



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년07월03일

(11) 등록번호 10-1533402

(24) 등록일자 2015년06월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61N 7/02 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0010666

(22) 출원일자 2014년01월28일

심사청구일자 2014년01월28일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020110074326 A*

KR1020130055972 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

알파니언메디칼시스템 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 8 항

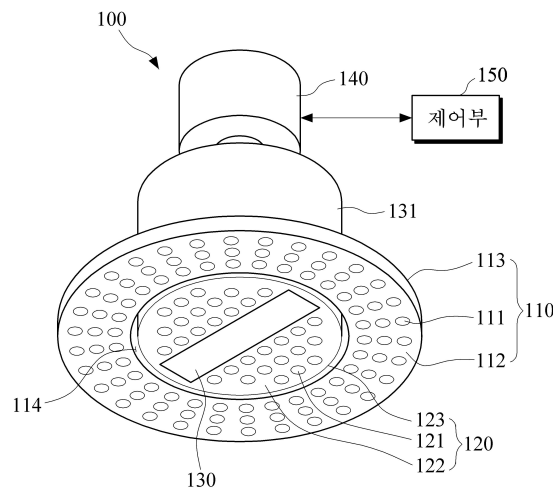
심사관 : 양웅철

(54) 발명의 명칭 **고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법**

(57) 요약

고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법에 관한 것이다. 고강도 집속 초음파 치료기는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며, 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작한다. 회전 구동부는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어한다.

대표도 - 도1



(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

고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며, 고강도 집속 초음파를 방사하는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

영상을 획득하는 것으로, 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서;

상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및

상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부;를 포함하며,

상기 제어부는,

상기 회전 구동부를 제어해서 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키며;

고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킨 상태에서, 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 각 채널 위치를 갱신한 후, 상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 제어해서 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 위상 배열 트랜스듀서인 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 5

고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며, 고강도 집속 초음파를 방사하는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

영상을 획득하는 것으로, 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 장착되어 상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와 함께 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서;

상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및

상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부;를 포함하며,

상기 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어진 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 6

고강도 집속 초음파를 방사하는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

영상을 획득하는 것으로, 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서;

상기 이미징 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및

상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부;를 포함하며,

상기 제어부는,

상기 회전 구동부를 제어해서 상기 이미징 트랜스듀서를 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전시킴에 따라 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 의한 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키며;

고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킨 상태에서, 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 채널들 중 상기 이미징 트랜스듀서와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

제6항에 있어서,

상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 위상 배열 트랜스듀서인 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 10

고강도 집속 초음파를 방사하는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서;

영상을 획득하는 것으로, 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작하는 이미징 트랜스듀서;

상기 이미징 트랜스듀서를 회전 동작시키는 회전 구동부; 및

상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서, 및 회전 구동부를 제어하기 위한 제어부;를 포함하며,

상기 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어진 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기.

청구항 11

제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입된 상태에서 이미징 트랜스듀서를 장착한 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 상기 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계;

상기 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 각 채널 위치를 갱신하는 단계; 및

상기 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계;

를 포함하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

청구항 12

삭제

청구항 13

고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중앙에서 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐지게 배치된 이미징 트랜스듀서를 상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 상기 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계; 및

상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 구동시켜 상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계;를 포함하며,

상기 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계는,

상기 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 채널들 중 상기 이미징 트랜스듀서와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시키는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법.

청구항 14

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 고강도의 초음파에너지를 한 곳에 모을 때 초점에서 발생하는 고열을 이용해서 치료하는데 사용되는 고강도 집속 초음파 치료기에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 고강도 집속 초음파 치료(High-Intensity Focused Ultrasound; HIFU)는 고강도의 초음파에너지를 한 곳에 모을 때 초점에서 발생하는 섭씨 65~100도의 고열을 이용해서 신체 속의 병변 조직을 태워 없애는 기술이다. 즉, 진단할 때 사용하는 초음파의 세기보다 약 십만 배 정도로 강한 초음파를 한곳에 집속시키면 초점 부위에서 열이 발생하는데, 이 열을 이용해서 신체 속의 병변 조직을 태워 없앨 수 있다.

[0003] 초음파 자체는 인체에 무해하고 초음파가 집중되는 초점에서만 열이 발생하므로, 비침습성(non-invasive)으로 신체 속의 병변을 치료할 수 있다. 고강도 집속 초음파 치료는 췌장암, 자궁근종, 간암 등에 가능하며, 전립선암, 자궁내막암, 신장암, 유방암, 연조직 종양, 뼈종양 등에 대해서도 활발한 연구가 이루어지고 있다.

[0004] 종래의 일 예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 초음파를 고강도 초음파 방사면을 통해 집속시키도록 구성될 수 있다. 그리고, 고강도 집속 초음파 치료기는 영상을 획득하는 이미징 트랜스듀서(imaging transducer)를 구비하여 치료 부위를 진단하고 치료 과정을 모니터링할 수 있다. 이미징 트랜스듀서는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열(one-dimensional array)형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다.

[0005] 치료 과정을 모니터링하기 위해서는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에 의해 조향된 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시킬 필요가 있다. 이를 위해, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서는 고강도 초음파 방사면의 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 이미징 트랜스듀서는 초음파 송수신 부위가 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작할 수 있다. 이미징 트랜스듀서는 회전 동작하는 과정에서 영상 면이 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 정렬될 수 있다.

[0006] 한편, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도(lateral resolution)를 높여 영상의 품질을 향상시키기 위해서는 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위를 크게 할 수 있다. 그런데, 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위를 크게 하면, 이미징 트랜스듀서가 삽입되는 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀이 커지게 된다. 이로 인해, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 초음파 방사 부위가 작아지게 된다. 따라서, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서에서 초점 게인(focal gain) 및 고강도 집속 초음파의 분해능(resolution)이 저하되고 사이드 로브(side lobe)가 커짐으로 인해, 고강도 집속 초음파의 음장(acoustic field)의 질이 떨어질 수 있다.

[0007] 이러한 문제를 해소하고자, 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀을 작게 해서 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 초음파 방사 부위를 크게 하면, 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서에서 초점 계인 및 고강도 집속 초음파의 분해능이 향상되며 사이드 로브가 감소하게 되므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질이 향상될 수 있다. 하지만, 고강도 초음파 방사면의 삽입 홀을 작게 할수록 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위는 작아지기 때문에, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 저하시켜 영상의 품질을 떨어뜨릴 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명의 과제는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 품질과 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서에 의한 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 모두 확보할 수 있는 고강도 집속 초음파 치료기 및 그 제어방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는 제1,2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 제1 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사하며 중앙에 삽입 홀이 형성된다. 제2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서는 제1 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입되어 회전 동작하며 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 제2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서에 장착되어 제2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서와 함께 회전 동작한다. 회전 구동부는 제2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 제1,2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서와 이미징 트랜스듀서 및 회전 구동부를 제어한다.

[0010] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기는, 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서와, 이미징 트랜스듀서와, 회전 구동부, 및 제어부를 포함한다. 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서는 고강도 집속 초음파를 방사한다. 이미징 트랜스듀서는 영상을 획득하는 것으로, 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 중앙에서 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동작한다. 회전 구동부는 이미징 트랜스듀서를 회전 동작시킨다. 제어부는 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서와 이미징 트랜스듀서 및 회전 구동부를 제어한다.

[0011] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법은, 제1 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 삽입 홀에 삽입된 상태에서 이미징 트랜스듀서를 장착한 제2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서를 제1 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계, 및 제1,2 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서를 구동시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계를 포함한다.

[0012] 본 발명에 따른 고강도 집속 초음파 치료기의 제어방법은, 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 중앙에서 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐지게 배치된 이미징 트랜스듀서를 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서에 대해 회전 동작시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서의 영상 면을 정렬시키는 단계, 및 고강도 집속 초음파와 트랜스듀서를 구동시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시키는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0013] 본 발명에 따르면, 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있으므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다. 또한, 고강도 집속 초음파 방사영역을 충분히 확보하면서 이미징 트랜스듀서의 초음파 송수신 부위를 크게 할 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다.

도 2 및 도 3은 도 1에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 4 및 도 5는 고강도 집속 초음파의 초점 위치를 설정하는 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다.

도 7은 도 6에 대한 분해 사시도이다.

도 8 및 도 9는 도 6에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0015] 본 발명에 대해 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 여기서, 동일한 구성에 대해서는 동일 부호를 사용하며, 반복되는 설명, 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 본 발명의 실시형태는 당업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것이다. 따라서, 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 보다 명확한 설명을 위해 과장될 수 있다.
- [0016] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다. 도 2 및 도 3은 도 1에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0017] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 고강도 집속 초음파 치료기(100)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)와, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)와, 이미징 트랜스듀서(130)와, 회전 구동부(140), 및 제어부(150)를 포함한다.
- [0018] 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 환자 치료를 위한 고강도 집속 초음파를 방사하도록 구성된다. 그리고, 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 중앙에는 삽입 홀(114)이 형성된다.
- [0019] 일 예로, 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 복수의 제1 고강도 초음파 진동자(111)들 및 제1 고강도 초음파 방사면(112)을 포함할 수 있다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 제1 고강도 초음파 방사면(112)에 배열되어 장착될 수 있다. 제1 고강도 초음파 진동자(111)들은 압전 소자를 각각 포함할 수 있다. 압전 소자들은 제어부(150)에 의해 전압을 인가 받으면 공진하여 초음파를 발생시키게 된다. 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)는 위상 배열(phased array) 트랜스듀서로 이루어져 제1 고강도 초음파 진동자(111)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다.
- [0020] 제1 고강도 초음파 방사면(112)은 제1 고강도 초음파 진동자들(111)로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 제1 고강도 초음파 방사면(112)은 제1 지지 프레임(113)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 삽입 홀(114)은 제1 지지 프레임(113)의 중앙에 원형으로 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)은 하측이 개구된 형태의 하우징(미도시)에 수용되어 고정될 수 있다. 다른 예로, 제1 지지 프레임(113)은 상방으로 오목한 반구 형상으로 이루어질 수도 있다.
- [0021] 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 고강도 집속 초음파를 방사한다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 삽입 홀(114)에 삽입되어 회전 동작한다. 따라서, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 내측에서 회전 동작할 수 있다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 이미징 트랜스듀서(130)를 장착한다.
- [0022] 일 예로, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 복수의 제2 고강도 초음파 진동자(121)들 및 제2 고강도 초음파 방사면(122)을 포함할 수 있다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 제1 고강도 초음파 진동자(111)들과 동일하게 구성될 수 있다. 제2 고강도 초음파 진동자(121)들은 이미징 트랜스듀서(130)의 주변에 배열되어 제2 고강도 초음파 방사면(122)에 장착될 수 있다.
- [0023] 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)가 위상 배열 트랜스듀서로 이루어진 경우, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)도 위상 배열 트랜스듀서로 이루어져 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다. 제어부(150)는 제1,2 고강도 초음파 진동자(111)(121)들로부터 발생되는 초음파의 위상을 제어하여 초음파의 전파방향과 초점 거리를 자유로이 조절할 수 있다. 따라서, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)에 의한 고강도 집속 초음파의 초점 위치가 조절될 수 있다.
- [0024] 제2 고강도 초음파 방사면(122)은 제2 고강도 초음파 진동자(121)들로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 제2 고강도 초음파 방사면(122)은 제2 지지 프레임(123)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 제1 지지 프레임(113)이 원형 플레이트 형상으로 이루어진 경우, 제2 지지 프레임(123)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 제2 지지 프레임(123)은 삽입 홀(114)과 일정 간격을 두고 삽입 홀(114)에 삽입될 수 있는 크기로 이루어

질 수 있다. 제2 지지 프레임(123)은 이미징 트랜스듀서(130)를 수용하는 케이싱(casing, 131)의 하단에 고정될 수 있다. 케이싱(131)은 회전 구동부(140)에 의해 회전할 수 있다. 다른 예로, 제1 지지 프레임(113)이 반구 형상으로 이루어진 경우, 제2 지지 프레임(123)도 반구 형상으로 이루어질 수 있다.

[0025] 도시하고 있지 않지만, 제1,2 고강도 초음파 방사면(112)(122)은 멤브레인에 의해 덮일 수 있다. 제1,2 고강도 초음파 방사면(112)(122)과 멤브레인 사이에는 초음파 전달매질이 채워질 수 있다. 초음파 전달매질은 탈기된 물 등으로 이루어질 수 있다. 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)로부터 방사된 고강도 집속 초음파는 초음파 전달매질을 거쳐 환자의 병변 부위로 전달될 수 있다.

[0026] 이미징 트랜스듀서(130)는 영상을 획득하기 위한 것이다. 이미징 트랜스듀서(130)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)에 장착되어 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)와 함께 회전 동작할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(130)는 각 회전 위치에서 영상을 획득할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(130)는 제어부(150)에 의해 제어될 수 있다. 제어부(150)는 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득된 영상을 치료기(100)의 디스플레이부를 통해 표시할 수 있다.

[0027] 일 예로, 이미징 트랜스듀서(130)는 초음파 소자들이 단일의 축 상에 배열된 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다. 여기서, 초음파 소자들은 압전 소자(piezoelectric element)들로 이루어질 수 있다. 압전 소자들은 전기적 신호가 인가되면 공진하여 초음파 신호를 발생시키고, 초음파 신호를 수신하게 되면 진동하여 전기적 신호를 발생시킨다. 이미징 트랜스듀서(130)는 케이싱(131)에 수용되어 보호될 수 있다.

[0028] 회전 구동부(140)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 회전 동작시킨다. 일 예로, 회전 구동부(140)는 회전 모터를 포함할 수 있다. 회전 모터는 몸체가 하우징에 고정될 수 있다. 회전 모터의 구동축이 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 중심 상에 위치되어 케이싱(131)에 고정될 수 있다. 따라서, 회전 모터의 구동축이 회전 구동함에 따라 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 회전 동작시킬 수 있다.

[0029] 제어부(150)는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)와, 이미징 트랜스듀서(130), 및 회전 구동부(140)를 제어할 수 있다. 예컨대, 도 2 및 도 3에 도시된 바와 같이, 제어부(150)는 회전 구동부(130)를 제어해서 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상 면을 정렬시킬 수 있다.

[0030] 이 상태에서, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치를 갱신할 수 있다. 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치는 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 각 위치에 해당할 수 있다. 이때, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 변경되는 제2 고강도 초음파 진동자(121)들의 각 위치 좌표를 산출해서 갱신할 수 있다. 이후, 제어부(150)는 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 제어해서 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킬 수 있다.

[0031] 예컨대, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 변경되는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널의 중심 좌표는 하기 수학적 1 및 2에 의해 산출되어 갱신될 수 있다.

수학식 1

$$\theta = \text{atan2}(y, x) = \begin{cases} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & x > 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & y \geq 0, x < 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & y < 0, x < 0 \\ +\frac{\pi}{2} & y > 0, x = 0 \\ -\frac{\pi}{2} & y < 0, x = 0 \\ \text{undefined} & y = 0, x = 0 \end{cases}$$

[0032]

[0033]

여기서, 초점 좌표가 X축(lateral axis), Y축(elevational axis), Z축(depth axis) 기준으로 표시될 때, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 중심에 위치하는 원점에 대해 x는 X축 방향의 초점 위치를 나타내고 y는 Y축 방향의 초점 위치를 나타낸다. θ 는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서의 회전 각도를 나타낸다.

수학식 2

$$\begin{bmatrix} CX \\ CY \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Cx \\ Cy \end{bmatrix}$$

[0034]

[0035]

여기서, Cx, Cy는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서가 회전하기 전, 제2 고강도 초음파 트랜스듀서의 각 채널의 중심 좌표를 나타낸다. CX, CY는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서가 θ 로 회전한 이후, 제2 고강도 초음파 트랜스듀서의 각 채널의 중심 좌표를 나타낸다.

[0036]

전술한 고강도 집속 초음파 치료기(100)는 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)의 고강도 집속 초음파 방사 영역뿐 아니라, 이미징 트랜스듀서(130) 주변의 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 고강도 집속 초음파 방사영역을 포함할 수 있다. 따라서, 종래에 비해, 고강도 집속 초음파 치료기(100)의 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있다. 따라서, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 초점 계인 및 고강도 집속 초음파의 분해능이 향상되며 사이드 로브가 감소하게 되므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다.

[0037]

또한, 이미징 트랜스듀서(130)의 초음파 송수신 부위를 크게 하더라도, 고강도 집속 초음파 방사영역이 충분히 확보될 수 있다. 따라서, 이미징 트랜스듀서(130)의 초음파 소자들의 배열 개수를 증가시킬 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.

[0038]

도 1 내지 도 3과 함께 도 4 및 도 5를 참조하여, 본 발명의 제1 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(100)의 제어방법에 대해, 일 예로 설명하면 다음과 같다. 여기서, 도 4는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되어 디스플레이부에 표시되는 XZ 영상 면을 나타내고, 도 5는 이미징 트랜스듀서에 의해 획득되어 디스플레이부에 표시되는 XY 영상 면을 나타낸다.

[0039]

먼저, 시술자는 고강도 집속 초음파 치료기(100)를 환자의 병변 부위에 위치시킬 수 있다. 이때, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의해 획득되는 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서 환자의 병변 부위를 프리-스캔

(Pre-scan)할 수 있다. 그 다음, 시술자는 환자의 병변 부위가 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 고강도 초음파 조향 범위 내에 위치하도록 고강도 집속 초음파 치료기(100)를 정렬한다.

[0040] 그 다음, 시술자는 디스플레이부를 통해 영상을 확인하면서 환자의 병변 부위에 맞게 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)를 설정한다. 상술하면, 도 4에 도시된 바와 같이, 시술자는 치료기(100)의 조작부를 조작하여, XZ 영상면에 표시된 고강도 초음파 조향 범위(B1) 내의 병변 부위에 대응되게 수평 선(HL)을 입력함으로써, Z축 방향에 따른 초점 깊이(depth)를 설정한다. 물론, 시술자는 YZ 영상면에 수평 선(HL)을 입력해서 Z축 방향에 따른 초점 깊이를 설정할 수도 있다.

[0041] 그러면, 도 5에 도시된 바와 같이, XY 영상면에는 설정된 초점 깊이에서의 고강도 초음파 조향 범위(B2)가 표시된다. 시술자는 치료기(100)의 조작부를 조작하여, XY 영상면의 고강도 초음파 조향 범위(B2) 내에서 X축 및 Y축 방향에 따른 초점 위치(F)를 설정한다. 이때, 복수 개의 초점 위치(F)(F')를 설정할 수 있다. 이 경우, 제어부(150)는 초점 위치(F)(F')로 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 순차적으로 회전 동작시키기 위한 스케줄을 자동 설정할 수 있다.

[0042] 초점 위치들(F)(F')의 설정이 완료되면, 시술자는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)를 제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)에 대해 회전 동작시키도록 조작부를 조작한다. 이때, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제어부(150)에 의해 고강도 집속 초음파의 어느 한 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상면이 정렬될 때까지 회전하도록 제어된다. 그리고, 제어부(150)는 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 회전 각도에 따라 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)의 각 채널 위치를 갱신할 수 있다. 한편, 도 5에 도시된 XY 영상면에는 이미지 트랜스듀서(130)의 회전에 따라 이동하는 확인 선(CL)이 표시된다. 확인 선이 초점 위치(F)를 통과하도록 위치되면, 시술자는 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상면이 정렬된 상태임을 확인할 수 있다.

[0043] 이 상태에서, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 구동시킨다. 이때, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 구동에 의해 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킨다.

[0044] 이후, 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)의 구동을 중지하게 되면, 제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(120)는 제어부(150)에 의해 다른 초점 위치(F')에 이미징 트랜스듀서(130)의 영상면을 정렬시키도록 회전 동작한다. 그 다음, 시술자는 이미징 트랜스듀서(130)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 제1,2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(110)(120)를 구동시킴으로써 다른 초점 위치(F')에 고강도 초음파를 집속시킨다. 이러한 과정에 의해 환자의 병변 부위를 고강도 초음파에 의해 치료할 수 있게 된다.

[0045] 도 6은 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기에 대한 사시도이다. 도 7은 도 6에 대한 분해 사시도이다. 도 8 및 도 9는 도 6에 있어서, 고강도 집속 초음파 치료기의 작용 예를 설명하기 위한 도면이다.

[0046] 도 6 내지 도 9를 참조하면, 고강도 집속 초음파 치료기(200)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)와, 이미징 트랜스듀서(220)와, 회전 구동부(230), 및 제어부(240)를 포함한다.

[0047] 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 고강도 집속 초음파를 방사한다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 고강도 초음파 진동자(211)들 및 고강도 초음파 방사면(212)을 포함할 수 있다. 고강도 초음파 진동자(211)들은 고강도 초음파를 발생시킨다. 고강도 초음파 진동자(211)들은 고강도 초음파 방사면(212)에 배열되어 장착될 수 있다. 여기서, 고강도 초음파 진동자(211)들 중 일부는 이미징 트랜스듀서(220)와 겹쳐지게 배치될 수 있다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)는 위상 배열 트랜스듀서로 이루어져 고강도 초음파 진동자(211)들의 개수에 상응하는 개수의 채널들을 가질 수 있다.

[0048] 고강도 초음파 방사면(212)은 고강도 초음파 진동자(211)들로부터 발생된 고강도 초음파를 집속시킨다. 고강도 초음파 방사면(212)은 지지 프레임(213)의 하측 부위에 형성될 수 있다. 지지 프레임(213)은 원형 플레이트 형상으로 이루어질 수 있다. 지지 프레임(213)은 중앙에 이미징 트랜스듀서(220)의 회전축(221)을 통과시키는 축홀이 형성될 수 있다. 다른 예로, 지지 프레임(213)은 상방으로 오목한 반구 형상으로 이루어질 수도 있다.

[0049] 이미징 트랜스듀서(220)는 영상을 획득하기 위한 것이다. 이미징 트랜스듀서(220)는 1차원 배열형 초음파 트랜스듀서로 이루어져 2차원 단면 영상을 획득할 수 있다. 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 중앙에서 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 초음파 방사 부위와 일부 겹쳐진 상태로 회전 동

작한다. 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 고강도 초음파 방사면(212)과 마주한 상태로 회전 동작할 수 있다.

[0050] 회전 구동부(230)는 이미징 트랜스듀서(220)를 회전 동작시킨다. 회전 구동부(230)는 회전 모터를 포함할 수 있다. 회전 모터는 구동축이 이미징 트랜스듀서(220)의 회전축(221)에 고정되어 회전 구동함에 따라 이미징 트랜스듀서(220)를 회전 동작시킬 수 있다.

[0051] 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)와, 이미징 트랜스듀서(220), 및 회전 구동부(230)를 제어할 수 있다. 예컨대, 도 8 및 도 9에 도시된 바와 같이, 제어부(240)는 회전 구동부(230)를 제어해서 이미징 트랜스듀서(220)를 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)에 대해 회전시킴에 따라 고강도 집속 초음파의 초점 위치에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면을 정렬시킬 수 있다. 이 상태에서, 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들 중 이미징 트랜스듀서(220)와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시켜 초점 위치에 고강도 초음파를 집속시킬 수 있다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 각 채널 위치는 고강도 초음파 진동자(211)들의 각 위치에 해당할 수 있다. 이때, 제어부(240)는 이미징 트랜스듀서(220)의 회전 각도에 따라 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 겹쳐지는 고강도 초음파 진동자(211)들의 위치를 파악해서 구동을 오프 시킬 수 있다. 따라서, 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 구동시, 이미징 트랜스듀서(220)뿐 아니라 이미징 트랜스듀서(220)와 겹쳐지는 고강도 초음파 진동자(211)들의 손상을 방지할 수 있다.

[0052] 본 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(200)도 전술한 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(100)와 마찬가지로, 고강도 집속 초음파 치료기(200)의 고강도 집속 초음파 방사영역이 증가할 수 있으므로, 고강도 집속 초음파의 음장의 질을 향상시킬 수 있다. 또한, 이미징 트랜스듀서(220)의 초음파 소자들의 배열 개수를 증가시킬 수 있으므로, 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 획득되는 영상의 측방향 해상도를 높여 영상의 품질을 향상시킬 수 있다.

[0053] 도 6 내지 도 9를 참조하여, 본 발명의 제2 실시예에 따른 고강도 집속 초음파 치료기(200)의 제어방법에 대해 일 예로 설명하면 다음과 같다.

[0054] 먼저, 시술자는 고강도 집속 초음파 치료기(200)를 환자의 병변 부위에 위치시킬 수 있다. 이때, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 획득되는 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서 환자의 병변 부위를 프리-스캔할 수 있다. 그 다음, 시술자는 환자의 병변 부위가 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 고강도 초음파 조향 범위 내에 위치하도록 고강도 집속 초음파 치료기(200)를 정렬한다.

[0055] 그 다음, 시술자는 디스플레이부를 통해 영상을 확인하면서 치료기(200)의 조작부를 조작하여, 환자의 병변 부위에 맞게 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)를 설정한다. 그 다음, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)를 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)에 대해 회전 동작시키도록 조작부를 조작한다. 이때, 이미징 트랜스듀서(220)는 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면이 정렬될 때까지 회전하도록 제어된다. 이 과정에서, 제어부(240)는 이미징 트랜스듀서(220)의 회전 각도에 따라 이미징 트랜스듀서(220)에 의해 겹쳐지는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들의 위치를 파악할 수 있다.

[0056] 고강도 집속 초음파의 초점 위치(F)에 이미징 트랜스듀서(220)의 영상 면이 정렬되면, 시술자는 이미징 트랜스듀서(220)에 의한 영상을 디스플레이부를 통해 확인하면서, 조작부를 조작하여 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)를 구동시킨다. 이때, 제어부(240)는 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 채널들 중 이미징 트랜스듀서(220)와 겹치는 채널의 구동을 오프 시키고 나머지 채널의 구동을 온 시킬 수 있다. 고강도 집속 초음파 트랜스듀서(210)의 구동에 의해 초점 위치(F)에 고강도 초음파를 집속시킴으로써 환자의 병변 부위를 치료할 수 있게 된다.

[0057] 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 보호 범위는 첨부된 청구 범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0058] 110..제1 고강도 집속 초음파 트랜스듀서

120..제2 고강도 집속 초음파 트랜스듀서

130, 220...이미징 트랜스듀서

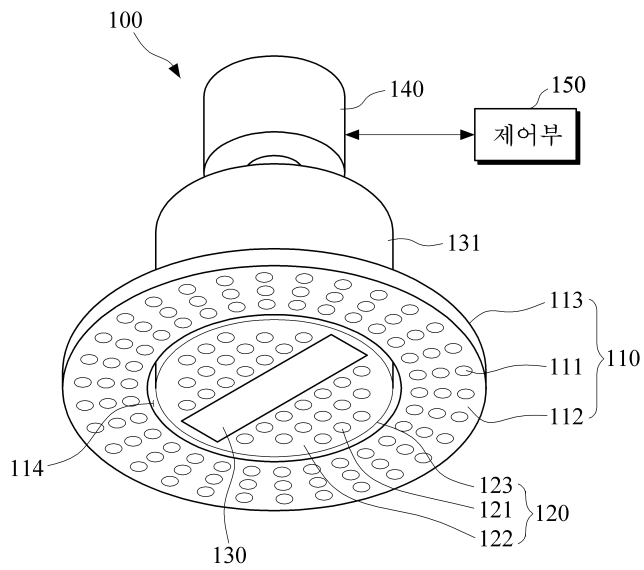
140, 230...회전 구동부,

150, 240...제어부

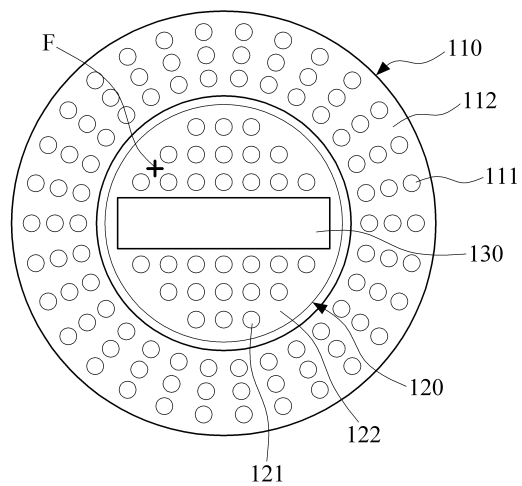
210...고강도 집속 초음파 트랜스듀서

도면

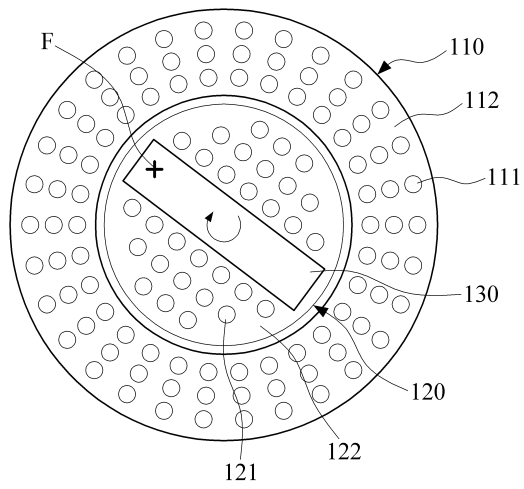
도면1



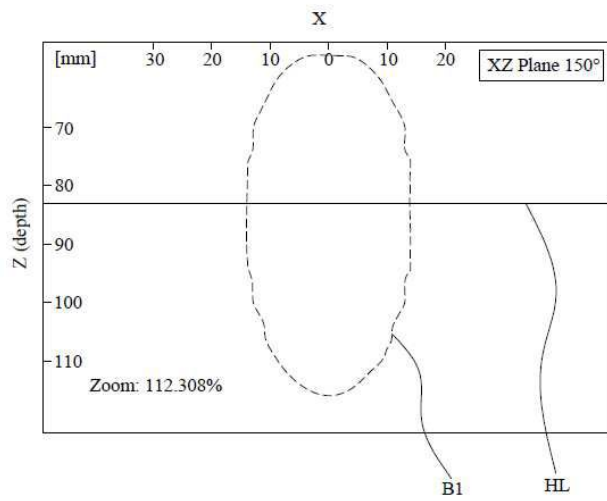
도면2



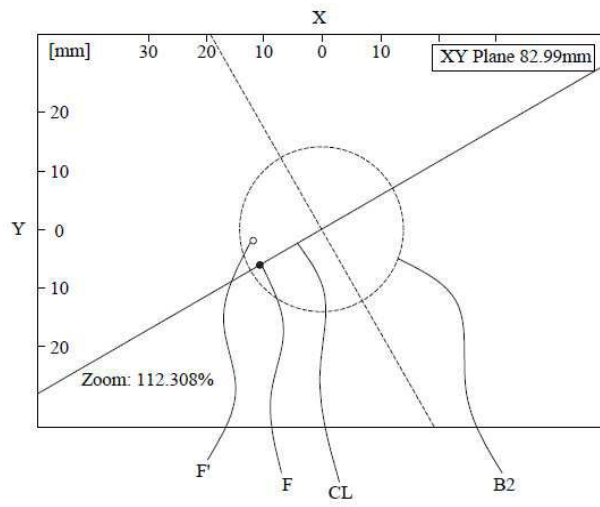
도면3



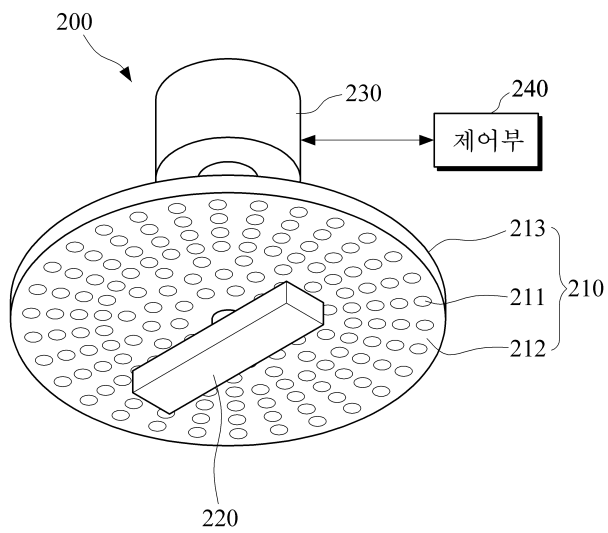
도면4



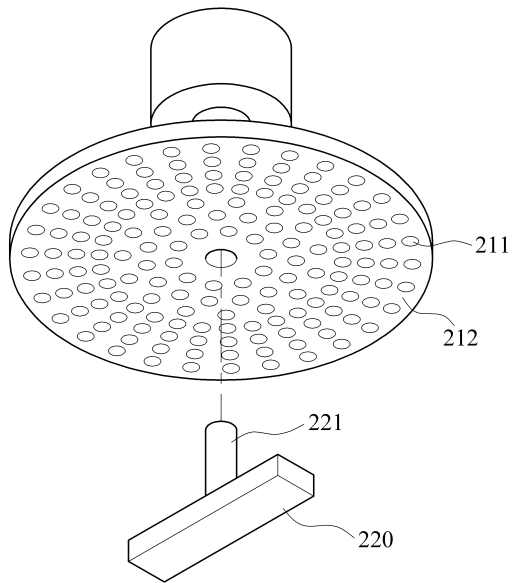
도면5



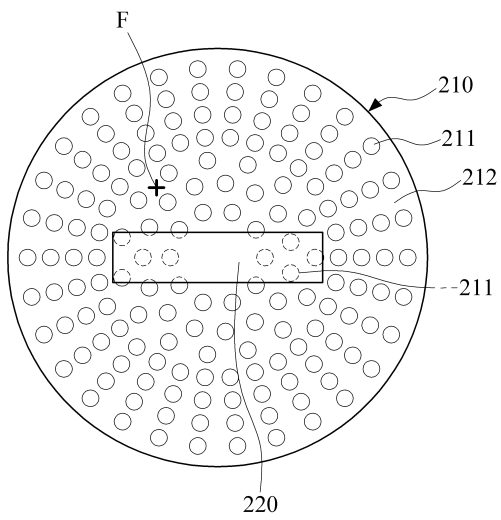
도면6



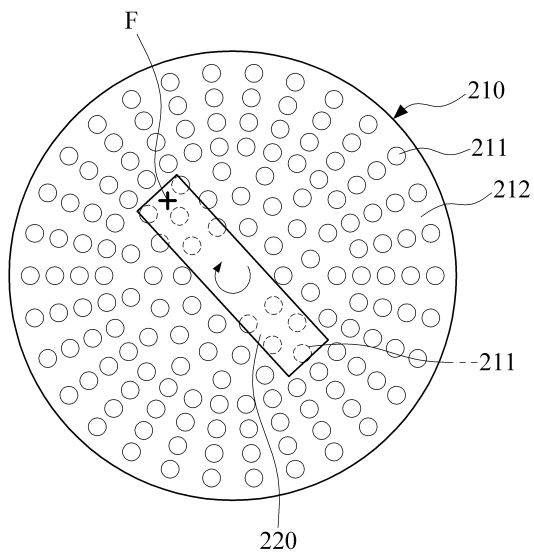
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	标题：高强度聚焦超声治疗仪及其控制方法		
公开(公告)号	KR101533402B1	公开(公告)日	2015-07-03
申请号	KR1020140010666	申请日	2014-01-28
[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	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	A61N7/02 A61B8/00		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

高强度聚焦超声波治疗装置及其控制方法本发明涉及高强度聚焦超声波治疗装置及其控制方法。高强度聚焦超声波治疗装置包括：第一和第二高强度聚焦超声波换能器；成像换能器；旋转驱动部分；和控制器。第一高强度聚焦超声波换能器辐射高强度聚焦超声波，并在其中心形成插入孔。第二高强度聚焦超声波换能器插入并旋转在第一高强度聚焦超声波换能器的插入孔中，并辐射高强度聚焦超声波。获取图像的成像换能器安装到第二高强度聚焦超声波换能器，以与第二高强度聚焦超声波换能器一起旋转。旋转驱动部件旋转第二高强度聚焦超声波换能器。控制器控制第一和第二高强度聚焦超声波换能器，成像换能器和旋转驱动部分。

