 영상을 생성하는 영상 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치를 제공한다.

[0008] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 이미징 초음파를 송신하는 트랜스듀서 엘리먼트들을 포함하는 이미징 트랜스듀서와 고강도 초음파를 송신하는 치료용 트랜스듀서들을 포함하는 초음파 의료 장치에서 초음파 영상에 초점 위치를 나타내는 초점 위치 확인 방법에 있어서, 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 초점 위치에 동일한

시점에 도달하도록, 상기 이미징 트랜스듀서와 상기 치료용 트랜스듀서들의 송신 시점을 동기화하는 동기화 과정; 및 상기 이미징 초음파와 상기 고강도 초음파가 동기화되어 송신된 후, 상기 이미징 트랜스듀서에 의해 수신된 에코신호에 근거하여 이미징 영상을 생성하는 영상 처리 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초점 위치 확인 방법을 제공한다.

발명의 효과

- [0009] 이상에서 설명한 바와 같이 본 실시예에 의하면, 고강도 초음파와 이미징 초음파의 생성시점을 동기화시킴으로써 동기화된 이미징 초음파와 고강도 초음파가 송신되는 초점 위치에 대한 반사신호를 이용하여 결과적으로 고강도 초음파의 위치를 예비 표적화 하기 위한 초점 위치를 확인할 수 있다.
- [0010] 즉, 본 실시예에 의하면 고강도 초음파와 이미징 초음파의 발생 시점을 동기화함으로써 고강도 초음파의 초점 위치가 나타난 초음파 영상을 획득할 수 있고, 이를 통해 초점 위치가 잘못된 경우 이를 자동으로 보정할 수 있다.
- [0011] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 치료 전 초점 위치를 확인할 수 있을 뿐만 아니라 치료 중간에도 초점 위치를 확인할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0012] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- 도 2는 본 실시예에 따른 영상 처리부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- 도 3은 본 실시예에서 이용하는 배열형 트랜스듀서의 빔포밍 과정을 설명하기 위한 예시도이다.
- 도 4는 본 실시예에서 이용하는 배열형 트랜스듀서의 수신 상의 지향성을 설명하기 위한 예시도이다.
- 도 5는 본 실시예에 따른 트랜스듀서부가 동기화부의 제어에 따라 초음파를 생성하는 과정을 설명하기 위한 예시도이다.
- 도 6은 본 실시예에 따른 가상 채널과 치료용 채널을 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본 실시예에 따른 수신 상의 지향성이 실제로 적용되는 과정을 설명하기 위한 예시도이다.
- 도 8은 본 실시예에 따른 초점이 나타난 이미징 영상과 이미징 트랜스듀서가 수신한 초점 방향의 수신신호 그래프이다.
- 도 9는 본 실시예에 따른 고강도 초음파 초점 위치를 확인하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0014] 본 실시예는 고강도 초음파의 집속 위치를 확인(예비 표적화)하기 위하여 고강도 초음파를 펄스 형태로 송신하고, 펄스 형태의 반사파를 이미징 트랜스듀서(120)로 수신하여 영상화하는 기법을 개시한다. 본 실시예에 기재된 '스캔라인(ScanLine)'은 이미징 트랜스듀서(120)가 이미징 초음파를 송수신하는 영역을 말하며, 한 번의 송수신으로 생성되는 그래픽 영역과 같다.
- [0015] 도 1은 본 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0016] 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서부(125), 영상 처리부(130), 동기화부(140), 제어부(150), 저장부(160), 입력부(170) 및 디스플레이부(180)를 포함한다.
- [0017] 트랜스듀서부(125)는 입력된 전기신호를 초음파로 변환하거나, 초음파를 전기신호로 변환하는 역할을 한다. 트랜스듀서부(125)는 지지부(미도시)에 부착 또는 구비된 치료용 트랜스듀서(110)와 이미징 트랜스듀서(120)를 포함한다.
- [0018] 치료용 트랜스듀서(110)는 영상 처리부(130)로부터 입력된 제어신호에 따라 고강도 초음파를 주기적으로 발생하여 환부(초점 위치)에 송신하는 역할을 한다. 본 실시예에 따른 치료용 트랜스듀서(110)는 초점 위치(510)를 확인하기 위하여 치료 부위의 조직을 파괴하지 않는 범위 내의 세기로 고강도 초음파를 펄스 형태로 발생한다. 그러나, 제어부(150)가 초점 위치를 정확한 위치로 확인하는 경우에는 치료를 위한 연속적인 고강도 초음파를 초

점 위치로 송신할 수 있다. 치료용 트랜스듀서(110)는 초점 위치(510)에 고강도 초음파가 집중되도록 제어된다. 한편, 치료용 트랜스듀서(110)에 구비된 트랜스듀서 엘리먼트는 빠르고 정밀하게 초음파의 방향을 제어할 필요가 작으므로 치료용 트랜스듀서(110)가 반드시 배열형 트랜스듀서일 필요는 없으나, 초점 위치를 정밀하게 제어하거나, 쉽게 변경하기 위해 배열형 트랜스듀서를 치료용 트랜스듀서(110)로 사용할 수도 있다.

[0019]

여기서, '배열형 트랜스듀서(Transducer Array)'란 다수의 트랜스듀서가 배열(Array)되어 전기신호에 따라 초음파를 생성 또는 수신하는 트랜스듀서를 말한다. 따라서 배열형 트랜스듀서에서 초음파를 생성하는 개체 각각은 모두 독립한 트랜스듀서이나, 여기서는 배열형 트랜스듀서와 구분하기 위하여 초음파를 생성하는 개체 각각을 지칭하는 용어로 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)라는 명칭을 쓴다. 배열형 트랜스듀서는 각 트랜스듀서 엘리먼트의 초음파 생성 타이밍을 조절하여 초음파의 생성 방향을 바꿀 수 있으며, 이때 트랜스듀서 엘리먼트 세트를 나누어 서로 다른 스캔라인을 전달하여 이미지를 생성할 수 있다.

[0020]

이미징 트랜스듀서(120)는 영상 처리부(130)로부터 입력된 제어신호에 따라 이미징 초음파를 발생하여 지정된 방향으로 송신한다. 또한, 전기한 지정된 방향으로부터 입사된 반사파를 수신하여 전기신호로 변환하여 영상 처리부(130)로 전송한다. 이미징 트랜스듀서(120)는 초음파 영상을 생성할 영역의 2D 영상을 생성하기 위하여 직선으로 이미징 초음파를 송신하여 되돌아온 반사파를 수신하므로 한번의 이미징 초음파 송신에 대하여 한 라인의 직선 영상을 수신한다. 이렇게 한번의 송수신으로 영상이 생성되는 영역을 스캔라인이라 칭한다. 순차적으로 각 스캔라인에 이미징 초음파를 송신하고 데이터를 수집하는 과정을 반복하여 한 프레임의 영상을 획득하게 된다.

[0021]

영상 처리부(130)는 이미징 초음파 및 치료용 초음파를 생성하기 위한 전기신호를 생성하거나 에코신호가 변환된 전기신호를 영상신호로 변환하는 역할을 한다. 구체적으로 영상 처리부(130)는 동기화부(140)의 제어에 따라 동기화된 초음파 발생신호를 수신하여, 초음파 발생신호를 초음파의 방향에 따라 설정된 트랜스듀서 엘리먼트별 초음파 발생신호를 생성하여 각 트랜스듀서 엘리먼트에 입력한다. 또한 영상 처리부(130)는 각 트랜스듀서 엘리먼트가 초음파를 수신하여 생성한 전기신호를 단일한 전기신호로 변환하고 변환된 신호를 영상신호로 변환할 수 있다.

[0022]

영상 처리부(130)가 이미징 영상을 생성하는 방법을 간략히 소개하면, 초음파 영상의 대상이 되는 영역은 이미징 초음파의 전송 방향에 따라 다수의 스캔라인으로 나뉜다. 이미징 트랜스듀서(120)를 이용하여 각 스캔라인별로 이미징 초음파를 전송한다. 이미징 트랜스듀서(120)가 전송한 이미징 초음파의 에코신호를 수신한다. 이때 전송 시점과 수신 시점 사이의 시간을 기반으로 위치를 특정하여 스캔라인별 밝기 영상(B-Mode 영상)을 획득한다. 이미징 트랜스듀서(120)는 이를 반복하여 다수의 스캔라인에 대한 영상을 획득한다. 영상 처리부(130)는 이들 다수의 스캔라인을 각각 나타내어 하나의 프레임을 만들면 이미징 영상이 생성된다. 따라서, 일반적으로 이미징 영상 상에 나타나는 물체의 위치는 이미징 트랜스듀서(120)가 이미징 초음파를 전송한 시점과 이미징 트랜스듀서(120)가 반사된 이미징 초음파를 수신한 시점 사이의 시간에 의해 결정된다. 그러나 본래 이미징 영상 상에 나타나는 물체의 위치는 이미징 초음파가 물체에 반사된 후 반사된 이미징 초음파가 이미징 트랜스듀서(120)에서 수신할 때까지 걸리는 시간에 의해 결정되어야 한다. 다만, 이미징 트랜스듀서(120)가 이미징 초음파를 생성하고 반사된 이미징 초음파를 수신하는 데까지 걸리는 시간을 둘로 나누는 것으로 대신할 수 있기 때문에, 이미징 트랜스듀서(120)가 이미징 초음파를 전송한 시점과 이미징 트랜스듀서(120)가 반사된 이미징 초음파를 수신한 시점 사이의 시간을 기준으로 영상을 나타내는 것이다.

[0023]

이하 동기화부(140)가 이미징 초음파와 고강도 초음파가 특정 위치(초점 위치)에 도달하는 시점을 동기화하는 과정에 대하여 설명한다. 즉, 동기화부(140)의 동기화를 통하여, 이미징 초음파와 고강도 초음파가 물체에 반사된 후 반사된 에코신호가 트랜스듀서에서 수신할 때까지 걸리는 시간이 동일해지므로, 치료용 트랜스듀서(110)와 이미징 트랜스듀서(120)가 생성한 초음파의 영상을 한번에 표시하여도 특정 위치(초점 위치)의 좌표가 일치되게 표시된다.

[0024]

동기화부(140)는 치료용 트랜스듀서(110)와 이미징 트랜스듀서(120)의 초음파 생성 시점을 동기화하는 역할을 한다. 구체적으로 설명하면, 동기화부(140)는 입력부(170) 또는 제어부(150)로부터 치료용 트랜스듀서(110)가 생성한 고강도 초음파가 집중되는 영역을 입력받는다. 동기화부(140)는 이 초점 위치에 고강도 초음파 및 이미징 초음파가 동시에 도달하도록 트랜스듀서부(125)를 제어(동기화)한다. 여기서, 동기화란 트랜스듀서 각각의 위치와 초점 위치 사이의 거리에 따라 초음파의 이동 시간을 계산하여 초음파 발생 시점을 동기화하는 것을 말한다. 한편 동기화 하는 방법은 스캔라인별로 다르게 결정될 수 있다. 동기화부(140)는 스캔라인이 기설정된 초점 위치를 지나거나 기설정된 범위 이내일 경우 동기화하여 스캔하고, 나머지 영역은 동기화하지 않고 스캔하거

나 치료용 트랜스듀서(110)의 초음파 생성 없이 이미징 트랜스듀서(120)의 초음파를 발생하도록 초음파 생성 시점이 조절된 동기화 신호를 생성할 수 있다.

- [0025] 본 실시예에 따른 고강도 초음파 집속 장치(100)는 제어부(150)의 조작을 통해 별다른 처리 없이 고강도 초음파 초점 위치가 기존의 초음파 영상에 표시된 영상을 획득할 수 있다는 점에서 유용하다. 본 실시예에서는 제어부(150)의 기능 중 본 실시예의 특징적인 기능인 동기화를 수행하는 부분을 별도의 동기화부(140)로 표현하였다. 그러나 동일한 기능이 구현되었다면 동기화부(140)가 별도로 구현되었는지 여부와 관계없이 본 발명의 권리범위에 포함된다고 해석하여야 할 것이다.
- [0026] 동기화부(140)는 이미징 트랜스듀서(120)의 트랜스듀서 엘리먼트들에 대한 스캔라인 별로 고강도 초음파의 가상 채널(610, Virtual Channel)들을 구성하고, 가상 채널(610)들 및 치료용 트랜스듀서(110)들에 대한 각각의 채널들의 위치와 초점 위치에 근거하여(이하에서는 가상 채널(610)들과 치료용 트랜스듀서(110)들에 대한 각각의 채널들 모두를 "치료용 채널들(620)"로 통칭함) 치료용 채널들(620)의 송신 시점을 결정할 수 있다. 이때, 가상 채널(610)은 복수의 채널(적어도 하나 이상의 채널)인 것이 바람직하지만, 반드시 이에 한정되는 것은 아니며 하나의 채널로 구현될 수도 있다.
- [0027] 동기화부(140)는 이미징 트랜스듀서(120)의 트랜스듀서 엘리먼트 중 초점 위치를 지나는 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 가상 채널(610)들로 구성할 수 있다.
- [0028] 동기화부(140)는 이미징 트랜스듀서(120)의 트랜스듀서 엘리먼트 중 초점 위치와 가장 인접한 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트만을 가상 채널(610)들로 구성할 수 있다.
- [0029] 동기화부(140)는 치료용 채널들(620)에서 송신된 초음파(이미징 초음파 및 고강도 초음파)가 초점 위치에 도달할 때까지 소요되는 도달 시간 정보(T_i)와 도달 시간 정보(T_i) 중 최대 도달 시간 정보($\text{Max}(T_i)$)를 토대로 치료용 채널들(620)의 지연시간 정보(τ_i)를 각각 산출하고, 지연시간 정보(τ_i)를 각각 이용하여 치료용 채널들(620)의 송신 시점을 결정할 수 있다.
- [0030] 동기화부(140)는 최대 도달 시간 정보($\text{Max}(T_i)$)에서 도달 시간 정보(T_i)을 각각 차감하여 치료용 채널들(620)에 대한 지연시간 정보(τ_i)를 각각 산출할 수 있다.
- [0031] 동기화부(140)는 치료용 채널들(620) 중 최대 도달 시간 정보($\text{Max}(T_i)$)에 대응하는 치료용 채널들(620)의 송신 시점에 지연시간 정보(τ_i)를 각각 적용하여 나머지 치료용 채널들(620)에 대한 송신 시점을 결정할 수 있다.
- [0032] 동기화부(140)는 이미징 초음파와 고강도 초음파가 대상체의 매질 내에서 이동하는 이동 속도 정보(C), 초점 위치에 대응하는 초점 위치 좌표값(f_x, f_y, f_z), 치료용 채널들(620)에 대응하는 채널 좌표값(ex_i, ey_i, ez_i)에 근거하여 도달 시간 정보(T_i)를 각각 산출할 수 있다.
- [0033] 동기화부(140)는 직교 좌표계(Rectangular Coordinate System) 상에 초점 위치 좌표값(f_x, f_y, f_z)과 채널 좌표값(ex_i, ey_i, ez_i) 간에 거리 차이 정보를 산출하고, 거리 차이 정보를 이동 속도 정보(C)로 나눈 값을 도달 시간 정보(T_i)로 각각 인식할 수 있다.
- [0034] 동기화부(140)는 가상 채널(610)들을 구성하는 트랜스듀서 엘리먼트들 중 중앙에 위치한 트랜스듀서 엘리먼트의 좌표를 가상 채널(610)들의 채널 좌표값으로 인식할 수 있다.
- [0035] 동기화부(140)는 고강도 초음파의 한 주기(Cycle) 동안 하나의 스캔라인에 대한 일부 이미징 영상이 형성되도록 하나의 가상 채널(610)을 구성하는 과정을 한 프레임의 이미징 영상이 형성될 때까지 반복할 수 있다.
- [0036] 본 실시예의 일 특징은 동기화부(140)가 치료용 트랜스듀서(110)와 이미징 트랜스듀서(120)의 초음파 생성 타이밍을 지연시간을 매개로 동기화하여 초점 위치를 이미징 영상에 디스플레이할 수 있다는 점에 있다. 이때 이미징 트랜스듀서(120)가 스캔하는 방향과 관계없이 초점 위치(510)에서 고강도 초음파에 대한 에코신호가 이미징 트랜스듀서(120)에 수신될 수 있다. 그러나 이미징 트랜스듀서(120)가 배열형 트랜스듀서일 경우 스캔 방향이 초점 위치를 향할 때에는 초점에서의 고강도 초음파에 대한 에코신호가 강한 신호로 표시되고, 스캔 방향이 초점 위치를 향하지 않을 때에는 초점에서의 고강도 초음파에 대한 에코신호가 노이즈로 표시되어 본 발명에서는 문제가 되지 않는다. 그에 대해서는 도 3 및 4를 통해 후술한다.
- [0037] 제어부(150)는 초음파 의료 장치(100)의 전반적인 기능을 제어하며, 입력부(170)로부터 사용자의 초점 위치에 대한 정보를 입력받거나, 이미징 영상을 기반으로 치료용 트랜스듀서(110)의 방향을 재조정하는 기능을 한다. 제어부(150)는 또한 생성한 이미징 영상을 저장부(160)에 저장하고, 저장된 이미징 영상을 출력할 수 있다.

- [0038] 디스플레이부(180)는 영상 처리부(130)에서 생성한 영상신호를 출력하여 디스플레이한다. 저장부(160)는 영상 처리부(130)에서 생성한 이미징 영상이나, 특정 초점 위치(510)에 대응하는 각 트랜스듀서의 조정치를 저장할 수 있다. 트랜스듀서의 조정치는 각 트랜스듀서의 조향각 또는 초음파 발생 시점에 대한 정보일 수 있다.
- [0039] 도 2는 본 실시예에 따른 영상 처리부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0040] 영상 처리부(130)는 빔포머부(250), 신호 처리부(260) 및 스캔 컨버터(270)를 포함한다. 빔포머부(250)는 주로 다수의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함하는 배열형 트랜스듀서에서 해당 트랜스듀서에 적합한 전기신호를 지연시켜서 각 트랜스듀서 엘리먼트에 맞는 전기신호로 변환하거나, 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 변환한 전기신호를 지연, 합산하여 해당 트랜스듀서의 출력값으로 산출하는 역할을 한다. 빔포머부(250)는 송신 빔포머(230) 및 수신 빔포머(240)를 포함한다.
- [0041] 송신 빔포머(230)는 트랜스듀서부(125)로 입력되는 전기신호의 시간 지연의 크기를 조절하여 각각의 트랜스듀서 또는 배열형 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트에 입력되는 전기신호를 생성하여 입력한다. 송신 빔포머(230)는 제1 송신 빔포머(210)와 제2 송신 빔포머(220)를 포함한다.
- [0042] 제1 송신 빔포머(210)는 치료용 트랜스듀서(110)와 연결된다. 제1 송신 빔포머(210)는 치료용 트랜스듀서(110)가 배열형 트랜스듀서가 아니라면, 동기화부(140)의 제어에 따라 정확한 타이밍에 초음파를 생성하는 단일 신호를 치료용 트랜스듀서(110)로 입력할 수 있다. 치료용 트랜스듀서(110)가 배열형 트랜스듀서일 경우 사실상 제2 송신 빔포머(220)와 기능상 유사하다.
- [0043] 제2 송신 빔포머(220)는 이미징 트랜스듀서(120)와 연결된다. 제2 송신 빔포머(220)는 이미징 트랜스듀서(120)가 전술한 바와 같이 배열형 트랜스듀서인 경우 동기화부(140)의 제어에 따라 정확한 타이밍에 초음파를 생성하는 단일 신호를 분할, 지연하여 각 트랜스듀서 엘리먼트에 맞는 전기신호를 생성하여 이미징 트랜스듀서(120)로 입력할 수 있다.
- [0044] 수신 빔포머(240)는 트랜스듀서 엘리먼트 별로 수신한 전기신호를 취합하여 단일한 영상신호용 전기신호로 변환한다. 이미징 트랜스듀서(120)에 해당하는 배열형 트랜스듀서는 다수의 트랜스듀서 엘리먼트가 각각 초음파를 전기신호로 변환하므로 각각의 전기신호는 각 초음파의 경로에 따라 상이한 형태가 된다. 수신 빔포머(240)는 상이한 경로에 따른 경로차를 보상하는 시간 지연을 통해 위상이 동일한 전기신호로 변환하여 중첩하는 방법으로 하나의 영상용 전기신호로 변환한다. 제2 송신 빔포머(220)와 수신 빔포머(240)에 대한 상세한 동작 방법은 도 3 및 도 4를 참조하여 설명한다.
- [0045] 신호 처리부(260)는 에코신호를 원하는 신호로 변환하는 모듈이다. 이미징 트랜스듀서(120)에서 입력된 전기신호는 펄스파의 반사파로서 파동의 형태로 입력된다. 이를 도플러 영상의 경우 도플러 공식에 따라 산출된 신호로 변환하고, B-모드 영상인 경우 진폭을 밝기로 변환한 신호로 변환한다.
- [0046] 스캔 컨버터(270)는 이미징 영상을 소정의 주사선 표시 형식의 디스플레이부(180)에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다. 이미징 초음파 송수신이 진행되는 동안 관찰과 기록을 위해 영상들을 저장하며, 스캔라인별로 수신된 전기신호를 디스플레이부(180)에 나타낼 수 있는 영상 데이터로 변환하는 작업을 수행한다.
- [0047] 도 3은 본 실시예에서 이용하는 배열형 트랜스듀서의 빔포밍 과정을 설명하기 위한 예시도이다.
- [0048] 트랜스듀서부(125)의 트랜스듀서란 전기신호를 기계적 에너지로 변환하거나 기계적 에너지를 전기신호로 변환하는 장치를 말한다. 트랜스듀서부(125)의 트랜스듀서는 압전소자를 이용하여 구현하기 때문에 전기신호를 기계적 에너지로 변환하는 기능과 기계적 에너지를 전기신호로 변환하는 기능을 동시에 구비할 수 있다.
- [0049] 트랜스듀서부(125)의 배열형 트랜스듀서란 다수의 트랜스듀서 엘리먼트를 밀착하여 배열해 놓은 트랜스듀서 엘리먼트의 묶음을 말한다. 트랜스듀서 엘리먼트는 일반적으로 압전소자로 구현되며, 실제로 초음파를 생성하거나 수신하는 역할을 한다. 배열형 트랜스듀서의 트랜스듀서 엘리먼트는 각각 다른 신호를 수신하거나 생성할 수 있기 때문에 독립적으로 동작한다. 송신 빔포머(230)는 배열형 트랜스듀서의 각 트랜스듀서 엘리먼트마다 초음파를 생성하기 위한 전기신호를 트랜스듀서 엘리먼트의 위치에 따라 서로 다르게 시간지연(Time Delay) 시켜서 입력하여 초음파의 진행 방향을 제어할 수 있다.
- [0050] 도 3의 (a)는 트랜스듀서부(125)의 배열형 트랜스듀서가 좌측 방향으로 초음파를 생성하는 방법을 나타낸 도면이다. 동기화부(140)에 의해 동기화된 이미징 초음파 또는 고강도 초음파를 생성하기 위한 전기신호는 송신 빔포머(230)를 통해 각 트랜스듀서 엘리먼트의 위치에 따라 적절하게 지연된 신호로 변환된다. 각 트랜스듀서 엘리먼트는 수신된 신호에 맞는 초음파를 생성하는데, 호이겐스의 원리에 따라 각 트랜스듀서 엘리먼트는 점파원

으로 간주될 수 있으므로, 신호가 지연된 시간만큼 경로차를 가진 평면파가 발생한다. 도 3에서 표시한 초음파 발생 트랜스듀서 엘리먼트 간의 시간지연 값 Δt_t 와 경로차 Δl_t 의 관계식은 동일한 매질에서 초음파의 속도를 C로 했을 때 [수학식 1]과 같다. 이때 C는 주파수에 관계없이 연부 조직에서의 음속 1540m/s로 일정하다고 가정하는 것이 일반적이다.

수학식 1

$$\Delta t_t = \frac{\Delta l_t}{C}$$

[0051]

[0052]

다시 말해서 트랜스듀서부(125)의 배열형 트랜스듀서는 초음파를 전송할 때 전송 방향과 트랜스듀서 엘리먼트의 위치에 따라 경로차가 존재하므로 경로차에 대응되게 초음파 발생 신호를 지연한 신호를 기반으로 초음파를 생성한다. 한편, 이미징 초음파를 생성할 때뿐만 아니라 수신할 때에도 방향에 따라 이러한 경로차는 존재한다. 따라서 트랜스듀서부(125)의 배열형 트랜스듀서는 초음파를 수신할 때에 방향에 따라 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 수신된 신호를 경로차에 따라 시간 지연시켜서 보강간섭을 일으킨 신호로 수신한다.

[0053]

도 3의 (b)는 트랜스듀서부(125)의 배열형 트랜스듀서가 좌측 방향에서 초음파를 수신하는 과정을 나타낸 도면이다. 에코신호는 수신 빔포머(240)를 통해 각 트랜스듀서 엘리먼트의 위치에 따라 적절하게 지연된 신호로 변환하여 합산된다. 바람직하게는 영상이 하나이므로 산출되는 영상신호도 하나이어야 하지만, 배열형 트랜스듀서는 여러 개의 트랜스듀서 엘리먼트가 위치에 따라 경로차가 존재하는 다수의 초음파를 수신하게 되므로 다수의 신호가 생성된다. 지연회로(310)는 각 신호를 경로차에 맞게 지연시켜서 동기화한다. 합산회로(320)는 동기화된 신호들을 합성하여 보강간섭을 일으킨 단일 신호로 변환한다.

[0054]

다시 말해서 배열형 트랜스듀서는 송신 방향에 따라 반사파의 입사각이 정해지므로 입사각에 해당하는 시간 지연 폭을 적용하여 입사된 신호를 보강간섭시킨 신호로 합성한다.

[0055]

일반적으로 초음파 기기는 서로 상이한 방향에서 동시에 초음파가 입사하는 경우를 상정하지 않으므로 초음파 수신에 있어서 지향성이 고려되지 않지만, 입사각에 따라 보강간섭에 필요한 시간 지연폭이 달라지므로, 예측되지 못한 방향으로부터 입사한 입사파는 보강간섭되지 않기 때문에 초음파의 수신은 지향성을 갖는다.

[0056]

이하, 본 실시예에서 사용되는 지향성(指向性: Directivity)은 특히 배열형 트랜스듀서가 초음파를 전기신호로 변환함에 있어서, 특정 방향에서 수신되는 초음파에 대하여 전기신호로 두드러지게 변환이 되고 나머지 방향에서 수신되는 초음파는 노이즈로 검출되는 현상을 말한다.

[0057]

도 4는 본 실시예에서 이용하는 배열형 트랜스듀서의 수신 상의 지향성을 설명하기 위한 예시도이다.

[0058]

도 4는 도 3에서 설명한 좌측 방향으로 초음파를 송신하고 반사파를 수신하는 과정에서 수신한 초음파의 수신방향과 대칭적인 우측 방향에서 다른 초음파가 수신되었을 때 생성되는 전기신호를 각각 나타내었다. 이때 좌측 방향을 ①방향, 우측 방향을 ②방향이라 하겠다.

[0059]

①방향에서 수신한 초음파는 도 3의 (b)에서 설명한 바와 같이 좌측 트랜스듀서 엘리먼트일수록 지연 폭을 크게 하여 양측 트랜스듀서 엘리먼트에서 수신한 신호를 동일한 신호로 변환한 후에 합성하여 단일한 신호로 증폭된다. 그러나 ②방향에서 수신한 초음파의 경우 좌측 트랜스듀서 엘리먼트가 우측 트랜스듀서 엘리먼트보다 더 늦게 신호를 생성하지만, ①방향에서 수신한 신호와 같이 좌측에 있는 트랜스듀서 엘리먼트일수록 지연 폭을 크게 하여 변환하므로 경로차에 따른 보상을 받지 못하게 된다. 따라서 시간 지연을 통해 동일한 신호로 변환되지 않기 때문에 보강간섭되지 않고 분산된 신호로 합성된다. 동일한 폭(D) 간격에 같은 각도로 입사하여 ΔL 만큼 경로차가 생성될 경우 Δt 만큼 시간차가 생성되므로 ①방향에서 초음파가 입사한 경우 좌측에 입사된 신호를 Δt 만큼 지연시켜서 동일한 시점으로 동기화시키지만, ②방향에서 초음파가 입사한 경우 동일한 지연으로 인해 $2\Delta t$ 만큼 신호 시점이 벌어지는 것을 알 수 있다. 따라서 배열형 트랜스듀서의 경우 입사각에 따라 시간 지연을 통해 보상되는 입사각의 신호는 보강간섭되고 시간 지연을 통해 보상되지 않는 입사각의 신호는 시간축 상에 넓게 퍼져서 노이즈로 검출된다.

[0060]

도 5의 (a)는 본 실시예에 따른 동기화부의 제어를 받은 트랜스듀서부가 초음파를 생성하는 모습을 나타낸 도면이다.

- [0061] 트랜스듀서부(125)는 도 1에서 설명한 바와 같이 치료용 트랜스듀서(110) 및 이미징 트랜스듀서(120)를 포함한다. 이미징 트랜스듀서(120)는 기설정된 영역의 영상을 스캔해야 하기 때문에 이미징 트랜스듀서(120)가 위치하는 점을 기준으로 부채꼴 모양으로 한쪽 끝 라인(530)에서 다른 쪽 끝 라인(570)까지 스캔라인 별로 스캔한다.
- [0062] 치료용 트랜스듀서(110)는 치료 위치를 초점 위치(510)로 초음파를 생성하는데, 연속하여 초음파를 생성할 경우 이미징 트랜스듀서(120)의 이미징 습득이 어려워지기 때문에 펄스 신호를 주기적으로 생성한다. 이때 치료용 트랜스듀서(110)의 위치에 따라 초점 위치(510)까지의 거리에 경로차가 생긴다. 고강도 초음파가 초점 위치(510)에 동시에 도달하도록 하기 위하여 이 경로차를 보정하여 초음파를 생성해야 한다. 이때 경로차와 이 경로차를 보정하여 초음파를 생성하는 시간 간격을 도면상에 나타내었다. 초점 위치(510)에서 가장 먼 치료용 트랜스듀서(110)에서의 초음파 경로와 다른 치료용 트랜스듀서(110)의 초음파 경로를 선정한다. 초점 위치(510)와 초점 위치(510)에서 가장 먼 치료용 트랜스듀서(110)까지의 거리에서 초점 위치(510)에서 다른 치료용 트랜스듀서(110)까지의 거리를 빼면 경로차를 구할 수 있는데, 이 경로차를 초음파가 진행하는 데에 걸리는 시간을 고려하여 지연된 초음파를 다른 치료용 트랜스듀서(110)에서 발생시킨다. 이러한 방식으로 치료용 트랜스듀서(110)에서 초음파를 발생시키는 시점을 조절하면 모든 치료용 트랜스듀서(110)에서 발생한 초음파가 초점 위치(510)에 동시에 도달한다. 같은 요령으로 이미징 트랜스듀서(120)에서 초음파를 발생시키는 시점을 조절한다. 고강도 초음파와 이미징 트랜스듀서(120)에서 생성된 초음파는 동일한 매질에서 속도가 같으므로 동일한 지연으로도 초점 위치(510)에 도달하는 시점이 같아진다. 따라서 치료용 트랜스듀서(110)에서 생성한 초음파가 초점 위치(510)에서 반사한 초음파와 이미징 트랜스듀서(120)에서 생성한 초음파가 초점 위치(510)에서 반사된 초음파가 이미징 트랜스듀서(120)에 도착하는 시점이 동일하게 조정된다.
- [0063] 도 5의 (a)는 이미징 트랜스듀서(120)를 중앙에 배치하고 치료용 트랜스듀서(110)를 이미징 트랜스듀서(120) 양측에 선형으로 대칭이 되도록 배치한 트랜스듀서부(125)의 도면이다. 이미징 트랜스듀서(120) 아래에 초점이 위치하도록 하였을 때, 양단에 위치하는 치료용 트랜스듀서(110)는 초점 위치(510)로부터 가장 먼 곳에 위치한 치료용 트랜스듀서(110)가 된다. 이를 기준으로 동기화부(140)는 빔포머부(250)를 제어하여 나머지 치료용 트랜스듀서(110) 및 이미징 트랜스듀서(120)의 초음파 발생 시점을 조절한다. 어느 것을 기준으로 삼아도 관계없으나 빔포머가 지연 회로를 사용하므로 가장 먼저 초음파를 발생하는 "초점으로부터 가장 먼 트랜스듀서"를 기준으로 지연 폭을 결정하는 방법을 설명한다. 초점으로부터 가장 먼 트랜스듀서를 기준으로 이웃한 트랜스듀서의 지연 폭을 결정하는 방법을 설명하면, 각각의 트랜스듀서에서 초점 위치(510)까지의 거리에서 가장 긴 것을 기준으로 더 짧은 거리에 있는 트랜스듀서는 짧은 만큼 경로차가 생긴다. 해당 경로차를 초음파가 이동하는 시간만큼 늦게 전송하여야 도달 시점이 동일해지므로 트랜스듀서마다 산출된 경로차를 초음파의 속도로 나누어 해당 트랜스듀서의 초음파 발생 시점을 지연시키는 지연 시간 τ 를 삼는다. 지금까지 경로차의 길이를 기준으로 지연시간 정보를 계산하는 방법을 설명하였다.
- [0064] 지연시간 정보를 각 트랜스듀서로부터 초점 위치(510)까지 도달하는 데에 걸리는 시간을 기준으로 설명하면 다음과 같다.
- [0065] 가장 가까운 트랜스듀서는 가장 먼 트랜스듀서보다 초점 위치(510)로부터의 거리가 짧기 때문에 가장 먼 트랜스듀서보다 늦은 시각에 초음파를 발생해야 한다. 이 경로차를 이미징 초음파와 고강도 초음파의 이동 속도 정보 C로 나누면 지연시간 정보 τ 가 계산된다.
- [0066] 여기서는 각 트랜스듀서에서 초점으로 초음파가 도달하는 시간을 계산하여 트랜스듀서에서 초점으로 초음파가 도달하는 시간이 가장 긴 트랜스듀서(가장 먼 트랜스듀서)를 기준으로 나머지 트랜스듀서가 발생시킨 초음파의 초점 도달 시점이 동일하도록 초음파 발생 지연시간 정보 τ 를 계산한다.
- [0067] 먼저 i번째 트랜스듀서에서 초점 위치(510)까지 초음파가 도달하는 데에 걸리는 시간 T_i 는 초점 위치(510)와 트랜스듀서의 3차원 상의 좌표를 기준으로 직선거리를 계산하고 직선거리를 초음파의 속도로 나누어 계산될 수 있다. 다시 말해서 [수학식 2]를 통해 계산될 수 있다.

수학식 2

$$T_i = \frac{1}{C} \times \sqrt{(f_x - e_{x_i})^2 + (f_y - e_{y_i})^2 + (f_z - e_{z_i})^2}$$

[0068]

[0069]

이때, T_i 는 i 번째 트랜스듀서에서 초점 위치(510)까지 초음파가 도달하는 데에 걸리는 시간(이하 각각의 도달 시간 정보), C 는 이미징 초음파와 고강도 초음파가 매질 내에서 이동 속도 정보, f_x 는 초점 위치 좌표값의 x 좌표, f_y 는 초점 위치 좌표값의 y 좌표, f_z 는 초점 위치 좌표값의 z 좌표, e_{x_i} 는 i 번째 치료용 채널 좌표값의 x 좌표, e_{y_i} 는 i 번째 치료용 채널 좌표값의 y 좌표, e_{z_i} 는 i 번째 치료용 채널 좌표값의 z 좌표를 의미한다. 여기서 3차원 상의 좌표는 직교 좌표계 상의 좌표로 나타내었다.

[0070]

각각의 트랜스듀서에서 초점 위치(510)까지 초음파가 도달하는 데에 걸리는 시간이 계산되었으므로, 각각의 트랜스듀서마다 초점 위치(510)까지 초음파가 동시에 도달하도록 동기화된 초음파 발생 시점은 초점 위치(510)로부터 가장 먼 트랜스듀서의 초음파 발생 시점을 기준으로 지연시간 정보 τ 만큼 지연된 형태로 나타낼 수 있다.

[0071]

이때 각 트랜스듀서별 지연시간 정보 τ 는 [수학식 3]과 같다.

수학식 3

$$\tau_i = \text{Max}(T_i) - T_i$$

[0072]

[0073]

이때 τ_i 는 가장 먼 트랜스듀서의 초음파 발생시점을 기준으로 i 번째 트랜스듀서의 초음파 발생 시점의 상대적인 지연시간, $\text{Max}(T_i)$ 는 [수학식 2]에 따라 계산된 T_i 들 중 가장 큰 값인 최대 도달 시간 정보, T_i 는 i 번째 트랜스듀서로부터 초점 위치(510)까지 초음파가 도달하는 데에 걸리는 도달 시간 정보들을 의미한다.

[0074]

따라서 동기화부(140)는 위와 같은 방법으로 각 트랜스듀서별로 지연시간 정보 τ 를 계산하여 빔포머부(250)를 제어하고 초음파를 발생시킬 수 있다.

[0075]

물론 이미징 트랜스듀서(120)가 반드시 가운데 있어야 하는 것은 아니고, 각 트랜스듀서가 동일 평면상에 존재할 필요나 이미징 트랜스듀서(120)가 중심에 있을 필요가 없으며, 치료용 트랜스듀서(110)는 좌우 대칭일 필요도 없다. 본 실시예에서 제안한 주된 특징인 고강도 초음파와 이미징 초음파가 초점 위치(510)에서 동일한 시각에 도달하도록 각각의 트랜스듀서를 동기화하여 배치하고 동기화부(140)에서 제어를 수행하도록 구성된다면 어떠한 것도 본 발명의 권리범위에 해당한다.

[0076]

본 설명은 이미징 트랜스듀서(120)가 고강도 초음파와 동기화하여 하나의 스캔라인을 스캔하는 방법을 나타내었다. 이미징 트랜스듀서(120)는 한 프레임에 해당하는 스캔라인을 모두 스캔하여야 하나의 프레임을 형성할 수 있으므로, 스캔라인을 달리하여 동기화된 초음파를 송수신하는 과정을 반복하여 한 프레임의 영상을 얻을 수 있다.

[0077]

이때, 초점 위치(510)와 가장 인접한 스캔라인의 경우 초점 위치(510)와 가장 인접한 위치에서 반사되는 고강도 초음파의 에코신호가 수신되지만, 초점 위치(510)를 벗어난 스캔라인의 경우 지향성에 의해 초점 위치(510) 근처에서 반사되는 고강도 초음파의 에코신호가 노이즈로 스캔라인에 검출된다. 따라서 초점 위치(510)를 지나가는 스캔라인이나 초점 위치(510) 근처를 지나가는 스캔라인에 해당하는 이미징 트랜스듀서(120)는 치료용 트랜스듀서(110)와 동기화된 이미징 초음파 및 고강도 초음파를 송수신하여 스캔하고, 초점 위치(510)에서 크게 벗어난 스캔라인에 해당하는 이미징 트랜스듀서(120)는 치료용 트랜스듀서(110)와 동기화되지 않은 초음파를 송수신하여 스캔하는 과정을 반복하여 이미징 영상의 한 프레임을 얻을 수 있다. 이때, 동기화되지 않은 초음파(이미징 초음파 및 고강도 초음파)를 송수신하여 스캔하는 과정이란 치료용 트랜스듀서(110)가 동작하지 않는 기간 동안 스캔하는 과정을 포함한다.

- [0078] 도 5의 (b)는 본 실시예에 따른 구형 집속 형태의 트랜스듀서부(125)를 나타낸 도면이다.
- [0079] 구형 표면에 트랜스듀서들이 배치되고 구의 중심을 초점으로 하는 경우, 모든 트랜스듀서는 초점 위치(510)까지의 거리가 일정하므로 모든 트랜스듀서는 동일한 시점에 초음파를 발생하도록 제어된다. 물론 이미징 트랜스듀서(120)는 기설정된 영역을 순차적으로 스캔하기 때문에 방향이 지속적으로 전환되고 치료용 트랜스듀서(110)는 설정된 초점 위치(510)인 고정된 방향으로 초음파를 발생한다.
- [0080] 또한 이미징 트랜스듀서(120)의 트랜스듀서 엘리먼트는 는 전술한 바와 같이 배열형 트랜스듀서로 구성될 수 있다. 이미징 트랜스듀서(120)는 스캔라인 별로 특정 트랜스듀서 엘리먼트 세트를 사용하여 스캔할 수 있다. 제1 스캔라인(530)에 해당하는 제1 트랜스듀서 엘리먼트 세트(535), 제2 스캔라인(540)에 해당하는 제2 트랜스듀서 엘리먼트 세트(545) 제3 스캔라인(550)에 해당하는 제3 트랜스듀서 엘리먼트 세트(555) 및 제4 스캔라인(560)에 해당하는 제4 트랜스듀서 엘리먼트 세트(565) 및 제5 스캔라인(570)에 해당하는 제5 트랜스듀서 엘리먼트 세트(575)를 포함하는 배열형 트랜스듀서를 도 5의 (b)에 나타내었다.
- [0081] 각각의 트랜스듀서 엘리먼트 세트는 스캔라인에 대응되는 이미징 영상을 만든다는 점에서 모두 독립된 이미징 트랜스듀서(120)처럼 동작하며, 각각의 트랜스듀서 엘리먼트 세트는 한번의 스캔 타이밍에 하나의 인접한 트랜스듀서 엘리먼트 세트만이 동작한다. 이때 도 5의 (a)에 도시한 바와 같이 초점 위치(510)을 지나는 스캔라인이나 초점 위치(510)와 가장 인접한 위치를 지나는 스캔라인에 해당하는 트랜스듀서 엘리먼트 세트는 치료용 트랜스듀서(110)와 동기화된 시점에 이미징 초음파를 전송해야 하며, 동기화하기 위하여 트랜스듀서 엘리먼트 세트의 위치가 특정되어야 한다. 특정된 위치가 있어야만 동기화부(140)가 치료용 트랜스듀서(110)와 트랜스듀서 엘리먼트 세트의 초점 위치(510)에 대한 경로차를 계산할 수 있기 때문이다.
- [0082] 트랜스듀서 엘리먼트 세트 각각은 독립한 이미징 트랜스듀서(120)처럼 동작하므로 각각의 트랜스듀서 엘리먼트 세트의 위치는 트랜스듀서 엘리먼트 세트의 중심점으로 정의된다. 따라서 제1 트랜스듀서 엘리먼트 세트(535)의 위치는 제1 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(537), 제2 트랜스듀서 엘리먼트 세트(545)의 위치는 제2 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(547), 제3 트랜스듀서 엘리먼트 세트(555)의 위치는 제3 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(557)이 되며, 제4 트랜스듀서 엘리먼트 세트(565)의 위치는 제4 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(567)이 되며, 제5 트랜스듀서 엘리먼트 세트(575)의 위치는 제5 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(577)이 된다. 이 위치를 [수학식 2]의 치료용 채널의 좌표값으로 보고 동기화한다.
- [0083] 이때, 초점 위치(510)를 지나는 스캔라인은 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이, 제3 스캔라인(550)이나 비교적 초점 위치(510)와 가까운 제2, 제4 스캔라인(540, 560)에 한하여 동기화할 수 있다.
- [0084] 물론 배열형 트랜스듀서는 해상도에 따라 스캔라인의 개수가 결정되므로 128개 이상의 스캔라인을 포함하는 것이 일반적이지만, 도 5의 (b)에서는 설명의 편의상 '5개'의 스캔라인이 있는 것으로 가정한다. 다시 말해서, 실제로 구현됨에 있어서 스캔라인의 개수나 트랜스듀서 엘리먼트 세트의 개수는 도 5의 (b)에 한정지어 해석되는 것은 아니며, '5개'보다 다수가 적용될 수 있다.
- [0085] 도 6은 본 실시예에 따른 가상 채널과 치료용 채널들을 나타낸 도면이다.
- [0086] 도 6의 (a)는 본 실시예에 따른 구형 집속 형태의 트랜스듀서부에서 가상 채널(610)을 나타낸 도면이다. 여기서, 가상 채널(610)은 복수의 채널(적어도 하나 이상의 채널)인 것이 바람직하지만, 반드시 이에 한정되는 것은 아니며 하나의 채널로 구현될 수도 있다.
- [0087] 이미징 트랜스듀서(120)에서 이미징 초음파를 발생시킬 때 동기화된 초음파를 생성해야 하므로, 초음파 생성 시점이 특정되어야 한다. 동기화부(140)는 이미징 트랜스듀서(120)의 스캔라인별로 가상 채널(610)로 인식한다.
- [0088] 도 6의 (b)는 본 실시예에 따른 구형 집속 형태의 트랜스듀서부에서 치료용 채널을 나타낸 도면이다. 치료용 트랜스듀서(110)는 동기화부(140)에 의해 초점 위치에서 고강도 초음파가 동시에 도달하도록 제어되는데, 이 각각의 제어 대상을 치료용 채널들(620)이라 칭한다. 도 6의 (a)에서 설명한 가상 채널(610)을 치료용 채널들(620)의 일종으로 인식하여, 치료용 채널들(620)을 제어하듯이 초점 위치 지점과 치료용 채널의 위치 정보 간에 거리 차이 정보에 근거하여 이미징 초음파의 도달 시점과 고강도 초음파의 도달 시점을 동기화한다. 이러한 방법으로 도 5의 (a)에서 설명한 구성 및 방법과 동일한 효과를 얻을 수 있다.
- [0089] 다시 말해서, 가상 채널(610)은 고강도 초음파의 집속을 위한 치료용 채널들(620)에 포함되는 채널이다. 치료용 채널들(620)이 다수의 고강도 초음파가 초점 위치(510)에서 동일한 시기에 도달하도록 제어하여 집속하는 채널이라면, 가상 채널(610)은 이미징 초음파가 초점 위치(510)에 동일한 시기에 고강도 초음파와 함께 도달하도록

제어하여 이미징 영상 상의 정확한 위치에 고강도 초음파의 초점 위치(510)에서의 반사파가 나타나도록 하는 채널이다.

[0090] 도 6의 (c)는 본 실시예의 트랜스듀서 엘리먼트 세트별 가상 채널을 나타낸 도면이다.

[0091] 도 5의 (b)에서 설명한 바와 같이 이미징 트랜스듀서(120)는 배열형 트랜스듀서일 수 있고, 배열형 트랜스듀서는 스캔라인별 트랜스듀서 엘리먼트 세트를 지정하여 스캔할 수 있다. 도 6의 (c)에서는 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이 '5개'의 스캔라인에 대하여 트랜스듀서 엘리먼트 세트를 구성한 이미징 트랜스듀서(120)를 예로 들어 설명한다.

[0092] 가상 채널(610)은 이미징 트랜스듀서(120)를 다수의 트랜스듀서 엘리먼트 세트로 나눈 경우 각각의 트랜스듀서 엘리먼트 세트는 이미징 초음파를 전송하는 시점이 각각 다르므로, 이들의 이미징 초음파를 전송하는 시점을 결정하는 가상 채널도 별개로 정의해야 한다. 따라서 제1 트랜스듀서 엘리먼트 세트 내지 제5 트랜스듀서 엘리먼트 세트(535 내지 575)에 대하여 대응하는 가상 채널을 제1 가상 채널 내지 제5 가상 채널(630 내지 670)으로 각각 별개로 설정할 수 있다. 이때 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이, 각각의 가상 채널의 동기화에서 필요한 가상 채널(630 내지 670)의 좌표값은 각각의 트랜스듀서 엘리먼트 중심점(537 내지 577)이 된다.

[0093] 이때도 스캔라인이 초점 위치(510)를 지나거나 초점 위치(510)와 가장 인접한 위치를 기준으로 동기화 여부를 결정할 수 있다.

[0094] 도 7은 본 실시예에 따른 수신 상의 지향성이 실제로 적용되는 과정을 설명하기 위한 예시도이다.

[0095] 이미징 트랜스듀서(120)가 초점 위치(510)와 상이한 방향으로의 초음파(730)를 생성할 때 초점 위치(510)와 상이한 방향에서의 반사파(740)가 돌아온다. 그러나 치료용 트랜스듀서(110)도 초음파를 발생하므로 초점 위치(510)에서의 반사파(720) 역시 돌아온다. 그러나 입사각은 서로 다르다. 도 3에서 설명한 바와 같이, 배열형 트랜스듀서는 초음파를 투사한 방향으로부터 수신된 초음파만이 보강간섭이 일어나도록 수신 빔포머(160)가 각 신호를 지연하므로 초점 위치(510)에서의 반사파는 초점 위치(510)와 상이한 방향으로의 초음파(730)를 생성할 때 보강간섭으로 수신되지 않고 넓게 퍼진 노이즈로 검출된다. 반면에 이미징 트랜스듀서(120)가 초점 위치(510) 방향으로의 초음파(710)를 발생할 때 초점 위치(510)에서는 초점 위치(510) 방향으로의 초음파(710)의 반사파와 동일한 시점에 고강도 초음파의 초점 위치(510)에서의 반사파와 함께 반사된다. 따라서 초점 위치(510)에서의 반사파(720)는 보강간섭이 일어난 신호로 수신되고, 이 신호는 이미징 트랜스듀서(120)가 생성한 초점 위치(510) 방향으로의 초음파(710)의 반사파와 경로가 동일하므로 이미징 영상 상에도 정확한 위치에 표시된다.

[0096] 도 8의 (a)는 고강도 초음파를 발생하지 않는 동안 생성한 이미징 영상이다.

[0097] 즉, 이미징 영상의 한 프레임은 다수의 스캔라인으로 구성된다. 이미징 영상에는 다수의 스캔라인 중 치료용 트랜스듀서(110)에 설정된 초점 위치(510)를 지나는 스캔라인은 대조군 스캔라인(810)으로 도시하였다.

[0098] 도 8의 (b)는 고강도 초음파를 발생하는 동안 생성한 이미징 영상이다.

[0099] 도 8의 (b)에서는 고강도 초음파의 초점 위치(510)를 지나는 스캔라인은 실험군 스캔라인(820)으로 도시하였다. 실험군 스캔라인(820)은 도 8의 (a)에서 도시한 치료용 트랜스듀서(110)에 설정된 초점 위치(510)를 지나는 대조군 스캔라인(810)에 대응되도록 도시하였다.

[0100] 도 8의 (a)에서는 초점 위치(510)에서도 별다른 에코신호가 감지되지 않으므로 치료용 트랜스듀서(110)에 설정된 초점 위치(510)를 지나는 대조군 스캔라인(810)에는 초점 위치(510)가 검게 표시되지만, 도 8의 (b)에서는 밝은 부분(830)에서 강한 에코신호가 감지되므로 고강도 초음파의 초점 위치(510)를 지나는 실험군 스캔라인(820)에 초점 위치(510)가 희게 나타난다. 이를 통해 초점 위치(510)를 확인할 수 있다.

[0101] 도 8의 (c)는 고강도 초음파의 생성 여부에 따라 초점 위치를 지나는 스캔라인에서 이미징 트랜스듀서가 수신한 초음파의 세기를 표시한 그래프이다.

[0102] 치료용 트랜스듀서(110)가 고강도 초음파를 송신하지 않은 경우 치료용 트랜스듀서(110)에 설정된 초점 위치(510)를 지나는 대조군 스캔라인(810)의 초점 위치(510)에서 특별한 세기 변화가 나타나지 않는다. 치료용 트랜스듀서(110)가 고강도 초음파를 생성하여 초점의 위치에서 고강도 초음파가 집중되어 에코신호가 생성된 경우, 고강도 초음파의 초점 위치(510)를 지나는 실험군 스캔라인(820)의 초점 위치(510)에서 높은 크기의 에코신호가 감지된다. 따라서, 초음파 영상에서 초점의 위치를 확인할 수 있다.

[0103] 도 9는 본 실시예에 따른 고강도 초음파 초점 위치를 확인하고 재조정하는 방법을 나타낸 순서도이다.

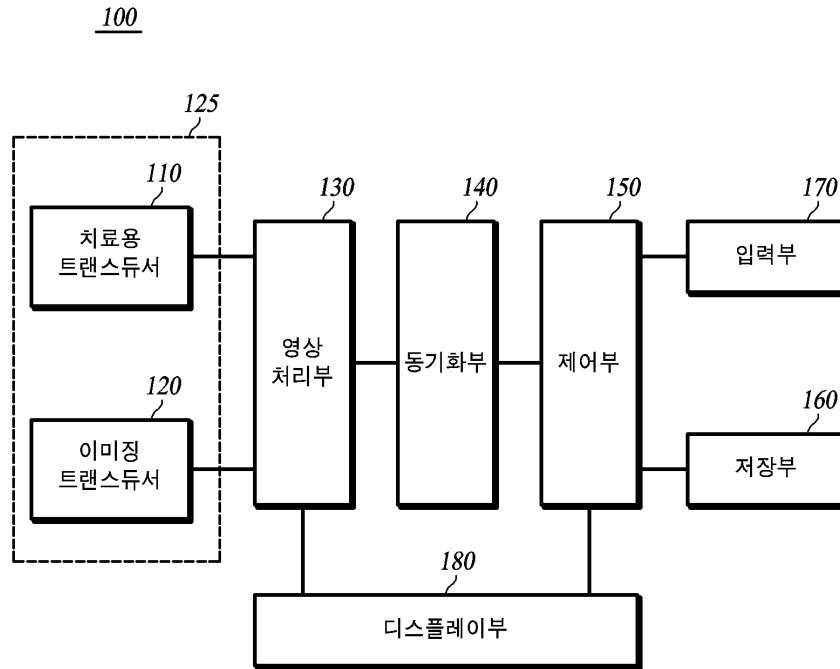
- [0104] 고강도 초음파와 이미징 초음파를 송신한다(S910). 고강도 초음파는 치료 부위에 초점이 조정된 채 반복되는 펄스 형태로 송신되며, 이때 고강도 초음파가 동시에 초점 위치(510)에 도달하도록 초음파 생성 시점을 조정하고 이미징 초음파 역시 초점 위치(510) 방향으로 초음파를 생성했을 때 고강도 초음파와 동시에 초음파가 도달하는 시점에 초음파를 생성하도록 동기화한다. 치료용 트랜스듀서(110)는 초점 위치(510)가 재조정되지 않는 한 고정된 방향으로 초음파를 생성하지만, 이미징 트랜스듀서(120)는 기설정된 영역을 스캔하기 위하여 방향을 바꾼다. 고강도 초음파는 치료 부위의 조직을 파괴할 만큼 강한 에너지를 공급할 수 있으나 초점을 확인하기 위하여 고강도 초음파를 송신하는 S910 과정에서는 조직에 영향을 미치지 않을 정도로 약한 세기로 고강도 초음파를 생성할 수 있다. 물론 치료 도중 초점의 위치를 확인하는 것이라면, 연속파이던 고강도 초음파를 펄스 형태로 송신할 수 있다.
- [0105] 반사신호를 이미징 트랜스듀서(120)가 수신한다(S920). 이미징 트랜스듀서(120)는 자신이 송신한 초음파의 반사파도 수신하지만, 고강도 초음파의 반사파도 역시 수신하게 된다. 이때 이미징 트랜스듀서(120)는 송신 방향의 반사파에 대해서만 경로차를 보상하는 수신 빔포밍 방법을 사용하므로 초음파를 송신하지 않은 방향에서 수신되는 초음파는 노이즈로 검출된다. 초점 위치(510)에서 반사되어 수신되는 고강도 초음파의 에코신호는 이미징 트랜스듀서(120)가 초점 방향으로 초음파를 송신한 경우에만 명확한 신호(Peak)로서 수신된다.
- [0106] 수신한 신호를 B-모드 영상으로 변환한다(S930). 반사 신호의 진폭을 밝기로 변환한 B-모드로 변환한다. 이미징 트랜스듀서(120)는 한번에 한 방향에 대하여 반사파를 수신하므로, 여러 방향의 반사신호를 취합하여 한 프레임의 영상을 생성한다. B-모드 영상은 디스플레이할 수 있다.
- [0107] 초점 위치(510)가 올바른지 확인한다(S940). 다시 말해서 초점 위치가 타겟 환부의 위치와 일치하는지 여부를 확인한다. 이미징 영상으로부터 송신파보다 큰 반사파가 검출된 영역은 고강도 초음파의 반사파가 밀집된 영역이므로 고강도 초음파 초점 위치(510)를 찾을 수 있다. 따라서 이 초점 위치(510)가 타겟 환부의 위치와 일치하는지 여부를 확인할 수 있고, 일치하지 않는 경우에는 초점 위치(510)를 보상할 수 있다(S950).
- [0108] 초점 위치(510)가 올바른 경우 고강도 초음파 치료를 수행한다(S960). 초점 위치(510)가 올바른 것으로 판단된다면, 고강도 초음파의 강도를 높여서 실제적인 치료를 시작하거나 연속파로 전환하여 치료를 계속할 수 있다.
- [0109] 이상의 설명은 본 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

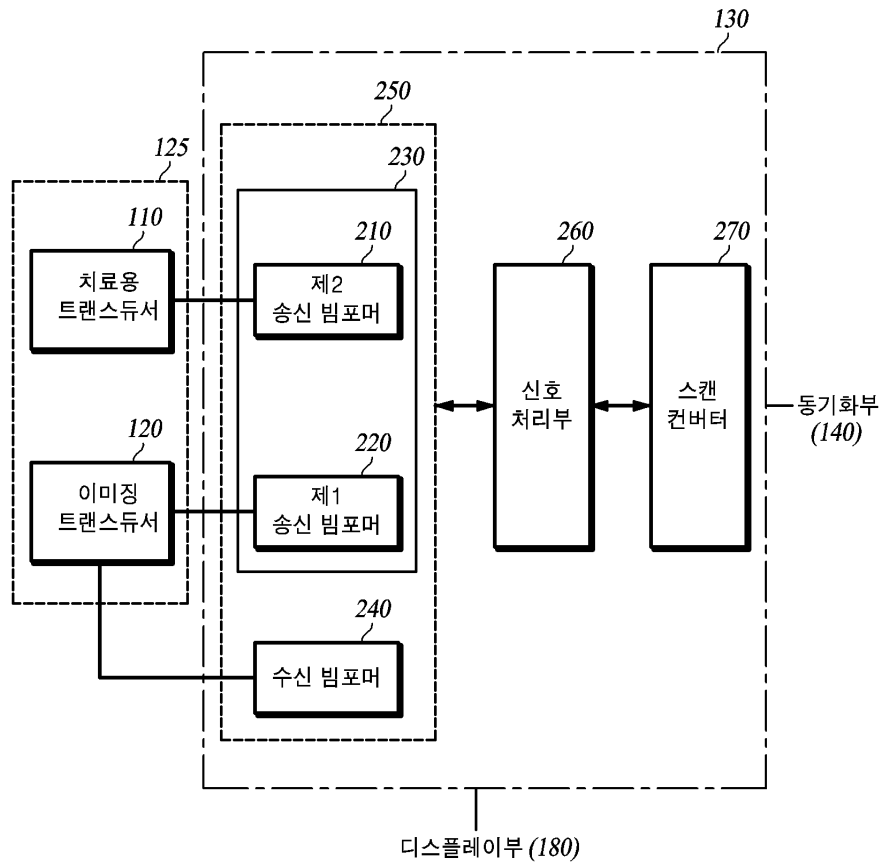
- [0110]
- | | |
|----------------|----------------|
| 110: 치료용 트랜스듀서 | 120: 이미징 트랜스듀서 |
| 125: 트랜스듀서부 | 130: 영상 처리부 |
| 140: 동기화부 | 150: 제어부 |
| 160: 저장부 | 170: 입력부 |
| 180: 디스플레이부 | 210: 제2 송신 빔포머 |
| 220: 제1 송신 빔포머 | 230: 송신 빔포머 |
| 240: 수신 빔포머 | 250: 빔포머부 |
| 260: 신호 처리부 | 270: 스캔 컨버터 |
| 310: 지연회로 | 320: 합산회로 |
| 510: 초점 위치 | 610: 가상 채널 |
| 620: 치료용 채널 | |

도면

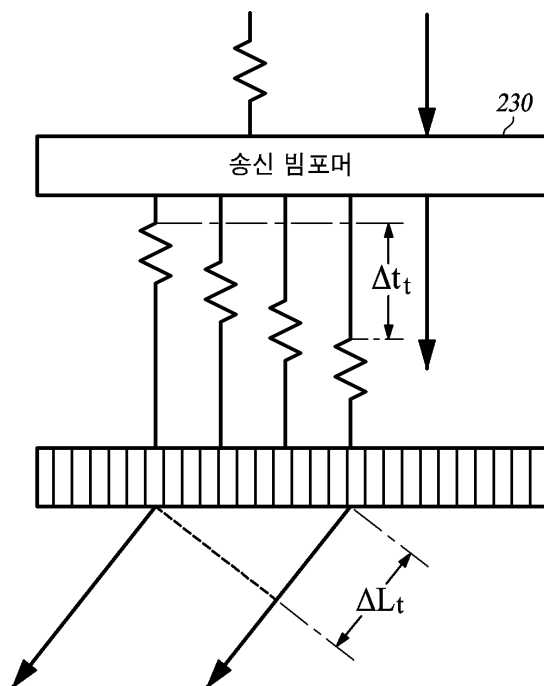
도면1



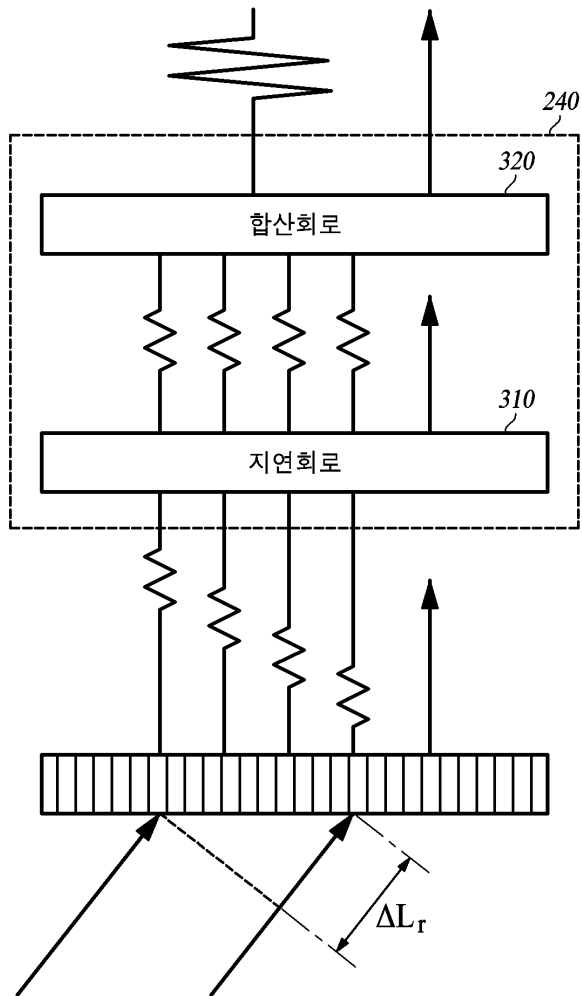
도면2



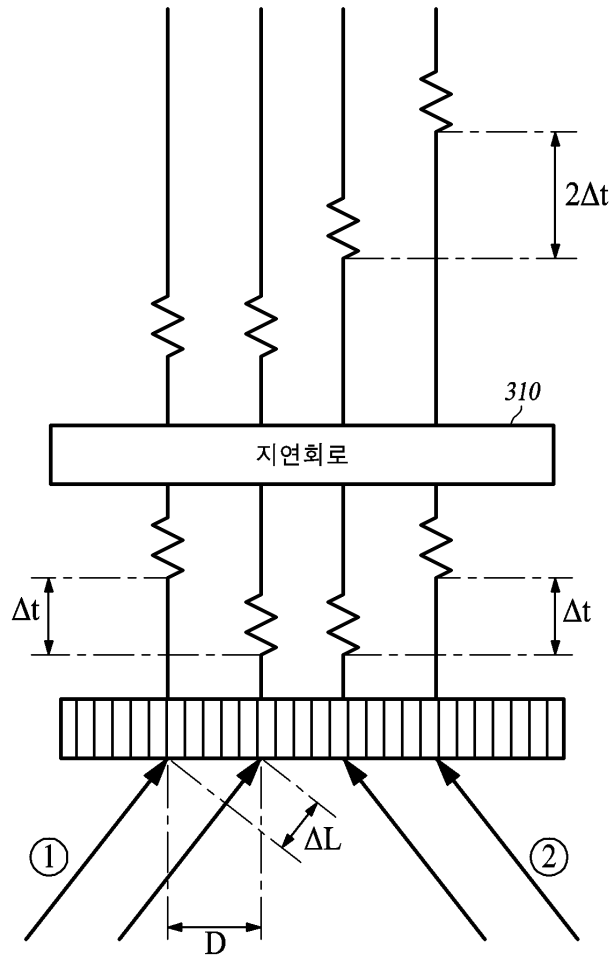
도면3a



도면3b

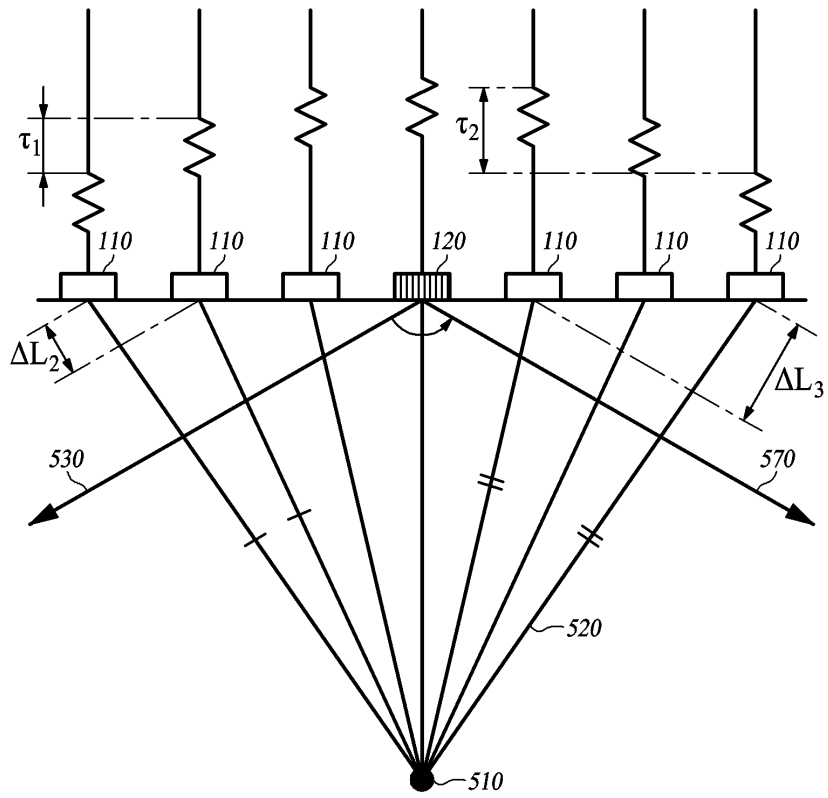


도면4

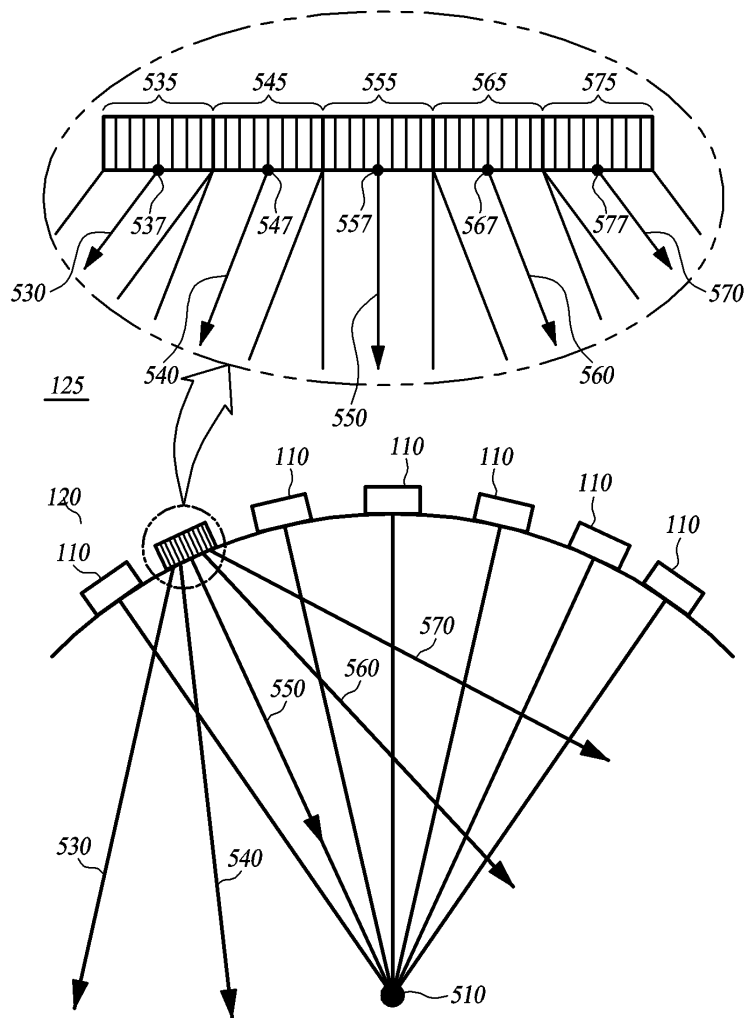


도면5a

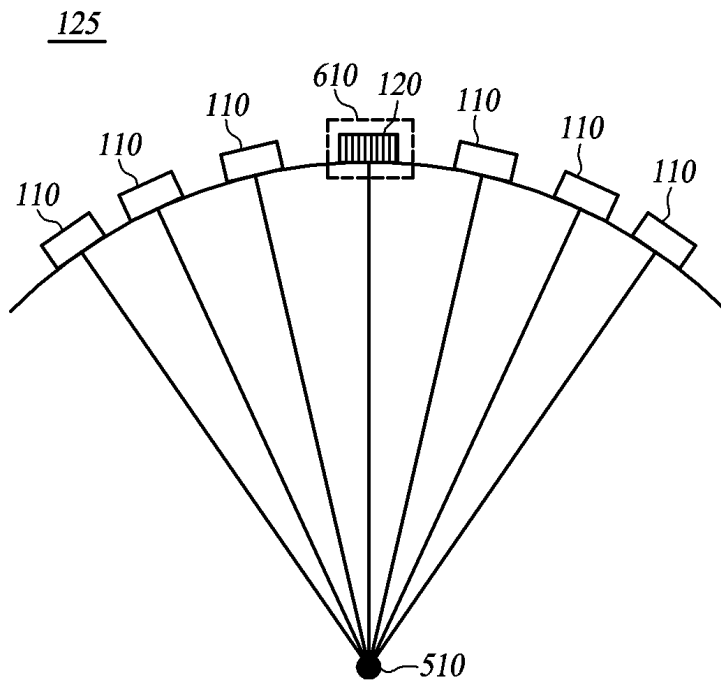
125



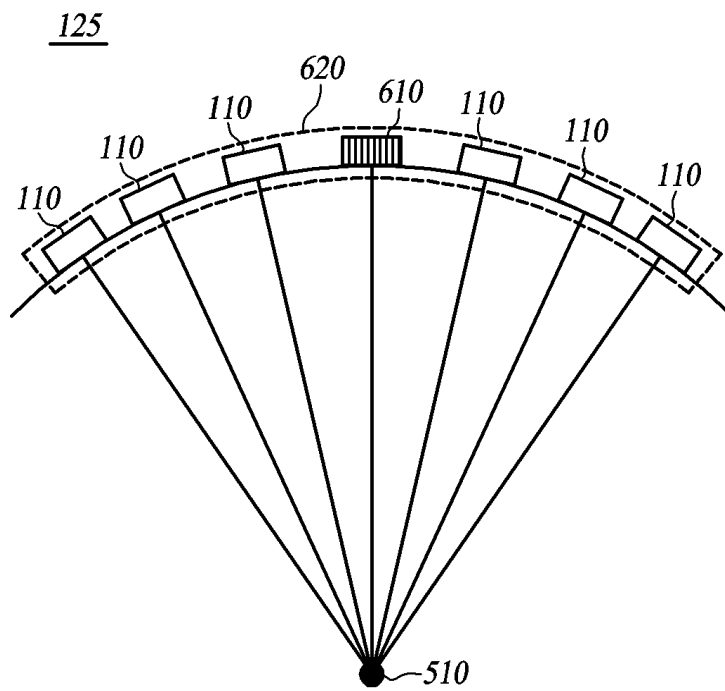
도면5b



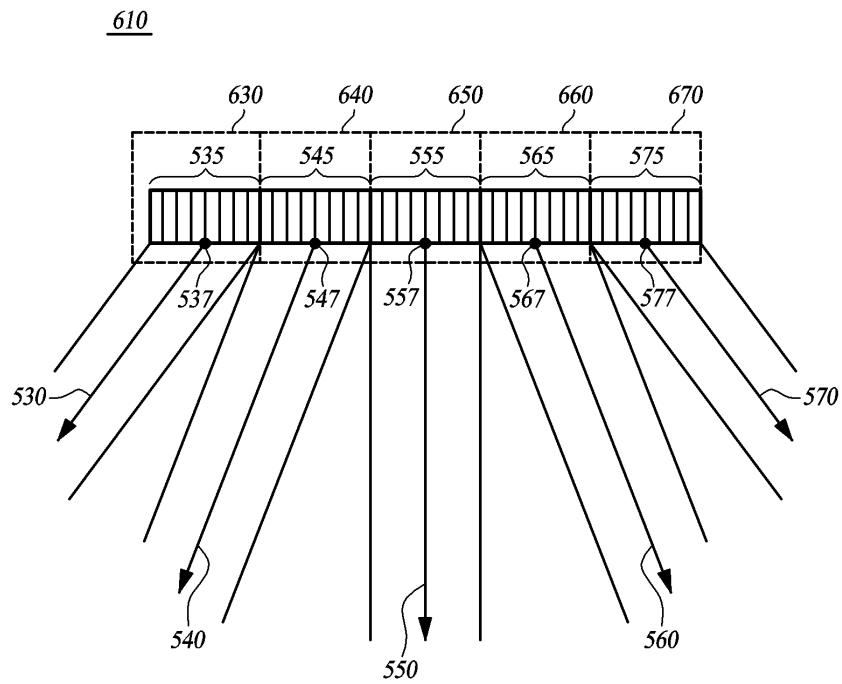
도면6a



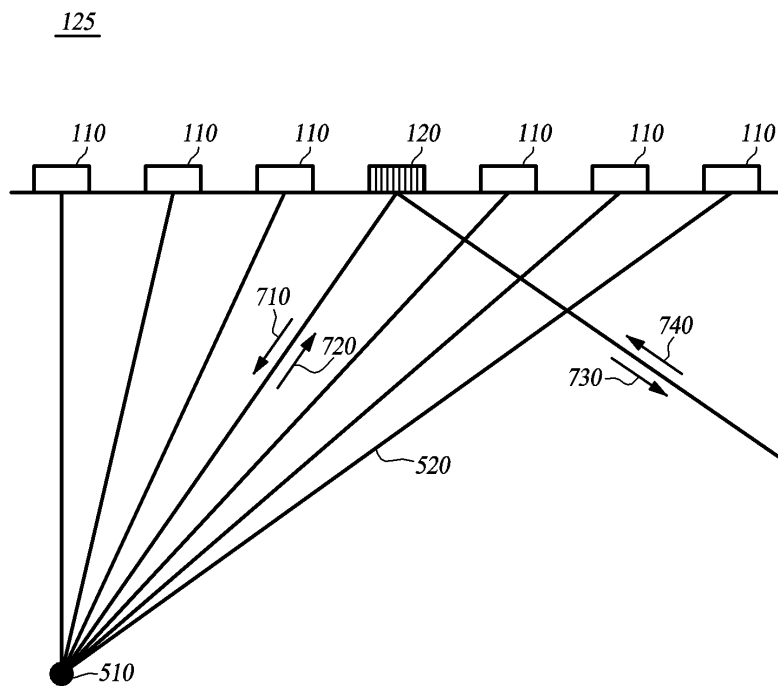
도면6b



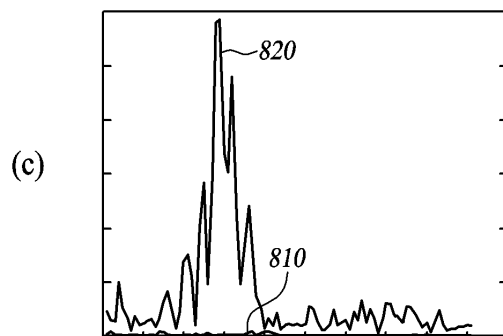
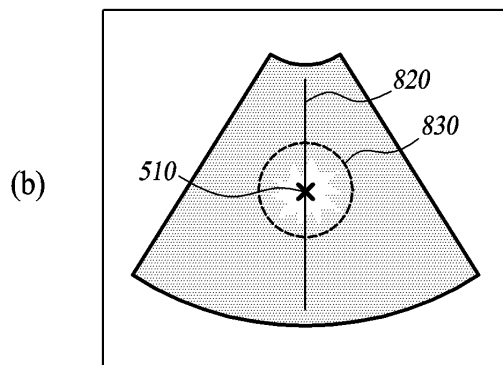
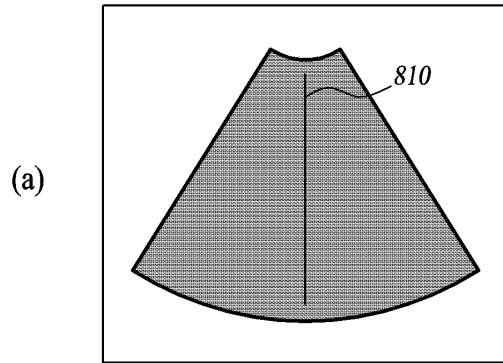
도면6c



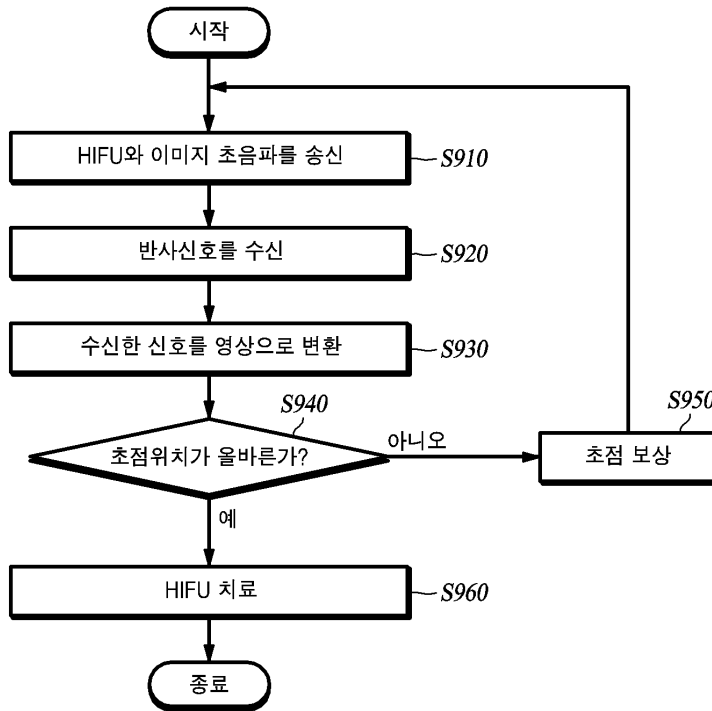
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	标题：聚焦位置确定方法及其用途		
公开(公告)号	KR101491134B1	公开(公告)日	2015-02-05
申请号	KR1020130021974	申请日	2013-02-28
[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	SON KEON HO 손건호 KANG KOOK JIN 강국진 KIM DAE SEUNG 김대승 KIM MYUNG DEOK 김명덕 JUN SUK HWAN 전석환		
发明人	손건호 강국진 김대승 김명덕 전석환		
IPC分类号	A61B8/14 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/4488 G01S7/52063 A61B8/14 A61B8/085 A61N7/00 G01S7/5202 A61B8/5207 A61B8/4483 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/445 A61B8/481 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0052 A61N2007/ /0078 A61N2007/0095 G01N29/0654 G01N29/262 G01N2291/02475		
代理人(译)	LEE HEE CHUL		
其他公开文献	KR1020140107859A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种用于确认高强度聚焦超声波的焦点位置的方法和超声波医疗设备。本发明提供一种确认焦点位置的方法及其超声波医疗设备，该方法使产生高强度超声波和成像超声波的时间点同步，并且因此预先瞄准通过在同步成像和高强度超声波发射的焦点处的反射信号来定位高强度超声波。

