



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년01월08일

(11) 등록번호 10-1480337

(24) 등록일자 2015년01월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61N 7/02 (2006.01) A61N 5/067 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0099677

(22) 출원일자 2013년08월22일

심사청구일자 2013년08월22일

(56) 선행기술조사문헌

JP2000508939 A*

KR101116695 B1*

KR1020130063614 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

장진호

서울 양천구 목동동로 130, 1429동 503호 (신정동, 목동14단지아파트)

김혜민

인천 부평구 수변로 334, 311동 2002호 (삼산동, 신성아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

장완수

전체 청구항 수 : 총 15 항

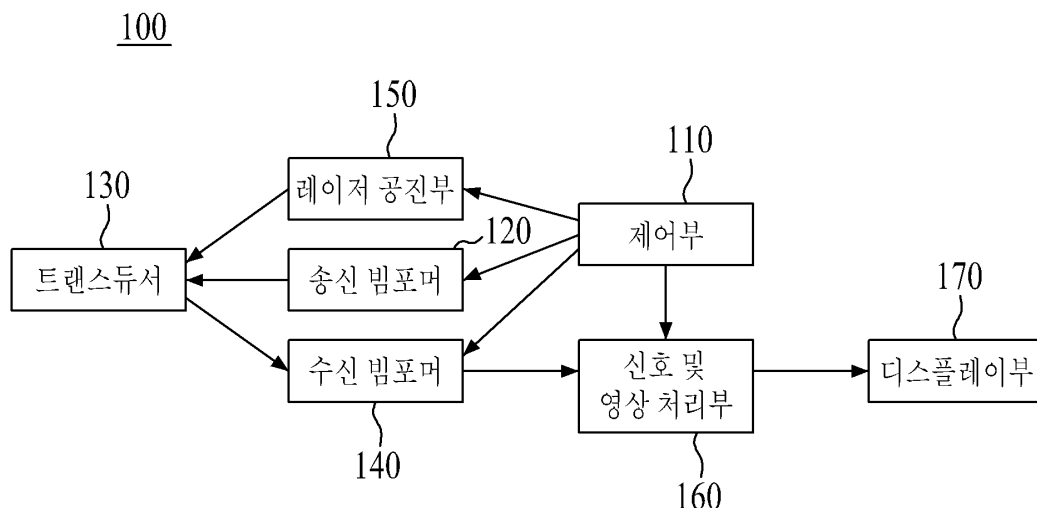
심사관 : 양웅철

(54) 발명의 명칭 트랜스듀서, 융합 치료 장치 및 레이저 광의 침투 깊이를 높이는 방법

(57) 요약

하이푸(High Intensity Focused Ultrasound; HIFU) 및 레이저가 융합된 융합 치료 장치가 제공된다. 상기 융합 치료 장치는 치료 부위에 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 설정 온도로 상승시키는 초음파 트랜스듀서 및 상기 치료 부위에 레이저를 조사하여 병변 조직을 치료하는 레이저 조사부를 포함한다. 이를 통해, 상기 융합 치료 장치는 초음파와 레이저를 결합하여 치료의 살상 효과를 증폭시키며 레이저의 투과성을 높여 효과적인 피부 병변 치료를 가능하게 한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

유양모

경기 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동 101호 (일산동, 후곡마을3단지아파트)

송태경

서울 종로구 평창문화로 156, 101동 703호 (평창동, 평창동롯데캐슬로잔)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NIPA-2013-H0401-13-1007

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신산업진흥원

연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업

연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2013.01.01 ~ 2013.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 201210079

부처명 서강대학교

연구관리전문기관 서강대학교

연구사업명 도약연구 지원사업

연구과제명 HIFU(High Intensity Focused Ultrasound) 치료를 위한 실시간 monitoring 기술 개발

기 여 율 1/2

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.11.01 ~ 2013.10.31

특허청구의 범위

청구항 1

하이푸(High Intensity Focused Ultrasound; HIFU) 및 레이저가 융합된 융합 치료 장치에 있어서,
치료 부위에 발열용 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 설정 온도로 상승시키는 하이푸 트랜스듀서; 및
상기 설정 온도까지 상승된 치료 부위에 치료용 레이저를 조사하여 병변 조직을 치료하는 레이저 조사부;를 포함하는,
융합 치료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 치료 부위에 영상용 초음파를 방사하고 이로부터 반사된 초음파 신호를 수신하는 영상용 트랜스듀서를 더 포함하는,
융합 치료 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
상기 영상용 트랜스듀서 및 하이푸 트랜스듀서는 단일의 트랜스듀서로 구현되는,
융합 치료 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
상기 반사된 초음파를 기초로 상기 치료 부위에 대한 초음파 영상을 생성하는 신호 및 영상 처리부를 더 포함하는,
융합 치료 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,
상기 신호 및 영상 처리부는 상기 치료용 레이저를 조사하여 상기 병변 조직에서 발생하는 광음향(photoacoustic) 신호를 기초로 상기 치료 부위에 대한 광음향 영상을 생성하는,
융합 치료 장치.

청구항 6

제 4 항 또는 제 5 항에 있어서,
상기 생성된 초음파 영상 또는 광음향 영상으로부터 확인된 피부 병변 조직의 특성에 매칭되는 파장대의 광 레이저를 상기 레이저 조사부로 전달하는 레이저 공진부를 더 포함하는,
융합 치료 장치.

청구항 7

제 4 항에 있어서,
상기 신호 및 영상 처리부는 초음파 영상의 speckle pattern 변화, 초음파 속도 변화 및 광음향 신호 크기 변화

중 하나 이상을 이용하여 상기 고강도 집속 초음파의 방사에 의한 상기 치료 부위의 온도 변화를 계산하는,
융합 치료 장치.

청구항 8

트랜스듀서에 있어서,

치료 부위에 발열용 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 상승시키는 하나 이상의 초음파 소자; 및

상기 초음파 소자 사이에 배치되고 설정 온도까지 상승된 상기 치료 부위에 치료용 레이저 광을 조사하는 레이저 광원 소자;를 포함하는

트랜스듀서.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 치료 부위의 이미지를 얻기 위한 영상용 초음파 소자를 더 포함하는,

트랜스듀서.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 초음파 소자는 상기 치료 부위의 온도를 상승시키는 발열용 초음파 소자 및 상기 영상용 초음파 소자가 교번하여 배열되는 배열 소자인 것을 특징으로 하는,

트랜스듀서.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 레이저 광원 소자는 상기 하나 이상의 초음파 소자 사이에 배치되되, 상기 초음파 소자보다 상기 치료 부위로부터 더 이격되도록 배치되는,

트랜스듀서.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 초음파 소자의 표면과 상기 레이저 광원 소자 사이의 이격된 공간에는 레이저 에너지의 투과 손실이 없는 전달 매질이 채워지는 것을 특징으로 하는,

트랜스듀서.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 레이저 광원 소자는 조사 각도 조절을 통해 상기 레이저 광의 투과 위치를 조절하는,

트랜스듀서.

청구항 14

제 8 항에 있어서,

상기 레이저 광원 소자의 전방에 배치되어 상기 조사되는 레이저 광을 넓은 범위의 병변 조직으로 확산시키는 확산 렌즈를 더 포함하는,

트랜스듀서.

청구항 15

제 8 항에 있어서,

상기 고강도 집속 초음파의 방사에 의한 상기 치료 부위의 온도 변화를 측정하는 온도 센서를 더 포함하는,
트랜스듀서.

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

명 세 서

기술 분야

[0001] 본 발명은 트랜스듀서 및 이를 이용한 융합 치료 장치에 관한 것으로서, 특히 초음파와 레이저를 융합하여 피부 질환을 치료하는 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 피부 병변 치료의 경우 일반적으로 레이저 치료가 많이 이용되고 있다. 레이저 치료 방법은 선천성 모반, 혈관 질환, 점, 검버섯 등의 혈관성 병변 또는 기미, 멜라닌에 의한 색소 침착 등의 색소성 병변은 물론 피부암 등의 치료에 사용되며, 피부 조직 내에 레이저 에너지를 흡수하는 여러 종류의 색소포의 특성에 맞게 파장(wavelength), 펄스 지속시간(pulse duration), 침투 깊이(penetration depth) 등을 고려하여 레이저를 선택하여 치료한다.

[0003] 이때, 레이저를 이용한 치료는 피부 조직에서 레이저 에너지의 산란 효과가 크기 때문에 레이저 빛이 피부 깊숙이 진행하지 못하게 되고, 이로 인해 충분한 침투 깊이를 얻지 못하는 문제점이 있었다.

[0004] 또한, 레이저가 비 침습성 시술처럼 표피 밖에서 조사된다면 광 에너지는 표피층에서 상당한 감쇄를 받게 되어 병변의 깊이(depth)가 깊을 경우 긴 파장대로의 레이저 광을 조사한다 하더라도 다른 부위의 흡수, 산란에 의해 완벽한 치료가 어렵게 된다. 이를 해결하기 위해 조사 광원의 출력 증가나 조사 시간을 증가시키게 되면 표피층이 손상될 우려가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 본 발명은 전술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 고강도 집속 초음파(High Intensity Focused Ultrasound; HIFU)를 이용하여 병변 세포 주변의 정상 조직에는 영향을 주지 않으면서도 적정 온도까지 타겟 병변 및 주변 피부의 온도를 상승시켜서 레이저의 침투 깊이(penetration depth)를 높인 후 레이저를 조사함으로써 일반적인 레이저 치료에서는 치료할 수 없었던 피부 깊숙한 위치의 타겟 병변을 치료하는 것을 그 목적으로 한다.
- [0006] 또한, 침습적 치료에 기인한 2차적 문제점의 발생을 최소화하며 2~3 mm 이상되는 깊이의 병변 조직에 대해서도 레이저를 이용한 비 침습적 치료가 가능하도록 레이저의 광 투과성을 높이는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시예에 따른 하이푸(High Intensity Focused Ultrasound; HIFU) 및 레이저가 융합된 융합 치료 장치는, 치료 부위에 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 설정 온도로 상승시키는 하이푸 트랜스듀서 및 상기 치료 부위에 레이저를 조사하여 병변 조직을 치료하는 레이저 조사부를 포함한다.
- [0008] 여기서, 상기 치료 부위에 초음파를 방사하고 이로부터 반사된 초음파 신호를 수신하는 영상용 트랜스듀서를 더 포함할 수 있다.
- [0009] 여기서, 상기 영상용 트랜스듀서 및 하이푸 트랜스듀서는 단일의 트랜스듀서로 구현될 수 있다.
- [0010] 여기서, 상기 반사된 초음파를 기초로 상기 치료 부위에 대한 초음파 영상을 생성하는 신호 및 영상 처리부를 더 포함할 수 있다.
- [0011] 여기서, 상기 신호 및 영상 처리부는 상기 레이저를 조사하여 상기 병변 조직에서 발생하는 광음향(photoacoustic) 신호를 기초로 상기 치료 부위에 대한 광음향 영상을 생성할 수 있다.
- [0012] 여기서, 상기 생성된 초음파 영상 또는 광음향 영상으로부터 확인된 피부 병변 조직의 특성에 매칭되는 파장대의 광 레이저를 상기 레이저 조사부로 전달하는 레이저 공진부를 더 포함할 수 있다.
- [0013] 여기서, 상기 신호 및 영상 처리부는 초음파 영상의 speckle pattern 변화, 초음파 속도 변화 및 광음향 신호 크기 변화 중 하나 이상을 이용하여 상기 고강도 집속 초음파의 방사에 의한 상기 치료 부위의 온도 변화를 계산할 수 있다.
- [0014] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 트랜스듀서는, 치료 부위에 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 상승시키는 하나 이상의 초음파 소자; 및 상기 초음파 소자 사이에 배치되고 상기 치료 부위에 레이저 광을 조사하는 레이저 광원 소자;를 포함한다.
- [0015] 여기서, 상기 치료 부위의 이미지를 얻기 위한 영상용 초음파 소자를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 여기서, 상기 초음파 소자는 상기 치료 부위의 온도를 상승시키는 발열 초음파 소자 및 상기 영상용 초음파 소자가 교번하여 배열되는 배열 소자일 수 있다.
- [0017] 여기서, 상기 레이저 광원 소자는 상기 하나 이상의 초음파 소자 사이에 배치되고, 상기 초음파 소자보다 상기 치료 부위로부터 더 이격되도록 배치될 수 있다.
- [0018] 여기서, 상기 초음파 소자의 표면과 상기 레이저 광원 소자 사이의 이격된 공간에는 레이저 에너지의 투과 손실이 없는 전달 매질이 채워질 수 있다.
- [0019] 여기서, 상기 레이저 광원 소자는 조사 각도 조절을 통해 상기 레이저 광의 투과 위치를 조절할 수 있다.
- [0020] 여기서, 상기 레이저 광원 소자의 전방에 배치되어 상기 조사되는 레이저 광을 넓은 범위의 병변 조직으로 확산시키는 확산 렌즈를 더 포함할 수 있다.
- [0021] 여기서, 상기 고강도 집속 초음파의 방사에 의한 상기 치료 부위의 온도 변화를 측정하는 온도 센서를 더 포함할 수 있다.

- [0022] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따른 융합 치료 장치에서 레이저 광의 침투 깊이(penetration depth)를 높이는 방법은, 치료 부위에 고강도 집속 초음파를 방사하여 상기 치료 부위의 온도를 상승시키는 제1 단계 및 상기 치료 부위에 레이저 광을 조사하는 제2 단계를 포함한다.
- [0023] 여기서, 상기 제1 단계는, 요구되는 침투 깊이에 대응되는 설정 온도로 상기 치료 부위의 온도를 유지시키는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0024] 여기서, 상기 제2 단계는, 상기 치료 부위의 병변 조직에 매칭되는 파장대의 레이저 광을 조사하는 단계일 수 있다.
- [0025] 여기서, 상기 제 1 단계는 상기 치료 부위에서 반사된 초음파 신호를 기초로 초음파 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0026] 여기서, 상기 제 1 단계는 상기 치료 부위에서 발생한 광음향 신호를 기초로 광음향 영상을 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0027] 여기서, 상기 제 2 단계는 상기 초음파 영상 및 상기 광음향 영상 중 적어도 하나 이상을 바탕으로 상기 레이저 광의 초점 깊이를 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0028] 여기서, 상기 제1 단계는 상기 초음파 영상 및 상기 광음향 영상 중 적어도 하나 이상을 개별적으로 또는 동시에 화면에 실시간으로 디스플레이 하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0029] 본 발명에 따르면, 초음파와 레이저를 결합하여 치료의 살상 효과를 증폭시키며 레이저의 투과성을 높여서 효과적인 피부 병변 치료를 가능하게 한다.
- [0030] 또한, 본 발명에 따르면, 병변 조직 주변의 정상 조직의 손상 없이 상대적으로 적은 레이저 에너지로 치료가 가능하게 된다.
- [0031] 또한, 본 발명에 따르면, 일반적인 레이저 치료가 어려운 2~3 mm 를 초과하는 깊이의 병변 조직에 대해서도 레이저 치료가 가능하게 되어 침습적 치료에 따른 2차적 문제점의 발생을 차단할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0032] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 융합 치료 장치의 세부 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 도 1의 트랜스듀서의 구성을 개략적으로 나타내는 개요도이다.
- 도 3 내지 도 5는 본 발명의 융합 치료 장치에서 사용되는 트랜스듀서의 한 예를 부분적으로 도시한 단면도이다.
- 도 6 내지 도 8은 본 발명의 트랜스듀서의 다른 예를 부분적으로 도시한 단면도이다.
- 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 피부 병변 치료 방법의 흐름도이다.
- 도 10은 종래 기술 및 본 발명의 융합 치료 장치를 이용한 치료 방법에서의 레이저의 투과 깊이를 비교한 결과도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0033] 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 이를 상세한 설명을 통해 상세히 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0034] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 명세서의 설명 과정에서 이용되는 숫자(예를 들어, 제1, 제2 등)는 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위한 식별기호에 불과하다.
- [0035] 또한, 본 명세서에서, 일 구성요소가 다른 구성요소와 "연결된다" 거나 "접속된다" 등으로 언급된 때에는, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소와 직접 연결되거나 또는 직접 접속될 수도 있지만, 특별히 반대되는 기재가

존재하지 않는 이상, 중간에 또 다른 구성요소를 매개하여 연결되거나 또는 접속될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0036] 이하의 설명에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다.

[0037] 이하에서, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 대응되는 구성 요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0038] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 융합 치료 장치(100)의 세부 구성도이다.

[0039] 도 1을 참조하면, 융합 치료 장치(100)는 제어부(110), 송신 빔포머(120), 트랜스듀서(130), 수신 빔포머(140), 레이저 공진부(150), 신호 및 영상 처리부(160) 및 디스플레이부(170)를 포함한다.

[0040] 제어부(110)는 이하 후술되는 본 발명의 실시예에 따라 트랜스듀서(130)의 동작을 제어한다. 제어부(110)는 치료 부위의 초음파 영상을 취득하기 위하여 송신 빔포머(120), 트랜스듀서(130) 및 수신 빔포머(140)의 동작을 제어할 수 있다. 또한, 제어부(110)는 디스플레이부(170)를 통해 확인된 트랜스듀서(130)의 초점을 자동으로 또는 사용자의 입력에 의해 초점을 보상한다.

[0041] 또한, 제어부(110)는 치료 부위의 온도를 설정 온도에 맞추기 위하여 트랜스듀서(130)의 동작을 제어할 수 있다.

[0042] 또한, 제어부(110)는 치료 및 광음향 영상 취득을 위한 레이저 공진부(150)의 동작 및 광원의 위치를 제어할 수 있다.

[0043] 트랜스듀서(130)는 초음파 영상을 취득하기 위한 영상용 트랜스듀서와 발열 효과를 위한 치료용 트랜스듀서로 구성될 수 있다. 여기서, 상기 영상용 트랜스듀서와 치료용 트랜스듀서를 각각 별도로 구비할 수 있으며, 동일한 트랜스듀서(130)를 영상용 및 치료용으로 이용할 수도 있다. 이 경우, 상기 트랜스듀서(130)는 영상과 치료가 동시에 가능하도록 치료용(발열용) 초음파 소자 및 영상용 초음파 소자가 교번하여 배열되는 형태인 배열 소자를 구비한 트랜스듀서일 수 있다.

[0044] 트랜스듀서(130)는 초음파 영상을 얻기 위한 초음파를 치료 부위에 방사한다. 송신 빔포머(120)는 트랜스듀서(130)의 초음파가 치료 부위를 향하도록 초점을 보상한다. 수신 빔포머(140)는 치료 부위에 반사되어 돌아오는 초음파 및 치료 부위에서 발생한 광음향 신호를 수신하고, 높은 해상도의 초음파 및 광음향 영상을 위해 동적 수신 빔집속(dynamic receive beamforming)을 수행한다.

[0045] 한편, 트랜스듀서(130)가 발열용으로 사용되는 경우, 트랜스듀서(130)는 치료 부위의 온도를 상승시키기 위한 발열용 초음파를 송신한다. 예를 들어, 트랜스듀서(130)의 발열용 초음파 소자로부터 발생한 HIFU의 일부 에너지가 열 에너지로 대상 영역에 전달된다. 이렇게 전달된 열 에너지에 의해 초점 영역의 치료 부위가 일정 온도 이상으로 상승하게 된다.

[0046] 이때, 트랜스듀서(130)는 기계적으로 이동되어 영상 및 발열 영역에 해당하는 주사선을 선택할 수도 있고, 전기적으로 주사선의 위치를 이동시킬 수도 있다.

[0047] 레이저 공진부(150)는 치료용 레이저를 생성하여 출력한다. 여기서 생성되는 레이저 출력은 연속파(continuous wave) 또는 펄스파(pulsed wave)의 형태일 수 있다. 생성된 레이저 출력은 트랜스듀서(130)에 결합된 레이저 광원 소자(레이저 조사부)(135)로 전송되어 치료 부위의 초점 지점에 조사되어 해당 위치의 병변 조직을 제거할 수 있다. 경우에 따라서, 레이저 조사 없이 HIFU 치료만으로 피부 병변 치료를 수행할 수도 있다.

[0048] 또한, 레이저 공진부(150)는 광음향 영상용 레이저를 생성하여 출력할 수도 있다. 여기서 생성된 레이저 출력은 트랜스듀서(130)에 결합된 레이저 광원 소자(레이저 조사부)(135)로 전송되어 영상 영역에 조사되어 해당 위치의 병변에서 광음향 신호가 발생되도록 할 수 있다. 이때, 상기 레이저는 병변 조직이 주변의 정상 조직에 비해 조사된 에너지를 더 높게 흡수할 수 있도록 하는 특정 파장의 레이저일 수 있다.

[0049] 신호 및 영상 처리부(160)는 치료 부위의 초음파(ultrasound; US) 영상 및 광음향(photo-acoustic; PA) 영상을 생성한다. 이 때, 신호 및 영상 처리부(160)는 움직이는 연속적인 이미지를 생성하기 위하여 동영상 코덱을 사용할 수 있다.

- [0050] 또한, 신호 및 영상 처리부(160)는 수신한 초음파 및 광음향 신호를 이용하여 병변 조직의 온도 변화를 예측할 수 있는 알고리즘을 수행하고, 그 결과를 디스플레이부(170)로 전달할 수 있다. 이때, 신호 및 영상 처리부(160)는 치료 부위에서의 온도 변화에 따른 여러 물리적 변화, 예를 들어, 초음파 영상의 speckle pattern 변화, 초음파 속도 변화 또는 광음향 신호 크기 변화 등을 알고리즘에 적용하여 상기 고강도 집속 초음파의 방사에 의한 상기 치료 부위의 온도 변화를 계산할 수 있다.
- [0051] 디스플레이부(170)는 신호 및 영상 처리부(160)로부터 신호를 수신하여 생성된 초음파 또는 광음향 영상을 화면에 표시한다. 디스플레이부(170)는 예를 들어 CRT, 액정 디스플레이(LCD), 플라즈마 디스플레이 패널(PDP) 또는 유기 발광 소자 디바이스(OLED) 등이 될 수 있다. 사용자는 디스플레이부(170)를 통해 초음파 이미지를 확인하고 입력부(미도시)를 통해 조점의 보정명령을 입력할 수 있다.
- [0052] 도 2는 도 1에 도시된 트랜스듀서(130)의 구성을 개략적으로 도시하고 있다.
- [0053] 트랜스듀서(130)는 하나 이상의 초음파 소자 및 그 사이에 배치된 레이저 광원 소자로 구성될 수 있다. 상기 초음파 소자는 단일 소자 또는 Linear, Convex 또는 Concave 배열 소자의 형태를 갖는 다중 소자로 구성될 수 있다.
- [0054] 트랜스듀서(130)는 발열용 초음파 소자에서 치료 부위로 하이푸를 방사하여 국소적으로 병변 조직 주변의 정상 조직에 영향을 주지 않는 온도까지 상승시킨 후, 레이저 광원 소자에서 병변 조직에 적절한 파장의 레이저를 조사하여 병변 조직을 사멸시켜 치료한다. 이때, 트랜스듀서(130)의 초점 구역(focal zone) 내에 하나 이상의 병변 세포(20)가 있는 경우, 상기 레이저 광원 소자의 조사 각도를 조절하여 레이저를 조사할 병변 세포(20)를 포커싱(focusing)할 수 있다.
- [0055] 여기서, 초음파를 방사하여 치료 부위의 온도를 상승시키는 경우, 치료 부위의 발열 효과로 인해 조사되는 레이저의 침투 깊이(penetration depth)가 증가되며, 짧은 시간에 병변 치료를 효과적으로 수행할 수 있다.
- [0056] 도 3 내지 도 5는 본 발명의 융합 치료 장치에서 사용되는 트랜스듀서의 한 예를 부분적으로 도시한 단면도이다.
- [0057] 이에 도시된 트랜스듀서(130)는 프레임(131) 상에 형성된 하나 이상의 초음파 소자(133)를 구비할 수 있다. 상기 초음파 소자(133)는 배열 소자로 이루어진 복합 소자일 수 있으며, 상기 초음파 소자(133)의 사이에 레이저 광원 소자(135)가 결합될 수 있다. 이때, 레이저 광원 소자(135)는 상기 초음파 소자(133)에 비해 피부로부터 일정 거리만큼 이격되도록 배치되어, 레이저가 직접 피부에 접촉되어 피부에 손상을 입히는 것을 방지할 수 있다.
- [0058] 상기 초음파 소자(133)가 형성된 프레임(131)의 표면과 상기 레이저 광원 소자(135) 사이의 이격된 공간에는 레이저 에너지의 투과 손실이 거의 없는 전달 매질이 채워지는 것이 바람직하다.
- [0059] 또한, 초음파 소자(133)는 기하학적 포커싱(geometric focusing)이 가능한 구조이거나, 전기적 딜레이를 각 초음파 소자에 주어 집속하는 전기적 포커싱(electrical focusing)이 가능하거나, 상기 두 가지 집속 방법을 함께 사용할 수 있는 구조로 구성될 수 있다.
- [0060] 또한, 도 4에서와 같이, 레이저 광원 소자(135)는 조사 각도를 조절하며 광의 투과 위치를 적절하게 변경하면서 치료할 수 있으며, 온도 센서(137)를 이용하여 치료 부위의 조직의 온도 변화 또는 트랜스듀서(130)의 표면 온도 변화를 실시간으로 확인할 수 있다.
- [0061] 또한, 레이저 광원 소자(135)의 전방에 확산 렌즈(139)를 배치하는 경우 방사되는 레이저 광이 넓은 범위의 병변 조직으로 확산시킬 수 있어서, 병변이 넓게 형성된 경우에 레이저 광원 소자(135)의 조사 각도 조절을 최소화하며 효율적으로 치료가 가능하다.
- [0062] 한편, 도 5에 도시된 것처럼 트랜스듀서(130)가 영상용 초음파 소자 및 발열용 초음파 소자가 결합되어 사용되는 경우에, 상기 초음파 소자는 발열용 초음파 소자(133-a)와 영상용 초음파 소자(133-b)가 번갈아 배치된 배열 형태로 구성될 수 있다. 이 경우, 발열용 초음파 소자(133-a)는 송신 특성이 좋은 piezoelectric 소재로 제작하고, 영상용 초음파 소자(133-b)는 송/수신 특성이 좋은 소재로 제작하는 것이 바람직하다. 이 경우에도 배열 소

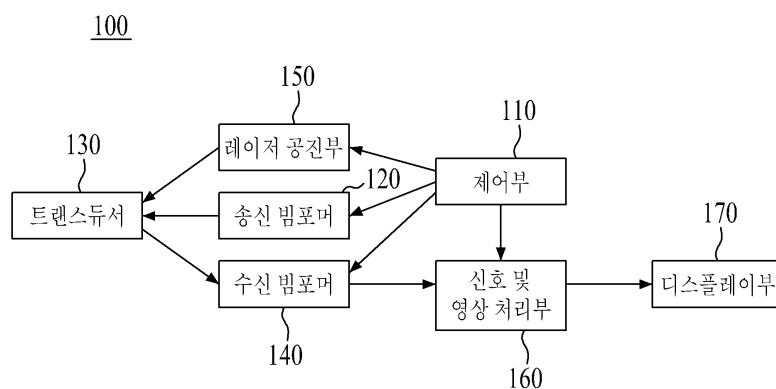
자의 형태는 특정 형태로 한정되지 않는다.

- [0063] 도 6 내지 도 8는 본 발명의 트랜스듀서의 다른 예를 부분적으로 도시한 단면도이다.
- [0064] 여기서, 트랜스듀서(130)는 둘 이상의 레이저 광원 소자(135)를 갖도록 구성될 수 있으며, 각각의 레이저 광원 소자(135)는 초음파 소자(133-c, 133-d) 사이에 배치된다. 이때, 초음파 소자는 단일 소자(133-c) 또는 배열 소자(133-d)일 수 있으며, 다수의 초음파 소자는 프레임(131)의 오프한 면에 부착되어 초음파 및 레이저의 집속이 용이하도록 구현될 수 있다.
- [0065] 한편, 트랜스듀서(130)의 기능에 따라 각기 다른 형태의 초음파 소자를 사용할 수도 있다. 예를 들어, 도 6에서와 같이, 단일 소자(133-c)를 송신 특성이 좋은 발열용 초음파 소자로 사용하고, 배열 소자(133-d)를 영상용 초음파 소자로 사용할 수 있다.
- [0066] 또는, 도 7에서와 같이, 배열 소자(133-d)를 프레임에 일직선으로 나란하게 부착시킬 수도 있다. 이 경우, 배열 소자(133-d)가 영상용 초음파 소자로 사용되는 경우에 넓은 영역에 대해 초음파 영상을 획득할 수 있다.
- [0067] 또한, 보다 넓은 치료 영역에 대해 초음파 영상이 요구되는 경우도 있다. 이 경우, 도 8에서와 같이, 송신 특성이 좋은 발열용 초음파 소자(133-a)와 송/수신 특성이 좋은 영상용 초음파 소자(133-b)가 규칙적 또는 랜덤하게 배치된 배열 소자만으로 트랜스듀서(130)를 구성할 수도 있다. 이 때, 보다 넓은 범위에 대한 영상 취득이 가능하도록 프레임(131)을 평평하게 구현하는 것이 바람직하다.
- [0068] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 피부 병변 치료 방법의 흐름도이다.
- [0069] 상기 피부 병변 치료 방법은 US/PA 영상을 이용하여 치료 대상이 되는 병변 부위를 확인하는 단계 S100과, 병변 부위 및 그 주변 조직에 HIFU 를 전달하여 주변 온도를 상승시키는 단계 S102와, HIFU가 집속되는 병변 부위의 온도가 적정 온도까지 상승하였는지 여부를 모니터링하는 단계 S104를 포함한다.
- [0070] 상기 단계 S100에서는 초음파 영상 또는 광음향 영상을 개별적으로 또는 동시에 화면에 표시하고 이를 통해 병변 부위를 확인한다. 그리고, 상기 단계 S102에서는 초음파를 이용하여 국소적으로 병변 세포 주변의 정상 조직에 영향을 주지 않는 적정 온도까지 올린다. 이후, 상기 단계 S104에서는 초음파를 사용하거나 또는 별도의 온도 센서를 사용하여 병변 조직의 온도를 체크한다. 경우에 따라서, 병변 조직의 온도 체크 외에 온도 변화에 따른 병변 조직의 상태 변화를 모니터링 할 수도 있다. 이러한 치료부위의 온도 변화는 주로 온도 변화에 따른 다양한 물리적 변화, 예를 들어, 초음파 영상의 speckle pattern 변화, 초음파 속도 변화 또는 광음향 신호의 크기 변화 등을 특정 알고리즘에 적용하여 구할 수 있다.
- [0071] 만일, 조직 온도가 적정 온도 이상으로 상승하여 충분한 열용량(thermal dose)을 얻은 경우에는 일정한 초음파를 송신하여 조직 온도를 일정하게 유지시킴과 동시에(S106), 병변 조직 특성에 적합한 파장대(wavelength)의 레이저 광을 선택하여 상기 병변 부위에 조사시킨다(S108). 이때, 초음파 영상 및 광음향 영상을 개별적으로 또는 동시에 이용하여 실시간으로 병변 부위에 대한 치료 과정을 모니터링하거나 치료 효과를 모니터링 할 수 있다(S110).
- [0072] 이후, 치료가 다 되었다고 판단되었을 때(S112), PA/US 이미지를 통해 다시 한번 치료 결과를 확인한다(S114).
- [0073] 이와 같이, 본 발명을 통해 치료 대상이 되는 피부를 적정한 온도로 올려서 발열 효과를 발생시키고 이를 통해 레이저의 침투 깊이를 높일 수 있다. 또한, 주변 조직의 손상 없이 적은 에너지로 치료가 가능하다. 또한, 피부암 조직의 경우 정상 조직 안에서와 달리 중등도 온도(42~43도) 이상의 고온이 가해지면 열을 재빨리 밖으로 내보내지 못하여 암세포 자살을 유도하며 암 세포의 증식을 억제한다. 따라서, 초음파를 통한 온열 효과로 인한 영양분 공급 차단과 부수적인 효과를 얻을 수 있다.
- [0074] 다른 치료 예로, 광 조영제(contrast agent)를 도포한 뒤 암세포에서 더욱더 선택적으로 축적시켜 암세포만을 효과적으로 치료 할 수 있다. 또한, 온열 요법을 사용하면 열의 간접적인 효과를 이용해 혈액 순환이 더 좋아져 항암 약물이 종양세포에 더 잘 도달할 수 있는 효과를 얻을 수 있다. 더불어 표적 조영제(targeted contrast agent)에 항암제를 결합시켜 인체에 투입한 후 HIFU를 인가함으로써 명확한 병변 영상뿐만 아니라 효과적이면서도 선택적인 함암제 투여 효과도 얻을 수 있다.

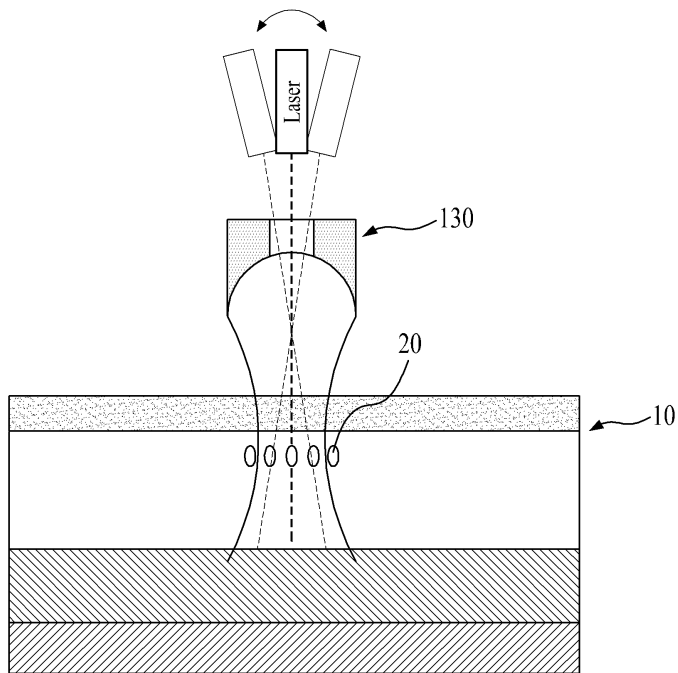
- [0075] 도 10의 영상은 BSA phantom의 8mm 후방에 HIFU를 인가하면서 레이저 에너지를 투과하는 경우의 레이저 광의 침투 깊이를 비교한 결과도이다. 각각의 영상에서 좌측의 첫번째 포인트(A)는 종래 기술의 레이저 에너지만 투과시킨 경우이고, 가운데 포인트(B)는 HIFU 에너지를 8mm 부근에 집중시켜서 주변 온도를 상승시킨 후에 레이저 에너지를 투과시킨 경우이며, 오른쪽의 세번째 포인트(C)는 레이저와 HIFU 에너지를 동시에 투과시킨 경우를 나타낸다.
- [0076] 영상에서 확인할 수 있듯이, 주변 조직에의 발열 효과가 없이 단순히 레이저를 투과시킨 경우에는 3mm 까지만 lesion이 형성되었고, 이에 비해 HIFU로 lesion이 생성되지 않는 범위 내에서 조직의 온도를 상승시킨 경우에는 7~8mm 부근까지 투과하여 lesion이 형성되고 있음을 알 수 있다. 또한, HIFU 와 레이저 에너지를 동시에 인가한 경우에도 6~7mm 부근까지 투과하여 lesion이 형성된 것을 확인할 수 있다.
- [0077] 이상에서, 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성 요소들이 하나로 결합하거나 결합하여 동작하는 것으로 설명되었다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다. 즉, 본 발명의 목적 범위 내라면, 그 모든 구성 요소들이 하나 이상으로 선택적으로 결합하여 동작할 수도 있다. 또한, 그 모든 구성 요소들이 각각 하나의 독립적인 하드웨어로 구현될 수 있지만, 각 구성 요소들의 그 일부 또는 전부가 선택적으로 조합되어 하나 또는 복수 개의 하드웨어에서 조합된 일부 또는 전부의 기능을 수행하는 프로그램 모듈을 갖는 컴퓨터 프로그램으로서 구현될 수도 있다. 그 컴퓨터 프로그램을 구성하는 코드들 및 코드 세그먼트들은 본 발명의 기술 분야의 당업자에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다. 이러한 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터가 읽을 수 있는 저장매체(Computer Readable Media)에 저장되어 컴퓨터에 의하여 읽혀지고 실행됨으로써, 본 발명의 실시예를 구현할 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 저장매체로서는 자기 기록매체, 광 기록매체, 캐리어 웨이브 매체 등이 포함될 수 있다.
- [0078] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

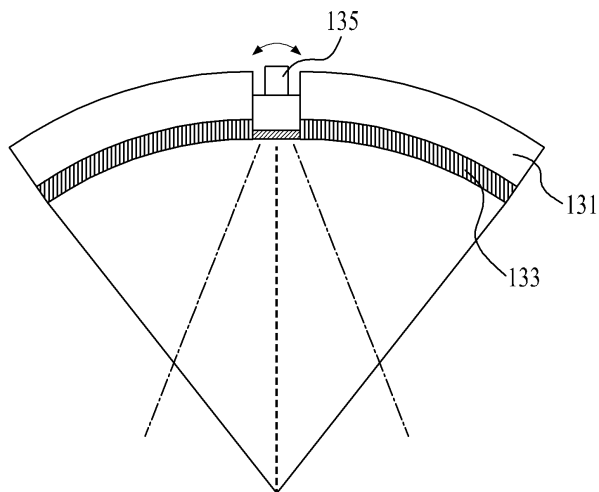
도면1



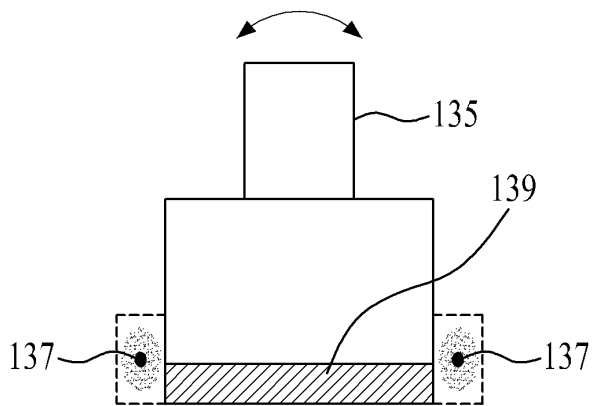
도면2



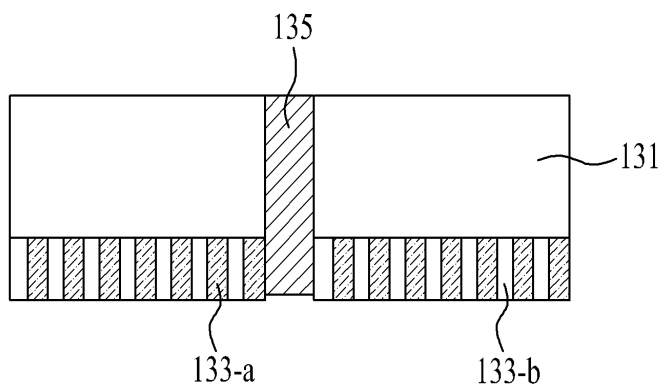
도면3



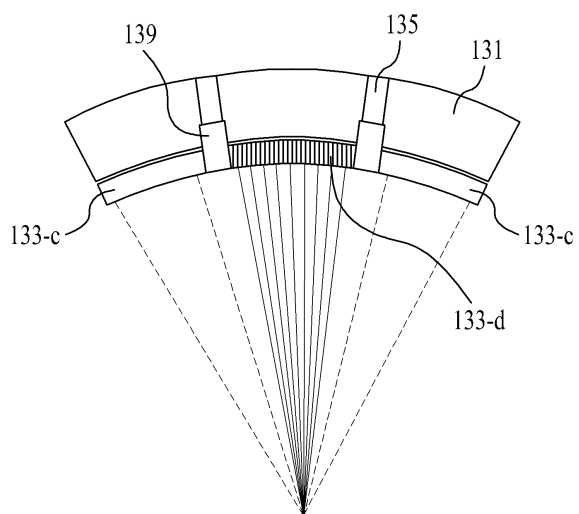
도면4



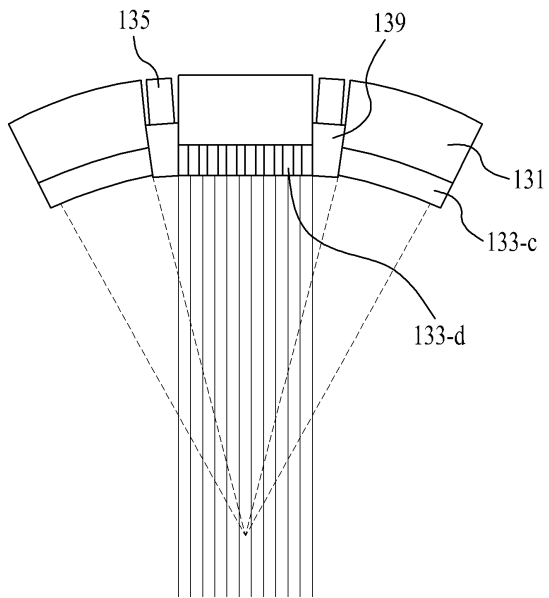
도면5



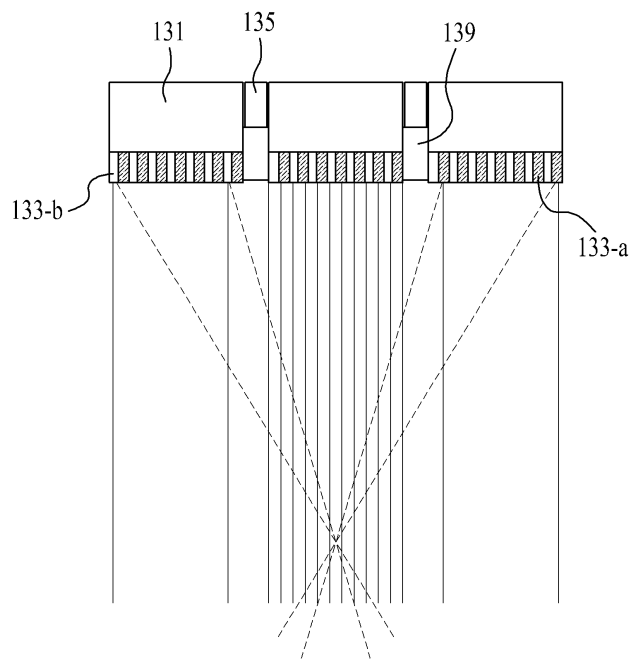
도면6



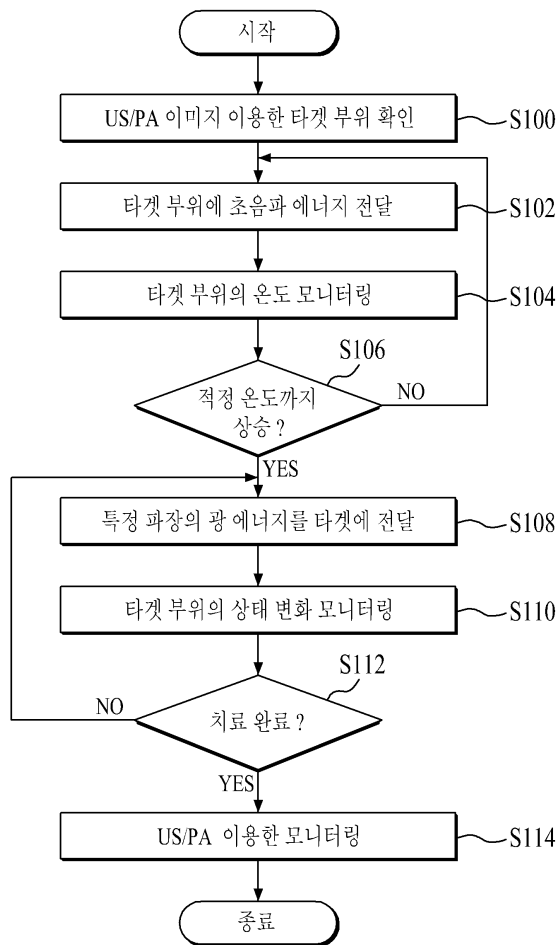
도면7



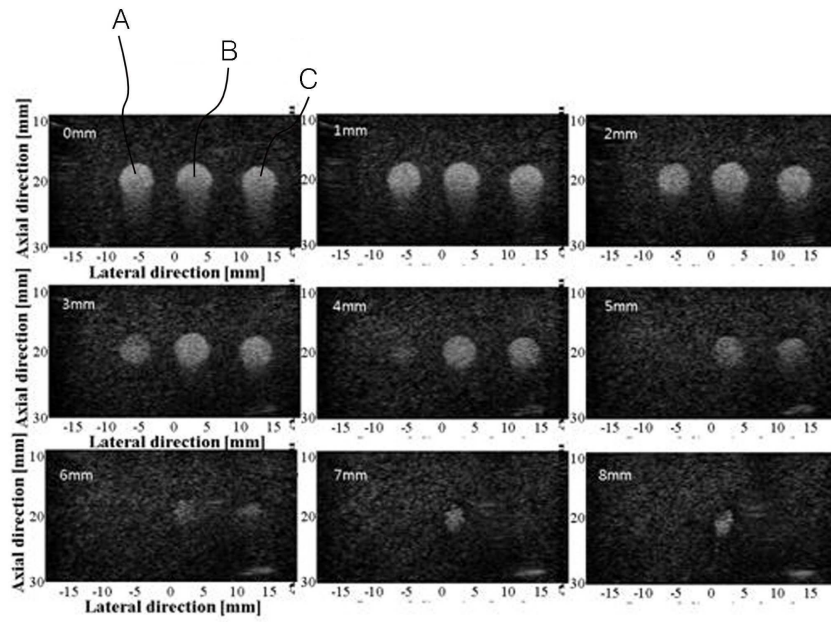
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	标题：用于增加激光穿透深度的换能器，融合治疗设备和方法		
公开(公告)号	KR101480337B1	公开(公告)日	2015-01-08
申请号	KR1020130099677	申请日	2013-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	CHANG JIN HO 장진호 KIM HEA MIN 김혜민 YOO YANG MO 유양모 SONG TAI KYONG 송태경		
发明人	장진호 김혜민 유양모 송태경		
IPC分类号	A61N7/02 A61N5/067 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/01 A61B8/4483 A61B18/203 A61B2018/00452 A61N5/0616 A61N7/02 A61N2005/0626 A61N2005/067 A61N2007/0052 A61N2007/0056		
代理人(译)	WAN JANG SOO		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种融合治疗装置，其中集成了高强度聚焦超声（HIFU）和激光。该融合治疗装置包括：超声换能器，用于利用高强度聚焦超声照射受影响区域，以将受影响区域的温度升高到确定的温度；激光照射单元，用于通过激光照射患处来治疗病变组织。因此，融合治疗装置将超声波和激光耦合以放大治疗的杀伤效果并改善激光的渗透性，从而可以进行有效的皮肤损伤治疗。

