



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년01월25일

(11) 등록번호 10-1822206

(24) 등록일자 2018년01월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01) *A61N 7/02* (2006.01)
G01N 29/24 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2012-7007205
- (22) 출원일자(국제) 2010년10월07일
 심사청구일자 2015년09월09일
- (85) 번역문제출일자 2012년03월20일
- (65) 공개번호 10-2012-0099211
- (43) 공개일자 2012년09월07일
- (86) 국제출원번호 PCT/IL2010/000814
- (87) 국제공개번호 WO 2011/048586
 국제공개일자 2011년04월28일
- (30) 우선권주장
 61/254,670 2009년10월24일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌
 US20080039746 A1*
 US20090048514 A1*
 JP2009523507 A*
- *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자
시네론 메디컬 리미티드
이스라엘 20692 요크넘 인더스트리얼 파크
- (72) 발명자
아다니 요세프 오리
이스라엘 미즈페 일란 미즈페 일란 31
칸토로비치 에드워드
이스라엘 레호보트 신 벤 지온 스트리트 30 에이
퍼티. 6
로젠버그 애브너
이스라엘 베티 샤림 하파르사 스트리트 1
- (74) 대리인
김명신, 김민철, 박지하, 박장규

전체 청구항 수 : 총 14 항

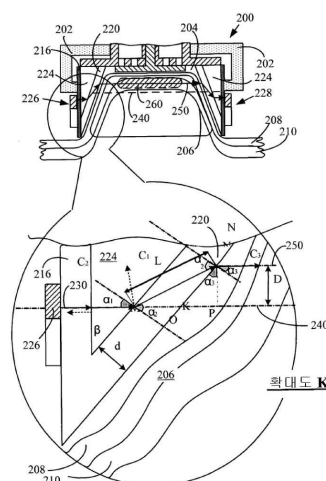
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 조직층을 실시간 모니터링하는 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명의 장치 및 방법은 치료되는 인체 조직의 조직 타입 성분과 각 조직 타입 또는 조직층에서 온도를 실시간으로 모니터링하기 위해 초음파 빔을 사용한다. 또한, 본 발명 방법 및 장치는 인체 미용 치료 세션의 초음파 기반 열적-제어를 제공한다.

대표도 - 도2



명세서

청구범위

청구항 1

인체 미용 성형 장치에 의해 치료되는, 피부, 피하 지방, 및 근육을 포함하는 하나 이상의 조직층을 실시간 모니터링하는 장치에 있어서,

상기 장치는 하우징을 포함하고, 상기 하우징은,

인체 조직층의 돌출부를 내부에 위치시키는 하나 이상의 진공 챔버;

치료되는 조직층 내에 초음파 빔을 미리 결정된 시퀀스로 방출하는 제 1 트랜스듀서;

상기 제 1 트랜스듀서에 대향하여 위치되고, 제 1 트랜스듀서와의 사이에 상기 돌출부를 끼우고, 및 상기 돌출부를 통해 실질적으로 직접 경로로 전파되어 상기 돌출부에 의해 방출된 상기 초음파 빔을 미리 결정된 시퀀스로 수신하는 제 2 트랜스듀서; 및

상기 수신된 초음파 빔으로부터 초음파 속도, 진폭, 주파수 및 감쇠를 포함하는 빔 신호 파라미터에 대한 정보를 획득하고, 상기 정보를 분석하여 치료 세션 이전과 세션 동안에 조직 성분, 조직층 타입, 및 각 조직 타입 또는 층에서의 온도 중 하나 이상을 판정하는 제어기;

를 포함하고,

상기 진공 챔버는 방출된 초음파 빔의 전파 경로의 중심선을 제 1 전파 경로에서, 제 1 전파 경로에 평행한 제 2 전파 경로로 이동(shift)시켜 필요한 조직 영역으로 전파시키는 웨지를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서는 각각 세라믹, 폴리머 및 합성물로 구성된 그룹으로부터 선택된 하나 이상의 압전 재료로 제조된 하나 이상의 압전 소자를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서의 압전 소자 각각은 상기 제 2 트랜스듀서의 하나 이상의 압전 소자와 쌍을 이루는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서의 압전 소자 각각은 상기 제 2 트랜스듀서의 대응하는 압전 소자와 쌍을 이루고, 각 쌍은 실질적으로 분리된 조직층을 사이에 끼우도록 배치되는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서 각각은 2차원 및 3차원 공간 구성으로 구성된 그룹에서 선택된 하나 이상의 미리 결정된 구성으로 위치된 압전 소자를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 트랜스듀서 각각의 둘 이상의 압전 소자는 서로 크기가 상이한, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서 각각은 상기 조직층 내에 초음파 빔을 방출하거나 상기 조직층으로부터 방출된 초음파 빔을 수신하는 한 쌍 이상의 트랜시버를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 8

삭제

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 하우징 및 챔버는 사이에 하나 이상의 공동(cavity)을 포함하고,

상기 공동은 초음파 감쇠, 반사 및 굴절을 최소화하는 음향지수(sound-index) 정합 재료를 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 장치는 상기 제 1 트랜스듀서를 펄스 형태로 여기시키는 하나 이상의 제너레이터(generator)를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 장치는 상기 제 2 트랜스듀서로부터 수신된 초음파 빔 신호를 증폭하는 하나 이상의 증폭기를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 12

인체 미용 성형 장치에 의해 치료되는 조직층을 실시간 모니터링하는 장치에 있어서,

상기 장치는 하우징을 포함하고, 상기 하우징은,

인체 조직층의 돌출부를 내부에 위치시키는 하나 이상의 진공 챔버;

가열 에너지원에 의해 공급되는 하나 이상의 가열 에너지 전달면;

상기 챔버 내부의 조직층 내에 초음파 빔을 방출하는 제 1 트랜스듀서;

상기 조직을 통해 실질적으로 직접 경로로 전파되어 상기 조직에 의해 방출된 상기 초음파 빔을 수신하고, 상기 제 1 트랜스듀서와 대향하여 위치되고 제 1 트랜스듀서와의 사이에 상기 돌출부를 끼우는 제 2 트랜스듀서; 및

상기 수신된 초음파 빔의 중심선으로부터 빔 신호 파라미터에 대한 정보를 획득하고, 치료 세션 이전과 치료 세션 동안에 조직 성분, 층 타입, 및 각 조직 타입 또는 층에서의 온도 중 하나 이상을 판정하기 위해 상기 정보를 분석하는 제어기;

를 포함하고,

상기 진공 챔버는 방출된 초음파 빔의 전파 경로의 중심선을 제 1 전파 경로에서, 제 1 전파 경로에 평행한 제 2 전파 경로로 이동(shift)시켜 필요한 조직 영역으로 전파시키는 웨지를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 가열 에너지는 광, RF, 초음파, 일렉트로리포레시스(electrolipo-phoresis), 이온 도입(iontophoresis) 및 마이크로파로 구성된 그룹 중 하나 이상의 형태인, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서는 상기 에너지 전달면에 실질적으로 수직하게 배치된 하나 이상의 압전 소자를 추가로 포함하는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

각각 하나 이상의 압전 소자와 상기 가열 에너지 전달면을 추가로 포함하는 상기 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서는 동일한 평면 위에 서로 인접하여 배치되는, 조직층의 실시간 모니터링 장치.

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

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 2009년 7월 15일자 미국 특허출원 제12/503,834호를 참조하고 그 내용은 참조에 의해 본 명세서에 병합된다.

[0002] 본 발명은 미용을 위한 인체 성형 장치의 분야에 관한 것이고 더욱 구체적으로는 인체 미용 성형 장치에 의해 치료되는 조직층의 실시간 모니터링을 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 인체 미용 성형 장치는 다수의 치료법을 사용하여 민감한 인체 조직에 치료를 실시한다. 상기 방법은 다양한 형태의 에너지를 조직에 인가하며, 그것들 중 하나는 온열요법으로서, 광, RF(radio frequency), 초음파, 일렉트로리포레시스(electrolipophoresis), 이온 도입(iontophoresis), 마이크로파 및 이것들을 조합한 형태로 조직 내에 가열 에너지를 인가하는 것을 포함한다.

[0004] 모든 온열요법은 조직 온도를 약 40-60℃까지 상승시키기 때문에, 조직 온도와 치료되는 조직층의 유형의 모니터링은 필수적이다. 종래 사용되는 방법은 열전대(thermocouples), 또는 에너지가 인가되는 전극 또는 트랜스듀서(transducer)에 병합된 서미스터(thermistors)와 같은 센서를 사용하여, 치료되는 인체 조직 온도를 특징적으로 모니터링을 수행한다. 다른 방법들은 초음파 에코(echo) 반사 및 편향에 기초하여 온도 변화를 판단하는 초음파 모니터를 사용한다.

[0005] 다수의 인체 미용 성형 방법들은 또한 진공 챔버를 사용한다. 진공 챔버의 흡입이 치료되는 조직을 챔버 내로 인입하고 치료 에너지가 조직에 인가된다. 통상, 인체 미용 성형 장치 애플리케이션은 치료되는 조직 세그먼트를 구성하는 조직층의 구성을 신중하게 모니터링하지 않고 상기 세그먼트에 결합(coupling)된다. 이것으로 인해 근육과 같은 치료 대상이 아닌 조직층이 진공 챔버 내로 인입되어 가열 에너지를 인가함으로써 그 조직에 돌이킬 수 없는 손상을 줄 수 있다.

[0006] 통상, 초음파 에코 이미지는 주로 치료되는 지방 조직층만의 양적 모니터링을 사용함으로써 치료 세션의 과정을 추적하기 위해 인체 미용 성형 세션 동안에도 사용될 수 있다.

[0007] 현재, 전술한 것과 같은 사용된 모니터링 방법은 개별 조직층 내 온도를 모니터링하지 않는다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명의 방법 및 장치는 치료되는 인체 조직의 조직 타입 구성과 각 인체 조직 타입 또는 층에서 온도를 실시간 모니터링하기 위해 초음파 빔을 채용한다. 또한, 본 발명 방법 및 장치는 인체의 미용 치료 세션의 초음파 기반 열적 제어를 또한 제공한다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서 애플리케이션은 하우징, 조직의 세그먼트에 초음파 빔을 방출하는 제 1 초음파 빔 트랜스듀서, 및 상기 방출된 빔을 수신하는 제 2 트랜스듀서를 포함한다. 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서는 각각 하나 이상의 압전소자를 포함한다. 추가로 또는 대신에, 제 1 트랜스듀서 및 제 2 트랜스듀서 각각은 초음파 빔을 방출 및/또는 수신한다.

[0010] 본 발명의 또 다른 실시예에 있어서 하우징은 또한 조직의 세그먼트를 챔버 내로 인입하기 위해 진공을 사용하는 진공 챔버를 포함할 수 있다. 본 발명의 또 다른 실시예에 있어서 챔버 벽은 방출된 초음파 빔의 전파 경로

를 제 1 전파 경로로부터 제 1 전파 경로에 평행한 제 2 전파 경로로 전환할 수 있다. 이것은 진공 챔버 내부의 조직 돌출부의 정점에서와 같은 물리적 제약으로 인해 이전에 모니터링이 실시되지 않은 멀리 떨어진 조직 영역 내 조직 구성과 온도를 모니터링하는 것을 가능하게 한다.

[0011] 본 발명의 또 하나의 실시예에 있어서 상기 트랜스듀서 소자는 1차원, 2차원 또는 3차원의 공간적 구성으로 정렬될 수 있다. 제 1 트랜스듀서는 초음파 빔을 치료되는 조직 돌출부를 통해 펄스 형태로 방출한다. 제 2 트랜스듀서로부터 수신된 초음파 빔으로부터 정보를 획득하기 위해 제어기가 채용되고 그것으로부터 통신된다. 이와 같은 정보는 전파 속도, 진폭 및 감쇠의 변화를 포함할 수 있다. 상기 제어기는 상기 정보를 분석하여 조직 구성(예컨대, 피부 및 지방, 피부 및 근육 등) 및 조직층 타입(예컨대, 피부, 지방, 근육 등) 및 치료 세션 이전 및 치료 세션 중에 각 조직 타입 또는 조직층에서의 온도를 판단한다.

[0012] 본 발명의 또 다른 실시예에 있어서 제어기는 수신된 초음파 빔 신호로부터 개별 조직층에서의 빔 전파 속도의 변화를 포함하는 정보를 획득하고 그 정보를 분석하여 조직층 타입(예컨대, 피부, 근육 또는 지방) 및 조직층 구성의 변화(예컨대, 치료되는 지방 조직층 내로의 근육의 침투 등)를 실시간으로 판정한다.

[0013] 본 발명의 또 하나의 실시예에 있어서 제어기는 치료 파라미터의 변화를 제너레이터(generator)에 통신한다. 제너레이터는 장치 제어기로부터 수신된 입력에 따라 제 1 트랜스듀서의 여기를 중지 또는 개시하거나, 대신에 여기 레벨을 변경할 수 있다.

[0014] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 애플리케이션은 광, RF, 초음파, 일렉트로리포포레스시스, 이온 도입 및 마이크로파로 구성된 그룹에서 적어도 하나의 형태를 갖는 하나 이상의 가열 에너지원을 사용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 본 발명의 방법 및 장치는 다음의 도면과 함께 이하의 상세한 설명으로부터 더욱 분명하게 이해될 수 있다.

도 1a 및 1b는 조직 치료 영역의 구성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 실시예를 도시하는 서로 직각인 단면도이다.

도 2는 조직 치료 영역의 구성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 또 다른 실시예를 도시하는 단면도이다.

도 3a 내지 3c는 조직 치료 영역의 구성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 또 다른 실시예에서 압전소자의 구성을 도시하는 간략화된 도면이다.

도 4a 및 4b는 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 제 1 및 제 2 트랜스듀서의 압전소자의 구성과 그것들의 제어를 위한 전자 시스템의 블록도이다.

도 5는 조직 치료 영역의 구성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해, 도 1a 내지 1b에서와 같은 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 또 다른 실시예의 전자 시스템의 구성에 대한 간략화된 블록도이다.

도 6은 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 수신된 초음파 빔 펄스의 신호를 도시하는 그래프이다.

도 7a 내지 7d는 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서 초음파 전파를 도시하는 간략화된 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] (용어 정의)

[0017] 본 명세서에서 사용된 용어 "트랜스듀서(transducer)" 및 "트랜시버(tran-sceiver)"는 초음파 빔을 방출 및/또는 수신하는 압전소자와 같은 에너지 변환 장치를 의미하고 상호 교환적으로 사용되며, 그것들의 기능(초음파 빔의 방출 또는 수신)은 장치 내 그것들의 미리 결정된 위치와 이하에서 상세히 설명되는 제어기에 대한 전기적 접속에 의해 정해진다.

[0018] 본 명세서에서 사용된 용어 "인체 조직(body tissue)"은 임의의 피상적인 인체 조직층, 주로 피부, 지방 및 근육의 인체 조직층들 중 하나 이상을 의미한다.

- [0019] 본 명세서에서 사용된 용어 "실린더(cylinder)"는 곧은 평행면과 원, 정사각형, 삼각형 등의 기하구조 형태의 그룹 중 선택된 단면을 갖는 3차원 형상을 의미한다.
- [0020] 이제, 조직 치료 영역의 구성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 실시예를 도시하는 서로 직각인 간략화된 단면도인 도 1a 및 1b를 참조한다.
- [0021] 애플리케이션(100)은 하나 이상의 진공 챔버(104)를 포함하는 하우징(102)을 포함하고, 상기 진공 챔버는 예컨대 2009년 7월 15일자 출원된 미국 특허출원 제12/503,834호에 개시된 타입일 수 있고 그 내용은 참조에 의해 본 명세서에 병합된다. 인체 조직층: 피부(108), 지방(110) 및 근육(112)을 포함하는 치료될 조직 돌출부(106)는 진공 챔버(104) 내에 위치된다.
- [0022] 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서, 하우징(102)은 폐쇄부(114)로 밀봉된 제 1 단부와 제 2 개방 단부를 구비하고 하나 이상의 벽부(116, 118, 136, 138(도 1b 참조))에 의해 구획되고 또한 진공 챔버(104)를 덮는다.
- [0023] 챔버(104)는 하우징(102)의 폐쇄부(114)와 하나 이상의 벽부(120, 122, 130, 132) 및 피부 조직층(108)의 표면에 의해 구획된다.
- [0024] 벽부(116, 120)와 벽부(122, 118)의 각 쌍은 그 사이에 공동(cavity)(124)을 구획한다. 공동(124)은 당해 기술분야에서 주지된 초음파 정합 재료, 예컨대 물, 젤, 오일 또는 폴리우레탄으로 채워진다.
- [0025] 벽부(116, 118, 136, 138)와 벽부(120, 122, 130, 132)는 미국 소재 회사인 제너럴 일렉트릭 어드밴스트 머티리얼즈(General Electric Advanced Materials) (<http://www.geadvancedmaterials.com>)에 의해 제조된 Ultem® 1000으로 알려진 폴리에테르이미드(polyetherimide)와 같은 폴리머 수지로 만들어진다. 각각 하나 이상의 압전 소자(134)를 포함하는 제 1 초음파 트랜스듀서(126) 및 제 2 초음파 트랜스듀서(128)가 벽부(116, 118)의 외부면 위에 각각 배치된다. 제 1 초음파 트랜스듀서(126)는 치료 세션 이전에, 세션 도중에, 또는 세션 이후에 조직 돌출부(106) 내에 초음파 빔을 방출한다. 제 2 초음파 트랜스듀서(128)는 트랜스듀서(126)에 의해 방출되어 조직 돌출부(106)를 통과하여 실질적인 직접 경로로 전파되고 조직 돌출부에 의해 방출된 초음파 빔을 수신한다(도면은 개략도이므로 상이한 경계에서 초음파 빔 굴절을 도시하지 않는다). 초음파 트랜스듀서(128)는 트랜스듀서(126)와 마주하여 미리 결정된 거리에 거의 평행하게 위치하며 따라서 트랜스듀서(126, 128)는 돌출부(106) 조직층(108, 110, 112)을 사이에 끼운다.
- [0026] 제 1 트랜스듀서(126)에 의해 방출된 초음파 빔은 화살표(150)로 표시된 경로를 따라, 벽부(116), 공동(124), 진공 챔버 벽부(120)를 통과하고, 조직 돌출부(106)를 통과하고, 계속해서 진공 챔버 벽부(122), 공동(124) 및 벽부(118)를 통과하여 대략 직접 방식으로 제 2 트랜스듀서(128)에 의해 수신된다. 대안으로, 본 발명 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서, 벽부(116, 120) 및 벽부(122, 118) 쌍은 제 1 전파 경로에서 이것에 평행한 제 2 전파 경로(나중에 설명됨)로 초음파 빔의 경로를 이동할 수 있다.
- [0027] 트랜스듀서(126, 128)의 압전소자(134)는 세라믹, 중합체 및 조성물로 구성된 그룹에서 선택된 하나 이상의 재료로 제작될 수 있고 2차원 구성과 3차원 구성으로 구성된 그룹에서 선택된 하나 이상으로 미리 결정된 구성으로 배치될 수 있다. 예를 들면, 도 1a 및 1b에서 압전소자(134)는 2차원 호상 구성(arc configuration)을 형성하는 단일 평면 위에 배치된다. 또한 도 3a 및 3b에서 압전소자(334)는 2차원 병렬 구성을 형성하는 단일 평면 위에 배치된다.
- [0028] 신호로부터 추출되는 정보의 양은 펄스 형태에 좌우된다. 음파의 소스 및 그 크기는 그러한 펄스를 발생시킬 수 있도록 선택되어야 한다. 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서 압전소자(34)는 압전 특성을 갖는 재료 특히 폴리불화비닐리덴(PVDF: polyvinylidene Fluoride)으로 만들어진다. 또 다른 실시예는 세라믹과 중합체의 조성물인 압전조성 재료를 사용할 수 있다. PVDF의 선택은 짧은 펄스 신호 상승 시간을 갖는 초음파 펄스와 넓은 스펙트럼의 파장의 생성을 가능하게 한다. 이것에 의해 조직층 내에서 빔 전파의 거동(예컨대, 음속, 진폭, 주파수 및/또는 감쇠)에 대한 정보의 대부분의 양을 수신하는 것이 가능하다. 수신된 정보는 빔이 전송된 조직의 타입과 조직의 온도를 확인하기 위해 추가로 분석된다. 펄스 상승 시간은 200ns 미만이고, 바람직하게는 100ns 미만이며, 더욱 바람직하게는 50ns 미만이다. 수신된 중심선(음향축) 주파수 스펙트럼은 500kHz와 10MHz 사이, 바람직하게는 1.5MHz와 4MHz 사이, 더욱 바람직하게는 2.5 MHz와 3.5MHz 사이이다.
- [0029] PVDF 요소의 두께 - 상업적으로 가용한 두께는 8 ~ 220 μ m임 - 는 초음파 빔의 대역폭에 영향을 미친다. 통상,

압전 소자의 두께(D)는 최대 주파수(f)에서 파장(λ)의 절반 미만으로 설정되므로, $D < 1/2\lambda$ ($f_{\max}$ 에서)이다.

- [0030] 또한, 더 작은 두께는 더 낮은 전압 값에서 음향 에너지의 생성을 지지하는 압전소자의 더 큰 커패시턴스를 허용한다. 예를 들면, $8\mu\text{m}$ 의 PVDF 두께는 최대 25MHz의 대역폭을 제공할 수 있다. 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에서 전형적인 대역폭은 약 15MHz이고, 바람직하게는 10MHz이며, 더욱 바람직하게는 3MHz이다. 그러한 대역폭 값을 제공하기 위한 PVDF 요소 두께는 바람직하게는 $500\mu\text{m}$ 미만이고 더욱 바람직하게는 $250\mu\text{m}$ 이며, $100\mu\text{m}$ 미만이거나 더욱 바람직하게는 $50\mu\text{m}$ 미만이다.
- [0031] 압전 재료의 물리적-전기적 성질로 인해, 트랜스듀서(126, 128)는 각각 트랜시버로서도 기능하여, 제너레이터로부터 수신된 전압에 의해 여기될 때 초음파 빔을 방출하거나 수신된 초음파 빔을 제어기에 전달되는 전기 신호로 변환하는 것으로 인식될 것이다. 트랜스듀서(126, 128)의 기능은 장치(100)의 전기회로 구성에 종속하거나 트랜스듀서(126)와 트랜스듀서(128) 사이에 송수신되는 초음파 빔의 방향성을 제어하는 제어기(도시되지 않음)에 의해 결정된다. 추가로 및 대안으로, 트랜스듀서(126, 128)는 초음파 빔을 방출하는 적어도 하나의 요소(134)와 초음파 빔을 수신하는 적어도 하나의 요소(134)를 각각 포함하는 것에 의해 트랜시버로서 기능할 수 있다.
- [0032] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 제어기는 또한 음속, 진폭, 주파수 및 감쇠의 변화에 대한 정보를 트랜스듀서(128)로부터 획득하고 치료 세션 이전 및 세션 동안에 각 조직층에서 조직 조성(예컨대, 피부 및 지방, 지방 및 근육 등)과 온도를 판단하기 위해 상기 정보를 분석한다. 제어기는 그 다음 조직층 유형 또는 조직층 내 온도를 미리 결정된 치료 프로토콜과 비교하여 인체 조직에 적용될 임박한 치료 및/또는 인체 조직층 온도의 변화의 중요도(criticality)와 상기 확인된 조직층 타입의 적합성을 판정하고, 결과로서 상기 변화 및 중요도에 기초하여 하나 이상의 조치를 취한다. 그러한 조치는 예컨대 다음 중 하나 이상일 것이다: 즉, 상기 변화 및 중요도에 대한 정보를 데이터베이스에 기록하는 일, 상기 정보를 디스플레이에 표시하는 일, 상기 변화 및 중요도를 원격지 사용자에게 통신하는 일, 상기 정보를 인쇄하는 일, 상기 변화에 대해 그 중요도를 기초로 사용자에게 경보를 울리는 일, 및 상기 중요도에 기초하여 치료 과정을 변경하는 일.
- [0033] 제어기는 또한 트랜스듀서(126, 128) 내 각 요소(134)를 개별적으로 제어하고 초음파 빔 펄스 전달의 시퀀스를 결정한다.
- [0034] 도 1b에 도시된 본 발명의 장치 및 방법의 일 실시예에서, 진공 챔버(104)의 벽부(130, 132)는 또한 그 내면에 배치된 가열 에너지 전달면(140)을 포함한다. 가열 에너지 전달면(140)은 광, RF, 초음파, 일렉트로리포로제시스, 이온 도입 및 마이크로파로 구성된 그룹에서 선택된 하나 이상의 형태의 가열 에너지를 인가한다. 트랜스듀서(126, 128)는 또한 예컨대 에너지 전달면(140)에 실질적으로 수직하게 또는 동일한 평면 위에 에너지 전달면(140)에 인접하게 하는 등 가열 표면(140)에 대해 복수의 미리 결정된 구성으로 배치될 수 있다.
- [0035] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예는 예컨대 미국 특허출원공개 제2006/0036300호에 기재된 것과 같은 열전도 액체 매질을 채용함으로써 조직층의 표면을 외부적으로 냉각시키면서 동시에 피부 조직층(108)에 RF 에너지를 인가하는 방법을 채용할 수 있다.
- [0036] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 트랜스듀서(126, 128)의 요소들이 정렬되는 평면은 서로에 대해 실질적으로 평행하고 피부 조직층(108)이 이완된 상태에서 그 표면에 대해 대략 수직이지만(예컨대, 챔버(104) 외부에서), 벽부(120, 122, 130, 132)의 면은 미용 치료를 받는 피시술자에 대해 쾌적함을 향상시키기 위해 기울여진다. 이 기울기 각도는 피시술자의 피부 특성에 좌우될 것이다. 단단하고 팽팽한 피부는 더 작은 기울기의 챔버 벽부에 더욱 쉽게 적응하는 더 느슨하고 탄력적인 피부보다 기울기가 더 크고 및/또는 더 얇은 챔버 깊이를 요구할 것이다. 벽부의 공간적 배향 사이의 차이에 의해 형성된 공동(124)은 트랜스듀서(126, 128)의 표면과 챔버 벽부(120, 122)의 내면으로 유입된 조직 돌출부(106)와 챔버 벽부의 표면 사이의 거리를 조정한다(gap). 공동(124)의 존재는, 음향 손실을 최소화하고 원하는 음향 전파 방향 및 속도를 유지하고 나중에 상세히 설명되는 트랜스듀서 효율을 개선하기 위해, 그 내부에 트랜스듀서(126, 128)와 벽부(120, 122) 사이에 각각 지수-정합(index-matching) 매체를 제공하는 것을 요한다.
- [0037] 이제, 조직 돌출부(206)의 팁에 위치한 조직 영역(260)과 같은 원격 조직 치료 영역을 모니터링하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션(200)의 진공 챔버(204) 내에 채용된 본 발명 방법 및 장치의 또 다른 실시예를 도시하는 간략화된 단면도인 도 2를 참조한다.
- [0038] 도 2는 하우징(202), 제 1 트랜스듀서(226) 및 제 2 트랜스듀서(228)를 포함하는 애플리케이션(200)를 도시한다. 대안으로, 상기 치료 영역은, 예컨대 이완된 상태에서 피부 조직(208)의 표면(도시되지 않음)의 약

0.5 ~ 1cm 깊이에 위치할 수 있다.

[0039] 수신된 가장 정확한 정보는 이후에 상세히 설명되는 초음파 빔 중심선으로부터 얻어진다. 그와 같은 구성에서, 방출된 초음파 빔의 중심선은 굴절되어 원하는 조직 영역을 통해 전파된다(돌출부(206)의 정상에서 또는 피부층(208)의 깊은 곳에서).

[0040] 트랜스듀서(226)에 의해 방출된 초음파 빔의 경로는 굴절에 의해 제 1 전파 경로(240)로부터 이것에 평행한 제 2 전파 경로(250)로 이동하고, 제 2 전파 경로(250)로부터 제 1 전파 경로(240)로 트랜스듀서(228)에 의해 수신되는 초음파 빔의 경로를 다시 이동시킴으로써 돌출부(206)의 팁에서 치료 영역(260)의 조직층(210) 타입 및/또는 온도를 정확히 모니터링하는 것이 가능하고 또한 모니터링되는 피부 조직층 및/또는 세그먼트를 선택함에 있어서 더 큰 유연성을 허용한다. 이것은 또한 트랜스듀서(226)에서 트랜스듀서(228)로 거의 직접적인 초음파 빔 전파를 보장하며, 이것은 나중에 상세히 설명된다.

[0041] 확대도 K는 도 2의 일부의 확대도로서 제 1 전파 경로(240)에서 이것에 평행한 제 2 전파 경로(250)로 방출된 빔(230)의 이동을 도시한다. 확대도 K에서, C1은 공동(224) 내 음파 속도를 나타내고, C2는 벽부(216, 220)가 동일한 재료(예컨대, Ultem®1000)로 만들어진다고 가정할 때 벽부(216, 220) 내 음파 속도를 나타내고, C3는 조직 돌출부(206) 내부에서 음파 속도를 나타낸다. 대안으로, 벽부(216, 220)는 또한 복수의 미리 결정된 속도에서 음향 전파를 가능하게 하는 다른 재료로 만들어질 수 있다. 공동(224)은 당해 기술분야에서 잘 알려진 초음파 음향 지수-정합 재료로 채워질 수 있으며 이것은 나중에 상세히 설명된다.

[0042] 음향 임피던스와 같은 공동(224) 내 지수-정합 재료의 음향 특성은 그것을 통과하는 빔의 거동에 영향을 주어 음파 속도 및 굴절각과 같은 파라미터를 변경한다. 그러므로, 임피던스와 같은 상기 정합 재료 특성은 초음파의 감쇠(즉, 정보의 손실 또는 왜곡)와 굴절을 최소화시키기 위해 모니터링되는 조직의 특성과 유사할 필요가 있다. 그와 같은 굴절은 예컨대 하우스링 벽부(230)와 공동(224) 사이, 및/또는 공동(224)과 챔버 벽부(220) 및/또는 챔버 벽부(220)와 조직 돌출부(206)의 표면 사이의 경계를 지날 때 일어날 수 있다. 예를 들면, 인체 조직의 임피던스는 대략 1.5 MRayl(Rayleigh)이다. 피마자유와 같은 재료와 물은 대략 1.4 ~ 1.5 MRayl의 음향 임피던스를 갖는다. 이것은 초음파 빔이 최소의 음향 감쇠, 반사 및 굴절을 가지고 조직층에 평행하게 전파하는 것을 가능하게 한다. 그와 같은 재료는 또한 플라스틱이나 폴리우레탄과 같은 웨지(wedge) 타입 삽입물을 포함한다. 역시 인체와 유사한 음향 임피던스를 갖는 폴리우레탄과 같은 폴리머 재료는 상기 스펙트럼의 상부에서 높은 감쇠를 초래하는 경향이 있다. 플라스틱의 얇은 벽부로 만들어지고 물로 채워진 웨지는 전술한 대상 스펙트럼에 대해 가장 낮은 감쇠를 보인다. 상기 정합 웨지와 그 충전물의 온도 역시 열전대를 사용하여 모니터링되고 제어되며 그 온도 값은 음파 전파 파라미터 분석에 포함된다. 추가로 및 대안으로, 정합 재료의 온도는 가열 또는 냉각에 의해 제어될 수 있다.

[0043] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서, 원래의 초음파 빔 전파 경로(240)와 원하는 전파 경로(250) 사이의 이동거리인 D의 값은 다음 식을 사용하여 결정될 수 있다.

[0044] $C1=C3(\alpha_1=\alpha_3)$ 라고 가정하면:

[0045] (1)
$$L = \frac{d}{\cos \alpha_2}$$

[0046] (2)
$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2}$$

[0047] 식(1)과 식(2)로부터:

[0048]
$$L = \frac{d}{\sqrt{1 - \frac{C_2^2}{C_1^2} \sin^2 \alpha_1}}$$

[0049] $OK = d \cdot \tan \alpha_1$ 이고 $ON = \sqrt{L^2 - d^2}$ 이므로:

[0050] $KN = ON - OK = \sqrt{L^2 - d^2} - d \cdot \tan \alpha_1$

[0051] 상기 식으로부터 D를 추정(extrapolation)하면:

$$D = NP = KN \cdot \cos \alpha_3 = KN \cdot \cos \alpha_1$$

[0053] 또는

$$D = \left(\sqrt{\frac{d^2}{1 - \frac{C_2^2}{C_1^2} \sin^2 \alpha_1}} - d^2 - d \cdot \tan \alpha_1 \right) \cdot \sqrt{1 - \sin^2 \alpha_1}$$

[0054]

[0055] 거리(D)는 특히 진공 챔버 벽부(220)의 조성 및 벽부를 구성하는 재료의 굴절률, 하우징 벽부(216)와 챔버 벽부(220) 사이의 각도(β)의 파생 각도(α_2) 및 벽부(220)의 두께, 공동(224) 내 정합 재료 및 그 온도와 같은 몇 가지 인자에 종속한다는 것을 상기 식들로부터 알 수 있다. 이 인자들은 미리 결정될 수 있고 일부는 적용되는 치료 세션의 유형에 따라서 모니터링되는 원하는 영역에 맞게 조정될 수 있다.

[0056] 이제, 치료되는 조직층 및/또는 조직층의 온도를 확인하기 위해 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버에 채용된 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 압전소자의 구성을 서로 직각으로 도시하는 간략화된 도면인 도 3a 및 3b를 참조한다.

[0057] 본 실시예에 있어서, 제 1 트랜스듀서(326) 및 제 2 트랜스듀서(328)의 압전소자(334, 344) 각각은 한 평면 위에 2차원으로 배치된 3개의 병렬 소자들의 어레이로 정렬되어 있다. 이 구성에서, 소자들 사이에는 서로 평행할 뿐만 아니라 대응하는 쌍들(334a-344a, 334b-344b, 334c-344c)의 각각이 하나의 불연속 조직층에 의해 점유되는 조직의 대부분인 조직 세그먼트가 끼어 있다. 예를 들면, 도 3a에서, 소자(334a, 344a)의 쌍은 조직층(308)만으로 구성되는 불연속 조직 세그먼트를 그 사이에 끼우고 있다. 소자(334b, 344b)의 사이에 존재하는 조직 세그먼트는 조직층(310)이 주이고 조직층(308)의 일부를 포함한다. 소자(334a, 344c)의 사이에 존재하는 조직 세그먼트는 조직층(312)이 주이고 조직층(308, 310)의 일부를 포함한다.

[0058] 소자들(334, 344)의 각각은 미리 결정된 깊이에 위치하고 전술한 바와 같이 조직 타입, 웨지 정합 재료 등에 따라 적절한 치수를 갖도록 구성된다. 이것에 의해 트랜스듀서(326)의 소자(334)에 의해 방출된 각 빔으로부터의 정보가 대응하는 트랜스듀서(328)의 소자(344)에 의해 개별적으로 수신되는 것이 가능하다. 이것은 화살표(348, 350, 352)에 의해 각각 표시된 것과 같이 일반적으로 각 층(308, 310, 312)에서 정확한 치료 조직 타입 식별과 가열 온도 측정을 가능하게 한다.

[0059] 이제, 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 3개 소자를 갖는 트랜시버와 그 커넥터의 간략화된 도면인 도 3c에서, 3개의 압전소자(334)의 각각은 상기 장치의 전기회로 구성에 따라 또는 제어기(도시되지 않음)에 의해 결정된 대로 초음파 빔을 방출하거나 수신한다.

[0060] 이제, 본 발명의 장치 및 방법의 또 다른 실시예에 있어서 제 1 트랜스듀서(426)와 제 2 트랜스듀서(428)의 압전소자(430a-430e)의 구성의 실시예와 압전소자들의 제어를 위한 전자 시스템을 블록 다이어그램으로 간략하게 도시하는 도 4a 및 4b를 참조한다.

[0061] 도 4a는 트랜스듀서(426)를 도시하고, 그 압전소자(430a-430e)는 도 b에서와 같은 호상 구성과 도 3b에서와 같은 병렬 구성을 결합하는 구성으로 정렬된다.

[0062] 제너레이터(402)는 제어기(404)로부터 수신한 입력에 따라 파워를 발생시킨다. 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 의하면, 제어기(404)는, 수신한 초음파 빔으로부터 획득한, 전파(propagation) 속도, 진폭, 및 감쇠의 변화에 대한 정보와 정보의 분석에 의해 그리고 전술한 제공된 치료 프로토콜을 가지고, 펄서(pulser)(406, 408)를 통해 또는 대안으로 스위치(도시되지 않음)를 통해 압전소자(430a-430e)의 여기(excitation)를 동기화한다.

[0063] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서, 전술한 소자 구성은 조직층 온도 변화와 조직층 타입과 같은 여러 개의 상이한 파라미터를 동시에 결정하는데 사용될 수 있다. 이 경우에, 예를 들면, 소자(430a-430c)는 도 3에서 도시된 것과 같은 조직 타입을 결정하기 위해 채용될 수 있고, 소자(430d, 430e)는 치료된 조직층 온도를 측정하기 위해 채용될 수 있다.

[0064] 도 4b는 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 제 2 트랜스듀서(428)의 소자(432a-432e)의 구성의

한 예와 소자의 제어를 위한 전자 시스템의 블록 다이어그램을 간략히 도시하고 있다. 도 4b는 트랜스듀서(426) 내 소자(430a-430e)의 구성(도 4a)과 닮은 구성으로 정렬된 소자(432a-432e)를 도시한다. 소자(432a-432e) 각각은 대응하는 제 1 트랜스듀서(430a-430e)로부터 방출된 초음파 빔을 수신하며 이것들은 그 다음 대응하는 전치증폭기(402a-402e)에 의해 증폭된 신호로 변환되고 전술한 바와 같이 분석을 위해 제어기(401)로 개별적으로 전달된다.

[0065] 이제, 치료되는 조직층 및/또는 조직층의 온도의 확인을 위해 도 3a 및 3b에서와 같은 인체 미용 치료용 애플리케이션의 진공 챔버(504)에서 채용된 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예의 전자 시스템의 구성의 간략화된 블록 다이어그램을 도시하는 도 5를 참조한다.

[0066] 전술한 하나 이상의 구성으로 정렬된, 제 1 트랜스듀서(526)의 압전소자(도시되지 않음)는 화살표(550)로 표시된 것과 같이 진공 챔버(504)에서 치료되는 조직 돌출부(506)를 통해 초음파 빔을 방출한다. 제 2 트랜스듀서(528)에 의해 수신된 상기 방출된 초음파 빔은 전치증폭기(508)에 의해 증폭된 신호로 변환된다.

[0067] 증폭된 전기 펄스는 제어기(510)에 전달되고, 제어기는 음속, 진폭 및 감쇠의 변화에 대한 정보를 수신된 초음파 빔 신호로부터 획득하고, 상기 정보를 분석하여 조직층 타입 및/또는 조직층 온도와 같은 치료 효과와 같은 적어도 하나의 조직 특성을 판정하고 적절한 조치를 취한다.

[0068] 그와 같은 조치들은 다음 중 하나 이상을 포함할 것이다: 즉, 상기 변화 및 중요도(criticality)에 대한 정보를 데이터베이스(512)에 기록하는 일, 상기 정보를 컴퓨터 모니터 또는 장치 디스플레이와 같은 디스플레이(514)상에 표시하는 일, 상기 정보를 인쇄물(516)로 인쇄하는 일, 상기 변화 및 중요도를 원격지 사용자(518)에게 통지하거나 경보를 울리는 것과 같이 경보(520)를 사용하여 사용자에게 경고하는 일, 경고등 또는 임의의 다른 유형의 경보를 작동시키는 일, 및 예컨대 치료 열 에너지 인가 레벨을 증가 또는 감소시키거나, 치료 열 에너지 인가의 기간을 변경하거나, 치료 세션을 완전히 중지함으로써 전술한 바와 같이 중요도에 기초하여 치료 과정을 변경하는 일이다. 제어기(510)는 결정된 중요도 분류의 결과 얻어진, 치료 파라미터에서의 원하는 변화를 전력 제너레이터(522)에 전달하며, 제너레이터는 그에 따라서 제 1 트랜스듀서(526)의 소자들의 여기를 개시하거나, 레벨을 변경하거나 또는 중지한다.

[0069] 이제, 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서 수신된 초음파 빔의 사인파(sinusoidal) 신호 그래프를 도시하는 도 6을 참조한다.

[0070] 다양한 인체 조직을 통한 음파의 전파 속도는 잘 알려져 있고 실험적으로 얻어질 수도 있다. 또한 조직을 통한 음파 빔의 전파 속도는 온도에 종속하고 조직 온도에 따라서 증가 또는 감소에 의해 변경되는 것으로 알려져 있다. 정상 체온에서 조직 내 음파의 속도의 근사값은 다음과 같다:

[0071] 피부: 속도(V) ~ 1700 - 1800 m/s;

[0072] 지방: V ~ 1460 m/s; 및

[0073] 근육: V ~ 1580 m/s.

[0074] 도 6은 알려진 시간($T_r=0$)에 방출되고 신호 수신 시간(τ_1)에 포인트(I)에서 수신된 빔 펄스의 신호를 도시한다. 따라서 빔 신호 전파 시간은 다음 식을 사용하여 쉽게 계산될 수 있다:

[0075]
$$V = L / \tau_1$$

[0076] 그러나 포인트(I)의 정확한 위치의 결정은 부정확하고 조정오차계수 (calibrated error coefficient)가 상기 계산에 인자로서 포함되어야 한다. 이 방법은 초음파 빔 전파 속도를 결정하는 유일한 방법으로서 당업자에 의해 흔히 사용된다.

[0077] 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서, 초음파 빔 전파 속도 계산의 정확성은 도 6의 그래프에서 포인트(II)로 표시된 제 1 신호 제로-크로싱(zero-crossing) 포인트에서 신호 수신 시간(τ_2)을 기록함으로써 증가된다. 포인트(I)와 포인트(II) 사이의 거리의 측정과 전술한 조정오차계수를 포함한 계산은 포인트(I)만을 의존한 속도 측정 오류를 감소시키고 초음파 펄스 전파 속도의 고정밀 계산을 제공한다. 일정한 조직 온도에서, 연속 전송된 펄스는 길이 및 진폭과 같은 자신의 속성을 유지하며, 이는 제 1 트랜스듀서-제 2 트랜스듀서 거리가 알려져 있고 변하지 않고 유지되기 때문이다. 또한, 신호 송신과 수신 사이의 그와 같은 짧은 시간 간격에서, 초음파 빔 분산은 극히 작다. 조직 온도의 변화는 초음파 빔의 전파 속도를 변경하므로 포인트(II)-포인트

트(I) 갭을 증가 또는 감소시키고, 거리 $\Delta \tau = (\tau_2) - (\tau_1)$ 를 증가 또는 감소시킨다. 이 차이는 조직 온도 변화를 판정하기 위해 예컨대 실험적으로 도출된 기준 테이블에 의해 용이하게 추정될 수 있다. 예를 들어, 조직 온도의 상승은 더 빠른 초음파 빔 전파를 가능하게 하므로 포인트(II)-포인트(I) 갭을 감소시킨다.

[0078] 조직층 타입과 같은 정보는 빔 전파 속도의 변화로부터 뿐만 아니라 신호 진폭 및 빔 신호의 감쇠로부터도 얻어질 수 있다. 변화의 정도 및 그것의 중요도는 참조 테이블(LUT: lookup table) 또는 실험적으로 얻어진 데이터와 같은 하나 이상의 데이터 기준과 상기 정보를 비교함으로써 추정될 수 있다.

[0079] 수신된 제 1 신호를 분석하면 수신된 신호 사이의 시간 분리가 가능하다. 이것은 이하에서 상세히 설명되는 인접한 빔 사이의 간섭 없이 불연속 조직층의 조성 및/또는 온도를 모니터링하기 위해 동일한 트랜스듀서를 채용하는 것을 가능하게 한다.

[0080] 이제, 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서 초음파 전파를 간략히 도시하는 도 7a-7d를 참조한다.

[0081] 도 7a는 트랜스듀서(734a)에 의해 방출되어 조직층(708, 712)과 어찌면 다른 조직층을 통해 전파하고 트랜스듀서(744a)에 의해 수신되는 초음파 빔(700)을 간략히 도시하는 단면도이다. 초음파 빔(700)은 실린더 형상을 갖지 않고, 대신에 기본 파동 전파 물리 법칙에 따라 조직층(708)을 통해 전파하면서 확산한다. 빔 확산이 고려되어야 하지만, 여전히, 최대 음압은 항상 트랜스듀서의 중심선(710)(음향축)을 따라 얻어진다.

[0082] 빔 확산은 트랜스듀서의 방출 표면의 표면 영역 치수(예컨대, 지름, 폭 및 높이 등)와 초음파 주파수에 의해 대체로 결정된다. 빔 확산은 고주파수 트랜스듀서를 사용할 때보다 저주파수 트랜스듀서를 사용할 때 더 크다. 트랜스듀서 방출 표면의 표면적이 증가함에 따라, 빔 확산은 감소할 것이다.

[0083] 도 3a 및 3b에 도시된 소자(334, 344)와 같은 병렬 구성으로 여러 개의 압전소자를 채용할 때, 빔 확산은 도 7b에 도시된 것과 같이 인접한 방출 빔의 중첩을 초래하여 방출된 초음파 빔 사이에 간섭을 일으키며 그 결과 수신된 신호의 부정확성을 초래할 수 있다. 본 발명의 방법 및 장치의 일 실시예에 있어서, 초음파 빔은 미리 결정된 시간 간격에서 미리 결정된 시퀀스로 방출될 수 있으며, 예컨대 초음파 빔은 소자(734b)에 의해 먼저 방출되어 소자(744b)에 의해 수신되고, 그 다음 제 2 초음파 빔이 소자(734a)에 의해 방출되어 소자(744a)에 의해 수신된 후, 제 3 초음파 빔이 소자(734c)에 의해 방출되어 소자(744c)에 의해 수신된다. 상기 순서는 연속 스캐닝(scanning) 또는 스위핑(sweeping) 모드를 제공하기 위해, 예컨대 734a, 734b, 734c, 734a, 734b, 734c, ...와 같이, 또는 734a, 734b, 734c, 734b, 734a, 734b, 734c, ...와 같이 반복, 변경 또는 결정될 수 있다. 이러한 동작 모드는 각 송신기를 위한 별도의 드라이버를 요구하고 및/또는 트랜스듀서 사이에 단일 드라이버 출력을 스위칭할 필요가 있으므로 상기 장치를 동작시키기 위해 필요한 자원의 양을 감소시킨다. 다른 실시예에서는 송신된 빔과 수신된 빔 사이에 간섭을 감소시키는 빔 디자인이 사용될 수 있다. 그와 같은 디자인은 원하는 파장에 관련된 송신기 및 수신기 치수를 선택하는 것에 기초한다. 드라이버에 의해 인가된 전압은 50V ~ 1,000V이고, 바람직하게는 100V ~ 500V이고, 더욱 바람직하게는 250V ~ 350V의 범위에 있을 수 있다.

[0084] 추가로 그리고 대신하여, 빔은 단일 트랜스듀서, 예컨대 트랜스듀서(734b)로부터 방출되고 트랜스듀서(수신기)(744a, 744b, 744c)에 의해 동시에 수신될 수 있다. 이것은 치료 및 치료 프로토콜이 적용되고 있는 조직의 타입에 대해 가장 적합한 빔 파라미터의 선택을 가능하게 한다.

[0085] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서, 압전 소자는 도 7c에 도시된 것과 같이 실질적으로 직사각형이며, 도 7c는 본 발명의 장치 및 방법의 실시예에 있어서 초음파 전파를 도시하는 사시도이다.

[0086] 압전 소자(734)의 세로 너비(W_{pe})는 그 가로(L_{pe})보다 실질적으로 더 작다. 그와 같은 직사각형 소자에 의해 방출된 음향 빔은 파동 회절에 의해 소자(734)로부터의 소정 거리에서 소자(734)의 크기에 유사한 타원형의 단면(750)으로 성형된다. 이후 빔은 전파 경로를 따라 확대되기 시작한다. 세로 측(W_{pe} , 각도 α)을 따른 확대는 가로 측(L_{pe} , 각도 β)을 따른 확대보다 더 빠르다. 빔의 발산 각도는 플레이트 크기와 파장의 비율에 종속한다. 그 비율이 클수록 발산 각도는 더 작다. W_{st} 의 외부의 다음 피부층에서 음파의 속도는 W_{st} 층에서보다 더 높기 때문에, 플레이트의 치수(W_{pe})를 선택할 때, 파장이 고려되어야 한다. 그러므로, 빔 발산 때문에 이 층으로 전파하는 신호는 W_{st} 층을 통해 전파하는 신호보다 더 일찍 수신기에 도달할 것이다. 이것에 의해 측정 오차가 발생한다.

[0087] 전술한 바와 같이, 세로 너비(W_{pe})를 증가시키면 빔 확산이 감소하고 따라서 수신되는 초음파 신호의 분해능

(resolution)을 증가시킨다. W_{pe} 의 값은 대응하는 조직층의 너비(W_{st})와 소자(734) 사이의 거리에 의해 결정된다.

[0088] 압전소자(134, 144, 334, 344, 430, 432, 634, 734)의 외부 형상은 타원체, 삼각형, 원 등과 같은 어떤 기하 형상이라도 좋다. 추가로 그리고 대신하여, 각 트랜스듀서 내의 임의의 2개 이상의 압전 소자(134, 144, 334, 344, 430, 432, 634, 734)는 트랜스듀서 압전 소자의 공간 구성에 있어서 크기, 즉 길이(L_{pe}) 및 너비(W_{pe})와 두께, 치료되는 조직의 타입 및 선택된 치료 프로토콜에서 서로 상이할 수 있다. 어떤 실시예에 있어서는 열거된 압전 소자는 교환 가능하거나 또는 일회용으로 만들어질 수 있다.

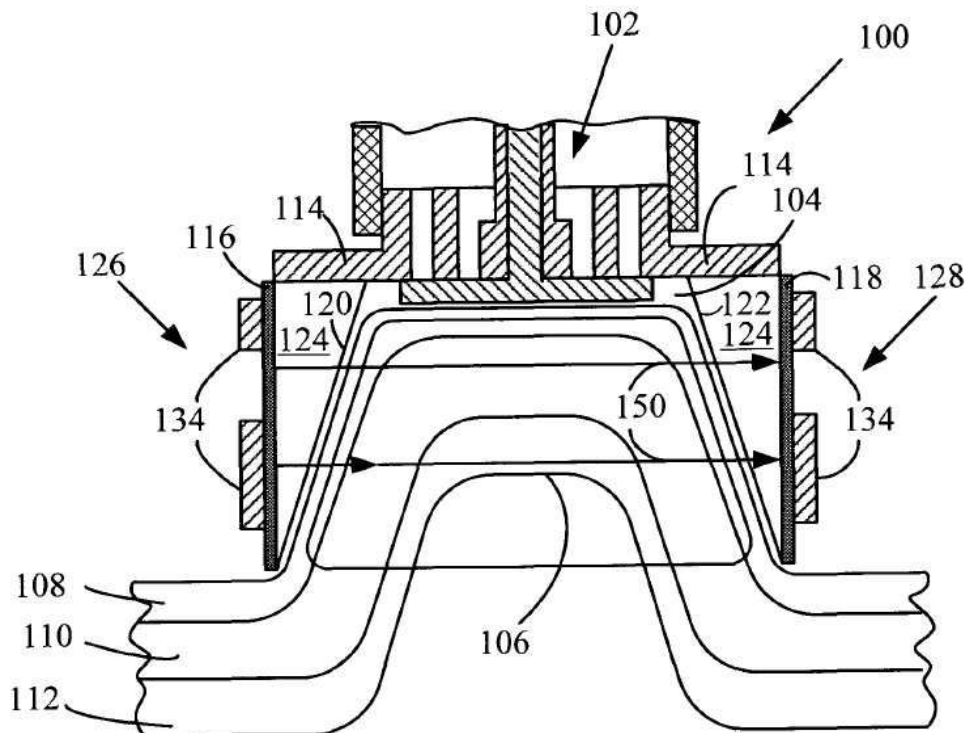
[0089] 본 발명의 방법 및 장치의 또 다른 실시예에 있어서, 압전 소자(734)는 2개의 인접 소자(734)가 동시에 여기되지 않도록 여기될 수 있다. 본 발명의 방법의 실시예에 있어서 초음파 전파의 간략한 단면도인 도 7d는 대응하는 압전 소자(734a, 734c)에 의해 동시에 방출된 빔(720, 740)이 압전 소자(744a, 744c)에 의해 각각 수신되는 것을 도시한다. 압전 소자(734a, 734b)는 이때 비활성화된다. 이후 압전 소자(734b)는 압전 소자(744b)에 의해 수신되는 빔을 방출한다. 이것은 빔 중첩과 간섭을 방지하여 수신된 초음파 빔으로부터 도출된 정보의 정확성을 증가시킨다. 상기 시퀀스는 반복되고 변경될 수 있다.

[0090] 빔 확산과 수신된 빔 펄스 신호의 형상 역시 압전 소자의 두께에 영향을 받는다.

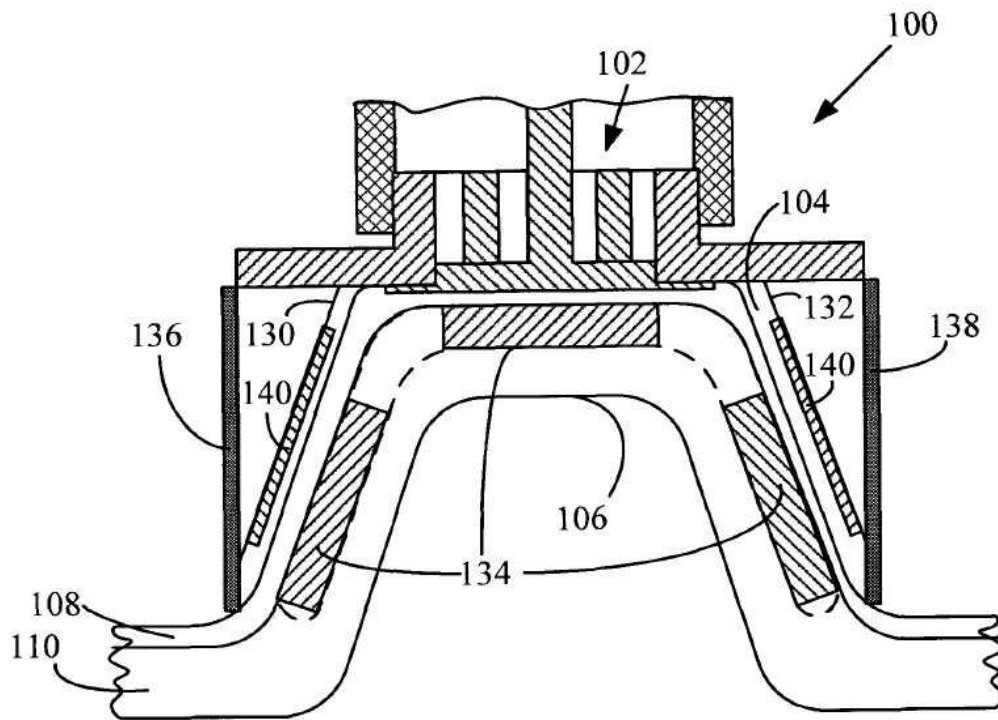
[0091] 당업자는 본 발명의 방법 및 장치가 위에서 구체적으로 개시한 실시예에 한정되는 것이 아님을 인식할 것이다. 오히려, 본 발명의 범위는 전술한 다양한 특징들의 조합들과 하위-조합들을 포함하고 전술한 기재들을 통해 당업자가 인식할 수 있는 종래 기술에 속하지 않는 본 발명의 수정 및 변경을 역시 포함한다.

도면

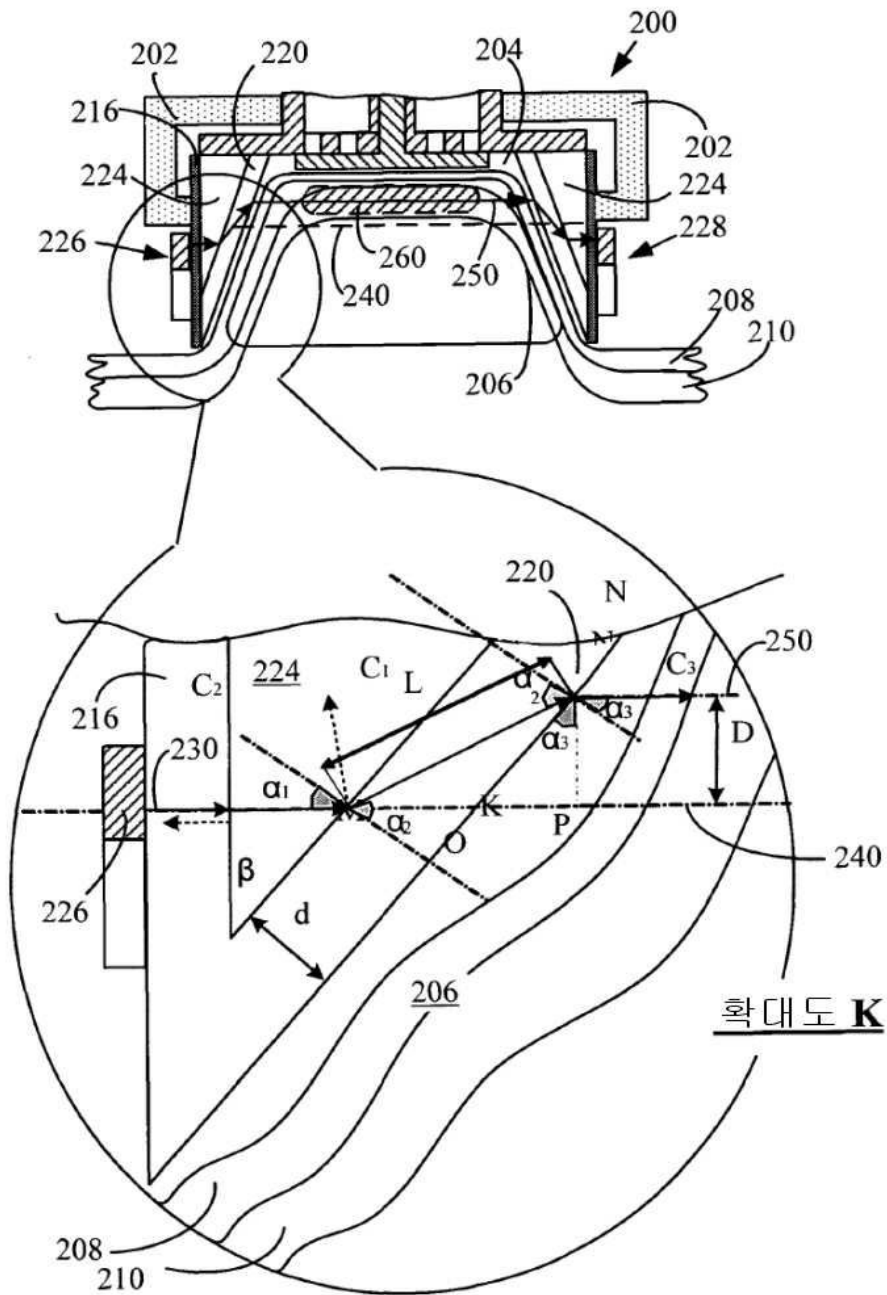
도면1a



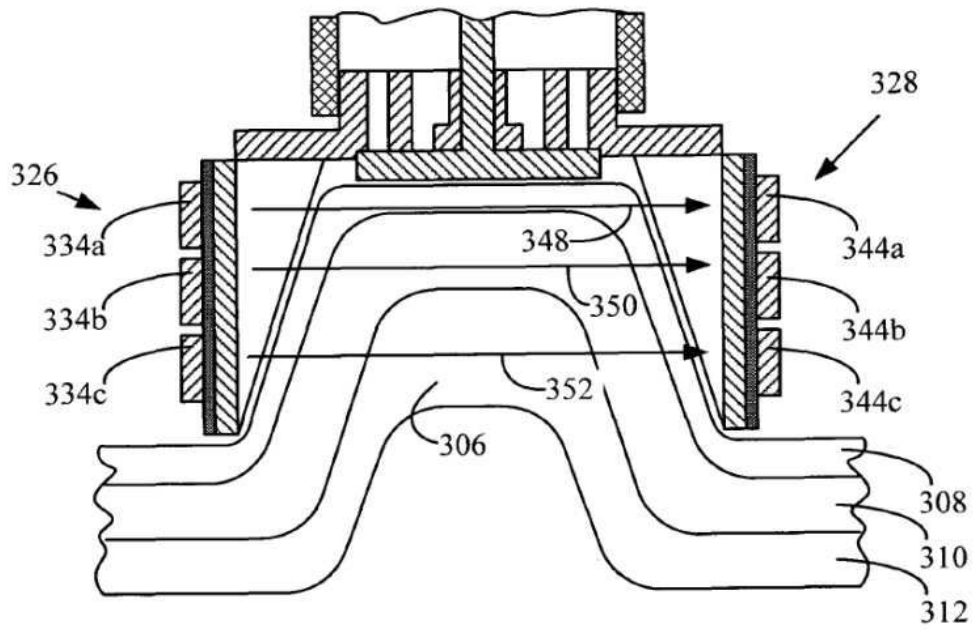
도면1b



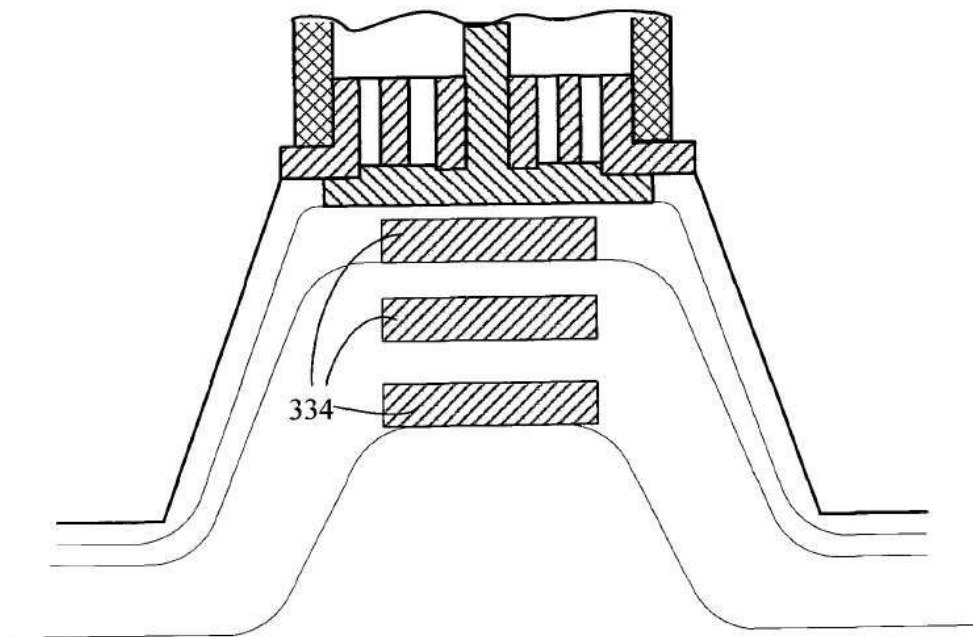
도면2



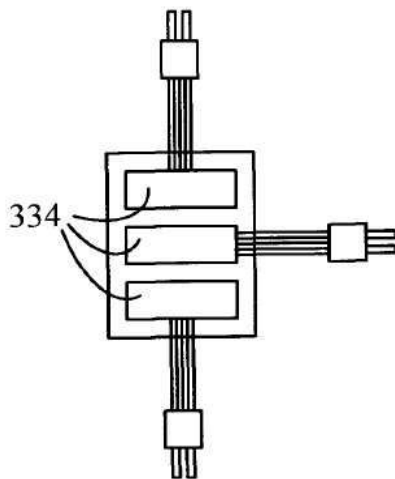
도면3a



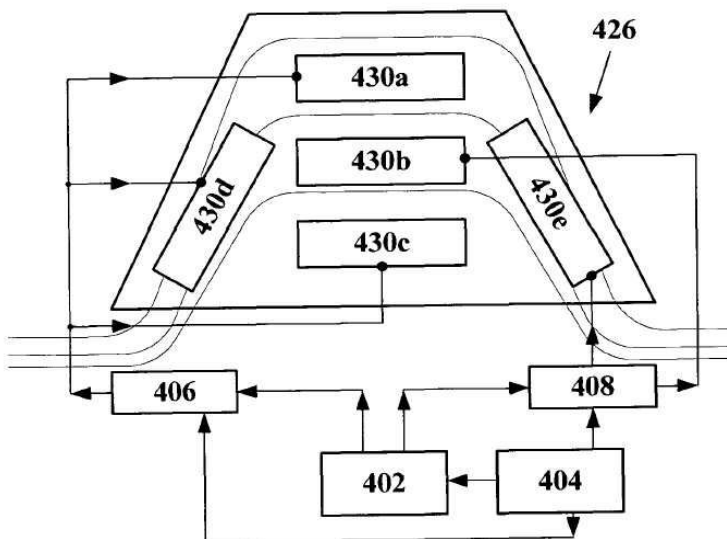
도면3b



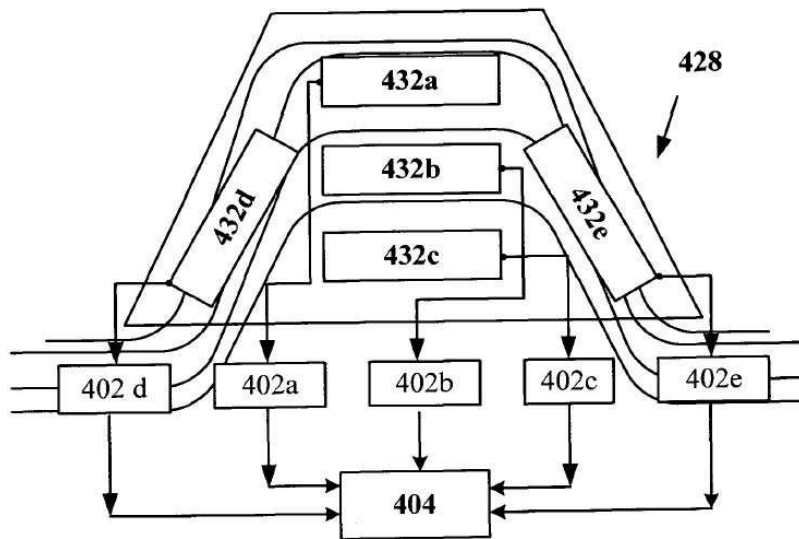
도면3c



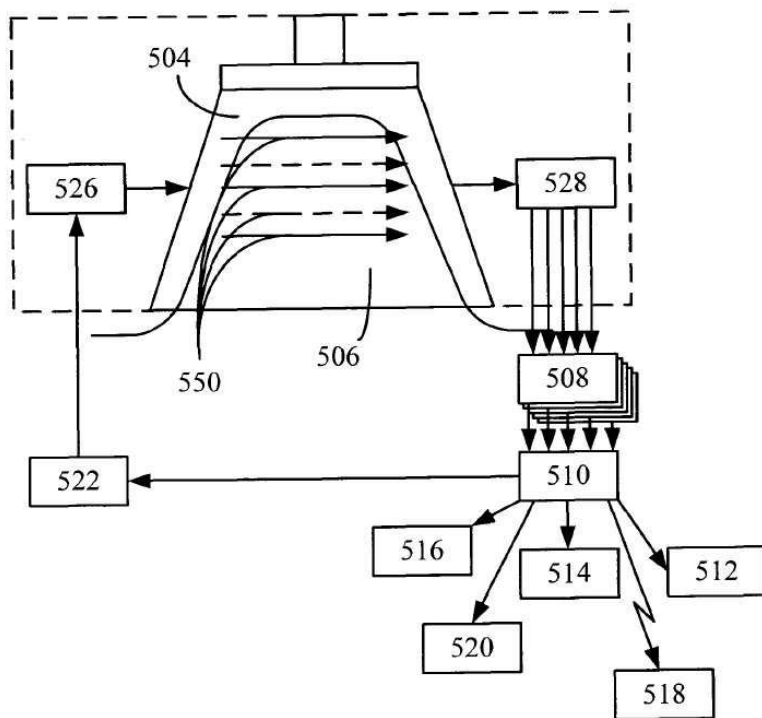
도면4a



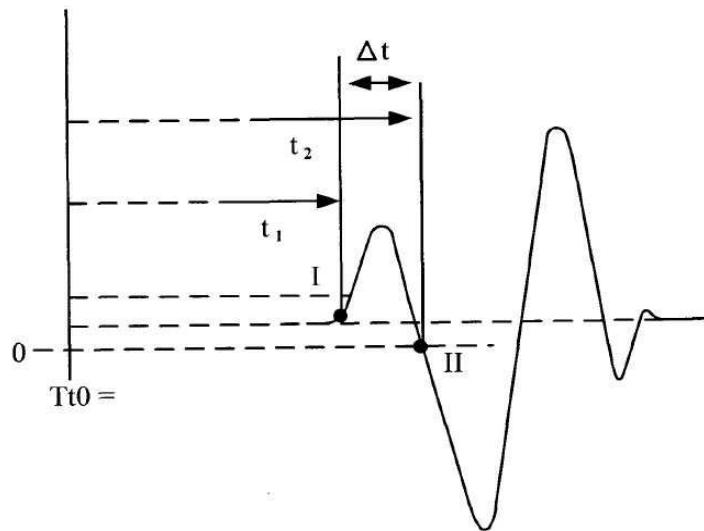
도면4b



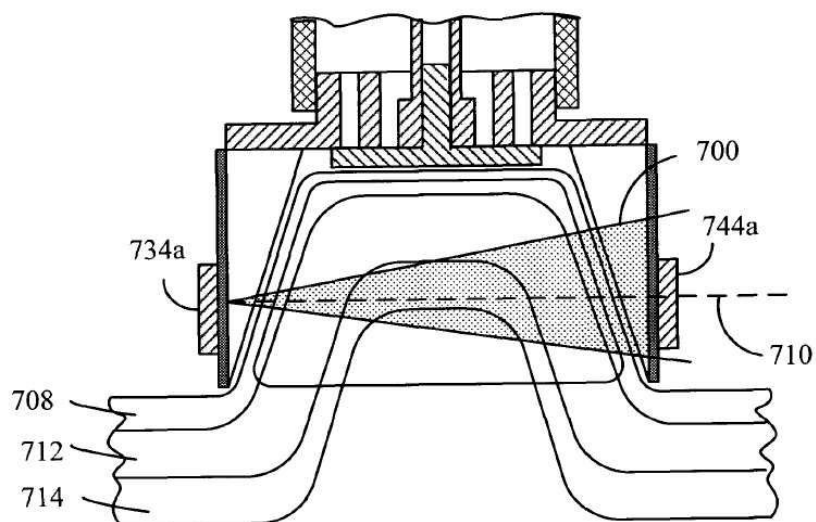
도면5



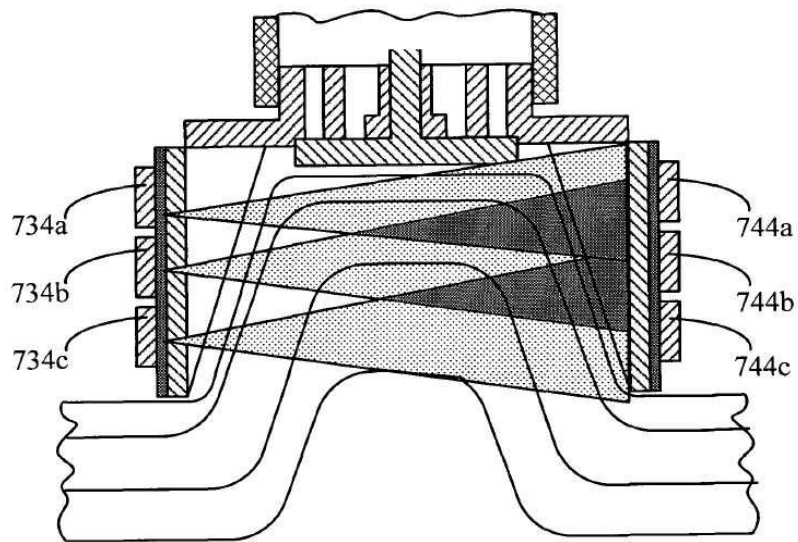
도면6



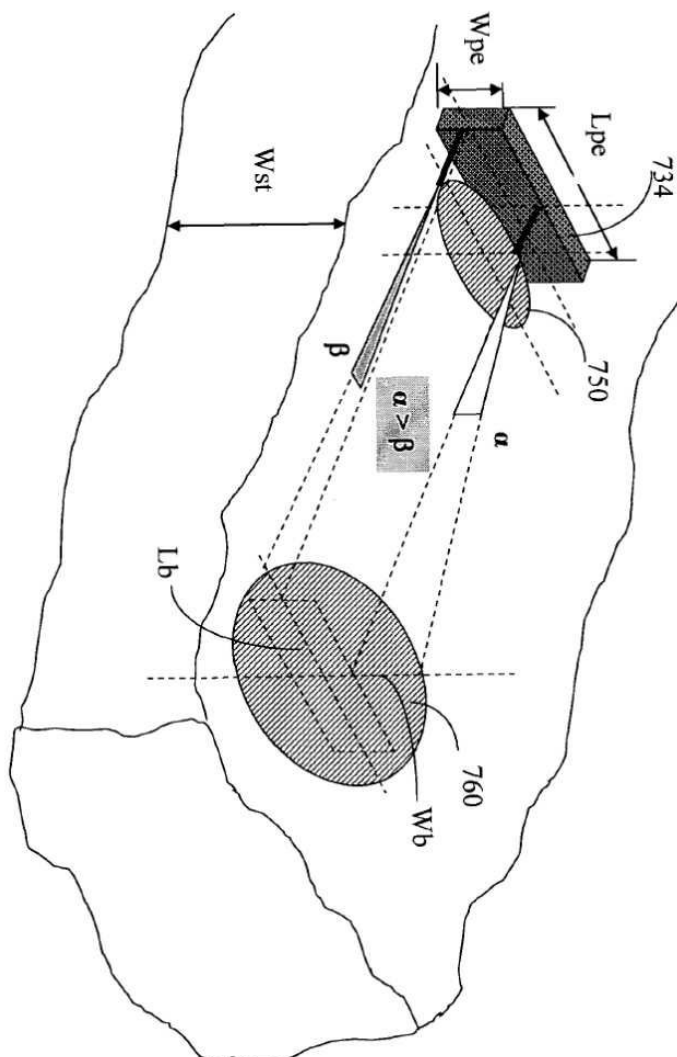
도면7a



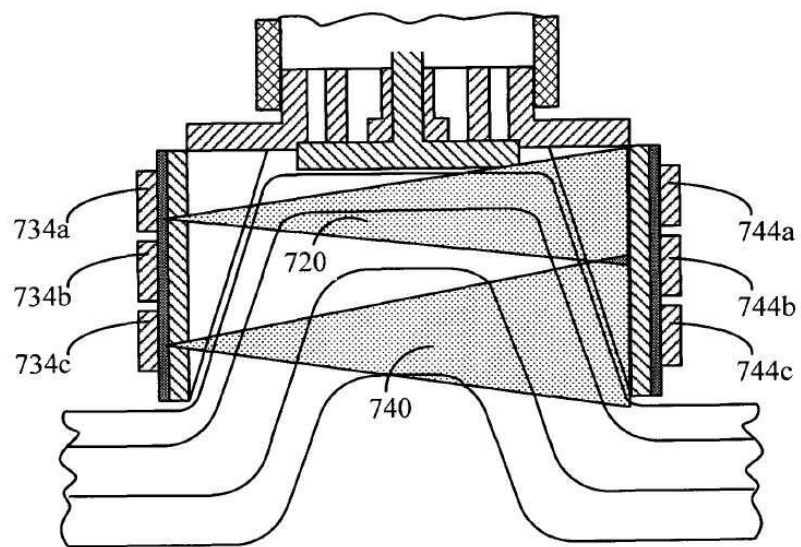
도면7b



도면7c



도면7d



专利名称(译)	用于实时监测组织层的方法和设备		
公开(公告)号	KR101822206B1	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	KR1020127007205	申请日	2010-10-07
申请(专利权)人(译)	罗恩电影医药有限		
当前申请(专利权)人(译)	罗恩电影医药有限		
[标]发明人	ADANNY YOSSEF ORI 아다니요세프오리 KANTOROVICH EDWARD ROSENBERG AVNER 로젠버그애브너		
发明人	아다니요세프오리 칸토로비치에드워드 로젠버그애브너		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B18/00 A61N7/02 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/546 G01N29/2431 A61N7/02 G01N29/24 A61B2018/0063 A61B5/4869 A61B18/14 A61B18/18 A61B18/20 A61B2017/00106 A61B2018/00023		
代理人(译)	Gimmyeongsin Gimmincheol 地下之夜 Bakjanggyu		
优先权	61/254670 2009-10-24 US		
其他公开文献	KR1020120099211A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的装置和方法使用超声波束来实时监测组织类型组件和被治疗组织的组织类型或组织层的温度。此外，本发明的方法和装置提供人体美容治疗期的基于超声波的热控制。 专利号10-1822206

