



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년10월25일

(11) 등록번호 10-2593310

(24) 등록일자 2023년10월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 7/02 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61N 7/02 (2013.01)
A61B 8/0858 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-7002932

(22) 출원일자(국제) 2017년08월14일

심사청구일자 2020년08월06일

(85) 번역문제출일자 2019년01월29일

(65) 공개번호 10-2019-0041460

(43) 공개일자 2019년04월22일

(86) 국제출원번호 PCT/US2017/046703

(87) 국제공개번호 WO 2018/035012

국제공개일자 2018년02월22일

(30) 우선권주장

62/482,440 2017년04월06일 미국(US)

(뒷면에 계속)

(56) 선행기술조사문헌

US20140257145 A1

US20150297188 A1

EP01847294 A1

US06241753 B1

(73) 특허권자

얼테라, 인크

미국, 85204 애리조나, 메사, 스위트 200, 사우쓰 스타플레이 드라이브 1840

(72) 발명자

에머리, 찰스 디.

미국, 85204 애리조나, 메사, 스위트 200, 사우쓰 스타플레이 드라이브 1840

호수, 스테판, 제이.

미국, 85204 애리조나, 메사, 스위트 200, 사우쓰 스타플레이 드라이브 1840

(74) 대리인

특허법인이지

전체 청구항 수 : 총 30 항

심사관 : 민아름

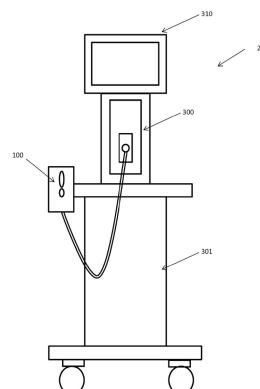
(54) 발명의 명칭 이미징 오정렬을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템, 초음파 이미징 모듈 및 이미징 오정렬을 감소시키는 방법

(57) 요약

조직에서의 하나 이상의 미용적 치료 영역의 배치 및 위치를 변경하기 위해 트랜스듀서로부터의 초음파 빔을 디더링, 다중 채널 신호 혼합을 사용하는 동시적 다중 초점 치료 및/또는 개선된 초음파 치료 효능을 위해 이미징을 사용하도록 구성된, 조직 내의 하나 또는 다수의 미용 치료 영역의 배치 및 위치를 변경하기 위해 트랜스듀서

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1a



로부터 초음파 빔을 디터링 및/또는 기계적으로 병진 및/또는 조종된 초음파 트랜스듀서들에 대한 다중 초점 영역 시퀀스를 가지는 이미징 및 트리거링에 적합한 피부 과학적 미용적 치료 및/또는 이미징 시스템 및 방법의 실시예들이 여기에 제공된다. 이 시스템에는 핸드 완드, 제거 가능한 트랜스듀서 모듈 및 제어 모듈이 포함될 수 있다. 일부 실시예들에서, 미용적 치료 시스템은 다양한 미용 절차에 사용될 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 2090/378 (2016.02)
 A61N 2007/0008 (2013.01)
 A61N 2007/0034 (2013.01)
 A61N 2007/0091 (2013.01)
 A61N 2007/0095 (2013.01)
 A61N 2007/025 (2013.01)
 A61N 2007/027 (2013.01)

(30) 우선권주장

62/482,476 2017년04월06일 미국(US)
 62/375,607 2016년08월16일 미국(US)
 62/520,055 2017년06월15일 미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서, 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하는 초음파 프로브; 및

상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위하여 상기 초음파 프로브에 연결되는 제어 모듈을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N>1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_N, \dots, f_1)인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 반대 진행이고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_1, \dots, f_N)인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 진행이고,

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)은, 상기 제1 방향의 상기 이미징 및 상기 제2 방향의 상기 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 둬(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하거나 (f_1, \dots, f_N)과 (f_N, \dots, f_1)를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 2

조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서, 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하는 초음파 프로브; 및

상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위하여 상기 초음파 프로브에 연결되는 제어 모듈을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N>2$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 진행이고,

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)은, 상기 제1 방향의 상기 이미징 및 상기 제2 방향의 상기 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 둔(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 3

조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하는 초음파 프로브; 및

상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위하여 상기 초음파 프로브에 연결되는 제어 모듈을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 및 상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 결합되거나 함께 수용된(cohoused) 이미징 및 치료 트랜스듀서 또는 합쳐진 듀얼 모드(dual-mode) 이미징 및 치료 트랜스듀서로서 구성되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)은, 상기 제1 방향의 상기 이미징 및 상기 제2 방향의 상기 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 둔(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N > 1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)와 동일한 진행이고,

2개의 연속적인 A선 상에서 ($f_1 \dots f_N - f_1 - \dots - f_N$)을 진행하는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 4

조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하는 초음파 프로브를 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N > 1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초

점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

상기 제1 방향의 이미징과 상기 제2 방향의 이미징의 공간적 정합(spatial registration)은 트리거링 위치에 시간 차를 둬(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)과 (f_N, \dots, f_1)를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 5

피부 표면에 배치되도록 구성된 초음파 프로브; 및

제어 모듈을 포함하고,

상기 초음파 프로브는,

핸드 완드 및 제거 가능한 트랜스듀서 모듈;

초음파 이미징 트랜스듀서; 및

동작 메커니즘을 포함하고,

상기 제거 가능한 트랜스듀서 모듈은, 상기 핸드 완드와 교체 가능하게 연결되도록 구성되고,

상기 제거 가능한 트랜스듀서 모듈은, 초음파 치료 트랜스듀서를 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 압전기적으로 활성화한 물질(piezoelectrically active material)을 포함하고,

상기 압전기적으로 활성화한 물질의 초점 길이는 피부 표면 아래의 조직에 초음파 치료를 집중하도록 맞추어지고, 상기 조직은 진피, 피하조직, 표층근건막계 ("SMAS") 및 근육 중 하나 이상을 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 4MHz, 7MHz 및 10MHz로 구성된 그룹에서 선택된 치료 주파수 범위에서, 1W 내지 100W 범위의 음향 출력으로, 열적 응고 지점(thermal coagulation point)에서 초음파 치료를 집중하여, 상기 조직을 열적으로 가열하여 상기 열적 응고 지점에서 병변을 형성하게 구성되고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는, 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성되고,

상기 초음파 치료는, 상기 진피, 상기 피하조직, 상기 표층근건막계 ("SMAS") 및 상기 근육 중 하나 이상을 포함하는 상기 조직에서 상기 초음파 치료의 효과 및 안전성을 개선하기 위하여, 초음파 이미징 트랜스듀서에서 상기 조직의 상기 이미징의 정확한 이미징 정렬을 기반으로 상기 열적 응고 지점에 적용하여 병변을 형성하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서 및 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는, 이미징 및 치료 모듈에 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서이고,

상기 동작 메커니즘은, 상기 조직에서 복수의 상기 열적 응고 지점을 형성하도록 구성된 제1 방향 및 제2 방향으로, 상기 이미징 및 치료 모듈 내에 상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서를 이동시키도록 구성되고,

상기 복수의 열적 응고 지점은, 0.01 mm 내지 25 mm 범위의 치료 간격으로 상기 조직에서 복수의 상기 병변을 형성하고,

상기 이미징 및 치료 모듈 내에 상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서는, 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 선형이고,

상기 제2 방향은 선형이고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 평행하고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1) 로 이미지를 만들고, $N>1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N) 로 이미지를 만들고,

상기 제1 방향의 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)의 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지와 상기 제2 방향의 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)의 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지 사이의 공간적 정합(spatial registration)은, 트리거링 위치에 시간 차를 둬(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

트리거링 위치에 시간 차를 둬으로써 개선된 상기 공간적 정합은, 상기 제1 방향의 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)의 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지와, 상기 제2 방향의 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)의 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지 사이에 더 나은 상관 관계를 제공하고,

상기 트리거링 위치에 시간 차를 둬는, 일정 시간 동안에 걸쳐 트리거링 위치에서 이미지 획득을 트리거링하는 것을 포함하고,

상기 이미징 및 치료 모듈은, 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하거나 (f_1, \dots, f_N)과 (f_N, \dots, f_1)를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하고,

상기 제어 모듈은, 상기 조직에서 치료를 위한 상기 초음파 치료 트랜스듀서 및 상기 조직을 이미징하기 위한 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하도록 구성된 상기 초음파 프로브에 결합된, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 6

조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하는 초음파 프로브; 및

상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위하여 상기 초음파 프로브에 연결되는 제어 모듈을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N>2$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 진행이고,

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)은, 상기 제1 방향의 상기 이미징 및 상기 제2 방향의 상기 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 둬(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 시스템.

청구항 7

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 제1 영역 내에 위치한 제1 세트의 위치들 및 제2 영역 내에 위치한 제2 세트의 위치들에 있는 조직의 치료를 위해 구성되며,

상기 제1 영역은 상기 제2 영역과 다른, 초음파 이미징 시스템.

청구항 8

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 진폭 변조(amplitude modulation)를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 구성되며,

제1 진폭은 제2 진폭과 다른, 초음파 이미징 시스템.

청구항 9

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 적어도 일 부분은, 2 개 이상의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 구성되고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 적어도 일 부분에 의해 방출된 상기 초음파 치료의 상기 진폭은 시간에 따라 변하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분은, 상기 초음파 치료 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 상응하는 압전 재료 변화(piezoelectric material variations)를 생성하도록 구성된, 초음파 이미징 시스템.

청구항 11

제10 항에 있어서,

상기 복수의 상응하는 압전 재료 변화는 상기 압전 재료의 팽창 및 상기 압전 재료의 수축 중 적어도 하나를 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 12

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 위상 시프트(phase shifting)를 통해 상기 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 위상의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록

구성되고,

제1 위상은 제2 위상과 다르고,

상기 복수의 위상의 음향적 세기는 이산 위상(discrete phase) 값들을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 13

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 폴링을 통해 상기 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 복수의 부분을 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 제1 부분은 제1 폴링 설정(poling configuration)으로 폴링되고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 제2 부분은 제2 폴링 설정으로 폴링되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 14

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는:

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향적 세기로 상기 초음파 치료를 방출하도록 구성되고 제1 진폭은 제2 진폭과 다른, 진폭 변조를 사용하여 상기 초음파 치료를 적용하고;

상기 초음파 치료 트랜스듀서의 제1 부분이 제1 폴링 설정(poling configuration)으로 폴링되고 제2 부분이 제2 폴링 설정으로 폴링되는, 상기 초음파 치료를 적용하도록 구성되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 15

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료는, 페이스 리프트(face lift), 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 테콜타주 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(tightening), 혈관 감소, 땀샘 치료, 주근깨 제거, 지방 치료, 셀룰라이트(cellulite) 치료, 질 회춘, 및 여드름 치료 중 적어도 어느 하나인, 초음파 이미징 시스템.

청구항 16

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료는 복부 이완을 위한 치료인, 초음파 이미징 시스템.

청구항 17

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는, (f_1, \dots, f_N) 으로 특정되고 $N>2$ 인 제1 초점 영역 시퀀스 순서로 이미지를 만드는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 18

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

N은 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 및 10으로 이루어진 군 중 어느 하나인, 초음파 이미징 시스템.

청구항 19

조직에 초음파를 적용하도록 구성된 초음파 트랜스듀서(transducer);

상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서; 및

제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N > 1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)은 상기 제1 방향의 상기 이미징 및 상기 제2 방향의 상기 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 둬(staggering a triggering location)으로써 개선되고,

2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 모듈.

청구항 20

피부 표면에 배치하도록 조정된 초음파 치료 트랜스듀서; 및

선형 동작 메커니즘을 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 상기 피부 표면 아래의 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 상기 조직은 표피, 진피, 피하조직, 및 표층근건막계("SMAS") 중 하나 이상을 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 4MHz, 7MHz, 및 10MHz로 구성된 그룹에서 선택된 주파수 범위에서, 1W 내지 100W 범위의 음향 출력으로 상기 초음파 치료를 적용하여, 상기 피부 표면 아래의 상기 조직을 열적으로 가열하여 응고를 유발하여 열적 응고 지점(thermal coagulation point)에서 병변을 형성하게 구성되고,

상기 초음파 치료는, 상기 초음파 치료의 효과와 안전성을 향상시키도록, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터 상기 조직의 이미징의 정교한 이미징 정렬을 기반으로 적용되고, 상기 조직은 상기 진피, 근막 및 상기 표층근건막계 중 하나 이상을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성되고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서 및 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 이미징 및 치료 모듈에 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서이고,

상기 선형 동작 메커니즘은 상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서를 제1 선형 방향 및 제2 선형 방향으로 이동시키도록 구성되고,

상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서는, 상기 선형 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 선형 동작 메커니즘은 복수의 열적 응고 지점을 형성하고, 상기 복수의 열적 응고 지점은 0.01 mm 내지 25 mm 범위의 치료 간격으로 복수의 상기 병변을 형성하고,

상기 제1 선형 방향은 상기 제2 선형 방향과 반대이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 선형 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제 1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1) 로 이미지를 만들고, $N \geq 1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 선형 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제 2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N) 로 이미지를 만들고,

상기 제1 선형 방향과 상기 제2 선형 방향의 이미징 사이의 공간적 정합(spatial registration)은 트리거링 위치에 시간 차를 둠(staggering a triggering location)으로써 개선되어, 관심 영역이 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)와 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N) 사이에 정합되도록 하고,

트리거링 위치에 시간 차를 둠으로써 개선된 상기 공간적 정합은 상기 제1 선형 방향의 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)를 갖는 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지와 상기 제2 선형 방향의 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)를 갖는 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지 사이에 더 나은 상관 관계를 제공하고,

상기 트리거링 위치에 시간 차를 둠은 시간 주기에 걸쳐 트리거링 위치에서 이미지 획득을 트리거링하는 것을 포함하고,

연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하거나 (f_1, \dots, f_N)과 (f_N, \dots, f_1)를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키도록 구성된 초음파 이미징 모듈.

청구항 21

제19항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 진폭 변조(amplitude modulation)를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 구성되며,

제1 진폭은 제2 진폭과 다른, 초음파 이미징 모듈.

청구항 22

제19항 내지 제20항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 위상 시프트(phase shifting)를 통해 상기 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 위상의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 구성되고,

제1 위상은 제2 위상과 다른, 초음파 이미징 모듈.

청구항 23

초음파 프로브 이동에서 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법으로서,

상기 초음파 프로브는, 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서, 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 및 상기 초음파 치료 트랜스듀서는, 결합되거나 함께 수용된(cohoused) 이미징 및 치료 트랜스듀서 또는 합쳐진 듀얼 모드(dual-mode) 이미징 및 치료 트랜스듀서로서 구성되고,

상기 방법은:

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)을 개선하기 위하여, 상기 초음파 프로브를 사용한 상기 제1 방향의 이미징 및 상기 제2 방향의 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 두는(staggering a triggering location) 단계를 포함하고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N \geq 2$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)와 동일한 진행인, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 24

초음파 프로브 이동에서 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법으로서,

상기 초음파 프로브는, 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서(transducer), 상기 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서, 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하고,

상기 방법은:

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)을 개선하기 위하여, 상기 초음파 프로브를 사용한 상기 제1 방향의 이미징 및 상기 제2 방향의 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 두는(staggering a triggering location) 단계를 포함하고,

상기 초음파 프로브는, 2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 (f_1, \dots, f_N)을 진행하거나 (f_1, \dots, f_N)과 (f_N, \dots, f_1)를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고, $N \geq 1$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_N, \dots, f_1)인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 반대 진행이고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_1, \dots, f_N)인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)의 진행인, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 25

초음파 프로브 이동에서 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법으로서,

피부 표면에 초음파 프로브를 배치하는 단계- 여기서, 상기 초음파 프로브는 핸드 완드 및 제거 가능한 트랜스듀서 모듈을 포함하고, 상기 제거 가능한 트랜스듀서 모듈은 상기 핸드 완드와 교체 가능하게 연결되도록 구성되고, 상기 제거 가능한 트랜스듀서 모듈은 초음파 치료 트랜스듀서 및 초음파 이미징 트랜스듀서를 포함하고, 상기 초음파 치료 트랜스듀서는 압전기적으로 활성화한 물질(piezoelectrically active material)을 포함함; 및 제1 방향의 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)와 제2 방향의 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)를 사용한 상기 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미지들 사이의 공간적 정합(spatial registration)에서 트리거링 위치에 시간 차를 두는(staggering a triggering location) 단계- 여기서, 상기 시간 차를 두는 단계는 일정 시간 동안 상기 트리거링 위치에서 이미지 획득을 트리거링하여, 상기 제1 방향의 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)를 갖는 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지와 상기 제2 방향의 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)를 갖는 상기 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미지 사이에 더 나은 상관 관계를 제공함으로써 상기 공간적 정합을 개선하는 단계를 포함함;를 포함하고,

상기 초음파 치료 트랜스듀서 및 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서이고, 동작 메커니즘은 상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서를 상기 제1 방향 및 상기 제2 방향으로 이동시키도록 구성되고,

상기 함께 수용된 이미징 및 치료 트랜스듀서는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 선형이고,

상기 제2 방향은 선형이고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 평행하고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)로 이미지를 만들고, $N \geq 2$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 만들고,

상기 시간 차를 두는 단계는 관심 영역이 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 또는 (f_N, \dots, f_1)와 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N) 사이에 정합되도록 하는 것을 포함하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 26

초음파 트랜스듀서 이동에서 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법으로서,

상기 초음파 트랜스듀서는 조직을 이미징(imaging)하도록 구성된 초음파 이미징 트랜스듀서 소자 및 제1 방향 및 제2 방향으로 상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자를 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함하고,

상기 방법은:

상기 제1 방향의 이미징의 A선(A-lines)과 상기 제2 방향의 이미징의 A선 사이의 공간적 정합(spatial registration)을 개선하기 위하여, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자를 사용한 상기 제1 방향의 이미징 및 상기 제2 방향의 이미징의 트리거링 위치에 시간 차를 두는(staggering a triggering location) 단계를 포함하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자는, 2개의 연속적인 A선 상에서 (f_1, \dots, f_N)을 진행하고 다시 ($f_1, \dots,$

f_N)을 진행하거나 또는 (f_1, \dots, f_N) 과 (f_N, \dots, f_1) 를 교대로 진행하는, 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱(directionally dependent focal zone sequencing)을 채택하고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자는 상기 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고,

상기 제1 방향은 상기 제2 방향과 반대이며, 상기 제1 방향의 움직임은 상기 제2 방향의 움직임의 반대 경로이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자가 상기 제1 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자는 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 로 이미지를 만들고, $N \geq 2$ 이고,

상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자가 상기 제2 방향으로 이동하는 경우, 상기 초음파 이미징 트랜스듀서 소자는 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1) 또는 (f_1, \dots, f_N) 로 이미지를 만들고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_N, \dots, f_1) 인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 의 반대 진행이고,

여기서, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서가 (f_1, \dots, f_N) 인 경우, 상기 제2 초점 영역 시퀀스 순서는 상기 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N) 의 진행인, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 27

제23항 내지 제26항 중 어느 한 항에 있어서,

N 은 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 및 10으로 이루어진 군 중 어느 하나인, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 28

제23항 내지 제26항 중 어느 한 항에 있어서,

N 은 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 및 10으로 이루어진 군 중 어느 하나이고

음고는 4.5mm, 3mm, 및 1.5mm로 구성된 그룹에서 선택된 치료 깊이에서 발생하는, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 29

제23항 내지 제25항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 위상 시프트(phase shifting)를 통해 상기 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 위상의 음향적 세기로 상기 초음파 치료를 방출하도록 구성되고,

제1 위상은 제2 위상과 다른, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

청구항 30

제23항 내지 제25항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 초음파 치료 트랜스듀서는 진폭 변조(amplitude modulation)를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 여기서 상기 초음파 치료 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며,

제1 진폭은 제2 진폭과 다른, 이미징(imaging) 오정렬(misalignment)을 감소시키는 방법.

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

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

삭제

청구항 58

삭제

청구항 59

삭제

청구항 60

삭제

청구항 61

삭제

청구항 62

삭제

청구항 63

삭제

청구항 64

삭제

청구항 65

삭제

청구항 66

삭제

청구항 67

삭제

청구항 68

삭제

청구항 69

삭제

청구항 70

삭제

청구항 71

삭제

청구항 72

삭제

청구항 73

삭제

청구항 74

삭제

청구항 75

삭제

청구항 76

삭제

청구항 77

삭제

청구항 78

삭제

청구항 79

삭제

청구항 80

삭제

청구항 81

삭제

청구항 82

삭제

청구항 83

삭제

청구항 84

삭제

청구항 85

삭제

청구항 86

삭제

청구항 87

삭제

청구항 88

삭제

청구항 89

삭제

청구항 90

삭제

청구항 91

삭제

청구항 92

삭제

청구항 93

삭제

청구항 94

삭제

청구항 95

삭제

청구항 96

삭제

청구항 97

삭제

청구항 98

삭제

청구항 99

삭제

청구항 100

삭제

청구항 101

삭제

청구항 102

삭제

청구항 103

삭제

청구항 104

삭제

청구항 105

삭제

청구항 106

삭제

청구항 107

삭제

청구항 108

삭제

청구항 109

삭제

청구항 110

삭제

청구항 111

삭제

청구항 112

삭제

청구항 113

삭제

청구항 114

삭제

청구항 115

삭제

청구항 116

삭제

청구항 117

삭제

청구항 118

삭제

청구항 119

삭제

청구항 120

삭제

청구항 121

삭제

청구항 122

삭제

청구항 123

삭제

청구항 124

삭제

청구항 125

삭제

청구항 126

삭제

청구항 127

삭제

청구항 128

삭제

청구항 129

삭제

청구항 130

삭제

청구항 131

삭제

청구항 132

삭제

청구항 133

삭제

청구항 134

삭제

청구항 135

삭제

청구항 136

삭제

청구항 137

삭제

청구항 138

삭제

청구항 139

삭제

청구항 140

삭제

청구항 141

삭제

청구항 142

삭제

청구항 143

삭제

청구항 144

삭제

청구항 145

삭제

청구항 146

삭제

청구항 147

삭제

청구항 148

삭제

청구항 149

삭제

청구항 150

삭제

청구항 151

삭제

청구항 152

삭제

청구항 153

삭제

청구항 154

삭제

청구항 155

삭제

청구항 156

삭제

청구항 157

삭제

청구항 158

삭제

청구항 159

삭제

청구항 160

삭제

청구항 161

삭제

청구항 162

삭제

청구항 163

삭제

청구항 164

삭제

청구항 165

삭제

청구항 166

삭제

청구항 167

삭제

청구항 168

삭제

청구항 169

삭제

청구항 170

삭제

청구항 171

삭제

청구항 172

삭제

청구항 173

삭제

청구항 174

삭제

청구항 175

삭제

청구항 176

삭제

청구항 177

삭제

청구항 178

삭제

청구항 179

삭제

청구항 180

삭제

청구항 181

삭제

청구항 182

삭제

청구항 183

삭제

청구항 184

삭제

청구항 185

삭제

청구항 186

삭제

청구항 187

삭제

청구항 188

삭제

청구항 189

삭제

청구항 190

삭제

청구항 191

삭제

청구항 192

삭제

청구항 193

삭제

청구항 194

삭제

청구항 195

삭제

청구항 196

삭제

청구항 197

삭제

청구항 198

삭제

청구항 199

삭제

청구항 200

삭제

청구항 201

삭제

청구항 202

삭제

청구항 203

삭제

청구항 204

삭제

청구항 205

삭제

청구항 206

삭제

청구항 207

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 몇 가지 실시예들은, 사람 얼굴, 머리, 목 및/또는 신체의 피부 및/또는 피부 근처의 조직에 대한, 미적으로 및/또는 미용상으로 향상시키는 효과를 얻기 위한 에너지 기반의 비침습적인(noninvasive) 치료에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일부 미용 기술에는 외과적인 수술(invasive surgery)이 필요할 수 있는 침습적 기술이 포함된다. 환자는 수 주간의 회복 시간을 견뎌야 할 뿐만 아니라 종종 위험한 마취 절차를 거쳐야 한다. 비침습적 에너지 기반 치료 장치 및 방법이 이용 가능하지만, 효율성 및 효과 면에서 다양한 단점을 가질 수 있다. 일부 미용 기술은 순차적인 일련의 치료 지점 또는 선을 만든다. 이러한 기술에서, 치료 시간은 순차적 치료의 합계이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0003] 몇몇 실시예들에서, 다양한 치료 및/또는 이미징 절차를 수행하기 위하여, 초음파 치료 빔을 2 개, 3 개, 4 개 또는 그 이상의 동시 초점 영역들로 분할함으로써, 열적 경로를 통해 가시적이고 효과적인 미용적 결과를 얻기 위해 목표되고 정확한 초음파를 사용하여 미적 효과를 성공적으로 달성하는 시스템들 및 방법들이 제공된다. 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 초음파를 집중시켜 조직 응고를 위한 국부적 가열 또는 비침습성 미용적 사용을 위한 기계적 세포막 파괴를 목적으로 조직 및 세포 내에서 국부적인 기계적 운동을 생성하도록 구성된다. 다양한 실시예에서, 초음파 시스템은 이마(예컨대, 눈썹) 리프팅을 위해 구성된다. 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 턱끝밑(submental, 턱 아래) 및 목 조직과 같은 이완된 조직을 리프팅 하도록 구성된다. 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 데콜타주(decolletage)의 라인 및 주름을 개선하도록 구성된다. 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 지방을 감소시키도록 구성된다. 다양한 실시예들에서, 셀룰라이트의 외관을 감소시키기 위해 초음파 시스템이 구성된다.

[0004] 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 트랜스듀서가 피부에 적절하게 연결되도록 조직 (예를 들어, 조직의 진피 및 피하층)을 가시화하기 위해 이미징 하도록 구성된다. 다양한 실시예들에서, 초음파 시스템은 특정 조직 (예를 들어, 뼈)을 피하게 적절한 치료 깊이를 확인하기 위해, 조직 (예를 들어, 조직의 진피 및 피하층)을 가시화하기 위해 이미징 하도록 구성된다.

[0005] 다양한 실시예들에서, 다수의 빔으로 피부 조직과 같은 조직을 치료하는 것은, 예를 들어, 치료 시간을 줄이고, 독특한 가열 패턴을 생성하며, 더 큰 전력을 위한 다중 채널을 활용, 동일하거나 다른 전력 레벨로 2 개 이상의 깊이에서 피부를 치료하는 옵션(예를 들어, 표층근건막계(SMAS)의 열적 응고점 및 피부 표면의 또 다른 디포커싱 된 에너지 또는 다른 조합), 다양한 깊이에서 선택적인 동시적 치료(예를 들어, 열적 응고 지점 피부 표면 아래의 3mm 및 4.5mm 깊이에서 동시에 또는 겹치는 시간 간격) 및/또는 피부 표면 아래의 다른 깊이 또는 분리된 것과 같이, 하나, 둘 또는 그 이상의 동시적 선형 또는 선 초점으로 치료와 같은, 하나 이상의 이점을 제공한다. 일부 실시예들에서, 동시적 다중 초점 치료는 디더링을 사용한다.

[0006] 몇몇 실시예들에서, 열경로를 통해 가시적이고 효과적인 미용적 결과를 얻기 위해, 목표되고 정확한 초음파를 사용하여 미적 효과의 유효성 및/또는 효율을 성공적으로 개선하는 시스템 및 방법이 제공된다. 일부 실시예

서, 단일 초점 영역이 목표된다. 일부 실시예들에서, 초음파 치료 빔은 다양한 치료 및/또는 이미징 절차를 수행하기 위해 2 개, 3 개, 4 개 또는 그 이상의 동시 초점 영역으로 분할된다. 특히, 본 발명의 실시예는 치료 영역에서의 치료를 위해 치료 장치와 조직 사이의 적절한 연결을 확인하는 데 있어서 유효성 및/또는 효율을 향상시킨다.

[0007] 몇몇 실시예들에서, 다양한 치료 및/또는 이미징 절차를 수행하기 위한 초음파 치료 빔을 2 개, 3 개, 4 개의 또는 그 이상의 동시 초점 영역으로 분할하여, 열적 경로를 통해 가시적이고 효과적인 미용적 결과를 얻기 위하여, 목표되고 정확한 초음파를 사용하여 미적 효과의 유효성 및/또는 효율을 성공적으로 개선하는 시스템 및 방법이 제공된다.

[0008] 일 실시예에 따르면, 초음파 치료 시스템은, 미용적 치료를 위해 피부 표면 아래에 2개 이상의 동시적 치료 지점 및/또는 초점 영역을 생성하며, 치료 지점들은 초음파 빔을 디더링함으로써 확대된다. 일 실시예에서, 초점 영역은 점이다. 일 실시예에서, 초점 구역은 선이다. 일 실시예에서, 초점 구역은 평면이다. 일 실시예에서, 초점 영역은 3 차원 체적 또는 형상이다. 초음파 빔 초점 지점들의 디더링 (dithering)은, 에어 브러시를 통해 페인팅하는 것과 같이, 초음파 처리 빔의 주파수를 바꾸어 초점 지점들의 위치를 기계적 및/또는 전자적으로 산란 시킴으로써, 초점 지점 또는 초점 영역(예: 초점 지점, 선, 평면 또는 체적)을 흔들거나, 번지게 하거나 (blurring), 튀게하여(splattering), 치료 영역을 확대한다. 일부 실시예들에서, 디더링은 보다 큰 치료 지점들 및/또는 초점 영역을 만들어서 효능을 증가시킨다. 일부 실시예들에서, 디더링은 뜨거운 지점(hot spot)의 온도가 보다 큰 부피의 조직에 퍼지게 하여, 투여량의 잠재적인 감소를 허용하기 때문에 통증을 감소시킨다. 일부 실시예에서, 기계적 디더링은 초음파 빔으로부터 음향 에너지를 분산시키는 방법 중 하나이므로, 초점으로부터 멀리 떨어진 조직 열 전도(tissue thermal conduction)에 대한 의존도가 적다. 기계적 디더링의 일 실시예에서, 치료 트랜스듀서는 열적 응고 지점 (TCP)의 의도된 중심 주위에서 국소적으로 이동된다. 음향 빔 이동은 좌우, 상하 및/또는 각도일 수 있다. 기계적 디더링의 일 실시예에서, 동작 메커니즘의 이동은 의도된 TCP 주위에 더 평탄한 온도 프로파일을 생성하기에 충분히 빠르며, 이는 같은 영향을 받는 조직 체적에 대한 전체 음향 에너지의 감소 또는 더 큰 조직 체적에 대한 같은 음향 에너지 또는 이들의 임의의 조합을 가능하게 한다.

[0009] 다양한 실시예들에 따르면, 주파수 변조는 초점 영역들 간의 위치 및/또는 초점 영역들 사이의 간격을 변경하여, 주파수의 변조를 통한 빔의 전자적 디더링이 빔 초점 지점 (들)의 위치를 정확하게 변경 및/또는 이동하도록 한다. 예를 들어, 일 실시예에서, 1.5mm의 간격은 작은 주파수 스윙(swing)을 사용하여 +/- 0.1mm로 디더링 될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 0.5, 0.75, 1.0, 1.2, 1.5, 2.0 mm의 임의의 하나 이상의 간격은, 주파수 스윙을 사용하여 +/- 0.01, 0.05, 0.1, 0.12, 0.15, 0.20, 0.25, 0.30 mm로 디더링 될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 주파수는 1 내지 200 % (예를 들어, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50%, 100%, 120%, 150%, 180%, 200% 및 임의의 범위)로 변조될 수 있다.

[0010] 여러 실시예들은 다양한 초음파 치료 및/또는 이미징 절차를 신속하고, 안전하고, 효율적으로 그리고 효과적으로 수행하는데 있어서 하나 이상의 (예를 들어, 복수 또는 다중) 초점 영역 및/또는 초음파 치료 지점을 제공하는 장치, 시스템 및 방법에 관한 것이다. 일부 실시예들에서, 이미징은 사용되지 않는다. 일부 실시예들은 단일한 초음파 트랜스듀서 및/또는 단일 초음파 트랜스덕션 소자로부터 2, 3, 4 또는 그 이상의 초점 영역으로 초음파 치료 빔을 분할하는 것에 관한 것이다. 일부 실시예들에서, 다수의 초음파 빔은 주파수 변조로 전자적으로 조작된다. 일부 실시예에서, 주파수 변조를 사용하는 다수의 및/또는 분할된 초음파 빔 조리개의 디더링 (예를 들어, 전자적 디더링)은 다수의 위치에서 치료 영역 또는 지점을 제공한다.

[0011] 일부 실시예들에서, 디더링은 에너지 빔의 초점 자리 / 위치의 의도적인 이동에 관한 것이다. 예를 들어, 일 실시예들에서, 디더링은 단일 초점 구역의 위치 및/또는 자리 및/또는 둘 이상의 초점 영역 들간의 상대적 간격을 흔들고, 이동시키고, 진동시키고, 변경하는 것을 포함한다. 다양한 실시예들에서, 초점 영역들의 상대 위치는 1 내지 50 % (예를 들어, 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 50 % 및 그 중에서 임의의 범위, 예를 들어 평균 위치의 백분율)로 디더링 된다. 다양한 실시예들에서, 초점 영역들 사이의 간격은 1 내지 50 % (예를 들어, 1 %, 5 %, 10 %, 15 %, 20 %, 25 %, 30 %, 35 %, 40 %, 50 % 및 임의의 범위) 사이의 범위로 디더링 된다.

[0012] 일부 실시예들에서, 디더링은 시스템 설계에 따라 기계적, 전자적 또는 기계적 및 전자적 수단의 조합을 통해 달성될 수 있다. 기계적 디더링의 일 실시예에서, 초음파 빔은 치료 트랜스듀서 또는 환자의 기계적 병진 또는 기울임 또는 이들의 임의의 조합을 통해 의도된 TCP 중심 주위에서 국소적으로 이동된다. 기계적 병진 및/또는 틸트는 조직의 열적 전도 제한이 극복되도록 음향 에너지의 확산을 가능하게 한다. 이는 동일한 효과 조직 볼륨

을 생성하기 위해 전체 음향 에너지를 감소 시키거나, 정지된 초음파 치료 장치와 비교할 때 영향을 받은 조직 볼륨을 증가시키기 위해 동일한 전체 음향 에너지를 갖도록, 조직에서보다 평탄한 온도 프로파일을 생성한다. 전자 디더링의 다양한 실시예에서, 주파수, 위상, 진폭 변조 또는 시간 기반 기술은, 임의의 기계적 움직임 없이 조직에서 초음파 빔을 이동시키기 위해 고유하게 정의된 트랜스듀서와 함께 사용된다. 일 실시예에서, 초음파 빔의 전자적 이동은 조직의 열적 전도성 한계를 극복하기 위한 기계적 운동보다 현저히 빠르다. 다양한 실시예에서, 디더링을 통한 상대적인 초점 영역의 비율은 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 또는 1:1000과 1:1 사이의 임의의 비율을 가질 수 있다.

[0013] 다양한 실시예들에서, 디더링 을 통한 상대적 초점 영역 위치 사이의 간격 비율은 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 또는 1:1000과 1:1 사이의 임의의 비율을 가질 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 초점 영역은 "1"로 활성화되고 비 처리 조직의 열린 간격 비는 제2 비율의 수로 제공된다. 예를 들어, 일 실시예들에서, 디더링 간격은 예를 들어 1mm이고, 디더링 거리는 0.1mm이므로 비율은 1:10이다. 다양한 실시예들에서, 디더링 을 통한 초점 영역간 간격의 비율은 1:1000, 1:500, 1:200; 1:100, 1:50, 1:25, 1:10, 1:2 또는 1:1000과 1:1 사이의 임의의 비율을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 동시적 초점 영역의 간격은 디더링 된다. 일부 실시예들에서, 치료 지점 및/또는 영역은 조직 내에 동시에 형성된다. 다양한 실시예들에서, 다양한 치료 및/또는 이미징 절차들을 수행하기 위한 디더링은, 주파수의 제어된 분산으로 변조 및/또는 다중 위상으로 이루어진다. 일부 실시예들은 예를 들어 디더링(dithering), 폴링(poling), 페이징(phasing) 및/또는 변조 기술 및/또는 이미징 절차로 다양한 치료를 수행하기 위해, 2, 3, 4 또는 그 이상의 초점 영역으로 초음파 치료 빔을 분할하는 것에 관한 것이다.

[0014] 본 명세서에 개시된 여러 실시예들에서, 비 침습적 초음파 시스템은 다음과 같은 유익한 미적 및/또는 미용적 개선 효과 중 하나 이상을 달성하는데 사용되도록 적응된다: 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료 (예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 지방 감소(예를 들어, 지방질 및/또는 셀룰라이트 치료), 셀룰라이트 치료(예를 들어, 딴플(dimple) 또는 비딴플 유형의 여성 부분 비만(gynoid lipodystrophy)), 데콜타주 (decolletage) 개선(예를 들어, 가슴 위쪽), 엉덩이 리프트(예를 들어, 엉덩이 타이팅), 피부 타이팅 (예를 들어, 얼굴, 목, 가슴, 팔, 허벅지, 복부, 엉덩이 등 얼굴이나 몸에 타이팅을 유발하는 이완 치료), 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 정맥 제거, 정맥 감소, 땀샘에서의 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 여드름 치료, 여드름 감소. 본 발명의 몇몇 실시예들은 다음 이점들 중 하나, 몇 가지 또는 모두를 포함하기 때문에 특히 유리하다: 빠른 치료 시간, (ii) 치료 중 통증 감소, (iii) 치료 후 통증 감소, (iv) 회복 시간 단축, (v) 보다 효과적인 치료, (vi) 고객 만족도 향상, (vii) 치료를 완료하는 데 필요한 에너지 감소 및/또는 (viii) 디더링 된 초점 영역에 의한 더 큰 치료 영역.

[0015] 다양한 실시예들에 따르면, 미용적 초음파 치료 시스템 및/또는 방법은 단일 또는 다중 디더링된 미용적 치료 영역 및/또는 열적 응고 지점들을 비 침습적으로 생성할 수 있으며, 여기서 초음파는 피부 표면 아래의 조직에서 치료 영역의 하나 이상의 위치에 집중되고, 주파수 변화 (예: 주파수 변조를 통해)를 통해 이동한다. 일부 시스템 및 방법은 다른 깊이, 높이, 폭 및/또는 위치와 같은 조직의 다른 위치에서 미용적 치료를 제공한다. 일 실시예에서, 방법 및 시스템은 하나 이상의 관심 영역, 예를 들어 관심 영역의 적어도 하나의 깊이, 관심 표면 영역 및/또는 관심 피부 아래 영역에, 초음파 처리를 제공하도록 구성된 다중 깊이 / 높이 / 및/또는 폭 트랜스듀서 시스템을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 방법 및 시스템은, 조직의 관심영역에서, 다양한 위치 (예를 들어, 고정된 또는 가변 깊이, 높이, 폭, 및/또는 배치)에서의 적어도 두 지점 사이와 같이, 관심 영역의 둘 이상에 초음파 치료를 제공하도록 구성된 트랜스듀서 시스템을 포함한다.

[0016] 일부 실시예들은 미용적 치료 영역에 대해 2, 3, 4 또는 그 이상의 초점 (예를 들어, 다수의 초점, 다중 초점)에서 초점을 맞추기 위해 및/또는 조직 내의 관심 영역에서 이미징하기 위해 빔을 분할할 수 있다. 초점들의 위치 및/또는 디더링은 조직 내에서 축 방향, 측면 방향 또는 다른 위치에 위치될 수 있다. 일부 실시예들은, 초점 지점의 위치 및/또는 디더링, 트랜스듀서로부터 반사면으로의 거리 변경 및/또는 관심 영역에 초점이 맞춰지거나 초점이 맞지 않는 에너지 각도의 변경 및/또는 트랜스듀서의 주파수, 구동 진폭 및 타이밍의 변화를 제어함과 같은 일시적 제어와 같은, 공간적 제어를 위해 구성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 다수의 치료 영역 또는 초점의 위치 및/또는 디더링은 폴링, 페이징 폴링(phasic poling), 바이 페이징 폴링(biphasic poling) 및/또는 다중 위상 폴링(multi-phasic poling)으로 달성된다. 몇몇 실시예들에서, 일 실시예에서와 같이 전기적 페이징 (phasing)과 같은 페이징을 갖는 다수의 치료 영역 또는 초점의 위치가 달성된다. 결과적으로, 치료 영역의 위치, 관심 영역 내의 치료 영역 또는 병변의 수, 형태, 크기 및/또는 부피뿐만 아니라 열적 조건들이 시간이 지남에 따라 동적으로 제어될 수 있다.

- [0017] 다양한 실시예들에 따르면, 미용적 초음파 치료 시스템 및/또는 방법은, 하나 또는 다수의 초음파 부분을 갖는 임의의 공간적 주기적 패턴을 생성하도록 하나 이상의 주파수 변조, 위상 변조, 폴링, 비선형 음향 및/또는 푸리에 변환을 사용하여, 다수의 미용적 치료 영역을 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 시스템은 세라믹 레벨에서 폴링을 사용하여 단일 또는 다중 처리 대역을 동시에 또는 순차적으로 전달한다. 일 실시예에서, 폴링 패턴은 초점 깊이 및 주파수, 및 홀수 또는 짝수 기능의 사용이다. 일 실시예에서, 홀수 함수 또는 짝수 함수의 조합일 수 있는 폴링 패턴이 적용되고, 초점 깊이 및/또는 주파수에 기초된다. 일 실시예에서, 임의의 공간적 주기적 패턴을 생성하기 위해 2 이상의 차원에서 프로세스가 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 초음파 빔은 축 방향 및 측면 방향으로 분할되어 비선형 음향 및 푸리에 변환의 사용을 통해 처리 시간을 상당히 감소시킨다. 일 실시예에서, 세라믹 또는 트랜스듀서로부터의 시스템 및 진폭 변조는 연속적으로 또는 동시에 조직에 다수의 치료 영역을 배치하는데 사용될 수 있다.
- [0018] 일 실시예에서, 미적 이미징 및 치료 시스템은 주파수 변조를 갖는 다중 에너지 빔 조리개의 전자적 디터링으로 초점 깊이의 복수의 위치에서 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브를 포함한다. 일 실시예에서, 시스템은 초음파 트랜스듀서를 제어하기 위해 초음파 프로브에 결합된 제어 모듈을 포함한다.
- [0019] 일 실시예에서, 시스템은 복수의 개별적인 미용적 치료 영역 사이에 가변적인 간격을 제공하도록 구성된 디터링을 포함한다. 일 실시예에서, 개별적인 미용적 치료 영역의 시퀀스는 약 0.01mm 내지 약 25mm 범위의 처리 간격을 가지며(예를 들어, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm 및 그 범위의 임의의 값), 간격의 디터링 변경은 1 내지 50 % (예를 들어, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% 및 그 범위의 임의의 값)이다. 일 실시예에서, 개별적인 미용적 치료 영역의 시퀀스는 간격의 디터링 변경을 1 내지 50 % (예를 들어, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% 및 그 범위의 임의의 값)로 하여, 약 0.01mm 내지 약 100mm 범위의 처리 간격(예를 들어, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm, 25 mm, 30 mm, 35 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm, 60 mm, 70 mm, 80 mm, 90 mm, and 100 및 그 범위의 임의의 값)을 갖는다.
- [0020] 일 실시예에서, 시스템은 복수의 개별적인 미용 치료 영역 사이에 일정하거나 가변적인 간격을 제공하도록 프로그래밍되도록 구성된 이동 메커니즘을 더 포함한다. 일 실시예에서, 개별적인 미용적 치료 영역의 시퀀스는 약 0.01 mm 내지 약 25 mm 범위의 치료 간격(예를 들어, 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 19 mm 또는 임의의 범위 또는 값)을 가진다. 일 실시예에서, 개별적인 미용적 치료 영역의 시퀀스는 약 0.01mm 내지 약 100mm 범위의 치료 간격(예를 들어, 0.1, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 100 mm 또는 임의의 범위 또는 값)을 가진다. 일 실시예에서, 치료 영역은 약 25mm의 거리를 따라 제공된다. 일 실시예에서, 치료 영역은 약 50mm의 거리를 따라 제공된다. 다양한 실시예들에서, 치료 영역은 5mm 내지 100mm (예를 들어, 10 mm, 20 mm, 25 mm, 35 mm, 50 mm, 75 mm, 100 mm 및 임의의 양 또는 범위)의 거리를 따라 제공된다. 다양한 실시예들에서, 치료 영역은 선형 및/또는 곡선 거리를 따라 제공된다.
- [0021] 예를 들어, 일부 비제한적인 실시예들에서, 트랜스듀서는, 0.5mm, 1.0mm, 1.5mm, 2mm, 3mm, 4.5mm, 6mm, 3mm 미만, 0.5mm 내지 5mm, 1.5 mm 내지 4.5 mm, 6 mm 이상의 조직 깊이 및 0.1mm -3 mm, 0.1mm-4.5mm, 0.1mm-25mm, 0.1mm-100 mm의 범위에 어떠한 곳 및 그 안의 어떠한 깊이(예: 6mm, 10mm, 13mm, 15mm)에 대해 구성될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 조직은 피부 표면 아래의 깊이에서 치료되고 피부 표면은 손상되지 않는다. 대신, 피부 표면 아래의 깊이에서 달성된 치료 효과는 피부 표면의 양호한 외관 외관을 가져온다. 다른 실시예에서, 피부 표면은 초음파로 처리된다(예를 들어, 0.5mm 미만의 깊이로).
- [0022] 동작 메커니즘의 한 가지 이점은 이미징 및/또는 치료 목적을 위해보다 효율적이고 정확하며 정밀한 초음파 트랜스듀서의 사용을 제공할 수 있다는 것이다. 하우징 내의 공간에 고정된 다수의 트랜스듀서의 종래의 고정된 어레이에 비해, 이러한 유형의 동작 메커니즘의 장점은, 고정된 어레이가 고정된 거리만큼 떨어져 있다는 점이다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 초음파 치료의 음향 출력을 약 1W 내지 약 100W (예를 들어, 3-30W, 7-30W, 21-33W) 및 약 1 MHz 내지 약 10 MHz의 주파수로 가열하여 조직을 가열하여 응고를 일으킨다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은, 조직을 가열하여 응고를 유발하도록, 피크(peak) 또는 평균 에너지 (예를 들어, 3-30W, 7-30W, 21-30W, 100 W, 220 W 또는 이상)에 대해 약 1W 내지 약 500W의 범위 및 약 1MHz 내지 약 10MHz의 주파수에서 초음파 치료의 음향 전력을 제공하도록 구성된다. 일부 실시예에서, 순간 에너지가 전달된다. 일부 실시예에서, 평균 에너지가 전달된다.
- [0023] 일 실시예에서, 음향 전력은 약 1MHz 내지 약 12MHz (예를 들어, 1 MHz, 3 MHz, 4 MHz, 4.5 MHz, 7 MHz, 10

MHz, 2-12 MHz)의 주파수 범위에서 1W 내지 100W의 범위일 수 있다. 약 3 MHz 내지 약 8 MHz (예를 들어, 3 MHz, 4 MHz, 4.5 MHz, 7 MHz)의 주파수 범위에서 약 10 W 내지 약 50 W의 주파수 범위를 가질 수 있다. 일 실시예에서, 음향 전력은 약 1MHz 내지 약 12MHz (예를 들어, 1 MHz, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz, 2-12 MHz)의 주파수 범위에서 1W 내지 500W의 범위 일 수 있다. 또는 약 3MHz 내지 약 8MHz, 또는 3MHz 내지 10MHz의 주파수 범위에서 약 10W 내지 약 220W일 수 있다. 일 실시예에서, 음향 전력 및 주파수는 약 4.3MHz에서 약 40W이고, 약 7.5MHz에서 약 30W이다.

[0024] 이 음향 출력에 의해 생성된 음향 에너지는, 약 0.01 J (joule) 내지 약 10 J 또는 약 2 J 내지 약 5 J 일 수 있다. 이 음향 출력에 의해 생성된 음향 에너지는, 약 0.01 J 내지 약 60,000 J 사이 (예를 들어, 벌크 가열을 통하여, 신체 보정(body shaping), 턱 끝밑(submental) 지방, 복부 및/또는 옆구리, 팔, 내측 외측 허벅지, 엉덩이, 복부 이완, 셀룰 라이트를 위해), 약 10 J 또는 약 2 J 내지 약 5 J일 수 있다. 일 실시예에서, 음향 에너지는 약 3 J 미만의 범위에 있다. 다양한 실시예들에서, 치료 전력은, 1 kW/cm^2 내지 100 kW/cm^2 , 15 kW/cm^2 내지 75 kW/cm^2 , 1 kW/cm^2 내지 5 kW/cm^2 , 500 W/cm^2 내지 10 kW/cm^2 , 3 kW/cm^2 내지 10 kW/cm^2 , 15 kW/cm^2 내지 50 kW/cm^2 , 20 kW/cm^2 내지 40 kW/cm^2 및/또는 15 kW/cm^2 내지 35 kW/cm^2 의 범위인 것이다.

[0025] 다양한 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서로부터 다중 동시 초점 포인트를 디더링하기 위한 초음파 치료 시스템은, 초음파 프로브 및 초음파 프로브를 제어하기 위해 초음파 프로브에 결합된 제어 모듈을 포함한다. 초음파 프로브는 초점 깊이에서 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하도록 구성된 단일 트랜스덕션 소자를 갖는 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 초음파 트랜스듀서는 적어도 제1 폴링 구성 및 제2 폴링 구성으로 폴링된다. 제어 모듈은 주파수의 변조를 통한 디더링이 분리된 위치에서 빔 초점 지점의 위치를 정확하게 이동시키도록, 제1 초점 영역 및 제2 초점 영역의 디더링을 통해 분리된 위치들 사이의 간격을 변경한다.

[0026] 일 실시예에서, 복수의 위치들은 미용적 치료 영역 내의 선형 시퀀스로 위치되며, 분리된 위치들은 주파수 스윙을 통해 디더링 된 간격으로 분리된다. 일 실시예에서, 제1 세트의 위치들은 제1 미용 치료 영역 내에 위치되고 제2 세트의 위치들은 제2 미용 치료 영역 내에 위치되며, 제1 영역은 제2 영역과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성된다. 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정하며, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 개 이상의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 압전체의 적어도 하나의 부분에 의해 방출된 초음파 치료의 진폭은 시간에 따라 변한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 조정된다. 일 실시예에서, 복수의 압전 재료 변화는 압전 재료의 팽창 및 압전 재료의 수축 중 적어도 하나를 포함한다.

[0027] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 위상 쉬프팅(shifting)을 통해 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다. 일 실시예에서, 복수의 위상들은 이산 위상 값들을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 진폭은 제2 진폭 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되는 초음파 치료를 적용하며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다.

[0028] 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 데콜타주 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료 또는 다른 위치의 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 기미 제거, 지방 치료 및 셀룰 라이트 치료를 포함한다. 일부 실시예에서는, 피부 이완을 감소함에 따른 피부 타이팅은, 체중 감소가 자연적으로 발생한 것인지 외과적으로 수행된 것인지에 관계없이, 체중 감소 후 과도한 또는 느슨한 피부를 가지는 대상을 치료하도록 달성된다.

[0029] 다양한 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서로부터 다수의 동시적 초점을 디더링하기 위한 미용적 치료에 사용하는 초음파 처리 시스템은, 디더링을 통해 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 간격을 변경시키는 제어 모듈을 포함하는 초음파 프로브, 개별적인 열적 치료 영역의 적어도 한 쌍의 동시적 시퀀스에서 초음파 처리를 유도하는 이동 메커니즘 및 초음파 치료를 적용하는 트랜스듀서 모듈을 포함한다. 트랜스듀서 모듈은 초음파 이미징 및 초음파 치료에 모두 적합하다. 트랜스듀서 모듈은 초음파 프로브에 연결되도록 되어 있다. 트랜스듀서 모듈

은 초점 깊이의 복수의 위치에서 조직에 초음파 치료를 적용하도록 조정된 초음파 트랜스듀서를 포함한다. 트랜스듀서 모듈은 스위치 및 이동 메커니즘 중 적어도 하나에 작동 가능하게 연결되도록 되어 있다. 제어 모듈은 트랜스듀서 모듈을 제어하기 위한 프로세서 및 디스플레이를 포함한다.

[0030] 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 트랜스듀서 모듈의 복수의 부분들은 복수의 진폭들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 여기서 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 초음파 치료를 적용하도록 구성되고, 트랜스듀서 모듈의 복수의 부분은 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다.

[0031] 다양한 실시예들에서, 다중 초점 치료를 디더링하기 위한 초음파 치료 시스템은 초음파 트랜스듀서를 포함하는 모듈을 포함한다. 초음파 트랜스듀서는, 제1 초점 영역 및 제2 초점 영역의 디더링을 통해, 복수의 분리된 위치들 사이의 간격을 변경하는 조직 내의 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하도록 구성되며, 주파수의 변조를 통한 디더링은 복수의 분리된 위치에서 빔 초점 지점의 위치를 정확하게 이동 시키며, 모듈은, 모듈과 핸드완드 사이에 전자 통신 및 전력을 제공하기 위해 핸드완드에 제거 가능하게 결합하도록 설계된 인터페이스 가이드를 더 포함한다.

[0032] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하도록 구성된다. 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 복수의 진폭들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 되어 있고, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 초음파 치료기를 적용하여 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하는데 적합하며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 조정된다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 이상의 진폭들의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 적응되고, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분에 의해 방출된 초음파 치료의 진폭은 시간에 걸쳐 일정하게 유지된다.

[0033] 일 실시예에서, 초음파 치료는, 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 피부 타이팅(예를 들어, 복부 이완 치료 또는 체중 감소 동안 또는 이후에와 같은, 복부, 엉덩이, 허벅지, 팔 및 기타 영역과 같은, 과도한 피부 또는 조직 등의 신체 및 얼굴의 타이팅), 혈관 감소, 땀샘 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 지방 치료 질 회춘 및 여드름 제거 중 적어도 어느 하나이다.

[0034] 다양한 실시예들에서, 동시적 포커싱된 초음파 치료 빔을 디더링하는 방법은, 초점 깊이에서 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하는 단일 트랜스덕션 소자를 포함하는 초음파 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브를 제공하는 단계와, 초음파 트랜스듀서를 제어하기 위한 초음파 프로브와, 분리된 위치에서 초음파 초점 지점들의 위치를 이동시키기 위하여 주파수의 변조를 통해 제1 초점 지역과 제2 초점 지역의 분리된 위치들간의 간격을 디더링하는 단계를 포함한다.

[0035] 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 제1 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 제2 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 간격은 1 내지 50%의 범위에서 디더링 된다. 일 실시예에서, 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 간격은 1.5mm이고 0.1mm 단위이다. 일 실시예에서, 주파수의 변조는 1 내지 50 %의 범위 내에 있다.

[0036] 일 실시예에서, 초음파 치료는, 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 피부 타이팅(예를 들어, 복부 이완 치료 또는 체중 감소 동안 또는 이후에와 같은, 복부, 엉덩이, 허벅지, 팔 및 기타 영역과 같은, 과도한 피부 또는 조직 등의 신체 및 얼굴의 타이팅), 혈관 감소, 땀샘 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 지방 치료 질 회춘 및 여드름 제거 중 적어도 어느 하나이다.

[0037] 다양한 실시예들에서, 포커싱된 초음파 빔을 디더링하는 방법은, 단일 트랜스덕션 소자 및 제어 모듈을 포함하는 초음파 프로브를 제공하는 단계를 포함하며, 단일 트랜스덕션 소자는 초점 깊이의 초점 영역에서 조직에 초음파 치료를 적용하는데 조정하며, 제어 모듈은 단일 트랜스덕션 소자를 제어하기 위해 초음파 프로브에 결합되

고, 주파수 변조를 통해 초점 영역을 디터링하여 조직에서 초점 영역의 크기를 변경시킨다.

- [0038] 일 실시예에서, 초점 영역의 상대 위치는 1 내지 50 %의 범위에서 디터링된다. 일 실시예에서, 제2 초점 영역은 단일 트랜스덕션 소자로부터 동시에 방출된다. 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 주파수의 변조는 1-50% 범위이다.
- [0039] 본 명세서에 기술된 실시예들 중 몇 가지에서, 절차는 전적으로 미용적이고 의학 행위가 아니다. 예를 들어, 일 실시예에서, 여기에 기술된 방법들은 의사에 의해 수행될 필요는 없지만, 스파 또는 다른 미적인 연구소에서 수행될 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 피부의 비 침습성 미용 치료를 위해 사용될 수 있다.
- [0040] 일부 실시예들에서, 다중채널 신호 혼합을 사용하는 동시적 다중 초점 요법이 제시된다. 몇몇 실시예에서, 치료 시스템은 전자적 포커싱 및/또는 조종을 가능하게 하기 위해 다수의 치료 채널을 이용한다. 예를 들어, 전자적 포커싱 및/또는 조종을 가능하게 하기 위해 다중 치료 채널을 이용하는 치료 시스템은, 더 빠른 전자적 디터링을 허용하여 동일한 양의 에너지를 사용하여 더 많은 열 응고를 생성하거나, 다른 치료 장치 또는 다른 치료 장치보다 적은 에너지로 전자적 디터링을 사용하여 동등한 열적 응고를 생성할 수 있다.
- [0041] 다양한 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서로부터 다중 동시적 초점 지점들을 생성하도록 구성된 초음파 치료 시스템은, 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하도록 조정된 다중 트랜스덕션 소자를 갖는 초음파 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브, 초음파 프로브에 연결되어 초음파 트랜스듀서를 제어하는 제어 모듈을 포함하며, 각각의 트랜스덕션 소자는 기하학적 초점을 갖는 채널을 포함하며, 초음파 프로브는 제1 전자적 초점을 갖고, 초음파 프로브는 제2 전자적 초점을 갖고, 제어 모듈은 분리된 위치들에서 빔 초점 지점의 위치를 이동시키는 여기 기능을 통한 디터링을 하도록, 제1 초점 영역 및 제2 초점 영역의 디터링을 통해, 분리된 위치들 사이의 간격을 변경한다.
- [0042] 일 실시예에서, 복수의 위치는 미용적 치료 영역 내의 선형 시퀀스로 위치되고, 분리된 위치는 떨어진다. 일 실시예에서, 제1 세트의 위치들은 제1 미용적 치료 영역 내에 위치되고 제2 세트의 위치들은 제2 미용적 치료 영역 내에 위치되며, 제1 영역은 제2 영역과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 초음파 치료법을 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 개 이상의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 압전체의 적어도 하나의 부분에 의해 방출된 초음파 치료의 진폭은 시간에 따라 변한다.
- [0043] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 조정된다. 일 실시예에서, 복수의 압전 재료 변화는 압전 재료의 팽창 및 압전 재료의 수축 중 적어도 하나를 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 위상 쉬프팅을 통해 초음파 치료법을 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다 .
- [0044] 일 실시예에서, 복수의 위상들은 이산 위상 값들을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 진폭은 제2 진폭과 다르고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 초음파 치료를 적용하며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다.
- [0045] 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 데콜타주 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료 또는 다른 위치의 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 기미 제거, 지방 치료 및 셀룰 라이트 치료 중 어느 하나이다.
- [0046] 다양한 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서로부터 다수의 동시적 초점 영역을 형성하기 위하여 미용 치료에 사용하기 위한 초음파 치료 시스템은, 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 간격을 변경하도록 구성된 제어 모듈을 포함하는 초음파 프로브와, 초음파 치료를 제공하기 위한 초음파 치료 기능을 작동 가능하게 제어하는 스위치; 개별적인 열적 미용 치료 영역들의 적어도 한 쌍의 동시적 시퀀스로 초음파 처리를 유도하도록 구성된 이동 메커니즘 및 초음파 치료를 적용하도록 조정된 트랜스듀서 모듈을 포함하며, 트랜스듀서 모듈은 초음파 이미징 및/또는 초음파 치료에 적합하며, 트랜스듀서 모듈은 초음파 프로브에 결합되도록 조정되고, 트랜스듀서 모듈은 복수의 위치에서의 조직에 대한 초음파 치료를 동시에 적용하도록 조정되고, 트랜스듀서 모듈은 스위치 및 이동 메커니즘 중 적어도 하나에 작동 가능하게 결합되고, 제어 모듈은 트랜스듀서 모듈을 제어하기 위한 프

로세서 및 디스플레이를 포함한다.

- [0047] 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 트랜스듀서 모듈의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되는 초음파 치료법을 적용하는데, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 초음파 치료를 적용하여 트랜스듀서 모듈의 복수의 부분이 복수의 음향 세기에서 초음파 요법을 방출하도록 되어 있다. 다양한 실시예에서, 다중 채널 신호 혼합을 사용하여 다중 초점 치료를 생성하기 위한 초음파 처리 시스템은 초음파 트랜스듀서를 포함하는 모듈을 포함하고, 초음파 트랜스듀서는 조직 내의 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하도록 구성되며, 모듈은 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 복수의 분리된 위치들 사이의 간격을 변경하여, 다중 채널 신호 혼합이 복수의 분리된 위치에서 빔 초점 지점의 위치를 정확하게 이동시키고, 모듈은 핸드 완드와 사이에 전자 통신 및 전력을 제공하기 위해 핸드 완드에 제거 가능하게 결합하도록 설계된 인터페이스 가이드를 더 포함한다.
- [0048] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 초음파 치료를 적용하여 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 조정된다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 이상의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되고, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분에 의해 방출된 초음파 치료의 진폭은 시간에 걸쳐 일정하게 유지된다.
- [0049] 일 실시예에서, 초음파 치료는, 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 피부 타이팅(예를 들어, 복부 이완 치료 또는 체중 감소 동안 또는 이후에와 같은, 복부, 엉덩이, 허벅지, 팔 및 기타 영역과 같은, 과도한 피부 또는 조직 등의 신체 및 얼굴의 타이팅), 혈관 감소, 땀샘 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 지방 치료 질 회춘 및 여드름 제거 중 적어도 어느 하나이다.
- [0050] 다양한 실시예에서, 다중 채널 신호 혼합을 사용하여 동시적 포커싱된 초음파 치료 빔을 생성하는 방법은, 복수의 초점 깊이의 복수의 분리된 위치에서 조직에 초음파 치료를 동시에 적용하도록 구성된 복수의 트랜스덕션 소자 및 초음파 트랜스듀서에 결합되어 초음파 트랜스듀서를 제어하는 제어 모듈을 포함하는 초음파 트랜스듀서를 제공하는 단계, 분리된 위치들에서 초음파 초점 지점의 위치를 이동시키기 위해 다중 채널 신호 혼합을 통해 제1 초점 영역 및 제2 초점 영역의 분리된 위치들 사이의 간격을 변경하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 제1 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다.
- [0051] 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 제2 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 제1 초점 영역과 제2 초점 영역 사이의 간격은 1-50%의 범위 내에서 변화된다. 일 실시예에서, 제1 초점 구역과 제2 초점 구역 사이의 간격은 1.5mm이고 0.1mm 단위이다. 일 실시예에서, 전기적 초점 사이의 간격은 전기적 초점 사이의 공칭 거리의 10-50% 범위이다. 일 실시예에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 피부 타이팅(인간의 조직 타이팅 또는 복부의 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 지방 치료, 질 회춘 및 여드름 제거 중 어느 하나이다.
- [0052] 다양한 실시예들에서, 동시 포커싱된 초음파 빔들을 생성하는 방법은, 트랜스덕션 소자들의 어레이 및 제어 모듈을 포함하는 초음파 프로브를 제공하는 단계를 포함하며, 트랜스덕션 소자들의 어레이는 복수의 초점들에서의 초점 영역에서 조직에 초음파 치료를 적용하고, 제어 모듈은 트랜스덕션 소자들의 어레이를 제어하고 초점 영역을 이동시키기 위해 초음파 프로브에 결합된다.
- [0053] 일 실시예에서, 초점 영역의 상대 위치는 10-50 %의 범위 내에서 이동된다. 일 실시예에서, 제2 초점 영역은 단일 트랜스덕션 소자로부터 동시에 방출된다. 일 실시예에서, 상기 방법은 초음파 이미징 소자로 초점 영역을 이미징하는 단계를 포함한다. 일 실시예에서, 시스템은 조직을 치료하기 위해 비 침습적으로 작동하도록 설계된다. 일 실시예에서, 상기 방법은 조직을 치료하기 위해 비 침습적인 방식으로 기능한다.
- [0054] 다양한 실시예에서, 초음파 이미징은 초음파 요법 치료의 전달 동안 충분한 음향 결합을 보장하기 위해 사용된다. 다양한 실시예에서, 초음파 이미징은 뼈 또는 임플란트와 같은 신체의 원하지 않는 영역에서의 치료를 방지

하기 위해 사용된다. 소리는 빛과 달리 전파 매체가 필요합니다. 일 실시예에서, 초음파 처리 시스템은 겔을 사용하여 음향 창을 통해 트랜스듀서로부터의 초음파 에너지를 본체에 음향적으로 연결시킨다. 이 실시예에서, 겔은 조직의 음향 임피던스 특성을 모방하는 매체이므로, 장치로부터 조직으로의 에너지 전달이 효율적이다.

[0055] 불행하게도, 트랜스듀서와 조직 사이의 공기 포켓은 적절한 연결을 방해하여 초음파 치료 에너지의 부적절한 전달을 유발할 수 있다. 초음파 이미징은 이러한 연결을 검사한다. 부적절한 결합은 초음파 이미지의 그림자나 수직 줄무늬 또는 완전히 어두운 이미지로 나타날 수 있다. 충분한 연결이 있어도, 뼈나 임플란트와 같은 조직이나 물체는 연조직 (예: 피부, 근육)과는 다른 음향 임피던스 및 흡수 특성을 가질 수 있기 때문에 문제를 야기할 수 있다. 이 때문에 장치와 의도된 치료 초점 사이에 있는 뼈나 임플란트와 같은 물체는 의도한 것보다 더 얇은 깊이에서 심각한 반사 및 외관 가열을 일으킬 수 있다. 초점을 약간 벗어난 대상(예: 뼈 등)은, 대상이 연조직의 초음파를 반사하고 쉽게 흡수하므로, 문제를 유발할 수 있다. 반사된 에너지는 우발적으로 이미 치료 초점에 에너지를 추가하여 의도한 것보다 높은 온도 상승을 일으킬 수 있다. 뼈에서 흡수된 에너지는 뼈에 가열 또는 불편을 야기할 수 있다.

[0056] 다양한 실시예에서, 본 발명의 이점은 의도된 치료 조직에 초음파 치료 빔의 연결을 평가하기 위해 이미지를 사용하는 것을 포함한다. 다양한 실시예에서, 고해상도 이미징은 치료를 위해 목표 조직 내 및 그 부근의 조직의 이미지에 더 많은 디테일을 제공하는 것이 유리하다. 다양한 실시예에서, 본 발명은 안전 특성을 향상시키고, 효능을 향상시키고, 몸매 보정, 턱끝밑 지방, 복부 및/또는 옆구리, 팔, 내측 허벅지, 외측 허벅지, 엉덩이, 이완, 복부 이완 등을 위한 벌크 가열 장치에 대한 안전성 및 효능의 구성 요소(선형 치료 영역, 원통형 초점 선, 평면 및/또는 체적 등)를 제공하며, 연결의 정성적 및/또는 정량적 평가를 제공하며, 연결 이미지 (들)와 고해상도 이미지 (들)의 블렌딩을 제공하고, 후 초점적인(post-focally) 각 변형(out-of-plane) 장애물들(예, 뼈, 내장, 임플란트)를 평가하기 위해 사용되며, 및/또는 소노그래프(sonographer) 등가 기술에 대한 필요성을 줄이기 위해 사용될 수 있다.

[0057] 다양한 실시예에서, 초음파 처리 및 이미징 시스템은, 조직에 초음파 치료법을 적용하도록 조정된 초음파 치료 트랜스듀서, 조직을 이미징하도록 적응된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 음향 창을 포함하는 초음파 프로브 및 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 상기 초음파 탐침에 결합된 제어 모듈을 포함하며, 초음파 이미징 트랜스듀서는 환형 이미징 어레이를 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 송신 채널을 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 수신 채널을 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 초음파 이미징 트랜스듀서와 음향 창 사이의 거리에 대해 초음파 이미징 트랜스듀서에 인접한 위치에서 초점을 맞추도록 구성되고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 음향 창의 40 % 이상을 조사하도록 구성된다.

[0058] 다양한 실시예들에서, 초음파 치료 및 이미징 시스템은 조직에 초음파 치료를 적용하도록 조정된 초음파 치료 트랜스듀서, 조직을 이미징하도록 조정된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 음향 창을 포함하는 초음파 프로브, 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 초음파 프로브에 연결된 제어 모듈을 포함하며, 초음파 이미징 트랜스듀서는 환형 이미징 어레이를 포함하고 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 송신 채널을 포함하며, 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 수신 채널을 포함하고, 초음파 활상 트랜스듀서는 8MHz 내지 50MHz의 이미징 주파수에서 동작하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 피부 표면 아래에서 최대 25mm (예를 들어, 5mm, 8mm, 10mm, 12mm, 15mm, 20mm)의 깊이에서 조직을 이미징하도록 구성되고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 초음파 이미징 트랜스듀서의 후방 위치에서 음향 창에 대해 초점을 맞추도록 구성되고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 음향 윈도우의 10 % 이상을 조사하도록 구성된다.

[0059] 다양한 실시예들에서, 초음파 치료 및 이미징 시스템은 조직에 초음파 치료를 적용하도록 조정된 초음파 치료 트랜스듀서, 조직을 이미징하도록 적응된 초음파 이미징 트랜스듀서 및 음향 창을 포함하는 초음파 프로브 및 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 상기 초음파 프로브에 연결된 제어 모듈을 포함하며, 초음파 이미징 트랜스듀서는 환형 또는 선형 이미징 어레이를 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 송신 채널을 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 복수의 수신 채널을 포함하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 8MHz 내지 50MHz의 이미징 주파수에서 동작하고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 피부 표면 아래 25 mm 깊이의 조직에서 이미징을 형성하도록 구성되고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 초음파 이미징 트랜스듀서와 음향 창 사이의 거리에 대해 초음파 이미징 트랜스듀서에 인접한 위치에서 초점을 맞추도록 구성되고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 음향 윈도우의 15 % 이상을 조사하도록 구성된다.

[0060] 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미징 빔 폭은 초음파 치료 트랜스듀서로부터의 치료 빔 폭의 단면 크기의 적어도 20%이다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미징 빔 폭은 초음파 치

료 트랜스듀서로부터의 치료 빔 폭의 단면 크기의 적어도 30%이다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미징 빔 폭은 초음파 치료 트랜스듀서로부터의 치료 빔 폭의 단면 크기의 적어도 40%이다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미징 빔 폭은 초음파 치료 트랜스듀서로부터의 치료 빔 폭의 단면 크기의 적어도 50%이다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서로부터의 이미징 빔 폭은 초음파 치료 트랜스듀서로부터의 치료 빔 폭의 단면 크기의 적어도 80%이다.

[0061] 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서의 이미징의 연결은 초음파 치료 트랜스듀서에 의한 치료를 위한 연결의 표시를 제공한다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 음향 창의 80% 이상을 조사하도록 구성된다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 음향 창의 90% 이상을 조사하도록 구성된다. 일 실시예에서, 환경 이미징 어레이는 초음파 치료 트랜스듀서에 위치된다.

[0062] 일 실시예에서, 제어 모듈은 벡터 이미징을 위해 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어한다. 일 실시예에서, 제어 모듈은 디포커싱된 벡터 이미징을 위해 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어한다.

[0063] 일 실시예에서, 초음파 치료 트랜스듀서는 제1 미용적 치료 영역 내에 위치한 제1 세트의 위치들 및 제2 미용적 치료 영역 내에 위치한 제2 세트의 위치들에 있는 조직의 치료를 위해 구성되며, 제1 영역은 제2 영역과 다르다. 일 실시예에서, 초음파 치료 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되고, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 개 이상의 진폭의 음향 세기에서 초음파 치료를 방출하도록 조정되고, 압전체의 적어도 하나의 부분에 의해 방출되는 초음파 치료의 진폭은 시간에 따라 변한다.

[0064] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 조정된다. 일 실시예에서, 복수의 압전 재료 변화는 압전 재료의 팽창 및 압전 재료의 수축 중 적어도 하나를 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 위상 쉬프팅을 통해 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다 .

[0065] 일 실시예에서, 복수의 위상들은 이산 위상 값들을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용한 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 제1 진폭은 제2 진폭과 다르고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향적 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되는 초음파 치료를 적용하며, 제1 위상은 제2 위상과 상이하다.

[0066] 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 기미 제거, 지방 치료 및 셀룰 라이트 치료 중 어느 하나이다.

[0067] 다양한 실시예들에서, 치료를 위해 초음파 프로브와 조직 사이의 연결을 확인하는 방법은, 음향 창을 포함하는 초음파 프로브, 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스덕션 소자와 조직을 이미징 하기 위한 어레이 형태의 복수의 이미징 트랜스덕션 소자를 포함하는 초음파 트랜스듀서, 다수의 이미징 트랜스덕션 소자들로부터의 이미징 빔을 이용하여 음향 창의 적어도 20 %를 조사하는 제어 모듈을 제공하는 단계를 포함한다.

[0068] 일 실시예에서, 복수의 이미징 트랜스덕션 소자는 음향 창의 적어도 30%를 조사한다. 일 실시예에서, 복수의 이미징 트랜스덕션 소자는 음향 창의 적어도 40%를 조사한다. 일 실시예에서, 복수의 이미징 트랜스덕션 소자는 음향 창의 적어도 50%를 조사한다.

[0069] 일 실시예에서, 복수의 이미징 트랜스덕션 소자는 음향 창의 적어도 60%를 조사한다. 일 실시예에서, 복수의 이미징 트랜스덕션 소자는 음향 창의 적어도 70%를 조사한다.

[0070] 일 실시예에서, 상기 방법은 벡터 이미징을 더 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 디포커싱된 벡터 이미징을 더 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 복수의 이미징 트랜스덕션 소자로 조직에 제1 초점 영역을 이미징 하는 단계를 더 포함한다. 일 실시예에서, 상기 방법은 복수의 이미징 트랜스덕션 소자로 조직에 제2 초점 영역을 이미징하는 단계를 더 포함한다. 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 다한증 치료, 기미 제거, 지방 치료, 질 회춘 및 여드름 제거 중 어

는 하나이다.

- [0071] 본 명세서에 기술된 실시예들 중 몇 가지에서, 절차는 전적으로 미용적이고 의학 행위가 아니다. 예를 들어, 일 실시예에서, 여기에 기술된 방법들은 의사에 의해 수행 될 필요는 없지만, 스파 또는 다른 미적인 연구소에서 수행 될 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 피부의 비침습성 미용적 치료를 위해 사용될 수있다.
- [0072] 몇몇 실시예들에서, 이미징 트랜스듀서가 동작 메커니즘 상에 있을 때와 같이 움직이는 동안 조직의 초음파 이미징을 성공적으로 개선하는 시스템 및 방법이 제공된다. 다양한 실시예들에서, 보다 높은 해상도가 달성된다. 다양한 실시예들에서, 보다 양호한 영상 신호 품질이 얻어진다. 다양한 실시예들에서, 초음파 이미징은 치료적 조직 치료와 함께 사용된다.
- [0073] 다양한 실시예들에서, 이미지 오정렬을 감소 시키도록 구성된 초음파 치료 및 이미징 시스템은, 초음파 치료를 조직에 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브, 조직을 이미징하기에 적합한 초음파 이미징 트랜스듀서 및 초음파 이미징 트랜스듀서를 제1 방향 및 제2 방향으로 이동시키기 위한 동작 메커니즘을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 동작 메커니즘에 기계적으로 부착된다. 일 실시예에서, 제1 방향은 선형이다. 일 실시예에서, 제2 방향은 선형이다. 일 실시예에서, 제1 방향은 제2 방향과 평행하다.
- [0074] 일 실시예에서, 제1 방향은 제2 방향과 반대이다. 일 실시예에서, 제1 방향으로 이동할 때 제1 초점 영역 시퀀스 순서(focal zone sequence order) (f_1, f_2)로 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 제2 방향으로 이동할 때 제2 초점 영역 시퀀스 순서(f_2, f_1)로 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 트리거링(triggering) 위치에 시차를 둬(staggering)으로써 제1 방향 이미징과 제2 방향 이미징 사이의 공간 정합이 개선된다. 일 실시예에서, 제어 모듈은 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 초음파 프로브에 연결된다.
- [0075] 다양한 실시예들에서, 이미징 오정렬을 줄이기 위해 구성된 초음파 치료 및 이미징 시스템은, 초음파 치료를 조직에 적용하도록 구성된 치료 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브, 조직을 이미징하기에 적합한 초음파 이미징 트랜스듀서 및 제1 방향 및 제2 방향으로 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키는 동작 메커니즘을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고, 제1 방향은 선형이며, 제2 방향은 선형이고, 제1 방향은 제2 방향과 평행하고, 제1 방향은 제2 방향과 반대이고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 방향으로 진행할 때 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, f_2, f_3, f_4) 로 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 방향으로 진행할 때 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_4, f_3, f_2, f_1)로 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 제1 방향 이미징과 제2 방향 이미징 사이의 공간 정합은 트리거링(triggering) 위치에 시차를 둬(staggering)으로써 향상되고, 이미징 시스템은 연속적으로 (선 1: f_1, f_2, f_3, f_4 ; 선 2: f_4, f_3, f_2, f_1)의 진행을 따라 연속하는 2 개의 A-선의 시퀀스를 적용하고, 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 초음파 프로브에 결합된 제어 모듈을 포함한다.
- [0076] 다양한 실시예들에서, 이미징 오정렬을 줄이기 위해 구성된 초음파 치료 및 이미징 시스템은, 초음파 치료를 조직에 적용하도록 구성된 치료 트랜스듀서를 포함하는 초음파 프로브, 조직을 이미징하기에 적합한 초음파 이미징 트랜스듀서 및 제1 방향 및 제2 방향으로 초음파 이미징 트랜스듀서를 이동시키는 동작 메커니즘을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 동작 메커니즘에 기계적으로 부착된다. 일 실시예에서, 제1 방향은 제2 방향과 반대이다.
- [0077] 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 방향으로 진행할 때 제1 초점 영역 시퀀스 순서 (f_1, \dots, f_N)로 ($N > 1$) 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 제2 방향으로 진행할 때 제2 초점 영역 시퀀스 순서 (f_N, \dots, f_1)로 초음파 이미징 트랜스듀서가 이미지를 얻고, 제1 방향 이미징과 제2 방향 이미징 사이의 공간 정합은 트리거링(triggering) 위치에 시차를 둬(staggering)으로써 향상된다. 일 실시예에서, 이미징 시스템은 연속적인 A-선 상에서 ($f_1 - \dots - f_N$)과 ($f_N - \dots - f_1$) 사이에서 교호하는 방향 의존성 초점 영역 시퀀싱을 사용하고, 초음파 이미징 트랜스듀서를 제어하기 위해 초음파 프로브에 연결된 제어 모듈을 포함한다.
- [0078] 일 실시예에서, 트랜스듀서의 제1 운동 방향은 선형, 회전 및 곡선으로 이루어진 그룹 중 임의의 하나 이상이다. 일 실시예에서, 제2 방향은 제1 방향의 반대 방향 경로이다. 일 실시예에서, 제1 운동 방향은 다차원으로 발생하고, 제2 방향은 제1 방향의 반대 방향 경로이다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 트랜스듀서는, (f_1, \dots, f_N)로서 특정되고 $N > 1$ 인, 제1 초점 영역 시퀀스 순서를 가지고 이미지를 얻는다.
- [0079] 일 실시예에서, 초음파 치료 트랜스듀서는 제1 미용적 치료 영역 내에 위치한 제1 세트의 위치 및 제2 미용적

치료 영역 내에 위치한 제2 세트의 위치에서 조직을 치료하도록 구성되며, 제1 영역은 제2 영역과 다르다. 일 실시예에서, 초음파 치료 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 되어 있으며, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하다.

[0080] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 부분은 2 이상의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 조정되며, 압전기의 적어도 하나의 부분에 의해 방출된 초음파 치료의 진폭은 시간에 따라 변한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 압전 재료를 포함하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분은 초음파 트랜스듀서에 인가된 전기장에 응답하여 복수의 대응하는 압전 재료 변화를 생성하도록 적응된다. 일 실시예에서, 복수의 압전 재료 변화는 압전 재료의 팽창 및 압전 재료의 수축 중 적어도 하나를 포함한다.

[0081] 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 위상 쉬프팅을 통해 초음파 치료를 적용하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들은 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 되어 있고, 제1상은 제2 상과 상이하다. 일 실시예에서, 복수의 위상은 이산 위상 값을 포함한다. 일 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 진폭 변조를 사용하여 초음파 치료를 적용하여, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 진폭의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 되어 있으며, 제1 진폭은 제2 진폭과 상이하고, 초음파 트랜스듀서의 복수의 부분들이 복수의 위상의 음향 세기로 초음파 치료를 방출하도록 적용되는 초음파 치료를 적용하고, 제1위상은 제2 위상과 상이하다.

[0082] 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 기미 제거, 지방 치료 셀룰 라이트 치료, 질 회춘 및 여드름 치료 중 어느 하나이다.

[0083] 다양한 실시예들에서, 이동하는 초음파 프로브에서 이미지 오정렬을 감소시키는 방법은, 초음파 프로브로 제1 방향 이미징과 제2 방향 이미징 사이의 공간적 정합의 트리거링 위치에 시간 차를 두는 단계를 포함하고, 초음파 프로브는 조직에 초음파 치료를 적용하도록 구성된 초음파 치료 트랜스듀서와, 조직을 영상화하기에 적합한 초음파 이미징 트랜스듀서와, 초음파 이미징 트랜스듀서를 제1 방향 및 제2 방향으로 이동시키는 동작 메커니즘을 포함하며, 초음파 이미징 트랜스듀서는 동작 메커니즘에 기계적으로 부착되고, 제1 방향은 제2 방향에 반대이고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 초점 영역 시퀀스 순서(f_1, \dots, f_N), $N > 1$ 로 이미지를 얻고, 초음파 이미징 트랜스듀서는 제1 방향으로 진행할 때 제1 초점 영역 순서 (f_1, \dots, f_N)로 이미지를 얻고, 제2 방향으로 진행할 때 제2 초점 영역 순서 (f_N, \dots, f_1)로 이미지를 얻는다.

[0084] 일 실시 형태에서, $N = 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9$ 및 10으로 이루어진 그룹 중 임의의 하나이다. 일 실시 형태에서, $N = 4$ 이다. 다양한 실시예들에서, 초음파 처리는 페이스 리프트, 눈썹 리프트, 턱 리프트, 눈 치료, 주름 감소, 데콜타주(decolletage) 개선, 엉덩이 리프트, 흉터 감소, 화상 치료, 피부 타이팅(복부 이완 치료), 혈관 감소, 땀샘 치료, 기미 제거, 지방 치료 셀룰 라이트 치료, 질 회춘 및 여드름 치료 중 어느 하나이다.

[0085] 상기에 요약되고 하기에 더 자세하게 설명되는 방법은 실행자(practitioner)가 취하는 특정 동작을 기술한다. 그러나, 다른 당사자(another party)에 의한 그러한 행동의 지시를 포함할 수 있음을 이해해야 한다. 따라서 "에너지 빔 디더링"과 같은 동작에는 "에너지 빔의 디더링을 지시한다."가 포함된다.

[0086] 일부 실시예에서, 시스템은 단일 특징 (다중 특징과 반대로)로서 존재하는 다양한 특징을 포함한다. 예를 들어, 일 실시예에서, 시스템은 디더링되는 2 개의 동시적 처리 초점 지점을 생성하는 단일 트랜스덕션 소자를 포함한다. 대안적인 실시예에서는 다중 특징 또는 컴포넌트가 제공된다. 다양한 실시예에서, 시스템은 본 명세서에 개시된 임의의 특징 또는 컴포넌트의 1 개, 2 개, 3 개 또는 그 이상의 실시예를 포함하거나, 본질적으로 구성되거나, 이들로 구성된다. 일부 실시예에서, 어떤 특징 또는 성분은, 포함되지 않으며, 특징의 청구항으로부터 부정적으로 부인 될 수 있어서 시스템은 그러한 특징 또는 성분이 없을 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0087] 도 1a는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파 시스템의 개략도이다.

도 1b는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파 시스템의 개략도이다.

도 1c는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파 시스템의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 관심 영역에 연결된 초음파 시스템의 개략도이다.

도 3은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 트랜스듀서의 일부의 개략도이다.

도 4는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 초음파 시스템의 절개된 측면도이다.

도 5는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 다른 공간 주파수를 가지는 조리개들에 대한 초점 분리를 나타낸 표이다.

도 6은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 다른 조리개 공간 주파수를 가지는 조리개에 대한 초점 분리를 나타낸 그림이다.

도 7은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 다른 조리개 공간 주파수를 가지는 조리개에 대한 초점 분리를 나타낸 그림이다.

도 8은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 채널들의 여기 작용(excitation)에 의해 변경될 수 있는 공간 주파수를 가지는 조리개 폴링(aperture poling)의 개략도이다.

도 9는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 세라믹의 2개의 폴링된(poled) 영역을 덮는 채널들의 여기 작용에 의해 변경될 수 있는 공간 주파수를 가지는 폴링된 세라믹의 개략도이다.

도 10은 이미징 트랜스듀서를 가지는 어레이 트랜스듀서의 일 실시예의 개략도이다.

도 11은, 기계적 초점, 제1 전자적 초점 및 제2 전기적 초점을 가지는 도 10의 어레이 트랜스듀서의 일 실시예의 개략도이다.

도 12는, 15mm 및 17mm에서 2개의 초점을 가지는 치료의 세기 지도(intensity map)의 일 실시예의 개략도이다.

도 13은, 15mm 및 19mm에서 2개의 초점을 가지는 치료의 세기 지도(intensity map)의 일 실시예의 개략도이다.

도 14는 본 발명의 다양한 실시예에 따라, 초음파 이미징 빔과 비교하여 초음파 치료 빔의 크기 차이의 단면 개략도이다.

도 15는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 선형 어레이의 개략도이다.

도 16은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 환형 어레이의 개략도이다.

도 17은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 선형 어레이에 비교된 환형 어레이의 개략도이다.

도 18은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 어레이 뒤에 가상 초점을 가지는 환형 어레이의 개략도이다.

도 19는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 어레이와 음향 윈도우 사이에 가상 초점을 가지는 환형 어레이의 개략도이다.

도 20은 본 발명의 다양한 실시예에 따라 통상의 B모드 이미징을 위한 송신-수신 벡터들의 시간 진행을 나타낸 개략도이다.

도 21은 본 발명의 다양한 실시예에 따른 인터리브(interleaved) 이미징 접근법을 나타낸 개략도이다.

도 22는 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 합성 송신 및 수신 조리개 방법들을 가지는 이미징 접근법을 나타낸 개략도이다.

도 23은 본 발명의 다양한 실시예들에 따른 이미징 진단 초음파 시스템의 개략도이다.

도 24는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 동일한 축 방향 위치에서 양방향 이미징을 나타낸 개략도이다.

도 25는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱을 나타낸 개략도이다.

도 26은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 다른 트리거링(triggering) 위치를 가지는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱을 나타낸 개략도이다.

도 27은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 연속적인 A선 상에서 (f1-f2-f3-f4) 과 (f4-f3-f2-f1) 사이에 교호하는(alternating) 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱을 나타낸 개략도이다.

도 28은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 볼록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

도 29는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 볼록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

도 30은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 블록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

도 31은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 블록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

도 32는 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 블록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

도 33은 본 발명의 다양한 실시예들에 따라 블록 면, 측 단면도 및 오목 면으로부터 본 트랜스듀서의 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0088] 본 출원은 2016년 8월 16일에 출원된 미국 가출원 제62/375,607호, 2017년 4월 6일에 출원된 미국 가출원 제62/482,476호, 2017년 4월 6일에 출원된 미국 가출원 제62/482,440호 및 2017년 6월 15일자로 출원된 미국 가출원 제62/520,055호 (이들 각각은 본 명세서에서 그 전체가 참고 문헌으로 인용된다)에 기술되어 있다. 애플리케이션 데이터 시트(Application Data Sheet)에서 확인된 모든 우선권 주장이나 그에 대한 수정은 37 CFR 1.57에 의거 참조되어 본 명세서에 통합된다.
- [0089] 다음의 설명은 실시예의 예를 설명하며, 본 발명 또는 그의 가르침, 응용 또는 사용을 제한하려는 것이 아니다. 도면 전체에 걸쳐, 대응하는 참조 번호는 동일하거나 대응하는 부분 및 특징을 나타낸다는 것을 이해해야 한다. 본 발명의 다양한 실시예들에서 지시된 특정 예들에 대한 설명은 단지 설명의 목적을 위한 것이며, 본 명세서에 개시된 본 발명의 범위를 제한하려는 것이 아니다. 또한, 언급된 특징들을 갖는 다수의 실시예들의 기재는, 추가적인 특징들을 갖는 다른 실시예들 또는 언급된 특징들의 다른 조합들을 통합하는 다른 실시예들을 배제하는 것으로 의도되지는 않는다. 또한, 일 실시예의 특징(일 실시 형태에서와 같이)은 다른 실시예의 설명(및 도면)과 결합 될 수 있다.
- [0090] 다양한 실시예에서, 조직의 초음파 치료를 위한 시스템 및 방법은 미용 치료를 제공하도록 개조되거나 및/또는 구성된다. 일부 실시예에서 초음파 치료를 단일 초점 지점 또는 다수의 동시적인 초점 지점에 지향시키는 장치 및 방법은, 몇 가지 실시예들에서 미용 및/또는 의학적 시술에서 이미지를 형성하는 것이 제공될 때에, 성능을 개선하거나 제1 및 제2 방향으로의 운동 사이의 상관 관계를 개선하기 위하여, 치료 영역에 충분한 음향 연결을 확인하기 위한 초음파 이미징을 사용한다. 일부 실시예들에서 미용 및/또는 의료 시술에서 단일 초점 지점 또는 다수의 동시적인 초점 지점에 초음파 치료를 지향시킬 때에, 성능 및 안전성을 향상 시키기 위하여 치료 영역에 충분한 음향 연결을 확인하기 위한 초음파 이미징을 사용하는 장치 및 방법들이 제공된다.
- [0091] 일부 실시예에서, 개선된 초음파 이미징의 장치 및 방법은, 이미지를 형성할 때에, 제1 및 제2 방향으로의 이동 사이의 더 좋은 상관 관계를 제공한다. 본 발명의 실시예들은 제1 이동 방향과 제2 이동 방향 간의 보다 좋은 이미징 상관 관계(예를 들어, 좌측 주행 및 우측 주행 이미지 간의 보다 좋은 상관 관계)를 제공한다. 개선된 초음파 이미징 장치 및 방법은 B모드 이미징을 보다 빠르게 가져오게 개선한다 (예를 들어, 1.5 배, 2 배, 3 배, 5 배의 스캔 속도).
- [0092] 다양한 실시예들에서, 표피, 진피, 근막, 근육, 지방 및 표층근건막계(superficial muscular aponeurotic system, SMAS)와 같은, 피부 표면 아래 조직에 또는 피부에도 초음파 에너지로 비침습적으로 치료된다. 초음파 에너지는 하나 이상의 치료 지점 및/또는 영역에서 초점 지어질 수 있고, 초점이 맞지 않거나(unfocused) 초점이 흐려질(defocused) 수 있으며, 미용 및/또는 치료 효과를 달성하기 위하여, 표피, 진피, 피하선, 근막, 근육, 지방, 셀룰라이트 및 스마스(SMAS) 중 적어도 하나를 포함하는 관심 영역에 적용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 시스템 및/또는 방법은 열처리(thermal treatment), 응고(coagulation), 절제(ablation) 및/또는 타이트닝(tightening)을 통해 조직에 비침습성 피부 과학적인 치료(non-invasive dermatological treatment)를 제공한다.
- [0093] 본 명세서에 개시된 여러 실시예들에서, 비침습성 초음파는, 다음의 효과들 중 하나 이상을 얻기 위해 사용될 수 있다: 안면 리프트, 이마 리프트, 턱 리프트, 눈 치료(예를 들어, 뺨의 주머니(malar bags), 눈 아래 이완(infraorbital laxity) 치료), 주름 감소, 지방 감소(예를 들어, 지방질 및/또는 셀룰라이트 치료), 셀룰라이트 치료(예를 들어, 딴플(dimple) 또는 비딴플 유형의 여성 부분 비만(gynoid lipodystrophy)), 데콜타주(decolletage) 개선(예를 들어, 가슴 위쪽), 영덩이 리프트(예를 들어, 영덩이 타이트닝), 피부 이완 치료 (예

를 들어, 조직 타이팅 치료 또는 복부 이완 치료), 흉터 감소, 화상 치료, 문신 제거, 정맥 제거, 정맥 감소, 땀샘에서의 치료, 다한증 치료, 태양 반점 제거, 여드름 치료 및 뾰루지 제거. 일 실시예에서, 지방 감소가 달성된다.

[0094] 다양한 실시예들에서, 셀룰라이트(예를 들어, 딴플(dimple) 또는 비딴플 유형의 여성 부분 비만(gynoid lipodystrophy)) 감소 또는 하나 이상의 특성들(딴플, 소결절형성(nodularity), 오렌지 껍질(orange peel) 모양 등)의 개선은, 예를 들어 치료되지 않은 조직과 비교하여 20-40 %, 40-60 %, 60-80% 또는 그 이상(및 중첩된 범위)으로 얻어질 수 있다. 일 실시예에서, 테콜타주가 치료된다. 일부 실시예에서, 둘, 셋 또는 더 많은 유익한 효과가 같은 치료 기한 동안에 얻어지고, 동시에 얻어질 수 있다.

[0095] 본 발명의 다양한 실시예들은, 조직에 에너지 전달을 제어하는 장치 또는 방법에 관한 것이다. 다양한 실시예들에서, 다양한 형태의 에너지는, 음향, 초음파, 광, 레이저, 무선 주파수(RF), 마이크로파, 전자기 방사선, 열, 극저온, 전자 빔, 광자 기반, 자기, 자기 공명 및/다른 에너지 형태를 포함할 수 있다. 본 발명의 다양한 실시예들은, 초음파 에너지 빔을 다수의 빔으로 분할하는 장치 또는 방법에 관한 것이다. 다양한 실시예들에서, 치료 초음파, 진단 초음파, 초음파 용접, 기계적 파동을 물체에 연결시키는 것을 포함하는 어떠한 적용 및 다른 방법들과 같은, 그러나 제한되지 않는, 어떠한 방법에서도 초음파 음향 에너지의 전달을 변경하기 위해 장치 또는 방법이 사용될 수 있다.

[0096] 일반적으로, 치료 초음파의 경우, 조리개로부터의 초점 기술을 사용하여 음향 에너지를 집중시킴으로써 조직 효과가 달성된다. 어떤 경우에는, 고강도 집중된 초음파(HIFU)가 이러한 방식으로 치료 목적으로 사용된다. 일 실시예에서, 특정 깊이에서 치료 초음파를 인가함으로써 생성된 조직 효과는, 열적 응고점(thermal coagulation point, TCP)의 생성이라고 할 수 있다. 일부 실시예들에서, 영역은 지점을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 영역은 선, 평면, 구형, 타원형, 입방체 또는 다른 1, 2 또는 3 차원 형태이다. 조직의 열적 및/또는 기계적 절제가 비침습적 또는 원격으로 발생할 수 있는, 특정 위치에서의 TCP의 생성을 통해 이루어진다. 일부 실시예들에서, 초음파 치료는 캐비테이션(cavitation) 및/또는 충격파를 포함하지 않는다. 일부 실시예들에서, 초음파 치료는 캐비테이션 및/또는 충격파를 포함한다.

[0097] 일 실시예에서, 치료 간격에 의해 이웃하는 TCP들로부터 분리된 각각의 개별적인 TCP에 의해, 선형 또는 실질적으로 선형, 곡선 또는 실질적으로 곡선인 영역 또는 시퀀스로 TCP가 생성될 수 있다. 일 실시예에서, 다수의 TCP들 시퀀스가 치료 영역에 생성될 수 있다. 예를 들어, TCP들은 제1 시퀀스 및 제1 시퀀스로부터 치료 거리만큼 분리된 제2 시퀀스를 따라 형성될 수 있다. 치료 초음파를 이용한 치료가 시퀀스 내의 개별 TCP들 및 개별 TCP들의 시퀀스를 생성함으로써 관리될 수 있지만, 시간과 대응되는 환자가 경험하는 고통 및/또는 불편함의 위험을 감소시키는 것이 바람직할 수 있다. 여러 TCP들을 동시에, 거의 동시에 또는 순차적으로 형성함으로써 치료 시간을 줄일 수 있다. 일부 실시예들에서, 치료 시간은, 다수의 TCP들을 생성하여, 10%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50%, 55%, 60%, 65%, 70%, 75%, 80% 또는 그 이상 줄여질 수 있다.

[0098] 본 발명의 다양한 실시예들은, 초음파 치료의 집행으로 야기되는 잠재적인 문제점을 해결한다. 다양한 실시예들에서, 목표 조직에서 원하는 임상 접근을 위한 바람직한 미용 및/또는 치료적인 처치를 위한 TCP들의 형성을 수행하는 시간이 감소된다. 다양한 실시예들에서, 목표 조직은, 제한되지는 않고, 어떠한 피부, 눈꺼풀, 속눈썹, 눈썹, 눈물언덕(caruncula lacrimalis), 눈가 잔주름(crow's feet), 주름, 눈, 코, 입 (예를 들어, 코입술주름, 입주위 주름), 혀, 치아, 잇몸, 귀, 뇌, 심장, 폐, 늑골, 복부 (예를 들어, 복부 이완), 위, 간, 신장, 자궁, 유방, 질, 전립선, 고환, 땀샘, 갑상선, 내장, 머리카락, 근육, 뼈, 인대, 연골, 지방, 지방엽(fat lobules), 지방 조직, 피하 조직, 이식 조직, 이식 장기, 림프구, 종양, 낭종, 농양 또는 신경 일부분 또는 이들의 어떠한 조합일 수 있다.

[0099] 초음파 치료 및/또는 이미징 장치의 다양한 실시예들이, 2011년 5월 12일 미국 특허 출원 제2011-0112405 A1호 (2009년 6월 5일자로 출원되고 2009년 12월 10일에 영어로 공개된, 국제 출원 PCT/US2009/046475호의 35 U.S.C. § 371에 따른 국내단계)로 공개된 미국 출원 제12/996,616호(2008년 6월 6일자로 제출된 미국 가출원 제 61/059,477로부터 우선권을 주장)에 기재되어 있으며, 본 명세서에서 그 전체가 참고 문헌으로 인용된다. 초음파 치료 및/또는 이미징 장치의 다양한 실시예들이, 2014년 9월 11일에 미국 공개번호 제2014/0257145호로 공개된 미국 출원 제14/193,234호에 기재되어 있으며, 본 명세서에서 그 전체가 참고 문헌으로 인용된다. 초음파 치료 및/또는 이미징 장치의 다양한 실시예들이, 2015년 10월 22일에 국제 공개 공보 W02015/160708호(미국 출원 제15/302,436호로 국내단계 되고, 2017년 2월 2일에 미국 공개 특허 제2017/0028227호로 공개)로 공개된 국제출원 PCT/US15/25581호에 기재되어 있으며, 본 명세서에서 그 전체가 참고 문헌으로 인용된다.

[0100] 시스템 개요

[0101] 도 1a, 1b 및 1c의 그림을 참조하면, 초음파 시스템 (20)의 다양한 실시예들은, 핸드 완드(hand wand, 예를 들어, 핸드 피스(handpiece), 100), 모듈 (예를 들어, 트랜스듀서(transducer) 모듈, 카트리리지(cartridge), 프로브(probe), 200) 및 제어기(예를 들어, 콘솔(console), 300)을 포함한다. 일부 실시예들에서, 콘솔 (300)은 다른 파티, 제조자, 공급자, 서비스 제공자, 인터넷 및/또는 클라우드와 통신하기 위한 통신 시스템 (예를 들어, wifi, 블루투스, 모뎀 등)을 포함한다. 일부 실시예들에서, 카트 (301)는 시스템 (20)의 이동성 및/또는 위치를 제공하고, 휠, 쓰기 또는 구성품을 배치하는 표면 및/또는 구성품을 저장 또는 정돈하기 위해 격실(예를 들어, 서랍, 컨테이너, 선반 등, 302)을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 카트는, 배터리에 대한 전력 접속 및/또는 시스템 (20)에 전력, 통신(예를 들어, 이더넷)을 연결하기 위한 하나 이상의 코드와 같은 전원 공급장치를 갖는다. 일부 실시예들에서, 시스템 (20)은 카트 (301)을 포함한다.

[0102] 일부 실시예들에서, 시스템 (20)은 카트 (301)를 포함하지 않는다. 핸드 완드 (100)는 유선 또는 무선 인터페이스 일 수 있는 인터페이스 (130)에 의해 제어기 (300)에 연결될 수 있다. 인터페이스 (130)는 커넥터 (145)에 의해 핸드 완드 (100)에 연결될 수 있다. 인터페이스 (130)의 말단부는 회로 (345) 상의 제어기 커넥터에 연결될 수 있다(미도시). 일 실시예에서, 인터페이스 (130)는 컨트롤러 (300)로부터 핸드 완드 (100)로 제어 가능한 전력을 송신할 수 있다. 일 실시예에서, 시스템 (20)은, 이미징 개선을 위해 피하 구조의 고선명(ultra-clear) HD (고화질) 시각화를 위한, 다수의 이미징 채널(예를 들어, 8 채널)을 구비한다. 일 실시예에서, 속도를 증가시키면서 (예를 들어, 25%, 40%, 50%, 60%, 75%, 100% 또는 이상), 치료 정확도를 두 배로 하는 정밀 선형 구동 모터 및 다중 치료 채널(예를 들어, 8 채널)을 가진다. 함께, 이러한 기능은 업계에서 가장 다양한 시스템 플랫폼 중 하나를 확립하고, 전례 없는 미래의 가능성을 위한 토대를 제공한다.

[0103] 다양한 실시예들에서, 제어기 (300)는, 전체 초음파 시스템 (20) 기능뿐만 아니라 핸드 완드 (100) 및 모듈 (200)과 함께 작동되게 및/또는 조정될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 다수의 제어기들 (300, 300', 300'' 등)은 다수의 핸드 완드 (100, 100', 100'' 등) 및/또는 다수의 모듈들 (200, 200', 200'' 등)과 함께 작동되게 및/또는 조정될 수 있다. 제어기 (300)는, 터치 스크린 모니터 및 사용자가 초음파 시스템 (20)과 상호 작용할 수 있게 하는 그래픽 사용자 인터페이스 (GUI)를 포함 할 수 있는, 하나 이상의 상호작용 그래픽 디스플레이 (310)에 대한 연결성을 포함 할 수 있다.

[0104] 일 실시예에서, 보다 작고 더 이동성이 있는 제2 디스플레이가, 사용자가 치료 스크린을 더 쉽게 위치시키고 볼 수 있게 해준다. 일 실시예에서, 제2 디스플레이는, 시스템 사용자가 치료 스크린 (예를 들어, 벽 상에, 모바일 장치 상에, 대형 스크린, 원격 스크린)을 볼 수 있게 한다. 일 실시예에서, 그래픽 디스플레이 (310)는 터치 스크린 인터페이스 (315)를 포함한다(미도시). 다양한 실시예들에서, 디스플레이 (310)는, 장비 활성화 상태, 치료 파라미터들, 시스템 메시지와 프롬프트 및 초음파 이미지를 포함하는 동작 조건을 설정 및 디스플레이 한다. 다양한 실시예들에서, 제어기 (300)는, 예를 들어, 소프트웨어 및 입출력 장치가 있는 마이크로 프로세서, 전자 및/또는 기계적 스캐닝 및/또는 트랜스듀서의 멀티플렉싱 및/또는 트랜스듀서 모듈의 멀티플렉싱을 제어하는 시스템 및 장치, 전력 공급 시스템, 모니터링 시스템, 프로브 및/또는 트랜스듀서 및/또는 트랜스듀서 모듈의 멀티플렉싱의 공간적 위치를 감지하는 시스템, 및/또는 사용자 입력을 처리하고 그 중에서 치료 결과를 기록하는 시스템을, 포함하게 구성되게 및/또는 조정될 수 있다.

[0105] 다양한 실시예들에서, 제어기 (300)는, 시스템 프로세서 및 다양한 아날로그 및/또는 (마이크로 컨트롤러, 마이크로 프로세서, 필드 프로그램 가능(field-programmable) 게이트 어레이, 컴퓨터 보드 및 관련 컴포넌트 중 하나 이상과 같은) 디지털 제어 로직을 포함할 수 있다. 통신, 디스플레이, 인터페이싱, 저장, 문서화 및 기타 유용한 기능을 위한 입력/출력 회로 및 시스템뿐만 아니라, 사용자 제어 및 인터페이싱 회로와 인터페이스 할 수 있는 펌웨어 및 제어 소프트웨어를 포함할 수 있다. 시스템 프로세스에서 실행되는 시스템 소프트웨어는, 사용자 정의 치료 목적을 달성하기 위한 모든 초기화, 타이밍, 레벨 설정, 모니터링, 안전 모니터링 및 모든 다른 초음파 시스템 기능을 제어하도록 구성되거나 및/또는 조정될 수 있다. 또한, 제어기 (300)는, 초음파 시스템 (20)의 동작을 제어하도록 적절하게 조정 및/또는 구성될 수 있는 스위치, 버튼 등과 같은 다양한 입력/출력 모듈을 포함 할 수 있다.

[0106] 일 실시예에서, 핸드 완드 (100)는 150 및 160과 같은 하나 이상의 손가락 작동 식 제어기 또는 스위치를 포함한다. 다양한 실시예들에서, 하나 이상의 열적 치료 제어기 (160) (예를 들어, 스위치, 버튼)는 치료를 활성화 및/또는 중단한다. 다양한 실시예들에서, 하나 이상의 이미징 제어기 (150) (예를 들어, 스위치, 버튼)는 영상을 활성화 및/또는 정지한다. 일 실시예에서, 핸드 완드 (100)는 착탈식 모듈 (200)을 포함 할 수 있다. 다른

실시예들에서, 모듈 (200)은 제거 가능하지 않을 수 있다. 다양한 실시예들에서, 모듈 (200)은 래치 또는 커플러 (140)를 사용하여 핸드 완드(100)에 기계적으로 연결될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 인터페이스 가이드 (235) 또는 다중 인터페이스 가이드 (235)는 모듈 (200)의 핸드 완드 (100)에 대한 연결을 돕기 위해 사용될 수 있다. 모듈 (200)은 하나 이상의 초음파 트랜스듀서 (280)를 포함 할 수 있다. 일부 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서 (280)는 하나 이상의 초음파 소자를 포함한다. 모듈 (200)은 하나 이상의 초음파 소자를 포함 할 수 있다. 핸드 완드 (100)는 이미징 전용 모듈, 치료 전용 모듈, 이미징 및 치료 모듈 등을 포함할 수 있다.

[0107] 다양한 실시예들에서, 초음파 트랜스듀서 (280)는 모듈 (200) 내의 하나 이상의 방향들 (290)로 이동 가능하다. 트랜스듀서 (280)는 동작 메커니즘 (400)에 연결된다. 다양한 실시예들에서, 동작 메커니즘은, 모듈 (200) 내의 트랜스듀서 (280)의 정확하고 반복 가능한 이동을 보장하는데 도움을 주기 위하여, 0개, 1개 또는 그 이상의 베어링, 샤프트, 로드, 나사, 리드 스크류 (401), 인코더 (402) (예를 들어, 트랜스듀서 (280)의 위치를 측정하는 광학 인코더), 모터 (403) (예를 들어, 스텝 모터)를 포함한다. 다양한 실시예들에서, 모듈 (200)은, 음향적으로 투명한 부재 (230)를 통해 에너지를 방출할 수 있는 트랜스듀서 (280)를 포함 할 수 있다. 일 실시예에서, 제어 모듈 (300)은 인터페이스 (130)를 통해 핸드 완드 (100)에 연결될 수 있고, 그래픽 사용자 인터페이스 (310)는 모듈 (200)을 제어하도록 조정 및/또는 구성 될 수 있다.

[0108] 일 실시예에서, 제어 모듈 (300)은 핸드 완드 (100)에 전력을 공급할 수 있다. 일 실시예에서, 핸드 완드 (100)는 전원을 포함 할 수 있다. 일 실시예에서, 스위치 (150)는 조직 이미징 기능을 제어하도록 조정 및/또는 구성될 수 있으며, 스위치 (160)는 조직 치료 기능을 제어하도록 조정 및/또는 구성될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 적절한 초점 깊이, 분포, 타이밍 및 에너지 레벨에서 방출된 에너지 (50)의 전달은, 열적 응고 영역 (550)으로 원하는 치료 효과를 달성하기 위해, 트랜스듀서 (280)의 제어 시스템 (300)에 의해 제어된 동작을 통해 모듈 (200)에 의해 제공된다.

[0109] 일 실시예에서, 모듈 (200)은 핸드 완드 (100)에 연결될 수 있다. 모듈 (200)은 초음파 에너지와 같은 에너지를 방출하고 수신할 수 있다. 모듈 (200)은 핸드 완드 (100)에 전자적으로 연결될 수 있고, 이러한 연결은 제어기 (300)와 통신하는 인터페이스를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 인터페이스 가이드 (235)는 모듈 (200)과 핸드 완드 (100) 사이의 전자적 통신을 제공하도록 조정 및/또는 구성될 수 있다. 모듈 (200)은 다양한 프로브 및/또는 트랜스듀서 구성을 포함할 수 있다. 예를 들어, 모듈 (200)은, 합쳐진 듀얼-모드 이미징/치료 트랜스듀서, 결합되거나 같이 수용된 이미징/치료 트랜스듀서, 별도의 치료 및 이미징 프로브 등을 위해, 조정 및/또는 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 모듈 (200)이 핸드 완드 (100)에 삽입되거나 연결될 때, 제어기 (300)는 이를 자동으로 검출하고 상호적인 그래픽 디스플레이 (310)를 업데이트 한다.

[0110] 일부 실시예들에서, 액세스 키 (320) (예를 들어, 보안 USB 드라이브, 키)는 시스템 (20)에 제거 가능하게 연결되어 시스템 (20)이 기능하게 한다. 다양한 실시예들에서, 액세스 키는, 고객 고유의 것으로 프로그램 되고, 시스템 보안, 치료 지침 및 기능에 대한 국가/지역 특정한 접근, 소프트웨어 업그레이드, 지원 로그(support log) 전송 및/또는 크레딧 전송 및/또는 저장을 포함하는, 다수의 기능을 제공한다. 다양한 실시예들에서, 시스템 (20)은 인터넷 및/또는 데이터 연결성을 갖는다. 일 실시예에서, 연결성은 데이터가 시스템 (20) 제공자와 고객 간에 전송되는 방법을 제공한다.

[0111] 다양한 실시예들에서, 데이터는 크레딧, 소프트웨어 업데이트 및 지원 로그를 포함한다. 연결성은 사용자의 콘솔이 인터넷에 연결된 방식에 따라 다양한 모델 구현으로 나뉜다. 일 실시예에서, 단절된 모델(Disconnected Model) 연결성은, 인터넷으로부터 분리되며 고객이 인터넷 액세스를 갖지 않는 콘솔을 포함한다. 크레딧 전송 및 소프트웨어 업그레이드는 고객에게 액세스 키 (예: USB 드라이브)를 배송하여 수행된다. 일 실시예에서, 반-연결된 모델(Semi-Connected) 연결성은 인터넷으로부터 단절되지만 고객은 인터넷 액세스를 갖는 콘솔을 포함한다.

[0112] 크레딧 전송, 소프트웨어 업그레이드 및 지원 로그 전송은, 고객의 개인용 컴퓨터, 스마트 폰 또는 기타 컴퓨팅 장치를 데이터를 전송하기 위한 시스템 액세스 키와 함께 사용하여 수행된다. 일 실시예에서, 완전히 연결된 모델(Fully-Connected Model) 연결성은, 와이파이(wifi), 셀룰러 모델, 블루투스 또는 다른 프로토콜을 사용하여 인터넷에 무선으로 연결된 콘솔을 포함한다. 크레딧 전송, 소프트웨어 업그레이드 및 지원 로그 전송은 콘솔과 클라우드 간에 직접 이루어진다. 다양한 실시예들에서, 시스템 (20)은 능률적인 재고 관리, 주문형 치료 구매 및 비즈니스 분석 통찰을 위하여, 온라인 포털에 연결하여, 고객 미용적 치료 비즈니스를 다음 단계로 끌어 올린다.

[0113] 다양한 실시예들에서, 표피, 진피, 피하 조직, 근막 및 표층근건막계(superficial muscular aponeurotic

system, SMAS) 및/또는 근육과 같은 피부 표면 아래 또는 피부표면 조직은, 초음파 에너지로 비침습적으로 치료된다. 조직은 또한 혈관 및/또는 신경을 포함할 수 있다. 초음파 에너지는 초점을 맞출 수 있고, 초점이 맞지 않거나 초점이 흐려질 수 있고, 표피, 진피, 피하 조직, 근막 및 SMAS 중 적어도 하나를 포함하는 관심 영역에 적용되어 치료 효과를 얻을 수 있다. 도 2는 관심 영역 (10)에 연결된 초음파 시스템 (20)의 개략도이다.

[0114] 다양한 실시예들에서, 관심 영역 (10)의 조직층들은, 대상 신체의 임의의 부분에 있을 수 있다. 일 실시예에서, 조직층은 대상의 머리 및 얼굴 영역에 있다. 관심 영역 (10)의 조직의 단면적 부분은, 피부 표면 (501), 표피층 (502), 진피층 (503), 지방층 (505), 표층근건막계 (507) (이하, "SMAS 507") 및 근육 층 (509)을 포함한다. 조직은 또한 진피층 (503) 아래의 임의의 조직을 포함할 수 있는 피하 조직 (504)을 포함할 수 있다. 이들 층들의 조합은 피부밑 조직 (subcutaneous tissue, 510)으로 알려질 수 있다. 도 2에 나타난 것은 또한 표면 (501) 아래에 있는 치료 영역 (525)이다.

[0115] 일 실시예에서, 표면 (501)은 대상 (500)의 피부의 표면일 수 있다. 조직층에서의 치료에 관한 실시예가 본 명세서에서 일 예로서 사용될 수 있지만, 시스템은 신체의 어떠한 조직에도 적용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 시스템 및/또는 방법들은 조직(근육, 근막, SMAS, 진피, 표피, 지방, 지방 세포, 셀룰 라이트-부분 비만(gynoid lipodystrophy)으로 불릴 수 있음(예를 들어, 비 덤플형 여성 부분 비만), 콜라겐, 피부, 혈관, 얼굴, 목, 머리, 팔, 다리 또는 신체(신체의 공동을 포함)의 다른 부위 중 어느 하나 또는 이들의 조합을 포함하며 이에 제한되지 않음)에 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 셀룰 라이트(예를 들어, 비 덤플형 여성 부분 비만) 감소는, 상당한 2%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 40%, 50%, 75%, 80%, 90%, 95% 및 그 안의 어떠한 범위에서 얻어질 수 있다.

[0116] 도 2의 설명을 참조하면, 초음파 시스템 (20)의 일 실시예는 핸드 완드 (100), 모듈 (200) 및 제어기 (300)를 포함한다. 일 실시예에서, 모듈 (200)은 트랜스듀서 (280)를 포함한다. 도 3은 초점 깊이 (278)에서 조직을 치료하도록 조정 및/또는 구성되는 트랜스듀서 (280)를 갖는 초음파 시스템 (20)의 일 실시예를 도시한다. 일 실시예에서, 초점 깊이 (278)는 치료를 위한 트랜스듀서 (280)와 대상 조직 사이의 거리이다. 일 실시예에서, 초점 깊이 (278)는 주어진 트랜스듀서 (280)에 대해 고정된다. 일 실시예에서, 초점 깊이 (278)는 주어진 트랜스듀서 (280)에 대해 가변적이다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 (280)는 피부 표면 아래의 다수의 깊이 (예를 들어, 1.5mm, 3.0mm, 4.5mm 또는 다른 깊이)를 동시에 치료하도록 구성된다.

[0117] 도 4에 도시된 바와 같이, 모듈 (200)은 음향적으로 투명한 부재 (230)를 통해 에너지를 방출할 수 있는 트랜스듀서 (280)를 포함할 수 있다. 다양한 실시예들에서, 깊이는 초점 깊이를 지칭할 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 (280)는, 트랜스듀서 (280)와 음향적으로 투명한 부재 (230)의 표면 사이의 거리인 오프셋 거리 (270)를 가질 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 (280)의 초점 깊이 (278)는 트랜스듀서로부터 고정된 거리이다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 (280)는 트랜스듀서로부터 음향적으로 투명한 부재 (230)까지 고정된 오프셋 거리 (270)를 가질 수 있다.

[0118] 일 실시예에서, 음향적으로 투명한 부재 (230)는, 피부 표면 (501)과 접촉하기 위해 모듈 (200) 또는 초음파 시스템 (20) 상의 위치에 조정 및/또는 구성된다. 다양한 실시예에서, 초점 깊이 (278)는, 피부 표면 (501) 아래의 조직 깊이 (279)에 위치한 대상 영역에서의 치료에 대응하는 양만큼 오프셋 거리 (270)를 초과한다. 다양한 실시예에서, 초음파 시스템 (20)이 피부 표면 (501)과 물리적으로 접촉하게 배치될 때에, 조직 깊이 (279)는 음향적으로 투명한 부재 (230)와 대상 영역 사이의 거리로서, 핸드 완드 (100) 또는 (음향적 연결 겔, 매체 등의 유무에 관계없이) 피부에 접촉하는 모듈 (200) 표면의 일부분으로부터 거리로 측정되고, 피부 표면 접촉 지점으로부터 대상 영역까지의 깊이이다.

[0119] 일 실시예에서, 초점 깊이 (278)는, 대상 영역에 대한 피부 표면 (501) 아래의 조직 깊이 (279)를 더하여 (연결 매체 및/또는 피부 (501)와 접촉하는 음향적으로 투명한 부재 (230)의 표면에 대해 측정되는) 오프셋 거리 (270)의 합에 대응할 수 있다. 다양한 실시예에서, 음향적으로 투명한 부재 (230)는 사용되지 않는다.

[0120] 연결 요소들은 관심 영역에 트랜스듀서 (280) 또는 모듈 (200)의 연결을 용이하게 하기 위해 다양한 물질, 재료 및/또는 장치를 포함할 수 있다. 예를 들어, 연결 요소들은 초음파 에너지 및 신호의 음향 연결을 위해 조정 및/또는 구성되는 음향적 연결 시스템을 포함할 수 있다. 매니 폴드(manifold)와 같은 가능한 접속부를 갖는 음향 연결 시스템은, 소리를 관심 영역으로 연결시키고 액체 또는 유체로 채워진 렌즈 초점을 제공하도록, 이용될 수 있다. 음향 연결 시스템은, 트랜스듀서 (280)와 관심 영역 사이에서 신호가 송신되게 하는, 공기, 가스, 물, 액체, 유체, 겔, 고체, 비-겔(non-gel) 및/또는 이들의 임의의 조합을 포함하는 하나 이상의 연결 매체의 사용을 통해, 그러한 연결을 가능하게 할 수 있다.

- [0121] 일 실시예에서, 하나 이상의 연결 매체가 트랜스듀서 내부에 제공된다. 일 실시예에서, 유체로 채워진 모듈 (200)은 하우징 내부에 하나 이상의 연결 매체를 포함한다. 일 실시예에서, 유체로 채워진 모듈 (200)은 밀봉된 하우징 내부에 하나 이상의 연결 매체를 포함하며, 이는 초음파 장치의 건조한 부분으로부터 분리 가능하다. 다양한 실시예에서, 연결 매체는, 하나 이상의 장치와 조직 사이에, 100%, 99% 또는 이상, 98% 또는 이상, 95% 또는 이상, 90% 또는 이상, 80% 또는 이상, 75% 또는 이상, 60% 또는 이상, 50% 또는 이상, 40% 또는 이상, 30% 또는 이상, 25% 또는 이상, 20% 또는 이상, 10% 또는 이상, 및/또는 5% 또는 이상의 전달 효율로, 초음파 에너지를 전달하는데 사용된다.
- [0122] 다양한 실시예에서, 트랜스듀서 (280)는 어떠한 적합한 조직 깊이 (279)에서 관심 영역을 이미지화하고 처리할 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈 (280)은, 약 1W 또는 이하, 약 1W 내지 약 100W 및 약 100W 초과, 예컨대 200W, 300W, 400W, 500 W 범위의 음향 전력을 제공할 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈 (280)은, 약 1MHz 또는 이하, 약 1MHz 내지 약 10MHz (예를 들어, 3MHz, 4MHz, 4.5MHz, 7MHz, 10MHz) 및 약 10 MHz 이상의 주파수에서 음향 전력을 제공할 수 있다. 일 실시예에서, 모듈 (200)은, 피부 표면 (501) 아래 약 4.5mm의 조직 깊이 (279)에서의 치료를 위한 초점 깊이 (278)를 갖는다.
- [0123] 모듈 (200)은, 피부 표면 (501) 아래 약 3mm의 조직 깊이 (279)에서의 치료를 위한 초점 깊이 (278)를 갖는다. 일 실시예에서, 모듈 (200)은, 피부 표면 (501) 아래 약 1.5 mm 조직 깊이 (279)에서의 치료를 위한 초점 깊이 (278)를 갖는다. 트랜스듀서 (280) 또는 모듈 (200)의 일부 비 한정적인 실시예들은, 1.5 mm, 3 mm, 4.5 mm, 6 mm, 7 mm, 3 mm 미만, 3 mm 내지 4.5 mm, 4.5 mm 내지 6 mm, 4.5 mm 이상, 6 mm 이상 등 및 0 내지 3 mm, 0 내지 4.5 mm, 0 내지 6 mm, 0 내지 25 mm, 0 내지 100 mm 등의 범위의 임의의 지점 및 그 안의 임의의 깊이의 조직 깊이에서, 초음파 에너지를 전달하도록 조정 및/또는 구성될 수 있다.
- [0124] 일 실시예에서, 초음파 시스템 (20)에는 2 이상의 트랜스듀서 모듈 (280)이 제공된다. 예를 들어, 제1 트랜스듀서 모듈은 제1 조직 깊이 (예를 들어, 약 4.5mm)에서 치료를 적용할 수 있고, 제2 트랜스듀서 모듈은 제2 조직 깊이 (예를 들어, 약 3mm)에서 치료를 적용할 수 있고, 제3 트랜스듀서 모듈은 제3 조직 깊이 (예를 들어, 약 1.5-2 mm)에서 치료를 적용할 수 있다. 일 실시예에서, 적어도 일부는 모든 트랜스듀서 모듈은 실질적으로 동일한 깊이에서 치료를 적용하도록 조정 및/또는 구성될 수 다.
- [0125] 다양한 실시예에서, 초음파 시술을 위한 초점 지점 위치들(예를 들어, 조직 깊이 (279)와 같은)의 수를 변화시키는 것은, 트랜스듀서 (270)의 초점 깊이 (278)가 고정된 경우에도 다양한 조직 깊이에서 환자의 치료를 허용하기 때문에 유리할 수 있다. 이것은 시너지 효과를 제공하고 단일 치료 세션의 임상 결과를 극대화 할 수 있습니다. 예를 들어, 단일 표면 영역 아래의 다중 깊이에서의 치료는, 조직 치료의 더 큰 크기로 가능하게 하여, 콜라겐 형성 및 타이트닝을 향상시킨다. 또한, 다른 깊이에서의 치료는 다른 유형의 조직에 영향을 미치고, 그에 따라 개선된 전체적인 미용 결과를 함께 제공하는 다른 임상 효과들을 생성한다. 예를 들어, 표면 치료는 주름의 가시성을 감소시킬 수 있고, 더 깊은 치료는 더 많은 콜라겐 성장을 유도할 수 있다. 마찬가지로, 동일하거나 다른 깊이들의 다양한 위치에서의 치료는 치료를 향상시킬 수 있다.
- [0126] 하나의 세션에서 다른 위치에 있는 환자의 치료가 일부 실시예들에서는 유리할 수 있지만, 시간 경과에 따른 순차적 치료는 다른 실시예들에서 유익할 수 있다. 예를 들어, 대상이, 동일한 표면 영역 아래에서, 시간 1의 제1 깊이, 시간 2의 제2 깊이 등에서 처리될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 시간은 나노 초, 마이크로 초, 밀리 초, 초, 분, 시, 일, 주, 달 또는 다른 시간주기일 수 있다. 첫 번째 치료에 의해 생성된 새로운 콜라겐은, 후속 치료에 더 민감할 수 있으며, 이는 일부 증상들에 필요할 수 있습니다. 대안적으로, 하나의 깊이에서의 치료가 다른 깊이에서 치료를 상승적으로 향상 시키거나 보완할 수 있기 때문에(예를 들어, 혈류 강화, 성장 인자 자극, 호르몬 자극 등으로 인하여), 단일 세션에서 동일한 표면 영역 하에서 다중 깊이 치료가 유리할 수 있다. 몇몇의 실시예들에서, 다른 트랜스듀서 모듈들은 다른 깊이에서 치료를 제공한다. 일 실시예에서, 단일 트랜스듀서 모듈은 다양한 깊이에 대해 조정되거나 제어될 수 있다. 잘못된 깊이가 선택되는 위험을 최소화하는 안전 기능은, 단일 모듈 시스템과 함께 사용할 수 있다.
- [0127] 몇몇의 실시예들에서, 하부 얼굴 및 목부 영역 (예를 들어, 턱 밑의 영역)을 치료하는 방법이 제공된다. 몇몇의 실시예들에서, 이순구 주름(mentolabial folds)을 치료 (예를 들어, 연화(softening))하는 방법이 제공된다. 다른 실시예들에서, 눈 영역을 치료하는 방법 (예를 들어, 뺨 주머니(malar bags), 안와하(infraorbital)의 이완을 치료하는 방법)이 제공된다. 상부 눈꺼풀의 아완 개선과 완와주위(periorbital)의 선 및 조직 개선은, 다양한 깊이에서 치료에 의한 몇몇 실시예들에 의해 달성될 것이다. 단일 치료 세션에서 다양한 위치에서 치료함으로써, 최적의 임상 효과들 (예: 연화, 타이트닝)를 얻을 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 본 명세서에 기술된 치료

방법은 비침습성 미용 기술이다. 일부 실시예들에서, 상기 방법은, 피부 타이팅이 요구되는 곳에서 외과적 페이스 리프트 또는 지방 흡입과 같은 침습적 절차와 함께 사용될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 본 방법은 신체 의 어떠한 부분에도 적용될 수 있다.

[0128] 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈 (200)은 피부 표면 또는 그 아래의 고정된 깊이에서 치료 시퀀스를 허용한다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 진피 층 아래의 하나, 둘 또는 그 이상의 가변 또는 고정 깊이에서 치료 시퀀스를 허용한다. 몇몇 실시예들에서, 트랜스듀서 모듈은 고정된 초점 깊이에서 개별적인 열적 병변들 (이하, "열적 응고 지점(thermal coagulation points)" 또는 "TCP")의 시퀀스로 초음파 치료를 유도하도록 적용 및/또는 구성되는 이동 메커니즘을 포함한다.

[0129] 일 실시예에서, 개별적인 TCP들의 시퀀스는, 약 0.01mm 내지 약 25mm 범위(예를 들어, 1 mm, 1.5 mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm, 20 mm 및 그 안의 어떠한 값의 범위)의 치료 간격을 가지며, 간격의 디터링(dithering) 변경은 1 내지 50 %(예를 들어, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50% 및 그 안의 어떠한 범위)이다. 예를 들어, 간격은 1.1mm 이하, 1.5mm 이상, 약 1.1mm 내지 약 1.5mm 등 일 수 있다. 일 실시예에서, 개별적인 TCP들은 이산적(discrete)이다. 일 실시예에서, 개별적인 TCP들은 중첩된다. 일 실시예에서, 이동 메커니즘은, 개별적인 TCP 사이에 가변적인 간격을 제공하도록, 프로그래밍 되게 적용 및/또는 구성된다. 일 실시예에서, 디터링은 개별적인 TCP들간에 가변적인 간격을 제공하도록 적용 및/또는 구성될 수 있다.

[0130] 몇몇 실시예들에서, 트랜스듀서 모듈은, TCP들이 치료 거리에 의해 분리된 선형 또는 실질적으로 선형의 시퀀스로 형성되도록, 시퀀스로 초음파 치료를 유도하도록 적용 및/또는 구성되는 이동 메커니즘을 포함한다. 예를 들어, 트랜스듀서 모듈은, 제1 선형 시퀀스 및 제1 선형 시퀀스로부터 치료 거리만큼 분리된 제2 선형 시퀀스를 따라 TCP들을 형성하도록, 적용 및/또는 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 개별적인 TCP들의 인접한 선형 시퀀스들 간의 치료 거리는, 약 0.01mm 내지 약 25mm 범위이다. 일 실시예에서, 개별적인 TCP의 인접한 선형 시퀀스들 간의 치료 거리는 약 0.01mm 내지 약 50mm 범위이다. 예를 들어, 치료 거리는, 2mm 이하, 3mm 이상, 약 2mm 내지 약 3mm 등일 수 있다.

[0131] 몇몇 실시예들에서, 트랜스듀서 모듈은, TCP들이 다른 선형의 시퀀스로부터의 치료 거리에 의해 분리된 개별적인 열적 병변들의 선형 또는 실질적으로 선형의 시퀀스로 형성되도록, 시퀀스로 초음파 치료를 유도하도록 적용 및/또는 구성되는 하나 이상의 이동 메커니즘 (400)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 치료는 제1 방향 (290) (예를 들어, 밀기)으로 적용된다. 일 실시예에서, 치료는 제1 방향 (290)의 반대편 (예를 들어, 당기기)에 적용된다. 일 실시예에서, 치료는 제1 방향 (290) 및 제1 방향의 반대 방향 (예를 들어, 밀기 및 당기기) 모두에 적용된다. 일 실시예에서, 선형 또는 실질적으로 선형의 TCP들의 시퀀스들을 분리하는 치료 거리는, 동일하거나 실질적으로 동일하다. 일 실시예에서, 선형 또는 실질적으로 선형의 TCP들의 시퀀스들을 분리하는 치료 거리는, 다양한 인접한 쌍의 선형 TCP들의 시퀀스들에 대해 다르거나 실질적으로 다를 수 있다.

[0132] 일 실시예에서, 제1 및 제2 제거 가능한 트랜스듀서 모듈이 제공된다. 일 실시예에서, 제1 및 제2 트랜스듀서 모듈 각각은, 초음파 이미징 및 초음파 치료 모두에 적용 및/또는 구성된다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 치료만을 위해 적용 및/또는 구성된다. 일 실시예에서, 이미징 트랜스듀서는 프로브 또는 핸드 완드에 부착될 수 있다. 제1 및 제2 트랜스듀서 모듈은, 핸드 완드에 상호 교환 가능하게 연결되도록 적용 및/또는 구성된다. 제1 트랜스듀서 모듈은 조직의 제1 층에 초음파 치료를 적용하게 적용 및/또는 구성하며, 제2 트랜스듀서 모듈은 조직의 제2 층에 초음파 치료 적용하게 적용 및/또는 구성된다. 조직의 두 번째 층은 조직의 첫 번째 층과 다른 깊이에 있다.

[0133] 도 3에 도시된 바와 같이, 다양한 실시예들에서, 적절한 초점 깊이 (278)에서의 방출된 에너지 (50)의 전달, 분포, 타이밍 및 에너지 레벨은, 표피층 (502), 진피층 (503), 지방층 (505), SMAS 층 (507), 근육 층 (509) 및/또는 피하 조직 (504) 중 적어도 하나를 치료하도록, 제어된 열적 손상의 원하는 치료 효과를 달성하기 위하여 제어 시스템 (300)에 의한 제어된 동작을 통해 제공될 수 있다.

[0134] 도 3은 근육을 치료하기 위한 깊이에 대응하는 깊이의 일 실시예를 도시한다.

[0135] 다양한 실시예에서, 깊이는, 임의의 조직, 조직층, 피부, 표피, 진피, 피하 조직, 지방, SMAS, 근육, 혈관, 신경 또는 다른 조직에 상응할 수 있다. 작동 중에, 모듈 (200) 및/또는 트랜스듀서 (280)는, 또한 연장된 영역을 처리하기 위해 표면 (501)을 따라 기계적 및/또는 전자적으로 스캐될 수 있다. 표피층 (502), 진피층 (503), 피하 조직 (504), 지방층 (505), SMAS 층 (507) 및/또는 근육 층 (509) 중 적어도 하나에서 초음파 에너지 (50)를 전달하기 전에, 동안에 및 후에, 결과를 계획 및 평가하고(하거나) 그래픽 인터페이스 (310)를 통해 제어기

(300) 및 사용자에게 피드백을 제공하기 위해, 치료 영역 및 주변 구조들의 모니터링이 제공될 수 있다.

[0136] 일 실시예에서, 초음파 시스템 (20)은, 표면 (501)으로 지향되고 그 아래에 초점을 맞춘 초음파 에너지를 생성한다. 이 제어되고 집중된 초음파 에너지 (50)는, 열적 응고 지점 또는 구역 (TCP) (550)을 생성한다. 일 실시예에서, 초음파 에너지 (50)는 피부 밑 조직 (510)에 빈 공간(void)을 생성한다. 다양한 실시예에서, 방출된 에너지 (50)는, 표면 (501) 아래의 조직을 목표하고, 특정된 초점 깊이 (278)에서 표면 (501) 아래의 조직 일부분 (10) 내에서 절단, 제거, 응고, 미세 절단, 조작 및/또는 TCP (550)를 형성한다.

[0137] 일 실시예에서, 치료 시퀀스 동안에, 트랜스듀서 (280)는 특정된 간격 (295)에서 화살표 (290)로 표시된 방향으로 이동하여, 하나 이상의 TCP (550)를 생성하도록 각각이 방출된 에너지 (50)를 수신하여 일련의 치료 영역 (254)을 생성한다. 일 실시예에서 화살표 (291)는 화살표 (290)에 직각인 축 또는 방향을 도시하고, TCP (550)의 간격은 트랜스듀서 (280)의 운동 방향에 직각으로 이격될 수 있다. 일부 실시예에서, 이격된 TCP의 방향은 화살표 (290)로부터 임의의 각도 0-180 ° 로 설정될 수 있다. 일부 실시예에서, 이격된 TCP의 방향은 트랜스듀서 (280)상의 폴링된 영역(poled areas)의 방향을 기초로 임의의 각도 0-180 ° 로 설정될 수 있다.

[0138]

[0139] 다양한 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 하나 이상의 트랜스덕션 소자를 포함할 수 있다. 트랜스덕션 소자는, 니오브산(niobate) 리튬, 티탄산 납, 티탄산 바륨 및/또는 메타니오브산(metaniobate) 납뿐만 아니라, 지르콘 티탄산 납(lead zirconate titanate, PZT)과 같은 피에조전기식(piezoelectrically) 활성 물질 또는 압전(piezoelectric) 세라믹, 결정, 플라스틱 및/또는 복합 물질과 같은 어떠한 다른 피에조전기식 활성 물질을 포함한다. 다양한 실시예에서, 피에조전기식 활성 물질에 추가하여, 또는 대신에, 트랜스듀서 모듈은 방사선 및/또는 음향 에너지를 생성을 위해 적용 및/또는 구성하는 임의의 다른 재료를 포함할 수 있다.

[0140] 다양한 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은 다른 주파수 및 치료 깊이에서 작동하도록 적용 및/또는 구성될 수 있다. 트랜스듀서 속성은 외경(OD)과 초점 거리 (FL)로 정의 할 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서는 OD = 19mm 및 FL = 15mm를 갖도록 적용 및/또는 구성될 수 있다. 다른 실시예들에서, 약 19 mm 미만, 약 19 mm 초과 등의 OD 및 약 15 mm 미만, 약 15 mm 초과 등의 FL의 다른 적합한 값들이 사용될 수 있다. 트랜스듀서 모듈은 다른 대상 조직 깊이에서 초음파 에너지를 적용하도록 적용 및/또는 구성될 수 있다. 상술한 바와 같이, 몇몇 실시예들에서, 트랜스듀서 모듈들은, 개별적인 TCP들 사이의 치료 공간을 갖는 개별적인 TCP들의 선형 또는 실질적인 선형 시퀀스로 초음파 치료를 유도하도록 적용 및/또는 구성되는 이동 메커니즘들을 포함한다.

[0141] 예를 들어, 치료 간격은 약 1.1mm, 1.5mm 등일 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 트랜스듀서 모듈들은, TCP들이 치료 간격에 의해 분리된 선형 또는 실질적으로 선형의 시퀀스로 형성되도록, 시퀀스로 초음파 치료를 유도하도록 적용 및/또는 구성되는 이동 메커니즘들을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 트랜스듀서 모듈은 제1 선형 시퀀스 및 제1 선형 시퀀스로부터 약 2mm와 3mm 사이의 처리 간격에 의해 분리된 제2 선형 시퀀스를 따라 TCP들을 형성하도록 적용 및/또는 구성될 수 있다. 일 실시예에서, 사용자는, 트랜스듀서 모듈을 치료 영역의 표면을 가로질러 수동으로 이동시켜, 인접한 TCP들의 선형 시퀀스들이 생성될 수 있다. 일 실시예에서, 이동 메커니즘은, 트랜스듀서 모듈을 치료 영역의 표면을 가로질러 자동적으로 이동시켜, 인접한 TCP들의 선형 시퀀스들이 생성될 수 있다.

[0142] **조리개 공간 주파수 분석 및 푸리에 변환**

[0143] 다양한 실시예에서, 푸리에 분석 및 푸리에 광학에 기초한 공간 주파수 분석 기술은, 치료법(therapeutic treatment)의 효율을 증가 시키는데 사용될 수 있다. 임펄스 응답(impulse response) $h(t)$ 를 갖는 시스템이 자극(stimulus) $x(t)$ 에 의해 여기될 때, 입력(input) $x(t)$ 와 출력(output) $y(t)$ 사이의 관계는 다음과 같이 컨볼루션 함수(convolution function)에 의해 관련된다:

[0144]
$$y(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t - \tau) d\tau \quad (1)$$

[0145] 다양한 실시예들에서, 푸리에 변환은 식(1)의 컨볼루션을 계산하기 위해 적용될 수 있다. 연속 1 차원 푸리에 변환(Continuous one-dimensional Fourier transform)은 다음과 같이 정의될 수 있다.

[0146]
$$Y(f) = F(y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (2)$$

[0147] 여기서 f 는 주파수이고, t 는 시간이다. 시간 영역에서의 컨볼루션은 주파수 영역에서의 곱셈과 동일하다는 것을

알 수 있다.

$$F(x(t) * h(t)) = X(f)H(f) = Y(f) \quad (3)$$

다양한 실시예에서, 프라운호퍼 (Fraunhofer) 근사법은, 트랜스듀서 개구(opening) 또는 조리개(aperture)와 최종 초음파 빔 응답 사이의 관계를 도출하는데 사용될 수 있다. 프라운호퍼 (Fraunhofer) 근사법의 유도는, 본 명세서에서 전체적으로 참고 문헌으로 인용된 조셉 굿맨 (Joseph Goodman)의 푸리에 광학 입문 (*Introduction to Fourier Optics*, 3d ed. 2004)에 기재되어 있다. 프라운호퍼 근사법에 따르면, 복소 조리개(complex aperture)에 의해 생성된 원거리 복소 진폭 패턴(far-field complex amplitude pattern)은, 조리개 진폭 및 위상(aperture amplitude and phase)의 2 차원 푸리에 변환과 같다. 몇몇 실시예에서, 선형 파동 방정식 (linear wave equations)이 광 전파 및 소리 전파 모두를 나타내기 위해 사용될 수 있기 때문에, 광학에서의 이러한 관계는 초음파까지 연장될 수 있다. 광학 및/또는 초음파의 경우에, 2 차원 푸리에 변환은 트랜스듀서의 초점에서의 음파 압력 진폭 분포(sound wave pressure amplitude distribution)를 결정할 수 있다.

초점을 맞춘 시스템의 경우, 깊이를 나타내는 변수 z 는, 초점 거리를 나타내는 z_f 로 대체 될 수 있다.

$$f_x = \frac{x_0}{\lambda z_f} \quad (4a)$$

$$f_y = \frac{y_0}{\lambda z_f} \quad (4b)$$

다양한 실시예에서, 트랜스듀서 설계에 대응하는 세기 분포(intensity distribution)를 결정하기 위해, 푸리에 광학 및 푸리에 변환 아이덴티티 (이들 중 일부는 하기의 표1에 열거됨)가 초음파 트랜스듀서를 위해 사용될 수 있다. 예를 들어, 사각형 $rect(ax)$ 의 푸리에 변환은 sinc 함수이다. 다른 예로서, 균일한 진폭의 2 차원 원형의 푸리에 변환은 J_1 로 표현 될 수있는 1 차 베셀(Bessel) 함수이다.

표 1

	조리개 함수 (Aperture Function)	푸리에 변환 (Fourier Transform)
1	$rect(ax)$	$\frac{1}{ a } sinc\left(\frac{\xi}{a}\right)$
2	$\delta(x)$	1
3	$\cos(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2}$
4	$\sin(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) - \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$
5 2 차원 변환 쌍 (two-dimensional transform pair)	$circ(\sqrt{x^2 + y^2})$	$\frac{J_1(2\pi\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}$
6	$f(x) * g(x)$	$F(\xi)G(\xi)$
7	$f(x)g(x)$	$F(\xi) * G(\xi)$

몇몇 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 적절한 치수 및 초점 길이의 직사각형 조리개를 가질 수 있다. 몇몇 실시예에서, 초음파 트랜스듀서는 적절한 치수 및 초점 길이를 갖는 원형 조리개를 가질 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서는, 약 9.5 mm의 외부 반경, 약 2 mm의 내부 직경 및 약 15 mm의 초점 길이를 갖는 원형 조리개를 가질 수 있다. 원형 트랜스듀서의 조리개 다음과 같이 설명될 수 있다.

$$f(x, y) = circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \quad (5a)$$

[0157]
$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5b)$$

[0158] 예를 들어, 일 실시예에서, 변수 'a'는 대략 9.5 mm 일 수 있고, 식 (5a)의 변수 'b'는 대략 2 mm 일 수 있다. 방정식 (5a)에 푸리에 변환을 적용하면, 초점에서 음파 압력 분포(sound wave pressure distribution)의 추정치를 제공할 수 있다.

[0159]
$$F_{x,y}(f(x,y)) = F(\xi_x, \xi_y) = \frac{a J_1(2\pi a \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} - \frac{b J_1(2\pi b \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} \quad (6)$$

[0160] 여기서 $\xi_x \xi_x$ 및 $\xi_y \xi_y$ 는, 식 (4a) 및 (4b)의 f_x 및 f_y 와 같다. 식 (6)은, 원형 조리개를 갖는 트랜스듀서의 음파 압력 분포가 1 차 베셀 함수임을 입증한다. 일 실시예에서, 에너지의 실질적인 대부분은 초점 (예를 들어, 조리개로부터 15mm 떨어짐)에 집중된다. 주 초음파 빔의 폭 및 주 빔으로부터의 에너지 분포는, 식 (4a) 및 (4b)에 나타난 바와 같이 동작 주파수(operating frequency)의 함수로서 표현될 수 있다.

[0161] 다양한 실시예에서, 조리개가 정확한 함수에 의해 변조(예를 들면, 곱 해짐)된 경우, 2 개의 동일하거나 거의 동일한 빔이 초점에 생성될 수 있다. 일 실시예에서, 코사인 함수는 다음과 같이 원형 조리개에 적용될 수 있다:

[0162]
$$g(x,y) = \cos(cx) \left(\text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (7)$$

[0163] 식 (7)의 변조된 조리개의 초점에서의 에너지 분포 또는 빔 응답은, 조리개의 2 개의 함수의 푸리에 변환의 컨볼루션(convolution)이다:

[0164]
$$G(\xi_x, \xi_y) = \left(\frac{\delta(\xi_x - \frac{c}{2\pi}) + \delta(\xi_x + \frac{c}{2\pi})}{2} \right) * F(\xi_x, \xi_y) \quad (8)$$

[0165] 식 (8)은 디랙 델타(Dirac delta) 함수에 대한 푸리에 변환 아이덴티티(예를 들어, 표 2의 아이덴티티 2)를 적용하는 2 개의 개별 함수의 합으로 단순화될 수 있다.

[0166]
$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (9)$$

[0167] 식 (9)는 초점에 나타나는 두 개의 빔들이 원래의 변조되지 않은 빔과 비교하여 공간적으로 $\pm \frac{c}{2\pi 2\pi}$ 만큼 시프트됨을 보여준다. 몇몇 실시예에서, 사인 함수와 같은 하나 이상의 다른 변조 함수가, 원하는 빔 응답을 달성하기 위해 사용될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 조리개는 2 개 이상의 초점이 생성되도록 조절될 수 있다. 예를 들어, 3, 4, 5 등의 초점을 만들어질 수 있다. 몇몇 실시예에서, 조리개는 동시에 초점보다는 순차적으로 또는 실질적으로 순차적으로 생성되도록 조절될 수 있다.

[0168] 몇몇 실시예에서, 치료 트랜스듀서 모듈은, 개별적인 TCP들 사이의 치료 공간을 갖는 개별적인 TCP들의 선형 또는 실질적인 선형 시퀀스에서, 초음파 처리를 유도하도록 구성된 이동 메커니즘을 포함한다. 예를 들어, 치료 간격은 약 1.1mm, 1.5mm 등일 수 있다. 몇몇 실시예에서, 트랜스듀서 모듈은, TCP들이 처리 간격에 의해 분리된 선형 또는 실질적으로 선형 시퀀스로 형성되도록, 시퀀스로 초음파 처리를 유도하게 구성된 이동 메커니즘을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 트랜스듀서 모듈은, 제1 선형 시퀀스 및 제1 선형 시퀀스로부터 약 2mm와 3mm 사이의 처리 간격으로 분리된 제2 선형 시퀀스를 따라 TCP들을 형성하도록 구성될 수 있다.

[0169] 식 (9)에 따르면, 조리개가 원하는 공간 주파수의 코사인 및/또는 사인 함수에 의해 변조되는 경우에, 초음파 빔에서의 동시적 또는 실질적으로 동시적 분할이 초점에서(또는 초점 앞에서) 달성될 수 있다. 일 실시예에서, 약 1.1mm의 처리 간격으로 분리된 2 개의 동시적 또는 거의 동시적 초점이 형성된 빔이, 선형 또는 실질적으로 선형 시퀀스로 생성될 수 있다. 7 MHz 주파수의 초음파에서, 물 속의 초음파 파장(μ)은 약 0.220 mm이다. 따라서, 초점에서 공간 주파수 $\xi_x \xi_x$ 및 $\xi_y \xi_y$ 는 다음과 같이 표현된다 :

$$\xi_x = \frac{x_0}{15 \times 0.220} = \frac{x_0}{3.3} \quad (10a)$$

$$\xi_y = \frac{y_0}{15 \times 0.220} = \frac{y_0}{3.3} \quad (10b)$$

두 개의 초점을 약 1.1mm만큼 분리시키기 위해, 조리개를 변조하기 위한 공간 주파수는 다음과 같이 계산된다. 표 2의 아이덴티티 3과 아이덴티티 4를 사용하여, 사인 함수 또는 코사인 함수의 푸리에 변환은 디랙 델타 함수이며 인수는 다음과 같다:

$$arg = \frac{x_0}{3.3} - \frac{k_x}{2\pi} \quad (11a)$$

일 실시예에서, 식 (11a)는 인수가 0 일 때 k_x 에 대해 풀 수 있다.

$$k_x = \frac{2\pi x_0}{3.3} \quad (11b)$$

또한, x_0 는 분리 거리의 절반으로 대체될 수 있다 (예를 들면, 1.1 mm):

$$k_x = \frac{2\pi \frac{s}{2}}{3.3} = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = 1.04 \text{ mm}^{-1} \quad (11c)$$

몇몇 실시예에서, 다양한 동작 주파수에서 초음파 에너지를 방출하는 원형 조리개를 갖는 트랜스듀서는, 표 2에 열거된 공간 주파수에서 사인 및/또는 코사인 함수에 의해 변조될 수 있다. 트랜스듀서의 변조된 조리개는, 표 2에 표시된 바와 같이, 서로 다른 분리 거리를 갖는 두 개의 초점을 갖는 동시적 또는 실질적으로 동시적 분할 빔을 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서는 약 19mm의 OD 및 약 15mm의 초점 길이를 가질 수 있다.

표 2

초음파 주파수 (Ultrasound Frequency)	초점 사이의 분리 거리(Separation Distance Between Foci)			
	1.1 mm	1.5 mm	2 mm	3 mm
4 MHz	0.60	0.82	1.09	1.63
7 MHz	1.04	1.43	1.90	2.86
10 MHz	1.50	2.04	2.72	3.08

표 2에 도시된 바와 같이, 몇몇 실시예에서, 소정의 초점 분리 거리에 대해 초음파 작동 주파수가 증가함에 따라, 조리개 변조 함수의 공간 주파수가 증가한다. 더불어, 원하는 초점 분리 거리가 증가함에 따라 공간 주파수가 증가한다.

일 실시예에서, 보다 높은 공간 주파수는 조리개에서의 진폭 전이를 보다 신속하게 발생시킬 수 있다. 트랜스듀서 처리 제한으로 인하여, 조리개의 급격한 진폭 변화는, 조리개의 다른 부분들에 의해 생성되는 소리 압력(sound pressure)의 양에 변동이 있을 수 있으므로, 조리개를 덜 효율적으로 만들 수 있다. 일 실시예에서, 공간 주파수를 사용하여 빔을 동시적 또는 거의 동시적으로 분할하면, 각 빔의 전체적인 초점 이득(focal gain)을 감소시킬 수 있다. 식 (9)에 도시된 바와 같이, 각 빔의 초점에서의 필드 압력(field pressure)은 변조되지 않은 빔과 비교하여 2 배만큼 감소된다.

일 실시예에서, 조리개로부터의 소리 압력 또는 초음파 세기는, 초점 면(focal plane)에서 유사하거나 실질적으로 유사한 세기를 얻기 위해 증가될 수 있다. 그러나, 일 실시예에서, 조리개에서의 압력 증가는, 시스템 및/또는 트랜스듀서 처리 제한에 의해 제한되지 않을 수 있다. 일 실시예에서, 조리개에서의 압력의 증가는 근거리 필드에서의 전체적 세기를 증가시킬 수 있으며, 초점 전에 위치한 치료 영역 조직을 과도하게 가열할 가능성을

증가시킬 수 있다. 일 실시예에서, 전-초점(pre-focal) 조직 (들)의 추가 가열의 가능성은, 보다 낮은 초음파 처리 주파수를 사용함으로써 제한되거나 제거될 수 있다.

[0183] 일 실시예에서, 식 (7)에 도시된 바와 같이 조리개 변조 함수를 적용하면, 초점에서 2 개의 동시적 또는 실질적으로 동시적 초음파 빔이 얻어진다. 다양한 실시예에서, 초음파 빔은, 다수의 동시적 또는 거의 동시적 빔이 생성되도록, 3 회, 4 회, 5 회 등과 같이, 여러 번 분할될 수 있다. 일 실시예에서, 1차원 선을 따르는 4 개의 동일하게 분리된 빔은, 2 개의 별도 공간 주파수들에 의해 조리개를 변조 또는 곱함으로써 생성될 수 있다:

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx)) \left(\text{circ} \left(\frac{r}{a} \right) - \text{circ} \left(\frac{r}{b} \right) \right) \quad (12a)$$

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F \left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y \right) \right) \quad (12b)$$

[0186] 식 (12b)에 도시된 바와 같이, 초점에서의 변조되지 않은 빔은 x축을 따라 4 개의 다른 위치들에서 생성될 수 있다. 일 실시예에서, 상수 또는 DC 항 C_1 은, 진폭 변조 함수에 가산되어, 원래의 초점 위치에서 에너지의 배치를 유지할 수 있다:

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx) + C_1) \left(\text{circ} \left(\frac{r}{a} \right) - \text{circ} \left(\frac{r}{b} \right) \right) \quad (13a)$$

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F \left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y \right) + F \left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y \right) \right) + C_1 F(\xi_x, \xi_y) \quad (13b)$$

[0189] 일 실시예에서, 빔이 동시적 또는 거의 동시적으로 여러 위치들에 배치될 수 있으나, 식 (12) 및 (13)의 조리개 변조는 시스템, 재료 및/또는 조직 제한으로 인해 적용성이 제한 될 수 있다. 일 실시예에서, 초점 전에 위치한 치료 영역 조직 (들)을 가열할 수 있기 때문에, 이러한 가능성을 제한 및/또는 제거하기 위해, 초음파 치료의 주파수를 낮추는 등으로 조절할 수 있다. 일 실시예에서, 전-초점 조직 (들)의 가열 가능성을 제한 및/또는 제거하기 위하여, 초점에서 비선형 기술을 적용 할 수 있다. 일 실시예에서, 조리개로부터의 소리 압력 또는 초음파 세기는, 초점 면에서 유사하거나 실질적으로 유사한 세기를 얻기 위해, 증가될 수 있다.

[0190] 다양한 실시예들에서, 조리개에서의 진폭 및 위상 함수가 분리 가능하다면, 소리 압력 함수 $U(x_1, y_1)$ 의 2 차원 푸리에 변환은, x 와 y 에서 2 개의 함수의 1 차원 푸리에 변환의 산물로서 표현될 수 있다. 다양한 실시예에서, 다수의 선형 시퀀스를 동시에 또는 거의 동시에 생성할뿐만 아니라, 선형 또는 실질적으로 선형 시퀀스로 다수의 TCP들을 생성하는 것이 유리할 수 있다.

[0191] 주파수 변조(Frequency Modulation)를 이용한 다중 빔 분할 조리개의 전자 디더링(Dithering)

[0192] 다양한 실시예들에서, 표 2는, 주어진 동작 주파수 (예를 들어, 다양한 실시예들에서, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz)에 대해 2 개의 동시 초점들 사이의 특정 거리를 달성하기 위한 조리개 공간 주파수를 도시한다. 식 (11c)는 초점 사이의 분리 거리가 함수 작동 주파수(function operational frequency)이기도 하다는 것을 보여 준다. 예를 들어, 일 실시예에서, 조리개(k_x)의 공간 주파수는 1.0 mm^{-1} 로 고정되고 동작 주파수는 가변될 수 있다. 수학 식 11c는, 동작 주파수를 통해 초점 분리 거리를 어떻게 변조될 수 있는지를 나타내도록 다시 쓰여질 수 있다.

$$s = (k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}) \quad (14)$$

[0194] 여기서, k_x 는 mm^{-1} 단위의 공간 주파수, z_f 는 mm 단위의 조리개의 초점 깊이, v_c 는 mm/v sec 단위의 전파 매체 (예: 물)에서의 초음파의 속도, f_{op} 는 MHz 단위의 조리개의 작동 주파수. 일 실시예에서, 식 11c에서 다음 대체가 이루어진다:

$$\mu = v_c / f_{op} \quad (15)$$

[0196] 식 (14)가 나타내는 바와 같이, 초점의 분리 거리는 동작 주파수의 함수이다. 또한, 동작 주파수에 대한 분리 거리의 변화율은 다음과 같다:

[0197]
$$ds/df_{op} = -(k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}^2) \quad (16)$$

[0198] 식 (16)은 작동 주파수가 증가함에 따라 분리 거리가 감소 함을 보여준다. 표 3 (아래)은 다른 공간 주파수 (예를 들어, 다양한 실시예들에서, 4 MHz, 7 MHz, 10 MHz)에 대한 작동 주파수의 함수로서 분리 거리의 변화율을 도시한다.

표 3

[0199]

	미분 방정식(Derivative of Equation) (16) [mm/MHz]			
초음파 주파수 (Ultrasound Frequency)	1.1 mm	1.5 mm	2 mm	3 mm
4 MHz	-0.269	-0.367	-0.488	-0.730
7 MHz	-0.152	-0.209	-0.278	-0.418
10 MHz	-0.107	-0.146	-0.195	-0.221

[0200] 표 3에서 나타난 바와 같이, 위상을 변경하거나 기계적으로 트랜스듀서를 움직일 필요 없이, 작동 주파수가 증가함에 따라 초점이 가까워지고, 작동 주파수가 감소함에 따라 초점이 더 멀리 떨어진다. 이것은 조직에서의 열적 전도에 의존하지 않고 에너지를 전파하기 위해 빔을 전자적으로 이동시키는 독특한 방법이다. 이점은, 추가적인 시스템 채널을 필요로 하지 않고, 최대 온도의 감소 또는 최소화 및 병변의 열적 응고 용적의 증가를 포함한다.

[0201] 주 동작 주파수(main operational frequency)로부터의 이동량은 식 (14)를 사용하여 결정될 수 있다. 일 실시예에서, 조리개의 주 작동 주파수는 5 MHz이고 초점 길이는 15 mm이다. 일부 실시예에서, 동작 주파수는 조리개 중심 주파수(aperture center frequency)로 불린다. 일 실시예에서, 동작 주파수는 5MHz이다. 일 실시예에서, 도 5의 표 4는, 5MHz의 중심 주파수에 대해 설계된 다른 공간 주파수들 ($k_x = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 \text{ in mm}^{-1}$)을 갖는 조리개에 대한 초점 분리 량을 도시한다. 또한, 5 MHz에서 중심 주파수의 초점으로부터 확산의 양을 계산한다. 일 실시예에 따르면, 간격은, 5 MHz에 비해 높은 주파수에 대해 감소하고, 5 MHz에 비해 낮은 주파수에 대해 증가한다.

[0202] 도 6은 다른 조리개 공간 주파수들에 대하여 조리개의 모든 동작 주파수에 대한 공간 차이를 도시한다. 도 6에 도시된 바와 같이, 분리 거리는 주파수가 감소함에 따라 증가한다.

[0203] 일 실시예에서, 분리 거리는 5MHz의 주파수에 관련된다. 일 실시예에서, 주파수 변조로부터 전자 디더링을 추정하는 한 방법은, 5MHz에서의 초기 분리까지의 모든 움직임을 참조함으로써 결정될 수 있다. 도 7에 도시된 바와 같이, 초점들 사이의 분리 거리의 확산은, 1mm 이상으로 쉽게 변할 수 있다.

[0204] 다양한 실시예에서, 하나의 조리개로부터의 가능한 동작 주파수의 범위는, 트랜스듀서 대역폭으로 설명될 수 있다. 일 실시예에서, 더 큰 트랜스듀서 대역폭은, 조리개가 더 넓은 범위의 동작 주파수를 갖게 한다. 트랜스듀서 대역폭은, 송신 세기가 최고 송신 세기(peak transmit intensity) -3dB로 감소하는 주파수를 찾아냄으로써, 조리개 중심 주파수의 퍼센트 비율로 나타낼 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 조리개의 송신 응답에 대해, -3dB 높은 주파수는 $f_{-3dB, H}$ 로 지정되고, -3dB 낮은 주파수는 $f_{-3dB, L}$ 로 지정된다. [MHz] 단위의 -3 dB 중심 주파수는 다음과 같이 설명된다:

[0205]
$$f_{-3dB, center} = (f_{-3dB, H} + f_{-3dB, L})/2 \quad (17)$$

[0206] -3 dB 백분율 대역폭은 다음과 같다:

[0207]
$$BW_{-3dB} = 100\% * (f_{-3dB, H} - f_{-3dB, L}) / ((f_{-3dB, H} + f_{-3dB, L})/2) \quad (18)$$

[0208] 일부 실시예들에서, 하나의 조리개 내에서 가능한 동작 주파수의 범위를 증가시키는 것이, 배킹층(backing layers), 매칭 층(matching layers), 다중 압전층(multiple piezoelectric layers), 전기 정합(electrical matching), 압전 합성물(piezoelectric composites) 및/또는 단결정 압전 세라믹(single crystal

piezoceramic)의 사용에 의해(이에 한정되는 것은 아님), 달성 될 수 있다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 대역폭이 증가함에 따라, 가능한 분리 거리의 범위가 증가한다. 표 5 (아래)는, 조리개 중심 주파수가 5MHz 인 경우에, 백분율 대역폭을 기준으로, 초점들 확산이 어떻게 달라질 수 있음을 보여준다. 5MHz에 대한 초점들 분리 거리는, 0.5 mm^{-1} , 1.00 mm^{-1} , 1.50 mm^{-1} , 2.00 mm^{-1} 의 공간 주파수에 대해 각각 0.72 mm, 1.43 mm, 2.15 mm 및 2.86 mm이다. 조리개에서 공간 주파수가 1.50 mm^{-1} 이고 트랜스듀서 대역폭이 60 %이면, 초점들 사이의 분리 거리는 1.42mm로 달라지며, 이는 5MHz에서 빔의 측면 방향 해상도보다 큰 거리이다.

표 5

[0209]

	[mm]단위의 5 MHz 중심 주파수에서 추가 확산 (Additional Spread from 5 MHz Center Frequency in [mm])			
대역폭 (Bandwidth)	$k_x = 0.5 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 1.0 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 1.5 \text{ mm}^{-1}$	$k_x = 2.0 \text{ mm}^{-1}$
20%	0.14	0.29	0.43	0.58
40%	0.30	0.60	0.90	1.19
60%	0.47	0.94	1.42	1.89
80%	0.68	1.36	2.05	2.73
100%	0.95	1.91	2.86	3.82

[0210]

일 실시예에서, 주파수가 변경됨에 따라, 측면 방향 해상도 및 초점 이득뿐만 아니라, 피사계 심도(depth-of-field)도 변경 될 것이다. 일 실시예에서, 주파수가 변경됨에 따라, 피사계 심도, 측면 방향 해상도 및 초점 이득이 변경될 것이다. 따라서, 일 실시예에서, 조리개에서의 세기는 가열 속도 목표에 따라 변할 수 있다. 또한, 일부 실시예들에서, 에너지를 즉시 또는 거의 즉시 확산시키기 위해, 동시에 다수의 동작 주파수를 송신하는 것이 유리할 수 있다. 예를 들어, 조리개의 송신 여기(transmit excitation)는, 동시에 4MHz, 5MHz 및 6MHz의 여기(excitation)를 포함할 수 있다.

[0211]

조리개 공간 주파수 변경을 의한 다중 초점들

[0212]

식 11c에 나타난 바와 같이, 조리개 공간 주파수가 높을수록 초점들 간 거리가 멀어진다. 일 실시예에서, 조리개는 k_x 의 공간 주파수로 폴링 된다. 도 8의 실시예들에 도시된 바와 같이, 0도 또는 180도까지 위상을 변환하는 능력을 갖는 개별적인 전기 여기 채널들(electrical excitation channels)을 연결함으로써, 공간 주파수는 쉽게 2 배 또는 0으로 감소될 수 있다. 예를 들어, 채널 1 ~ 16의 위상이 0도인 경우에, 조리개 공간 주파수는 k_x 이다. 일 실시예에서, 홀수 채널들이 0도이고 짝수 채널들이 180 도가 되도록 각 채널상의 위상이 0도에서 180도까지 다양하므로, 조리개에서의 공간 주파수는 $\frac{1}{2} k_x$ 이다. 일 실시예에서, 채널 1 및 채널 2가 0도이고 채널 3 및 채널 4가 180 도가 되도록 위상이 두 개의 채널마다 반복하면, 조리개에서의 공간 주파수는 0이다.

[0213]

채널 1이 0도, 채널 2가 180도, 채널 3이 180도, 채널 4가 0 도인 경우에, 조리개의 공간 주파수는 $2k_x$ 이다. 이 경우에, 7 개의 고유 초점들이 만들어질 수 있다. 표 4 (도 5)에 나타난 바와 같이, 조리개 중심 주파수가 5MHz이고 조리개 주파수가 0 mm^{-1} , 0.5 mm^{-1} , 1.0 mm^{-1} 또는 2.0 mm^{-1} 중 어느 하나이면, 해당 분리 거리는 0mm, 0.72mm, 1.43mm 및 2.86mm이며, 이로 인해 0.36mm로 떨어진 7 개의 고유한 초점 위치들이 생성된다. 다양한 실시예들에서, 0도 내지 180도 사이의 중간 위상들(intermediate phases)은, 초점들의 선이 초점 면에서 생성될 수 있도록, 2 개의 초점들이 기울어지게 한다. 궁극적으로, 기울임, 초점 위치의 변환 및 주파수 변환은, 약 2.86 mm의 길이를 갖는 전체 선의 가열 및 가능한 응고를 가능하게 한다.

[0214]

일 실시예에서, 폴링된 세라믹은, 도 9에 도시 된 바와 같이, $2k_x$ 의 공간 주파수를 갖는다. 이 경우에, 각각의 전기 채널은 세라믹 (예를 들어, 압전 세라믹) 내의 2 개의 폴링된 영역을 덮는다. 채널 1에서 채널 8까지 동일한 전기 위상을 갖는 경우에, 조리개의 공간 주파수는 $2k_x$ 이다. 홀수 채널들이 0 도의 위상을 가지며 짝수 채널들이 180 도의 위상을 갖도록 위상이 교대하면, 조리개의 공간 주파수는 k_x 이다. 일 실시예에서, 4 개의 고유한 초점들을 가능하게 하는 채널상에서, 단지 2 개 위상의 이러한 구성이 가능하다. 다양한 실시예들에서, 추가적인 위상들이 허용되면, 2 개의 초점들을 많은 다른 초점 위치들로 기울일 수 있다. 이 구성은, 다수의 초점 위치들을 얻기 위해 필요한 전자적 채널 수를 제한한다.

- [0215] 다중-채널 신호 혼합을 사용하는 다수의 초점들
- [0216] 몇몇 실시예들에서, 치료 시스템은 전자적 초점 맞추기 및/또는 조종을 가능하게 하기 위해 다수의 치료 채널을 이용한다. 예를 들어, 전자적 초점 맞추기 및/또는 조종을 가능하게 하는 다수의 치료 채널들을 사용하는 치료 시스템은, 더 빠른 전자적 디더링을 통해, 다른 치료 장치와 동일한 양의 에너지를 사용하여 더 많은 열적 응고를 생성하거나, 다른 치료 장치들에 비해 더 적은 에너지로 전자적 디더링을 사용하여 동일한 열적 응고를 생성할 수 있다. 이 기술은, 장치가 제공하는 효능 및 편안함 연속성을 넓힌다. 전자적 디더링 외에도, 다중 치료 채널들은, DS7-4.5 (4.5 mm 깊이에서 7 MHz) 및 DS7-3.0 (3.0mm 깊이에서 7 MHz)과 같은 두 개의 일반적인 트랜스듀서가 서로 다른 깊이로 이동하는 하나의 단일 장치로 대체될 수 있도록, 다른 깊이의 위치들로 빔을 이동시킬 수 있는 가능성을 제공한다.
- [0217] 일 실시예에서, 빔을 축 방향으로 이동시키도록 연결된 다수의 치료 채널 (281) (예를 들어, 환형 어레이)을 갖는 트랜스듀서 (280)는, 전형적으로 깊이가 깊은 곳에서 TCP (550)를 생성한 후 얇은 깊이로 이동한다. 또 다른 실시예에서, TCP (550)는 피부 표면 아래에서 얇은 깊이에서 생성된 다음 더 깊은 깊이에 생성된다. 이렇게 하면 TCP (550)이 순차적으로 만들어지며 치료 시간이 연장된다. 예를 들어, 일 실시예에서, 깊은 TCP (550)에 대한 시간이 t_{deep} 이고 얇은 TCP (550)에 대한 시간이 t_{shallow} 이면, 2 개의 TCP (550)에 대한 총 치료 시간은 두 치료 시간의 합인 t_{deep} 더하기 t_{shallow} 이다. 일 실시예에서, 신호 아포다이제이션 (signal apodization, shading) 및 각 채널에서의 위상 제어를 사용하는 신호 혼합 기술들(signal mixing techniques)을 사용하여, 다수의 (2 개 이상의) TCP 들(550)을 동시에 형성함으로써 전체 치료 시간이 단축된다. 일 실시예에서, 총 치료 시간은 t_{deep} 및 t_{shallow} 의 최대치이다:
- [0218] 치료 시간, 전통적인 접근법: $t_{\text{treatment}} = t_{\text{deep}} + t_{\text{shallow}}$
- [0219] 치료 시간, 신호 혼합: $t_{\text{treatment}} = \max(t_{\text{deep}}, t_{\text{shallow}})$
- [0220] 일 실시예에서, 환형 어레이 설계 (280)는, (예를 들어, 피부 표면 아래의 TCP (550)의 깊이를 변화시킴으로써) 깊이에서 치료 빔의 전자 이동을 가능하게 한다. 일 실시예에서, 트랜스듀서 (280)는 고정된 기계적 초점을 갖는 8 개의 치료 채널 환형 트랜스듀서 소자 (281)를 포함한다. 도 10은, 우묵한 용기(bowl)의 중앙에 이미징 트랜스듀서 (285)를 갖는 이러한 세라믹 환형 어레이 설계 (280)의 일 실시예의 평면도를 도시한다. 이 실시예에서, 치료 환형 트랜스듀서 (280)는, 소자들 (281)에 대응하는 Tx0 내지 Tx7로 식별되는 8개의 고리를 갖는다. 도 11은, 고리들 사이의 경계를 나타내는 해시(hash) 마크들을 갖는 동일한 8채널 환형 트랜스듀서 (280)의 측면도를 도시한다. 이 실시예에서, 8 개의 분리된 여기 소스들이 개별적인 환형 링 (281)들에 연결되어 있다. 전기적 여기에 더하여, 기하학적 초점 (551) 및 2 개의 전자 초점들 (552, 552')이 확인되었다.
- [0221] 일 실시예에서, 주어진 치료 주파수 ' ω '에서 각각의 초점에 대해 각각의 치료 채널 및 상응하는 환형 링 (281)에 적용된 고유 진폭 'A' 및 위상 ' θ '이 있다. 채널에 대한 여기 함수(excitation function)는 다음 형식으로 일반화 할 수 있다.
- $$f_{n,m}(t) = A_{n,m} \sin(\omega t + \theta_{n,m}) \quad (19)$$
- [0222]
- [0223] 여기서, n은 링 또는 채널 번호이고, m은 초점 번호이다.
- [0224] 기하학적 초점에서 TCP를 생성하는 경우에, 위상은 0이며, 식 (19)은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다:
- $$f_{n,1}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) \quad (20)$$
- [0225]
- [0226] 여기서, 아래 첨자의 '1'은 기하학적인 초점을 나타낸다.
- [0227] 전자 포커스 # 2에서 TCP 550을 생성하는 경우에, 용기 모양과 시간 지연 추정을 사용하여 공간 지점에서 초음파를 집중시키기 위하여, 링의 위상이 조절되어야 한다. 여기 함수는 다음과 같이 쓸 수 있다:
- $$f_{n,2}(t) = A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (21)$$
- [0228]

[0229] 여기서, 아래 첨자의 '2'는 전자식 포커스 # 2를 의미하며, 각도는 링에 필요한 위상조정(phasing)이다.

[0230] 일반적인 경우에, 두 개의 TCP들이, 일반적으로 먼저 깊은 TCP그리고 다음에 얇은 TCP가 생성되는, 순차적으로 생성된다. 그러나, 신호 혼합(signal mixing)은, 두 개의 여기 신호가 하나의 신호로 표현되어 두 개의 TCP가 동시에 생성될 수 있게 한다.

$$f_{n,total}(t) = f_{n,1}(t) + f_{n,2}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) + A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (22a)$$

$$f_{n,total}(t) = c \sin(\omega t + \phi) \quad (22b)$$

$$c = \sqrt{A_{n,1}^2 + A_{n,2}^2 + 2 A_{n,1} A_{n,2} \cos(\theta_{n,2})} \quad \text{이고}$$

$$\phi = \text{atan2}(A_{n,2} \sin(\theta_{n,2}), A_{n,1} + A_{n,2} \cos(\theta_{n,2}))$$

[0235] 각 링의 진폭과 위상은, 두 위치에서 동시에 초점을 맞추기 위해 수정된다.

[0236] 일부 실시예들에서, 제1 초점을 위한 투여량(dose)을 전달하는 시간은, 제2 초점과 약간 다를 것이다. 일 실시예에서, 다른 시간 동안에 식 (22b)를 사용하여 동시에 2 개의 초점들에서 투여를 지원하도록 수정된 여기(excitation)를 사용하여, 여기는 더 긴 투약 시간으로 초점에서 시작하거나 종료할 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, $f_{n,1}$ 에 대해서는 30 msec의 총 투약 시간이 요구되나, $f_{n,2}$ 에 대해서는 60 msec의 총 투약 시간이 요구된다. 이것을 만족시키기 위해, 여러 가지 다양한 여기 시나리오를 사용할 수 있다.

$$f_{n,2}(t) \text{ for 30 msec and then } f_{n,total}(t) \text{ for 30 msec} \quad (23a)$$

$$f_{n,total}(t) \text{ for 30 msec and then } f_{n,2}(t) \text{ for 30 msec} \quad (23b)$$

$$f_{n,2}(t) \text{ for 15 msec and then } f_{n,total}(t) \text{ for 30 msec and } f_{n,2}(t) \text{ for 15 msec} \quad (23c)$$

[0240] 일 실시예에서, 이 개념은 2 개 이상의 동시 초점들로 더 일반화될 수 있다. 하나의 링에서 여기가 다음과 같다고 가정한다.

$$\begin{aligned} f_{n,total}(t) &= \sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\omega t + \theta_{n,i}) = A_{n,total} \sin(\omega t + \varphi_n) \\ A_{n,total}^2 &= \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m A_{n,i} A_{n,j} \cos(\theta_{n,i} - \theta_{n,j}) \\ \tan(\varphi_n) &= \frac{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\theta_{n,i})}{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \cos(\theta_{n,i})} \end{aligned} \quad (24)$$

[0242] 여기서, n은 링 번호이고 m은 동시 초점들의 수이다. 두 개 이상의 초점들로 일반화하면 기하학적 초점, 얇은 전자 초점 및 깊은 전자 초점이 동시에 전달될 수 있다.

[0243] 일 실시예에서, 이 이론이 적용될 때에 두 개의 초점이 나타난다는 것을 보여 주기 위하여, 2 개의 동시 초점들의 시뮬레이션을 사용하여 실험이 수행되었다. 시뮬레이션은 15mm와 17mm에서 동시에 치료 초점을 위치시키려고 시도했다. 도 12는 이 동시적 여기에 대한 방위각 및 깊이의 세기 지도를 도시한다. 세기 지도는 15mm와 17mm에서 나타나는 두 개의 초점들을 명확하게 보여준다. 15 mm 및 19 mm 지점에서의 초점들에 대하여 각각 다른 시뮬레이션을 수행했다. 결과를 도 13에 나타낸다. 다양한 실시예들에서, 이 기술은 어떠한 어레이에도 적용될 수 있다. 어레이는, 환형, 선형 또는 어떠한 전자적 제어 어레이 트랜스듀서일 수 있다.

[0244] 초음파 치료법 개선을 위한 초음파 이미징

[0245] 일 실시예에서, 이미징 해상도는 송신 및 수신 신호에서 빔 축의 전자 포커싱을 통해 개선된다. 다양한 실시예들에서, 이미징 해상도는, 10%, 20%, 40%, 또는 50%, 10% - 50% 또는 그 안의 임의의 값만큼 개선된다. 일 실시예에서, 치료 빔의 단면이 조직 계면에서의 이미징 빔보다 훨씬 넓기 때문에, 증가하는 이미징 해상도는 치료 트랜스듀서와 피부 사이의 연결을 조사하지 않을 수도 있다.

[0246] 도 14는, 이미징 트랜스듀서 (285)로부터의 이미징 빔 (286)의 단면과 비교된, 음향적 창 인터페이스(acoustic window interface)를 통한 치료 트랜스듀서 (280)로부터의 치료 빔 (281)의 단면의 실시예를 도시한다. 이 도면에서, 트랜스듀서 (280)의 움직임은 한 화면 분량을 들락거린다(in-and-out of the page). 도 14에 도시된 바와 같이, 치료 단면의 OD는 이미징 단면보다 현저히 크다. 삼각법과 단순 광선 추적(simple ray tracing)을 사용한 분석은, 이미징 빔 (OD 286)은 대략 0.25 mm 일 것으로 예상되는 반면에, 피부 표면 아래로 4.5mm 깊이로 향하는 4MHz 치료 빔을 가지는 트랜스듀서 (DS 4-4.5)는 8mm 인 치료 빔 (OD 281)을 가지는 것을 보여준다. 이 경우, 작은 이미징 빔이 적절한 연결을 검사하는데 사용되면, 음향적 창을 통해 약 0.1 %의 치료 빔만이 조사된다. 일 실시예에서, 이러한 추정치는 치료 빔의 회절 효과 때문에 약간 과소 평가될 수 있다.

[0247] 일 실시예에서, 이미징 빔 (286)은, 치료 빔(281) 단면의 전부 또는 더 많게 커버하기 위해, 더 크게 (예를 들어, 10%, 15%, 25%, 50%, 75%, 90%, 100%) 연장될 수 있다. 일 실시예에서, 이미지는 25mm의 폭을 갖는다. 영역들이 계산되고 비교되는 경우에(예: 슬라이스 두께 및 폭), 이미징 면은 음향적 창에서 전체 치료 영역 단면의 약 2.5% 만 조사한다. 이것은 초기 계산보다 향상되었지만, 여전히 100% 범위보다 훨씬 적다. 다양한 실시예들에서, 환형 어레이를 갖는 이미징 시스템을 사용하여, 이미징은 더 많이(예를 들어, 10%, 15%, 25%, 50%, 75%, 90%, 100%) 연결에 대한 적절한 조사를 제공한다. 일부 실시예들에서, 이미지 처리는 조작자에 의한 적절한 해석을 가능하게 한다.

[0248] 선형 이미징 어레이

[0249] 다양한 실시예들에서, 초음파 치료 시스템은 이미징 모듈 및 이미징 어레이 (285)를 포함한다. 다양한 실시예들에서, 이미징 어레이 (285)는, 도 15의 실시예에 도시된 바와 같은, 선형 어레이이다. 일 실시예에서, 조직과 초음파 처리 시스템 사이의 음향 연결의 양을 검출하는 방법은, 빔의 전자 조종 및 포커싱이 y 및 z 차원을 따르도록, 트랜스듀서 모듈 내에서 배향된 선형 어레이를 사용하는 것이다. 이것은 동작 메커니즘을 사용한 동작 방향과 직각을 이룬다. 이 실시예에서, 트랜스듀서가 고해상도 초음파 이미지를 생성하는 x축을 따라 이동함에 따라, 선형 어레이는 이미징 빔을 이미지 평면에 여러 번 초점을 맞춘다. 선형 어레이가 x 축을 따라 이동함에 따라, 치료 빔 단면의 조직 내 연결을 더 잘 평가하기 위하여 이미징 빔이 또한 조종되고 이미징 면으로부터 멀리 초점을 맞추질 수 있다. 몇몇 경우들에서, 이미징 빔의 공간 고유성으로 인해, 환형 어레이보다 빈약한 연결 영역(poor coupling region)들의 더 나은 공간 결정(spatial determination)을 제공할 수 있다. 선형 배열이 1.25D, 1.5D, 1.75D 또는 2D 배열인 경우 특히 그렇다.

[0250] 환형 이미징 어레이

[0251] 다양한 실시예에서, 초음파 치료 시스템은 이미징 모듈 및 이미징 어레이 (285)를 포함한다. 다양한 실시예에서, 이미징 모듈은, 피부를 약 25mm 깊이까지 이미징하기 위해, 8MHz 내지 50MHz 사이에서(예를 들어, 8, 9, 10, 12, 15, 20, 22, 25, 28, 30, 40 또는 50 MHz 및 그 사이의 어떠한 범위) 동작하는 다수의(예를 들어, 2, 4, 8) 송신 채널들 및 다수의(예를 들어, 2, 4, 8) 수신 채널들을 가진다. 일 실시예에서, 이미징 모듈은, 피부를 약 25 mm 깊이까지 이미징하기 위해, 8 MHz 내지 50 MHz에서 동작하는 8 개의 송신 채널 및 8 개의 수신 채널을 갖는다. 8 개 채널들은, 전송 및 수신 시에 전자적 조정 및 포커싱을 제공하는 소자들고 고유한 이미징 조리개 설계를 구현한다. 이러한 유형들의 조리개들 중 하나는 환형 어레이이다 (도 16).

[0252] 일부 실시예들에서, 환형 어레이 (285)는 빔 축을 따라 전자적 포커싱을 허용하는 동일한 소자 영역들의 링들을 포함한다. 일 실시예에서, 기계적으로 스캔된 환형 어레이 (285)는, 보다 기술적으로 진보된 전자 제어된 선형 어레이 (285')에 비해 우수한 이미징 성능을 제공한다. 이는 환형 어레이 (285)가 방위각 및 고도에서 빔 축을 따라 빔을 포커싱하기 때문이다. 방사형 대칭(radial symmetry)은 동일한 빔폭(beamwidth)을 갖는 고해상도 빔을 생성한다. 선형 어레이 (285')는, 방위각에서 전자적 포커싱을 이용하고, 고도에서 복합 렌즈들과 동등한 기계적 포커싱을 이용한다. 방위각에서 빔의 해상도는 환형 어레이 (285)의 성능과 일치할 수 있다. 그러나, 하나의 초점 깊이만을 갖는 기계적 렌즈로 인해, 고도에서의 빔의 해상도는 환형 어레이 (285)보다 성능이 떨어진다.

- [0253] 도 17은, 고도에서 선형 어레이 (285 ')와 비교할 때에, 환형 어레이 (285)의 포커싱 성능의 실시예를 도시한다. 빔 폭 (286)은 환형 어레이 (285)에 대한 깊이에 걸쳐 좁게 유지된다. 그러나, 이러한 좁은 빔 폭 (286)은, 전-초점에서(예를 들어, 조직 연결 시) 및 후-초점(예를 들어, 뼈에서) 모두에서 치료 빔의 수용 가능한 수준의 조사를 제한한다.
- [0254] 일 실시예에서, 환형 어레이 (285)는 송신 및 수신 시에 빔 축 상에 초점을 맞출 수 있기 때문에 일반적인 이미징 트랜스듀서보다 우수하다. 환형 어레이 (285)가 조직 내에서 초점을 맞출 수 있는 것과 마찬가지로, 이는 또한 트랜스듀서 (285) 뒤에 효과적으로 초점을 맞출 수 있다. 이미징 어레이 (285) 뒤의 이러한 초점은 조직을 향해 전파하는 음향 에너지를 디포커싱하여, 치료 초점 뒤의 장애물들(예를 들어, 뼈)의 가능성뿐만 아니라 음향적 창에서 치료의 연결을 더 잘 조사할 수 있다. 도 18은 환형 이미징 어레이 (285) 뒤의 가상 초점 및 조직에 대한 유효 응답(effective response)의 실시예를 도시한다.
- [0255] 초점이 맞추어지지 않은(defocused) 빔 (286)은 음향적 창을 향하여 이미징 어레이(285)로부터 확산되어, 치료 빔에 대한 연결의 훨씬 큰 백분율 (예를 들어, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90%, 100% 및 임의의 범위 또는 값)이 조사된다. 고유한 빔폭 및 투과 특성들에 의존하는 또 다른 송신 초점은, 치료 초점 뒤에 빔을 디포커싱 하는데 사용될 수 있다. 이것은, 치료 빔과 비교하여, 요구된 점-확산-함수 빔폭(point-spread-function beamwidth)을 충족시키기 위해, 환형 어레이 (285) 뒤에 가상 초점을 또는 바로 앞에 초점을 위치시킴으로써 달성될 수 있다. 도 19는 초점 뒤에 신속하게 퍼지는 치료 빔 (286)의 실시예를 도시하고, 초음파 에너지를 쉽게 연결시키지 않는 조직 또는 임플란트(예를 들어, 뼈, 장)를 탐색하기 위해 이미징 빔 (286)의 폭이 약간 더 커야 할 수도 있다. 일부 실시예들에서, 안전하고 효과적인 치료를 보장하기 위해, 치료 초점 및 치료 초점 뒤의 조직에 앞서 음향 창을 더 잘 조사하는 것이 목적이다.
- [0256] **벡터 이미징**
- [0257] 일부 실시예에서, 음향 창에서 그리고 치료 초점 뒤에서 빔을 디포커싱 하는 것은, 연결 및 잠재적인 조직 장애물 (예를 들어, 뼈, 내장) 또는 임플란트를 테스트하는데 유리하다. 이 정보의 처리 및 표시는, 시스템 운영자가 정상적인 이미징을 방해하지 않고 적절한 결정을 내리는 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 정보를 적시에 제공하기 위해, 디포커스된 빔을 갖는 송신-수신 이벤트들이 표준 이미징과 뒤섞인다. 이러한 형태의 이미징은, 정규 B모드 이미징 및 연결 펄스들에 대한 프레임 속도를 가능하게 한다.
- [0258] 도 20은 통상의 B모드 이미징을 위한 송신-수신 벡터들의 시간 진행에 대한 실시예를 도시한다. 표준 이미징에서, 송신-수신 이벤트들은 환형 어레이 (285)가 적절한 방위각 위치 (예를 들어, P1)에 있을 때 발생한다. 일 실시예에서, 초음파 이미징 및 치료 시스템은, 고해상도 프레임을 생성하기 위해, 이미징 벡터마다 1 내지 4 개의 송신 초점들을 이용할 것이다. 도 20은 위치 벡터를 'P' 및 그 다음 숫자로 나타낸다. 일 실시예에서, P1은 3 개의 송신들, 즉 TR1, TR2 및 TR3을 갖는다. DF1은, 시스템이 치료할 조직에 제대로 연결되었는지 확인하기 위한 조사 펄스(interrogation pulse)이다. 일 실시예에서, 25mm 에 대해, 스캔은 25mm의 총 이미징 폭에 대하여 0.050mm로 분리된 501 개의 벡터들로 구성될 것이다.
- [0259] 송신-수신 이벤트는 'TR' 및 그 다음 숫자로 표시된다. 도 20은 3 개의 송신-수신 이벤트들이 각각의 위치와 관련되어 있음을 나타내고, 다시 말하면, 각각의 벡터 위치에 대해 3 개의 송신 초점들이 있다. 디포커스 된 빔을 적용할 때에, 모든 위치에 전송할 필요는 없다. 이는 빔이 0.050mm의 샘플 간격보다 훨씬 더 큰 빔폭을 가지기 때문이다. 또한, 일 실시예에서, 디포커싱 된 송신을 위한 음향 창에서의 이미징 빔폭은 약 5mm이고, 아마도 창은 0.5mm마다 샘플링될 수 있다. 이는 더 미세한 샘플링으로 얻은 추가 정보가 실제로 없기 때문이다. 이러한 유형의 이미징은, 도 21에 나타난 바와 같이, 인터리브(interleaved, 예를 들어 오버랩핑 등) 이미징 접근법을 포함한다.
- [0260] 도 21에서 벡터 이미징은, P1에서 그리고 디포커싱된 벡터보다 후에 10 위치들마다 얻어지는 것을 제외하고, 도 20에서와 유사하다. 따라서 고해상도 이미지를 얻기 위해 501 개의 벡터가 여전히 존재한다. 그러나 이러한 501 개의 벡터들 외에도, 51 개의 벡터들이 음향적 창에서 연결을 평가하기 위해 디포커스된 전송을 사용하여 수집된다. 501 벡터들과 해당 송신-수신 이벤트들은 연결을 평가하는데 사용된 51 개 벡터들과 다르게 처리된다. 이것은 벡터 시퀀싱의 한 가지 방법일 뿐이다. 고해상도 이미징은 약 4에서 5 빔폭들 만큼 측면에서 오버 샘플링되기 때문에, 한 위치에 하나의 시퀀스를 빼고(drop)하고 바로 디포커스 된 이미징을 수행하는 것이 가능하다. 디포커스된 이미징을 적용하여 벡터 사이를 보간하는 경우, 평균화를 적용할 수 있다. 이는, 치료 에너지 전달의 안전성 및 효능을 평가하기 위해, 연결 및 조직의 얇은 평가(예를 들어, 음향 창에서) 및 깊은 평가 (예를 들어, 초점 뒤에서)를 허용할 것이다. 시퀀싱의 유형은, B모드 및 도플러 이미징(Doppler imaging)을 동시에 수

행하는 듀플렉스 이미징(duplex imaging)과 유사하다.

[0261] 충분한 송신 감도 및 수신 신호-대-잡음비가 있는 실시예들에서, 합성(synthetic) 송신 및 수신 조리개 이미징은, 초음파 이미지에서 최적 해상도를 달성하고 치료 트랜스듀서에 대한 충분한 연결이 있는지를 결정하는 충분한 수단을 허용하기 위해, 이용될 수 있다. 도 21은, 디포커싱된 송신-수신 이벤트들이 3 개의 일반적 포커싱된 송신-수신 이벤트들과 뒤섞인 실시예를 도시한다. 이 방법은, 초음파 이미지 해상도가 손상될 수 있다. 일 실시예에서, 도 22에 도시된 바와 같이, 방법은 각각의 이미징 어레이 소자 상에서 개별적으로 송신하고, 개별적인 수신 소자들을 수신한다.

[0262] 데이터가 디지털화되어 타이밍 다이어그램(timing diagram)에 나타난 것처럼 8 개의 송신 수신 시퀀스 각각에 대해 저장된 후에, 합성 송신 및 수신 조리개 방법(synthetic transmit and receive aperture method)들은, 초음파 이미지를 위한 최적의 해상도를 생성하고 치료 트랜스듀서의 연결을 평가하기 위한 이상적인 빔폭을 개발하는데 사용된다. 합성 송신 및 수신 조리개 방법들은, 초음파 이미지의 모든 공간 지점에 대해 사후 처리된 데이터에 송신 및 수신 지연을 동시에 적용한다. 이 기법은, 감소된 프레임 속도를 희생으로 충분한 수신 SNR이 있을 때에, 전체 초음파 이미지에 대해 이상적인 해상도를 산출한다. 치료 빔 단면을 조사할 때도 동일한 방법이 적용될 수 있다.

[0263] 이미지 프로세싱

[0264] 일 실시예에서, 디포커싱된 빔을 사용하는 이점은, 작업자가 음향적 초점 뒤의 연결 및 조직을 평가하는 것을 돕는 것이다. 일 실시예에서, 정보를 디스플레이 하는 방법은, 이미지의 상부에 걸쳐 밝기 변화(brightness variance)를 계산하는 것을 포함한다. 진피의 충분한 밝기 변화는 불충분한 연결을 시사하는 반면, 균일한 밝기는 대부분의 치료 빔에 걸쳐 균일한 연결을 의미한다. 밝기 분산 계산은, 음향적 창으로부터 1mm에서 2mm와 같은 특정 깊이에 걸친 스펙클(speckle) 밝기의 제2 모멘트(moment)입니다.

[0265] 일 실시예에서, 2 차원 (2D) 필터링 함수는, 스펙클로부터 자연적으로 발생하는 밝기 변화를 감소시키는데 사용된다. 일 실시예에서, 정량적 또는 정 성적 변수는, 고해상도 이미지와 함께 사용자에게 제시되어, 초점 뒤의 음향적 창 또는 조직에서 연결의 품질을 제시한다.

[0266] 일 실시예에서, 연결 평가 이미지는 고해상도 이미지와 결합된다. 예를 들어, 두 이미지를 함께 곱해질 수 있다. 이것은 고해상도 이미지에서 정보를 제거하지 않고도 작업자에게 하나의 이미지를 제공한다. 2D 곱셈 (한 픽셀씩, pixel-by-pixel)은, 고해상도 이미지 위에 나쁜 품질의 연결로 인한 음영을 나타낸다. 작업자는 밝기의 어두운 정도에 따라 치료가 적절한 지 여부를 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 2 개의 이미지들은, 고해상도 이미지 또는 연결 평가 이미지 중 더 중점을 두는 오버레이(overlay)와 같이 섞인다. 일 실시예에서, 다른 시스템들 (예를 들어, MRI 및 초음파)으로부터의 정합된 이미지가 결합될 때에, 중첩한 이미지는 방사선과 의사에게 제시된 이미지와 같은 방식으로 구성될 수 있다.

[0267] 다중 초점 영역 시퀀싱

[0268] 다양한 실시예에서, 초음파 이미징은 조직 치료와 함께 사용된다. 다양한 실시예에 따르면, 초음파 처리 시스템은, 미용적 치료를 위해 하나 또는 둘 이상의 동시적 치료 지점들 및/또는 피부 표면 아래의 초점 영역들을 생성한다. 일 실시예에서, 치료는, 치료 트랜스듀서가 열적 응고 지점 (TCP)의 의도된 중심 주위로 국부적으로 이동되는 기계적 디더링을 포함한다. 음향적 빔 이동은, 좌우, 상하 및/또는 각도방향일 수 있다. 기계적 디더링의 일 실시예에서, 동작 메커니즘의 움직임은 의도된 TCP 주위보다 평탄한 온도 프로파일(flatter temperature profile)을 생성하기에 충분히 빠르며, 이는 동일한 효과를 받은 조직 용적에 대한 전체 음향적 에너지 또는 더 큰 효과를 받는 조직에 대한 전체 음향적 에너지의 감소 또는 이들의 임의의 조합을 가능하게 한다.

[0269] 다양한 실시예들에 따라, 주파수 변조는 초점 영역들 간의 위치 및/또는 초점 영역들 사이의 간격을 변경하여, 주파수의 변조를 통한 빔의 전자적 디더링 (dithering)이 정밀하게 빔 초점 지점들의 위치를 바꾸고(또는) 이동시킬 수 있다. 예를 들어, 일 실시예에서, 1.5mm의 간격은 작은 주파수 스윙(swing)을 사용하여 +/- 0.1mm로 디더링될 수 있다. 다양한 실시예에서, 0.5, 0.75, 1.0, 1.2, 1.5, 2.0 mm의 임의의 하나 이상의 간격은, 주파수 스윙을 사용하여 +/- 0.01, 0.05, 0.1, 0.12, 0.15, 0.20, 0.25, 0.30 mm로 디더링될 수 있다. 다양한 실시예들에서, 주파수는 1 내지 200%로 (예를 들어, 1%, 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 40%, 45%, 50%, 100%, 120%, 150%, 180%, 200% 및 그 안의 임의의 범위) 변조된다.

[0270] 개선된 초음파 이미징을 위한 다양한 실시예들에서, 다중 초점 구역들은 깊이를 통한 더 좋은 신호 품질 및 해

상도를 얻기 위해 사용된다. 트랜스듀서를 움직이지 않고 2차원 초음파 이미지가 형성되는 종래의 진단 초음파 스캐너들 (선형, 곡선 형, 위상 배열 등)의 경우에, 이러한 다중 초점 영역들을 획득하는 시퀀스는 상대적으로 중요하지 않다. 이러한 초점 영역들의 정밀한 배치는 전자적으로 제어될 수 있다. 도 23은 전자적 조정된 / 병진된 조리개를 갖는, 이미징하는 동안 움직이지 않는 초점 영역 이미징을 도시한다. 움직임이 없는 이미징 트랜스듀서의 경우에, 초점 영역 배치는 정확하므로 초점 영역 시퀀싱이 사용되지 않는다. 종래의 다중 초점 영역 이미징 시퀀스에서, 초점 영역 조사의 순서는 다양하다. 예를 들어, 4 초점 영역 시퀀스는 위치 및 운동 방향에 관계없이 진행 (f1, f2, f3, f4)을 따른다.

[0271] 그러나, 움직이는 이미징 트랜스듀서들 (예를 들어, 기계적으로 병진된 또는 조종된 어레이)의 경우, 다중 초점 영역들을 통해 스캔할 때 트랜스듀서의 위치 차이로 인해 이것은 문제가 된다. 2개 이미지를 사이의 조사 영역이 다르기 때문에, 양방향으로 이미지를 형성 할 때에(왼쪽에서 오른쪽 그리고 오른쪽에서 왼쪽으로 이미지를 형성할 때), 이러한 위치 오정렬이 특히 확대된다. 이 원리는 직선적인 병진 운동을 하는 환경인 도 24에서 입증된다. 그러나 이 설명은 병진 운동, 회전 운동, 2 차원 운동, 또는 이들의 조합을 포함하는 모든 형태의 운동에 적용된다.

[0272] 본 명세서에 개시된 이미징 시스템의 실시예들은 이러한 오정렬을 해결한다. 도 24는 동일한 측면 위치에서의 양방향 이미징을 도시한다. 예를 들어, 트랜스듀서가 이미징 중에 움직이고 있다는 사실로 인해 공간적 오정렬이 발생한다. 특히, 동일한 관심 영역을 조사해야 하지만, 초점 영역 4 (Fz4)는 2개 이미지들 간에 가장 멀리 떨어져 있는 것으로 볼 수 있다. 기계적으로 병진 / 조종된 트랜스듀서로 2D 이미지를 형성할 때, 초음파 신호와 연관된 전파 시간 동안에 트랜스듀서가 또한 이동했기 때문에, 트랜스듀서의 송신 / 수신 위치가 달라질 것이다.

[0273] 일 실시예에서, 제1 방향 이동 (나감) 시퀀스는 (f1, f2, f3, f4) 순서로 진행하고 제2 방향 이동 (복귀) 시퀀스는 반전(f4, f3, f2, f1)됨과 같이, 번갈아 생기는 시퀀스가 제안된다. 이렇게 함으로써 2개 이미지의 보다 좋은 정합(registration)이 이루어진다. 일 실시예에서, 우측 이동 (나감) 시퀀스는 (f1, f2, f3, f4) 순서로 진행하고 좌측 이동 (복귀) 시퀀스는 반전(f4, f3, f2, f1)됨과 같이, 번갈아 생기는 시퀀스가 제안된다. 이렇게 함으로써 2개 이미지의 보다 좋은 정합이 이루어진다(도 25). 다양한 실시예들에서, 방향은, 왼쪽, 오른쪽, 전방, 후방, 상향 또는 하향일 수 있다.

[0274] 도 25는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱의 실시예를 도시한다. 왼쪽 이동 시퀀스는 오른쪽 이동 시퀀스의 역순이다. 결과적으로, 초점 영역 정렬이 향상된다. 또한, 획득의 위치는 시차를 두어(staggered), 동일한 관심 영역들이, 이러한 2개 이미지들 사이에서 더 잘 정합되도록 할 수 있다 (그림 26).

[0275] 도 26은 다른 트리거링(triggering) 위치들을 갖는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱의 실시예를 도시한다. 오른쪽 이동과 왼쪽 이동 사이의 공간적 정합

[0276] A 라인은, 트리거링 위치들을 시차를 두게 하여 더욱 향상된다.

[0277] 일 실시예에서, 이미징 시스템은, 연속적으로 (라인 1: f1, f2, f3, f4; 라인 2: f4, f3, f2, f1)의 진행에 이어, 2개의 연속적인 A 라인의 새로운 시퀀스를 적용한다. 이 시퀀스는 전체 시야(field of view)를 가로 질러 반복될 수 있고, 시야 내의 짝수 개의 벡터를 가정하면, 복귀 시퀀스는 정확히 동일한 교대 패턴(alternating pattern) 초점 영역 시퀀스를 가질 수 있고, 2개의 이미지가 정합될 수 있다 (도 27).

[0278] 도 27은 연속적인 A 라인 상에 (f1-f2-f3-f4)와 (f4-f3-f2-f1) 사이에서 교대하는 방향 의존적인 초점 영역 시퀀싱의 실시예를 도시한다. 전체 시야가 짝수 개의 A 라인에 의해 걸쳐져 있다면, 좌측 이동 및 우측 이동의 초점 시퀀스는 동일하다. 트리거링 위치들은 2개 이미지 간에 여전히 다르다.

[0279] 다양한 실시예들에서, 다중 초점 영역 이미징은, 제1 방향 이동 및 제2 방향 이동이 형성하는 이미지 사이의 보다 양호한 상관 관계에 대한 이점을 제공한다.

[0280] 다양한 실시예들에서, 다중 초점 영역 이미징은, 보다 빠른 (예를 들어, 2배, 3배, 4배) 스캔 속도의 B 모드 이미징의 개선된 효과에 이점을 제공한다.

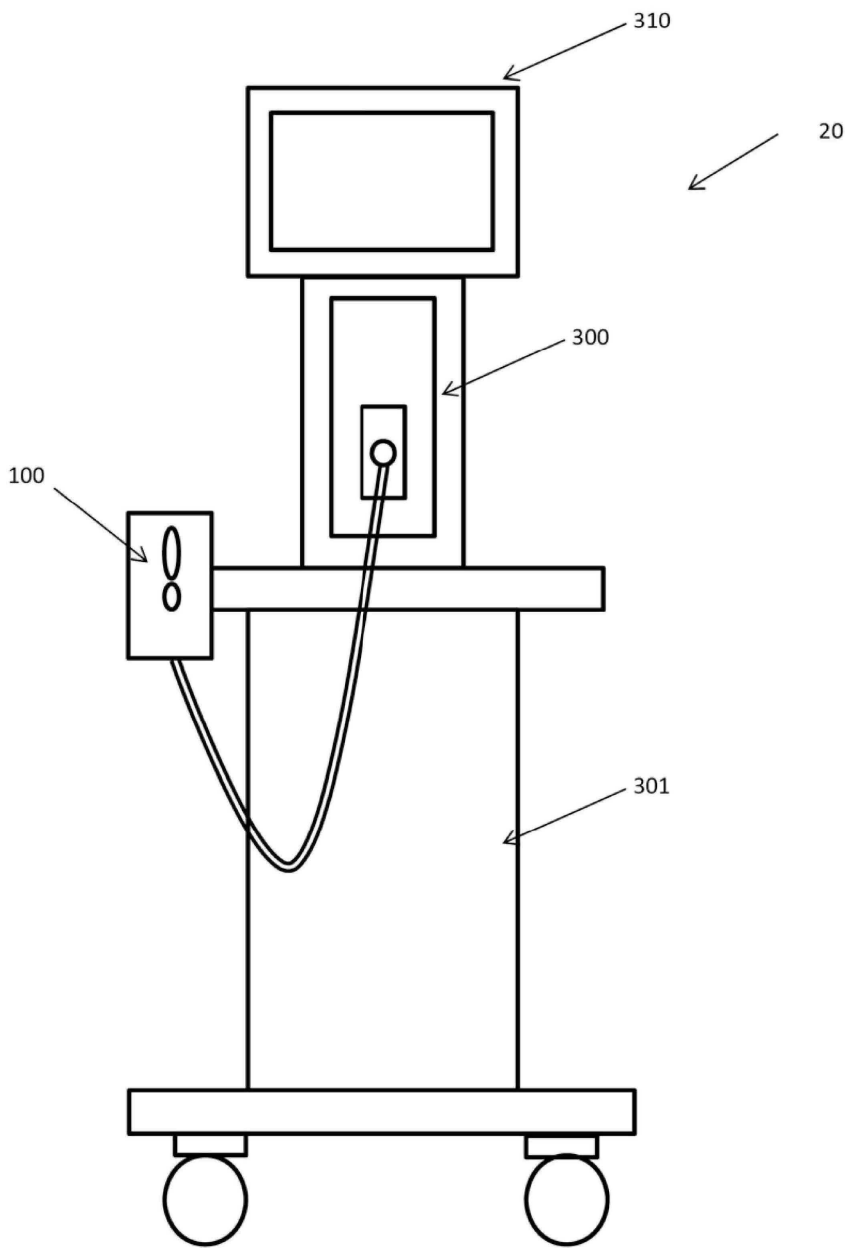
[0281] 다양한 실시예들에서, 다중 초점 영역 이미징은, 1보다 큰 임의의 수의 초점 영역들에 적용된다. 다양한 실시예들에서, 초점 영역들의 수는 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 또는 그 이상이다.

[0282] **트랜스듀서들**

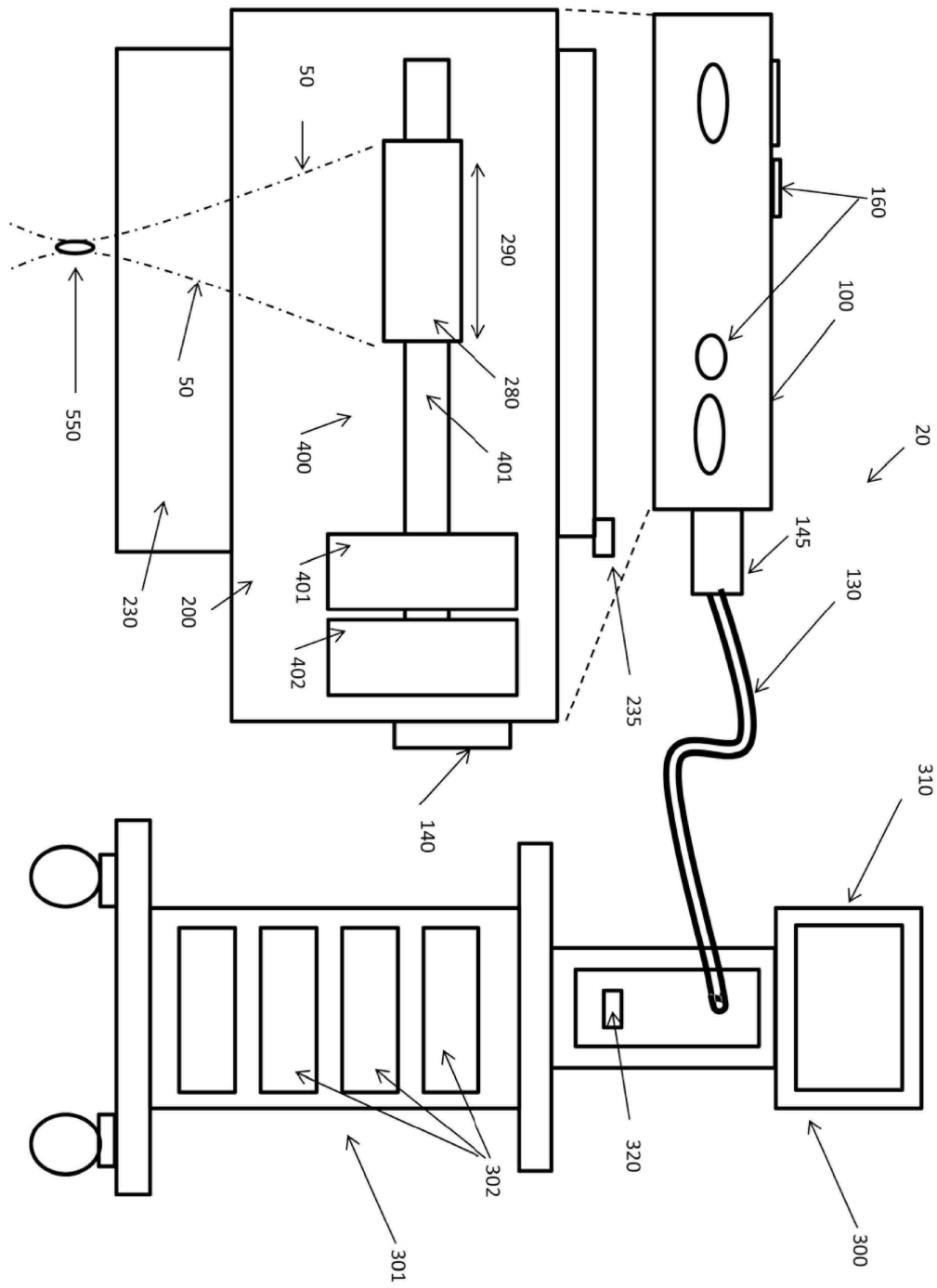
- [0283] 다양한 실시예들에서, 트랜스듀서 (280)는 볼록한 면 (282) 및 오목한 면 (283)을 포함한다. 다양한 실시예들에서, 트랜스듀서 (280)는, 1, 2, 3, 4 또는 그 이상의 동시적 초점 영역들을 갖는 임의의 하나 이상의 가변 깊이, 가변 간격, 가변 초점 위치를 제공하는 특성을 갖는 볼록한 면 (282) 및 오목한 면 (283)을 포함한다. 도 28은, 볼록한 면 (282) 및 오목한 면 (283)을 갖는 단일 소자를 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시한다. 도 29는, 고체의 코팅된 볼록한 면 (282) 및 줄무늬가 있는 오목한 측면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 줄무늬는 제1 폴링된(polled) 및 제2 폴링된 영역을 포함하며, 폴링된 영역은 양극, 음극 또는 폴링되지 않는다. 도 29는, 고체의 코팅된 볼록한 면 (282) 및 줄무늬가 있는 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 실시예를 도시하며, 줄무늬는 코팅 또는 비코팅을 포함할 수 있는 제1 영역 및 제2 영역을 포함한다.
- [0284] 도 30은, 줄무늬가 있는 볼록한 면 (282) 및 고체의 코팅된 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 여기서 줄무늬는 제1 폴링된 및 제2 폴링된 영역을 포함하며, 폴링된 영역은 양극, 음극 또는 폴링되지 않는다. 도 30은, 줄무늬가 있는 볼록한 면 (282) 및 고체의 코팅된 오목한 측면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 줄무늬는 코팅 또는 비코팅을 포함할 수 있는 제1 영역 및 제2 영역을 포함한다.
- [0285] 도 31은, 줄무늬가 있는 볼록한 면 (282) 및 줄무늬가 있는 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 실시예를 도시하며, 여기서 줄무늬는 제1 폴링된 및 제2 폴링된 영역을 포함하며, 폴링된 영역은 양극, 음극 또는 폴링되지 않고, 줄무늬가 있는 영역들은 서로에 대해 약 90도의 방위로 회전된다.
- [0286] 도 31은 줄무늬가 있 볼록한 면 (282) 및 고체의 코팅된 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 줄무늬는 코팅 또는 비코팅을 포함할 수 있는 제1 영역 및 제2 영역을 포함하고, 줄무늬들은 서로에 대해 약 90도 회전된다.
- [0287] 도 32는 환형의 볼록한 면 (282) 및 줄무늬가 있는 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 여기서 줄무늬는 제1 폴링된 및 제2 폴링된 영역을 포함하며, 폴링된 영역은 양극, 음극 또는 폴링되지 않는다. 도 32는 환형의 볼록한 면 (282) 및 줄무늬가 있는 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 일 실시예를 도시하며, 줄무늬는 코팅 또는 비코팅을 포함할 수 있는 제1 영역 및 제2 영역을 포함한다.
- [0288] 도 33은, 줄무늬가 있는 볼록한 면 (282) 및 환형의 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 실시예를 도시하며, 줄무늬는 제1 폴링된 및 제2 폴링된 영역을 포함하며, 폴링된 영역은 양극, 음극 또는 폴링되지 않는다. 도 33은, 줄무늬가 있는 볼록한 면 (282) 및 환형의 오목한 면 (283)을 포함하는 트랜스듀서 (280)의 실시예를 도시하며, 줄무늬는 코팅 또는 비코팅을 포함할 수 있는 제1 영역 및 제2 영역을 포함한다. 일부 실시예들에서, 시스템은 단일 특성들(single features, 다중 특성들(multiple features)과 반대로)로서 존재하는 다양한 특성들을 포함한다. 예를 들어, 일 실시예에서, 시스템은 디더링(dithering)을 통해 2 개의 동시적 처리 영역들을 제공하도록 적용된 단일 초음파 트랜스덕션 소자를 포함하거나, 필수적으로 구성되거나, 구성할 수 있다. 대안적인 실시예들에서는 다수의 특성들 또는 컴포넌트들이 제공된다.
- [0289] 본원에 기술된 일부 실시예들 및 예시들은 예이며, 본 발명의 조성물 및 방법의 전체 범위를 기술하는데 제한하려는 것은 아니다. 본 발명의 범위 내에서 일부 실시예들, 재료들, 조성물들 및 방법들의 동등한 변경, 변형 및 변이가 가능하며, 실질적으로 유사한 결과가 가능하다.
- [0290] 본 발명은 다양한 변형 및 대안적인 형태가 가능하며, 그 특정한 예시들이 도면에 도시되어 있으며 본 명세서에서 상세히 설명된다. 그러나, 본 발명은 개시된 특정 형태 또는 방법에 한정되지 않으며, 반대로, 본 발명은, 설명된 다양한 실시예들 및 첨부된 청구 범위들의 사상 및 범위 내에 있는 모든 변형, 균등 및 대체를 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 여기에 개시된 임의의 방법은 기재된 순서로 수행될 필요는 없다. 본 명세서에 개시된 방법은 실행 하는자가 취하는 특정 행위를 포함한다; 그러나 명시적 또는 묵시적으로 제 3 자의 행위 지침을 포함할 수도 있다. 예를 들어, "초음파 프로브와 트랜스듀서 모듈의 연결"과 같은 동작에는 "초음파 프로브와 트랜스듀서 모듈의 연결을 지시하는 작업"이 포함된다. 본원에 개시된 범위는, 또한 임의의 및 모든 중첩, 하위 범위 및 이들의 조합을 포함한다. "~까지", "적어도", "보다 크다", "미만", "~ 사이" 등의 언어는 인용된 번호를 포함한다. "약" 또는 "대략"과 같은 용어가 앞에 오는 번호는 인용된 번호를 포함합니다. 예를 들어, "약 25mm"에는 "25mm"가 포함된다.

도면

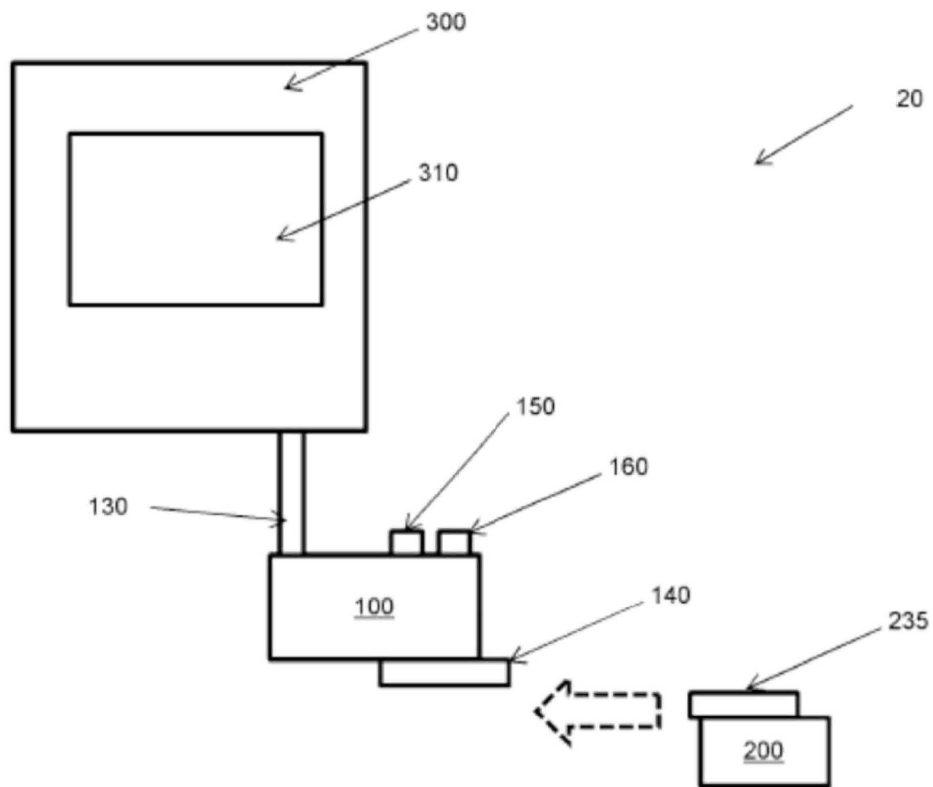
도면1a



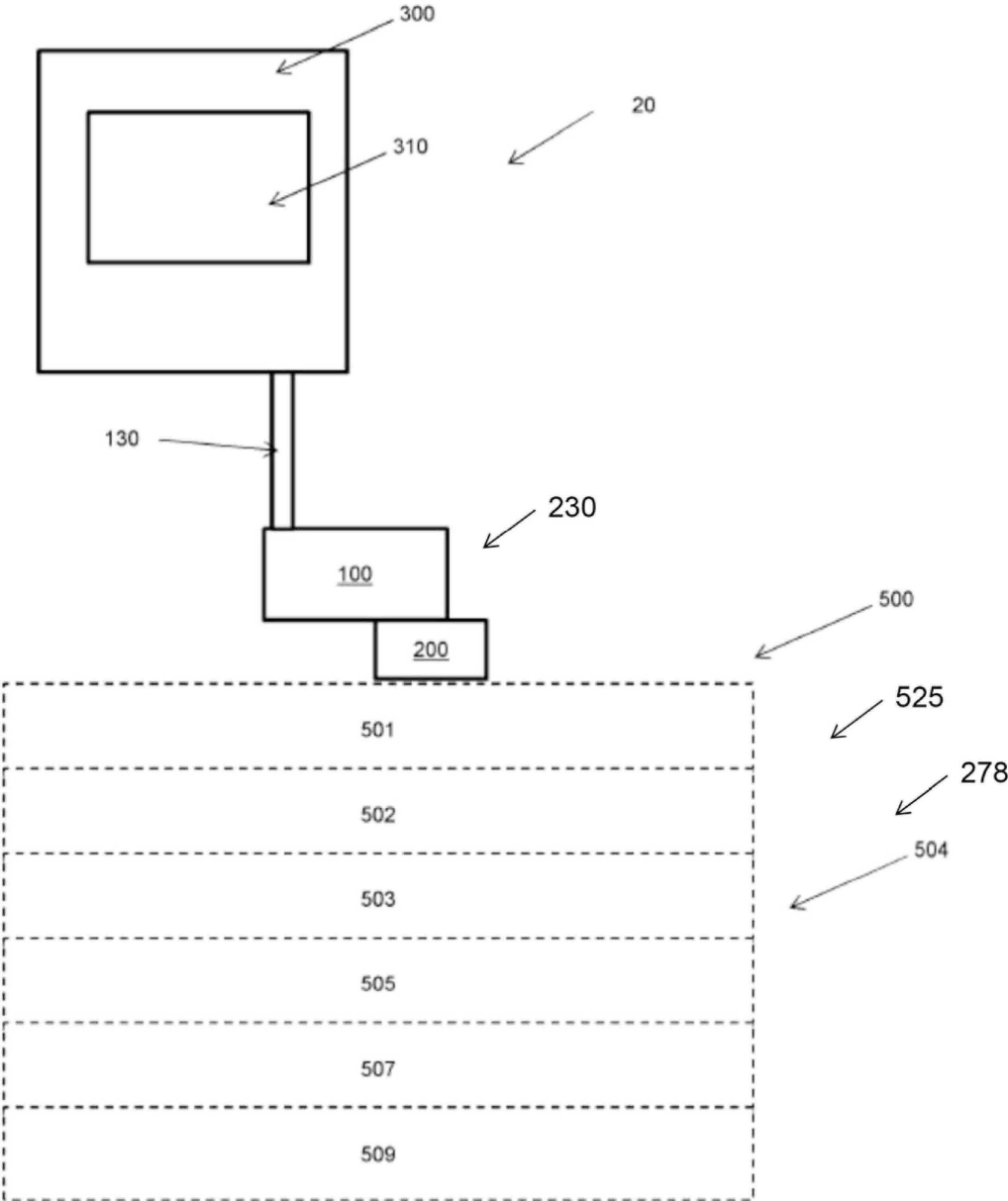
도면1b



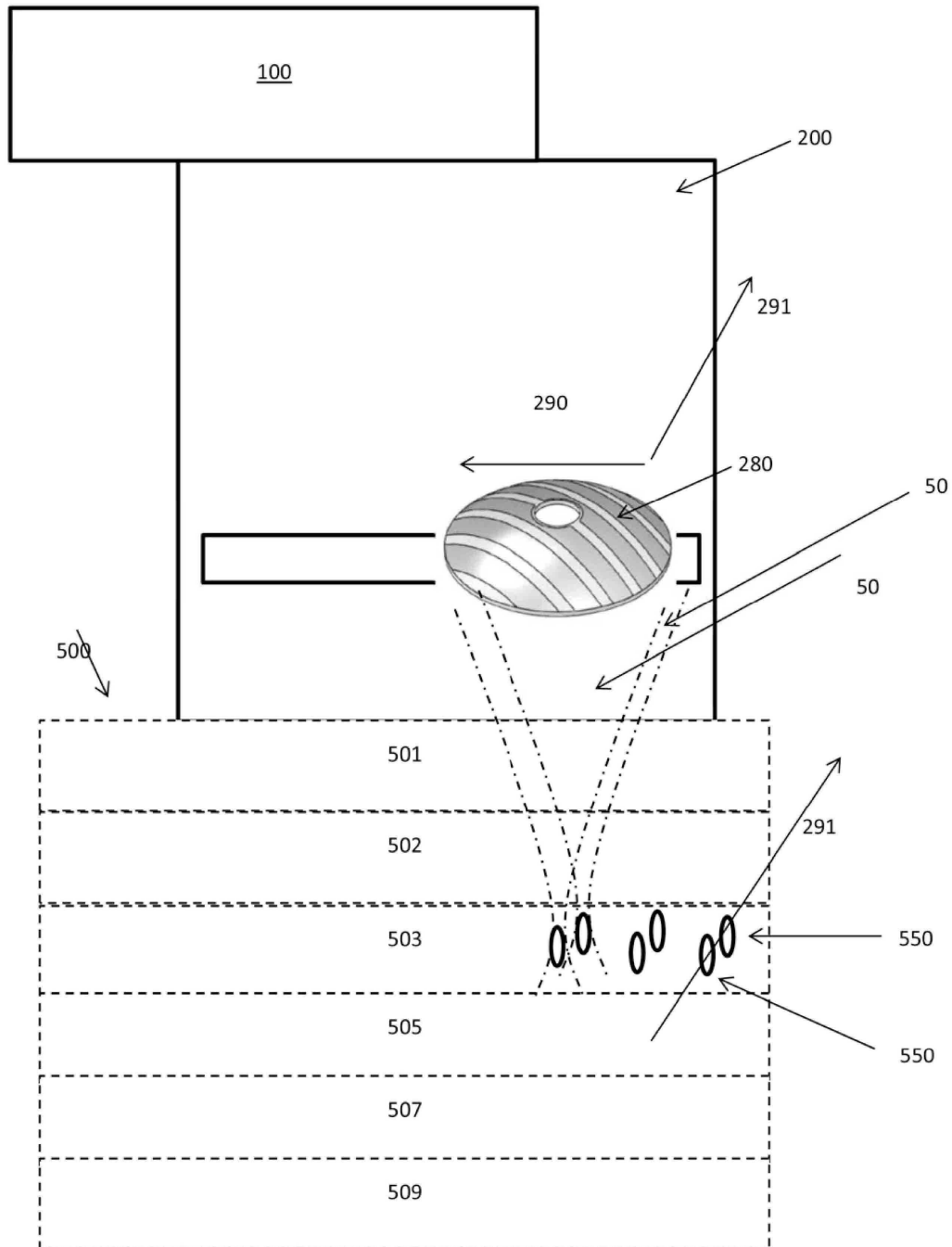
도면1c



도면2



도면3



도면4

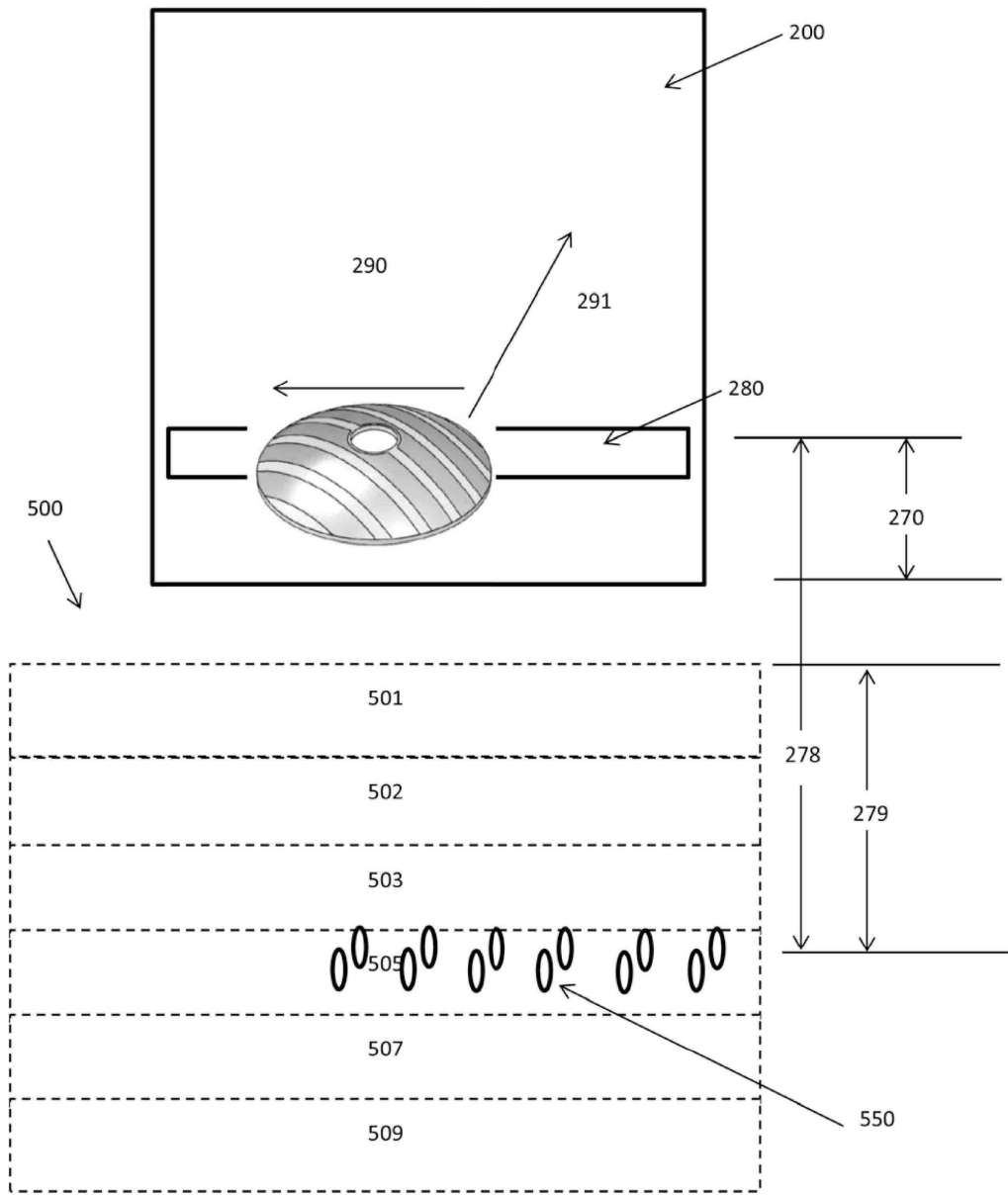
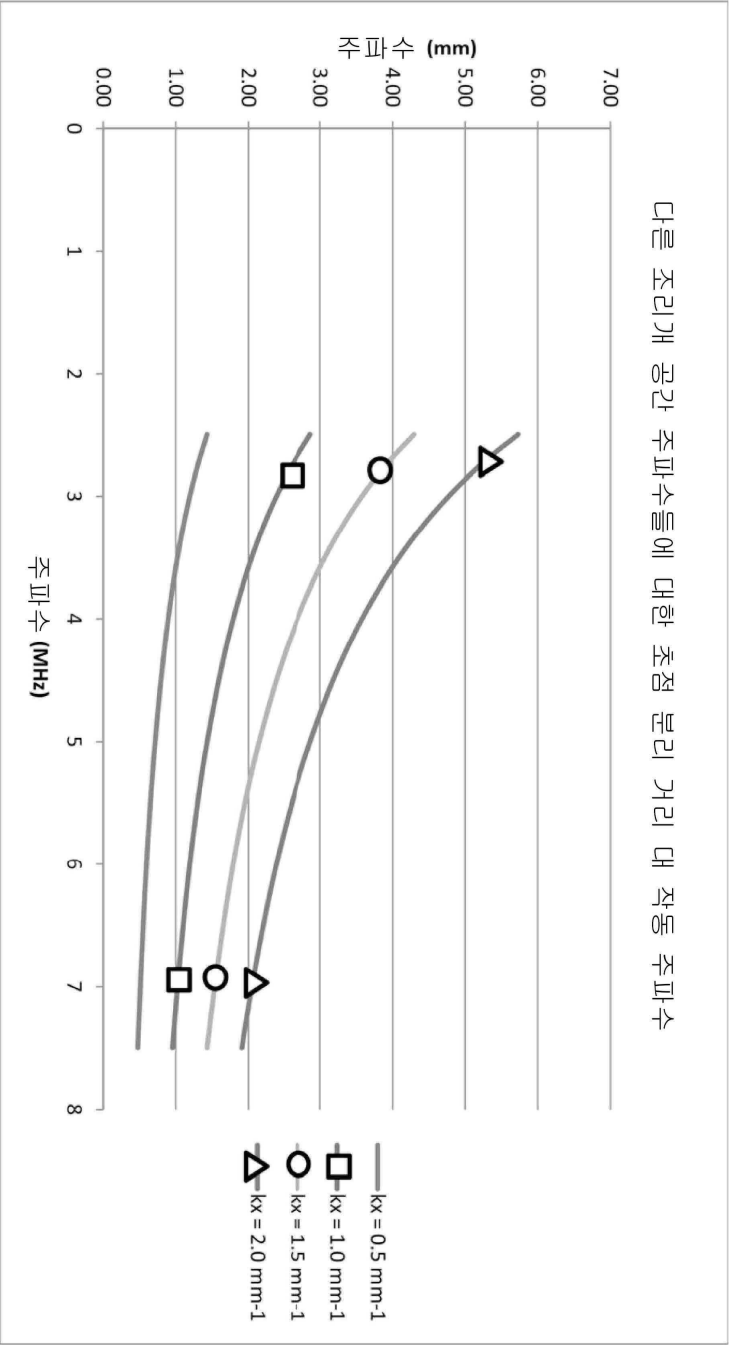


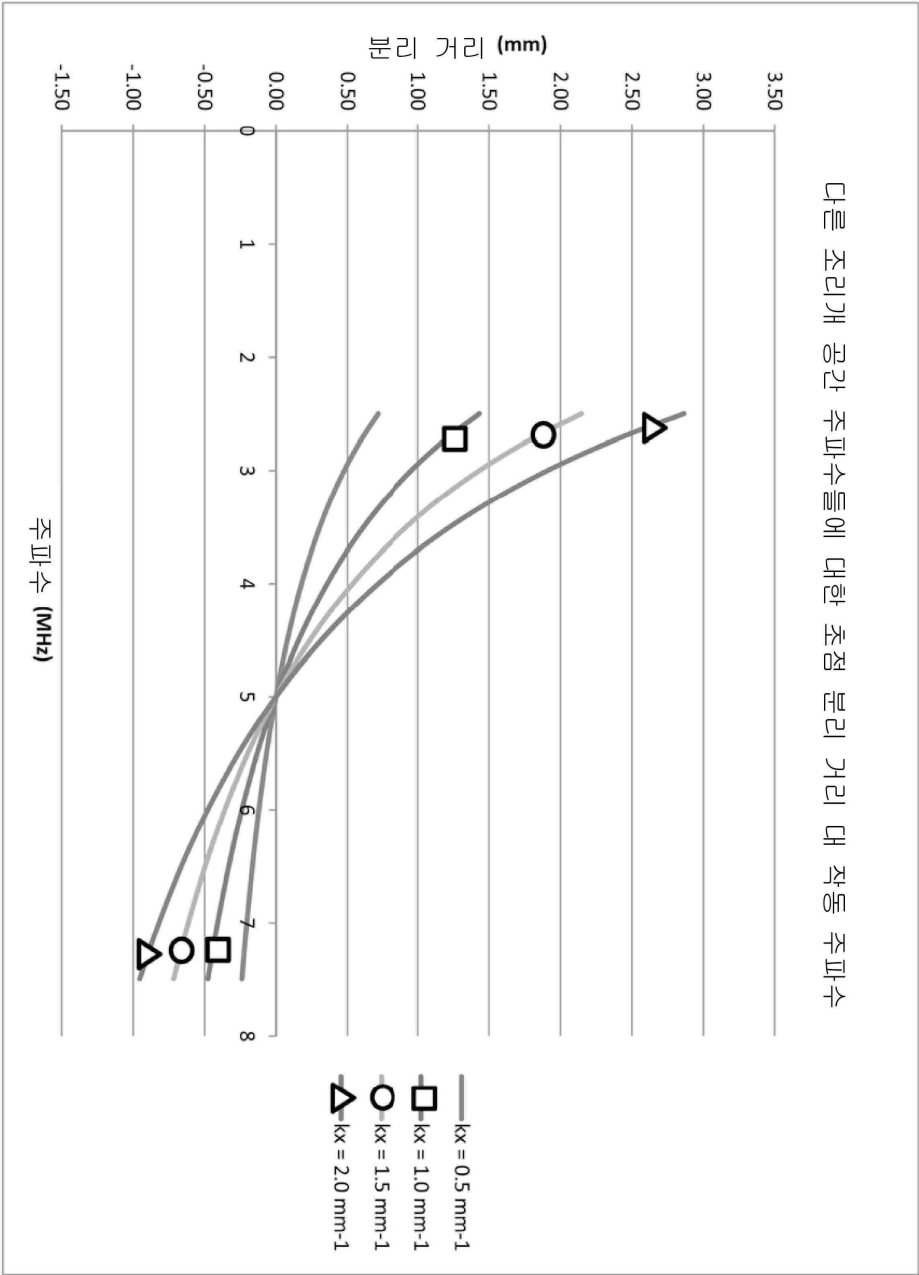
표 4

f [MHz]	$k_x = 0.5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1.0 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1.5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 2.0 \text{ mm}^{-1}$	
	간격 [mm]	확산 [mm]	간격 [mm]	확산 [mm]	간격 [mm]	확산 [mm]	간격 [mm]	확산 [mm]
2.5	1.43	0.72	2.86	1.43	4.30	2.15	5.73	2.86
2.75	1.30	0.59	2.60	1.17	3.91	1.76	5.21	2.34
3	1.19	0.48	2.39	0.95	3.58	1.43	4.77	1.91
3.25	1.10	0.39	2.20	0.77	3.31	1.16	4.41	1.54
3.5	1.02	0.31	2.05	0.61	3.07	0.92	4.09	1.23
3.75	0.95	0.24	1.91	0.48	2.86	0.72	3.82	0.95
4	0.90	0.18	1.79	0.36	2.69	0.54	3.58	0.72
4.25	0.84	0.13	1.69	0.25	2.53	0.38	3.37	0.51
4.5	0.80	0.08	1.59	0.16	2.39	0.24	3.18	0.32
4.75	0.75	0.04	1.51	0.08	2.26	0.11	3.02	0.15
5	0.72	0.00	1.43	0.00	2.15	0.00	2.86	0.00
5.25	0.68	-0.03	1.36	-0.07	2.05	-0.10	2.73	-0.14
5.5	0.65	-0.07	1.30	-0.13	1.95	-0.20	2.60	-0.26
5.75	0.62	-0.09	1.25	-0.19	1.87	-0.28	2.49	-0.37
6	0.60	-0.12	1.19	-0.24	1.79	-0.36	2.39	-0.48
6.25	0.57	-0.14	1.15	-0.29	1.72	-0.43	2.29	-0.57
6.5	0.55	-0.17	1.10	-0.33	1.65	-0.50	2.20	-0.66
6.75	0.53	-0.19	1.06	-0.37	1.59	-0.56	2.12	-0.74
7	0.51	-0.20	1.02	-0.41	1.53	-0.61	2.05	-0.82
7.25	0.49	-0.22	0.99	-0.44	1.48	-0.67	1.98	-0.89
7.5	0.48	-0.24	0.95	-0.48	1.43	-0.72	1.91	-0.95

도면6



도면7



도면8

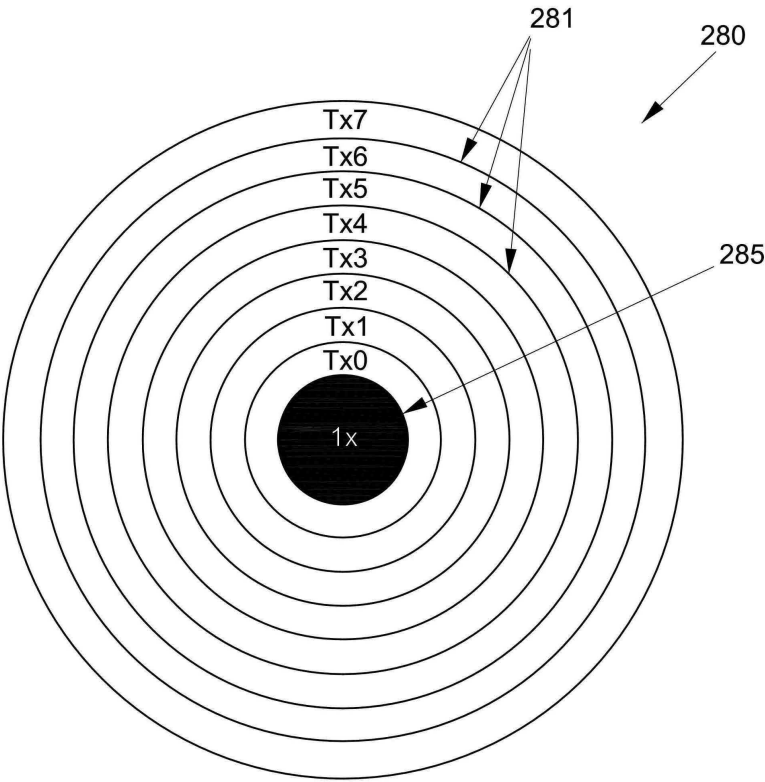
공간 주파수(k_x)를 가지는 폴링된 세라믹

채널 1	0 도	공간 주파수(k_x)를 가지는 폴링된 세라믹
채널 2		
채널 3	180 도	
채널 4		
채널 5	0 도	
채널 6		
채널 7	180 도	
채널 8		
채널 9	0 도	
채널 10		
채널 11	180 도	
채널 12		
채널 13	0 도	
채널 14		
채널 15	180 도	
채널 16		

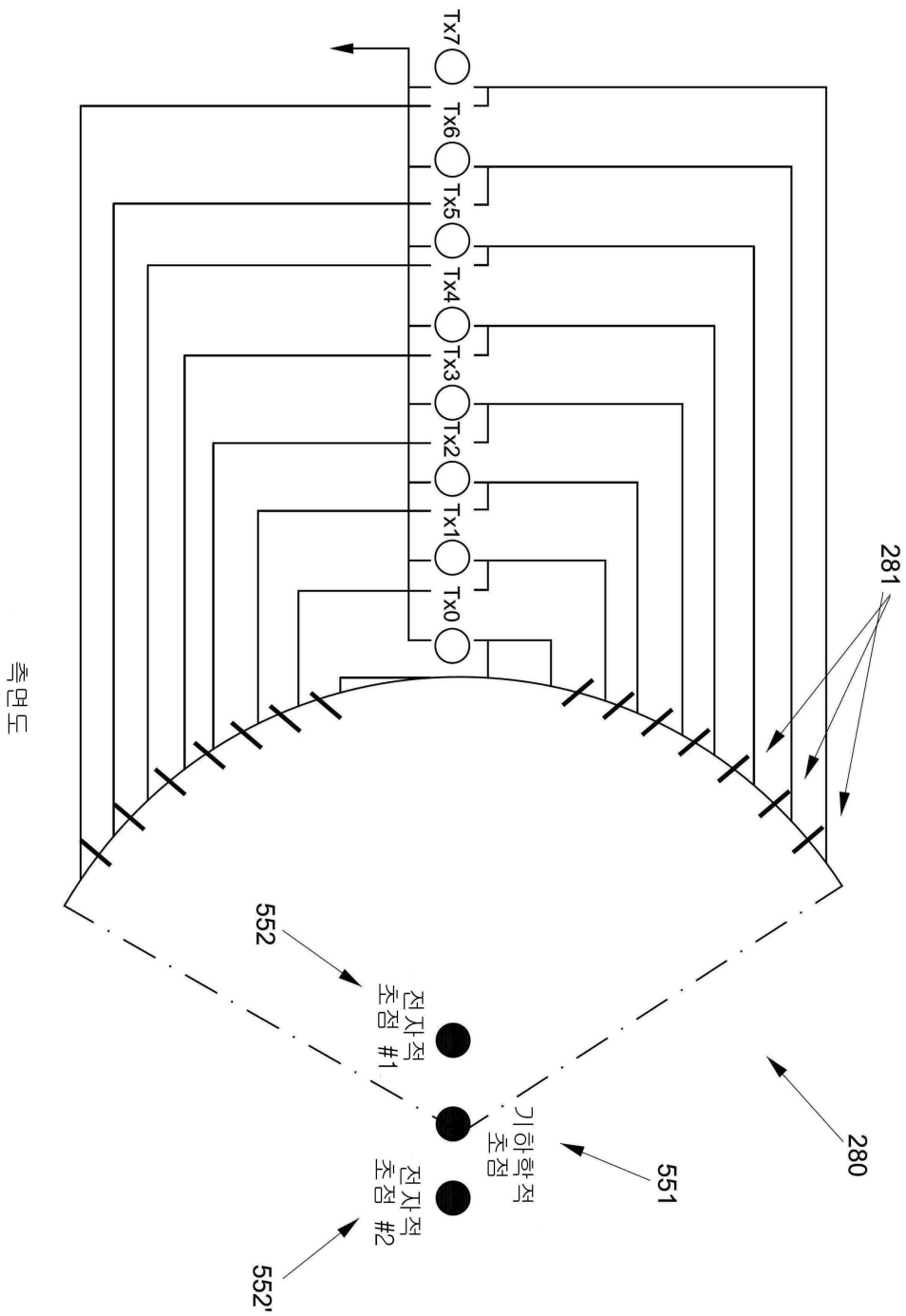
도면9

채널 1	0 도	공간 주파수(k_x)를 가지는 폴링된 세라믹
	180 도	
채널 2	0 도	
	180 도	
채널 3	0 도	
	180 도	
채널 4	0 도	
	180 도	
채널 5	0 도	
	180 도	
채널 6	0 도	
	180 도	
채널 7	0 도	
	180 도	
채널 8	0 도	
	180 도	

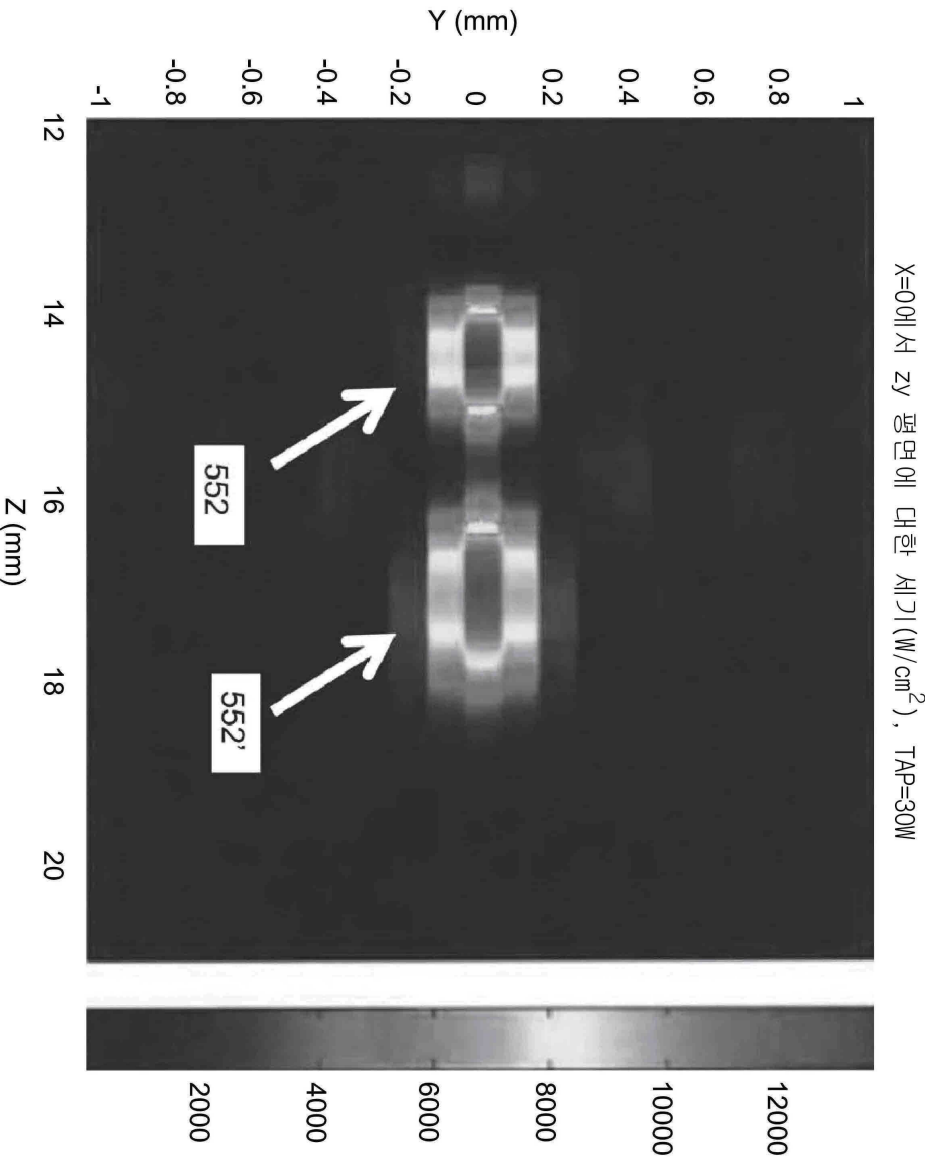
도면10



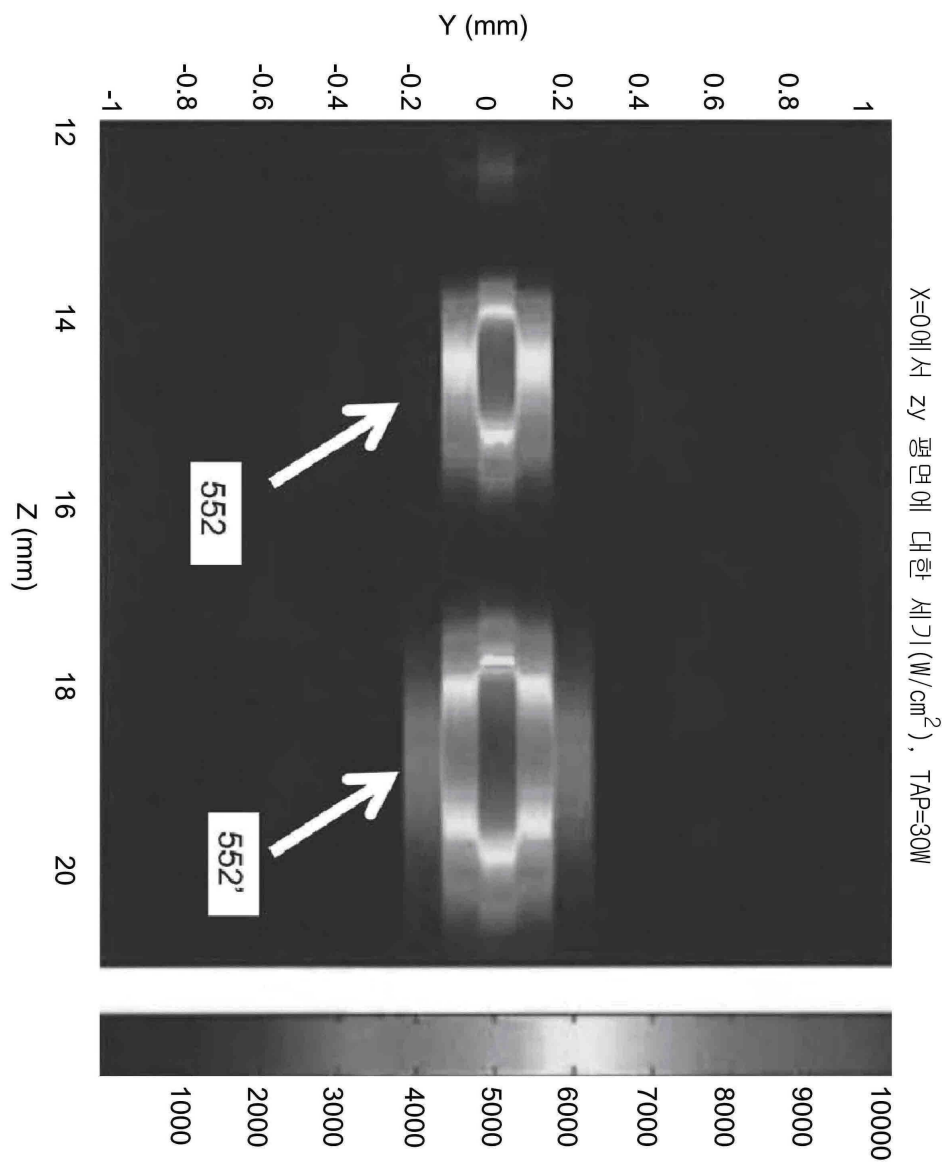
도면11



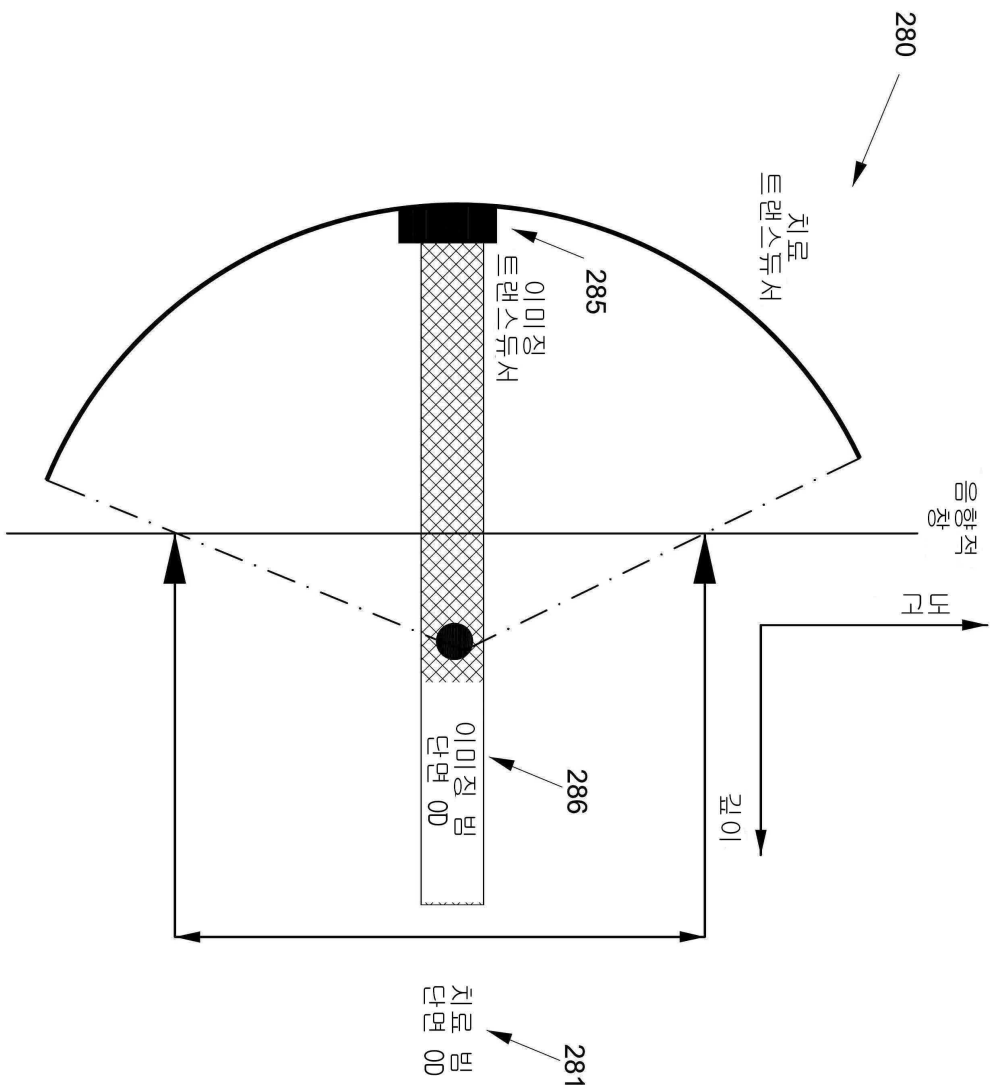
도면12



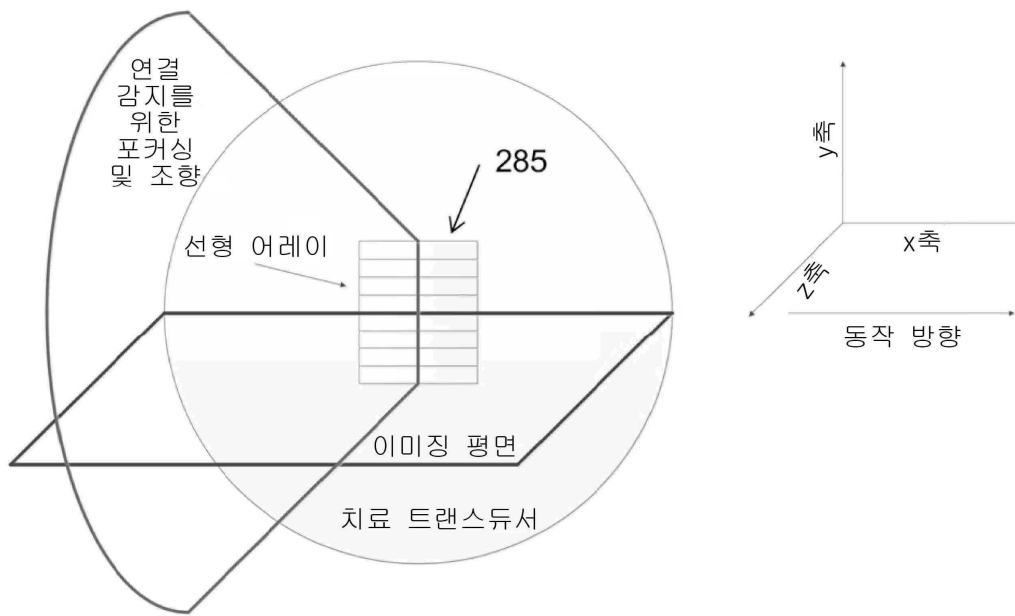
도면13



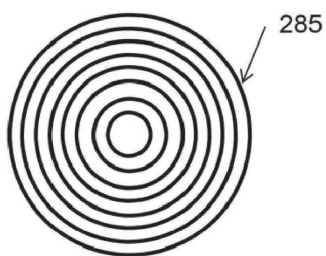
도면14



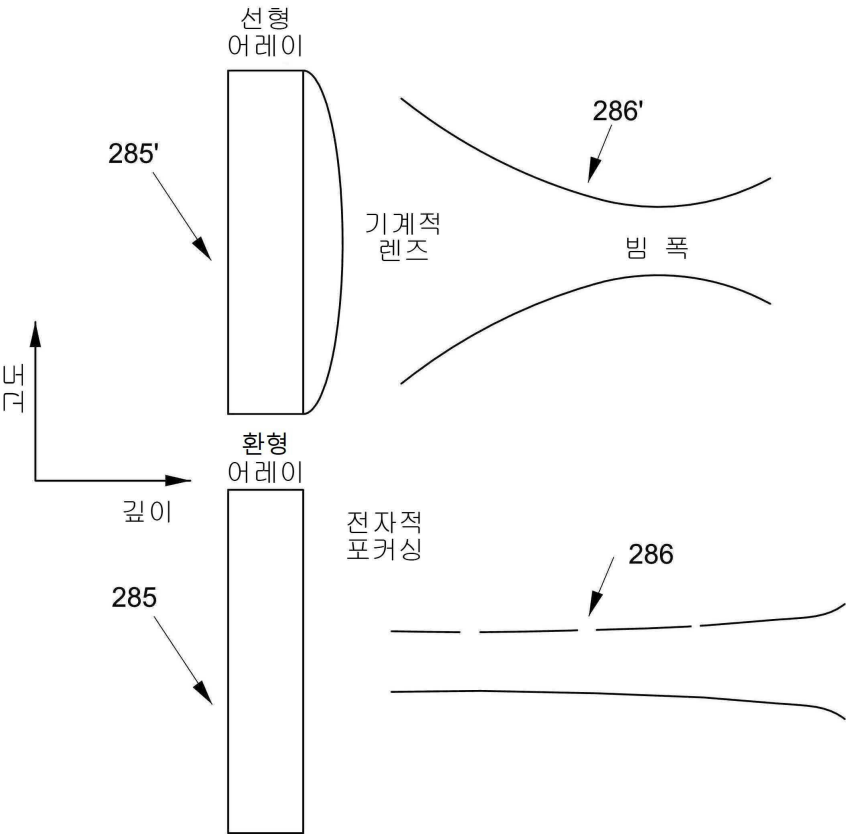
도면15



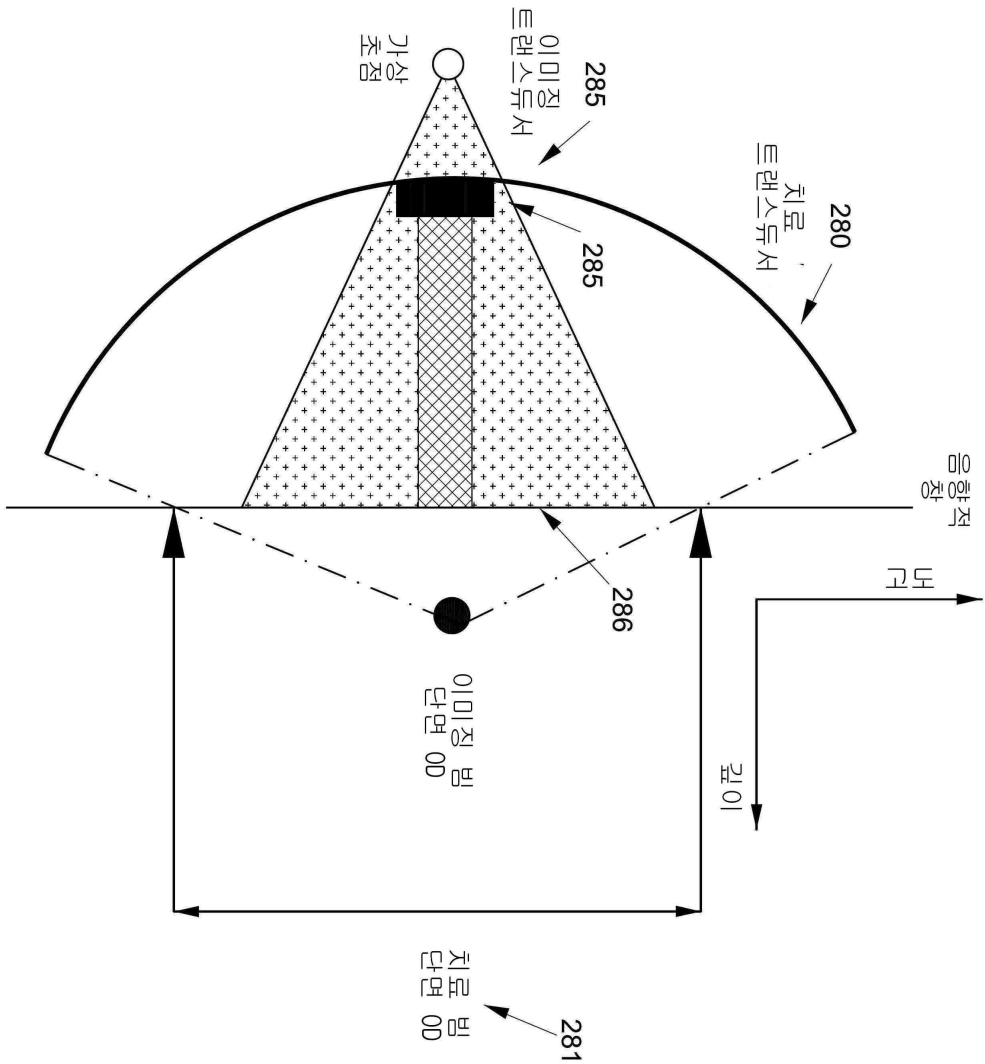
도면16



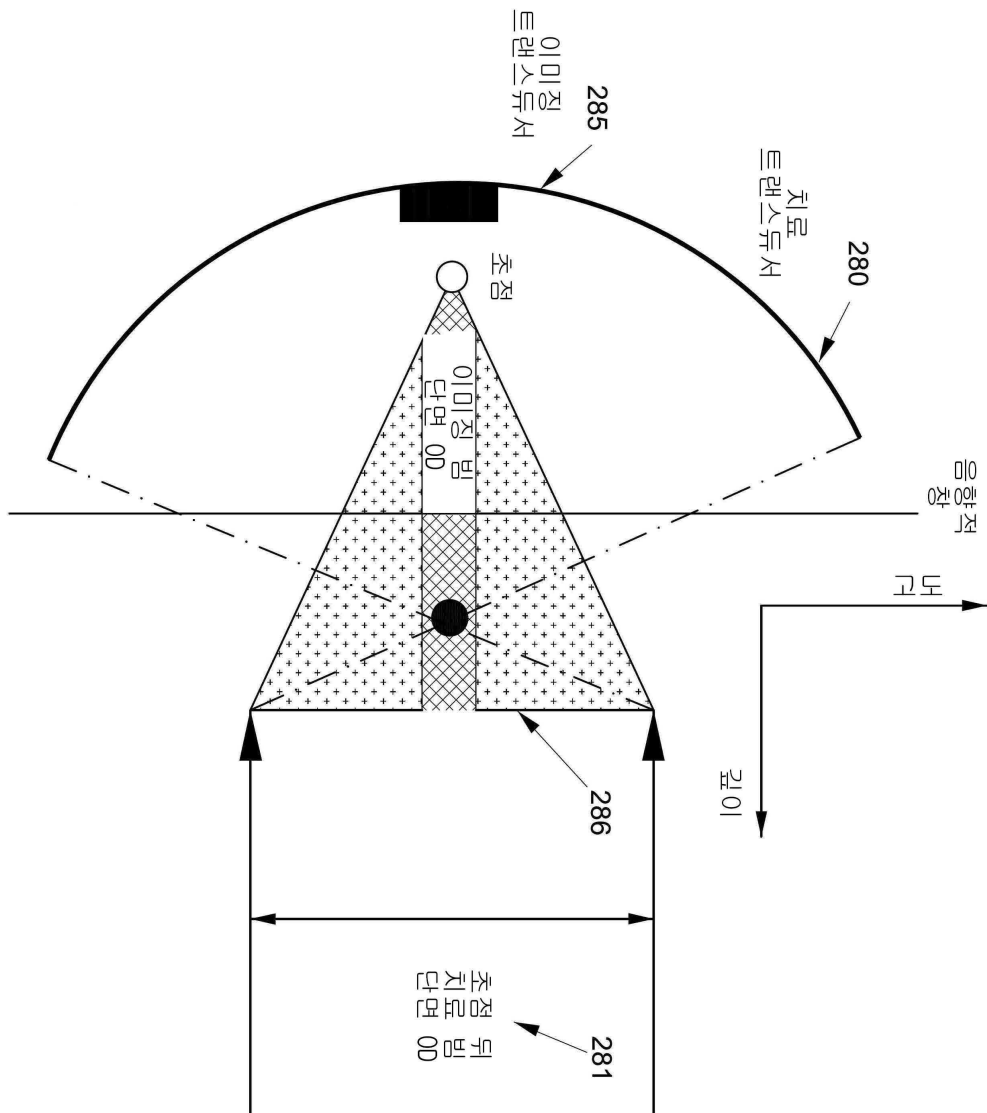
도면17



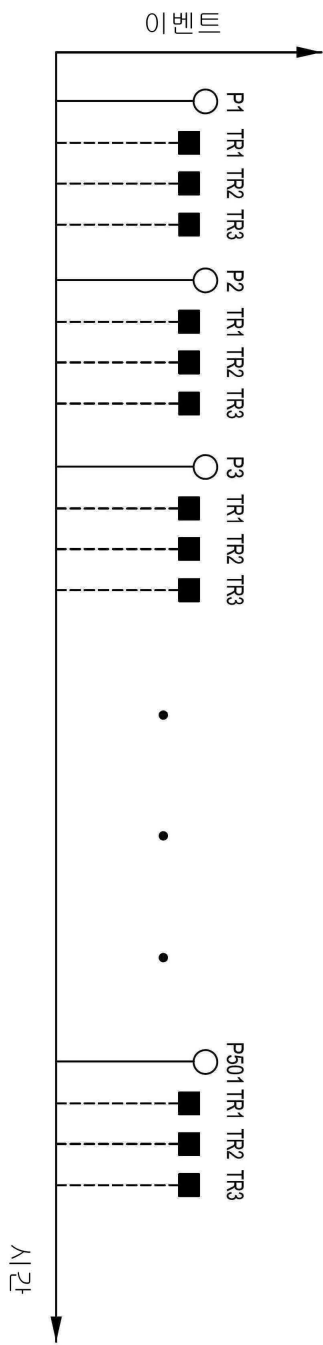
도면18



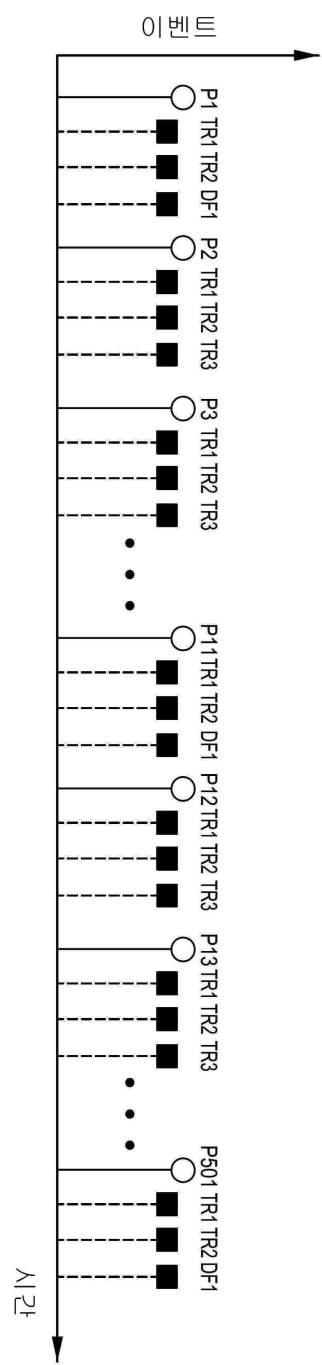
도면 19



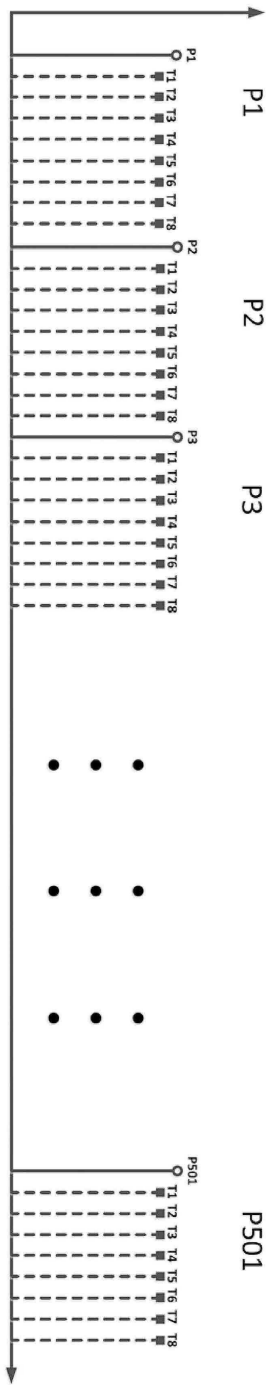
도면20



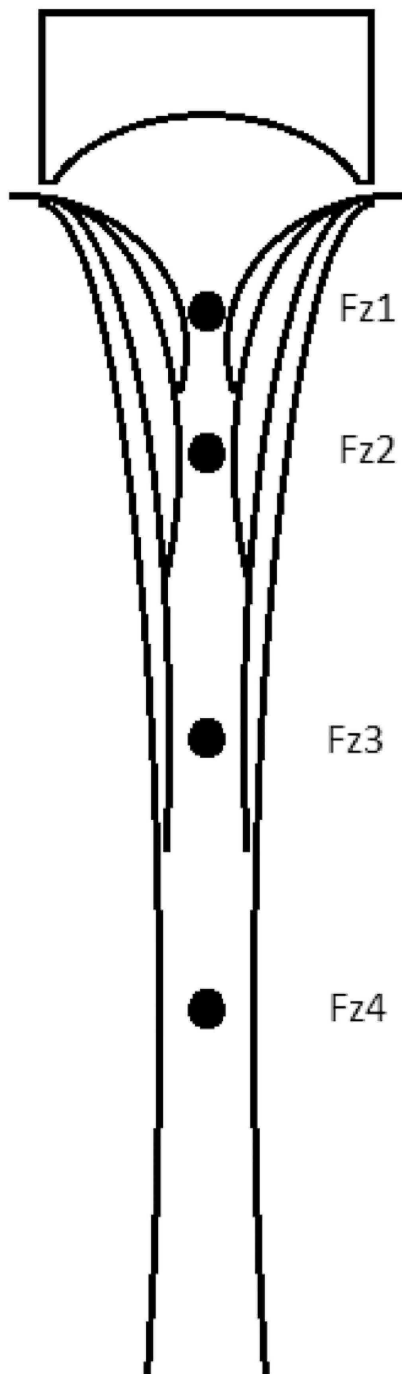
도면21



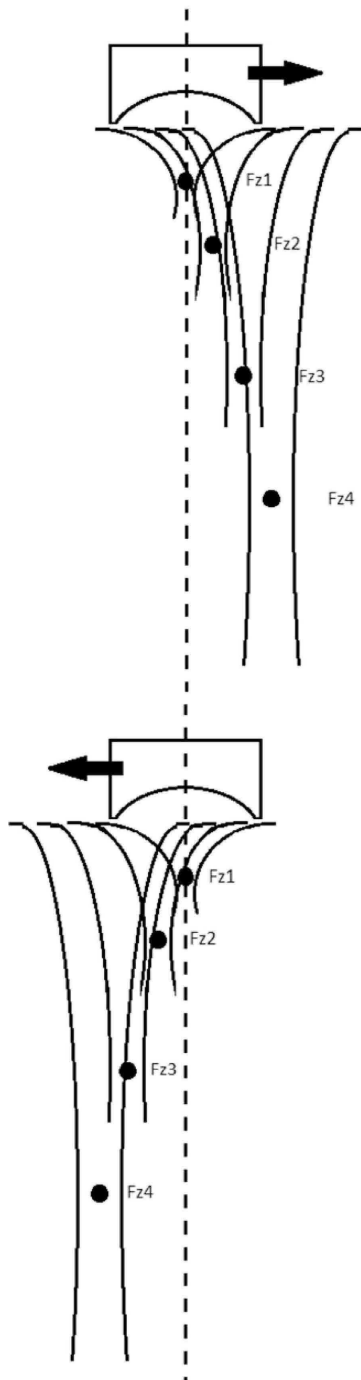
도면22



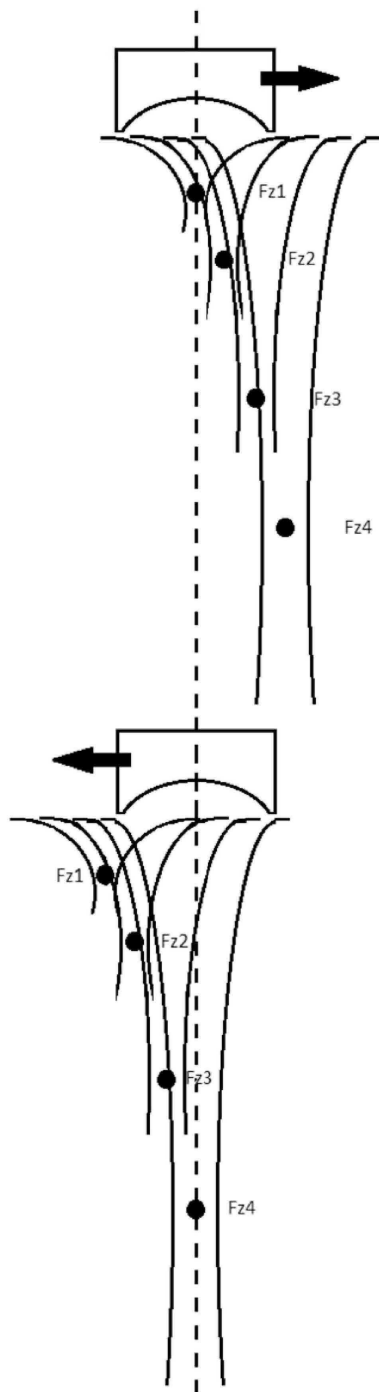
도면23



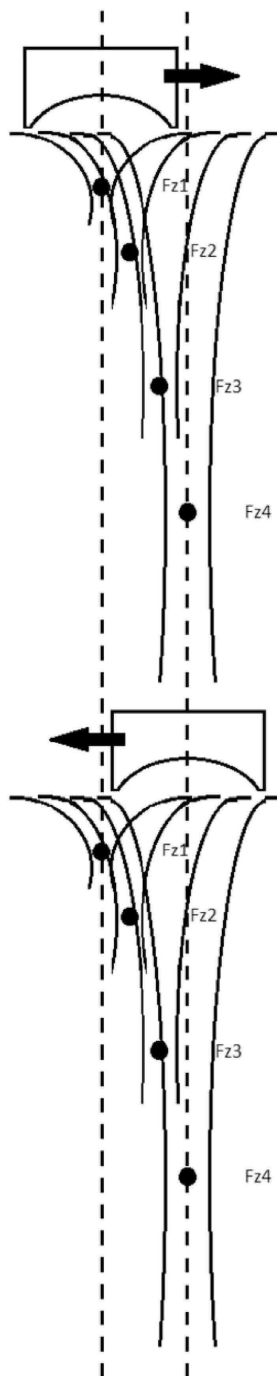
도면24



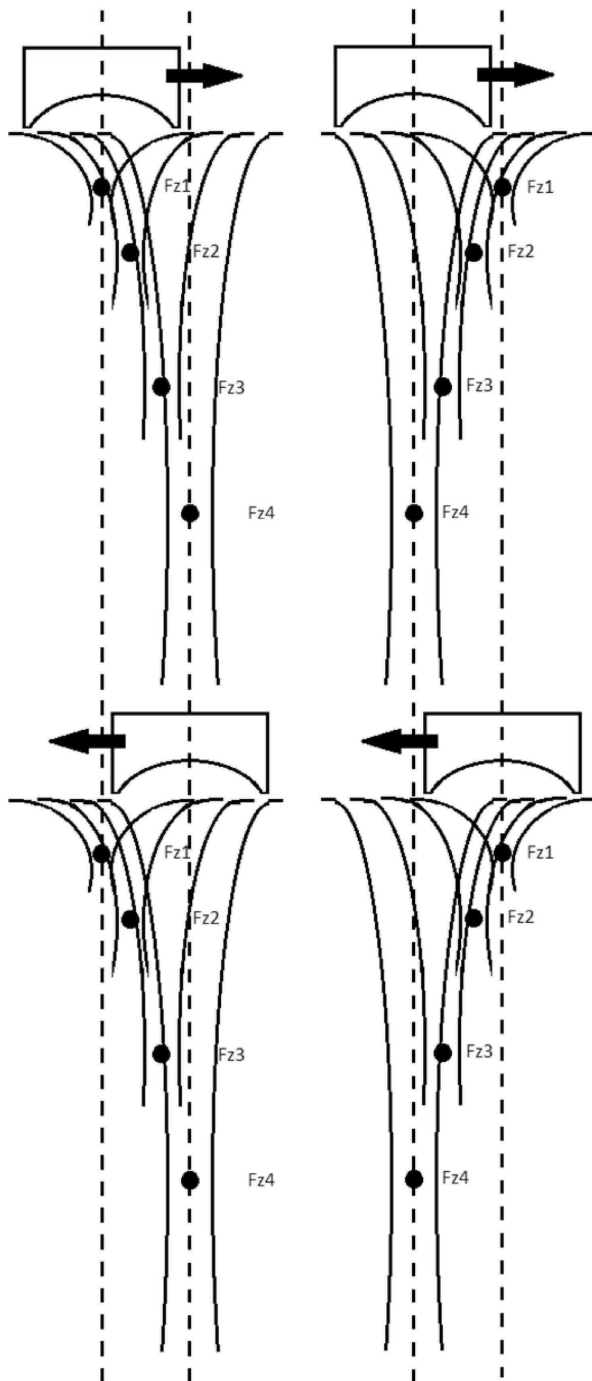
도면25



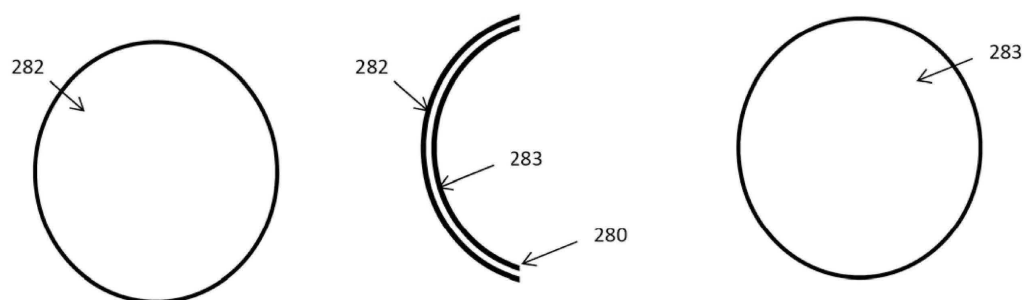
도면26



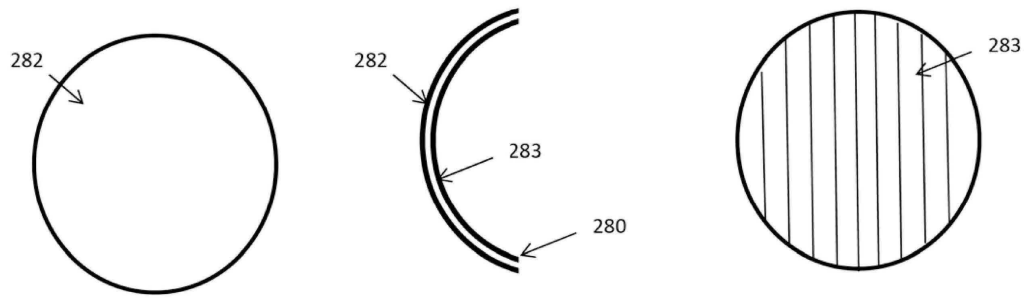
도면27



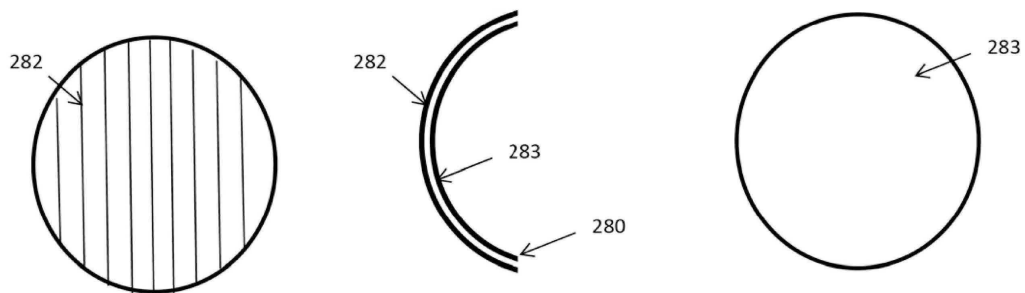
도면28



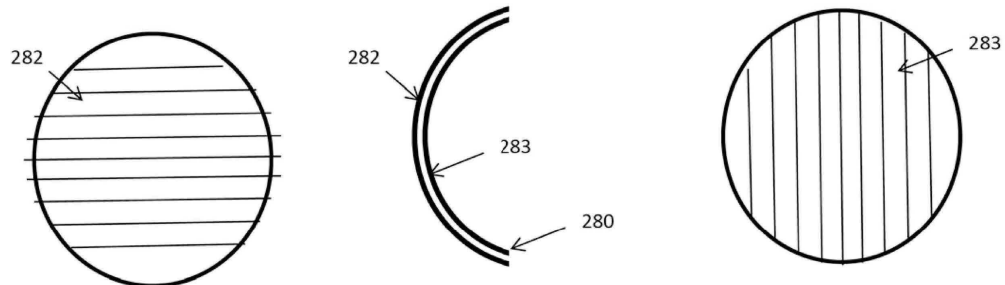
도면29



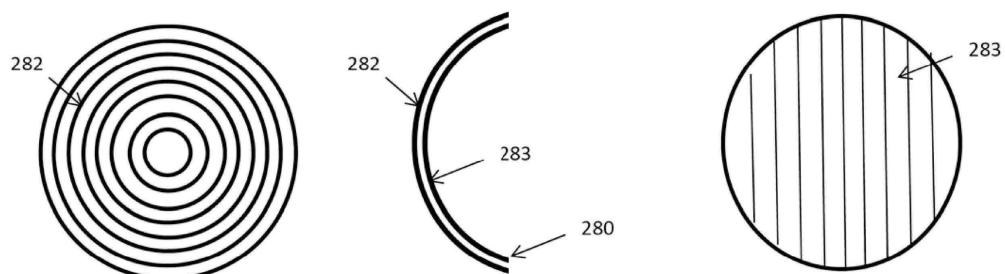
도면30



도면31



도면32



도면33

