

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2017년 8월 10일 (10.08.2017)



(10) 국제공개번호
WO 2017/135567 A1

- (51) 국제특허분류:
A61N 7/00 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
A61B 18/08 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2016/014948
- (22) 국제출원일: 2016년 12월 20일 (20.12.2016)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2016-0012107 2016년 2월 1일 (01.02.2016) KR
- (71) 출원인: 서강대학교 산학협력단 (SOGANG UNIVERSITY RESEARCH FOUNDATION) [KR/KR]; 04107 서울시 마포구 백범로 35, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 송태경 (SONG, Tai-Kyong); 03010 서울시 종로구 평창문화로 156, 101 동 703 호, Seoul (KR). 강현길 (KANG, Hyungil); 35207 대전시 서구 청사로 254, 106 동 508 호, Daejeon (KR). 배수아 (BAE, Sua); 06631 서울시 서초구 서초대로 64 길 31, 902 호, Seoul (KR). 박지원 (PARK, Ji Won); 07981 서울시 양천구 목동서로 70, 210 동 501 호, Seoul (KR).
- (74) 대리인: 특허법인 충현 (CHUNG HYUN PATENT & LAW FIRM); 06779 서울시 서초구 동산로 23 베텔회관 8 층, Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

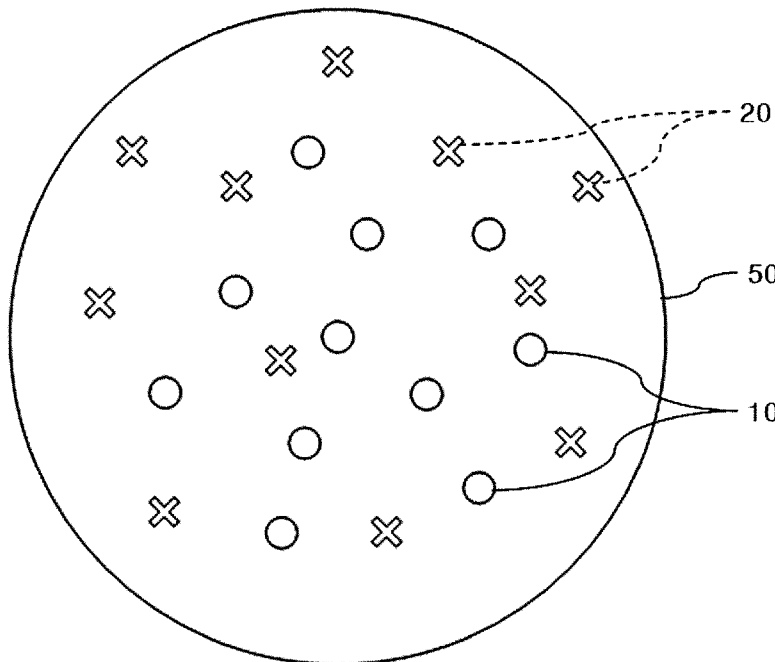
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

(54) Title: ULTRASOUND TREATMENT DEVICE FOR HIFU AND ULTRASOUND IMAGE, AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 발명의 명칭: H I F U와 초음파 영상을 위한 초음파 치료 장치 및 그 제어 방법



(57) Abstract: The present invention relates to an ultrasound treatment device for HIFU and an ultrasound image, and to a control method therefor. The ultrasound treatment device comprises: a plurality of image converters disposed on one surface of a probe assembly to transmit ultrasound signals to a target and receive signals reflected by the target to create an ultrasound image; a plurality of high intensity focused ultrasound (HIFU) converters disposed on the surface of the probe assembly so as to be located in different positions from the image converters, wherein the HIFU converters transmit ultrasound signals to a target to generate heat energy, thereby treating a tissue within a focusing area; and a control unit performing control such that the difference between apertures of converter arrays constituted by the image converters and the HIFU converters, respectively, is less than a predetermined value.

(57) 요약서: 본 발명은 HIFU와 초음파 영상을 위한 초음파 치료 장치 및 그 제어 방법에 관한 것으로, 초음파 치료 장치는, 프로브 (probe)

[다음 쪽 계속]



조립체의 일면에 배치되어 초음파 신호를 대상에 조사하고 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자, 프로브 조립체의 일면에서 영상용 변환자의 서로 다른 위치에 배치되고 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자 및 영상용 변환자와 HIFU 변환자가 각각 형성하는 변환자 어레이의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어하는 제어부를 포함한다.

명세서

발명의 명칭: H I F U 와 초음파 영상을 위한 초음파 치료 장치 및 그 제어 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 의료 영상 진단을 기초로 한 비침입성 치료(noninvasive treatment)를 위한 초음파 기술에 관한 것으로, 특히 초음파 영상을 획득하기 위한 초음파 변환자와 치료를 위한 초음파 변환자를 하나의 프로브(probe) 내에 구현하는 초음파 치료 장치 및 이러한 초음파 치료 장치에 구비된 다수의 초음파 변환자를 제어하는 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 초음파(ultrasound, US) 영상은 초음파 프로브(probe)를 이용하여 인체 내의 관찰 영역에 초음파 신호를 인가하고 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 수신하여 그 신호에 포함된 정보를 추출함으로써 관찰 영역의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 이는 X-ray, CT, MRI, PET 등의 다른 의료영상 시스템들과 비교하였을 때 낮은 비용으로 인체에 해가 없는 실시간 영상을 얻을 수 있다는 장점을 갖는다.
- [3] 인체 조직은 그 부위의 온도가 섭씨 60~85 도일 때 괴사 된다는 것이 알려져 있다. 이런 현상을 이용하여 고강도 집속 초음파, 즉 HIFU(High Intensity Focused Ultrasound) 치료는 초음파 에너지를 한 지점(초점)에 집속하여 병변 조직을 열(Thermal Coagulation) 및 기계적인 에너지(Cavitation)로 괴사시키는 기술이다. 초음파 치료의 발전과 함께, 특정의 초음파 치료, 특히 HIFU는 많은 종류의 질병, 특히 종양(Tumor)을 효과적으로 치료하기 위하여 데미징 도스(Damaging dose)에 적용된다. 종래의 외과수술 및 화학적인 치료(Chemotherapy)와 비교할 때, HIFU 치료는 환자의 외상을 덜 손상시키고 비침입성 치료(Non-invasive treatment)를 실현시킬 수 있다. 따라서, HIFU의 임상 적용은 빠르게 발전되고 있다. 이러한 징후는 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)을 포함한다.
- [4] 초음파 종양 치료 장치는 일반적으로 구형 집속(Sphere focusing)을 채택한다. 모든 점으로부터 발산되는 초음파는 구형의 중심으로 향하여 집속된다. 초음파 치료 장치상의 발산기(Emitter)는 몸체의 외부로부터 몸체의 내부로 초음파를 발산하고, 이것은 방출 및 전송 동안에 집속되어서 고에너지 집속점을 형성한다. 따라서, 고강도 및 연속적인 초음파 에너지는 환자의 병변 영역에 적용된다.
- [5] 집속점에서 발생하는 과도한 고온의 효과(65~100°C), 캐비테이션 효과(Cavitation effect), 기계적인 효과 및 음파-화학적 효과는 병든 조직의 응고성 괴사(Coagulative necrosis)를 선택적으로 발생시키고, 또한 종양의

증식(Proliferation), 침입(Invasion) 및 전이(Metastasis)를 못하게 하기 위하여 사용된다.

- [6] HIFU 치료를 적용하는 동안에 집속점의 정확하고 안전하며 효과적인 국소화(Localization)는 성공적인 치료를 위하여 필수적이며, 대상을 위치시키기 위한 작동의 편리성을 더욱더 향상시킬 필요가 있다. 따라서, 중요한 혈관 및 장기를 손상시키지 않고 HIFU 신호를 통하여 시술을 시행할 수 있으며, HIFU 시술의 안정성 및 정확성을 향상시킬 수 있는 HIFU 치료 신호의 정확한 초점 확인이 반드시 필요하다.
- [7] 그런데, HIFU 시술에 사용되는 고강도 초음파 에너지가 원하지 않는 곳에 집속될 경우, 병변 부위가 아닌 다른 조직을 괴사시키는 문제점이 있었는데, 초음파 영상을 획득하는 영상용 초음파 기술과 더불어 활용되어야 할 필요성이 강하게 요구된다. 이하에서 제시되는 선행기술문헌에는 초음파 영상 기술과 HIFU 치료 기술을 연계하는 기술적 수단에 대해 소개하고 있다.
- [8] <선행기술문헌>
- [9] 한국특허공개공보 10-2013-0034987, 2013년04월08일 공개, 서강대학교 산학협력단

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [10] 본 발명의 실시예들이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 초음파 영상 확인을 통해 HIFU 치료를 수행하기 위한 종래의 프로브 구조가 변환자 배치에 따른 어려움으로 인해 영상용 변환자 또는 HIFU 치료용 변환자 중 어느 일방의 구경을 충분히 확보하지 못하여 영상의 해상도가 저하되어 정상 조직에 부작용이 가해지는 문제점을 해결하고, 범용 변환자를 이용한 프로브 구조에서 저대역 신호 또는 고대역 신호에 특화되지 못한 주파수 응답 특성으로 인해 초음파 치료기의 전반적인 성능이 저하되는 한계를 극복하고자 한다.

과제 해결 수단

- [11] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치는, 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자; 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자; 및 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자가 각각 형성하는 변환자 어레이의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어하는 제어부를 포함하고, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는 프로브(probe) 조립체의 일면의 서로 다른 위치에 각각 배치되며, 서로 다른 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖도록 형성된다.
- [12] 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 HIFU 변환자는 상기 영상용

변환자에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖는다. 또한, 상기 영상용 변환자는 중심 주파수 대역이 3MHz ~ 5MHz인 주파수 응답 특성을 갖고, 상기 HIFU 변환자는 중심 주파수 대역이 1MHz ~ 1.5MHz인 주파수 응답 특성을 갖는 것이 바람직하다.

- [13] 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 각각 상기 프로브 조립체의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치될 수 있다.
- [14] 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치될 수 있다.
- [15] 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 제어부는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가할 수 있다.
- [16] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치는, 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자; 및 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 포함하고, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하여 프로브(probe) 조립체의 일면에 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치된다.
- [17] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자는, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe)의 영향이 최소화되는 위치에 배치될 수 있다.
- [18] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자는, 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치될 수 있다.
- [19] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은, 상기 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는 방향으로 서로 번갈아가며 반복적으로 배치될 수 있다.
- [20] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은, 서로 인접한 동심원들이 동일한 간격을 갖도록 배치될 수 있다.
- [21] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 적어도 2개의 가상의 동심원에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들의 반지름을 결정하고, 상기 가상의 동심원들 중 서로 인접한 가상의 동심원들의 반지름의

평균을 기준으로 새로운 동심원을 형성하며, 형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치할 수 있다.

- [22] 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 적어도 2개의 가상의 동심원에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들의 반지름을 결정하고, 상기 가상의 동심원들에 의해 구분된 각 영역의 면적을 양분하는 위치에 새로운 동심원을 형성하며, 형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치할 수 있다.
- [23] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법은, (a) 프로브(probe) 조립체의 일면에 배치된 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 치료 대상 조직에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계; (b) 상기 프로브 조립체의 일면에서 상기 영상용 변환자와 다른 위치에 배치된 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집중 영역 내의 조직을 치료하는 단계; 및 (c) 상기 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 상기 조직의 치료 상태에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하되, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 제어하여 상기 (b) 단계 및 상기 (c) 단계를 적어도 1회 이상 반복하여 수행한다.
- [24] 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법에서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 각각 상기 프로브 조립체의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치되고, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정될 수 있다.
- [25] 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법에서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되며, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 지름에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정될 수 있다. 또한, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자 중 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치된 변환자를 선택적으로 구동할 수 있다. 나아가, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는

방향으로 서로 번갈아가며 반복적으로 배치된 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹을 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어할 수 있다.

[26] 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법에서, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe)의 영향이 최소화되는 위치에 배치된 변환자를 각각 선택적으로 구동할 수 있다.

[27] 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법에서, 상기 HIFU 변환자는 상기 영상용 변환자에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 가지며, 상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가할 수 있다.

발명의 효과

[28] 본 발명의 실시예들은 사용 목적이 상이한 두 종류의 변환자가 프로브의 전 영역을 활용하여 각각 별도의 위치에 배치됨으로써 큰 변환자 구경에 따른 측방향(lateral direction) 해상도를 향상시킬 수 있고, 그레이팅 로브의 영향을 최소화할 수 있는 배치 기법을 활용함으로써 병변 부위 주변의 정상 조직에 피해가 없이 치료하고자 하는 국소 부위에만 에너지를 집중할 수 있으며, 각 목적에 맞는 주파수 응답을 가진 변환자를 채택함으로써 저대역 주파수를 활용한 효과적인 HIFU 치료와 고대역 주파수를 활용한 측방향(axial direction) 해상도 향상을 동시에 달성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[29] 도 1은 변환자의 구경에 따른 초음파 영상 및 초음파 치료의 특징을 설명하기 위한 도면이다.

[30] 도 2 및 도 3은 초음파 영상의 획득을 위한 초음파 변환자와 초음파 치료를 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 모두 구비하는 프로브(probe) 구조를 예시한 도면이다.

[31] 도 4는 도 3의 동일한 변환자를 이용하여 두 가지 종류의 초음파 신호를 송신할 경우에 대한 주파수 스펙트럼을 예시한 도면이다.

[32] 도 5는 본 발명의 실시예들이 제안하는 초음파 영상용 변환자와 HIFU 변환자를 모두 구비하는 프로브의 개괄적인 구조를 도시한 도면이다.

[33] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU와 초음파 영상을 위한 초음파 치료 장치를 도시한 블록도이다.

[34] 도 7 및 도 8은 하나의 프로브를 통해 초음파 영상 획득과 초음파 치료를 수행함에 있어서 영상용 초음파 수신 또는 치료용 초음파 수신에 선택적으로 특화된 변환자의 주파수 응답을 예시한 도면이다.

[35] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 초음파 영상용

변환자와 HIFU 변환자를 배치하는 과정의 일례를 도시한 도면이다.

[36] 도 10 내지 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 9의 초음파 치료 장치에서, 초음파 영상용 변환자 및 HIFU 변환자 각각이 형성하는 원형 변환자의 크기를 결정하는 전략을 예시한 도면이다.

[37] 도 13은 초음파 변환자의 배치에 따른 그레이팅 로브(grating lobe)를 설명하기 위한 도면이다.

[38] 도 14는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법을 도시한 흐름도이다.

[39] <부호의 설명>

[40] 10, 210: 영상용 초음파 변환자

[41] 20, 220: 치료용 초음파 변환자

[42] 310: 영상 획득 및 치료가 가능한 초음파 변환자

[43] 30: 제어부

[44] 50, 250, 350: 프로브 조립체

발명의 실시를 위한 최선의 형태

[45] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 치료 장치는, 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자; 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자; 및 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자가 각각 형성하는 변환자 어레이의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어하는 제어부를 포함하고, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는 프로브(probe) 조립체의 일면의 서로 다른 위치에 각각 배치되며, 서로 다른 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖도록 형성된다.

발명의 실시를 위한 형태

[46] 본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 초음파 기술에 기반을 둔 영상 및 HIFU 치료의 물리적 특징을 간략히 소개한 후, 양자를 함께 운용하는 경우의 실질적 문제점과 한계를 극복하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 제시하도록 한다.

[47] 고강도 집속 초음파, 즉 HIFU(High intensity focused ultrasound)는 인체 조직에 높은 강도의 초음파를 조사하여 인체 조직 내 암과 같은 병변 조직을 괴사시키는 비침습적 치료 기술로서, 프로브 내에 배치된 다수의 변환자들을 이용하여 전기 신호를 초음파 신호로 변환시킨 후, 초음파 신호를 인체 내로 조사한다. HIFU는 일반적으로 초음파 영상을 위해 사용하는 것보다 높은 강도의 초음파 신호를 치료하고자 하는 영역에 집속하여 조사하게 되며, 여러 횟수에 걸쳐 시술함으로써 병변 조직을 괴사시킨다. 조사된 에너지는 열에너지로 변환되어 초음파의 초점 영역에 위치한 조직을 높은 온도로 상승시켜 괴사시키게 되므로,

치료의 정확성과 안전성을 위해 치료 시작 전 또는 다수의 HIFU 조사 과정 사이에 영상용 초음파를 피사되는 영역 및 그 주변에 조사하여 초음파 영상을 얻어 조직의 피사 여부 및 주변 조직의 피해 여부에 관한 정보를 피드백 받을 필요가 있다.

- [48] 도 1은 변환자의 구경에 따른 초음파 영상 및 초음파 치료의 특징을 설명하기 위한 도면으로서, 초음파 변환자(110)로부터 집속되는 초음파 신호의 초점을 시각화하여 표현하였다.
- [49] 일반적으로 초음파 영상(imaging)을 위한 초음파의 경우, 높은 주파수로 초음파 신호를 방사할수록 높은 해상도(resolution)의 영상을 얻을 수 있다는 특징이 있다. 이러한 초음파 영상을 위한 변환자뿐만 아니라, HIFU 치료용 변환자의 경우에도 성공적인 치료를 위하여 집속점이 정확해야 하며 또한 국소화되어야만 하는데, 그 이유는 정확한 초점 확인을 통해 정상 조직의 피사를 방지할 수 있기 때문이다.
- [50] 한편, 초음파 변환자의 구경(aperture)이 클수록 더 좁은 영역에 빔을 집속할 수 있다는 물리적 특징을 갖는데, 도 1에는 이러한 성질이 나타나 있다. 도 1을 참조하면, D는 초음파 변환자(110)의 구경(aperture)으로서, 집속점의 빔 너비(beam width)에 반비례함을 확인할 수 있다. 즉, 변환자(110)의 구경이 클수록 초음파 영상의 해상도가 높아지므로 고품질의 영상을 얻을 수 있을 뿐만 아니라, HIFU 치료의 경우에도 시술자가 희망하는 부위만 정확하게 국소 치료가 가능하다는 장점을 갖는다.
- [51] 도 2 및 도 3은 초음파 영상의 획득을 위한 초음파 변환자와 초음파 치료를 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 모두 구비하는 프로브(probe) 구조를 예시한 도면이다.
- [52] HIFU 치료와 동시에 영상을 통해 치료 상태를 피드백 받기 위해 도 2와 같이 원형의 프로브 조립체(250)의 중앙에 영상용 초음파 변환자(210)를 밀집시키고 그 주변 영역에 HIFU 치료용 변환자(220)를 위치시켜 치료와 동시에 영상을 얻을 수 있다. 그러나, 이와 같이 설계된 프로브 조립체(250)는 영상용 변환자(210)로 구성된 영역이 HIFU 변환자(220)로 구성된 영역보다 크기가 작게 형성되게 된다. 이로 인하여 프로브의 구경 크기가 초점 지점의 해상도에 비례하는 점을 고려했을 때, 최적의 성능을 내지 못한다. 즉, 영상용 변환자(210)의 구경이 작아 영상용 변환자(210)를 통해 획득되는 초음파 영상의 해상도가 상대적으로 저품질이라는 문제점이 발생한다. 만약 영상용 변환자(210)와 HIFU 치료용 변환자(220)의 위치를 바꿀 경우에는 HIFU 치료용 변환자(220)의 구경이 상대적으로 작아져 국소 영역의 병변 부위에 대한 정확한 치료가 어려워진다는 또 다른 문제점이 발생할 우려가 있다.
- [53] 또한, 하나의 프로브 조립체(250)에서, 변환자의 분포 영역을 나누어서 배치하였기 때문에 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 의도하지 않은 영역에 조사된 초음파가 집속되는 그레이팅 로브(grating lobe)를 감소시키기엔

부적절하다.

- [54] 초음파 변환자와 HIFU 변환자를 모두 구비하는 프로브 구조를 고안하기 위한 다른 시도로서, 원형의 프로브 조립체(350)에 HIFU와 영상용 초음파를 모두 조사할 수 있는 범용 변환자(310)를 도 3과 같이 프로브 영역 전반에 걸쳐 넓게 배치하여 치료와 영상 획득을 동시에 달성할 수 있다.
- [55] HIFU을 위한 초음파는 감쇠 효과에 따른 투과 깊이를 고려할 때, 영상을 위한 초음파에 비해 낮은 주파수 대역을 필요로 한다. 하지만 초음파 영상의 해상도가 초음파의 중심 주파수에 비례하는 점을 고려할 때, 영상용 초음파의 경우 주파수 대역이 높은 것이 좋다. 따라서 물리적으로 동일한 변환자를 이용하여 영상용 초음파와 HIFU용 초음파를 구현하는 것은 두 개의 상이한 주파수 범위를 모두 포섭해야 함을 의미하며, 실질적인 변환자의 설계와 구현을 매우 어렵게 한다. 따라서 각 모드(즉, 영상 획득용 또는 치료용 모드를 의미한다.)에 특화되지 않은 범용적인 변환자의 특성에 의해 오히려 각각의 모드별 사용시 성능 내지 효율이 저하되는 문제가 발생하게 된다.
- [56] 도 4는 도 3의 동일한 변환자를 이용하여 두 가지 종류의 초음파 신호를 송신할 경우에 대한 주파수 스펙트럼을 예시한 도면으로서, 도시된 그래프는 중심 주파수에 대한 주파수 응답을 나타낸다. 도 4를 참조하면, 물리적으로 하나의 초음파 변환자를 이용하여 저주파수 대역의 초음파 신호와 고주파수 대역의 초음파 신호를 모두 발생시키고자 하더라도 이에 대한 주파수 응답은 각각의 주파수 대역에 정확하게 대응하지 못하는 것을 확인할 수 있다. 즉, 저주파수 대역 및 고주파수 대역 어느 하나의 대역도 충족시키지 못하고 주파수 응답 특성(410)이 특정 주파수 대역에 민감하지 못하고 전체 대역에 걸쳐 발생하게 되어 응답 성능이 저하되는 현상이 나타나게 된다.
- [57] 따라서, 상기된 문제점을 인지하여 안출된 본 발명의 실시예들은, 하나의 프로브 조립체 내에 치료용으로 최적화된 HIFU 변환자와 영상용으로 최적화된 변환자를 모두 집적하되, 각각의 목적에 맞게 효율이 최대가 될 수 있도록 개별 변환자들을 설계하여 배치함으로써, 빠른 시간 내에 효과적으로 조직을 피사시키며 이러한 치료 상태를 높은 해상도로 피드백 받을 수 있는 초음파 치료 장치 및 그의 제어 방법을 제안하고자 한다.
- [58] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 구체적으로 설명하도록 한다. 도면에 표기된 동일한 부재 번호는 동일한 구성을 나타낸다.
- [59] 도 5는 본 발명의 실시예들이 제안하는 초음파 영상용 변환자와 HIFU 변환자를 모두 구비하는 프로브의 개괄적인 구조를 도시한 도면으로서, 초음파 영상을 위한 변환자(10)와 HIFU을 위한 변환자(20)를 서로의 주파수 대역에 맞게 각각 제작하여 하나의 프로브 조립체(50)의 일면에 분포 영역을 제한하지 않고 프로브의 전체 구경(aperture)을 모두 사용하여 도 5와 같이 배치한다. 이때 변환자의 배치 위치는 자유롭게 배치하거나, 희박 어레이(sparse array) 기법 등에 따라 최적화하여 배치될 수 있다.

- [60] 특히, 앞서 살펴본 도 2 및 도 3의 프로브와는 달리, 도 5를 통해 제안된 프로브는 프로브 조립체(50)의 전체 영역에 걸쳐 초음파 영상을 위한 복수 개의 변환자(10)와 치료를 위한 HIFU 변환자(20)가 특정 영역의 구분 없이 배치됨으로써, 초음파 영상 획득을 위한 초음파 변환자(10) 구동시 또는 치료를 위한 HIFU 변환자(20) 구동시 각각 구동되는 변환자들로 형성되는 변환자 어레이의 구경(aperture)를 극대화할 수 있다는 장점을 갖는다. 또한 물리적으로 초음파 변환자(10) 및 HIFU 변환자(20)를 분리하여 설계, 구현함으로써 목적에 맞는 주파수 응답 특성을 확보할 수 있는 변환자 소자를 채택할 수 있다는 장점도 갖는다.
- [61] 여기서, HIFU 변환자(20)는 영상용 변환자(10)에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 가질 수 있으며, 보다 구체적으로 상기 영상용 변환자(10)는 중심 주파수 대역이 3MHz ~ 5MHz인 주파수 응답 특성을 갖고, 상기 HIFU 변환자(20)는 중심 주파수 대역이 1MHz ~ 1.5MHz인 주파수 응답 특성을 갖는 것이 바람직하다.
- [62] 상기된 바와 같은 개별 변환자의 배치를 통해, 치료 또는 영상에 특화된 각각의 변환자(10, 20)를 프로브 조립체(50) 전반에 배치함으로써, 낮은 주파수 대역의 초음파 에너지를 더욱 좁은 지점에 집중하여 빠른 시간 내에 조직을 열(thermal ablation) 및 기계적인 에너지(cavitation)으로 괴사시켜 종양이나 암을 비침습적으로 치료 가능하다. 또한 치료 중 조직의 상태를 높은 해상도와 우수한 화질의 초음파 영상을 피드백 받을 수 있어 시술의 안정성 및 정확성을 보장할 수 있다.
- [63] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 HIFU와 초음파 영상을 위한 초음파 치료 장치를 도시한 블록도로서, 도 5에 제시된 변환자 배치 방법에 따라 프로브 조립체(50)를 구성할 수 있다.
- [64] 복수 개의 영상용 변환자(10)는 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 구성이고, 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자(20)는 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집중 영역 내의 조직을 치료하는 구성이다. 상기 영상용 변환자(10)와 상기 HIFU 변환자(20)는 프로브(probe) 조립체(50)의 일면의 물리적으로 서로 다른 위치에 각각 배치되며, 서로 다른 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖도록 형성된다. 이를 위해 각각의 변환자(10, 20)들은 목적에 맞는 주파수 응답 특성에 특화된 변환자 소자로서 설계, 구현될 수 있다.
- [65] 또한, 상기 영상용 변환자(10)와 상기 HIFU 변환자(20)는, 각각 상기 프로브 조립체(50)의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치될 수 있는데, 발명의 본질을 흐릴 우려가 있으므로 여기서는 희박 어레이의 구체적인 배치 방법에 대한 설명은 생략하도록 한다.
- [66] 나아가, 상기 영상용 변환자(10)와 상기 HIFU 변환자(20)는, 동일한 종류의

변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치될 수도 있다. 동심원을 형성하는 구체적인 배치 전략에 관하여는 이후 도 9 내지 도 12를 통해 설명하도록 한다.

- [67] 한편, 제어부(30)는 상기 영상용 변환자(10)와 상기 HIFU 변환자(20) 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가하는 구성이다. 또한, 제어부(30)는 상기 영상용 변환자(10)와 상기 HIFU 변환자(20)가 각각 형성하는 변환자 어레이의 구경(aperture)의 차이가 일정한 값 이내가 되도록 제어하는 수단으로서, 이러한 제어 방식을 통해 초음파 영상의 고해상도를 유지하면서도 이와 동시에 치료 영역의 국소화를 달성할 수 있다.
- [68] 도 7 및 도 8은 하나의 프로브를 통해 초음파 영상 획득과 초음파 치료를 수행함에 있어서 영상용 초음파 수신 또는 치료용 초음파 수신에 선택적으로 특화된 변환자의 주파수 응답을 예시한 도면으로서, 프로브 조립체에 배치되는 각각의 변환자를 사용 목적에 부합하는 주파수 응답을 갖도록 설계하기 위해 제시되었다.
- [69] 앞서 기술한 바와 같이, 일반적으로 의료용 초음파 영상을 위한 초음파의 중심 주파수는 3MHz ~ 5MHz이다. 이에 반해 HIFU를 위한 초음파의 중심 주파수는 1MHz ~ 1.5MHz정도가 사용된다. 변환자의 경우 여러 가지 최적화를 위한 변수가 존재하지만 그중 대표적인 부분은 중심 주파수이다. 예를 들어, 도 7 및 도 8에서 LF=1MHz, HF=3MHz로 가정할 때, 초음파 변환자의 주파수 응답을 1MHz와 3MHz 모두를 만족하도록 설계하는 것은 물리적으로 매우 어렵다. 이에 반해 변환자를 1MHz, 3MHz에 각각 맞추어서 2 종류로 설계하는 것은 상대적으로 용이하다. 따라서, 도 7의 경우는 영상을 위한 변환자로 3MHz를 중심 주파수로 하는 주파수 응답을 갖도록 설계하고, 도 8의 경우는 HIFU를 위한 변환자로 1MHz를 중심 주파수로 하는 주파수 응답을 갖도록 설계하였다.
- [70] 즉, 도 7은 고주파수 대역에 대한 주파수 응답(710)이 우수한 변환자를 나타낸 것으로서, 이러한 변환자는 고주파수 대역에서 고품질의 해상도를 제공할 수 있는 도 6의 초음파 치료 장치의 영상용 변환자(10)로서 활용하는 것이 유리하다. 반면, 도 8은 저주파수 대역에 대한 주파수 응답(810)이 우수한 변환자를 나타낸 것으로서, 이러한 변환자는 저주파수 대역의 주파수 응답이 요구되는 도 6의 초음파 치료 장치의 HIFU 변환자(20)로 활용하는 것이 유리하다.
- [71] 이하에서는 프로브 조립체 상에 동심원을 형성하는 초음파 변환자들의 구체적인 배치 전략에 관하여 다양한 구현예를 제시하도록 한다. 이를 위해, 영상용 변환자와 HIFU 변환자는 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하여 프로브(probe) 조립체의 일면에 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되는 것을 전제로 한다. 또한, 구현의 관점에서, 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹은, 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는 방향으로 서로

변갈아가며 반복적으로 배치됨으로써, 영상 획득 또는 HIFU 치료에 사용되는 변환자 어레이의 구경을 유사하게 유지할 수 있다.

- [72] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치에서, 초음파 영상용 변환자와 HIFU 변환자를 최적화하여 배치하는 과정의 일례를 도시한 도면이다. 도 9에 도시된 바와 같이, 다수의 원형 어레이 변환자로 구성된 변환자 그룹을 형성하되, 각각의 변환자 그룹은 단일의 유형의 변환자로만 구성된다. 즉, 영상을 위한 변환자 그룹 [B] 또는 치료를 위한 변환자 그룹 [A] 중 어느 하나로만 원형 어레이 변환자를 형성한다. 이제, 영상용 변환자 그룹 [B]와 치료용 변환자 그룹 [A]를 각각 변환자 배치에 관하여 최적화한 후, 이들 변환자 그룹을 변갈아가며 동심원을 그리도록 배치함으로써 하나의 프로브 조립체 상에 [C]와 같이 형성할 수 있다.

- [73] 필요에 따라, 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자를 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치할 수 있다. 이때, 원의 중심을 지나는 가상의 기준선을 가정할 때, 각각의 변환자 그룹의 첫 번째 변환자는, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe) 내지 사이드 로브(side lobe)의 영향을 최소화하도록 랜덤하게 배치하는 것이 바람직하다. 즉, 상기 가상의 기준선 상에 서로 다른 그룹에 속하는 변환자들이 일렬로 나란하게 배치되지 않도록 하는 것이 유리하다.

- [74] 도 10 내지 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 도 9의 초음파 치료 장치에서, 초음파 영상용 변환자 및 HIFU 변환자 각각이 형성하는 원형 변환자의 크기를 결정하는 전략을 예시한 도면이다. 여기서, 실선은 원형 영상용 변환자 그룹 또는 원형 HIFU 변환자 그룹이 실제로 배치될 수 있는 동심원을 나타내고, 점선은 이러한 변환자 그룹의 배치를 결정하기 위한 보조선으로서, 가상의 동심원으로 표현되었다. 도 10 내지 도 12에 따른 배치 전략은 원형 영상용 변환자 그룹 또는 원형 HIFU 변환자 그룹 모두에 개별적으로 적용될 수 있는 것으로서, 여기서는 변환자의 종류와 무관하게 단일 종류의 변환자를 배치하는 경우의 배치 전략을 소개하였으며, 각각의 변환자 종류별로 배치된 동심원 구조를 오버랩(overlap)함으로써 앞서 도 9를 통해 설명한 바와 같은 변환자 배치 구조를 완성할 수 있음을 알 수 있다.

- [75] 첫째, 도 10를 참조하면, 원형 변환자 그룹을 하나의 프로브 조립체 상에 동심원을 그리도록 배치함에 있어서, 상기 동심원이 동일한 간격을 갖도록 실선 상에 배치될 수 있다. 즉, 도 10에서 원형 변환자의 중심을 기준으로 각각의 변환자 그룹이 인접한 변환자 그룹과 서로 등간격(RES 값이 서로 같음을 의미한다.)으로 배치될 수 있다. 또한, 예시된 바와 같이, 변환자 그룹을 형성하는 개별 변환자들도 서로 인접한 변환자들과 등간격(CES 값이 서로 같음을 의미한다.)으로 배치될 수도 있다. 따라서, 도 10의 점선은 인접한 실선으로부터 동일한 거리만큼 이격된 가상의 동심원으로 표현되었으며, 실제로는 변환자 배치와는 무관한 보조선을 나타낸다.

- [76] 둘째, 도 11을 참조하면, 원형 변환자 그룹을 하나의 프로브 조립체 상에 동심원을 그리도록 배치함에 있어서, 적어도 2개의 가상의 동심원(동심원의 원점을 포함하는 경우가 아니라면 3개의 가상의 동심원이 될 수 있다.)에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들(점선으로 표현되었다.)의 반지름을 결정하고, 상기 가상의 동심원들 중 서로 인접한 가상의 동심원들의 반지름의 평균을 기준으로 새로운 동심원(실제 변환자들이 배치되는 위치로서 실선으로 표현되었다.)을 형성하며, 형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치할 수 있다. 이러한 배치 전략은 동심원으로 분리된 각 영역의 면적이 같아지도록 하는 반지름들 간의 중간에 새로운 동심원에 해당하는 변환자 그룹(실선으로 표현되었다.)을 배치하는 방법이다.
- [77] 도 11에 예시된 바와 같이, 3개의 가상의 동심원들을 반지름이 작은 값부터 순서대로 R_{i-1} , R_i , R_{i+1} 이라고 할 때, 각 영역의 면적이 같도록 하는 반지름은 다음의 수학식 1과 같은 관계를 갖는다.
- [78] 수학식 1
[수식1]
- $$R_{i+1}^2 - R_i^2 = R_i^2 - R_{i-1}^2$$
- [79] 수학식 1에서 i 는 양의 정수이고, $R_0=0$ 으로 가정하자. 따라서, 수학식 1에 따라 구하고자 하는 3개의 가상의 동심원들 중에서 가장 내측에 형성되는 동심원은 반지름이 0인 원의 중심이 되어 실제로는 2개의 가상의 동심원만이 남게 된다.
- [80] 즉, 이상의 관계에 의해 인접하는 반지름 간의 길이가 결정될 경우, 인접하는 가상의 동심원들(점선으로 표현되었다.)의 2개의 반지름의 평균에 해당하는 길이를 반지름으로 하는 새로운 동심원을 기준으로 원형 변환자 그룹(실선으로 표현되었다.)을 배치할 수 있다. 이 경우 또한, 예시된 바와 같이, 변환자 그룹을 형성하는 개별 변환자들이 서로 인접한 변환자들과 등간격(CES 값이 서로 같음을 의미한다.)으로 배치될 수도 있다.
- [81] 셋째, 도 12을 참조하면, 원형 변환자 그룹을 하나의 프로브 조립체 상에 동심원을 그리도록 배치함에 있어서, 적어도 2개의 가상의 동심원에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들(점선으로 표현되었다.)의 반지름을 결정하고, 상기 가상의 동심원들에 의해 구분된 각 영역의 면적을 양분하는 위치에 새로운 동심원(실제 변환자들이 배치되는 위치로서 실선으로 표현되었다.)을 형성하며, 형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치할 수 있다. 이러한 배치 전략은 동심원으로 분리된 각 영역의 면적이 같아지도록 하는 반지름을 구하고, 다시 그 영역을 같은 면적으로 양분하는 위치에 새로운 동심원에 해당하는 변환자 그룹(실선으로 표현되었다.)을 배치하는 방법이다.

- [82] 즉, 도 12의 방법은 앞서 기술한 도 11의 방법에 따라 수확식 1을 이용하여 최초에 가상의 동심원들의 위치를 결정하는 과정까지는 동일하다. 다만, 이후 인접한 가상의 동심원들 간에 실제 원형 변환자 그룹이 배치되는 위치(실선으로 표현되었다.)를 찾는 방식이 상이하며, 도 11과 같은 양분되는 거리가 동일한 간격이 아니라 양분되는 면적이 동일하도록 하는데 차이점이 있다. 물론 이 경우 또한, 예시된 바와 같이, 변환자 그룹을 형성하는 개별 변환자들이 서로 인접한 변환자들과 등간격(CES 값이 서로 같음을 의미한다.)으로 배치될 수도 있다.
- [83] 도 13은 초음파 변환자의 배치에 따른 그레이팅 로브(grating lobe)를 설명하기 위한 도면이다.
- [84] 통상적으로 규칙적으로 변환자를 배열할 경우, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 의도하지 않은 영역에 조사된 초음파가 집속되는 그레이팅 로브(grating lobe)가 발생할 우려가 있다. 도 13에서 [A]에는 메인 로브(main lobe)만이 형성되어 있는데 반해, [B]에는 메인 로브의 양쪽으로 그레이팅 로브가 형성되어 있는 것을 확인할 수 있다. 따라서, 프로브 조립체 상에 변환자들을 배치함에 있어서 변환자들이 랜덤(random)하게 그리고 조밀하지 않게(sparse) 배치되는 전략의 채택이 중요하다.
- [85] 다만, 실질적인 구현의 관점에서, 변환자를 랜덤하게 배열한다는 것 자체가 제작에 어려움을 발생시킬 수 있거나, 오히려 사이드 로브(side lobe)가 발생하게 될 수도 있다. 따라서, 제작의 용이성을 고려하여 도 9 내지 도 12의 배치 전략에 따른 경우 그 특성이 일관되고 빔 형성의 패턴을 예측할 수 있는 프로브 조립체의 생산이 가능하다.
- [86] 도 14는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 초음파 치료 장치의 제어 방법을 도시한 흐름도로서, 앞서 기술된 도 6의 구성에 따른 초음파 치료 장치를 시계열적인 관점에서 목적에 맞도록 제어하는 일련의 단계를 제안하되, 여기서는 설명의 중복을 피하기 위해 프로브 조립체의 개별 구성에 대해서는 개요만을 요약하도록 한다.
- [87] S1410 단계에서, 초음파 치료 장치는, 프로브(probe) 조립체의 일면에 배치된 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 치료 대상 조직에 대한 초음파 영상을 생성한다.
- [88] S1420 단계에서, 상기 초음파 치료 장치는, 상기 프로브 조립체의 일면에서 상기 영상용 변환자와 다른 위치에 배치된 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료한다.
- [89] S1430 단계에서, 상기 초음파 치료 장치는, 상기 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 상기 조직의 치료 상태에 대한 초음파 영상을 생성한다. 이 과정은 치료의 효과를 확인하기 위한 과정으로서, 생성된 결과 영상의

판단/판정에 따라 S1450 단계와 같이 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 제어하여 상기 S1420 단계 및 상기 S1430 단계를 적어도 1회 이상 반복하여 수행하게 된다. 즉, 치료의 효과가 만족한 수준에 이를 때까지 HIFU 치료와 영상 확인을 반복할 수 있다.

- [90] 또한, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 각각 상기 프로브 조립체의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치되고, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정될 수 있다.
- [91] 또한, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되며, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 지름에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정될 수 있다.
- [92] 또한, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자 중 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치된 변환자를 선택적으로 구동할 수 있다.
- [93] 또한, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 상기 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는 방향으로 서로 번갈아가며 반복적으로 배치된 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹을 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 구경(aperture)의 차이가 일정한 값 이내가 되도록 제어하는 것이 바람직하다. 이러한 구성을 통해 초음파 영상 획득의 고해상도 확보와 HIFU 치료의 국소화를 동시에 달성할 수 있다.
- [94] 또한, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe)의 영향이 최소화되는 위치에 배치된 변환자를 각각 선택적으로 구동하는 것이 바람직하다.
- [95] 나아가, 상기 HIFU 변환자는 상기 영상용 변환자에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 가지며, 상기 S1410 단계 내지 상기 S1430 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가할 수 있다.
- [96] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 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.

산업상 이용가능성

- [97] 상기된 본 발명의 실시예들에 따르면, 사용 목적이 상이한 두 종류의 변환자가 프로브 조립체 내에 영역을 달리하여 분포되거나 제한되지 않고, 프로브 일면의 전반에 걸쳐 배치됨으로써 각 변환자의 구경을 크게 확보하여 좁은 영역에 초음파를 집속시킬 수 있다. 이에 따라 측방향(lateral direction)으로 해상도가 좋은 영상을 피드백 받을 수 있으며, 그레이팅 로브의 영향을 최소화할 수 있는 배치 기법을 활용함으로써 집속 영역 외의 부분에 초음파가 집속되는 일을 억제할 수 있다. 따라서 병변 부위 주변의 정상 조직에 피해가 없이 치료하고자 하는 국소 부위에만 에너지를 집중할 수 있다. 결과적으로 병변 조직만의 피사를 빠른 시간 내에 수행할 수 있어 HIFU 치료에서 문제되던 시간에 따른 피부 표면 열 상승 문제를 해결할 수 있다.
- [98] 또한, 각 목적에 맞는 주파수 응답을 가진 변환자를 사용하기 때문에 낮은 주파수 대역으로 치료를 수행할 수 있어 신호의 감쇠 효과가 줄어들며 HIFU의 효과중 하나인 기계적인 에너지(cavitation)를 더욱 효과적으로 발생시킬 수 있어 치료의 효과를 향상시킬 수 있다. 뿐만 아니라, 높은 주파수 대역으로 영상용 초음파를 주사하여 측방향(axial direction) 해상도가 좋은 영상을 얻을 수 있어 조직의 상태를 정확하게 판단할 수 있어 치료의 정확성을 높일 수 있다.

청구범위

- [청구항 1] 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자; 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자; 및 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자가 각각 형성하는 변환자 어레이의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어하는 제어부를 포함하고, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는 프로브(probe) 조립체의 일면의 서로 다른 위치에 각각 배치되며, 서로 다른 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖도록 형성되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 2] 제 1 항에 있어서, 상기 HIFU 변환자는 상기 영상용 변환자에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 3] 제 2 항에 있어서, 상기 영상용 변환자는 중심 주파수 대역이 3MHz ~ 5MHz인 주파수 응답 특성을 갖고, 상기 HIFU 변환자는 중심 주파수 대역이 1MHz ~ 1.5MHz인 주파수 응답 특성을 갖는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 4] 제 1 항에 있어서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 각각 상기 프로브 조립체의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 5] 제 1 항에 있어서, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 6] 제 1 항에 있어서, 상기 제어부는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가하는 것을 특징으로 하는 초음파

치료 장치.

- [청구항 7] 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 복수 개의 영상용 변환자; 및 초음파 신호를 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 포함하고, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하여 프로브(probe) 조립체의 일면에 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 8] 제 7 항에 있어서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자는, 변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe)의 영향이 최소화되는 위치에 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 9] 제 7 항에 있어서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU 변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자는, 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 10] 제 7 항에 있어서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은, 상기 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는 방향으로 서로 번갈아가며 반복적으로 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 11] 제 7 항에 있어서, 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은, 서로 인접한 동심원들이 동일한 간격을 갖도록 배치되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 12] 제 7 항에 있어서, 적어도 2개의 가상의 동심원에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들의 반지름을 결정하고, 상기 가상의 동심원들 중 서로 인접한 가상의 동심원들의 반지름의 평균을 기준으로 새로운 동심원을 형성하며, 형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.
- [청구항 13] 제 7 항에 있어서, 적어도 2개의 가상의 동심원에 의해 구분된 각 영역의 면적이 동일하도록 상기 가상의 동심원들의 반지름을 결정하고,

상기 가상의 동심원들에 의해 구분된 각 영역의 면적을 양분하는 위치에 새로운 동심원을 형성하며,
형성된 상기 새로운 동심원 상에 상기 원형 영상용 변환자 그룹 또는 상기 원형 HIFU 변환자 그룹 중 어느 하나를 배치하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치.

- [청구항 14] (a) 프로브(probe) 조립체의 일면에 배치된 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 치료 대상 조직에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계;
(b) 상기 프로브 조립체의 일면에서 상기 영상용 변환자와 다른 위치에 배치된 복수 개의 HIFU(High intensity focused ultrasound) 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하여 열에너지를 발생시킴으로써 집속 영역 내의 조직을 치료하는 단계; 및
(c) 상기 복수 개의 영상용 변환자를 이용하여 초음파 신호를 상기 대상에 조사하고 상기 대상으로부터 반사된 신호를 수신하여 상기 조직의 치료 상태에 대한 초음파 영상을 생성하는 단계를 포함하되,
상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 제어하여 상기 (b) 단계 및 상기 (c) 단계를 적어도 1회 이상 반복하여 수행하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.

- [청구항 15] 제 14 항에 있어서,
상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 각각 상기 프로브 조립체의 일면에 랜덤(random)하게 배치되거나, 희박 어레이(sparse array)를 형성하도록 배치되고,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는, 상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.

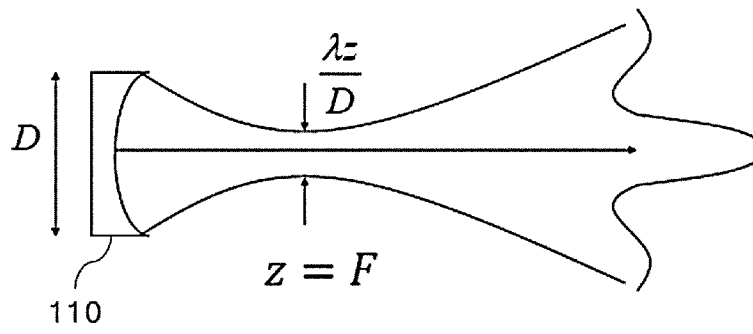
- [청구항 16] 제 14 항에 있어서,
상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자는, 동일한 종류의 변환자별로 각각 원형 영상용 변환자 그룹과 원형 HIFU 변환자 그룹을 형성하되,
상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹은 서로 다른 반지름을 갖는 동심원을 형성하도록 배치되며,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는,
상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자를 각각 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 지름에 의해 변환자 어레이의 구경(aperture)이 결정되는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.

- [청구항 17] 제 16 항에 있어서,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는,
상기 원형 영상용 변환자 그룹에 포함된 영상용 변환자와 상기 원형 HIFU

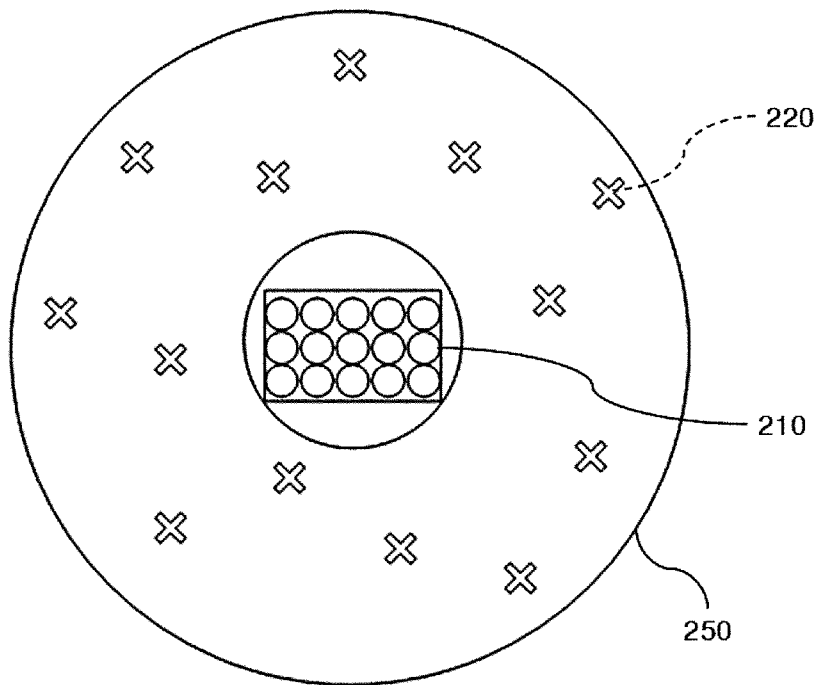
변환자 그룹에 포함된 HIFU 변환자 중 각각의 동심원 상에 동일한 간격으로 배치된 변환자를 선택적으로 구동하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.

- [청구항 18] 제 16 항에 있어서,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는,
상기 프로브 조립체의 중앙으로부터 반지름이 증가하는 방향으로 서로 번갈아가며 반복적으로 배치된 상기 원형 영상용 변환자 그룹과 상기 원형 HIFU 변환자 그룹을 선택적으로 구동하되, 구동되는 변환자 그룹의 구경(aperture)의 차이가 소정값 이내가 되도록 제어하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.
- [청구항 19] 제 14 항에 있어서,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는,
변환자 사이의 간격에 의해 발생하는 그레이팅 로브(grating lobe)의 영향이 최소화되는 위치에 배치된 변환자를 각각 선택적으로 구동하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.
- [청구항 20] 제 14 항에 있어서,
상기 HIFU 변환자는 상기 영상용 변환자에 비해 상대적으로 더 낮은 중심 주파수 대역의 주파수 응답 특성을 가지며,
상기 (a) 단계 내지 상기 (c) 단계는,
상기 영상용 변환자와 상기 HIFU 변환자 각각에 서로 다른 중심 주파수 대역의 초음파 신호를 생성하여 인가하는 것을 특징으로 하는 초음파 치료 장치의 제어 방법.

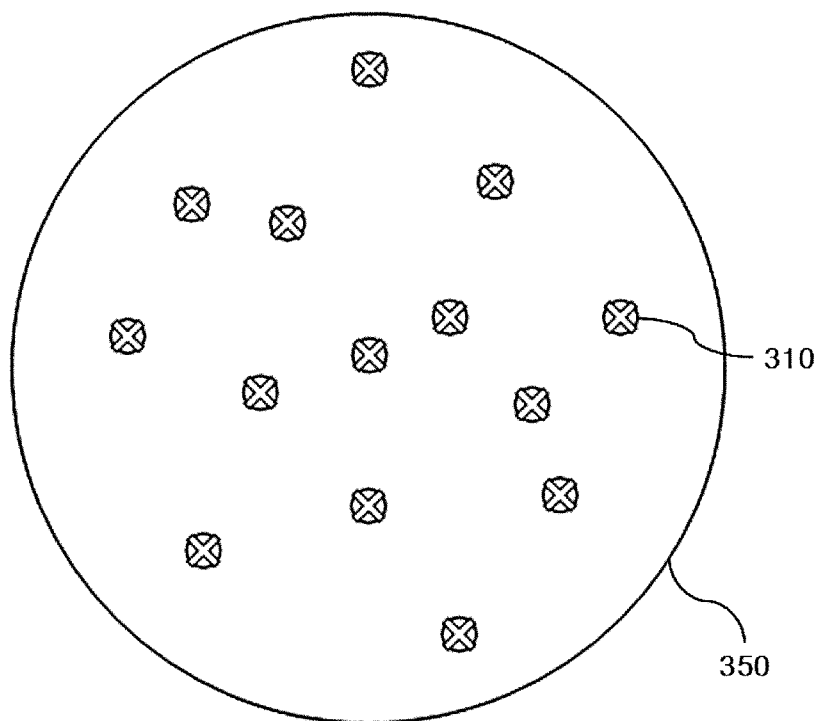
[도1]



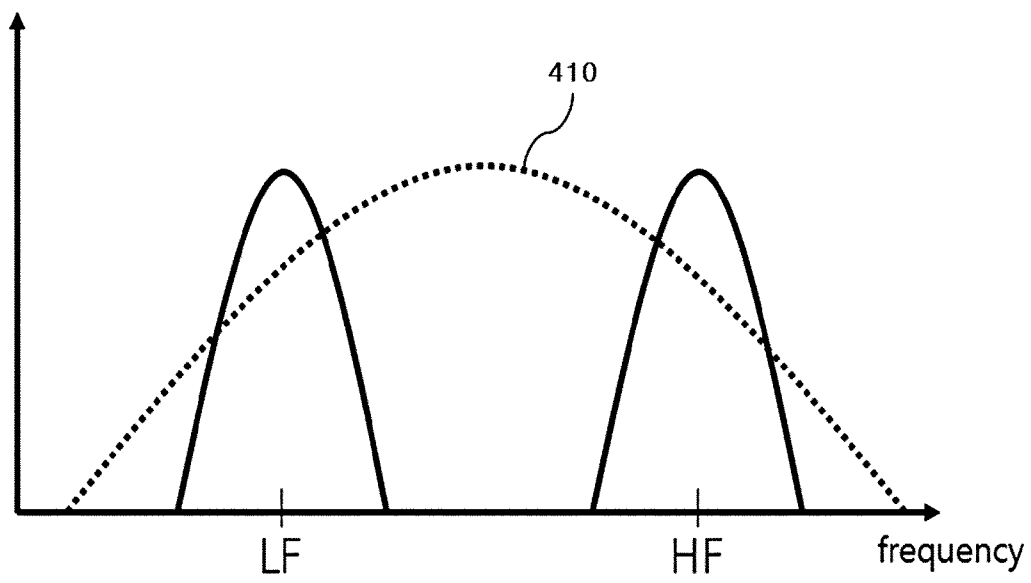
[도2]



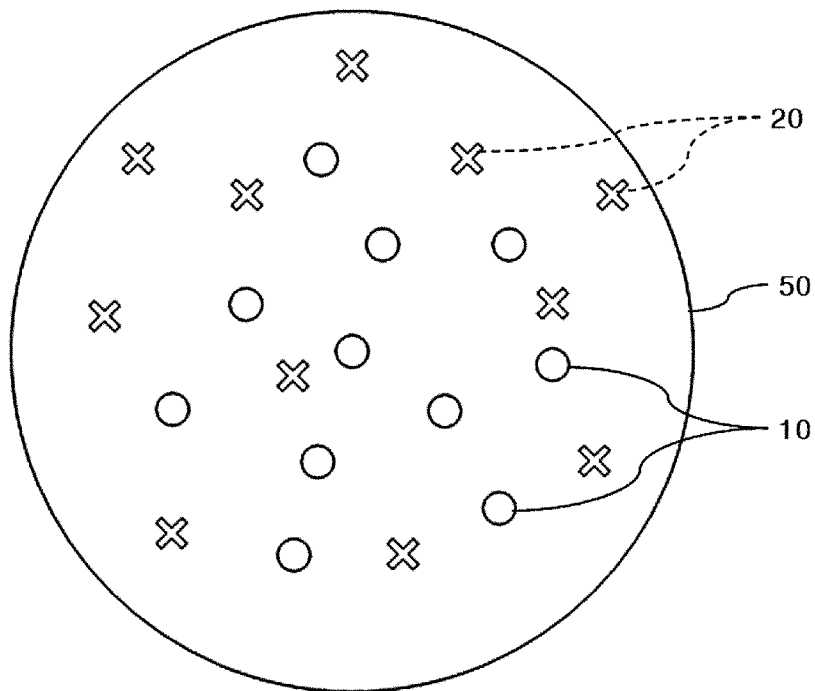
[도3]



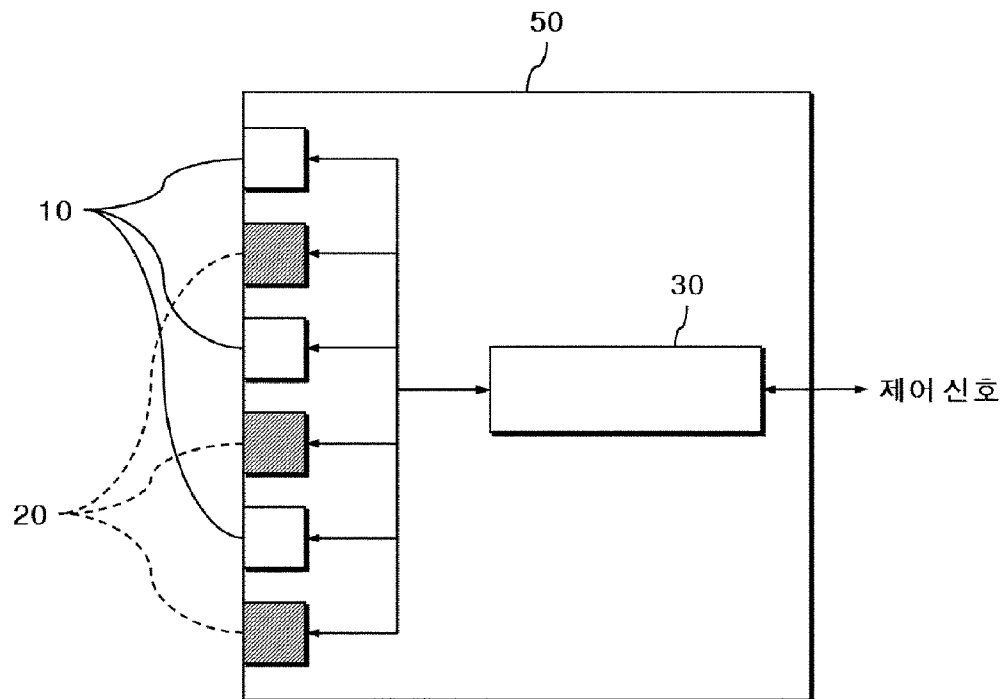
[도4]



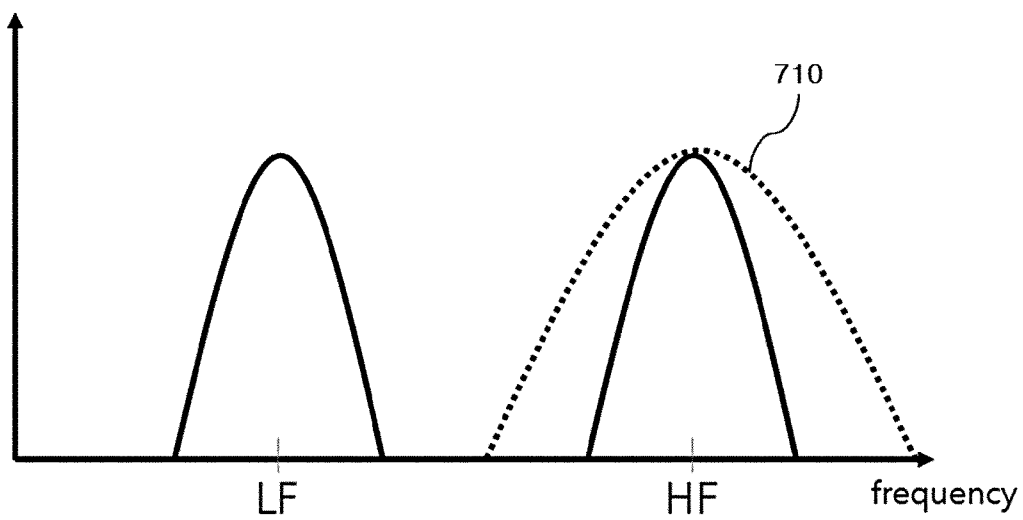
[도5]



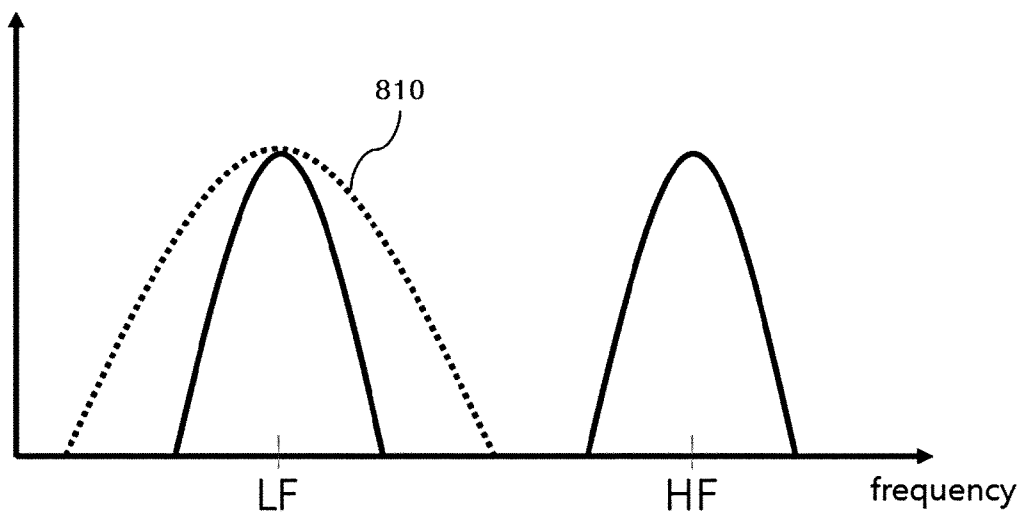
[도6]



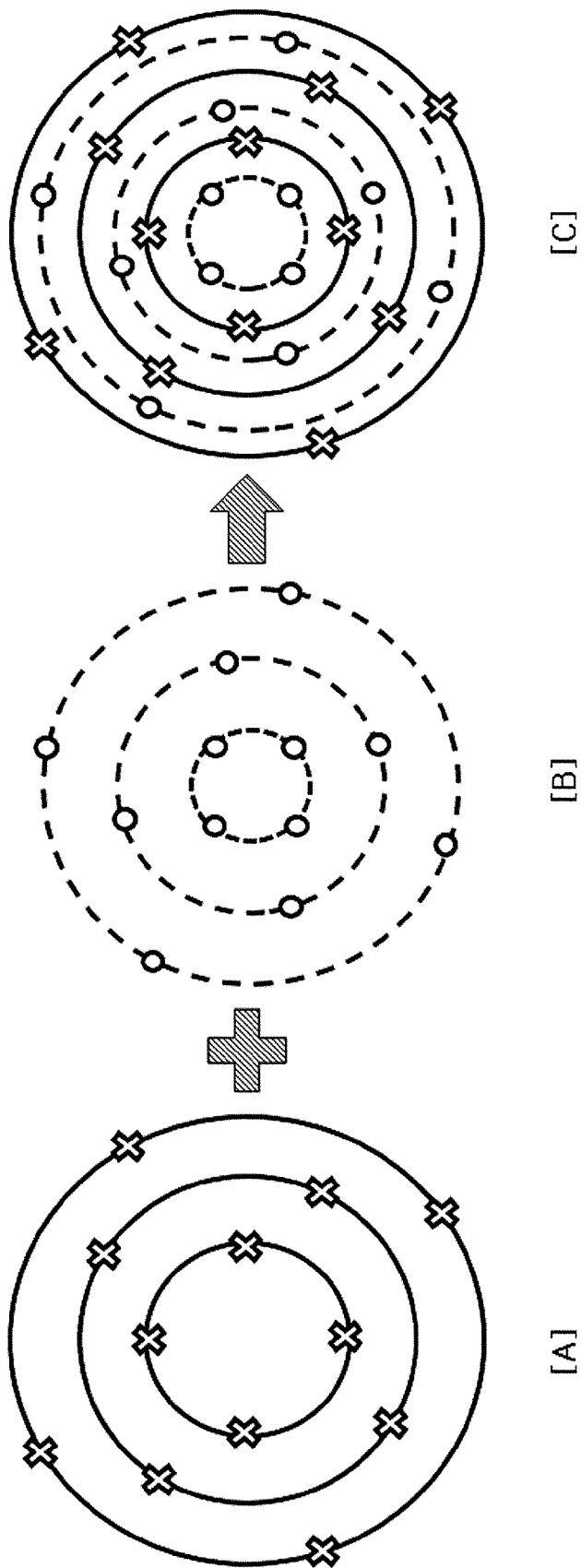
[도7]



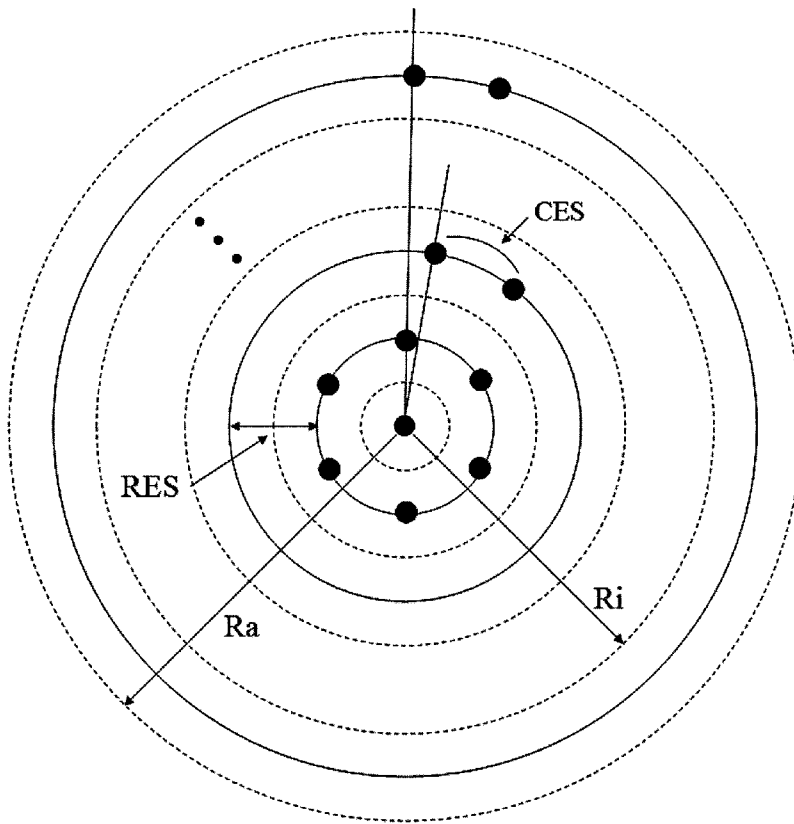
[도8]



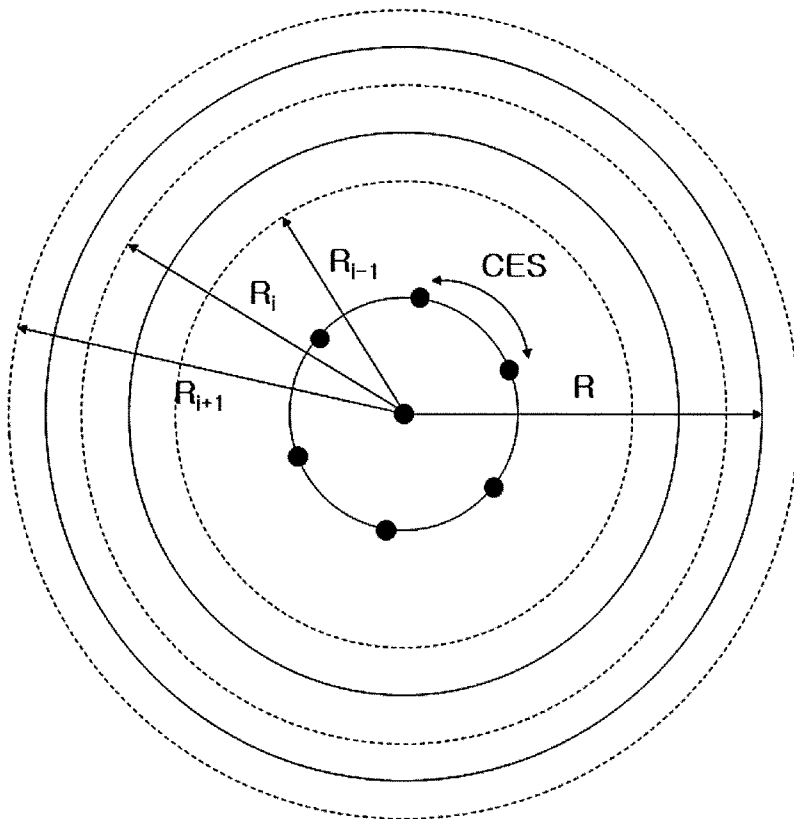
[도9]



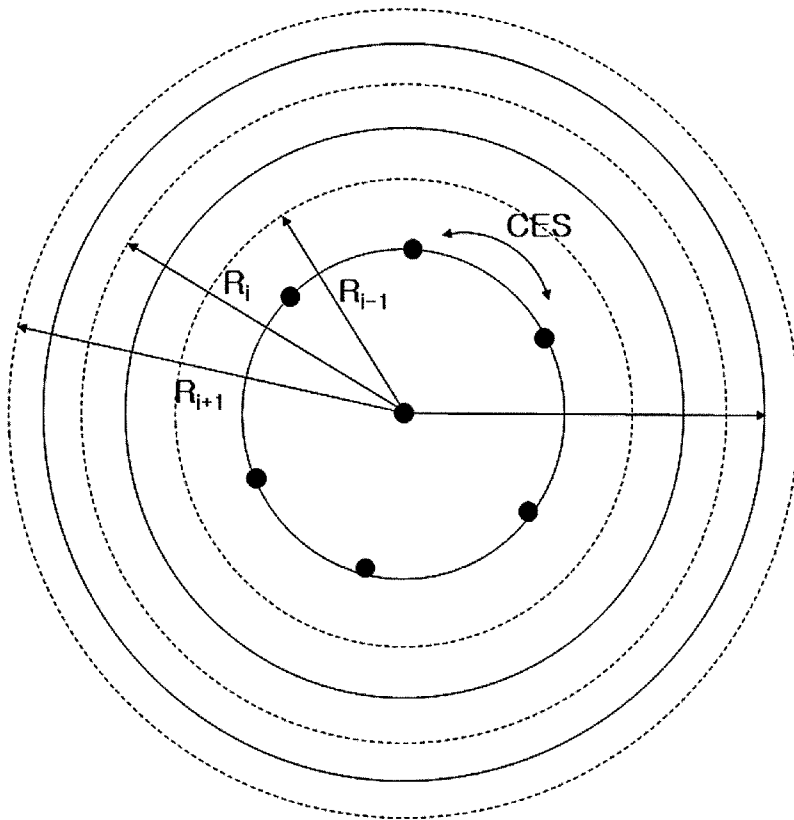
[도10]



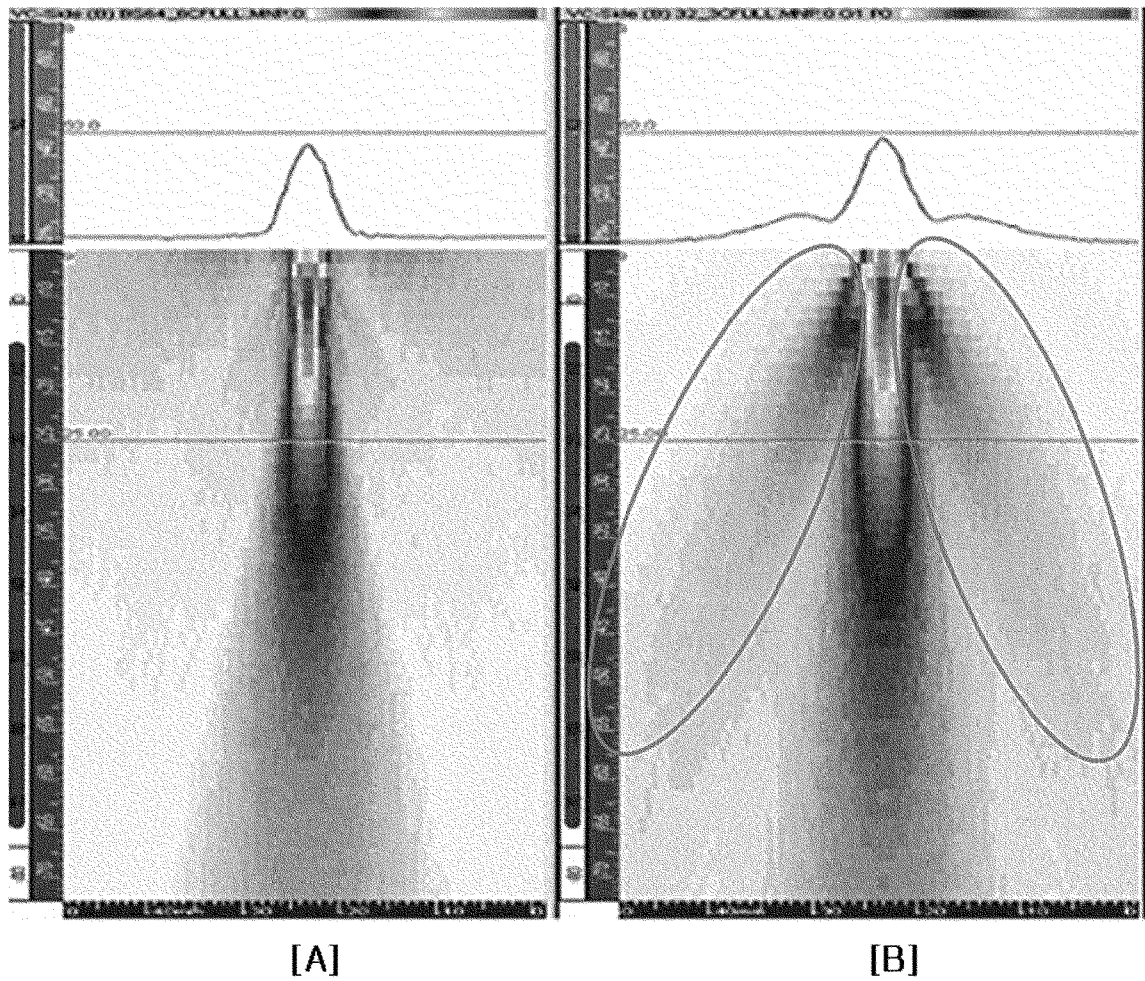
[도11]



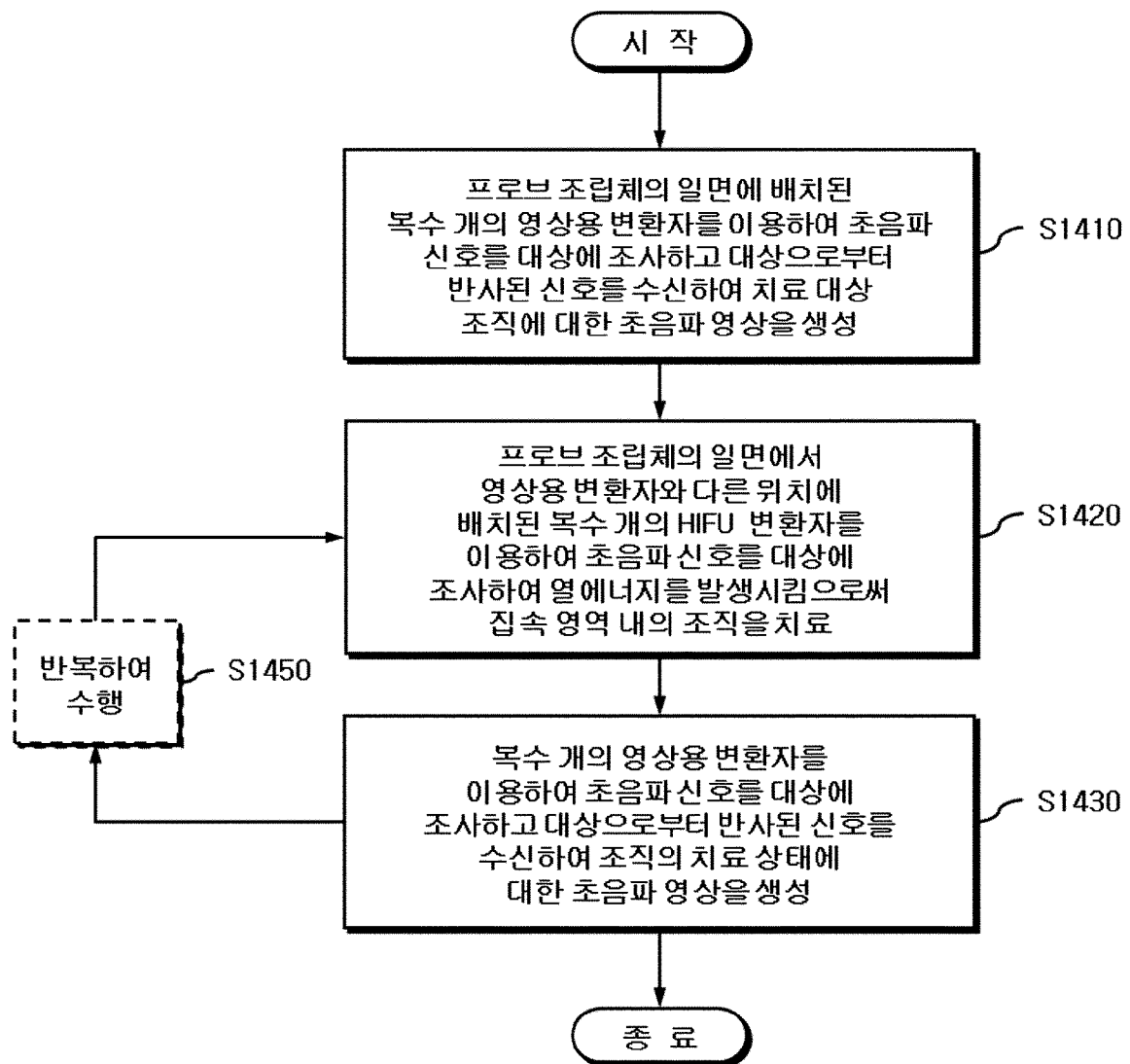
[도12]



[도13]



[도14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/014948

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61N 7/00(2006.01)i, A61B 18/08(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N 7/00; G03B 42/06; A61B 8/14; A61B 8/00; A61N 7/02; A61H 23/00; A61B 18/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: high intensity focused ultrasound, converter, imaging, probe, arrangement, arrangement, ring shape, different, array, control, sparse, concentric circle, grating lobe

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	KR 10-2011-0127736 A (MIRABILIS MEDICA, INC.) 25 November 2011 See paragraphs [0024]-[0027], [0037]-[0039]; claims 1, 2, 5, 6; figures 1-2c.	7,9,11
A		1-6,8,10,12,13
A	KR 10-2013-0034987 A (SOGANG UNIVERSITY RESEARCH FOUNDATION) 08 April 2013 See the entire document.	1-13
A	KR 10-1533402 B1 (ALPINION MEDICAL SYSTEMS CO., LTD.) 03 July 2015 See the entire document.	1-13
A	KR 10-2011-0074326 A (RDS KOREA CO., LTD.) 30 June 2011 See the entire document.	1-13
A	KR 10-0922180 B1 (SOGANG UNIVERSITY RESEARCH FOUNDATION) 19 October 2009 See the entire document.	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

06 MARCH 2017 (06.03.2017)

Date of mailing of the international search report

13 MARCH 2017 (13.03.2017)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2016/014948

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: **14-20**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 14-20 pertain to a method for treatment of the human body by surgery, and thus pertain to subject matter on which the International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2016/014948

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2011-0127736 A	25/11/2011	CN 102341147 A	01/02/2012
		EP 2403602 A2	11/01/2012
		JP 2012-519557 A	30/08/2012
		US 2010-0228126 A1	09/09/2010
		WO 2010-102302 A2	10/09/2010
		WO 2010-102302 A3	13/01/2011
KR 10-2013-0034987 A	08/04/2013	CN 104093452 A	08/10/2014
		WO 2013-047960 A1	04/04/2013
KR 10-1533402 B1	03/07/2015	EP 3100767 A1	07/12/2016
		WO 2015-115683 A1	06/08/2015
KR 10-2011-0074326 A	30/06/2011	NONE	
KR 10-0922180 B1	19/10/2009	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61N 7/00(2006.01)i, A61B 18/08(2006.01)i, A61B 8/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61N 7/00; G03B 42/06; A61B 8/14; A61B 8/00; A61N 7/02; A61H 23/00; A61B 18/08

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 고강도집속초음파, 변환기, 이미징, 프로브, 배치, 배열, 환형, 다른, 어레이, 제어, 회박, 동심원, 그레이팅 로브

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X	KR 10-2011-0127736 A (미라빌리스 메디카 인코포레이티드) 2011.11.25 단락 [0024]-[0027], [0037]-[0039]; 청구항 1, 2, 5, 6; 도면 1-2c.	7, 9, 11
A		1-6, 8, 10, 12, 13
A	KR 10-2013-0034987 A (서강대학교산학협력단) 2013.04.08 전체문서 참조.	1-13
A	KR 10-1533402 B1 (알피니언메디칼시스템 주식회사) 2015.07.03 전체문서 참조.	1-13
A	KR 10-2011-0074326 A (주식회사 알디에스코리아) 2011.06.30 전체문서 참조.	1-13
A	KR 10-0922180 B1 (서강대학교산학협력단) 2009.10.19 전체문서 참조.	1-13

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2017년 03월 06일 (06.03.2017)

국제조사보고서 발송일

2017년 03월 13일 (13.03.2017)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

조기윤

전화번호 +82-42-481-5655



제2기재란 일부 청구항을 조사할 수 없는 경우의 의견(첫 번째 용지의 2의 계속)

PCT 제17조(2)(a)의 규정에 따라 다음과 같은 이유로 일부 청구항에 대하여 본 국제조사보고서가 작성되지 아니하였습니다.

1. ☒ 청구항: 14-20
이 청구항은 본 기관이 조사할 필요가 없는 대상에 관련됩니다. 즉,
청구항 14-20은 수술에 의한 인체의 치료방법에 관한 것이므로 PCT 제17조(2)(a)(i) 및 PCT 규칙 제39.1조(iv)의 규정에 의하여 국제조사기관이 국제 조사할 의무가 없는 대상에 해당됩니다.
2. ☐ 청구항:
이 청구항은 유효한 국제조사를 수행할 수 없을 정도로 소정의 요건을 충족하지 아니하는 국제출원의 부분과 관련됩니다. 구체적으로는,
3. ☐ 청구항:
이 청구항은 종속청구항이나 PCT규칙 6.4(a)의 두 번째 및 세 번째 문장의 규정에 따라 작성되어 있지 않습니다.

제3기재란 발명의 단일성이 결여된 경우의 의견(첫 번째 용지의 3의 계속)

본 국제조사기관은 본 국제출원에 다음과 같이 다수의 발명이 있다고 봅니다.

1. ☐ 출원인이 모든 추가수수료를 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 모든 조사 가능한 청구항을 대상으로 합니다.
2. ☐ 추가수수료 납부를 요구하지 않고도 모든 조사 가능한 청구항을 조사할 수 있었으므로, 본 기관은 추가수수료 납부를 요구하지 아니하였습니다.
3. ☐ 출원인이 추가수수료의 일부만을 기간 내에 납부하였으므로, 본 국제조사보고서는 수수료가 납부된 청구항만을 대상으로 합니다. 구체적인 청구항은 아래와 같습니다.
4. ☐ 출원인이 기간 내에 추가수수료를 납부하지 아니하였습니다. 따라서 본 국제조사보고서는 청구범위에 처음 기재된 발명에 한정되어 있으며, 해당 청구항은 아래와 같습니다.

이의신청에
관한 기재

- ☐ 출원인의 이의신청 및 이의신청료 납부(해당하는 경우)와 함께 추가수수료가 납부되었습니다.
- ☐ 출원인의 이의신청과 함께 추가수수료가 납부되었으나 이의신청료가 보정요구서에 명시된 기간 내에 납부되지 아니하였습니다.
- ☐ 이의신청 없이 추가수수료가 납부되었습니다.

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2011-0127736 A	2011/11/25	CN 102341147 A EP 2403602 A2 JP 2012-519557 A US 2010-0228126 A1 WO 2010-102302 A2 WO 2010-102302 A3	2012/02/01 2012/01/11 2012/08/30 2010/09/09 2010/09/10 2011/01/13
KR 10-2013-0034987 A	2013/04/08	CN 104093452 A WO 2013-047960 A1	2014/10/08 2013/04/04
KR 10-1533402 B1	2015/07/03	EP 3100767 A1 WO 2015-115683 A1	2016/12/07 2015/08/06
KR 10-2011-0074326 A	2011/06/30	없음	
KR 10-0922180 B1	2009/10/19	없음	