



(19) 대한민국특허청(KR)  
 (12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년11월13일  
 (11) 등록번호 10-1328103  
 (24) 등록일자 2013년11월05일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 8/13* (2006.01) *A61N 7/02* (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2007-7007966  
 (22) 출원일자(국제) 2005년10월06일  
 심사청구일자 2010년10월06일  
 (85) 번역문제출일자 2007년04월06일  
 (65) 공개번호 10-2007-0104878  
 (43) 공개일자 2007년10월29일  
 (86) 국제출원번호 PCT/US2005/036253  
 (87) 국제공개번호 WO 2006/042163  
 국제공개일자 2006년04월20일  
 (30) 우선권주장  
 60/616,294 2004년10월07일 미국(US)  
 (뒷면에 계속)  
 (56) 선행기술조사문헌  
 KR1020010024871 A\*  
 WO2003065347 A1\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자  
 가이디드 테라피 시스템스, 엘.엘.씨.  
 미국, 아리조나 85202-1150, 메사, 사우쓰 시커모  
 어 스트리트 33  
 (72) 발명자  
 바쓰, 피터, 지.  
 미국, 아리조나 85048, 피닉스, 사우쓰 30 스트리  
 트 15002  
 슬레이튼, 미쉘, 에이치.  
 미국, 아리조나 85283, 텁프, 이스트 웨일러스 웨이  
 1323  
 마킨, 인더, 라즈, 에스.  
 미국, 아리조나 85215, 메사, 엔 디에고 스트리트  
 3502  
 (74) 대리인  
 특허법인이지

전체 청구항 수 : 총 14 항

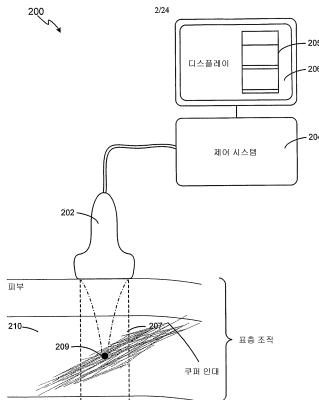
심사관 : 장지혜

(54) 발명의 명칭 비침습적 미용 증진 방법 및 시스템

**(57) 요 약**

초음파를 이용한 깊은 조직의 타이트닝처리를 통한 비침습적 가슴 거상방법 및 시스템이 제공된다. 초음파 치료 시스템은 근막 및 인대를 포함하는 부위 등의 깊은 조직 부위에 대한 초음파 치료를 제공하도록 구성된다. 또한, 초음파를 이용한 비침습적 셀룰라이트 치료 방법 및 시스템이 제공된다. 초음파 치료 시스템은 전피층의 저층 부분과 지방 라불리의 진피층으로의 인접 돌출부위를 포함하는 깊은 조직 영역에 대한 초음파 치료를 제공한다. 이와 같은 초음파 치료 시스템은 열손상을 생성하고 지방 라불리의 인접 돌출부위를 응고시키는 영역에 공형적 초음파 에너지를 전달하게 되고, 이로써 전피층 내부로의 지방 돌출부분을 제거함으로써 피부 상부표층의 외관을 개선시켜준다. 혈관장애 치료에 관한 초음파 치료 시스템 및 방법이 제공된다. 여기서, 변환기는 혈관을 치료하기 위하여 피부 표층조직의 영역에 초음파 에너지를 전달하도록 구성된다. 마지막으로, 초음파를 이용한 깊은 조직의 타이트닝처리를 통한 임신선 치료방법 및 시스템이 제공된다. 초음파 치료 시스템은 얇은 조직 부위에 대한 초음파 치료를 제공하도록 구성된다.

**대 표 도** - 도2a



(30) 우선권주장

60/616,355 2004년10월06일 미국(US)

60/616,753 2004년10월06일 미국(US)

60/617,338 2004년10월07일 미국(US)

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

비침습적 미용 증진 시스템으로서,

피부 표면 내의 말초혈관 또는 진피 기형을 포함하는 처리대상영역을 초음파 영상화하기 위해 상기 처리대상영역에 제1 초음파 에너지를 제공하는 제1 초음파 변환소자와, 상기 피부 표면 내 10mm 이하의 깊이에서의 상기 말초혈관 또는 상기 진피 기형의 적어도 하나의 부분을 축소시키기 위해 상기 처리대상영역에 제2 초음파 에너지를 제공하는 제2 초음파 변환소자를 포함하는 초음파 프로브,

상기 처리대상영역의 초음파 영상을 제공하기 위해 구성되는 디스플레이 유닛 및

상기 초음파 프로브 및 상기 디스플레이 유닛과 결합되고 통신하며, 상기 제1 초음파 변환소자의 제어와 상기 제2 초음파 변환소자의 제어를 위해 구성되는 제어기

를 포함하고,

상기 제2 초음파 변환소자는 1MHz 내지 15MHz의 주파수로 상기 제2 초음파 에너지를 제공하는, 비침습적 미용 증진 시스템.

### 청구항 2

제1항에서,

상기 제2 초음파 에너지는,

상기 피부 표면 내의 상기 말초혈관 기형의 상기 적어도 하나의 부분에 있는 혈관을 제거하기 위해 구성되는 비침습적 미용 증진 시스템.

### 청구항 3

제1항 또는 제2항에서,

상기 초음파 프로브 및 상기 제어기와 결합되고 통신하며, 상기 처리대상영역 내의 조직을 모니터링하기 위해 구성되는 조직 파라미터 모니터링 서브시스템을 더 포함하는 비침습적 미용 증진 시스템.

### 청구항 4

비침습적 미용 증진 방법으로서,

피부 표면 위의 말초혈관 또는 진피 기형을 포함하는 처리대상영역을 식별하는 단계,

상기 처리대상영역을 초음파 영상화하기 위해 상기 처리대상영역에 제1 초음파 에너지를 제공하는 단계,

상기 처리대상영역에 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계, 및

상기 제2 초음파 에너지에 의해 상기 피부 표면 위의 상기 말초혈관 기형의 적어도 하나의 부분을 축소시키는 단계

를 포함하고,

상기 처리대상영역에 상기 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계는 1MHz 내지 15MHz의 주파수로 상기 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계를 포함하는, 비침습적 미용 증진 방법.

### 청구항 5

제4항에서,

상기 피부 표면에 초음파 소스를 결합시키는 단계를 더 포함하는 비침습적 미용 증진 방법.

### 청구항 6

제4항 또는 제5항에서,

상기 처리대상영역에 있는 상기 혈관을 제거하는 단계를 더 포함하는 비침습적 미용 증진 방법.

#### 청구항 7

제4항 또는 제5항에서,

상기 말초혈관 기형은,

노장정맥, 성망성 혈관 정맥, 얼굴 혈관종, 포도빛색 모반 및 이들의 조합 중 하나인 비침습적 미용 증진 방법.

#### 청구항 8

비침습적 미용 증진 방법으로서,

혈관폐색을 포함하는 처리대상영역에 초음파 프로브를 결합시키는 단계,

상기 처리대상영역에 있는 상기 혈관폐색을 초음파 영상화하기 위해 상기 처리대상영역에 제1 초음파 에너지를 제공하는 단계,

상기 처리대상영역에 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계, 및

상기 제2 초음파 에너지에 의해 상기 혈관폐색을 축소시키는 단계

를 포함하고,

상기 처리대상영역에 상기 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계는 1MHz 내지 15MHz의 주파수로 상기 제2 초음파 에너지를 제공하는 단계를 포함하는, 비침습적 미용 증진 방법.

#### 청구항 9

삭제

#### 청구항 10

제4항 또는 제8항에서,

얼굴 및 신체 중 하나 위의 혈관 결함을 축소시키는 단계를 더 포함하는 비침습적 미용 증진 방법.

#### 청구항 11

제1항 또는 제2항에서,

상기 깊이는 고정된, 비침습적 미용 증진 시스템.

#### 청구항 12

제1항 또는 제2항에서,

상기 피부 표면에 대해 상기 제2 초음파 변환소자를 이동시키기 위한 동작 메카니즘을 더 포함하고,

상기 동작 메카니즘은 가속도계, 인코더 및 위치/배향 장치로 구성된 군 중 적어도 어느 하나에 의해 제어되는 기계적 구성을 포함하는, 비침습적 미용 증진 시스템.

#### 청구항 13

제12항에서,

상기 동작 메카니즘은 가속도계, 인코더 및 위치/배향 장치로 구성된 군 중 적어도 어느 하나에 의해 제어되는 기계적 구성을 포함하는, 비침습적 미용 증진 시스템.

#### 청구항 14

제12항에서,

상기 동작 메카니즘은 상기 제2 초음파 변환소자를 선형 동작, 회전형 동작 및 가변형 동작 중 적어도 어느 하

나로 이동시키는, 비침습적 미용 증진 시스템.

**청구항 15**

제1항 또는 제2항에서,

상기 피부 표면 내에서 상기 말초혈관 또는 상기 진피 기형의 축소는, 조직을 적어도 60°C로 가열함을 통해 상기 조직을 적어도 30%로 수축시키는 것인, 비침습적 미용 증진 시스템.

**청구항 16**

삭제

**청구항 17**

삭제

**청구항 18**

삭제

**청구항 19**

삭제

**청구항 20**

삭제

**청구항 21**

삭제

**청구항 22**

삭제

**청구항 23**

삭제

**청구항 24**

삭제

**청구항 25**

삭제

**청구항 26**

삭제

**청구항 27**

삭제

**청구항 28**

삭제

**청구항 29**

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

## 명세서

### 기술 분야

[0001]

본원발명은 초음파 치료 시스템에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는, 비침습 유방고정술(mastopexy)에 관한 방법 및 시스템, 셀룰라이트(cellulite) 치료에 관한 방법 및 시스템, 혈관장애 치료 방법 및 시스템, 및 임신선(stretch marks) 치료 방법 및 시스템에 관한 것이다.

### 배경기술

[0002]

나이를 먹어 감에 따라, 결합조직에서의 장기간에 걸친 변성 및 중력에 의해 사람의 피부와 얼굴 근육은 서서히 거칠어지고 아래로 처지게 된다. 따라서 이와같은 조직들을 타이트닝 해주는 안면 치료술(face lift)등의 비침습적 의학치료가 널리 행해지고 있다. 이러한 들어진 결합조직에 대한 치료에서는, 보통, 조직의 일부가 제거되어지고, 봉합사 또는 기타 조임부재가 조직 구조의 들어짐을 지연시켜주는데에 사용된다. 흉부상에서, 근막과 인대는 피부와 피하지방아래에서 근육에 대한 표면층을 형성한다. 가슴의 들어짐현상은 현수인대(suspensory ligament, 또는 쿠퍼인대)가 느슨해져서 발생되는 것이다. 수술적으로 근막과 인대 하부를 타이트닝 해주는 시술은 유방 거상술로서도 잘 알려진 유방고정술로서 언급된 시술공정을 통한 수술상의 교정에 필요하게 된다.

[0003]

얼굴과 가슴상의 피부에 열을 가하고 피부를 수축시키는데에 고주파(RF) 장치를 사용해 왔으며, 수술적 거상시술을 대체하여 비침습적 시술로서 다소 성공을 거두고 있다. 하지만, 고주파는 분산적인 형태의 에너지 종착모습을 갖고 있다. 따라서, 조직을 통한 전반적인 도전경로를 따라 고주파 에너지에 의한 조직의 저항 열이 발생하기 때문에, 정확하게 조직의 일부분 또는 깊이에 열을 가하는 제어가 불가능하다. 또한, 비침습적으로 쿠퍼인대를 타이트닝 하는 시술에 있어서도 지방 위 부분 및 피부층을 불필요하게 파괴시키는데, 이로써 고주파 에너지의 또 다른 한계성을 보여준다. 수축되어지는 현수 결합구조들 위의 지방내에서의 고주파에 대한 높은 저항으로 인하여 목표대상의 현수 구조들에서 보다도 지방내에서 온도가 높게 된다. 이와 비슷하게, 진피층의 결합조직들을 비침습적인 방법으로 가열하고 수축시키려는 목적하에 중간-적외선 레이저 및 기타 광원들이 사용되어 왔다. 하지만, 빛은 국부적 가열을 할 만큼 피부 깊숙히 침투하지 못하기 때문에, 빛으로는 비침습적 쿠퍼 인대 치료가 불가능하다. 대략 1 mm 깊이 이하에서, 빛 에너지는 여러부분으로 산란되기 때문에, 정확한 국부적 가열을 달성할 만큼 에너지가 집중되지 않는다.

[0004]

셀룰라이트는 일반적인 피부질환으로서, 피부 외형이 고르지 못하며, 종종 피부에 옴폭 들어간 곳이 나타나게 된다. 이러한 이상증세는 전세계의 여성의 80 % 에 나타나고 있으며, 외견상으로 허벅다리, 엉덩이, 둔부 주변에 몰려서 나타난다.

[0005]

셀룰라이트는 진피층 밑에서 지방이 급격하게 쌓이게 되고, 팽창될 수 있는 지방 체임버(라불리; labuli)에 지방이 포함되게 되면 발병된다. 지방 세포의 크기가 커짐에 따라, 라불리는 진피층으로 돌출되려 하고, 조직을 뒤덮는 부분들은 압축되고 경화되어, 포착용액(trapping fluid)에서 피순환을 더욱 어렵게 만든다. 지방 조직의 감소된 탄력성으로 인하여 충들간에 불필요한 압력이 생성된다. 그 결과, 결합 조직 부분마다의 돌출과 함몰은

셀룰라이트의 외형을 낳게 한다.

[0006] 이러한 증세는 지방흡입술 등의 침습적 시술에 대하여 다양한 결과를 낳게한다. 마사지, 저주파 투열 초음파 등의 비-침습적 기술은 최저 결과를 보여준다. 적외선과 RF 에너지의 조합에 의해 나타나는 시범적 결과는 피부 윤곽을 개선하는데에 다소 장래가 밝지만, 보다 상당한 진전이 필요하다.

[0007] 노장정맥(varicose vein)(말초혈관화장증; telangiectasia)은 근원적 정맥부전(Venous Insufficiency)으로부터 생기는 임상적 발현이다. 특히, 다리 정맥에서의 정맥부전은 정맥의 피가 혼잡한 다리 정맥들에서 역방향으로 흐르게한다. 결국, 정맥들은 증가된 정맥압력때문에 팽창된다. 이와 같은 비정상적인 정맥의 흐름은 다리 근육의 감소된 근 긴장성 뿐만이 아니라, 일반적으로 정맥내에 존재하는 판막의 기능저하에 의해 다리 정맥에 생긴다. 또한, 다리 정맥의 정맥류성 종창(varicosity)은 만성적으로 높아진 정맥 압력으로부터 생긴다. 정맥부전은 얇은 정맥 또는 깊은 정맥에 존재할 수 있으며, 각각의 병리요법들에는 그 고유의 휴유증을 갖고 있다. 노장정맥 및 성망성 혈관 정맥(spider vein)들은 여성 인구에 널리 분포하고 있다.

[0008] 정맥류성 종창을 제거하는데에 사용되는 기술로서 현재에, 혈관 경화 요법(sclerotherapy), 레이저 및 IPL(intense pulsed light) 치료, 고주파 열 치료, 및 제거시술 들이 있다. 혈관 경화 치료중에는 경화제(예를 들어, 폴리도카놀, 염화나트륨 고장액 등)를 팽창된 정맥에 주입하는 시술법이 있다. 이 시술공정에는 고도의 기술이 요구된다. 깊은 곳의 비정상적 정맥에 뭇미치는 경우에는 시술적 가치가 전혀 없게 된다. 또한, 이 시술에서는 경화제가 혈관 외부로 흘러나오는 경우에 상당한 질병 이환율을 갖는다. 경피적 레이저나 IPL 시술법은 얼굴 등의 작은 혈관장애의 경우에서만 유용하다. 하지만, 노출된 광섬유가 정맥의 정맥류성 종창 부분에 삽입되어 정맥을 응고시키고 봉합시키는 정맥내 레이저 치료법(EVLT)은 매우 깊지 않은 정맥에 대해 꽤나 효과적인 것으로 증명되었다. RF 에너지 기반 카테터(catheter)는 병적인 혈관부분을 응고시키는 레이저 장비와 비슷한 방법으로 정맥을 제거한다. 복제 정맥 절제술(saphenectomy) 등의 시술이 정맥의 팽창된 부분을 잡아 때는데에 때때로 사용되지만, 고가이고 여러 합병증을 일으킬 수 있다.

[0009] 또한, 안면영역내의 모세혈관 조직의 증식은 혈관종과 포도빛색 모반 질환을 일으킨다. 이러한 질환은 레이저에 의해 보통 치료된다. 하지만, 레이저 치료는 반흔, 저색소/과색소 색소침착 및 기타 치료후의 여러 문제점을 일으킨다. 그러므로, 더욱 효과적이고 비침습적인 혈관질환 치료방법 및 시스템이 요구되고 있다.

[0010] 임신선, 또는 줄무늬병(striae disease), 은 급격한 체중증가 또는 임신 도중 및 이후 등과 같은 과도한 신전에 의해서 보통 일어나는 피부에 남겨진 영구 용모순상자국이다. 이러한 질환은 모든 산모의 50 - 90 % 에서 나타나고 있으며, 임신기간의 후반기에 밝은 적색 또는 자주빛선으로서 보통 나타난다. 대부분이 하복부에 존재하지만, 여성의 허벅다리, 둔부, 엉덩이, 가슴 및 팔 부위에서도 발견되고 있다. 산후기간동안에, 이 불그스레한 선들은 대체적으로 얇은 은빛 자국으로 변하게 된다.

[0011] 로션과 크림을 통한 피부의 수화작용은 일부 경우에서 임신선의 생성과 그 영향을 감소시켜주는데에 도움을 줄 수 있지만, 이런 질환에 놓여 있기 일쑤인 여성에서 이런 질환을 예방할 수는 없다. 0.1 % 트레티노인(레틴산 또는 레틴-A) 크림을 임신선에 바른 후의 효과에 대해서 조사한 연구(S Kanf et al, *Topical tretinoin (retinoic acid) improves early stretch marks. Arch Dermatol 1996; 132:519-526*)에 따르면, 임신선의 길이와 폭 모두가 감소되었으나, 피부 건조증과 가려움증 및 심한 홍반에 걸리기 쉬운 부작용이 나타났다고 한다. 상기 치료는 산후 초기 몇일 동안에 발랐을 경우에 최고로 효과적이었다. 하지만, 모유수유 기간동안에서의 효과에 대해서는 아직 알려져 있지 않다. 이것은 독성이 있고 태아 기형 유발작용이 있어서, 절대로 임신중에서는 사용해서는 안된다.

[0012] 산후 광 치료는 임신선 자국을 줄여주는데에 도움을 준다. 일시적인 미용 제거용으로서, 자외선(UVA) 노출이 임신선으로 나타난 밝은 피부영역을 그을리는데 사용될 수 있다. 임신선이 주위 피부보다 어두운 제한적인 경우에 있어서는, IPL 치료가 피부색소를 제거하는데에 사용될 수 있다. 펄스다이레이저(PDL) 또한 사용될 수 있다.

[0013] 표피층 및/또는 진피층 및/또는 섬유막에 대한 열응고 패턴은 다양한 피부상태의 치료에 있어서 효과적이다. 최근에, 중간-적외선 레이저를 이용하여 진피층 및 외피층 모두를 포함한 열손상 부위의 미세적 배열을 생성하는 "분획적 광열분해법(fractional photothermolysis)"이 피부 개선 치료에 효과적이고 거부반응이 적다는 점이 보고되었다. 이 분획적 광열분해법의 주요 장점은 열손상 각 부위가 육안으로 용이하게 보여지는 정도보다 더 작고, 빠른 건강 회복을 개시하는 건강한 조직부위에 둘러싸여 있다는 점이다. 원하는 결과가 얻어질때까지, 이 거부반응이 매우 적은 치료를 반복적으로 시행할 수 있다. 하지만, 기타의 광 치료와 마찬가지로, 분획적 광열 분해법은 본질적으로 피부의 대략 1 mm 위 영역까지로만 한정되어 있다는 단점을 갖고 있는데, 그 이유는 피부

의 대략 1 mm 이상을 통과한 빛은 다양하게 산란되고, 따라서 더이상 치료 영역에 까지 효과적으로 빛 에너지가 전달되거나 집중되지 않기 때문이다. 그런데, 임신선 자국은 섬유막뿐만이 아니라, 진피층의 표층 및 깊은층 모두를 포함한다. 그러므로, 피부 표면 근처의 치료뿐만이 아니라, 깊은 진피층 및 섬유막 아래 모두까지도 치료하는 것이 시급한 상황이다.

### 발명의 상세한 설명

- [0014] 본원발명의 다양한 실시모습에 따르면, 초음파를 이용한 깊은 조직의 타이트닝처리를 통한 비침습적 가슴 거상 방법 및 시스템이 제공된다. 하나의 예시적인 방법 및 시스템에는, 근막 및 인대를 포함하는 부위 등의 깊은 조직 부위에 대한 초음파 치료를 제공하도록 구성된 초음파 치료 시스템이 포함된다.
- [0015] 다양한 실시예에 따르면, 본원발명의 초음파 치료 시스템은, 조직에 손상을 주거나 방해하는 일 없이, 1 - 15 MHz 의 주파수범위의 선별적이고 공형적(共形的, conformal)인 초음파 에너지 증착을 통해 1 mm - 4 cm 까지의 깊이를 달성할 수 있다. 게다가, 초음파 치료는 초음파 영상화 기술 또는 영상화/모니터링 기술과 조합형태로서 구성될 수 있는데, 이 각 기술들은 각각 개별적으로 영상화, 치료 및 모니터링 시스템에 구축되거나 또는 이들 임의의 병합구성 시스템에 구축될 수도 있다.
- [0016] 본원발명의 다양한 실시모습에 따르면, 초음파를 이용한 비침습적 셀룰라이트 치료 방법 및 시스템이 제공된다. 예시적인 치료 방법 및 시스템에는 진피층의 저층 부분과 지방 라불리의 진피층으로의 인접 돌출부위를 포함하는 깊은 조직 영역에 대한 초음파 치료를 제공하는 초음파 치료 시스템을 포함한다. 이와 같은 예시적인 치료 시스템은 열손상을 생성하고 지방 라불리의 인접 돌출부위를 응고시키는 영역에 공형적 초음파 에너지를 전달하게 되고, 이로써 진피층 내부로의 지방 돌출부분을 제거함으로써 피부 상부표층의 외관을 개선시켜준다.
- [0017] 본원발명은 신체말단부위 및 얼굴 등에서의 혈관 장애로부터 초래되는 병질환에 대해 초음파 에너지를 사용하여 치료하는 비-침습적 방법 및 시스템에 대해 설명한다. 얼굴 및 몸체내의 기타 혈관 질환을 치료하는 것을 포함하여, 수 mm 에 달하는 직경을 갖고 70 mm 깊이까지 존재하는 성망성 혈관 정맥/충혈 정맥의 치료에 초음파 에너지가 사용될 수 있다. 하나의 실시예에서는, 영상-치료방법이 사용될 수 있으며, 여기서는 치료과정을 지켜보면서 치료대상의 혈관의 위치를 파악하고, 이것을 비-침습적으로 제거한다.
- [0018] 다른 실시예에서, 초음파 시스템 및 방법에는 표층조직(피부 등)의 영역에 초음파 에너지를 전달하도록 구성된 시스템 및 변환기를 포함함으로써, 피부면 아래의 특정 깊이에 위치된 혈관장애 부위(노장정맥 등)에 에너지가 증착될 수 있게 된다.
- [0019] 임신선 초음파 치료 방법 및 시스템이 제공된다. 하나의 예시적인 방법 및 시스템은, 임신선 및 그 조직 주변에 대한 소망하는 치료를 위하여 다양한 공간적 및 시간적 에너지 세팅을 갖고 집중형, 비집중형 및/또는 평면형 초음파를 사용하여, 치료 단독, 치료 및 모니터링, 영상화 및 치료, 또는 치료, 영상화 및 모니터링으로 임신선을 치료하도록 구성된다.
- [0020] 하나의 예시적인 방법 및 시스템은, 치료 대상 조직층의 전체적인 부분에 대한 가열처리 또는 파괴보다는, 정의된 공간적 패턴으로 치료영역내에서 영역 제거술을 실시하도록 구현된다. 다른 예시적인 방법 및 시스템은, 임신선이 발생하는 영역과 동일한 위치의 치료영역내의 영역을 제거하는 것을 특정하게 목표로 삼도록 구성된다.
- [0021] 또한, 예시적인 초음파 치료 시스템은, 특정 대상 지정 및/또는 모니터링 능력뿐만이 아니라, 초음파 에너지의 공형적 및 국부적 증착이 가능하도록 구성될 수 있다. 또한, 초음파 치료는, 중요한 구조물들을 포함하고 있는 중간 조직내에서, 열처리, 공동(空洞)현상 또는 기타 방해되는 결과가 일어나는 것을 막을 수 있고, 또한, 공형적 병변(lesion)의 후단에 있는 조직에 대해서도 상기의 결과들이 나타나는 것을 피하도록 할 수가 있다.

### 실시예

- [0036] 이후에서는, 다양한 기능적 구성부들과 처리단계의 설명을 통해 본원발명을 서술한다. 이와 같은 본원발명의 구성들 및 단계들은 특정 기능을 수행하도록 구성된 복수개의 하드웨어 구성들에 의해 실현될 수 있음을 이해해야 한다. 예를 들어, 본원발명은 각종의 의학치료장비들, 영상 시각화 및 표시장치들, 입력단자 등을 채택할 수 있으며, 또한 이러한 장비/장치들은 하나 또는 그 이상의 제어 시스템들 또는 기타 제어장비들의 제어하에 각종의 기능들을 수행하게 된다. 또한, 본원발명은 임의의 의료 또는 치료환경들에서 실시될 수 있으며, 그리고 미용 강화 치료 시스템, 영상화 시스템 및 모니터링 시스템과 관련하여 본 명세서에서 서술된 본원발명의 실시예들은 단지 본원발명의 응용에 있어서 몇 가지의 일부 실시예에 불과할 뿐임을 알아야 한다. 예를 들어, 서술되는 발

명원리, 특징 및 방법들은 임의의 기타 의료 응용분야에 적용될 수 있다. 또한, 본원발명의 다양한 실시모습들은 다른 응용에도 적절하게 적용될 수 있다.

[0037] 본원발명의 다양한 실시모습에 따르면, 초음파 제거시술을 통한 미용 강화 방법 및 시스템이 제공된다. 예를 들어, 도 1에 도시된 예시적인 하나의 실시예에 따르면, 처리대상영역(106)을 치료하는 예시적인 하나의 치료 시스템(100)은 제어 시스템(102)과, 음파 결합을 갖는 영상/치료 프로브(104), 및 디스플레이 시스템(108)을 포함한다.

[0038] 제어 시스템(102)과 디스플레이 시스템(108)은 프로브(104)와 전반적인 시스템(100) 기능들을 제어하도록 다양한 구성들을 포함할 수 있는데, 그들 가운데에 몇 가지 예를 들면, 소프트웨어를 갖는 마이크로프로세서, 복수 개의 입/출력 장치들, 변환기의 전자적 및/또는 기계적 스캐닝 및/또는 멀티플렉싱을 제어하는 시스템 및 장치들, 전력전달 시스템, 모니터링 시스템, 프로브 및/또는 변환기의 공간적 위치 감지 시스템, 및/또는 사용자 입력 조작 시스템 및 치료결과 기록 시스템 등이 있다. 영상/치료 프로브(104)는 다양한 프로브 및/또는 변환기 구성들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 프로브(104)는 듀얼-모드 영상/치료 복식 변환기, 영상/치료 결합 변환기들 또는 공동-장착 영상/치료 변환기들, 또는 개별적인 단순 치료 프로브 및 영상 프로브로 구성될 수 있다.

[0039] 본 명세서에서 사용된 "미용 강화"는 생체 조직에 대한 필수적인 및/또는 비필수적인 최적 치료 계획 모두를 언급하는 것이다. 미용 강화 치료의 일 예로서는, 예를 들어, 유방고정술(mastopexy), 셀룰라이트 치료, 혈관 장애 치료, 및 임신선 치료 등을 열거할 수 있지만, 물론 이 예들에만 국한되는 것은 아니다. 또한, "혈관 장애", "맥관 장애" 등의 용어는, 예를 들어, 노장정맥, 성망성 혈관 정맥, 심혈관 장애, 얼굴 혈관종(facial hemangiomas) 또는 포도빛색 모반 질환 등과 같은 말초혈관 기형증세를 열거할 수 있지만, 물론 이 예들에만 국한되는 것은 아니다.

[0040] 본원발명의 예시적인 실시예에 따르면, 치료 시스템(100)은, 우선 첫번째로서, 치료 영역 및 그 주변 구조들의 위치 확인을 위한 처리대상영역(106)의 영상화를 시작으로 하여, 두번째로, 희망하는 치료 효과를 얻기 위하여 소정의 깊이, 분배, 타이밍, 에너지 레벨을 갖는 초음파 에너지를 전달하고, 세번째로, 치료공정의 이전, 실행 도중 및 그 이후에 치료 영역을 모니터링하면서 치료결과에 대한 계획 및 평가 및/또는 피드백 실시로써, 처리대상영역을 치료하도록 구성된다.

[0041] 처리대상영역(106)의 치료에 관하여, 치료 시스템(100)은, 근막 및 인대, 및/또는 근육, 지방 또는 진피층 영역을 포함하는 깊은 조직영역 등과 같은 하나 또는 그 이상의 가슴조직의 피부 표층들을 치료하도록 구성될 수 있으며, 여기서 깊은 조직영역은, 진피층의 저층 부분과 지방 라불리의 진피층으로의 인접 돌출부위를 포함하며, 성망성 혈관 정맥질환, 충혈혈관, 안면혈관 및 혈관폐색, 및/또는 피부의 피하층 및/또는 표층내의 섬유구조(근막)을 포함한다. 본 명세서에서, 진피층이라는 용어는 진피층 및/또는 외피층의 임의의 부분을 언급한다.

[0042] 하나 또는 그 이상의 처리대상영역의 치료와 관련하여, 결합조직은 조직이 급격하게 대략 30 %의 길이로 수축되게 만드는 약 60 °C의 온도의 열처리에 의해 영구적으로 타이트해질 수 있다. 조직의 수축의 결과 교정대상의 하나 또는 그 이상의 처리대상영역을 타이트하게 할 수가 있다. 임신선 부위에 대한 정확한 치료 에너지를 전달과 치료 이전, 도중 및 그 이후에서 처리대상영역으로부터 피드백을 얻는 것 뿐만이 아니라, 상부, 하부 또는 주변 조직의 심각한 손상없이, 약 60-90 °C의 온도로 임신선 부위에 대한 국부적인 가열처리를 통한 치료가 치료 시스템(100)을 통해서 적절하게 수행될 수 있게 된다. 처리대상영역(106)내 조직의 결과적인 타이트닝처리는 처리대상영역(106)내의 목표영역에서의 미용장애의 최소화를 낳게하며, 피부의 상부표층의 용모를 개선시켜 주게 된다.

[0043] 처리대상영역(106)은 개개의 미용 강화 치료마다 달라진다. 예를 들어, 유방고정술을 위한 처리대상영역(106)은 예를 들어, 근육막, 쿠퍼 인대, 현수 인대 및/또는 기타 인대를 포함한다. 이것들은 전형적으로 대략 0.5 - 2.5 cm의 깊이를 가지는데, 위치에 따라 그 깊이와 두께가 달라진다.

[0044] 처리대상영역(106)의 치료에 의한, 셀룰라이트 치료에 관한 다른 실시예에서, 변환기 시스템(102)은 진피층의 저층 부분과 지방 라불리의 진피층으로의 인접 돌출부위, 및/또는 피하층 등에 하나 또는 그 이상의 에너지를 전달하도록 구성될 수 있다. 이러한 에너지는 현존 조직의 제거, 단백질 합성, 지방 세포 덩어리의 분해, 섬유 결합의 신장, 림파액의 증대, 지방부폐물의 배출자극, 및/또는 셀룰라이트의 치료를 위한 세포 투과율 증대 등의 하나 또는 그 이상의 효과를 촉진시킬 수가 있다.

[0045] 다른 하나의 실시예에서, 혈관 장애 치료를 위한 처리대상영역(106)으로서는, 성망성 혈관 정맥질환, 충혈혈관, 안면혈관 및/또는 혈관폐색 등이 있으며, 이것들은 수 mm 크기를 가지면서 70 mm 깊이에 까지 존재한다. 처리대

상영역(106)은 또한 안면 및 몸체내의 기타 혈관장애를 포함할 수 있다.

[0046] 임신선 치료와 관련하여, 처리대상영역(106)은, 조직이 급격하게 대략 30 % 의 길이로 수축되게 만드는 약 60 °C 의 온도의 열처리에 의해 영구적으로 타이트해질 수 있게 되는 결합조직을 포함한다. 조직의 수축의 결과 교정대상의 하나 또는 그 이상의 처리대상영역을 재구성하거나 타이트하게 할 수가 있다. 임신선 부위에 대한 정확한 치료 에너지의 전달과 치료 이전, 도중 및 그 이후에서 처리대상영역으로부터 피드백을 얻는 것 뿐만이 아니라, 상부, 하부 또는 주변 조직의 심각한 손상없이, 약 60-90 °C 의 온도로 임신선 부위에 대한 국부적인 가열처리를 통한 치료가 치료 시스템(100)을 통해서 적절하게 수행될 수 있게 된다. 처리대상영역(106)내 조직의 결과적인 타이트닝처리는 처리대상영역(106)내의 목표영역에서의 임신선 증세의 최소화를 낳게하며, 피부의 상부표층의 용모를 개선시켜주게 된다.

[0047] 다른 실시예에서 개시된 예시적인 변환기 시스템(100)은, 우선 첫번째로서, 치료 영역 및 그 주변 구조들의 위치 확인을 위한 처리대상영역(106)의 영상화 및 화면표시화를 시작으로 하여, 두번째로, 셀룰라이트 치료를 위한 희망하는 열 제거 치료효과를 달성하기 위하여 소정의 깊이, 분배, 타이밍, 에너지 레벨을 갖는 초음파 에너지를 전달하고, 세번째로, 치료공정의 이전, 실행도중 및 그 이후에 치료 영역을 모니터링하면서 치료결과에 대한 계획 및 평가, 및/또는 제어 시스템(102) 및/또는 수술시행자에 대한 피드백 제공을 하도록 구성된다.

[0048] 예시적인 하나의 미용 강화 치료 시스템(100)은 희망하는 미용효과 달성을 알맞는 특정 치료를 제공하도록 구성된다. 예를 들어, 도 2a에 도시된 실시예를 참조하여 설명하면, 비침습적 유방고정시술 시스템(200)은 처리대상영역(210)에 대한 치료를 위하여 치료 변환기 시스템(202), 제어 시스템(204) 및 디스플레이(206)을 포함할 수 있다.

[0049] 변환기 프로브(202)는 치료 제공을 위하여 프로브 구성으로 형성될 수 있다. 또한, 변환기 프로브(202)는, 비-침습적 구성 및 제어 시스템(204)의 제어 등을 통해서, 예를 들어, 초음파 치료 변환기(202)의 위치 제어를 제공해 주는 장치 등의, 최적의 처리 및 치료를 제공해주는 다양한 기계 장치들로 구축될 수 있다. 게다가, 변환기 프로브(202)는 일차원 치료 응용, 이차원 치료 응용, 및/또는 환상형 어레이 치료 응용, 및/또는 본 명세서에서 설명하는 삼차원 치료 응용을 위해 구축될 수도 있다.

[0050] 예시적인 변환기 프로브(202)는 다양한 방법으로 적절하게 제어되거나 작동될 수 있다. 예를 들어, 변환기 프로브(202)는 초음파 치료 시스템, 초음파 영상 시스템, 초음파 모니터링 시스템, 및/또는 동작 제어 서브시스템들을 포함한 초음파 모니터링 시스템, 치료 시스템, 영상 시스템의 임의의 조합 시스템내에서 사용되도록 구성될 수도 있다.

[0051] 제어 시스템(204)은 하나 또는 그 이상의 서브시스템, 프로세서, 입력장치, 디스플레이 및/또는 기타 등등으로 구축될 수 있다. 디스플레이(206)는 처리대상영역(210) 및/또는 처리대상영역(210)내의 임의의 서브-영역을 시각화하거나 모니터링하도록 구성될 수도 있다. 디스플레이(206)는 이차원, 삼차원, 실시간, 아날로그, 디지털 및/또는 임의의 영상화 종류를 위해 구성될 수 있다. 제어 시스템(204)과 디스플레이(206) 모두에 관한 예시적인 실시예들이 이후에 보다 더 자세하게 설명된다.

[0052] 조직 영역(210)은 진피층 및/또는 외피층 등의 피부 표층, 피하지방, 쿠퍼 인대, 및/또는 근육을 포함할 수 있다. 쿠퍼 인대는 일반적으로 대략 0.5-2.5 cm 깊이에 위치하기 때문에, 처리대상영역(210)은 확장된 관심영역을 포함할 수 있다. 또한, 쿠퍼 인대는 위치에 따라 그 깊이와 두께가 다르기 때문에, 변환기 시스템(200)은 각각의 다른 깊이와 위치의 조직에서의 영상화 및 치료를 용이하게 하도록 구성된다.

[0053] 즉, 예시적인 변환기 시스템(200)은, 처리대상영역(210)에 한정되면서, 제어된 열적 병변(209)을 갖는 영역(207)의 이차원 단면 영상을 화면영상(205)으로서 제공하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 이와 같은 공간적 및/또는 시간적 제어를 통해서, 예시적인 치료 시스템(200)은, 열손상 부위가 임의의 형태와 크기를 갖도록 해줌과 동시에, 조직이 제어된 방법으로 치료되도록 하는 것이 가능해진다.

[0054] 하나의 실시예에 따르면, 변환기 프로브(202)는, 압전 활성층, 정합층 및/또는 방사 에너지 또는 음파 에너지를 생성하는 기타물질을 갖는 변환소자를 포함한 가변심도 변환기를 포함할 수 있다. 즉, 변환기 프로브(202)는 처리대상영역(210)내에서 가변심도 치료를 제공하기 위한 적절한 주파수에서 작동하도록 구성될 수 있다. 또한, 변환기 프로브(202)는 다중-방향 변환기로서 구성될 수도 있다. 변환기 프로브(202)의 다양한 구성들은 본 명세서에서 자세하게 상술된다.

[0055] 예시적인 하나의 초음파 변환기 프로브(202)는 다양한 기능을 제공하도록 다양한 방법으로 구성될 수 있다. 하나의 실시예에 따르면, 변환기 프로브(202)는 양호한 영상화 능력을 제공하면서, 치료용의 고 음파전력을 생성

하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 치료 구역의 크기가 다양한 치료 깊이에서 최적으로 제어될 수 있도록, 본원발명의 예시적인 실시예에서는, 양호한 축 해상도를 위한 충분한 대역폭을 가지면서 음파를 처리하는 서브-소자들의 어레이로 구성된 변환기를 포함한다.

[0056] 예를 들어, 초음파 치료 변환기 시스템은, 변환기의 위치, 구동 주파수, 촛점 깊이, 구동 진폭, 및 변환기의 타이밍을 변경시킴으로써 공간적 제어 및/또는 시간적 제어를 수행하도록 구성된다. 다양한 실시예들에 따르면, 변환기 프로브(202)는, 변환기 프로브(202)로부터 반사면까지의 거리를 변경하거나, 또는 조직영역(205 및/또는 207)에 대한 에너지 촛점 또는 비촛점 각도를 변경함으로써 공간적 제어를 수행하거나, 제어 시스템(204)에 의해 변환기 프로브(202)의 주파수, 구동 진폭 및 타이밍을 변경하는 것을 통해 시간적 제어를 수행하도록 구성될 수 있다. 그 결과, 열적 환경 뿐만이 아니라, 치료 영역의 위치, 관심영역 또는 지점의 형태, 크기 및/또는 부피의 변경은 시간의 흐름에 대하여 동적으로 제어될 수 있게 된다.

[0057] 공간적 제어 이외에, 제어 시스템(204) 및/또는 변환기 프로브(202)는, 조직 치료의 제어를 위하여, 구동 진폭 레벨, 주파수/파형 선택, 및 타이밍 시퀀스 및 기타 에너지 구동 특성 등의 조정 및 최적화 등을 통한 시간적 제어를 위해 구성될 수도 있다. 또한, 공간적 및/또는 시간적 제어는, 다양한 위치 특성 및 시간 특성을 지켜보는 것으로써, 개-루프 및 폐-루프 피드백 구성을 통해 보다 용이하게 실시될 수도 있다.

[0058] 본원발명의 다른 실시예에 따르면, 제어 시스템(204) 및/또는 변환기 프로브(202)는 또한, 양호한 영상처리 능력을 제공함과 동시에, 치료용의 고 음파전력을 생성하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 치료 구역의 크기가 다양한 치료 깊이에서 최적으로 제어될 수 있도록 하기 위하여, 본 출원과 적어도 한 명 이상의 동일 발명자를 가지며 본 출원명세서에 참조로서 병합되어 있는 "가변심도 초음파 시스템 및 방법"이라는 제목으로 2004. 9. 16일 날 출원된 미국출원번호 제10/944,500호에 개시된 바와 같이, 양호한 축 해상도를 위한 충분한 대역폭을 가지면서 음파를 처리하는 서브-소자들의 어레이로 구성된 변환기를 포함할 수 있다.

[0059] 본원발명의 다른 실시모습에 따르면, 하나의 예시적인 초음파 치료 처리 시스템(200)은 또한, 치료 영역 및 그 부근 지역에서의 온도 프로파일 또는 기타 조직 파라미터를 음파적으로 모니터링하는 것 뿐만이 아니라, 치료영역의 열치료, 냉각 및/또는 영상화를 제공하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서의 초음파 치료 처리 시스템(200)은 온도 또는 기타 조직 파라미터들의 모니터링 및/또는 초음파 치료 변환기의 공간적 및/또는 시간적 특성을 적절하게 조절하기 위한 정보 영상화처리에 기초한 동적 피드백 회로로 구성될 수 있다.

[0060] 처리대상영역(210)에서의 영상화, 모니터링화, 치료 및/또는 온도 제어를 수월하게 하기 위하여, 제어 시스템(204)은 다양한 구성부 및 장치들로 구성될 수 있다. 예를 들어, 변환기 프로브(202)는, 쿠퍼 인대 및 근육의 상부에 아주 까깝게 위치한 제어된 열적 병변(209)을 생성하는 기능 뿐만이 아니라, 디스플레이(206)내의 영상(205)으로서 화면표시되는 바와 같이, 영역(207)의 이차원 단면 영상을 제공하도록 구성될 수 있다. 초음파 치료 시스템(200)은 공형적 병변(209)의 후단부의 조직 뿐만이 아니라, 치명적인 구조물들을 포함하는 중간조직을 피해주지 않도록 구성될 수 있다.

[0061] 도 2b에서의 실시예에서는 하나의 예시적인 셀룰라이트 치료 처리 시스템을 설명하고 있다. 셀룰라이트 변환기 시스템(200)은 제어 시스템(204)에 연결된 변환기 프로브(202), 및 디스플레이(206)를 포함하며, 이들의 조합구성을 통해서, 처리대상영역(210)에 대한 치료, 영상화, 및/또는 온도 또는 기타 조직 파라미터의 모니터링을 할 수 있게 된다.

[0062] 처리대상영역(210)은 피부 표층(진피/외피), 피하지방층, 라불리 및 근육을 포함할 수 있다. 예시적인 변환기 시스템(200)은, 지방 라불리 및 진피층 하부의 근접 부위에 한정되어 제어적으로 생성된 열적 병변(209)을 갖는 영역(207)의 이차원 단면 영상을 화면영상(205)으로서 제공하도록 구성될 수 있다.

[0063] 변환기 시스템(200)은 지방 세포덩어리를 물리적으로 파괴하고 섬유결합을 신장시키기 위하여, 초음파의 기계적 작동을 제공하는데에 사용될 수 있다. 이러한 기계적 작동은 램파액, 지방부패물의 배출자극을 증대시킬 수 있다. 즉, 초음파는 처리대상영역(210)내의 근육 및 연한 조직의 움직임을 촉진시킬 수 있으며, 이로써 지방 축적물을 파괴시키거나 지방 축적물을 에워싸고 있는 섬유조직의 해체를 촉진시킨다.

[0064] 게다가, 변환기 시스템(200)은  $Y = A \cdot e^{-B/T}$  의 아레니우스식 (여기서, Y는신진대사량, A 와 B 는 상수, T 는 캘빈온도)에 따라, 지방의 신진대사 속도를 증가 시키기 위하여 다양한 초음파 치료레벨을 전달하도록 구성될 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 변환기 시스템(200)은 지방의 신진대사 속도를 증가시키기 위하여 다양한 초음파 치료레벨을 제공한다. 즉, 아레니우스식에 따르면, 신진대사 반응량 Y 는 캘빈온도 T 의 함수이다. Y

$= A \cdot e^{-B/T}$ . 그러므로, 변환기 시스템(200)으로부터의 초음파 치료는, 대략 750 kHz 내지 20 MHz 의 범위에서, 치료영역에서의 온도를 증가시킬 수 있게 되고, 이로써 그 치료 영역의 신진대사량을 증가시킬 수가 있게 된다.

[0065] 다음으로, 하나의 예시적인 혈관장애 치료 시스템이 도 2c에서 도시되고 있다. 예시된 혈관장애 치료 시스템(200)에는 제어 시스템(204)에 연결된 변환기/프로브(202), 및 디스플레이(206)가 포함되며, 이들의 조합구성을 통해서, 처리대상영역(210)에 대한 치료, 영상화, 및/또는 온도 또는 기타 조직 파라미터의 모니터링을 할 수 있게 된다.

[0066] 처리대상영역(210)은 임의의 특정 혈관 또는 혈관집합 및/또는 혈관내의 임의의 부분을 포함할 수 있다. 예시적인 변환기 시스템(200)은, 영상(205)으로서 화면표시되는 바와 같은, 혈관 제거가 수월해지도록 대략 0.1 - 5 mm 직경과 3 - 20 mm 직경을 갖는 제어된 열적 병변을 갖는 영역(207)의 이차원 단면 영상을 제공하도록 구성될 수 있다. 병변은 혈관제거를 제공하기 위하여 임의의 형태를 가질 수 있다. 예를 들어, 구형, 타원형, 및/또는 시가형의 병변들이 제거목적으로서 효과적일 수 있다. 본 명세서에서는 혈관 치료에 관한 방법에 대하여 자세하게 설명한다.

[0067] 도 2d - 도 2f는 예시적인 셀룰라이트 치료 시스템(200)을 나타낸다. 도 2d에 도시된 예시적인 셀룰라이트 치료 시스템(200)은, 치료 영역과 그 주변 구조물들의 위치파악을 위하여 처리대상영역(210)의 영상영역(222)과 디스플레이(206)을 포함한다. 예시적인 셀룰라이트 치료 시스템(200)은, 임신선(232) 치료를 위하여, 적어도 하나의 집중형, 비집중형 및/또는 평면형 초음파 에너지를 희망하는 열 제거 치료효과를 달성하기 위한 소정의 깊이, 분배, 타이밍, 에너지 레벨로 전달하고, 수술공정의 이전, 실행도중 및 그 이후에 치료 영역 및 그 주변 구조물을 모니터링하면서, 치료결과에 대한 계획 및 평가, 및/또는 제어 시스템(204) 및 수술시행자에게 피드백해주도록 구성된다. 예시적인 프로브(202) 및/또는 변환기는 확장영역상의 치료 영역의 위치가 파악하도록 기계적 및/또는 전자적으로 스캐닝(226)될 수 있으며, 치료 깊이(220)는 대략 0 - 10 mm 범위 또는 임신선의 최대 깊이 또는 깊은 진피층 범위에서 조절가능하다.

[0068] 처리대상영역(210)은 진피 및/또는 외피 등의 피부 표층, 피하지방층, 및/또는 근육을 포함할 수 있다. 예시적인 변환기 시스템(200)은, 제어된 열적 병변(220)을 갖는 처리대상영역(210)의 이차원 단면 영상(222)을 화면영상(224)으로서 제공하도록 구성될 수 있다.

[0069] 처리대상영역(210)에 에너지를 전달하기 위하여, 변환기 프로브(202) 및/또는 기타 변환기들은 확장영역상의 치료 영역의 위치가 파악되도록 기계적 및/또는 전자적으로 스캐닝(226)될 수 있다. 하나의 실시예에서, 치료 깊이(220)는 대략 0 - 10 mm 범위 또는 임신선의 최대 깊이 또는 깊은 진피층 범위에서 조절가능하다.

[0070] 하나의 실시예에서, 치료 영역 및 그 주변 구조물들의 위치파악이 수월해지도록, 영상(222) 소자는 처리대상영역(210)의 디스플레이(206)을 포함할 수가 있다. 에너지(220)는 하나 또는 그 이상의 치료 파라미터에서 집중형, 비집중형 및/또는 평면형 초음파 에너지(220)를 전달하도록 구성된 변환기 프로브(202)를 사용하여 처리대상영역(210)에 전달된다. 변환기 프로브(202)에 대한 다양한 구성이 본 명세서에 개시되고 있다. 본 명세서에서 사용된 바와 같이, "치료 파라미터"에는 임신선(232) 치료를 위하여, 희망하는 열 제거 치료효과를 달성하는데에 사용되는 깊이, 배분, 타이밍, 및/또는 에너지 레벨을 포함한다.

[0071] 도 2e에 개시된 본원발명의 다른 실시모습에 따르면, 예시적인 하나의 셀룰라이트 치료 시스템(200)은, 처리대상영역(210) 및/또는 치료영역(220)의 온도 프로파일 또는 감쇄, 음파속도, 또는 견고도 및 변형도 등의 기계적 특성들과 같은 기타 조직 파라미터들을 모니터링하도록 구성될 수 있으며, 시간적 및/또는 공간적 특성들과 초음파 치료 변환기의 에너지 레벨을 적절하게 조절하도록 구성될 수 있다. 이와 같은 모니터링 방법의 결과는 모니터링 결과물에 대한 일차원, 이차원, 또는 삼차원 영상에 의해서 디스플레이(206)상에 나타나게 되거나, 또는 단순히 완료 또는 실패 등의 지시기(252), 또는 이들의 조합으로 나타날 수 있다. 추가적인 치료 모니터링 방법은 하나 또는 그 이상의 온도, 비디오, 프로필로미트리, 및/또는 견고도 또는 변형도 측정기, 또는 기타 임의의 적절한 감지방법에 기초할 수 있다.

[0072] 도 2f에 도시된 본원발명의 다른 실시예에서는, 예시적인 셀룰라이트 치료 시스템(20)은, 피하 지방/지방 조직(216) 및 근육(218) 등의 조직 집합들을 포함하여, 처리대상영역(252)의 확장된 치료 영역을 치료하도록 구성될 수 있다. 외피(212), 진피(214), 지방조직(216), 근육막, 근육(218), 모낭, 분비기관 및 진피(214)내의 혈관, 또는 기타 관심 조직 중 하나와 함께 임신선을 포함하여 상기 복수개의 조직들은 치료될 수 있다. 예를 들어, 임신선의 치료(220)는, 치료 파라미터 및/또는 프로브(202)내의 변환기의 적절한 조정을 통하여, 피하지방(21

6)의 치료와 함께 수행될 수 있다.

[0073] 상술한 바와 같이, 제어 시스템(102, 204)은 다양한 서브 시스템들과 서브 구성부들로 다양한 방법으로 구성될 수 있다. 도 3a 및 도 3b에 도시된 본원발명의 일 실시예에 따르면, 예시적인 제어 시스템(300)은 치료 처리 시스템 사용자에 의해 취해진 조정 세팅에 따라 전반적인 치료 처리 공정의 조정 및 제어를 위해 구성될 수 있다. 예를 들어, 제어 시스템(300)은 전원부(302), 감지 및 모니터링부(304), 냉각 및 결합제어부(306), 및/또는 프로세싱 및 제어논리부(308)를 적절하게 포함할 수 있다. 제어 시스템(300)은 치료 시스템을 구현하기 위하여 다소의 서브 시스템 및 구성부들로 다양한 방법으로 구성되어 최적화될 수 있으며, 도 3a 및 도 3b에 도시된 실시예는 단순한 설명용에 불과하다.

[0074] 예를 들어, 전원부(302) 구성으로서, 제어 시스템(300)은, 변환기 전자 증폭기/구동기(312)에 의해 요구되는 전력을 포함하여, 전력 에너지를 제어 시스템(300)의 전체에 공급하도록 구성된 하나 또는 그 이상의 직류(DC)전원부(303)를 포함할 수 있다. 또한, DC 전류 감지부(305)는 증폭기/구동기(312)로 들어가는 전력 레벨이 안정성 및 모니터링 목적용도에 부합하는지를 확인시켜주기 위하여 제공된다.

[0075] 증폭기/구동기(312)는 다중-채널 또는 단일 채널 전력 증폭기 및/또는 구동기를 구비할 수 있다. 변환기 배열구성을 위한 하나의 실시예에 따르면, 증폭기/구동기(312)는 어레이 촛점화에 기여하는 빔 형성기를 구성할 수도 있다. 예시적인 하나의 빔 형성기는 관련 스위칭 논리를 갖춘 오실레이터/디지털 제어 파형 합성기(310)에 의해서 전기적으로 여기된다.

[0076] 전원부는 또한 각종의 필터구성(314)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 구동 효율 및 효과를 증대시키기 위하여, 전환식 고조파필터 및/또는 정합기가 증폭기/구동기(312)의 출력에서 사용될 수 있다. 전력검출부 (316) 또한 적절한 동작 및 보정을 위해 포함될 수 있다. 예를 들어, 전력 및 기타 에너지 검출부(316)는 프로브 시스템으로 유입되는 전력의 양을 모니터링하는데에 사용될 수 있다.

[0077] 또한, 다양한 감지 및 모니터링부(304)가 제어 시스템(300)내에 적절하게 구축될 수 있다. 예를 들어, 하나의 예시적인 실시예에 따르면, 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어부(324)가 변환기 프로브(104)내에 구축된 다양한 동작 검출 시스템과 함께 작동되어, 처리대상영역으로부터의 음파 정보 또는 기타 공간적/시간적 정보와 같은 정보를 수신하고 처리하도록 구성된다. 또한, 감지 및 모니터링부는 각종의 제어, 인터페이싱 및 스위치(309) 및/또는 전력 검출기(316)를 포함할 수 있다. 이와 같은 감지 및 모니터링부(304)는 치료 시스템(100)내에서 개방-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템의 기능을 보다 용이하게 해준다.

[0078] 예를 들어, 상기의 개방-루프 시스템에 있어서, 시스템 사용자는 영상 및/또는 기타 공간 또는 시간 파라미터들을 적절하게 지켜보고, 그런 다음 특정 치료 목적을 달성하기 위하여 이 영상 및/또는 파라미터들을 조정하거나 변경시킬 수가 있게 된다. 개방-루프 피드백 구성을 대신하여, 또는 이와 조합의 형태로서, 하나의 예시적인 치료 시스템은 폐-루프 피드백 시스템을 포함할 수 있는데, 여기서는 영상 및/또는 공간/시간 파라미터들이 모니터링부내에서 적절하게 감시되어 신호를 생성한다.

[0079] 하나의 예시적인 치료 시스템(100)이 작동되는 동안에, 병변은 선택된 크기, 형태, 배향을 갖도록 결정된다. 이러한 병변 구성을 기초로, 적절한 시간 파라미터와 함께 하나 또는 그 이상의 공간 파라미터들이 선택되고, 이러한 조합구성을 통해 희망하는 공형적 병변들이 산출된다. 그런 다음, 변환기의 작동이 개시되어 공형적 병변 또는 병변들을 제공한다. 또한, 개방-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템은 공간 및/또는 시간특성을 모니터링하거나 또는 기타 조직 파라미터를 모니터링하여 공형적 병변들을 한층 더 제어하도록 실행된다.

[0080] 냉각/결합 제어부(306)는 프로브(104)로부터의 여열(餘熱)을 제거하는데에 제공되는 것으로서, 피부 조직 접촉 면과 조직 깊은곳에서의 제어된 온도를, 피 및/또는 조직으로 제공하고, 및/또는 변환기 프로브(104)로부터의 음파 결합을 처리대상영역(106)에 제공한다. 상기 냉각/결합 제어부(306)는 다양한 결합/피드백 구성부와 함께 개방-루프 및/또는 폐-루프 피드백 구성을 작동하도록 구성될 수 있다.

[0081] 프로세싱 및 제어 논리부(308)는, 인터페이싱 회로뿐만이 아니라 입/출력 회로 및 통신 시스템, 디스플레이 시스템, 인터페이싱 시스템, 저장 시스템, 문서화 시스템 및 기타 유용한 기능의 시스템과 사용자의 제어를 연결 시켜주는 펌웨어 및 제어 소프트웨어(326)을 포함하여, 하나 또는 그 이상의 마이크로콘트롤러, 마이크로프로세서, 재설정가능반도체(FPGA), 컴퓨터보드, 및 이들의 조합구성 등의 각종 시스템 프로세서 및 디지털 제어논리부(307)를 포함한다. 시스템의 소프트웨어 및 펌웨어(326)는 초기화, 타이밍, 레벨설정, 모니터링, 안전성 모니터링, 및 사용자-정의 처리 대상을 취득하는데에 요구되는 기타 모든 시스템 기능들을 제어한다. 또한, 각종의 제어 스위치(308)가 작동 제어를 위해 적절하게 구성될 수 있다.

[0082]

또한, 하나의 예시적인 변환기 프로브(104)는 작동의 수월성을 위한 다양한 실시예들과 함께 다양한 방법으로 구성될 수 있으며, 복수개의 재사용가능 및/또는 1회용 구성부 및 부품을 포함할 수 있다. 예를 들어, 변환기 프로브(104)는 변환기의 조직 접촉면에 대한 결합을 보다 용이하게 해주는 임의의 형태의 변환기 프로브 하우징 또는 구성내에 구축될 수 있으며, 여기서 프로브 하우징은 특정 치료 응용에 따라 다양한 형태, 외형 및 구성을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하나의 실시예에 따르면, 변환기 프로브(104)는 조직 접촉면에 대하여 내리눌려질 수 있으며, 이에 따라 피의 관류가 부분적으로 또는 완전히 차단되고, 처리대상영역(106)내의 조직은 평평해지게 된다. 변환기 프로브(104)는, 전기적으로 전환되는 전기 정합기 등의 임의의 정합기; 임의의 종류의 멀티플렉서 희로 및/또는 개구/소자 선택회로; 및/또는 프로브 조작, 전기 정합, 변환기 활용기록 및 조정을 확인시켜주는 하나 또는 그 이상의 직렬 EEPROM(메모리) 등의 프로브 인증장치;를 포함할 수 있다. 또한 변환기 프로브(104)는 케이블과 커넥터; 동작 메카니즘, 동작 센서 및 인코더; 열감지센서; 및/또는 사용자 제어 및 상태를 조작하는 스위치, LED 등의 지시기 등을 포함할 수 있다. 구체적으로, 프로브(104)내의 동작 메카니즘은 복수개의 병변들을 제어적으로 생성하는데에 사용되거나, 또는 프로브(104)가 갑작스레 움직이거나 중단되는 경우를 대비하여 안정성을 이유로, 프로브 동작 그 자체를 감지하여 복수개의 병변들을 제어적으로 생성하거나 또는 그 생성을 중단시킬 수도 있다. 또한, 외부동작 인코더 아암은 사용도중의 프로브를 붙들어 지지시켜주는데에 사용되며, 이로써 프로브(104)의 공간위치 및 자세는 제어 시스템으로 보내어지고 병변들이 제어적으로 생성되는데에 도움을 준다. 더하여, 다양한 실시예에서, 프로필로미터(profilometer)나 기타 영상화 장치 등의 기타 감지기능이 프로브내로 통합될 수 있다.

[0083]

도 4a 및 도 4b를 참조하여, 본원발명의 일 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 제어 인터페이스(402), 변환기(404), 결합부(406), 모니터링/감지부(408) 및 동작 메카니즘(410)을 포함할 수 있다. 하지만, 변환기 프로브(400)는 비침습적 유방거상시술을 위한 초음파 에너지를 제공하기 위한 보다 많거나 보다 적은 부분 및 구성부들에 의해 다양한 형태로서 구축되거나 최적화될 수 있는 것으로서, 도 4a 및 도 4b에서의 실시예는 단지 본원발명의 설명용에 불과한 것이다.

[0084]

본원발명의 예시적인 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 처리대상영역에서 에너지 효과를 제공하고 반응을 개시하기 위하여, 다양한 시간 및/또는 공간 배분으로 에너지를 전달하도록 구성된다. 상기 효과들에는, 가열효과, 진공화, 유체역학적 조직효과, 및 공명-유도 조직효과 등이 포함될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 변환기 프로브(400)는, 처리대상영역내에서 하나 또는 그 이상의 에너지 효과를 제공하고 하나 또는 그 이상의 반응들을 개시하기 위하여, 하나 또는 그 이상의 주파수 범위하에서 작동될 수 있다. 또한, 하나 또는 그 이상의 에너지 효과를 제공하고 하나 또는 그 이상의 반응들을 개시하기 위하여, 변환기 프로브(400)는 평면형, 비집중형 및/또는 집중형 에너지를 처리대상영역에 공급하도록 구성될 수 있다. 이러한 반응들에는, 예를 들어, 투열, 저혈, 혈관이식, 혈관신생, 결합조직의 성장, 조직 재형성, 혈관 조직 제거, 단백질 합성 및/또는 강화된 세포 투과성이 포함된다. 상기의 내용을 포함하여, 초음파 병합 치료, 효과 및 반응들에 관한 다양한 예시적인 실시예들이, 본 명세서에 참조로서 병합되고 있는 참조문헌으로서, "초음파 병합 치료 방법 및 시스템"이라는 제목으로 2004. 9. 24일 출원된 미국특허 출원번호 제10/950,112호의 특허 명세서에서 더욱 자세하게 설명되고 있다.

[0085]

제어 인터페이스(402)는 변환기 프로브(400)의 제어를 수월하게 하기 위하여 제어 시스템(300)과의 인터페이싱을 위해 구성된다. 제어 인터페이스(402)는 멀티플렉서/개구 선택기(424), 전환식 전기 정합 네트워크(426), 직렬 EEPROM 및/또는 기타 프로세싱 구성부 및 정합 및 프로브 활용 정보(430) 및 인터페이스 커넥터(432)를 포함할 수 있다.

[0086]

결합부(406)는 변환기 프로브(400)의 처리대상영역에 대한 결합을 수월하게 해주는 각종의 장치들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 결합부(406)는 초음파 에너지 및 신호의 음파결합을 위해 구성되는 음파 결합/냉각 시스템(420)을 포함할 수 있다. 다수의 연결구성을 갖는 음파 결합/냉각 시스템(420)이 처리대상영역에 음파를 결합시키고, 또한, 접촉면 및 혈관 및/또는 조직 등의 깊은곳에서의 온도를 제어하고, 액체-충진 렌즈 촉점화를 제공하고, 및/또는 변환기 여열을 제거하기 위하여 활용될 수 있다. 결합/냉각 시스템(420)은 이와 같은 음파 결합을 각종의 결합매개체를 통해 보다 용이하게 할 수 있는데, 이 결합매개체에는 공기 및 기타 가스, 물 및 기타 액체, 젤, 고체, 및/또는 기타 이들의 조합구성, 또는 변환기 능동소자(412)와 처리대상영역 사이에 신호를 전송시켜주는 것이면 어떠한 매개체도 포함될 수 있다. 이와 같은 결합기능 이외에도, 본원발명의 일 실시예에 따르면, 결합/냉각 시스템(420)은 또한 치료처리 동작중에서도 온도제어를 제공하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 결합/냉각 시스템(420)은, 적절한 결합 매개체의 온도조절을 통해서, 접촉면에서의 냉각을 제어하거나 또는 변환기 프로브(400)와 처리대상영역사이의 영역 및 조직내의 깊은 곳에서의 냉각을 제어하도록 구성될 수 있

다. 상기의 결합 매개체를 위한 적절한 온도는 다양한 방법으로 취득될 수 있으며, 그리고 열전쌍 온도감지기, 써미스터, 또는 결합 매개체의 온도측정을 위해 구성된 임의의 기타 장치 또는 시스템 등의 다양한 피드백 시스템을 활용할 수도 있다. 이와 같은 제어된 냉각은 변환기 프로브(400)의 공간적 및/또는 열적 에너지를 보다 용이하게 제어하도록 구성될 수 있다.

[0087] 도 11을 참조한 본원발명의 일 실시예에 따르면, 음파 결합/냉각부(1140)는 변환기 프로브(1104)로부터의 에너지 및 영상신호를 처리대상영역(1106)으로부터 또는 처리대상영역(1106)에 음파결합시키기 위하여 제공되는데, 이로써 병변화의 제어를 위하여 프로브에서의 처리대상영역과의 접촉면(1110) 및 조직내의 깊은 곳, 예를 들어, 혈관 및/또는 조직 및 그 깊은 곳에서의 열적 제어를 제공해주며, 영역(1144)에서는 변환기 프로브로부터의 여열을 제거해준다. 결합접촉면에서는 열센서(1146)를 통해 온도 모니터링이 행해질 수 있으며, 이로써 온도측정 메카니즘(1148) 및 제어 시스템(1102)과 열 제어 시스템(1142)을 통한 열 제어를 제공하게 된다. 열 제어는 열싱크 또는 자연천도 및 대류 등의 수동냉각을 통해서 행해질 수 있거나, 또는 펠티에 열전 쿨러, 냉매, 또는 펌프, 유액 저장통, 거품 검출기, 유액흐름 센서, 열 제어(1142) 및 유액흐름 채널/관(1144)으로 구성된 유액계 시스템 등의 능동냉각을 통해서 행해질 수 있다.

[0088] 다음으로, 도 4에 관한 설명으로서, 모니터링 및 감지부(408)는 각종의 동작 및/또는 위치 센서(416), 온도 모니터링 센서(418), 사용자 제어 및 피드백 스위치(414), 및 공간 및 시간 특성들을 모니터링하는 다양한 개-루프 및 폐-루프 피드백 구성을 통해 공간 및/또는 시간 제어 등을 용이하게 해주기 위하여, 제어 시스템(300)에 의한 제어를 용이하게 해주는 기타 종류의 구성부들을 포함할 수 있다.

[0089] 동작 메카니즘(410)은 수동 조작, 기계식 구성, 또는 기타 이들의 조합을 포함할 수 있다. 예를 들어, 동작 메카니즘(422)은, 변환기 프로브(400)의 움직임 및 위치의 결정과 그 작동을 담당하는 가속도계, 인코더 또는 기타 위치/배향 장치(416) 등의 사용을 통해서, 제어 시스템(300)에 의해 적절하게 제어될 수 있다. 치료응용예 및 조직 윤곽면에 따라, 선형, 회전형 동작 또는 다양한 동작이 용이하게 수행될 수 있다.

[0090] 변환기(404)는, 음파 에너지 증착의 정확한 공간적 및 시간적 제어를 통해, 처리대상영역의 사람피부 표층조직 내에 열손상의 공형적 병변들을 생성하도록 구성된 하나 또는 그 이상의 변환기들로 구성된다. 변환기(404)는 또한 하나 또는 그 이상의 변환소자 및/또는 렌즈(412)를 포함할 수 있다. 변환소자는 플럼번 지르코늄 티탄늄 산화물(PZT) 등의 압전 능동물질을 포함하거나, 또는 리튬 니오브산염, 납 티탄늄, 바륨 티탄늄 및/또는 납 메타니오브산염 뿐만이 아니라, 압전 세라믹, 수정, 플라스틱 및/또는 합성물질 등의 기타 압전 능동물질을 포함할 수 있다. 압전 능동물질에 더하여, 또는 이를 대신하여, 변환기(404)는 방사 및/또는 음파 에너지를 생성하도록 구성된 기타 물질들을 포함할 수 있다. 또한 변환기(404)는 압전 능동물질에 결합되는 방법 등에 의해 변환소자를 따라 형성된 하나 또는 그 이상의 음파 정합층을 포함할 수 있다. 음파 정합층 및/또는 감쇠층은 희망하는 전기음파 반응을 얻기위해 필요에 따라 적용할 수 있다.

[0091] 본원발명의 일 실시예에 따르면, 변환기(404)의 변환소자의 두께는 균일하게 구성된다. 즉, 변환소자(412)는 전체에 걸쳐서 실질적으로 동일한 두께를 갖는다. 하지만, 본원발명의 다른 실시예에서는 변환소자(412)의 두께가 전체에 걸쳐서 가변적이 될 수 있다. 예를 들어, 변환기(404)의 변환소자(들)(412)은, 영상 응용으로서, 대략 2 MHz 내지 50 MHz 의 중심작동 주파수를 제공하도록 선택된 제1두께를 갖도록 구성될 수 있다. 또한, 변환기(404)의 변환소자(들)(412)은, 치료용으로서, 대략 7 kHz 내지 50 MHz, 일반적으로는, 1 MHz 내지 25 MHz 범위의 중심작동 주파수를 제공하도록 선택된 제2두께를 갖도록 구성될 수 있다. 변환기(404)는, 희망응답을 도출하기 위한 적당한 출력을 제공하도록, 적어도 두 개 또는 그 이상의 주파수들로 여기되는 단일의 광대역 변환기로서 구성될 수 있다. 또한, 변환기(404)는 각각 하나 또는 그 이상의 변환소자를 갖는 두 개 또는 그 이상의 개별적인 변환기들로서 구성될 수도 있다. 변환소자들의 두께는 희망처리범위에서의 중심-작동 주파수들을 제공하도록 구성될 수 있다.

[0092] 변환기(404)는 집중형, 평면형, 또는 비집중형 단일-소자, 다중-소자, 또는 1-D(1차원), 2-D(2차원), 환상 어레이; 선형, 곡선형, 색터 또는 구형 어레이; 구형, 원통형, 및/또는 전자적 집중형, 비집중형, 및/또는 렌즈원; 을 포함한 변환기 어레이 등의 임의의 조합형태의 하나 또는 그 이상의 개별적인 변환기들로 구성될 수 있다. 예를 들어, 도 5에 개시된 일 실시예에 따르면, 변환기(500)는 위상 집중화를 수월하게 해주는 음파 어레이로서 구성될 수 있다. 즉, 변환기(500)는 다양한 전자적 시간 지연을 통한 다양한 위상들에 의해 작동되는 전자 개구들의 어레이로서 구성될 수 있다. 여기서, "작동"이라는 용어에 의하면, 변환기(500)의 전자 개구들은 전자적 시간 지연에 의해 야기되는 위상변이에 대응한 에너지 빔을 생성하거나 전달하도록 조작되고, 구동되고, 사용되고 구성될 수 있다. 예를 들어, 이러한 위상 변이들은 비집중형 빔, 평면형 빔, 및/또는 집중형 빔을 전달하는

데에 사용될 수 있으며, 또한, 이들 각각의 위상 변이들은 처리대상영역(510)내의 서로 다른 생리적 효과를 얻기 위해 조합의 형태로서 사용될 수도 있다. 변환기(500)는 추가적으로, 하나 또는 그 이상의 전자적 시간 지연을 갖는 위상 개구 어레이를 생성하거나, 초래하고, 구동하기 위한 임의의 소프트웨어 및/또는 기타 하드웨어를 포함할 수 있다.

[0093] 또한, 변환기(500)는 다양한 주파수들을 사용하여 하나 또는 그 이상의 처리대상영역에 집중된 치료를 제공하도록 구성될 수 있다. 집중된 치료를 제공하기 위하여, 변환기(500)는 치료의 수월함을 위한 하나 또는 그 이상의 가변심도 장치를 구성할 수 있다. 예를 들어, 변환기(500)는, 본 출원과 적어도 한 명 이상의 동일 발명자와 동일 양수인을 가지며 본 출원명세서에 참조로서 병합되어 있는 "가변심도 초음파 시스템 및 방법"이라는 제목으로 2004. 9. 16일 날 출원된 미국출원번호 제10/944,500호에 개시된 가변심도 장치들로 구성될 수 있다. 또한, 변환기(500)는, 본 출원과 적어도 한 명 이상의 동일 발명자와 동일 양수인을 가지며 본 출원명세서에 참조로서 병합되어 있는 "다중-방향 변환기를 갖는 초음파 치료 시스템 및 방법"이라는 제목으로 2004. 9. 16일 날 출원된 미국출원번호 제10/944,499호에 개시된 서브-고조화 또는 펄스-에코 영상화의 기술을 가동시킴으로써 하나 또는 그 이상의 추가적인 처리대상영역(510)을 치료하도록 구성될 수도 있다.

[0094] 게다가, 임의의 다양한 기계식 렌즈 또는 액체-충진렌즈 등의 각종의 촛점렌즈가 음장(sound field)을 집중화시키거나 비집중화시키는데에 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 6a 및 도 6b에 도시된 일 실시예에 따르면, 변환기(600)는 처리대상영역(610)을 치료하는데에 있어서 보다 향상된 유연성을 확보하기 위하여 하나 또는 그 이상의 변환소자들(606)과의 조합형태로서의 전자적 포커싱 어레이(604)로 구성될 수도 있다. 전자적 포커싱 어레이(604)는 변환기(502)와 유사방법으로 구성될 수 있다. 즉, 전자적 포커싱 어레이(604)는 다양한 전자적 시간 지연(예를 들어,  $T_1, T_2, \dots, T_j$ )을 통한 다양한 위상들에 의해 작동되는 전자 개구들의 어레이로서 구성될 수 있다. 여기서, "작동"이라는 용어에 의하면, 전자적 포커싱 어레이(604)는 전자적 시간 지연에 의해 야기되는 위상변이에 대응한 에너지를 생성하거나 전달하도록 조작되고, 구동되고, 사용되고 구성될 수 있다. 예를 들어, 이러한 위상 변이들은 비집중형 빔, 평면형 빔, 및/또는 집중형 빔을 전달하는데에 사용될 수 있으며, 또한, 이들 각각의 위상 변이들은 처리대상영역(610)내의 서로 다른 생리적 효과를 얻기 위해 조합의 형태로서 사용될 수도 있다.

[0095] 변환소자(606)는 볼록, 오목 및/또는 평면형으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 도 6a에 도시된 일 실시예에 따르면, 변환소자(606a)는 처리대상영역(610)의 치료를 위한 집중된 에너지를 제공하기 위하여 오목형을 갖도록 구성될 수 있다. 이에 관한 추가적인 실시예가, 여기서 다시 참조문헌으로서 언급된 "가변심도 변환기 시스템 및 방법"이라는 제목으로 출원된 미국출원번호 제10/944,500호에 개시되어 있다.

[0096] 도 6b에서 개시된 다른 실시예에서, 변환소자(606b)는 처리대상영역(610)에 대해 충분히 균일한 에너지를 제공하기 위하여 상당한 평면형태를 갖도록 구성될 수 있다. 비록, 도 6a 및 도 6b에서는, 오목형 및 평면형으로서 각각 구성된 변환소자들(604)에 관련된 실시예를 개시하고 있지만, 변환소자(604)는 오목형, 볼록형 및/또는 평면형이 되도록 구성될 수도 있다. 또한, 변환소자(604)는 오목형, 볼록형 및/또는 평면형 구조의 임의의 조합형태로서 구성될 수도 있다. 예를 들어, 제 1 변환소자는 오목형으로 구성되고, 제 2 변환소자는 평면형으로 구성될 수도 있다.

[0097] 다음으로 도 8a 및 도 8b를 참조하여 설명하면, 변환기(404)는 단일-소자 어레이로서 구성될 수 있는데, 이 단일-소자(802)는 예를 들어 다양한 구조와 물질을 갖는 변환소자로서, 소자(802)로부터의 에너지를 일부 차단시키거나 에너지 분배를 변경시키는 세라믹, 금속 또는 기타 물질 또는 구조를 가지며 에너지 분배(808) 어레이를 생성하는 복수개의 마스크(804)를 갖도록 구성된다. 마스크(804)는 소자(802)와 직접 결합되거나 또는 임의의 적당한 고체 또는 액체물질인 격리물질(806)에 의해 분리될 수 있다.

[0098] 또한, 하나의 예시적인 변환기(404)는 평면형, 집중형 및/또는 비집중형 음파 에너지를 제공하는 환상(環狀)형 어레이로서 구성될 수도 있다. 예를 들어, 도 10a 및 도 10b에 도시된 본원발명의 일 실시예에 따르면, 환상형 어레이(1000)는 복수개의 링(1012, 1014, 1016, ..., N)들을 포함할 수 있다. 링(1012, 1014, 1016, ..., N)들은 한 세트의 개별적인 소자들과 전기적 및 기계적으로 격리되어 있으며, 평면형, 집중형 또는 비집중형 파형을 생성할 수 있다. 예를 들어, 이러한 파형들은 대응하는 송신 및/또는 수신 지연들 ( $\tau_1, \tau_2, \tau_3, \dots, \tau_N$ )을 조절하는 방법을 통해서 한 축상에 집중될 수 있다. 전자적 비-집중화가 다양한 비집중화 정도를 가질 수 있는 반면에, 전자적 집중화는 다양한 깊이 위치를 따라 적절하게 이동될 수 있으며, 다양한 빔의 세기 및 견고성을 가능케 할 수 있다. 하나의 실시예에 따르면, 렌즈 및/또는 볼록 또는 오목형 환상 어레이(1000)는 집중화 또는 비-집중화를 지원하여 임의의 시각에서의 차분 지연을 줄일 수 있다. 일차원, 이차원 또는 삼차원에서의 환상 어레

이(1000)의 이동, 또는 프로브의 사용 및/또는 임의의 통상적인 로보트 아암 장치의 사용을 통한 임의의 경로를 따르는 환상 어레이의 이동은 처리대상영역내의 임의의 부피 또는 대웅 공간을 처리하거나 스캐닝하도록 구현된다.

[0099] 또한, 변환기(404)는 영상화/치료 기능을 위한 기타 환상형 또는 비-어레이 구성으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 도 10c 내지 도 10f를 참조하여 설명하면, 변환기는 치료 소자(1014)를 구비한 영상화 소자(1012)를 포함할 수 있다. 소자들(1012, 1014)은 영상화/치료 결합 소자와 같은 단일-변환 소자나, 또는 개별적인 소자들이 될 수 있으며, 또한 동일 변환소자내에서 또는 개별적인 영상화 소자와 치료 소자들사이에서 전자적으로 격리(1022)될 수도 있으며, 격리물질(1024) 또는 기타 정합층, 또는 이들의 임의의 조합구성을 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 10f를 참조하여 설명하면, 변환기는 집중, 비집중 또는 평면형 에너지 분배를 위해 구성된 계단형 렌즈를 포함하는 치료 소자(1014)를 구비하면서, 집중, 비집중 또는 평면형 에너지 분배를 위해 구성된 표면(1028)을 갖는 영상화 소자(1012)를 포함할 수 있다.

[0100] 본원발명의 다양한 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 하나 또는 그 이상의 처리대상영역에 집중화된 음파 에너지를 인가하는 일차원, 이차원 및/또는 삼차원적 치료 응용을 제공할 수 있다. 예를 들어, 상술한 바와 같이, 변환기 프로브(400)는 서브-변환 소자의 단일 어레이를 포함하는 변환기와 같이, 일차원적 어레이를 형성하기 위하여 적절하게 절단될 수 있다.

[0101] 다른 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 이차원적 어레이를 형성하도록 이차원적으로 적절하게 절단될 수 있다. 예를 들어, 도 9를 참조하여, 예시적인 이차원 어레이(900)가 복수개의 이차원적 부분들(902)로 적절하게 절단될 수 있다. 이차원적 부분들(902)은 특정 깊이의 치료 영역상에 집중화되도록 적절하게 구성될 수 있으며, 이에 따라 각각의 치료 영역 슬라이스들(904)을 제공할 수 있다. 그 결과, 이차원적 어레이(900)는 치료영역의 영상화 장소의 이차원적 슬라이스들을 제공하게 되어, 이차원적 치료를 수행하게 될 수 있다.

[0102] 본원발명의 또 다른 실시예에 따르면, 변환기 프로브(400)는 삼차원적 치료를 제공하도록 적절하게 구성될 수 있다. 예를 들어, 처리대상영역의 삼차원적 치료를 제공하기 위하여, 도 3을 다시 참조하여 설명하면, 삼차원 시스템은 제어 시스템(300)과 같은 제어 시스템내에 포함된 하나의 삼차원 그래픽 활용 소프트웨어 등의 적응형 알고리즘으로 구성된 변환기 프로브(400)를 포함할 수 있다. 적응형 알고리즘은 처리대상영역에 관련된 이차원 영상, 온도 및/또는 치료 또는 기타의 조직 파라미터 정보를 수신하고, 수신된 정보를 처리하고, 그런 다음 대응하는 삼차원 영상, 온도 및/또는 치료 정보를 제공한다.

[0103] 다시 도 9를 참조하여 설명하면, 본원발명의 일 실시예에 따르면, 예시적인 삼차원 시스템은 치료영역의 서로 다른 영상면으로부터의 슬라이스들(904)을 적절하게 수신하고, 수신된 정보를 처리하고, 그런 다음 삼차원 영상 등의 공간적 정보(906), 온도 및/또는 치료정보를 제공하는 적응형 알고리즘으로 구축된 이차원 어레이(900)을 포함할 수 있다. 또한, 수신된 정보를 적응형 알고리즘으로 처리한 후, 이차원적 어레이(900)는 적절히 공간 영역(906)에 필요한 만큼의 열 치료를 제공한다.

[0104] 본원발명의 다른 실시예에 따르면, 삼차원 영상 및/또는 온도 정보를 제공하기 위하여, 삼차원 소프트웨어 등의 적응형 알고리즘을 활용하는 것 보다는, 예시적인 삼차원 시스템은 목표 영역에 대하여 다양한 회전적 및/또는 전이적 위치들에서 작동하는 프로브 장치내에 구축된 단일의 변환기(404)를 포함할 수 있다.

[0105] 다양한 변환기(404) 구조를 보다 자세하게 설명하기 위하여 도 7을 참조하여 설명하면, 초음파 치료 변환기(700)는 단일 촛점, 촛점 어레이, 촛점 장소, 라인 촛점 및/또는 회절 패턴으로 구성될 수 있다. 또한, 변환기(700)는 단일 소자, 다중 소자들, 환상형 어레이, 일차원, 이차원 또는 삼차원 어레이, 광대역 변환기, 및/또는 이들의 조합구성을 포함할 수 있으며, 여기에 렌즈, 음파 장치, 및 기계적 및/또는 전자적 촛점화 구성을 추가할 수도 있고 배제할 수도 있다. 구형초점 단일소자(702), 환상형 어레이(704), 감쇠영역을 갖는 환상형 어레이(706), 선형초점 단일소자(708), 1-D 선형 어레이(710), 집중화 향상을 갖거나 갖고 있지않는 볼록 또는 오목형의 1-D 곡선형 어레이, 2-D 어레이, 및 3-D 공간구성으로서 구축된 변환기가 치료 및/또는 영상화 및 음파 모니터링 기능을 실행하는데에 사용될 수 있다. 임의의 변환기 구성에 있어서의 촛점화 및/또는 비촛점화는, 기계식 촛점화, 볼록렌즈(722), 오목렌즈(724), 복합 또는 다중 렌즈(726), 평면형 렌즈(728) 또는 도 10f에서 도시된 바와 같은 계단형 렌즈를 통해서 하나의 평면 또는 두개의 평면에서 이루워질 수 있다. 임의의 변환기 또는 변환기 조합 구성이 치료를 위해 이용될 수 있다. 예를 들어, 환상형 변환기는 치료전용의 바깥부분과, 광대역 영상화 전용의 내부 디스크와 함께 사용될 수 있으며, 내부 디스크내에서는 도 10c 내지 도 10f에 도시된 바와 같이 영상 변환기 및 치료 변환기는 서로 다른 음파 렌즈 및 설계를 갖고 있다.

[0106]

도 10a 내지 도 10f에 도시된 다양한 음파 렌즈 및 설계를 이용하여 다양한 형태의 병변들이 생성될 수 있다. 예를 들어, 시가형 병변들은 구형 촉점원으로부터 생성될 수 있으며, 또는 평면형 병변들은 평면원으로부터 생성될 수 있다. 오목형 평면원 및 어레이이는 "V자형" 또는 타원형 병변을 생성시킬 수 있다. 선형 어레이 등의 전자적 어레이이는 비집중형, 평면형 또는 집중형 음파 범을 생성시킬 수 있으며, 또한 이와 같은 음파 범은 다양한 깊이의 다양한 추가적인 병변들의 형태를 형성하는데에 채택될 수 있을 것이다. 하나의 어레이이는 단독으로 또는 하나 또는 그 이상의 평면형 또는 집중형 변환기와의 조합으로 채택될 수 있다. 조합형태의 변환기 및 어레이이는 매우 다양한 범위의 음장 및 관련 이점들을 산출해낼 것이다. 고정 촉점 및/또는 가변 촉점 렌즈 또는 렌즈들은 치료 용통성을 한층 향상시키는데에 사용될 수 있다. 피부 표층 조직의 음파 속도보다 낮은 음파 속도를 갖는 볼록형 렌즈로서는 액체-충진 렌즈, 젤-충진 또는 고체 젤 렌즈, 충분한 정격 허용량을 갖는 고무 또는 합성 렌즈 등이 활용될 수 있고, 또는 오목형의 낮은 프로파일 렌즈는 피부 표층 조직의 속도보다 큰 속도를 갖는 임의의 물질 또는 합성물로 구성되거나 이를 이용할 수 있다. 상술한 바와 같은 변환기 구조 및 구성은 특정 형태의 병변을 촉진시킬 수 있지만, 이와같은 구조들은 시간적 파라미터뿐만 아니라 다른 공간적 파라미터들과 함께 상기의 특정 형태들로만 국한되는 것은 아니고, 임의의 변환기 구조내에서 추가적인 형태들을 생성할 수도 있다.

[0107]

초음파 시스템(100)의 작동을 통해서, 가슴거상시술 방법, 셀룰라이트 치료방법, 혈관장애 및/또는 셀룰라이트 치료 방법이 실현가능하게 되었고, 이로써 생체 조직에 대한 고질적인 손상없이, 효율적인 치료와 치료 효과가 수월해지게 되었다. 예를 들어, 사용자는 첫번째로, 처리대상영역을 치료하기 위한 하나 또는 그 이상의 변환기 프로브를 선택한다. 사용자는 본 명세서에서 서술된 임의의 프로브 구성을 선택할 수 있다.

[0108]

치료 영역의 범위가 유방고정술에서는 대략 1 mm 내지 4 cm로, 셀룰라이트 치료에서는 대략 0 mm 내지 3.5 cm, 혈관장애 치료에서는 0 mm 내지 7 cm, 그리고 임신선 치료에서는 0 mm 내지 1 cm에 이르기 때문에, 이를 위하여 예시적인 변환기 프로브들은, 예를 들어, 환상형 어레이, 원통형 변환기, 가변심도 변환기, 기계식 이동 변환기, 선형 어레이, 1-D 어레이, 2-D 어레이, 곡선형 어레이, 마스크 소자, 및/또는 기타 변환기 구성 또는 상술한 변환기 구성들의 조합을 포함할 수 있다. 본 명세서에서 나타난 바와 같이, 사용자라는 용어는 기타 제어 시스템의 임의의 하드웨어 및/또는 소프트웨어를 활용하는 일반인, 고용인, 의사, 간호사, 및/또는 기술자를 나타낸다.

[0109]

일단, 하나 또는 그 이상의 변환기들을 선택하고 나면, 사용자는 치료계획안을 설계하기 위하여 처리대상영역을 영상화한다. 처리대상영역을 영상화하는 경우에, 사용자는 동일 치료 변환기 프로브를 사용하거나 또는 처리대상영역의 보다 높은 해상도를 위하여 하나 또는 그 이상의 추가적인 변환기들을 사용할 수 있다. 하나의 실시예에서, 변환기는 넓은 범위의 처리대상영역상에서 고속 영상화가 수월하도록 하여 넓은 범위의 처리대상영역상에서의 정확한 영상화가 가능해질 수 있도록 구성될 수 있다. 다른 실시예에서, 초음파 영상처리에는 도플러 플로우 모니터링 및/또는 칼라 플로우 모니터링법을 사용한다. 추가적인 다른 영상처리수단, 예를 들어, MRI, X-ray, PET, 적외선 등이 처리대상영역내의 표층조직과 혈관 조직의 영상화 및 피드백을 위하여 개별적으로 또는 조합형태로서 활용될 수 있다.

[0110]

도 12를 참조하여 본원발명의 다른 실시예를 설명하면, 하나의 예시적인 치료 시스템(200)은 추가적인 기능들을 제공하기 위하여 다양한 보조 시스템들로 구성되거나, 또는 이들과 결합될 수 있다. 예를 들어, 처리대상영역(1206)을 치료하는 치료 시스템(1200)은 제어 시스템(1202), 프로브(1204) 및 디스플레이(1208)을 포함할 수 있다. 이에 더하여, 치료 시스템(1200)은, 사진 및 기타의 시각화 방법, 자기공명영상법(MRI), 컴퓨터단층촬영(CT), 안구광학단층촬영(OCT), 전자기, 마이크로웨이브, 또는 고주파(RF) 방법, 양전자단층촬영(PET), 적외선, 초음파, 음파, 또는 영상화/모니터링 강화방법을 포함하여 처리대상영역(1206)의 기타 적당한 시각화, 위치측정, 모니터링 방법 중 적어도 하나에 기초한 보조 영상화장치(1272) 및/또는 보조 모니터링 장치(1274)를 포함할 수 있다. 프로브(1204)와 제어 시스템(1202)을 통한 초음파 영상화를 위한 영상화/모니터링 강화방법은, M-모드, 시각간상화, 필터링, 칼라, 도플러, 및 조화작도 영상처리가 포함될 수 있다. 또한, 치료에 있어서의 주요 에너지원으로서의 초음파 치료 시스템(1270)은 고주파(RF), IPL, 레이저, 적외선 레이저, 마이크로웨이브, 또는 기타 적당한 에너지원을 포함한 2차 치료 에너지원(1276)과 결합될 수 있다.

[0111]

쿠퍼 인대, 혈관, 셀룰라이트, 및/또는 임신선 자국의 위치는 (성별, 체중, 나이 등으로 인하여) 환자마다 다르기 때문에, 변환기를 이용한 영상화는 환자의 치료 깊이를 탐지하거나, 처리대상영역을 영상화하거나, 또는 환자내의 하나 또는 그 이상의 치료대상들 (예를 들어, 쿠퍼 인대, 혈관 및/또는 혈관폐색, 셀룰라이트, 및/또는 임신선 자국 등)의 위치 및/또는 깊이를 판단하는 것을 보다 수월하게 해준다. 이러한 탐지/영상화/판단 정보들은 또한, 희망하는 정도의 미용치료결과를 수월하게 달성하도록, 최적의 초음파 치료 파라미터들을 계산하는

데에 사용될 수도 있다.

[0112] 즉, 사용자는 영상화 정보를 치료계획안을 설계하는데에 사용될 수 있다. 치료계획안을 설계하기 위하여, 사용자는 하나 또는 그 이상의 공간 및/또는 시간 특성들을 선택함으로써, 처리대상영역에 대한 공형적 초음파 에너지를 제공할 수가 있게 된다. 사용자는 제어를 위한 하나 또는 그 이상의 공간 특성들을 선택할 수 있는데, 예를 들어, 하나 또는 그 이상의 변환기들, 하나 또는 그 이상의 기계식 및/또는 전자식 포커싱 메카니즘, 하나 또는 그 이상의 변환기 소자들, 치료영역과 관련된 하나 또는 그 이상의 변환기 배치 위치, 하나 또는 그 이상의 피드백 시스템들, 하나 또는 그 이상의 기계식 아암, 하나 또는 그 이상의 변환기 배향들, 하나 또는 그 이상의 치료 온도, 하나 또는 그 이상의 결합 메카니즘 등이 여기에 포함될 수 있다.

[0113] 이에 더하여, 처리대상영역의 치료를 보다 수월하게 하도록, 사용자는 제어를 위한 하나 또는 그 이상의 시간 특성들을 선택할 수 있다. 예를 들어, 시간제어가 수월해지도록, 사용자는 치료시간, 주파수, 전력, 에너지, 진폭 등을 선택하거나 또는 이들을 변경할 수 있다. 초음파 공간 및 시간 특성들의 선택 및 제어에 관한 보다 많은 정보를 위해서, 본 출원명세서에 이전에 참조로서 병합한, "열손상 제어 방법 및 시스템"이라는 제목으로 2005. 10. 6일날 출원된 미국출원번호 제11/163,148호의 명세서를 참조하기를 바란다.

[0114] 치료계획안의 설계가 완료되면, 치료계획안은 수행된다. 즉, 변환기 시스템은, 미용치료의 실시를 위한 선택된 조직의 제거를 위해, 초음파 에너지를 치료영역에 전달하는데에 사용될 수 있다. 에너지를 전달할 때에, 변환기는 선택 주파수에서 구동되며, 위상 어레이가 특정 시간 및/또는 공간 배분구성으로 구동되고, 변환기가 집중형, 비집중형, 및/또는 평면형 에너지를 제공하도록 하나 또는 그 이상의 변환기소자들로 구성될 수 있으며, 또는 변환기가 앞으로 고안될 다른 장치나 방법을 통해서 구성되거나 구동될 수도 있다.

[0115] 가슴과 정시술의 실시를 위한 하나의 예시적인 실시예에서, 에너지는 대략 1 mm 내지 4 cm 의 치료깊이에 전달된다. 에너지는 약 1 MHz 내지 15 MHz 의 범위에서, 일반적인 응용에 있어서는 약 2 MHz 내지 8 MHz 의 범위를 갖는다. 이 치료범위로 에너지를 전달하기 위하여, 변환기는 약 10 W 내지 150 W 범위 또는 그 이상의 전력레벨로 구동될 수 있다. 변환기가 제공하는 고전력, 고집중 치료때문에, 처리대상영역에 대한 치료 시간은 20 ms 내지 2000 ms 범위 또는 그 이상에 이른다. 치료 시간과 치료 전력은 서로 관계성이 있기 때문에, 이 변수들은 환자마다, 또는 처리대상영역마다 다를 수 있다.

[0116] 셀룰라이트 치료의 실시를 위한 다른 실시예에서, 에너지는 대략 0 mm 내지 3.5 cm 의 치료깊이에 전달된다. 에너지는 약 750 KHz 내지 10 MHz 의 범위에서, 일반적인 응용에 있어서는 약 2 MHz 내지 10 MHz 의 범위를 갖는다. 이 치료범위로 에너지를 전달하기 위하여, 변환기는 약 20 W 내지 200 W 범위의 전력레벨로 구동될 수 있다. 치료 시간과 치료 전력은 서로 관계성이 있기 때문에, 이 변수들은 환자마다, 또는 처리대상영역마다 다를 수 있다.

[0117] 혈관장애 치료에 관한 하나의 실시예에서, 초음파 에너지는 혈관제거를 수월하게 하는 선택적 깊이로 전달되거나 증착된다. 초음파 에너지 증착은, 예를 들어, 피부조직면에, 0.1 - 5 mm 직경 범위와 7 mm 까지의 깊이범위를 갖고 선택적으로 증착될 수 있다. 하나의 위치점에서 초음파 에너지원을 전달하는데에 사용되는 전력은, 예를 들어, 대략 5 W 내지 50 W 의 범위를 가지며, 대응 에너지원 주파수는 대략 2 MHz 내지 5 MHz 의 범위를 갖는다.

[0118] 혈관장애 치료에 관한 다른 하나의 실시예에서, 초음파 에너지는 혈관내의 혈관폐색부분을 수월하게 제거하도록 하는 선택적 깊이로 전달된다. 초음파 에너지 증착은, 예를 들어, 피부조직면에, 3 - 20 mm 직경 범위와 70 mm 까지의 깊이범위를 갖고 선택적으로 증착될 수 있다. 하나의 위치점에서 초음파 에너지원을 전달하는데에 사용되는 전력은, 예를 들어, 대략 5 W 내지 200 W 의 범위를 가지며, 대응 에너지원 주파수는 대략 2 MHz 내지 20 MHz 의 범위를 갖는다. 혈관폐색 치료를 통해서 치료영역내의 혈류가 증가되지 않는다면, 변환기 시스템은 한번 더 혈관폐색을 제거하는데에 사용될 수 있다.

[0119] 도 13a에 도시된 실시예를 참조하여, 임신선 치료에 관한 본원발명의 실시모습을 설명하면, 하나 또는 그 이상의 치료영역(1340)은 치료공간내에 정의된 공간패턴으로 제거영역을 생성하도록 구성된다. 이 공간적으로 정의된 패턴은, 예를 들어, 치료점의 산별적 자리위치 및/또는 손상부위의 일차, 이차, 및/또는 삼차원 매트릭스형태를 포함한다. 이러한 공간 패턴들은 조직 전체부분을 가열하고 파괴하는 것보다 바람직하다. 이러한 치료에서는, 주변의 비손상된 조직이 빠른 회복 및 치료에 도움을 주게 된다.

[0120] 변환기 프로브(204) 및/또는 기타 임의의 변환기들(미도시)은, 보다 큰 영역상으로 치료영역을 넓히기 위하여 기계적으로 및/또는 전자적으로 스캐닝(1326)될 수 있으며, 변환기 프로브(204)는 치료영역을 한번 더 넓히기

위하여 한번 더 스캐닝되거나 이동(1328)된다. 치료영역들은 약 0 - 10 mm 범위의 깊이, 또는 임신선의 최대 깊이 또는 깊은 진피층에 위치될 수 있다. 치료영역들은 조직 손상의 이방성 패턴을 생성하도록 임신선 및/또는 그 주변조직에 대하여 수평 및/또는 수직하게 뺀쳐질 수 있으며, 또한, 임신선의 손상패턴상에 결치는 이차원 매트릭스를 포함할 수도 있다.

[0121] 도 13b에 도시된 임신선 치료에 관한 본원발명의 다른 실시예에 따르면, 처리영역(1360)은 진피층 구역안에서 뺀쳐있을 수 있고, 외피층에 까지 뺀어 있을 수 있다(1362). 또한, 치료영역(1360)의 깊이가 증가되면 될수록, 그 단면은 얇은 영역 근처 또는 외피층에서의 작은 크기(1364)(약 1 mm 이하)에서부터, 중간 영역 근처 및/또는 중간 진피층에서의 중간 크기(1366)(약 1 mm 이하 -1 mm 까지)까지, 또는, 깊은 영역 근처 및/또는 깊은 진피층에서의 큰 크기(1368)(약 1 mm 이상)처럼 증가하게 된다. 또한, 단일의 치료영역은 깊은곳에서 단면이 확장된 형태를 가질 수 있고, 또는 몇 개의 작은 처리 영역들이 연합되어 구성될 수도 있다. 처리영역들의 간격은 처리 영역의 크기와 비슷하며, 또는 영역들 또는 대형의 영역들은 수평적으로 함께 연합될 수 있다.

[0122] 일단 치료계획안이 실행되면, 조직영역은 치료에 대한 상호작용으로서 하나 또는 그 이상의 반응들을 갖게 될 것이다. 예를 들어, 하나의 실시예에서, 쿠퍼 인대 및/또는 기타 치료 조직들을 추가적으로 수축시킴으로써 조직들은 반응을 한다. 다른 실시예에서, 팀파액의 증대, 지방부폐물의 배출, 열손상의 생성 및/또는 지방 라불리의 근접 돌출부의 응고에 의해 조직은 반응을 한다. 그 결과로, 진피층을 타이트하게 해주거나 또는 부드럽게 해줄 것이다. 다른 실시예에서, 혈관내의 혈관폐색이 막히지 않게 됨에 따라 혈관은 증가된 혈류에 반응을 한다. 다른 실시예에서, 몸체내 분해에 의한 제거에 혈관은 반응을 한다.

[0123] 치료에 있어서, 상기 서술된 단계들은, 최적의 치료 결과를 제공하기 위하여 하나 또는 그 이상의 추가적인 횟수로 반복될 수가 있다. 다양한 제거부위의 크기 및 형태에 따라 회복시간은 영향을 받는다. 예를 들어, 일반적으로, 치료 병변의 표면영역이 넓어지면 넓어질수록, 회복은 빨라진다. 초음파 치료에 대한 환자의 반응에 따라, 사용자는 일련의 치료들에 일부 치료를 알맞게 추가할 수 있다.

### 산업상 이용 가능성

[0124] 이상과 같이, 다양한 실시예들을 참조하여 본원발명을 설명하였다. 하지만, 본원발명 분야의 당업자라면 본원발명의 범위를 벗어나는 일 없이 상술된 실시예들을 변경하거나 수정할 수 있을 것이다. 예를 들어, 다양한 작동 단계들 및 이 작동 단계들을 수행하는 여러 구성부품들은 특정의 응용환경에 따라, 또는 시스템의 작동과 관련한 비용문제의 고려하에, 택일적인 방법으로 실시될 수 있는데, 예를 들어, 각 단계들은 삭제되거나 변경되거나 또는 다른 단계와 병합될 수 있을 것이다. 그리고, 이러한 변경 및 기타의 변경 또는 수정들 또한 이하의 특허 청구범위에서 서술되는 본원발명의 범위내에 포함되는 것이다.

### 도면의 간단한 설명

[0022] 본원발명에 관한 주요사항은 본 명세서의 후단부에서 자세하게 제시되고, 명료하게 청구되어 있다. 하지만, 본원발명의 구성 및 방법 모두와 관련하여, 본원발명의 작동원리는 청구항과 관련되어 후술되는 상세한 설명과 첨부된 도면들을 참조하여 보다 더 명료하게 이해될 수 있으리라 사료되며, 첨부된 도면들에 있어서 동일부분은 동일한 도면부호로 명시한다.

[0023] 도 1은 본원발명의 일 실시예에 따른 미용 강화 초음파 치료방법 및 시스템의 블력도를 나타낸다.

[0024] 도 2a - 도 2f들은 본원발명의 여러 실시예들에 따른 예시적인 프로브 시스템의 단면도를 나타낸다.

[0025] 도 3a 및 도 3b들은 본원발명의 여러 실시예들에 따른 예시적인 제어 시스템의 블력도를 나타낸다.

[0026] 도 4a 및 도 4b들은 본원발명의 여러 실시예들에 따른 예시적인 프로브 시스템의 블력도를 나타낸다.

[0027] 도 5는 본원발명의 일 실시예에 따른 예시적인 변환기의 단면도를 나타낸다.

[0028] 도 6a 및 도 6b들은 본원발명의 여러 실시예들에 따른 예시적인 변환기의 단면도를 나타낸다.

[0029] 도 7은 본원발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파 치료를 위한 예시적인 변환기 구성을 도시한다.

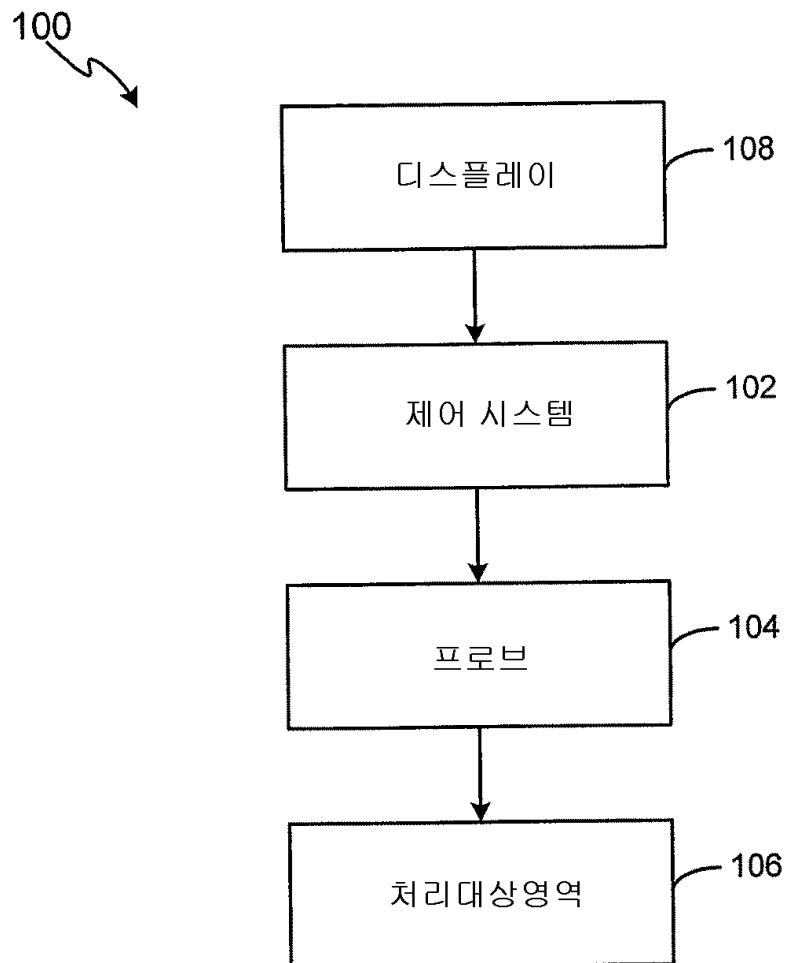
[0030] 도 8a 및 도 8b들은 본원발명의 다른 실시예에 따른 예시적인 변환기의 단면도를 나타낸다.

[0031] 도 9는 본원발명의 일 실시예에 따라 초음파 치료를 위한 이차원 어레이로서 구성된 예시적인 변환기를 도시한다.

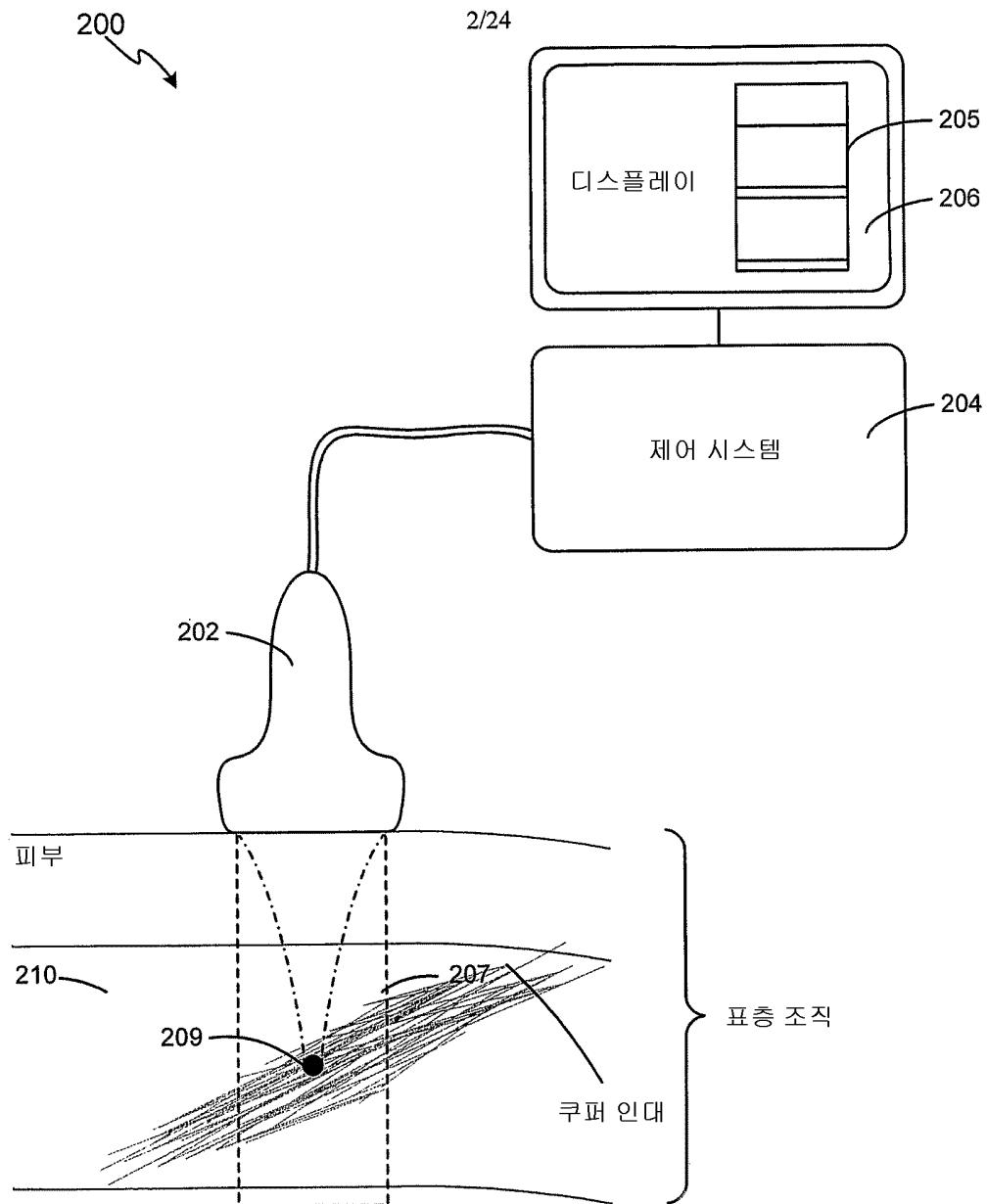
- [0032] 도 10a - 도 10f들은 본원발명의 다른 실시예들에 따른 예시적인 변환기의 단면도를 나타낸다.
- [0033] 도 11은 본원발명의 일 실시예에 따른 음파 결합 및 냉각 시스템의 개략도를 나타낸다.
- [0034] 도 12는 본원발명의 일 실시예에 따라, 제 2 차 치료 서브 시스템 뿐만이 아니라, 추가적인 서브 시스템을 병합한 초음파 치료 시스템 및 치료 모니터링 및/또는 치료 영상화를 포함하는 치료 시스템의 블럭도를 나타낸다.
- [0035] 도 13a 및 도 13b 들은 본원발명의 실시예들에 따른 치료 영역들의 개략도를 나타낸다.

## 도면

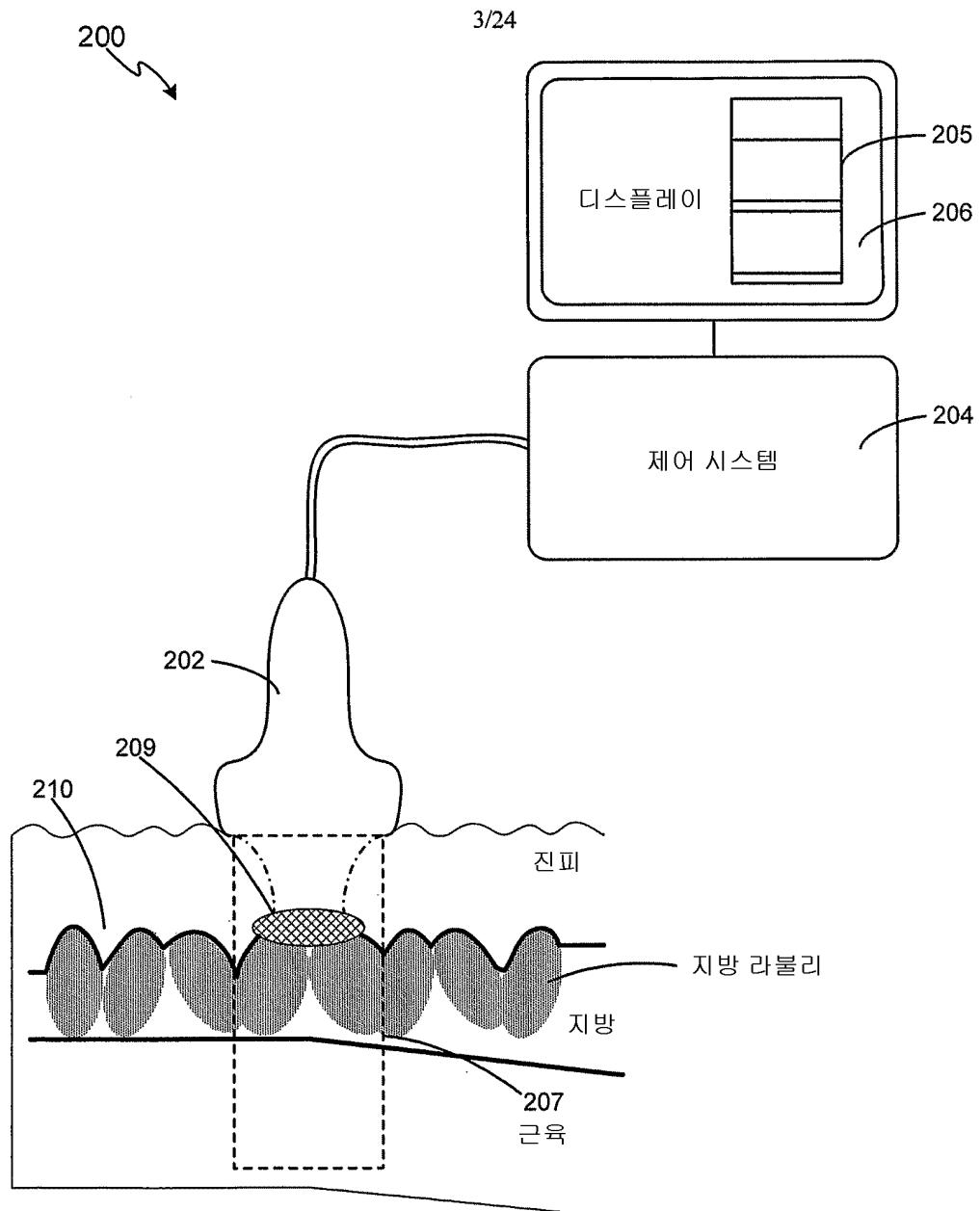
### 도면1



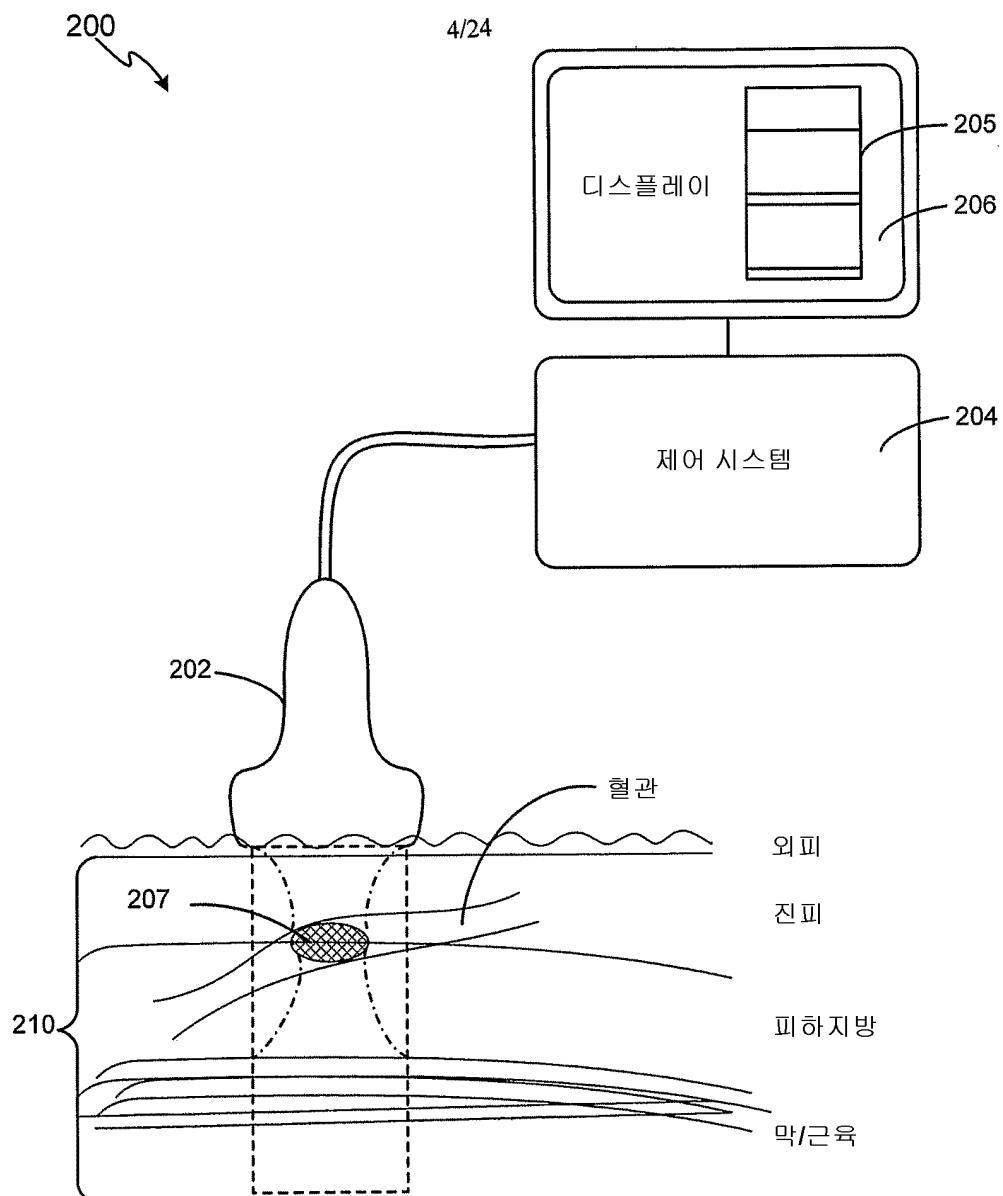
## 도면2a



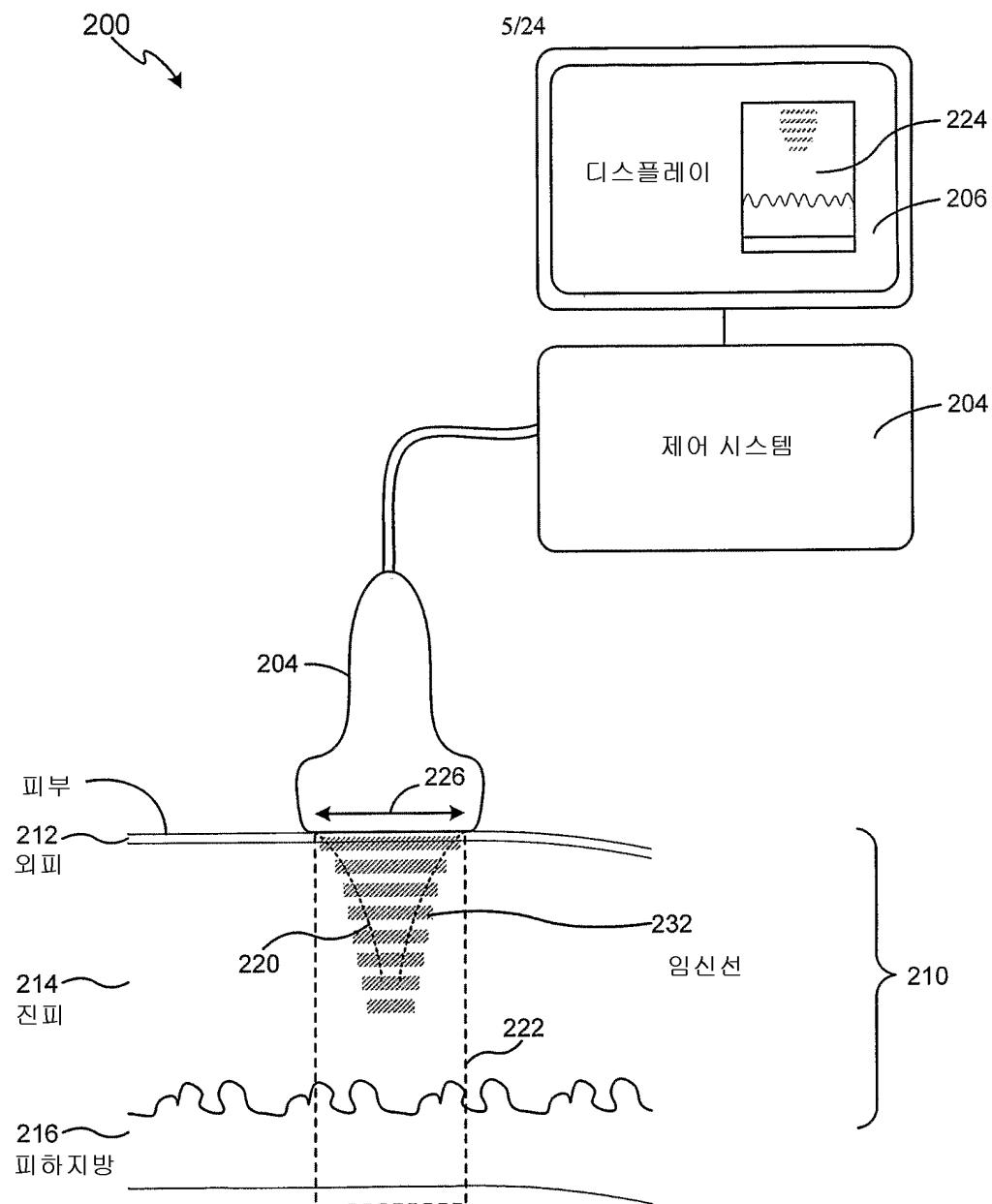
## 도면2b



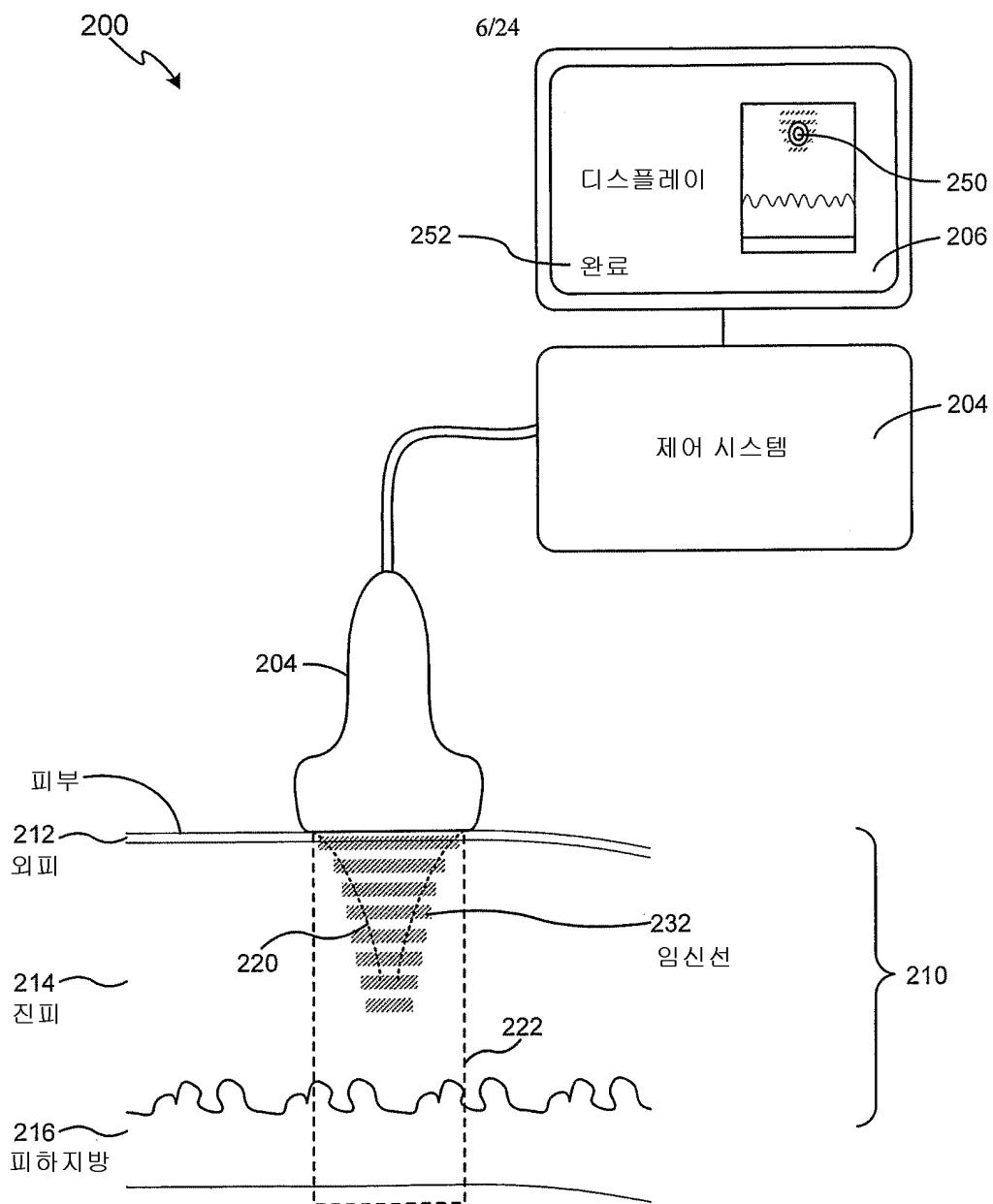
## 도면2c



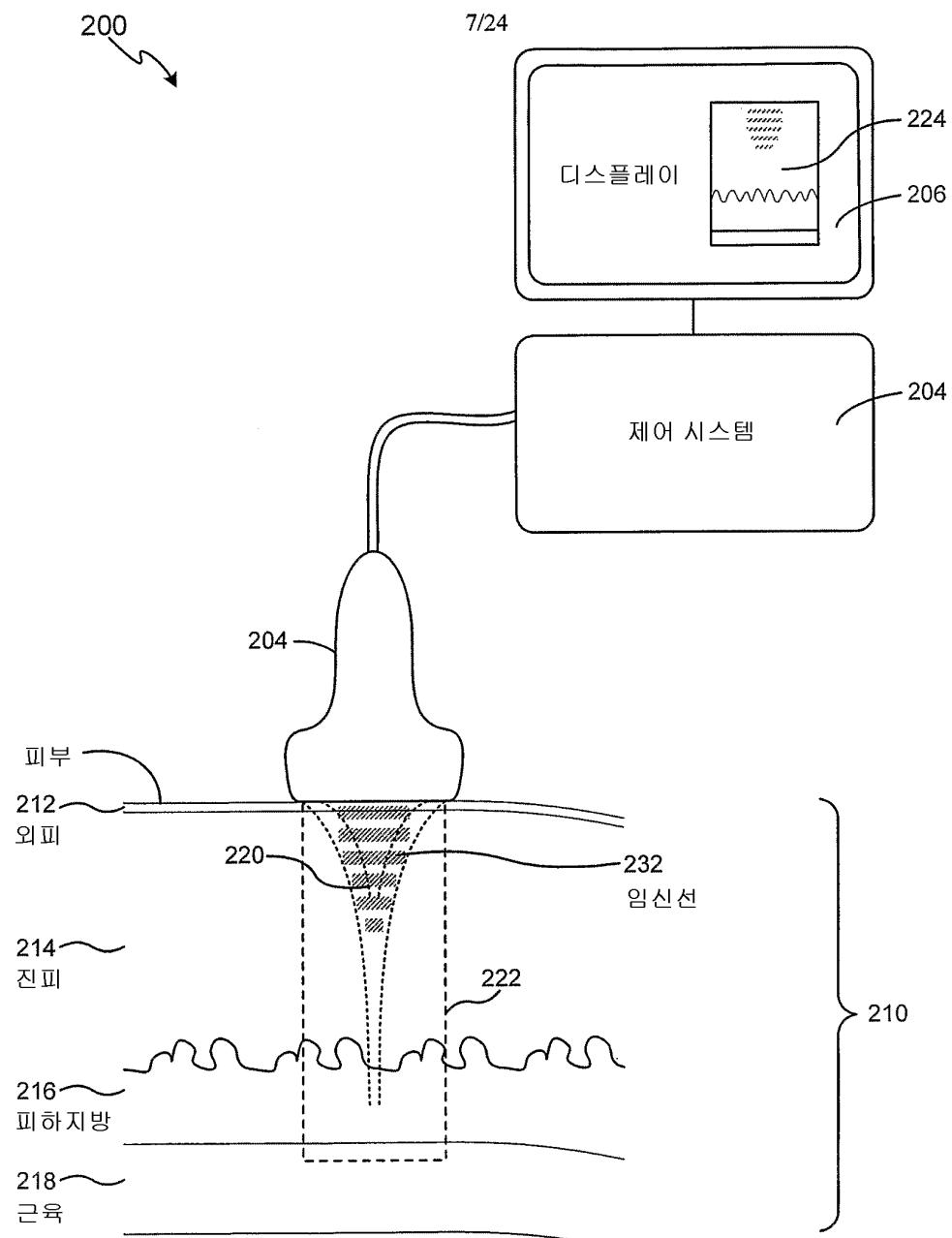
## 도면2d



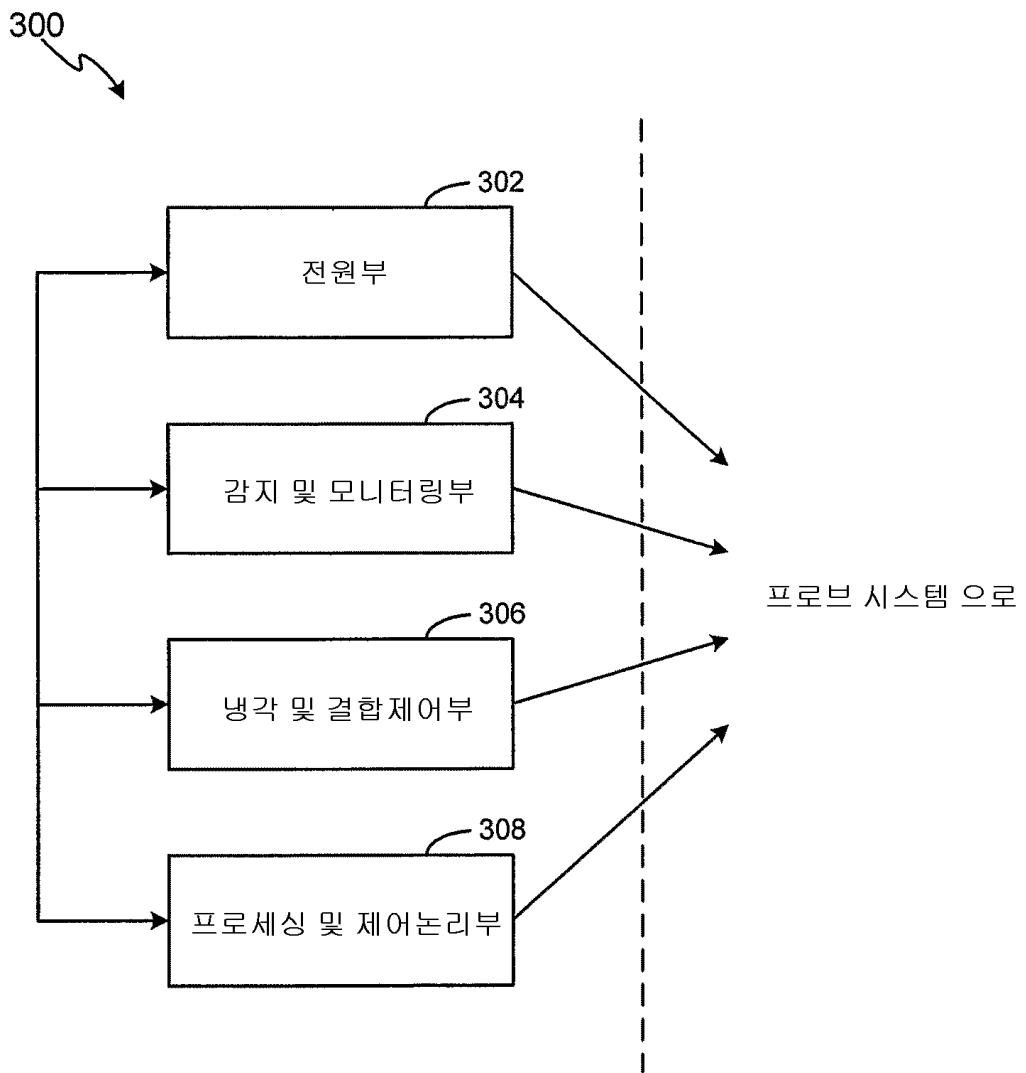
## 도면2e



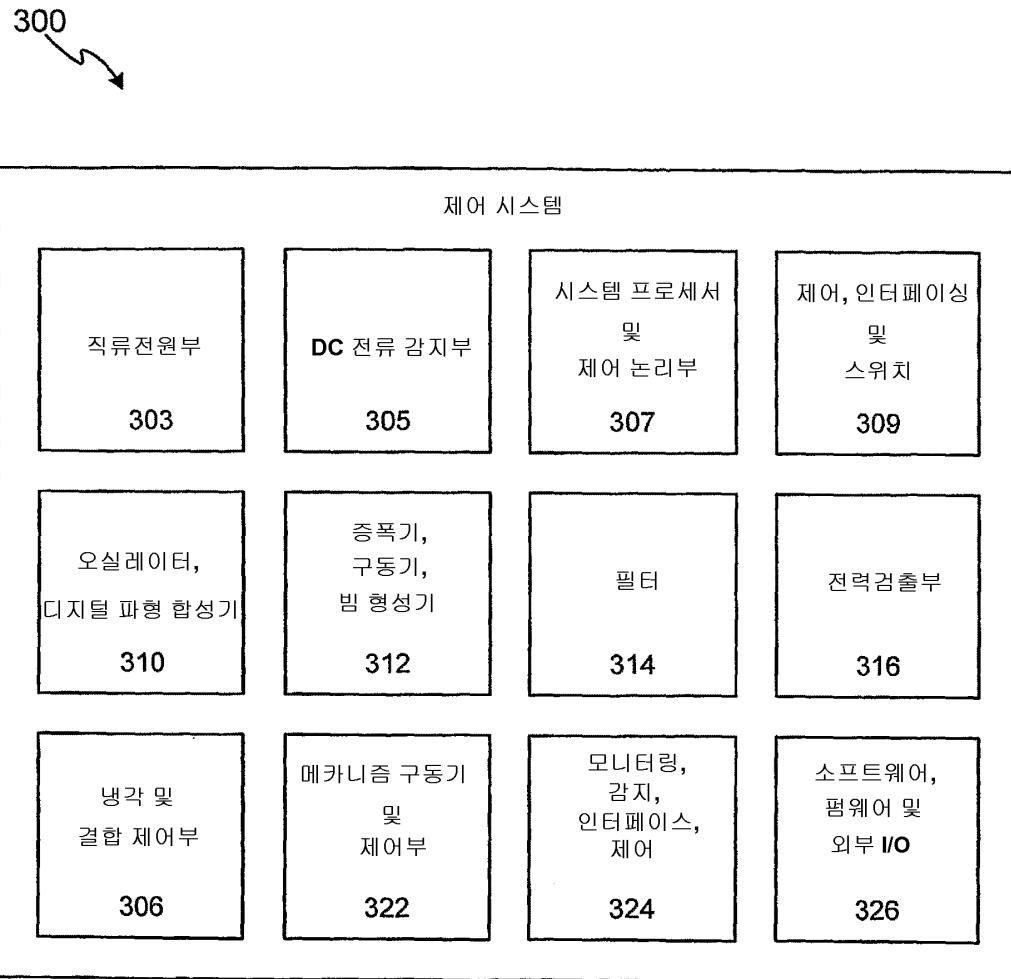
## 도면2f



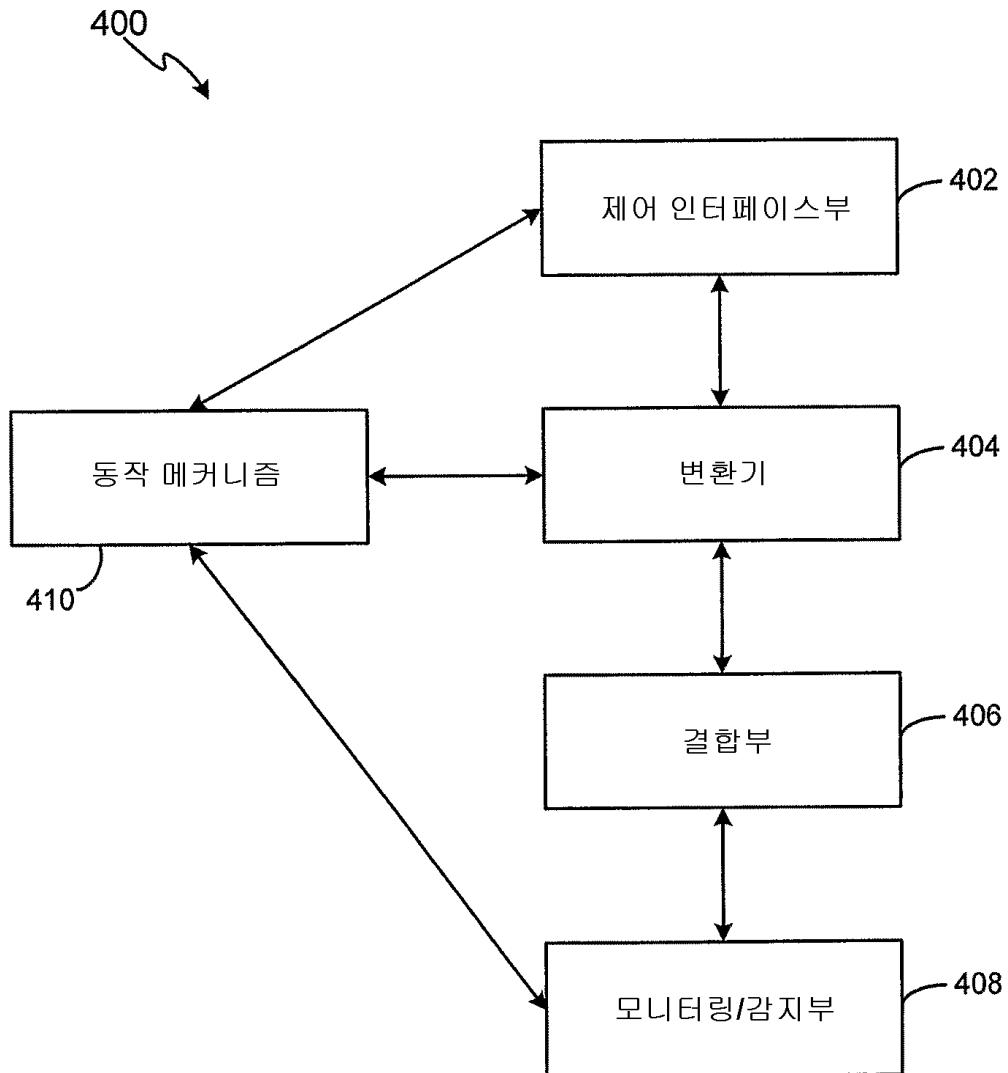
도면3a



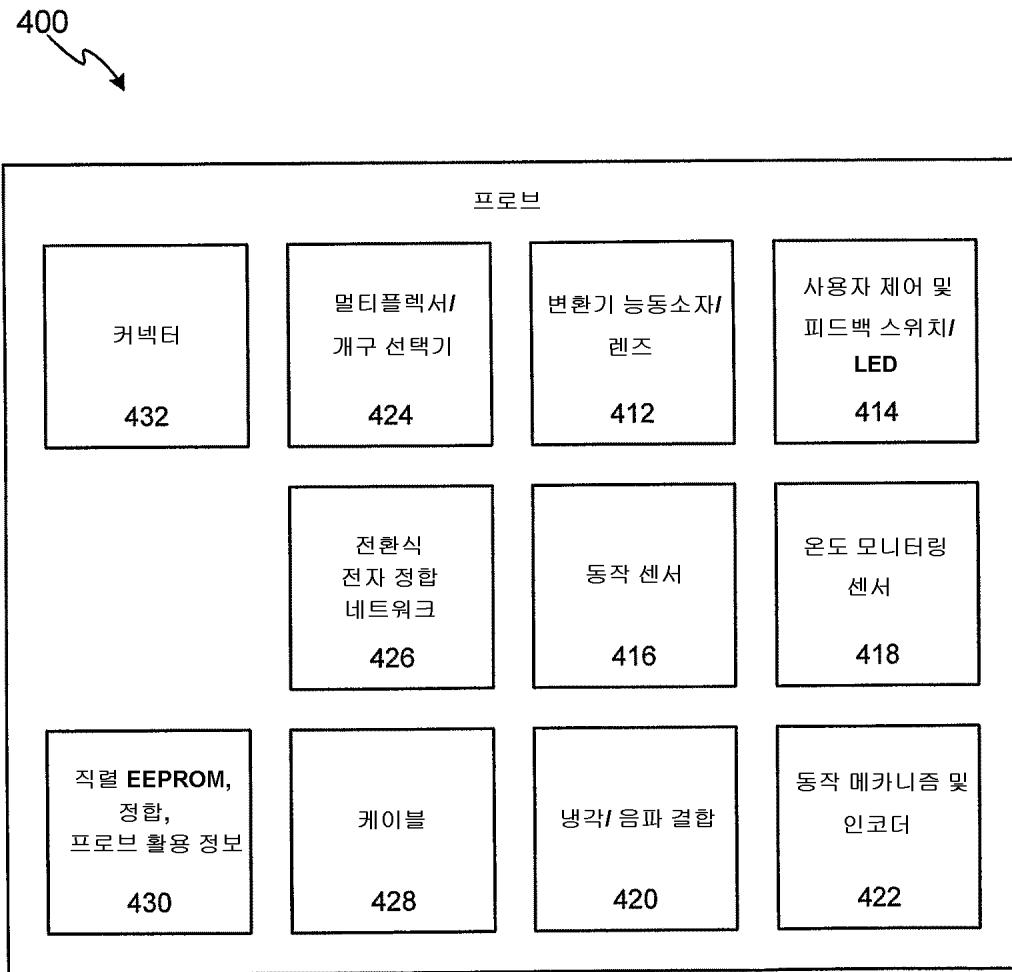
## 도면3b



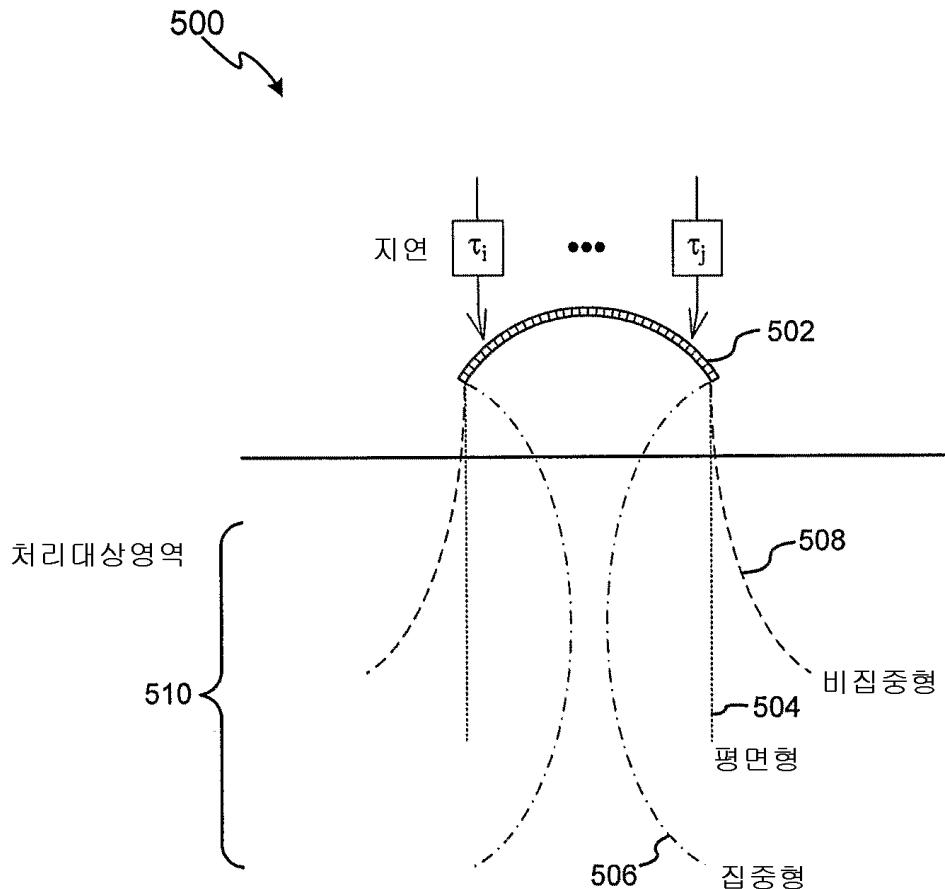
도면4a



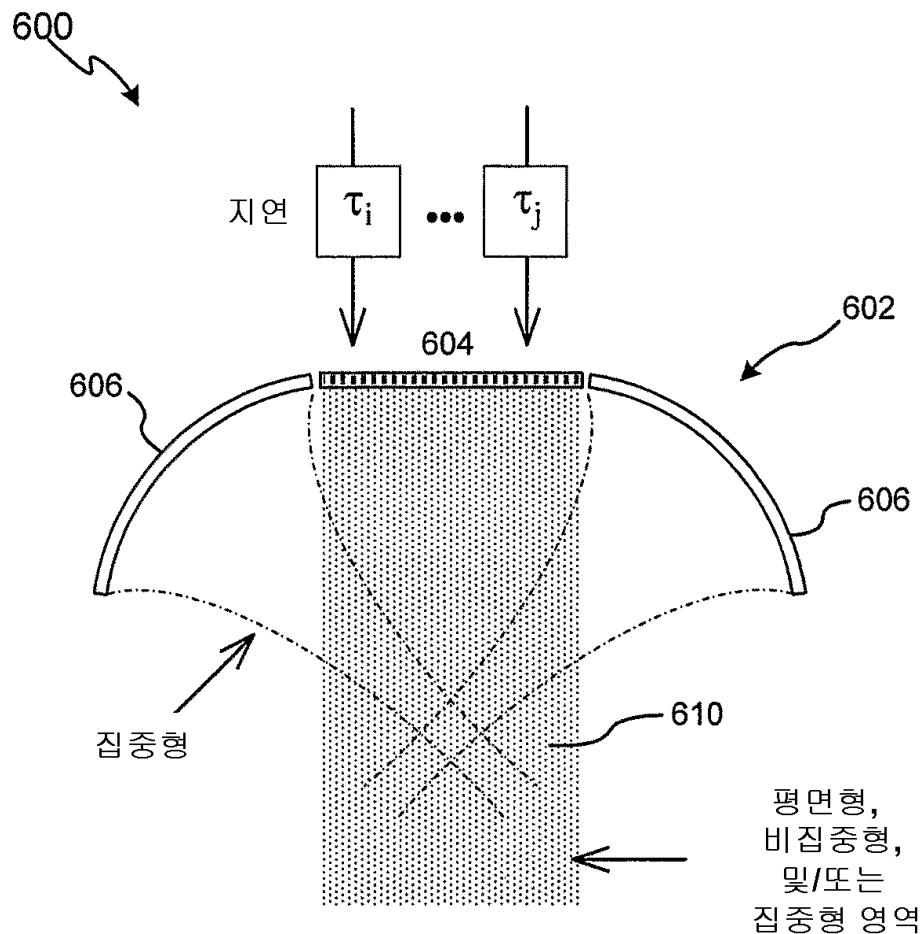
## 도면4b



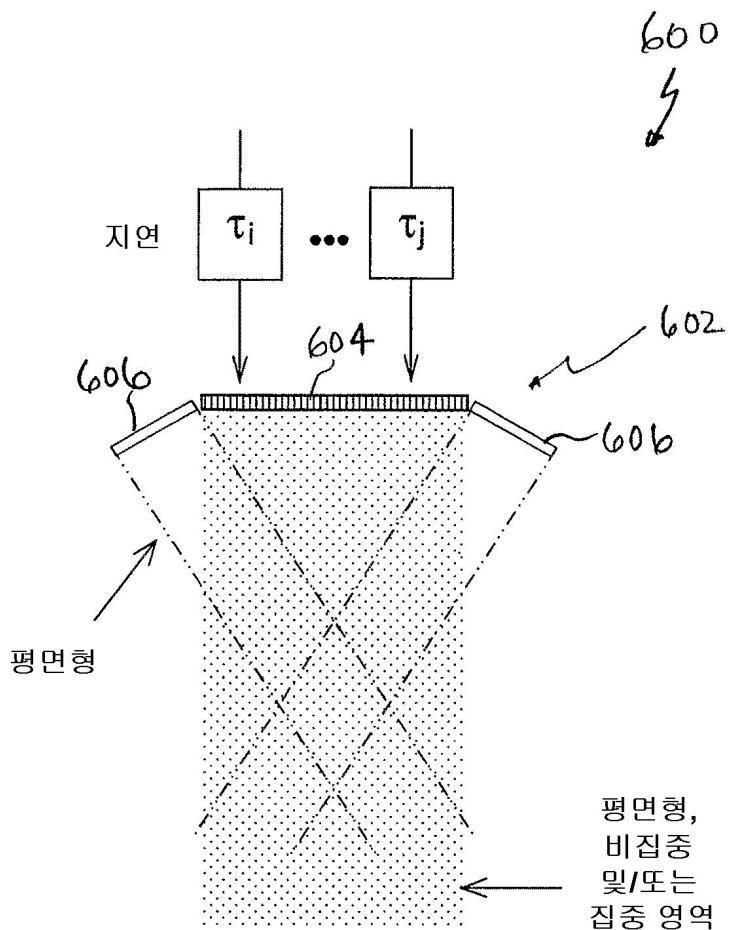
도면5



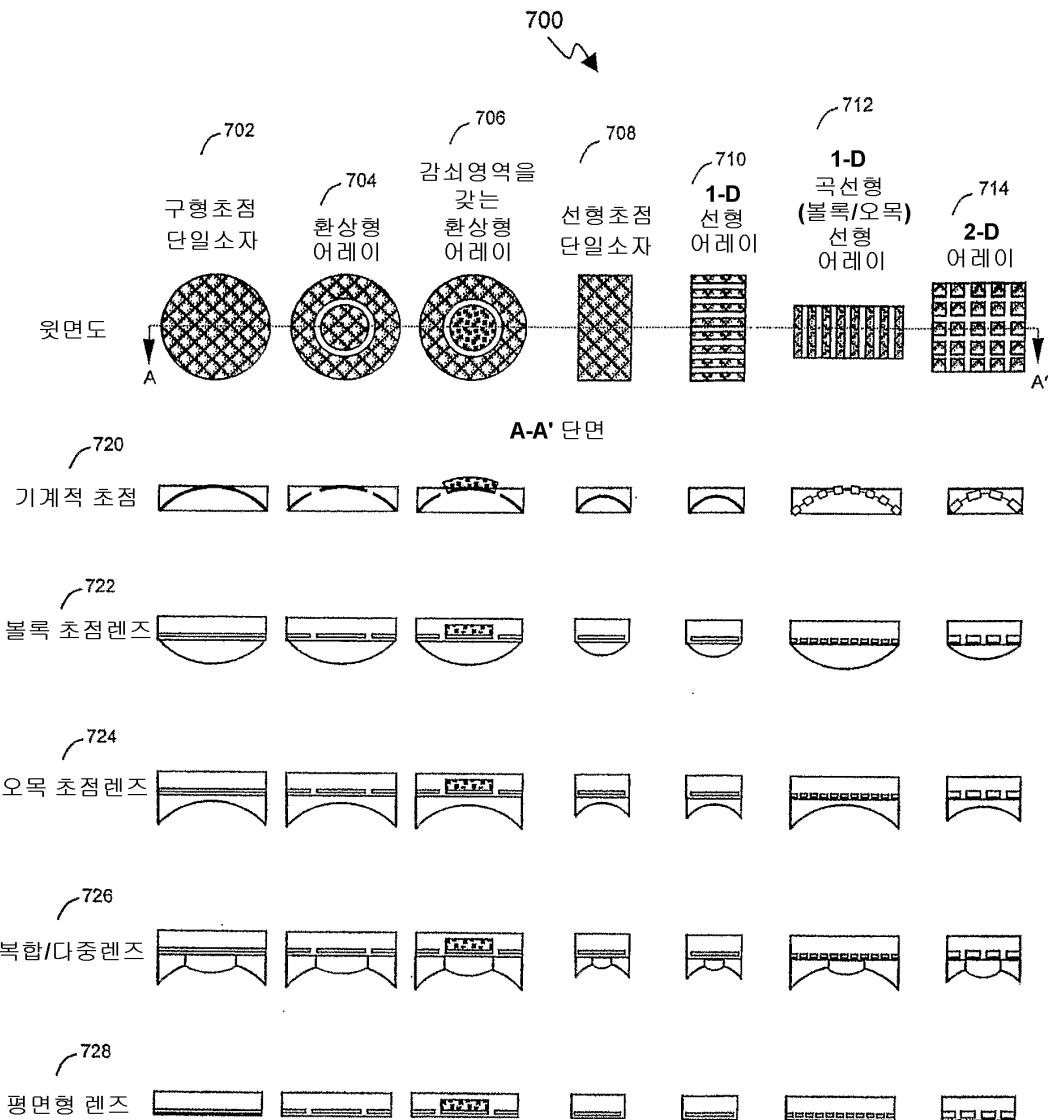
도면6a



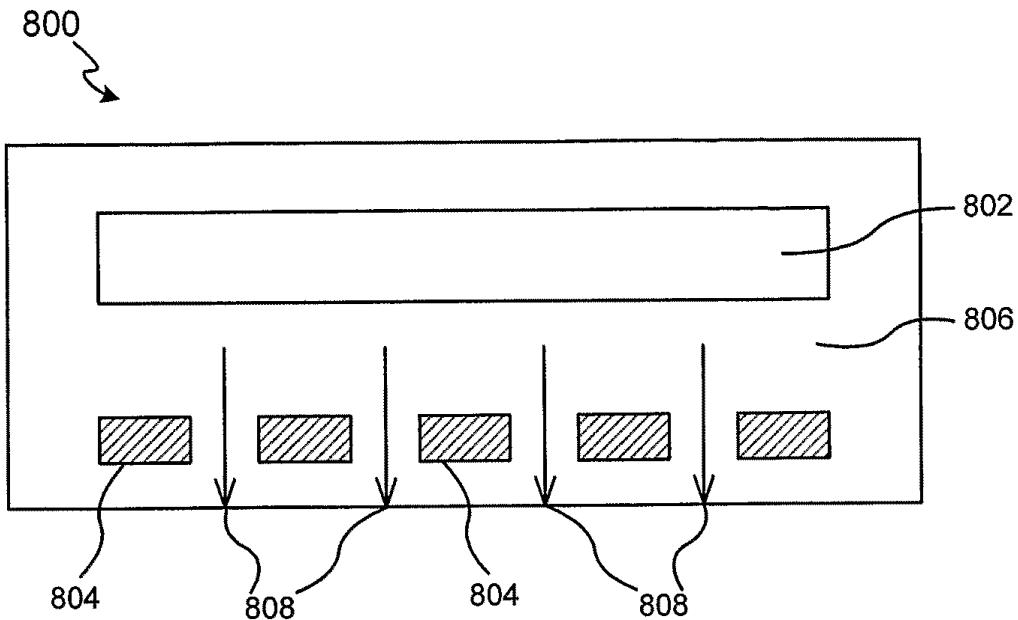
도면6b



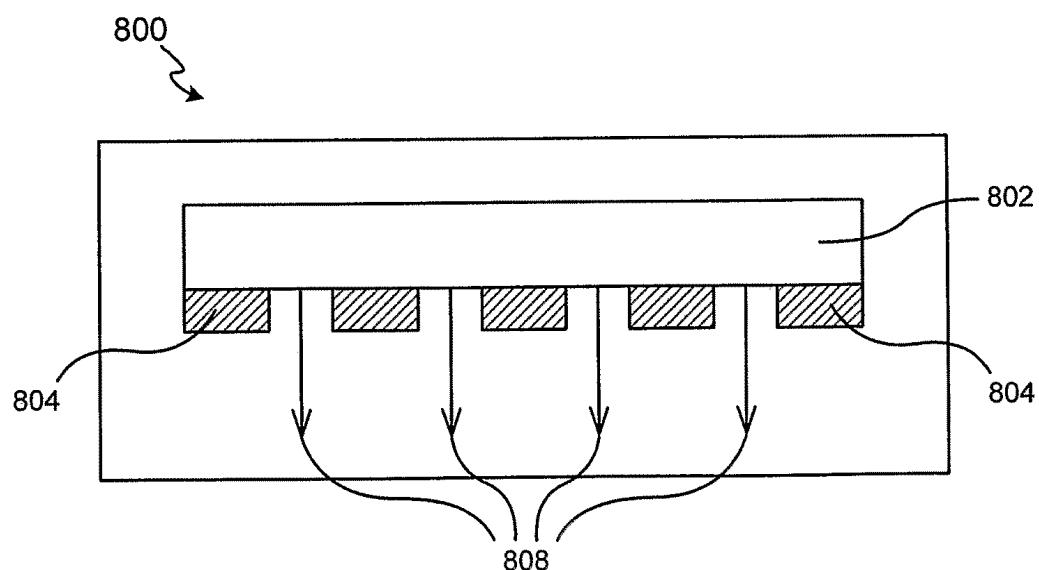
## 도면7



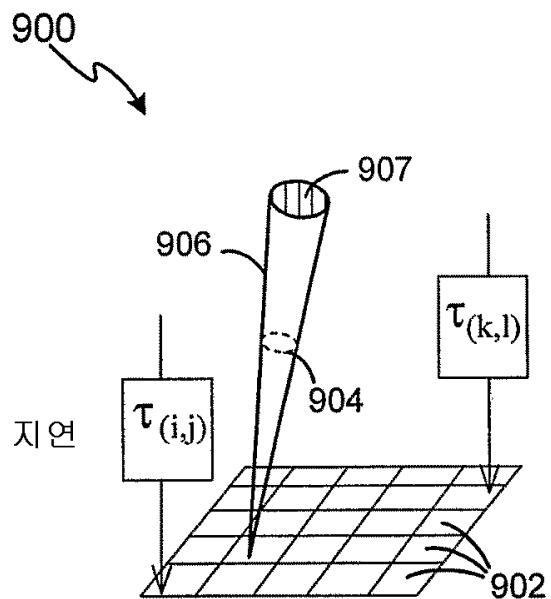
도면8a



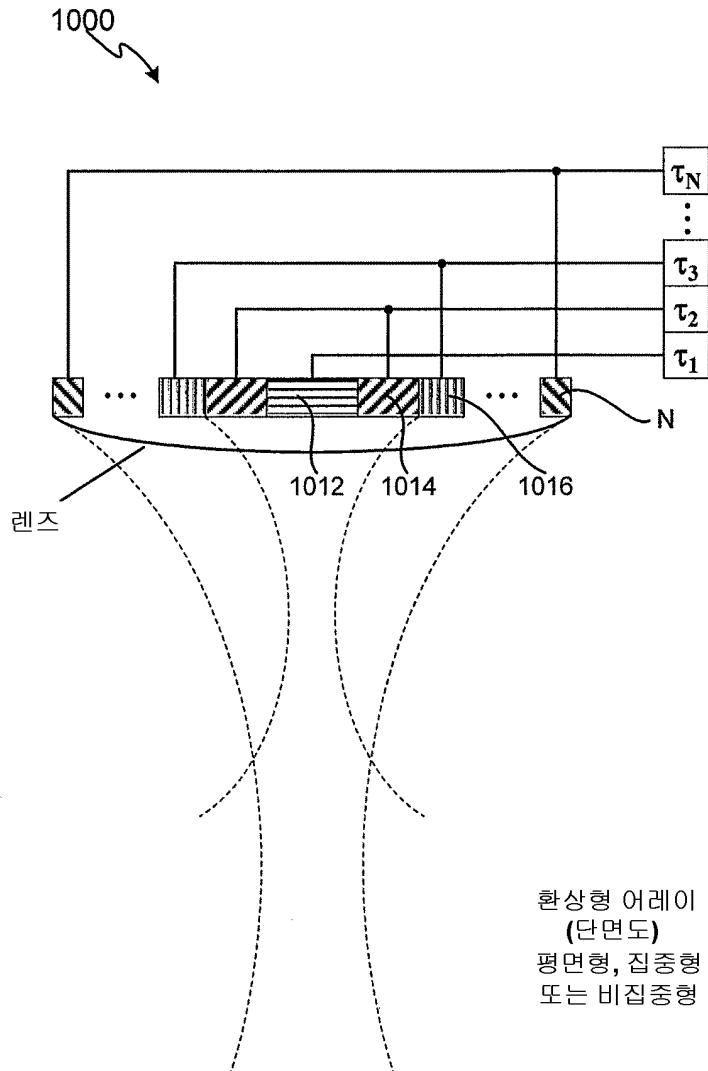
도면8b



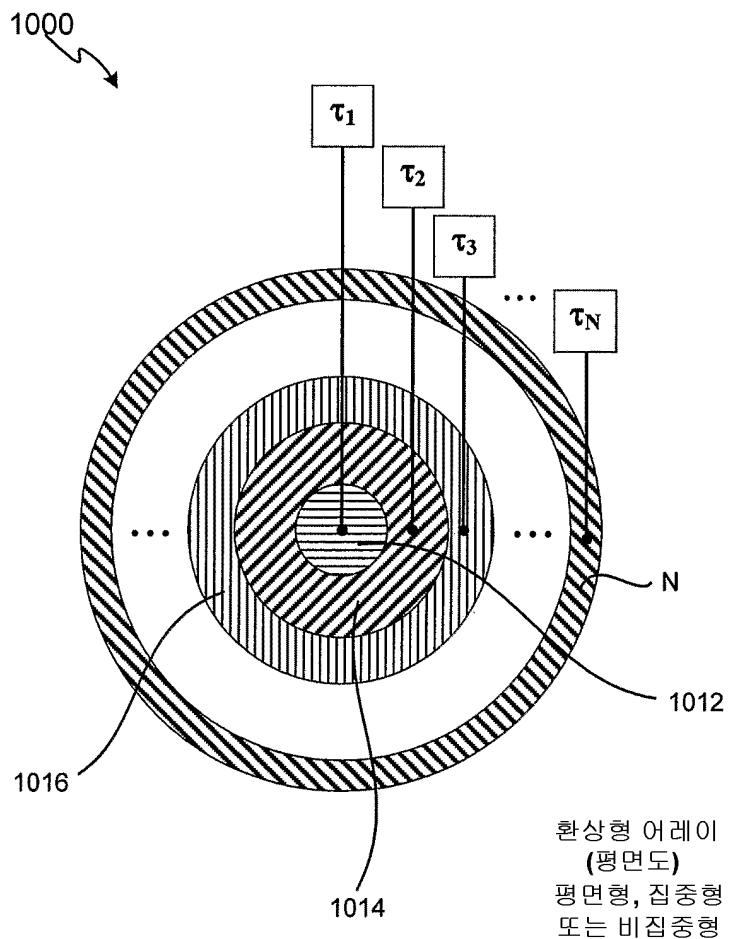
도면9



도면10a

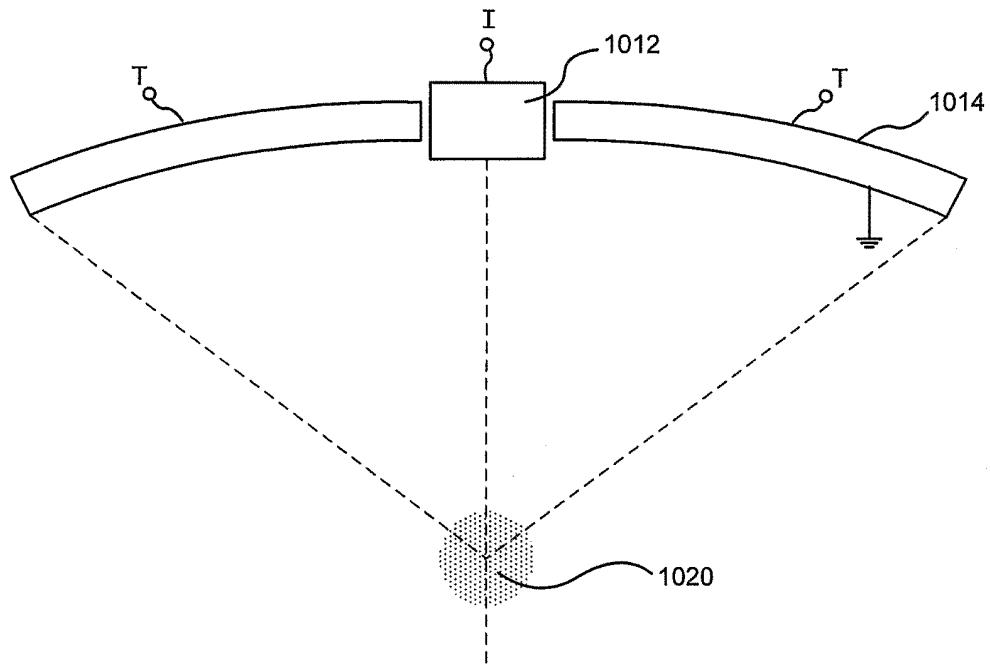


도면10b

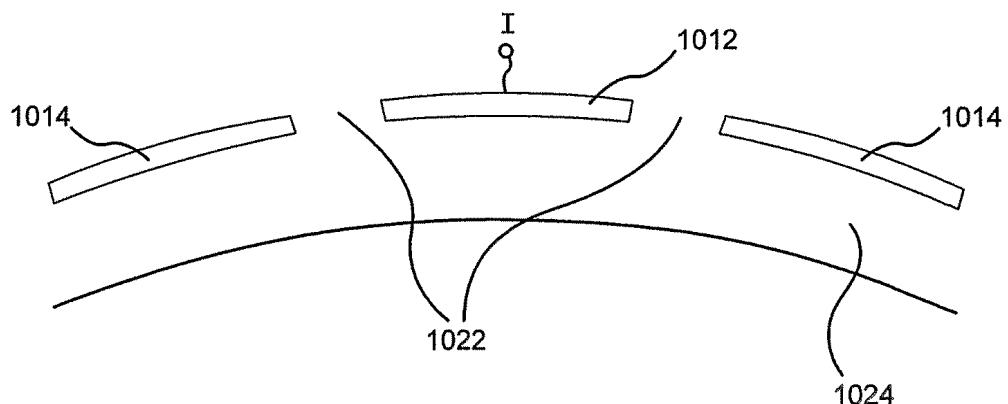


환상형 어레이  
(평면도)  
평면형, 집중형  
또는 비집중형

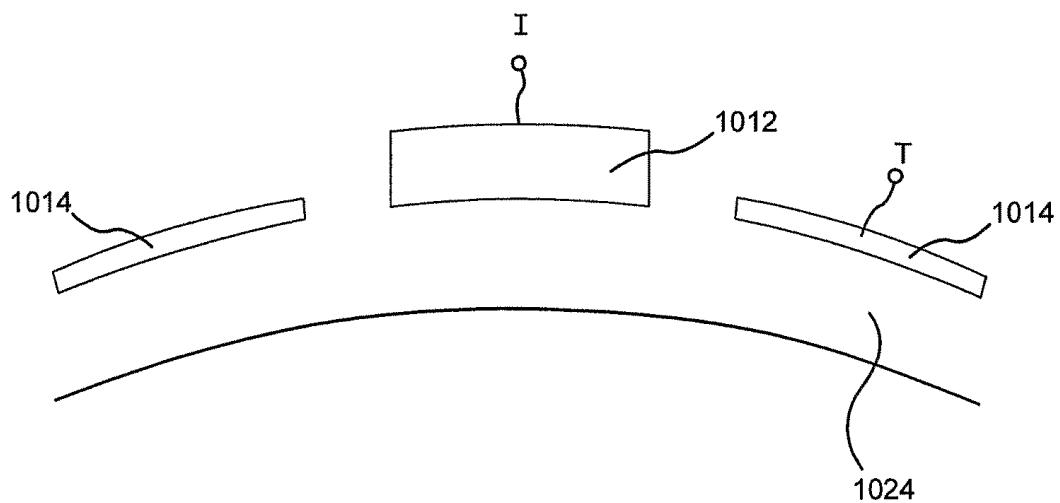
도면10c



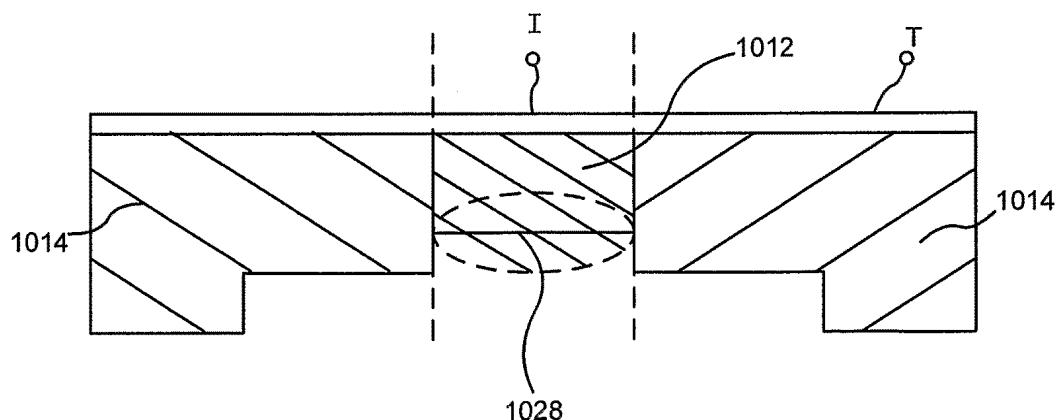
도면10d



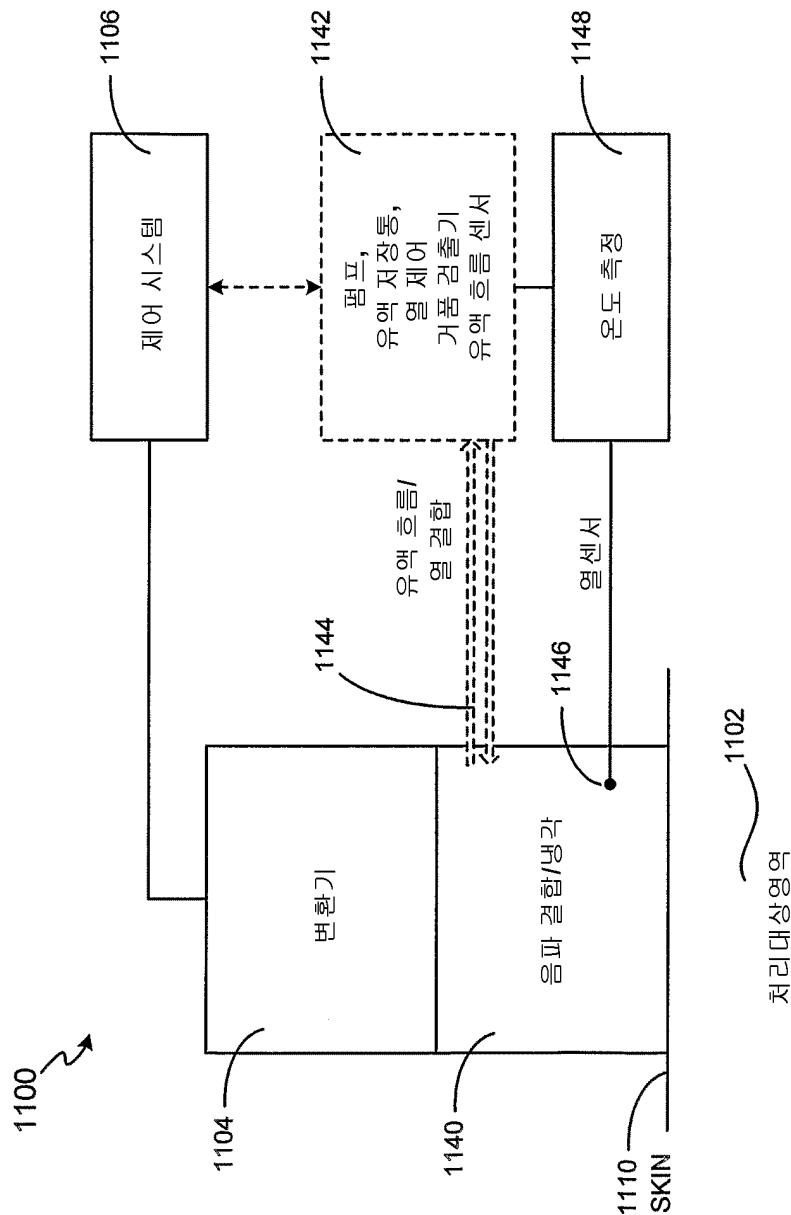
도면10e



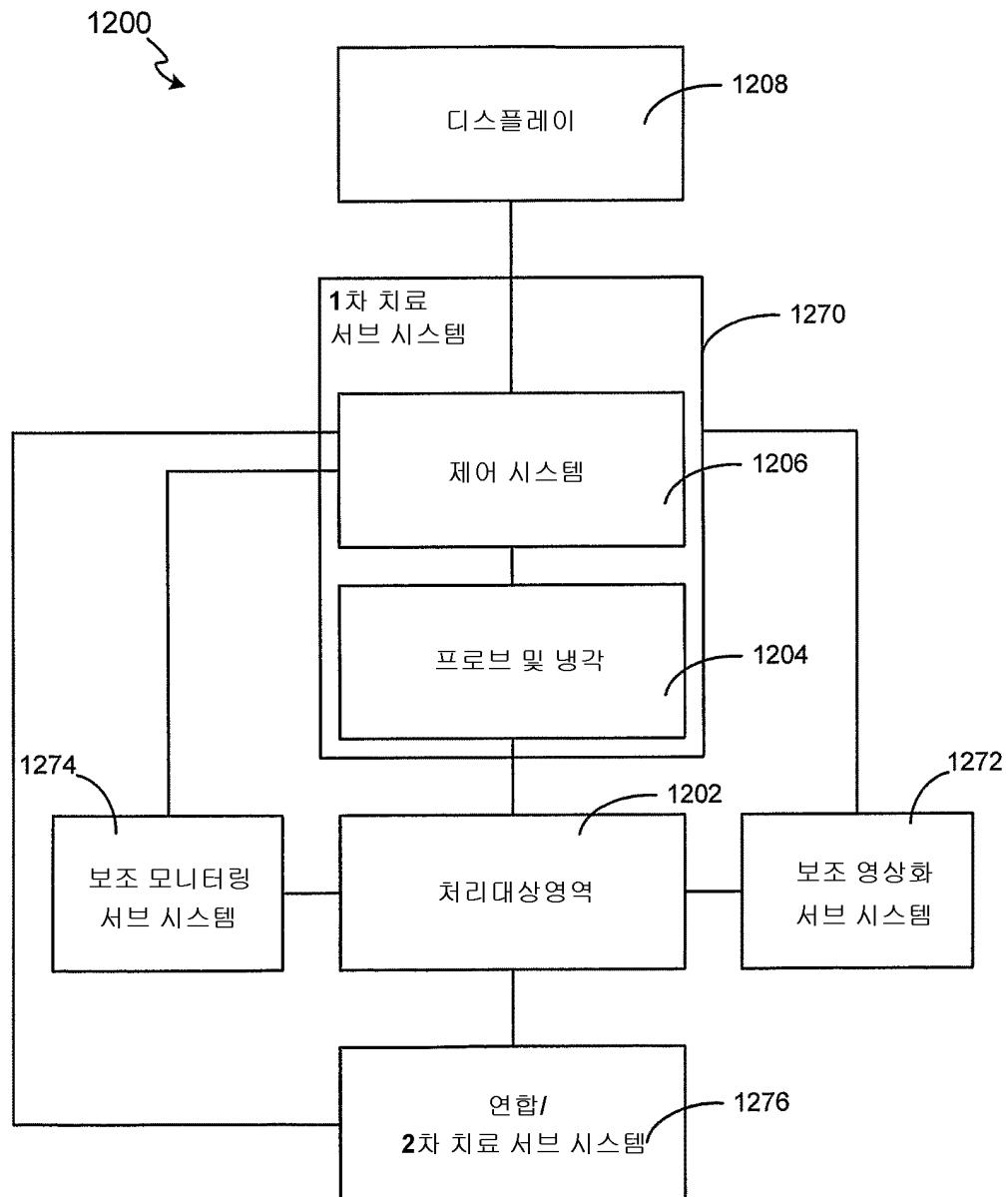
도면10f



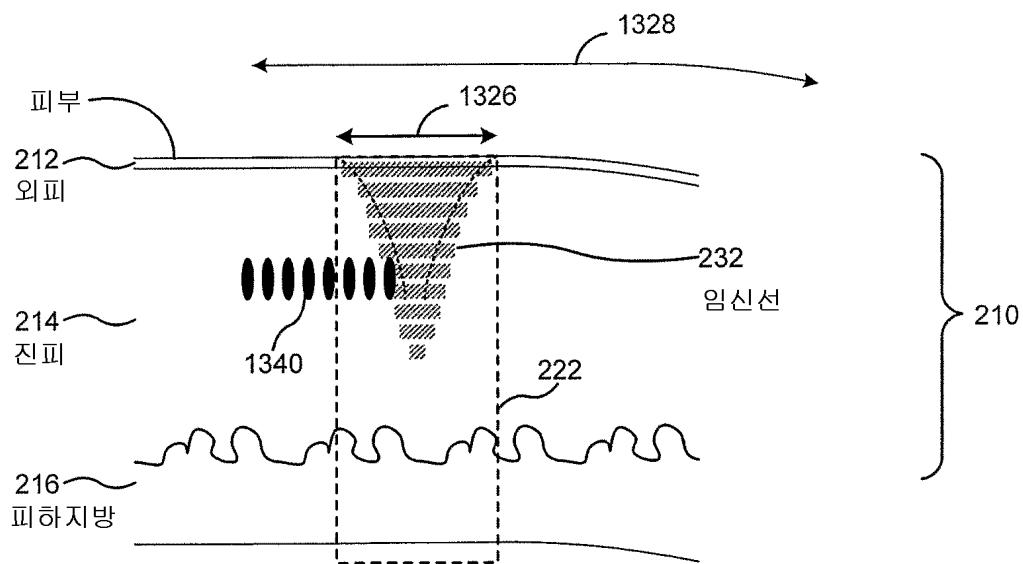
도면11



도면12



도면13a



도면13b

