



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0004466
(43) 공개일자 2020년01월13일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/02 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
A61B 18/04 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61N 7/02 (2013.01)
A61B 18/04 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2020-7000093(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2011년08월02일
심사청구일자 없음
- (62) 원출원 특허 10-2019-7001098
원출원일자(국제) 2011년08월02일
심사청구일자 2019년02월11일
- (85) 번역문제출일자 2020년01월02일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/001362
- (87) 국제공개번호 WO 2012/018386
국제공개일자 2012년02월09일
- (30) 우선권주장
61/369,782 2010년08월02일 미국(US)
(뒷면에 계속)
- (71) 출원인
가이드드 테라피 시스템스, 엘.엘.씨.
미국, 아리조나 85202-1150, 메사, 사우쓰 시커모어 스트리트 33
- (72) 발명자
슬래이튼, 미셸, 에이치.
미국, 아리조나 85283, 템프, 이스트 웰러스 웨이 1323
바쓰, 피터, 지.
미국, 아리조나 85048, 피닉스, 사우쓰 30 스트리트 15002
- (74) 대리인
특허법인이지

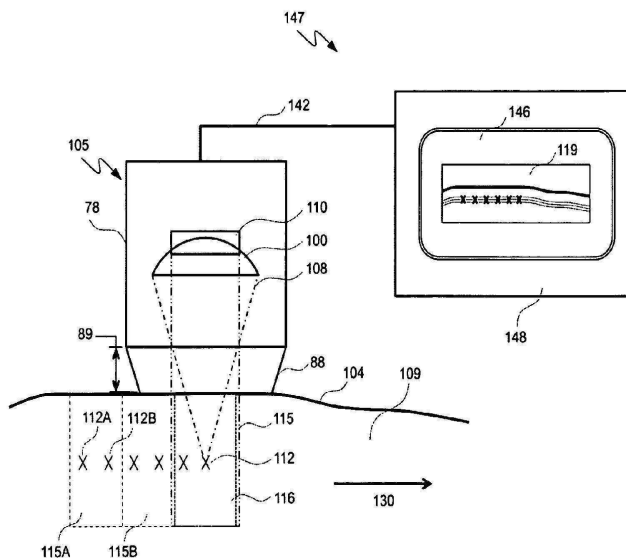
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 치료 시스템 및 방법**

(57) 요약

확대된 시계 치료를 위한 방법의 다양한 실시예들이 제공된다. 방법은, 치료 영역을 영상화하는 단계, 지향성 초음파 에너지로 치료 영역을 타게팅하는 단계, 상기 치료 영역을 모니터링하는 단계, 확대된 시계의 영상화, 치료 및 모니터링 영역을 생성하기 위해 영상화 또는 위치 감지를 통해 하나 이상의 이전 치료 영역들과 공간적으로 상관시키면서 상기 치료 영역을 이동시키는 단계, 상기 확대된 시계 치료를 계속하는 단계, 및 상기 확대된 시계 치료 영역에서 적어도 하나의 초음파 유발 생물학적 효과를 달성하는 단계를 포함한다

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/08 (2013.01)
A61B 2018/00452 (2013.01)
A61N 2007/0034 (2013.01)
A61N 2007/0052 (2013.01)
A61N 2007/0091 (2013.01)

(30) 우선권주장

61/369,806	2010년08월02일	미국(US)
61/370,095	2010년08월02일	미국(US)
61/369,793	2010년08월02일	미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 치료 방법에 있어서, 상기 방법은,

치료 영역을 영상화하는 단계;

지향성 초음파 에너지로 치료 영역을 타게팅하는(targeting) 단계;

상기 치료 영역을 모니터링하는 단계;

확대된 시계의 영상화, 치료 및 모니터링 영역을 생성하기 위해 영상화 또는 위치 감지를 통해 하나 이상의 이전 치료 영역들과 공간적으로 상관시키면서 상기 치료 영역을 이동시키는 단계;

상기 확대된 시계 치료를 계속하는 단계; 및

상기 확대된 시계 치료 영역에서 적어도 하나의 초음파 유발 생물학적 효과를 달성하는 단계를 포함하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 치료 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 집속형 초음파 기술은 다른 에너지 기반 치료 양식에 비교하여 엄청난 포텐셜을 갖는다. 초음파 에너지가 고도 제어된(highly controlled) 공간 분포의 정확한 깊이로 조직에 깊게 침투될 수 있다. 그러나, 준밀리미터 또는 밀리미터 크기의 치료 영역들이, 큰 부피를 치료하고, 영상화하고, 모니터링하거나 복수개의 병변으로 구성된 분류 치료 영역들을 산출하기 위해 스캐닝되어야 한다는 한가지 문제점이 있다. 이를 해결하기 위한 시도로서 모터작동 및/또는 전자적 스캐닝 치료 기구들이 있다. 그러나, 이러한 방법 및 시스템들은 유연성에 한계가 있고, 치료 영역뿐만 아니라 영상화 및 모니터링을 위한 영역의 스캐닝 볼륨에 대한 커버리지에도 한계가 있다. 또한, 이러한 방법들은 자기 공명 영상(MRI) 가이드형 초음파 치료 시스템과 같이 환자가 계속적으로 이동되거나, 대안적으로는 기구의 위치를 조정하여야 함에 따라, 유연성 및 정확성에 한계가 있다. 예를 들어, 팔, 다리, 손가락, 발 등과 같이 필연적으로 원통형이거나 곡선의 객체 주변을 치료기구가 고정된 깊이에서 선형으로 치료하고 스캐닝된다면, 고정된 깊이의 병변들은 치료 표면의 오목 또는 볼록 곡률 및 처리 깊이에 따라 좀더 밀접하게 되거나 함께 있거나 심지어 중첩될 수도 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 따라서, 치료의 정확도 및 유연성을 향상시킨 초음파 치료를 제공하는 정밀화된 시스템 및 방법이 요구된다.

과제의 해결 수단

[0004] 초음파 치료를 시스템 및 방법의 다양한 실시예들이 제공된다. 이에 따라, 초음파 치료는 연조직 손상 및 정형외과적 섬유성 연조직 기술(orthopedic fibrous soft tissue surgical procedures)을 위한 방법을 포함할 수 있다. 초음파 에너지는 구형으로(spherically), 원통형으로 또는 다른 방식으로 집속되거나, 비집속되거나 흐리게 집속되며 조직에 인가되어 생물학적 효과 및/또는 치료 효과를 달성할 수 있다.

[0005] 다양한 실시예로서, 확장된 시계(field of view) 치료 시스템이 제공된다. 시스템은 휴대용 프로브와 휴대용 프로브와 통신하는 제어기를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 프로브는 치료 트랜스듀서, 영상화 트랜스듀서

또는 영상화/치료 트랜스듀서를 포함하거나 트랜스듀서에 결합되는 하우징, 위치 센서, 통신 인터페이스 및 재충전형 전력공급부를 포함할 수 있다.

[0006] 다양한 실시예로서, 확장된 시계 치료 방법이 제공된다. 방법은 영역을 영상화하는 단계, 지향성 초음파 에너지로 영역을 타게팅(targeting)하는 단계, 상기 영역을 모니터링하는 단계, 영상화 및/또는 위치 감지를 통해 하나 이상의 이전 영역들과 공간적으로 상호연결시키면서, 영상화, 처리 및 모니터링하는 영역을 이동시키는 단계, 확장된 시계 치료를 계속하는 단계 및 확장된 시계 치료 영역에 초음파에 의해 유발된 생물학적 효과를 달성하는 단계를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0008] 본 발명은 하기 설명 및 첨부된 도면에 의해 좀더 완전하게 이해될 수 있다.

- 도 1은 다양한 실시예에 따른 치료 시스템을 도시한다.
- 도 2는 다양한 실시예에 따른 치료 시스템을 도시한다.
- 도 3은 다양한 실시예에 따른 트랜스듀서 배열을 도시한다.
- 도 4는 다양한 실시예에 따른 변환소자의 구성을 도시한다.
- 도 5는 다양한 실시예에 따른 변환소자의 구성을 도시한다.
- 도 6은 다양한 실시예에 따라, 병변의 다차원 배열을 생성하는 방법을 도시한다.
- 도 7은 다양한 실시예에 따라, 병변의 선형 배열(linear array)을 생성하는 방법을 도시한다.
- 도 8은 다양한 실시예에 따른 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 9은 다양한 실시예에 따른 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 10은 다양한 실시예에 따른 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 11은 다양한 실시예에 따른 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 12는 다양한 실시예에 따른 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 13은 다양한 실시예에 따라 복수개의 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브를 도시한다.
- 도 14는 다양한 실시예에 따라, 병변의 선형 배열을 생성하는 방법을 도시한다.
- 도 15는 다양한 실시예에 따른 치료 시스템을 도시한다.
- 도 16은 다양한 실시예에 따른 휴대용 치료 시스템을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0009] 이하의 설명은 사실상 예시적인 것에 불과하며 다양한 실시예, 이들의 응용 또는 사용을 제한하려는 의도는 아니다. 본 명세서에 기재된 문구 A,B 및 C중 적어도 하나는 비-배타적 논리합인 또는을 이용하여 논리 (A 또는 B 또는 C)로 해석되어야 한다. 명세서 기재내용중 A, B 및/또는 C는 (A, B 및 C) 로 해석되거나, 대안적으로, 비-배타적 논리합인 또는을 이용하여 논리 (A 또는 B 또는 C)로 해석되어야 한다. 방법의 단계들은 본 발명의 원리를 변경하지 않고서도 상이한 순서로 실행될 수 있음을 이해할 것이다.

[0010] 도면은 선택적인 실시예들을 예시적으로 설명하기 위한 목적으로서, 모든 가능한 구현예를 도시한 것은 아니며, 본 발명의 다양한 실시예 또는 이들의 균등물 범위를 제한하려는 의도는 아니다. 도면은 일정 크기로 조정되어 도시된 것은 아니다. 명확성을 위해, 도면에서 유사한 요소들을 식별하기 위해 동일한 도면 부호가 이용될 것이다.

[0011] 본 명세서에서 다양한 실시예들은 다양한 기능적 요소 및 단계 측면에서 설명될 수 있다. 이러한 구성요소들 및 단계들은 특정 기능을 수행하기 위해 구성된 임의 개수의 하드웨어 요소들에 의해 구현가능함을 이해할 수 있을 것이다. 예를 들어, 다양한 실시예들은 다양한 치료 장치, 시작적 영상화 및 디스플레이 장치, 이력 단말 등, 하나 이상의 제어 시스템 또는 다른 제어 장치들의 제어하에 다양한 기능을 수행할 수 있는 다양한 장치들

을 채용할 수 있다. 또한, 실시예들은 다양한 범위의 의학적 상황에서 실시될 수 있으며, 본 명세서에서 설명되는 정확한 조직 치료를 위한 방법 및 시스템에 관련된 다양한 실시예들은 본 발명의 응용을 예시하기 위한 것에 불과하다. 예를 들어, 여기서 설명되는 원칙, 특징 및 방법들은 다양한 응용에 적용가능하다. 또한, 다양한 실시예들의 다양한 특징들은 미용 관련 가전제품들에도 적합하게 적용될 수 있다. 더욱이, 일부 실시예들은 피부 및/또는 다양한 피하 조직층의 미용 향상에 이용될 수 있다.

- [0012] 다양한 실시예들은 초음파 치료 방법을 제공한다. 방법은, 치료 영역을 영상화하는 단계, 방향성 초음파 에너지로 치료 영역을 타게팅하는 단계, 치료 영역을 모니터링하는 단계, 영상화 또는 위치 감지를 통해 하나 이상의 이전 치료 영역들과 공간적으로 상관시키면서 상기 치료 영역을 이동시켜 확장된 시계의 영상화, 치료 및 모니터링 영역을 생성하는 단계, 상기 확장된 시계 치료를 계속하는 단계, 및 상기 확장된 시계의 치료 영역에서 적어도 하나의 초음파로 인한 생물학적 효과를 달성하는 단계를 포함한다.
- [0013] 일실시예에서, 방법은 초음파 영상화 단계를 포함할 수 있다. 일실시예에서, 상기 방법은 구형으로 집속되거나, 원통형으로 집속되거나, 다중 집속되거나, 비집속되거나 흐리게 집속되는 초음파 에너지를 제어하여 치료 또는 시술 결과를 산출한다. 일실시예에서, 방법은 영상 상관화 단계를 포함할 수 있다. 일실시예에서, 위치 센서 데이터를 포함할 수 있다. 일실시예에서, 방법은 확장된 시계의 영상화, 치료 또는 모니터링 영역으로부터의 정보에 근거하여 지향성 초음파 에너지를 이용하여 치료 영역을 동적으로 타게팅하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0014] 일실시예에서, 방법은 치료 영역에 또는 그 인접 영역에 지향성 초음파 에너지를 이용하여 열적 또는 기계적으로 생성된 초음파 생물학적 효과를 생성하는 단계를 포함할 수 있으며, 가열, 응고(coagulation), 어블레이션(ablation), 캐비테이션(cavitation), 스트리밍(streaming), 방사력, 관류증가(increased perfusion), 염증, 열충격단백질 생성 및 치유 연쇄반응(healing cascade) 개시 효과를 포함한다. 일실시예에서, 방법은 비-편평 표면을 갖는 치료 영역을 타게팅하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 다양한 실시예들은 초음파 치료 시스템을 제공한다. 시스템은, 휴대용 프로브를 포함하고, 휴대용 프로브는 하우징을 구비하며, 하우징은, 지향성 초음파 에너지를 전달하기 위해 구성된 초음파 트랜스듀서, 치료 영역 및 주변 조직의 모니터링 영상을 포함하는 초음파 영상을 생성할 수 있도록 구성된 초음파 트랜스듀서, 시간에 따른 하우징의 위치를 전달하도록 구성된 위치 센서, 유선 또는 무선 통신을 위해 구성된 통신 인터페이스 및 통신 인터페이스와 통신하며 영상들을 생성 및 상관시키고, 위치 데이터를 처리하고, 확대된 시계의 영상화, 치료 및 모니터링 영역을 생성하고, 확대된 시계 치료 영역에 지향성 초음파 에너지 전달을 제어하여 적어도 하나의 초음파로 인한 생물학적 효과를 달성하도록 구성된 제어부를 포함하거나 이들 구성요소에 결합된다.
- [0016] 일실시예에서, 시스템은 충전형 배터리를 포함하는 휴대용 하우징을 포함할 수 있다. 일실시예에서, 시스템은 스위치 및 디스플레이를 구비한 휴대용 하우징을 포함할 수 있다. 일실시예에서, 위치 센서는 광 레이저, 도플러 레이저 또는 자기 위치 센서이다. 일실시예에서, 지향성 초음파 에너지를 전달하기 위해 구성된 초음파 트랜스듀서는, 1개 이상의 요소들로 이루어진 집속형, 다중 집속형, 비집속형(unfocused) 또는 무집속형(defocused) 배열이다.
- [0017] 일실시예에서, 시스템은 확장된 시계 영상, 확장된 시계 치료맵 또는 확장된 시계 모니터링 영상을 디스플레이 하도록 구성된 디스플레이를 포함할 수 있다.
- [0018] 다양한 실시예에서, 치료는 치료 영역 및 이의 인접 영역에 열적으로 또는 기계적으로 유발된 초음파 생물학적 효과로 인한 바람직한 생물학적 효과를 포함할 수 있으며, 이에 제한되는 것은 아니다. 이는, 무엇보다도 가열, 응고(coagulation), 제거(ablation), 캐비테이션(cavitation), 스트리밍(streaming), 방사력, 관류증가(increased perfusion), 염증, 열충격단백질 생성 및 치유 연쇄반응(healing cascade) 개시 효과를 포함한다.
- [0019] 다양한 실시예에서, 치료는 관심영역(region of interest: ROI)에서 치료 효과를 산출한다. 치료 효과는 피하 조직층의 일부를 지지하고 바로잡는 것일 수 있다. 치료 효과는 열충격단백질량을 자극하거나 증가시키는 것일 수 있다. 이러한 치료 효과는 백혈구들이 ROI의 피하조직층 부분에 대한 치유를 촉진하도록 하는 것일 수 있다. 치료 효과는 상처 부위의 고통을 감소시키기 위해 ROI의 일부분에서 염증을 절정화하는 것일 수 있다. 치료 효과는 상처 부위에서 치유 연쇄반응을 재개하거나 증가시키기 위해 병변을 생성하는 것일 수 있다. 치료 효과는 상처 부위에 혈류를 증가시키는 것일 수 있다. 이러한 치료 효과는 어블레이티브(ablative) 초음파 에너지를 요하지 않을 것이다. 치료 효과는 콜라겐 성장을 촉진하는 것일 수 있다. 치료 효과는 고통을 경감시키는 것일 수 있다. 치료 효과는 사이토카인 분리(liberation of cytokines)을 통해 상처 치유 반응을 증가시킬 수 있다.

고 힘줄 및 근육 자체의 전향적 변화를 생성하여, 힘줄 상처에 대응하는 염증 반응을 감소시키고 주변 조직 부종을 제한하는데 도움을 줄 수 있다.

[0020] 치료 효과는 피하 조직층의 상처를 치유하는 것일 수 있다. 치료 효과는 조합될 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제와 시너지효과를 낼 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제의 전달을 개선시킬 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제량을 증가시킬 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제를 자극하는 것일 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제의 개시가 될 수 있다. 치료 효과는 ROI에 부여되는 치료제의 상승 작용일 수 있다.

[0021] 치료 효과는 초음파 에너지에 의해 개시되거나 활성화되는 생물학적 효과에 의해 산출될 수 있다. 생물학적 효과는 열충격 단백질량을 활성화시키거나 증가시키는 것일 수 있다. 이러한 생물학적 효과는 백혈구가 조직층 부분을 치유하는 것을 촉진시킬 수 있다. 생물학적 효과는 상처 부위에서 상처의 치유 연쇄반응을 개시하거나 증가시키는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 상처 부위에 혈류를 증가시키는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 상처 부위에 콜라겐 성장을 촉진하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 사이토카인 분리를 증가시키거나 조직층 부분의 전향적 변화를 산출할 수 있다. 생물학적 효과는 조직층의 부분에 염증을 절정화할 수 있다. 생물학적 효과는 조직층의 일부에 적어도 부분적으로 콜라겐을 감소시킬 수 있다. 생물학적 효과는 ROI의 단백질을 변형시키는 것일 수 있다.

[0022] 생물학적 효과는 조직층 부분에서 즉각적이거나 지체되는 세포사(아포토시스, apoptosis)를 생성하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층부분에서 콜라겐을 리모델링하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 생화학적 연쇄반응의 중단 또는 변경일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 새로운 콜라겐을 산출하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 세포 성장을 자극하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서의 신생혈관생성(angiogenesis)일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서의 세포 투과성 반응일 수 있다.

[0023] 생물학적 효과는 조직층 부분에 치료제 전달을 개선시키는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 치료제량을 증가시키는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 치료제를 활성화시키는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 치료제를 개시하는 것일 수 있다. 생물학적 효과는 조직층 부분에서 치료제의 강화 작용일 수 있다.

[0024] 도 1을 참조하면, 다양한 실시예에 따른, 확장된 시계 치료 시스템(147)이 도시되어 있다. 초음파 프로브(105)가 인터페이스(142)를 통해 치료 제어기(148)와 통신한다. 인터페이스(142)는 유선 접속, 무선 접속 또는 이들의 조합 형태일 수 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 테라피 트랜스듀서 배열(100) 및 영상화 트랜스듀서 배열(110)을 포함한다. 다양한 실시예에서, 테라피 트랜스듀서 배열(100)은 적어도 하나의 변환소자를 포함하는 트랜스듀서 배열이다. 다양한 실시예에서, 영상화 트랜스듀서 배열(110)은 적어도 하나의 활성화된 영상화 변환소자를 포함하는 트랜스듀서 배열이다.

[0025] 초음파 프로브(105)는 차폐물(78)을 포함할 수 있는데, 차폐물(78)은 테라피 트랜스듀서 배열(100) 및 영상화 트랜스듀서 배열(110)을 포함할 수 있다. 일실시예에서, 차폐물(78)은 오퍼레이터의 손에서 사용되는 동안 편안함 및 제어를 위해 설계된다. 차폐물(78)은 또한 다양한 전자회로, EEPROM, 스위치, 인터페이스 접속부, 이동 메커니즘, 음향 결합 수단, 냉각 수단, 열 모니터링 및/또는 프로그램을 저장하기 위한 메모리를 포함할 수 있다.

[0026] 초음파 프로브(105)는 팁(88)을 포함할 수 있다. 팁(88)은 차폐물(78)에 결합될 수 있다. 일실시예에서, 팁(88)은 일회용이며, 예를 들어, EEPROM이 팁(88)이 이미 사용된 것인지 판단하고 이전 사용 여부에 따라 재사용 여부를 판단할 수 있다. 일부 실시예에서, 팁(88)은 높이(89)를 통해 피하 조직(109)로 침투되는 치료 초음파 에너지(108)의 깊이를 제어할 수 있다. 일부 실시예에서, 복수개의 팁(88) 각각이 상이한 높이를 구비하여 피하 조직(109)의 여러 깊이로 치료 초음파 에너지(108)를 조사하는데 이용될 수 있다.

[0027] 초음파 프로브(105)는 표피(104)에 결합되어 피하 조직(109)을 영상화, 처리 및 모니터링할 수 있다. 피하 조직(109)은 표피(104) 아래의 조직일 수 있다. 예를 들어, 피하 조직(109)은, 상피층, 진피층, 지방층, 셀룰라이트, SMAS, 분비샘, 머리카락 부분, 결합조직, 근육, 힘줄, 연골 또는 장기 또는 이들의 조합일 수 있으며, 이에 국한되지 않는다. 다양한 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)는 치료 트랜스듀서 배열(100)에 의해 방출되어 피하 조직(109)에 적어도 하나의 치료 구역(112)을 생성한다. 다양한 실시예에서, 영상 초음파 에너지는 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 치료 트랜스듀서 어레이(100)중 적어도 하나에 의해 방출되고 수신되어 피하

조직(109)에 치료 모니터링 영역(116)을 생성한다. 일실시예에서, 영상 초음파와 에너지는 영상화 트랜스듀서 배열(110)에 의해 방출되고 수신되어 피하 조직(109)에 영상화 영역(115)을 생성한다. 다양한 실시예에서, 모니터링 영역(116)은 초음파 영상화 영역(115)의 특수화된 신호 처리 버전일 수 있으며, 명확히 언급되지 않더라도, 모니터링 영역(116)은 본 명세서에서 영상화 영역(115)을 참조하는 것으로 함축적으로 쓰일 수 있다.

[0028] 다른 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 표피(104)에 반대되는 장기와 같은 다른 조직 표면에 결합되어, 장기와 같은 피하 조직(109)을 영상화, 치료 및 모니터링한다. 예를 들어, 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 치료 트랜스듀서 어레이(100)은, 환자의 신체에 최소한의 침입으로 삽입될 수 있는 내시경 도구, 복강경 도구 또는 관절경 도구와 같은 도구에 통합되거나 부착될 수 있다.

[0029] 다양한 실시예에서, 초음파(105)는 손 또는 기계에 의해 방향(130)으로 이동하여 영상화 영역(115)의 공간 시퀀스, 즉, 영상 시퀀스(115A, 115B, ..., 115n) 및 모니터링 영역(116)의 공간 시퀀스, 즉, 모니터링 시퀀스(116A, 116B, ..., 116n 등)를 형성할 수 있다. 영상 시퀀스(115A, 115B, ..., 115n 등)의 중첩 영상들은 영상 처리 기술을 통해 치료 시스템에서 확장된 영상(119)으로 결합되어 디스플레이(146)상에 렌더링된다. 영상 시퀀스(115A, 115B, ..., 115n 등)는 실시간 위치 정보를 제공하여, 초음파 프로브(105)가 이동할 때(130), 치료 시스템이 개시되어 치료 영역(112), 즉, 치료 시퀀스 (112A, 112B, ..., 112n 등)를 생성할 수 있도록 한다. 확장된 시계 치료 시퀀스는 복수 개, 크기, 깊이, 유형 등의 바람직한 배치의 치료 병변을 구성할 수 있다. 또한, 모니터링 시퀀스(116A, 116B, ..., 116n 등)는, 확대된 영상(119)에 유사하게, 인접하여, 겹치게, 확대된 모니터링 영상(121)으로 결합되어 치료 피드백 및/또는 디스플레이로 사용될 수 있다. 확대된 모니터링 영상(121)은 확대된 영상(119)의 특수화된 신호 처리 버전일 수 있으며, 명확히 언급되지 않더라도, 확대된 모니터링 영상(121)은 본 명세서에서 확대된 영상(119)을 참조하는 것으로 함축적으로 쓰일 수 있다. 확대된 시계 치료 시퀀스 깊이 및 위치 정보는 확대된 영상(119)의 맨위에 겹쳐 보일 수 있으며 디스플레이(146)상에 도시될 수 있다. 확대된 영상(119), 확대된 치료맵(150), 확대된 치료 시퀀스(112) 및 확대된 모니터링 영상은 2D, 3D, 또는 4D일 수 있다. 다양한 실시예에서, 확대된 영상(119)은, 사람 피부, 부속지 및 조직을 매우 가깝게 표현하는 표면들, 오목, 볼록, 타원형, 원형, 완전 원형의 기타 신체 회전 부위의 표면을 스캐닝하는 동안, 복수의 병변(25, 예를 들어, 균등간격의 복수의 병변)을 동적으로, 정확하고 정밀하게 배치하기 위한 정보를 제공한다.

[0030] 치료 초음파 에너지(108)는, 조직 온도가 적어도 430°C, 또는 430°C에서 1000°C, 또는 500°C에서 900°C 또는 550°C에서 750°C, 또는 500°C에서 650°C, 또는 600°C에서 680°C 범위의 온도로 상승되는 조직층에 치료 구역(112)을 생성한다.

[0031] 다양한 실시예에서, 섬유성 연조직층을 어블레이팅(ablating)하기 위한 초음파 에너지 레벨은 어블레이티브(ablative) 병변을 생성하기 위해 약 0.1 주울에서 약 500 주울 범위이다. 그러나, 치료 초음파 에너지(108) 레벨은 약 0.1 주울에서 약 100 주울 범위, 약 1 주울에서 약 50 주울 범위, 약 0.1 주울에서 약 10 주울 범위, 약 50 주울에서 약 100 주울 범위, 약 100 주울에서 약 500 주울 범위, 또는 약 50 주울에서 약 250 주울 범위에 있다.

[0032] 또한, 병변을 생성하기 위해 이러한 레벨에서 초음파 에너지가 인가되는 시간은 대략 1밀리초에서 수분까지 다양하다. 그러나, 범위는 약 1 밀리초에서 5분, 약 1 밀리초에서 약 1분, 약 1 밀리초에서 30초, 약 1 밀리초에서 약 10초, 약 1밀리초에서 약 1초, 약 1밀리초에서 약 0.1초, 약 0.1초에서 약 10초, 약 0.1초에서 약 1초, 약 1밀리초에서 약 200 밀리초, 또는 약 1밀리초에서 약 0.5 초일 수 있다.

[0033] 초음파 에너지의 주파수는 약 0.1 MHz에서 약 100 MHz, 0.1 MHz에서 약 50 MHz, 1 MHz에서 약 50 MHz, 0.1 MHz에서 약 30 MHz, 약 10 MHz에서 약 30 MHz, 약 0.1 MHz에서 약 20 MHz, 약 1 MHz에서 약 20 MHz, 또는 약 20 MHz에서 약 30 MHz일 수 있다.

[0034] 초음파 에너지의 주파수는 약 0.1 MHz에서 약 50 MHz, 0.1 MHz에서 약 30 MHz, 10 MHz에서 약 30 MHz, 0.1 MHz에서 약 20 MHz, 약 20 MHz에서 약 30 MHz, 약 5 MHz에서 약 15 MHz, 약 2 MHz에서 약 12 MHz, 또는 약 3 MHz에서 약 7 MHz일 수 있다.

[0035] 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 0mm 에서 약 150 mm, 약 0mm 에서 약 100 mm, 약 0mm 에서 약 50 mm, 약 0mm 에서 약 30 mm, 약 0mm 에서 약 20 mm, 약 0mm 에서 약 10 mm, 또는 약 0mm 에서 약 5 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 5mm 에서 약 150 mm, 약 5mm 에서 약 100 mm, 약 5mm 에서 약 50 mm, 약 5mm 에서 약 30 mm, 약 5mm 에서 약 20 mm, 또는 약 5mm 에서 약 10 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 에너지

는 약 10mm 에서 약 150 mm, 약 10mm 에서 약 100 mm, 약 10mm 에서 약 50 mm, 약 10mm 에서 약 30 mm, 약 10mm 에서 약 20 mm, 또는 약 0mm 에서 약 10 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다.

[0036] 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 20mm 에서 약 150 mm, 약 20mm 에서 약 100 mm, 약 20mm 에서 약 50 mm, 또는 약 20mm 에서 약 30 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 30mm 에서 약 150 mm, 약 30mm 에서 약 100 mm 또는 약 30mm 에서 약 50 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 50mm 에서 약 150 mm 또는 약 50mm 에서 약 100 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 에너지는 약 20mm 에서 약 60 mm, 약 40mm 에서 약 80 mm, 약 10mm 에서 약 40 mm, 약 5mm 에서 약 40 mm, 약 0mm 에서 약 40 mm, 약 10mm 에서 약 30 mm, 약 5mm 에서 약 30 mm, 또는 약 0mm 에서 약 30 mm의 범위에 있는 표피 아래 깊이 또는 그 밑으로 방출될 수 있다.

[0037] 다양한 실시예에서, 초음파 에너지를 수신하는 조직 온도는 약 30℃에서 약 100 ℃, 약 43℃에서 약 60℃, 약 50℃에서 약 70℃, 약 30℃에서 약 50 ℃, 약 43℃에서 약 100 ℃, 약 33℃에서 약 100℃, 약 30℃에서 약 65 ℃, 약 33℃에서 약 70 ℃ 또는 다양한 범위일 수 있다. 대안적으로, 피하층의 목표점 상부 층들 및 목표 피부 표면은 조직의 본래 상태보다 약 10 ℃에서 약 15℃ 가열된다.

[0038] 다양한 실시예에서, 치료 트랜스듀서 어레이(100)는 치료를 돕기 위한 1개 이상의 변환 소자(125)를 포함할 수 있다. 변환 소자(125)는, 티탄산 지르콘산 연(lead zirconate titanate: PZT)와 같은 압전성 활성 물질, 또는 니오브산 리튬(lithium niobate), 티탄산 납(lead titanate), 티탄산 바륨(barium titanate) 및/또는 메타니오비움산 납(lead metaniobate), 압전 세라믹, 크리스탈, 플라스틱, 및/또는 합성물질 등 및 이에 제한되지 않은 기타 압전성 활성 물질을 포함할 수 있다. 압전성 활성 물질에 부가하여 또는 이 대신에, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 방출선 및/또는 음향 에너지를 생성하기 위해 구성된 다른 물질을 포함할 수 있다. 치료 트랜스듀서 배열(100)은, 압전성 활성 물질에 결합되는 것처럼, 변환 소자(125)와 함께 구성되는 하나 이상의 매칭 및/또는 백킹(backing)층을 또한 포함할 수 있다. 치료 트랜스듀서 배열(100)은 변환 소자(125)와 함께 하나 또는 복수의 댐핑(damping) 소자들로 또한 구성될 수 있다.

[0039] 또한, 일부 실시예에서, 예를 들면, 액체 충전 렌즈와 같은 가변 초점 렌즈 또는 다양한 기계적 렌즈가 에너지 필드를 집속하거나 비집속하기 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 하나 이상의 변환 소자(125)와 결합된 전자적 집속 어레이로 또한 구성되어 피하 조직(109)의 관심 영역(ROI)을 치료하는데 유연성 증가를 용이하게 할 수 있다. 배열은 치료 트랜스듀서 배열(100)과 유사한 방식으로 구성될 수 있다. 즉, 배열은 가변하는 전자적 시간 지연을 통한 위상 변이에 의해 작동될 수 있는 전자적 개구 배열로 구성될 수 있다. 이에 따라, 배열의 전자적 개구는 전자적 시간 지연에 의한 위상 변이에 대응하는 방식으로 에너지를 산출 및/또는 전달하기 위해 조작, 구동, 이용 및 구성될 수 있다. 예를 들어, 이러한 위상 변이는, 비집속형 빔, 평면 빔, 구형 또는 원통형으로 집속되는 집속형 빔, 및/또는 다중 집속형 빔을 전달하기 위해 이용될 수 있으며, 이들 각각은 처리 영역(112)내에 상이한 물리적 효과를 달성하기 위해 조합될 수 있다. 물리적 효과로는 피하 조직(109)내에 기계적으로 열적으로 유발된 초음파 생물학적 효과가 포함될 수 있다.

[0040] 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 음향 에너지 배치의 정확한 공간적 시간적 제어, 즉, 조직과는 무관하게 초음파 프로브(105)를 선정된 시간 및 공간 파라미터 내로 한정시키는 제어를 통해 ROI(115) 내의 연조직의 상승 온도의 공형적(conformal) 분포를 제어가능하게 산출하는 능력을 갖도록 구성된다. 초음파 에너지(108)는 공간 파라미터를 이용하여 ROI(115)내의 연조직내의 상승 온도의 공형적 분포를 산출하도록 제어될 수 있다. 초음파 에너지(120)는 시간 파라미터를 이용하여 ROI(115)내의 연조직내의 상승 온도의 공형적 분포를 산출하도록 제어될 수 있다. 초음파 에너지(120)는 공간 파라미터 및 시간 파라미터의 조합을 이용하여 ROI(115)내의 연조직내의 상승 온도의 공형적 분포를 산출하도록 제어될 수 있다. 일부 실시예에서, 연조직내의 상승 온도의 공형적 분포는 ROI(115)의 상승 온도의 공형적 영역이다.

[0041] 다양한 실시예에서, 상승 온도의 공형적 영역은 ROI(115)에 병변을 생성할 수 있다. 다양한 실시예에서, 상승 온도의 공형적 영역은(25)는 ROI(115)의 부분에 열적 상처를 개시할 수 있다. 다양한 실시예에서, 상승 온도의 공형적 영역은 ROI(115)의 부분에 응고를 개시하거나 자극할 수 있다. 다양한 실시예에서, 상승 온도의 공형적 영역은 ROI(115)의 일련의 마이크로 스코어링(micro scoring)중 하나일 수 있다. 다양한 실시예에서, 상승 온도의 공형적 영역은 제1 초음파 에너지 배치 및 제2 초음파 에너지 배치로 가능하다.

[0042] 상승 온도에 대한 특정 형태의 공형적 영역은, 강도, 깊이 및 집속 유형, 에너지 레벨 및 타이밍 카덴스

(cadence)의 조정을 통해 생성될 수 있다. 예를 들어, 미세한 열적 어블레이션 영역의 정확한 배열을 생성하기 위해 집속형 초음파가 이용될 수 있다. 초음파 에너지(120)는 연조직층 아래 깊숙이 어블레이션 영역 배열을 산출할 수 있다. 초음파 에너지 반사의 변화 검출은 조직상에 원하는 효과를 검출하는데 피드백 제어로 이용될 수 있으며 노출 강도, 시간 및/또는 위치를 제어하는데 이용될 수 있다.

[0043] 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 음향 에너지 배치의 정확한 공간적 시간적 제어, 즉, 조직과는 무관하게 초음파 프로브(105)를 선정된 시간 및 공간 파라미터 내로 한정시키는 제어를 통해 ROI(115) 내의 연조직의 상승 온도의 공형적(conformal) 분포를 제어가능하게 산출하는 능력을 갖도록 구성된다. 초음파 에너지(120)는 공간 파라미터를 이용하여 제어될 수 있다. 초음파 에너지(120)는 시간 파라미터를 이용하여 제어될 수 있다. 초음파 에너지(120)는 공간 파라미터 및 시간 파라미터의 조합을 이용하여 제어될 수 있다.

[0044] 다양한 실시예에 따르면, 제어 시스템 및 초음파 프로브(105)는 초음파 에너지(120)의 분포 방식을 제어함으로써 초음파 에너지(120)의 공간 제어를 위해 구성될 수 있다. 예를 들어, ROI(115)에 고주파를 발생시키는 하나 이상의 트랜스듀서 구성 유형의 선택, ROI(115)에 초음파 에너지(120)를 전달하기 위한 초음파 프로브(105)의 배치 및 위치 선택 (예, ROI(115)로부터의 거리에 변화가 있거나 특정 방향을 갖는 근접한 열적 상처를 생성하기 위해 ROI(115)의 일부 또는 전체를 스캐닝하도록 초음파 프로브(105)를 구성함), 및/또는 다른 환경적 파라미터의 제어(예, 음향 결합 인터페이스에서의 온도 제어 및/또는 조직으로의 초음파 프로브(105) 결합)를 통해 공간적 제어가 실현될 수 있다. 다른 공간적 제어로는, 초음파 프로브(105) 또는 트랜스듀서 어셈블리의 지오메트리 구성, 렌즈, 가변 집속 소자, 가변 집속 렌즈, 격리구조(stand-offs), 초음파 프로브의 이동, 6도 내의 이동, 트랜스듀서 백킹, 매칭층, 트랜스듀서의 변화소자 개수, 전극 개수 또는 이들의 조합을 포함할 수 있으며, 이에 제한되지 않는다.

[0045] 다양한 실시예에서, 제어 시스템 및 초음파 프로브(105)는, 예를 들어, 구동 진폭 레벨, 주파수, 파장 선택(예를 들면, 펄스 유형, 버스트 또는 연속적인 파장) 및 타이밍 시퀀스 및 조직의 열적 어블레이션을 제어하기 위한 기타 에너지 구동 특징 등의 조정 및 최적화를 통해, 시간적 제어를 위해 또한 구성될 수 있다. 다른 시간적 제어로는 에너지의 전출력 에너지 버스트, 버스트 모양, 에너지 버스트 타이밍(예, 펄스 레이트 기간, 연속성, 지연 등), 버스트 주파수 변화, 버스트 진폭, 위상, 아포다이제이션(apodization), 에너지 레벨 또는 이들의 조합을 포함할 수 있으며, 이에 제한되지 않는다.

[0046] 또한, 공간적 및/또는 시간적 제어는, 예를 들어, 다양한 공간 및 시간적 특성을 모니터링함으로써, 개방 루프(open-loop) 및 폐쇄 루프(closed-loop) 피드백 구성을 통해 용이하게 될 수 있다. 그 결과, (예, X, Y 및 Z 도메인 내에서 공간적으로, XY, YZ, XZ 도메인 내에서의 회전축을 따라) 6 자유도 이동(six degrees of motion) 내에서의 음향 에너지 제어가 알맞게 이루어져 다양한 모양, 크기 및 방향을 갖는 상승 온도의 공형적 영역을 생성할 수 있다. 예를 들어, 이와 같은 공간적 및/또는 시간적 제어를 통해, 초음파 프로브(105)는 상승 온도의 영역이 임의의 모양 및 크기를 갖도록 해줄 수 있고 조직이 제어가능하게 가열될 수 있도록 해준다.

[0048] 도 2를 참조하면, 다양한 실시예에 따른 치료 시스템이 도시되어 있다. 초음파 프로브(105)는 인터페이스(142)를 통해 치료 제어기(148)와 통신할 수 있다. 인터페이스(142)는 유선 접속, 무선 접속 또는 이들의 조합일 수 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 위치 센서(107)를 포함한다. 초음파 프로브(105)는 차폐물(78)을 포함하는데, 차폐물(78)이 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 위치 센서(107)를 포함할 수 있다.

[0049] 위치 센서(107)는 초음파 프로브(105)에 통합되거나 초음파 프로브(105)에 부착될 수 있다. 일 실시예에서, 위치 센서(107)는 프로브가 피부 표면(104)을 가로지르는 동안에 시간에 따른 초음파 프로브(105)의 1D, 2D 또는 3D 움직임을 측정하는 광센서일 수 있다. 이러한 위치 센서는 치료 시스템의 위치 정보를 이용하여 치료를 개시함으로써 치료 시퀀스(112A, 112B, 112n)를 직접적으로 제어할 수 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)가 마지막 치료 구역(112)로부터 고정된 또는 선정된 범위에 도달할 때 치료가 개시될 수 있다. 치료 초음파 에너지(107)를 제어하기 위해 움직임 속도가 이용될 수 있다. 예를 들어, 움직임이 너무 빠른 경우, 사용자에게 정보가 제공되어 움직임을 늦추도록 하고/하거나 임계치 내에서 에너지가 동적으로 조정될 수 있다. 또한, 원하는 경우에, 동일한 공간적 위치를 가로지를 때 에너지를 누르기 위해 위치정보가 사용될 수 있다. 이러한 위치 센서(107)는 에너지 전달을 안전하게 제어하고 사용자에게 정보를 제공하도록 초음파 프로브(105)가 피부 표면(104)에 결합되어 있는지를 판단할 수 있다. 위치 센서 데이터 획득은 영상 시퀀스 및 모니터링 시퀀스와 동기화되어 영상 프레임(115A, 115B, 115n 등)을 지오태그(geo-tag)하고 올바른 공간 방향으로 배열하여 확대된

영상(119)을 형성하거나, 디스플레이(146)를 위해, 이와 유사한 확대된 모니터링 영상(121)을 형성할 수 있다.

- [0050] 시간 데이터 대비 확대된 위치는 추적 정보(123)로서 저장될 수 있으며, 확대된 치료 시퀀스((112A, 112B, 112n)와 연결되어, 그래픽 치료 맵(150)으로 렌더링되고 디스플레이(146)에 렌더링될 수 있다. 치료맵(150)은 2D 또는 다차원 데이터로 디스플레이될 수 있으며, 실시간일 수 있다. 다양한 실시예에서, 환형 배열 같은 구형 집속형 치료 배열(100)이 시간 변화 및/또는 위치 변화 방향(130)으로 움직이고, 위치 센서(107)에 의해 캡처되고/되거나 영상(115)에 의해 기록되고, 확대된 영상(119), 확대된 치료맵(150) 및 확대된 모니터링 영상(121)으로 처리된다. 일부 실시예에서, 모든 확대된 영상, 확대된 모니터링 영상, 치료 시퀀스 및 치료 맵은 저장되고 영화, 영상 또는 전자적 레코드로서 재생될 수 있다. 치료맵(150)은 치료가 어디에서 발생하였는지 보여주기 위해 및/또는, 특히, 사용자가 치료 표면을 볼 수 없는 경우에, 사용자가 미치료 영역을 배우는 것을 도와주기 위해 사용될 수 있다. 일실시예에서, 치료 표면 상부에 치료맵을 커버하기 위해 프로젝터가 이용될 수 있거나, 치료맵은 다르게 가시화된 치료 표면의 상부에 겹쳐질 수 있다.
- [0051] 도 1 및 2를 참조하면, 다양한 실시예에 따른 치료 시스템이 도시되어 있다. 다양한 실시예에서, 치료 시스템은 제어기(148), 디스플레이(146), 초음파 프로브(105) 및 초음파 프로브(105)와 제어기(148) 사이의 통신을 위한 인터페이스(142)를 포함한다. 초음파 프로브(105)는 제어기(148)에 의해 제어되고 작동될 수 있으며, 제어기(148)는 초음파 프로브(105)에 의해 획득된 영상을 처리하여 디스플레이(146)로 전달한다. 일실시예에서, 제어기(148)는 ROI에 대한 소망의 치료 효과를 달성하기 위해 전체 치료 프로세스를 조정하고 제어할 수 있다. 예를 들어, 일실시예에서, 제어기(148)는 전력원 요소, 센싱 및 모니터링 요소, 하나 이상의 RF 구동 회로, 냉각 및 결합 제어, 및/또는 처리 및 제어 논리 요소를 포함할 수 있다. 제어기(148)는 여러 서브시스템 및 요소들과 다양한 방식으로 구성되고 최적화되어 피하 조직(109)의 일부에 대한 타게팅을 제어할 수 있는 치료 시스템을 구현하며, 도 1 및 2에 도시된 다양한 실시예들은 단지 설명을 목적으로 한 것이다.
- [0052] 예를 들어, 전력원 요소의 경우에, 제어기(148)는, 트랜스듀서 전자 증폭기/구동기에 위해 요구되는 전력을 포함하는, 제어기(148) 전체에 대한 전기 에너지를 제공할 수 있는 하나 이상의 직류(DC) 전력 공급원을 포함할 수 있다. 안전성 및 모니터링 목적을 위해 증폭기/구동기에 인입되는 전력 레벨을 확인하기 위해 DC 전류 감지 또는 전압 감지 소자가 제공될 수도 있다.
- [0053] 일실시예에서, 증폭기/구동기는 다채널 또는 단채널 전원 증폭기 및/또는 구동기를 포함할 수 있다. 트랜스듀서 배열 구성의 일실시예에서, 증폭기/드라이버는 배열 집속을 용이하게 하기 위해 빔형성과 함께 구성될 수 있다. 예시적인 빔형성기는 연관된 스위칭 로직으로 디지털 제어되는 파형 합성기/오실레이터에 의해 전기적으로 여기될 수 있다.
- [0054] 전력원 요소는 또한 다양한 필터링 구성을 포함할 수 있다. 예를 들어, 구동 효율 및 효과를 증가시키기 위해 증폭기/구동기의 출력에 스위칭가능한 하모닉 필터 및/또는 정합이 이용될 수 있다. 적절한 동작 및 교정을 확인하기 위해 전력 검출 요소가 또한 포함될 수 있다. 예를 들어, 초음파 프로브(105)로 인입되는 전력량을 모니터링하기 위해 전기력 및 기타 에너지 검출 요소가 이용될 수 있다.
- [0055] 제어기 내부에 다양한 감지 및 모니터링 요소들이 또한 구현될 수 있다. 예를 들어, 일실시예에서, ROI로부터 음향, 또는 기타 공간 및 시간적 정보를 수신하고 처리하기 위해, 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어 요소들이 초음파 프로브(105)내에 구현된 다양한 움직임 검출 시스템과 동작할 수 있다. 감지 및 모니터링 요소들은 또한 다양한 제어, 인터페이싱 및 스위치 및/또는 전력 검출기를 포함할 수 있다. 이러한 감지 및 모니터링 요소들은 확대된 시계 치료 시스템(147)내에 개방-루프 및/또는 폐쇄-루프 피드백 시스템을 가능하게 할 수 있다.
- [0056] 일실시예에서, 감지 및 모니터링 요소들은 시스템의 과다 사용을 방지하게 위해 오디오 또는 시각적 경고 시스템에 연결되는 센서를 더 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 센서는 피부에 전달되는 에너지량 및/또는 확대된 시계 치료 시스템(147)이 에너지를 적극적으로 방출한 시간을 감지할 수 있다. 일정 시간 또는 온도 임계치에 도달하면, 경고는 음향 경고를 발생시키거나, 시각적 표시자를 활성화시켜 사용자에게 임계치에 도달하였음을 경고할 수 있다. 이는 치료 시스템(146)의 과다 사용을 방지할 수 있다. 일실시예에서, 센서는 제어기(148)와 연동하여 제어기(148)로 하여금 초음파 프로브(105)로부터 치료 초음파 에너지(108)가 방출되는 것을 막도록 할 수 있다.
- [0057] 부가적으로, 예시적인 제어기(148)는, 하나 이상의 마이크로컨트롤러, 마이크로프로세서, 필드-프로그램머블 게이트 배열, 컴퓨터 보드 및 이에 연관된 요소들(펌웨어 및 제어 소프트웨어를 포함함)과 같은 시스템 프로세서 및 다양한 디지털 제어 로직을 또한 포함하여, 사용자 제어와 인터페이싱할 수 있으며, 또한 입출력 회로와 같

은 회로, 통신 시스템, 디스플레이, 인터페이싱, 저장, 문서화 및 기타 다른 유용한 기능들과 인터페이싱할 수 있다. 시스템 소프트웨어는, 모든 초기화, 타이밍, 레벨 설정, 모니터링, 안전도 모니터링 및 사용자에게 의해 정의된 치료 목적을 달성하기 위해 요구되는 기타 다른 시스템 기능들을 제어할 수 있다. 또한, 다양한 제어 스위치, 터치 패널, 다중 터치 패널, 무접점 및 유도 스위치들이 또한 동작을 제어하기 위해 적합하게 구성될 수 있다.

[0058] 도 1 및 2를 다시 참조하면, 영상화를 위한 방식으로 초음파 에너지가 초음파 프로브(105)로부터 방출되는 다양한 실시예에서, 예시적인 확대된 시계 치료 시스템(147)은 ROI 영상을 제공할 수 있는 디스플레이(16)를 또한 포함할 수 있다. 일실시예에서, 디스플레이(146)는 컴퓨터 모니터일 수 있다. 디스플레이(146)는 사용자 하여금 치료 영역 및 주변 구조물들을 국부화시키는 것을 가능하게 해줄 수 있다. 대안적인 실시예에서, 사용자는 디스플레이(146) 없이 이전 경험 또는 교육을 적어도 일부 토대로 하여 치료될 특정 피하조직층(109)의 위치를 알 수 있다. 또다른 실시예에서, 디스플레이(146)는 또한 터치 스크린을 포함하여 사용자가 그래픽 사용자 인터페이스에서 터치 또는 다중 터치 입력을 가능하게 한다. 또다른 실시예에서, 디스플레이(146)는 3차원 디스플레이이다.

[0059] 국부화 이후에, 치료 초음파 에너지(108)는 상처를 치료하기 위해 ROI에서 소망의 치료 효과를 달성하기 위한 깊이, 분포, 타이밍 및 에너지 레벨로 전달된다. 그전에, 치료 초음파 에너지(108)를 전달하는 동안 및/또는 그 후에, 치료 영역 및 주변 구조물의 모니터링이 수행되어 다시 계획하고 결과를 평가하고/하거나 제어기(148) 및 디스플레이(146)를 통해 시스템 운영자에게 피드백을 제공할 수 있다.

[0060] 피드백 정보는 B-스캔 영상, A-라인, 도플러 또는 색 유동(color flow) 영상, 표면 탄성과 소자, 하이드로폰(hydrophones), 탄성 측정, 또는 진단과 기반 소자들 및 같은 임의의 하나 이상의 음향 소스에 의해 생성되고 제공될 수 있다. 또한, 비디오 및/또는 적외선 카메라, 레이저 도플러 영상화기기, 광간섭단층영상화기(optical coherence tomography imagers) 및 온도 센서들과 같은 광 소스들이 사용될 수 있다. 또한, 써미스터 또는 솔리드 스테이트 온도 센서와 같은 반도체에 의해, 임피던스 및 커패시턴스 측정 소자 및/또는 서머커플(thermocouple)과 같은 전자적 전자기적 센서에 의해, 강도 게이지, 변형 게이지 또는 압력 측정 센서와 같은 기계적 센서에 의해, 또는 이들의 적합한 조합에 의해, 피드백 정보가 제공될 수 있다. 더욱이, 다양한 기타 스위치, 음향 또는 다른 감지 기구 및 방법들이 적용되어 트랜스듀서 배열(100)이 하나 이상의 ROI에 음향적으로 결합될 수 있도록 해준다.

[0061] 도 3을 참조하면, 다양한 실시예에 따른 트랜스듀서 배열이 도시되어 있다. 따라서, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 복수의 변환 소자(125)를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 복수개의 변환 소자(125)들은 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하도록 동작할 수 있도록 휘어질 수 있다. 그러나, 복수개의 변환 소자(125)들은 치료 초음파 에너지(108)를 집중하는데만 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 복수의 변환 소자(125)들은 비집속 방식으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있다. 일부 실시예에서, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출하고, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 적어도 일부가 집중되지 않거나 초점이 흐려진 치료 초음파 에너지(108)를 방출하고, 일부 변환 소자(125)들은 에너지를 방출하지 않을 수 있다.

[0062] 일부 실시예에서, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 제1 깊이로 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출하고, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 제2 깊이로 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출한다. 또한, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 제1 깊이로 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출하고, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 제2 깊이로 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출하고, 복수개의 변환 소자(125)들중 일부는 제3 깊이 등으로 치료 부위(112)에 집중되는 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있다. 상이한 깊이 수는 복수의 변환 소자(125)를 제어하는 전자적 제어를 통해 제한되지 않는다.

[0063] 복수의 변환 소자(125)들은 선형 구성으로 배열될 수 있다. 치료 트랜스듀서 배열(100)내의 변환소자(125) 개수는 제한되지 않는다. 영상화 트랜스듀서 배열(110)은 트랜스듀서 배열(100)의 중심에 배치될 수 있다. 영상화 트랜스듀서 배열(110)은 초음파 에너지를 방출하고 영상을 제공하기 위해 반사된 초음파 에너지를 수신한다. 영상화 영역(115)은, 예를 들어, 소자의 개수, 주파수, 크기, 모양, 기계적 및/또는 전자적 집중과 같은 영상화 트랜스듀서 배열(110)의 특성에 의해 정의된다.

[0064] 이제 도 4를 참조하면, 변환 소자(125)의 대안적인 실시예가 도시되어 있다. 변환 소자(125A)는 소형의 변환 소자들(120)로 이루어진다. 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 별개로 제어될 수 있다. 예를 들어, 개별의 소

형 변환 소자(120) 각각은 서로 다른 주파수로 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있다. 예를 들어, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 서로 상이한 시간 간격으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있다. 예를 들어, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 서로 상이한 전력 레벨로 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있다. 일부 실시예에서, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 서로 상이한 주파수, 시간 간격 및 전력 레벨의 조합에 따라 치료 초음파 에너지(108)를 방출하도록 제어될 수 있다. 물론, 치료 트랜스듀서 배열(100)의 변환 소자(125A) 각각이 제어되어 각 변환 소자(125A) 각각 내의 개별 소형 변환 소자(120) 각각이 상이한 주파수, 상이한 시간 간격 및 상이한 전력 레벨의 조합에 근거하여 치료 초음파 에너지(108)를 방출하도록 제어될 수 있다.

[0065] 일부 실시예에서, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하고 제2 치료 부위에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해, 서로 상이한 주파수, 시간 간격 및 전력 레벨의 조합에 따라 제어될 수 있다.

[0066] 도 5를 참조하면, 변환 소자(125)의 대안적인 실시예가 도시되어 있다. 변환 소자(125B)는 제1 변환 소자(121) 및 제2 변환 소자(122)를 포함한다. 일부 실시예에서, 제1 변환 소자(121) 및 제2 변환 소자(122)는 동일한 초점을 가질 수 있으며, 이는 기계적 초점, 전자적 초점 또는 이들의 조합일 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 변환 소자(121) 및 제2 변환 소자(122)는 상이한 초점을 가질 수 있으며, 이는 기계적 초점, 전자적 초점 또는 이들의 조합일 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 변환 소자(121) 및 제2 변환 소자(122)는 상이한 f-개수로 분할된, 동일한 치료 트랜스듀서의 여러 소자들일 수 있다.

[0067] 일부 실시예에서, 제1 변환 소자(121)는 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하며, 제2 변환 소자(122)는 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하다. 대안적으로, 제1 변환 소자(121) 및 제2 변환 소자(122)는 치료 부위(112) 및 제2 치료 부위(112A)의 적어도 하나에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 상이한 주파수, 상이한 시간 간격 및 상이한 전력 레벨의 조합에 근거하여 제어될 수 있다.

[0068] 이제 도 6을 참조하면, 다차원 매트릭스의 병변들을 생성하는 방법이 도시되어 있다. 일부 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(130)으로 이동되어 피하 조직(109)층에 다수 병변들(25)을 제공할 수 있다. 다양한 실시예에서, 복수의 병변들(25)은 도 6에 도시된 바와 같이 2D 패턴으로 배치될 수 있다.

[0069] 그러나, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125A)로 구성된 경우에, 3D 패턴의 복수 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(130)으로 이동될 때, 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하고 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 상이한 주파수, 상이한 시간 간격 및 상이한 전력 레벨의 조합에 근거하여 제어될 수 있다.

[0070] 또한, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125B)로 구성된 경우에도, 3D 패턴의 복수 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(130)으로 이동될 때, 제1 변환 소자(121)는 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하며, 제2 변환 소자(122)는 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하다.

[0071] 도 7을 참조하면, 선형 매트릭스의 병변들을 생성하기 위한 방법이 도시된다. 일부 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동되어 피하 조직(109)층에 다수 병변들(25)을 제공할 수 있다. 다양한 실시예에서, 복수의 병변들(25)은 도 7에 도시된 바와 같이 선형 패턴으로 배치될 수 있다.

[0072] 그러나, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125A)로 구성된 경우에, 2D 패턴의 복수 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동될 때 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하고 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 상이한 주파수, 상이한 시간 간격 및 상이한 전력 레벨의 조합에 근거하여 제어될 수 있다.

[0073] 또한, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125B)로 구성된 경우에도, 2D 패턴의 복수 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동될 때, 제1 변환 소자(121)는 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하며, 제2 변환 소자(122)는 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집중하기 위해 작동가능하다.

[0074] 도 8 내지 10으로 이동하면, 초음파 프로브(105)가 도시된다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 치료 트랜스듀서 배열(100) 및 영상화 트랜스듀서 배열(110)을 포함하는 차폐물(78)을 포함한다. 초음파 프로브(105)는 피부 표면(104)에 결합될 수 있다. 치료 초음파 에너지(108)는 치료 트랜스듀서 배열(100)에 의해 방출되어 피하 조직(109)에 치료 부위(112)를 생성할 수 있다. 다양한 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)는

치료 부위(112)를 생성할 수 있다.

- [0075] 다양한 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 선택적인 위치 센서(107)는 차폐물(78)내에 유지될 수 있다. 일실시예에서, 차폐물(78)은 작동자의 손에서 사용되는 동안 안전성 및 제어를 위해 설계된 것이다. 또한, 차폐물(78)은 다양한 전자회로, EEPROM, 인터페이스 접속부, 움직임 기구, 및/또는 프로그램 저장을 위한 메모리를 포함할 수 있다.
- [0076] 초음파 프로브(105)는 한 명 이상의 환자들을 접촉한 후에 폐기처분될 수 있는 팁(88)을 포함할 수 있다. 팁(88)은 차폐물(78)에 결합될 수 있다. 일실시예에서, 팁(88)은 1회용이며, 예를 들어, 팁(88)이 사용되었는지 여부를 EEPROM이 판단하여 이전에 사용되었던 팁(88)으로 치료를 시작하는 것을 허용하지 않는다. 일부 실시예에서, 팁(88)은 피하조직층(109) 아래 깊숙이 치료 초음파 에너지(108)를 제어할 수 있는 높이(89)를 갖는다. 일부 실시예에서, 각각이 상이한 높이(89)를 갖는 복수의 팁들(88)이 이용되어 치료 초음파 에너지(108)가 피하조직층(109)의 다양한 깊이로 향할 수 있도록 할 수 있다.
- [0077] 또한, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 기능팁(88) 또는 치료 초음파 에너지(108)를 방출하는 치료 트랜스듀서 배열(100)의 단부 영역에 반사 표면을 포함할 수 있다. 이러한 반사 표면은 초음파 프로브(105)로부터 방출된 치료 초음파 에너지(108)를 개선, 강화 또는 변화시킬 수 있다.
- [0078] 병변 패턴을 생성하는 다양한 실시예들이 본 명세서에 설명되어 있다. 그러나, 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 위치 센서(107)을 포함한다. 위치 센서(107)은 초음파 프로브(105)에 통합되거나 초음파 프로브(105)에 부착된다. 일실시예에서, 위치 센서(107)은 초음파 프로브(105)의 위치를 측정하는 움직임 센서이다. 이러한 움직임 센서는 피부 표면(104)을 따라 가로지르는 거리를 계산할 수 있다. 이러한 움직임 센서는 피부 표면(104)에서의 초음파 프로브(105)의 이동 속도를 판단할 수 있고 그 속도가 치료를 위해 정확한 것인지 판단할 수 있다. 예를 들어, 속도가 너무 빠른 경우에, 움직임 센서는 속도를 늦추라고 표시자에게 신호를 보내고/보내거나 치료 트랜스듀서 배열(100)에게 치료 초음파 에너지(108)의 방출을 멈추라는 신호를 보낼 수 있다.
- [0079] 다양한 실시예에서, 위치 센서(107)은 카메라 또는 비디오 캡처 장치와 같은 시각적 요소를 포함한다. 이러한 실시예에서, 피부 표면(104)이 지오태그(geotag)될 수 있다. 예를 들어, 상처, 유두, 배꼽, 점, 발목, 슬개골, 관절, 반점, 문신 또는 이들의 조합 등과 같은 피부 표면상의 특징에 위치 센서(107)을 이용하여 지오태그할 수 있다. 지오태그된 특징들은 치료를 위해 유용할 수 있다. 지오태그된 특징들은 치료를 위한 파라미터 설정에 유용할 수 있다. 지오태그된 특징들은 치료의 진행 또는 성공 여부를 판단하는데 유용할 수 있다. 지오태그된 특징들은 상처 위치의 제2 치료를 위한 초음파 프로브 위치 선정에 유용할 수 있다. 지오태그된 특징들은 다른 치료 파라미터들 및/또는 치료 결과들과 함께 저장될 수 있다.
- [0080] 다양한 실시예에서, 위치 센서(107)은 레이저 위치 센서를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 위치 센서(107)은 도플러 레이저 위치 센서를 포함할 수 있다. 다양한 실시예에서, 위치 센서는 3D 자기 센서를 포함할 수 있다. 예를 들어, 광학적 위치 센서(107)는 물리볼을 갖는 구버전 마우스와 대비되게 레이저 센서를 이용하는 컴퓨터 마우스와 같이 위치를 추적할 수 있다. 위치 센서(107)은, 예를 들어, 지오태그된 특징들, 상처 위치, 이전 치료 및 이들의 조합을 참조하여, ROI 영상에 또는 피부 표면 영상에 겹쳐지는 등의 초음파 프로브(105)의 위치를 추적하기 위해 디스플레이에 시간에 따른 위치 데이터를 전달 수 있다. 위치 센서를 이용하여 초음파 프로브(105)를 추적하고 선정된 움직임 대비 추적된 움직임을 비교하는 것은 교육 툴로 유용할 수 있다. 일실시예에서, 레이저 위치 센서는 피부 표면(104)의 특징에 지오태그할 수 있다.
- [0081] 다양한 실시예에서, 위치 센서(107)은 치료 초음파 에너지(108)의 펄스간 간격(117)을 판단하여, 1, 2, 또는 3차원의 임의의 공간 구성에 균등하게 이격되거나 배치되는 복수의 병변들(25)을 생성할 수 있다. 초음파 프로브(105)가 방향(160)으로 움직일 때, 위치 센서(107)은, 초음파 프로브(105)가 움직이는 속도에 무관하게, 치료 초음파 에너지(108)이 ROI로 방출되는 간격(117)을 판단한다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 타이머를 통해 자동으로 개시되거나 움직임을 보장하기 위해 위치 센서(107)과 조합하여 개시된다.
- [0082] 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 조직 접촉 센서를 포함할 수 있다. 일실시예에서, 조직 접촉 센서는 초음파 프로브(105)가 ROI(115)에 결합되었는지를 알려준다. 조직 접촉 센서는 ROI(115)위의 피부 표면(104)의 커패시터를 측정하고 피부 표면(104)에 대한 커패시터와 공기 커패시터간의 차이를 전달할 수 있다. 일실시예에서, 조직 접촉 센서는 피부 표면(104)에 대하여 초음파 프로브(105)를 누름으로써 개시되거나 턴온된다.
- [0083] 다양한 실시예에서, 위치 센서(107) 및 확대된 영상(119)은 치료 초음파 에너지(108)의 펄스간 거리(117)를 판단하여 1, 2, 또는 3차원의 임의의 공간 구성에 균등하게 이격되거나 배치되는 복수의 병변들(25)을 생성할 수

있다. 다양한 실시예에서, 사람 피부, 부속지 및 조직을 매우 가깝게 표현하는 표면들, 오목, 볼록, 타원형, 원형, 완전 원형의 기타 신체 회전 부위의 표면을 스캐닝하는 동안에도, 확대된 영상(119) 단독으로, 및/또는 2D 또는 3D 위치 센서(107)와 함께, 복수의 병변(25, 예를 들어, 균등간격의 복수의 병변)을 동적으로, 정확하게 정밀하게 배치하기 위한 정보를 제공한다.

- [0084] 위치 센서(107)은 트랜스듀서 아래에, 트랜스듀서 배열의 전면에 위치하거나 또는 트랜스듀서 배열에 통합될 수 있다. 초음파 프로브(105)는, 예를 들어, 레이저 위치 센서 및 움직임 센서, 또는 레이저 위치 센서 및 시각적 디바이스, 또는 위치 센서 및 시각적 디바이스, 또는 레이저 위치 센서, 움직임 센서 및 시각적 디바이스와 같은, 하나 이상의 위치 센서(107)을 포함할 수 있다. 위치 센서(107)의 부가적인 실시예들은 2006년 11월 29일 발행된 미국특허 7,142,905호(발명의 명칭: 초음파 프로브용 시각적 영상화 시스템) 및 2003년 4월 1일 발행된 미국 특허 6,540,679호(발명의 명칭: 초음파 프로브용 시각적 영상화 시스템)에서 찾을 수 있으며, 이들 특허 모두 본 명세서의 일부로 참조된다.
- [0085] 일부 실시예에서, ROI는 피하 조직(109)의 일부를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, ROI는 피부 표면(104)과 피하 조직(109) 부분을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 피부 표면(104)과 피하 조직(109) 부분중 적어도 일부를 영상화한다. 초음파 프로브(105)는 피하 조직(109) 부분중 적어도 일부를 영상화한다. 초음파 프로브(105)는 피하 조직(109) 부분중 적어도 일부에 치료 초음파 에너지(108)를 방출한다. 다양한 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)은 피하 조직(109) 부분중 적어도 일부를 치료한다.
- [0086] 일부 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 적어도 한 방향(130)으로 이동되어 피하 조직(109)내에 복수의 병변들(25)을 제공할 수 있다. 다양한 실시예에서, 복수의 병변들(25)은, 예를 들어, 1차원 패턴, 2차원 패턴, 3차원 패턴 또는 이들의 조합으로, 피하 조직(109)의 일부에 패턴으로 배치될 수 있다. 일 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)은 병변(25)을 생성하는 피하 조직(109)의 일부를 제거한다. 일 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)은 피하 조직(109)의 일부를 응고시킨다.
- [0087] 일 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 단일 변환 소자(125)를 포함하는데, 이는 펄스 방식으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출하면서 피부 표면(104)을 따라 선형 움직임으로 이동하여 적어도 하나의 조직층 내에 1차원 패턴의 복수의 병변들(25)을 생성한다. 일 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 선형 배열의 변환 소자(125)를 포함하는데, 이는 펄스 방식으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출하면서 피부 표면(104) 상에서 선형 벡터 배열을 따라 이동하여 적어도 하나의 조직층 내에 1차원 패턴의 복수의 병변들(25)을 생성한다.
- [0088] 일 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 선형 배열의 변환 소자(125)를 포함하는데, 이는 펄스 방식으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출하면서 피부 표면(104) 상에서 비-선형 벡터 배열을 따라 이동하여 적어도 하나의 조직층 내에 2차원 패턴의 복수의 병변들(25)을 생성한다. 일 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 변환 소자(125) 배열을 포함하는데, 이는 펄스 방식으로 치료 초음파 에너지(108)를 방출하면서 피부 표면(104)을 따라 이동하여 적어도 하나의 조직층 내에 2차원 패턴의 복수의 병변들(25)을 생성한다.
- [0089] 이제 도 11을 참조하면, 초음파 프로브(105)가 도시되어 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 치료 트랜스듀서 배열(100)을 포함하는 차폐물(78)을 포함한다. 초음파 프로브(105)는 피부 표면(104)에 결합될 수 있다. 치료 트랜스듀서 배열(100)에 의해 치료 초음파 에너지(108)이 방출되어 109 내에 112를 생성한다. 다양한 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)은 112를 생성할 수 있다.
- [0090] 다양한 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 선택적으로 위치 센서(107)은 차폐물(78)내에 유지될 수 있다. 일 실시예에서, 차폐물(78)은 작동자의 손에서 사용되는 동안 안전성 및 제어를 위해 설계된 것이다. 또한, 차폐물(78)은 다양한 전자회로, EEPROM, 인터페이스 접속부, 움직임 기구, 및/또는 프로그램 저장을 위한 메모리를 포함할 수 있다.
- [0091] 일부 실시예에서, 팁(88)을 차폐물(78)에 고정시키기 위해 동작하는 홀더(178)가 있다. 홀더는 클립(138) 및 피벗(136)을 포함할 수 있다. 홀더는 차폐물(78)로부터 떨어질 수 있으며, 이에 따라 팁(88)이 제거될 수 있다. 클립(138)은 차폐물(78)에 팁(88)을 고정시킨다. 일 실시예에서, 홀더(137)는 위치 센서(107)을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 차폐물(78)은 치료 트랜스듀서 배열(100)을 포함한다. 그러나, 다른 실시예에서, 차폐물(78)은 치료 트랜스듀서 배열(100)을 포함한다.
- [0092] 도 12를 참조하면, 초음파 프로브(105)가 도시되어 있다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는, 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 선택적으로 위치 센서(107)을 포함하는 차폐물(78)을 포함한다. 치료 트랜스듀서 배열(100)은 적어도 하나의 변환 소자(125B)를 포함한다. 초음파 프로브(105)는 피부

표면(104)에 결합될 수 있다. 치료 트랜스듀서 배열(100)에 의해 치료 초음파 에너지(108)이 방출되어 피하조직(109)내에 치료 부위(112) 및 제2 치료 부위(112A)를 생성한다. 다양한 실시예에서, 치료 초음파 에너지(108)은 치료 부위(112) 및 제2 치료 부위(112A)를 생성한다.

[0093] 도 13을 참조하면, 다양한 실시예에 따라 2차원 치료 트랜스듀서 어레이를 포함하는 초음파 프로브가 도시되어 있다. 초음파 프로브(105)는 제1 치료 트랜스듀서 배열(100) 및 제2 치료 트랜스듀서 배열(100)을 포함한다. 영상화 트랜스듀서 배열(110)은 제1 치료 트랜스듀서 배열(100) 및 제2 치료 트랜스듀서 배열(100)중 적어도 하나에 통합될 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 치료 트랜스듀서 배열(100) 및 제2 치료 트랜스듀서 배열(100)은 치료 부위(112) 및 제2 치료 부위(112A)를 생성한다.

[0094] 도 14를 참조하면, 선형 매트릭스의 병변을 생성하는 방법이 도시되어 있다. 일부 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동하여 피하조직층(109)내에 복수의 병변들(25)을 제공할 수 있다. 다양한 실시예에서, 위치 센서(107)은 치료 초음파 에너지(108)의 펄스들간의 간격(117)을 판단하여 1차원 또는 2차원 패턴의 임의의 공간 구성으로 균등하게 이격되거나 배치되는 복수의 병변들(25)을 생성할 수 있다. 도시된 바와 같이, 초음파 프로브(105)가 방향(160)으로 이동할 때, 초음파 프로브(105)가 움직이는 속도에 상관없이, 위치 센서(107)은 치료 초음파 에너지(108)의 펄스가 ROI로 방출되는 간격(117)을 판단한다. 일부 실시예에서, 병변들(25) 사이의 간격(117)은 이웃 변환 소자(125)의 치료 부위(112)간 간격(127)들보다 작을 수 있다. 또한, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 직교 방향(130) 또는 임의의 방향 및 시간에 따라 변화하는 각도 방향으로 이동할 수 있다.

[0095] 그러나, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125A)로 구성되는 경우에, 2차원 패턴의 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동할 때, 개별의 소형 변환 소자(120) 각각은 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집속하고 제2 치료 부위에 치료 초음파 에너지(108)를 집속하기 위해, 서로 상이한 주파수, 시간 간격 및 전력 레벨의 조합에 따라 제어될 수 있다.

[0096] 또한, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 변환 소자(125B)로 구성되는 경우에, 2차원 패턴의 병변들(25)이 생성될 수 있다. 예를 들어, 치료 트랜스듀서 배열(100)이 방향(160)으로 이동할 때, 제1 변환 소자(121)는 치료 부위(112)에 치료 초음파 에너지(108)를 집속하도록 작동하며, 제2 변환 소자(122)는 제2 치료 부위(112A)에 치료 초음파 에너지(108)를 집속하도록 작동한다.

[0097] 이제 도 15를 참조하면, 다양한 실시예에 따른 확대된 시계의 치료 시스템(147)이 도시된다. 다양한 실시예에서, 치료 시스템은 제어기(148), 디스플레이(146), 초음파 프로브(105) 및 초음파 프로브(105)와 제어기(148)간의 통신을 위한 인터페이스(142)를 포함한다. 본 명세서에서 설명된 바와 같이, 인터페이스(142)는 유선 접속, 무선 접속 또는 이들의 조합 형태일 수 있다. 초음파 프로브(105)는 제어기(148)에 의해 제어되고 작동될 수 있으며, 제어기(148)는 초음파 프로브(105)에 의해 획득된 영상을 처리하여 디스플레이(146)로 전달한다. 일실시예에서, 제어기(148)는 ROI에 대한 소망의 치료 효과를 달성하기 위해 전체 치료 프로세스를 조정하고 제어할 수 있다. 예를 들어, 일실시예에서, 제어기(148)는 전력원 요소, 센싱 및 모니터링 요소, 하나 이상의 RF 구동 회로, 냉각 및 결합 제어, 및/또는 처리 및 제어 논리 요소를 포함할 수 있다. 제어기(148)는 여러 서브시스템 및 요소들과 다양한 방식으로 구성되고 최적화되어 피하 조직(109)의 일부에 대한 타겟팅을 제어할 수 있는 치료 시스템을 구현하며, 도 15에 도시된 실시예들은 단지 설명을 목적으로 한 것이다.

[0098] 예를 들어, 전력원 요소의 경우에, 제어기(148)는, 트랜스듀서 전자 증폭기/구동기에 위해 요구되는 전력을 포함하여, 제어기(148) 전체에 대한 전기 에너지를 제공할 수 있는 하나 이상의 직류(DC) 전력 공급원을 포함할 수 있다. 안전성 및 모니터링 목적을 위해 증폭기/구동기에 인입되는 전력 레벨을 확인하기 위해 DC 전류 감지 또는 전압 감지 소자가 제공될 수도 있다.

[0099] 일실시예에서, 증폭기/구동기는 다채널 또는 단채널 전원 증폭기 및/또는 구동기를 포함할 수 있다. 트랜스듀서 배열 구성의 일실시예에서, 증폭기/드라이버는 배열 집속을 용이하게 하기 위해 빔형성과 함께 구성될 수 있다. 예시적인 빔형성기는 연관된 스위칭 로직으로 디지털 제어되는 파형 합성기/오실레이터에 의해 전기적으로 여기될 수 있다.

[0100] 전력원 요소는 또한 다양한 필터링 구성물을 포함할 수 있다. 예를 들어, 구동 효율 및 효과를 증가시키기 위해 증폭기/구동기의 출력에 스위칭가능한 하모닉 필터 및/또는 정합이 이용될 수 있다. 적절한 동작 및 교정을 확인하기 위해 전력 검출 요소가 또한 포함될 수 있다. 예를 들어, 초음파 프로브(105)로 인입되는 전력량을 모니터링하기 위해 전기력 및 기타 에너지 검출 요소가 이용될 수 있다.

- [0101] 제어기 내부에 다양한 감지 및 모니터링 요소들이 또한 구현될 수 있다. 예를 들어, 일실시예에서, ROI로부터 음향, 또는 기타 공간 및 시간적 정보를 수신하고 처리하기 위해, 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어 요소들이 초음파 프로브(105)내에 구현된 다양한 움직임 검출 시스템과 동작할 수 있다. 감지 및 모니터링 요소들은 또한 다양한 제어, 인터페이스 및 스위치 및/또는 전력 검출기를 포함할 수 있다. 이러한 감지 및 모니터링 요소들은 확대된 시계 치료 시스템(147)내에 개방-루프 및/또는 폐쇄-루프 피드백 시스템을 가능하게 할 수 있다.
- [0102] 일실시예에서, 감지 및 모니터링 요소들은 시스템의 과다 사용을 방지하게 위해 오디오 또는 시각적 경고 시스템에 연결되는 센서를 더 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 센서는 피부에 전달되는 에너지량 및/또는 확대된 시계 치료 시스템(147)이 에너지를 적극적으로 방출한 시간을 감지할 수 있다. 일정 시간 또는 온도 임계치에 도달하면, 경고는 음향 경고를 발생시키거나, 시각적 표시자를 활성화시켜 사용자에게 임계치에 도달하였음을 경고할 수 있다. 이는 치료 시스템(146)의 과다 사용을 방지할 수 있다. 일실시예에서, 센서는 제어기(148)와 연동하여 제어기(148)로 하여금 초음파 프로브(105)로부터 치료 초음파 에너지(108)가 방출되는 것을 막도록 할 수 있다.
- [0103] 부가적으로, 예시적인 제어기(148)는, 하나 이상의 마이크로콘트롤러, 마이크로프로세서, 필드-프로그램블 게이트 배열, 컴퓨터 보드 및 이에 연관된 요소들(펌웨어 및 제어 소프트웨어를 포함함)과 같은 시스템 프로세서 및 다양한 디지털 제어 로직을 또한 포함하여, 사용자 제어 및 인터페이스 회로 및 통신을 위한 입출력 회로 및 시스템, 디스플레이, 인터페이스, 저장, 문서화 및 기타 다른 유용한 기능들과 인터페이스할 수 있다. 시스템 소프트웨어는, 모든 초기화, 타이밍, 레벨 설정, 모니터링, 안전도 모니터링 및 사용자에게 의해 정의된 치료 목적을 달성하기 위해 요구되는 기타 다른 시스템 기능들을 제어할 수 있다. 또한, 다양한 제어 스위치, 터치 패널, 다중 터치 패널, 무접점 및 유도 스위치들이 또한 동작을 제어하기 위해 적합하게 구성될 수 있다.
- [0104] 도 15를 다시 참조하면, 영상화를 위한 방식으로 초음파 에너지가 초음파 프로브(105)로부터 방출되는 다양한 실시예에서, 예시적인 확대된 시계 치료 시스템(147)은 ROI 영상을 제공할 수 있는 디스플레이(146)를 또한 포함할 수 있다. 일실시예에서, 디스플레이(146)는 컴퓨터 모니터일 수 있다. 디스플레이(146)는 사용자로 하여금 치료 영역 및 주변 구조물들을 국부화시키는 것을 가능하게 해줄 수 있다. 대안적인 실시예에서, 사용자는 디스플레이(146) 없이 이전 경험 또는 교육을 적어도 일부 토대로 하여 치료될 특정 피하조직층(109)의 위치를 알 수 있다. 또다른 실시예에서, 디스플레이(146)는 또한 터치 스크린을 포함하여 사용자가 그래픽 사용자 인터페이스에서 터치 또는 다중 터치 입력을 가능하게 한다. 또다른 실시예에서, 디스플레이(146)는 3차원 디스플레이이다.
- [0105] 국부화 이후에, 치료 초음파 에너지(108)는 상처를 치료하기 위해 ROI에서 소망의 치료 효과를 달성하기 위한 깊이, 분포, 타이밍 및 에너지 레벨로 전달된다. 그전에, 치료 초음파 에너지(108)를 전달하는 동안 및/또는 그 후에, 치료 영역 및 주변 구조물의 모니터링이 수행되어 다시 계획하고 결과를 평가하고/하거나 제어기(148) 및 디스플레이(146)를 통해 시스템 운영자에게 피드백을 제공할 수 있다.
- [0106] 피드백 정보는 B-스캔 영상, A-라인, 도플러 또는 색 유동(color flow) 영상, 표면 탄성과 소자, 하이드로폰(hydrophones), 탄성 측정, 또는 진단과 기반 소자들과 같은 임의의 하나 이상의 음향 소스에 의해 생성되고 제공될 수 있다. 또한, 비디오 및/또는 적외선 카메라, 레이저 도플러 영상화기기, 광간섭단층영상화기(optical coherence tomography imager) 및 온도 센서들과 같은 광 소스들이 사용될 수 있다. 또한, 써미스터 또는 솔리드 스테이트 온도 센서와 같은 반도체에 의해, 임피던스 및 커패시턴스 측정 소자 및/또는 서머커플(thermocouple)과 같은 전자적 전자기적 센서에 의해, 강도 게이지, 변형 게이지 또는 압력 측정 센서와 같은 기계적 센서에 의해, 또는 이들의 적합한 조합에 의해, 피드백 정보가 제공될 수 있다. 더욱이, 다양한 기타 스위치, 음향 또는 다른 감지 기구 및 방법들이 적용되어 트랜스듀서 배열(100)이 하나 이상의 ROI에 음향적으로 결합될 수 있도록 해준다.
- [0107] 도 16을 참조하면, 다양한 실시예에 따른 휴대용 초음파 프로브가 도시된다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 도시된 바와 같이 치료 트랜스듀서 배열(100)을 포함하며, 휴대용 포맷 제어 시스템에 의해 제어 및 작동가능하다. 외부 배터리 충전기가 재충전형 배터리(84)와 함께 이용될 수 있거나, 배터리(84)는 M-크기 셀과 같은 1회용 종류일 수 있다. 전력 변환기는 튜닝 네트워크 구동 트랜스듀서 배열(100)로 드라이버/피드백 회로에 전력을 공급하기 위한 전압을 생성한다. 초음파 프로브(105)는 하나 이상의 팀(88)을 통해 피부 표면(104)에 결합되며, 팀(88)은 팀의 하우징 내에 포함된 음향 커플링 에이전트와 등가의 액체 매질, 고체 매질 및, 예를 들어, 젤리형 매질과 같은 반-고체 매질중 적어도 하나의 매질로 구성될 수 있다. 또한, 마이크로콘트롤러 및 타이밍 구동회로와 연관된 소프트웨어 및 알고리즘이 디스플레이 또는 LED형 표시자(83) 및 스위치

및 오디오 소자와 같은 다른 입/출력 제어부(82)를 통해 제어 및 사용자 인터페이스를 제공한다. EEPROM, 보안(secure) EEPROM, 변형방지 EEPROM, 또는 유사한 소자와 같은 저장 요소가 교정 및 이용 데이터를 저장할 수 있다. 피드백을 구비하는 움직임 메커니즘이 다양한 깊이에서 선형 패턴 또는 2차원 패턴으로 치료 트랜스듀서 배열(100)을 스캔하기 위해 제어될 수 있다. 다른 피드백 제어로는, 정전형, 음향 또는 기타 커플링 검출 수단, 한계 제어부 및 열적 세서가 포함될 수 있다. EEPROM은 팁(88), 치료 트랜스듀서 배열(100), 열적 센서, 커플링 검출기 및 튜닝 네트워크 적어도 하나와 결합될 수 있다. EEPROM의 데이터는 제어기(148)에 의해 수집되어 치료 데이터로 연결될 수 있다.

[0108] 일실시예에서, EEPROM의 데이터는, USB 인터페이스, RS 232 인터페이스, IEEE 인터페이스, 파이어와이어(fire-wire) 인터페이스, 블루투스 인터페이스, 적외선 인터페이스, 802.1 인터페이스와 같은 임의의 인터페이스를 통해, 또는 웹 등을 통해, 사용자의 컴퓨터에 다운로드될 수 있다. 다운로드가능한 데이터는 사용시간, 사용중 빈도, 전력 레벨, 깊이, 사용된 팁 코드, 오류 코드, 사용자 ID 및 다른 데이터를 포함할 수 있다. 데이터는 사용자 ID에 의해 파싱되어 한 명 이상의 사용자가 사용자 데이터를 추적할 수 있다. 유사하게, 본 명세서 설명된 임의의 방법 또는 장치를 이용하여, EEPROM이 컴퓨터 또는 웹과 인터페이스되어 소프트웨어 업데이트를 수신할 수 있다. 또한, 진단, 장애추구, 서비스, 수선 및 이들의 조합중 적어도 하나를 위해, EEPROM은 본 명세서 설명된 임의의 방법 또는 장치를 이용하여 컴퓨터 또는 웹에 인터페이스될 수 있다.

[0109] 일부 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 영상화 트랜스듀서 배열(110)을 포함한다. 일부 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 본 명세서에 설명한 바와 같이 위치 센서(107)을 포함한다. 일부 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100)은 치료 초음파 에너지(108)를 방출하기 위해 작동가능하고 영상화 트랜스듀서 배열(110)은 영상화(115)를 위해 작동가능하다.

[0110] 도 16에 도시된 바와 같이, 초음파 프로브(105)는 무선 인터페이스(204)를 통해 무선 장치(200)와 통신할 수 있다. 전형적으로, 무선 장치(200)는 디스플레이(206) 및, 예를 들어 키보드와 같은 사용자 인터페이스를 구비한다. 무선 장치(200)의 예로는 PDA, 셀폰, 아이폰, 아이패드, 컴퓨터, 랩탑, 넷북 또는 기타 이와 같은 다른 공지된 장치이거나 미래에 개발될 장치가 포함될 수 있으며, 이에 제한되지 않는다. 무선 장치(204)의 예로는 본 명세서에서 설명된 임의의 무선 인터페이스 및 이와 같은 공지된 또는 미래에 개발될 무선 인터페이스가 있으며, 이에 제한되지 않는다. 따라서, 초음파 프로브(105)는 전자회로, 안테나 등과 같은 임의의 하드웨어뿐만 아니라 무선 인터페이스(204)를 통해 통신하는데 이용될 수 있는 임의의 소프트웨어도 포함한다.

[0111] 다양한 실시예에서, 무선 장치(200)는 휴대용 프로브(105)에 의해 생성된 영상을 디스플레이할 수 있다. 다양한 실시예에서, 장치(200)는 휴대용 초음파 프로브(105)를 제어할 수 있다. 다양한 실시예에서, 장치(200)는 휴대용 초음파 프로브(105)에 의해 생성되는 데이터를 저장할 수 있다.

[0112] 다양한 실시예에서, 치료 트랜스듀서 배열(100), 영상화 트랜스듀서 배열(110) 및 선택적으로 위치 센서(107)은 차폐물(78)내에 유지될 수 있다. 일실시예에서, 차폐물(78)은 작동자의 손에서 이용되는 동안 안정성 및 제어성을 위해 설계된다. 또한, 차폐물(78)은 예를 들어, EEPROM, 인터페이스 접속부, 이동 메커니즘 및/또는 프로그램 저장을 위한 RAM 및 이들의 조합과 같은 다양한 전자부품들을 포함할 수 있다.

[0113] 치료 트랜스듀서 배열(100)의 치료 초음파 에너지(108)은, 예를 들어, 변이, 거리, 치료 깊이 및 치료 트랜스듀서 배열(100) 구조와 같은 치료 트랜스듀서 배열(100)의 공간 파라미터를 적어도 일부 변경함으로써, 주파수, 구동 진폭 및 타이밍과 같은 치료 트랜스듀서 배열(100)의 시간적 파라미터를 적어도 일부 변경함으로써 공간적으로 및/또는 시간적으로 제어될 수 있으며, 이러한 제어는 초음파 프로브(105)의 휴대용 어셈블리내 제어기를 통해 처리된다. 다양한 실시예에서, 초음파 프로브(105)는 ROI에 치료 초음파 에너지(108)를 방출할 수 있는 트랜스듀서 배열(100)을 포함한다. 이는 목표 조직에 특정 깊이로 ROI를 타격하여, 조직을 어블레이트하거나(ablate), 미세하게 어블레이트하거나, 응고되거나, 정상기능을 하지 못하도록 하거나(incapacitated), 부분적으로 정상기능을 하지 못하도록 하거나, 재생하거나, 축소하거나, 마비시키거나 제거할 수 있다.

[0114] 다양한 실시예에서, 재생은 노화 과정을 반전시키거나 반전시키려는 시도이다. 재생은 노화의 반전으로서, 즉, 노화와 관련된 상처를 치료하거나 상처난 조직을 새로운 조직으로 대체하는 것이다. 일부 실시예에서, 미용적 개선을 시술로 언급할 수 있는데, 이는 의학적으로 필요한 것은 아니지만 신체 일부의 외양을 개선하거나 바꾸기 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 미용적 시술은, 코, 눈, 눈썹 및/또는 기타 다른 안면상 특징의 외관을 개선하거나 바꾸기 위해, 또는 피부의 외관, 텍스처 및/또는 탄력을 개선하거나 바꾸기 위해, 또는 피부 표면의 점 또는 상처의 외관을 개선하거나 바꾸기 위해, 또는 피부 표면 근처의 지방 외관 및/또는 콘텐츠를 개선하거나 바꾸기 위해, 또는 분비샘을 타겟팅하여 신체의 일부 외관을 개선하거나 바꾸기 위해 이용되는 시술일 수 있다.

으며, 이에 한정되는 것은 아니다. 적어도 일부의 실시예에서, 미용적 개선은 비-수술 및 비외과적 기술이다. 다양한 실시예에서, 미용적 개선은 신체의 적어도 일부분에 재생을 제공한다.

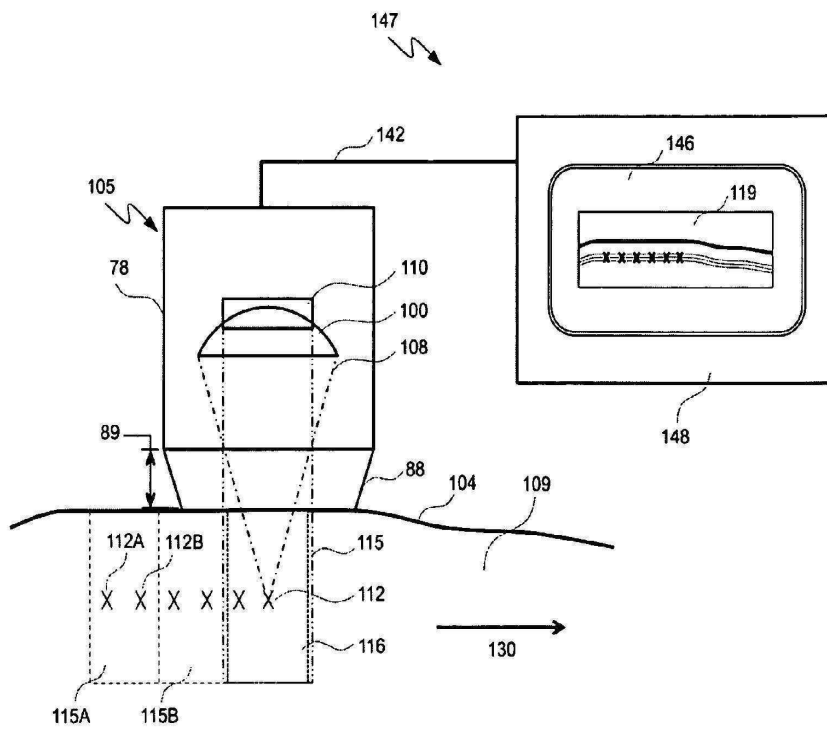
- [0115] 일부 실시예에서, 미용적 개선 방법은 진피층을 얇게 하여 피부의 탄력을 증가시킬 수 있고, 이에 따라 피부의 일부를 재생시킬 수 있다. 일부 실시예에서, 미용적 개선 방법은 상처 및/또는 세포 약점을 치료하기 위한 목적으로 내부 신체 자원 개시를 자극할 수 있다.
- [0116] 다음 특허 및 출원들은 본 명세서의 일부로 참조된다. 발명의 명칭이 스캐닝, 영상화 및/또는 치료 제어를 위한 방법 및 시스템이고 2005년 11월 17일에 공개된 미국특허출원공개공보 20050256406호, 발명의 명칭이 가변 깊이 초음파 치료를 위한 시스템 및 방법이고 2006년 3월 16일에 공개된 미국특허출원공개공보 20060058664호, 발명의 명칭이 초고주파수 초음파 치료를 위한 방법 및 시스템이고 2006년 4월 20일에 공개된 미국특허출원공개공보 20060084891호, 발명의 명칭이 조합형 초음파 치료를 위한 방법 및 시스템이고 2009년 5월 12일에 등록된 미국특허 7,530,958호, 발명의 명칭이 근육, 힘줄, 인대, 연골 조직을 치료하기 위한 방법 및 시스템 이고 2008년 3월 20일에 공개된 미국특허출원공개공보 2008071255호, 발명의 명칭이 영상화, 치료 및 온도 모니터링 초음파 시스템을 이용하여 조직 영역에 안전하게 약제를 전달하기 위한 방법 및 장치이고 2003년 9월 23일에 등록된 미국특허 6,623,430호, 발명의 명칭이 호스트 컴퓨터가 AC 전력인지 모니터링함으로써 의료 주변 장치의 안전성을 개선하기 위한 방법 및 시스템이고 2009년 8월 4일에 등록된 미국특허 7,571,336호, 및 발명의 명칭이 음향 에너지를 이용하여 약제를 조정하기 위한 방법 및 시스템 이고 2008년 11월 13일에 공개된 미국특허출원공개공보 20080281255호가 본 명세서의 일부로 참조된다.
- [0117] 이제까지의 설명은 독립적인 활용도를 갖는 적어도 하나의 발명 특징을 설명한 것이다. 발명은 예시적으로 설명 되었으며, 수많은 변형적 실시예가 가능하므로, 여기에 개시되거나 도시된 특정 실시예들이 본 발명을 한정하는 의미로 해석되어서는 안될 것이다. 본 발명은 본 명세서에서 설명된 다양한 요소들, 특징들, 기능들 및/또는 속성들의 모든 신규하고 자명하지 않은 특징들 및 이들의 조합을 포함한다.
- [0118] 본 명세서 설명된 다양한 실시예들 및 예들은 예시적인 것에 불과하며 본 발명의 전체 구성 및 발명을 설명하는 데 있어서 한정적으로 의도된 것은 아니다. 다양한 실시예, 재료, 조성물 및 방법들에 대한 균등한 변경, 수정 및 변형이 본 발명의 권리범위내에서 이루어질 수 있으며, 실질적으로 유사한 결과를 갖는다.

부호의 설명

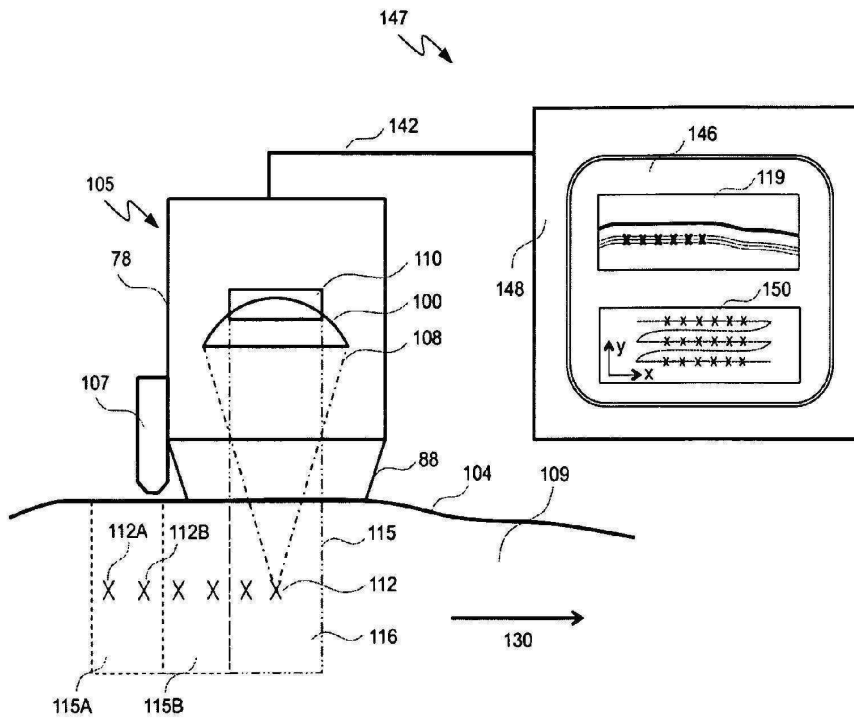
- [0120] 78: 차폐물
- 100: 치료 트랜스듀서 배열
- 105: 초음파 프로브
- 108: 치료 초음파 에너지
- 110: 영상화 트랜스듀서 배열

도면

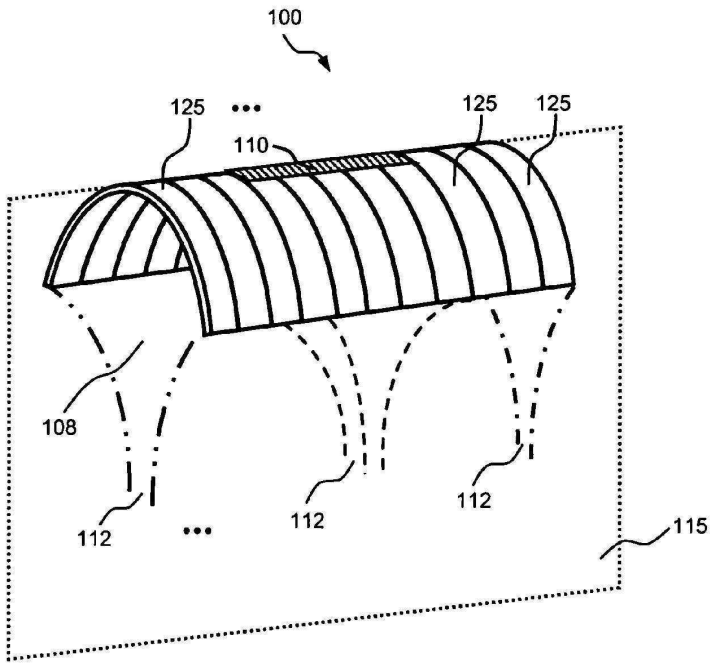
도면1



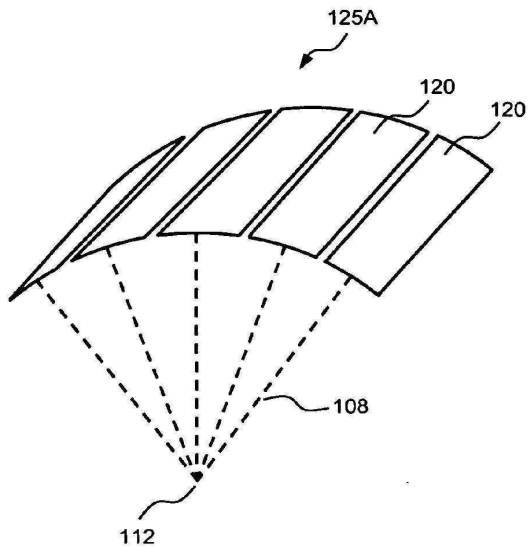
도면2



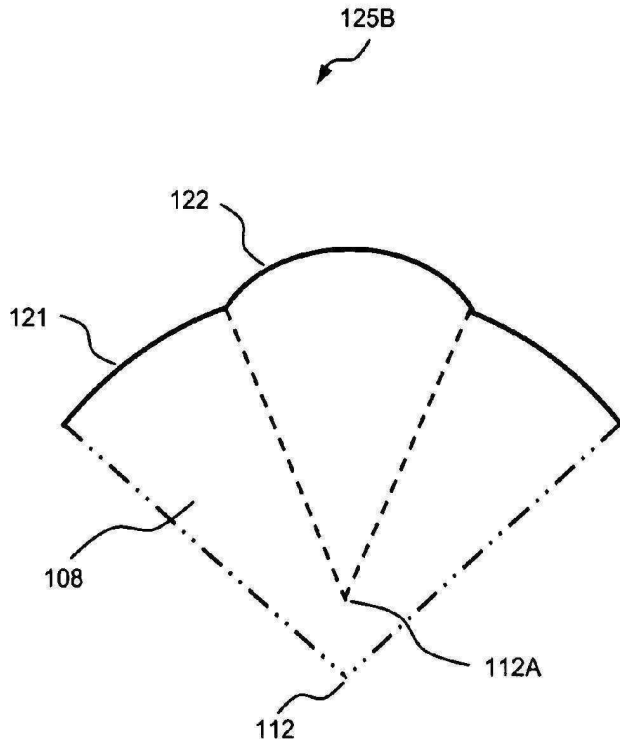
도면3



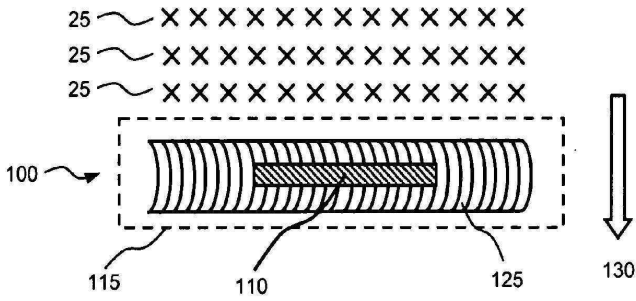
도면4



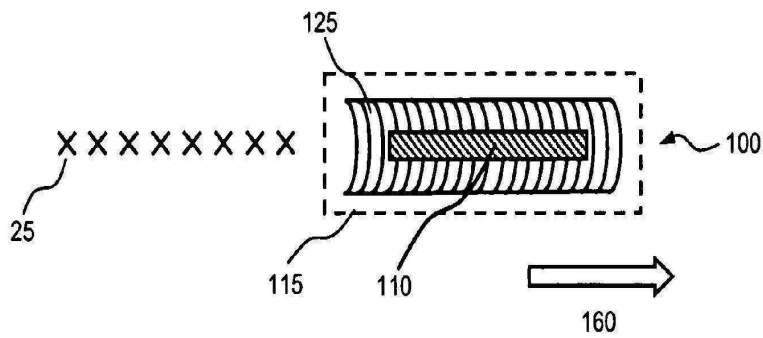
도면5



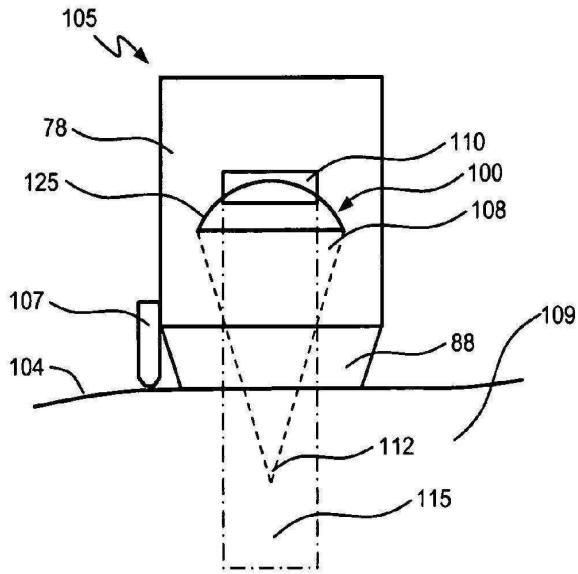
도면6



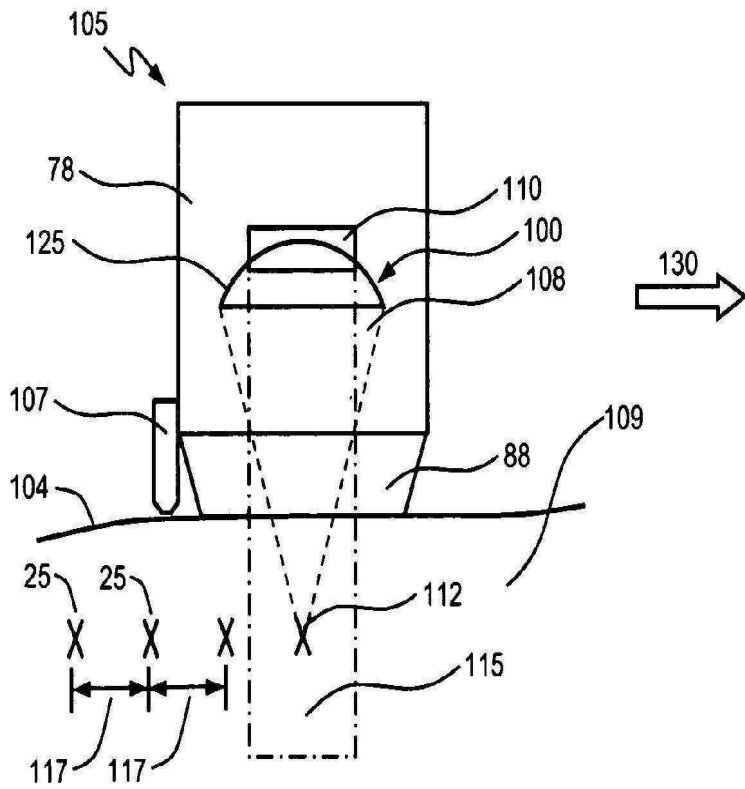
도면7



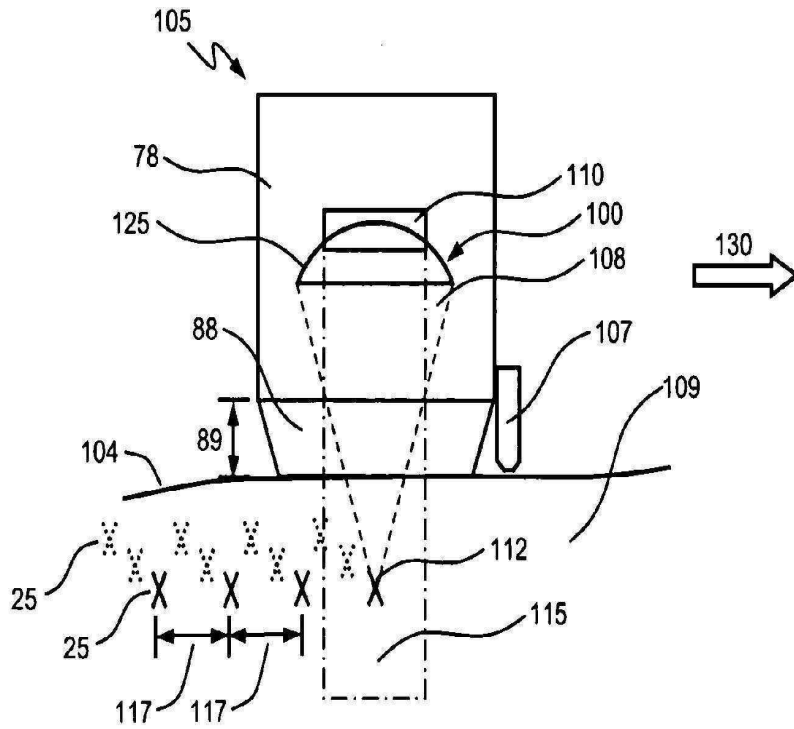
도면8



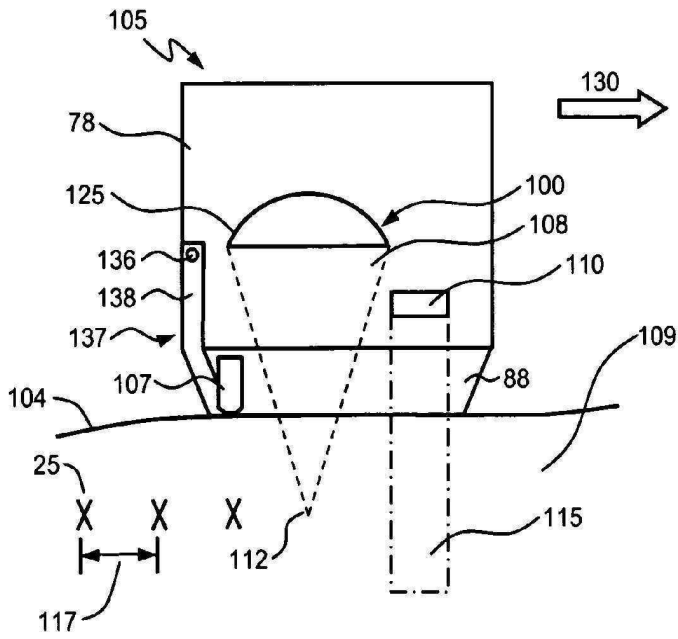
도면9



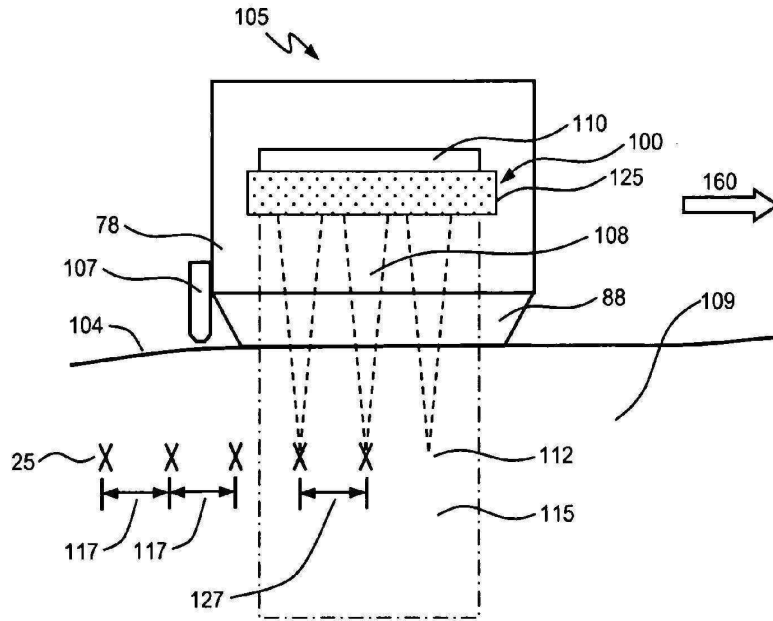
도면10



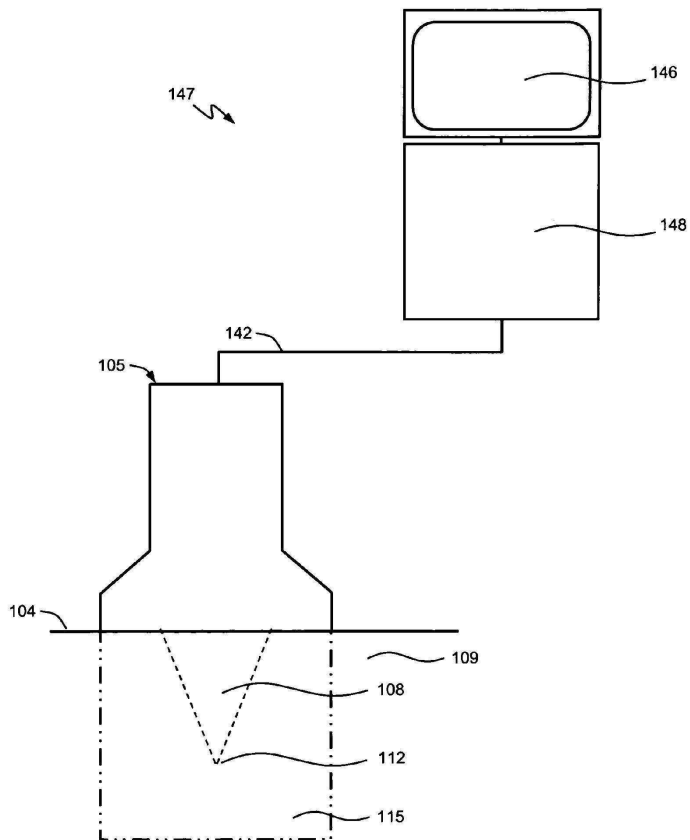
도면11



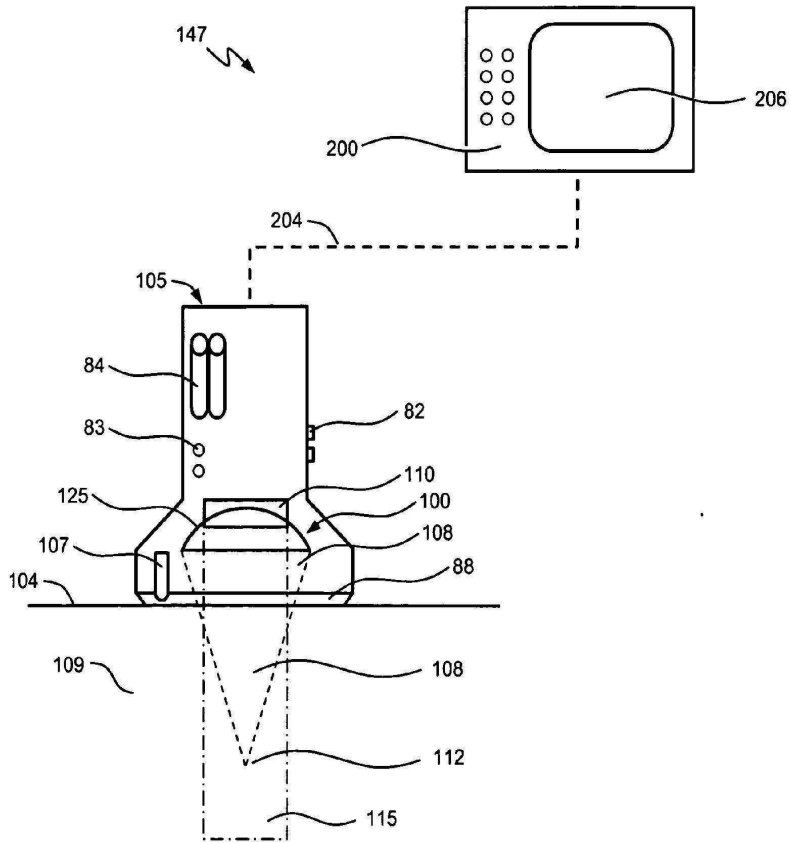
도면14



도면15



도면16



专利名称(译)	超声治疗的系统和方法		
公开(公告)号	KR1020200004466A	公开(公告)日	2020-01-13
申请号	KR1020207000093	申请日	2011-08-02
申请(专利权)人(译)	盖伊先生延长治疗系统，萨尔瓦多，萨尔瓦多.		
[标]发明人	슬래이튼미셸에이치 바쓰피터지		
发明人	슬래이튼,미셸,에이치. 바쓰, 피터, 지.		
IPC分类号	A61N7/02 A61B18/00 A61B18/04 A61B8/08 A61N7/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B18/04 A61B8/08 A61B2018/00452 A61N2007/0034 A61N2007/0052 A61N2007/0091 A61B8/14 A61B8/4254 A61B8/4272 A61B8/485 A61B2017/320069 A61B2018/00642 A61B2018/00898 A61B2090/378 A61N2007/006 A61N2007/0095 A61N2007/027 A61B8/13 A61B8/5246 A61N7/00 A61N2007/0013 A61N2007/0065		
优先权	61/369782 2010-08-02 US 61/369806 2010-08-02 US 61/370095 2010-08-02 US 61/369793 2010-08-02 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于增强时钟治疗的方法的各种实施例。该方法包括对治疗区域进行成像，利用定向超声能量将治疗区域作为目标，监视治疗区域，对扩大的视场进行成像，或者对产生的治疗 and 监视区域进行成像或位置感测。在与先前的先前治疗区域在空间上相关联的同时移动治疗区域，继续扩大的视野治疗范围，并在扩大的视野治疗区域中实现至少一个超声诱导的生物学效应。

