



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0114105  
(43) 공개일자 2007년11월29일

- |  |   |
|--|---|
| <p>(51) Int. Cl.<br/><b>A61N 7/02</b> (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2007-7007963</p> <p>(22) 출원일자 2007년04월06일<br/>심사청구일자 없음<br/>번역문제출일자 2007년04월06일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/US2005/036269<br/>국제출원일자 2005년10월06일</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2006/042168<br/>국제공개일자 2006년04월20일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>60/616,754 2004년10월06일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인<br/>가이드드 테라피 시스템스, 엘.엘.씨.<br/>미국, 아리조나 85202-1150, 메사, 사우쓰 시커모어 스트리트 33</p> <p>(72) 발명자<br/>마쓰, 피터, 지.<br/>미국, 아리조나 85048, 피닉스, 사우쓰 30 스트리트15002<br/>슬래이튼, 미셸, 에이치.<br/>미국, 아리조나 85283, 탬프, 이스트 웰러스 웨이 1323<br/>마킨, 인더, 라즈, 에스.<br/>미국, 아리조나 85215, 메사, 엔 디에고 스트리트 3502</p> <p>(74) 대리인<br/>이만재</p> |
|--|---|

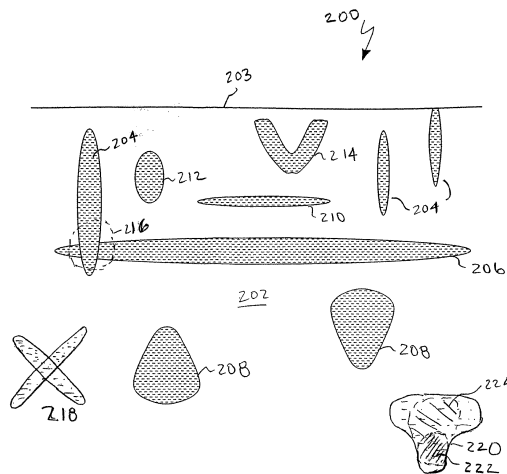
전체 청구항 수 : 총 30 항

(54) 사람 피부 표층조직의 제어된 열치료 방법 및 시스템

(57) 요약

음파 에너지 증착의 정확한 공간적 및 시간적 제어를 통해 다양한 형태, 크기, 및 깊이를 갖는 열적 병변들을 제어적으로 생성하는 기술에 근거한 사람 피부 표층 조직의 제어된 열손상에 관한 치료 처리 방법 및 시스템이 개시된다. 본 장치에는 처리대상영역에 대한, 처리 프로그램, 음파 에너지 제어 및/또는 전송, 및/또는 처리조건들의 모니터링을 용이하게 해주는 제어 시스템과 프로브 시스템이 포함된다.

대표도 - 도2



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

처리대상영역 내의 사람 피부 표층조직의 제어된 열손상 치료 처리 시스템으로서,  
 상기 처리 시스템의 제어를 위해 구성된 제어 시스템; 및  
 상기 처리대상영역 내의 공형적(共形的, conformal) 병변(lesion)을 생성시키도록 구성된 프로브;를 포함하며,  
 상기 제어 시스템과 상기 프로브는 상기 공형적 병변의 생성에 대한 시간적 및 공간적 제어를 실시하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,  
 상기 공간적 제어는 변환기의 구성, 거리, 배치, 배향 및 이동을 포함하는 하나 이상의 공간 파라미터의 동작 제어를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서,  
 상기 시간적 제어는 구동 진폭 레벨, 주파수/파형 및 타이밍 시퀀스를 포함하는 하나 이상의 시간 파라미터의 동작 제어를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,  
 상기 시간적 및 공간적 제어는 개-루프 피드백 제어 루프를 통해 실시되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서,  
 상기 시간적 및 공간적 제어는 폐-루프 피드백 제어 루프를 통해 실시되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 6

제 1 항에 있어서,  
 상기 제어 시스템은,  
 상기 제어 시스템과 상기 프로브에 에너지를 공급해줄도록 구성된 전원부;  
 상기 공간 및 시간 파라미터들을 모니터링하도록 구성된 감지 및 모니터링부;  
 상기 사람 피부 표층 조직의 접촉면 및 그 하부 부분에서의 온도제어를 실시하도록 구성된 냉각 및 결합 제어부; 및  
 상기 치료 처리 시스템의 전반적인 제어를 위한 프로세싱 및 제어 논리부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

### 청구항 7

제 1 항에 있어서,  
 상기 프로브는,  
 상기 제어 시스템과의 인터페이싱을 위한 제어 인터페이스부;

상기 초음파 에너지를 상기 처리대상영역에 공급하도록 구성된 변환기;

상기 변환기를 상기 처리대상영역과 음파 결합시켜주는 결합부;

상기 제어 시스템에 의한 제어를 촉진시켜주는 감지 및 모니터링부; 및

상기 프로브의 수동 및 자동 이동 중 하나를 포함하는 동작 메카니즘;을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 8

제 2 항에 있어서,

상기 변환기 구성은, 집중형, 평면형, 또는 비집중형 소자들, 하나 또는 그 이상의 단일-소자, 다중-소자, 및 하나 이상의 1-D(1차원), 2-D(2차원), 환상형 어레이, 선형, 곡선형, 섹터 및 구형 어레이 변환기들 중 하나 이상의 구조들을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 변환기 구성은, 플라스틱, 폴리우레탄, 세라믹, 금속, 액체 및 기타 합성물질 중 적어도 하나로 구성된 구형, 원통형, 전자식 초점, 오목형 및 저-프로파일 렌즈들 중의 하나 이상의 렌즈들을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 10

제 2 항에 있어서,

상기 변환기 구성은 하나 이상의 주파수들에서 여기되는 광대역 변환기를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 11

제 7 항에 있어서,

상기 프로브는, 센서, 동작 센서, 스위치, 액추에이터, 지시기, 인코더, 프로브 인증장치, 메모리장치, 개구 선택 및 멀티플렉서, 전자식 정합 네트워크, 및 스위칭, 배선, 커넥터, 손잡이 및 배치 부재들 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 12

제 6 항에 있어서,

상기 제어 시스템은, 처리 프로그램, 디스플레이, 스위치, 마이크로컨트롤러, 마이크로프로세서, 컴퓨터, 제어 펌웨어, 사용자 및 제어 소프트웨어 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 13

제 6 항에 있어서,

상기 제어 시스템은, 하나 이상의 DC 전원부, 전류 센서, 전력 검출 및 측정부, 파형 합성기, 오실레이터, 디지털 프로그램가능 논리장치, 증폭기/구동기, 빔 형성기, 고조파 필터, 정합 네트워크, 냉각/음파 결합/열 제어/음파 집중 제어 하드웨어, 동작 메카니즘 구동기 및 제어, 동작 센서, 모니터링 및 페루프 제어, 인터페이싱 및 제어, 외부 입/출력 하드웨어 및 외부 인터페이스 중 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

#### 청구항 14

제 6 항에 있어서,

상기 프로브는, 상기 변환기와 상기 처리대상영역과의 접촉면 및 상기 처리대상영역내의 온도를 조절하도록 구성된 변환기 음파 결합, 냉각, 및/또는 액체-충진 음파 렌즈 메카니즘을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리

리 시스템.

**청구항 15**

제 1 항에 있어서,

상기 프로브는 조직 접촉면에 대하여 내리눌러지고, 이에 따라 피의 관류가 부분적으로 또는 완전히 차단되고, 처리대상영역내의 조직은 평평해지는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 16**

제 1 항에 있어서,

상기 제어된 열손상은 생물학적 보정 메카니즘을 일으키기 위하여 연속적 또는 산별적인 형태로 배치되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 17**

제 1 항에 있어서,

상기 제어된 열손상은, 상기 사람 피부 표층 조직의 적어도 하나의 위치에 있는 열손상들의 형태 및 깊이를 다양화함으로써 최적화된 회복사이클을 촉진하도록 위치되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 18**

제 2 항에 있어서,

상기 변환기 구성은, 상기 피부 표층 조직의 속도보다 낮은 속도를 갖는 액체-충진 렌즈, 젤-충진 렌즈, 고체 젤-충진 렌즈, 고무 또는 합성 렌즈 및/또는 음파 결합 매체 및 적당한 정격허용량을 갖는 기타 물질의 형태 중 적어도 하나의 형태로서의 적어도 하나의 볼록형 렌즈를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 19**

제 2 항에 있어서,

상기 변환기 구성은 단일 변환기 소자내의 영상/치료 결합 변환기를 포함하며, 상기 영상 변환기는 상기 치료 변환기와 전자적으로 격리되어 있는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 20**

제 1 항에 있어서,

상기 제어 시스템은 일차원, 이차원 및 삼차원 영상화 처리 중 적어도 하나를 실시하도록 구성된 영상 시스템을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 시스템.

**청구항 21**

처리대상영역내의 사람 피부 표층 조직의 제어된 열손상 치료 처리 방법으로서,

열적 병변의 다양한 형태, 크기 및 배향 중 적어도 하나의 형태, 크기 및 배향을 선택하는 단계;

하나 이상의 공간 파라미터를 제어 시스템 및 프로브에 제공하는 단계;

하나 이상의 시간 파라미터를 상기 제어 시스템 및 상기 프로브에 제공하는 단계; 및

상기 처리대상영역내에 상기 선택된 형태, 크기 및 배향을 갖는 상기 열적 병변을 생성하기 위하여, 상기 시간 파라미터와 상기 공간 파라미터를 기초로 상기 제어 시스템과 상기 프로브의 작동을 제어하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 22**

제 20 항에 있어서,

상기 작동 제어단계는, 언제 상기 열적 병변이 상기 선택된 형태, 크기 및 배향을 갖게 되었는지를 판단하기 위

하여 개-루프 피드백 루프를 이용하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 23**

제 20 항에 있어서,

상기 작동 제어단계는, 언제 상기 열적 병변이 상기 선택된 형태, 크기 및 배향을 갖게 되었는지를 판단하기 위하여 폐-루프 피드백 루프를 이용하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 24**

제 20 항에 있어서,

상기 공간 파라미터는 변환기의 구성, 거리, 배치, 배향 및 이동을 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 25**

제 20 항에 있어서,

상기 시간 파라미터는 구동 진폭 레벨, 주파수/파형 및 타이밍 시퀀스를 포함하는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 26**

제 20 항에 있어서,

상기 제어 시스템과 상기 프로브는, 1 - 40 MHz 의 주파수 범위를 갖고, 조직 열용량을 극복하는데에 충분한 타임 구간 및 에너지 레벨을 이용하여 0 - 30 mm 사이의 다양한 깊이내에 상기 열적 병변을 생성하도록 제어되는 것을 특징으로 하는 치료 처리 방법.

**청구항 27**

처리대상영역내에 제어된 열손상을 위해 구성된 처리 시스템으로서,

상기 처리 시스템의 시간적 및 공간적 제어를 위해 구성된 제어 시스템; 및

시간적 및 공간적 제어를 위해 구성된 변환기를 포함하는 프로브;를 포함하며,

상기 프로브는 다양한 형태, 크기 및 배향을 갖는 공형적 병변들을 생성하도록 구성되고,

상기 병변들은, 1 MHz - 40 MHz 사이의 주파수에서 상기 처리대상영역에서의 조직 열용량을 극복하는데에 충분한 타임 구간 및 에너지 레벨로 구동되는 변환기의 작동을 통해서 0 - 30 mm 깊이의 사람 피부 표층 조직내에 형성되는 것을 특징으로 하는 처리 시스템.

**청구항 28**

제 26 항에 있어서,

상기 제어 시스템은, 변환기의 구성, 거리, 배치, 배향, 및 이동을 포함하는 하나 이상의 공간 파라미터의 작동과, 구동 진폭 레벨, 주파수/파형, 및 타이밍 시퀀스를 포함하는 하나 이상의 시간 파라미터의 작동을 제어하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 처리 시스템.

**청구항 29**

제 27 항에 있어서,

상기 처리 시스템은 개-루프 및 폐-루프 피드백 시스템 중 적어도 하나의 피드백 시스템내에 구축되는 것을 특징으로 하는 처리 시스템.

**청구항 30**

제 26 항에 있어서,

상기 변환기는 영상/치료 결합 변환기를 포함하는 것을 특징으로 하는 처리 시스템.

## 명세서

### 기술분야

- <1> 일반적으로, 본 발명은 치료 처리 시스템에 관한 것으로서, 더 구체적으로는, 사람 피부 표층조직의 열손상을 제어할 수 있는 치료 방법 및 시스템에 관한 것이다.

### 배경기술

- <2> 오늘날에 있어서, 피부미용 분야에서의 사람 피부조직에 대한 미용치료기술에는 몇 가지의 에너지원들이 이용되고 있다. 예를 들어, 삭피/비-삭피 레이저와 고주파 에너지(RF)가 이용되고 있으며, 또한 최근들어서는 초음파를 이용한 초음파-기반의 여러 처리기술들이 나타났다. 이와 같은 오늘날에 사용되고 있는 초음파-기반의 여러 처리기술들에 관한 예시들이 클랍포텍(Klopotek)의 특허발명(미국 특허 제6,113,559호 및 그 연속특허인 미국 특허 제6,325,769호 참조), 히송(Hissong) 등의 특허발명(미국 특허 제6,595,934호 참조) 및 콜맨(Coleman)의 특허발명(미국 특허 제6,692,450호 참조)에 개시되고 있다.
- <3> 클랍포텍은 집중식 초음파 빔을 가함으로써 피부 주름을 감소시키는 방법을 미국 특허 제6,113,559호에서 최초로 제안하였는데, 이 방법에서는 "통상적인 발열치료법에서보다 현저히 낮은 투여량"을 이용함으로써 부작용현상으로서의 외피층 손상이 배제되면서 진피층이 "적당하게 자극되거나 또는 반응유발되게 된다". 상기 개시된 이 방법은  $500 - 1500 \text{ W/cm}^2$ , 즉,  $5 \mu\text{J/cm}^2 - 0.3 \text{ joule/cm}^2$ 의 초점세기로 오직  $10 \text{ ns} - 200 \mu\text{s}$  기간동안만 에너지가 인가되기 때문에 화상입는 일이 없다고 설명한다. 이와 같은 낮은 양의 에너지에도 불구하고, 클랍포텍은 피부조직 온도가  $47 - 75 \text{ }^\circ\text{C}$  사이의 온도까지 상승할거라고 서술하는데, 이 온도는 적당하게 자극시키거나 반응유발시키는 것과는 반대로 피부화상을 일으키기에 충분한 온도이다. 그 후로, 클랍포텍은 미국 특허 제6,325,769호에서, 이전과 동일한 낮은 초점세기들( $500 - 1500 \text{ W/cm}^2$ )과 펄스기간( $10 \text{ ns} - 200 \mu\text{s}$ )동안의 초음파를 펄스파(즉, 연속적인 파형에 반대)로서 이용하는 것을 개시하면서, 이와 같은 음파여기로 인하여 진피층 내에서 음파충격파가 생성되어 공동(空洞)효과 나타날 것이라고 설명한다. 현실적으로, 상기 특허 문헌들(미국 특허 제6,113,559호 및 제6,325,769호)에서 개시된 조건들이 불가능하게 된다면, 음파 진행현상과 더불어 피부조직의 열용량의 기본한계(예를 들어, 피부의 구체적인 열용량은 대략  $3430 \text{ J/kg/K}$  이다)때문에, 본 발명분야의 당업자라도 피부조직의 적당한 자극 또는 반응유발과 함께 상기와 같은 조직내의 공동효과, 온도상승 또는 충격파를 야기시키는 것은 매우 어려울 것이다.
- <4> 히송은  $0.5 - 12 \text{ MHz}$ 의 주파수 범위의 피부 회춘 방법을 공개하였다. 여기서의 고주파 응고단계에는 피부 외피 밑  $50 - 100 \mu\text{m}$ 에 위치한 개시한계점에서 시작하고,  $50 - 150 \mu\text{m}$ 의 깊이, 즉, 피부면으로부터  $50 \mu\text{m}$  내지  $250 \mu\text{m}$ 의 깊이까지 확장되는 병변(lesion)들을 갖는 초점성 병변을 형성하는 것을 포함한다. 또한, 히송은 2 내지 60 초 동안의 피부가열은 초점성 병변들을 형성할 것이라고 설명한다. 하지만, 갖가지의 단점들은 히송이 제시한 기술의 활용에 제한을 가한다.
- <5> 예를 들어, 이와 같은 지나긴 기간동안의 에너지 전달은 상당한 열확산과 측방향 및 수직방향으로의 병변 성장을 불러일으킬 것이고, 따라서  $50 \mu\text{m}$  내지  $250 \mu\text{m}$ 의 얇은 깊이의 초점성 병변들의 배치를 심각하게 방해한다. 둘째로, 히송은 최고 주파수로서, 즉  $12 \text{ MHz}$ 의 최고 주파수를 실제응용에서 고려하였고, 그래서 조직내의 대응 파장은 대략  $128 \mu\text{m}$ 가 된다. 그러나, 측방향 초점 빔 길이 등의 음파 빔 프로파일의 초점 심도(depth of focus)가 수 개의 파장들을 포함한다는 점을 고려해 보면, 이와 같은  $50 - 150 \mu\text{m}$ 의 길이를 갖는 단파장/서브-파장의 열적 유도 병변들을 생성하는 것은 최고 초점, 회절 제한 포커싱에서일지라도 비실용적이 된다. 더군다나, 낮은 주파수에서는, 단파장/서브-파장의 열적 유도 병변들을 생성하는 것은 더욱 어렵게 된다. 게다가, 강력한 초점화의 이용에는 비교적 큰 개구 변환기가 요구되기 때문에, 히송에 의해 제안된 다중-소자 응용기는 매우 방대하게 되어 안면피부와 목 조직상의 음파결합이 어렵게될 것이고, 주장한 바와 같이 병변들을 함께 용해시키는 것이 극도로 어렵게 될 것이다. 마지막으로, 히송에 의해 제시된 바와 같은 얇은 깊이와 지나긴 처리기간으로 한정된 병변들은 제한된 활용성 범위와 임상처리량의 한계를 갖게 되며, 손으로 들고 사용하는 프로브를 마이크로미터 단위수준으로 오랜기간동안 정지시켜야하는 것이 요구되기 때문에 더욱 불편하게 될 것이다.
- <6> 콜맨은, 활성면에서 서로 기계적으로 결합된 개별적인 단일소자들로부터 개시되는 집중식 초음파 응고치료와, "어레이 형태로 배열된 복수개의 개별적인 초음파 발진소자들"로 다중-소자 유닛을 형성하는 것을 서술하였으며, "초음파 에너지를 발생시키고, 이 발생된 초음파 에너지를 초음파 발진소자로부터 소정 거리에 집중시키는

것"을 설명하였다. 또한, 콜맨은 외측으로 동일한 고정거리에 위치하면서 서로 격리된 서로 다른 각 축점지역으로 구성되고, "어레이 형태로 둘러싸인 복수개의 개별적인 초음파 발진소자들"을 제시하였다. 마지막으로, 콜레맨은 "독립적이고 선택적으로 초음파 에너지를 발생시키도록 가동되고, 독립적이고 선택적으로 초음파 에너지를 발생시키지 않도록 비가동되는 초음파 발진소자들에 의해 조직내에 병변들을 형성하는 것을 설명하였다.

<7> 따라서, 콜맨은 병변 형성시에 있어서의 융통성 확보에 대한 실질적인 필요성을 느끼면서, 개별적으로 가동되는 다중-소자 변환기 어레이내에 함께 장착된 고정-축점 단일 소자들로부터의 개별적인 병변들을 병합함으로써 다양한 형태를 갖는 병변들을 생성하는 것을 시도하려 했던 것으로 보인다. 그러나, 불행하게도, 이 기술은 열적 팽창에 크게 의지하고 있기 때문에, 그 정확성의 한계 뿐만이 아니라 공간적 및 시간적으로도 심각하게 한계점을 갖고 있다. 더군다나, 다중-소자 어레이는 넓은 영역을 다루도록 구성되어 있고, 처리 대상 조직부분은 대부분 곡선형태를 갖고 있기 때문에, 콜맨에 의해 제시된 집중식 초음파 응고치료장치를 대상 조직에 음파결합시키는 것이 어렵게 된다. 게다가, 집중식 원형 변환기소자들 또는 평면형 디스크는 양호한 세기 이득을 위해 크기가 커야되기 때문에, 높은 세기 이득, 낮은 부-로브 및 주-로브 특성 등의 양호한 포커싱을 얻기 위하여 이러한 소자들을 파장 길이 단위 간격으로 배치할 필요가 있게 됨에 따라, 작동을 위한 어레이 배치가 다소 불편해진다. 마지막으로, 콜레맨은 평면형 병변을 형성하는 것을 시도하였지만, 병변들이 에너지의 횡측 열 발산을 통해 형성되기 때문에, 불행하게도 병변의 수직성장 제어는 불가능하다.

<8> 따라서, 종래의 치료 처리 기술들은 사람 피부 표층조직내에 다양한 형태, 크기 및 깊이를 갖는 병변들의 정확하고 융통성있는 생성과 제어를 방해하는 수 많은 기본적인 물리적 한계성, 기술적 어려움, 및 실용적인 활용 문제점들을 갖고 있었다.

**발명의 상세한 설명**

<9> 본원발명의 다양한 실시모습에 따른, 사람 피부 표층조직의 제어된 열손상에 관한 치료 처리 방법 및 시스템은 음파 에너지 증착의 정확한 공간적 및 시간적 제어를 통해 다양한 형태, 크기, 및 깊이를 갖는 열적 병변들을 제어적으로 생성하는 능력에 기초하고 있다. 본원발명의 일 실시예에 따르면, 하나의 예시적인 치료 처리 시스템에는 제어 시스템과 프로브 시스템이 포함되며, 이것들은 처리대상영역에 대한, 처리 프로그램, 음파 에너지 제어 및/또는 전송, 및/또는 처리조건의 모니터링을 용이하게 해준다. 그 결과로, 사람 피부 표층조직내에서 열손상의 공형적(共形的, conformal) 병변들을 제어적으로 생성하는 능력을 현실화할 수 있게 된다.

<10> 본원발명의 일 실시예에 따르면, 하나의 예시적인 처리방법은, 열손상 부위들이 제어된 공형적 형태 및 크기를 갖도록 해주며, 제어된 공간적 및 시간적 방법으로 조직이 파괴(응고)되도록 해준다. 예를 들어, 열적 병변들은 조직의 외피까지를 포함해서 처리대상 조직영역내에서 좁거나 넓은 횡측길이, 길거나 짧은 종측길이, 및/또는 깊거나 얇은 배치로써 적절하고 선택적으로 생성될 수 있다. 또한, 개별적인 파괴가 처리대상 조직영역의 일부 또는 전체상에서 행해질 수 있으며, 아울러, 연속적인 구조 또는 중첩된 구조들이 개별적인 병변들 중에서 생성될 수 있다. 본원발명의 다른 실시예에 따르면, 하나의 예시적인 방법에는 연속적인 열 손상을 생성하기 위하여 처리대상영역의 일부 또는 전체를 스캐닝하는 단계를 포함한다. 공형적 병변들은, 변환기의 구성 및 배치의 선택과 같은 변환기 음파 에너지의 공간적 배분의 제어 및 그 독립적인 선택을 통해서뿐만이 아니라, 조직의 열적 응고 제어를 위해 그 깊이 조절되거나 최적화될 수 있는 구동 진폭 레벨, 주파수/파형 선택 및 타이밍 시퀀스 등의 시간적 제어를 통해서도 얻어질 수가 있게 된다. 또한, 음파 결합 접촉면에서의 온도는 제어될 수 있으며, 따라서 병변 형성 제어 방법의 다른 실시예들이 얼마든지 가능해진다.

**실시예**

<27> 이후에서는, 다양한 구성들과 처리단계의 측면에서 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 제어장치들의 제어하에 각종의 기능들을 수행하게 된다. 또한, 본원발명은 임의의 실시예로서의 의학 또는 치료환경들에서 실시될 수 있으며, 그리고 사람 피부 표층조직의 열손상 제어에 관한 치료처리방법 및 시스템과 관련하여 본 명세서에서 서술된 본원발명의 실시예들은 단지 본원발명의 응용에 있어서 몇 가지의 일부 실시예에 불과할 뿐임을 알아야 한다. 예를 들어, 서술되는 발명원리, 특징 및 방법들은 임의의 기타 의학분야 또는 기타 생체조직 또는 치료응용에 적용될 수 있다.

<28> 본원발명의 다양한 형태에 따르면, 사람 피부 표층 조직의 열손상 제어에 관한 치료처리방법 및 시스템은, 음파



에너지 증착의 정확한 공간적 및 시간적 제어를 통해 형태, 크기 및 깊이가 공형적으로 가변하는 열적 병변들의 생성을 제어하는 능력에 그 기반을 두고 있다. 도 1에 개시된, 본원발명의 일 실시예에 따르면, 하나의 예시적인 치료처리 시스템(100)에는 제어 시스템(102)과 프로브 시스템(104)이 포함되며, 이것들은 처리대상영역(106)에 대한, 처리 프로그램, 음파 에너지의 제어 및/또는 전달, 및/또는 처리조건의 모니터링을 용이하게 해준다. 처리대상영역(106)은 피부 표층조직의 외피 바로 밑에서부터 대략 30 mm 또는 그 이상의 깊이까지의 사람 피부 표층조직내에 설정된다.

<29> 치료처리 시스템(100)은, 음파 에너지 증착(deposition)의 정확한 공간적 및 시간적 제어를 통해 처리대상영역(106)내의 사람피부 표층조직내에 열손상의 공형적 병변들을 제어적으로 생성하는 능력을 갖도록 구성되는데, 즉, 프로브 시스템(104)의 제어는 피부조직과는 독립적으로, 선택된 시간과 공간 파라미터내로 한정된다. 본원 발명의 일 실시예에 따르면, 제어 시스템(102)과 프로브 시스템(104)은 음파 에너지의 분배방법을 제어함으로써 음파 에너지의 공간적 제어를 위해 적절하게 구성될 수 있다. 예를 들어, 공간적 제어는 처리대상영역(106)에 고주파를 발사하는 하나 또는 그 이상의 변환기 구성의 종류의 선택, 처리대상영역(106)과 관련한 음파 에너지의 전달을 위한 프로브 시스템(104)의 배치 및 위치의 선택 (예를 들어, 프로브 시스템(104)은, 특별한 배향을 갖는 연속적인 열손상을 생성하기 위하여 또는 이와는 달리 처리대상영역(106)으로부터 떨어진 곳에서의 변동을 초래하기 위하여, 처리대상영역(106)의 일부 또는 전체를 스캐닝하도록 구성된다), 및/또는 기타 다른 환경 파라미터의 제어 (예를 들어, 음파 결합접촉면에서의 온도 및/또는 사람 조직에 대한 프로브 시스템(104)의 결합의 제어) 를 통해서 구현된다. 공간적 제어 파라미터 이외에, 제어 시스템(102)과 프로브 시스템(104)은 또한 조직의 열적 응고치료(thermal ablation) 제어를 위하여, 펄스파, 버스트(burst)파 또는 연속파 형태의 주파수/파형 선택, 구동 진폭레벨, 타이밍 시퀀스 및 기타 에너지 구동특성의 조정 및 최적화를 통해 시간적 제어를 목적으로 구성될 수 있다. 또한, 공간적 및/또는 시간적 제어는 다양한 시간적 및 공간적 특성들의 모니터링 등을 통하여 개방-루프 및 폐-루프 피드백 장치에 의해 용이하게 구현된다. 그 결과로, XY, YZ, XZ 영역내의 회전축 뿐만이 아니라, X, Y, Z 영역내의 공간상에서 6개의 자유도(df)를 갖고 음파에너지를 적절하게 제어가능하게 되어, 가변적 형태, 크기 및 배향을 갖는 공형적 병변들을 생성하게 된다.

<30> 예를 들어, 이와 같은 시간적 및/또는 공간적 제어를 통해, 하나의 예시적인 처리 시스템(100)은 열손상 영역이 임의의 형태 및 크기를 갖도록 해주고, 이로써 조직이 제어된 형태로서 파괴(응고)되게끔 해준다. 도 2를 참조해 보면, 하나 또는 그 이상의 열적 병변들은 조직의 외피(203)까지를 포함해서 처리대상 조직영역(200)내에서 좁거나 넓은 횡측길이, 길거나 짧은 종측길이, 및/또는 깊거나 얇은 위치를 가지며 생성될 수 있다. 예를 들어, 시가형 병변들은 수직배치(204)로 및/또는 수평배치(206)로 생성될 수 있다. 또한, 여러 병변들 중에서, 물방울형 병변들(208), 평면형 병변들(210), 둥근형 병변들(212), 및/또는 기타 V자 타원체형 병변들(214)이 생성될 수 있다. 여기서, 버섯형 병변들(220)은 초기의 원형 또는 시가형 병변(222)의 초기 생성시에 연속적인 삭피(ablative)-초음파 인가를 통한 열적확장을 통해서, 버섯형 병변(220)이 얻어질 때까지, 성장 병변(224)을 더욱 생성시켜서 얻을 수가 있다. 이러한 복수개의 형태들은 다양한 크기 및 배향을 갖고 형성될 수 있는데, 예를 들어, 공간적 및/또는 시간적 제어를 통해 병변들(208)은 임의의 각도만큼 시계방향 또는 반시계방향으로 회전배향될 수 있으며, 또한 선택적으로 보다 크거나 보다 작게될 수 있다. 또한, 개별적인 파괴, 즉, 처리대상영역의 도처에 개별적으로 산재해 있는 복수개의 병변들이 처리대상 조직영역(200)내의 일부 또는 전체부분상에서 생성될 수 있다. 아울러, 연속적인 구조 및/또는 중첩된 구조들(216)이 개별적인 병변들의 구성을 제어함으로써 제공될 수 있다. 예를 들어, 일련의 하나 또는 그 이상의 교차형 병변들(218)이 조직영역을 따라 생성되어 다양한 형태의 치료처리방법을 용이하게 할 수 있다.

<31> 희망하는 조직 및 치료효과를 취득하기 위하여, 열손상의 특정 구성이 제어가능하게 선택될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 열거로서, 열적/비열적 스트리밍 조직효과, 공동 조직효과, 유체역학적 조직효과, 삭피 조직효과, 지혈효과, 투열효과 및/또는 공명-유도 조직효과 등의 임의의 조직효과를 구현할 수 있다. 이러한 효과들은 고도의 용통성을 제공하도록, 처리대상영역(200)내의 대략 0 - 30000 μm 범위의 처리깊이에서 적절하게 실시될 수 있다.

<32> 다시, 도 1을 참조해 보면, 제어 시스템(102)과 프로브 시스템(104)을 포함하는 하나의 실시예로서의 치료처리 시스템(100)은 또한 다양한 구성들을 포함할 수 있으며, 다양한 개별적인 서브시스템과 부분들로 세분화될 수 있다. 예를 들어, 치료처리 시스템(100)은 음파 에너지의 공간적 및/또는 시간적 분배의 용이함을 위해 적절한 위치에서 배치된 다양한 시스템과 프로브 부분구성으로 분화될 수 있다. 또한, 제어 시스템(102)과 프로브 시스템(104)은 프로브 시스템(104)내의 화상 변환기(예를 들어, 조직 파라미터 모니터링을 위해 구성된 개별적인 화상 변환기 및 개별적인 치료 변환기 또는 화상/치료 변환기의 조합구성)를 작동하거나 제어하도록 구성된 제어



시스템(102)내의 화상 서브 시스템과 같은 기타 다른 서브 시스템들을 포함할 수 있다.

- <33> 다음으로, 도 3a 및 도 3b를 참조해 보면, 본원발명의 일 실시예에 따른 하나의 예시적 제어 시스템(300)은 치료처리 시스템 사용자에게 의해 정해진 조정설정에 따른 전반적인 치료처리 공정을 제어 및 조정하도록 구성된다. 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 열손상의 제어를 위한 치료시스템의 구현을 위하여 보다 많거나 보다 적은 서브시스템들 및 구성부들로 다양한 형태로 구성되거나 최적화될 수 있는 것으로서, 도 3a 및 도 3b에서의 실시예는 단지 본원발명의 설명용에 불과한 것이다.
- <34> 예를 들어, 전원부(302) 구성을 위하여, 제어 시스템(300)은, 변환 전자 증폭기/구동기(312)에 요구되는 전력을 포함하여, 제어 시스템(300) 전체를 위한 전력을 공급하도록 구성된 하나 또는 그 이상의 직류(DC) 전원부들(303) 포함할 수 있다. 또한, DC 전류 감지부(305)는 증폭기/구동기(312)로 들어가는 전력 레벨이 안정성 및 모니터링 목적용도에 부합하는지를 확인시켜주기 위하여 제공된다.
- <35> 증폭기/구동기(312)는 다중-채널 또는 단일 채널 전력 증폭기 및/또는 구동기를 구비할 수 있다. 변환기 배열 구성을 위한 하나의 실시예에 따르면, 증폭기/구동기(312)는 어레이 초점화에 기여하는 빔 형성기를 구성할 수도 있다. 예시적인 하나의 빔 형성기는 관련 스위칭 논리를 갖춘 오실레이터/디지털 제어 파형 합성기(310)에 의해서 전기적으로 여기된다.
- <36> 전원부는 또한 각종의 필터구성을 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.
- <37> 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 처리 시스템(100)내에서 개방-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템의 기능을 보다 용이하게 해준다. 이에 더하여, 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어부(324)는 1차원, 2차원 및/또는 3차원 화상기능들로 구성된 화상시스템을 포함할 수 있다. 이러한 화상 시스템은 사진 및 기타의 시각화 방법, 자기공명영상법(MRI), 컴퓨터단층촬영(CT), 안구광학단층촬영(OCT), 전자기, 마이크로웨이브, 또는 고주파(RF) 방법, 양전자단층촬영(PET), 적외선, 초음파, 음파 중 적어도 하나에 기초한 임의의 영상화 기술을 포함할 수 있으며, 또는 처리대상영역의 기타 적당한 시각화, 위치측정, 모니터링 방법을 포함할 수 있다. 이에 더하여, 온도측정 장치 및 구성품 등의 기타 다양한 조직 파라미터 모니터링 구성부가 모니터링, 감지 및 인터페이스 제어부(324)내에 구축될 수 있으며, 이러한 모니터링 구성부는 임의의 현재 알려진 기술이라던가 혹은 미래에 고안되어질 어떠한 기술을 포함할 수 있다.
- <38> 냉각/결합 제어부(306)는 프로브(104)로부터의 여열(餘熱)을 제거하는데에 제공되는 것으로서, 피부 조직면과 조직 깊은곳의 온도 제어, 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 구성에서 작동하도록 구성될 수 있다.
- <39> 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 연결시켜주는 펌웨어 및 제어 소프트웨어(326)을 포함하여, 하나 또는 그 이상의 마이크로컨트롤러, 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 대상물을 취득하는데에 요구되는 기타 모든 시스템 기능들을 제어한다. 또한, 각종의 제어 스위치(308)가 작동 제어를 위해 적절하게 구성될 수 있다.
- <40> 또한 하나의 예시적인 변환기 프로브(104)는 작동의 용이성을 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 처리 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 회로 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 메커니즘은 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 감지 기능이 프로브내로 통합될 수 있다.

<41> 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 메커니즘(410)을 포함할 수 있다. 하지만, 변환기 프로브(400)는 열손상의 제어를 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.

<42> 제어 인터페이스(402)는 변환기 프로브(400)의 제어를 용이하게 하기 위하여 제어 시스템(300)과의 인터페이스를 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.

<43> 결합부(406)는 변환기 프로브(400)의 처리대상영역에 대한 결합을 용이하게 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 조직내의 깊은곳에서의 온도를 제어하고, 액체-충진 렌즈 초점화를 제공하고, 및/또는 변환기 여열을 제거하기 위하여 활용될 수 있다. 결합/냉각 시스템(420)은 이와 같은 음파 결합을 각종의 결합 매개체를 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 있다. 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.

<44> 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 곳에서의 열적 제어를 제공해주며, 영역(1144)에서는 변환기 프로브로부터의 여열을 제거해준다. 결합접촉면에서는 열센서(1146)를 통해 온도 모니터링이 행해질 수 있으며, 이로써 온도측정(1142) 메카니즘 및 제어 시스템(1102)과 열 제어 시스템(1142)을 통한 열 제어 메카니즘을 제공하게 된다. 열 제어는 열 싱크 또는 자연전도 및 대류 등의 수동냉각을 통해서 행해질 수 있거나, 또는 펠티에 열전 쿨러, 냉매, 또는 펌프, 유액 저장통, 거품 김출기, 유액흐름 센서, 열 제어(1142) 및 유액흐름 채널/관(1144)으로 구성된 유액계 시스템 등의 능동냉각을 통해서 행해질 수 있다.

<45> 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.

- <46> 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. 처리적용에 및 조직 윤곽면에 따라, 선형, 회전형 동작 또는 다양한 동작이 용이하게 수행될 수 있다.
- <47> 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 플럼범 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.
- <48> 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 대략 1 KHz 내지 3 MHz 까지의 낮은 범위의 중심작동 주파수를 제공하도록 선택된 제1두께를 갖도록 구성될 수 있다. 또한, 변환기(404)의 변환소자(들)(412)은 대략 3 MHz 에서 100 MHz 이상까지의 높은 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. 예를 들어, 변환기(404)는, 대략 1 KHz 내지 3 MHz 의 중심주파수범위에 대응하는 두께를 갖는 제 1 변환소자로 구성된 제1 변환기와, 대략 3 MHz 에서 100 MHz 이상의 중심주파수범위에 대응하는 두께를 갖는 제 2 변환소자로 구성된 제 2 변환기를 포함할 수 있다.
- <49> 변환기(404)는 집중형, 평면형, 또는 비집중형 단일-소자, 다중-소자, 또는 1-D(1차원), 2-D(2차원), 환상 어레이; 선형, 곡선형, 섹터 또는 구형 어레이; 구형, 원통형, 및/또는 전자적 집중화, 비집중화, 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 용이하게 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.
- <50> 또한, 변환기(500)는 다양한 주파수들을 사용하여 하나 또는 그 이상의 처리대상영역에 집중된 처리를 제공하도록 구성될 수 있다. 집중된 처리를 제공하기 위하여, 변환기(500)는 처리의 용이함을 위한 하나 또는 그 이상의 가변심도 장치(variable depth devices)를 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. 16일날 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 처리 시스템 및 방법" 이라는 제목으로 2004. 9. 16일날 출원된 미국출원번호 제10/944,499호에 개시된 서브-고조화 또는 펄스-에코 영상화의 기술을 가동시킴으로써 하나 또는 그 이상의 추가적인 처리대상영역(510)을 처리하도록 구성될 수도 있다.
- <51> 게다가, 임의의 다양한 기계식 렌즈 또는 액체-충진렌즈 등의 각종의 초점렌즈가 음장(sound field)을 집중화시



키거나 비집중화시키는데에 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 6a 및 도 6b에 도시된 일 실시예에 따르면, 변환기(600)는 처리대상영역(610)을 처리하는데에 있어서 보다 향상된 유연성을 확보하기위하여 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.

<52> 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 처리를 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.

<53> 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.

<54> 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.

<55> 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 가능케할 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 어레이(800)의 이동, 또는 프로브의 사용 및/또는 임의의 통상적인 로봇트 아암 장치의 사용을 통한 임의의 경로를 따르는 환상 어레이(800)의 이동은 처리대상영역내의 임의의 부피 또는 대응 공간을 처리하거나 스캐닝하도록 구현된다.

<56> 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 도 10c에서 도시된 바와 같이 치료소자들(1014)사이의 구멍 또는 개구내에 형성된 영상화 소자(1012)와 같이 개별적인 소자들이 될 수 있으며, 또한 동일 변환소자내에서 또는 도 10d에서 도시된 바와 같이 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.

<57> 본원발명의 다양한 실시예에 따르면, 변환기(404)는 하나 또는 그 이상의 처리대상영역에 집중화된 음파 에너지를 인가하는 일차원, 이차원 및/또는 삼차원적 처리 구성을 제공할 수 있다. 예를 들어, 상술한 바와 같이, 변

환기(404)는 서브-변환 소자의 단일 어레이를 포함하는 변환기(602)와 같이, 일차원적 어레이를 형성하기 위하여 적절하게 절단될 수 있다.

- <58> 다른 실시예에 따르면, 변환기(404)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 처리 영역상에 집중화되도록 적절하게 구성될 수 있으며, 이에 따라 각각의 처리 영역 슬라이스들(904)을 제공할 수 있다. 그 결과, 이차원적 어레이(900)는 처리영역의 영상화 장소의 이차원적 슬라이스들을 제공하게 되어, 이차원적 처리를 수행하게 될 수 있다.
- <59> 본원발명의 또 다른 실시예에 따르면, 변환기(404)는 삼차원적 처리를 제공하도록 적절하게 구성될 수 있다. 예를 들어, 처리대상영역의 삼차원적 처리를 제공하기 위하여, 도 1을 다시 참조하여 설명하면, 삼차원 시스템은 제어 시스템(102)과 같은 제어 시스템내에 포함된 하나의 삼차원 그래픽 활용 소프트웨어 등의 적응형 알고리즘으로 구성된 프로브(104)내에 변환기를 포함할 수 있다. 적응형 알고리즘은 처리대상영역에 관련된 이차원 영상, 온도 및/또는 처리 또는 기타의 조직 파라미터 정보를 수신하고, 수신된 정보를 처리하고, 그런 다음 대응하는 삼차원 영상, 온도 및/또는 처리 정보를 제공한다.
- <60> 다시 도 9를 참조하여 설명하면, 본원발명의 일 실시예에 따르면, 예시적인 삼차원 시스템은 처리영역의 서로 다른 영상면으로부터 슬라이스들(904)을 적절하게 수신하고, 수신된 정보를 처리하고, 그런 다음 삼차원 영상 등의 공간적 정보(906), 온도 및/또는 처리정보를 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.
- <61> 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.
- <62> 다양한 변환기(404) 구조를 보다 자세하게 설명하기 위하여 도 7을 참조하여 설명하면, 초음파 치료 변환기(700)는 단일 초점, 초점 어레이, 초점 장소, 라인 초점 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 초점화 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 초점화 및/또는 비초점화는, 기계식 초점화, 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 이루어질 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.
- <63> 다양한 변환기 구조들을 보다 잘 이해함과 아울러, 도 2를 다시 참고하면, 변환기 또는 변환기들의 기하학적 구성이 넓은 범위의 병변화 효과에 어떻게 기여하는지를 보다 잘 이해할 수 있을 것이다. 예를 들어, 시가형 병변들(204, 206)은 구형 초점원으로부터 생성될 수 있으며, 또는 평면형 병변들(210)은 평면원으로부터 생성될 수 있다. 오목형 평면원 및 어레이는 "V자형" 또는 타원형 병변(214)을 생성시킬 수 있다. 선형 어레이 등의 전자적 어레이는 비집중형, 평면형 또는 집중형 음파 빔을 생성시킬 수 있으며, 또한 이와 같은 음파 빔은 다양한 깊이의 다양한 추가적인 병변들의 형태를 형성하는데에 채택될 수 있을 것이다. 하나의 어레이는 단독으로 또는 하나 또는 그 이상의 평면형 또는 집중형 변환기와의 조합으로 채택될 수 있다. 조합형태의 변환기 및 어레이는 매우 다양한 범위의 음장 및 관련 이점들을 산출해낼 것이다. 고정 초점 및/또는 가변 초점 렌즈 또는 렌즈들은 처리 융통성을 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 파라미터뿐만이 아니라 다른 공간적 파라미터들과 함께 상기의 특정 형태들로만 국한되는 것은 아니고, 임의의 변환기 구조내에서 추가적인 형태들을 생성할 수도

있다.

<64> 생체 조직에서 생성된 생리적 효과는 변환기 구조, 거리/위치, 배향, 및/또는 이동 등의 공간적 에너지 배분뿐만 아니라, 시간적, 시변 특성에 의해서도 영향을 받는다. 예를들어, 시간적 제어와 관련하여, 각각의 어레이, 이차원 어레이, 또는 단일 소자 변환기는 대략 1 MHz 내지 40 MHz 의 범위에 이르는 중심 주파수를 갖는 광대역 또는 비교적 낮은 협대역 중 하나에 속하는 다양한 전송 주파수들에서 사용될 수 있거나, 또는 단일 광대역 에너지 펄스와 함께 사용될 수 있다. 진폭 레벨 및 주파수 선택은 보다 향상된 옵션을 위하여 치료처리 동안에 변경될 수 있다. 조직의 열용량을 극복하고 제어된 열손상(괴사; necrosis) 및/또는 제거를 위하여 전송 기간 및 에너지 레벨이 구성된다. 열용량은 생체조직이 그 기능을 잃는 데에 충분한 최소 에너지/열의 양을 의미한다. 본 내용에서, 열용량은 생체조직 파괴를 불러일으키는 최소의 에너지 양이다.

<65> 이와 같은 공간적 및/또는 시간적 제어는 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템을 통해 향상될 수 있다. 예를 들어, 도 12a를 참조해 보면, 처리 시스템(1200)은 처리대상영역(1206)을 처리하는 프로브(1204)를 구성하는 제어 시스템(1102)을 갖는 개-루프 피드백 구조를 포함하고 있다. 제어 시스템(1202)은 제어 시스템(300)내의 각종의 제어 구성부, 디스플레이(1210), 및 조직 파라미터 모니터링부(1212) 또는 기타 다른 감지 또는 모니터링 부 등의 제어부(1208)를 포함할 수 있다. 디스플레이(1210)는 처리대상영역의 영상, 및/또는 기타 공간 또는 시간 파라미터 등을 표시해주도록 구성된 임의의 디스플레이를 포함할 수 있다. 이와 같은 개-루프 시스템에서, 시스템 사용자는 적절하게 영상 및/또는 공간 또는 시간 파라미터들을 지켜보고, 그런 다음 특정 처리목적을 달성하기 위하여 이들을 조정하거나 변경한다. 개-루프 피드백 구성을 대신하여, 또는 이와의 조합형태로서, 도 12b에서 개시된 실시예와 같이, 하나의 처리 시스템(1200)은 폐-루프 피드백 시스템을 포함할 수 있는데, 여기서 영상 및/또는 공간/시간 파라미터들은 모니터링부(1212)내에서 적절하게 감시되고 구동기(1214) 및 증폭기(1216) 또는 처리 시스템(1100)의 기타 제어가능부분내의 신호들이 생성되어 제어부(1208)에 제공된다. 그 결과, 프로브(1204)의 출력 및 작동에 관한 폐-루프 제어가 구현된다. 하나의 예시적인 처리 시스템이 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, 개-루프 및/또는 폐-루프 피드백 시스템은 공간 및/또는 시간특성을 모니터링하거나 또는 기타 조직 파라미터를 모니터링하여 공형적 병변들을 한층 더 제어하도록 실행된다.

<66> 도 13을 참조해 보면, 시간의 흐름에 따른 열적 병변의 성장을 설명해주는 시뮬레이션 결과물들이 도시되고 있다. 이와 같은 병변 성장은 상용 음파 전력레벨( $W_0$ ) 및 두 배의 레벨( $2W_0$ )에서 구형 초점, 원통형 초점 및 평면(비집중)형 초점으로 생성된 것들이지만, 이외의 변환기 구성들이 이용될 수도 있다. 원통형 초점 음파원의 모양선은 단축, 즉 소위 수직면을 따른 것이다. 본 도면은 서로 다른 전력레벨 및 음파원의 기하학적 모양들로 가늠할 수 있는 다양한 형태를 갖는 병변들을 보여주고 있다. 또한, 도 14에서는, 한 쌍의 병변화 및 시뮬레이션 결과값들이 도시되고 있으며, 이 시뮬레이션 결과값옆에는 화학적으로 착색된 돼지 조직 사진들을 보여주고 있다. 더불어, 도 15에서는 다른 한 쌍의 병변화 결과가 도시되고 있는데, 밝은색 부분의 올챙이형 병변과 췌기형 병변을 갖는 화학적으로 착색된 돼지 조직 사진들을 보여주고 있다.

<67> 요약해 보면, 전송 파워레벨 및 타이밍, 전송 주파수 및/또는 구동 파형의 제어를 통한 시간적 음장 조절과 함께, 크기, 소자 구성, 전자식 또는 기계식 렌즈, 음파 결합 및/또는 냉각 등과 같은 변환기 종류 및 배분을 통한 공간적 음장 배분의 조절을 통해서, 다양한 크기, 형태, 및 깊이를 갖는 제어된 열적 병변들을 용이하게 획득할 수가 있게 된다. 또한, 사람 몸체의 생리학적 회복 반응들도 사람의 피부 표층조직에 대한 소량의 효과를 한층 더 불러일으킬 수 있게 된다.

### 산업상 이용 가능성

<68> 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.

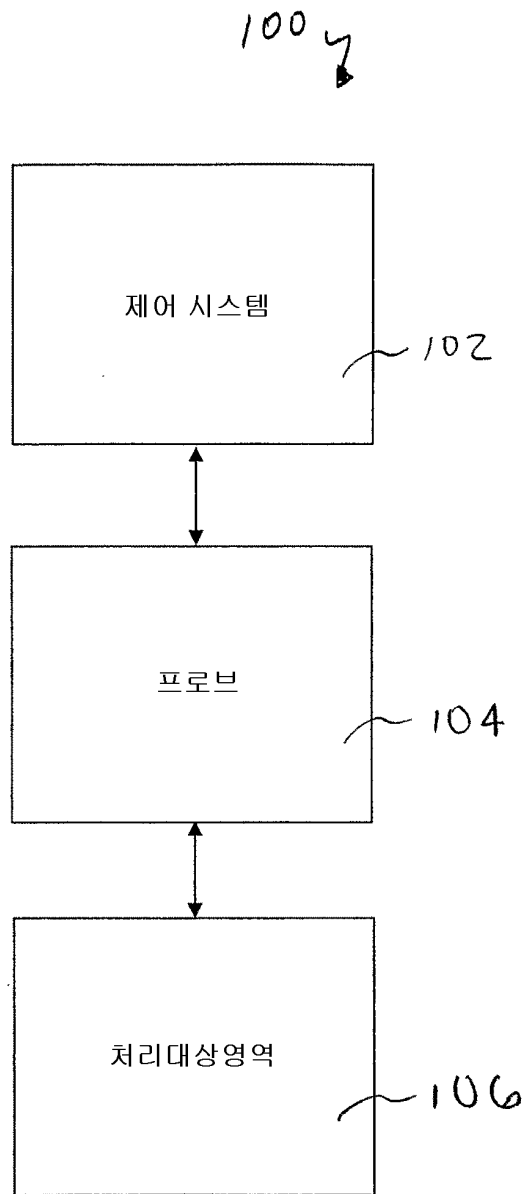
### 도면의 간단한 설명

- <11> 본원발명에 관한 주요사항은 본 명세서의 후단부에서 자세하게 제시되고, 명료하게 청구되어 있다. 하지만, 본원발명의 구성 및 방법 모두와 관련하여, 본원발명의 작동원리는 청구항과 관련되어 서술된 후술되는 상세한 설명과 첨부된 도면들을 참조하여 보다 더 명료하게 이해될 수 있으리라 사료되며, 첨부된 도면들에 있어서 동일 부분은 동일한 도면부호로 명시한다.
- <12> 도 1은 본원발명의 일 실시예에 따라, 사람 피부 표층조직의 열손상을 제어하는 치료처리 시스템의 일 예에 관한 블록도이다.
- <13> 도 2는 본원발명의 일 실시예에 따라, 제어된 열손상의 여러 병변들을 포함하는 처리대상의 사람 피부 표층조직 영역의 단면도이다.
- <14> 도 3a 및 도 3b 는 본원발명의 실시예들에 따른 하나의 제어 시스템의 블록도들을 나타낸다.
- <15> 도 4a 및 4b 는 본원발명의 실시예들에 따른 하나의 프로브 시스템의 블록도들을 나타낸다.
- <16> 도 5는 본원발명의 일 실시예에 따른 하나의 변환기의 단면도를 나타낸다.
- <17> 도 6a 및 6b 는 본원발명의 실시예들에 따른 하나의 변환기의 단면도들을 나타낸다.
- <18> 도 7은 본원발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파처리에 관한 예시적인 변환기 구성들을 나타낸다.
- <19> 도 8a 및 8b 는 본원발명의 다른 실시예에 따른 하나의 변환기의 단면도들을 나타낸다.
- <20> 도 9는 본원발명의 일 실시예에 따라, 초음파처리에 관하여 이차원 배열로서 구성된 하나의 변환기를 나타낸다.
- <21> 도 10a 내지도 10f 들은 본원발명의 다른 실시예들에 따른 예시적인 변환기들의 단면도들을 나타낸다.
- <22> 도 11은 본원발명의 일 실시예에 따른 하나의 음파 결합 및 냉각 시스템의 개략도이다.
- <23> 도 12a 및 12b 는 본원발명의 실시예들에 따른 예시적인 개방루프 및 폐루프 피드백 시스템들의 블록도들을 나타낸다.
- <24> 도 13은 본원발명의 실시예들에 따른 다양한 공간 제어 구성들의 시뮬레이션 결과들에 대한 예시적 도표들이다.
- <25> 도 14는 본원발명에 따른 한 쌍의 병변화에 관한 시뮬레이션 결과들과 시뮬레이션 결과들에 관한 도면이다.
- <26> 도 15는 본원발명에 따른 한 쌍의 병변화에 관한 다른 시뮬레이션 결과들에 관한 도면이다.

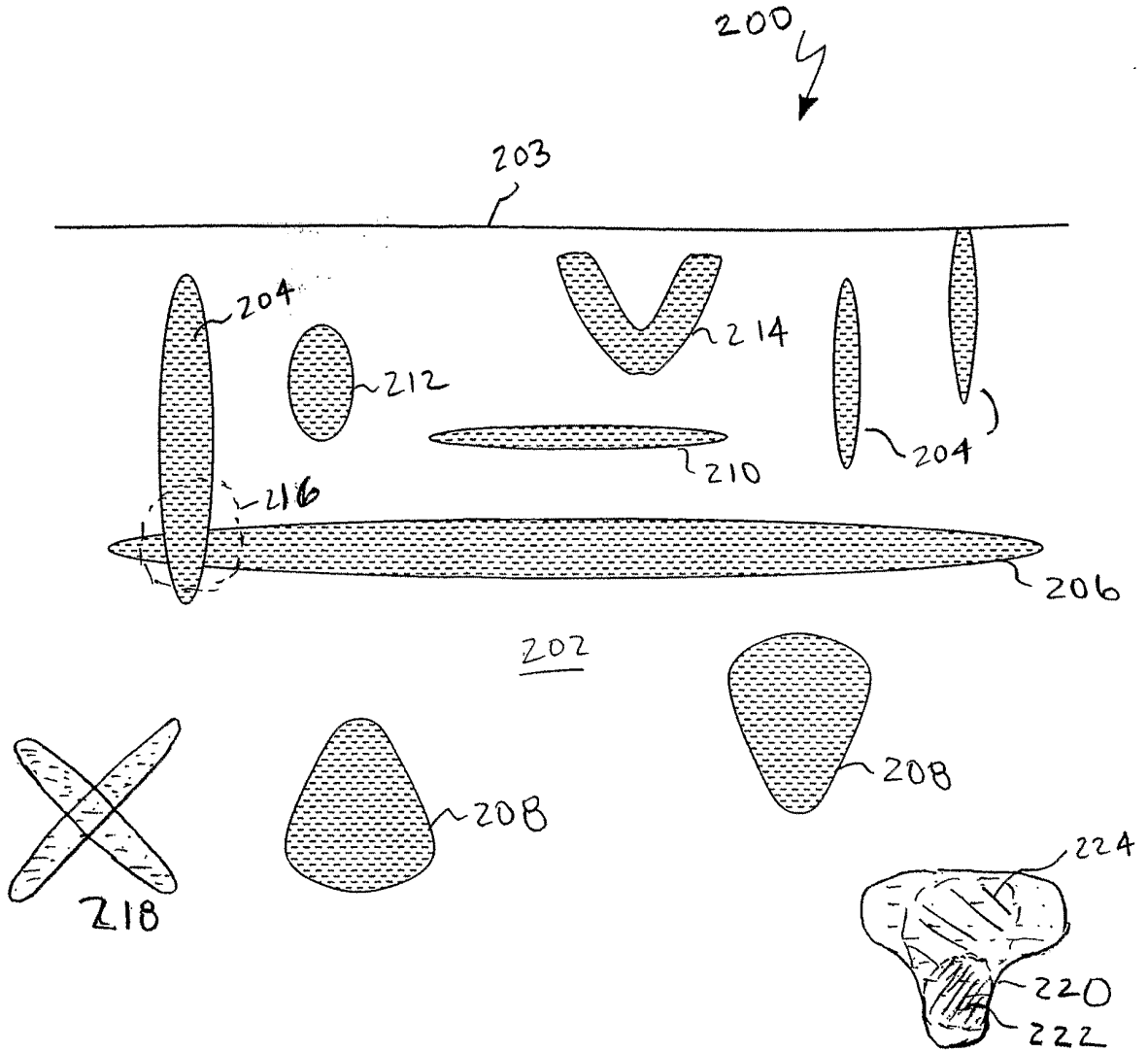


도면

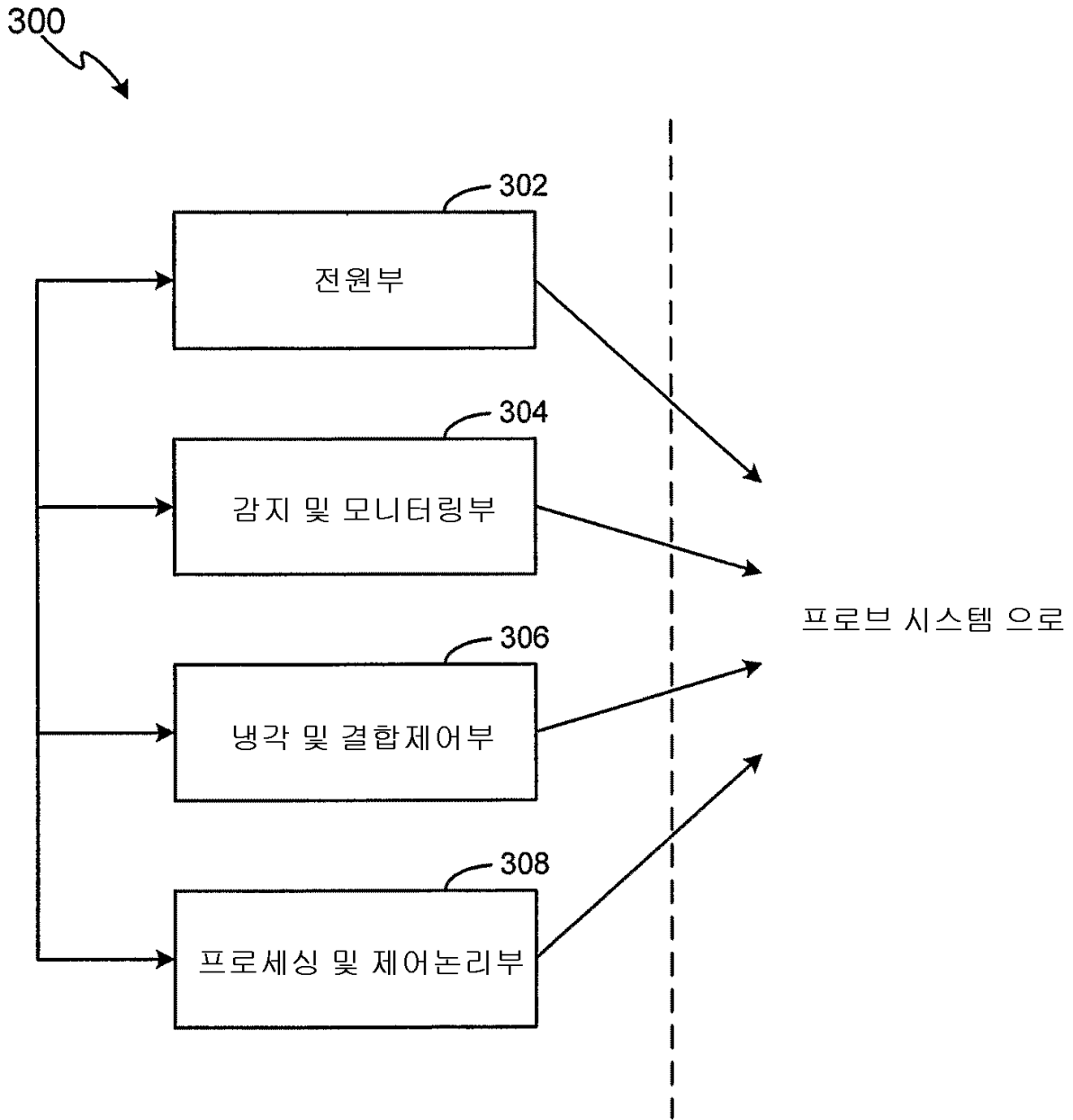
도면1



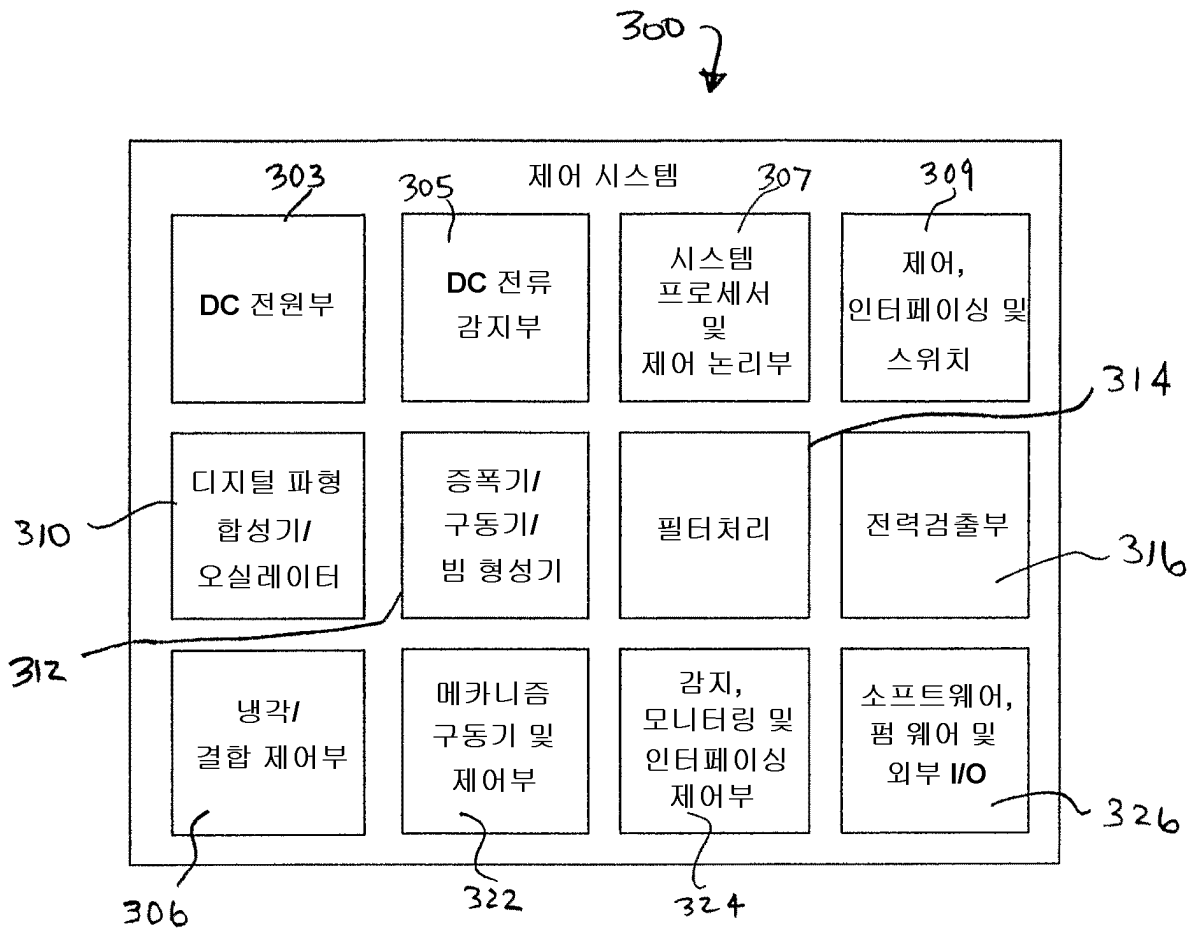
도면2



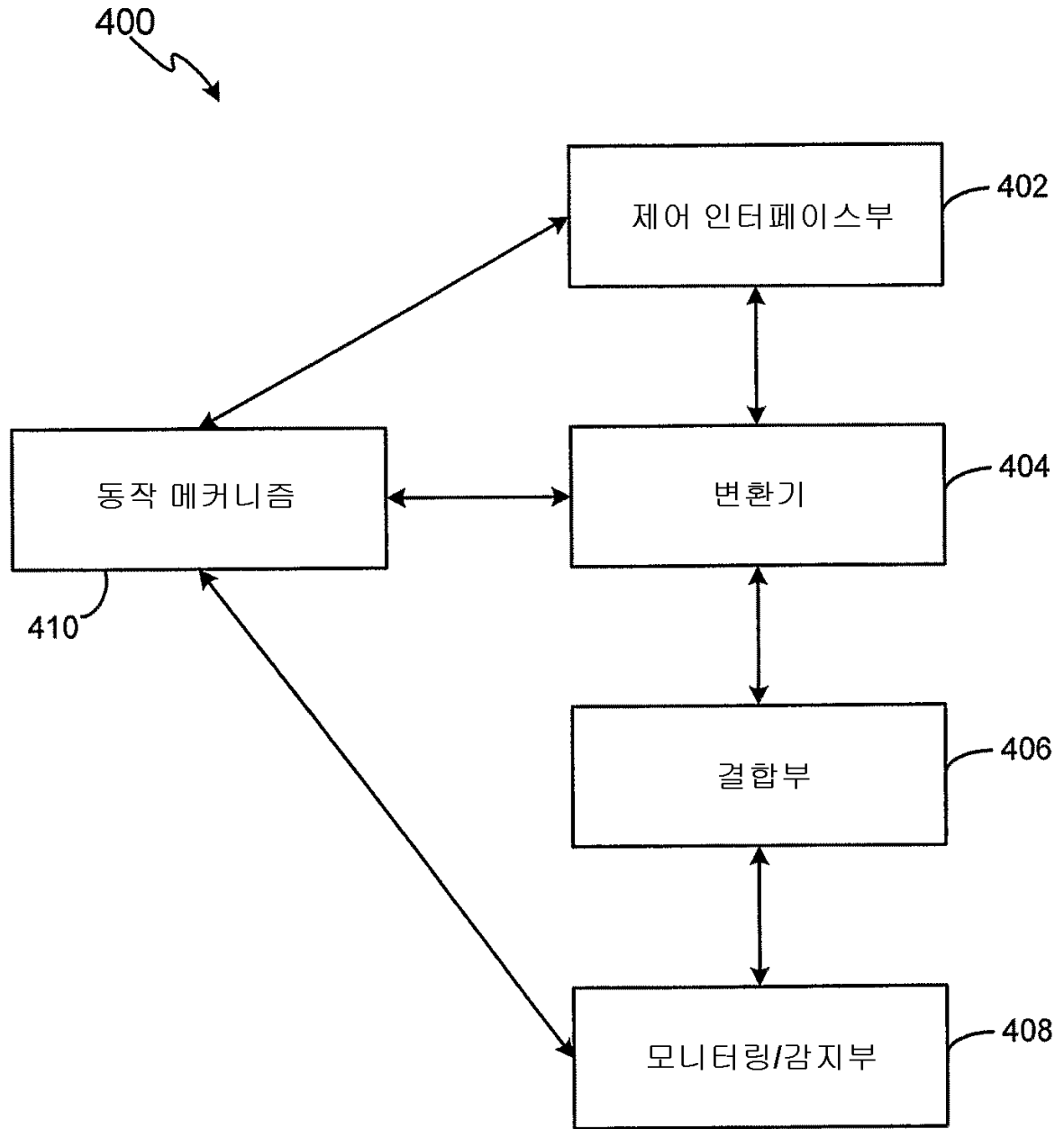
도면3a



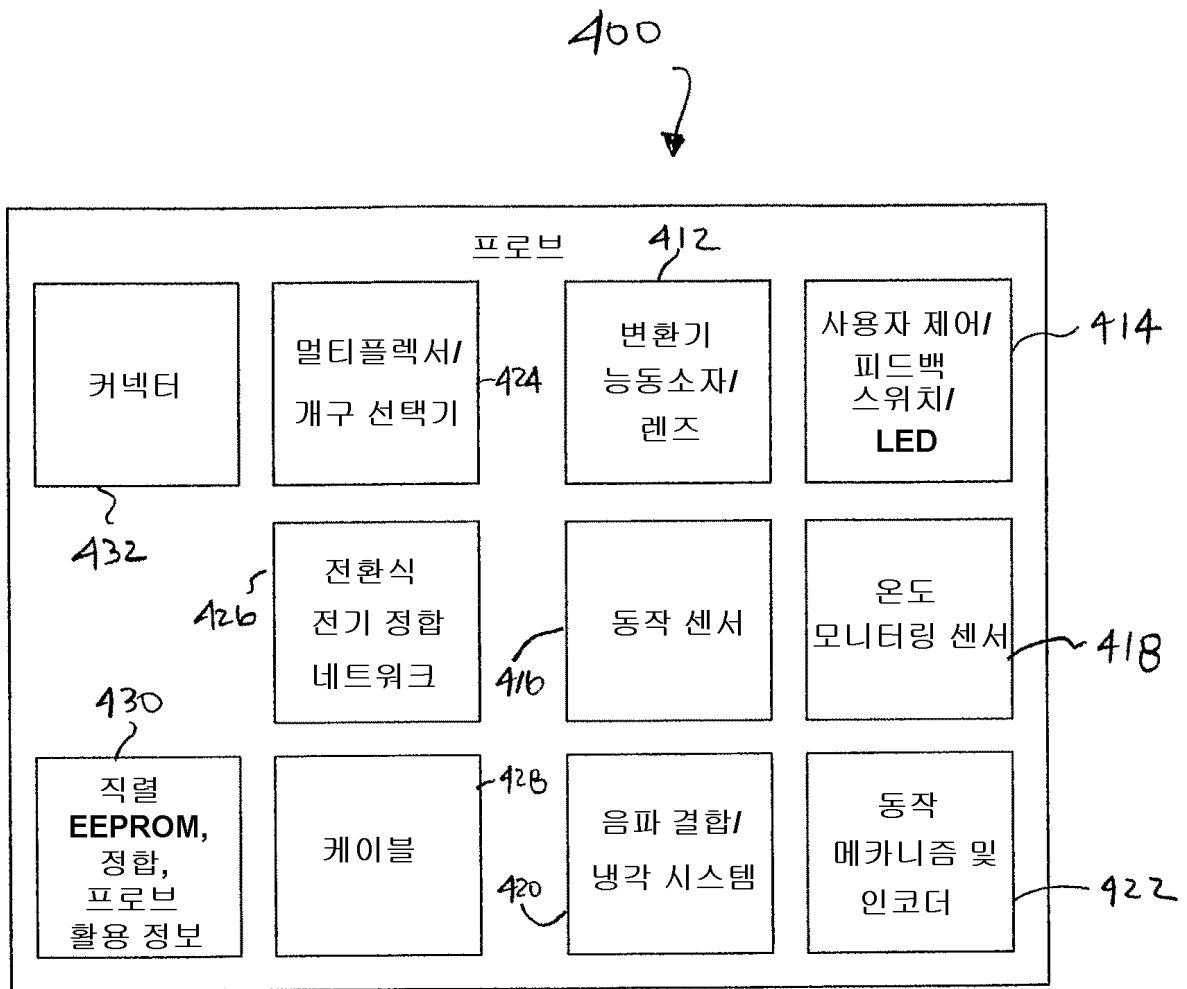
도면3b



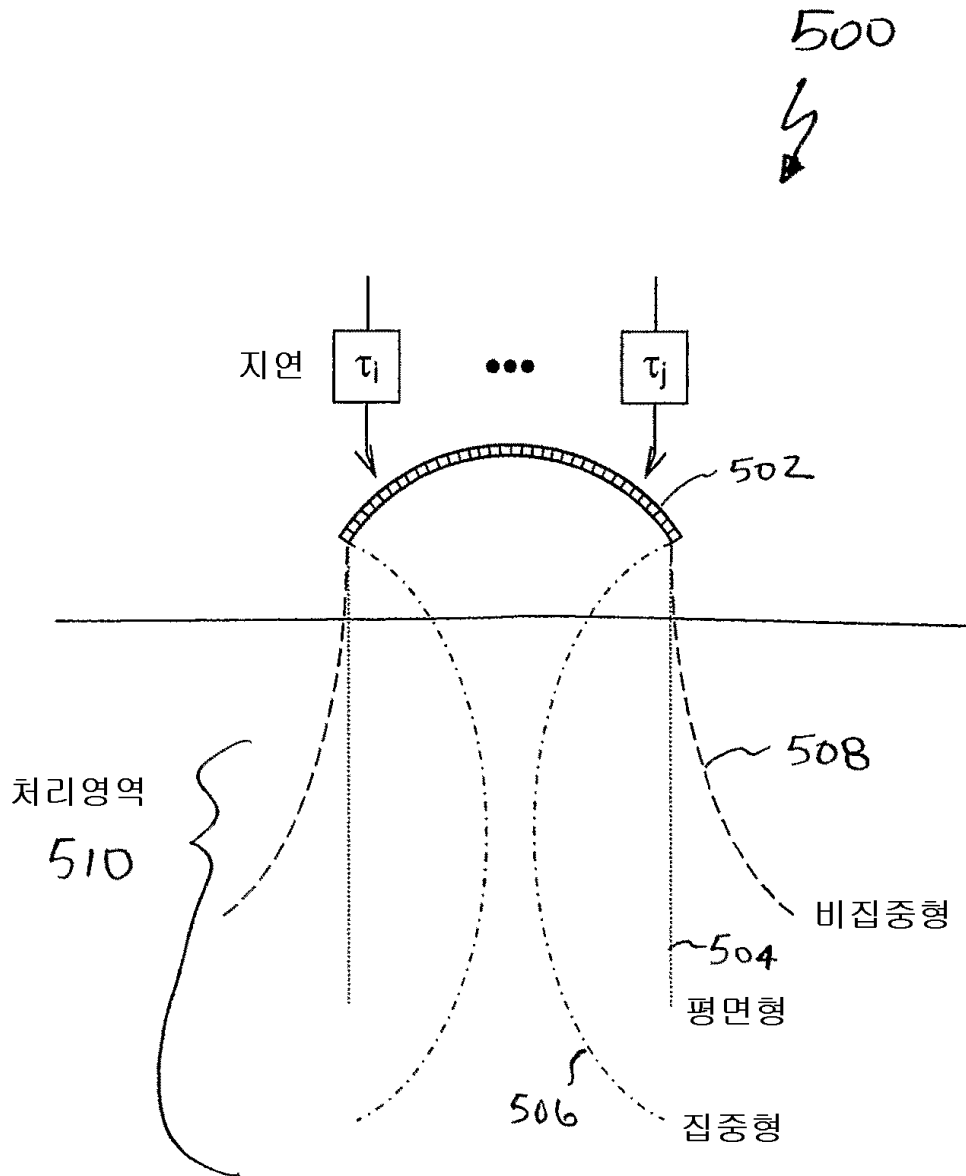
도면4a



도면4b

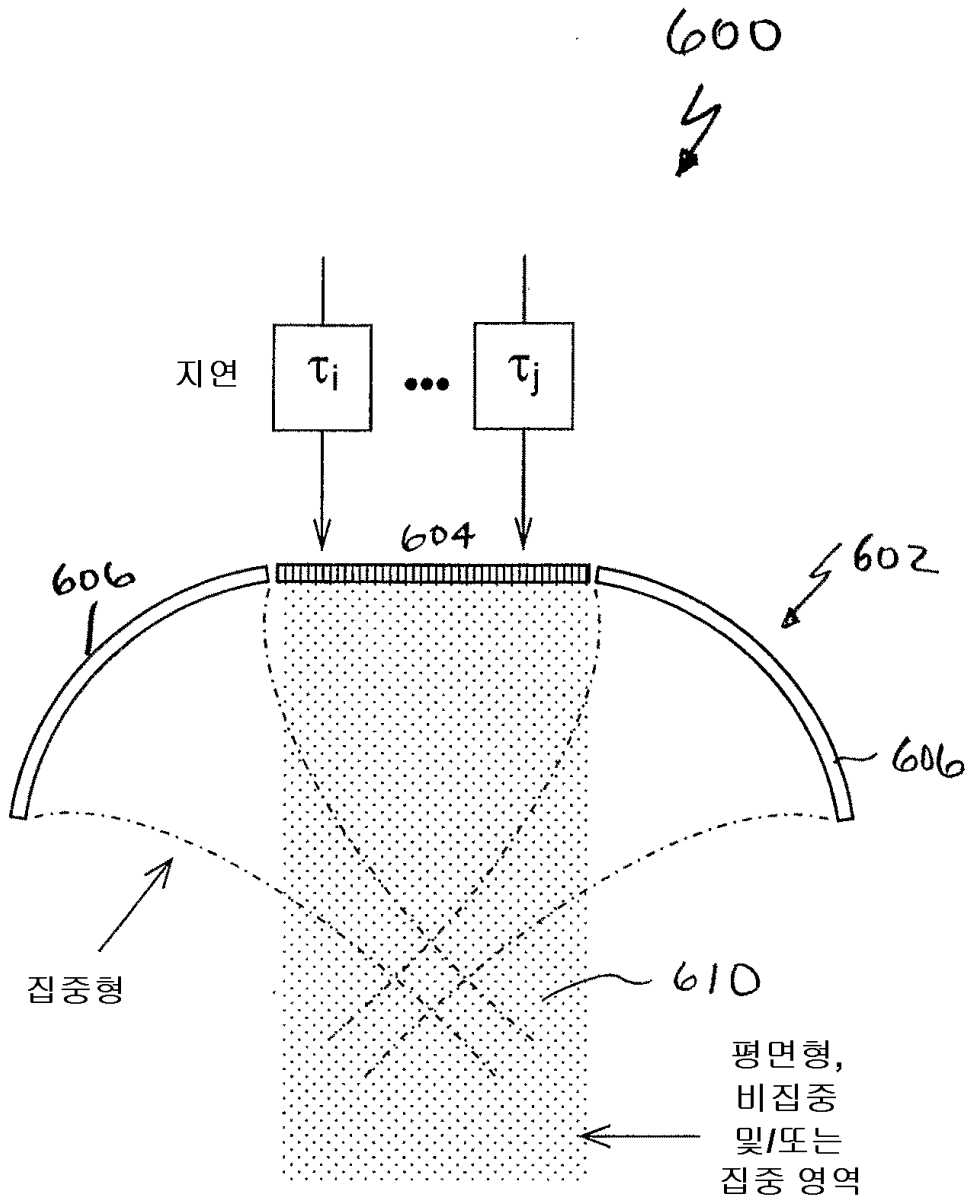


도면5

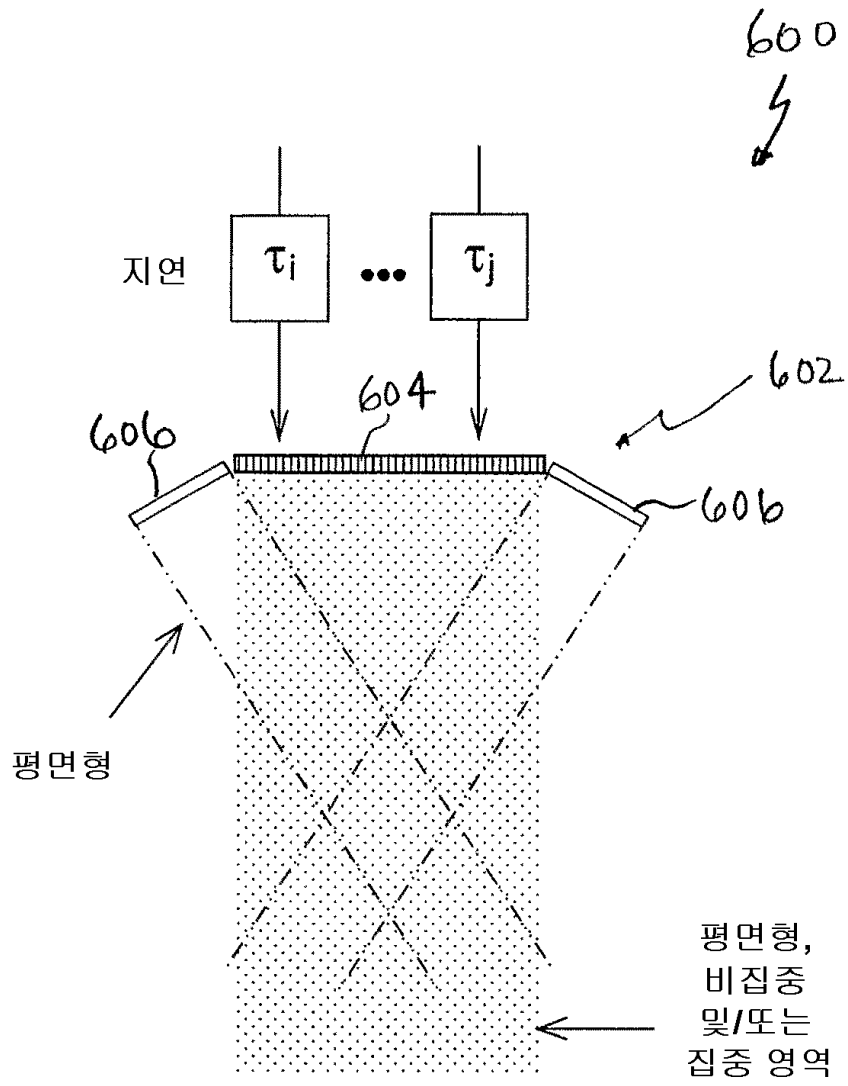




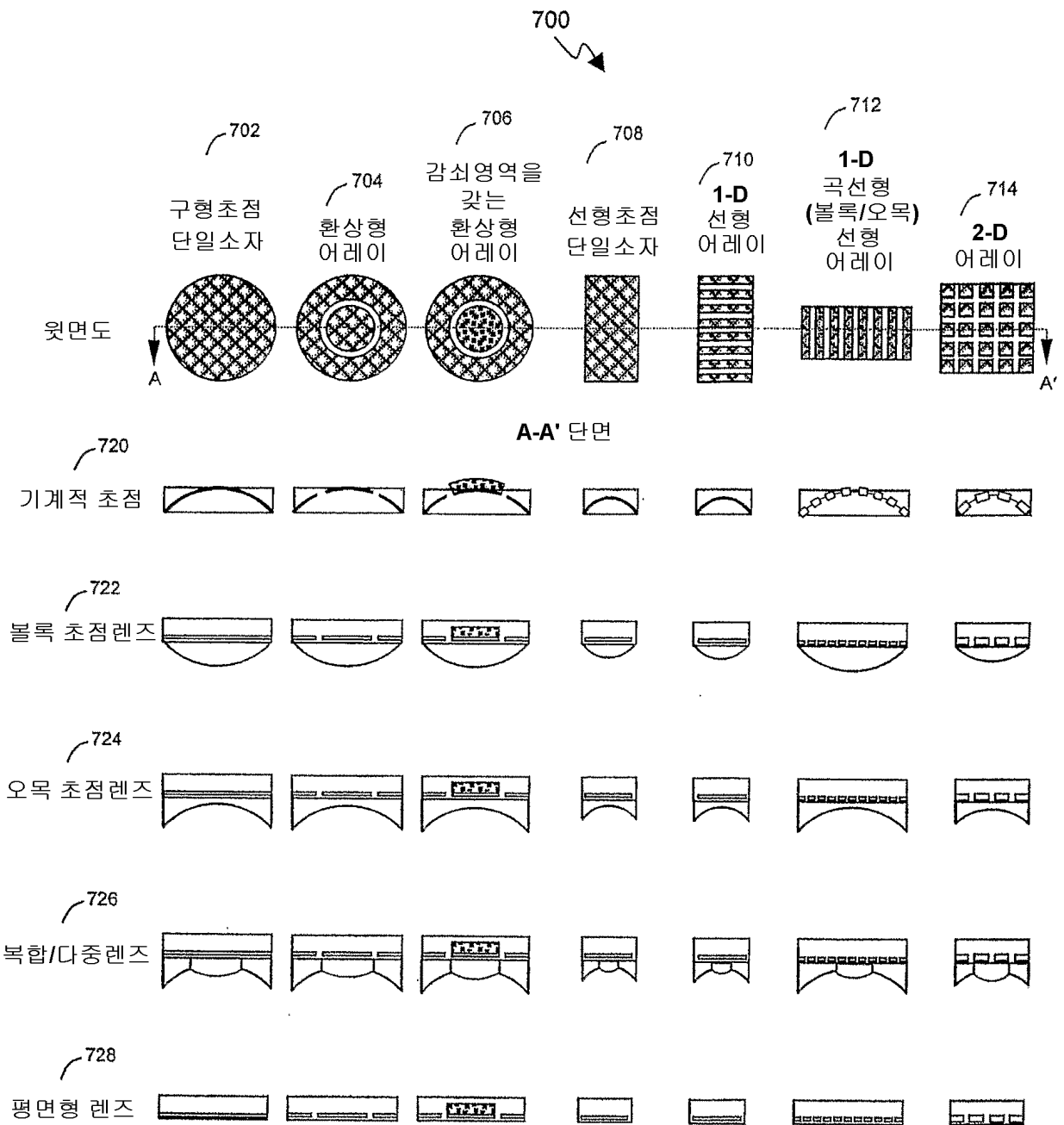
도면6a



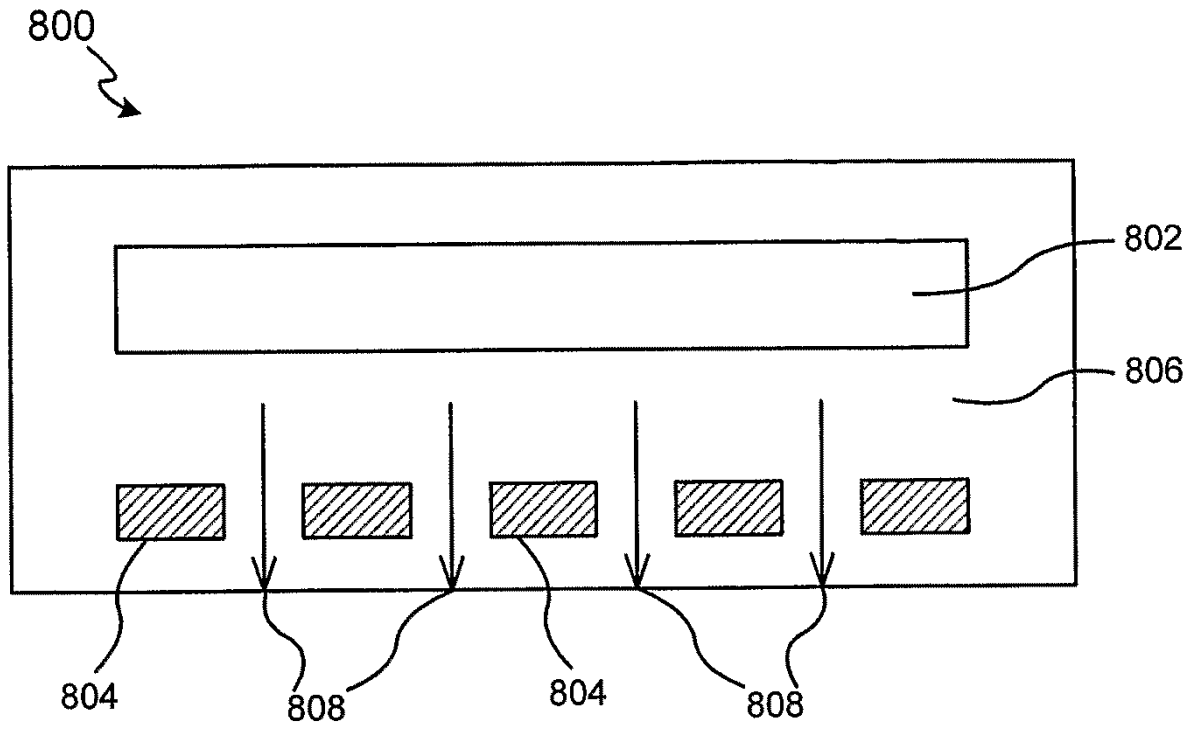
도면6b



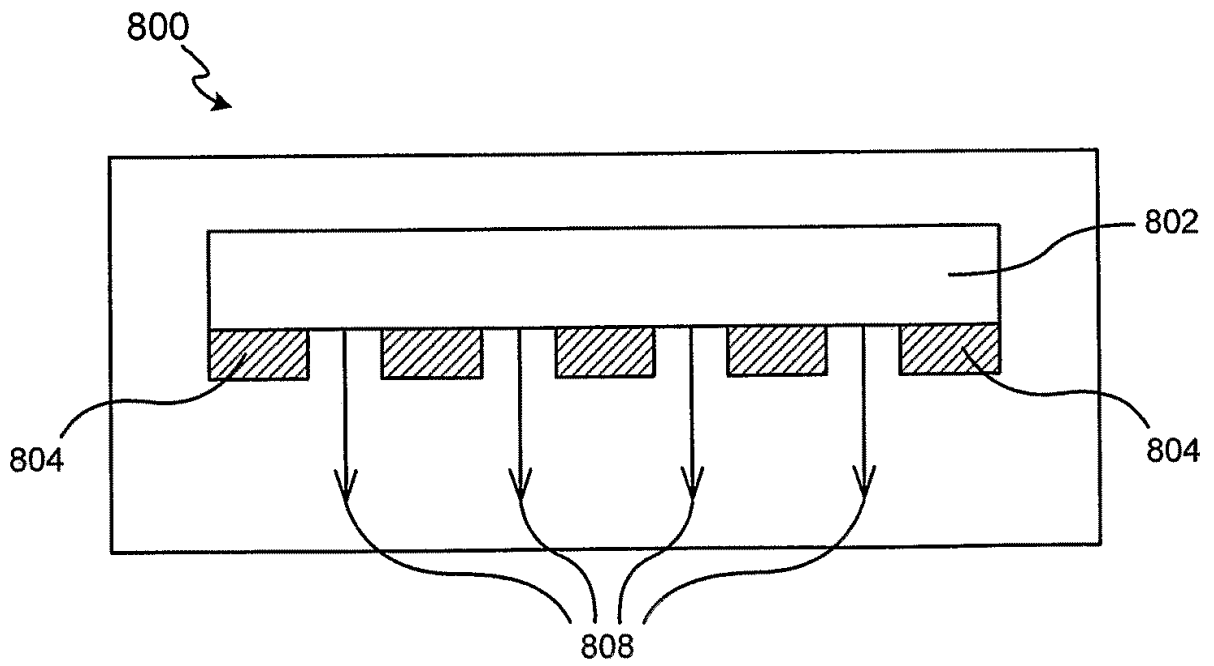
도면7



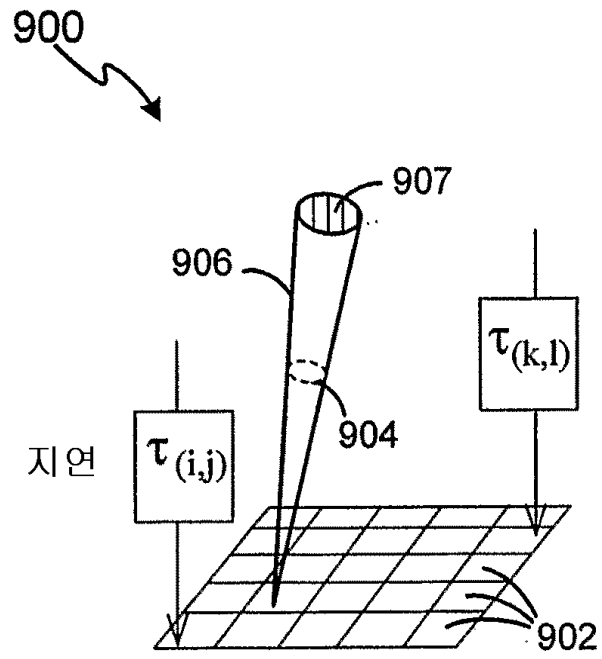
도면8a



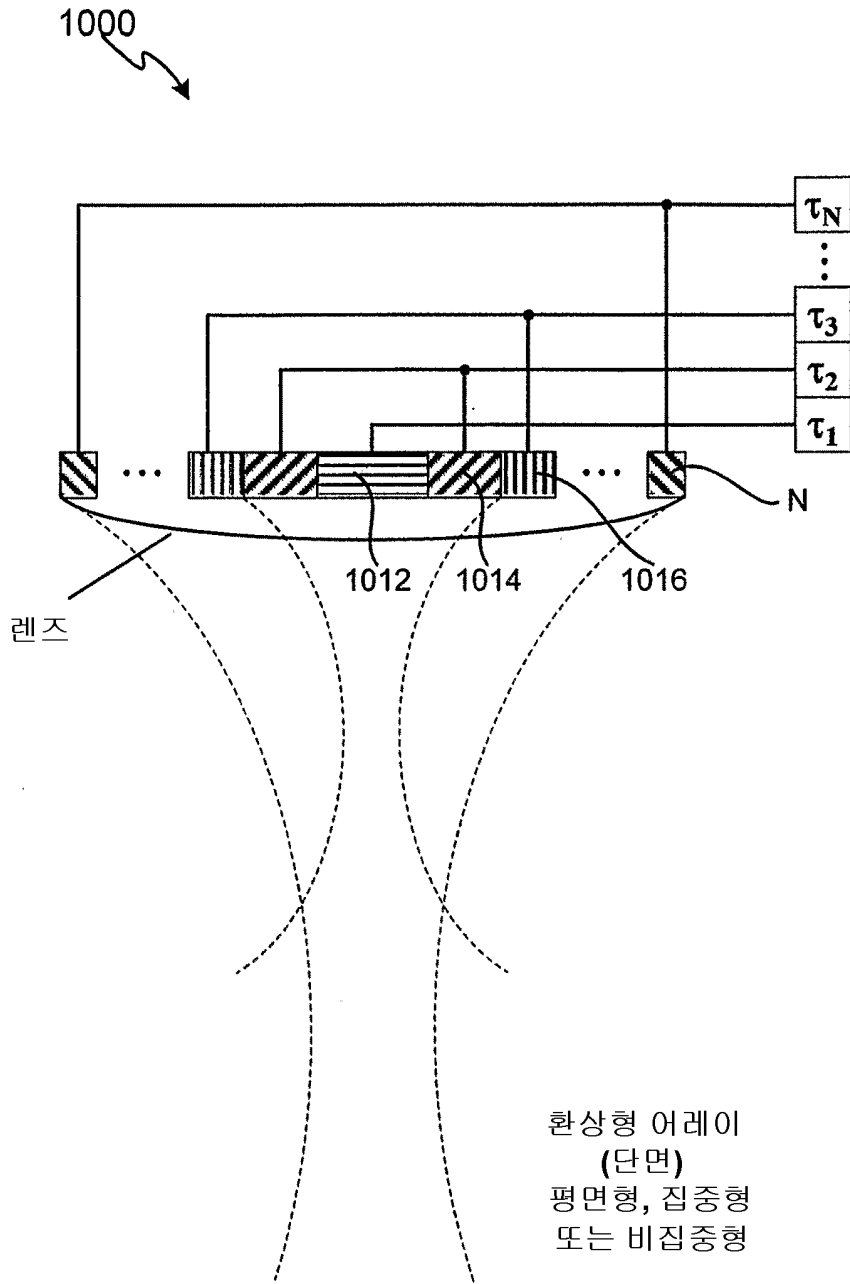
도면8b



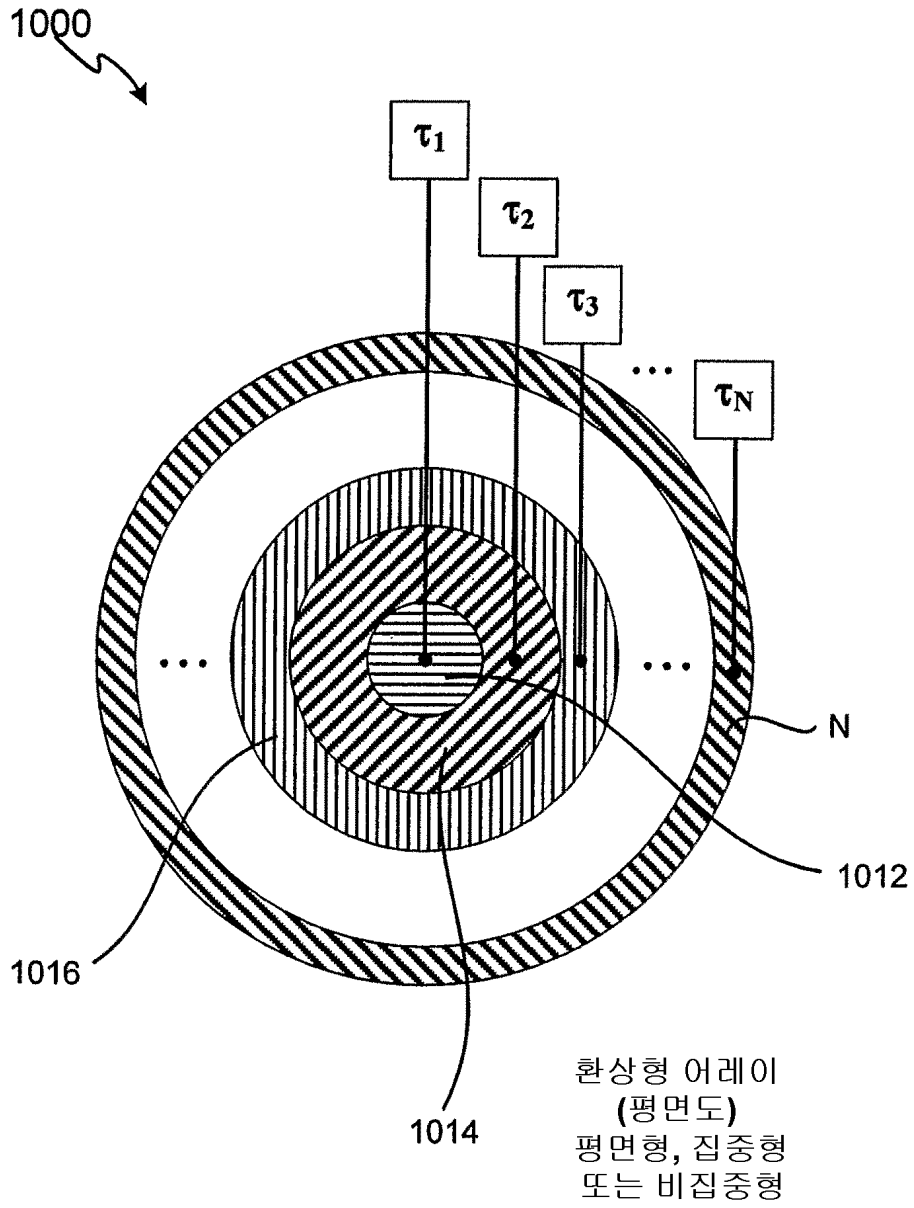
도면9



도면10a

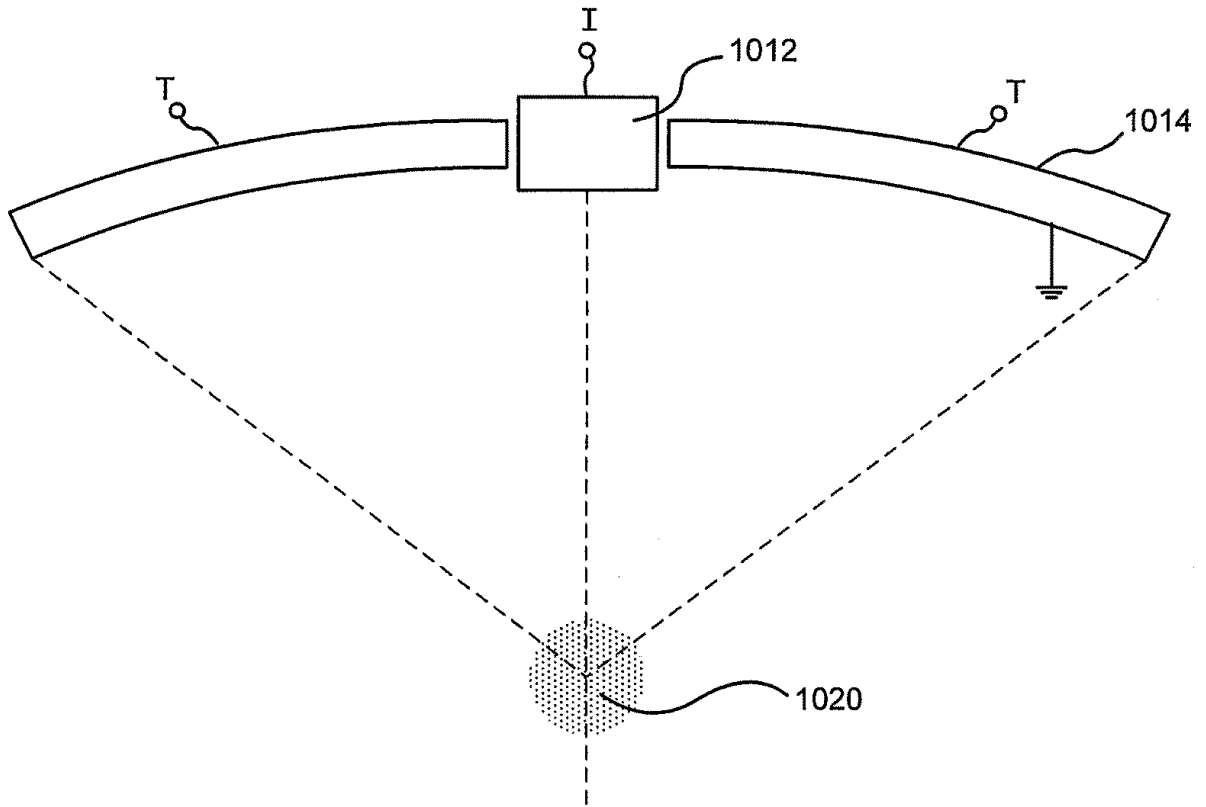


도면10b

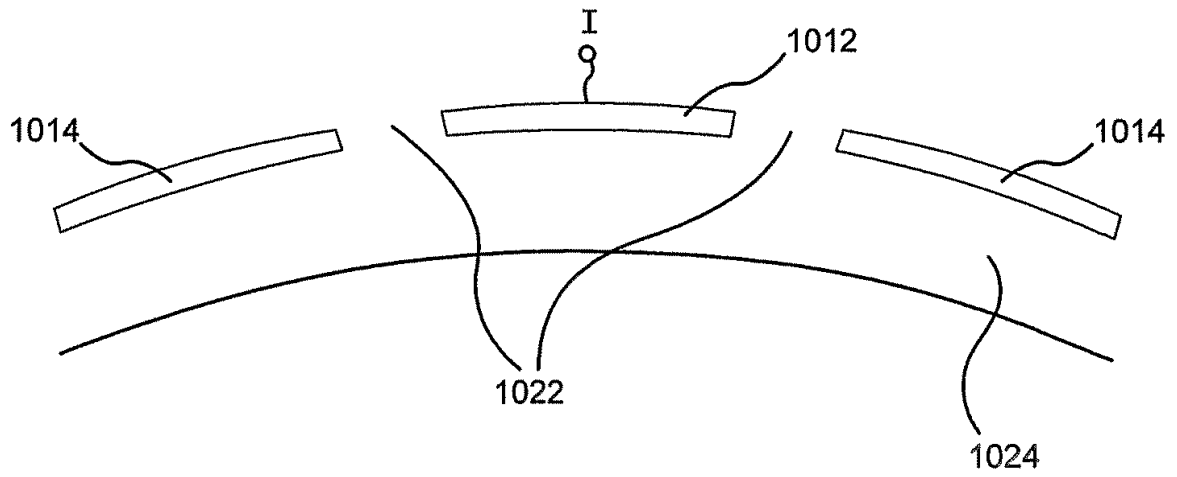




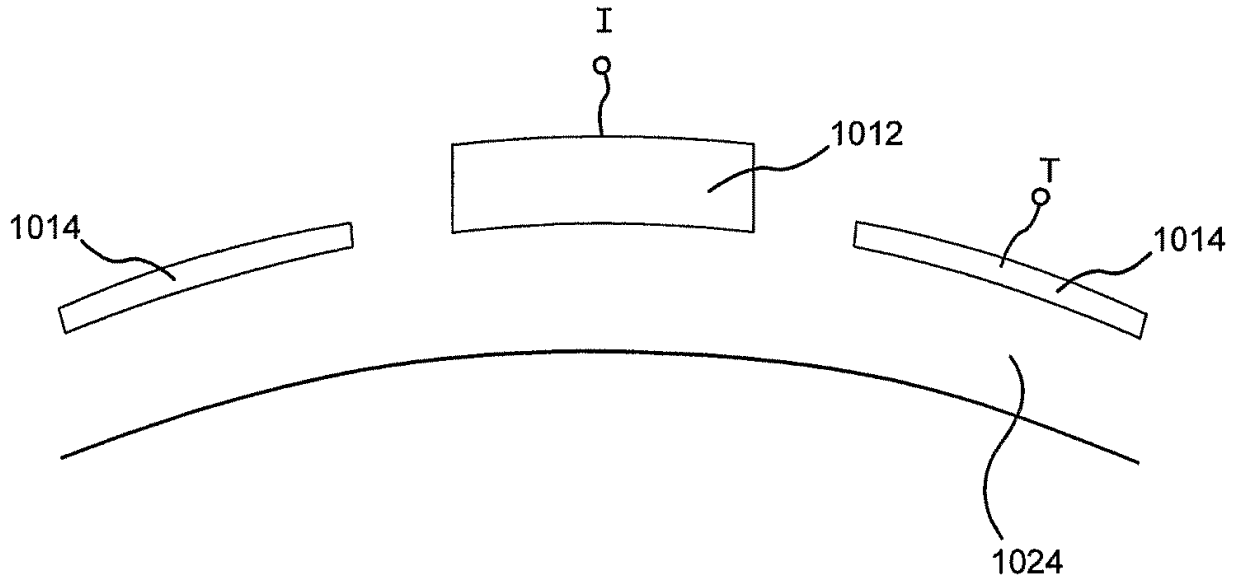
도면10c



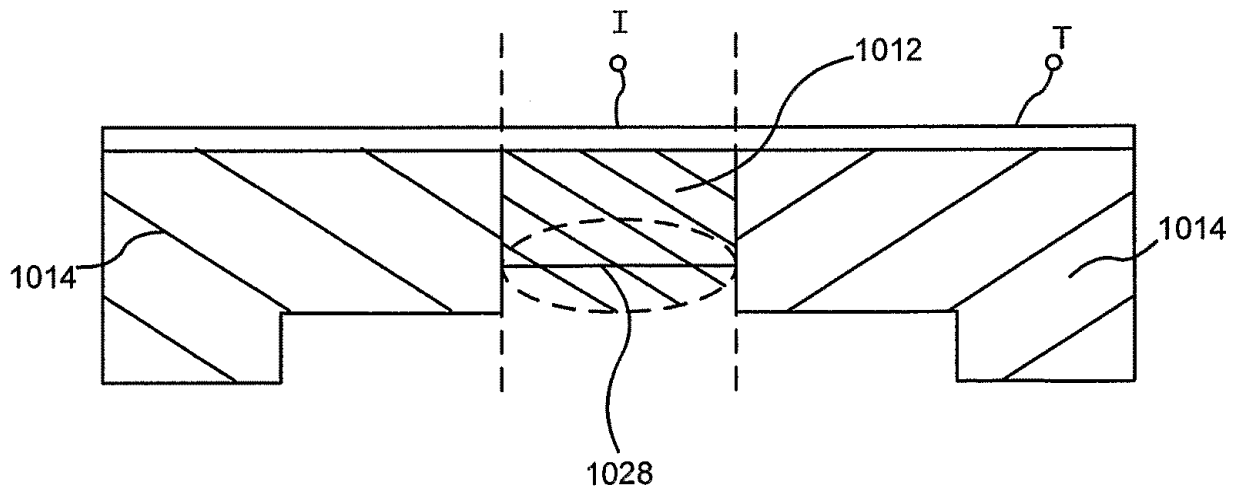
도면10d



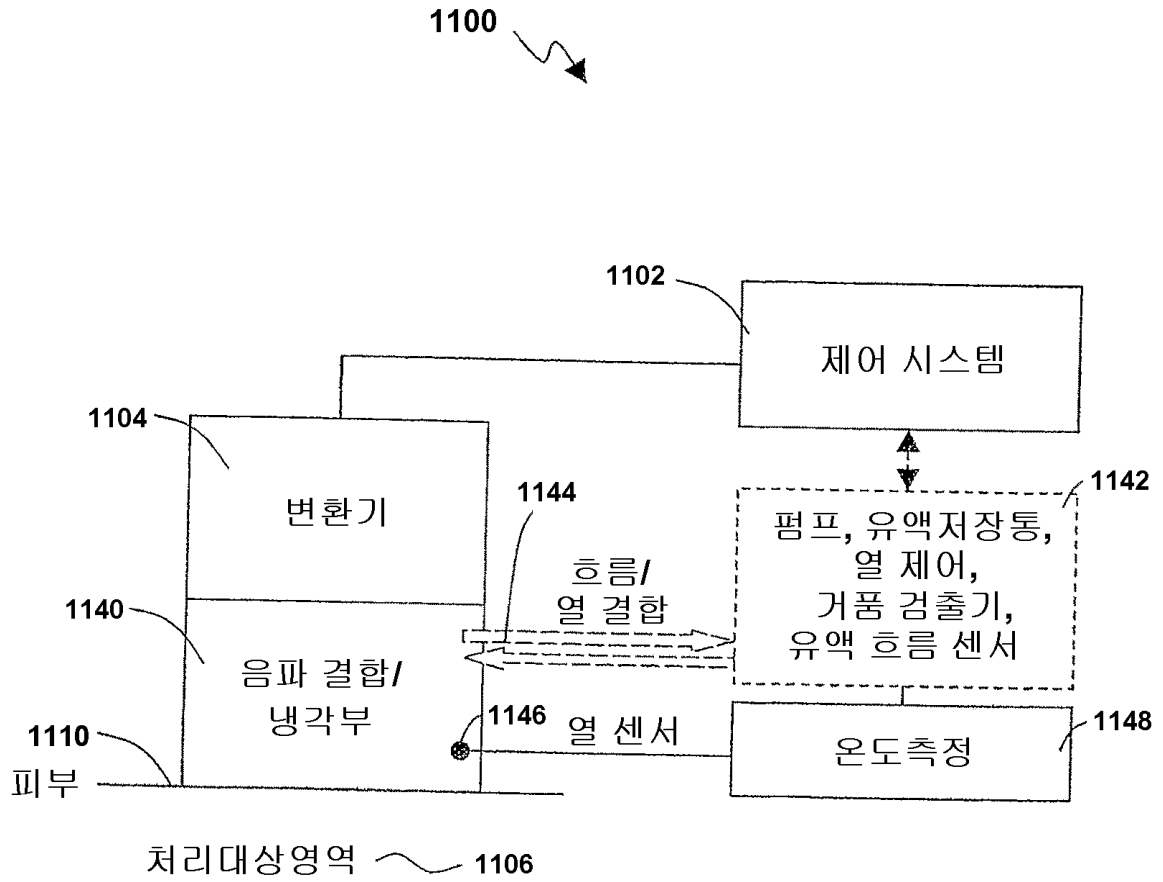
도면10e



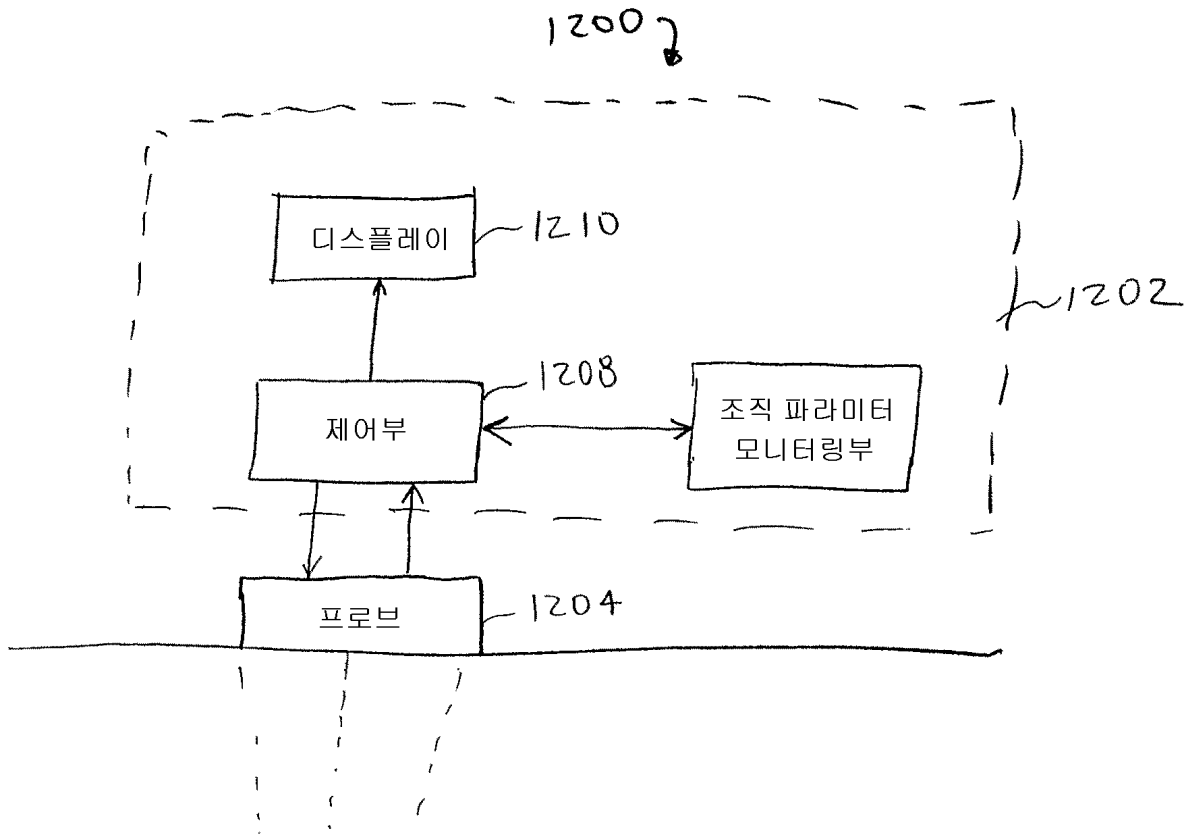
도면10f



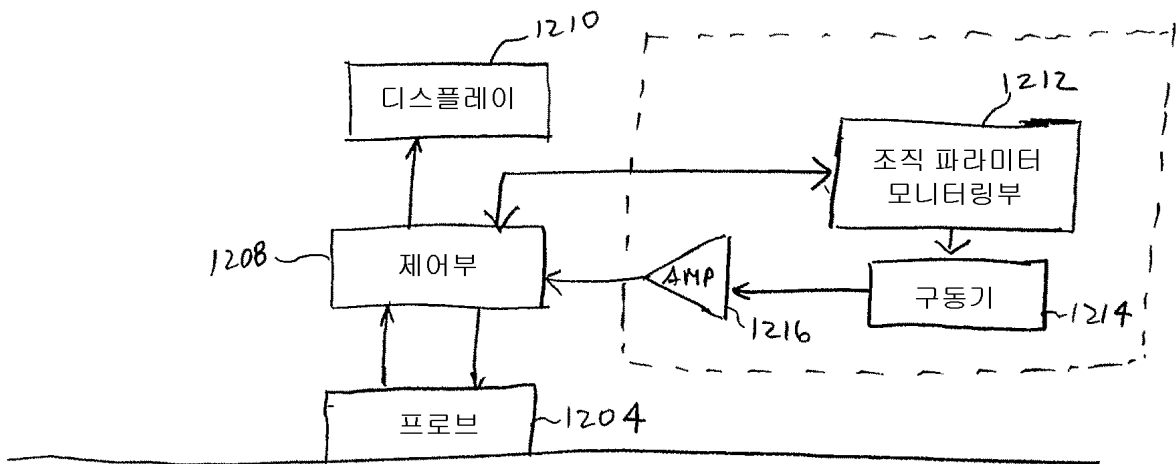
도면11



도면12a

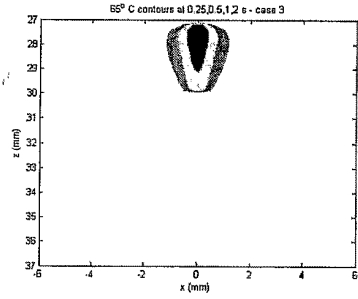


도면12b

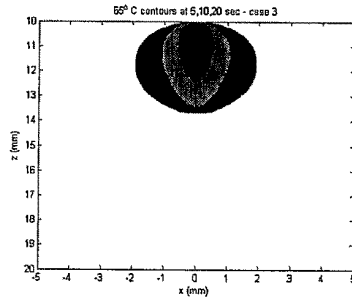


도면13

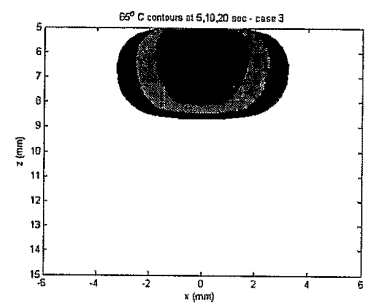
구형 초점  
조직 깊이 = 27 mm



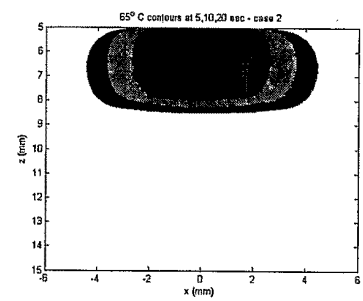
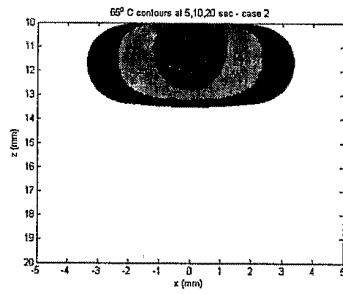
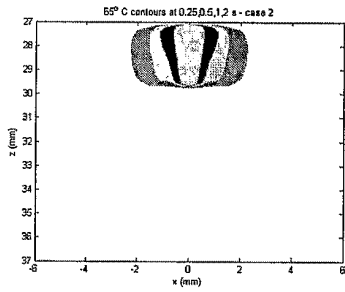
원통형 초점  
조직 깊이 = 10 mm



평면형(비초점)  
조직 깊이 = 5 mm

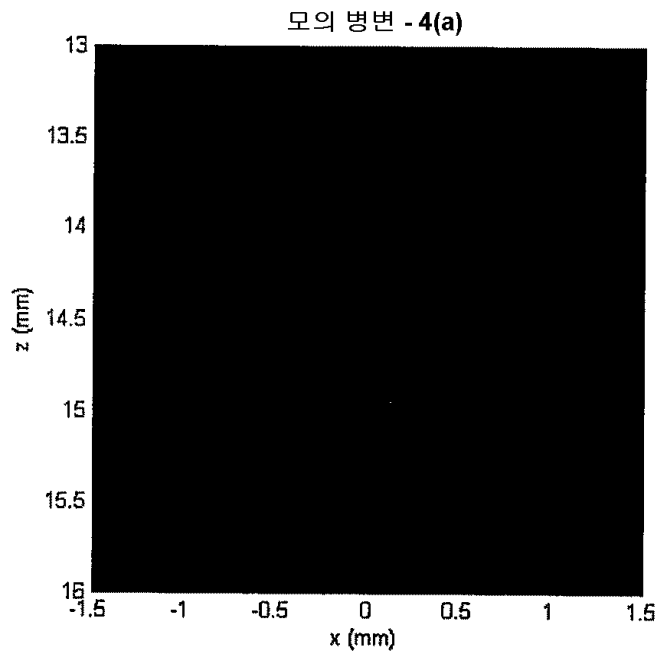
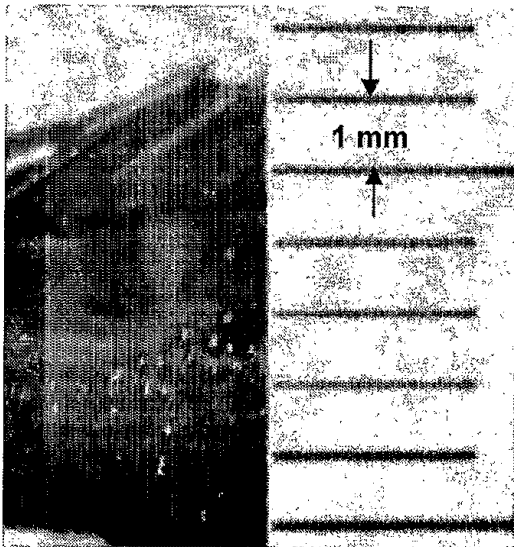
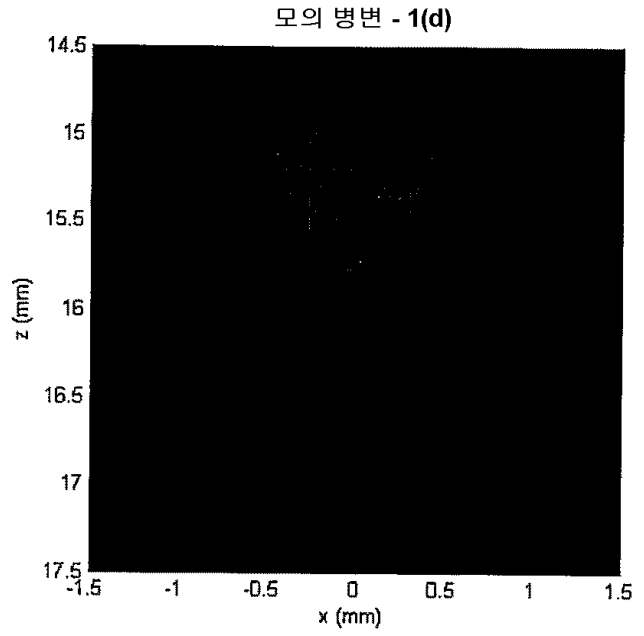
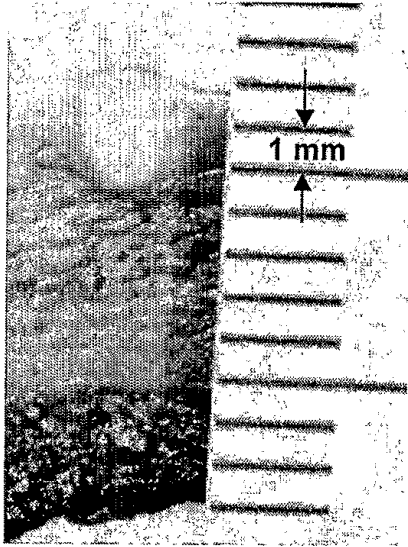


전력 레벨 =  $W_0$



시공간상의 열적 외형 성장

도면14



도면15

