



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0120365
(43) 공개일자 2013년11월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 18/20 (2006.01)
A61N 5/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7030975
(22) 출원일자(국제) 2011년04월16일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년11월27일
(86) 국제출원번호 PCT/DE2011/000419
(87) 국제공개번호 WO 2011/134454
국제공개일자 2011년11월03일
(30) 우선권주장
10 2010 018 679.1 2010년04월28일 독일(DE)

(71) 출원인
메디씨니쎄 레이저센텀 뒤백 게엠베하
독일, 뒤백 23562, 피터 모닉 웨그4
(72) 발명자
레기날드 비링루베르
독일 뒤백 23564, 몰트케스트라쎄 36
랄프 브링크만
독일 뒤백 23562, 베누스버그 1
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김영관

전체 청구항 수 : 총 9 항

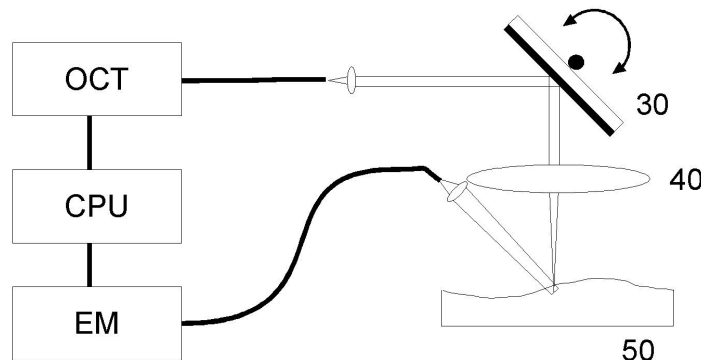
(54) 발명의 명칭 전자기 방사선을 흡수함으로써 가열된 생체 조직을 실험 및 치료하기 위한 OCT 시스템을 갖는 디바이스

(57) 요약

FD-OCT 간섭 광으로부터의 위상 정보로부터 조직의 소정의 측정 지점에서 측정 광의 조사 방향으로 깊이-분해 조직 속도를 측정하는 단계, 확정된 조직 속도를 시간에 대해 적분하는 단계, 계산된 시적분을 공간에 대해 미분하는 단계 및 공간 도함수를 공간 및 시간의 함수로서 표시하고/하거나 공간 도함수를 공간 및 시간의 함수로서 평가 모듈에 공급하고/하거나 공간 도함수를 공간 및 시간의 함수로서 제어 유닛에 공급하는 단계를 수행하기 위한 컴퓨터조작 유닛을 특징으로 하고,

전자기 방사선을 방출하는 하나 이상의 방사선원, 방사선원의 조사 파라미터를 제어하기 위한 제어 유닛, 및 조직에 의해 전자기 방사선이 흡수되는 조직 영역을 조명하기 위해 측정 광을 방출하는 광원을 갖는 하나 이상의 FD-OCT 장치를 포함하는, 전자기 방사선을 흡수함으로써 조직의 국소 가열에 의해 생체 조직을 실험 또는 치료하기 위한 디바이스.

대표도 - 도3



(72) 발명자

게레온 휴트만

독일 뤼벡 23564, 몰트케스트라췌 26

헤이케 뮐러

독일 함부르크 22527, 하겐베르크알레 32a

특허청구의 범위

청구항 1

- FD-OCT 간섭 광의 위상 정보를 기초로 하여, 측정 광의 소정의 조사 방향을 따라 조직 상의 소정의 측정 부위에 대한 깊이-분해 조직 속도를 측정하는 단계,
- 측정된 조직 속도를 시간에 대해 적분하는 단계,
- 계산된 시적분을 공간에 대해 미분하는 단계 및
- 공간 도함수(spatial derivative)를 공간 및 시간의 함수로서 표시하고/하거나 공간 도함수를 공간 및 시간의 함수로서 평가 모듈에 제공하고/하거나 공간 도함수를 공간 및 시간의 함수로서 제어 유닛에 제공하는 단계를 수행하는 컴퓨터조작 유닛(computational unit)을 특징으로 하고,
- 전자기 방사선을 방출하는 하나 이상의 전자기 방사선원,
- 방사선원의 조사 파라미터를 제어하기 위한 제어 유닛 및
- 전자기 방사선의 흡수 영역에서 생체 조직을 조명하기 위해 측정 광을 전달하는 광원을 갖는 하나 이상의 FD-OCT 장치를 포함하는, 전자기 방사선을 흡수함으로써 조직의 국소 가열에 의해 생체 조직을 실험 또는 치료하는 디바이스.

청구항 2

제1항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 조직의 1차원 변위 필드를 시적분으로서 계산하고, 조직 선 팽창도를 측정 광의 조사 방향의 좌표에 대한 상기 변위 필드의 도함수로서 계산함을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 방사선원에 의한 최대 가열 부위를 둘러싸고 있는 조직의 영역을 가로질러 측정 광빔을 스위핑하기 위한 FD-OCT 측정 광에 대한 제어 가능한 편향 유닛을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중의 어느 한 항에 있어서, 3개 이상의 독립적인 직선 방향으로부터의 FD-OCT 측정 광을 조직에 조사하기 위한 광학 수단을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 5

제4항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 조직의 3차원 변위 필드를 시적분으로서 계산하고, 조직 부피 팽창도를 상기 변위 필드의 차이(divergence)로서 계산함을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 6

제4항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 조직의 3차원 변위 필드를 시적분으로서 계산하고, 국소 조직 비틀림을 상기 변위 필드의 회전도로서 계산함을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 7

제2항 또는 제5항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 조직의 저장된 열 팽창 계수를 포함하고, 조직 팽창으로부터 온도 분포를 결정함을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 8

제7항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 조직의 저장된 흡수 계수 및 열 전도 값을 포함하고, 시간 단계에서 존재하는 온도 분포 및 주어진 소정의 조사 파라미터로부터, 적어도 다음 시간 단계에서 예상되는 온도 분포를 예측함을 특징으로 하는 디바이스.

청구항 9

제8항에 있어서, 컴퓨터조작 유닛이 방사선원의 제어 유닛을 제어하고, 조사 파라미터에 있어서의 변화를 측정된 온도 분포와 예상된 온도 분포 간의 편차의 함수로서 나타냄을 특징으로 하는 디바이스.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은, 예를 들면, 레이저 광 또는 마이크로파 방사선의 전자기 방사선을 흡수함으로써 조직의 국소 가열에 의해 생체 조직을 실험하고 가능하게는 치료하기 위한 디바이스에 관한 것이다. 본 발명은 또한 실시간으로 조직 특성을 측정하기 위한 디바이스에 관한 것이다. 게다가, 본 발명은 치료학적 방사선원(radiation source)의 피드백 선량(feedback dosimetry) 제어를 위한 디바이스에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 짧은 레이저 펄스의 인가 후의 흡수체의 팽창 및 이와 함께 방출되는 압력파의 분석이 문헌[참조: Sigrist M. W., "Laser Generation of Acoustic Waves in Liquids and Gases" Journal of Applied Physics 60(7):R83-R121, 1986]에 기재되어 있다.

[0003] 이를 기초로 하여, 제DE 101 35 944 C2호에 예시되어 있는 바와 같이, 망막에서의 광음향 온도 측정이 개발되었다. 여기서 압력파는 짧은 레이저 펄스를 사용하여 반복적으로 조사함으로써 발생하며, 압력파는 생체 안구를 통해 전파되고, 초음파 센서(예를 들면, 압전 소자)를 사용하여 각막에서 압력 과도(pressure transient)로서 검출될 수 있다. 압력 과도의 크기는, 예를 들면, 안저에서의 온도에 대해 결론을 내릴 수 있게 한다 - 적어도, 압력파의 시작점을 형성하는 조사된 영역에 걸쳐 평균을 낸다.

[0004] 제DE 101 35 944 C2호에 따르는 방법은 실시간 가능하며, 이에 따라, 치료학적으로 활성인 방사선원(여기서는: 레이저)을 조절하는데 적합하다. 그러나, 이것은 영상화 방법이 아니며(즉, 이것은 공간 분해 측정(spatially resolved measurement)이 가능하지 않다), 비-접촉식이고, 무엇보다도 이의 적용범위가 열탄성 조직 변화의 구간에 제한된다. 지속적인 손상, 예를 들면, 응고 또는 블리스터링(blistering)이 발생하는 경우, 주의로서 광음향 신호를 더 이상 해석할 수 없으며, 전형적으로 다소 랜덤한 거동을 보인다.

[0005] 전자기 방사선을 흡수함으로써 조직 변화가 열탄성 팽창 영역으로부터 임의의 조직 손상까지 일관적으로 관찰될 수 있도록 하기 위해, 공지된 광 간섭 단층촬영기법(optical coherence tomography: OCT)의 사용이 권장된다. 이것은 영상화 방법이며; 이것은 비-접촉식이고 오늘날 매우 신속하게 수행할 수 있다. OCT 측정(또한 A 스캔)은 측정 광 빔이 직사되는 곳에서 국소적으로 수행되며, 측정 광은 샘플의 상이한 깊이에서 후방-산란(back-scatter)된다. 되돌아오는 측정광은 기준 광 빔(reference light beam)과 겹쳐지고, 측정된 간섭 광이 그중에서도 특히 측정 광의 후방-산란 방향(빔의 원래 방향과 동일함)을 따라 산란 강도의 분포를 계산할 수 있게 한다. OCT 시스템의 전형적인 측정 깊이는 0.5 내지 2밀리미터이다. 측정 광 빔은 전자 스캐너에 의해 측방향으로 편향될 수 있으며, 소정의 라인 또는 영역이 샘플을 가로질러 스캐닝 방식으로 안내될 수 있다(또한 B 스캔). 따라서, 선택 가능한 샘플 슬라이스의 거동 또는 제한된 깊이의 용적을 특히 생체 조직에서 관찰할 수 있다. 따라서, OCT의 주 용도는 안과, 피부과 및 내시경 검사에서이다.

[0006] 이에 따라, 제WO 01/80792 A2호는 생물학적 샘플의 반사율 깊이 프로파일은 레이저 치료의 결과로서의 조직 변화를 검출하기 위해 OCT에 의해 높은 측정 속도를 사용하여 측정 및 평가되어야 한다고 교시하고 있다. 그러나, 제WO 01/80792 A2호는 조사 효과(irradiation effect)를 측정하는데 또는 심지어 치료 방사선을 제어하는데 어떠한 조직 파라미터가 관련되는지 및 어떻게 상응하는 해석 및 측정치가 측정된 프로파일로부터 유도되는지에 대한 어떠한 힌트도 제공하지 못한다. 그 정도로, 명세서는 단지, 치료 방사선은 OCT 측정에 의해 달성되며 전적으로 관독기가 독립으로 측정 데이터를 결정한다고 교시하고 있다.

[0007] 제DE 101 35 944 C2호의 측면에서, 생체 조직의 열기계적 특성이 이러한 목적을 위한 초점이 되고 있다.

[0008] 특히 OCT 측정에 의해 기계적 특성을 결정하는 것이 OCT 탄성초음파(OCT elastography: OCE)의 주제이다. 예를 들면, 리안 등(Liang et al.)의 연구[문헌 참조: "Optical micro-scale mapping of dynamic biomechanical tissue properties", Vol. 16, No. 15, OPTICS EXPRESS, 11052 pp. (2008)]에서, 예를 들면, 압전 소자에 의해

기계적으로 여기되는 경우 샘플의 미시적인 공간 분해 이동을 실험하는, 영상화에 의해 생물학적 생체외 샘플의 생체역학적 특성을 측정하는 방법이 밝혀졌다. 여기서 샘플의 온도는 표적화된 방식으로 설정할 수 있다. OCE에서는 샘플이 변하지 않으며(비-파괴 측정), 기계적 여기의 정확한 조절에 의존한다.

[0009] 여기서, OCE는 살아있는 환자에서 단지 제한된 정도로 측정하는데 적합하며, 그 이유는 불가피한 자체 이동이 발생하고, 또한 조절된 기계적 여기가 항상 표적 조직에서 직접적으로 수행될 수는 없기 때문이다(예를 들면, WO 2007/059292 A2 참조, 그러나 여기서는 기계적 여기에 대한 반응을 측정하기 위해 반사면에서 OCT가 아니라 레이저 속도계가 사용된다).

[0010] 리안 등에 의한 연구는 두 가지 유용한 힌트를 제공한다: 한편으로, 국소 조직 이동을 결정하기 위해서는 측정 가능한 OCT 위상을 조사해야 하고, 다른 한편으로, 위상 측정을 위해서는 스펙트럼 도메인 또는 또한 푸리에 도메인(Fourier domain; FD) OCT의 사용이 권장된다.

[0011] 예를 들면, 제DE 43 09 056 A1호는 FD-OCT를 밝혀냈다. 여기서, 짧은 간섭 광원으로부터의 광이 기준 평면($z=0$)에 대해 거리 z 를 갖는 평면에서 샘플에 산란되고, 기준 평면으로부터 후방-산란 광과 겹친다. 조사된 파장 λ 중의 어떤 파장이 관찰되는지에 따라 평면의 고정 거리 z 에 대해 보강 간섭 또는 파괴 간섭이 발생한다. 예를 들면, 초발광 다이오드로부터의 짧은 간섭(브로드밴드) 광을 사용하는 경우, 간섭 광은 스펙트럼으로 분할되고 통상적으로 센서 라인 또는 필적하는 디바이스에 영상화된다. 이것은 센서 라인에서의 공간 분포로서 분포 $I(k)$, $k=2\pi/\lambda$ 를 측정할 수 있도록 한다. 이러한 분포의 푸리에 변환은 깊이-의존적 산란 강도 $S(z)$ 를 야기한다. 스펙트럼 레이더(spectral radar)라고 불리우는 이러한 설계 이외에, 간섭계의 출력장치에서 간섭의 스펙트럼을 측정하는 광검출기를 갖는 고속 가변 레이저(fast tunable laser)에 대한 스위핑-광원 OCT(swept-source OCT: SS OCT)라고도 불리우는 FD-OCT의 추가의 설계가 있다.

[0012] 바록 등(Vakoc et al.)의 연구[문헌 참조: "Real-time microscopic visualization of tissue response to laser thermal therapy". J. Biomed. Opt., Vol. 12(2), p. 020501-1 (2007)]가 마지막으로 가장 가까운 선행 기술이다. 이것은 특히 레이저 방사선을 동시에 흡수하면서 FD-OCT의 위상 신호로부터의 조직 속도의 측정 가능성을 보여준다. 표적화된 국소 가열은 생체외 조직의 변형을 야기하며, OCT 위상 신호와 손상 깊이 간의 상관성은 상이한 전시 시간(exposition time) 동안의 조직학적 조사결과를 사용하여 입증된다. 여기서 OCT 위상은 실시간으로 측정할 수 있다.

[0013] 이것은 전자기 방사선을 흡수함으로써 생물학적 조직을 치료하는 경우에 경과(progress)가 대체로 FD-OCT의 측정 가능한 위상 데이터 내에서 관찰될 수 있음을 확인시켜준다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0014] 바록 등(Vakoc et al.)도 여전히 생체내 적용 동안의 자체 이동의 핸들링에 대한 질문 및 실시간으로 열탄성 조직 팽창을 지속적인 조직 팽창과 - 확실히 단지 후속적인 조직학적 검사에 의해 - 구별하는데 사용될 수 있는 적합한 관측치에 대한 질문에 대답하지 못한다.

과제의 해결 수단

[0015] 본 발명의 목적은 전자기 방사선을 흡수함으로써 가열에 의해 생체 조직을 실험하고 가능하게는 치료하며, 열-기계적 조직 효과를 측정하고, 필요에 따라, 또한 측정된 데이터를 기초로 하여 방사선원을 조절하기 위한 디바이스를 명시하는 것이다.

[0016] 당해 목적은 청구항 제1항에 따르는 디바이스에 의해 달성된다. 종속항들은 유리한 설계를 명시한다.

[0017] 본 발명의 디바이스는 전자기 방사선원(예를 들면, 레이저, 플래시 램프, 마이크로파 공급원 등) 및 방사선원의 조사 파라미터(특히 강도, 조사 길이, 반복률, 펄스 에너지, 광도 등)를 제어하기 위한 제어 유닛을 포함한다. 당해 디바이스는 추가로 하나 이상의 FD-OCT 장치를 나타낸다. 하나 이상의 FD-OCT 장치는 다색 광원, 소정의 측정 부위에서 조직을 조명하고 측정 부위로부터 되돌아오는 광을 측정 유닛으로 다시 안내하기 위한 광학 소자를 포함한다. 마찬가지로 FD-OCT 장치의 일부인 측정 유닛에서, 되돌아오는 광은 기준 광 빔과 겹친다. 측정

유닛은 간섭계의 출력장치에서 스펙트럼 강도 분포를 검출하는 검출기를 포함한다(전형적으로 스펙트럼 레이더의 경우 선형 라인 센서 또는 SS-OCT의 경우 광다이오드 구성).

- [0018] 본 발명의 디바이스는 추가로 다음의 작업을 수행하는 컴퓨터조작 유닛(computational unit)을 나타낸다:
- [0019] a. 샘플 표면 상의 소정의 측정 부위에 대한 하나 이상의 FD-OCT 장치의 하나 이상의 검출기의 측정 데이터를 판독하고;
- [0020] b. FD-OCT 측정 광의 하나 이상의 조사 방향을 따라 센서 데이터로부터 산란 강도 및 위상을 계산하고;
- [0021] c. 소정의 위상으로부터 하나 이상의 조사 방향을 따라 국소 조직 속도를 계산하고;
- [0022] d. 동일한 측정 부위에 대해 소정의 간격으로 단계 a 내지 c를 반복하고;
- [0023] e. 단계 d에 따라 소정의 반복 횟수에 걸쳐 c 하에서 결정된 데이터를 가산함으로써 시간에 대해 c 하에서 결정된 국소 속도를 적분하고;
- [0024] f. 측정된 산란 강도 및 위상의 위치를 인덱싱하는 좌표계의 하나 이상의 좌표에 따라 e 하에서 계산된 적분치를 미분하고;
- [0025] g. (예를 들면, 디스플레이 디바이스 상에서) 출력을 위해 및/또는 방사선원의 제어 유닛을 제어하기 위한 추가의 평가 및 의사-결정을 위해 단계 f에 따라 계산된 데이터를 제공한다.
- [0026] 마지막으로 언급된 단계 g는 아래에 추가로 설명된다.
- [0027] 따라서, 본 발명의 디바이스는 - 가장 간단한 설계에서 - 이것이 적어도 단계 e 및 f를 추가로 수행한다는 점에서 바록 등보다 더 진보된 것이다. 초기에는 이들이 방법 단계이지만, 이후에 설명되는 선량 제어의 실행가능성은 계산이 1초의 몇 분의 1 동안에 수행되어야 한다는 것을 전제로 하기 때문에 컴퓨터조작 유닛에서의 실시는 불가피하다. 이것은 자동화되지 않고는 불가능하다.
- [0028] 본 발명은 측정 데이터를 해석하는 새로운 플랜을 밝혀냈으며, 이것은 이하에서 더욱 상세하게 설명된다. 이러한 새로운 해석은 디바이스의 팽창 옵션을 야기하며, 이것도 마찬가지로 본 발명의 주제이다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 본 발명은 또한 도면을 사용하여 설명되며, 여기서:
- 도 1은 FD-OCT 라인 스캔을 사용하여 기록된, 백색 수평선으로 표시된 RPE 층과 눈의 각막에서의 산란된 강도 분포의 인텐시티 영상(intensity image)을 보여주고;
- 도 2는 도 1로부터의 선택된 프로필에 대해 깊이 축을 따라 상이한 측정량과 계산량의 플롯을 보여주고;
- 도 3은 FD-OCT 장치(OCT), 샘플을 조사하고 국소적으로 가열하기 위한 전자기 방사선원(EM) 및 컴퓨터조작 유닛(CPU) 및 또한 FD-OCT 측정 광을 위한 편향 장치를 포함하는 디바이스의 초안을 보여주고;
- 도 4는 가열된 샘플에서 국소 속도 필드의 3개의 독립적인 직선 성분을 검출하기 위해 새롭게 설계된, 도 3으로부터의 디바이스의 변경된 초안을 보여준다.
- 오늘날의 FD-OCT 시스템은 10 μ s 내에 A 스캔 - 단일 측정 부위에 대한 단일 깊이 프로필의 기록 - 이 가능하다. 측정의 깊이 분해능은 대략 10 μ m이고, FD-OCT의 측정 깊이는 전형적으로 500 - 1000 μ m이며, 이것은 또한 샘플의 특성의 함수이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 도 1은 측정-광 조명이 망막의 표면을 따라 안내되는 경우에 야기되는 전형적인 FD-OCT 영상을 보여준다(라인 스캔). 도면은 인텐시티 플롯으로서 측정 가능한 산란 강도를 보여주며, 이때 보다 희미한 픽셀이 보다 높은 산란 강도를 나타낸다.
- [0031] FD-OCT는 간섭 광의 스펙트럼 강도 분포 $I(k,t)$ (여기서, $k = 2\pi/\lambda$ 는 측정 광 성분의 파수이고, t 는 시간이다)를 검출한다. 단계 b에서, 이러한 분포를 바람직하게는 $\int I(k,t) \exp(ikz) dk$ 에 따라 복합 푸리에 변환(complex Fourier transformation)에 적용하며, 산란 강도 $S(z,t)$ 는 절대값으로서, $\phi(z,t)$ 는 푸리에 계수의

위상으로서 나타난다. 여기서, z 는 측정 광의 조사 또는 후방산란 방향에 따른 국소 좌표를 나타낸다. 통상적으로, 이것은 조직 표면에 대해 직각으로 배치되지만, 이것이 필수적인 것은 아니다. 측정 광의 경사각이 또한 적합할 수 있다(예를 들면, 도 4 및 이에 대한 설명 참조).

[0032] 소위 도플러 OCT로부터, 시간에 대한 위상의 도함수가 빔 방향으로의 산란체의 국소 속도 성분의 척도, 즉 $d\phi/dt \sim v(z,t)$ 인 것으로 공지되어 있다. 실제로, 측정 동안 통계적 위상 잡음을 수반하는 수많은 간섭의 원인이 존재하기 때문에, 미분 계수 대신에, 너무 작지 않은 Δt 를 갖는 차분 계수(difference quotient) $\Delta\phi/\Delta t$ 가 계산된다. Δt 가 너무 작으면, 이러한 의미없는 잡음이 수치적으로 지나치게 강조되며, 즉, 신호 잡음 비가 적합하지 않다. 다른 한편으로, Δt 는 기껏해야, 소정의 파장(예를 들면, FD-OCT 백색 광 $820 \pm 40\text{nm}$) 및 소정의 속도에서 국소 산란체까지의 광로 길이가 간격 Δt 동안 파장의 절반 이상(여기서는, 예를 들면, 410나노미터)까지 이동하지 않도록 하는 정도로만 클 수 있다. 달리, 위상은 π 이상까지 변하며, 이것은 측정 동안 검출되지 않는다. 산란체 속도의 상응하는 잘못된 추정치가 야기된다. 따라서, 값 $t_{\min}$ 및 $t_{\max}$ 이 존재하며, 이에 대해 위상으로부터 측정 부위에서 산란체 속도의 안정한 측정이 수행될 수 있도록 $t_{\min} < \Delta t < t_{\max}$ 가 유지되어야 한다. 여기서, $t_{\min}$ 은 특정한 측정 디바이스, 특히 이의 잡음 거동의 함수인 반면, $t_{\max}$ 는 평균 측정-광 파장 및 예상되는 최대 산란체 속도의 함수이다. 측정 측면에서 아웃레이를 줄이기 위해서는(가능한 적은 A 스캔), Δt 가 바람직하게는 $t_{\max}$ 전후로 선택될 것이다.

[0033] 조직 속도를, 예를 들면, $100\mu\text{m/s}$ 까지 측정하기 위해, $\Delta t = 5\text{ms}$ 의 간격으로 A 스캔을 실시하고 평가하는 것으로 충분하다. 보다 높은 속도가 예상된다면 Δt 는 낮추어야 한다.

[0034] 도 1로부터의 FD-OCT 측정 동안, 산란 강도, 위상 및 조직 속도는 소정의 시간 단계에서 측정되는 반면 레이저 조사가 동시에 일어난다. 조사된 영역은 넓은 화살표(EM)로 표시되어 있다. 도 1이 만들어지는 시간에, 94mW 의 레이저 전력이 이미 대략 500ms 동안 적용되었다. 백색 선으로 표시된 RPE는 공지된 바와 같이 레이저 광의 대부분을 흡수하는 RPE 층의 경계를 표시한다. 2개의 백색 수직선은 선택된 깊이 프로파일(10 및 20)을 표시하며, 이를 따라 측정 데이터가 도 2에 보다 상세하게 도시되어 있다. 여기서, 깊이 프로파일(10)은 레이저 조사의 중심에 있지만, 깊이 프로파일(20)은 조명된 스팟 바깥에 있다.

[0035] 도 2a 및 2b는 프로파일(10 및 20)에 대한 산란 강도를 보여준다. 실제로 이들에서는 차이를 검출할 수 없으며, 즉, 단지 산란 강도에 기초해서는 조사된 조직과 조사되지 않은 조직을 구별하기가 어렵다.

[0036] 도 2c 및 2d에서의 그래프는 각각 프로파일(10) 및 (20)에 대한 위상으로부터 측정된 순간 조직 속도(instantaneous tissue velocity)를 보여준다. 레이저 조사는 프로파일(10)에서 현저하게 높은 속도($40\mu\text{m/s}$ 이하)로부터 측정할 수 있다. 그러나, 여기서도 역시 어떠한 단계에서 조사된 에너지 깊이의 어떠한 부분이 흡수되는지를 검출할 수는 없다. 속도의 마이너스 기호는 조직이 망막 표면에서 평면 $z=0$ 쪽으로 이동함을 의미한다. 따라서, 이것은 팽창의 결과로서 예상될 수 있는 바와 같이 방사선 방향에 더 가깝게 이동한다.

[0037] 순간 조직 속도-두 개의 후속적인 A 스캔 간에 위상의 차를 형성함으로써 계산됨-는 통상 확률적으로 잡음이 있으며, 또한 추가의 진동 요소를 함유하고, 생체 조직의 경우에 자체 이동에 의해 영향을 받으며, 탄성 효과와 지속 효과(persistent effect) 사이에 어떠한 차이도 검출하지 못한다.

[0038] 이와 달리, 변위 필드 D로서 아래에 기재되어 있는 시적분(time integral)은 거의 잡음이 없는 평균이며, 적분은 또한 저역 통과 필터로서 작용한다. 변위 필드 D는 방사선 방향에서의 좌표 z 와 시간의 함수로서 전자기 방사선의 흡수로 인한 조직에서의 산란 지점의 실제 변위에 지나지 않는다.

[0039] 원칙적으로, $D(z,t)$ 는 벡터 필드이지만, z 방향으로의 벡터 성분만이 측정될 수 있다. 시적분은 시간의 어떠한 포인트 사이에도 형성될 수 있다. 적분의 시작으로서, 바람직하게는 흡수 조사의 개시 전 또는 개시 동안의 시간이 선택될 것이고, 방사선원을 스위칭 오프한 후의 시간이 적분 종료로서 선택될 것이다.

[0040] 도 2e 및 2f는 각각 프로파일(10) 및 (20)에서의 변위 필드의 z 성분을 보여준다. 도 2e에서의 가파른 솔더는 이미 망막 표면 대략 $200\mu\text{m}$ 아래의 한정된 깊이에서 볼 수 있다. 두 개의 변위 모두를 깊이 좌표 z 에 대해 미분하는 경우, 도 2g 및 도 2f의 그래프에 각각 도시되어 있는 바와 같이, 조사된 조직과 조사되지 않은 조직 간의 차이가 특히 명백해질 것이다. 도 2의 모든 그래프에서, 수직선은 도 2g로부터의 최대치의 위치를 보여준다.

[0041] 시간 t 에서의 각 포인트에서, 차분 계수 $[D(z+\Delta z,t) - D(z,t)]/\Delta z$ 는 원래 거리 Δz 만큼 떨어져 있던 두 개 포인트의 거리에 있어서의 변화이다. 따라서, 이것은 무한소 Δz 에 대해 도함수 dD/dz 가 조직 선 팽창(linear tissue expansion) $\epsilon(z,t) = dD(z,t)/dz$ 를 명시한다는 것을 따른다. 조직의 순수한 열탄성 팽창의 경우(가역

적 팽창, 비-변성 등), 조직에서의 온도 증가가 이로부터 직접적으로 결정될 수 있다.

수학적 1

[0042] $\varepsilon(z,t) = \alpha_L(T) \Delta T$

[0043] 여기서, α_L 은 선 열 팽창 계수 - 통상적으로 또한 온도의 함수 - 이고, ΔT 는 온도의 증가이다. 생물학적 조직의 경우 및 또한 물의 경우, 팽창 계수는 알려져 있다. 부피 팽창 계수(volumetric expansion coefficient) α_V 만이 알려져 있다면, 등방성 매체에 대한 근사치 $\alpha_L \sim \alpha_V/3$ 를 사용하여 다룰 수 있다.

[0044] 전자기 방사선을 흡수함으로써 조직에 축적된 에너지는 조직의 변화를 일으키기에 충분하지 않다는 점에서, 본 발명의 디바이스는 공간 분해 열탄성 조직 팽창(또는 수축)을 직접 측정할 수 있고 방사선 방향으로의 스캔 라인을 따라 깊이-분해 온도 분포(depth-resolved temperature distribution)를 또한 간접적으로 측정할 수 있다. 이렇게 하여 수득된 데이터는 항상 시간 t에서 스냅샷(snapshot)된다.

[0045] 유리하게는, 측정-광 빔은 조직 영역을 가로질러 자체 공지된 방식으로 스캐닝 방식으로 안내될 수 있다. 이것은 다수의 A 스캔이 조직 표면의 소정 격자 상에서 수행될 수 있도록 한다(B 스캔, x 및 y 좌표 축을 따라). 모든 A 스캔의 측정 데이터를 요약하고, 이에 따라 조직의 3차원 영상을 입수하는 것은 공지되어 있다.

[0046] B 스캔을 수행하기 위한 본 발명의 디바이스에 대한 예시적인 양태가 도 3에 도시되어 있다. 다색 측정 광은 FD-OCT 장치(OCT)에 통합된 광원으로부터 유래한다. 이것은 섬유를 통해 안내되고, 출사단(exit end)에서 시준되고, 주기적으로 스위빙 가능한 편향 미러(periodically swivable deflection mirror)(30)에 직사된다. 이러한 미러는 측정 광을 이미징 광학계(imaging optics)(40)로 안내하며, 이미징 광학계는 측정 광을 샘플 표면(50)에 초점을 맞춘다. 편향 미러(30)의 이동 동안, 초점은 샘플(50)을 뛰어 건넌다. FD-OCT 장치(OCT)는 또한 샘플로부터 후방-산란된 광을 기준 광 빔과 중첩시키고 선행 기술에 따라 간섭 광을 검출하기 위한 수단을 포함한다. FD-OCT 장치(OCT)의 측정 데이터는 분석 및 기록 목적으로 도 1에 나타난 데이터 라인을 통해 컴퓨터조작 유닛(CPU)에 제공된다. 컴퓨터조작 유닛(CPU)은, 예를 들면, 샘플의 측정 부위 및 시간에 의해 인덱싱된 B 스캔 데이터로서 편향 미러(30)의 이동의 전체 사이클에 대해 측정 데이터를 편집하고, 완료시 이를 저장한다. 이것은 FD-OCT 측정 데이터로부터 산란 강도 및 위상을 계산하고, 후속 B 스캔의 위상 데이터 간의 차이를 형성하고(국소 속도 성분을 계산하기 위해 시간에 대해 미분함), 이러한 위상 차를 누적하여 합계하고(국소 변위 성분 $D(x,y,z,t)$ 를 계산하기 위해 시간에 대해 적분함), 각각의 업데이트된 시적분을 깊이 좌표에 대해 미분한다. 각각의 B 스캔의 완료 후에 마찬가지로 업데이트된 공간 도함수는 샘플 표면 상의 측정 부위, 샘플에서의 깊이 및 시간의 함수로서 조사 방향으로의 샘플(50)의 선 팽창도 $\varepsilon(x,y,z,t)$ 를 설명한다.

[0047] 도 1은 추가로 전자기 방사선원(EM)을 보여주며, 전자기 방사선원의 광은 자체 섬유를 통해 안내되고 샘플에 별도로 조사된다. 여기서 방사선원(EM)은 또한, 선행 기술에 따라 통상적인 바와 같이, 실제 광원과 구조적으로 통합된 조사 파라미터를 제어하기 위한 제어 유닛을 포함한다. 도 1에서, 데이터 링크가 방사선원(EM)과 컴퓨터조작 유닛(CPU) 사이에 제공되어 있다. 이러한 데이터 링크를 가로질러, 컴퓨터조작 유닛(CPU)이 조사 파라미터 세트를 조사하고/하거나 변화된 조사 파라미터를 미리결정하고, 이에 따라 방사선원(EM)을 작동시킬 수 있다.

[0048] 방사선원(EM)에 의해 방출되는 방사선에 대한 제한은 거의 고려되지 않는다. 이것은 단지 샘플(50, 여기서: 생체 조직)에서 흡수되어야 한다. x선 아래의 전체 전자기 스펙트럼이 여기서 고려될 수 있다. 펄스 방사선 또는 cw 방사선이 가능하며, 단색 또는 다색 광이 마찬가지로 사용될 수 있다. 높은 강도가 조사되는 경우, 특히 심지어 FD-OCT 측정 광 방사선도 자체로 조직을 가열하는 역할을 할 수 있다. 통상적으로, FD-OCT 측정 광의 강도는 매우 낮아서 조직에 감지할 수 있을 정도의 영향을 미치지 않는다.

[0049] 흡수에 의해 조직을 가열하기 위한 목적으로 전자기 에너지를 조사하는 것은 통상적으로 표적화된 방식으로 이루어지며, 작은 영역(스팟)에 한정된다. 이것은 특히 레이저 치료에 대해 적용된다. 이에 따라 해당되는 영역은 통상적으로 이러한 스팟의 주변에 제한된다. 따라서, 본 발명의 디바이스는 바람직하게는 중심에 스팟을 갖는 스캔 영역을 나타내는 FD-OCT 측정 광을 편향시키기 위한 스캐너를 갖는다. 이것은 흡수되는 방사선을 위한 어플리케이션이 광-전도 섬유를 통해 측정 광을 공급하는 스캐너에 단단히 연결되어 있다는 점에서 또한 구조적으로 촉진될 수 있다. 대안으로서, 스캐너는 또한 파장-선택적 설계를 가질 수 있으며, 측정 광은, 치료학적

활성 방사선(예를 들면, 마이크로파)이 편향되지 않은채로 스캐너를 통과하면서 측정-광 방사선의 파장 범위만을 편향시키도록 치료 빔의 빔 경로로 반사될 수 있다.

[0050] 스캐너는 에어리어 스캐너(area scanner) 또는 라인 스캐너(line scanner)일 수 있다. 여기서, 라인 스캐너가 바람직하게는 스팟의 중심을 가로질러 스위핑한다.

[0051] 생체 조직에서 z 방향으로의 조직 팽창 $\partial D(x,y,z,t)/\partial z$ 을 온도 분포에 대해 맵핑하는 것은 단지 열탄성 이동만이 일어나는 한 가능하다. $\partial D/\partial z$ 는 조직의 미소기계적 등방성(micromechanic isotropy)을 가정할 수 있는 한 조직 팽창을 평가하는데 충분한 측정치이다.

[0052] 유리하게도, 반드시 등방성 가정에 의존할 필요는 없다. 지금까지 기재된 본 발명의 디바이스는 항상 조사 방향을 따라 변위 필드의 성분을 측정하기 때문에, 다수의 동시의 비평행 측정-광 빔을 제공하는데 있어서 바람직한 설계를 알 수 있다. 특히 3개의 독립적인 직선 방향으로부터의 동시의 경사진 조사의 경우, 변위 필드의 3개의 독립적인 직선 성분을 측정하는 것이 또한 가능하다.

[0053] 도 2는 FD-OCT 측정 광이 시준 방식으로 3개의 평행-배향된 섬유를 빠져나와 편향 미러에 부딪히는 것만이 도 1과 상이한 본 발명의 설계를 보여준다. 여기서, 3개의 섬유는 삼각형의 꼭짓점을 형성한다. 따라서, 각각의 섬유로부터의 광이 이미징 광학계의 다른 지점에 도달하고, 측정 부위 쪽으로 편향된다. 사실상, 그후 3개의 측정-광 빔은 3개의 독립적인 직선 방향으로부터 각각의 측정 부위로 조사되며, 그 과정에서 샘플을 가로질러 모든 측정-광 빔을 단체로 안내하기 위해서는 단지 단일 스캐너가 필요하다. 대안으로서, 샘플에 대해 상이하게 배향된 3개의 섬유를 사용하여 상이한 조사 방향을 실현하고, 이에 따라 고정할 수 있으며, 측정 광을 안내하고 샘플을 직접 조사할 수 있다(도시하지 않음). 그러나, 항상 이러한 빔을 샘플 상의 동일 부위를 가로질러 동시에 안내하는 것은 보다 복잡하다. 여기서, 3개의 FD-OCT 시스템을 병렬식으로 작동시키는 것이 필수적인 것은 아니다. 오히려, 측정 광은 고정된 클럭 속도(fixed clock rate)에서 3개의 섬유 각각을 통해 주기적으로 안내될 수 있다. 예를 들면, 각각 B 스캔을 완료한 후에 또 다른 섬유가 활성화될 수 있다.

[0054] 섬유의 사용이 필수적인 것은 아니어서, 전자가 제한으로서 간주되지는 않는다. 공지된 바와 같이, 각각의 섬유-안내된 광학 설비를 섬유없이 실현할 수도 있다. 통상적으로, 이것은 다만 비현실적이다.

[0055] 3개의 독립적으로 직선 공간 방향으로부터의 FD-OCT 측정은 여기에 지적된 몇가지 정합(registration) 문제를 야기한다. 한편으로, 모든 측정 데이터는 경사진 좌표 시스템에서 사전에 취득된다. 또 다른 한편으로, 개개의 속도 성분은 항상 이러한 좌표 축 중의 하나를 따라 동시에 취득된다. 측정-광 스캐너에 의한 스캐닝의 양자화로 인해, 통상적으로 샘플 용적의 단지 몇개의 최적소(voxel)에서만 속도 필드의 2개 또는 심지어 3개의 성분이 직접 측정된다. 더욱이, 그 후에도, 상이한 성분들이 시간의 상이한 포인트에서 측정된다. 3차원 보간(interpolation)에 의해 위치와 시간의 함수로서 완전한 속도 필드를 합당한 정확도로 측정하기 위해서는 뉴메릭 아웃레이(numeric outlay)가 고려되어야 한다. 본 발명을 수행하기 위해, 다행히도 시간에 대한 적분이 시간 축을 따른 보간의 필요를 없애기 때문에 작업이 보다 간단하다. 그러나, 위치 정합의 경우, 보간(시적분의 보간, 즉 변위의 보간)이 적절하며, 샘플의 모든 최적소에 대해 변위 필드의 3개의 모든 성분이 존재하는 것은 아님을 주지해야 한다. 모든 3개의 깊이 스캔에 의해 투과되는 섹션 용적 밖에서는, 상응하는 측정 데이터가 부족하다. 따라서, 해당 섹션 용적은 충분한 크기로 명기하여야 하고, 그안에 위치하지 않은 측정 데이터는 평가로부터 제거해야 한다.

[0056] 변위 필드의 모든 3개의 성분이 측정되는 경우, 변위 필드 $D(x,y,z,t)$ 의 차이(divergence)를 또한 비-등방성 샘플에 대해서도 계산할 수 있다. 이것은 전자기 방사선의 흡수로 인한 3차원 조직 팽창을 설명한다.

수학식 2

[0057]
$$\epsilon(x,y,z,t)=\nabla D(x,y,z,t)=\alpha v(T)\Delta T$$

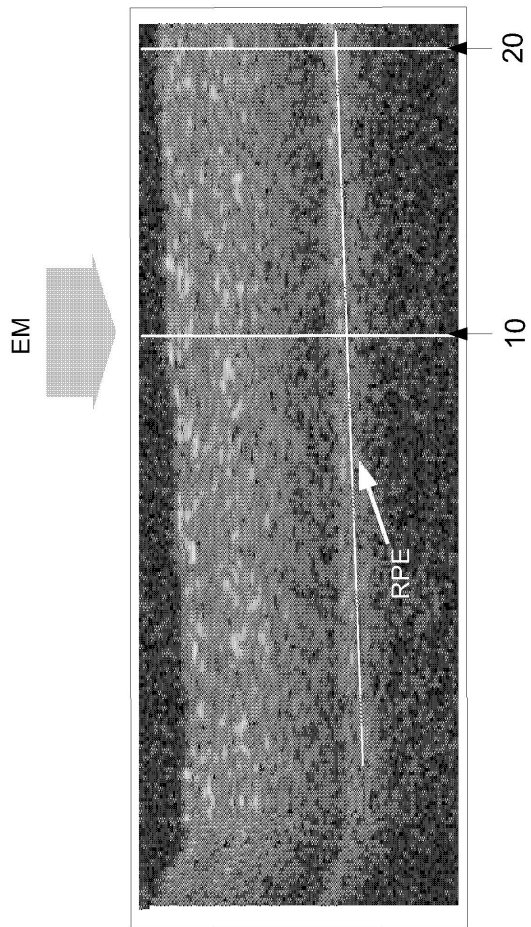
[0058] 물리학에서, 필드의 차이는 이의 소스 강도의 의미를 갖는다. 이것은 필드의 해석에 대해 불변하다. 따라서, 생체 조직의 자체 이동은 이것이 전반적으로 해당 조직에 대한 것이라는 점에서 측정치로부터 제거된다. 예를 들면, 해당 조직 내부 모세관에서의 맥박(blood pulse)으로 인한 팽창만이 여전히 검출된다. 그러나, 이들은 특징적인 주파수(대략 1Hz)에 의해 특징지어지며, 그대로 분리할 수 있다.

- [0059] 변위 필드의 차이의 시간적 거동을 마찬가지로 물리적으로 해석할 수 있다. 다음의 설명이 조직 팽창의 3차원 측정 및 도입부에 기재된 1차원 측정 둘 다에 대해 적용된다. 여기서 서두에 언급된 작업의 단계 g가 어떻게 달성되는지가 설명된다.
- [0060] 전자기 방사선이 흡수 용적에 인가되면, 이의 온도가 초기에는 직선 방식으로 증가한다. 효과적인 열 전달을 가능케 하는 충분히 높은 온도 구배가 존재하는 한, 조사된 에너지의 일부가 열 확산에 의해 주변으로 전달된다. 흡수 위치에서의 온도 증가는 계속되는 방사시 감소한다. 흡수력 및 열-확산 상수(heat-diffusion constant)가 (국소적으로) 공지되어 있다면, 열-전도 이론을 사용하여, 불변의 흡수체 용적에서의 온도의 시간적 진행을 정확하게 예측할 수 있다. 반대로, 조직이 비가역적인 변화(예를 들면, 상 전이, 변성)를 겪지 않는 것이 보장된다면, 두 가지 값 모두 측정된 온도 분포의 시간적 진행으로부터 계산할 수 있다.
- [0061] 전자기 방사선이 확실히 비가역적인 조직 변화를 일으키기에 충분하지 않은 선량으로 조직에 조사되는 경우, 시간에 대해 측정되는 조직 팽창 $\varepsilon = \text{div } D$ 이, 수학적 2가 적용되는 경우, 달성되는 깊이 또는 공간 분해 동적 온도 증가에 대한 직접적인 척도이며, 열-전도 모델을 사용하여 깊이 또는 공간 분해 흡수력 및 열-전도 상수에 대한 결론을 내릴 수 있다.
- [0062] 이러한 조직 파라미터를 사용하여, 본 발명의 컴퓨터조작 유닛은 이제 처리 방사선의 전력이 소정의 증분으로 증가한다면 초래되는 온도 필드의 예측치를 계산할 수 있다. 그후, 이것은 방사선원의 제어 유닛이 이러한 증분을 실현하기 위한 상응하는 셋팅을 수행하도록 지시한다(예를 들면, 강도의 증가, 펄스 레이저의 펄스율 향상 등). FD-OCT 디바이스의 다음 스캔의 말기에, 컴퓨터조작 유닛은 D , $\varepsilon = \text{div } D$ 의 업데이트 및 모델링된 온도 필드의 업데이트를 만들고, 후자를 예측치와 비교한다.
- [0063] 측정된 및 예측된 온도 분포 간의 차이가 (측정 불확도로 인해) 허용 가능한 한계 내에 있는 경우, 다음 예측은 이번 측정치를 기준으로 하여 이루어지며, 제어 장치에는 추가의 증분 명령이 제공된다. 그러나, 차이가 더 이상 측정 불확도에 의해 설명될 수 없을 정도로 나타난다면, 조직 변화로 인한 추가의 팽창 또는 수축이 조직에서 일어난 것으로 가정되며, 특히 단백질 변성이 이의 원인으로 간주될 수 있다. 또한, 조직이 국소적으로 이의 광학 특성, 특히 산란 및 흡수력을 변화시켜, 이러한 변화의 개시가 예측치-이는 단지 불활성 매질에서의 열 전도를 기초로 함-로부터의 현저한 편차를 야기한다.
- [0064] 이러한 편차가 발생한다는 것은 처리 방사선을 종료할 근거를 제공할 수 있다. 여기서, 컴퓨터조작 유닛은 이용 가능한 물리적으로 기초된 종료 기준(termination criterion)이면서 실험적인 종료 기준일 뿐만 아니라 이에 더하여 또한 아마도 즉시 모면되는 조직 변화의 개시 시간에서의 조직 팽창의 스냅샷을 갖는다. 이것은 나중 단계에서도 조직 손상의 정확한 분석을 수득할 수 있도록 한다.
- [0065] 선량 측정의 목적으로, 치료학적 방사선원을 조사의 시작시에 조직에서 확실히 어떠한 손상도 야기할 수 없는 파라미터에 세팅하는 것이 유리하다. 출발 단계 이후 안정한 온도 모델링에 대한 충분한 데이터가 컴퓨터조작 유닛에 이용 가능해지고서야, 치료학적 활성 방사선 선량을 단계별로 증가시키는 것이 타당하다. 이미 언급한 증분은 명백히 또한 다음 시간 단계에서 일정한 조사 파라미터의 경우를 포함한다. 따라서, 치료 방사선의 전력의 증분은 0 이상이다.
- [0066] 상기한 바와 같이 선량 측정을 실현하거나 활성화하는 것은 임의선택적이다. 본 발명의 디바이스는 단순히 또한 상기한 조직 파라미터를 측정하거나 맵핑하는데 사용될 수 있다. 따라서, 당해 디바이스는 치료학적 및 진단학적 장치이다. 전자기 방사선원(여기서, 이의 방사선은 국소 가열을 목적으로 생체 조직에 흡수된다)은 에너지 축적(energy deposition)을 정확하게 제어하기 위해 두 가지 용도 모두에서 필수조건이다. 이러한 에너지 축적이 FD-OCT 스캔에 의해 모니터링되는 영역으로 직접 일어난다는 것이 본 발명의 중요한 국면이다.
- [0067] 마지막으로, 본 발명의 팽창 가능성에 대해 적절히 언급한다. 이것은 3차원 FD-OCT 측정의 경우에 관한 것이며, 즉 벡터 필드 $D(x,y,z,t)$ 의 모든 3개의 성분이 결정되는 경우에 관한 것이다. 이미 논의된 바와 같이, 정합 문제로 인해, 이러한 가능성은 깊이 스캔으로 소정의 섹션 용적을 투과하기 위해 B 스캔을 수행하는 것을 필요로 할 것이다. 이에 따라, 3차원 용적을 가로지르는 벡터-값 데이터 필드가 이용 가능하다. 이것은 D 의 회전도, 즉 변위 필드의 소용돌이도(vorticity)가 이러한 용적에서 계산될 수 있도록 한다.
- [0068] 변위 필드 D 에서의 소용돌이는, 조직이 전자기 방사선의 작용하에서 팽창한다면, 조직의 국소 비틀림(local twist)에 상응한다. 이러한 비틀림은 항상, 조직의 흡수력이 국소적으로 강하게 변하고 인접 영역의 가열은 상이한 속도로 일어나고 방사 성능은 동일한 경우에 예상된다. 특히 조직 표면에 평행한 소용돌이가 예상되어야 한다.

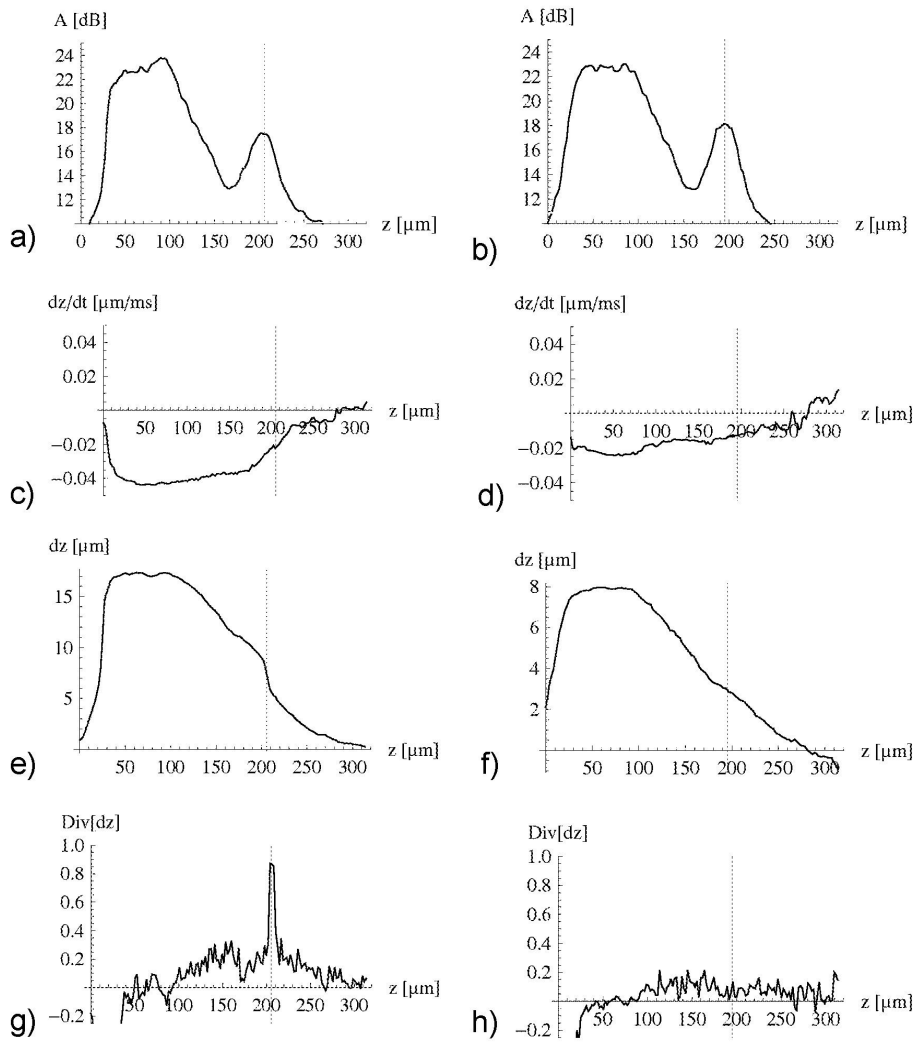
- [0069] $\text{rot } D$ 를 결정하는 것은 여전히, 열 확산이 아직 역할을 하지 못하는 경우에 특히 단기 방사선 발휘(exposition)에 대한 가능성을 나타내며, $\text{div } D \sim \Delta T \sim t$ 가 여전히, 탄성 모듈러스 또는 전단 모듈러스와 같은 기계적 파라미터가, 예를 들면, 생체의 측정으로부터 알려져 있거나 전달될 수 있다면 조직의 공간 분해 흡수력(예를 들면, 망막에서 측방향으로 변할 수 있음)을 실험하기 위한 양호한 근사치이다. 그러나, 흡수력이 미리결정된(예를 들면, 온도의 시간적 거동의 상기 추가로 기재된 관찰로부터) 것으로 가정된다면, 흡수에 있어서의 강한 차이가 이를 허용하는 경우 이러한 미소기계적 파라미터의 정확한 생체내 측정을 수행할 수 있다.
- [0070] 요약하면, 본 발명은 전자기 방사선을 흡수함으로써 측정 동안 국소적으로 가열되는 생체 조직에서의 측정 영역으로부터의 FD-OCT 시스템의 위상 정보를 순간 국소 조직 속도로 해석하고, 이를 시간에 대해 적분하여 변위 필드(자체는 이후에, 관측치-특히 조직 팽창 또는 국소 조직 비틀림-가 획득되도록 공간에 대해 미분해야 한다)를 계산하는 것을 교시하고 있다. 본 발명에 필수적인 단계들은 필요한 속도에서 단지 컴퓨터를 사용하여 수행할 수 있으며, 이에 따라, 반드시 디바이스에 통합되어야 한다.
- [0071] 관측치는 순전히 광학 방식으로 비접촉식으로 측정된다. 관측치는 측정 영역에서의 생체 샘플의 자체 이동에 의한 해석이 없다. 본 발명의 수단을 사용하여, 관측치를 공간 분해식으로 및 시간의 함수로서 기록할 수 있다. 관측치는 물리적으로 해석될 수 있는 시간적 거동을 나타내고, 이론적 개념 및 모델, 특히 열-전도 이론을 적용할 수 있어 이의 시간적 진행에 대한 특정한 가정하에서 예측이 이루어질 수 있다. 이러한 예측의 개시를 모니터링할 수 있으며, 예측치으로부터의 상당한 편차는 이전에 이루어진 가정의 위배를 암시한다. 이러한 경우, 조직의 조사가 불활성화될 수 있다. 따라서, 본 발명의 디바이스의 선량 측정은 치료 방사선에 의해 야기되는 효과의 예측가능성을 모니터링하는 것을 기본으로 한다.
- [0072] 조직 손상에 대한 방사선량이 어쨌든 너무 낮게 선택되기 때문에 흡수되는 방사선의 선량 측정이 요구되거나 필요치 않은 경우, 그러한 관측치가 또한 생체내에서 실시간으로 흡수력, 열 전도 또는 전단 모듈러스와 같은 물리적 조직 파라미터를 측정하는데 적합하다.

도면

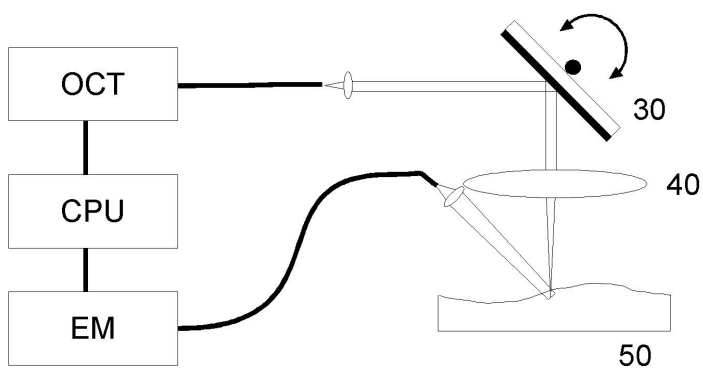
도면1



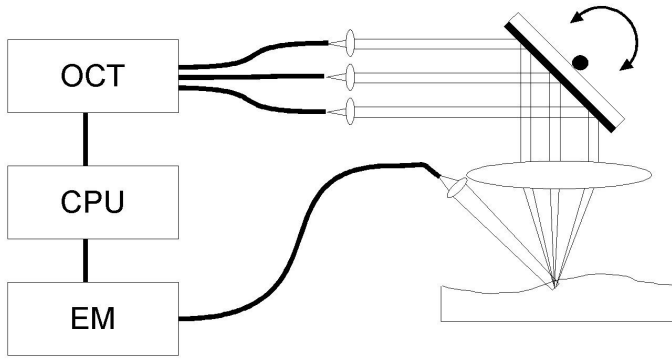
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	具有OCT系统的装置，用于通过吸收电磁辐射来测试和处理受热组织		
公开(公告)号	KR1020130120365A	公开(公告)日	2013-11-04
申请号	KR1020127030975	申请日	2011-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	MEDIZINISCHES LASERZENT LUBECK		
申请(专利权)人(译)	方法用激光的条件.뤼百宝马干.		
当前申请(专利权)人(译)	方法用激光的条件.뤼百宝马干.		
[标]发明人	BIRNGRUBER REGINALD 레기날드비링루베르 BRINKMANN RALF 랄프브링크만 HUETTMANN GEREON 게레온휴트만 MUELLER HEIKE 헤이케뮐러		
发明人	레기날드비링루베르 랄프브링크만 게레온휴트만 헤이케뮐러		
IPC分类号	A61B5/00 A61B18/20 A61N5/00 A61B5/01 A61B5/05 A61F9/008 A61B18/00		
CPC分类号	A61N5/00 A61B5/742 A61B18/20 A61B2018/00636 A61B5/05 A61F9/008 A61B5/0097 A61B5/015 A61B5/7225 A61B5/0066		
代理人(译)	金扬 - 关;		
优先权	102010018679 2010-04-28 DE		
其他公开文献	KR101825610B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它通过吸收电磁辐射对组织进行局部加热或对其进行实验来对生物组织进行实验的装置，其包括从FD-OCT相干光的相位信息中产生愤怒和深度测量组织速度的步骤。组织在测量光的扫描方向上的预定测量点，将确定的组织速度与时间相结合的步骤，以及区分计算的关于空间的试验积分的步骤，以及至少一个特征在于FD-OCT设备的特征计算机操作单元用于执行指示空间导数作为时间和空间的函数的步骤，并且作为时间和空间的函数对评估模块进行或提供空间导数，并且将空间导数做或提供给控制单元作为时间和空间的功能，并具有发射测量的光源用于照射至少一个发射电磁辐射的辐射源的控制单元，以及用于控制辐射源的研究参数和其中电磁辐射被组织吸收的纹理区域的控制单元。

