



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년07월01일
(11) 등록번호 10-1994937
(24) 등록일자 2019년06월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/4494 (2013.01)
A61B 5/0095 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0020710
(22) 출원일자 2017년02월15일
심사청구일자 2017년02월15일
(65) 공개번호 10-2018-0094425
(43) 공개일자 2018년08월23일
(56) 선행기술조사문헌
JP2012228401 A*
JP2012050607 A*
JP6064098 B1*
JP5856032 B2
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
양준모
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
김채운
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(74) 대리인
리앤목특허법인

전체 청구항 수 : 총 24 항

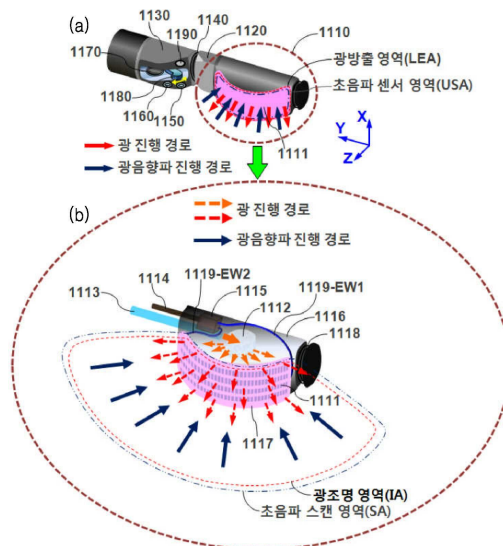
심사관 : 최윤겸

(54) 발명의 명칭 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 광음향-초음파 내시경 시스템

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 초음파 내시경은 광섬유; 상기 광섬유를 통해 전달된 레이저 빔을 피검체의 목표 지점으로 확산시키도록 구비된 광확산기; 및 상기 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 어레이형 트랜듀서(array-type transducer);를 포함한다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 8/4477 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015R1D1A1A01059361

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 이공학개인지초연구지원

연구과제명 생체 접근형 초소형 광음향 현미경 시스템 개발

기 여 율 5/10

주관기관 울산과학기술원

연구기간 2015.11.01 ~ 2016.10.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2014R1A2A1A11051254

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 중견연구자지원

연구과제명 극저온에서의 물의 상전이와 물-단백질의 상호작용에 관한 연구

기 여 율 1/10

주관기관 울산과학기술대학교

연구기간 2014.11.01 ~ 2015.10.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1.160088.01

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 울산과학기술원

연구사업명 자유혁신연구사업

연구과제명 임상적용이 가능한 광음향 영상 기술 개발

기 여 율 4/10

주관기관 울산과학기술원

연구기간 2016.07.01 ~ 2016.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

내시경 프로브의 삽입부 내부를 따라 배치되는 광섬유;

상기 광섬유를 통해 전달된 레이저 빔이 상기 광섬유로부터 방출되는 방향과 비중첩되는 일면을 지나 피검체의 목표 지점으로 확산되도록 구비된 광확산기; 및

상기 광확산기의 상기 일면 상에 배치되어 상기 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 1차원 또는 2차원 어레이형 트랜듀서(array-type transducer);를 포함하고,

상기 광확산기의 바깥 표면의 적어도 일부 영역은 상기 광섬유로부터 전달된 후 상기 광확산기에 의해 산란되어 밖으로 방출되는 빛을 상기 광확산기의 내부로 반사시키는 광반사부를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 광확산기로부터 확산된 상기 레이저 빔은, 상기 어레이형 트랜듀서의 전 영역을 통과하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 어레이형 트랜듀서의 바깥쪽 면의 적어도 일부를 덮으며, 광을 투과시키는 성질을 포함하는 음향 매칭층을 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 음향 매칭층의 재질은 폴리메틸펜텐(polymethylpentene; TPX)을 포함하도록 이루어지는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 확산된 레이저 빔이 상기 어레이형 트랜듀서를 빠져나오는 광방출 영역과, 상기 어레이형 트랜듀서가 초음파를 센싱하는 초음파 센서 영역은 중첩되는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 광확산기는, 상기 일면이 바깥쪽으로 볼록한 형태를 갖는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광반사부는 상기 광확산기의 바깥 표면의 적어도 일부 영역은 상기 광섬유로부터 전달된 빛을 반사시키는 광반사 코팅층으로 이루어지는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 광확산기의 감쇄 산란계수(μ_s' : reduced scattering coefficient) 값은 0.1 cm^{-1} 이상 1.0 cm^{-1} 이하이거나, 상기 레이저 빔이 방출되는 상기 광섬유의 말단부로부터 상기 광확산기의 중심부까지의 거리가 상기 광확산기의 수송 평균 자유 행로 값과 일치하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 광확산기는 폴리프로필렌(polypropylene), 플라스틱 수지, 그라운드 글라스(ground glass), 엔지니어드 디퓨저(engineered diffuser) 중 적어도 어느 하나를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 광섬유는 상기 레이저 빔이 방출되는 말단부가 상기 광확산기의 안쪽으로 소정의 깊이만큼 삽입되는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 광확산기는 빈 공간을 가지고, 상기 광섬유의 끝지점은 상기 빈 공간 내에 위치하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 빈 공간은 원추(cone)형으로 생긴, 광음향-초음파 내시경.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 광반사부는 상기 광확산기의 바깥면을 둘러싸며, 상기 광확산기를 통해 확산된 레이저 빔이 상기 일면으로만 방출될 수 있도록 상기 일면에 대응되는 영역이 개구된(opened) 광반사거울을 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 14

제1항에 있어서,

상기 어레이형 트랜듀서는,

소정의 두께를 갖는 압전층;

상기 압전층의 제1면에, 1차원 또는 2차원 어레이(array) 형태로 배치된 복수 개의 제1전극;

상기 제1면과 대향하는 상기 압전층의 제2면에, 상기 복수 개의 제1전극과 평행하게 배치된 복수 개의 제2전극;을 포함하고,

상기 어레이형 트랜듀서는 적어도 일부 영역을 통해 상기 레이저 빔을 통과시키는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 압전층의 재료는 폴리머(polymer), 세라믹(ceramic) 또는 단결정(single crystal)의 압전 물질을 포함하도록 이루어지는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 16

제14항에 있어서,

상기 광확산기와 상기 압전층 사이에 배치되는 투명 배킹층(backing layer)을 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 17

제1항에 있어서,

상기 광확산기는 음향 산란제(scatterer) 및/또는 음향 흡수제(absorber)를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 광확산기는 실리카(silica) 입자 또는 에폭시(epoxy)를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 19

제14항에 있어서,

상기 제1전극 및 상기 제2전극은 투명 전극인, 광음향-초음파 내시경.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 제1전극 및 상기 제2전극은 인듐주석산화물(Indium Tin Oxide; ITO), 인듐아연산화물(Indium Zinc Oxide; IZO), 아연산화물(Zinc Oxide; ZnO), 인듐산화물 (Indium Oxide, In_2O_3), 인듐갈륨산화물(Ge-doped In_2O_3 , IG0), 알루미늄-아연산화물(Aluminum-doped Zinc Oxide; AZO)을 포함하는 그룹 중 어느 하나를 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 21

제19항에 있어서,

상기 검출된 초음파 신호를 처리하는 시스템 콘솔부를 더 포함하고,

상기 시스템 콘솔부는 해당 광음향 이미지와 함께 공간적으로 동일한 지점에서 획득한 초음파 이미지를 이용하여, 상기 제1전극 및 상기 제2전극에서 발생한 광음향파로 인한 이미지상의 아티팩트(artifact)를 디콘볼루션(deconvolution)하여 제거하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 22

제14항에 있어서,

상기 복수 개의 제1전극 및 상기 복수 개의 제2전극은 불투명 전극을 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 23

제22항에 있어서,

상기 제2전극 및 상기 광확산기 사이에 배치되는 광반사층을 더 포함하는, 광음향-초음파 내시경.

청구항 24

내시경 프로브의 삽입부 내부를 따라 배치되는 광섬유;

상기 광섬유를 통해 전달된 레이저 빔이 상기 광섬유로부터 방출되는 방향과 비중첩되는 일면을 지나 피검체의 목표 지점으로 확산되도록 구비된 광확산기; 및

상기 광확산기의 일면 상에 배치되어 상기 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 초음파를 발생시키거나 피검체

로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 1차원 또는 2차원 어레이형 트랜듀서(array-type transducer);를 포함하며,

상기 광확산기의 바깥 표면의 적어도 일부 영역은 상기 광섬유로부터 전달된 후 상기 광확산기에 의해 산란되어 밖으로 방출되는 빛을 반사시키는 광반사부를 포함하고,

상기 확산된 레이저 빔이 스캐닝 헤드를 빠져나오는 광방출 영역과, 상기 어레이형 트랜듀서의 초음파 센서 영역은 중첩되는, 광음향-초음파 내시경.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 현재 임상에서 쓰이고 있는 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식 초음파 내시경처럼 가늘고 긴 호스 형태로 구현되어 피검체 내부에 삽입, 그 주변의 단층 이미지를 제공할 수 있는 의료용 단층촬영 내시경 장치에 관한 것이다. 피검체 내부의 단층 이미지를 얻는데 있어서는 광음향 이미징(photoacoustic imaging) 원리가 적용되었으며, 본 발명이 제시하는 내시경 시스템을 이용하면 이론적 한계에 가까운 광 에너지 전달 능력을 바탕으로 피검체의 고심부에 이르는 영역에서 까지 고품질의 광음향 단층 영상을 얻을 수 있다. 또한 본 시스템의 경우에도 기존의 초음파 내시경처럼 초음파 트랜듀서를 신호 검출 소자로 사용하고 있기 때문에, 언급한 광음향 이미지는 물론 전통적인 초음파 영상도 동시에 얻을 수 있다. 본 발명은 향후 소화기 내시경 분야는 물론 경식도 심장 진단술 등과 같은 다른 많은 의료 영역들에서도 폭넓게 활용될 수 있을 것으로 예상된다.

배경 기술

[0002] 본 발명은 현재 임상에서 쓰이고 있는 선형 어레이 트랜듀서(linear-array transducer) 기반 측면 스캔(side-scanning) 방식 초음파 내시경(endoscopic ultrasound: EUS, 선행문헌 1 내지 선행문헌 6) 프로브와 유사한 형태로 소화기관 진단과 같은 의료 영역에 적용하는 것을 주된 목적으로 개발한 광음향 내시경술(photoacoustic endoscopy or optoacoustic endoscopy, 선행문헌 7, 선행문헌 8) 분야의 단층촬영 내시경 시스템에 관한 것이다.

[0003] 광음향 내시경술이란 작은 직경의 프로브를 피검생체에 삽입한 후, 관심 부위에 매우 짧은 펄스폭(통상 $1\mu s$ 이하)을 갖는 전자기파를 순간적으로 조사하여 초음파(일명 photoacoustic waves; 이하 광음향파)를 발생시키고, 그렇게 발생된 신호들을 일정 영역에 걸쳐 획득(즉, 스캔)하여 조직 내부의 단층 이미지를 얻는 내시경 기술(즉, tomographic endoscopy)을 말한다.

[0004] 어떻게 생체 조직에 조사된 전자기파가 초음파 신호로 바뀌는지에 대한 전반적 원리는 광음향 효과(photoacoustic effect)라는 이름으로 1880년대부터 알려져 왔으나, 실제 이 원리를 바탕으로 생체조직 등과 같은 피검체로부터 단층 이미지를 얻는 것은 큐스위치 레이저(Q-switched laser)와 같은 펄스형 광원(pulsed light source)이 상용화된 후인 1990년대 초반이었는데, 이후 보다 다양한 의학적 응용 가능성이 보이면서 그간 여러 종류의 시스템 형태로 구현되어 왔다. 보다 넓은 의미에서 광음향 효과를 바탕으로 조직 내의 단층 이미지를 얻는 기술은 광음향 이미징(photoacoustic imaging) 또는 광음향 단층촬영술(photoacoustic tomography)이라는 용어로 총칭되고 있다.

[0005] 광음향 이미징 기술이 현재 의료 영상 분야에서 큰 주목을 받는 이유는 실제 살아 있는 생체 조직에 대해 수 센티미터에 달하는 영상 깊이와 분해능, 영상 속도, 그리고 안전성 문제 등과 같은 여러 기술 조건을 만족시킴은 물론 기존의 기술이 제공하지 못하는 새롭고 유용한 영상 정보를 제공하기 때문이다.

[0006] 본 발명은 이러한 광음향 이미징 기술을 내시경 분야에 적용하기 위한 것으로, 좀 더 구체적으로는 기존에 제안된 어레이 트랜듀서(array transducer) 기반 광음향 내시경 시스템들이 갖고 있는 여러 기술적 문제점들과 영상 깊이 한계를 극복하여 관련 기술을 보다 효과적으로 소화기 내시경(gastrointestinal endoscopy) 분야 및 경식도(transesophageal) 심장 진단 분야 등에 적용하기 위한 것이다.

[0007] 이미 잘 알려진 일반적인 형태의 광음향 이미징 시스템(즉, 내시경에만 국한되지 않는)의 경우처럼, 광음향 내시경 시스템을 구현하기 위해서는 펄스형 전자기파를 생성해주는 광원부(light source), 피검생체에 가까이 접근하여 광음향 단층 신호를 획득해 주는 영상 스캐너(scanner) 또는 프로브(probe), 그리고 획득한 단층 신호를 처리하여 사용자에게 제공하는 데이터 처리 및 제시 장치(data processor and displayer)라는 세 가지 시스템 요소가 필요하다. 하지만 내시경술이라는 특수한 응용 목적을 달성하기 위해서는 피검체에 삽입되는 호스 형태

의 영상 프로브 부분이 소정 이하의 굵기나 크기로 구현되어야 한다는 것이 가장 차별되는 기술적 요건이다.

[0008] 그래서 그간 이러한 형태 및 기능적 조건을 만족시키기 위한 다양한 형태의 광음향 내시경 프로브가 제안되긴 하였으나, 여러 까다로운 시스템 요구 조건으로 인해 실제 임상에서 적용될 수 있는 수준의 영상 성능을 가진 일종의 상업화된 내시경 시스템은 아직까지 개발된 바 없다. 광음향 내시경 시스템이 성립되기 위해서는 광소자와 초음파 소자를 프로브라는 작은 공간 안에 효과적으로 통합 배치시키고, 일련의 스캔 방법을 적용하여 피검체 내부 일정 수준 이상의 깊이에 걸쳐 의학적으로 유의미한 단층 이미지를 얻을 수 있도록 하는 것이 핵심 요구 조건인데, 아직까지 이러한 기술적 부분을 완전히 충족시킬 수 있는 시스템이 없기 때문이다.

[0009] 이에 본 발명에서는 언급한 여러 기술적 조건들을 충족시키면서도, 특히 피검생체에 삽입되어 광음향 단층 신호를 획득하는 영상 프로브 부분에 대해 선행 발명들보다 훨씬 더 우수한 품질의 광음향 영상을 피검체 내부의 고심부에 이르는 영역에서까지 획득할 수 있도록 해줄 수 있는 보다 진보된 형태의 프로브 구조를 제공하고자 한다.

[0010] 광음향 내시경이 펄스형 전자기파로 초음파를 발생시켜 이미지를 얻는다는 차별된 특성을 갖고 있으나, 이 기술 역시 초음파를 매개로 하여 영상에 필요한 신호를 획득한다는 측면에서 현재 임상에서 쓰이고 있는 초음파 내시경(endoscopic ultrasound: EUS)과 매우 밀접한 관련이 있다 (선행문헌 1 참고). 즉, 쉽게 생각하면, 광음향 내시경은 기존의 초음파 내시경 기술이 갖고 있는 시스템 요소들에 광 또는 전자기파 전달 및 발사 기능이 추가된 것이라고 볼 수 있다. 그래서, 바로 이러한 시스템 구성상의 특징으로 인해, 대부분의 광음향 내시경 시스템들은 광음향 이미지는 물론 기존의 초음파 이미지를 동시에 제공할 수 있는 일명 이중(dual-modality) 영상 시스템 형태로 구현될 수 있다.

[0011] 그러므로 광음향 내시경 프로브에 있어서, 일단 전자기파(일반적으로 레이저 펄스)를 전달하여 피검체 방향으로 발사하는 부위는 제외시키고 초음파 검출부에 대한 구성 방법만을 생각하면, 현재 임상용 초음파 내시경(EUS) 기기들에 사용되고 있는 단일 초음파 트랜듀서(single-element ultrasonic transducer) 기반 기계적 스캔(mechanical scanning) 방식과 어레이 트랜듀서(array transducer) 기반 전기적 스캔(electronic scanning) 방식이 모두 적용될 수 있다 (선행문헌 1 참고). 그럼 먼저 각각의 스캔 방식이 어떠한 장단점을 갖고 있는지 간략히 살펴본다.

[0012] 먼저 전자의 경우는, 말 그대로 프로브 내에 단 하나의 트랜듀서를 장착하여 초음파 신호를 검출하는 방식으로, 단수의 트랜듀서를 배치하는데 필요한 공간이 그다지 크지 않고 또 관련 초음파 센서의 크기 축소 또한 비교적 용이하기 때문에, 프로브를 매우 작고 가는 형태로 쉽게 구현할 수 있다는 장점이 있다. 이외에도 내시경 프로브의 비용을 대부분 차지하는 초음파 신호 검출부에 있어서도, 해당 센서가 단수 개로 이루어져 있어, 전체 기기 구성에 필요한 비용도 상대적으로 저렴하다는 장점이 있다. 그러나 이 방식의 경우에는, 장착된 센서가 특정 방향으로부터 진행해 오는 신호만을 검출할 수 있는 관계로, 2차원 이상의 단층 이미지를 얻기 위해서는 레이저 펄스를 발사하고 그로 인해 발생한 초음파 신호를 검출하는 일련의 과정을 트랜듀서의 물리적 위치를 바꾸어가며 되풀이해야 하는 단점이 있다. 그래서 이 방식은, 현재 임상에서 사용되고 있는 초음파 내시경(EUS) 기기들을 예로 들 경우, 소형화가 핵심 요건인 혈관 진단용 초음파(intravascular ultrasound: IVUS) 카테터 프로브나, 비디오 내시경(video endoscope)의 장비 채널(instrument channel 또는 accessory channel)에 삽입하여 사용할 수 있는 미니 프로브(즉, EUS mini-probe) 등과 같이 프로브의 전체 직경이 1 mm 내지 3 mm 이내인 초소형 내시경 기기에 많이 적용되고 있다 (물론 이 초음파 내시경 기기에 있어서는 레이저 펄스 등을 발사하는 일 등이 필요하지 않다).

[0013] 이에 반해 후자의 경우는, 소정의 영역에 걸쳐 형성된 다수의 트랜듀서 엘리먼트(element)들을 활용하여 초음파 신호를 병렬로 검출하는 방식으로, 비록 전자에 비해 기기의 소형화가 상대적으로 어렵고, 시스템 구현에 필요한 비용도 높다는 단점이 있으나, 다수의 트랜듀서 엘리먼트들을 이용하여 단 하나의 레이저 펄스 발사를 통해 2차원 혹은 3차원 단층 이미지 구성에 필요한 데이터를 동시에 획득할 수 있다는 장점이 있다. 즉, 센서나 프로브의 공간적 위치를 물리적으로 옮겨가지 않고도, 단 1회의 레이저 펄스 발사를 통해, 일정 영역에 대한 단층 이미지를 얻을 수 있는 것이다. 그래서 이 방식은, 현재 임상에서 사용되고 있는 초음파 내시경 기기들을 예로 들 경우, 고도의 소형화가 필요하지 않은 소화기 진단용 내시경 기기에 주로 적용되고 있다.

[0014] 그리고 이러한 내시경 응용에 있어서 어레이 트랜듀서들이 갖는 또 다른 장점은 초음파 엘리먼트들의 배열 모양 및 확장 범위에 따라 이미지 제공 방식과 영상 범위를 마음대로 구현할 수 있다는 점이다. 그래서 실제 초음파 내시경 분야에서는 그간 다양한 형태의 어레이 프로브가 개발 활용되고 있는데, 그 배치 형태와 스캐닝 방향에 따라 측면 스캐닝 선형 어레이 프로브 (side-scanning linear array probe), 측면 스캔 원형 어레이 프로브

(side-scanning radial array probe), 전방향 스캔 어레이 프로브 (forward-scanning array probe) 등으로 분류되고 있다(선행문헌 1 참고).

[0015] 어쨌든 이상 설명한 바와 같은 단일 또는 어레이 트랜듀서가 갖는 장단점으로 인해 그간 광음향 내시경술 분야에서 이들 각각의 검출 방식을 적용한 다양한 내시경 시스템들이 제안되었는데, 이중 본 발명처럼 어레이 트랜듀서 기반 전기적 스캔 방식을 개시한 선행기술의 대표적 예시로는, 선행문헌 9(4th IEEE Conference on Sensors 1&2, 704(2005)), 선행문헌 10(Optics Letters 35(13), 2266(2010)), 선행문헌 11(미국 공개특허 제 2011-0021924호), 선행문헌 12(미국 등록특허 제8932223호), 선행문헌 13(Proc. of SPIE 8943, 89432S(2014)), 선행문헌 14(대한민국 공개특허 제2014-0126554호), 선행문헌 15(Proc. of SPIE 9708, 97080A(2016)) 등이 있다.

[0016] 이들 문헌들에 개시된 내시경 시스템들은 모두 기존의 초음파 내시경처럼 어레이 트랜듀서를 광음향 신호의 검출의 핵심 요소로 사용하고 그 주변에 빛을 전달할 수 있는 광섬유를 배치시켜 광음향 이미지를 얻는 방식을 취하고 있다. 하지만 실제 하나의 내시경 기기로서 시스템을 구체화한 수준 외에도 어레이 트랜듀서의 형태와 그 주변에 광섬유 및 광조명부를 배치시켜 광음향 신호를 검출하는 방법에 있어서 상당한 차이가 있는데, 좀 더 구체적인 이들 각각의 특징을 도 12 및 도 13과 함께 설명하고자 한다.

[0017] 먼저 도 12에 해당 시스템의 모식도가 제시된 선행문헌 9의 경우는 초음파 어레이 트랜듀서를 광음향 내시경으로 응용하는 방안을 제시한 거의 최초의 문헌에 가깝다고 할 수 있는데, 해당 문헌에서는 초음파 신호를 감지할 수 있는 작은 센서들을 마치 반도체 집적회로(integrated circuit) 제작 공정처럼 2차원 형태로 비교적 간단히 제작하는 방법을 개시하고 있다. 그러나 그와 같이 개발한 어레이 센서를 내시경이나 카테터형 프로브 등으로의 응용 가능성만을 언급하기만 하였을뿐, 구체적인 내시경 프로브의 형태와 구조, 그리고 구현 방법 등은 개시하지 못한 한계가 있다. 즉, 간단한 팬텀 실험을 통하여 개발한 어레이 센서의 작동 여부만 증명한 것이다.

[0018] 이에 반해 선행문헌 10 내지 선행문헌 15의 시스템은 이러한 크기 상의 문제를 상당히 개선함은 물론, 어느 정도 내시경적 형태와 구조를 띠는 좀 더 진보된 시스템을 개시하고 있는데, 각각 다음과 같은 특징이 있다.

[0019] 먼저 선행문헌 10에 개시된 내시경 시스템의 경우는 64개의 엘리먼트로 구성된 초음파 압전(piezoelectric) 소자들을 내시경의 중심 축에 대해 고리(ring) 모양으로 배치시키고 그 옆에 콘(cone) 모양의 광반사 거울을 장착하여 광음향 이미지를 얻을 수 있도록 하였다. 그러나, 그 길이가 9 cm를 넘고 직경도 3 cm에 달하는 등 실제 내시경 시술에 적용하기에는 매우 힘든 프로브 크기와 실제 인체 적용에 부적합한 재료를 사용하는 한계를 보였다. 물론 이 개념을 바탕으로 향후 축소 문제를 해결할 수도 있겠으나, 해당 문헌 내에서 보다 구체적인 축소 방법을 제시하지 못했으며, 무엇보다도 광조명 출구부(이하, 광방출 영역, light emitting area: LEA)와 초음파 검출부(이하, 초음파 센서 영역, ultrasonic sensor area: USA)의 위치가 서로 이격된 지점에 배치된 한계점을 갖고 있다 (이러한 배치 방식이 갖는 문제점은 후술한다).

[0020] 선행문헌 11 및 12에 제시된 내시경 시스템의 경우는 기존의 어레이 트랜듀서 기반 IVUS 카테터 프로브와 유사한 방식으로 다수의 압전 소자들을 스캐닝 팁(scanning tip)에 배치시키고 그 주변에 빛을 전달할 수 있는 다수의 광섬유들을 일정한 간격으로 배치시켜 광음향 이미지를 수행할 수 있도록 프로브를 구성하였다. 그러나 이 구조는 다수의 광섬유들을 어레이 센서 주변에 단순 나열하는 방식으로 배치시켜 광조명이 360° 전 방향에 대해 균일하지 않다는 단점이 있는데, 만약 이러한 불균일 문제를 개선하기 위하여 배치된 광섬유의 수를 대폭 늘릴 경우 프로브의 몸통인 삽입 호스부 내부에 배치된 광섬유 수도 함께 증가하게 되어, 프로브의 유연도가 많이 떨어지는 문제가 발생할 수 있다.

[0021] 도 13에 해당 시스템의 모식도가 제시된 선행문헌 13의 경우는 선행문헌 10처럼 광음향 내시경을 실제 구현한 경우로 그 크기 측면에 있어서 선행문헌 10 보다 상당히 진전된 13.9 mm 직경과 60 mm 길이를 도달하였다. 하지만 프로브 끝방향을 바라보도록 배치된 겨우 8개로 구성된 트랜듀서 엘리먼트들을 사용하여 신호를 획득하도록 제작한 시스템 한계로 인해 일정 영역에 걸쳐 이미지를 얻기 위해서는 트랜듀서와 대향한 위치에 배치된 포물면 형태를 갖는 미러를 기계적으로 회전시켜야 하는 문제가 있다. 즉, 어레이 트랜듀서를 적용하는 근본적인 취지인 전기적 스캔의 장점을 충분히 활용하지 못한 것이다.

[0022] 선행문헌 14의 내시경 시스템의 경우는 선행문헌 13에 개시된 시스템과 유사하게 어레이 트랜듀서와 빛을 반사시킬 수 있는 미러를 함께 사용한 경우로, 광 반사 미러를 기계적으로 회전시켜 스캔을 하는 방식을 취하고 있다. 그러나 이 역시 어레이 트랜듀서를 적용하는 근본적인 취지인 전기적 스캔 능력을 완전히 활용하지 못했을 뿐더러, 광방출 영역(LEA)과 초음파 센서 영역(USA) 간의 불일치 문제를 갖고 있다.

- [0023] 끝으로 선행문헌 15에 개시된 내시경 시스템의 경우는 향문 삽입을 통한 전립선 진단 응용을 주된 목적으로 개발된 리지드(rigid)형 프로브에 관한 것으로, 192개의 엘리먼트들로 구성된 어레이형 트랜듀서를 중심으로 그 주변에 광섬유를 배치시켜 측면 스캔을 할 수 있도록 시스템을 구성한 예이다. 무엇보다도 이 시스템의 경우는 앞서 제시한 시스템과는 달리 일 직선으로 배열된 선형 어레이 트랜듀서를 사용한 것이 가장 큰 특징인데, 해당 문헌에서는 실 구현한 프로브에 대한 개시 외에도 이 어레이 트랜듀서 주변에 광섬유를 배치시키는 또 다른 방법을 함께 제시하고 있다. 그러나 어떤 경우든, 현재 이미 상업적으로 가용한 선형 어레이 트랜듀서를 중심으로 그 주변 몇몇 지점에 위치한 광섬유 다발을 통해 빛에 방출되는 단순한 구조를 개시하는 한계를 보였다. 즉, 어떻게 하면 광에너지를 트랜듀서 엘리먼트들이 분포하는 전 영역에 걸쳐 가급적 균일하게 피검체로 전달할지에 대한 심도 있는 고찰은 없이, 광 조명을 위한 몇몇 광섬유 다발들을 초음파 검출 어레이 센서 주변에 단순 배치시키기만 한 구조를 제시하고 있는 것이다. 참고로 실 구현한 프로브의 경우는, 그 프로브 말단부의 길이에 관해서는 구체적인 언급이 없으나 상당히 긴 것으로 보여지며, 직경의 경우는 대략 25 mm를 도달하였다고 기술하고 있다.
- [0024] 이상 어레이 트랜듀서를 광음향 신호의 검출 소자로 사용하는 대표적 선행 발명들의 특징을 살펴보았다. 물론 이들 보다 더 앞서 유사한 방식에 기반하여 내시경 개발을 언급한 예가 몇몇 더 있으나, 그들의 경우 구체적인 내시경의 형태와 구조를 개시하지는 못하여 자세한 언급을 생략하였다 (참고로 광음향 이미징 원리를 바탕으로 초음파 소자와 광섬유를 조합하여 내시경적 응용을 최초로 언급한 문헌은 1997년도에 보고된 선행문헌 8이 있다).
- [0025] 어쨌든 선행문헌 10 내지 선행문헌 15에 개시된 어레이 트랜듀서 기반 광음향 내시경 시스템들은 모두 측면 스캔 방식을 적용한 내시경 시스템들로 분류할 수 있는데, 이중 (그 응용 목적 혹은 적용 대상은 다르나) 본 발명이 추구하고자 하는 것처럼 선형 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식을 적용한 예로는 선행문헌 15를 꼽을 수 있다. 그러나 선행문헌 15는 물론, 선행문헌 10 내지 14에 개시된 내시경 시스템들 모두는 실제 임상 적용상의 최우선 요건인 크기 축소 문제는 차지하더라도, 다음과 같은 측면에서 한계를 보이고 있다.
- [0026] 가장 큰 문제점은 바로 제시된 광조명 방식을 따를 경우 피검체 내부에 형성되는 광조명 영역(optical illumination area: IA)과 어레이 트랜듀서를 구성하는 여러 센서 엘리먼트들 간의 집합적 작용으로써 형성되는 초음파 스캔 영역(ultrasonic scan area: SA)이 공간적으로 완벽히 일치하지 않는다는 점이다. 그것은 앞서 언급한 대부분의 선행 발명들이 현재 상업적으로 가용한 형태의 어레이 트랜듀서를 바탕으로 그 주변 몇몇 지점에 광조명부를 단순히 추가 배치시키는 방식으로 시스템을 구성하여 광방출 영역(LEA) 및 초음파 센서 영역(USA)의 위치가 공간적으로 서로 분리되었기 때문에 발생한 문제인데, 이러한 문제는 실제 광음향 영상 시 광에너지가 트랜듀서 엘리먼트들이 스캔할 수 있는 영역 전체에 걸쳐 고르게 전달되지 않게 만들어 이미지 상에 사각 지대(dead zone)를 형성하는 문제점을 발생시킬 수 있다. 가령 선행문헌 10 내지 12에 제시된 내시경들을 고려할 경우 프로브로부터 특정 거리(또는 깊이)만큼 떨어진 지점에서만 레이저 빔이 어레이 트랜듀서가 형성하는 초음파 스캔 평면과 일치한다.
- [0027] 그리고 해당 발명들이 제시한 조명 방식들을 적용할 경우, 언급한 광방출 영역(LEA)과 초음파 센서 영역(USA) 간의 불일치 문제는 어레이 트랜듀서(또는 프로브)의 크기가 커짐에 따라 심각해지는데, 이 문제를 줄이기 위해서는 오직 프로브의 크기를 작게 구현하는 방법 밖에 없다. 그러나 만약 이러한 배치 형태를 유지하면서 스캐닝 헤드의 크기를 축소시킬 경우, 이 방식 자체가 결국 제한된 스캐닝 헤드 크기 내에서 공간을 분할하는 것이기 때문에, 결과적으로 최대 영상 깊이가 줄어드는 문제점이 발생하게 된다. 그것은 바로 다음 섹션에서 설명할 안전 허용 기준에 따른 최대 허용 광량과 관계된 것으로, 선행 발명들의 경우에는 광방출 영역(LEA)이 몇몇 특정 위치에 국한 되어 실제 피검체로 전달할 수 있는 총 광량이 상당히 제한적인 것이 사실이다.
- [0028] 그런데 일반적으로 광음향 이미징 시스템에서 어레이 트랜듀서를 사용하는 주된 이유가 프로브 크기의 축소를 용이하게 하기 위해서라기 보다는 영상 깊이나 영상 속도 등과 같은 영상 성능을 높이기 위한 것이기 때문에, 단순한 크기 축소 방법으로 언급한 불일치 문제를 해결하는 것은 바람직한 방향이라고 할 수 없다.
- [0029] 어쨌든 이상의 사실들을 종합하면, 어레이 트랜듀서 기반 광음향 내시경은 한 마디로 말해 현재 임상에서 쓰이고 있는 어레이 트랜듀서(array transducer) 기반 초음파 내시경(EUS)의 광음향 버전이라고 볼 수 있다. 왜냐하면 이 광음향 내시경의 경우도, 단지 피검체에 광 에너지를 전달할 수 있는 조명 광학계가 추가로 배치 되었을 뿐, 초음파 어레이 트랜듀서를 핵심 시스템 요소로써 사용하기 때문이다. 그래서 이러한 관점에서 볼 때, 앞서 언급한 선행 발명들 뿐만 아니라 이 두 핵심 요소들을 적절히 결합한 다른 유사 부류의 장치들도, 만약 그들이 일정 수준의 이상의 시스템 축소에 도달할 수 있다면, 모두 내시경으로서 응용할 수 있는 잠재력이 있는 것도

사실이다.

[0030]

그러나 실제 임상에서 원활하게 사용될 수 있는 그러한 유용한 영상 도구로 구현하기 위해서는 제한된 크기 내에서 영상 성능을 극대화할 수 있는 최적의 광조명 및 초음파 검출부의 구조를 도출해야 하며, 바로 이점이 본 발명에서 다루고자 하는 부분이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0031]

- (특허문헌 0001) 선행문헌 3: 미국 등록특허 제4543960호 (1985.10.01.)
- (특허문헌 0002) 선행문헌 4: 미국 등록특허 제4982724호 (1991.01.08.)
- (특허문헌 0003) 선행문헌 5: 미국 등록특허 제5125411호 (1992.06.30.)
- (특허문헌 0004) 선행문헌 6: 미국 등록특허 제8758251호 (2014. 06.24.)
- (특허문헌 0005) 선행문헌 11: 미국 공개특허 제2011-0021924호 (2011.01.27.)
- (특허문헌 0006) 선행문헌 12: 미국 등록특허 제8932223호 (2015. 01.13.)
- (특허문헌 0007) 선행문헌 14: 대한민국 공개특허 제2014-0126554호 (2014. 10. 31)

비특허문헌

[0032]

- (비특허문헌 0001) 선행문헌 1: Dietrich, C. Endoscopic Ultrasound: An Introductory Manual and Atlas, (Thieme, New York, 2006)
- (비특허문헌 0002) 선행문헌 2: P. Hanrath et al., Chapter 31: "Transesophageal Horizontal and Sagittal Imaging of the Heart with a Phased Array System, Initial Clinical Results," in the book of "Cardiovascular Diagnosis by Ultrasound," pp 280-288 (1982)
- (비특허문헌 0003) 선행문헌 7: JM Yang, et al., "Photoacoustic endoscopy," Optics Letters 34(10), 1591 (2009)
- (비특허문헌 0004) 선행문헌 8: Oraevsky, et al., "Laser optoacoustic tomography of layered tissues: signal processing," Proc. SPIE, 2979, 59 (1997)
- (비특허문헌 0005) 선행문헌 9: IO Wygant, et al., "Integrated ultrasound imaging systems based on capacitive micromachined ultrasonic transducer arrays," 4th IEEE Conference on Sensors Vol. 1&2, 704 (2005)
- (비특허문헌 0006) 선행문헌 10: Y Yuan, et al., "Preclinical photoacoustic imaging endoscope based on acousto-optic coaxial system using ring transducer array," Optics Letters 35(13), 2266 (2010)
- (비특허문헌 0007) 선행문헌 13: D Tsyboulski, et al., "Dual modality optoacoustic and laser ultrasound endoscopy system," Proc. of SPIE 8943, 89432S (2014)
- (비특허문헌 0008) 선행문헌 15: KL Bell, et al., "Integrated transrectal probe for translational ultrasound-photoacoustic imaging," Proc. of SPIE 9708, 97080A (2016)
- (비특허문헌 0009) 선행문헌 16: Laser Institute of America, American National Standard for Safe Use of Lasers, ANSI Z136.1-2007, American National Standards Institute, Inc., New York (2007)
- (비특허문헌 0010) 선행문헌 17: JM Yang, et al., "Simultaneous functional photoacoustic and ultrasonic endoscopy of internal organs in vivo," Nature Medicine 18(8), 1297 (2012)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0033] 앞서 언급한 바와 같이 본 발명은 어레이 트랜듀서에 기반 한 측면 스캔 방식 광음향 내시경 시스템의 구현 방법에 관한 것으로, 선행 발명들이 갖는 광조명 영역(IA) 및 초음파 스캔 영역(SA) 간의 불일치 문제 등이 없는, 보다 진보된 형태의 프로브 구조를 제공하는데 있다. 좀 더 구체적으로는, 소화기 내시경 분야 및 식도 삽입을 통한 심장 진단 등의 응용을 목표로, 현재 초음파 내시경(EUS) 분야에서 사용되고 있는 측면 스캔형 어레이 트랜듀서를 신호 검출 소자로 활용하여, 영상 깊이 측면에서 기존의 시스템들보다 월등히 향상된 고심도(large depth) 영상 능력을 갖는 광음향 내시경 시스템을 구현하는데 있다.
- [0034] 그럼 먼저 앞서 언급한 선행 발명들이 제시한 프로브 구조가 왜 본 발명이 추구하고자 하는 소화기 진단 어플리케이션 방향과 고심도 영상 능력 구현이라는 측면에서 근본적인 한계를 갖고 있는지, 광음향 내시경은 물론 일반 비디오 내시경(video endoscope)을 설계하는데 있어 고려되어야 하는 몇몇 핵심 요건들과 함께 설명하고자 한다.
- [0035] 일단 내시경을 설계하기 위해서는 가장 먼저 구체적 어플리케이션(적용) 방향이나 영상 대상이 결정되어야 한다. 왜냐하면 그에 따라 내시경의 형태와 크기와 같은 기본적 스펙이 결정되기 때문이다. 즉, 다른 형태의 광음향 이미징 시스템과는 달리, 허용되는 공간적 크기 제약으로 인해 효과적인 구조를 찾는 것이 매우 중요한데, 이때 어플리케이션 방향이 무엇이냐에 따라 설계상의 주안점도 달라지기 때문이다.
- [0036] 일반적으로 소화기 진단에 사용되는 비디오 내시경과 초음파 내시경 프로브들의 경우에는, 인체에 삽입되는 호스 부위의 굵기가 대부분 1-1.3 cm 범위에 있다. 이는 사람의 식도나 대장과 같은 소화기관 내에 큰 불편 없이 삽입하기 쉽다. 그런데 이들 내시경 프로브에 앵글레이션(angulation) 등과 같은 조향 능력을 추가 하기 위해서는 프로브 말단에서 최대한 가까운 지점에 관련 기능을 제공하는 유닛을 장착해야 한다. 이는 곧 어레이 트랜듀서가 장착된, 즉 비유연 구간이라고 할 수 있는 스캐닝 헤드(scanning head)의 길이가 가능한 짧을수록 좋다는 의미다.
- [0037] 그런데 만약 이 스캐닝 헤드의 길이가 지나치게 짧아지면, 그 스캐닝 헤드 내부에 설치될 초음파 어레이 트랜듀서가 분포할 수 있는 범위 또한 작아져 음원으로부터 전파해 오는 초음파 신호를 검출할 수 있는 공간각(solid angle)도 작아지는 문제가 발생하게 된다. 즉, 초음파 검출 시야각(view angle)이 작아지는 limited-view 문제를 겪게 되는 것이다.
- [0038] 즉, 이 두가지 요구 조건은 서로 상반되는 성격을 갖고 있어서 설계 시 적절한 타협점을 찾아야 하는데, 현재 임상에서 사용되고 있는 어레이 트랜듀서 기반 초음파 내시경들의 경우에 있어서는 이러한 요구 조건들을 모두 절충하여, 비유연한 말단 구간의 길이가 대략 3 cm 이하가 되도록 프로브를 제작하고 있다.
- [0039] 그러므로 본 발명에서 추구하고자 하는 광음향 내시경 프로브의 구현에 있어서도, 만약 이를 기존의 소화기 삽입 방식 초음파 어레이 내시경 프로브처럼 사용하기 위해서는, 직경 1.3 cm 이하, 그리고 길이 3 cm 정도의 구간이 형성하는 공간 안에서 광음향 영상에 필요한 어레이 트랜듀서와 광조명부를 모두 배치해야 함을 알 수 있다.
- [0040] 그런데 만약 구현하고자 하는 내시경 시스템이 기존의 어레이 트랜듀서 기반 초음파 내시경이 갖는 그러한 수준의 고심도 영상 능력을 갖추도록 할 경우에는 앞서 언급한 크기 제약 조건이 시스템 구현을 더욱 어렵게 만든다. 왜냐하면 고심도 영상을 실현하기 위해서는 충분한 양의 광 에너지를 피검체에 전달해야 하는데, 앞서 언급한 전체 가용 면적(대략 1.3 cm×3 cm) 중 어레이 트랜듀서의 배치에 필요한 면적을 제외하면 실제 광조명에 활용할 수 있는 면적은 훨씬 더 줄어들기 때문이다.
- [0041] 일반적으로 어떤 광음향 이미징 시스템에 있어서 최대 영상 가능 깊이는 초음파 센서의 감도보다 광조명 파라미터들에 의해 더 큰 영향을 받는다고 알려져 있다. 그 이유는 바로 조직 내를 진행 하는 초음파의 진폭(amplitude, $A(z)$)이 거리에 따라 <수학식 1>과 같은 단순 지수적 감쇄를 보이는데 반하여, 조직 내부로 입사한 광자들의 지속상태 광 플루언스(optical fluence: 진행 방향에 상관 없이 단위 면적당 이동하는 광자의 에너지, J/m^2) 분포($\Phi(r)$)는 급속한 광 확산(optical diffusion)으로 인해 <수학식 2>처럼 훨씬 더 급격한 감쇄 특성을 보이기 때문이다. 가령, 3 MHz 주파를 갖는 초음파의 경우는 근육과 같은 연조직에 대해 <수학식 1>에 따라 대략 2.9 cm 정도의 투과 깊이(depth of penetration)를 보이는데 반해 (연조직에서 α 값은 대략 $1 \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1}$ 정도로 알려져 있으며, $b=1$ 을 가정), 생체 조직에서 가장 높은 광침투 특성을 보이는 720 nm 부근의 파장을 갖

는 광자의 경우는 <수학식 2>에 따라 0.57 cm 정도에 불과한 투과 깊이를 보인다 ($\mu_{\text{eff}} = 1.74 \text{ cm}^{-1}$ 가정). 여기서 투과 깊이는 양측 모두 지수항(exponential term)이 e^{-1} 로 떨어지는 깊이로 정의했으나, <수학식 2>의 경우는 $1/r$ 항(term)이 추가적으로 존재하여 더욱 급격한 감쇄를 보임을 알 수 있다.

[0042] <수학식 1>

$$A(z, f) = A_0 e^{-\alpha f^h z / 8.7}$$

[0044] <수학식 2>

$$\Phi(r) \propto \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r}}{r}$$

[0046] 즉, 피검체 내부로 초음파 펄스를 먼저 보낸 후 그 내부로부터 반사되어 돌아오는 반사파를 이용하여 피검체 내부의 단층 영상 정보를 얻는 초음파 영상과는 달리, 광음향 이미징 기술의 경우는 조직 내부로 광파를 먼저 보내야 하기 때문에, 고심도 영상이라는 목표를 달성하기 위해서는 일단 일정 수준 이상의 광에너지를 피검체 쪽으로 보내주어야 함을 알 수 있다. 한마디로 광음향 이미징 시스템의 영상 깊이는 얼마나 많은 양의 에너지를 피검체로 보낼 수 있는냐에 의해 결정되는 것이다.

[0047] 바로 이러한 측면에서 기존의 어레이 트랜듀서 기반 광음향 내시경 프로브들(선행문헌 10 내지 15)은, 앞서 지적인 광조명 영역(IA) 및 초음파 스캔 영역(SA) 간의 불일치 문제 외에도, 근본적으로 고심도 영상이 불가능한 광조명 구조를 취하고 있다고 할 수 있다. 왜냐하면 레이저 빔이 트랜듀서 주변에 배치된 몇몇 국소 지점을 통해서만 방출되는 형식이어서 피검체로 보낼 수 있는 광량이 상당히 제한적이기 때문이다. 그래서 실제 선행문헌 10 내지 15 중 시스템을 실구현한 경우를 참고하면, 실험적으로 증명한 영상 깊이가 1 cm 이하로 매우 제한적이었다 (사실 이 깊이조차도 실제 살아 있는 생체조직에 대한 결과가 아닌 모두 팬텀 조직을 영상한 결과임). 이는 어레이 트랜듀서 기반 초음파 내시경의 영상 깊이는 물론, 일반적으로 알려진 광음향 영상 시스템의 영상 깊이(3 cm 이상으로 알려져 있음)에도 훨씬 못 미치는 수준이다.

[0048] 물론 언급한 선행 발명들에 있어서 영상 깊이를 증가시킬 수 있는 단순한 방법으로 광섬유를 통해 방출되는 광량을 증가시키는 방법을 취할 수도 있다 (가령 선행문헌 15의 경우). 그러나 이 경우 문제되는 것은, 레이저빔의 생체 조직 조사 시 조직 표면 어느 곳에서도 단위 면적(1 cm^2)당 방향에 무관한 광 에너지의 흐름이 20 mJ을 넘어서는 안된다는 미국 표준 협회(American National Standards Institute)의 안전 규정, 즉 ANSI safety limit(선행문헌 16 참고)을 위배하게 된다는 점이다.

[0049] 즉, 앞서 언급한 선행 발명들 대부분은 어레이 트랜듀서를 기반으로 한 광음향 내시경 시스템의 구현 가능성을 보여주는데만 초점이 맞춰져 있을뿐, 보다 구체적인 적용 대상이 결정되지 않은 채로 개발되어서, 본 발명이 추구하고자 하는 것처럼 고심도 영상 능력을 갖는 소화기 내시경으로 활용하고자 할 경우 그 크기 축소와 고심도 영상 능력 도달이라는 두가지 목표를 동시에 충족시킬 수 없는 근본적인 한계가 있는 것이다.

[0050] 그러므로 이상의 사실들을 종합하면, 다음과 같은 중요한 결론에 도달하게 된다.

[0051] 그것은 바로 소화기 내시경이라는 제한된 프로브 크기 안에서 영상 깊이를 극대화 하기 위해서는, 물론 감도가 우수한 초음파 검출 센서를 내시경에 적용해야 하기도 하겠지만, 샘플을 조명하는 광조명부에 있어서 최대한 넓은 영역에서 가능한 균일하게 빛을 방출시킬 수 있는 그러한 형태로 광 조명부(출구)를 설계해야 한다는 점이다. 사실 이 점은 관련 내시경 설계 시 가장 중요하게 고려해야 할 부분인데, 그 이유는 바로 앞서 언급한 안전 기준(20 mJ/cm^2)과 프로브 말단의 크기($1.3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$)를 고려할 경우, (설령 이 말단부 전체를 광조명 목적에만 활용하더라도) 이를 통해 실제 피검체에 전달할 수 있는 광량의 상한 값이 대략 78 mJ 이라는 수치로 제한되기 때문이다.

[0052] 즉, 광음향 기법으로 영상 가능한 최대 심도가 이미 이 수치에 의해 어느 정도 다 지배될 수 밖에 없는 상황에서, 주어진 면적을 최대한 효과적으로 활용해야 함은 물론 그외 기타 성능(가령, 초음파 센서의 감도)을 최대한 향상시켜야 하는 것이다. 참고로 실제 피검체 내부에서 형성되는 광에너지 분포(Φ)는 <수학식 3>처럼 입사빔의 공간적 분포($I(\vec{r}')$)와 그린 함수(Green's function, $G(\vec{r}, \vec{r}')$)간의 컨볼루션(convolution) 형태로

표현되는데, 피검체 표면의 어떤 한 지점(point)으로 입사한 광자들의 에너지 분포의 경우에는 <수학식 2>에 표현된 것과 유사한 형태로 감쇄하게 되어, 만약 그 표면 부근에서 안전 기준을 넘지 않게 되면, 그 내부에서의 안전은 염려할 필요가 없다.

[0053] <수학식 3>

$$\Phi(\vec{r}) = \int_S G(\vec{r}, \vec{r}') I(\vec{r}') ds'$$

[0054]

[0055] 그러므로 본 발명에서는, 1) 현재 임상에서 사용되고 있는 소화기 진단용 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식 초음파 내시경의 일반적인 형태와 크기를 기본 플랫폼으로 한 상태에서, 2) 전술한 바와 같은 선행 발명들이 갖는 광조명 영역(IA)과 초음파 스캔 영역(SA) 간의 불일치 문제 등을 모두 해결하면서도, 3) 주어진 크기 내에서 최대의 영상 성능을 제공할 수 있는 보다 진보된 형태의 광음향 내시경 시스템을 도출하는 것이 핵심 목표이다.

과제의 해결 수단

[0056] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 초음파 내시경은 광섬유; 상기 광섬유를 통해 전달된 레이저 빔을 피검체의 목표 지점으로 확산시키도록 구비된 광확산기; 및 상기 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 어레이형 트랜듀서(array-type transducer);를 포함한다.

[0057] 본 발명의 다른 실시예에 따른 광음향 초음파 내시경은 광섬유; 상기 광섬유를 통해 전달된 레이저 빔을 피검체의 목표 지점으로 확산시키도록 구비된 스캐닝 헤드; 및 상기 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 어레이형 트랜듀서(array-type transducer);를 포함하며, 상기 확산된 레이저 빔이 스캐닝 헤드를 빠져나오는 광방출 영역과, 상기 어레이형 트랜듀서의 초음파 센서 영역은 중첩된다.

[0058] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[0059] 상기한 바와 같이 이루어진 본 발명의 일 실시예에 따르면, 선행 시스템들이 갖는 광조명 영역(IA) 및 초음파 스캔 영역(SA) 간의 불일치 문제를 해결하면서, 선행 발명들보다 월등히 높은 광에너지 전달이 가능하여 영상 가능한 최대 깊이를 레이저 조사 규정이 지정한 안전 한계 최대 수준까지 증가시킬 수 있게 된다. 물론 이러한 효과에 의해 본 발명의 범위가 한정되는 것은 아니다.

도면의 간단한 설명

[0060] 도 1은 일 실시예에 따른 어레이 트랜듀서 기반 광음향-초음파 내시경 시스템의 전체적 구성을 개략적으로 나타낸 모식도이다.

도 2는 내시경 프로브의 말단 부위에 대한 외형과 내부 구조를 보여주는 모식도이다.

도 3은 일 실시예에 따른 광확산기 형태와 구성, 그리고 그에 따른 광진행 경로를 예시한 모식도이다.

도 4는 일 실시예에 따른 광확산기 형태를 보여주는 모식도이다.

도 5는 다른 실시예에 따른 광확산기 형태와 그 구성 방법을 보여주는 모식도이다.

도 6은 압전 폴리머 필름과 투명 전극을 바탕으로 구현한 어레이형 트랜듀서의 구조를 일부 영역만 한정하여 보여주는 모식도이다.

도 7은 압전 폴리머 필름과 불투명 전극을 바탕으로 구현한 어레이형 트랜듀서의 구조를 일부 영역만 한정하여 보여주는 모식도이다.

도 8은 어레이 트랜듀서의 각 엘리먼트들로부터 전선을 입출시키는 방식을 보여주는 모식도이다.

도 9는 세라믹 센서를 바탕으로 구현한 투명 어레이 트랜듀서의 구조를 보여주는 모식도이다.

도 10은 스캐닝 헤드 내부에서 어레이 트랜듀서의 전기 신호선 처리 방법을 보여주는 모식도이다.

도 11은 내시경 시술시 프로브와 피검체간의 어쿠스틱 매칭(acoustic matching) 문제를 해결하기 위하여 프로브 끝에 풍선을 설치하는 방법을 보여주는 모식도이다.

도 12 및 도 13은 선행문헌 9 내지 선행문헌 15의 내시경 구조를 개략적으로 나타낸 도면들이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0061] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0062] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도 부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [0063] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용된다.
- [0064] 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0065] 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다.
- [0066] 이하의 실시예에서, 어떠한 구성요소가 다른 구성요소와 “연결된다” 고 할 때, 이는 그 다른 구성요소와 직접적으로 연결되는 것뿐만 아니라, 또 다른 구성요소에 의해 간접적으로 연결되는 경우도 포함한다.
- [0067] 도 1은 일 실시예에 따른 선형 어레이 트랜듀서 기반 광음향-초음파 내시경(이하, 광음향-초음파 내시경) 프로브의 모습과 이를 작동시키기 위한 주변 시스템들, 그리고 그들 간의 상호 연결 관계를 보여주는 시스템 전체에 대한 모식도이다.
- [0068] 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경 시스템은 크게, 말단 삽입부(1100), 앵글레이션부(1200), 삽입 호스부(1300), 기부 손잡이(1400-1, 1400-2), 방향 조종 노브(1500), 악세서리 도구 삽입구(1600), 프로브-콘솔 통신 케이블(1700), 트랜듀서 데이터 케이블(1800), 그리고 유도 광섬유 케이블(1900)로 구성된 내시경 프로브(1000)와, 내시경 프로브 측에 광음향 이미징에 필요한 펄스형 광에너지를 제공하는 레이저 광원부(2000), 그리고 내시경 프로브(1000)를 통제함과 더불어 이로부터 검출된 광음향 및 초음파 신호를 받아들이고 적절히 처리하여 모니터(3000) 등에 제시하는 시스템 콘솔부(4000)를 포함할 수 있다.
- [0069] 앞서 이미 언급하였듯이 본 발명의 핵심 목표는, 현재 임상에서 쓰이고 있는 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식 소화기 진단용 초음파 내시경 프로브의 일반적 형태와 크기를 기본 플랫폼으로 한 상태에서, 종래의 어레이 트랜듀서 기반 광음향 내시경 시스템들이 갖고 있던 프로브 크기 축소 및 영상 깊이 한계 문제를 해결할 수 있는 새로운 형태의 말단 삽입부(1100)의 구성을 개시하는 데에 있다.
- [0070] 바로 이러한 발명 동기로 인해, 본 광음향-초음파 내시경 프로브의 전반적인 외형은 기존의 어레이 트랜듀서 기반 초음파 내시경의 일반적 형태를 따르고 있으나, 그 말단 삽입부(1100)의 내부 구조는 기존 초음파 내시경과는 전혀 다른 새로운 형태로 구현되며, 그 기부 부분에 있어서도 레이저 광원부(2000)로부터 방출되는 레이저 빔을 유도하는 유도 광섬유 케이블(1900) 등 광음향 이미징과 관련된 요소들이 추가된다. 그럼 먼저 도 1을 참조하여 각 부위의 기능과 역할을 간략히 살펴본다.
- [0071] 말단 삽입부(1100)는 광조명부와 초음파 검출부가 내장된 본 발명의 핵심 부위로 실제 내시경 시술시 피검체에 삽입되어 관련 광음향 이미징 절차(process)나 초음파 이미징 절차를 수행하는 부위이다. 우선 이 부위의 크기는, 본 발명이 추구하는 소화기 진단 응용 목표에 따라 그 직경이 1-1.3 cm 사이가 되도록 실시할 수 있으나 이에 제한되는 것은 아니다. 앵글레이션부(1200)는 말단 삽입부(1100)가 좁은 통로를 따라 목표 지점으로 접근해 가는 동안 원활한 방향 전환이 이루어질 수 있도록 하는 기울임(angulation) 또는 굴곡 등의 조향 기능이 내장된 부위이다. 이 지점은 내시경 프로브 기부에 위치한 두 개의 방향 조종 노브(1500-1, 1500-2)에 의해 내시경 호스 축(Y)과 수직인 평면을 따라 X 또는 Z 방향으로 구부러질 수 있다. 삽입 호스부(1300)는 내시경 프로브의 몸체에 해당하는 부위로 물리적으로 유연함은 물론, 가늘고 긴 호스(hose) 형태로 구성되어 좁고 굴곡진 통로를

통해서만 접근할 수 있는 목표 지점에 말단 삽입부(1100)를 효과적으로 삽입할 수 있도록 한다. 직경은 일반적으로 말단 삽입부(1100)와 거의 같은 크기로 1-1.3 cm 사이에 있으며, 길이는 대략 0.8-2 m 범위에 있다. 그 표면은 기존의 비디오 내시경처럼 부드럽고 유연한 성질을 갖는 폴리머가 얇게 코팅되어 있다. 그 내부에는 여러 전선 다발 및 광섬유 등이 지나며, 다수의 부가적 채널이 형성될 수 있다.

[0072] 삽입 호스부(1300)의 기부쪽으로는 시술자가 내시경을 쥐고 조작할 수 있도록 하는 기부 손잡이(1400-1, 1400-2)가 연결되어 있으며, 그 한 옆으로는 악세서리 도구를 삽입할 수 있는 악세서리 도구 삽입구(1600)가 비스듬하게 돌출되어 있다. 이는 일반적으로 2.7 mm 내지 3.8 mm 범위의 직경을 가질 수 있는데, 이를 통해서 여러 종류의 악세서리 도구들을 투입시킬 수 있다. 삽입된 도구들은 삽입 호스부(1300)의 내부를 따라 말단 삽입부(1100) 지점에 형성되어 있는 악세서리 도구 출구(1170, 도 2의 (a) 참조)를 통해 사출될 수 있다.

[0073] 기부 손잡이의 한 측면 부위(가령 1400-2)에는 세 가닥의 케이블이 연결되어 있다. 하나는 레이저 광원부(2000)로부터 방출된 레이저 빔을 전달하는 광섬유가 내장되어 있는 유도 광섬유 케이블(1900)로 광커플링 아답터(1900-1)를 통해 레이저 광원부(2000)와 연결되며, 그 반대쪽 끝은 삽입 호스부(1300) 내부를 따라 배치된 광섬유(1113)와 연결되거나 (도 2의 (b) 참조) 이(1113)와 한 개의 요소로도 구현될 수 있다. 또 하나는 내시경 프로브(1000) 전반을 통제하고, 또 후술될 말단 삽입부(1100) 내에 장착된 초소형 CCD 카메라(1150)가 제공하는 비디오 이미지를 전송하는 역할을 하는, 다수의 전선들이 내장되어 있는 프로브-콘솔 통신 케이블(1700)로서 프로브-콘솔 통신 케이블 아답터(1700-1)를 통하여 시스템 콘솔부(4000)와 연결된다. 그리고 마지막 하나는 후술될 어레이형 트랜듀서(1111)를 통해 검출된 광음향 및 초음파 신호를 전송하는 트랜듀서 데이터 케이블(1800)로 이 역시 트랜듀서 데이터 케이블 아답터(1800-1)를 통해 시스템 콘솔부(4000)와 연결된다.

[0074] 이상 광음향-초음파 내시경 프로브 및 그 주변 핵심 장치들에 대한 구성과 대략적 역할을 설명하였다. 참고로 도 1에 제시한 배치는 일 실시예에 불과하고 또 이해를 돕기 위한 것일 뿐 다른 부수적인 요소들이 별도로 추가될 수 있으며, 경우에 따라서는 제시된 주변 시스템들(2000 또는 4000)이 하나로 통합되어 구현될 수 있다. 물론 이 경우 관련 케이블들(1700, 1800, 1900)도 그에 맞게 변형되어야 하며, 또 이들 역시 하나의 케이블로 모두 통합된 형태로 실시될 수도 있다.

[0075] 전술한 바와 같이, 본 발명의 핵심 목표는 현재 임상에서 쓰이고 있는 어레이 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식 초음파 내시경의 일반적인 외형과 크기, 그리고 2차원 평면 또는 3차원 입체 부채꼴 형태 등과 같은 전통적인 영상 제시 방식을 유지하면서, 기존의 광음향 내시경보다 월등히 향상된 영상 깊이를 제공할 수 있는 보다 진보된 형태의 스캐닝 헤드를 구조를 개시하는데 있다. 도 2의 (a)는 바로 이러한 목적을 충족시키기 위해 도출된 스캐닝 헤드(1110) 및 그 주변에 배치된 주요 구성 요소들을 포함하는 말단 삽입부(1100)에 대한 모식도이며, 도 2의 (b)는 스캐닝 헤드(1110) 내에서 어떻게 광조명부와 초음파 검출부가 구성되는지를 보여주는 3차원 내부 투시도이다.

[0076] 무엇보다도 본 발명에서는 도 2의 (a)에 제시된 것과 같은 스캐닝 헤드(1110)의 외형과 앞서 언급한 대략 1.3 cm×3 cm 크기 내에서 광음향적 방식으로 영상 가능한 깊이를 극대화하기 위해 광확산기(1112)와 광투과성을 갖는 어레이형 트랜듀서(1111)를 핵심 구성으로 하는 스캐닝 헤드(1110)의 내부 구조를 도출하였는데, 도 2의 (b)가 바로 이에 대한 전반적인 개념을 보여주는 모식도에 해당한다. 여기서 어레이형 트랜듀서(1111)의 적어도 일부 영역은 광투과성일 수 있다.

[0077] 그럼 도 2의 (b)의 보다 구체적인 작동 원리를 설명하기에 앞서 도 2의 (a)에 나타난 말단 삽입부(1100)의 주요 구성 요소들과 이들의 역할들을 살펴보도록 한다.

[0078] 앞서 언급하였듯이, 도 2의 (a)는 도 1에 표현된 내시경 프로브의 끝부분에 해당하는 것으로 앵글레이션부(1200)와 연결되고, 스캐닝 헤드(1110)를 포함하는 말단 삽입부(1100) 전체의 모습을 보여준다. 먼저 스캐닝 헤드(1110)는 피검체 내의 목표 지점에 접근하여 레이저 빔을 발사하고 발생된 광음향 신호를 검출하는 부위로 본 발명의 핵심 개념이 적용된 부위이다. 스캐닝 헤드(1110)는 호스 말단 싸개(1130)와 직접 연결된 스캐닝 헤드 지지부(1120)에 의해 움직임 없이 매우 안정적으로 고정되어 있으며, 그의 최말단에는 제1 풍선 고정 마디(1118, 도 2의 (b) 참조)가 배치될 수 있다. 이 제1 풍선 고정 마디(1118)는 호스 말단 싸개(1130)와 스캐닝 헤드 지지부(1120) 사이에 형성된 제2 풍선 고정 마디(1140)와 함께 실제 내시경 시술 시 필요할 수 있는 음향 매칭 풍선(acoustic matching balloon) 장착을 위한 일종의 링 모양의 홈이다. 이의 좀 더 구체적 활용 방법에 대해서는 후술한다.

[0079] 호스 말단 싸개(1130)의 측면에는 경사진 듯 형성된 사면을 따라 초소형 CCD 카메라(1150)가 장착되어 있는데,

이는 실제 임상 시술 시 피검체 내부로 본 내시경 프로브를 삽입하는 과정에서 목표 지점까지 효과적으로 가이드(guiding)할 수 있도록 하는 비디오 영상 정보를 실시간으로 제공하기 위함이다. 또한 이 CCD 카메라(1150) 옆에는 조명 광학 장치(1160)가 설치되어 있어, 비록 목표 지점 주변이 어둡더라도 CCD 카메라(1150)가 사물을 명확하게 식별할 수 있도록 해주는 소정 색깔을 띤 광조명을 제공해 준다.

[0080] 그리고 호스 말단 싸개(1130)의 사면에는 그 중심을 따라 길게 파인 홈이 형성되어 있으며, 그 홈안에는 악세서리 도구 출구(1170)와 바이옵시 니들(biopsy needle) 레버(1180)가 설치되어 있다. 이 바이옵시 니들 레버(1180)는 악세서리 도구 출구(1170)를 통해 사출되어 나오는 바이옵시 니들(미도시) 등의 사출 방향을 조절하기 위한 것으로, 현재 초음파 내시경(EUS) 분야에서 사용되고 있는 FNA (fine needle aspiration) 시술과 유사한 형태의 시술들을 본 발명에 따라 제공되는 광음향-초음파 이중 영상 정보를 바탕으로 시행하기 위함이다. 물론 바이옵시 니들은 도 1에 표현된 악세서리 도구 삽입구(1600)를 통해 삽입된 다음 삽입 호스부(1300)의 내부에 형성된 소정 채널을 따라 진행한 후 도 2의 (a)에 표현된 악세서리 도구 출구(1170)를 통해 사출된다.

[0081] 또한 호스 말단 싸개(1130)의 사면 가장자리에는 본 내시경 프로브의 스캐닝 헤드(1110)를 피검체 내부로 삽입하는 과정에서 초소형 CCD 카메라(1150) 등의 표면에 묻을 수 있는 이물질들을 수시로 세척할 수 있는 물 분사구(1190)가 설치될 수도 있다.

[0082] 이상 도 2의 (a)를 바탕으로 말단 삽입부(1100)의 주요 구성을 설명하였다. 물론 도 2의 (a)에 제시된 구성 요소들은 본 발명을 통해 도출된 주요 결과를 보다 효과적으로 실시하는데 필요한 몇몇 핵심 요소만을 제시한 것일 뿐, 상식적인 수준에서 자명하게 요구되는 시스템 요소들은 경우에 따라 추가되거나 응용 목적에 따라 불필요한 요소들은 배제 혹은 그 위치가 적절히 변경될 수 있다. 가령 말단 호스 말단 싸개(1130)와 스캐닝 헤드 지지부(1120)는 두 개가 아닌 하나의 피스(piece)로 구성될 수 있으며, 조명 광학 장치(1160) 및 초소형 CCD 카메라(1150)의 위치가 바뀔 수도 있고 또 그들의 설치 개수도 증가될 수 있다.

[0083] 이하, 도 2의 (a) 및 도 2의 (b)를 참조하여 본 발명을 통해 도출된 주요 개념이 모두 적용되어 본 발명의 가장 핵심 부위라고 할 수 있는 스캐닝 헤드(1110)의 특징을 더 구체적으로 살펴본다.

[0084] 본 발명에 따른 광음향-초음파 내시경은, 광섬유(1113); 광섬유(1113)를 통해 전달된 레이저 빔을 피검체의 목표 지점으로 확산시키도록 구비된 스캐닝 헤드(1110); 및 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있고, 자체적으로 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파(즉, 광음향파)를 검출하도록 구비된 어레이형 트랜듀서(1111);를 포함하며, 상기 확산된 레이저 빔이 스캐닝 헤드를 빠져나오는 광방출 영역(light emitting area, LEA)과, 상기 어레이형 트랜듀서를 구성하는 다수의 초음파 센서 엘리먼트(element)들이 분포하는 영역, 즉 초음파 센서 영역(ultrasonic sensor area, USA)은 서로 중첩된다.

[0085] 도 2의 (a)를 참조하면, 레이저 빔이 광음향파를 검출하는 어레이형 트랜듀서(1111)를 통과하여 스캐닝 헤드 바깥쪽으로 빠져나와 피검체(미도시)로 조사된다.

[0086] 본 발명의 핵심은 선행 발명들과 달리 레이저 빔이 스캐닝 헤드를 빠져나오는 광방출 영역(LEA)과 어레이 형태로 배치된 다수의 초음파 센서 엘리먼트들의 총 분포 영역, 즉 초음파 센서 영역(USA)이 서로 분리되어 있지 않고 중첩되어 있다는 점에 있으며, 이러한 배치를 통해 선행 발명들이 갖는 광조명 영역(IA)과 초음파 스캔 영역(SA) 간의 불일치 문제와 전달 가능한 에너지 한계 문제를 모두 해결할 수 있게 된다.

[0087] 이하 도 2의 (b)를 참조하여, 제한된 스캐닝 헤드(1110)의 면적(대략 1.5 cm×3 cm 일 수 있다) 이내에서 광방출 면적은 물론 초음파 어레이 트랜듀서의 스캔(span) 영역을 모두 극대화하기 위하여 광확산기(1112)와 어레이형 트랜듀서(1111)를 포함하는 광음향-초음파 내시경을 서술한다.

[0088] 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은, 광섬유(1113); 광섬유(1113)를 통해 전달된 레이저 빔을, 피검체의 목표 지점으로 확산시키도록 구비된 광확산기(1112) 및 확산된 레이저 빔이 통과할 수 있으며, 초음파를 발생시키거나 피검체로부터 발생한 초음파를 검출하도록 구비된 어레이형 트랜듀서(1111)를 포함한다.

[0089] 도 2의 (b)를 참조하면, 광음향 내시경의 삽입 호스부(1300) 및 말단 삽입부(1100) 내부에는 한 가닥 혹은 다수의 가닥들로 이루어진 광섬유(1113)가 배치된다. 레이저 빔은 광섬유(1113)를 통과하여, 스캐닝 헤드 케이싱(1116)의 중심부에 놓인 광확산기(1112)를 통해 어레이형 트랜듀서(1111)가 분포하는 전 영역으로 확산된 다음, 최종적으로 어레이형 트랜듀서(1111)를 통과하여 피검체로 보내진다.

[0090] 레이저 빔이 피검체 표면에 조사되면, 그 즉시 피검체 내부로 확산되고 흡수됨과 동시에 광음향파를 유도하는데, 이때 발생된 광음향파의 일부는 어레이형 트랜듀서(1111) 쪽으로 전파해가 압전 효과로 인해 전기

신호로 변환된다. 즉, 어레이형 트랜듀서(1111)는 압전 원리를 통해 피검체로부터 발생된 광음향파를 검출할 수 있으며, 초음파 영상시에는 자체적으로 초음파를 발생시켜 피검체로 보낼 수 있도록 구비된다. 참고로 레이저 빔이 피검체 내부로 침투시 조직 내부에서의 광자의 분포는 <수학적식 2>와 <수학적식 3>을 바탕으로 대략 유추할 수 있는데, 여기서 선행 발명들에 비해 본 내시경 구조가 갖는 장점이라면, 광에너지가 어레이 트랜듀서 엘리먼트들이 형성하는 초음파 스캔 영역(SA)에 전체에 걸쳐 보다 효과적으로 퍼지게 되어 공간적으로 보다 균일한 강도 분포를 갖는 광음향파를 유도하게 된다는 점이다. 즉 광확산기(1112)로부터 확산된 레이저 빔은, 상기 어레이형 트랜듀서(1111)의 전 영역을 통해 피검체에 전달된다. 전기 신호로 변환된 광음향 신호는 다수의 국지 전선(1119-EW1&2)들을 따라 제1 허브(1115)로 이송되며, 이후 삽입 호스부(1300) 내부를 따라 형성된 전선 다발(1114)을 통해 내시경 프로브를 경유 최종 시스템 콘솔부(4000)로 보내진다. 즉, 언급한 전선 다발(1114)은 도 1에 표현한 트랜듀서 데이터 케이블(1800)과 물리적으로 연결되어 있다. 그런데 여기서 제1 허브(1115)는 스캐닝 헤드(1110) 내에 있는 국지 전선(1119-EW1&EW2)과 삽입 호스부(1300) 내에 있는 전선 다발(1114)을 단순히 전기적으로 연결시켜주기만 하는 일종의 분기점 혹은 연결점 역할을 할 수 있으나, 경우에 따라서는 초단 증폭(pre-amplification) 및 멀티플렉싱(multiplexing) 등과 같은 기능도 포함할 수 있다.

[0091] 본 발명에 따른 광음향-초음파 내시경 시스템은, 어레이형 트랜듀서(1111)를 초음파 검출 소자로 포함하고 있어, 광음향 영상뿐만 아니라 전통적인 초음파 영상을 함께 제공할 수 있다. 초음파 영상 모드가 개시될 경우에는, 시스템 콘솔부(4000)에서 소정의 목적에 따라 이미 맞춰진 위상차를 갖는(phased) 일련의 전기 펄스 신호들이 발생되고, 이 펄스 신호들은 트랜듀서 데이터 케이블(1800) 및 삽입 호스부(1300)를 순차적으로 경유, 최종 어레이형 트랜듀서(1111)로 보내져 초음파 펄스를 발생시킨다. 발생된 초음파 펄스는 피검체쪽으로 진행한 후 일부가 반사되어 어레이형 트랜듀서(1111)에 의해 검출되고, 전술한 순서의 역순으로 시스템 콘솔부(4000)에 보내져 처리된 후, 최종적으로 모니터(3000)를 통해 영상으로 제시된다.

[0092] 이상과 같은 광음향-초음파 영상 시퀀스(sequence)는 선행 문헌 17에 제시한 바와 같이 일정한 시간차를 두고 매우 빠르게 교대로 번갈아 가며 발생할 수 있으며, 그에 따라 얻어진 양측 데이터들은 일정 분량 획득하는 즉시 처리하여 모니터(3000)를 통해 동시에 제시될 수 있다.

[0093] 결론적으로 본 발명에서 어레이형 트랜듀서(1111)는 초음파 펄스의 발사 및 광음향 또는 초음파 신호의 검출이라는 통상적인 음향학적 역할 외에도, 그를 통해 광이 효과적으로 투과할 수 있는 특성을 가져야 한다. 이에 대한 몇 가지 구체적인 구현 방법들은 후술한다.

[0094] 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은, 어레이형 트랜듀서(1111)의 바깥쪽 면의 적어도 일부를 덮으며, 광을 투과시키는 물질을 포함하는 음향 매칭층(1117)을 더 포함할 수 있다.

[0095] 도 2의 (b)를 참조하면, 어레이형 트랜듀서(1111)의 표면은 트랜듀서 표면의 보호 및 피검체와의 음향 매칭(acoustic matching)을 위해 폴리머 계열의 소재로 만들어진 음향 매칭층(1117)으로 코팅될 수 있다. 음향 매칭층(1117)은 광투과성을 가질 수 있으며, 요구되는 음향학적 그리고 광학적 특성상 폴레메틸펜텐(polymethylpentene; TPX) 계열의 소재로 제작되는 것이 바람직하다. TPX는 광이 매우 잘 투과하면서도 낮은 음향 임피던스 값을 갖는 물질이다.

[0096] 광확산기(1112)는 기본적으로 렌즈(lens)나 미러(mirror), 디퓨저(diffuser), 그리고 기타 광소자(optical element)들의 조합으로 이루어질 수 있다. 이하 도 3 내지 도 9를 참조하여 광확산기(1112)의 구체적 실시예 및 어레이형 트랜듀서(1111)의 실시예를 서술한다.

[0097] 일 실시예에 따르면, 확산된 레이저 빔이 어레이형 트랜듀서(1111)를 빠져나오는 광방출 영역(LEA)과, 어레이형 트랜듀서(1111)가 초음파를 센싱하는 초음파 센서 영역(USA)은 중첩된다.

[0098] 광방출 영역(LEA)이란, 어레이형 트랜듀서(1111)의 바깥쪽면 중 레이저 빔 또는 광이 방출되는 면을 의미한다(도 2의 (a) 참조). 광방출 영역(LEA)은 어레이형 트랜듀서(1111)가 배치된 초음파 센서 영역(USA)과 중첩될 수 있다. 즉, 어레이형 트랜듀서(1111)의 바깥쪽면 또는 안쪽면은 광방출 영역(LEA)인 동시에 초음파 센서 영역(USA)이 되는 것이다. 이러한 배치를 통해 선행 발명들이 갖는 광조명 영역과 초음파 검출 영역 간의 불일치 문제와 전달 가능한 에너지 한계 문제가 해결된다.

[0099] 일반적으로 어레이형 광음향 내시경의 경우도 기존의 초음파 내시경처럼 삽입 호스부(1300)를 통해 다수의 채널로 구성된 전선 다발(1114)이 지나게 된다. 이는 곧 광섬유(1113)가 차지할 수 있는 공간도 매우 제한적이라는 의미가 된다. 그러므로 삽입 호스부(1300)의 전체 굵기를 고려하면 기껏해야 5 mm 정도의 직경을 갖는 광섬유(1113)를 통해 광에너지를 전달해야 하는데, 바로 이러한 제한 조건으로 인해 광섬유(1113) 출구 지점에서의 광

플루언스(optical fluence)는 매우 높아질 수 밖에 없다. 또한 광섬유(1113) 자체의 개구수(numerical aperture: NA)를 고려하면 광섬유(1113)를 통해 방출되는 빛은 개구수에 비례하는 만큼 퍼지게 된다. 즉, 빛이 평행하게 방출된다기 보다는 다소 불규칙한 방향으로 진행하는 것이다.

[0100] 이러한 상황과 여러 시스템 요구 조건들 하에서 광섬유를 통해 방출된 레이저 빔을 어레이형 트랜듀서(1111)가 있는 위치까지 최대한 손실 없이 효과적으로 유도하고, 또 어레이형 트랜듀서(1111)가 분포하는 전체 영역에 걸쳐 최대한 고르게 확장시키기 위하여, 소정의 광 확산 또는 광 산란(즉, optically diffusive or scattering) 성질을 갖는 이른바 산란성 광확산기(11120D)가 사용될 수 있다.

[0101] 일 실시예에 따르면, 광확산기는 바깥쪽으로 볼록한 형태를 갖는 부분을 포함할 수 있다.

[0102] 도 3을 참조하면, 광확산기, 또는 산란성 광확산기(11120D)는 마치 알파벳 'D'자와 같이 한 쪽이 볼록한 모양으로 형성되어 어레이형 트랜듀서(1111)의 바로 뒤쪽(-Z 방향으로), 그리고 스캐닝 헤드 케이싱(1116)이 형성하는 공간의 중심부에 배치된다.

[0103] 일 실시예에 따르면, 광확산기(11120D)의 바깥 표면의 적어도 일부 영역은 여러 번의 산란 후 광확산기(11120D)를 떠나는 빛을 광확산기(11120D) 내부로 다시 보내주는 내향성 광반사 코팅층(11120D-RC)을 포함할 수 있다.

[0104] 광확산기(1112) 또는 산란성 광확산기(11120D)는 앞서 언급한 소정의 광 확산성 외에도, 어레이형 트랜듀서(1111) 및 광섬유(1113)와 접하는 면을 제외한 전면이 광 반사 특성을 갖는 물질로 코팅될 수 있는데, 이는 산란성 광확산기(11120D)에 의해 공간적으로 비교적 균일하게 퍼진 광자들 중 목적상 원치 않는 표면(즉, 광방출 영역(LEA)과 직접 인접하지 않은 면들)을 통하여 산란성 광확산기(11120D)를 벗어나려는 광자들을 반사시켜 최대한 어레이형 트랜듀서(1111)가 배치된 쪽으로 보내주기 위함이다 (도 3 우측의 분해도에 표현된 광 진행 경로 참조). 본 발명에서는 이러한 광 반사성 코팅층을 내향성 광반사 코팅층(11120D-RC)이라 명명하며, 이 코팅층(11120D-RC)의 이러한 작용으로 인하여 어레이형 트랜듀서(1111) 쪽으로 방출되는 광자의 수는 훨씬 더 증가하게 된다.

[0105] 즉, 본 발명에서는 내향성 광반사 코팅층(11120D-RC)을 가진 산란성 광확산기(11120D)가 또 다른 중요 시스템 요소들 중 하나라고 할 수 있는데, 이것이 보다 효과적으로 작용하도록 하기 위해서는 그 기부(substrate) 물질이 적절한 광특성(optical properties)을 갖도록 설계해야 한다. 여기서 말하는 광특성은 흡수계수(μ_a : absorption coefficient), 산란계수(μ_s : scattering coefficient), 비등방계수(g : anisotropy factor) 등을 말하며, 일반적으로 조직 광학(tissue optics) 분야에서 산란이나 흡수 성질을 갖는 생체조직 내를 전파해 가는 빛을 모델링할 때 흔히 사용되는 용어이다.

[0106] 일 실시예에 따르면, 광확산기(1112)의 감쇄 산란계수(μ_s' : reduced scattering coefficient) 값은 0.1 cm^{-1} 이상 1.0 cm^{-1} 이하일 수 있다. 즉 예컨대 산란성 광확산기(11120D)의 감쇄 산란계수 값은 $0.67 \pm 0.5 \text{ cm}^{-1}$ 부근의 값을 가질 수 있다. 감쇄 산란 계수는 산란계수 그리고 비등방계수와 $\mu_s' = \mu_s(1-g)$ 의 관계를 갖는 파라미터로, 만약 이 값이 4 cm^{-1} 라 가정하면 이는 광자가 0.25 cm ($=1/4 \text{ cm}^{-1}$)를 이동할 때마다 거의 전 방향(즉, 단위 공간각)에 대해 균등한 확률로 산란 현상을 겪는다는 뜻이다. 본 발명에서 이 감쇄 산란계수에 대해 0.67 cm^{-1} 부근의 값을 제시한 이유는 스캐닝 헤드(1110)의 크기가 대략 직경 1.5 cm , 그리고 길이 3 cm 를 가질 수 있기 때문인 것으로, 이 경우 광섬유(1113)로부터 방출된 광자들은 대략 스캐닝 헤드(1110) 길이(3 cm)의 절반인 1.5 cm 를 진행한 후 전방향으로 거의 균등하게 산란하게 된다. 이는 수송 평균 자유 행로($l_t' = 1/\mu_t' \approx 1/\mu_s'$: transport mean free path)가 1.5 cm 이기 때문이다.

[0107] 일 실시예에 따르면, 광확산기(1112)는 폴리프로필렌(polypropylene)과 같은 플라스틱 수지나 그라운드 글라스(ground glass), 엔지니어드 디퓨저(engineered diffuser) 등을 포함할 수 있다. 광확산기(1112) 또는 산란성 광확산기(11120D)가 갖는 흡수 계수(μ_a) 값의 경우는 현실적으로 완벽히 0일 수는 없으나, 최대한 작은 값을 갖는 것이 바람직한데, 이는 산란성 광확산기(11120D) 자체가 빛을 흡수하여 열로 전환될 수 있기 때문이다. 가령 폴리프로필렌(polypropylene)은 매우 낮은 광 흡수 계수 값을 가지면서도 감쇄 산란 계수 값이 650 nm 파장에서 대략 0.6 cm^{-1} 정도이기 때문에, 본 발명의 일 실시예의 요구 조건에 상당히 가까운 물질 중의 하나이다.

[0108] 이상 예시한 스캐닝 헤드(1110)의 크기(직경: 1.5 cm , 길이: 3 cm)와 감쇄 산란계수 값을 바탕으로 다음과 같은 광자의 흐름과 공간적 분포에 대한 예측이 가능하다. 일단 광섬유(1113) 끝부분에서 방출된 광자들의 대부분은

최초의 진행 방향에 대해 큰 편향 없이 스캐닝 헤드(1110)의 중심부까지 진행한 후 그 중심점에서 전 방향으로 거의 균일하게 산란된다. 이중 어레이형 트랜듀서(1111)가 배치된 방향쪽으로 산란된 광자들은 비록 수 회의 추가 산란을 겪더라도 비교적 큰 무리 없이 어레이형 트랜듀서(1111)와 음향 매칭층(1117)층을 지나 피검체 표면으로 진행한다. 이에 반해 어레이형 트랜듀서(1111)가 배치된 방향과 반대쪽으로 산란된 광자들은, 비록 이들 역시 수 회의 추가 산란을 겪더라도, 궁극적으로는 내향성 광반사 코팅층(11120D-RC)에 의해 어레이형 트랜듀서(1111) 쪽으로 되 튕겨져 진행하게 된다. 물론 실제 상황에서는 광자들이 이보다 더 복잡하고 많은 산란 과정을 통해 진행하겠지만, 대략 이와 같은 과정을 통해 마침내는 피검체 쪽으로 이동하게 된다.

- [0109] 일 실시예에 따르면, 광섬유(1113)는 광확산기(1112)의 안쪽으로 삽입될 수 있다.
- [0110] 도 3의 우측 모식도를 참조하면, 광섬유(1113)의 끝 부분이 산란성 광확산기(11120D)의 내부쪽으로 약간 삽입되어 있다. 이와 같은 구조를 취하는 경우, 광섬유(1113)로부터 방출된 광자들은 좀 더 효과적으로 (또는 보다 높은 확률로) 산란성 광확산기(11120D)의 중심부까지 이동할 수 있다. 만약 도 3의 구조와 달리, 광섬유(1113)의 끝이 산란성 광확산기(11120D)의 표면에 직접 접촉하는 형태로 구현하게 되면, 광섬유(1113)로부터 방출된 광자들의 거의 대부분이 광확산기(11120D)의 표면에서 바로 튕겨져(즉, back-scattered) 광섬유(1113) 내부로 진입하는 문제가 발생할 수도 있기 때문이다.
- [0111] 일 실시예에 따르면, 광확산기(1112)는 빈 공간을 가지고, 광섬유(1113)의 끝지점은 상기 빈 공간 내에 위치할 수 있다.
- [0112] 도 4를 참조하면, 산란성 광확산기(11120D) 내부에, 광섬유(1113)의 끝 부분에서부터 중심부쪽을 향하는 소정의 구간에 원추형 빈 공간(conical cavity, 11120D-CC)이 형성되어 있다. 이와 같은 구조를 통해 광섬유(1113) 출구 바로 앞지점에서 발생하는 광자들의 과도한 후산란(back-scattering)을 상당히 줄일 수 있다. 또 이러한 빈 공간은 반드시 원추형만을 포함하는 것이 아니며, 광섬유(1113)의 끝도 다양한 형태로 구현될 수 있다.
- [0113] 도 5는 산란성 광확산기(11120D) 표면에 내향성 광반사 능력을 구현하는 또 다른 실시 방법을 보여주는 모식도이다.
- [0114] 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은, 광확산기(11120D)의 바깥면을 둘러싸며, 광확산기(11120D)를 통해 확산된 레이저 빔이 방출될 수 있도록 적어도 일부 영역이 개구된(opened) 광반사거울(11120D-M)을 더 포함할 수 있다.
- [0115] 도 5의 우측의 모식도를 참조하면, 산란성 광확산기(11120D)의 바깥쪽에는, 이를 둘러싸는 광반사거울(11120D-M)이 배치될 수 있다. 이 광반사거울(11120D-M)은 산란성 광확산기(11120D)와 비슷하게 바깥쪽으로 볼록한 'D'자 모양 또는 야구 글러브 모양일 수 있다. 광반사거울(11120D-M)의 내부는 비어있고, 안쪽 면에는 광반사 능력이 있는 반사면이 형성된다. 한편, 광반사거울(11120D-M)은 광확산기(1112)를 통해 확산된 레이저 빔이 어레이형 트랜듀서(1111)쪽으로 방출될 수 있도록 적어도 일부 영역이 개구되어 있다. 즉 광섬유(1113)를 통해 전파되는 레이저 빔은 광확산기(1112)를 통과한 후 광반사거울(11120D-M)의 안쪽 면에서 반사되고, 다시 광확산기(1112)의 볼록한 면에 형성된 개구로 빠져나와 어레이형 트랜듀서(1111) 쪽으로 방출된다.
- [0116] 상술한 바와 같이 산란성 광확산기(11120D)는 광섬유(1113)에서 방출되는 레이저 빔을 최대한 균일하면서 에너지 손실 없이 어레이형 트랜듀서(1111) 쪽으로 보내주는 역할을 수행한다. 그러나 산란성 광확산기(11120D)는 차후 언급될 것처럼 전술한 광산란 역할 외에도 어레이형 트랜듀서(1111)를 통과한 일부 음파를 산란시키고 흡수하는 일종의 흡음층 역할도 수행할 수 있다. 또한 산란성 광확산기(11120D)의 형태는 반드시 도면에서처럼 알파벳 'D'자일 필요는 없고 응용 영역에 따라 다양하게 변형될 수 있다. 가령 납작한 원판(disc)이나 얇은 곡면 형태로 어레이형 트랜듀서(1111)의 바로 뒤쪽(-Z 방향)에 배치될 수 있다.
- [0117] 본 발명의 핵심은 광투과 특성을 갖는 어레이형 트랜듀서(1111)를 사용함으로써 광방출 영역(LEA)과 초음파 센서 영역(USA)이 일치하도록 하여, 실제 이들이 분포(span)할 수 있는 총 면적들을 모두 극대화 하는데 있다. 이하 광투과성 어레이형 트랜듀서(1111)의 좀 더 구체적인 구조를 설명한다.
- [0118] 일 실시예에 따르면, 광투과성 어레이형 트랜듀서(1111)는, 소정의 두께를 갖는 압전층, 상기 압전층의 양면에 1차원 또는 2차원 어레이(array) 형태로 배치된 복수 개의 제1전극, 복수 개의 제1전극과 평행하게 배치된 복수 개의 제2전극을 포함할 수 있다. 이때 압전층 제작에 사용될 수 있는 압전 물질로는 폴리머(polymer), 세라믹(ceramic) 또는 단결정(single crystal) 등이 포함될 수 있으며, 이들 압전층은 어레이형 트랜듀서(1111) 내에서 단수 개(즉, single piece)가 연속적인 형태 또는 다수(multiple)가 조각적인 형태로 배치될 수 있다.

- [0119] 도 6의 실시예는 복수 개의 제1전극(1111-ED-Up)과 제2전극(1111-ED-Down) 사이에 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)이 배치되어 있는 경우이다. 즉, 도 6에서는 압전층이 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)인 경우를 예시한 것이다. 이때 폴리머 계열의 압전 물질은 빛을 잘 투과시키는 재질인 것이 바람직한데, 이러한 조건을 만족시키는 압전 물질로는 PVDF(polyvinylidene fluoride)와 이의 공중합체(copolymer)인 P(VDF-TrFE) 등이 있다.
- [0120] 일반적으로 폴리머 계열의 압전 물질은 세라믹 계열보다 전기기계 결합 계수(k : electromechanical coupling coefficient) 값이 상대적으로 낮아 에너지적 관점에서는 효율이 다소 떨어지는 소재로 알려져 있다. 여기서 k 값은 역학적 에너지에서 전기적 에너지로의 변환 효율을 나타내는 것으로, 이 변환 효율이 낮다는 것은 단위(unit) 전기 에너지 입력 대비 최대 영상 가능 깊이가 낮다는 것을 뜻한다. 그러나 단위 물리적 변형에 대해 유도되는 전극 전압 특성에 있어서는 세라믹보다 훨씬 더 우수한 장점이 있는데, 이는 바로 낮은 유전율(ϵ : dielectric permittivity)로 인해 전극에서 유도되는 전하들의 양이 상대적으로 적기 때문인 것으로, 만약 이러한 압전 폴리머로 제작한 어레이형 트랜듀서(1111)와 바로 연결되는 제1허브(1115)에 초단 증폭기(pre-amplifier) 등을 포함시켜, 그의 전기 입력 임피던스를 적절히 조절해 주기만 하면, 세라믹 센서에 버금가는 수준의 감도를 이끌어 낼 수 있다는 것을 의미한다.
- [0121] 그런데 꼭 이러한 장점이 있기 때문이어서가 아니라, 본 발명에 따른 광음향-초음파 내시경은 바로 광음향 영상을 제공할 수 있도록 하는 것이 가장 중요한 목적이기 때문에 때문에 앞서 언급한 낮은 k 값이 그다지 큰 문제가 되지 않는다고 할 수 있다. 왜냐하면 초음파 이미징은 제 1 단계의 전기-압력 변환 과정을 통해 초음파 펄스를 피검체 쪽으로 발사시킨 후, 소정의 시간 차를 두고 반사되어 돌아오는 반사파를 제 2 단계 압력-전기 변환을 통해 검출해야 하는 식의 두 번의 압전 변환이 필요한데 반해, 광음향 이미징 과정에서는 단 한 번의 압력-전기 변환만 필요로 하기 때문이다. 즉, 광음향 이미징에서는 수신(receiving)이라는 단 한 번의 압력-전기 변환만 작용하고, 또 전술한 바와 같이 어떤 광음향 이미징 시스템에서의 최대 영상 깊이는 주로 광조명 파라미터들에 의해 결정되기 때문에, 폴리머 계열 압전 소자의 낮은 k 값이 큰 문제가 되지 않는 것이다.
- [0122] 이러한 전기적 특성 외에도 폴리머 센서는 경제적이면서도, 깨지는 성질 없이 매우 유연하고, 또 그 표면에 전극이나 배선 등과 같은 요소들을 원하는 형태로 패터닝(patterning) 할 수 있다는 추가적 장점들도 있다.
- [0123] 도 6을 다시 참조하면, 어레이형 트랜듀서(1111)는 소정의 두께를 갖는 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)을 기본 웨이퍼(wafer)로 하여, 그 양쪽 표면 상에 각각 배치된 복수 개의 제1전극(1111-ED-Up) 및 제2전극(1111-ED-Down)을 포함할 수 있다. 각각의 제1전극(1111-ED-Up) 및 제2전극(1111-ED-Down)은 평행하게 배치되어, 한 단위(unit)의 초음파 센싱 엘리먼트(ultrasound sensing element)를 형성한다.
- [0124] 상기 전극들(1111-ED)은 1차원 선형(linear) 또는 2차원 평면 어레이(array) 형태로 배치될 수 있다. 즉, 평행한 모양의 전극들(1111-ED)을 Y축 방향을 따라 최소 1열을 형성하고, 원하는 경우 이들을 X축 방향으로 증편시켜 2차원 배열을 형성시킬 수 있다. 물론 이때 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)의 두께는 해당 어레이형 트랜듀서(1111)의 중심 주파수(f_c : center frequency)를 결정하고, 또 그 표면에 형성된 전극의 X 및 Y 방향 폭(width)이 초음파 빔의 수신 각도(beam receiving angle) 및 각 엘리먼트의 감도를 결정하기 때문에 응용 목적에 맞게 적절히 선택되어야 한다.
- [0125] 일 실시예에 따르면, 제1전극(1111-ED-Up) 및 제2전극(1111-ED-Down)은 투명 전극일 수 있다.
- [0126] 만약 언급한 것처럼 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)의 표면에 형성되는 전극(1111-ED)들을 광투명 재질로 구현할 경우에는 전극(1111-ED)들을 통해 레이저 빔이 투과할 수 있어, 제한된 스캐닝 헤드(1110) 크기 내에서 광조명 면적을 최대로 할 수 있다는 장점이 있다. 물론 이 경우, 이들 각각의 전극(1111-ED)들에 전류가 입출입하도록 설치된 전선(1111-EW)들도 광투명성을 갖도록 해야 한다. 이때 전극(1111-ED) 및 전선(1111-EW)은 인듐주석산화물(Indium Tin Oxide; ITO), 인듐아연산화물(Indium Zinc Oxide; IZO), 아연산화물(Zinc Oxide; ZnO), 인듐산화물(Indium Oxide, In_2O_3), 인듐갈륨산화물(Ge-doped In_2O_3 , IGO), 알루미늄-아연산화물(Aluminum-doped Zinc Oxide; AZO)을 포함하는 그룹 중 어느 하나를 포함할 수 있다.
- [0127] 즉 어레이형 트랜듀서(1111)에 포함되는 전선 및 전극들(1111-EW, 1111-ED) 그리고 압전 폴리머 필름(1111-Piezo)은 모두 투명한 재질 또는 빛을 투과하는 재질로 이루어져 있으므로, 광확산기(1112)를 통해 확산된 레이저 빔은 어레이형 트랜듀서(1111)가 스캔(span)하는 전 영역을 통하여 피검체에 조사된다.
- [0128] 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은, 검출된 초음파 신호를 처리하는 시스템 콘솔부(4000)를 더

포함하고, 시스템 콘솔부(4000)는 투명 전극인 제1전극(1111-ED-Up) 및 제2전극(1111-ED-Down)에서 발생한 광음향파로 인한 이미징 상의 아티팩트(artifact)를 제거할 수 있다.

[0129] 제1전극(1111-ED-Up) 및 제2전극(1111-ED-Down)이 투명 전극일 경우, 비록 미미하지만 완벽히 제로(0)가 아닌 광흡수 계수값을 갖는 투명 전극이 레이저 빔을 일부 흡수하면서 자체적으로 광음향파를 발생시킬 수도 있다. 사실 이와 같이 투명 전극에서 발생된 광음향파는, 같은 시점에 피검체 내부에서 발생한, 즉 신호로써 궁극적으로 검출하고자 하는 광음향파와 섞여(mixed), 차후 획득된 이미지상에서 일종의 아티팩트(artifact)로 나타날 수도 있는 바람직하지 않은 현상이다.

[0130] 만약 이러한 아티팩트 문제가 결코 무시될 수 없는 상황이라면, 사전에 이들이 광음향 이미지상에 어떠한 양상으로 포함되는지를 면밀히 분석하여, 본 내시경 시스템이 함께 제공할 수 있는 초음파 영상 정보를 바탕으로 적절히 디콘볼루션(deconvolution)하여 제거시킬 수도 있다. 실제 이와 같은 식으로 필터링이 가능한 이유는, 레이저 빔이 투명 전극을 지날 때 투명 전극에서 발생한 광음향파가 피검체로부터 반사되어 돌아온 후 트랜듀서(1111)에 의해 검출된 신호가, 특정 형태의 초음파 이미징 모드에 따라 검출되는 (가령 모든 트랜듀서 엘리먼트들을 동시에 여기시키는) 초음파 펄스-에코(pulse-echo) 신호와 매우 흡사하기 때문이다. 그러므로, 선행문헌 17에 제시한 바와 같이, 얻고자 하는 광음향 영상 프레임을 연속적으로 획득하는 과정에서, 시간적으로 그 사이 사이에 언급한 형태의 초음파 이미징 모드를 삽입 실시하면, 그 정보를 차후 진행되는 이미지 처리 과정상에서 일종의 디콘볼루션(deconvolution)용 데이터로 사용할 수도 있는 것이다.

[0131] 일 실시예에 따른 광음향-초음파 내시경은, 광확산기(1112)와 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer) 사이에 배치되는 투명 배킹층(1111-B, backing layer)을 더 포함할 수 있다. 즉, 도 6을 기준으로 배킹층(1111-B)은 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)의 아래쪽, 즉 스캐닝 헤드 안쪽 방향(-Z)에 배치되는데, 이 때 배킹층(1111-B) 역시 투명하여 레이저 빔이 통과할 수 있게 된다. 여기서 배킹층(1111-B)이란 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)과 소정의 음향 임피던스 차이를 가져, 어레이형 트랜듀서(1111)의 수신 감도 성능을 향상시키는 물론, 어레이형 트랜듀서(1111)에 의해 전기 신호로써 완벽히 검출되지 않은 일부 광음향 또는 초음파 신호를 흡수하는 일종의 흡음층 역할도 함께 수행할 수 있는 층을 말한다.

[0132] 또 다른 실시예에 따르면 배킹층(1111-B)은 광확산기(1112)와 일체로 구현될 수 있다. 즉 이 경우 광확산기(1112) 자체가 배킹층 및 흡음층으로도 기능할 수 있게 되는 것이다. 예컨대 이러한 특성을 갖는 광확산기(11120D)는 어떠한 기부(substrate) 역할을 하는 광확산 물질 속에 실리카(silica) 입자나 에폭시(epoxy) 등과 같은 음향 산란제 및 흡수제(acoustic scatterer or absorber)를 포함시켜 구현될 수 있다.

[0133] 또 다른 실시예에 따르면 배킹층(1111-B)은 도 3에 제시한 내향성 광반사 코팅층(11120D-RC)이나 도 5에 제시한 광반사거울(11120D-M) 뒤쪽(즉, -Z 방향)에 얇은 층상 형태로 배치될 수 있다. 이 경우 배킹층(1111-B)은 음향학적으로 배킹(backing) 역할보다 흡음층으로서 기능하게 된다.

[0134] 일 실시예에 따르면, 복수 개의 제1전극(1111-ED-Up) 및 복수 개의 제2전극(1111-ED-Down)은 불투명 전극을 포함할 수 있다.

[0135] 도 7을 참조하면, 전극(1111-ED)은 불투명할 수 있다. 이 경우에는, 각각의 제1전극(1111-ED-Up) 및 각각의 제2전극(1111-ED-Down)의 간격을 넓혀 그 사이사이로 레이저 빔이 투과할 수 있는 경로를 확보할 수 있다. 즉, 전극(1111-ED)들 자체는 불투명하더라도 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)은 여전히 투명하므로, 전극이 형성되지 않은 부위로 레이저 빔이 투과할 수 있어 어레이형 트랜듀서(1111) 전체 면적 대비 부분적인 광투과 효과를 달성할 수 있다.

[0136] 물론 이 경우 불투명 전극들로 인해 그들이 차지하는 면적만큼 유효 광방출 면적이 줄어드는 것이 사실이다. 그러나 이 경우도 여전히 상당한 양의 에너지를 전달할 수 있는데, 가령 도 7과 같이 도 6에 도시된 전극들 중 절반에 해당하는 숫자만큼을 불투명 전극으로 대체한다 가정할 경우에도, 그렇지 않을 경우 대비 대략 절반 정도의 에너지를 통과시킬 수 있다.

[0137] 그리고 물론 이러한 광방출 면적의 손실 외에도 초음파 검출 면적의 손실로 인한 측면 분해능 등의 성능 저하를 염려할 수도 있다. 그러나 도 7의 실시예에 있어서도, 도 6 대비 전체 초음파 엘리먼트들이 스캔(span)하는 범위가 줄어드는 것은 아니므로 (즉 엘리먼트들 전체가 스캔하여 형성하는 피검체에 대한 총 시야각(view angle)은 여전히 같음), 측면 분해능 등이 현저하게 저하되는 것은 아니다.

[0138] 일 실시예에 따르면, 제2전극(1111-ED-Down) 및 광확산기(1112) 사이에는 광반사층(1111-Reflector)이 배치될 수 있다. 전극(1111-ED)들이 불투명 전극을 포함하는 경우에는 제2전극(1111-ED-Down)들 바로 밑(즉, -Z 방향)

에 광반사층(1111-Reflector)이 추가로 배치될 수 있다. 이 경우, 광반사층(1111-Reflector)은 레이저 빔이 전극(1111-ED)들 내부로 진입 또는 투과하지 못하게 한다. 만약 이러한 광반사층(1111-Reflector)이 없는 경우, 전극들의 불투명 성질로 인해 일부 레이저 빔이 이들에 흡수될 수 있는데, 이 경우 차후 음향 잡음으로 작용하는 불필요한 광음향파가 발생할 수 있다. 그러므로 도 7에 제시한 바와 같이 제2전극(1111-ED-Down)들 바로 밑에 광반사층(1111-Reflector)을 형성시키면, 언급한 문제를 근본적으로 방지할 수 있을뿐더러 광반사층(1111-Reflector)으로 접근하는 레이저 빔을 광확산기(1112) 쪽으로 되돌려 보내 결과적으로 재활용할 수 있게 된다는 장점이 있다.

[0139] 이상과 같이 도 6 및 도 7에 예시한 어레이형 트랜듀서(1111)는 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer) 표면에, 다수의 전극을 배치함으로써 초음파 어레이 엘리먼트들을 구현하는 방식이라고 할 수 있다. 즉, 웨이퍼 역할을 하는 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer) 자체는 스캐닝 헤드가 확장한 영역 전체에 걸쳐 연속적으로 이어져 있지만, 그 표면에 형성된 각각의 전극(1111-ED)들은 소정의 면적을 갖도록 형성되어 있어 그들의 집합이 하나의 어레이 형태의 트랜듀서로 작용할 수 있게 된다.

[0140] 그런데 여기서 중요한 사실은, 오직 한 쌍의 평행판 모양의 전극들(1111-ED)이 서로 마주보며 배치된 지점에서만 트랜듀서 엘리먼트(element)로서 작용한다는 점인데, 바로 이러한 이유 때문에 각 엘리먼트들로부터 나오는 전선들은 신중히 배치되어야 한다.

[0141] 도 8은 바로 이러한 부분에 대한 것으로, 각 엘리먼트들에 연결되는 신호 입출입 선의 몇 가지 배치 방법을 예시한다. 비록 다양한 형태를 예시하였으나, 그 핵심은 압전 폴리머 필름(1111-Piezo-Polymer)을 기준으로 제1전극(1111-ED-Up)에 연결되는 전선(1111-EW-Up)과 제2전극(1111-ED-Down)에 연결되는 전선(1111-EW-Down) 간에 겹침이 없어야 한다는 점이다.

[0142] 이상 압전 폴리머 필름을 사용하여 광투명성 어레이형 트랜듀서(1111)를 구현하는 방법을 설명하였다. 한편, 어레이형 트랜듀서(1111)의 압전층은 현재 초음파 영상 기기에서 많이 사용되고 있는 세라믹(ceramic)이나 단결정(single crystal) 계열의 압전 소재를 사용하여서도 구현될 수 있다. 현재 초음파 이미징 분야에서 많이 활용되면서, 세라믹 계열에 속하는 대표적인 압전 물질로는 PZT(lead zirconate titanate) 등이 있으며, 단결정에 속하는 압전 물질로는 LiNbO₃(lithium niobate), PMN-PT (lead magnesium niobate-lead titanate) 등이 있다.

[0143] 일반적으로 이러한 결정(crystal) 계열의 압전 소재들은 폴리머 계열의 압전 소재처럼 광투과성이나 유연성이 높지 않아, 앞서 설명한 압전 폴리머 필름만큼 그리 간단하게 어레이 소자를 형성할 수는 없다. 하지만 이들의 경우도 일단 각각의 엘리먼트들을 여러 미세 가공 기술들을 적용하여 1차적으로 제작한 다음 이들을 소정의 간격을 따라 병렬로 배치시킴으로써 어레이형 트랜듀서를 형성시킬 수 있다 (각각의 트랜듀서 엘리먼트를 제작하는 방법은 이미 보편화되어 있어 본 명세서에서는 자세한 설명을 생략한다.)

[0144] 도 9는 이러한 방법에 따라 형성된 광투과성 어레이형 트랜듀서(1111)의 구조를 보여준다. 도 9를 참조하면, 전술한 바와 같이 압전 성질을 갖는 결정(1111-Piezo-Crys)의 양쪽 표면에 전극(1111-ED)과 전선(1111-EW, 미도시)을 이미 갖춘, 즉 1차적으로 가공된, 다수의 트랜듀서 엘리먼트(1111-Crystal-Xducer-Ele)들이 광투과성을 갖는 배킹층(1111-B) 위에 소정의 간격을 따라 배치됨으로써 전체 어레이형 트랜듀서(1111)를 형성하고 있다. 즉, 이 경우도 레이저 빔은 도 7의 실시예처럼 모든 엘리먼트들 사이 사이로 방출된다. 이때 트랜듀서 엘리먼트(1111-Crystal-Xducer-Ele)들 간의 틈(Gap)은 앞서 언급한 바 있는 TPX 계열의 물질 등을 이용하여, 음향 매칭층(1117) 형성 시 이 층과 함께 일괄적으로 메우거나 이와는 다른 별도의 재질로 메울 수 있다. 물론 어떠한 방법을 선택하든 이 틈(Gap)을 채우는 물질은 광투명성을 가지는 것이 바람직하다.

[0145] 또한 이 실시예에 있어서도, 도 7에서와 같이, 제2전극(1111-ED-Down)들 바로 밑(즉, -Z 방향)에 광반사층(1111-Reflector)이 배치될 수 있다. 이 경우 레이저 빔이 전극들 내부로 진입 또는 투과하지 못하게 된다.

[0146] 한편 이 실시예에 있어서도 배킹층(1111-B)은 흡음체라는 1차적 역할 외에도 트랜듀서 엘리먼트(1111-Crystal-Xducer-Ele)들을 고정하는 기부(substrate)로서의 역할도 담당한다. 이외에도 압전 결정(1111-Piezo-Crys)들과 적당한 음향 임피던스 차이를 가짐으로써 트랜듀서 엘리먼트(1111-Crystal-Xducer-Ele)들이 최대의 감도 성능을 발휘할 수 있도록 한다.

[0147] 한편, 배킹층(1111-B)은 광확산기(1112)와 일체로 구현될 수 있다. 즉 광확산기(1112) 자체가 배킹층 및 흡음층으로도 기능할 수 있다. 이 경우에는 각 트랜듀서 엘리먼트(1111-Crystal-Xducer-Ele)들이 산란성 광확산기(1112OD)의 표면에 직접 부착된다.

- [0148] 이상 광투명성 어레이형 트랜듀서(1111)의 구현 방법에 대하여 설명하였다. 이하 어레이형 트랜듀서에 연결된 전기 신호선의 처리 방법에 대해 설명한다.

[0149] 도 10은 투명 어레이형 트랜듀서(1111)로부터 나오는 전기 신호선을 처리하는 방법을 보여주는 모식도이다. 도 10의 (a) 처럼 렌즈와 미러 등으로만 구성된 단순 광확산기(1112)를 사용할 경우든, 도 10의 (b) 처럼 일정 크기의 부피를 갖는 산란성 광확산기(11120D)를 적용할 경우든, 투명 어레이형 트랜듀서(1111)로부터 나오는 몇몇 혹은 다수의 국지 전선(1119-EW1&EW2, 1119-EWB)들은 광확산기(1112)의 광출구를 가리지 않도록 그 주변, 그리고 스캐닝 헤드 케이싱(1116) 바로 안쪽 공간을 따라 배치시켜 제1 허브(1115)로 연결 시키는 것이 바람직하다.

[0150] 도 11은 내시경 시술시 프로브와 피검체간의 어쿠스틱 매칭(acoustic matching) 문제를 해결하기 위하여 프로브 끝에 풍선을 설치하는 방법을 보여주는 모식도이다. 본 광음향 내시경 역시 기존의 초음파 내시경처럼 초음파를 매개로하여 신호를 획득하는 바, 현재 임상에서 쓰이고 있는 풍선 접촉(balloon contact) 방법을 적용할 수 있다. 이를 위해 스캐닝 헤드(1110) 전체를 풍선(5000)으로 감싸고, 스캐닝 헤드 지지부(1120) 또는 호스 말단 싸개(1130)와 스캐닝 헤드 지지부(1120) 사이에 있는 제2 풍선 고정 마디(1140) 부근에 형성된 매우 작은 유체 주입 구멍(1120-1)을 통하여 풍선에 물을 주입할 수 있다.

[0151] 이상 본 발명이 제시한 내시경 시스템을 이용하여 광음향 및 초음파의 2차원 또는 3차원 단층 영상 정보를 얻는 방법을 설명하였다. 그러나 경우에 따라서는 이들 중 일부 영상 정보만(즉, 광음향 영상)을 얻는 시스템 형식으로도 구현될 수 있다. 그리고 도 1에 나타난 여러 세부 시스템 요소들의 구성과 배치에 있어서는, 필요에 따라 몇몇 요소들을 하나의 물리적 단위로 통합시켜 구현할 수 있으며, 그들 안에 있는 세부 요소들의 공간적 위치도 적절히 바꿀 수 있다. 가령 레이저 광원부(2000)와 시스템 콘솔부(4000)를 일체형으로 만들 수 있으며, 내시경 프로브 기부에 연결된 여러 케이블(1700, 1800, 1900)들도 하나로 통합시킬 수 있다.

[0152] 본 발명에서는 그간 선행 발명들이 갖는 낮은 영상 깊이 문제와 광방출 및 초음파 센싱 영역 간의 불일치 문제를 해결할 수 있는 구체적인 방법과 또 이를 실구현할 수 있는 몇몇 실시예를 함께 제시하였다.

[0153] 일반적으로 소화기 내시경 분야에서 어레이형 트랜듀서 기반 측면 스캔 방식을 적용하는 이유는 고심도 영상 능력을 추구하고자 하기 위한 것인데, 선행 발명에서는 전술한 문제로 인해 이러한 성능이 매우 미흡하였다. 이에 반해 본 발명에서는 광확산기(1112)와 광투명성 어레이형 트랜듀서(1111)의 개념을 적용함으로써 이상의 문제들을 모두 해결하였음은 물론 기존의 어레이형 트랜듀서 기반 광음향 내시경 시스템들에서 언급한 바 없는, 매우 구체적인 소화기 내시경으로의 응용 방법을 제시하였다.

[0154] 본 발명에서, "제한된 프로브의 크기 내에서 고심도 영상 도달"이라는, 광음향 내시경 분야 최대의 기술적 난제에 대한 효과적인 해결책을 찾을 수 있었던 가장 큰 이유는 광투과성 어레이형 트랜듀서(1111)를 이용하여 광출구 영역(LEA)과 초음파 센서 영역(USA)을 일치시켰기 때문이다. 또한 이와 같이 광출구와 초음파 센서의 분포 영역을 하나로 통합시킴으로써 선행 발명들이 갖는 광조명 영역(IA)과 초음파 스캔 영역(SA)간의 불일치 문제도 동시에 해결할 수 있다.

[0155] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

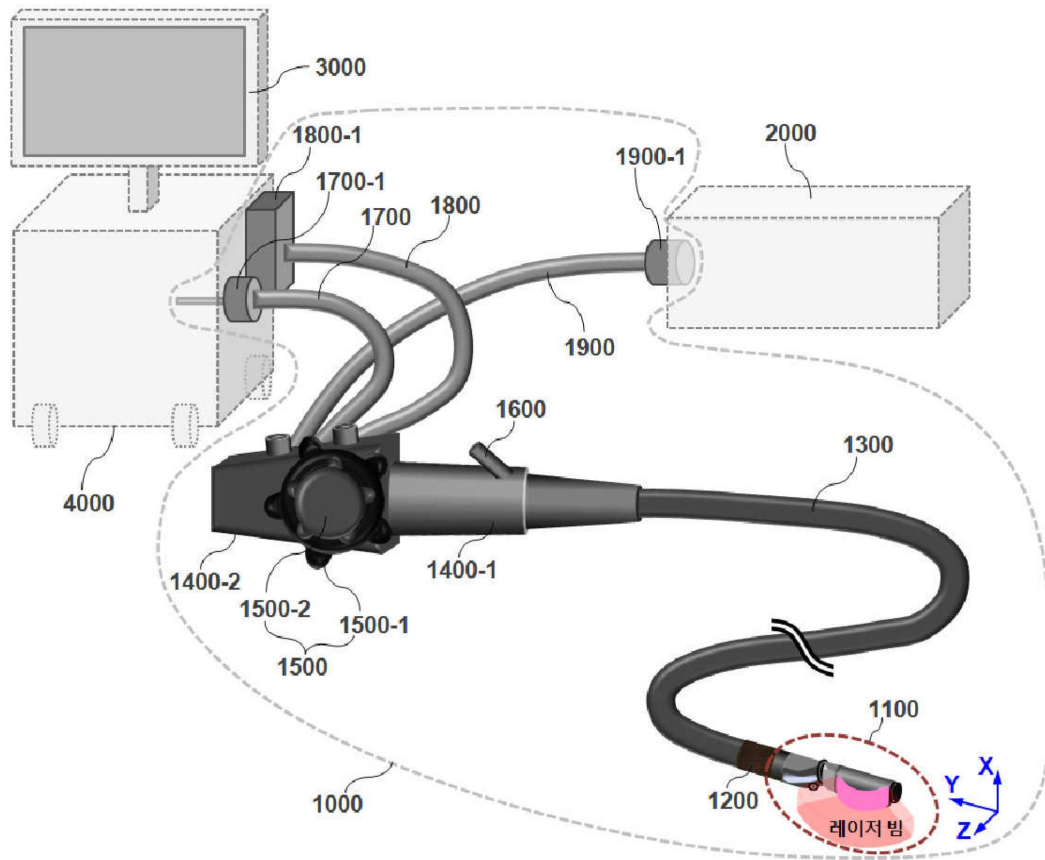
부호의 설명

- [0156]
- | | |
|-------------------------------|--------------|
| 1000: 내시경 프로브 | |
| 1100: 말단 삽입부 | 1110: 스캐닝 헤드 |
| 1111: 어레이형 트랜듀서 | 1111-B: 배킹층 |
| 1111-Piezo-Polymer: 압전 폴리머 필름 | |
| 1111-ED: 전극 | |
| 1111-ED-UP: 제1전극 | |
| 1111-ED-Down: 제2전극 | |
| 1111-EW: 전선 | |

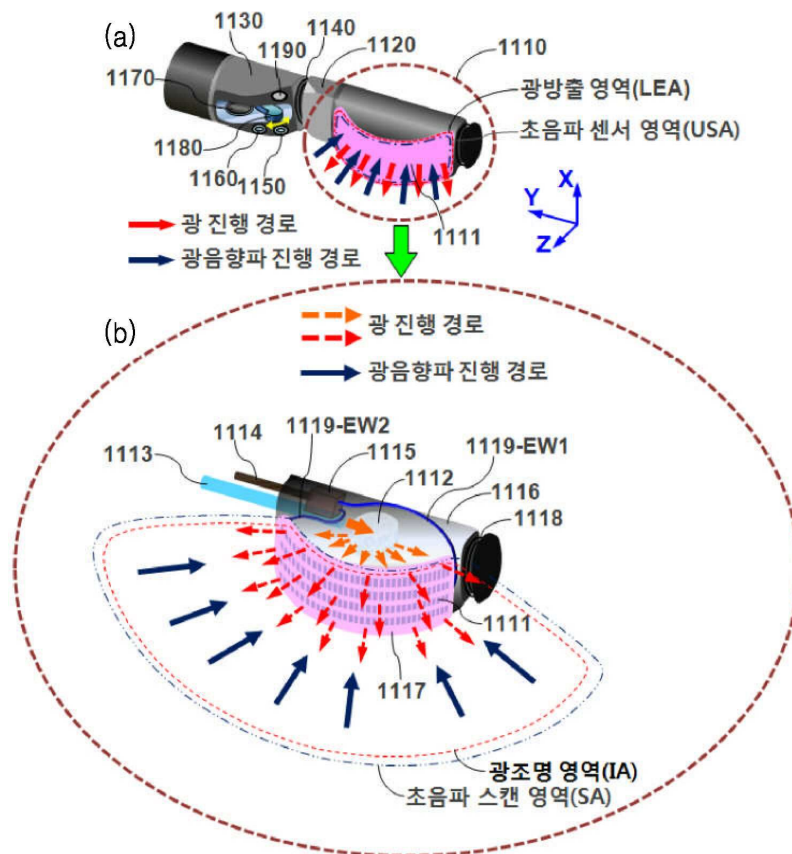
1111-Piezo-Crys: 결정
 1111-Reflector: 광반사층
 1111-Crystal-Xducer-Ele: 트랜듀서 엘리먼트
 1112: 광확산기
 11120D: 산란성 광확산기
 11120D-RC: 내향성 광반사 코팅층
 11120D-CC: 원추형 빈 공간
 11120D-M: 광반사거울
 1113: 광섬유
 1114: 전선 다발
 1115: 제1 허브
 1116: 스캐닝 헤드 케이싱
 1117: 음향 매칭층
 1118: 제1 풍선 고정 마디
 1119-EW1 & EW2, 1119-EWB: 국지 전선
 1120: 스캐닝 헤드 지지부
 1120-1: 유체 주입 구멍
 1130: 호스 말단 싸개
 1140: 제2 풍선 고정 마디
 1150: 초소형 CCD 카메라
 1160: 조명 광학 장치
 1170: 악세서리 도구 출구
 1180: 바이오피 니들 레버
 1190: 물 분사구
 1200: 앵글레이션부
 1300: 삽입 호스부
 1400-1, 1400-2: 기부 손잡이
 1500: 방향 조종 노브
 1500-1 & 1500-2: X-/Z-방향 조종 노브
 1600: 악세서리 도구 삽입구
 1700: 프로브-콘솔 통신 케이블
 1700-1: 프로브-콘솔 통신 케이블 아답터
 1800: 트랜듀서 데이터 케이블
 1800-1: 트랜듀서 데이터 케이블 아답터
 1900: 유도 광섬유 케이블
 1900-1: 광커플링 아답터
 2000: 레이저 광원부
 3000: 모니터
 4000: 시스템 콘솔부
 5000: 풍선

도면

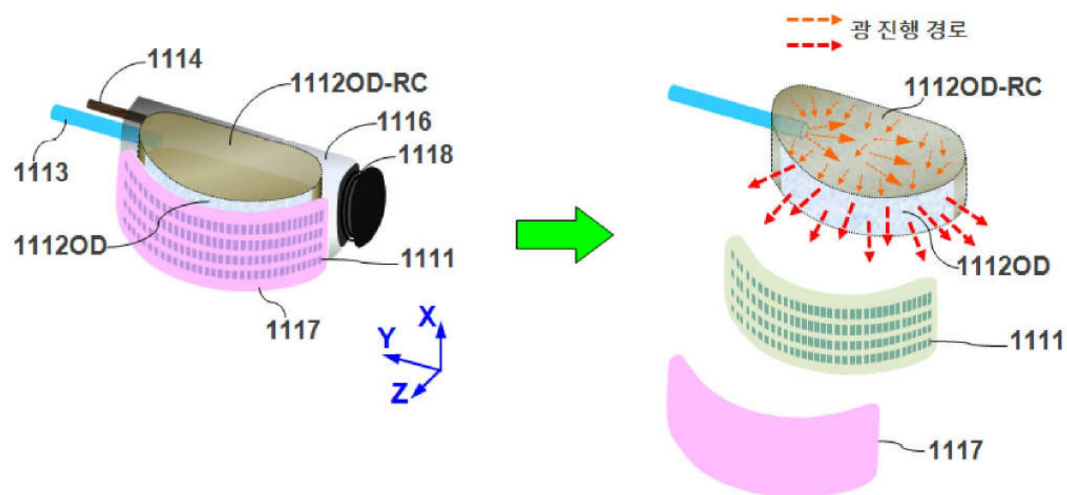
도면1



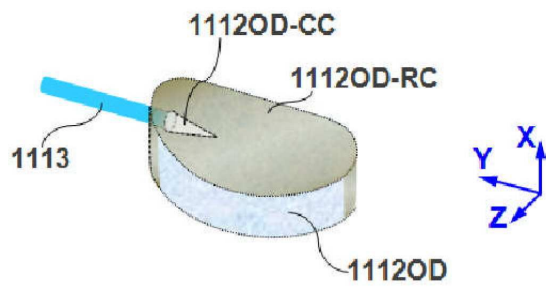
도면2



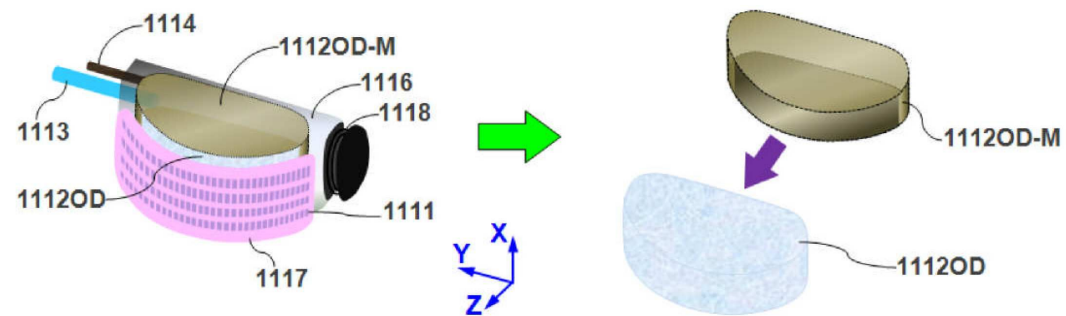
도면3



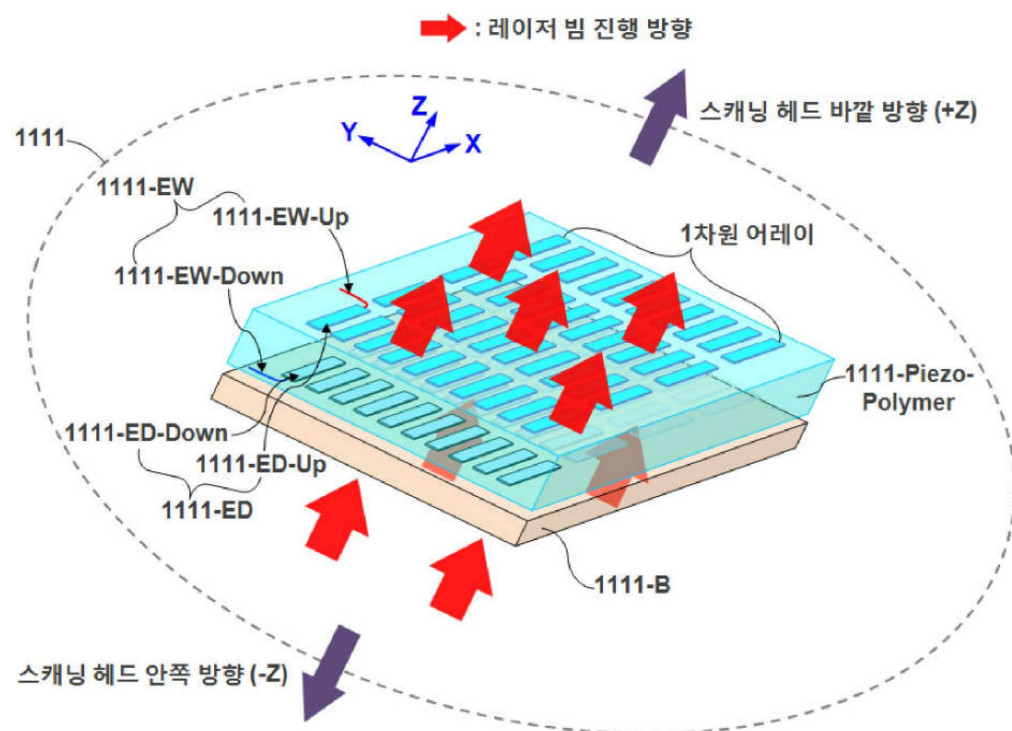
도면4



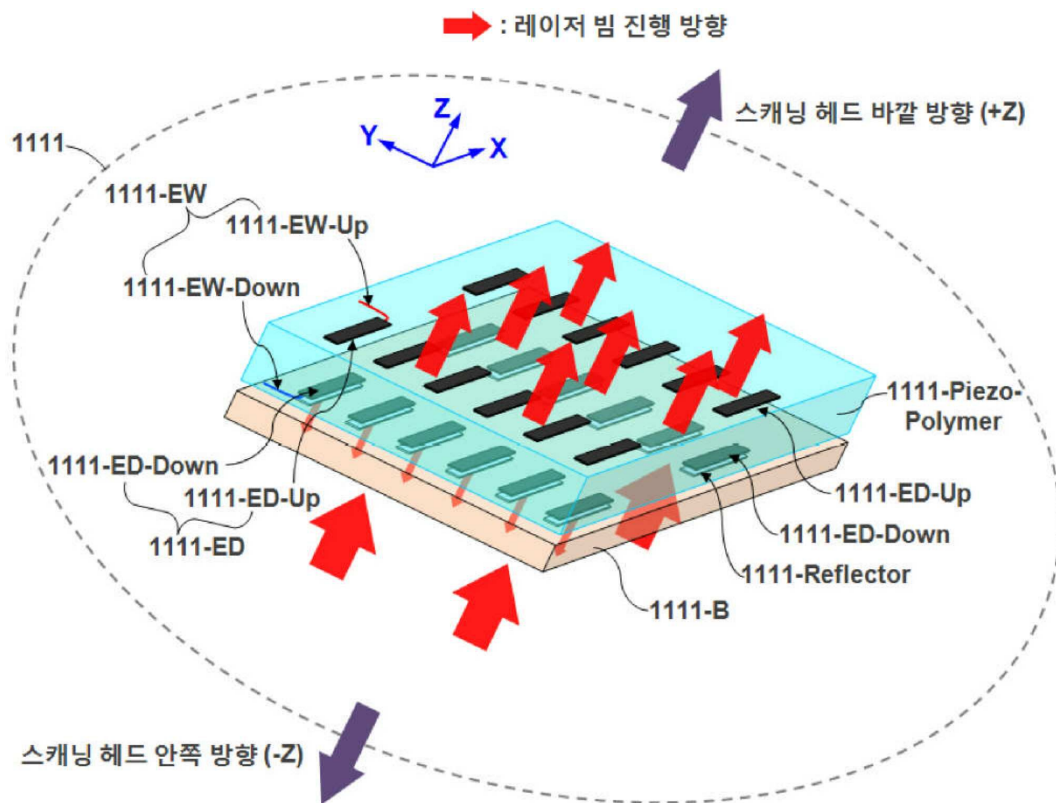
도면5



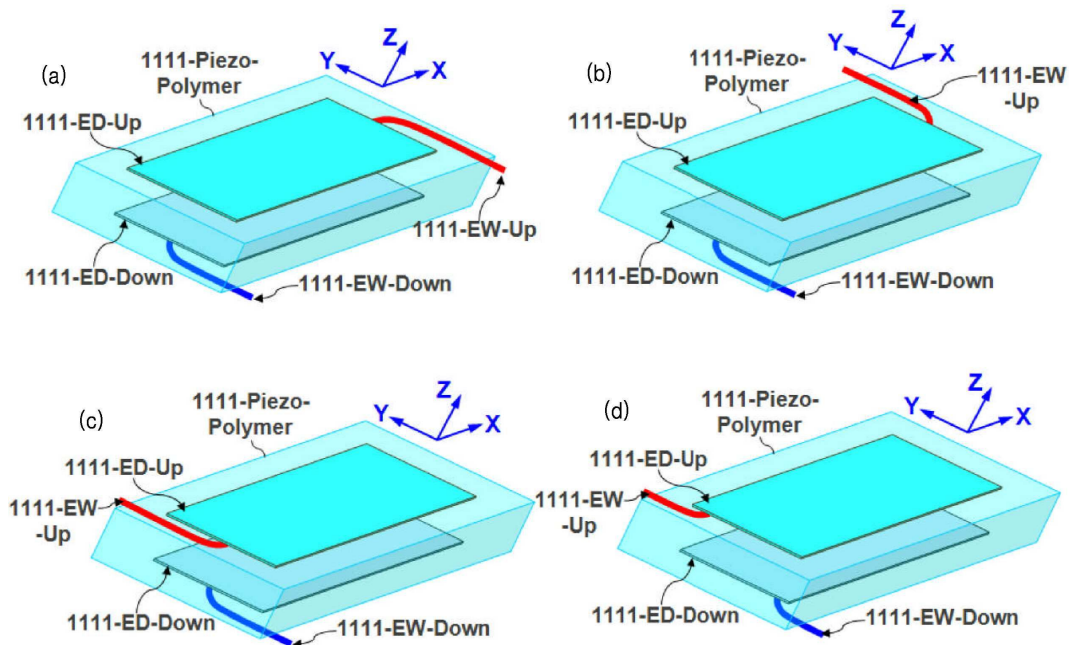
도면6



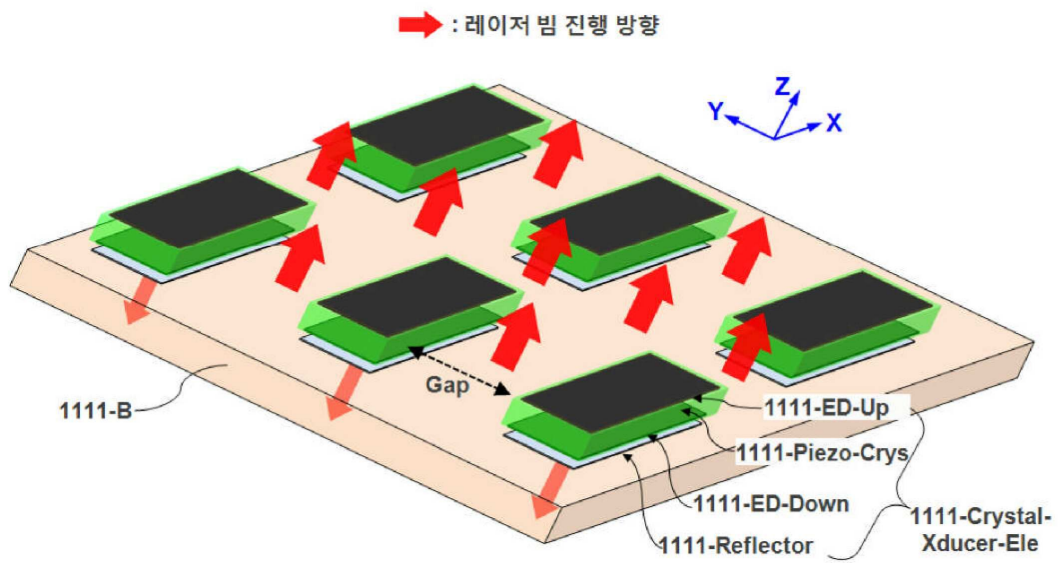
도면7



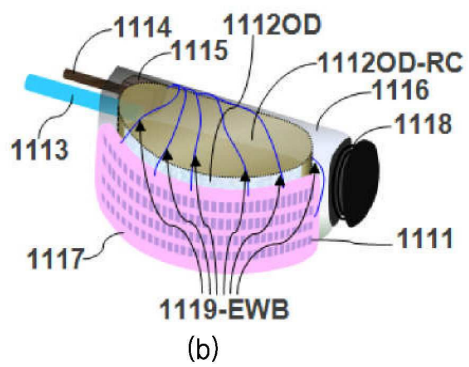
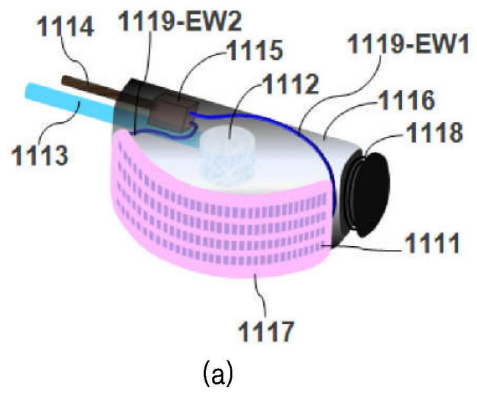
도면8



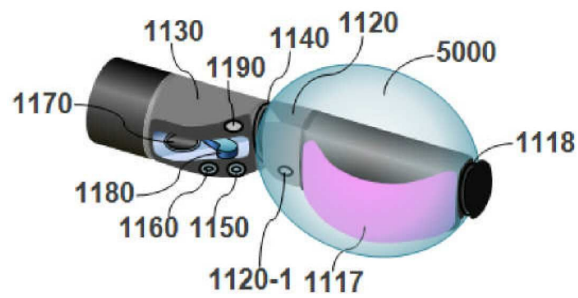
도면9



도면10

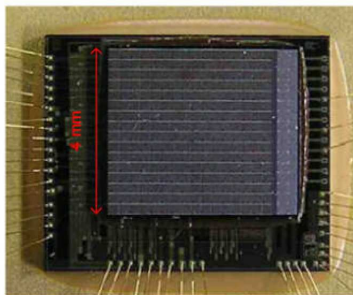


도면11

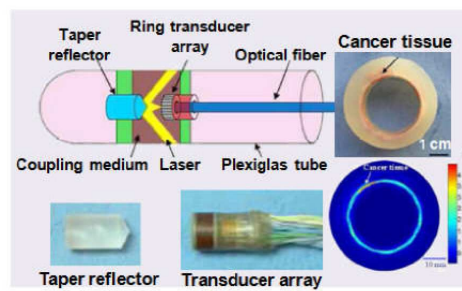


도면12

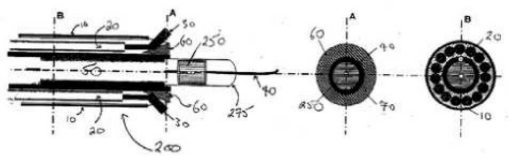
선행문헌 9



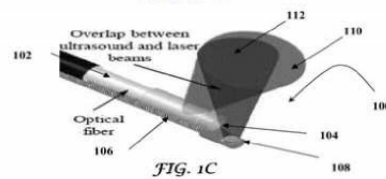
선행문헌 10



선행문헌 11

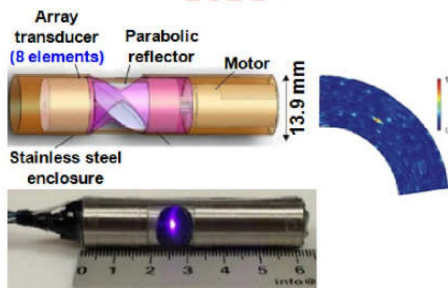


선행문헌 12

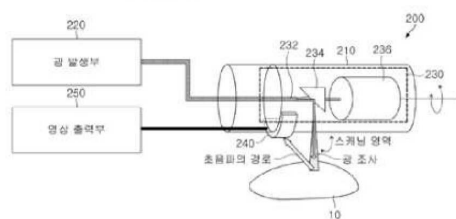


도면13

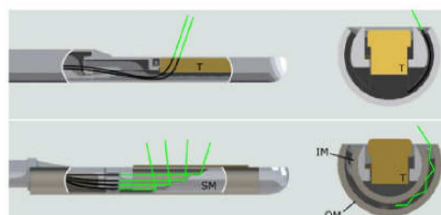
선행문헌 13



선행문헌 14



선행문헌 15



专利名称(译)	基于阵列换能器的侧扫声光 - 超声内窥镜系统		
公开(公告)号	KR101994937B1	公开(公告)日	2019-07-01
申请号	KR1020170020710	申请日	2017-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	UNISTULSAN NAT INST SCI & TECH의 科学技术研究院蔚山		
申请(专利权)人(译)	科学技术研究院蔚山		
当前申请(专利权)人(译)	科学技术研究院蔚山		
[标]发明人	양준모 김채운		
发明人	양준모 김채운		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B5/0095 A61B8/4477 A61B8/4416 A61B5/0062 A61B5/0073 A61B5/0084 A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5269		
其他公开文献	KR1020180094425A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光声-超声波 (即双模) 内窥镜包括：光纤；光扩散器，其配置为将通过光纤传送的激光束扩散到要检查的对象的目标点；阵列换能器，扩散的激光束穿过该阵列换能器，并且构造成产生超声波或检测在被检查物体中产生的超声波。

