



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년03월22일

(11) 등록번호 10-1605527

(24) 등록일자 2016년03월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

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

(21) 출원번호 10-2014-7033661(분할)

(22) 출원일자(국제) 2005년10월06일

심사청구일자 2014년12월03일

(85) 번역문제출일자 2014년11월28일

(65) 공개번호 10-2015-0004914

(43) 공개일자 2015년01월13일

(62) 원출원 특허 10-2013-7013794

원출원일자(국제) 2005년10월06일

심사청구일자 2013년06월17일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/036377

(87) 국제공개번호 WO 2006/042201

국제공개일자 2006년04월20일

(30) 우선권주장

60/616,752 2004년10월06일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(56) 선행기술조사문헌

US06315741 B1*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

가이드드 테라피 시스템스, 엘.엘.씨.

미국, 아리조나 85202-1150, 메사, 사우스 시커로
어 스트리트 33

(72) 발명자

바쓰, 피터, 지.

미국, 아리조나 85048, 피닉스, 사우스 30 스트리트 15002

슬레이튼, 미셸, 에이치.

미국, 아리조나 85253, 템프, 이스트 웰러스 웨이 1323

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인이지

전체 청구항 수 : 총 20 항

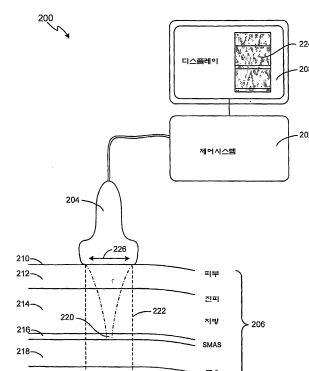
심사관 : 양응철

(54) 발명의 명칭 초음파 치료 시스템

(57) 요약

공개된 발명은 비침습성 조직치료용 시스템(100) 및 방법이다. 바람직한 치료시스템 및 방법은 영상화하고 모니터링하고, 예를 들면, SMAS 영역, 광노화된 조직, 여드름 및 피지선, 및/또는 땀샘과 같은 조직 영역(106)를 치료하도록 열 손상을 위하여 구성된다. 바람직한 실시예에 따르면, 바람직한 치료시스템 및 방법은 첫째, 치료영역과 주변구조의 국소화를 위하여 대상영역을 영상화하고, 둘째, 소망하는 치료효과를 얻도록 소정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨에 초음파에너지를 전달하고, 셋째, 치료 전, 후 및 치료하는 동안에 치료영역을 모니터링하여 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 피드백을 제공함에 의해 조직영역 치료를 하도록 구성된다.

대표도 - 도2a



(72) 발명자

마킨, 인더, 라즈, 에스.

미국, 아리조나 85215, 메사, 노쓰 디에고 스트리트 3502

오코너, 브라이언, 디.

미국, 아리조나 85021, 피닉스, 유닛 넘버 119, 웨스트 글렌데일 에버뉴 1102

(30) 우선권주장

60/616,755 2004년10월06일 미국(US)

60/617,203 2004년10월07일 미국(US)

60/617,295 2004년10월07일 미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

비침습성 조직 타이팅을 위한 초음파 치료 시스템으로서,
제어 시스템; 및
초음파 프로브를 포함하고,
상기 초음파 프로브는 하우징을 포함하고,
상기 하우징은 초음파 치료소자 및 동작 메커니즘을 수용하고,
상기 하우징의 일부는 피부 표면과 일관된 음파 결합을 위해 구성되고,
상기 동작 메커니즘은 상기 제어 시스템에 연결되고,
상기 초음파 치료소자는 대상영역에 에너지를 전달하기 위해 구성되고, 상기 대상영역은 조직을 포함하고, 상기 조직은 표층근건막체계(SMAS) 조직을 포함하고,
상기 초음파 치료소자는 상기 피부 표면 아래 고정된 심도의 상기 표층근건막체계 조직 내 복수의 콜라겐 섬유 축소를 야기하는데 충분한 온도로 에너지를 전달하기 위해 구성되고,
상기 초음파 치료소자는 상기 동작 메커니즘에 연결되고,
상기 동작 메커니즘은 상기 조직 타이팅을 야기하기 위해 상기 고정된 심도에 복수의 열 초점을 형성하도록 상기 초음파 치료소자를 이동시키며,
서로 이격된 상기 복수의 열 초점은 서로 이격된 복수의 열 손상을 형성하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 초음파 프로브는 상기 제어 시스템에 케이블로 연결되고,
상기 제어 시스템은,
마이크로프로세서;
소프트웨어;
입력장치;
전원부;
통신장치; 및
동작 메커니즘 제어부를 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 제어 시스템은 공간적 제어 및 시간적 제어를 포함하고, 상기 공간적 제어 및 상기 시간적 제어는 상기 피부 표면 아래 상기 고정된 심도에서 상기 표층근건막체계 조직 내 복수의 콜라겐 섬유의 축소를 야기하는데 충분한 온도로 에너지를 전달하는 것을 제어하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,
디스플레이를 더 포함하고,
상기 하우징은 초음파 영상소자를 더 포함하고,
상기 초음파 영상소자는 상기 디스플레이 및 상기 제어 시스템에 연결되고,
상기 초음파 영상소자는 상기 피부 표면 아래의 상기 대상영역을 영상화하기 위해 구성되고,
상기 디스플레이는 상기 대상영역의 영상을 표시하기 위해 구성되는, 초음파 치료 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,
복수의 변환소자를 제어하는 멀티플렉서; 및
영상 프로세서를 더 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 영상소자를 작동시키는 사용자 제어 스위치를 더 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 7

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 치료소자를 작동시키는 사용자 제어 스위치를 더 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 8

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 프로브와 상기 피부 표면 사이의 음파 결합부를 더 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 9

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 영상소자 및 상기 초음파 치료소자는 결합된 변환기 내에 있는, 초음파 치료 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 영상소자는 상기 초음파 프로브 내에서 상기 초음파 치료소자와 분리되어 공동수납되는, 초음파 치료 시스템.

청구항 11

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 치료소자는 구형 집중형 단일소자인, 초음파 치료 시스템.

청구항 12

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 동작 메커니즘은 상기 대상영역 내 상기 고정된 심도에서 선을 따라 상기 복수의 열 초점을 형성하도록 상기 초음파 치료소자를 선형 이동시키기 위한 선형 동작 메커니즘인, 초음파 치료 시스템.

청구항 13

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 동작 메커니즘은 상기 초음파 치료소자의 선형, 회전 또는 가변이동을 위해 구성되는, 초음파 치료 시스템.

청구항 14

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 동작 메커니즘은 상기 초음파 프로브의 상기 하우징 내에서 상기 동작 메커니즘 상의 상기 초음파 치료소자의 위치를 모니터링하기 위한 인코더를 포함하는, 초음파 치료 시스템.

청구항 15

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 치료소자는 상기 피부 표면 아래 3mm 내지 9mm 범위 내에 상기 에너지를 전달하기 위해 구성된, 초음파 치료 시스템.

청구항 16

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 치료소자는 4 MHz 내지 15 MHz의 주파수로 초음파 에너지를 전달하는 단일소자인, 초음파 치료 시스템.

청구항 17

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 초음파 치료소자는 60℃ 내지 90℃로 상기 조직을 가열하기 위해 구성되는, 초음파 치료 시스템.

청구항 18

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 영상소자는 2 MHz 내지 75 MHz의 영상 주파수로 영상화하기 위해 구성되는, 초음파 치료 시스템.

청구항 19

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 영상소자는 2 MHz 내지 75 MHz의 영상 주파수로 상기 대상영역을 영상화하고,

상기 초음파 치료소자는 4 MHz 내지 15 MHz의 주파수로 초음파 에너지를 전달하는 단일소자이고,

상기 조직 타이팅을 야기하는데 충분한 온도는 60℃ 내지 90℃인, 초음파 치료 시스템.

청구항 20

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 조직 타이팅은 상기 피부 표면 내에 페이스 리프트, 이완증 치료 및 늘어짐 치료 중 어느 하나를 일으키는, 초음파 치료 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

본 발명은 초음파 치료 및 영상시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 예를 들면 페이스 리프트 및 심부조직을 타이팅하게 하고, 및/또는 광노화된 조직, 여드름과 피지선, 및 땀샘을 치료하는데 사용하기 위한 비침습성 조직치료용 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

피부와 얼굴 근육조직의 거친 늘어짐은 일반적으로 중력 및 노화와 관련된 결합조직에서 장기간의 변화에 의해 시간이 갈수록 점차적으로 발생한다. 이러한 조직을 타이팅하게 하는 침습성 외과치료는 예를 들면 페이스 리프트 수술에 의해 일반화되어 있다. 이러한 결합조직의 늘어짐 치료에 있어서, 대개 조직의 일부가 제거되고, 봉합 또는 다른 파스너가 늘어진 조직구조를 유예시키는데 사용된다. 표면상으로, 표층성 근육 건막 시스템(SMAS)은 얼굴 표정 근육과 피부 밑 그리고 피하지방에 연속적인 표면층을 형성한다. 종래의 페이스 리프팅 수술은 그러한 봉합과 파스너 수술을 통해 SMAS의 현탁액을 포함한다.

[0003]

표적에 정확하고 정밀하며 국부적인 가열 배합을 하부의 피부와 피하지방에 마찰(열 손상)을 유도할 수 있는 명시된 온도영역에 제공하는 기술은 아직 개발되어 있지 않다. 외과 리프팅 수술에 비침습성 대안으로써 열을 발생시키고 얼굴 위 피부의 축소에 사용되었던 무선주파수(RF) 장치를 포함하는 시도가 몇몇 한정되게 성공하였다. 그러나, RF는 에너지 증착의 분산형태이다. RF 에너지는 가열된 조직의 부피와 심도 내에서 정확하게 제어하는 것이 불가능하다. 왜냐하면, RF 에너지에 의한 조직의 저항열은 조직을 통한 전기전도의 전체 경로를 따라 발생하기 때문이다. SMAS의 비침습성 타이팅을 위한 RF 에너지의 또 다른 제한은 피개(overlying) 지방과 피부층의 원치않는 파괴이다. 축소하는데 사용될 지지 결합구조를 둘러싼 지방 내에 RF로 인한 전기적 임피던스는 목표물 지지구조보다는 지방내의 온도를 더 높인다. 이와 유사하게, 중적외선 레이저와 다른 광원이 피부의 결합조직을 비침습적으로 가열하고 축소하는데 사용되었으나, 한정적으로만 성공하였다. 그러나, 빛은 국부열을 발생할 만큼 충분히 깊게 침투할 수 없기 때문에 SMAS의 비침습성 치료에 이용할 수 없다. 대략 1mm의 심도 아래에서, 빛에너지는 다양하게 분산되어 정확한 국부열을 얻을 수 있도록 집중될 수 없다.

[0004]

노화하는 개인들에게 근심이 되는 피부와 얼굴 근육영역의 늘어짐 뿐만 아니라, 인간 피부의 광노화는 오염, 산화손상, 수 십년 동안의 햇빛 노출에 의해 유도된 세포 및 세포외 변화에 의한 복합반응이다. UV 파장이 주요 책임이 있을 것으로 생각된다. 주요 피부층인 표피층과 진피층 모두 영향을 받는다. 표피층의 광노화는 주근깨(freckles)와 일광흑자(더 큰 착색된 반점)라 불리는 색소병변에 더하여, 광선각화증이라 불리는 케라티노사이트의 전암성 클론병변을 포함한다. 대략 0.1mm 두께의 최외각 피부세포층(판)인 표피층의 전부 또는 일부의

열과피는 표피층의 광노화에 효과적인 치료이다. 예를 들면, 표피층을 기화하는 레이저는 레이저 리서페이싱(laser resurfacing)라 불리는 치료에 매우 효과적이다. 그러나, 레이저 리서페이싱은 심각한 피부 상처에 감염 위험을 야기하고 상처가 치유되는데 오랜 시간이 걸린다. 광노화에 의한 피부변화는 광선탄력섬유증(진피의 상부 그물층 내에 비정상적으로 형성된 엘라스틴 섬유의 축적), 이완증, 탄력성 저하, 미세하고 거친 주름을 포함한다. 진표피 접합부 아래 일정심도까지 레이저 리서페이싱은 자극 상처치유 과정을 통해 피부 광노화를 개선 시키는데 매우 효과적일 수 있다. 심부 화학박피술, 박피술 및 표피층 및/또는 진피층의 다른 파괴방법도 효과적이며, 또한 심각한 개방피부창의 감염위험과 치유의 지연을 발생한다.

[0005] 표피층 및/또는 진피층에 자극 열 손상의 일련의 패턴도 광노화 치료에 효과적이다. 최근에, 중적외선을 사용하여 표피층과 진피층을 모두 포함하는 열 손상 구역의 미시적 어레이를 생산하는 "분획 광선열용해"는 광노화 치료에 효과적이고 잘 받아들여진다고 보고되었다(D.Manstein et al. "분획 광선열용해(Fractional Photothermolysis): 열 손상의 미시적 패턴을 이용한 피부 리모델링의 새로운 개념". Lasers Surg Med 34:426-438, 2004). 분획 광선열용해의 주요 장점은 열 손상의 각 구역이 육안으로 쉽게 볼 수 있는 것보다 더 작고, 빠른 치유반응을 일으키는 건강한 조직 구역에 의해 둘러싸여 있다는 것이다. 맨스타인(Manstein)이 설명한 바와 같이, 표피층은 개방창을 생성함이 없이 빠르게 치유하도록 자극된다. 열적으로 손상된 표피층의 미시적 구역은 수일에서 수주 후에 피부표면으로부터 아무런 손상 없이 벗겨져 나가고, 광노화 변화가 안 된 재생표피층을 남긴다. 용인되는 반복치료는 원하는 결과가 얻어질 때까지 수행된다. 분획 광선열용해로 인한 열 손상의 미시적 구역은 또한 진피층으로도 잘 확장된다. 일반적으로, 진피층은 표피층만큼 빠르게 치유되지 않는다. 수주 내지 수달에 걸친 치료 동안, 광노화로 인한 비정상적 진피층의 일부는 재생되지만, 이완증, 주름 및 피부결에 있어서 개선된다.

[0006] 분획 광선열용해(FP)는 본질적으로 대략 피부 상부 1mm의 영역에 한정된다. 그러므로 열 손상의 잘 조절된 어레이를 생성하는 기본 개념은 분획 광선열용해로 광노화의 피상적인 면에 한정된다. 피부의 이완증을 야기하기도 하는 노화 및 광노화는 더 심부의 진피층을 포함한다. 광선탄력섬유증은 진피층을 통해 대략 3mm 심도 이상까지 확장된다. 노화로 인한 이완증과 탄력성 저하는 진피층의 큰 문제가 된다.

[0007] 조직 내에 흡수되어 전파되는 방사 에너지원을 이용하여 작은 열 손상 구역의 어레이를 생성하기 위한 기본적인 요구사항은 방사 에너지원이 어레이가 요구되는 조직 심도까지 충분하게 전달되는 것이다. 피부 표면 근처에서 빛은 분획 광선열용해 내에서처럼 사용된다. 그러나, 피부를 통해 대략 1mm 정도 전파되는 빛은 다양하게 분산되어 더 이상 초점이 맞춰지거나 전달될 수 없다.

[0008] 여드름은 가장 흔한 피부병이다. 여드름은 일시적 또는 영구적인 손상을 야기한다. 여드름은 전형적으로 사춘기 근처 소년 소녀에게 성호르몬 활동이 증가할 때인 부신피질항진을 시작으로 얼굴, 등 및/또는 가슴에 나타난다. 여드름은 모낭 질병으로, 플러그가 모낭의 분출통로 내에 형성된다. 각 모낭에 부착된 피지선의 지방성 분비물인 피지와 세포 잔해가 플러그를 만든다. 모낭의 염증 및 잦은 파열이 염증을 키우고, 이에 더하여 ("흰여드름(whitehead)"), 통증, 출혈, 및/또는 결국은 흉터를 형성한다. 만약 여드름 병변이 모낭 내에 축적된 비-파열 플러그로 구성된다면, "검은여드름(blackhead)"이 형성된다. 만약 난포가 피상적으로 파열된다면, 종종 흉터 없이 몇 주 후에 치유되는 작은 농포가 형성된다. 만약 난포가 중간부나 심부 진피층 내에서 파열된다면, 고통스러운 낭포 농양이 형성된다. 낭포여드름은 대개 영구적이고 흉한 흉터를 남기고 치유된다.

[0009] 여드름의 정확한 병태 생리학은 복잡적이어서 충분히 이해되지 않는다. 그러나, 여러 개의 근본적인 소자가 여드름 병변을 생성하는데 필요하며, 여드름 치료는 하나 이상의 이들 근본적인 소자들을 공격하는데 기초한다. 첫째, 활성 피지선이 필요하다. 여드름에 대한 가장 효과적인 치료는 피지선 기능을 억제하는 레티노산(Accutane)과 같은 경구 레티노이드이다. 피지선 활성도는 안드로겐 및 다른 성스테로이드 호르몬에 의해 유도된다. 여성들은 종종 적은 양의 프로게스테인을 포함하는 피임약으로 행하는 치료에 반응하는 주기적인 여드름을 경험한다. 둘째, 플러그는 깔대기(infundibulum)라 불리는 난포의 분출통로 내에 형성되어야 한다. 박테리아, 특히 피지와 난포 잔해를 소화하는 프로프리오토타박테리아 아크네(P 아크네)는 플러그 형성에 기여한다. 국소 레티노이드, 약산 및 벤조 페록사이드는 난포성 플러그를 제거하는 치료제로써 사용된다. P 아크네에 대하여 효과적인 항생제는 국부적 또는 경구적으로 투여된다; 항생제 내성 P 아크네의 보급은 증가한다. 셋째, 염증은 플러그를 포함한 난포의 벽을 파괴하고, 피부 속으로 자극제를 방출하여 난포의 파열을 이끌고 농양형성 및 흉터를 생성하는 과정의 일부이다. 몇몇 항생제를 함유한 항염증제는 여드름 치료에 유용하다.

[0010] 현재 가장 효력있는 여드름 치료는 경구 레티노이드 요법이다. 불행하게도, 이것은 독소적이고 기형발생 치료이다. 아쿠테인을 섭취한 여성들에게 계획되지 않은 임신은 높은 태아 기형율을 이끈다. 미국에서는 이것을 방지

하기 위한 공격적 프로그램이 이행되었으나, 이러한 문제를 방지하는 데는 실패했다. 전신 레티노이드 치료 역시 치료하는 동안 극심한 건조증, 간염위험, 골변화, 기분변화, 및 기타 다른 주요 부작용을 야기한다. 낭포여드름을 치료하기 위한 경구 레티노이드의 높은 효율과 높은 독성은 피지선을 타겟으로 하는 대체치료가 요구된다는 것을 강하게 암시한다.

[0011]

신체 내의 땀샘은 아포크린선과 에크린선으로 대별된다. 아포크린선은 피지선과 유사하며, 주로 겨드랑이 내에 있다. 피지선과 같이, 이들 분비선들은 난포로 지방성 단백질성 부산물을 분비한다. 아포크린 땀의 박테리아 소화가 겨드랑이의 "몸냄새"와 주로 관련된다. 이와 유사하게, 에크린 땀샘은 손바닥, 발바닥 및 겨드랑이의 진피층 내에 깊게 위치하여 결과적으로 땀으로 되는 온도조절과 관련된다. 이들 분비선의 과도한 활성화 역시 주로 자율신경조절하에서 막대한 양의 비정상적 땀("다한증")으로 된다. 겨드랑이나 다른 영역에서의 땀의 축소는 현대사회에서 특히 바람직한 효과이다. 최근에, 화학적 땀 억제제와 테오도란트가 개인위생의 문제로서 자주 사용된다. 땀 억제제는 땀샘 관을 차단하는 소금으로부터 나온 알루미늄이다. 테오도란트는 피부 주위의 pH를 변화시켜 (냄새를 유도하는) 박테리아의 존재를 최소화시킨다. 그러나, 이들 두 성분의 효과는 일시적이며 이 화학물질은 상당한 퍼센트의 사용자의 피부에 염증을 일으킨다고 알려져 있다.

[0012]

더욱이, 최근에 과도한 땀을 관리하는데 있어서, 상당한 미충족 의료 및 화농성 한선염(염증성으로 감염된 겨드랑이)의 결과로 냄새와 함께 수반되는 문제가 있다. 아포크린 난포 내의 이러한 여드름 같은 과정은 종종 매우 고통스러운 낭포와 흉터가 겨드랑이에 반복해서 발생하는 지독한 상태인 화농성 한선염을 야기한다. 이러한 임상상태의 병인(원인)은 충분히 이해되지 않는다. 그러나, 이러한 상태를 관리하려는 많은 소폭의 효과적인 시도가 있다. 레티노이드약 치료는 소폭 작용하나 심각한 독성과 관련된다. 땀 억제제의 몇몇 처방공식이 사용되나, 그것들이 특별히 효과적인 것은 아니다. 이들 처방전은 부가된 이온 삼투요법 장치와 더불어 적용된다. 그러나, 이러한 기술은 처방전 공식보다 더 효율적이라고 알려져 있지 않다. 땀샘은 겨드랑이로부터 외과적으로 제거되고 및/또는 교감신경 공급은 외과적으로 중단된다. 이러한 접근은 이환율(morbidity), 흉터 및 비용면에서 자체 결점이 따른다. 보톡스(BOTOX[®])가 겨드랑이에서의 과도한 땀을 유발하는 신경연결부를 마비시키는데 훨씬 더 이용되고 있다. 그러나, 이것은 아직 완벽한 입증에 필요한 새로운 접근방식이다. 이러한 기술은 (고통스러운) 다양한 주사를 필요로 하고 그 결과는 단지 수개월(3-4개월) 동안 지속될 뿐이어서, 반복이 요구된다. 이러한 기술은 그 상태와 관련된 냄새를 제거하지는 않는다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0013]

페이스를 리프트하고 심부 조직을 타이트 하게 하는 데 사용하며, 및/또는 광노화된 조직, 여드름 및 피지선, 및/또는 땀샘을 치료하는데 사용하기 위한 비침습성 조직치료용 시스템 및 방법이 제공된다.

[0014]

예를 들면, 페이스를 리프트하고 심부 조직을 타이트 하게 하는데 이용하기 위한, 바람직한 치료시스템 및 방법이 SMAS 영역을 치료하도록 영상화, 모니터링, 및 열 손상을 위하여 설정된다. 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템 및 방법은 첫째, 치료영역과 주변구조의 국부화를 위하여 대상영역을 영상화하고, 둘째, 소망하는 치료효과를 얻도록 소정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨에 초음파에너지를 전달하고, 셋째, 치료 전, 후 및 치료하는 동안에 치료영역을 모니터링하여 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 피드백을 제공함에 의해 SMAS 영역 치료를 위하여 구성된다.

[0015]

바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템은 영상/치료 프로브, 제어시스템 및 디스플레이 시스템을 포함한다. 영상/치료 프로브는 다양한 프로브 및/또는 변환기 배치를 포함한다. 예를 들면, 프로브는 결합된 이중모드 영상/치료 변환기, 결합되거나 공동수납된 영상/치료 변환기, 또는 단순히 치료 프로브 및 영상 프로브로 구성된다. 제어시스템 및 디스플레이 시스템은 예를 들면, 소프트웨어와 복수개의 입출력장치를 구비한 마이크로프로세서, 전자식 및/또는 기계식 스캐닝을 제어 및/또는 변환기 복합화용 시스템, 전력전달용 시스템, 모니터링용 시스템, 프로브 및/또는 변환기의 공간위치 감지 시스템, 및 다른 것 중에서도 사용자가 입력을 제어하고 치료 결과를 기록하기 위한 시스템을 포함하는 프로브와 시스템 기능을 제어하기 위한 다양한 구성을 포함할 수도 있다.

[0016]

바람직한 실시예에 따르면, 초음파영상은 다른 것 중에서도 안면신경(운동신경), 귀밑샘, 안면동맥, 및 (감각기능용) 삼차신경과 같은 안전한 목적을 위하여 이용된다. 예를 들면, 초음파영상은 SMAS를 안면근육을 피개하는 에코에 의해 잘 정의된 표면층으로 인식하는데 사용된다. 그러한 근육은 그들을 움직임으로써 쉽게 보여지고 더

잘 인식되며, 그들의 영상은 신호와 영상처리를 통해 더 강화된다.

- [0017] 바람직한 실시예에 따르면, 집중형 초음파, 초점어레이, 초점체적, 선 초점, 및/또는 단일소자, 다중소자, 환형 어레이, 일차원, 이차원, 또는 삼차원 어레이로부터의 회절패턴, 광대역 변환기, 및/또는 렌즈, 음파구성성분, 기계식 및/또는 전자식 포커싱을 구비하거나 구비하지 않은 이들의 결합을 통한 초음파치료는 고정되고 및/또는 가변적인 심도 또는 역동적으로 제어가능한 심도와 위치에서 SMAS 영역을 치료하는데 이용된다.
- [0018] 페이스 리프트 및 심부조직 타이팅에 더하여, 광노화 조직의 초음파치료용 시스템 및 방법이 제공된다. 예를 들면, 예시된 시스템 및 방법은 첫째, 치료영역의 국부화를 위하여 해당영역을 초음파영상화하고, 둘째, 소망하는 치료효과를 얻도록 소정 심도와 패턴에 초음파에너지를 전달하고, 셋째, 치료 후 및 치료하는 동안에 치료영역을 모니터링하여 그 결과를 평가하고 및/또는 피드백을 제공하도록 구성된다. 예시된 치료시스템 및 방법은 표피층, 표층진피층, 중간진피층, 및 심부진피층을 치료하기 위하여 열마찰의 1mm 이하 및 더 넓은 영역의 어레이를 생성하도록 구성된다.
- [0019] 바람직한 실시예에 따르면, 치료시스템 및 방법은 강도, 심도, 및/또는 초점타입, 에너지레벨 및 타이밍리듬을 조정함에 의해 광노화 조직의 표피층, 표층진피층, 진피층, 중간진피층, 및/또는 심부진피층 성분을 치료하기 위하여 집중형, 산만형, 및/또는 비집중형 초음파를 사용한다. 예를 들면, 집중형 초음파는 피부 속 더 심도 또는 심지어 피하구조 속에 미시적 열 손상의 정확한 어레이를 생성하는데 사용된다. 초음파 반사에 있어서 변화 검출은 조직에 원하는 효과를 검출하도록 피드백 제어를 위하여 사용되며, 노출강도, 시간, 및/또는 위치를 제어하는데 사용된다.
- [0020] 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템은 영상/치료 프로브, 제어시스템 및 디스플레이 시스템을 포함한다. 영상/치료 프로브는 다양한 프로브 및/또는 변환기 배치를 포함한다. 예를 들면, 프로브는 이중모드 영상/치료 변환기, 결합되거나 공동수납된 영상/치료 변환기, 또는 별개의 치료 프로브 및 영상 프로브, 또는 단일 치료 프로브로 구성된다. 제어시스템 및 디스플레이 시스템은 예를 들면, 소프트웨어와 복수개의 입출력 및 통신장치를 구비한 마이크로프로세서, 전자식 및/또는 기계식 스캐닝 제어 및/또는 변환기 복합화용 시스템, 전력전달용 시스템, 모니터링용 시스템, 프로브의 공간적 위치 및/또는 변환기의 시간 파라미터 감지용 시스템, 및 다른 것 중에서도 사용자가 입력을 제어하고 치료 입력 및 결과를 기록하기 위한 시스템을 포함하는 프로브와 시스템 기능을 제어하기 위한 다양한 구성을 포함할 수도 있다.
- [0021] 여드름과 피지선의 초음파 치료용 시스템 및 방법이 제공된다. 바람직한 시스템 및 방법은 오직 치료만으로서의 사용, 치료와 모니터링, 영상화와 치료, 또는 치료, 영상화, 및 모니터링으로의 사용을 통한 것과 같은 다양한 방법으로 피지선의 타겟치료를 위하여 구성된다. 피지선의 타겟치료는 다양한 공간적 및 시간적 에너지 세팅으로 집중형, 산만형, 또는 비집중형 초음파의 사용을 통해 제공된다.
- [0022] 바람직한 시스템 및 방법은 다양한 방법으로 열 및 손상영역을 생산하도록 구성된다. 예를 들면, 예시된 시스템 및 방법은 치료될 분비선과 관련된 사용자에게 명시된 치료층 심도내의 피지선 기능을 파괴함으로써 열 및 손상영역을 생산하도록 구성된다. 또한, 예시된 시스템 및 방법은 타겟 조직층의 전체 부피를 가열하고 파괴하기보다는, 특별히 한정된 패턴으로 치료층 내에 열 및 손상영역을 생산하도록 구성된다. 또한, 예시된 시스템 및 방법은 피지선의 분비부와 같은 위치에서 발생하도록 하기 위하여 치료층 내에 그러한 가열 및 손상영역을 특히 목표로 하도록 구성된다.
- [0023] 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템은 제어시스템, 영상/치료 프로브, 및 디스플레이 시스템을 포함한다. 영상/치료 프로브는 다양한 프로브 및/또는 변환기 배치를 포함한다. 예를 들면, 프로브는 결합된 이중모드 영상/치료 변환기, 결합되거나 공동수납된 영상/치료 변환기, 치료 프로브, 또는 단순히 치료 프로브 및 영상 프로브로 구성된다. 제어시스템 및 디스플레이 시스템은 예를 들면, 소프트웨어와 복수개의 입출력장치를 구비한 마이크로프로세서, 전자식 및/또는 기계식 스캐닝 제어 및/또는 변환기 복합화용 시스템, 전력전달용 시스템, 모니터링용 시스템, 프로브 및/또는 변환기의 공간적 위치 감지 시스템, 및 다른 것 중에서도 사용자가 입력을 제어하고 치료 결과를 기록하기 위한 시스템을 포함하는 프로브와 시스템 기능을 제어하기 위한 다양한 구성을 포함할 수도 있다.
- [0024] 바람직한 실시예에 따르면, 초음파 영상은 안전한 목적, 즉, 생명구조에 손상입히는 것을 피할 수 있도록 하는데 사용된다. 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 초음파 영상은 대상영역의 피지선의 위치 및/또는 피지선의 심도를 한정하는데 사용된다. 그러한 분비선들은 모낭을 따라 놓여 있는 것으로 보여 질 수 있으며, 그들의 영상은 신호 및 영상처리를 통해 더욱 강화될 것이다.

[0025] 바람직한 실시예에 따르면, 집중형, 산만형, 또는 비집중형 초음파, 초점어레이나 치료영역 어레이, 초점궤적이거나 치료영역 궤적, 선 초점이나 선 치료영역, 표면 또는 부피초점이나 표면 또는 부피 치료영역을 통해 전달되며, 및/또는 단일소자, 다중소자, 환형 어레이, 일차원, 이차원, 또는 삼차원 어레이로부터의 회절패턴, 광대역 변환기, 및/또는 렌즈, 음파구성부, 기계식 및/또는 전자식 집중형이나 비집중형을 구비하거나 구비하지 않은 이들의 결합을 통한 초음파치료는 고정되고 및/또는 가변적인 심도 또는 역동적으로 제어가능한 심도와 위치에서 피지선을 치료하는데 이용된다.

[0026] 본 발명은 결과적으로 땀샘질환이 되는 상태 치료를 위하여 치료 초음파에너지를 사용하기 위한 비침습성 시스템 및 방법을 설명한다. 초음파 시스템 및 방법은 표층조직(예를 들면, 피부)의 영역에 초음파 에너지를 전달하도록 배열된 변환기 프로브와 제어시스템을 포함한다. 이것은 초음파 에너지가 이상 땀샘 집단이 피부 표층 바로 아래에 위치되는 특별한 심도에 침적되도록 하기 위함이다.

[0027] 다양한 바람직한 실시예에 따르면, 초음파 변환기는 에너지 농축의 심도와 모양이 치료영역과 매치 되도록 많은 다른 주파수대에서 구동된다. 또한, 변환기로부터 방사된 초음파원이나 빔은 원통형이나 구형 배열내에서 각각 고도로 집중되거나, 비집중되거나, 또는 분산되며, 및/또는 조직으로부터 직접 빔을 방사 하거나, 또는 다양한 다른 배열이 되도록 계획된다. 또한, 초음파 분야는 최상의 조직효과 및/또는 땀샘을 치료하기 위한 공형변태타입을 얻을 수 있도록 적절한 방법으로 공간적 및 시간적으로 변화된다.

도면의 간단한 설명

[0028] 본 발명의 주제는 명세서의 결론부에서 특히 지적된다. 그러나, 수술 조직 및 방법으로써, 본 발명은 첨부된 도면에 따른 설명을 참고하여 가장 잘 이해되며, 같은 부분은 같은 부호에 의하여 언급된다.

도 1은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 치료시스템의 블록도이다;

도 2a-2q는 본 발명의 다양한 바람직한 실시예에 따른 조직 치료용 초음파 영상/치료 및 모니터링 시스템의 개요도이다;

도 3a 및 3b는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 바람직한 제어시스템의 블록도이다;

도 4a 및 4b는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 바람직한 프로브 시스템의 블록도이다;

도 5는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 바람직한 변환기의 단면도이다;

도 6a 및 6b는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 바람직한 변환기의 단면도이다;

도 7은 본 발명의 다양한 바람직한 실시예에 따른 초음파 치료용 바람직한 변환기 배열을 도시한다;

도 8a 및 8b는 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예에 따른 바람직한 변환기의 단면도이다;

도 9는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 초음파 치료용 2차원 어레이로써 배열된 바람직한 변환기를 도시한다;

도 10a-10f는 본 발명의 다른 바람직한 실시예에 따른 바람직한 변환기의 단면도이다;

도 11은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 음파 결합 및 냉각 시스템의 개요도이다;

도 12는 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 2차 치료시스템 뿐만 아니라 보조 치료모니터링 및/또는 치료영상화 서브시스템 및 방법을 결합한 초음파 치료 서브시스템을 포함하는 치료시스템의 블록도이다; 및

도 13은 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 하나 이상의 능동적 또는 수동적인 경구삽입이 제공되는 영상, 치료, 또는 모니터링을 구비한 개요도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029] 본 발명은 다양한 기능적 구성성분과 처리단계에 의해 설명된다. 이러한 구성과 단계는 명기된 기능을 수행하도록 배열된 임의 개수의 하드웨어 구성성분에 의해 실현됐음이 인식되어야 한다. 예를 들면, 본 발명은 하나 이상의 제어시스템 또는 다른 제어장치의 제어하에 다양한 기능을 수행하는, 다양한 의료치료장치, 시각영상 및 디스플레이장치, 입력단자 등을 사용한다. 또한, 본 발명은 임의의 의료배경에서 실현될 것이며, 여기서 설명된 바와 같은 비침습성 페이스 리프트와 심부조직 타이팅, 광노화 조직, 여드름과 피지선, 및 땀샘용 시스템 및 방법과 관련된 바람직한 실시예는 단지 본 발명의 바람직한 응용의 예시일 뿐이다. 예를 들면, 설명된 원리, 특

성 및 방법은 근육 근막, 분비선 또는 다른 조직영역 또는 다른 의료 분야에 적용된다. 또한, 본 발명의 다양한 실시예가 다른 응용에도 적절하게 적용된다.

[0030]

본 발명의 다양한 실시예에 따르면, 조직 치료용 시스템 및 방법이 제공된다. 예를 들면, 도 1을 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 대상영역(106)를 치료하도록 구성된 치료시스템(100)은 제어시스템(102), 음파결합을 구비한 영상/치료 프로브(104), 및 디스플레이 시스템(108)을 포함한다. 제어 시스템(102)과 디스플레이 시스템(108)은 예를 들면, 소프트웨어와 복수개의 입출력장치를 구비한 마이크로프로세서, 전자식 및/또는 기계식 스캐닝 제어 및/또는 변환기 복합화용 시스템과 장치, 전력전달용 시스템, 모니터링용 시스템, 프로브 및/또는 변환기의 공간적 위치 감지 시스템, 및 다른 것 중에서도 사용자가 입력을 제어하고 치료 결과를 기록하기 위한 시스템을 포함하는 프로브(102)와 전체 시스템(100)을 제어하기 위한 다양한 구성을 포함한다. 영상/치료 프로브(104)는 다양한 프로브 및/또는 변환기 구성을 포함할 수 있다. 예를 들면, 프로브(104)는 결합된 이중모드 영상/치료 변환기, 결합되거나 공동수납된 영상/치료 변환기, 또는 단순히 별개의 치료 프로브 및 영상 프로브로 구성된다.

[0031]

바람직한 실시예에 따르면, 치료시스템(100)은 첫째, 치료영역과 주변구조의 국부화를 위하여 대상영역(106)를 영상화하고, 둘째, 소망하는 치료효과를 얻도록 소정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨에 초음파에너지를 전달하고, 셋째, 치료 전, 후 및 치료하는 동안에 치료영역을 모니터링하여 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 피드백을 제공함에 의해 조직영역 치료를 하도록 구성된다.

[0032]

페이스 리프트 치료에 관하여는, SMAS 영역 및 결합조직은 대략 60℃ 이상의 온도의 열 치료에 의해 영구적으로 타이트해 질 수 있다. 절제(ablating)함으로써, 콜라겐 섬유는 길이의 대략 30%까지 즉시 축소한다. 축소된 섬유는 조직의 타이트닝을 만들 수 있으며, 그 축소는 콜라겐 섬유의 우세 방향을 따라 발생한다. 물체를 통하여, 콜라겐 섬유는 만성적인 스트레스(긴장)의 라인을 따라 결합조직에 부설된다. 노화된 얼굴에서, SMAS 영역의 콜라겐 섬유는 중력 긴장선을 따라 두드러지게 나타나 있다. 이들 섬유의 축소는 노화에 따른 이완증 및 늘어짐 보정을 위하여 원하는 방향으로 SMAS의 타이트닝을 가져오게 된다. 상술한 치료는 SMAS 영역 및 유사한 지지 결합조직의 명시된 영역의 절제를 포함한다.

[0033]

또한, SMAS 영역은 다른 위치, 예를 들면 0.5mm ~ 5mm 또는 그 이상에서 심도와 두께가 변한다. 얼굴에서, 신경, 귀밑샘, 동맥 및 정맥과 같은 중요한 구조는 SMAS 영역의 위, 아래 또는 근방에 있다. 아래턱을 생성하는 뺨의 늘어짐과 관련된 귀바퀴 앞 영역, 늘어진 눈썹과 관련된 이마영역, 늘어진 목과 관련된 아래턱 영역과 같은 위치에서의 SMAS의 타이트닝은 수행된다. 피개 또는 말단/내재 조직, 예를 들면 근위조직에 심각한 손상 없이, SMAS 영역 또는 다른 지지 피하결합조직의 대략 60-90℃ 온도까지 국부 가열, 뿐만 아니라 SMAS 영역에 치료에너지의 정확한 전달, 및 치료 전, 후 및 치료하는 동안에 대상영역으로부터 피드백을 얻는 것을 통한 치료는 치료시스템(100)을 통하여 적절하게 완수된다.

[0034]

도 2를 참조하여, 바람직한 시스템(200) 및 방법을 더욱 설명하기 위하여, 치료영역과 주변구조의 국부화를 이용하여, 영역(222)를 영상화하는 것과 같은 대상영역(206)의 영상화 및 디스플레이(208)에 대상영역(206)의 영상(224)을 디스플레이하는 것은 초기에 수행된다. 다음으로, SMAS 영역(216)를 치료하기 위한 열 손상 또는 절제의 원하는 치료효과를 얻도록 적절한 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨에 초음파에너지(220)의 전달이 제어 시스템(202)에 의한 제어를 통해 프로브(204)에 의해 적절하게 제공된다. 치료 전, 후 및 치료하는 동안, 예를 들면 SMAS 영역(216)에 초음파 에너지 전달 전, 후 및 전달 동안에 치료영역과 주변구조의 모니터링은 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 피드백을 제공하도록 제어시스템(202)과 시스템 사용자에게 제공된다.

[0035]

영상(224)의 초음파 영상화 및 제공은 SMAS층(216)의 안전한 타겟팅을 이용할 수 있다. 예를 들면, 도 2b를 참조한, 에너지 전달을 위한 명시적 타겟팅은 안면신경(운동신경)(234), (타액을 만드는)귀밑샘(236), 안면동맥(238), 및 다른 영역 사이의 (감각기능용)삼차신경(232)과 같은 생명구조가 가열되는 것을 피하는데 더 잘 이용된다. 또한, 제한되고 제어된 치료심도를 제공하기 위해 타겟된 에너지전달을 구비한 영상화의 이용은 예를 들면, 귀밑샘 아래 놓여있는 통상적으로 10mm 두께의 안면신경과 같은 심부 구조가 손상되는 기회를 최소화시킨다.

[0036]

*도 2c를 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 대상영역(206)의 영역(222)의 초음파 영상은 SMAS층(216)을 안면 근육(218)을 피개하는 표면의 에코 밀집층으로 묘사하는데 사용될 수도 있다. 그러한 근육은 예를 들면 일반적으로 도면부호 250 및 252를 향한 방향으로 근육층(218)의 연장 굽힘에 의해 근육(218)을 움직임으로써 영역

(222) 영상을 통해 보여진다. 그러한 영역(222) 영상은 신호와 영상처리를 통해 더 강화된다. SMAS층(216)이 국부화 및/또는 인식되었다면, SMAS층(216)은 치료를 위하여 준비된다.

[0037]

적절한 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지 레벨에 초음파 에너지(220)의 전달은 SMAS 영역(216)을 치료하기 위한 열 손상의 원하는 치료효과를 얻도록 제어시스템(202)에 의한 제어동작을 통해 프로브(204)에 의해 제공된다. 작동 동안에, 프로브(204)는 확장된 영역을 치료하도록 조직 표층영역(226) 내에서 기계식 및/또는 전자식으로 스캔 될 수도 있다. 또한, 치료 심도(220)의 공간적 제어는 대략 5mm ~ 7mm 사이의 심도에 통상적으로 놓이는 SMAS층(216)을 치료하도록, 대략 0 ~ 15mm사이의 넓은 범위 사이와 같은 다양한 범위에서 적절하게 조정되고, 대략 3mm ~ 9mm 사이의 한정된 범위에 제한되는 조정으로 약간 분리된 심도에 적절하게 고정되며, 및/또는 치료 동안에 역동적으로 조정된다. SMAS 영역(216)에 초음파 에너지 전달 전, 후 및 전달 동안에 치료영역과 주변구조의 모니터링은 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 피드백을 제공하도록 제어시스템(202)과 시스템 사용자에게 제공된다.

[0038]

예를 들면, 도 2d에 도시된 바와 같은 바람직한 실시예에 따르면, 영역(222)의 초음파영상은 영역(260 및 262)의 방향으로 SMAS층(216)의 축소량을 지켜봄으로써 치료를 모니터링하는데 사용된다. SMAS층(216)의 실질상 즉각적인 축소의 개시는 영역(222)의 초음파영상에 의해 검출되며, 신호와 영상처리를 통해 더 강화된다. 그러한 축소의 모니터링은 비침습성 리프팅 및 조직 타이팅의 의도된 치료목표를 확인할 수 있기 때문에 이상적일 수 있다; 게다가, 그러한 모니터링은 시스템 피드백을 위하여 사용된다. 영상 모니터링에 더하여, 다양한 다른 바람직한 실시예에 따라 적절하게 모니터링되는 부수적인 치료파라미터는 온도, 비디오, 외형분석기, 압력 영상 및/또는 게이지, 또는 임의의 다른 적절한 공간적, 시간적 및/또는 다른 조직 파라미터를 포함한다.

[0039]

예를 들면, 도 2e에 도시된 바와 같은 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 모니터링 시스템(200) 및 방법은 온도 프로파일 또는 치료영역(222)의 음파속도나 감쇠와 같은 대상영역(206)의 조직 파라미터를 적절하게 모니터링하고, 초음파 치료변환기 프로브(204)의 에너지 레벨과 공간적 및/또는 시간적 특성을 적절하게 조정한다. 그러한 모니터링 기술의 결과는 모니터링 결과(270)의 1차원, 2차원, 또는 3차원 영상에 의한 것과 같은 다양한 방법으로 디스플레이(208)에 표시되거나, 또는 성공, 실패 및/또는 완수/완료 타입의 지시, 또는 이들의 결합과 같은 지시자(272)를 포함한다.

[0040]

도 2f에 도시된 바와 같은 바람직한 실시예에 따르면, SMAS층(216)내의 특별영역(222)의 타겟팅은 피부(210), 진피층(212), 지방/지방조직(214), SMAS/근육근막 및/또는 다른 지지조직(216), 및 근육(218)과 같은 조직의 결합을 포함하는 대상영역(206) 내로 적절하게 확장된다. 적어도 하나의 근육조직, 지방조직, SMAS 및/또는 다른 근육근막, 피부, 및 진피층의 결합형태로 적어도 하나의 SMAS층(216) 또는 다른 근육근막층을 포함하여 치료되는 그러한 조직 및/또는 근막 결합의 치료는 치료 시스템(200)에 의해 적절하게 얻어진다. 예를 들면, SMAS층(216)의 치료는 치료시스템(200) 내에서 프로브(204)의 공간 및 시간 파라미터의 적절한 조정에 의해 진피층(280)의 치료와 결합하여 완수된다.

[0041]

광노화 조직의 치료에 관해서는, 피부표면 근처 뿐만아니라 중간진피층, 및/또는 심부진피층 내에 열 손상의 미시적 구역의 잘 제어된 어레이를 생산할 수 있도록 하는 것이 바람직하다. 또한, 조직의 변성을 가져올 수 있는 대략 60°C보다 높은 온도에서 진피층의 열 절제는 그와 같은 열 병변의 어레이에 있어서 바람직하다. 열작용에 의한 진피층의 축소는 결과적으로 레이저 리서페이싱 동안 피부의 타이팅이 된다.

[0042]

광학적 또는 RF 접근법에 비하여, 초음파 에너지는 비교적 분산이 없는 파동으로써 초음파 주파수에 의존하여 조직 내로 수 cm의 심도까지 전파된다. 전파하는 파동에너지로 얻을 수 있는 국소초점의 크기는 파장에 의존한다. 초음파 파장은 초음파 주파수에 의해 나누어진 음파속도와 같다. 조직에 의한 초음파의 감쇠(주로, 흡수)도 주파수에 의존한다.

[0043]

바람직한 실시예에 따르면, 광노화 조직의 표피층, 표층진피층, 진피층, 중간진피층, 및 심부진피층의 성분을 치료하기 위하여 집중형, 산만형, 또는 비집중형 초음파의 사용은 강도, 심도, 및 초점타입, 에너지레벨 및 타이밍 리듬의 조정을 통해서 실행한다. 예를 들면, 집중형 초음파는 분획 광선열용해(FP)에 비해 소정의 이득을 갖는 미시적 열 절제 구역의 정확한 어레이를 생성하는데 사용된다. 고주파수와 표층초점 또는 회절패턴을 가져온다면, 초음파 절제는 FP를 모방하나 더 단순한 절제장치를 이용할 수 있다. 분획 광선열용해와 다르게, 초음파는 피부 속 또는 피하구조 속으로 더 깊게 절제구역의 어레이를 생산할 수 있다. 초음파 반사에서 변화의 검출은 조직에 원하는 효과를 검출하도록 피드백 제어를 위해 사용되며, 노출강도, 시간, 및/또는 위치를 제어하는데 사용된다.

- [0044] 도 2g를 참조한, 광노화 조직치료를 초음파 사용을 더욱 설명하기 위하여, 예시된 시스템 및 방법이 대상영역(206)의 영역(222)를 초기에 영상화하고, 치료영역 및 주변구조의 국부화 동안 그 영역(224)를 디스플레이하도록 구성된다. 국부화 이후에, 표피층(212), 표층진피층(214), 중간진피층(216), 및/또는 심부진피층(218)을 치료하기 위한 열 절제의 원하는 치료적 효과를 얻을 수 있도록 일정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨의 초음파에너지(220)의 전달이 제공된다. 치료 전, 후, 동안, 예를 들면, 초음파 에너지 전달 전, 후, 동안에, 예시된 시스템(200) 및 방법이 치료영역 및 주변구조를 적절하게 모니터링하여 그 결과를 계획 및 평가하고 및/또는 제어 시스템(202) 및 시스템 사용자에게 피드백을 제공할 수 있다.
- [0045] 영상기능이 대상영역을 영상화하여 이용할 수 있도록 제어시스템(202)내에 구성되는 반면에, 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템(200)은 영상기능 없이 오직 치료용으로만 또는 치료와 모니터링용으로 구성될 수도 있다. 그러한 경우에, 대략 0 ~ 5mm 미만의 대상영역의 이전에 알려진 심도는 광노화 피부의 치료구역을 얻는데 사용된다.
- [0046] 내부의 프로브(204) 및/또는 변환기는 밀접하게 이격된 치료지점의 매트릭스를 발생시키는 라인처럼, 확장된 영역 위에 치료구역(260)이 위치하도록 일 방향(226)으로 기계식 및/또는 전자식으로 스캔 된다. 치료 심도(220)는 대략 0 ~ 5mm 범위 사이, 또는 다른 한편으로 심부진피층 심도까지 조정된다. 치료는 고정된 심도 또는 약간 분리된 심도에 한정되며, 또는 미세한 범위인 대략 0 ~ 5mm 범위 또는 심부 진피의 최대 심도에 제한 조정되며, 또는 위에 피하지방영역(250)가 놓여 있는 대상영역(206)의 치료를 위하여 치료 동안에 역동적으로 조정된다.
- [0047] 도 2h를 참조한, 본 발명의 바람직한 실시예에 따르면, 치료구역(260)은 진피층의 영역을 통해 확장되며, 심지어 표피층(262)까지 확장된다. 더욱이, 치료구역의 심도가 증가함에 따라, 그 단면은 표피층 또는 그 근처의 얇은 영역 내의 작은 크기(264)(1mm 이하)로부터 중간진피층 또는 그 근처의 중간 구역 내의 중간크기(266)(1mm 이하 ~ mm), 또는 심부 진피층 또는 그 근처의 심부 구역 내의 큰 크기(268)(mm)까지 증가한다. 게다가, 단일 치료구역은 심도와 함께 단면이 확장한 모양을 가지며, 및/또는 몇몇 더 작은 치료구역의 혼합으로 구성된다. 치료구역의 간극은 치료구역 크기와 비슷하게 된다. 초음파 빔은 제어시스템에 의해 변환기의 위치, 주파수, 치료 심도, 구동진폭, 및 시간을 변화시킴으로써 공간적 및/또는 시간적으로 제어된다. 예를 들면, 초음파 빔은 2005.10.6.에 미국특허출원되고 참고문헌으로 본 발명에 합병된, 제목이 "인간 표피조직의 제어된 열 손상을 위한 시스템 및 방법"인 발명에 공개된 것으로 제어된다.
- [0048] 도 2i를 참조한, 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템(200) 및 방법은 온도 프로브 또는 치료영역의 음파속도나 감쇠와 같은 대상영역(206)의 다른 조직 파라미터를 모니터링하고, 초음파 치료변환기의 에너지 레벨과 공간적 및/또는 시간적 특성을 적절하게 조정한다. 그러한 모니터링 기술의 결과는, 예를 들면 모니터링 결과(270)의 1차원, 2차원, 또는 3차원 영상의 디스플레이를 통해서 디스플레이(208)에 표시되거나, 또는 성공, 실패 및/또는 완수/완료 타입의 지시, 또는 이들의 결합과 같은 지시자(272)를 포함한다. 부수적인 치료 모니터링 방법은 하나 이상의 온도, 비디오, 외형분석기, 압력 영상 및/또는 게이지, 또는 임의의 다른 적절한 감지방법에 기초한다.
- [0049] 도 2j를 참조한, 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 확장된 대상영역(280)은 피하 지방(fat)/지방(adipose) 조직(250)과 같은 조직의 결합을 적절하게 포함한다. 그러한 조직의 결합은 적어도 하나의 근육조직, 지방조직, 또는 치료에 유용한 다른 조직과의 결합형태로, 적어도 하나의 표피층(212), 표층진피층(214), 중간진피층(216), 또는 심부진피층(218)을 포함한다. 예를 들면, 표층진피층의 치료(260)는 프로브(204) 내에서 변환기의 공간 및 시간 파라미터의 적절한 조정에 의해 피하지방(250)의 치료(220)와 결합하여 완수된다.
- [0050] 여드름과 피지선의 치료와 관련하여, 여드름을 가진 환자에게는 피지선을 일시적 또는 영구적으로 파괴하는 것이 바람직하다. 이들 분비선이 발생하는 심도는 대략 1 ~ 7mm로, 피부두께와 신체영역에 따라 다르다. 본 발명의 다양한 실시예에 따르면, 여드름과 피지선을 치료하는 시스템 및 방법이 제공된다. 예를 들면, 도 1을 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 대상영역(ROI)(106)를 치료하도록 구성된 예시된 치료시스템(100)은 제어시스템(102), 음파결합을 구비한 영상/치료 프로브(104), 및 디스플레이 시스템(108)을 포함한다.
- [0051] 제어시스템(102)과 디스플레이(108)는, 예를 들면 소프트웨어와 복수개의 입출력 및 통신장치를 구비한 마이크로프로세서, 전자식 및/또는 기계식 스캐닝 제어 및/또는 변환기 복합화용 시스템, 전력전달용 시스템, 모니터링용 시스템, 프로브의 공간위치 및/또는 변환기의 시간파라미터 감지 시스템, 및/또는 다른 것 중에서도 사용자가 입력을 제어하고 치료입력과 결과를 기록하기 위한 시스템을 포함하는, 프로브(104)와 시스템(100)의 기능을 제어하기 위한 다양한 배치를 포함한다. 영상/치료 프로브(104)는 다양한 프로브 및/또는 변환기 배치를 포함할 수 있다. 예를 들면, 프로브(104)는 결합된 이중 모드 영상/치료 변환기, 결합되거나 공동수납된 영상/치

료 변환기, 별개의 치료 프로브 및 별개의 영상 프로브, 또는 단순한 치료 프로브로 구성된다. 바람직한 실시예에 따르면, 영상변환기는 대략 2 ~ 75 MHz 이상의 주파수에서 동작할 수 있는 반면에, 치료에너지는 통상적인 2 ~ 25 MHz의 주파수를 구비한, 대략 2 ~ 50 MHz의 주파수로 전달된다.

[0052] 도 2a를 참조한, 예시된 치료시스템 및 방법은 대상영역(206) 내의 영역(222)을 초기에 영상화하고, 치료영역 및 주변구조의 국부화, 예를 들면 피지선(232)의 인식을 이용하여 디스플레이(208) 위에 그 영역(224)을 표시하도록 구성된다. 국부화 이후에, 피지선(232)을 치료하기 위한 열 절제의 원하는 치료적 효과를 얻을 수 있도록 일정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨의 초음파 에너지(220)의 전달이 제공된다. 치료 전, 후, 및/또는 동안, 예를 들면, 초음파 에너지 전달 전, 후, 및/또는 동안에, 치료영역 및 주변구조의 모니터링은 그 결과를 더욱 계획 및 평가하고 및/또는 제어시스템(202) 및 시스템 작동자에게 피드백을 제공하도록 수행된다.

[0053] 바람직한 실시예에 따르면, 국부화는 대상영역의 피지선의 위치 및/또는 피지선의 심도를 한정하는데 사용되는 초음파영상을 통해 이용된다. 그러한 분비선들은 모낭을 따라 놓여 있는 것으로 보여 질 수 있으며, 그들의 영상은 신호 및 영상처리를 통해 더욱 강화될 것이다. 초음파 영상은 안전한 목적, 즉, 생명구조에 손상입히는 것을 피할 수 있도록 하는데 사용된다. 다른 바람직한 실시예에 따르면, 국부화는 영역(222)를 영상화함이 없이 완수될 수도 있으나, 대신 피지선 또는 다른 타겟 영역의 이전에 알려진 심도에 기초한다.

[0054] 초음파 에너지 전달을 위하여, 프로브(204) 및/또는 영상/치료 변환기는 확장된 영역 위에 치료구역이 위치하도록 예를 들면 방향(226)을 따라 기계식 및/또는 전자식으로 스캔 된다. 치료 심도(220)는 대략 1 ~ 7mm 범위 사이에서, 피지선(232)의 최대 심도까지 조정된다. 그와 같은 에너지 전달은 반복된 "영상 및 태움" 기술, 예를 들면 타겟 피지선을 영상화한 다음 초음파 에너지를 인가하는 것,을 통하거나, 또는 "용단폭격(carpet bomb)" 기술, 예를 들면 초기 또는 진행중인 영상화 없이 확장된 영역 위 알려진 심도에 초음파 에너지를 인가하는 것,을 통하여 발생한다.

[0055] 도 2b를 참조한, 치료구역(242)은 선, 면, 또는 표면 위로 확장되며, 심지어 대략 1 ~ 7mm 범위의 통상적인 피지선 심도(240)를 가로질러 확장된 구역 위로 확장된다. 프로브(204)는 치료구역(242)을 넓은 영역으로 확장하기 위하여, 예를 들면 도면부호 226을 따라 직선으로, 기계식 및/또는 전자식으로 스캔 된다. 프로브(204)는 치료구역(242)을 더욱 확장하기 위하여 더 긴 직선(228)을 따라 더 스캔 되거나 이동된다. 임의의 치료구역(242)에 대해서는, 치료구역(242)이 대상영역(206) 내에서 심도가 증가할수록 치료구역(242)의 단면적은 크기가 작은 크기로부터 중간크기 넓은 크기로 증가한다. 즉, 더 큰 심도에서, 치료 병변의 크기는 증가한다. 또한, 치료구역(242)은 심도와 함께 단면이 확장한 병변타입을 가지며, 및/또는 몇몇 더 작은 치료구역의 혼합으로 구성된다. 예를 들면, 병변의 "십자수(cross-stitched)"시리즈, 병변의 웨지형 시리즈, 또는 임의의 적절하게 형성된 공형병변이 치료구역(242)을 따라 생성된다.

[0056] 프로브(204)로부터의 초음파 빔은 제어시스템(202)에 의해 조종되는 제어와 함께, 배치, 거리, 치료 심도 및 변환기 구조와 같은 변환기의 공간파라미터, 뿐만 아니라 주파수, 구동진폭, 및 타이밍과 같은 변환기의 시간파라미터를 변화시킴으로써 공간적 및/또는 시간적으로 제어된다. 그와 같은 공간 및 시간 파라미터는 치료시스템(200) 내의 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템에서 적절하게 모니터링되고 및/또는 이용된다. 그와 같은 공간적 및/또는 시간적 제어의 결과로써, 다양하고, 명시적으로 타겟된, 모양, 크기 및 방향의 공형병변이 치료구역(242)을 따라 배치된다.

[0057] *도 2c를 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 하나 이상의 치료구역(242)은 조직의 타겟층의 전체부피를 가열하거나 파괴하기보다는, 이격된 치료지점의 불연속 반점 또는 손상되거나 파괴된 조직의 2차원이나 3차원 매트릭스, 예를 들면 십자수, 타원형/시가형, 웨지형, 버섯형 또는 임의의 다른 공형병변의 매트릭스와 같은 공간적으로 한정된 패턴으로 치료구역 내에 가열 및 손상 영역을 생산하도록 구성된다. 주변영역이 피해를 보지않는 이와 같은 치료에 있어서, 주변의 손상되지 않은 조직은 빠른 치유와 회복에 도움이 된다.

[0058] 도 2d를 참조한, 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 모니터링 방법은 온도 프로파일 또는 치료영역(222)의 감쇠, 음파속도, 또는 경직과 긴장과 같은 기계식 특성과 같은 대상영역(206)의 다른 조직 파라미터를 모니터링하고, 및 프로브(204)의 초음파 치료변환기 에너지 레벨과 공간적 및/또는 시간적 특성을 적절하게 조정한다. 그러한 모니터링 기술의 결과는 모니터링 결과(250)의 1차원, 2차원, 또는 3차원 영상에 의해 디스플레이(208)에 표시되거나, 또는 성공 또는 실패형 지시자(252), 또는 이들의 결합을 단순히 포함한다. 부수적인 치료 모니터링 기술은 하나 이상의 온도, 비디오, 외형분석기, 및/또는 경직 또는 긴장 게이지 또는 임의의 다

큰 적절한 감지 기술에 기초한다.

- [0059] 도 2e를 참조한, 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 치료시스템(200)은 다른 것들 중에서도 피하 지방/지방 조직(216) 및 근육(218)과 같은 조직의 결합을 포함하는 확장된 치료대상영역(252)의 치료를 위하여 구성된다. 다수의 이러한 조직은 적어도 하나의 표피층(212), 진피층(214), 지방조직(216), 근육조직(218)의 상부에 놓여있는 근육근막, 점막, 모구(230), 모간(234), 모구(230)와 표피층(212) 사이의 모낭, 혈관, 아포크린 땀샘, 진피층(214) 내에 놓여 있는 에크린 땀샘, 지방(216) 또는 근육(218), 및/또는 임의의 다른 대상조직과 결합한 피지선을 포함하여 치료된다. 예를 들면, 피지선(232) 영역(220)의 치료는 프로브(204) 내의 변환기의 공간적 및/또는 시간적 치료 파라미터의 적절한 조절에 의하여 모(hair) 영역(260)에서의 치료와 결합하여 수행된다.
- [0060] 바람직한 실시예에 따르면, 땀샘치료에 관한 비침습성 시스템 및 방법과 관련하여, 초음파 변환기 프로브 및 제어시스템은 초음파 에너지를 땀샘 모집단의 치료가 요구되는 타겟/명시된 심도와 구역에 전달하도록 구성된다. 변환기 프로브로부터의 초음파 빔은 공간적 및/또는 시간적으로 조정되고, 수정되며 또는 다른 한편으로 대상영역의 땀샘의 적절한 치료에 합당하도록 제어된다.
- [0061] 바람직한 실시예에 따르면, 영상변환기는 대략 2 ~ 75 MHz 이상의 주파수에서 동작할 수 있는 반면에, 치료에너지는 통상적인 2 ~ 25 MHz의 주파수를 구비한, 대략 2 ~ 50 MHz의 주파수로 전달된다.
- [0062] 도 2a를 참조한, 땀샘(230)은 일반적으로 모구(236)에 가까운 심도의 진피층(214) 내에 위치된다. 이에 한정되는 것은 아니나, 예를 들면 거드랑이, 손바닥 및 발바닥과 같은 특히 해부학적 영역의 치료를 요하는 땀샘을 치료하기 위하여, 초음파 변환기 프로브는 물, 미네랄지방, 젤, 등과 같은 많은 결합매체 중 하나를 사용하여 피부에 결합된다.
- [0063] 예를 들면, 도 2b를 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템 및 방법은 대상영역(206) 내의 영역(222)을 초기에 영상화하고, 치료영역 및 주변구조의 국부화, 예를 들면 피지선(232)의 인식을 이용하여 디스플레이(208) 위에 그 영역(224)을 표시하도록 구성된다. 국부화 이후에, 땀샘(230)을 치료하기 위한 열 절제의 원하는 치료적 효과를 얻을 수 있도록 일정 심도, 분포, 타이밍, 및 에너지레벨의 초음파에너지(220)의 전달이 제공된다. 치료 전, 후, 및/또는 동안, 예를 들면, 초음파 에너지 전달 전, 후, 및/또는 동안에, 치료영역 및 주변구조의 모니터링은 그 결과를 더욱 계획 및 평가하고 및/또는 제어시스템(202) 및 시스템 작동자에게 피드백을 제공하도록 수행된다.
- [0064] 바람직한 실시예에 따르면, 국부화는 타겟 영역(220)에 한정된 패턴으로 농축되기 전에 대상영역에서 땀샘(230)의 위치 및/또는 땀샘(230)의 심도를 한정하는데 사용되는 초음파영상을 통해 이용된다. 그러한 분비선들은 모낭(232)과 모구(236)를 따라 놓여 있는 것으로 보여 질 수 있으며, 그들의 영상은 신호 및 영상처리를 통해 더욱 강화된다. 초음파 영상은 또한 안전한 목적, 즉, 신경말단(240)과 같은 생명구조에 손상입히는 것을 피할 수 있도록 하는데 사용된다. 다른 바람직한 실시예에 따르면, 국부화는 영역(222)을 영상화함이 없이 완수될 수도 있으나, 대신 땀샘 또는 다른 타겟 영역의 이전에 알려진 심도에 기초하며, 그림으로써 타겟 영역(220)에서 피부표면(210) 바로 아래 특히 알려진 심도에 에너지를 선택적으로 농축시키도록 기하적 및/또는 전자식으로 배열된다.
- [0065] 프로브(204)로부터의 초음파 빔은 제어시스템(202)에 의해 조종되는 제어와 함께, 배치, 거리, 치료 심도 및 변환기 구조와 같은 변환기의 공간파라미터, 뿐만 아니라 주파수, 구동진폭, 및 시간과 같은 변환기의 시간파라미터를 변화시킴으로써 공간적 및/또는 시간적으로 제어된다. 예를 들면, 몇몇 적용례에서, 어느 한 위치에서의 시간적 에너지노출은 대략 40ms ~ 40s 범위인 반면에, 대응하는 에너지원 주파수는 대략 500kHz ~ 15MHz 범위이다. 그와 같은 공간 및 시간 파라미터는 치료시스템(200) 내의 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템에서 적절하게 모니터링되고 및/또는 이용된다. 그와 같은 공간적 및/또는 시간적 제어의 결과로써, 다양하고, 명시적으로 타겟된, 모양, 크기 및 방향의 공형변형은 타겟영역(220) 내에 배치된다.
- [0066] 바람직한 실시예에 따르면, 땀샘(230)영역에 초음파 에너지 전달로 인한 치료는 표피 하부영역(0.5-10mm 직경구역)의 선택적 절제영역을 얻는데 사용된다. 예를 들면, 하나 이상의 치료구역(242)은 조직의 타겟층의 전체부피를 가열하거나 파괴하기보다는, 이격된 치료지점의 불연속 반점 또는 손상되거나 파괴된 조직의 2차원이나 3차원 매트릭스, 예를 들면 십자수, 타원형/사각형, 웨지형, 버섯형 또는 임의의 다른 공형변형의 매트릭스와 같은 공간적으로 한정된 패턴으로 절제손상영역을 생산하도록 구성된다. 주변영역이 피해를 보지않는 이와 같은 치료에 있어서, 주변의 손상되지 않은 조직은 빠른 치유와 회복에 도움이 된다.
- [0067] 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 치료영역의 전체 인접시트는 얻어질 수 있으며, 그렇게 하여 상기 영역내의

모든 땀샘은 절제된다. 땀샘영역의 선택적 치료에 더하여, 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 치료시스템(200)은 1-7mm 심도에 있는 지방층에 "응단폭격"을 하도록 배치될 수 있으며, 예를 들면, 겨드랑이에 있는 땀샘의 90%까지 어떤 생리조직 없이 절제된다.

[0068] 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 모니터링 방법은 온도 프로파일 또는 치료영역(222)의 감쇠, 음파속도, 또는 치료영역의 경직 및 긴장과 같은 기계적 특성과 같은 대상영역(206)의 다른 조직 파라미터를 모니터링하고, 및 프로브(204)의 초음파 치료변환기 에너지 레벨과 공간적 및/또는 시간적 특성을 적절하게 조정한다. 그러한 모니터링 기술의 결과는 모니터링 결과(250)의 1차원, 2차원, 또는 3차원 영상에 의해 디스플레이(208)에 표시되거나, 또는 성공 또는 실패형 지시자(252), 또는 이들의 결합을 단순히 포함한다. 부수적인 치료 모니터링 기술은 하나 이상의 온도, 비디오, 외형분석기, 및/또는 경직 또는 긴장 게이지 또는 임의의 다른 적절한 감지 기술에 기초한다. 음파분야로부터의 비열효과는 축소된 활성화로 내부의 땀 발생 아포크린 및 에크린 세포에 "쇼크(shock)" 일 수도 있다. 실시예로써 여기에 언급된 이들 효과는 음파공동현상, 음파유동, 세포간 전단효과, 세포공명효과 등이나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0069] 바람직한 실시예에 따르면, 집중형 지향식 초음파 에너지는 (약리식의 결합 없이) 겨드랑이의 땀샘치료에 사용된다. 예를 들면, 임상지시는 화농성한선염 관리하에서 사용된다. 선택된 심도에 농축된 초음파 에너지는 겨드랑이, 손바닥, 및 발바닥영역에서의 땀샘 과다활동의 치료를 위하여 최근에 처방된 많은 제약식과 결합하여 사용될 수도 있다. 보톡스(BOTOX[®])나 레티노이드와 같은 제약제제와 결합하여 타겟 영역에 전달된 초음파 에너지는 (1)열 및 비열 메카니즘에 의한 제제의 활성화 증가, (2)전반적인 약 복용의 필요성 감소, 뿐만 아니라 약 독성 감소, (3)영역 선택방법으로 약의 국부효과 증대에 의해 땀샘영역을 치료하는데 상승적으로 유용하다.

[0070] 예시된 제어시스템(202)과 디스플레이 시스템(208)은 프로브 및 시스템 기능성을 제어하기 위하여 다양한 방법으로 구성된다. 도 3a 및 3b를 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 제어시스템(300)은 조직치료를 위한 전체 요법적 치료과정의 제어 및 조정을 위하여 구성된다. 예를 들면, 제어시스템(300)은 전력부(302), 감지 및 모니터링부(304), 냉각 및 결합 제어부(306), 및/또는 프로세싱 및 제어 논리부(308)를 적절하게 포함한다. 제어시스템(300)은 조직치료를 위한 치료시스템을 완수하도록 얼마간의 서브시스템 및 구성부를 가지고 다양한 방법으로 배치되고 최고로 활용될 수 있으며, 도 3a 및 3b의 실시예는 단지 설명하기 위한 목적일 뿐이다.

[0071] 예를 들면, 전력부(302)에 대하여, 제어시스템(300)은 변환기 전자 증폭기/구동기(312)에 필요한 전력을 포함하여, 전체 제어시스템(300)에 전기에너지를 공급하도록 배열된 하나 이상의 직류(DC) 전원부(303)를 포함할 수 있다. DC 전류감지부(305)는 안전 및 모니터링 목적을 위하여 증폭기/구동기(302)로 가는 전력레벨을 확인하도록 제공된다.

[0072] 증폭기/구동기(302)는 다중채널 또는 단일채널 전력증폭기 및/또는 구동기를 포함한다. 변환기 어레이 배열에 대한 바람직한 실시예에 따르면, 증폭기/구동기(312)는 어레이 초점을 이용하도록 빔형성기를 가지고 배열될 수도 있다. 예시된 빔형성기는 관련된 전환논리를 구비한 오실레이터/디지털식으로 제어된 파형 합성기(synthesizer)(310)에 의해 전기적으로 여기된다.

[0073] 전력부는 다양한 필터링 배열(314)을 포함할 수도 있다. 예를 들면, 전환가능한 조화필터 및/또는 정합은 구동 효율 및 효과를 증가시키도록 증폭기/구동기(312)의 출력에 사용된다. 전력검출부(316)는 적절한 동작 및 교정을 확인하도록 포함될 수도 있다. 예를 들면, 전력과 다른 에너지 검출부(316)는 예시된 프로브 시스템으로 가는 전력량을 모니터링하는데 사용된다.

[0074] 다양한 감지 및 모니터링부(304)는 제어시스템(300)내에서 적절하게 완수될 수도 있다. 예를 들면, 바람직한 실시예에 따르면, 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어부(324)는 대상영역으로부터 음파정보 또는 다른 공간적 및 시간적 정보와 같은 정보를 수신하여 처리하는 변환기 프로브(204) 내에서 완수되는 다양한 동작검출시스템을 가지고 작동하도록 구성된다. 감지 및 모니터링부도 다양한 제어, 인터페이스와 스위치(309) 및/또는 전력 검출부(316)를 포함한다. 이와 같은 감지 및 모니터링 성분(304)은 치료시스템(200) 내에서 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템을 이용할 수 있다.

[0075] 냉각/결합 제어시스템(306)은 예시된 프로브(204)로부터 열낭비를 제거하도록 제공되고, 표층조직인터페이스 및 심부조직에 제어된 온도를 제공하며, 및/또는 변환기 프로브(204)로부터 대상영역(206)까지 음파결합을 제공한다. 이와 같은 냉각/결합 제어시스템(306)은 다양한 결합 및 피드백성분을 가진 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백배열에서 작동하도록 구성될 수도 있다.

[0076] 프로세싱 및 제어 논리부(308)는 펌웨어 및 제어 소프트웨어(326)를 포함하여, 하나 이상의 마이크로컨트롤러,

마이크로프로세서, 필드-프로그램 게이트어레이(FPGAs), 컴퓨터보드, 및 이들의 조합구성과 같은 다양한 시스템 프로세서 및 디지털 제어 논리부(307)를 포함하며, 입출력회로 뿐만 아니라 제어 및 인터페이싱회로 및 통신, 디스플레이, 인터페이싱, 저장, 문서화, 및 다른 유용한 기능용 시스템을 사용자에게 결부시킨다. 시스템 소프트웨어 및 펌웨어(326)는 모든 초기화, 시간, 레벨세팅, 모니터링, 안전성 모니터링, 및 사용자가 규정한 치료 목적을 완수하는데 요구되는 모든 다른 시스템기능을 제어한다. 더욱이, 다양한 제어스위치(308)는 작동을 제어 하도록 적절하게 배치된다.

[0077]

예시된 변환기 프로브(204)는 다양한 방법으로 구성되며 작동을 이용하는 다양한 실시예에서 많은 재활용 및/또는 폐기가능한 구성을 포함할 수 있다. 예를 들면, 변환기 프로브(204)는 조직인터페이스에 변환기 결합을 용이하게 하기 위한 임의 타입의 하우징 또는 배열 내에 구성되며, 그와 같은 하우징은 다양한 모양, 윤곽 및 구성을 포함한다. 변환기 프로브(204)는 임의 타입의 정합, 예를 들면, 전기적으로 전환식 전기정합; 다중통신용 장치회로 및/또는 개구/소자 선택회로; 및/또는 프로브핸들, 전기정합, 하나 이상의 직렬 EEPROM(메모리)와 같은 변환기 사용내력 및 교정을 확인하는 프로브 인식장치를 포함한다. 변환기 프로브(204)는 케이블과 커넥터, 동작메카니즘, 동작센서 및 인코더; 열모니터 센서; 및/또는 사용자 제어와 상태 관련 스위치, 및 LEDs와 같은 지시자도 포함한다. 예를 들면, 프로브(204) 내의 동작메카니즘은 다중병변을 제어적으로 생성하는데 사용되며, 또는 프로브 동작의 감지 그 자체는, 예를 들면 프로브(204)가 갑자기 움직이거나 중단되는 경우를 대비하여 안전성을 이유로, 복수개의 병변을 제어적으로 생성하거나 및/또는 생성을 중단시킬 수도 있다. 게다가, 외부동작 인코더 아암은 사용하는 동안 프로브를 붙잡는데 사용되며, 그렇게 하여 프로브(204)의 공간위치 및 자세는 제어시스템에 송부되어 병변생성을 제어하는데 유용하도록 한다. 더욱이, 외관변형기나 다른 영상화 장치와 같은 다른 감지 기능은 다양한 바람직한 실시예에 따라 프로브내로 통합된다. 더욱이, 여기에 예시된 요법은, 예를 들면 2004.09.16.자로 출원되고 제목이 "다중방향 변환기를 구비한 초음파치료용 시스템 및 방법"인 미국특허출원번호 제10/944,499호와, 2004.09.16.자로 출원되고 제목이 "가변심도 초음파치료 시스템 및 방법"인 미국특허출원번호 제10/944,500호에 공개된 변환기에 의해 수행될 수도 있으며, 이것은 여기에 참고문헌으로 합병된다.

[0078]

도 4a 및 4b를 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 제어 인터페이스(402), 변환기(404), 결합부(406), 및 모니터링/감지부(408), 및/또는 동작메카니즘(410)을 포함한다. 그러나, 변환기 프로브(400)는 제어된 열 손상을 위한 초음파 에너지를 공급하도록 얼마간의 부분과 구성부들에 의해 다양한 형태로 구축되거나 최적화될 수 있는 것으로서, 도 4a 및 4b의 실시예는 단지 설명하기 위한 목적일 뿐이다.

[0079]

제어 인터페이스(402)는 변환기 프로브(400)의 제어를 용이하게 하기 위해 제어시스템(300)과 결부하여 구성된다. 제어 인터페이스성분(402)은 멀티플렉서/개구 선택기(424), 전환식 전기정합 네트워크(426), 직렬 EEPROMs 및/또는 기타 프로세싱 구성부와 정합 및 프로브 사용정보(430) 및 인터페이스 커넥터(432)를 포함할 수 있다.

[0080]

결합부(406)는 대상영역의 변환기 프로브(400)의 결합을 용이하게 하기 위한 다양한 장치를 포함한다. 예를 들면, 결합부(406)는 초음파 에너지와 신호의 음파결합을 위해 구성된 냉각 및 결합 음파 시스템(420)을 포함한다. 다수의 연결구성을 갖는 음파 냉각/결합 시스템(420)은 음파를 대상영역으로 결합시키거나, 인터페이스 및 심부 조직에서 온도를 제어하거나, 집중형 액체-충진 렌즈를 공급하거나, 및/또는 변환기 여열을 제거하는데 이용된다. 결합시스템(420)은 그와 같은 결합을 공기 및 기타 기체, 액체 및 기타 유체, 젤, 고체, 및/또는 이들의 임의의 결합을 포함하는 다양한 결합매체, 또는 신호가 변환기 활성소자(412)와 대상영역 사이에 전송되도록 하는 임의의 기타 매체의 사용을 통해 용이하다. 바람직한 실시예에 따르면, 결합기능을 제공하는 것에 더하여, 결합 시스템(420)은 치료적용 동안 온도제어를 제공하도록 구성될 수도 있다. 예를 들면, 결합 시스템(420)은 결합매체의 온도를 적절하게 제어함으로써 변환기 프로브(400)와 대상영역 그 이상 사이의 인터페이스 표면이나 영역의 제어된 결합을 하도록 구성된다. 이러한 결합매체에 적절한 온도는 다양한 방법으로 얻어질 수 있으며, 열전대, 서미스터 또는 임의의 기타 장치 또는 결합매체의 온도측정을 위해 구성된 시스템과 같은 다양한 피드백 시스템이 이용된다. 이와 같은 제어된 냉각은 변환기 프로브(400)의 공간 및/또는 열에너지 제어를 더욱 용이하게 하도록 구성된다.

[0081]

도 11을 더욱 참조한, 바람직한 실시예에 따르면, 음파 결합 및 냉각(1140)은 변환기 프로브(1104)로부터의 에너지와 영상신호를 대상영역(1106)에 음파적으로 결합하고, 프로브에서의 열제어를 대상영역 인터페이스(1110)와 심부조직에 제공하고, 및 영역(1144)에서 변환기 프로브로부터의 잠재된 여열을 제거하도록 제공된다. 온도 모니터링은, 온도측정 메카니즘(1148)을 제공하고 제어시스템(1102)과 열제어 시스템(1142)을 통해 제어되는, 열센서(1146)를 통해 결합 인터페이스에 제공된다. 열제어는 탈열제 또는 자연전도나 대류를 통하는 것과 같은 수동냉각, 또는 펄티어 열전자냉각기, 냉각제, 또는 펌프, 유체유기, 거품검출기, 흐름센서, 흐름채널/관(1144)

및 열제어(1142)를 포함하는 유액계 시스템과 같은 능동냉각으로 구성된다.

- [0082] 다음으로 도 4를 참조하면, 모니터링 및 감지부(408)는 다양한 동작 및/또는 위치센서(416), 온도 모니터링 센서(418), 사용자 제어 및 피드백 스위치(414) 및 제어시스템(300)에 의한 제어를 용이하게 하기 위한, 예를 들면, 다양한 공간적 및 시간적 특성들을 모니터링하는 개-루프 및 폐-루프 피드백 배열을 통해 공간적 및/또는 시간적 제어를 용이하게 하는 다른 유사성분을 포함한다.
- [0083] 동작 메카니즘(410)은 수동작동, 기계식정렬, 또는 이들의 몇몇 결합을 포함한다. 예를 들면, 동작 메카니즘(410)은 가속도계, 인코더 또는 기타 위치/방향장치(416)의 사용을 통해 변환기 프로브(400)의 가능한 운동과 위치를 판단하는 것과 같이, 제어시스템(300)에 의해 적절하게 제어된다. 선형, 회전 또는 가변운동은 용이하게 된다, 예를 들면, 그들은 치료적용 및 조직윤곽표면에 의존한다.
- [0084] 변환기(404)는 SMAS층과 타겟 영역을 치료하도록 배열된 하나 이상의 변환기를 포함한다. 변환기(404)는 하나 이상의 변환기 소자 및/또는 렌즈(412)를 포함할 수도 있다. 변환소자는 납 지르콘 티탄(PZT), 크리스탈, 플라스틱, 및/또는 합성물질, 뿐만 아니라 리튬니오브(lithium niobate), 납티탄, 바륨티탄, 및/또는 납메타니오브(lead metaniobate)과 같은 압전활성물질을 포함할 수 있다. 압전활성물질에 더하여, 또는 그 대신에, 변환기(404)는 방사와 음파에너지를 발생시키도록 구성된 임의의 다른 물질을 포함할 수 있다. 변환기(404)는 압전활성물질에 결합된 것처럼 변환소자와 이를 따라서 배열된 하나 이상의 정합층을 포함할 수도 있다. 음파정합층 및/또는 제동은 소망하는 전자음파 응답을 얻는데 필수적으로 사용될 것이다.
- [0085] 바람직한 실시예에 따르면, 변환기(404)의 변환소자의 두께는 균등하게 구성된다. 즉, 변환소자(412)는 전체적으로 실질상 동일한 하나의 두께를 갖도록 구성된다. 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 변환소자(412)의 두께는 가변적으로 구성된다. 예를 들면, 변환기(404)의 변환소자(412) 영상적용을 위하여 대략 2kHz ~ 75MHz의 센터작동주파수를 제공하도록 선택된 첫번째 두께를 갖도록 구성된다. 변환소자(412)는 또한 치료용으로 통상적인 4MHz ~ 15MHz 사이를 포함한, 대략 2 ~ 400MHz의 센터작동주파수를 제공하도록 선택된 두번째 두께를 갖도록 구성된다. 변환기(404)는 원하는 응답을 발생시키기 위한 적절한 출력을 제공하도록 적어도 2개 이상의 주파수를 가지고 여기되는 단일 광대역 변환기로써 구성된다. 변환기(404)는 2개 이상의 개별 변환기로써 구성되며, 각 변환기는 하나 이상의 변환소자를 포함한다. 변환소자의 두께는 원하는 치료범위 내에 센터작동주파수를 제공하도록 구성된다.
- [0086] 변환기(404)는 집중형, 평면형, 또는 비집중형 단일소자, 다중소자, 또는 1차원, 2차원 및 환형 어레이; 선형, 곡선형, 부채꼴, 또는 구형 어레이; 구형, 원통형, 및/또는 전자식으로 집중형, 비집중형, 및/또는 렌즈 원을 포함하는 어레이 변환기와 임의의 결합상태인 하나 이상의 개별 변환기로 구성된다. 예를 들어, 도 5에 도시된 바람직한 실시예를 참조하면, 변환기(500)는 위상초점을 용이하게 하도록 음파 어레이로 구성된다. 즉, 변환기(500)는 가변하는 전자시간지연을 통한 다양한 위상에 의해 작동되는 전자 개구의 어레이로써 구성된다. 용어 "작동"에 의해, 변환기(500)의 전자 개구는 전자시간지연에 의해 야기되는 위상변화에 대응하는 에너지 빔을 생산하거나 전달하도록 조작되고, 구동되며, 사용되고, 및/또는 구성된다. 예를 들면, 이들 위상변화는 비집중형 빔, 평면 빔, 및/또는 집중형 빔을 전달하는데 사용되며, 이들 각각은 대상영역(510) 내에 다른 생리효과를 얻도록 결합하여 사용된다. 변환기(500)는 하나 이상의 전자시간지연으로 위상 개구 어레이를 발생, 생산 및/또는 구동하기 위한 임의의 소프트웨어 및/또는 다른 하드웨어를 부가적으로 포함할 수 있다.
- [0087] 변환기(500)는 또한 다양한 주파수를 이용하여 하나 이상의 대상영역에 집중된 치료를 제공하도록 구성된다. 집중된 치료를 제공하기 위해서, 변환기(500)는 치료를 용이하게 하는 하나 이상의 가변심도장치를 구비하도록 구성된다. 예를 들면, 변환기(500)는 2004.09.16.자로 출원되고, 현재 출원서류에 적어도 한 명의 공동발명자 및 공동 양도인을 가졌으며, 여기에 참고문헌으로 합병된 제목이 "가변 심도 초음파용 시스템 및 방법"인 미국특허출원번호 제10/944,500호에 공개된 가변심도장치를 가지고 구성된다. 또한, 변환기(500)는 2004.09.16.자로 출원되고, 현재 출원서류에 적어도 한 명의 공동발명자 및 공동 양도인을 가졌으며, 여기에 참고문헌으로 합병된 제목이 "다중방향성 변환기를 구비한 초음파치료용 시스템 및 방법"인 미국특허출원번호 제10/944,499호에 공개된 것처럼, 고조파 또는 펄스 에코영상의 권능을 통해 하나 이상의 부수적 ROI(510)을 치료하도록 구성될 수도 있다.
- [0088] 더욱이, 다양한 역학적 렌즈 또는 가변초점렌즈, 예를 들면, 액체-충진 렌즈는 음역을 집중되거나 및/또는 비집중되도록 하는데 사용된다. 예를 들어, 도 6a 및 6b에 도시된 바람직한 실시예를 참조하면, 변환기(600)는 ROI(610)을 치료하는데 있어서 증가된 유연성을 용이하게 하도록 하나 이상의 변환소자(606)와 결합한 전자 초점 어레이(604)를 구비하도록 구성된다. 어레이(604)는 변환기(502)와 유사한 방법으로 구성된다. 즉, 어레이

(604)는 가변 전자기장, 예를 들면 $T_1, T_2 \dots T_j$ 를 통한 다양한 위상에 의해 작동되는 전자 개구의 어레이로써 구성된다. 용어 "작동"에 의해, 어레이(604)의 전자 개구는 전자기장에 의해 야기되는 위상변화에 대응하는 방법으로 에너지를 생산하거나 전달하도록 조작되고, 구동되며, 사용되고, 및/또는 구성된다. 예를 들면, 이들 위상변화는 비집중형 빔, 평면 빔, 및/또는 집중형 빔을 전달하는데 사용되며, 이들 각각은 ROI(610)에 다른 생리효과를 얻도록 결합하여 사용된다.

[0089] 변환소자(606)는 오목면, 볼록면, 및/또는 평면이 되도록 구성된다. 예를 들면, 도 6a에 도시된 바람직한 실시예에 있어서, 변환소자(606)는 ROI(610)의 치료를 위한 집중형 에너지를 제공하기 위하여 오목면으로 구성된다. 부가적인 실시예는 여기에 참고문헌으로 합병된, 제목이 "가변 심도 변환기 시스템 및 방법"인 미국특허출원번호 제10/944,500호에 공개되어 있다.

[0090] 도 6b에 도시된 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 변환소자(606B)는 ROI(610)에 실질상 균등에너지를 제공하기 위하여 실질상 평면하도록 구성된다. 도 6a 및 6b에 오목면 및 실질상 평면한 것으로 각각 구성된 변환소자(604)를 가지고 바람직한 실시예를 도시하였으나, 변환소자(604)는 오목면, 볼록면, 및/또는 실질상 평면구조의 임의의 결합으로 구성된다. 예를 들면, 제1 변환소자는 오목면이 되도록 구성되고, 반면에 제2 변환소자는 실질상 평면하게 되도록 구성된다.

[0091] 도 8a 및 8b를 참조하면, 변환기(404)는 단일소자 어레이로써 구성되며, 단일소자(802), 예를 들면, 다양한 구조와 물질로 된 변환소자는 복수개의 마스크(804)로 구성될 수 있고, 그러한 마스크는 소자(802)로부터 에너지 분포를 위장 또는 변경하기 위한 세라믹, 금속 또는 임의의 다른 물질이나 구조를 포함하고, 에너지분포(808)의 어레이를 생성한다. 마스크(804)는 소자(802)에 직접 결합되거나 또는 임의의 적절한 고체 내지 액체물질과 같은 격리 절연기(806)에 의해 분리된다.

[0092] 예시된 변환기(404)는 평면형, 집중형, 및/또는 비집중형 음파에너지를 제공하는 환형 어레이로써 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 10a 및 10b를 참조한 바람직한 실시예에 따르면, 환형 어레이(1000)는 복수개의 링(1012, 1014, 1016...N)을 포함할 수 있다. 링(1012, 1014, 1016...N)은 개개 소자의 한 세트의 기계식 및 전자식으로 고립되어, 평면형, 집중형, 또는 비집중형 파동을 생성할 수 있다. 예를 들면, 이와 같은 파동은 송수신지연인 $\tau_1, \tau_2, \tau_3 \dots \tau_N$ 에 대응한 조정방법에 의해 축상에 중심을 이룬다. 전자초점은 다양한 심도위치를 따라 적절하게 움직일 수 있으며, 가변강도 또는 빔밀도를 가능하게 하며, 반면에 전자식 비집중형은 비집중형 변환량을 가질 수 있다. 바람직한 실시예에 따르면, 렌즈 및/또는 볼록 또는 오목형 환형 어레이(1000)는 시간 차동 지연이 감소 되도록 집중형 또는 비집중형을 돕도록 제공된다. 1차원, 2차원 또는 3차원적, 또는 프로브 및/또는 임의의 종래 로봇 아암의 사용을 통하는 것처럼 임의의 경로를 따른, 환형 어레이(800)의 운동은 대상영역 내의 임의의 부피나 대응되는 공간을 스캔하고 치료하도록 수행된다.

[0093] 변환기(404)는 영상/치료기능을 위하여 다른 환형 또는 비-어레이 배열 내에 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 10c-10f를 참조하면, 변환기는 치료소자(1014)로 구성된 영상소자(1012)를 포함한다. 소자(1012, 1014)는 단일 변환소자를 포함할 수 있으며, 예를 들면, 결합된 영상/변환기 소자, 또는 개별 소자는 동일한 변환소자(1022) 내 또는 개별적인 영상 및 치료 소자 사이에 전기적으로 고립된으며, 격리 절연기(1024) 또는 다른 정합층, 또는 이들의 결합을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 10f를 특히 참조하면, 변환기는 집중형, 비집중형 또는 평면 에너지분포를 위하여 구성된 계단식 배열렌즈를 포함하는 치료소자(1014)와 함께, 집중형, 비집중형 또는 평면 에너지분포를 위하여 구성된 표면(1028)을 가지는 영상소자(1012)를 포함할 수 있다.

[0094] 본 발명의 다양한 바람직한 실시예에 따르면, 변환기(404)는 하나 이상의 대상영역에 음파에너지를 집중하기 위하여 1차원, 2차원 및/또는 3차원 치료적용을 제공하도록 구성된다. 예를 들면, 상술한 바와 같이, 변환기(404)는 1차원 어레이를 형성하도록 적절하게 체크무늬로 만들어질 수 있으며, 예를 들면 변환기(602)는 하위 변환소자의 단일 어레이를 포함한다.

[0095] 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 변환기(404)는 2차원 어레이를 형성하도록 2차원으로 적절하게 체크무늬로 만들어진다. 예를 들어, 도 9를 참조하면, 예시된 2차원 어레이(900)는 복수개의 2차원 부분(902)으로 적절하게 체크무늬로 만들어진다. 2차원 부분(902)들이 일정 심도로 치료영역에 집중되도록 적절하게 구성됨으로써, 치료영역의 각각의 슬라이스(904)를 제공한다. 결과적으로, 2차원 어레이(900)는 치료영역의 영상위치의 2차원 슬라이스를 제공할 수 있고, 그림으로써 2차원 치료를 제공한다.

[0096] 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 변환기(404)는 3차원 치료를 제공하도록 적절하게 구성된다. 예를 들면, 도 1에 도시된 바와 같이, 대상영역의 3차원 치료를 제공하기 위하여, 3차원 시스템은, 예를 들어 제어시스템(10

2)과 같은 제어시스템내에 포함된 3차원 그래픽소프트웨어를 이용하는 것과 같은 적응연산으로 구성된 프로브(104) 내에 변환기를 포함한다. 적응연산은 2차원 영상, 온도 및/또는 치료 또는 치료영역과 관련된 다른 조직 파라미터정보를 수신하고, 수신된 정보를 처리함으로써, 대응하는 3차원 영상, 온도 및/또는 치료정보를 제공한다.

[0097]

도 9를 참조한 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 3차원 시스템은 치료영역의 다른 영상위치로부터 슬라이스(904)를 적절하게 수신하고, 수신된 정보를 처리함으로써, 용적측정정보(906), 예를 들어 3차원 영상, 온도 및/또는 치료정보를 제공하는 적응연산으로 구성된 2차원 어레이(900)를 포함한다. 더욱이, 적응연산을 가지고 수신된 정보를 처리한 이후에, 2차원 어레이(900)는 원하는 용적측정영역(906)에 치료열을 적절하게 제공한다. 다른 바람직한 실시예에 따르면, 3차원 영상 및/또는 온도정보를 제공하기 위해 3차원 소프트웨어와 같은 적응연산을 이용하기보다는, 예시된 3차원 시스템은 타겟 영역에 대해 다양한 회전 및/또는 병진위치로부터 작동하는 프로브 배열 내에 구성된 단일 변환기(404)를 포함할 수 있다.

[0098]

도 7을 참조하여 변환기(404)에 대한 다양한 구조를 더욱 설명하기 위하여, 초음파 치료변환기(700)는 단일소자, 다중소자, 환형 어레이, 1차원, 2차원, 또는 3차원 어레이로부터의 회절 패턴, 광대역 변환기, 및/또는 렌즈, 음파구성성분, 기계식 및/또는 전자식 집중형을 구비하거나 구비하지 않은 그들의 결합을 포함할 수도 있다. 구형 집중형 단일소자(702), 환형어레이(704), 감쇠 영역을 구비한 환형 어레이(706), 선 초점 단일소자(708), 1차원 선형 어레이(710), 고도의 집중형을 구비하거나 구비하지 않은 오목 또는 볼록 형태의 1차원 곡선 어레이, 2차원 어레이, 및 변환기의 3차원 공간배열로써 구성된 변환기는 치료 및/또는 영상과 음파 모니터링 기능을 수행하는데 사용된다. 임의의 변환기 구성에 대하여, 집중형 및/또는 비집중형은 기계식초점(720), 볼록 렌즈(722), 오목렌즈(724), 합성 또는 다중렌즈(726), 평면형(728), 또는 도 10f에 도시된 바와 같은 계단형태에 의해 하나의 평면 또는 2개의 평면에 있다. 어떤 하나의 변환기 또는 변환기 결합은 치료에 이용된다. 예를 들면, 환형변환기는 치료에 공헌하는 외부 및 광대역 영상에 공헌하는 내부디스크로 사용되며, 그러한 영상 변환기와 치료변환기는 도 10c-10f에 도시된 바와 같이, 다른 음파렌즈와 디자인을 가진다.

[0099]

더욱이, 그러한 변환소자(700)는 납 지르콘 티탄(PZT)과 같은 압전활성물질, 또는 압전세라믹, 크리스탈, 플라스틱, 및/또는 합성물질, 뿐만 아니라 리튬니오브(lithium niobate), 납티탄, 바륨티탄, 및/또는 납메타니오브(lead metaniobate)과 같은 다른 압전활성물질을 포함한다. 변환소자(700)는 압전활성물질과 이를 따라서 배열된 하나 이상의 정합층을 포함할 수도 있다. 압전활성물질에 더하여, 또는 그 대신에, 변환소자(700)는 방사 및/또는 음파에너지를 발생시키도록 배열된 임의의 다른 물질을 포함할 수 있다. 변환기에서 대상영역까지 왕복하는 에너지 전송수단이 제공된다.

[0100]

도 12를 참조한 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 예시된 치료시스템(200)은 부가기능을 제공하도록 다양한 서브시스템을 가지고 구성되거나 및/또는 결합된다. 예를 들면, 대상영역(1206)을 치료하기 위한 예시된 치료시스템(1200)은 제어시스템(1202), 프로브(1204), 및 디스플레이(1208)를 포함한다. 또한, 치료시스템(1200)은 사진촬영과 다른 시각 방법, 자기공명영상법(MRI), 컴퓨터 단층촬영(CT), 광간섭단층촬영(OCT), 전자기, 극초단파, 또는 무선주파수(RF)방법, 양전자방사단층촬영(PET), 적외선, 초음파, 음파, 또는 대상영역(1206) 내에 SMAS층을 보고, 국부화하고, 또는 모니터링하기 위한 다른 적절한 방법 중에서 적어도 하나에 근거하는 서브영상진단기법(1274) 및/또는 서브 모니터링 진단기법(1272)를 포함한다. 프로브(1204)와 제어시스템(1202)을 통한 초음파 영상을 위한 이와 같은 영상/모니터링 강화는 기타 다른 것중에서도 M-모드, 지속성, 필터링, 컬러, 도플러, 및 조화영상을 포함하며; 더욱이 제1 치료원인 초음파 치료시스템(1270)은 무선주파수(RF), 강펄스광(intense pulsed light)(IPL), 레이저, 적외선 레이저, 극초단파, 또는 임의의 다른 적절한 에너지원을 포함하는 제2 치료원(1276)과 결합한다.

[0101]

도 13을 참조하여 또 다른 바람직한 실시예에 따르면, 대상영역 영상화, 모니터링, 및/또는 치료로 구성된 치료는 구강 내에 수동 또는 능동장치(1304)를 가지고 더욱 보조, 증대, 및/또는 전달된다. 예를 들면, 만약 수동 또는 능동장치(1304)가 얼굴주름에 음파적으로 결합된 제2 변환기나 음파반사기라면, 전송, 단층촬영, 또는 온도가 의존하는 소리의 음파속도 및 감쇠를 측정하는 것과 같이 치료모니터링을 위해 유용한 왕복 음파파동을 얻는 것이 가능하다; 더욱이, 그러한 변환기는 치료하고 및/또는 영상화하는데 이용된다. 게다가, 능동, 수동, 또는 능동/수동장치(1304)는 피부를 편편하게 하는데 사용되며, 및/또는 위치 결정을 보조하도록 영상격자, 표식, 또는 표지로 사용된다. 수동 또는 능동장치(1304)는 냉각 또는 온도제어를 보조하는데 사용된다. 구강 내의 자연공기는 수동장치로 사용되며, 그럼으로써 두께측정 및 모니터링 기능을 보조하는 음파반사기로 이용된다.

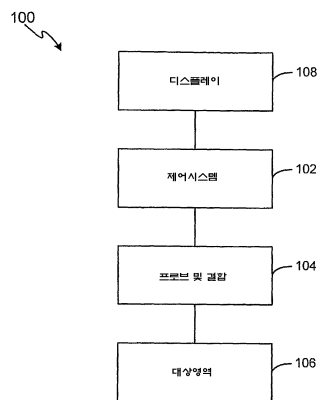
[0102]

이상과 같이, 다양한 실시예들을 참조하여 본원발명을 설명하였다. 그러나, 본원발명 분야의 당업자라면 본원발

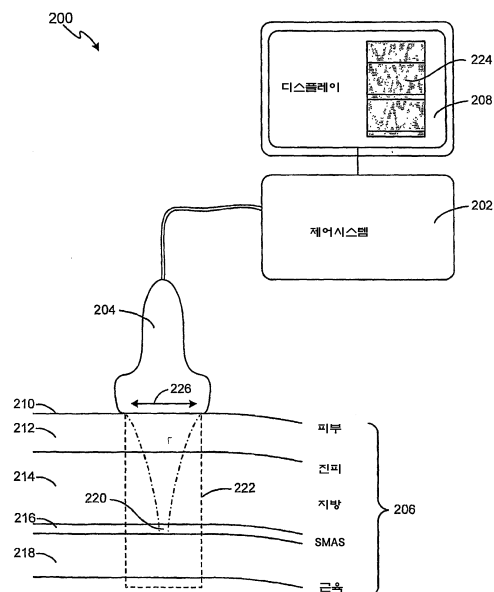
명의 범위를 벗어나는 일 없이 상술된 실시예들을 변경하거나 수정할 수 있을 것이다. 예를 들어, 다양한 작동 단계들 및 이 작동 단계들을 수행하는 구성부품들은 특정의 응용환경에 따라, 또는 시스템의 작동과 관련한 비용문제의 고려하에, 택일적인 방법으로 실시되는데, 예를 들어, 각 단계들은 삭제되거나 변경되거나 또는 다른 단계와 병합될 것이다. 그리고, 이러한 변경 및 기타의 변경 또는 수정들 또한 이하의 특허청구범위에서 서술되는 본원발명의 범위 내에 포함되는 것이다.

도면

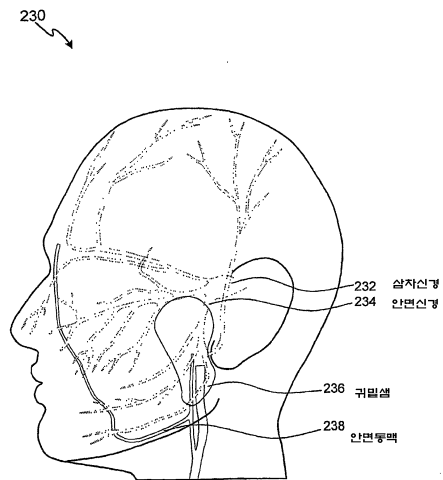
도면1



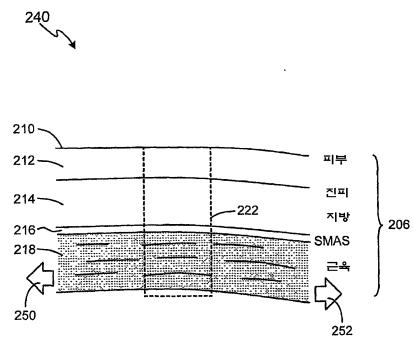
도면2a



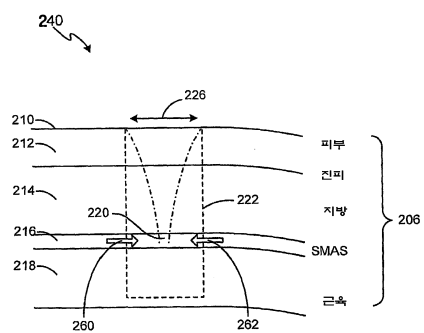
도면2b



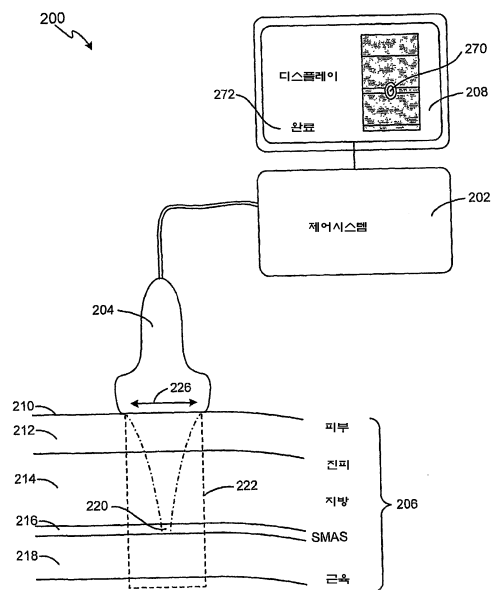
도면2c



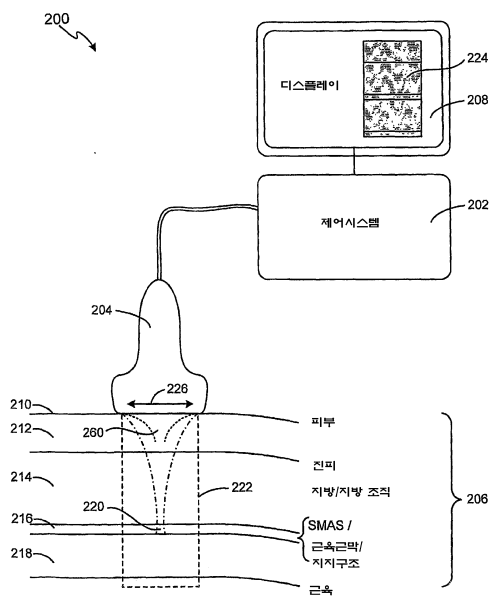
도면2d



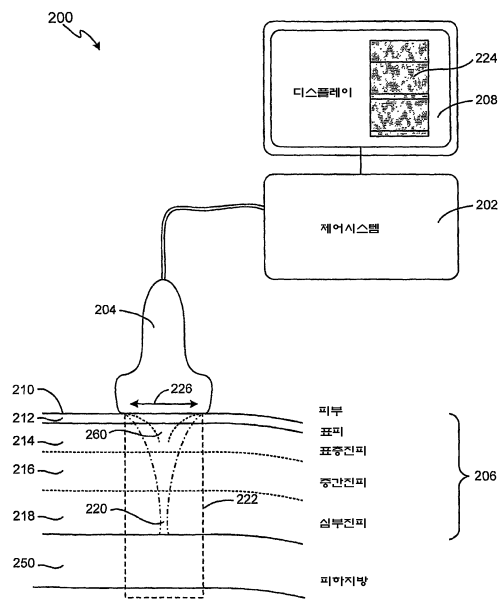
도면2e



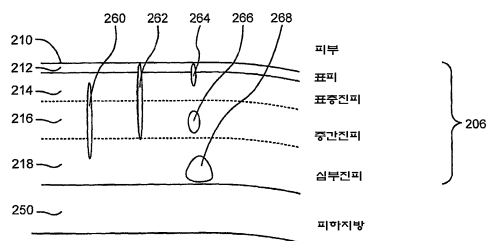
도면2f



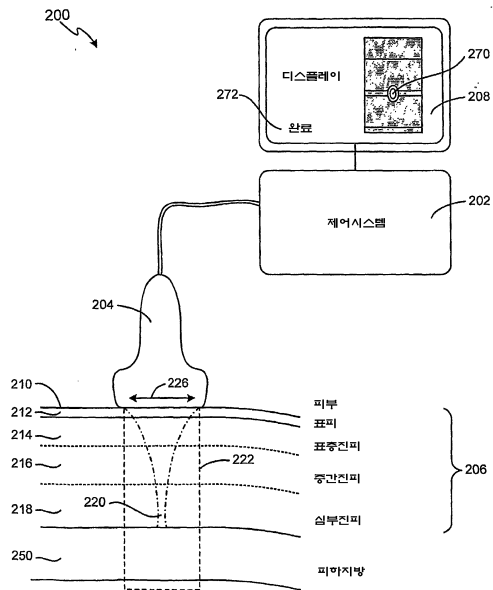
도면2g



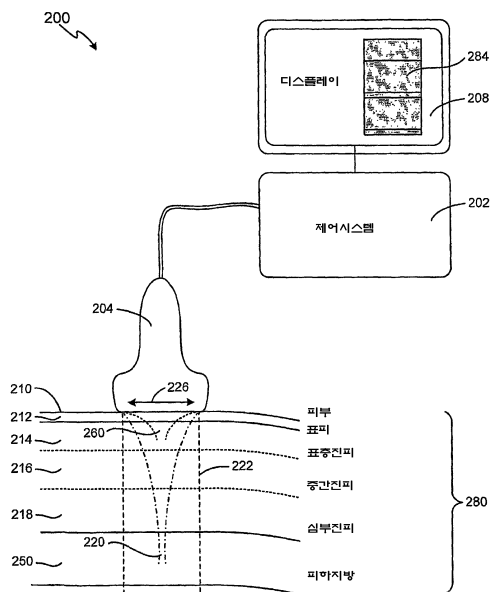
도면2h



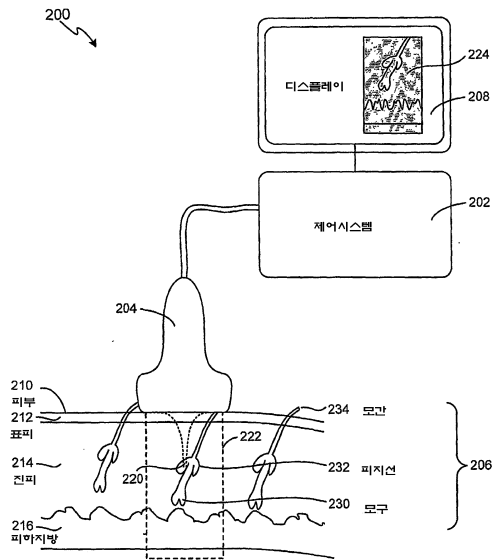
도면2i



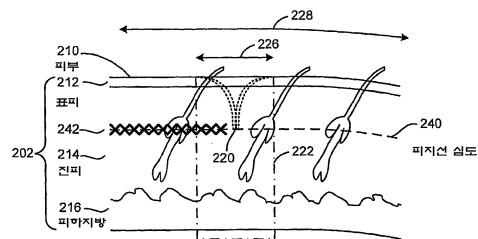
도면2j



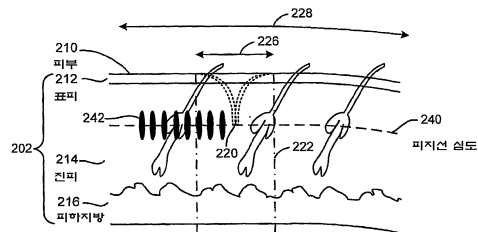
도면2k



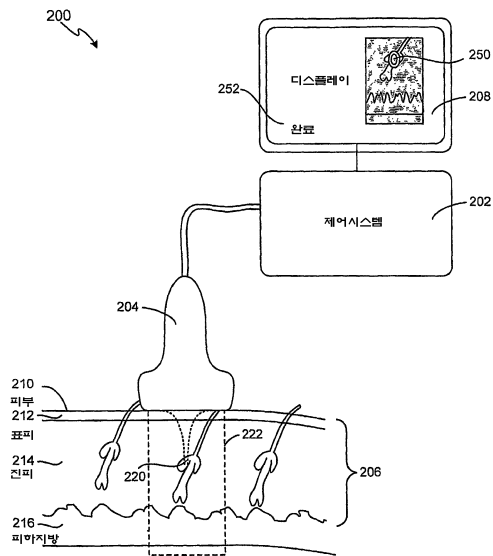
도면2l



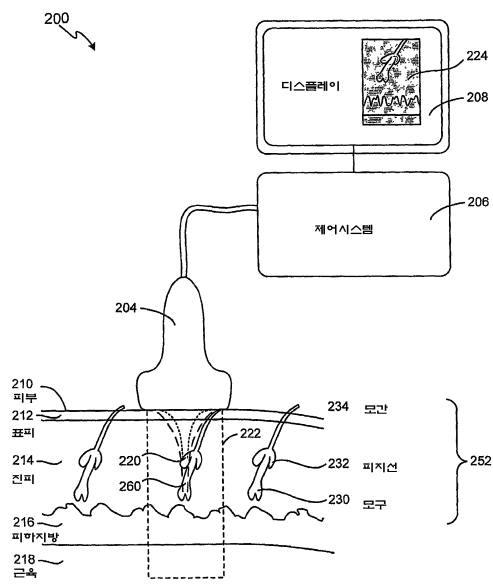
도면2m



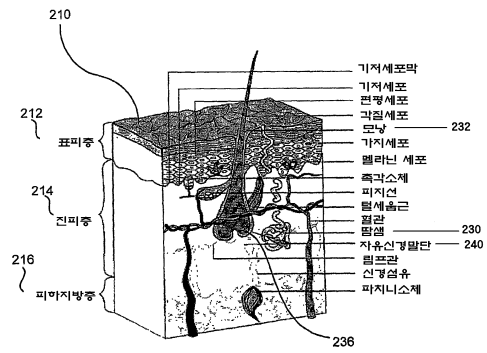
도면2n



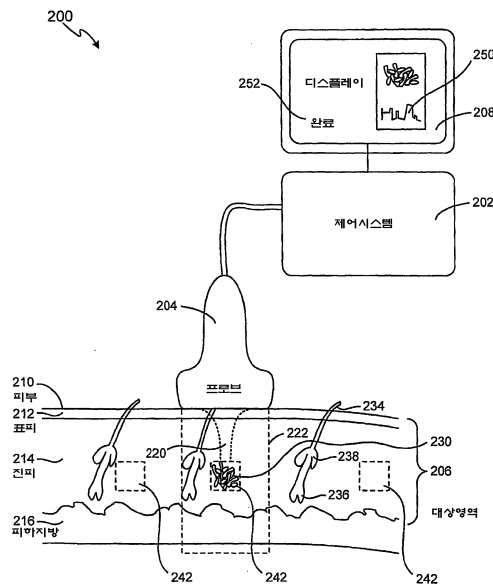
도면2o



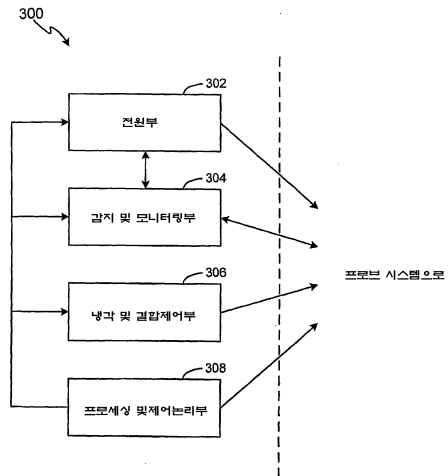
도면2p



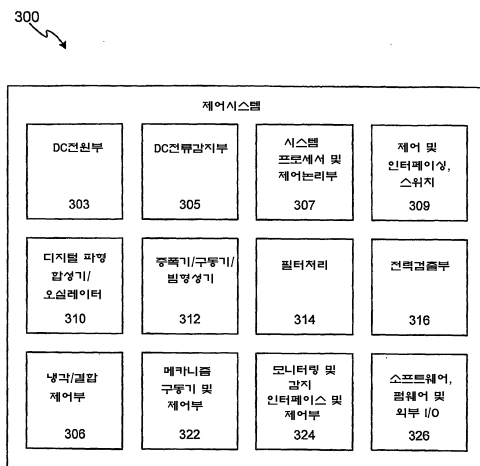
도면2q



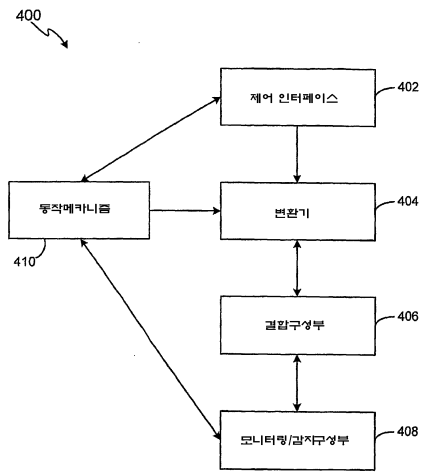
도면3a



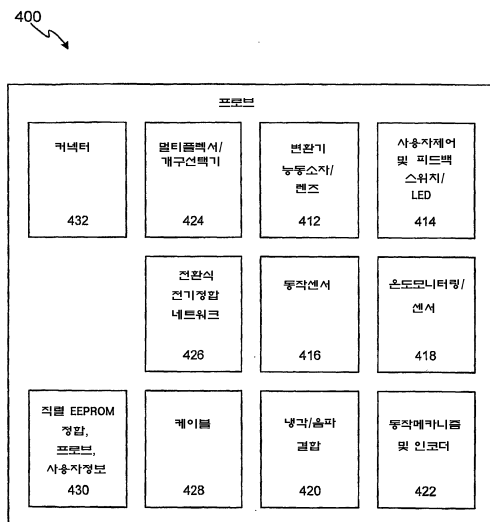
도면3b



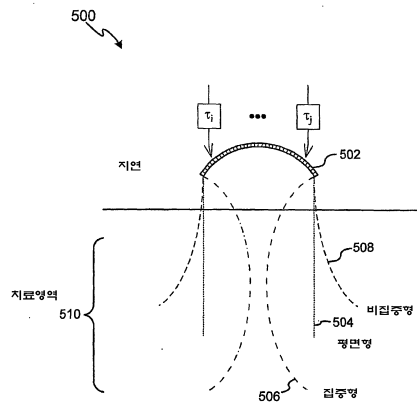
도면4a



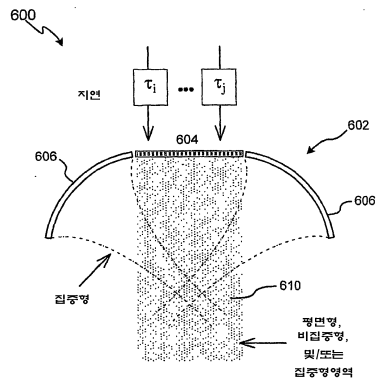
도면4b



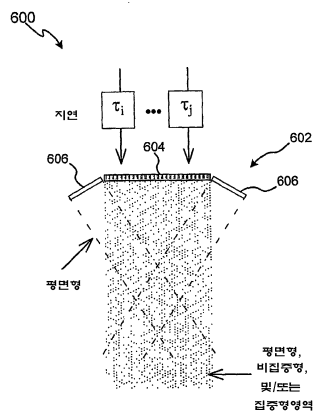
도면5



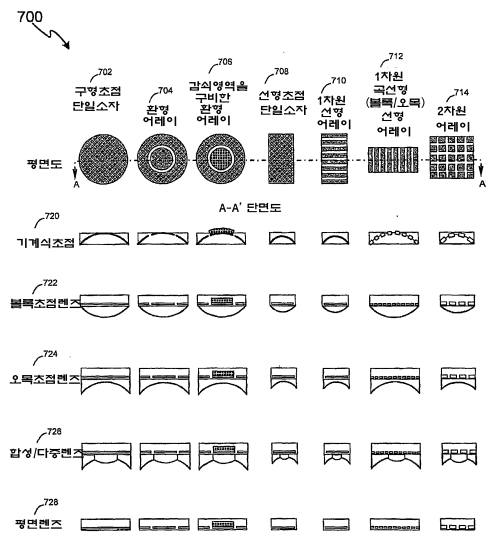
도면6a



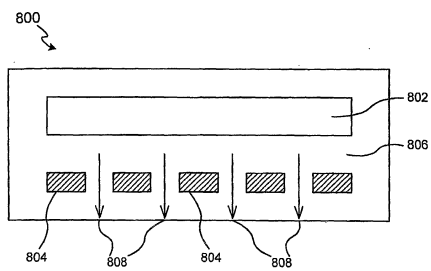
도면6b



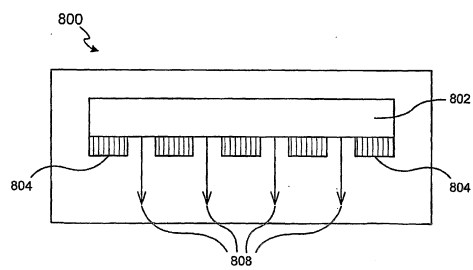
도면7



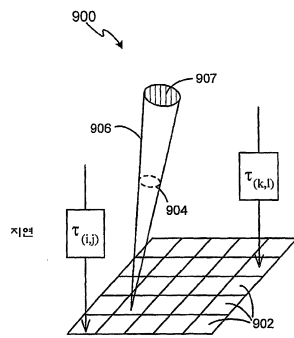
도면8a



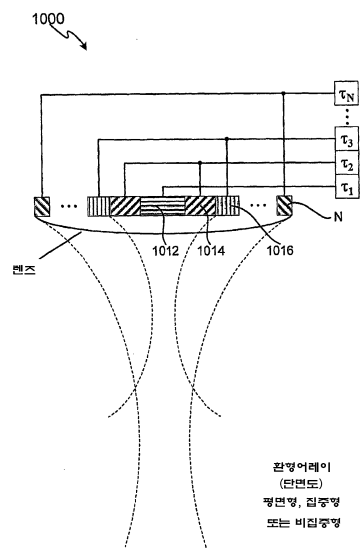
도면8b



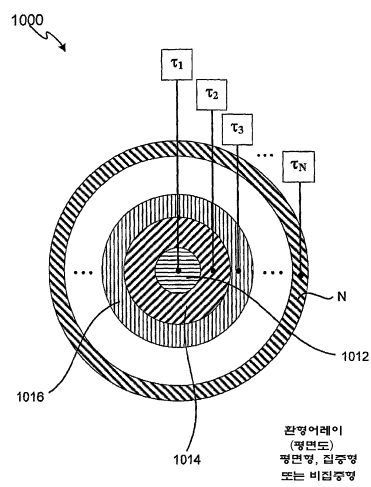
도면9



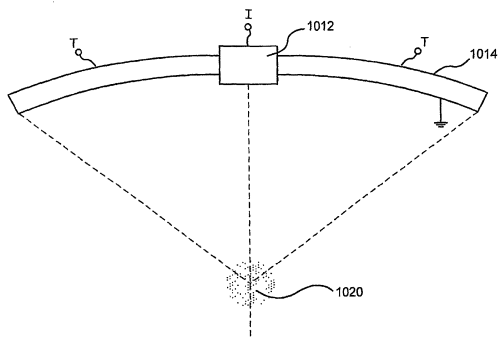
도면10a



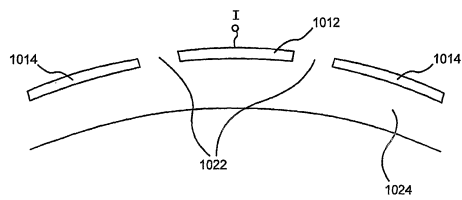
도면10b



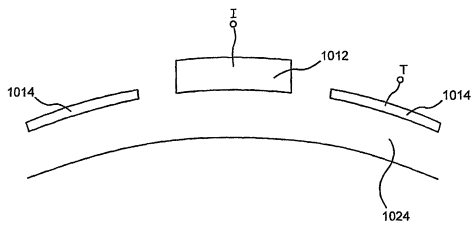
도면10c



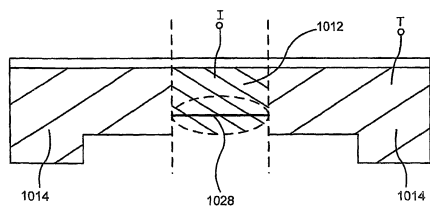
도면10d



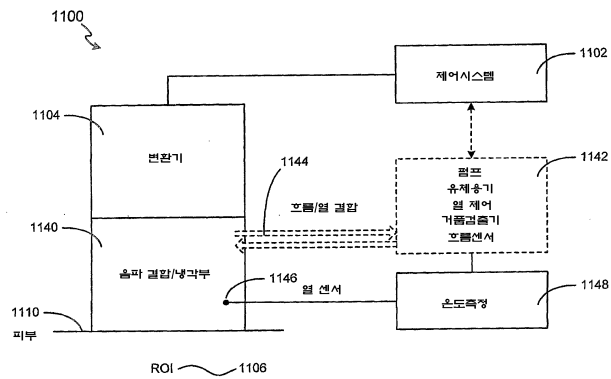
도면10e



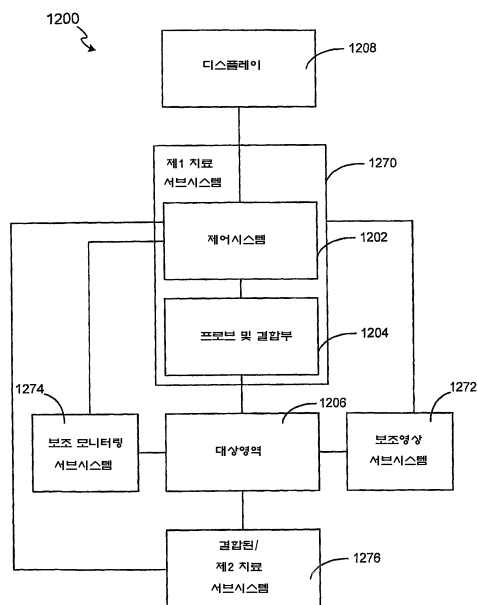
도면10f



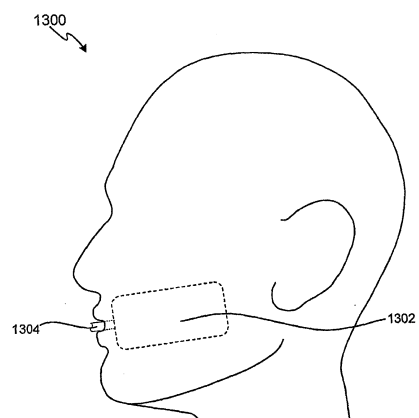
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	发明名称超声波治疗系统		
公开(公告)号	KR101605527B1	公开(公告)日	2016-03-22
申请号	KR1020147033661	申请日	2005-10-06
申请(专利权)人(译)	引导治疗系统L.L.C.		
当前申请(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	BARTHE PETER G 바쓰피터지 SLAYTON MICHAEL H 슬레이톤미셸에이치 MAKIN INDER RAJ S 마킨인더라즈에스 OCONNOR BRIAN D 오코너브라이언디		
发明人	바쓰,피터,지. 슬레이톤,미셸,에이치. 마킨,인더,라즈,에스. 오코너,브라이언,디.		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/682 A61B5/6842 A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/12 A61B8/4209 A61B8/4281 A61B8/4455 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/546 A61B2017/320069 A61H23/0245 A61H2201/5007 A61N7/00 A61N7/02 A61N2007/0008 G01S15/8909 A61N2007/0034 A61B8/13 A61B8/461 A61N2007/0052 A61N2007/027		
优先权	60/616752 2004-10-06 US 60/616755 2004-10-06 US 60/617203 2004-10-07 US 60/617295 2004-10-07 US		
其他公开文献	KR1020150004914A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所公开的发明是一种非侵入性组织治疗系统 (100) 和方法。优选的治疗系统和方法被配置用于成像和热损伤以治疗 and 监测组织区域106，例如 SMAS区域，光老化组织，痤疮和皮脂腺和/或汗腺。根据优选实施例，优选的治疗系统和方法包括以下步骤：首先对感兴趣区域进行成像以定位治疗区域和周围结构;第二次以预定深度，分布，定时和能量水平对超声图像成像以获得期望的治疗效果第三，通过监测治疗区域，计划和评估结果，和/或在治疗期间，之前，之后和期间提供反馈来施用组织区域。

