



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0033936
(43) 공개일자 2013년04월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/15 (2006.01) A61B 5/1455 (2006.01)
G01N 29/24 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0034034
(22) 출원일자 2012년04월02일
심사청구일자 2012년04월02일
(30) 우선권주장
1020110097485 2011년09월27일 대한민국(KR)

(71) 출원인
전북대학교산학협력단
전라북도 전주시 덕진구 백제대로 567 (덕진동1가)
(72) 발명자
송철규
전라북도 전주시 완산구 서신동 중흥아파트 102동 1007호
(74) 대리인
노철호, 남충우

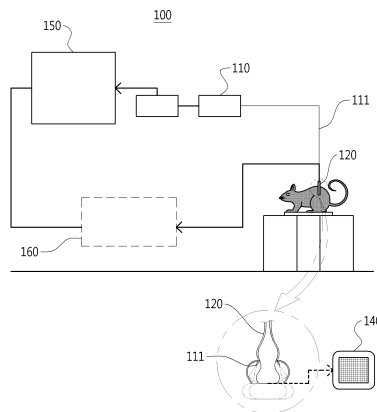
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치

(57) 요약

본 발명은 프로브; 상기 프로브에 설치되며, 생체 조직에 조사되는 레이저를 방출하는 레이저방출부; 상기 프로브에 설치되며, 상기 레이저가 조사된 생체 조직에서 열탄성팽창에 의해 순간적으로 발생하는 초음파를 감지하는 트랜스듀서; 및 상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 통해 상기 생체 조직의 광음향 이미지 및 산소포화도 분포를 생성하고, 생성된 상기 생체 조직의 광음향 이미지와 산소포화도 분포를 매핑하는 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치를 제공한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

프로브;

상기 프로브에 설치되며, 생체 조직에 조사되는 레이저를 방출하는 레이저방출부;

상기 프로브에 설치되며, 상기 레이저가 조사된 생체 조직에서 열탄성팽창에 의해 순간적으로 발생하는 초음파를 감지하는 트랜스듀서; 및

상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 통해 상기 생체 조직의 광음향 이미지 및 산소포화도 분포를 생성하고, 생성된 상기 생체 조직의 광음향 이미지와 산소포화도 분포를 매핑하는 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 레이저방출부는 Nd:Yag 레이저를 사용하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 트랜스듀서는 상기 생체 조직을 회전하면서 역투사 방법(back projection method)으로 단층영상을 획득하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 프로브에 회전 가능하도록 설치되어 상기 레이저방출부에서 방출되는 상기 레이저와, 상기 트랜스듀서로 입사되는 상기 초음파의 경로를 가변시키는 회전구동부를 더 포함하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 회전구동부는,

상기 레이저와 상기 초음파의 경로를 가변시키는 미러부와, 상기 미러부를 회전시키는 구동부를 포함하여 구성되는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 6

청구항 4에 있어서,

상기 프로브는 원기둥 형태로 형성되며, 상기 레이저의 경로 상에 배치되어 상기 레이저가 통과하도록 상기 프로브의 외주면을 따라 형성되는 플라스틱 멤브레인부가 설치되는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 트랜스듀서와 상기 제어부 사이에 설치되어 상기 트랜스듀서에서 감지되는 초음파를 증폭시키는 증폭기를 더 포함하는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치.

청구항 8

생체 조직에 레이저를 조사하는 레이저조사단계;

상기 레이저가 조사된 생체 조직에서 열탄성팽창에 의해 순간적으로 발생하는 초음파를 트랜스듀서를 통해 감지하는 초음파감지단계;

상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 통해 상기 생체 조직의 초음파영상을 얻는 초음파영상획득단계;

상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 수신하여 영상화하는 것에 의해 생체 조직의 광음향 영상을 얻는 광음향 영상획득단계; 및

상기 초음파 영상과 광음향 영상을 매핑하여 생체 조직의 기능적인 정보 뿐만 아니라 해부학적 정보를 얻을 수 있는 매핑단계;를 포함하여 구성되는 광음향 이미징 획득 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 광음향 이미징 장치에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 일반적으로 생체 조직은 다양한 원인에 의하여 병변이 진행될 수 있다. 이때, 병변이 진행되는 경과에 따라 생체 조직의 구조변화나 조직내부의 산소포화도가 변하게 된다.

[0003] 이때, 일반적으로 생체 조직의 상태를 확인하기 위하여 초음파 진단방법을 사용한다. 구체적으로 초음파 진단방법은 초음파를 생체 조직에 조사함으로써 반사되는 음파를 측정하여 생체 조직의 상태를 확인할 수 있도록 한다. 그러나 상기와 같은 초음파 진단방법은 초음파를 생체 조직에 조사하는 경우, 조직에서 초음파가 일정부분 흡수되어 반사파가 제대로 생성되지 못하는 경우가 발생하는 경우가 있다. 따라서, 일반적인 초음파 진단방법을 활용하는 경우, 병변조직에서와 같이 혈관조직이 발달한 생체 조직에 있어서는 상술한 바와 같은 문제로 인하여, 병변조직의 정확한 형태를 찾기에는 해상도가 떨어져 정확한 측정이 불가능하다는 문제가 있다.

[0004] 한편, 상술한 바와 같은 초음파 진단방법과 같이 해상도가 떨어지는 영상을 극복하기 위하여 해상도가 높은 X선 진단장치를 활용하는 것이 가능하다. 그러나, X선 진단장치의 경우, 생체 조직이 X선에 노출됨으로써 생체 조직의 일부 손상이나 변형이 발생할 수 있다는 문제가 있다.

[0005] 따라서, 인체에 무해하면서도 정확하고 해상도 높은 생체 조직 영상을 획득하는 것이 정확한 질병의 진단이나 신속한 질병치료를 위하여 무엇보다 필요하다고 할 수 있으며, 또한, 생체 조직에 발생하는 병변의 진행상태를 확인하기 위하여 산소포화도를 생체 조직 영상과 함께 확인하는 것이 필요하다. 산소포화도는 조직 내 전체 헤모글로빈 농도 중에서 산화 헤모글로빈 농도의 백분율을 의미한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명의 실시예들은 조직의 생리적인 정보인 산소포화도와 조직 구조를 동시에 측정 가능하여 조직의 상태를 기능적으로 모니터링할 수 있는 광음향 이미징 장치를 제공하고자 한다.
- [0007] 또한 초음파 영상과 상호정합(co-registration)을 통해 기능적인 정보 뿐만아니라 해부학적 정보도 동시에 제공할 수 있도록 하기 위함이다.

과제의 해결 수단

- [0008] 본 발명의 일 측면에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치는 프로브; 상기 프로브에 설치되며, 생체 조직에 조사되는 레이저를 방출하는 레이저방출부; 상기 프로브에 설치되며, 상기 레이저가 조사된 생체 조직에서 열탄성팽창에 의해 순간적으로 발생하는 초음파를 감지하는 트랜스듀서; 및 상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 통해 상기 생체 조직의 광음향 이미지 및 산소포화도 분포를 생성하고, 생성된 상기 생체 조직의 광음향 이미지와 산소포화도 분포를 매핑하는 제어부;를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0009] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치의 상기 레이저방출부는 Nd:Yag 레이저를 사용할 수 있다.
- [0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치의 상기 트랜스듀서는 상기 생체 조직을 회전하면서 역투사 방법(Back projection method)으로 단층영상을 획득할 수 있다.
- [0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치는 상기 프로브에 회전 가능하도록 설치되어 상기 레이저방출부에서 방출되는 상기 레이저와, 상기 트랜스듀서로 입사되는 상기 초음파의 경로를 가변시키는 회전구동부를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치의 상기 회전구동부는, 상기 레이저와 상기 초음파의 경로를 가변시키는 미러부와, 상기 미러부를 회전시키는 구동부를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치의 상기 프로브는 원기둥 형태로 형성되며, 상기 레이저의 경로 상에 배치되어 상기 레이저가 통과하도록 상기 프로브의 외주면을 따라 형성되는 플라스틱 멤브레인부가 설치될 수 있다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미지 장치는 상기 트랜스듀서와 상기 제어부 사이에 설치되어 상기 트랜스듀서에서 감지되는 초음파를 증폭시키는 증폭기를 더 포함할 수 있다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미지 획득 방법은 생체 조직에 레이저를 조사하는 레이저조사단계; 상기 레이저가 조사된 생체 조직에서 열탄성팽창에 의해 순간적으로 발생하는 초음파를 트랜스듀서를 통해 감지하는 초음파감지단계; 상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 통해 상기 생체 조직의 초음파영상을 얻는 초음파영상획득단계; 상기 트랜스듀서에서 감지된 초음파를 수신하여 영상화하는 것에 의해 생체 조직의 광음향 영상을 얻는

광음향영상획득단계; 및 상기 초음파 영상과 광음향 영상을 매핑하여 생체 조직의 기능적인 정보 뿐만 아니라 해부학적 정보를 얻을 수 있는 매핑단계;를 포함하여 얻을 수 있다.

발명의 효과

[0016] 본 발명의 실시예들에 따른 근적외선 레이저를 이용한 광음향 이미징 장치는 기존의 방법과 달리 생체 조직의 산소포화도 측정과 동시에 생체 조직의 구조변화에 대한 충분한 영상대조를 얻을 수 있기 때문에, 조직 질환의 진행단계에 따라 미세한 분석이 요구되는 근육질환과 관절질환에 대한 형태학적인 진단과 진행정도에 대한 기능적인 진단도 가능할 수 있다.

[0017] 즉, 광음향 신호는 레이저를 조사한 후 흡수된 빛 에너지에 의해 유발된 열팽창(thermal expansion) 현상으로 인해 생성된 초음파를 수신하여 영상화 하는 것으로, 이를 이용하여 혈액의 산화/환원헤모그로빈 농도를 영상화할 수 있어 조기 암 진단에 유용하게 사용될 수도 있다.

[0018] 또한 다양한 종양과 암조직에서 광음향 영상의 대조도가 높게 나타나기 때문에 이러한 특성을 이용하게 되면, 초음파 영상과 매핑을 통해 기능적인 정보뿐 아니라 해부학적 정보도 동시에 제공할 수 있게 된다.

[0019] 또한, 광음향 이미징 장치는 비이온화 전자기 복사를 활용하므로 인체에 무해하며, 근적외선 흡수에 의존하기 때문에 비정상적인 생체 조직에 민감하여 암의 조기진단 활용할 수 있다.

[0020] 또한, 광음향 이미징 장치는 초음파 이미징 방법을 광음향 이미징 방법과 결합하여 초음파 불균일성에 따른 진단 영상의 보정이 가능하다. 또한, 광음향 이미징 장치는 현재의 초음파 진단방법을 적용하는 진단 분야에 동일하게 적용 가능하며, 기존의 초음파 장비나, OCT 등 광학진단 장비와 결합하면, 보다 효율적인 형태의 진단장치로 활용할 수 있고, 종양의 경계 부분의 조직 구조(tissue structure) 표면을 정확히 찾는데 효율적이라는 기술적 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미징 장치를 보여주는 개념도이다.
 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 광음향 이미징 장치를 보여주는 개념도이다.
 도 3은 파장변화에 따른 산화 헤모글로빈 흡수 스펙트럼 변화를 도시한다.
 도 4a 내지 도 4b는 광흡수 물질의 유무에 따라 변화하는 광음향신호를 도시한다.
 도 5a 내지 도 5c는 광흡수 물질의 크기와 간격의 정확성 비교를 위한 팬텀실험을 도시한다.
 도 6은 혈과 팬텀 실험을 위한 장치구성을 도시한다.
 도 7a 내지 도 7e는 도 6에 따른 실험을 통하여 얻은 시간경과에 따른 광음향 영상변화를 도시한다.
 도 8a 내지 도 8b는 염료를 이용한 팬텀모형의 크기와 배치 및 실험결과를 도시한다.
 도 9a 내지 도 9d는 도 8에 따른 실험결과에 기초하여 얻은 파장을 기본으로 헤모글로빈 농도의 실험결과를 도시한다.
 도 10은 붉은 자주 염료와 청록색 염료의 비율을 변화하는 경우의 광음향신호의 진폭변화를 도시한다.
 도 11은 두 개의 빨간 도선을 젤라틴에 넣은 팬텀을 도시한다.
 도 12는 도 11에 도시되어 있는 팬텀에 대한 광음향 영상을 도시한다.

도 13은 도 12에 도시되어 있는 팬티를 확대한 광음향 영상을 도시한다.

도 14는 초음파 영상(a)과 광음향 영상을 매핑한 영상(b)을 도시한다.

도 15는 도 14에 도시되어 있는 영상을 확대한 초음파 영상(a)과 광음향 영상을 매핑한 영상(b)을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 이하에서는 본 발명에 따른 광음향 이미징 장치의 구체적인 실시예를 도면을 참고하여 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0023] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미징 장치는 초음파 영상의 높은 해상도와 광음향신호의 높은 대조비를 결합하는 광음향 영상기법으로, 이를 통해 생체 조직의 생리적 변화인 산소포화도와 구조변화를 동시에 측정할 수 있도록 한 기술을 특징으로 하며, 이를 통해 진단정확도를 높일 수 있도록 한 것을 목적으로 한다.
- [0024] 한편, 본 발명에 사용되는 광음향 이미징(photoacoustic imaging)은 하이브리드 생체학 이미징 양상(hybrid biomedical imaging modality)으로 광음향 효과(photoacoustic effect)를 기반으로 발전되어 왔다. 광음향 이미징에서, 비 이온화 레이저 펄스는 생체 조직에 전달될 수 있다(RF pulse가 사용되며, 열음향 이미징으로 불리기도 함). 전달되는 에너지의 일부는 생체조직에 흡수되어 열로 변환되며, 순간적으로 열탄성 팽창을 이끌어내며, 이로 인해 광대역(예, MHz)의 초음파 방출이 일어나게 된다. 이렇게 발생하는 초음파 파동은 이미지를 형성하기 위해 초음파 트랜스듀서에 의해 검출될 수 있다.
- [0025] 한편, 광흡수(optical absorption)는 헤모글로빈 집중과 산소포화도와 같은 생리화학적 특성과 밀접하게 관련되어 있다. 그 결과, 초음파 방출(광음향신호)의 규모는 국부적인 에너지 적층에 비례하고, 생리화적으로 특징적인 광흡수 대조를 드러낼 수 있다.
- [0026] 생체 조직에서의 광흡수는 헤모글로빈 또는 멜라닌과 같은 내생 분자(endogenous molecules)에 기인할 수 있으며, 또는 외적으로 전달되는 콘트라스트 축진제(contrast agents)에 기인할 수 있다. 피는 일반적으로 주변 조직보다 규모면에서 큰 흡수를 가지므로, 혈관을 보기 위한 광음향 이미징용으로 충분한 내적 대조가 될 수 있다. 따라서, 광음향 이미징은 체내에서 진행되는(in vivo) 종양 혈관형성을 모니터링 할 수 있으며, 또한 블러드 옥시제네이션 매핑(blood oxygenation mapping), 기능적 브레인 이미징(functional brain imaging) 등에 적용될 수 있다.
- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미징 장치(100)를 보여주는 개념도이다.
- [0028] 도 1을 참고하면, 광음향 이미징 장치(100)는 생체 조직(C)에 접촉하는 프로브(120)를 포함할 수 있다. 이때, 프로브(120)는 외관을 형성하여 생체 조직(C)과 접촉할 수 있다.
- [0029] 광음향 이미징 장치(100)는 프로브(120)의 내부에 설치되어 외부로 특정 파장의 레이저를 방출하는 레이저방출부(110)를 포함할 수 있다. 이때, 레이저방출부(110)에서 생성되는 상기 레이저는 광섬유(111)를 통하여 프로브(120)의 내부로부터 외부로 방출될 수 있다.
- [0030] 레이저방출부(110)는 서로 다른 파장의 레이저를 방출할 수 있다. 또한, 레이저방출부(110)는 Nd:Yag(neodymium-doped yttrium aluminium garnet) 레이저방출부(110)로 형성될 수 있으나, 필요에 따라 다양한 종류의 레이저를 적용하는 것이 가능하다.
- [0031]

- [0032] 상기 레이저방출부(110)는 광섬유 등으로 연결되어 상기 레이저를 생체 조직(C)에 조사할 수 있다. 이때, 레이저방출부(110)에서 조사되는 상기 레이저는 프로브(120)를 통하여 외부로 방출될 수 있다.
- [0033] 광음향 이미징 장치(100)는 생체 조직(C)에 상기 레이저방출부(110)를 통해 근적외선 레이저를 조사하게 되는 경우, 상기 레이저의 짧은 전자기 펄스를 흡수하는 상기 생체 조직(C)은 열팽창을 일으키며 광대역의 초음파를 방출하게 되는 바, 이때 방출되는 상기 초음파(이하, 광음향신호로 서술)를 감지할 수 있도록 트랜스듀서(140)를 포함할 수 있다. 상기 트랜스듀서(140)는 프로브(120)의 내부에 설치하는 것이 가능하다. 또한, 상기 트랜스듀서(140)는 레이저방출부(110)에서 방출되는 서로 다른 파장의 레이저에 의하여 발생하는 광음향신호를 감지할 수 있다.
- [0034] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 트랜스듀서(140)는 생체 조직(C)을 역투사 방법(back projection method)으로 단층영상을 획득할 수 있다.
- [0035] 한편, 광음향 이미징 장치(100)는 생체 조직(C)의 광음향 이미지와 생체 조직(C)의 산소포화도 분포를 생성하는 제어부(150)를 포함할 수 있다. 이때, 상기 광음향 이미지는 트랜스듀서(140)에서 측정되는 광음향신호를 근거로 생성될 수 있으며, 또한, 상기 산소포화도 분포도 상기 광음향신호를 근거로 생성할 수 있다.
- [0036] 제어부(150)는 상기 광음향신호에 의해 생성되는 생체 조직(C)에 대한 조직이미지에, 상기 산소포화도 분포를 매핑(mapping)하여 디스플레이할 수 있고, 또한, 레이저방출부(110)를 제어할 수 있다. 구체적으로 제어부(150)는 레이저방출부(110)에서 방출되는 레이저의 주파수 또는 세기 등을 제어할 수 있다.
- [0037] 광음향 이미징 장치(100)는 트랜스듀서(140)와 제어부(150) 사이에 설치되어 트랜스듀서(140)에서 측정되는 광음향신호를 증폭시키는 증폭기(160)를 포함할 수 있다. 이때, 트랜스듀서(140), 증폭기(160) 및 제어부(150)는 케이블(미표기) 등으로 연결되어 신호 등이 전송될 수 있다. 한편, 이하에서는 광음향 이미징 장치(100)의 작동에 대해서 상세히 설명하기로 한다.
- [0038] 1. 제 1 단계;
- [0039] 광음향 이미징 장치(100)를 작동시키기 위해 생체 조직(C)을 위치시킬 수 있다. 이때, 생체 조직(C)은 별도의 지지부재(미표기)에 놓여지거나 광음향신호(초음파)가 전파 가능한 매질(W) 내에 배치될 수 있다. 이하에서는 설명의 편의를 위하여 생체 조직(C)이 매질(W) 내에 배치되는 경우를 중심으로 설명하기로 한다.
- [0040] 매질(W)은 물과 같이 광음향신호의 감쇠를 최소화할 수 있는 물질을 포함할 수 있다. 이때, 트랜스듀서(140)와 프로브(120)가 일체로 형성되는 경우, 프로브(120)를 생체 조직(C)에 직접 접촉하여 광음향신호에 의한 영상을 얻을 수 있으므로 별도의 매질(W)을 사용하지 않을 수 있다.
- [0041] 상기와 같이 생체 조직(C)을 위치시킨 후 레이저방출부(110)를 통하여 특정 파장의 레이저를 생체 조직(C)에 조사할 수 있다. 이때, 레이저방출부(110)에서 생성되는 상기 레이저는 프로브(120)를 통하여 생체 조직(C)에 조사될 수 있다. 특히 상기 레이저는 레이저방출부(110)에서 방출되어 광섬유 등을 통하여 프로브(120)로 전송될 수 있다. 프로브(120)는 상기 레이저를 취합하여 외부로 방출시킬 수 있다.
- [0042] 상기와 같이 레이저가 생체 조직(C)에 조사되면, 위에서 설명한 바와 같이 생체 조직(C)에서는 열팽창에 의하여 순간적으로 초음파가 발생하게 된다. 보다 구체적으로, 상기 레이저가 생체 조직(C)에 입사되면 열에너지를 주위 조직으로 발산하게 되며, 이때, 상기 주변 조직은 열탄성(thermoelastic) 팽창에 의해 순간적으로 초음파가

발생할 수 있다. 이 경우, 생체 조직(C)의 특성에 따라 열 이완 시간(thermal relaxation time)이 달라서 서로 다른 지연을 가지고 도달하게 되는데, 이를 트랜스듀서(140)를 이용하여 생체 조직(C) 주위를 하기의 제 2 단계와 같은 역투사 방법으로 단층영상을 얻을 수 있다.

[0043] 한편, 상기와 같은 경우 이외에도 프로브(120)가 원기둥 형태로 형성되는 경우, 환자의 입 등을 통하여 장기 내부로 프로브(120)를 진입시킬 수 있다. 이때, 구동부(232)의 구동에 따라 미러부(231)가 회전하면서 상기와 같은 방법으로 단층영상을 얻을 수 있다(도 2 참고).

[0044] 특히 조사된 상기 레이저에 의해 생체 조직(C)에서 발생하는 초음파는 광음향신호로 상기와 같은 방법으로 트랜스듀서(140)에서 감지될 수 있다. 트랜스듀서(140)는 상기 광음향신호를 스캔 가능한 비촉점형 또는 촉점형 트랜스듀서로 형성할 수 있다. 한편, 생체 조직(C)에서 발생하는 광음향신호는 트랜스듀서(140)를 통하여 증폭기(160)로 전송될 수 있다. 증폭기(160)는 상기 광음향신호를 증폭하여 제어부(150)로 전송시킬 수 있다.

[0045] 2. 제 2 단계;

[0046] 제어부(150)는 상기 광음향신호를 근거로 광음향 이미징을 통하여 생체 조직(C)의 광음향 이미지를 생성할 수 있다. 구체적으로 제어부(150)는 LabVIEW 프로그램으로 광음향신호를 획득하고, 알고리즘이 구현되어 작동될 수 있다.

[0047] 이때, 상기 알고리즘은 레이저방출부(110)의 광원, 파장가변 OPO(optical parametric oscillator), 레이저방출부(110)로부터 생체 조직(C)에 조사하는 방법과, 트랜스듀서(140)에서 측정되는 광음향신호를 제어부(150)에 전송 및 구동부의 제어 등을 동기화시키도록 프로그래밍될 수 있다.

[0048]

[0049] 특히, 구동부가 스텝모터(미도시)를 포함하는 경우, 상기 프로그래밍된 알고리즘은 상기 스텝모터의 이동속도, 스텝당 회전각도, 및 총 이동 각도를 설정할 수 있고, 각 스텝마다 광음향신호를 측정하면서 자동으로 설정된 목표까지 회전시키도록 설정될 수 있다.

[0050]

[0051] 또한, 상기 측정된 광음향신호는 제어부(150)로 전송되고, 제어부(150)는 목표 각도에 도달하는 순간 누적된 광음향신호를 강도변화 그래프와 영상으로 나타낼 수 있다.

[0052] 제어부(150)는 상기 광음향신호를 다시 영상으로 복원하는 알고리즘을 적용하여 다양한 각도에서 생체 조직(C)의 횡단면 이미지로 재구성할 수 있다. 특히 영상으로 재구성하기 위한 광음향신호는 [수학식 1]로 정의될 수 있다.

수학식 1

[0053]
$$p_0(\vec{r}) = \int_{\Omega_0} \frac{d\Omega_0}{\Omega_0} \left[2p(\vec{r}_0, v_s t) - 2v_s t \frac{\partial p(\vec{r}_0, v_s t)}{\partial(v_s t)} \right]$$

[0054]
$$t = [\vec{r} - \vec{r}_0] / v_s$$

[0055] 이때, P_0 는 초기 광음향 신호, $\vec{r}$ 은 구하려는 이미지 포인트의 좌표벡터, $\vec{r}_0$ 트랜스듀서(140)의 측정좌표, v_s 는 초음파의 속력, $p(\vec{r}_0, v_s t)$ 는 측정된 광음향 신호, Ω_0 는 전체 표면 S_0 에서 구하려는 포인트인 $\vec{r}$ 방향으로의 solid angle이고 $d\Omega_0$ 는 [수학식 2]로 표현될 수 있다.

수학식 2

[0056]
$$dr_0 = \frac{dS_0}{|\vec{r} - \vec{r}_0|^2} \times \frac{\hat{n}_0 \cdot (\vec{r} - \vec{r}_0)}{|\vec{r} - \vec{r}_0|}$$

[0057] 여기서 $\partial p(r_0, t) / \partial t$ 는 푸리에 역변환으로 얻을 수 있다. 또한, $\hat{n}_0$ 는 레이저 소스에서 생체 조직(C) 표면에 빔을 쏠 때 수직정면의 단위벡터를 나타낸다. 구체적으로 [수학식 3]을 통하여 얻을 수 있다.

수학식 3

[0058]
$$\begin{aligned} \frac{\partial p(\mathbf{r}_0, t)}{\partial t} &= \text{FFT}^{-1} \left[\frac{-i\omega T(\mathbf{r}_0, \omega) W(\omega)}{P(\omega) R(\omega)} \right] \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{-i\omega T(\mathbf{r}_0, \omega) W(\omega)}{P(\omega) R(\omega)} \exp(-i\omega t) d\omega \end{aligned}$$

[0059] 상기의 과정을 거쳐 360° 회전 방향에 따라 투산되어 모든 단면상을 합산하여 원래의 형태로 만들어 낼 수 있다. 이때, 필터(filter)를 사용하여 보정하는 것과 같이 전산과정에 보정과정을 통해 원래의 형태에 가깝게 영상을 표출해 낼 수 있다.

[0060] 3. 제 3 단계;

[0061] 상기와 같이 생체 조직(C)에 레이저를 조사한 후 제어부(150)는 서로 다른 파장의 레이저를 생체 조직(C)에 조사시키도록 레이저방출부(110)를 제어할 수 있다. 이때, 레이저방출부(110)는 트리거(trigger) 신호 등을 제어부(150)에 피드백하여 서로 다른 파장의 레이저를 외부로 방출할 수 있다.

[0062] 구체적으로 상기와 같이 생체 조직(C)이 배치되면, 제어부(150)를 작동하여 레이저방출부(110)를 제어할 수 있다. 이때, 레이저방출부(110)에서 특정 파장의 상기 레이저를 발생시킬 수 있다. 상기 레이저는 기본적으로 535nm와 1035nm 파장을 기본사양으로 하며, 펄스폭은 6ns 이하, 10Hz의 반복률(repetition rate)로 출력될 수 있다.

[0063] 또한, 상기 레이저는 에너지 밀도가 $10\text{mJ}/\text{cm}^2$ 이하로 설정될 수 있다. 이때, 상기 레이저 에너지 밀도는 ANSI 안전기준 허용치인 $22\text{mJ}/\text{cm}^2$ 이하로 설정될 수 있다.

- [0064] 특히, 레이저방출부(110)에서 발생하는 상기 레이저의 출력과장 가변을 위하여 가변과장 OPO(optical parametric oscillator)를 구성하여 상기 레이저의 과장을 필요에 따라 가변시킬 수 있다.
- [0065] 한편, 상기와 같이 방출된 레이저는 생체 조직(C)에 조사되어 생체 조직(C)에서 일부가 흡수될 수 있다. 이때, 생체 조직(C)은 상기 레이저를 흡수하여 생체 조직(C)에서 흡수 스펙트럼이 형성될 수 있다.
- [0066] 상기의 내용을 구체적으로 살펴보면, 생체 조직(C)에 서로 다른 과장의 레이저를 각각 조사하면, 과장에 따라 광학적 에너지 감쇠 분포를 나타내는 두 개의 광음향 이미지를 얻을 수 있다. 이때, 두 개의 광음향 이미지는 각각 $\Phi^{s1}(r)$, $\Phi^{s2}(r)$ 로 표현될 수 있다.
- [0067] 한편, 생체 조직(C)에서의 강한 산란, 특히 생체 조직(C)의 표피에서의 강한 산란의 평균적 크기를 특정하여 상기 광음향 이미지를 보정하는 요소로 활용할 수 있다. 또한, 보정된 광음향 이미지는 두 과장에 대한 상대적인 광 흡수율 분포를 나타내는 두 개의 이미지($\mu^{s1}(r)$, $\mu^{s2}(r)$)로 표현될 수 있다.
- [0068] 따라서, 상기 광흡수계수 값과 물 흡수계수(이미 구해진 값)을 상기 수학식에 대입하면 이미지에서 절대적인 산소포화도(SO_2) 값과 상대적인 전체 헤모글로빈 포화도(HbT) 값을 산출할 수 있다.
- [0069]
- [0070] 구체적으로, 산화 헤모글로빈(HbO₂)과 환원 헤모글로빈(Hb)의 흡수 스펙트럼은 과장에 따라 상대적인 차이가 크게 나타날 수 있다. 즉, 상기 산화 헤모글로빈과 상기 환원 헤모글로빈의 농도 차이가 비교적 크게 나타나는 과장 구간의 레이저 출력을 이용하여 측정하려는 생체 조직(C)에 투사하는 것에 의해, 상기 트랜스듀서(140)를 통해 얻어지는 광음향신호의 상대적인 차이를 이용하여 최적의 산소포화도 값이 계산되는 산출수식을 시험을 통하여 산출할 수 있다.
- [0071] 도 3에는 과장변화에 따른 산화 헤모글로빈 흡수 스펙트럼 변화가 도시되어 있는 바, 상기 도면에서 붉은색(실선)은 헤모글로빈의 흡수계수, 파란색(점선)은 환원 헤모글로빈의 흡수계수를 나타낸다. 산화 헤모글로빈 농도는 하기의 [수학식 4]에 의하여 정의될 수 있다.

수학식 4

$$HbT = [HbO_2] + [Hb] = \frac{\mu_a^{\lambda_1} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \mu_a^{\lambda_2} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}}$$

[0072]

- [0073] 또한, 산소포화도는 하기의 [수학식 5]에 의하여 정의될 수 있다.

수학식 5

$$SO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} = \frac{\mu_a^{\lambda_2} \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \mu_a^{\lambda_1} \epsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{\mu_a^{\lambda_1} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \mu_a^{\lambda_2} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}$$

[0074]

[0075] 이때, 광학적으로 산화 헤모글로빈 포화도와 산소포화도 값은, 각 레이저의 파장 λ_1 , λ_2 에서의 지배적인 광흡수요소라고 가정을 행하고, 상기 두 개의 파장과, 상기 [수학식 4]와 [수학식 5]를 사용하여 이를 계산할 수 있다. 이때, 각 파라미터의 의미는 하기와 같다.

[0076] $\mu_s^{\lambda_1}$, $\mu_s^{\lambda_2}$: 파장에 따른 물 흡광계수 (단위 : cm^{-1})

[0077] ϵ_{Hb} , ϵ_{HbO_2} : 산화헤모글로빈과 환원헤모글로빈의 몰흡수계수 (단위 : $\text{cm}^{-1}\text{M}^{-1}$)

[0078] $\Delta\epsilon_{Hb}$: $\epsilon_{HbO_2} - \epsilon_{Hb}$

[0079] $[\text{Hb}]$, $[\text{HbO}_2]$: 두 헤모글로빈 형태의 포화도 (몰 농도)

[0080] 한편, 생체 조직(C)에 두 개의 다른 파장인 λ_1 , λ_2 를 각각 조사하면, 파장에 따른 광학적 에너지 감쇠 분포를 나타내는 두 개의 광음향 이미지를 얻을 수 있고, 이를 각각 $\Phi^{\lambda_1}(r)$, $\Phi^{\lambda_2}(r)$ 로 표현할 수 있다. 여기서, 상기 광학적 에너지 감쇠는 흡수계수 $\mu^{\lambda}(r)$ 와 r 위치에서의 레이저 변동(light fluence)과 관련이 있다.

[0081] 이때, 생체 조직(C)의 피부는 호모지니어스(homogeneous)한 성질을 가지므로 내부 조직연결에 도달하는 레이저의 변동도 호모지니어스한 분포를 가질 수 있다. 따라서, 물 흡광계수 $\mu^{\lambda}(r)$ 를 광학적 에너지 감쇠 분포의 주된 요인으로 볼 수 있다.

[0082] 한편, 상기와 같은 생체 조직(C)의 피부 또는 표피에서의 강한 산란의 평균적 크기를 특정하여 광음향 이미지를 보정하는 요소로 활용할 수 있다. 이렇게 보정된 광음향 이미지는 각각의 두 파장에 대한 상대적인 광 흡수율 분포를 나타내는 두 개의 이미지($\mu^{\lambda_1}(r)$, $\mu^{\lambda_2}(r)$)가 될 수 있다. 따라서 이 광흡수계수 값과 물 흡수계수 (이미 구해진 값)를 상기 식에 대입하면, 이미지에서 절대적인 산소포화도(SO2) 추정 값과 상대적인 전체 헤모글로빈 포화도(HbT) 값을 구할 수 있다.

[0083]

[0084] 최종적으로, 이들 파장영역에 대한 산화 헤모글로빈과 환원 헤모글로빈의 상대적인 흡광계수는 혈액 샘플에서 광음향신호를 측정하여 계산되고, 이 계수는 생체내(in vivo) 실험에서 전체 헤모글로빈 포화도와 절대적인 산소포화도를 계산하여 영상 픽셀정보로 매핑(mapping)할 수 있다.

[0085]

[0086] 한편, 상기와 같이 영상 픽셀정보로 매핑하는 경우, 산소포화도 분포를 나타내기 위하여 모든 픽셀의 밝기 정보를 [0 1]사이로 변환하고, 1값을 상대적 흡수계수의 차이가 가장 큰 값과 대응시킬 수 있다. 구체적으로, 매핑하는 영상좌표는 RGB(red, green, blue) 좌표가 아닌, HSV(hue, saturation, value or brightness) 좌표로 표현될 수 있다. 이때, H값은 붉은색일 때 0으로 고정하고, S값은 픽셀의 흡수계수의 변화에 따라 가변되게 설정될 수 있다. 따라서 흡수계수의 차가 커지면 붉은색이 밝아지고, 작으면 어두워지게 설정될 수 있다. 또한, V 정보는 광음향신호의 진폭크기의 변화에 대응되도록 지정하여 처리하면 산소포화도 분포와 조직영상의 동시 관찰이 가능할 수 있다.

[0087] 한편, 상기와 같은 장치를 통하여 실제 생체 조직(C)을 실험해 보았는 바, 그 구체적인 결과를 아래에 설명하도록 한다.

[0088] 1. 팬텀실험을 통한 광음향 1D 신호 및 2D 영상신호의 획득

[0089] 광음향 영상을 확인하기 위하여 광원의 흡수성이 좋은 검은색 케이블 피복을 투명한 젤라틴 안에 삽입하여 실험 재료를 준비할 수 있다. 이때, 검은색 케이블 피복은 삼각형 모양으로 2개 또는 3개를 삽입하여 실험을 준비할 수 있다. 또한, 두 경우 모두 직경 60mm의 투명한 젤라틴 수 mm 내부에 직경 3mm의 검은색 케이블 피복을 배치하여 실험할 수 있다.

[0090]

[0091] 획득한 광음향신호는 백 프로젝션 알고리즘을 적용하여 영상으로 복원하고, 실험에서 신호획득은 매 스텝당 1.2°씩, 300스텝(360°), 샘플링 주파수 40MHz/s를 적용하도록 한다. 또한 레이저의 조사 시간과 광음향신호의 전달 속도를 고려하여, 한 스텝(각도)마다 트리거 신호를 감지한 이후 50μsec의 기간에 해당하는 신호만을 신호로 저장할 수 있다.

[0092] 도 4a는 광흡수 물질이 없는 팬텀을 사용한 경우를 도시하며, 도 4b는 광흡수 물질이 존재하는 팬텀을 사용한 경우를 도시하고 있는 바, 상기의 그림을 근거로 두 신호를 비교해 보면 팬텀에 광흡수 물질이 없는 그림의 신호는 전반적으로 변동이 크지 않고 평탄함을 알 수 있고, 팬텀 내부에 광흡수 물질이 존재하는 그림의 신호는 진폭의 차이가 광흡수 물질이 없는 그림의 신호보다 크고 많은 무늬가 나타난 것을 확인할 수 있다.

[0093] 도 5a 내지 도 5c는 광흡수 물질의 크기와 간격의 정확성 비교를 위한 팬텀실험에 관한 도면으로, 구체적으로, 도 5a는 사용한 광흡수 팬텀을 도시하고, 도 5b는 획득한 광음향신호(2D)를 도시하며, 도 5c는 복원된 영상을 도시한다. 상기 실험에 사용된 팬텀은 직경 60mm의 투명한 젤라틴이며, 그 내부에 도 5a에 도시된 바와 같은 크기의 광흡수용 고무를 삽입하였다. 그리고, 측정된 광음향신호와 이를 통해 복원된 영상은 1 픽셀 당 가로, 세로는 1mm 이다.

[0094] 상기 도 5a 내지 도 5c에 도시된 바와 같이, 광흡수용 고무 팬텀에 레이저를 조사하여 얻어진 광음향신호로부터 복원된 영상을 대상으로, 실험 후 복원된 광음향신호의 크기의 정확성을 비교하였다. 실험 결과, 투명한 젤라틴과 검은색 케이블 피복은 광 흡수성에서 많은 차이를 지니고 있기 때문에, 복원된 영상에서 주변의 잡음이 거의 없이 복원되었음을 확인할 수 있다. 구체적으로 상기 도 5a와 도 5c를 비교하면 상술한 바와 같은 내용을 확연히 구분할 수 있다. 또한 실험에 사용된 케이블 피복의 크기와 각각의 상대적 위치가 복원된 영상에서의 팬텀 위치가 일치하는 것을 확인할 수 있다.

[0095] 2. 상처치유과정 모니터링 방법

[0096] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미징 장치(100)를 통하여 상처치유과정을 광음향 이미지를 통하여 확인할 수 있다. 구체적으로, 당뇨병 상처치유속도가 늦은 환자의 경우, 상처부위의 상부부분은 응고하였으나, 가려져 있는 그 내부 조직의 치유과정을 영상화하기 위해 팬텀실험을 행할 수 있다.

[0097] 도 6에는 혈관 팬텀 실험의 일 실시예가 도시되어 있는 바, 도면에 도시되어 있는 바와 같이, 붉은색 케이블을 혈관형태로 삽입할 수 있다(직경 41mm 크기의 원통형 젤라틴 내부에 두께가 0.5mm인 케이블). 피는 물에 닿으면 모두 먼저 버리는 문제가 있는 반면, 트랜스듀서는 물과 같은 매질이 있어야 광음향신호를 측정할 수 있기 때문에, 도면에 도시된 바와 같이 혈관형태의 케이블을 팬텀의 윗면 아래 10mm 부근에 배치하는 것에 의해, 피를 포함하는 팬텀의 윗부분은 물에 잠기지 않게 하고, 트랜스듀서는 모두 물에 잠기도록 하여 상기 광음향신호의 변화를 측정할 수 있도록 한다.

[0098]

[0099] 이때, 혈관응고 과정 관찰을 위한 한 개의 트랜스듀서(140)를 사용할 수 있으며, 또한, 이미 설명한 바와 같은

순서에 따라 레이저를 조사한 후 트랜스듀서(140)를 360도 회전시켜면서 역투사 알고리즘으로 광음향신호를 수집할 수 있다.

- [0100] 도 7a 내지 도 7e에는 상기 혈관 팬텀 실험에 의한 응고실험결과가 도시되어 있는 바, 상기 도면을 참고하여 실험결과를 구체적으로 살펴보도록 한다. 상기 결과는 시간경과에 따른 광음향 영상 변화 관찰을 통해 얻어질 수 있다.
- [0101] 도 7a는 피를 바르지 않은 상태에서 팬텀을 PAT로 구현한 영상으로, 윗면에 피가 없기 때문에 혈관 모양으로만 들어 놓은 케이블의 모양이 잘 나타나고 있는 것을 확인할 수 있다. 또한, 도 7b에는 전체적으로 잡음이 많이 나타나는데, 이는 측정된 광음향신호가 매우 작기 때문에 최종적으로 정규화시켰을 때 잡음과 광음향신호의 크기에 큰 차이가 없기 때문에 상술한 바와 같은 결과가 나타난다.
- [0102] 도 7c와 도 7d는 각각 3시간 뒤 6시간 뒤에 얻어진 영상으로, 도 7b와 비교해 보았을 때 거의 차이가 없는 것으로 나타난다. 보다 구체적으로, 여전히 피를 바른 밑부분의 혈관 모양이 살짝 나타나기는 하지만 점점 연하게 드러난다든지 하는 현상은 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다.
- [0103] 도 7e는 피가 완전히 굳은 이후에 측정한 영상으로, 다른 조건은 모두 동일하지만 실험도중에 위치가 약간 이동하여 상술한 바와 같은 결과가 나오는 것을 확인할 수 있으며, 이전 영상과는 달리 피에 의해 가려졌던 부분이 나타나 있음을 확인할 수 있다.
- [0104] 3. 헤모글로빈 농도와 산소포화도 분포를 광음향신호 획득으로 측정하기 위한 염료(dye)를 이용한 실험
- [0105] 헤모글로빈 농도(hemoglobin concentration)와 산화헤모글로빈(oxygenation)을 PAT로 측정할 수 있도록 염료를 이용한 실험을 수행할 수 있다. 이때, 실험에 사용되는 두 파장을 어떤 파장으로 사용할지 선택하기 위하여 다음과 같은 순서로 실험하였다.
- [0106] 도 8a는 염료를 이용한 팬텀 모형을 도시하고, 도 8b는 염료를 이용한 영상획득 실험결과를 도시하고 있는 바, 도면을 참고하여 상기 실험을 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0107] 먼저, 도 8a는 염료를 이용한 팬텀 모형의 실험구성으로 투명한 튜브 내부에 붉은자주(magenta) 염료를 넣고, 파장을 410nm에서부터 750nm까지 약 20nm 간격으로 증가시키면서 광음향신호의 강도를 측정하도록 하고, 청록색(cyan) 염료에 대해서도 동일하게 진행하도록 한다.
- [0108] 이때, 도 8b는 그 결과를 도시하고 있는 바, 그래프에서 초록색 계열의 510nm부근에서는 붉은자주 염료의 진폭이 더 강하게 나타나고, 붉은색 계열의 650nm에서는 청록색(cyan)의 진폭이 더 강하게 나타남을 확인할 수 있다.
- [0109] 한편, 파장가변 레이저방출부(110)를 이용하는 경우, 에너지 출력이 파장에 따라 달라지긴 하지만 헤모글로빈 농도와 산소포화도 분포 값을 구하는 염료 실험에서는 상기 값을 보상할 필요가 없으므로, 별도의 보상을 필요로 하지는 않는다.
- [0110] 한편, 상술한 바와 같은 결과와 같이, 도 8b에 도시되어 있는 그래프를 바탕으로 하여 실제 실험에서는 510nm와 610nm의 파장을 사용하도록 하였다. 도 9a 내지 도 9d에는 상기 510nm와 610nm의 파장을 사용하는 경우의 헤모

글로빈 농도의 실험결과가 도시되어 있는 바, 상기 도면을 참고하여 이를 보다 구체적으로 설명하도록 한다.

[0111]

[0112] 먼저, 각 염료를 1:1, 1:3, 3:1의 비율로 섞은 후 점차 물에 희석시켜 염료의 비율이 100% ~ 10%가 될 때까지 변화를 관찰하고, 이때 그래프에서 각 각의 점은 100개 샘플을 평균하여 얻어진 값이다.

[0113] 도 9a, 도 9b, 도 9c에 도시되는 그래프는 각각의 비율에 따른 510nm, 610nm에서의 광음향신호의 비율을 나타낸다. 정확한 선형은 아니지만 전반적으로 크기가 상승하는 그래프를 나타낸다. 이를 통해 혈액 안에 포함된 헤모글로빈의 비율이 높을수록 광음향신호가 크게 증가하게 됨을 확인할 수 있다.

[0114]

[0115] 도 9d는 레이저의 파장이 510nm 일 때 각각의 염료의 비율에 따른 첫 점과 끝점을 연결한 기울기로 각 염료의 농도비율에 따라 기울기가 다르게 나타난다. 또한 도 9a, 도 9b, 도 9c 각각의 그래프에서 510nm와 610nm 그래프의 시작점을 보면 비율에 따라 진폭의 크기가 차이가 남을 확인할 수 있다. 이는 도 9d에 도시되어 있는 그래프에서의 기울기 차이와 동일한 이유로 각 염료의 비율에 따라 광 흡수율이 달라지기 때문임을 알 수 있다.

[0116]

[0117] 또한, 파장에 따른 각 염료의 진폭 그래프를 보면 510nm에서는 붉은 자주(magenta) 염료가 더 높은 흡수율을 가지고 있어서, 붉은 자주 염료의 비율이 높은 도 9c 그래프에서 이 차이가 크게 나타났으며, 1:1인 그래프에서는 중간 정도의 차이가 나고, 1:3 인 그래프에서는 610nm 일 때 보다 더 낮은 진폭이 나타남을 알 수 있다.

[0118] 도 10은 산소포화도 측정을 실험한 결과로, 붉은 자주 염료와 청록색 염료의 비율이 변화할 때 광음향신호의 진폭변화가 도시되어 있는 바, 보다 구체적으로 청록색 염료에 붉은 자주 염료의 비율을 점차적으로 늘려 가며 광음향신호의 진폭변화를 실험한 결과값을 도시하고 있다.

[0119] 도 10에 도시되어 있는 실험은 510nm와 610nm의 파장을 선택했기 때문에 510nm 파장에서는 점차적으로 증가하고, 610nm 파장에서는 감소하는 경향을 보일 것으로 예측되나, 도면에 도시되어 있는 바와 같이 실제 결과에서는 두 파장에서 모두 감소하는 경향을 보이는 것을 확인할 수 있다.

[0120] 하지만 상술한 바와 같은 결과도 염료의 비율에 따라 광음향신호의 결과가 선형적으로 달라짐을 확인할 수 있기 때문에 산소포화도에 대한 시뮬레이션으로 유효함을 알 수 있다.

[0121] 도 11은 두 개의 빨간 도선을 젤라틴에 넣은 팬텀을 보이고 있다. 이때 젤라틴 내부의 빨간 도선의 크기는 0.5mm이고, 두 선간의 거리는 1.8mm이며, 높이는 13mm이다. 도 12는 도 11에 도시되어 있는 팬텀에 대한 광음향 영상이며, 도 13은 도 12에 도시되어 있는 광음향 영상을 확대한 영상으로, 실시간 촬영을 하여 확대하도록 하였다. 상기 영상에 도시되어 있는 바와 같이, 두 지점의 간격이 약1.8mm로 측정이 된다는 점에서, 광음향 영상을 통한 측정이 정확하게 나타난다는 것을 확인할 수 있다.

[0122]

[0123] 도 14는 상기 실험을 통해 얻은 초음파 영상(a)을 도시하고, 광음향 영상을 매핑(mapping)한 영상(b)을 도시하고 있는 바, 보다 구체적으로, 팬텀에 레이저를 조사하여 초음파 영상(a)을 획득하고, Labview를 사용하여 실시간 PAT를 통하여 얻은 영상을 매핑을 행하는 것에 의해 광음향 영상(b)을 얻을 수 있다. 초음파로 측정된 영상에서 두 도선의 간격은 측정된 결과 약1.82mm로 측정되었다. 도 15는 도 14에 도시된 영상을 확대한 영상으로, 초음파 영상(a)과 광음향 영상을 매핑한 영상(b)을 도시하고 있는 바, 정확히 정합이 됨을 알 수 있다.

[0124] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 광음향 이미징 장치(100)를 사용하면, 상술한 바와 같이 측정된 광음향 이

미지와 산소포화도를 생성하여 제어부(150)에서 하나의 영상으로 디스플레이할 수 있다.

- [0125] 따라서, 광음향 이미징 장치(100)는 광음향 토모그래피를 이용한 퇴행성 관절질환 조기진단에 활용할 수 있다. 또한, 광음향 이미징 장치(100)는 전립선 암 진단 및 수술시에 암의 위치를 정확히 파악할 수 있고, 피부암, 유방암의 조기 진단에 적용할 수 있다.
- [0126] 또한, 광음향 이미징 장치(100)는 해부학적 정보와 생리적 정보를 동시에 확인할 수 있는 기능적인 진단분야에 적용 가능하고, 조직부위의 산소포화도 및 조직내부의 영상을 실시간 제공하는 장치로 사용하는 것이 가능하다.
- [0127]
- [0128] 특히, 광음향 이미징 장치(100)는 기존의 방법과 달리 생체 조직의 산소포화도 측정과 동시에 생체 조직의 구조 변화에 대한 충분한 영상대조를 얻을 수 있기 때문에, 조직 질환의 진행단계에 따라 미세한 분석이 요구되는 근육질환과 관절질환에 대한 형태학적인 진단과 진행정도에 대한 기능적인 진단도 가능할 수 있다.
- [0129] 또한, 광음향 이미징 장치(100)를 적용하면 혈색소가 많은 병소조직이나 암조직에서는 방사된 레이저의 흡수도가 정상조직대비 상대적으로 높으며 이때문에 열팽창이 많이 됨으로, 초음파의 발생이 정상 조직에 비해 크게 나오는 특성이 있다. 따라서 이러한 특성을 적용하여 동일한 생체조직에 대해 초음파 에코 영상을 획득한 후, 그 조직에 대한 광음향 영상을 매핑하는 기능을 갖도록 하여 초음파 영상이 제공하는 해부학적 정보와 광음향 영상이 제공하는 조직의 기능적 정보를 결합함으로써 진단이나 수술을 위한 보다 세밀한 정보제공이 가능하다.
- [0130] 또한, 광음향 이미징 장치(100)는 비이온화 전자기 복사를 활용하므로 인체에 무해하며, 근적외선 흡수에 의존하기 때문에 비정상적인 생체 조직에 민감하여 암의 조기진단 활용할 수 있다.
- [0131] 광음향 이미징 장치(100)는 초음파 이미징 방법을 광음향 이미징 방법과 결합하여 초음파 불균일성에 따른 진단 영상의 보정이 가능하다. 또한, 광음향 이미징 장치(100)는 현재의 초음파 진단방법을 적용하는 진단 분야에 동일하게 적용 가능하며, 기존의 초음파 장비나, OCT 등 광학진단 장비와 결합하면, 보다 효율적인 형태의 진단장치로 활용할 수 있고, 종양의 경계 부분의 조직 구조(tissue structure) 표면을 정확히 찾는데 효율적이라는 기술적 장점이 있다.
- [0132]
- [0133] 도 2는 본 발명에 따른 다른 실시예의 광음향 이미징 장치(200)를 보여주는 개념도이다.
- [0134] 도 2를 참고하면, 광음향 이미징 장치(200)는 레이저방출부(210), 프로브(220), 트랜스듀서(240), 제어부(250) 및 증폭기(260)를 포함할 수 있다. 이때, 레이저방출부(210), 프로브(220), 트랜스듀서(240), 제어부(250) 및 증폭기(260)는 상기 도 1에서 설명한 바와 유사하게 형성될 수 있다. 따라서, 이하에서는 설명의 편의를 위하여 상기 도 1과 상이한 점을 중심으로 상세히 설명하기로 한다.
- [0135]
- [0136] 프로브(220)는 원기둥 형태로 형성될 수 있다. 이때, 광음향 이미징 장치(200)는 프로브(220)에 회전 가능하도록 설치되어 레이저방출부(210)에서 방출되는 상기 레이저 및 트랜스듀서(240)로 입사하는 상기 광음향신호의 경로를 가변시키는 회전구동부(230)를 포함할 수 있다.
- [0137] 이때, 상기 회전구동부(230)는 상기 레이저 및 상기 광음향신호를 가변시키는 미러부(231)와, 상기 미러부(231)를 회전시키는 구동부(232)를 포함할 수 있다. 또한, 광음향 이미징 장치(200)는 상기 레이저 및 상기 광음향신호가 통과하도록 프로브(220) 외주면에 형성되는 플라스틱 멤브레인부(270)를 포함할 수 있다. 이때, 상기 플라스틱 멤브레인부(270)는 상기 레이저 및 상기 광음향신호가 통과할 수 있도록 투명한 재질 등으로 형성될 수 있다.

- [0138] 한편, 광음향 이미징 장치(200)의 작동방법과 관련하여서는 상기 도 1에서 설명한 바와 유사하게 수행되므로 이하에서는 상세한 설명은 생략하기로 한다.
- [0139] 다만, 본 발명의 다른 실시예에 따른 상기 광음향 이미징 장치(200)는 신체의 장기에 직접 삽입하여 작동시킴으로써 생체 조직(C)의 영상 및 생체 조직(C)의 산소포화도를 동시에 측정할 수 있다.
- [0140] 구체적으로, 제어부(250)를 통하여 신호를 입력하면, 구동부(232)가 작동하여 미러부(231)가 생체 조직(C)의 내부에서 시간차를 두고 360° 회전할 수 있다. 이때, 레이저방출부(210)를 통하여 방출되는 상기 레이저는 미러부(231)에 반사되어 플라스틱 멤브레인부(270)을 통하여 생체 조직(C)에 입사할 수 있다.
- [0141]
- [0142] 입사된 상기 레이저는 생체 조직(C)에 흡수되어 상기와 같이 광음향신호(초음파)를 생성시키고, 상기 광음향신호는 프로브(220)에 입사되어 미러부(231)를 통하여 트랜스듀서(240)로 입사될 수 있다.
- [0143] 제어부(250)는 트랜스듀서(240)를 통하여 입사되는 상기 광음향신호를 통하여 생체 조직(C)의 광음향 이미거나 산소포화도 이미지를 생성할 수 있다. 따라서 광음향 이미징 장치(200)는 비이온화 전자기 복사를 활용하므로 인체에 무해하며, 근적외선 흡수에 의존하기 때문에 비정상적인 생체 조직에 민감하여 암의 조기진단에 활용할 수 있다는 기술적 장점이 있다.
- [0144] 이상으로 본 발명의 기술적 사상을 예시하기 위한 바람직한 실시 예와 관련하여 설명하고 도시하였지만, 본 발명은 이와 같이 도시되고 설명된 그대로의 구성 및 작용에만 국한되는 것이 아니며, 기술적 사상의 범주를 일탈함이 없이 본 발명에 대해 다수의 변경 및 수정이 가능함을 당업자들은 잘 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 그러한 모든 적절한 변경 및 수정과 균등물들도 본 발명의 범위에 속하는 것으로 간주되어야 할 것이다.

부호의 설명

100, 200 : 광음향 이미징 장치

110, 210 : 레이저방출부

120, 220 : 프로브

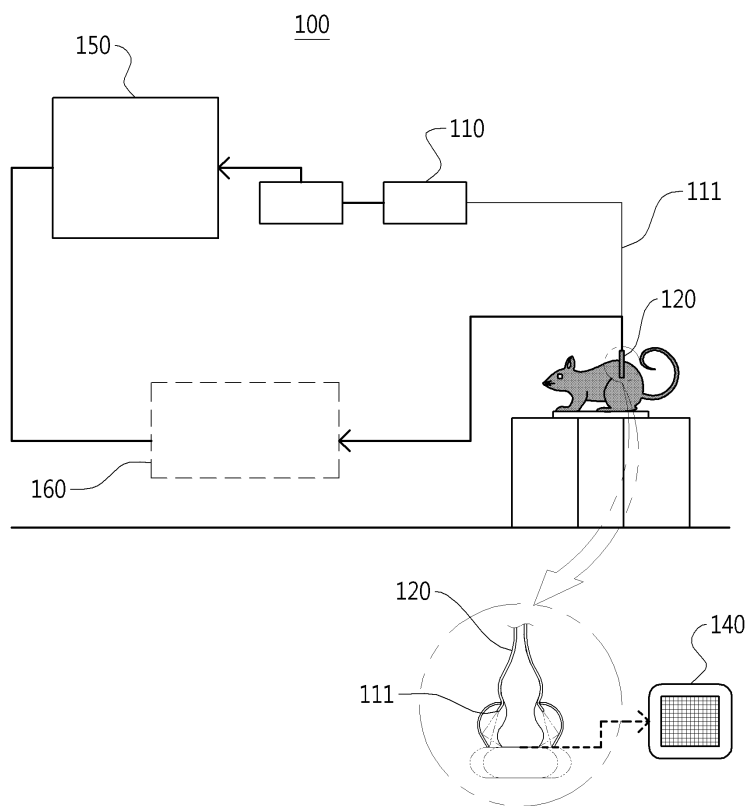
140, 240 : 트랜스듀서

150, 250 : 제어부

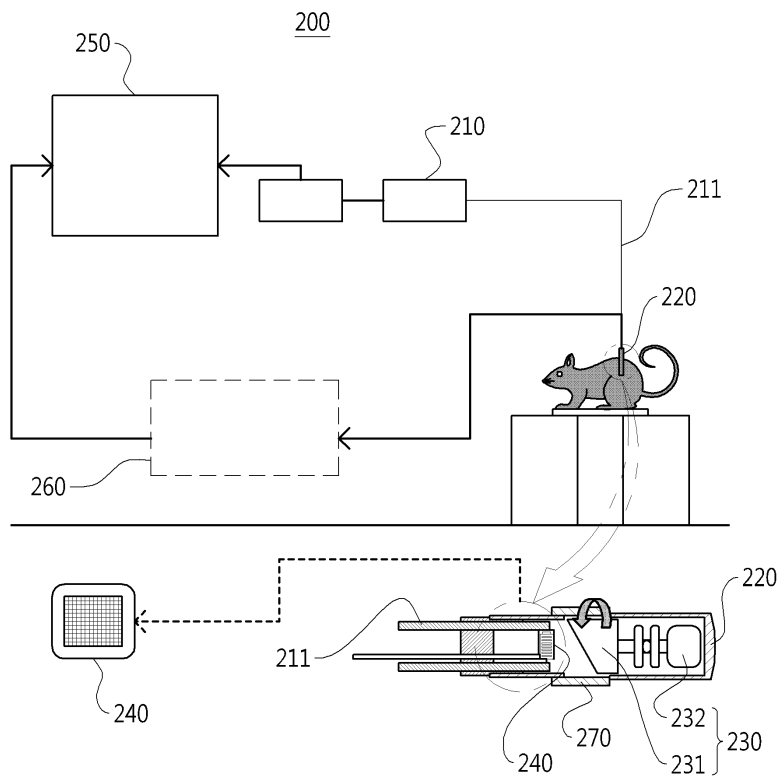
160, 260 : 증폭기

도면

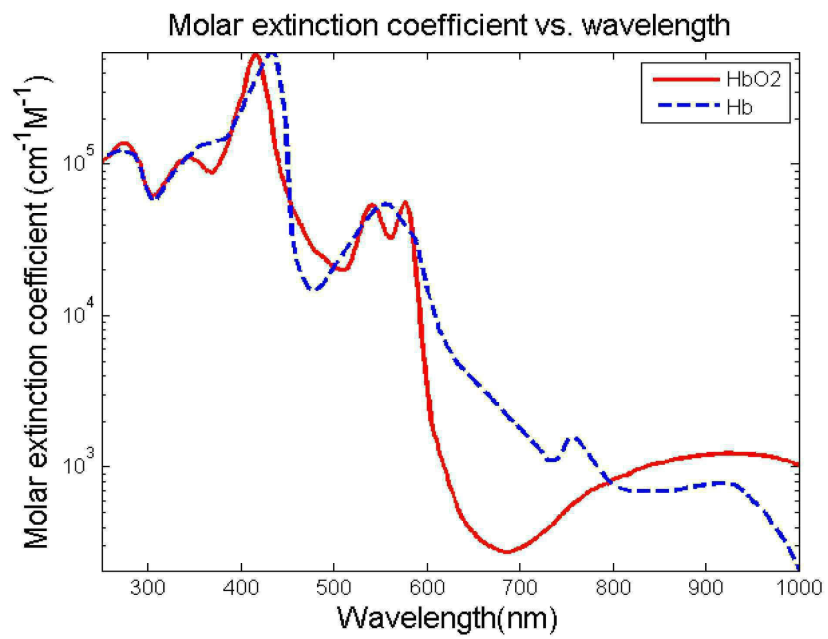
도면1



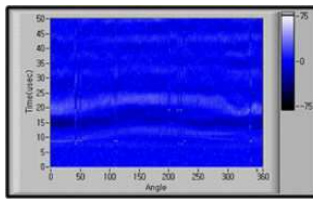
도면2



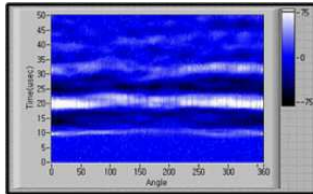
도면3



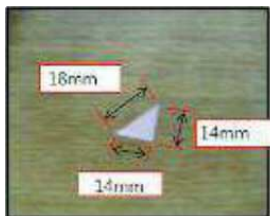
도면4a



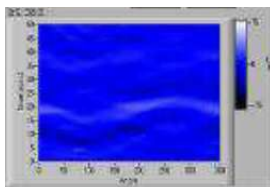
도면4b



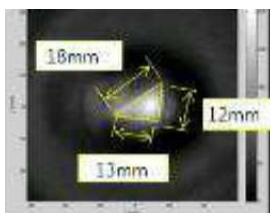
도면5a



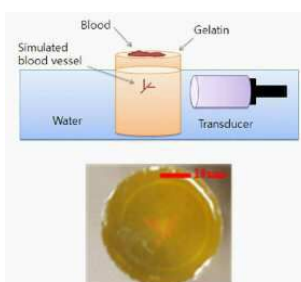
도면5b



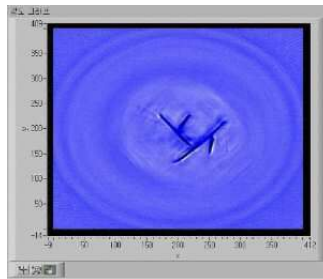
도면5c



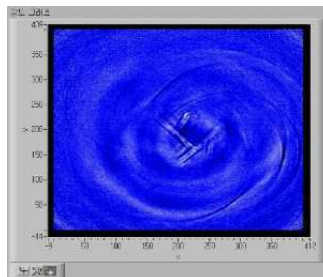
도면6



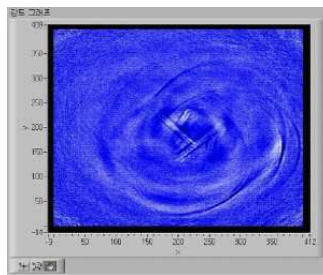
도면7a



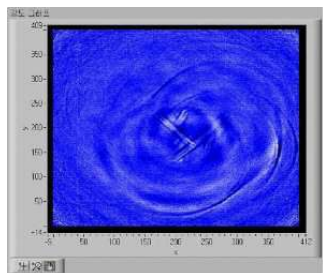
도면7b



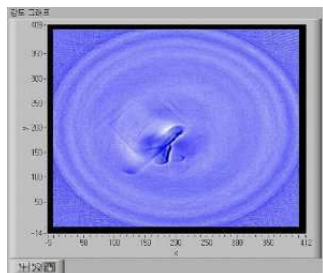
도면7c



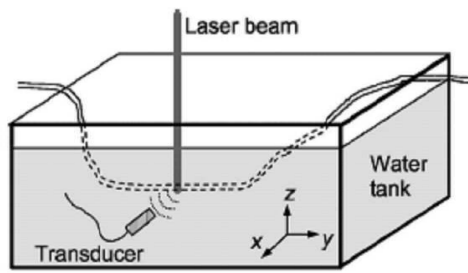
도면7d



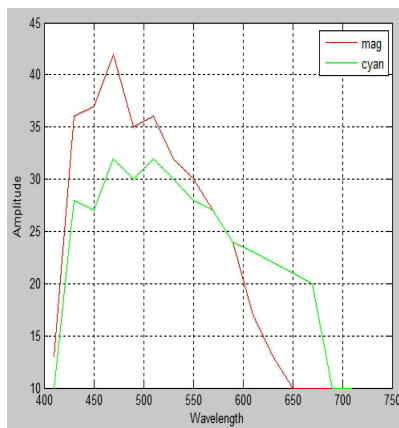
도면7e



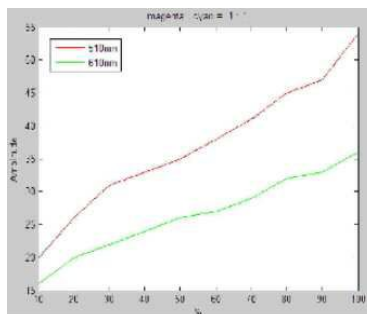
도면8a



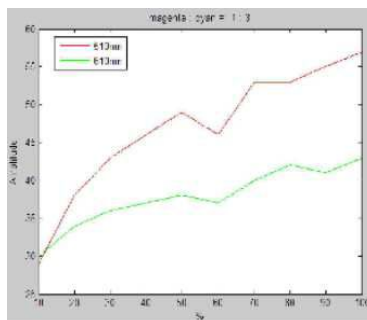
도면8b



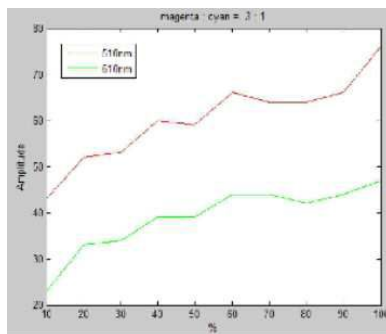
도면9a



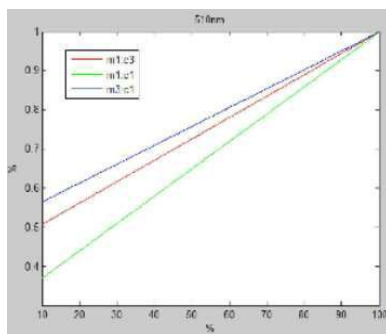
도면9b



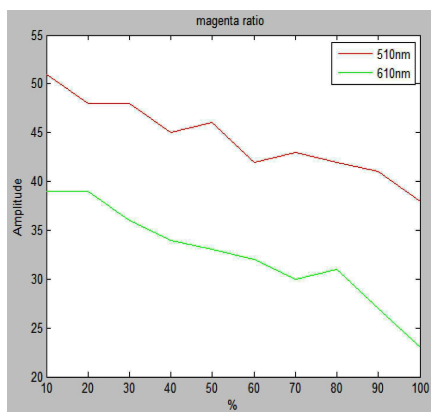
도면9c



도면9d



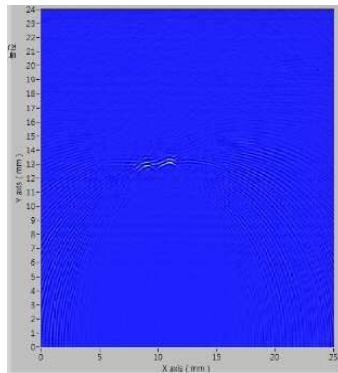
도면10



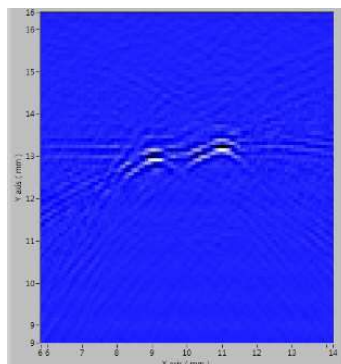
도면11



도면12



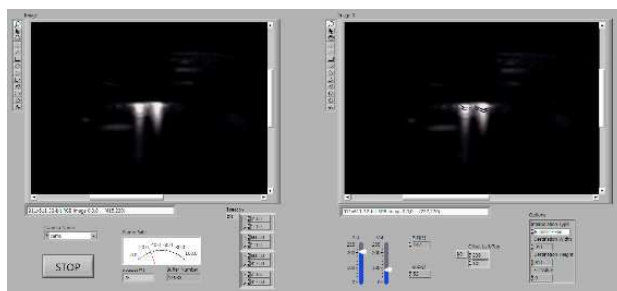
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	标题：使用近红外激光的光声成像装置		
公开(公告)号	KR1020130033936A	公开(公告)日	2013-04-04
申请号	KR1020120034034	申请日	2012-04-02
申请(专利权)人(译)	全北大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	全北大学产学合作基金会		
[标]发明人	SONG CHUL GYU		
发明人	SONG, CHUL GYU		
IPC分类号	A61B8/15 A61B5/1455 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/15 G01N29/24 G01S15/8965		
代理人(译)	陆恭蕙议员		
优先权	1020110097485 2011-09-27 KR		
其他公开文献	KR101427760B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种使用红外激光照射的光声成像装置，该红外激光照射包括探头，激光发射部件，安装在探头中的换能器，以及感测在生物组织中瞬间产生的超声波，以及控制单元通过在换能器中感测的超声产生生物组织的光声图像和氧饱和度分布，并映射所产生的生物组织的光声图像和氧饱和度分布。激光发射部件安装在探头上并发射照射在生物组织中的激光。对于安装在探头中并感测超声波的换能器，激光照射热弹性膨胀。

