



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0001890

(43) 공개일자 2016년01월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61N 7/00 (2006.01) A61B 10/00 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0079897

(22) 출원일자 2014년06월27일

심사청구일자 2014년06월27일

(71) 출원인

연세대학교 원주산학협력단

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1

프라운호퍼-게젤샤프트 추어 퍼르더롱 데어 안게  
반텐 포르숨에.파우.

독일 데-80686 뮌헨 한자스트라쎄 27체

주식회사 퍼시픽시스템

인천광역시 남구 인주대로 285, 비동 2층 (주안동, 청우)

(72) 발명자

서종범

강원 원주시 천매봉길 16-5, 201호 (단구동)

김한성

강원 원주시 관부면 시청로 264, 108동 602호 (원주더샵아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

민혜정

전체 청구항 수 : 총 17 항

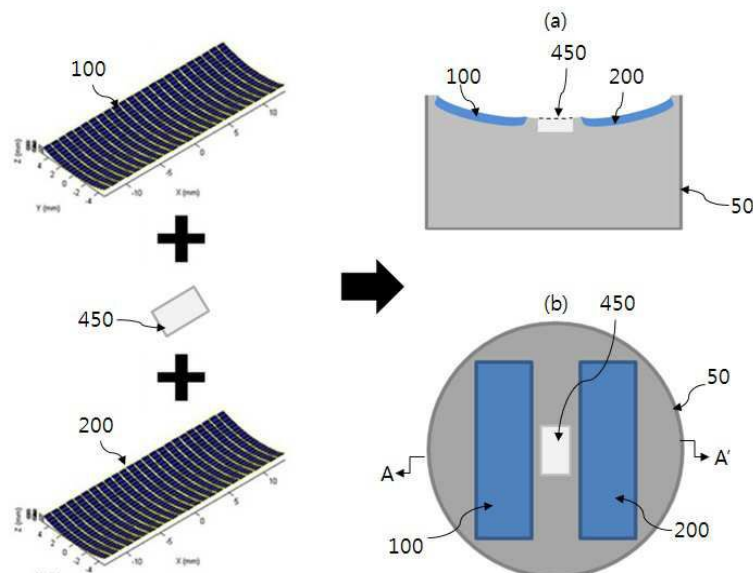
(54) 발명의 명칭 항 노화를 위한 초음파와 OCT를 결합한 피부 진단 및 치료 시스템

### (57) 요약

본 발명은, 항 노화를 위해, 비 침습적으로 표피를 통한 자극을 통해 피부 재생에 효과를 가져오는, 비 침습적 초음파 피부 재생 시스템과, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부단층에 대한 고 해상도를 갖는 영상기법인 OCT 영상이 결합되어, OCT 영상을 통해 진단 및 실시간 치료 효과 확인이 가능하며, 또한 다중 초점 개념을

(뒷면에 계속)

대표도 - 도12



적용한 초음파 피부 재생 시스템을 구현하게 되는, 피부 진단 및 치료 시스템에 관한 것이다.

본 발명은, 초음파 변환기를 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치와, 갈바노 미러를 구비하여 갈바노 미러의 회전에 따라 광원에서 발생한 광을 순차적으로 피부에 출사하고 피부로부터 반사된 광을 순차적으로 광 검출기로 검출하여 피부단층에 대한 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서, 초음파 변환기는, 제1초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되는 갈바노 미러;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

초음파 변환기는 갈바노 미러의 위에, 2개의 볼록렌즈로 이루어진 제2 빔조향부를 더 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치된다. 또한, OCT 장치는, 광원으로부터의 광으로부터 베셀 빔을 발생하는 엑시콘(Axicon); 2개의 볼록렌즈를 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되어, 엑시콘에서 출사한 광의 진행방향을 조정하여 상기 베셀빔을 갈바노 미러로 전달하는 제1 빔조향부; 갈바노 미러의 회전에 따라 베셀 빔은 제2 빔조향부(460)을 통해 피부에 출사하고, 피부로부터 반사된 베셀 빔은 제2 빔조향부, 갈바노 미러, 제1 빔조향부를 통해 거울로 전달되고, 거울에서 반사된 광을 검출하는 광 검출기;를 더 포함하여 이루어진다.

(72) 발명자

**크리스찬 울프**

마리아-라이헤-스트리트.02, 01109, 드레스덴, 저  
머니

**김기두**

인천 서구 검암로 15, 라동 201호 (검암동, 디베스  
트)

**박진감**

강원 원주시 시청로 494, 404동 901호 (관설동, 현  
진에버빌4차아파트)

**원중호**

경기도 안산시 단원구 초지시장로 36-21, 다동 304

**송길수**

서울 은평구 은평로8길 22, 7층 (응암동,  
은평빌딩)

**한태영**

마리아-라이헤-스트리트.02, 01109, 드레스덴, 저  
머니

**조용준**

경남 창원시 마산회원구 회성시장2길 38, 502호 ( 회성동, 회성빌라)

**김경희**

프라운호퍼 인스티튜트 포 세라믹 테크놀로지 엔드  
시스템스, 브랜즈 머티리얼 다이어그나스틱스

**비에른 피셔**

마리아-라이헤-스트리트.02, 01109, 드레스덴, 저  
머니

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2013066161

부처명 한국연구재단

연구관리전문기관 미래창조과학부

연구사업명 해외우수연구기관유치사업

연구과제명 Fraunhofer IZFP-Yonsei BME Joint Research Center 유치사업

기 여 율 1/1

주관기관 연세대학교 산학협력단

연구기간 2013.09.01 ~ 2014.08.31

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치와, 갈바노 미러를 구비하여 갈바노 미러의 회전에 따라 광원에서 발생한 광을 순차적으로 피부에 출사하고 피부로부터 반사된 광을 순차적으로 광 검출기로 검출하여 피부단층에 대한 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서,

제1초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되는 갈바노 미러;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

갈바노 미러의 위에, 2개의 볼록렌즈로 이루어진 제2 빔조향부를 더 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서, OCT 장치는

광원으로부터의 광으로부터 베셀 빔을 발생하는 엑시콘(Axicon);

2개의 볼록렌즈를 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되어, 엑시콘에서 출사한 광의 진행방향을 조정하여 상기 베셀빔을 갈바노 미러로 전달하는 제1 빔조향부;

제1 빔조향부로부터 출사된 베셀빔은, 갈바노 미러의 회전에 따라, 제2 빔조향부를 통해 피부에 출사하고, 피부로부터 반사된 베셀 빔은 제2 빔조향부, 갈바노 미러, 제1 빔조향부를 통해 거울로 전달되고, 거울에서 반사된 광을 검출하는 광 검출기;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 4

제2항에 있어서,

엑시콘(Axicon)과 제1 빔조향부의 사이에 구면렌즈가 더 구비되며,

구면렌즈는 엑시콘의 원추형인 면에서 이격되어 있는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

거울은 구면렌즈와 제1 빔조향부의 사이에 구비되는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 6

초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치와, 회전형 반사거울을 구비하여 회전형 반사거울의 회전에 따라 광원에서 발생한 광을 순차적으로 피부에 출사하고 피부로부터 반사된 광을 순차적으로 광 검출기로 검출하여 피부단층에 대한 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서,

제1초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되는 회전형 반사경;

을 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 7

제6항에 있어서,

회전형 반사거울의 위에, 2개의 볼록렌즈로 이루어진 조향 렌즈부를 더 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되며,

상기 조향 렌즈부 위에, 일측은 구면을 이루고 다른 일측은 평탄한 면을 이루는 반구형 렌즈를 더 구비하되, 반구형 렌즈의 구면이 조향 렌즈부 측을 향하도록 배치되는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 8

제7항에 있어서, OCT 장치는,

광원으로부터 나온 광은 빔분배기에서 2개의 빔으로 나뉘지게 되며,

빔분배기에서 2개의 빔으로 나누어진 빔 중 하나의 빔은, 기준 거울로 전달되고, 기준 거울에서 반사된 광은 다시 빔분배기로 전달되며,

빔분배기에서 두개의 빔으로 나누어진 빔 중 다른 하나의 빔은, 포커싱 렌즈(focusing unit)를 거쳐 회전형 반사경으로 전달되고, 회전형 반사경의 회전에 따라 회전형 반사경에서 반사된 광은 조향 렌즈부와 반구형 렌즈를 통해 피부로 전달되며,

피부에서 반사된 광은 반구형 렌즈, 조향 렌즈부를 통해 회전형 반사경으로 전달되어, 회전형 반사경의 회전에 따라 포커싱 렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달되는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,

빔분배기에서, 기준 거울에서 반사된 광과, 회전형 반사경의 회전에 따라 포커싱 렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달된 광이 합쳐져, 조준 렌즈를 거쳐 분산격자로 전달되고, 분산격자에서 분산된 광은 포커싱 렌즈를 통해 광 검출기로 전달되어, 영상을 검출하도록 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 10

제9항에 있어서,

반구형 렌즈와 피부 사이에는 침지층이 위치되고, 침지층과 접촉되는 피부 경계면에 홀(hole)을 구비하는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 11

제9항에 있어서,

광원은 백색광원인 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 12

초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치; 광원으로부터 입사된 광을 광분배기에서 2개의 빔으로 나누어, 상기 2개의 빔 중 하나의 빔은 기준 거울로 전달되고 상기 기준 거울에서 반사된 광은 다시 빔분배기로 전달되며, 상기 2개의 빔 중 다른 하나의 빔은 볼록렌즈를 통해 피부에 집속되며, 피부에서 반사된 광은 볼록렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달되고, 기준 거울에서 반사된 광과, 볼록렌즈를 통해 입사된, 피부에서 반사된 광이, 빔분배기에서 합쳐져, 광 검출기를 통해 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치;를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서,

제1초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자;

제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되며, 피부에 광을 집속하며 피부에서 반사된 광을 빔분배기로 전달하는 볼록렌즈;

를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 13

제12항에 있어서,

기준 거울은 회전하도록 이루어진 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 14

제13항에 있어서,

광 검출기에서 검출된 영상은,

빔분배기에서 합쳐진, 기준 거울에서 반사된 광과, 볼록렌즈를 통해 입사된, 피부에서 반사된 광의 광로차에 의해 간섭 무늬가 생기게 되며, 기준 거울의 이동에 따라 간섭 무늬도 이동하는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 15

제1항, 제6항, 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 위상차는 0도 또는 180도가 되도록 초음파를 발생시킬 수 있고, 초음파 초점 영역의 수는 각각 1개 또는 2개로 이루어지는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 16

제1항, 제6항, 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

광검출기에 검출된 영상은 증폭기를 통해 증폭된 뒤 대역통과 필터를 통과하여 분석부로 전달되는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

#### 청구항 17

제16항에 있어서,

분석부는 수신된 영상을 FFT하여 깊이에 따른 강도(스펙트럼)로 나타내며, 상기 깊이에 따른 강도를 푸리에 변환한 데이터에서 위상을 측정하여 피부의 구조적 변화를 관찰하는 것을 특징으로 하는, 피부 진단 및 치료 장치.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001]

본 발명은, 항 노화를 위해, 비 침습적으로 표피를 통한 자극을 통해 피부 재생에 효과를 가져오는, 비 침습적 초음파 피부 재생 시스템 (Anti-Aging Skin Theragnostic System)과, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부단층에 대한 고 해상도를 갖는 영상기법인 OCT(Optical Coherence Tomography) 영상이 결합되어, OCT 영상을 통해 진단 및 실시간 치료 효과 확인이 가능하며, 또한 다중 초점 개념을 적용한 초음파 피부 재생 시스템을 구현하게 되는, 피부 진단 및 치료 시스템에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0002]

최근들어 고령화 및 피부 미용에 대한 관심이 한층 높아지고 있다.

[0003]

현재 항 노화를 위한 의료 장비는 레이저를 이용한 방식의 치료 기기와 고주파를 이용한 치료 기기, 초음파를

이용한 치료기기 등이 있다.

- [0004] 기존의 피부 재생 시스템은 마취를 통해 통증을 줄인 뒤에 수행되거나, 넓은 부위를 기계적인 스캐닝을 통해 순차적으로 치료하는 방식을 사용하여 적용 시간이 오래 걸리는 제한점이 있다. 또한, 기계적 스캐닝을 할 때 별도의 소형 초음파 영상용 프로브를 함께 사용하여 영상을 동시에 제공해야 하나, 초음파간의 간섭에 의하여 치료 중에 초음파 영상을 동시에 획득할 수 없다.
- [0005] 또한, 최근 연구되는 피부 재생 시스템은 기다란 초음파 변환기를 활용하여 피부를 한 줄로 길게 치료하고 이를 통해 스캐닝하는 시간을 줄일 수 있는 방식을 보여주고 있으나, 이 또한 여전히 많은 시간이 요구된다
- [0006] 따라서 종래기술의 경우에 있어서, 첫째, 초음파 영상의 한계에 의하여 영상 해상도가 낮으며, 초음파간의 간섭에 의하여 치료 중에 초음파 영상을 동시에 획득할 수 없다는 단점이 있다.
- [0007] 둘째, 2차원의 피부 영역을 전부 치료하기 위해서는 기존의 기계적 스캐닝이나 하나의 줄로 이루어진 초점군을 이용하는 경우 많은 시간이 요구된다. 따라서 얼굴 전체 치료를 위한 시술 시간이 한 시간 이상 소요되어 시술자 및 피 시술자에게는 불편을 겪게 될 뿐만 아니라 이로 인한 시스템의 과부하에 의해 열 발생 등의 역 효과가 발생할 수 있는 단점이 있다.
- [0008] 셋째로, 치료와 동시에 정확한 시술 부위의 치료 여부를 판단할 수 있는 고 해상도의 진단 시스템의 부재로 실시간으로 치료의 여부를 확인하기 힘들다는 단점이 있다.
- [0009] 그러므로 현재 항 노화를 위한 피부 재생 시스템은 피부 재생을 위한 치료 시술 중에도 안전성을 보장할 영상기법이 더해진, 비침습적이며 부작용이 없는 피부 재생 시스템이 요구된다.
- [0010] 비 침습적으로 표피를 통한 자극을 통해 피부 재생에 효과가 있는 장비로 초음파 자극 시스템이 적절하며, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부단층에 대한 가장 세밀한 해상도를 갖는 영상기법으로는 OCT의 결합이 가장 적합하다고 할 수 있다.
- [0011] 이를 위해, 본 발명자들은 국내 등록특허 제10-1352507호 초음파 발생 장치 및 초음파 진동자를 특허 등록한 바 있다.
- [0012] 국내 등록특허 제10-1352507호의 초음파 발생장치는 대칭적인 두 개의 소자로 구성된 적어도 한 쌍의 음파 변환기(transducer) 소자를 포함하며, 상기 소자간 위상차에 따라 적어도 하나의 초점영역을 갖는 초음파가 발생되는 초음파 진동자, 상기 초음파 진동자를 구동시키는 초음파 구동부, 상기 음파 변환기 소자간의 위상차를 변화시키면서 상기 초음파의 초점 영역의 수가 조정되도록, 상기 초음파 구동부를 제어하는 제어부 및 상기 초음파 진동자에서 발생한 초음파를 피부에 조사하는 초음파 출력부를 포함하여 구성된다.
- [0013] 국내 등록특허 제10-1352507호는 초음파 치료만 고려한 장치로서, 치료 중에 초음파 영상을 동시에 획득하는 수단은 부과되어 있지 않다.
- [0014] 따라서, 비 침습적 초음파 피부 재생 시스템(Anti-Aging Skin Theragnostic System)과, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부단층에 대한 고 해상도를 갖는 영상기법인 OCT(Optical Coherence Tomography) 영상이 결합되어, OCT 영상을 통해 진단 및 실시간 치료 효과 확인이 가능하며, 또한 다중 초점 개념을 적용한 초음파 피부 재생 시스템을 구현하게 되는, 피부 진단 및 치료 시스템이 요망된다.
- [0015] 항 노화를 위한 피부 진단 및 치료 기술에 있어서, 일반적으로, 표층근건막계에 적절한 자극이 가해지는 경우 피부 재생을 활성화시키게 되어 항 노화가 가능하다.
- [0016] 주름 발생의 근본적인 원인이 되는 피부층은 섬유근막층의 표층근건막계(SMAS: Superficial Muscular Aponeurotic System)이며, 피부의 가장 외부 근육 조직이다. 피부 조직은 표피층, 진피층, 피하지방, SMAS 근육층의 순으로 나뉘지는데 표층 근건막계는 SMAS 근육층을 뜻한다. 따라서, 표층근건막계에 적절한 자극이 가해지게 되면, 피부 재생을 활성화되게 되고, 이를 통해 항 노화가 가능하다.
- [0017] 초음파는 암치료 (HIFU: High Intensity Focused Ultrasound), 피부 약물 전달, 유전자 치료 등에 이용되고 있는 치료 기법으로, 비침습적 치료가 가능하며 적용 부위에 따라 적절한 초음파 변환기의 중심 주파수 및 소자 크기, 초점 깊이, 초점 크기 등을 조절하여 원하는 치료 부위(초점 크기  $3\text{mm}^3$  이하 가능)를 선택적으로 적용할 수 있다.

[0018] OCT(Optical Coherence Tomography) 기술은 생물 의료 영상, 안구 측정 영상, 불투명 조직 영상 등에 활용되고 있는 광 간섭 단층영상 기술로, 5 $\mu$ m 수준의 피부단층에 대한 가장 세밀한 해상도를 얻을 수 있는 기술이다. 이러한 광 간섭 단층 영상 기법인 OCT는 각종 피부 질환의 연구에 적용될 수 있다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0019] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 항 노화를 위해, 비 침습적으로 표피를 통한 자극을 통해 피부 재생에 효과를 가져오는, 비 침습적 초음파와 피부 재생 시스템과, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부단층에 대한 해상도를 갖는 영상기법인 OCT 영상이 결합 되어, OCT 영상을 통해 진단 및 실시간 치료 효과 확인이 가능하며, 또한 다중 초점 개념을 적용한 초음파와 피부 재생 시스템을 구현하게 되는, 피부 진단 및 치료 시스템을 제공하는 것이다.

[0020] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 3mm 깊이 영상을 위한 풀 레인지(full range) 기법 이용한 OCT 모듈과 신속한 치료를 위한 섹터 보텍스(sector vortex, 부채꼴 소용돌이) 기법이 적용된 초음파 모듈을 구비하여 치료(therapy)와 진단(diagnosis)이 동시에 가능한 써라그노스틱(Theragnostic) 시스템을 구현하는, 피부 진단 및 치료 시스템을 제공하는 것이다.

[0021] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 피부 재생을 위한 치료 시술 중에도 안전성을 보장할 영상기법이 더해지며, 비침습적이며 부작용이 없는 피부 재생 시스템을 구현하는, 피부 진단 및 치료 시스템을 제공하는 것이다.

[0022] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 초음파와 피부 재생 시스템이 배열형 소자들의 소자간 위상차를 전자적으로 조절함으로써 다중 초점을 구현할 수 있게 되어 짧은 시간 내에 넓은 영역의 피부를 동시에 자극할 수 있게 해주며, 또한 피부의 상태를 고 해상도로 확인할 수 있는 OCT 기술을 결합함으로써 치료 전 진단 및 치료와 동시에 상태 변화를 실시간으로 확인할 수 있어 보다 안전하고 정확하게 진단 및 치료를 할 수 있게 하는, 피부 진단 및 치료 시스템을 제공하는 것이다.

### 과제의 해결 수단

[0023] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치와, 갈바노 미러를 구비하여 갈바노 미러의 회전에 따라 광원에서 발생한 광을 순차적으로 피부에 출사하고 피부로부터 반사된 광을 순차적으로 광 검출기로 검출하여 피부단층에 대한 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서, 초음파 변환기는, 제1 초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되는 갈바노 미러;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0024] 상기 피부 진단 및 치료 장치는 갈바노 미러의 위에, 2개의 볼록렌즈로 이루어진 제2 빔조향부를 더 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치된다.

[0025] 상기 OCT 장치는, 광원으로부터의 광으로부터 베셀 빔을 발생하는 엑시콘(Axicon); 2개의 볼록렌즈를 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되어, 엑시콘에서 출사한 광의 진행방향을 조정하여 상기 베셀빔을 갈바노 미러로 전달하는 제1 빔조향부; 갈바노 미러의 회전에 따라 베셀 빔은 제2 빔조향부(460)을 통해 피부에 출사하고, 피부로부터 반사된 베셀 빔은 제2 빔조향부, 갈바노 미러, 제1 빔조향부를 통해 거울로 전달되고, 거울에서 반사된 광을 검출하는 광 검출기;를 포함하여 이루어진다.

[0026] 상기 피부 진단 및 치료 장치는 엑시콘(Axicon)과 제1 빔조향부의 사이에 구면렌즈가 더 구비되며, 구면렌즈는 엑시콘의 원추형인 면에서 이격되어 있다.

[0027] 거울은 구면렌즈와 제1 빔조향부의 사이에 구비된다.

[0028] 또한, 본 발명은, 초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치와, 회전형 반사거울을 구비하여 회전형 반사거울의 회전에 따라 광원에서 발생한 광을 순차적으로 피부에 출사하고 피부로부터 반사된 광을 순차적으로 광 검출기로 검출하여 피부단층에 대한 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서, 제1초음파 변환소자; 제1 초음파 변



환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되는 회전형 반사경;을 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0029] 상기 피부 진단 및 치료 장치는, 회전형 반사거울의 위에, 2개의 볼록렌즈로 이루어진 조향 렌즈부를 더 구비하되, 상기 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되며, 상기 조향 렌즈부 위에, 일측은 구면을 이루고 다른 일측은 평탄한 면을 이루는 반구형 렌즈를 더 구비하되, 반구형 렌즈의 구면이 조향 렌즈부 측을 향하도록 배치된다.

[0030] 상기 OCT 장치는, 광원으로부터 나온 광은 빔분배기에서 2개의 빔으로 나뉘지게 되며, 빔분배기에서 2개의 빔으로 나누어진 빔 중 하나의 빔은, 기준 거울로 전달되고, 기준 거울에서 반사된 광은 다시 빔분배기로 전달되며, 빔분배기에서 두개의 빔으로 나누어진 빔 중 다른 하나의 빔은, 포커싱 렌즈(focusing unit)를 거쳐 회전형 반사경으로 전달되고, 회전형 반사경의 회전에 따라 회전형 반사경에서 반사된 광은 조향 렌즈부와 반구형 렌즈를 통해 피부로 전달되며, 피부에서 반사된 광은 반구형 렌즈, 조향 렌즈부를 통해 회전형 반사경으로 전달되어, 회전형 반사경의 회전에 따라 포커싱 렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달된다.

[0031] 상기 빔분배기에서, 기준 거울에서 반사된 광과, 회전형 반사경의 회전에 따라 포커싱 렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달된 광이 합쳐져, 조준 렌즈를 거쳐 분산격자로 전달되어 분산되고, 분산된 광은 포커싱 렌즈를 통해 광 검출기로 전달되어, 영상을 검출하도록 이루어진다.

[0032] 반구형 렌즈와 피부 사이에는 침지층이 위치되고, 침지층과 접촉되는 피부 경계면에 홀(hole)을 구비한다.

[0033] 광원은 백색광원이다.

[0034] 또한, 본 발명은, 초음파 변환소자들을 구비하여 초음파를 발생하여 피부를 치료하게 하는 초음파 제어 장치; 광원으로부터 입사된 광을 광분배기에서 2개의 빔으로 나누어, 상기 2개의 빔 중 하나의 빔은 기준 거울로 전달되고 상기 기준 거울에서 반사된 광은 다시 빔분배기로 전달되며, 상기 2개의 빔 중 다른 하나의 빔은 볼록렌즈를 통해 피부에 집속되며, 피부에서 반사된 광은 볼록렌즈를 거쳐 빔분배기로 전달되고, 기준 거울에서 반사된 광과, 볼록렌즈를 통해 입사된 피부에서 반사된 광이, 빔분배기에서 합쳐져, 광 검출기를 통해 영상을 검출하는 OCT(Optical Coherence Tomography) 장치;를 구비하는 피부 진단 및 치료 장치에 있어서, 제1초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 이격되어 있으며, 대칭을 이루도록 배치된 제2 초음파 변환소자; 제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 중앙에 위치되며, 피부에 광을 집속하며 피부에서 반사된 광을 빔분배기로 전달하는 볼록렌즈;를 구비하는 것을 특징으로 한다.

[0035] 기준 거울은 회전하도록 이루어진다.

[0036] 광 검출기에서 검출된 영상은, 빔분배기에서 합쳐진, 기준 거울에서 반사된 광과, 볼록렌즈를 통해 입사된, 피부에서 반사된 광의 광로차에 의해 간섭 무늬가 생기게 되며, 기준 거울의 이동에 따라 간섭 무늬도 이동한다.

[0037] 제1 초음파 변환소자와 제2 초음파 변환소자의 위상차는 0도 또는 180도가 되도록 초음파를 발생시킬 수 있고, 초음파 초점 영역의 수는 각각 1개 또는 2개로 이루어진다.

[0038] 광검출기에 검출된 영상은 증폭기를 통해 증폭된 뒤 대역통과 필터를 통과하여 분석부로 전달되며, 분석부는 수신된 영상을 FFT하여 깊이에 따른 강도(스펙트럼)로 나타내며, 상기 깊이에 따른 강도를 푸리에 변환한 데이터에서 위상을 측정하여 피부의 구조적 변화를 관찰한다.

## 발명의 효과

[0039] 본 발명의 피부 진단 및 치료 시스템에 의하면, 항 노화를 위해, 비 침습적으로 표피를 통한 자극을 통해 피부 재생에 효과를 가져오는, 비 침습적 초음파 피부 재생 시스템과, 서로 음파에 의한 간섭이 없는 상태에서 피부 단층에 대한 고 해상도를 갖는 영상기법인 OCT 영상이 결합 되어, OCT 영상을 통해 진단 및 실시간 치료 효과 확인이 가능하며, 또한 다중 초점 개념을 적용한 초음파 피부 재생 시스템을 구현한다.

[0040] 또한, 본 발명은, 3mm 깊이 영상을 위한 풀 레인지(full range) 기법 이용한 OCT 모듈과 신속한 치료를 위한 섹터 보텍스(sector vortex, 부채꼴 소용돌이) 기법이 적용된 초음파 모듈을 구비하여 치료(therapy)와 진단(diagnosis)이 동시에 가능한 써라그노스틱(Theragnostic) 시스템을 구현한다.

[0041] 또한, 본 발명은, 피부 재생을 위한 치료 기술 중에도 안전성을 보장할 영상기법이 더해지며, 비침습적이며 부작용이 없는 피부 재생 시스템을 구현한다.



[0042] 본 발명의 초음파 피부 재생 시스템은 배열형 소자들의 소자간 위상차를 전자적으로 조절함으로써 다중 초점을 구현할 수 있게 되어 짧은 시간 내에 넓은 영역의 피부를 동시에 자극할 수 있게 해주며, 또한 피부의 상태를 고 해상도로 확인할 수 있는 OCT 기술을 결합함으로써 치료 전 진단 및 치료와 동시에 상태 변화를 실시간으로 확인할 수 있어 보다 안전하고 정확하게 진단 및 치료를 할 수 있게 해준다.

### 도면의 간단한 설명

[0043] 도 1은 피부를 통한 초음파 자극의 개념을 설명하기 위한 설명도이다.  
 도 2는 본 발명의 일실시예에 의한 두 개의 소자로 구성된 초음파 변환기를 설명하기 위한 모식도이다.  
 도 3은 본 발명의 초음파 변환기에서 두 개의 초음파 변환 소자의 배치를 3차원으로 나타낸 도면이다.  
 도 4는 도 3의 초음파 변환기의 각 평면에서의 음장분포를 시뮬레이션을 통해 얻은 값을 나타낸다.  
 도 5는 본 발명의 초음파 제어 장치의 구성을 설명하기 위한 블록도이다.  
 도 6은 마이켈슨 간섭계를 설명하는 구성도이다.  
 도 7은 본 발명의 일실시예에 의한 피부 진단을 위한 OCT 장치를 설명하는 구성도이다.  
 도 8은 본 발명의 OCT 장치를 통해 얻어진 영상의 일 예이다.  
 도 9는 본 발명의 다른 일실시예에 의한 베셀 빔을 이용한 OCT 장치를 설명하는 구성도이다.  
 도 10은 일반적인 OCT 장비를 이용해서 얻은 영상과 본 발명의 베셀 빔 OCT 장치를 이용해서 얻은 영상의 비교 영상이다.  
 도 11은 본 발명에서 Speckle 분석 기법을 이용한 피부 조직 영상 및 피부의 모세혈관의 상태를 보여주는 영상의 일 예이다.  
 도 12는 OCT 장치와 초음파 제어시스템이 결합된 피부 진단 및 치료 시스템의 구성을 설명하기 위한 설명도이다.  
 도 13은 본 발명의 다른 일실시예에 의한 피부 진단을 위한 OCT 장치를 설명하는 구성도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0044] 이하, 본 발명에 의한 항 노화를 위한 초음파와 OCT를 결합한 피부 진단 및 치료 시스템을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

[0045] 도 1은 피부를 통한 초음파 자극의 개념을 설명하기 위한 설명도이다.

[0046] 항 노화를 위해 초음파 자극을 이용한 피부치료시, 초음파 자극은 짧은 시간 내에 보다 넓은 피부 영역을 효과적으로 자극할 수 있어야 한다. 이를 위해서는 원하는 영역에 적절한 에너지를 집중할 수 있도록 초점형 초음파 변환기를 활용하여야 하며 또한 대칭적으로 구성된 초음파 변환기가 필요하다.

[0047] 도 2는 본 발명의 일실시예에 의한 두 개의 소자로 구성된 초음파 변환기를 설명하기 위한 모식도이다.

[0048] 두 개의 초음파 변환 소자, 즉 제1초음파 변환소자(100) 및 제2초음파 변환소자(200)가 일체형을 이루어 하나의 초음파 변환기(50)를 이루며, 이를 위해, 제1초음파 변환소자(100) 및 제2초음파 변환소자(200)는 적절한 위치에 배치하여 동시에 적용할 수 있도록 이루어져야 한다. 즉, 두 개의 초음파 변환 소자(100, 200)를 결합하여, 마치 하나의 초음파 변환 소자로 이루어진 것처럼 보이는 초음파 변환기(50)를 나타낸다.

[0049] 도 2의 (a)는 초음파 변환기(50)의 단면도(A-A' 단면도)이고, 도 2의 (b)는 초음파 변환기(50)의 평면도이다.

[0050] 초음파 변환기(50)에서 제1초음파 변환소자(100)와 제2초음파 변환소자(200)는 서로 이격되어 장착되며, 중앙부를 기점으로 좌우 대칭을 이루도록 장착되며, 제1초음파 변환소자(100)와 제2초음파 변환소자(200)는 중앙부에 가까울수록 높이가 낮아지도록 이루어진다.

[0051] 도 3은 본 발명의 초음파 변환기에서 두 개의 초음파 변환 소자의 배치를 3차원으로 나타낸 도면이고, 도 4는 도 3의 초음파 변환기의 각 평면에서의 음장분포를 시뮬레이션을 통해 얻은 값을 나타낸다.

[0052] 도 3은 제1초음파 변환소자(100)와 제2초음파 변환소자(200)는 서로 이격되어 장착되며, 중앙부를 기점으로 좌

우 대칭을 이루도록 장착된다.

- [0053] 도 4는 두 개의 초음파 변환소자(100, 200)에서 발생된 음향 출력을 초점 영역에서 각 XZ평면, ZY평면, XY평면 음장의 형태를 보여주는 시뮬레이션 결과이다. 즉, 도 4의 (a)는 X축, Z축의 값을 달리하였을 때, 초음파 변환기(50)의 음장 분포를 시뮬레이션을 통해 얻은 값을 나타내며, 도 4의 (b)는 Z축, Y축의 값을 달리하였을 때, 초음파 변환기(50)의 음장 분포를 시뮬레이션을 통해 얻은 값을 나타내며, 도 4의 (c)는 X축, Y축의 값을 달리하였을 때, 초음파 변환기(50)의 음장 분포를 시뮬레이션을 통해 얻은 값을 나타낸다. 여기서, 음장의 강도는 색상으로 나타낸다.
- [0054] 도 4의 (a)의 XZ평면의 음장 분포에서, X축 값이 달리하더라도 Z축의 중간부분에 음장이 분포되며, 도 4의 (b)의 ZY평면의 음장 분포에서, Z축의 중간부분과 Y축의 중간부분에서 가장높은 강도를 가지는 음장분포를 가지며, 도 4의 (c)의 XY평면의 음장 분포에서, X축 값이 달리하더라도 Y축의 중간부분에 음장이 분포된다.
- [0055] 즉, 2개의 초음파 변환 소자(100, 200)를 포함하는 초음파 변환기(50)를 이용하여 마치 하나의 소자로 구성된 초음파 변환기와 같은 형태의 초점이 형성되는 것을 XZ평면, ZY평면, XY평면을 통해서 알 수 있다.
- [0056] 도 2 및 도 3의 초음파 변환 소자의 모양, 위치 및 각도는 본 발명을 한정하기 위한 것은 아니며, 본 발명의 초음파 변환기는 각각의 초음파 변환 소자의 모양, 위치 및 각도는 적용 부위에 따라 적절한 값을 적용하여 제작할 수 있음은 물론이다. 즉, 본 발명의 개념 및 기술 범위에 포함되는 모든 다양한 형태의 초음파 변환기를 포함한다.
- [0057] 초음파 변환기(50)의 전자적 위상 조절을 통해 초점 영역의 수 및 위치가 조절될 수 있게 하기위한, 초음파 제어 장치가 필요하다.
- [0058] 도 5는 본 발명의 초음파 치료를 위한 초음파 제어 장치의 구성을 설명하기 위한 블록도로, 키입력부(25), 연산처리부(30), D/A 변환부(35), 초음파 구동부(40), 초음파 변환기(50), 초음파 출력부(60)를 포함하여 이루어진다.
- [0059] 키입력부(25)는 초음파 변환기간의 위상차를 조정하기 위해, 사용자가 제어 모드를 선택하는 수단으로, 소정모드들 중 선택할 수도 있고, 경우에 따라서는 사용자가 위상차값 등을 직접 입력하는 방식으로 이루어질 수 있다. 또한, 경우에 따라서는 키입력부(25)는 생략가능하며, 이 경우에는 초음파 변환기간의 위상차가 공장출하시 정하여져 있을 수 있다.
- [0060] 연산처리부(30)는 초음파 구동부(20)를 제어하면서, 초음파 변환 소자간의 위상차를 변화시키도록 하여, 초음파의 초점 영역의 수를 조정한다. 특히, 연산처리부(30)는 소자간 위상차를 조정하기 위한 선택가능한 제어 모드를 구비할 수 있다. 즉, 연산처리부(30)는 키입력부(25)에서 수신된 제어모드에 따라, 또는 기 정하여져 있는 제어모드에 따라, 초음파 구동부(20)를 제어하면서, 초음파 변환 소자간의 위상차를 변화시키도록 하는, 초음파 구동부 제어신호를 생성하여, 초음파 구동부(20)로 전송한다.
- [0061] 초음파 구동부(40)는 초음파 변환기(50)를 구동시키는 수단으로, 연산처리부(30)의 초음파 구동부 제어신호에 따라 초음파 변환소자 구동신호를 생성하여 초음파 변환기(50)를 구동시키되, 초음파 변환기(50)의 초음파 변환소자간 위상을 달리하여 구동시킬 수 있다. 즉, 초음파 구동부(40)는 연산처리부(30)의 초음파 구동부 제어신호에 따라 특정 듀티(duty)를 갖는 연속적인 펄스를 갖는 초음파 변환소자 구동신호를 생성하되, 초음파 변환소자에 따라 위상을 달리하는 구동신호를 생성한다. 초음파 구동부(40)는 고속 MOSFET 드라이버(미도시), 양극 전압 MOSFET 증폭기(미도시)를 포함하여 이루어질 수 있다. 고속 MOSFET 드라이버는 연산처리부(30)의 초음파 구동부 제어신호에 따라 고속 MOSFET를 스위칭시켜, 고속 펄스신호를 생성하고, 양극 전압 MOSFET 증폭기는 고속 MOSFET 드라이버에서 출력한 고속 펄스신호를 증폭한다.
- [0062] 초음파 변환기(50)는 초음파 구동부(40)로부터 수신된 초음파 변환소자 구동신호(전기 신호)로 초음파 변환소자를 구동하여, 초음파로 변환하는 수단이다. 초음파 변환기(50)는 복수개의 초음파 변환 소자(transducer)로 구성되어 소자간 위상차에 따라 복수의 초점 영역을 갖는 초음파가 발생 될 수 있다. 이때, 복수개의 초음파 변환 소자는 두 개씩 하나의 쌍을 이루면서 대칭으로 구성되어, 최소한 한 쌍을 구비하는 것이 바람직하다.
- [0063] 만약, 초음파 변환기(50)가 한 쌍의 초음파 변환 소자로 구성된다면, 즉 2개의 대칭적으로 구성된 초음파 변환소자를 구비한다면, 소자간 위상차는 선택에 따라 0도 또는 180도가 되도록 초음파를 발생시킬 수 있고, 이에 따른 초음파 초점 영역의 수는 각각 1개 또는 2개가 될 수 있다.
- [0064] 초음파 변환기(50)를 구성하는 초음파 변환소자의 수는 두 개로 한정하지 않고 복수의 쌍을 사용할 수 있기 때

문에, 사용되는 초음파 변환소자의 수에 따라서 위상차의 선택 범위는 증가할 수 있다.

- [0065] 이 경우, 초음파 변환소자간 위상차는 0도부터 180도까지 일정 간격으로 증가 또는 감소시킬 수 있고, 이에 따라 초점 영역의 수가 달라질 것이다. 이때, 증가 되는 간격은 초음파 변환소자의 쌍(예를 들면 두개의 소자가 하나의 쌍을 이루는)의 수로 180도를 나누어서 생성된 값으로 할 수 있다. 또는 초음파 변환소자의 수로 360도를 나누어서 생성된 값으로도 할 수 있다.
- [0066] 한 쌍의 초음파 변환소자를 구비한 경우 1개 또는 2개의 초점 영역을 가질 수 있지만, 두 쌍의 초음파 변환소자를 구비한다면 소자간 위상차를 0도, 90도 또는 180도가 되도록 조정할 수 있고, 이 경우 초점 영역은 각각 1개, 4개 또는 2개가 될 수 있다.
- [0067] 위상차를 조정하기 위한 선택은 사용자에게 의해 선택되도록 사용자 조작부를 포함하도록 구성될 수도 있고, 위상차 자동 변환 방식을 통하여 일정 조건(예를 들면 시간의 변화)에 따라서 자동으로 변환되도록 할 수 있다.
- [0068] 한편 사용자 조작의 경우 사용자가 위상차를 직접 표기하여 선택하도록 할 수도 있지만, 좀 더 이해하기 용이한 표식을 사용하여 선택하도록 하는 것이 바람직하다.
- [0069] 초음파 출력부(60)는 초음파 변환기(50)에서 발생한 초음파를 피부에 조사하는 수단이다.
- [0070] 본 발명의 초음파 제어 장치는 초음파 변환기간의 위상차를 조정하기 위한 선택 가능한 제어 모드를 포함하고 있으며 각각의 초음파 변환기간의 위상차는 0° 부터 360° 까지 일정 간격의 특정 선택 수로 증가 또는 감소시킬 수 있도록 이루어진다. 여기서 일정 간격이란 초음파 변환 소자의 수로 360도를 나누어 생성된 값을 말한다. 이와 같은 위상차 제어를 통해 초점 영역의 수 및 위치 조정이 가능하도록 할 수 있으며 선택 가능한 제어 모드를 제공하여 사용자의 편의를 제공할 수 있다.
- [0071] 특히, 두 개의 초음파 변환소자를 180° 위상으로 구동하는 경우 중심축을 중심으로 두 줄의 초음파 균을 형성할 수 있으며, 이는 피부의 넓은 면적을 동시에 치료할 수 있기 때문에 시술 시간을 기계적 스캐닝하는 경우에 비교하여 매우 빠르게 마칠 수 있다. 즉 최초 두 개의 초음파 변환소자를 같은 위상의 구동으로 중심부에 한 줄 형태의 치료부위를 형성하고, 이후 180° 위상 구동을 통하여 추가적으로 두 줄 형태의 치료 부위를 형성함으로써 짧은 시간에 세 줄 형태의 초점균은 기계적 스캐닝 없이 구현할 수 있다.
- [0072] 두 개의 초음파 변환소자로 분리하는 경우 또 다른 장점은 두 초음파 변환소자간의 사이에 레이저빔이 투과될 수 있는 공간이 생성됨으로써 치료 대상인 피부의 중심축에 대한 OCT영상을 획득할 수 있다는 점이다.
- [0073] 본 발명을 통해 특히 다채널 초음파 변환기의 위상을 조절하여 원하는 영역 및 위치에 두 개 이상의 초점(단일 초점 포함)을 형성하거나 넓은 부위에 초음파 에너지를 전달할 수 있게 된다. 즉, 두 개의 초음파 변환 소자를 이용한 피부 재생용 초음파 변환기와 초음파 위상 제어 시스템을 활용하여 비 침습적으로 넓은 부위를 동시에 또는 원하는 부위에 적용할 수 있게 되므로 빠른 시간 내에 치료를 완료할 수 있게 된다. 또한 위상조절을 통한 다양한 형태의 음장 분포 결과를 미리 저장하여 선택 가능한 제어모드를 실행할 수 있도록 하여 사용자에게 편의를 가져다 줄 수 있다.
- [0074] 다음은 본 발명의 OCT(Optical Coherence Tomography) 영상처리 방법에 대해서 설명한다.
- [0075] OCT는 광학적인 방법을 이용하여 비 침습적으로 생체 조직의 단층 영상 및 횡 단면의 구조적 형태를 측정할 수 있는 기술로, OCT 원리는 매질로 빛을 투과시켜 매질 내에서 반사되는 빛의 시간차이를 이용하여 고 해상도의 영상을 구성한다. 광학 영상인 OCT는 현재 임상 연구에서 주로 투명한 눈의 구조적 특성으로 인해 안구 검사에 주로 활용되고 있으며, 또한 OCT는 광학적 생체 검사 및 세포나 조직의 기능 등의 형태학적 연구에 매우 유용하게 쓰일 수 있다.
- [0076] 본 발명에서는 하나의 광원(Light Source)로부터 발생된 빛을 빔분배기(Beam splitter)에서 직각 방향의 두 갈래의 빔(광)으로 나누어 지게 되어, 하나의 빔(광)은 기준 거울(Reference mirror)에서 반사되어 빔분배기로 다시 오며, 다른 하나의 빔(광)은 샘플(sample)에서 반사되어 빔분배기로 다시 오게 되어, 이렇게 다시 만나게 되어 광 검출기(detector)에서 간섭 무늬의 상을 만드는 마이켈슨 간섭계 (Michelson Interferometer)를 이용하여 시스템을 구성한다. 도 6은 마이켈슨 간섭계를 설명하는 구성도이고, 본 발명은 이와 같은 마이켈슨 간섭계를 이용한 고 해상도 피부 진단 시스템을 구성한다.
- [0077] 도 7은 본 발명의 일실시예에 의한 피부 진단을 위한 OCT 장치(영상검출장치)을 설명하는 구성도이다.
- [0078] 광원(310)으로부터 나온 광은 빔분배기(320)에서 2개의 빔으로 나뉘지게 된다.

- [0079] 빔분배기(320)에서 2개의 빔으로 나누어진 빔 중 하나의 빔은, 조준 렌즈(Collimating Lens)(360)로 입사되며, 조준 렌즈(360)에 입사된 광은 평행광으로 변환되어 기준거울(Scanning reference mirror)(370)로 전달되고, 기준 거울(370)에서 반사된 광은 다시 조준 렌즈(360)를 거쳐 빔분배기(320)로 전달된다. 여기서 기준 거울(370)은 회전(이동)하도록 이루어질 수 있다. 경우에 따라서 빔분배기(320) 대신에 광 결합기(coupler)를 사용할 수 있다.
- [0080] 빔분배기(320)에서 두개의 빔으로 나누어진 빔 중 다른 하나의 빔은, 조준 렌즈(Collimating Lens)(330)로 입사되며, 조준 렌즈(330)에 입사된 광은 평행광으로 변환되어 볼록렌즈(convex lens)(340)를 통해 피부(샘플)(350)에 집속되며, 피부(350)에서 반사된 광은 볼록렌즈(340), 조준 렌즈(330)를 거쳐 빔분배기(320)로 전달된다.
- [0081] 이렇게 빔분배기(320)에서 다시 만나게 된 2개의 광(즉, 기준 거울(370)에서 반사된 광이 조준 렌즈(360)를 거쳐 빔분배기(320)로 들어오고, 피부(350)에서 반사된 광이 볼록렌즈(340), 조준 렌즈(330)를 거쳐 빔분배기(320)로 들어옴)이 광 검출기(detector)(400)를 통해 영상을 검출하게 된다. 이때 광 검출기(400)에서 검출된 영상은, 빔분배기(320)에서 다시 만나게 된 2개의 광의 광로차에 의해 간섭 무늬가 생기게 되며, 기준 거울(370)을 이동시키면 이에 따라 그 간섭 무늬도 이동한다.
- [0082] 광 검출기(400)에서 검출된 영상은 증폭기(410)을 통해 증폭되고, 대역통과 필터(425)에서 잡음을 제거하고, 분석부(430)로 전달되어, 디스플레이하게 된다. 분석부(430)는 컴퓨터로 이루어질 수 있다.
- [0083] 즉, 다시말해, 빔분배기(320)를 이용하여 광원(310)으로부터의 광을 둘로 나뉘준 뒤, 각각의 조준 렌즈(330, 360)로 들어가게 되며, 한쪽은 기준이 되는 값을 획득하며, 또 하나의 광원은 피부 내부로부터 반사된 신호를 획득한다. 이렇게 획득된 값은 다시 빔분배기(320)에서 만나 광검출기(400)를 통해 간섭 무늬를 만들게 된다. 측정된 데이터는 증폭기(410)를 통해 증폭된 뒤 대역통과 필터(425)를 통과하여 분석부(430)로 전달되어 영상을 구성하게 된다.
- [0084] 분석부(430)에 전달된 영상은 파장에 따른 강도(스펙트럼)로 나타내게 되며, 이를 FFT하게 되면 깊이에 따른 강도(스펙트럼)로 나타내게 되며, 이를 간섭 스펙트럼을 측정할 수 있다. 이 간섭 스펙트럼을 푸리에 변환한 데이터에서 위상을 측정하여 피부의 구조적 변화를 관찰할 수 있다.
- [0085] 도 8은 본 발명의 OCT 장치를 통해 얻어진 영상의 일 예이다.
- [0086] 도 8은 370,000 lines/s의 레이저 sweep rate로 획득된 3D 렌더링된 사람 손가락 영상의 일예이다.
- [0087] OCT를 이용할 경우  $5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m} \times 5\mu\text{m}$ 의 공간 분해능으로 피부 단면으로부터 2~3mm 두께까지 3D 영상을 획득할 수 있게 된다.
- [0088] 이와 함께 레이저를 이용하여 먼 거리까지 초점을 유지하는 베셀 빔(Bessel Beam) 기술을 접목하여 기존의 OCT 장비에 비해 깊이 방향으로 영상의 대조도를 높이고 또한 스펙클(Speckle) 분석을 더하여 기능적 영상으로 활용할 수 있도록 해줄 수 있다.
- [0089] 베셀 빔은 광학 집게(Optical Tweezer)나 광통신 등에 이용되고 있는 광학 기법으로 간섭계 제작, 흡수 매질 내에서 깊이 방향으로 빛이 침투할 수 있는 거리를 약 5배 가량 증가시켜주며, 또한 투과하는 일정 깊이 동안 빛의 세기를 유지시켜 줄 수 있다.
- [0090] 도 9는 본 발명의 다른 일실시예에 의한 베셀 빔을 이용한 OCT(BLB OCT) 시스템을 설명하는 구성도이다.
- [0091] 광원(310)으로부터 출사된 광이 광섬유(315)를 통해 전달되며, 광섬유(315)의 출사단에서 출사한 광은, 광섬유(315)의 출사단에 장착된 조준 렌즈(415)에 의해 평행광으로 되어 엑시콘(Axicon)(420)으로 전달된다.
- [0092] 엑시콘(Axicon)(420)은 베셀 빔을 발생하는 베셀 빔 발생소자로, 한 면이 원추형이고, 다른 한 면이 평면인 특수한 렌즈이다. 이때, 엑시콘(420)의 평면인 면은 광원쪽을 향하게 배치된다.
- [0093] 베셀 빔은 중앙 링과 같은 파워를 가지는 동중심 링의 비회절 빔으로, 실제적으로 베셀 빔은 무한 에너지가 필요하게 되므로, 기술적으로 생성할 수 없으나, 코리메이트가우시안 빔과 원추 렌즈(엑시콘)를 사용함에 의해서, 베셀 분포에 가까운 빔을 생성하는 것이 가능하다. 이하, 설명의 편의상 베셀 분포에 가까운 빔을 베셀빔이라 한다.
- [0094] 엑시콘(420)의 원추형인 면에서 이격되어 구면렌즈(431)가 위치되어 베셀빔이 생성되며, 이렇게 생성된 베셀 빔은 제1 빔조향부(beam steering)(440)로 전송된다. 제1 빔조향부(440)는 2개의 렌즈(443, 447)로 이루어져 빔



의 진행방향을 조정한다. 제1 빔조향부(440)는 2개의 볼록렌즈로 이루어질 수 있으며, 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되어, 이 볼록한 부분의 곡률로 조향되게 한다. 여기서 엑시콘(420) 및 구면렌즈(431)는 베셀 빔 발생부라 할 수 있다,

[0095] 제1 빔조향부(440)에서 출사한 베셀 빔은 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)로 전달된다.

[0096] 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)는 두 거울이 수직하게 배열되어, 2차원 스캔을 수행하는 수단으로, 엑시콘(420)에서 제1 빔조향부(440)를 통해 입사된 베셀 빔을, 제2 빔조향부(460)을 통해 피부(샘플)(350)에, 회전함에 따라 순차적으로 출사한다.

[0097] 제2 빔조향부(460)는 2개의 렌즈(463, 467)로 이루어져, 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)로부터 입사된 베셀 빔의 진행방향을 조정하여, 피부(샘플)(350)로 출사한다. 피부(샘플)(350)로 출사된 베셀 빔은 베셀 분포를 이루어, 피부(샘플)(350)의 표층 근간막계, 즉 SMAS 근육층의 특정 부위에 집중된다. SMAS 근육층의 특정 부위로부터 반사되는 빔은 제2 빔조향부(460), 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450), 제1 빔조향부(440)를 통해 거울(480)로 전달되며, 거울(480)에서 반사된 광은 조준 렌즈(490)를 통해서 광섬유(410)를 통해 광 검출기(400)으로 전달되어, 광검출기(400)를 통해 간섭 무늬를 만들게 된다. 광검출기(400)의 출력은 증폭기(410)를 통해 증폭된 뒤 대역통과 필터(425)를 통과하여 분석부(430)로 전달되어 영상을 구성하게 된다.

[0098] 베셀 함수 형태의 횡단면 세기를 갖는 결맞음 광은 깊이 방향으로 매질을 진행 시 일정한 거리 동안 빛의 퍼짐 현상이 발생하지 않으며 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)를 사용함으로써 FOV(Field of View) 스캐너보다 더 넓은 영역을, 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)의 각을 조절하여 스캔할 수 있다. 이러한 베셀 빔을 만들기 위해 원뿔 모양의 표면(Conical Surface)을 가지고 있는 렌즈인 엑시콘(Axicon)이라는 자유공간 광학 요소를 이용하며 이때 효율적인 출력을 발생 시키기 위해서는 각 요소들의 정렬이 중요하게 작용한다. 이때 발생된 광선(Optical needle)의 길이는 약 1.6mm이다.

[0099] 도 10은 일반적인 OCT 장비를 이용해서 얻은 영상과 본 발명의 베셀 빔 OCT 장치를 이용해서 얻은 영상의 비교 영상이다.

[0100] 도 10의 (b)의 BLB OCT를 이용하여 얻은 조직 영상이, 도 10의 (a)의 일반 OCT를 이용해 얻은 영상에 비해, 조직 내부 구조가 보다 선명하며, 노이즈가 현저히 줄어드는 것을 볼 수 있다.

[0101] 또한 파장이 800 - 1300 nm인 광원을 이용하여 high speed Fourier domain mode locking (FDML)를 장착된 영상 장비 구축이 가능하다. 조직의 형태와 더불어 구조적 특성 및 피부의 모세혈관의 상태를 함께 보여줄 수 있는 speckle 분석 기법 기술을 도입하여 기능적 정보와 영상을 구현할 수 있다.

[0102] 도 11은 본 발명에서 Speckle 분석 기법을 이용한 피부 조직 영상 및 피부의 모세혈관의 상태를 보여주는 영상의 일 예이다.

[0103] 도 11의 (a) 및 (b)는 분석부(430)에 전달된 영상을 FFT하게 되면 깊이에 따른 강도(스펙트럼)로 나타낸 것이며, 도 11의 (c)는 분석부(430)에 전달된 영상을 a 스캔으로 나타낸 것이다. 여기서, a 스캔은 시간에 대하여 변화한 초음파의 진폭을 표시한 것을, 즉, X-축에 초음파의 진행시간을, Y-축에 초음파 신호 진폭크기를 나타내도록, 초음파 신호를 표시한 것이다.

[0104] 다음은 본 발명에서 베셀 빔을 이용한 OCT(BLB OCT) 시스템과 초음파 치료 기의 초음파 제어 장치이 결합된 시스템을 설명한다.

[0105] 도 12는 OCT 장치와 초음파 제어시스템이 결합된 피부 진단 및 치료 시스템의 구성을 설명하기 위한 설명도이다.

[0106] 도 12는 도 2의 두 개의 초음파 변환소자로 구성된 초음파 변환기의 중간부에 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)에 장착된 것이다.

[0107] 도 12의 (a)는 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)에 장착된 초음파 변환기(50)의 단면도(A-A' 단면도)이고, 도 12의 (b)는 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)에 장착된 초음파 변환기(50)의 평면도이다.

[0108] 도 12에서는, 두 개의 초음파 변환소자로 구성된 초음파 변환기의 중간부에, 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450)만 장착하고 있으나, 이로써 본 발명을 한정하기 위한 것이 아니고, 쌍으로 이루어진 초음파 변환소자의 중간부에, 피부 진단을 위한 OCT 장치를 일부 또는 전부를 포함시켜, 피부 진단 및 치료 시스템을 구성한다.

- [0109] 경우에 따라서, 두 개의 초음파 변환소자로 구성된 초음파 변환기의 중간부에 갈바노 미러(GALVO 스캐너)(450), 제2 빔조향부(460)를 장착할 수 있다.
- [0110] 항 노화를 위한 초음파 제어 장치는 도 12과 같은 형태의 핵심 핸드 유닛을 기반으로 하며, BLB OCT 진단 시스템을 결합하여 영상(진단)과 시술(치료)를 동시에 진행할 수 있도록 하여 다기능 시스템으로 구성될 수 있다.
- [0111] 도 12의 초음파 변환기(50) 및 초음파 출력부(60)를 통해 발생하는 초음파 빔은 부채꼴 소용돌이 빔으로, 본 발명은 advanced sector vortex 기법을 사용한다. 일반적으로, 파장 자체가 빙글빙글 돌면서 바깥쪽으로 퍼지는 2차원 방식에 더하여 위로 치솟는 입체적 파장을 일으키는 형태를 나타내는 특수한 3차원적 파장을 볼텍스(Vortex, 소용돌이)라 한다.
- [0112] 도 12는 항 노화를 위한 두 개의 초음파 변환 소자가 결합된 초음파 변환기와 고 해상도 광 간섭 단층 영상 기법인 BLB OCT가 결합된 형태의 초음파 프루브의 일 예이다. 초음파 자극과 동시에 진단 및 치료 여부에 대한 고 해상도 영상을 획득할 수 있도록 BLB OCT 장치를 초음파 변환 소자 사이 가운데에 배치한 예를 나타낸다. 배치된 BLB OCT는 내부적으로 각 조절을 통해 넓은 부위를 스캔할 수 있도록 한다.
- [0113] 본 발명은, BLB OCT GALVO 스캐너의 위치는 한정된 것이 아니며, 초음파 변환기의 모양, 형태에 따라 적절한 형태로 적용하여 제작할 수 있는 개념 및 기술 범위에 포함되는 모든 다양한 형태의 초음파 변환기와 BLB OCT 진단 시스템을 포함하는 것은 물론이다.
- [0114] 본 발명의 초음파 변환기는 넓은 부위를 동시에 치료할 수 있으며 위상 조절을 통해 원하는 위치에만 에너지를 전달할 수 있고 또한 치료와 동시에 BLB OCT 영상을 활용하여 초음파 에너지에 의한 피부 조직의 구조적, 형태학적 변화를 높은 해상도의 영상으로 확인할 수 있어 진단/치료가 동시에 가능한 최초의 피부진단/치료 시스템(Skin Theragnostic System)이 될 수 있다.
- [0115] 도 13은 본 발명의 다른 일실시예에 의한 피부 진단을 위한 OCT 장치를 설명하는 구성도이다.
- [0116] 광원(310)으로부터 나온 광은 빔분배기(320)에서 2개의 빔으로 나뉘지게 된다. 여기서 광원(310)은 백색광원일 수 있다.
- [0117] 빔분배기(320)에서 2개의 빔으로 나누어진 빔 중 하나의 빔은, 기준 거울(370)로 전달되고, 기준 거울(370)에서 반사된 광은 다시 빔분배기(320)로 전달된다.
- [0118] 빔분배기(320)에서 두개의 빔으로 나누어진 빔 중 다른 하나의 빔은, 포커싱 렌즈(focusing unit)(510)를 거쳐 회전형 반사경(520)으로 전달되고, 회전형 반사경(520)에서 반사된 빔은 2개의 렌즈(533, 537)로 이루어진 렌즈부(530)을 거쳐, 반구형 렌즈(540)로 전달한다. 반구형 렌즈(540)에 전달된 광은, 반구형 렌즈(540)에 의해 집속되어 피부(350)로 전달되게 된다.
- [0119] 회전형 반사경(520)에서 반사된 광은 렌즈부(530)와 반구형 렌즈(540)를 통해 피부(350)로 전달되되, 회전형 반사경(520)의 회전에 따라 순차적으로 전달된다. 회전형 반사경(520)에서 반사된 광은 피부(샘플)에 조사하는 광으로 샘플 빔(600)이라 할 수 있다.
- [0120] 조향 렌즈부(530)는 2개의 렌즈(533, 537)로 이루어져 빔의 진행방향을 조정한다. 2개의 렌즈(533, 537)는 볼록 렌즈로, 2개의 볼록렌즈의 볼록한 부분이 서로 마주보도록 배치되어, 이 볼록한 부분의 곡률로 조향되게 한다.
- [0121] 반구형 렌즈(540)는 일측은 평탄한 면이고 다른 일측은 구면을 이루는 렌즈로, 반구형 렌즈(540)는 피부와 접촉하는 측에 평탄한 면이 위치되고 조향 렌즈부(530) 측으로 구면이 위치되게 설치된다. 반구형 렌즈(540)의 구면 표면은 구면수차제거 표면이다. 여기서, 구면수차제거 표면에 대해서는 H. Haferkorn의 Optik 3판 p. 318에 공지되어 있다.
- [0122] 반구형 렌즈(540)의 밑에는 침지층(immersion layer)(560)이 위치되고, 침지층(immersion layer)(560)의 밑에는 피부(350)가 위치되되, 침지층(560)과 접촉되는 부분인 피부 경계면(570)에 홀(hole)(550)이 위치된다. 이때, 반구형 렌즈(540)의 평탄한 면의 중앙에 홀(550)이 위치되게 한다.
- [0123] 침지층(560)은 상이한 굴절률이 있는 침액(浸液)을 채운 층으로, 침액으로 함침 유(immersion oil) 등을 이용할 수 있다.
- [0124] 홀(550)은 광을 주사하기 위한 피부표면 부분에 사전에 뚫어 놓은 통공일 수 있다.
- [0125] 피부(350)에서 반사된 광은, 침지층(560), 반구형 렌즈(540), 조향 렌즈부(530)를 통해 회전형 반사경(520)으로

전달되되, 회전형 반사경(520)의 회전에 따라 순차적으로 전달되며, 회전형 반사경(520)에서 반사된 광은 포커싱 렌즈(510)를 거쳐 빔분배기(320)로 전달된다.

[0126] 빔분배기(320)에서, 기준 거울(370)에서 반사된 광과, 회전형 반사경(520)에서 포커싱 렌즈(510)를 거쳐 입사된 광이 합쳐져, 조준 렌즈(407)를 거쳐 분산격자(403)으로 전달된다. 분산격자(403)로 전달된 광은 분산격자(403)에서 분산되고, 분산된 광은 포커싱 렌즈(405)를 통해 광 검출기(400)으로 전달되어, 영상을 검출하게 된다.

[0127] 분산격자(403)는 반사된 빛이 파장별로 나뉘어서 스펙트럼을 얻기 위한 수단으로, 회절격자 등으로 이루어질 수 있다. 광원(310)이 백색광원일 경우, 반구형 렌즈(540)를 통해 피부에 초점을 맺는 광은 파장대별로 피부내 초점위치가 다른데, 피부(350)에서 반사된 광을 분산격자(403)에서 분산하여 광 검출기(400)로 검출함에 의해, 파장대별로 다른 위치에서 광을 검출할 수 있다. 따라서 피부내 깊이에 따른 변화(즉, 안티에이징 치료효과)를 보다 자세히 관찰할 수 있다. 이때, 분산격자(403)의 각도를 조정함에 의해, 분산격자(403)에서 출사되는 파장대별 광의 간격을 조정할 수 있다.

[0128] 광 검출기(400)에서 검출된 영상은 분석부(430)로 전달되고, 분석부(430)에서 분석하거나, 디스플레이하게 된다.

[0129] 분석부(430)에 전달된 영상을 FFT하게 되면 깊이에 따른 강도(스펙트럼)로 나타내게 되며, 이를 간섭 스펙트럼을 측정할 수 있다. 이 간섭 스펙트럼을 푸리에 변환한 데이터에서 위상을 측정하여 피부의 구조적 변화를 관찰할 수 있다.

[0130] 본 발명은, 도 12에서와 같이, 두 개의 초음파 변환소자로 구성된 초음파 변환기의 중간부에, 피부 진단을 위한 OCT 장치를 일부 또는 전부를 포함시켜, 피부 치료 및 진단을 가능하게 한다. 여기서 사용되는 피부 진단을 위한 OCT 장치는 도 7, 도 9, 도 13을 사용할 수 있다.

[0131] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

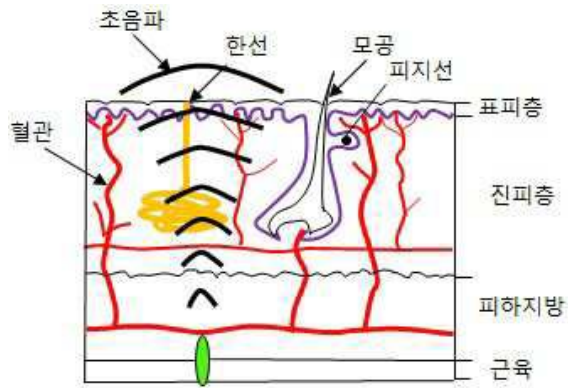
## 부호의 설명

[0132]	25:키입력부	30:연산처리부
	35:D/A 변환부	40:초음파 구동부
	50:초음파 변환기	60:초음파 출력부
	100:제1초음파 변환소자	200:제2초음파 변환소자
	310:광원	315:광섬유
	320:빔분배기	330, 360, 415:조준 렌즈
	370:기준거울	340:블록렌즈
	400:광 검출기	410:증폭기
	420:엑시콘	425:대역통과 필터
	430:분석부	440:제1 빔조향부
	443, 447, 463, 467, 533, 537:렌즈	
	510:포커싱 렌즈	520:회전형 반사경
	530:조향 렌즈부	540: 반구형 렌즈
	550:홀	560:침지층
	570:피부 경계면	

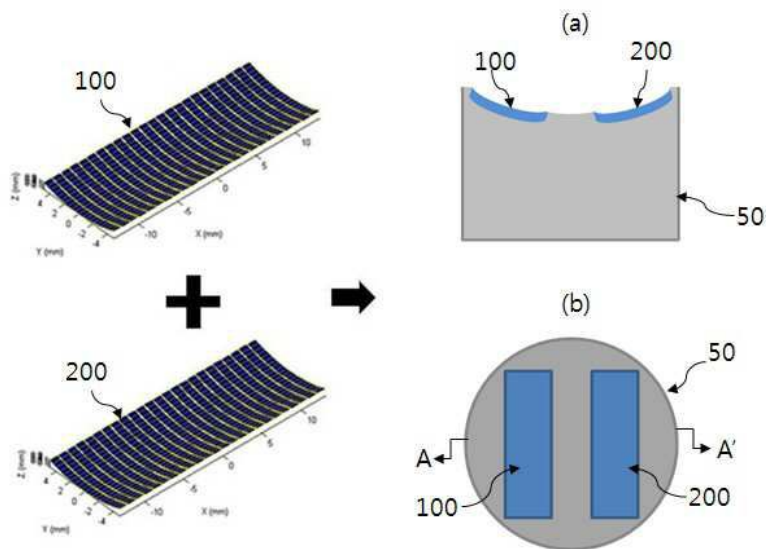


도면

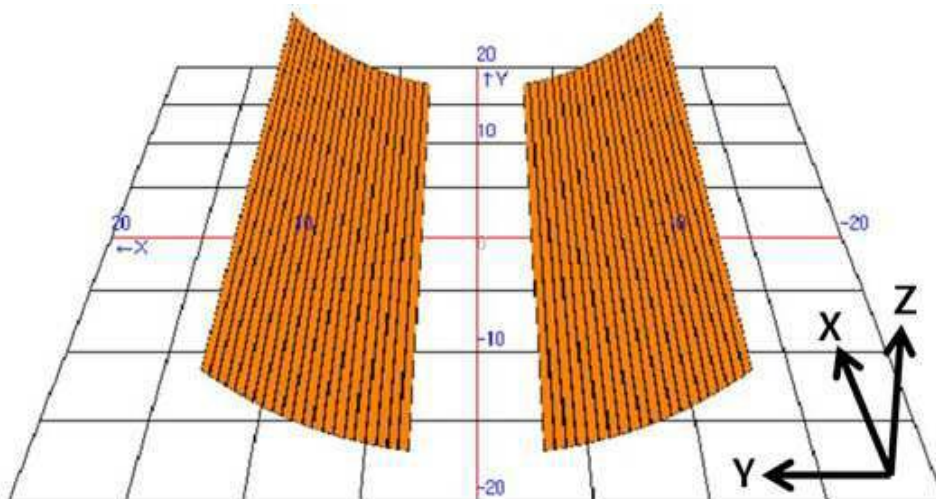
도면1



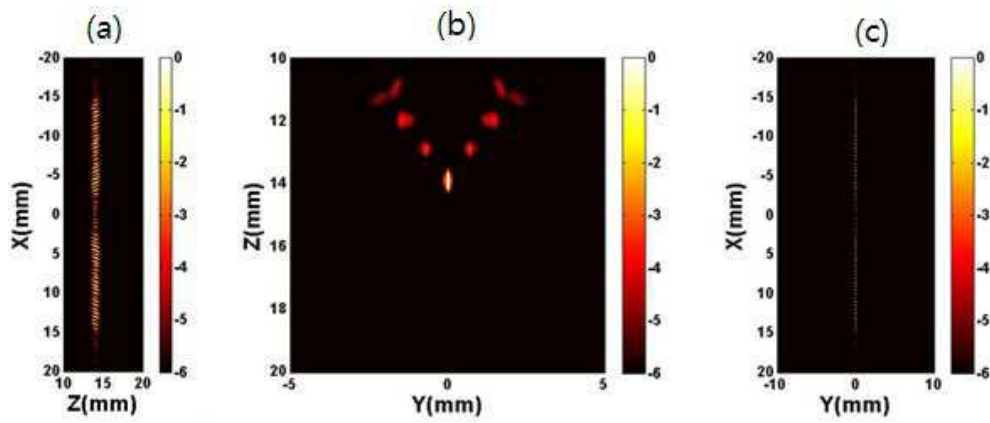
도면2



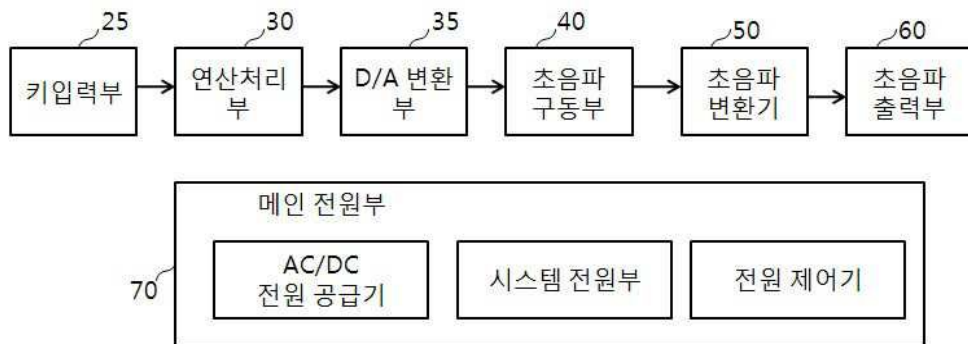
도면3



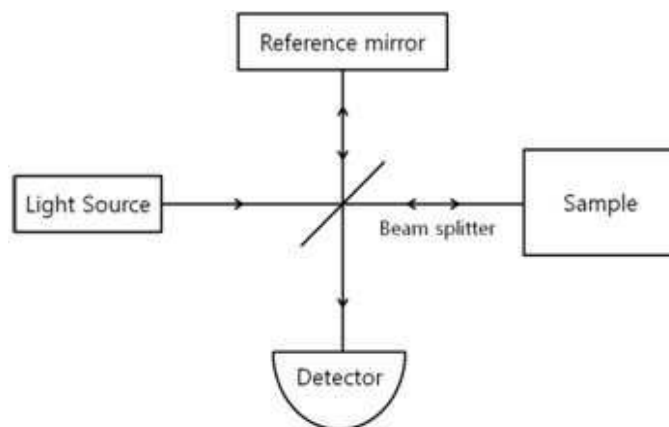
도면4



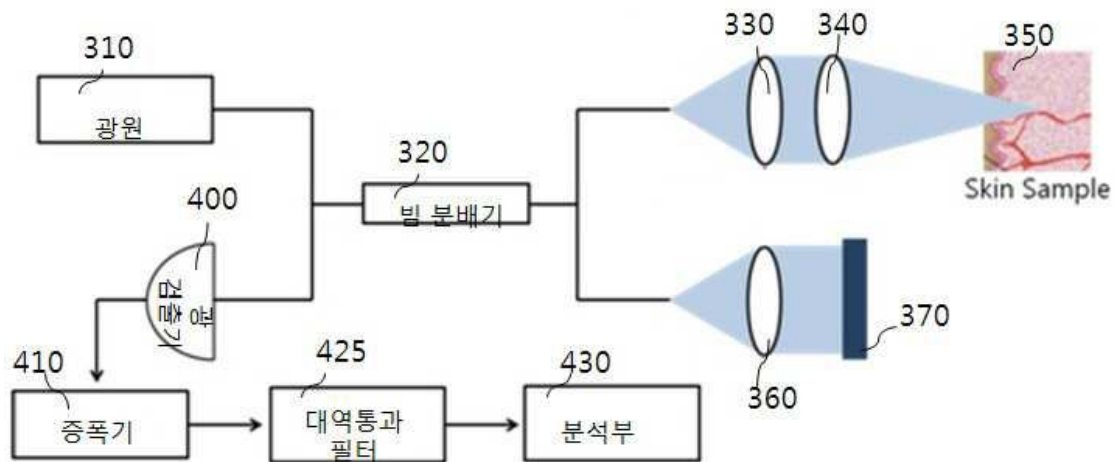
도면5



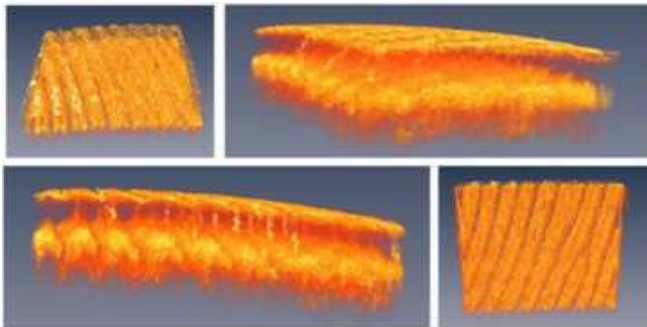
도면6



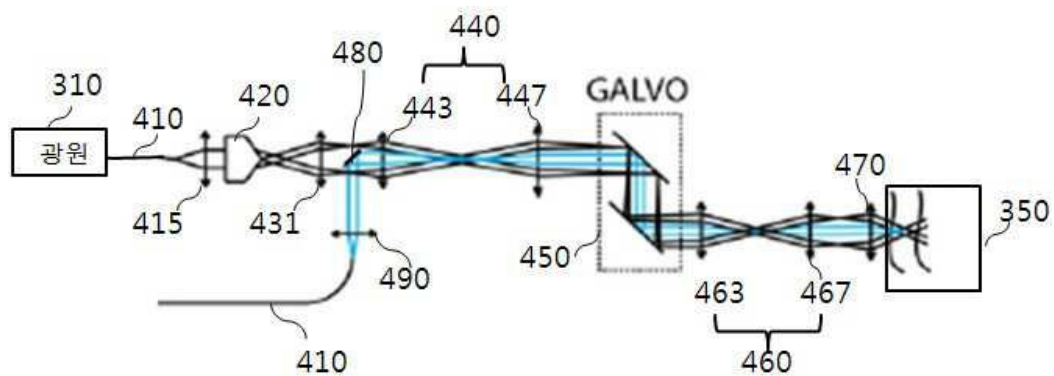
도면7



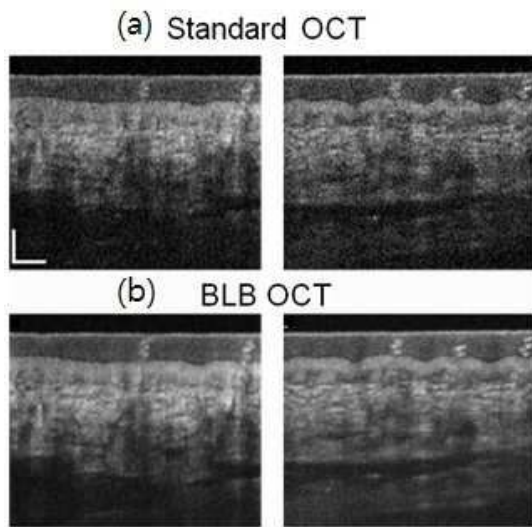
도면8



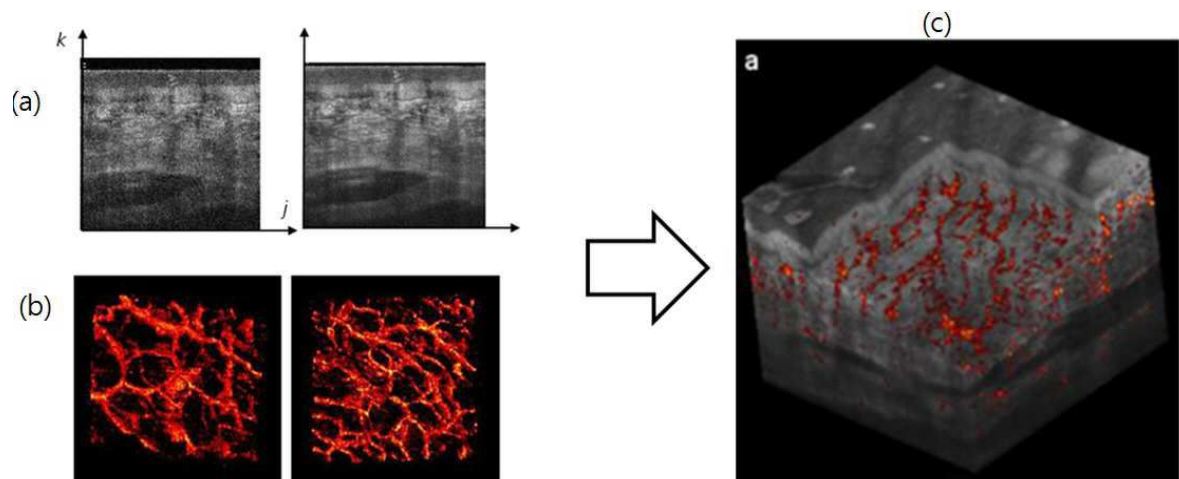
도면9



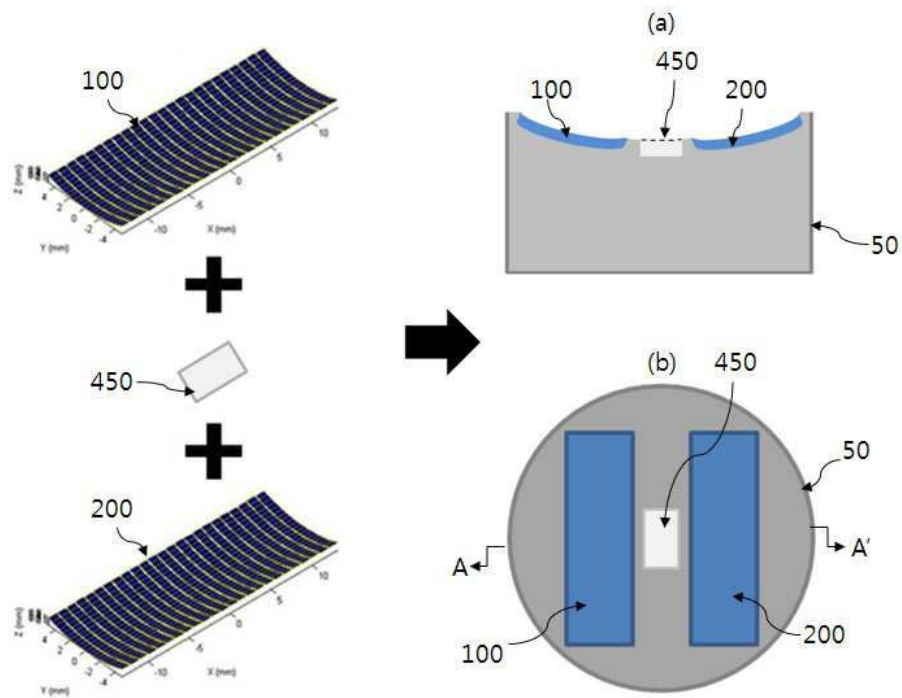
도면10



도면11



도면12



도면13

