



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년07월08일
 (11) 등록번호 10-1638019
 (24) 등록일자 2016년07월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 8/13 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 A61B 8/08 (2006.01) A61N 5/06 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 8/13 (2013.01)
 A61B 5/0059 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2015-0120041
 (22) 출원일자 2015년08월26일
 심사청구일자 2015년10월08일
 (56) 선행기술조사문헌
 US20140081102 A1
 KR1020090059498 A

(73) 특허권자
 광주과학기술원
 광주광역시 북구 첨단과기로 123 (오룡동)
 (72) 발명자
 함병승
 광주광역시 북구 첨단과기로 123(오룡동) 광주과
 학기술원 정보통신공학부
 (74) 대리인
 한상민, 김지원, 심성렬

전체 청구항 수 : 총 22 항

심사관 : 박승배

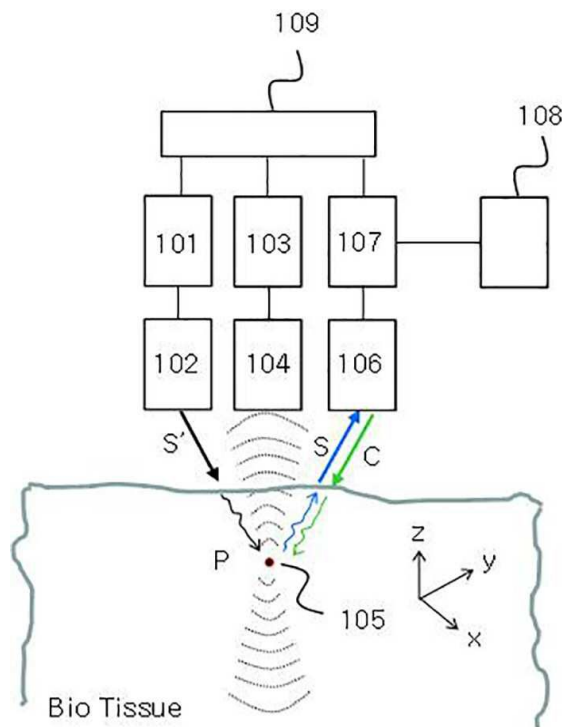
(54) 발명의 명칭 **느린빛과 비축된 위상결레에 기초한 실시간 비침습 생체심부 광 이미징 장치, 광 역학 치료 장치, 광 이미징 방법 및 광 역학 치료 방법**

(57) 요약

본 발명은 전술한 바와 같은 기술적 과제를 해결하기 위한 것으로서, 기존 광영상에 있어 생체 광영상의 얇은 심도문제를 느린 빛과 비축된 위상결레라는 양자광학 현상으로 극복하여 초음파 변조 광신호의 신호 대 잡음비율을 획기적으로 증대함은 물론 위상결레파의 느린 빛 증폭을 통해 의료광영상은 물론 의료 광 역학 치료에 직접 적용

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



할 수 있는 방법을 제공함을 목적으로 한다.

본 발명은 위와 같은 목적을 달성하기 위하여 일 실시예에 따르면, 느린 빛과 비축된 위상 컬레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치를 개시한다.

상기 광 이미징 장치는 초점부에 광을 전송하기 위한 광파 생성장치; 상기 초점부에 초음파를 전송하기 위한 초음파 발생장치; 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하기 위한 집광 장치; 및 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 컬레된 광을 발생시키기 위한 양자처리장치를 포함하고, 상기 비축된 위상 컬레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부를 영상화할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 8/5269 (2013.01)

A61N 5/0601 (2013.01)

A61N 2005/0632 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치에 있어서,
 초점부에 광을 전송하기 위한 광파 생성장치;
 상기 초점부에 초음파를 전송하기 위한 초음파 발생장치;
 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하기 위한 집광 장치; 및
 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 결레된 광을 발생시키기 위한 양자처리장치
 를 포함하고,
 상기 비축된 위상 결레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부를 영상화하는,
 느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 양자 처리 장치는,
 상기 느린 빛과 비축된 위상결레가 발생하는 광 매질;
 상기 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하기 위한 제 1 및 제 2 광 펄핑 수단; 및
 상기 초음파 변조된 광 및 상기 비축된 위상 결레된 광을 통제하기 위한 광 조절 장치
 를 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
 상기 광 조절 장치는, 상기 비축된 위상 결레된 광을 가로채기 위한 광 스플리터를 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
 상기 광파 생성장치로부터 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 광 파 변조 장치; 및
 상기 초음파 발생장치로부터 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 장치
 를 더 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 광파 생성장치 및 상기 초음파 발생장치를 동기화 시키기 위한 초음파 광파 싱크장치를 더 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 집광 장치 및 상기 양자 처리 장치 사이에서 자유 공간 또는 광섬유를 이용하여 광을 전송하기 위한 광 스 위칭 장치를 더 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치.

청구항 8

느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치에 있어서,

초점부에 광을 전송하기 위한 광파 생성장치;

상기 초점부에 초음파를 전송하기 위한 초음파 발생장치;

상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하기 위한 집광 장치; 및

상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축퇴 위상 결레된 광을 발생시키기 위한 양자처리장치를 포함하고,

상기 비축퇴 위상 결레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부에 존재하는 표적 물질에 집광되는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 양자 처리 장치는,

상기 느린 빛과 비축퇴 위상결레가 발생하는 광 매질;

상기 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하기 위한 제 1 및 제 2 광 펄핑 수단; 및

상기 초음파 변조된 광 및 상기 비축퇴 위상 결레된 광을 통제하기 위한 광 조절 장치

를 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 광파 생성장치로부터 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 광 파 변조 장치; 및

상기 초음파 발생장치로부터 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 장치

를 더 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 결레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 광과 생성장치 및 상기 초음파 발생장치를 동기화 시키기 위한 초음파 광과 싱크장치를 더 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 집광 장치 및 상기 양자 처리 장치 사이에서 자유 공간 또는 광섬유를 이용하여 광을 전송하기 위한 광 스위칭 장치를 더 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치.

청구항 14

느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법에 있어서,

초점부에 광을 전송하는 단계;

상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계;

상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하는 단계; 및

상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 켈레된 광을 발생시키는 양자 처리 단계를 포함하고,

상기 비축된 위상 켈레된 광은 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부를 영상화하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 양자 처리 단계는,

광 매질에 두 개의 펄스광들을 각각 입사하여 상기 초음파 변조된 광으로부터 상기 비축된 위상 켈레된 광을 발생시키는 단계

를 더 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법.

청구항 17

제 15항에 있어서,

상기 비축된 위상 켈레된 광을 가로채어 상기 광 이미징을 영상화하는 단계를 더 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법.

청구항 18

제 14 항에 있어서,

상기 광을 전송하는 단계는 상기 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하는 광 파 변조 단계를 포함하고,

상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계는 상기 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 단계를 포함하는, 느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법.

청구항 19

느린 빛과 비축된 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법에 있어서,

초점부에 광을 전송하는 단계;

상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계;

상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하는 단계; 및

상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축퇴 위상 켈레된 광을 발생시키는 양자 처리 단계를 포함하고,

상기 비축퇴 위상 켈레된 광은 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부의 표적물질에 집광되는, 느린 빛과 비축퇴 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 양자 처리 단계는,

광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하여 상기 초음파 변조된 광으로부터 상기 비축퇴 위상 켈레된 광을 발생시키는 단계

를 더 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법.

청구항 22

제 19 항에 있어서,

상기 광을 전송하는 단계는 상기 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하는 광 파 변조 단계를 포함하고,

상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계는 상기 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 단계를 포함하는, 느린 빛과 비축퇴 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 광이미징 장치 및 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 네 개의 에너지 준위를 갖는 비선형 광매질과 이 광매질의 에너지 준위 사이에서 공진 혹은 근접 공진하는 최소 3개의 광 펄스를 이용하는, 느린 빛 (ultraslow light)과 비축퇴(nondegenerate) 위상켈레(phase conjugation)에 기초한 실시간(real time) 비침습(non-invasive) 생체심부(in vivo deep tissue) 광이미징 장치 및 광 이미징 방법에 관한 것이다. 여기서 심부라 함은 cm 급을 의미한다.

배경 기술

[0002] 생체 광 이미징에 있어 생체조직(bio-tissue)과 같은 비균질 물질 내 광 산란 특성은 광 영상에 왜곡은 물론 신호 대 잡음비율을 현저히 떨어뜨려 광 단층영상을 의료계에 적용하는 것을 방해하는 가장 큰 문제이다.

[0003] 광결맞음단층영상(optical coherence tomography, OCT; http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_coherence_tomography; <http://www.zeiss.com/>)은 그나마 1mm 이하의 얇은 생체조직 깊이의 영상만이 요구되는 눈의 망막과 각막에 광 영상을 적용한 유일한 사례이다. 생체조직에서의 광 산란 문제를 극복하기 위해서 초음파 광단층영상(UOT; Interface Focus Vol. 1, p. 632 (2011))과 광음향단층영상(PAT; Interface Focus Vol. 1, p. 602 (2011))같은 광 영상 기술에 초음파를 적용했는데, 여기서 초음파는 생체 내 영상깊이를 늘릴 수 있는 열쇠가 된다: Interface Focus Vol. 1, p. 503 (2011). 그 이유는 초음파가 생체조

직에 의해 흡수나 산란특성이 약하기 때문이다. 한편, 빛은 일반적으로 영상의 대비도(contrast)에 있어 일반적으로 좋은 특성을 보인다. 그러므로 초음파와 생체심부 이미징 장점을 유지하고, 빛의 좋은 대조도를 추가하기 위해서는 초음파를 광파에 결합시킬 필요가 있다. 그로인해 발생한 초음파 변조 광파는 광 이미징에 있어 해상도와 이미징 깊이를 모두 향상시키게 된다. 여기서 초음파 광변조신호를 다른 광 신호들의 배경소음으로부터 구분하여 신호 대 잡음비율을 높이기 위해서는 패브리 페롯(Fabry-Perot; Appl. Phys. Lett. Vol. 55, p. 1612 (1989); Opt. Lett. Vol. 34, p. 3445 (2009)) 간섭계나 스펙트럴 홀 버닝(spectral hole burning; Appl. Phys. Lett. Vol. 93, p. 011111 (2008)) 기법을 적용해왔다.

[0004] 최근, 같은 과장으로 축퇴된 광 위상 결레를 광 이미징에 적용하기 위해 초음파광단층영상법을 집중적으로 연구하고 있는 데, 위상결레는 광파의 진행방향과 정확하게 반대로 역진하는 시간 가역적 특성을 갖는 비선형광학현상이다: Nature Communications Vol. 6, p. 5904 (2014). 위상 결레는 산란매질에서 발생한 모든 위상변이로 인한 영상왜곡을 정확하고 완벽하게 제거하는 특성을 지니고, 따라서 영상해상도는 초음파 과장한계까지 증대될 수 있다.

[0005] 최근 위상결레를 초음파 광 단층 영상에 적용하여 해상도 및 깊이를 증대시키기 위해서 광 결정 매질(photo refractive material)이나 공간광변조기(spatial light modulator; SLM)가 사용되었다. 더욱이 산란된 광 신호는 매우 미약하기 때문에, 광 위상 결레파를 인위적으로 공간광변조기를 사용하여 구현하고 그 세기도 증대시킬 수 있다: Nature Photon. Vol. 9, p. 243 (2015). 비록 공간 광 변조기의 스위칭 시간이 지난 십여 년 간 전자기기의 발달에 힘입어 짧아지긴 했지만, 공간광변조기 기반 초음파 광 단층 영상법은 아직 느린 이미징 처리시간으로 인해 실시간 생체 광 영상에는 적용되지 못하고 있다. 더 자세하게 보자면, 공간 광 변조기에서 이미징 해상도를 결정하는 개개 픽셀크기와 전체 스위칭시간을 결정하는 픽셀 수에 있어 반비례관계가 존재한다. 공간 광 변조기의 각 픽셀로 입사하는 초음파변조 광 신호 각각에 대해 위상 결레파를 만들기 위해서는 모두 컴퓨터로 영상처리 되어야 하는데, 이 처리시간은 결국 공간광변조기의 프레임 율(frame rate)에 제한되고, 따라서 백만 개 픽셀의 SLM의 경우 kHz에도 한참 못미친다: Hamamatsu LCOS-SLM. 따라서, 10cm x 10cm x 10cm 생체부피를 0.1mm 해상도로 초음파 광 단층 영상법에 의해 kHz 속도로 스캔할 경우, 전체 스캔시간은 일만초(약 166분) 이상이 된다. 즉, 공간 광 변조기의 시간한계로 인하여, 영상 깊이는 차치하고서라도, 최신 초음파 광 단층 영상 기술조차도 광 의료 진단에 적용할 수는 없다.

[0006] 한편, 광굴절(photo-refractive)매질에 있어서는 광 위상 결레 변환 효율이 일반적으로 1% 이내인데, 그로인해 낮은 신호 대 잡음비율과 좁은 입사각으로 인한 작은 에타뒤(etendue)로 인해 실제적용에는 매우 제한적이다: R. W. Boyd, Nonlinear Optics (Academic Press, 1992) Ch. 6. 보통 광 굴절 매질의 위상 결레 전환 효율은 높은 세기의 입력 광을 사용하여 증대될 수는 있지만, 생체심부를 위한 초음파 광 단층 영상법에 있어, 낮은 세기의 초음파변조 광신호가 발생되기에 광굴절매질 방식은 이미 광 의료 영상에 적용될 수 없는 한계를 지닌다.

[0007] 광 음향 단층 영상법(PAT)에서는 광파 흡수 유도에 의한 생체조직의 열적팽창에 기초하여 발생하는 초음파 검출이 광 이미징의 핵심이다: Science Vol. 335, p. 1458 (2012). 광 음향 단층 영상법을 유용하게 하려면 반드시 빛을 흡수하는 물질, 예를 들면, 적혈구 등을 활성화해야 한다. 다시 말하면, 광 음향 단층 영상법은 의료 영상 진단을 위한 일반적 목적으로 사용될 수는 없다. 더군다나, 광 음향 단층 영상을 생체 심부 광 영상에 적용하기 위해서는 펄초트 고출력 레이저를 이용해야 하는데, 그 이유는 조직 내 산란을 극복하고 원하는 지점에 충분한 빛이 도달하게 하기 위해서이다:Opt. Lett. Vol. 30, p. 507 (2005). 비록 센티미터 깊이의 PAT 광 이미징 가능성이 생체 모델(phantom tissue)에서 최근 보고되기 했지만, 광 음향 단층 영상법은 헤모글로빈이나 형광물질을 이용해서 피부깊이 정도의 얇은 생체적용이 일반적인 목적이 된다: Science Vol. 335, p. 1458 (2012).

[0008] 느린 빛은 전형적인 비선형 양자광학 현상인데, 전자기유도투과(EIT: Physics Today Vol. 50, No. 7, p. 36 (1997))나 스펙트럴 홀 버닝(Nature Communications Vol. 5, p. 3627 (2014); Opt. Exp. Vol. 17, p. 9369 (2009))효과를 이용하여 공진 분산매질을 비 흡수 투과를 진행하게 하여 광파의 군속도를 통제할 수 있다. 1999년 Harris와 동료 연구진들은 보제아인슈타인 응축물질에서 빛의 군속도가 17 m/s까지 느려짐을 관측했다: Nature Vol. 397, p. 594 (1999). 함과 동료연구진들은 2002년 Pr^{3+} 도핑된 Y_2SiO_5 (Pr:YSO) 고체매질에서 빛의 군속도가 30 m/s가 됨을 관측하였다: Phys. Rev. Lett. Vol. 88, p. 023602 (2002). 이들 두 개의 최초 느린 빛 관측은 EIT에 기초해있는데, EIT는 전형적인 양자과간섭효과이고, 이는 두 개의 공진하는 광파와 상호작용하는 3준위 광매질에서 2광자 결맞음의 결과로 발생한다. 함 등은 또한 EIT가 아닌 스펙트럴 홀버닝 방식으로 느린 빛을 관측했는데, 관측된 빛의 군속도는 약 300 m/s이었다: Opt. Exp. Vol. 17, p. 9369 (2009). 고체매질에서는 일반적으로 EIT를 달성하기 어려운데, 그 이유는 광전이 라비 주파수가 해당 공진 주파수의 비균질 분

포(inhomogeneous broadening)보다 커야하기 때문인데, 이 조건은 일반 상업용 레이저를 써서는 거의 모든 고체 매질에서 달성되지 않기 때문이다. 함 등은 1997년 세계최초로 Pr:YSO 고체매질을 스펙트럴 홀 수정하여 1997년 EIT와, 2002년 신호 광 펄스로부터 완전히 분리된 느린 빛을 관측 보고하였다: Opt. Communi. Vol. 144, p. 227 (1997); Phys. Rev. Lett. Vol. 88, p. 023602 (2002).

[0009] 일반적인 위상 결레 현상은 2준위 혹은 4준위로 축퇴된 에너지 계에서 같은 파장을 갖는 빛을 사용하여 얻는다. 이러한 일반적 축퇴 위상결레 혹은 축퇴 4파장 섞임 진행에서 물리적 원리는 광 결맞음에 기초한 매질의 밀도격자인데, 따라서 축퇴 위상결레 선폭은 매질의 물리상수, 즉, 전이율(decay rate)이나 쌍극자모멘트(진동자세기, oscillator strength)에 제한된다. 여기서 위상결레 전환효율은 단순히 광 펄빛의 세기를 증대시켜 증가시킬 수 있다. 그러나, 매질 내 위상정합(phase matching)조건은, 입력 신호광의 각 변위(angle variation)가 좁은 결과를 초래하여 그 응용을 제한한다. 더군다나, 초음파 광 단층 영상에서 변조광 세기는 생체산란으로 인해 매우 미약하고, 결과적으로 위상결레 세기도 매우 낮다.

[0010] 한편, 비축퇴 위상결레현상은 두 개의 서로 다른 광파와 작용하는 3준위 에너지 시스템에서 2광자 유도 스핀결맞음 즉 움직 결맞음 격자에 기초해서 생성된다. 함 등은 세계최초로 고체매질을 이용하여 1997년 비축퇴 네파장섞임진행과(Opt. Lett. Vol. 22, p. 1138 (1997)) 비축퇴 광 위상 결레(Phys. Rev. A Vol. 59, p. R2583 (1999))를 관측하였다. 여기서, 비축퇴 위상결레의 선폭은 스핀 위상전이시간에 의해 결정된다. 축퇴된 위상결레와는 달리, EIT에 기초한 비축퇴 위상결레에서는 입력 신호광의 세기가 매우 약함에 기초하고, 이 조건은 거의 완벽하게 초음파 광 단층 영상의 제한조건, 즉 미약한 초음파변조 광 신호 조건을 만족한다. 비축퇴 위상결레의 전환효율은 EIT세기에 따른 2광자 유도 스핀 위상결맞음에 제한된다. 아주 중요하게, 특정준위의 원자밀도 조절과 EIT세기 조절로써 비축퇴 위상결레는 증폭된다: Opt. Lett. Vol. 20, p. 982 (1995); Opt. Lett. Vol. 24, p. 86 (1999).

[0011] 비축퇴 광위상결레에서 가장 흥미로운 현상은 느린 빛 강화된 전환효율이다: Phys. Rev. A Vol. 68, p. 041801(R) (2003). 그 이유는 느린 빛에 의해 시공간적 에너지 밀도가 증대되기 때문인데, 이 에너지 밀도는 느린 빛의 전자기장 E ($E = c/v_g$, v_g 는 느린 빛의 군속도)만큼 증대되고, 함 등에 의해 관측된 고체 느린 빛의 전자기장 E 는 10^7 이다: Phys. Rev. Lett. Vol. 88, p. 023602 (2002).

[0012] 최근 함 등은 느린 빛 증폭된 위상결레로써 포톤에코를 관측하였는데, 기존의 포톤에코에 비해 증대효과는 수천 배 크기였다: OSA NLO 2015 conference, W4A, Hawaii, USA (2015). 루비덤 증기 EIT 체제에서 스컬리(Scully) 등은 느린 빛 증대된 비축퇴 위상결레를 관측하였다: Phys. Rev. Lett. Vol. 82, p. 5229 (1999). Harris 등은 느린 빛 강화된 비축퇴 네파장 섞임 진행을 최초로 규명했고 증명했다: Rev. Lett. Vol. 82, p. 4611 (1999).

[0013] 광역학치료(photodynamic therapy)는 빛을 이용한 암 등을 포함한 질병치료 방법인데, 감광제나 감광물질을 사용한다. 특별한 파장을 갖는 빛에 의해 감광제가 여기될 때, 그 감광물질은 주변의 산소를 활성화 하여 주변의 세포를 사멸하도록 하는 원리가 광역학치료이다: Nature Reviews Cancer Vol. 5, p. 380 (2003). 따라서, 느린 빛에 의해 증폭된 비축퇴 위상 결레파는 광영상은 물론 광역학치료에 동시에 적용될 수 있다. 현재까지 실시간 비침습 광 역학 치료 방법은 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0014] 본 발명은 전술한 바와 같은 기술적 과제를 해결하기 위한 것으로서, 기존 광영상에 있어 생체 광영상의 얇은 심도문제를 느린 빛과 비축퇴 위상결레라는 양자광학 현상으로 극복하여 초음파 변조 광신호의 신호 대 잡음비율을 획기적으로 증대함은 물론 위상결레파의 느린 빛 증폭을 통해 의료광영상은 물론 의료 광 역학 치료에 직접 적용할 수 있는 방법을 제공함을 목적으로 한다.

[0015] 또한, 기존에 알려진 초음파광단층영상 방식을 느린 빛이라는 비선형 양자광학에 적용하여 느린 빛에 기초한 비축퇴 위상결레로 산란왜곡된 광영상을 자동복원시켜 고해상 실시간 비침습 광영상 기술을 제공함과 동시에, 생체 심부 초음파 초점부를 형광물질로 표적화하여 비축퇴 위상결레파의 자동집속을 통한 광역학치료 기술을 제공함을 세부 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0016] 본 발명은 위와 같은 목적을 달성하기 위하여 일 실시예에 따르면, 느린 빛과 비축된 위상 컬레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 장치를 개시한다.
- [0017] 상기 광 이미징 장치는 초점부에 광을 전송하기 위한 광파 생성장치; 상기 초점부에 초음파를 전송하기 위한 초음파 발생장치; 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하기 위한 집광 장치; 및 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 컬레된 광을 발생시키기 위한 양자처리장치를 포함하고, 상기 비축된 위상 컬레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부를 영상화할 수 있다.
- [0018] 상기 양자 처리 장치는, 상기 느린 빛과 비축된 위상컬레가 발생하는 광 매질; 상기 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하기 위한 제 1 및 제 2 광 펄핑 수단; 및 상기 초음파 변조된 광 및 상기 비축된 위상 컬레된 광을 통제하기 위한 광 조절 장치를 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함할 수 있다.
- [0020] 상기 광 조절 장치는, 상기 비축된 위상 컬레된 광을 가로채기 위한 광 스플리터를 포함할 수 있다.
- [0021] 상기 광 이미징 장치는 상기 광파 생성장치로부터 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 광파 변조 장치; 및 상기 초음파 생성장치로부터 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 광파 생성장치 및 상기 초음파 발생장치를 동기화 시키기 위한 초음파 광파 싱크장치를 더 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 집광 장치 및 상기 양자 처리 장치 사이에서 자유 공간 또는 광섬유를 이용하여 광을 전송하기 위한 광 스위칭 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 느린 빛과 비축된 위상 컬레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 장치를 개시한다.
- [0025] 상기 광 역학 치료 장치는 초점부에 광을 전송하기 위한 광파 생성장치; 상기 초점부에 초음파를 전송하기 위한 초음파 발생장치; 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하기 위한 집광 장치; 및 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 컬레된 광을 발생시키기 위한 양자처리장치를 포함하고, 상기 비축된 위상 컬레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부에 존재하는 표적 물질에 집광될 수 있다.
- [0026] 상기 양자 처리 장치는, 상기 느린 빛과 비축된 위상컬레가 발생하는 광 매질; 상기 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하기 위한 제 1 및 제 2 광 펄핑 수단; 및 상기 초음파 변조된 광 및 상기 비축된 위상 컬레된 광을 통제하기 위한 광 조절 장치를 포함할 수 있다.
- [0027] 상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함할 수 있다.
- [0028] 상기 광 역학 치료 장치는 상기 광파 생성장치로부터 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 광파 변조 장치; 및 상기 초음파 생성장치로부터 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 상기 광 역학 치료 장치는 상기 광파 생성장치 및 상기 초음파 발생장치를 동기화시키기 위한 초음파 광파 싱크장치를 더 포함할 수 있다.
- [0030] 상기 광 역학 치료 장치는 상기 집광 장치 및 상기 양자 처리 장치 사이에서 자유 공간 또는 광섬유를 이용하여 광을 전송하기 위한 광 스위칭 장치를 더 포함할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 또 다른 실시예에 따르면, 느린 빛과 비축된 위상 컬레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 이미징 방법이 개시된다.
- [0032] 상기 방법은 초점부에 광을 전송하는 단계; 상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계; 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하는 단계; 및 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축된 위상 컬레된 광을 발생시키는 양자 처리 단계를 포함하고, 상기 비축된 위상 컬레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부를 영상화할 수 있다.
- [0033] 상기 양자 처리 단계는, 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하여 상기 초음파 변조된 광으로부터 상기 비

축퇴 위상 켈레된 광을 발생시키는 단계를 더 포함할 수 있다.

- [0034] 상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함할 수 있다.
- [0035] 상기 비축퇴 위상 켈레된 광을 가로채어 상기 광 이미징을 영상화하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0036] 상기 광을 전송하는 단계는 상기 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하는 광과 변조 단계를 포함하고, 상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계는 상기 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 단계를 포함할 수 있다.
- [0037] 본 발명의 또 다른 실시예에 따르면, 느린 빛과 비축퇴 위상 켈레에 기초하는 비침습 생체 심부 광 역학 치료 방법이 개시된다.
- [0038] 상기 방법은 초점부에 광을 전송하는 단계; 상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계; 상기 초점부로부터 반사되는 초음파 변조된 광을 집광하는 단계; 및 상기 초음파 변조된 광에 대응하는 비축퇴 위상 켈레된 광을 발생시키는 양자 처리 단계를 포함하고, 상기 비축퇴 위상 켈레된 광은 상기 집광 장치로부터 상기 초점부에 전송됨으로써 상기 초점부의 표적물질에 집광될 수 있다.
- [0039] 상기 양자 처리 단계는, 광 매질에 두 개의 펄핑광들을 각각 입사하여 상기 초음파 변조된 광으로부터 상기 비축퇴 위상 켈레된 광을 발생시키는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0040] 상기 광 매질은 최소 네 개의 에너지 준위를 포함할 수 있다.
- [0041] 상기 광을 전송하는 단계는 상기 발생된 광의 변조, 주파수 스캔 또는 집광 중 적어도 하나 이상을 진행하는 광과 변조 단계를 포함하고, 상기 초점부에 초음파를 전송하는 단계는 상기 발생된 초음파의 변조, 주파수 스캔 또는 3차원 공간 집속 중 적어도 하나 이상을 진행하기 위한 초음파 변조 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0042] 본 발명의 느린빛과 비축퇴 위상켈레에 기초한 실시간 비침습 생체심부 광 이미징과 광역학치료 방법에 따르면, 기존 광 영상 기술에 있어 불가능한 실시간 생체심부 광 영상을 가능케 할뿐만 아니라, 동시에 광 역학 치료도 가능하게 하여 미래 광 의료 진단 및 광 치료 기술을 확립하고 비방사선, 비침습, 실시간 광영상/광치료를 위한 의료기기를 구현할 수 있다.
- [0043] 아울러, 본 발명은 기존의 광영상과 광치료의 분리된 영역을 하나로 합쳐 테라노스틱스(Theranostics) 학문연구 분야를 개척하는 원동력으로 작용하게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0044] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 느린 빛과 비축퇴 위상켈레에 기초한 실시간 비침습 생체심부 광이미징과 광역학치료 방법에 있어 구성도를 나타낸다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 도 1의 양자처리장치에 있어 광매질의 에너지 준위와 그에 작용하는 입력광과 출력광의 구성도를 나타낸다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 본 발명의 느린빛과 비축퇴 위상켈레에 기초한 실시간 생체심부 광이미징과 광역학치료에 있어 다중 광 신호를 이용한 높은 에타뒤틀을 만족하는 광이미징과 광역학치료 원리를 나타내는 구성도이다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 전자기유도투과에 기초한 스핀에너지 준위에 2광자 유도 스핀 양자결맞음 생성과 비축퇴 위상켈레 발생을 위한 스핀 양자결맞음과 광결맞음의 양자결맞음 치환을 나타내는 전형적인 비축퇴 네파장섞임진행 현상의 전산모사이다.
 도 5a 및 5b는 본 발명의 일 실시예에 따라 각각 위상정합 조건을 만족하는 비축퇴 네파장 섞임 진행과 비축퇴 위상켈레를 나타내는 전산모사이다.
 도 5c 및 5d는 본 발명에 있어 각각 상기 도 5a 및 5b에 대한 실험관측이다.
 도 6a 및 6b는 본 발명의 상기 도 2에 있어 광과-매질의 상호작용의 결과로써 각각 광과의 흡수와 분산을 나타내는 전자기유도투과의 전산모사이다.
 도 6c 및 6d는 본 발명의 상기 도 6a 및 6b에 있어 각각 신호광 S에 대한 느려지지 않은 것과 느려진 것에 해당

하는 실험결과이다.

도 7은 본 발명의 상기 도 2에 있어 연속된 펄스 신호 S를 이용하여 광밀도 전이 시간보다 훨씬 더 빠른 비축된 네과장 섞음 진행 생성에 대한 전산모사(붉은점선)와 실험관측을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0045] 이하, 첨부된 도면을 참조하면서 본 발명의 일 실시예에 따른 느린빛과 비축된 위상결레에 기초한 실시간 생체심부 광이미징과 광역학치료 방법에 대해 상세히 설명하기로 한다.
- [0046] 본 발명의 실시예는 본 발명을 구체화하기 위한 것일 뿐 본 발명의 권리범위를 제한하거나 한정하는 것이 아님은 물론이다. 본 발명의 상세한 설명 및 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야의 전문가가 용이하게 유추할 수 있는 것은 본 발명의 권리범위에 속하는 것으로 해석된다.
- [0047] 우선 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 느린 빛과 비축된 위상결레에 기초한 실시간 생체심부 광이미징과 광역학치료 방법에 있어 시스템 구성도를 나타낸다.
- [0048] 도 1의 (a)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 시스템은 광파생성장치(101), 광파변조, 주파수 스캔 및 집광을 위한 광파 변조장치(102), 초음파 생성장치(103), 초음파 변조, 주파수 스캔 및 3차원 공간집속을 위한 초음파 변조장치(104), 형광물질로 표적화할 수 있는 초음파 초점부(105), 초음파 변조광파와 위상 결레파를 위한 집광장치(106), 자유공간이나 광섬유에서 광 전송을 위한 광 스위칭 장치(107), 느린 빛과 양자결레발생을 위한 양자처리장치(108), 그리고 초음파 광파 싱크장치(109)로 구성된다. 여기서 S' 은 초음파 변조에 사용될 원래 광파이고 S는 초음파 변조된 광파이다. C는 S가 비축된 네과장섞음진행에 의해 양자처리장치에서 생성된 위상결레파이다. 광 역학 치료(photodynamic therapy)를 위해서는 나노물질, 다이 등으로 레이블된 형광물질을 초음파 초점에 표적화하면 되는데, 느린 빛에 의해 증폭된 위상 결레파는 초음파 변조 광파 S의 진행궤적을 역진행하여 표적물질에 집광되어 암세포 등 질병치료를 달성한다.
- [0049] 초음파 발생장치(103)는 연속파를 발생하고 변조장치(104)에 의해 펄스화, 주파수 스캔화, 위상변조화 등을 거쳐 공간적으로 생체내부에 있는 초점부(105)에 초점된다. 광파 발생장치(101)로부터 생성된 광파 S' 은 초음파 초점부에서 S로 변조되어 산란된다.
- [0050] 도 2a는 상기 도 1의 양자처리장치(108)의 세부 구성도인데, 느린 빛과 비축된 위상결레가 발생하는 광매질(203)과 광매질에 입사하는 두 개의 펌핑광(202, 204)과 초음파 변조광파(206) S와 위상결레파(205) C를 통제하기 위한 광 조절 장치(201)로 구성된다. 광 조절장치(201)는 초음파 변조광파와 위상 결레파를 자유공간 혹은 광섬유로 접속한다.
- [0051] 도 2b는 상기 도 2a에서 광매질(203)의 에너지 준위와 그에 작용하는 광파를 나타낸다. 광매질은 비선형적 광학 특성을 가지고 있으며, 최소 네 개의 에너지 준위 $|1\rangle$, $|2\rangle$, $|3\rangle$, $|4\rangle$ 로 구성된다. 상기 네 개의 에너지 준위 중, $|1\rangle$ 과 $|2\rangle$ 는 바닥상태이며, $|1\rangle$ 의 에너지 준위가 $|2\rangle$ 의 에너지 준위에 비해 다소 낮다. 또한, $|3\rangle$ 과 $|4\rangle$ 는 들뜬상태이며, $|4\rangle$ 는 실제 혹은 가상의 에너지 준위로서 $|3\rangle$ 보다 에너지가 높거나 낮다.
- [0052] 위상정합조건에 따라 위상결레파(205)는 상기 비선형 광매질(203)에 작용하는 세 개의 광파(202, 204, 206)로부터 생성되는데, 느린 빛에 의해 증폭된다. 이를 위해서는 펌핑광(204)이 초음파 변조광파의 느린 빛에 펄스형태로 작용하여야 한다. 위상 결레파는 시간역진적으로, 즉 위상변화 없이 초음파 변조광파 S의 공간궤적을 정확히 거꾸로 진행한다.
- [0053] 도 3은 상기 도 2의 광 조절장치(201)의 상세구성도이다. 본 발명의 비축된 위상결레에 따라 입사광 S와 펌핑광 A사이의 각도의 변화도는 풍부하여 서로 다른 각도로 입사하는 다수의 S(S1, S2, S 등) 즉 2차원 정보가 그대로 다수의 위상결레파(C1, C2, C 등)로 전환되어 나타난다. 다시 말하면, 초음파 초점부의 입체적 영상을 위상결레파로 복원할 수 있게 된다. 여기서 광 영상을 목적으로 한다면, 위상결레파를 중간에 광 스플리터(306)로 가로채어 영상복원하면 되고, 광역학치료를 목적으로 한다면 가로챌 없이 혹은 일부만 가로채어 나머지는 그대로 진행하게 하면 된다.
- [0054] 도 4는 상기 도 2의 광매질에 작용하는 광파의 상호작용에 의해 생성된 양자결맞음과 양자결맞음 치환을 나타내기 위해 밀도함수를 사용하여 계산한 전산모사이다. 먼저 펌핑광 A와 초음파 변조광 S의 상호작용으로 2광자 스핀양자결맞음(ρ_{12})은 생성되는데, 여기에 또 다른 펌핑광 B를 적용시키면 위상결레파 C(ρ_{13})가 비선형 양자역학적으로 발생한다: $\text{Im}(\rho_{13})=-d(\text{Re}(\rho_{12}))/dt$. 여기서 위상결레파의 세기는 2광자 스핀양자결맞음의 세기뿐만 아

나라 펌핑광의 세기 B에도 비례한다: $I_C \propto [\text{Re}(\rho_{12})]^2 \propto I_B$ (Opt. Exp. Vol. 16, p. 5350 (2008); Opt. Lett. Vol. 24, p. 86 (1999)).

[0055] 도 5a 및 5b는 각각 도 2의 비선형 네파섬유진행의 전진(forward)과 후진(backward)에 관한 것으로서, 도 5c 및 5d는 각각 이에 대한 실험결과이다: Opt. Lett. Vol. 22, p. 1138 (1997); Phys. Rev. A Vol. 59, p. R2583 (1999). 도 5c에서 보듯 네파장 섞임과 D의 선폭은 S의 전자자유도투과(EIT) 선폭에 따르는데, EIT의 선폭은 사용한 광파 선폭의 약 10%에 불과하여 양자 상쇄 현상없이 비선형광학현상만으로는 설명이 되지 않는다. 도 5d에서 보듯 위상결레 C의 시간적 위치는 초음파 변조광파인 S와 겹치지 않는데, 이는 스핀위상전이시간(Pr:YSO에서 9 마이크로 초)만큼 지속되는 2광자 양자결맞음의 존재를 증명한다. 여기서 펌핑광 B의 시간적 위치는 S와 A 펄스가 끝나자마자 연이어 온다.

[0056] 도 6a 및 6b는 상기 도 2의 양자매질에서 일어나는 EIT에 대한 전산모사로서 각각 초음파 변조 광신호 S의 흡수 스펙트럼과 분산스펙트럼을 보여준다. 여기서 군속도 v_g 는 매질의 고유 굴절률 n 뿐만 아니라 분산과 관계되는 $dn/d\omega$ 에도 의존하는데, EIT에서는 $dn/d\omega$ 의 크기가 n 보다 훨씬 크기 때문에 빛속도가 매우 느려짐이 가능하게 된다: Nature Vol. 397, p. 594 (1999);

수학식 1

[0057]
$$V_g = c / (n + \omega \frac{dn}{d\omega})$$

[0058] 이는 도 6의 (d)에서 실험적으로 관측된 S의 느린빛에서 확인할 수 있는데, 이 때 느린빛 정도를 나타내는 n ($n = c/v_g$)는 약 10^7 이다: 매질길이는 3mm. 도 6c는 EIT없이 S 단독 흡수위치로써 느린빛의 기준을 설정한다.

[0059] 더욱이 느린 빛에서는 빛의 공간적 파형이 n 만큼 줄어들기 때문에 공간적 에너지 밀도 $\langle E \rangle$ 는 n 만큼 증가하게 되어 비선형효과는 획기적으로 개선된다: Phys. Rev. Lett. Vol. 82, p. 4611 (1999);

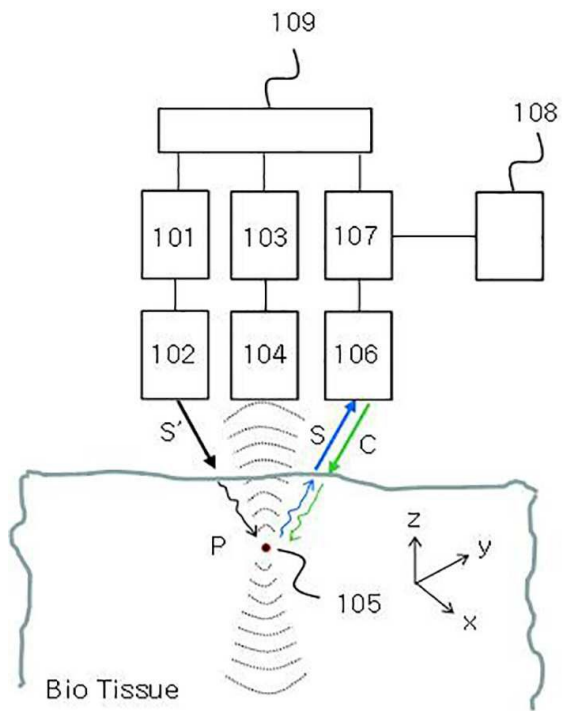
수학식 2

[0060]
$$\langle E \rangle \propto E \cdot n$$

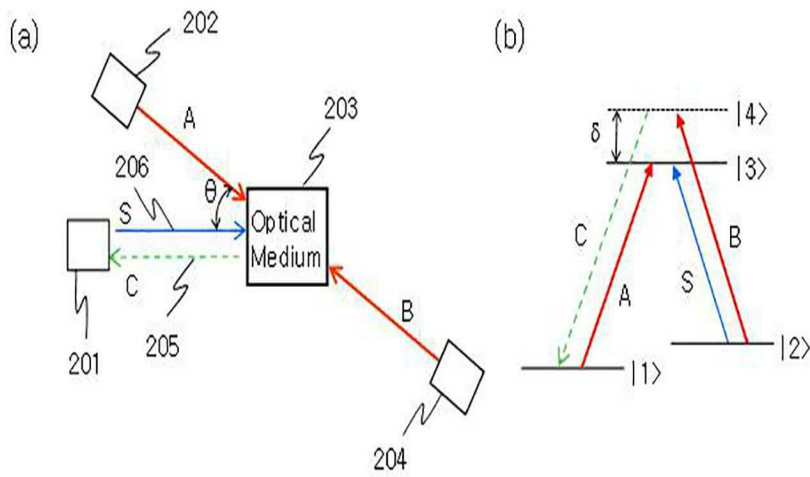
[0061] 도 7은 초음파 변조된 광신호 S의 연속펄스로 발생된 전진 네파장 섞임 진행과를 나타낸다. 일반적으로 비선형 광학에서 파장 섞임을 비롯한 대부분의 광소자 스위칭 시간은 매질의 밀도전이시간 T_1 에 국한된다. 이로 인해 반도체를 매질로 하는 광소자의 속도는 보통 10GHz 미만이다. 도 7에 사용된 매질은 Pr:YSO인데 T_1 은 110 마이크로초이다. 도 7에서 보여주는 스위칭 시간은 이보다 훨씬 짧은 10마이크로초인데, 이 시간은 정확히 2광자 스핀양자결맞음이 일어나는 바닥상태 에너지 간($|1\rangle - |2\rangle$) 효과(effective or overall) t_m 스핀위상전이시간(T_2^*)이다. 다시 말하면, 본 발명의 느린 빛과 비축퇴 위상결레에 기초한 실시간 비침습 생체심부 광이미징과 광역학치료 방법에서 영상재건 속도는 일반적인 광매질의 한계보다 훨씬 빠른 효과 스핀위상전이시간까지 향상시킴으로써 광단층영상에 필요한 시간을 획기적으로 줄일 수 있음을 의미한다.

도면

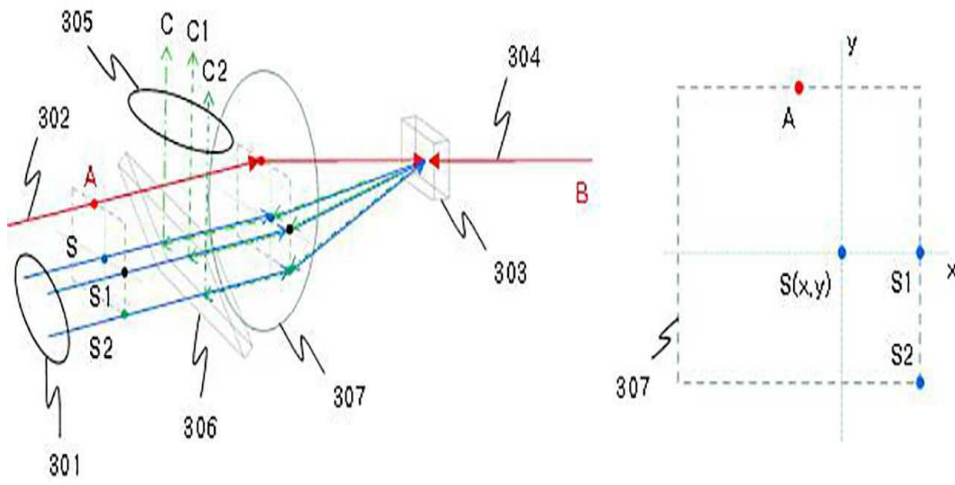
도면1



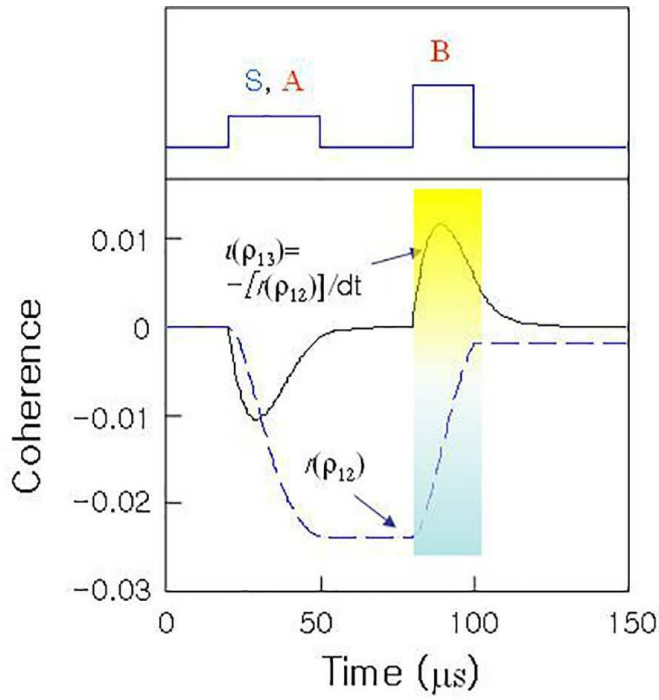
도면2



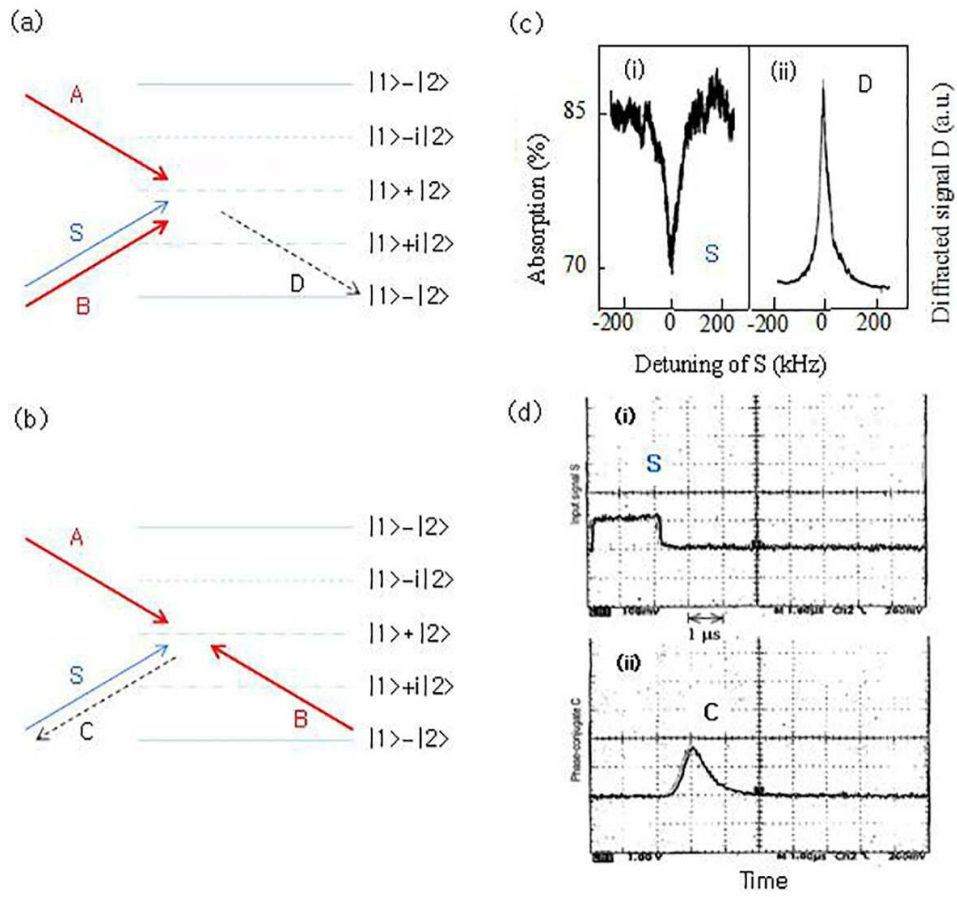
도면3



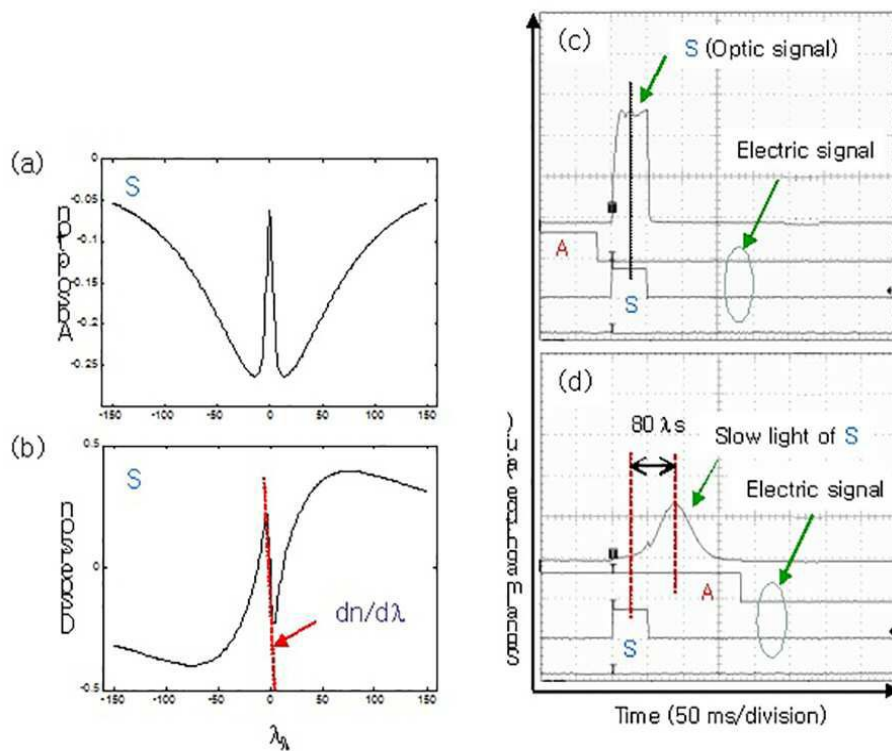
도면4



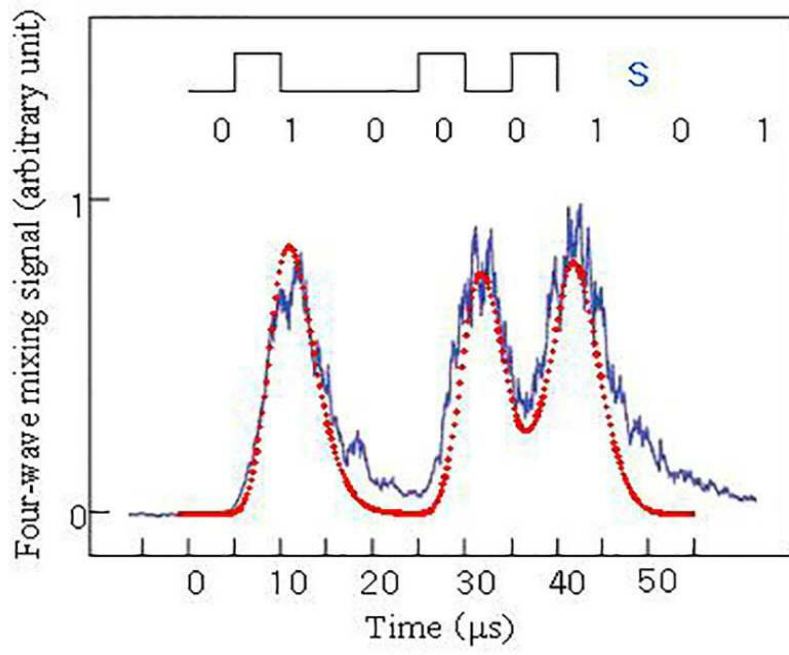
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	标题：基于慢光和非回缩相位共轭，光动力疗法的实时无创深度聚焦光学成像装置		
公开(公告)号	KR101638019B1	公开(公告)日	2016-07-08
申请号	KR1020150120041	申请日	2015-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	光州科学技术院		
申请(专利权)人(译)	科学技术研究院光州		
当前申请(专利权)人(译)	科学技术研究院光州		
[标]发明人	HAM BYOUNG SEUNG 함병승		
发明人	함병승		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/08 A61N5/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/5269 A61B5/0059 A61N5/0601 A61N2005/0632 A61B5/0073 A61B5/0097 A61N5/062 G01N21/4795 G01N21/636 G02F1/3538		
代理人(译)	Hansangmin 金智媛 心性烈		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为解决上述，传统的光学图像中的技术问题，以克服慢光活体的光学图像的问题的深度浅，本发明和保留堆肥相对，用于超声波的信号量子光学现象调制的光信号中的噪声通过相位共轭波的慢光放大不仅可以提高医学图像，还可以提高医学光学动力学，旨在提供可以直接应用于治疗的方法。为了实现上述目的，根据一个实施例，公开了一种基于慢光和非回缩相位共轭的非侵入式深心光学成像设备。光学成像装置包括用于将光传输到焦点的光波发生器;超声波应用于上述 -用于发射超声波的超声波发生器;一种冷凝装置，用于冷凝从焦点反射的超声调制光;以及用于产生对应于超声调制光的非聚光相位共轭光的量子处理装置，其中非聚光相位共轭光从聚光装置传输到焦点以对焦点成像可以。

