



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0108918  
(43) 공개일자 2008년12월16일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) A61B 1/07 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0054631

(22) 출원일자 2008년06월11일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2007-00154562 2007년06월11일 일본(JP)

(71) 출원인

올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시기가이샤

일본국 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43반 2고

(72) 발명자

이가라시 마코토

일본 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43반 2고

올림푸스 메디칼시스템즈 가부시기가이샤 내

(74) 대리인

장수길, 성재동

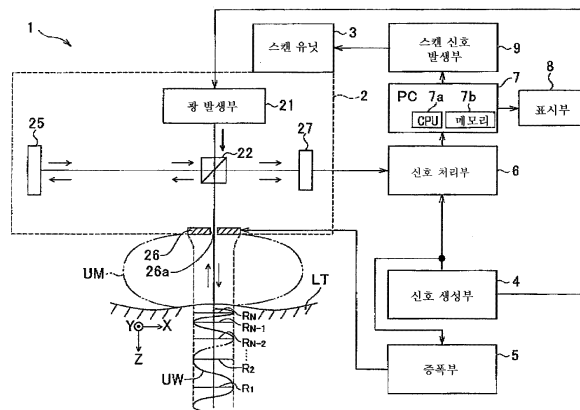
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 초음파와 광의 상호 작용을 이용하여 피검체의 내부 정보를 얻는 의료 기구

### (57) 요약

의료 기구는 음파 조사부와 광 조사부를 구비한다. 음파 조사부는 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파를 피검체의 내부에 조사한다. 광 조사부는 피검체의 내부에 있어서의, 상기 초음파가 조사된 영역에 광을 조사한다. 이에 의해, 초음파가 체내의 밀도를 극대화한 부위에서 광이 반사(및 산란)된다. 의료 기구는 광 조사부에 의해 조사된 광이 상기 영역에 있어서 반사(산란)된 광을 수신하는 수광부를 구비한다. 이 의료 기구에 있어서는 수광부가 수신한 광과 음파 조사부로부터 조사된 음파를 기초로 하여 상기 영역에 있어서의 조사광의 반사(산란) 상태를 나타내는 정보가 연산된다. 조사하는 초음파는, 예를 들어 시간의 경과와 함께 주파수가 높아지는 초음파 신호이다.

### 대표도



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

의료 기구에 있어서,

서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파를 피검체의 내부에 조사하는 음파 조사부와,

상기 피검체의 내부에 있어서의, 상기 초음파가 조사된 영역에 광을 조사하는 광 조사부와,

상기 광 조사부에 의해 조사된 광이 상기 영역에 있어서 반사 및 산란된 광을 수신하는 수광부와,

상기 수광부가 수신한 광과 상기 음파 조사부로부터 조사된 상기 초음파를 기초로 하여 상기 영역에 있어서의 상기 조사광의 반사 및 산란 상태를 나타내는 정보를 연산하는 연산부를 구비하는 의료 기구.

### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 음파 조사부는 상기 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파로서, 주파수가 시간의 경과와 함께 점차 변화하는 초음파를 발생시키는 음파 발생원을 갖는 의료 기구.

### 청구항 3

제2항에 있어서, 상기 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파는 펄스 초음파인 의료 기구.

### 청구항 4

제2항에 있어서, 상기 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파는 주파수가 점차 증가 또는 점차 감소하는 초음파의 연속파인 의료 기구.

### 청구항 5

제2항에 있어서, 상기 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파는 주파수가 점차 증가 또는 점차 감소하는 펄스 초음파인 의료 기구.

### 청구항 6

제1항에 있어서, 상기 광 조사부는 상기 음파 조사부에 있어서의 상기 초음파의 조사가 완료되었을 때에 펄스광을 상기 광으로서 출사하는 의료 기구.

### 청구항 7

제1항에 있어서, 상기 광 조사부는 연속광을 상기 광으로서 조사하는 의료 기구.

### 청구항 8

제1항에 있어서, 상기 음파 조사부로부터 조사되는 상기 초음파는 상기 광 조사부로부터 조사되는 광의 광축을 따라 조사되는 의료 기구.

### 청구항 9

제1항에 있어서, 상기 정보는 상기 반사광의 주파수의 도플러 시프트량인 의료 기구.

### 청구항 10

제1항에 있어서, 상기 연산부는 상기 수광부가 수신한 광의 스펙트럼 분포와, 상기 음파 조사부로부터 조사된 상기 초음파의 스펙트럼 분포를 기초로 하여 상기 정보를 연산하도록 구성되어 있는 의료 기구.

### 청구항 11

제1항에 있어서, 상기 연산부에 의해 연산된 정보를 시각적으로 제시하는 제시부를 구비하는 의료 기구.

## 청구항 12

제1항에 있어서, 상기 음파 조사부는, 상기 초음파로서 시간의 경과와 함께 주파수가 변화하는 초음파를 조사하는 수단을 갖는 의료 기구.

## 청구항 13

제12항에 있어서, 상기 초음파는 상기 시간의 경과와 함께 주파수가 높아지는 초음파인 의료 기구.

## 청구항 14

제12항에 있어서, 상기 음파 조사부가 상기 피검체의 원하는 한 위치에 1회, 상기 초음파를 조사 종료한 타이밍을 판단하는 판단 수단과,

이 판단 수단이 상기 타이밍을 판단하였을 때에, 상기 광 조사부에 상기 광을 상기 피검체의 상기 원하는 위치에 조사하도록 지령하는 지령 수단을 구비하는 의료 기구.

## 청구항 15

제14항에 있어서, 상기 광 조사부가 상기 광의 조사를 종료한 후, 상기 음파 조사부 및 상기 광 조사부의 상기 피검체에 대한 조사 위치를 변경하는 수단을 구비하는 의료 기구.

## 청구항 16

제15항에 있어서, 상기 음파 조사부와 상기 광 조사부는 하나의 유닛에 수용되어 있는 의료 기구.

## 청구항 17

제15항에 있어서, 상기 음파 조사부가 조사하는 상기 초음파의 조사 방향과 상기 광 조사부가 조사하는 상기 광의 조사 방향은 동일하고, 또한 상기 피검체에 대한 조사 위치는 동일한 의료 기구.

## 청구항 18

제17항에 있어서, 상기 연산부에 의해 연산된 정보를 시각적으로 제시하는 제시부를 구비하는 의료 기구.

## 청구항 19

피검체의 체내의 상태를 나타내는 정보를 검출하는 방법에 있어서,

서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파를 피검체의 내부에 조사하고,

상기 피검체의 내부에 있어서의 상기 음파가 조사된 영역에 광을 조사하고,

상기 조사된 광이 상기 영역에 있어서 반사된 광을 수신하고,

상기 수신한 광과 상기 조사된 초음파를 기초로 하여 상기 영역에 있어서의 상기 조사광의 반사 및 산란 상태를 나타내는 정보를 연산하는 방법.

## 청구항 20

제19항에 있어서, 상기 초음파는 시간의 경과와 함께 주파수가 변화하는 초음파이며,

상기 초음파의 조사 및 상기 광의 조사를 상기 피검체의 조사 위치를 바꾸어 반복하는 방법.

## 명 세 서

### 발명의 상세한 설명

### 기술 분야

<1> 본 출원은 2007년 6월 11일에 출원된 일본 특허 출원 제2007-154562호 공보를 참조로서 포함한다.

<2> 본 발명은 피검체의 내부 상태를 관찰하기 위한 의료 기구에 관한 것으로, 특히 음파와 광의 물리적인 상호 작

용을 이용하여 피검체의 내부 상태를 나타내는 정보를 광학적으로 수집하고 관찰하는 의료 기구에 관한 것이다.

## 배경 기술

- <3> 최근의 의료용 이미징에 있어서는, 피검체의 고정밀도인 단층 이미지를 얻는 것은 물론, 침습도(侵襲度)를 억제하는 것도 중요한 과제이다. 이러한 관점에서 광 단층 이미징도 주목받고 있다. 이 광 단층 이미징으로서, 예를 들어 광 CT(Computed Tomography), 광 코히런스 단층 영상법(Optical Coherence Tomography : 이하 OCT) 및 광 음향 단층 영상법이 알려져 있다.
- <4> 이 중, 광 CT는 생체 내부에서의 광 산란의 영향이 비교적 약한 파장 영역 700 nm 내지 1200 nm의 근적외광을 이용한다. 이로 인해, 점막 아래 수 cm까지의 생체 심부의 단층 이미지를 얻을 수 있다.
- <5> 또한, OCT는 낮은 코히런스의 간섭을 이용한다. 이로 인해, OCT는 2 mm 정도의 깊이까지의 생체 단층 이미지를 고분해능(수  $\mu$ m 내지 수십  $\mu$ m)이고 또한 단시간에 취득하는 것이 가능하다. OCT는 안과 영역에서의 망막 질환 진단에 있어서 이미 실용화되어 있다. 이로 인해, OCT는 그 의학적 관심도는 매우 높다.
- <6> 상술한 광 CT와 OCT를 비교하면, 광 CT는 심부의 정보는 얻어지지만 공간 분해능은 수 mm 정도로 매우 낮다. 한편, OCT는 생체 점막 아래의 약 2 mm보다도 깊은 부위를 관찰하는 것, 또한 암 등의 종양 조직에 대해 양호한 화질을 얻는 것은 어렵다. 이것은 생체 심부 및 종양 조직에 있어서의 혈액의 흡수나 강한 산란의 영향에 의해 광의 코히런스성이 현저하게 흐트러지기 때문이다.
- <7> 그래서 생체 내부의 정보를 얻기 위한 광 CT 및 OCT와 상이한 방법이 연구되고 있다. 그 중 하나가, 일본 특허 출원 공개 제2000-88743호 공보(특허 문헌 1) 및 문헌「L.V.Wang and G.Ku, "Frequency-swept ultrasound-modulated optical tomography of scattering media", Optics Letters, Vol.23, Issue 12, pp.975-977(1998)」(비특허 문헌 1)에 개시되어 있다. 이들 문헌에 기재된 방법은, 생체 내부의 대상 부위로 초음파 및 광을 출사하는 동시에, 그 대상 부위에 있어서 광이 초음파에 의해 변조를 받은 정도를 검출하는 것이다.
- <8> 또한, 다른 방법이 일본 특허 출원 공개 평10-179584호 공보(특허 문헌 2)에 개시되어 있다. 이것은 생체 내부의 대상 부위로 초음파 펄스 및 전자기 방사선을 출사하는 동시에, 대상 부위에 있어서 후방 산란된 전자기 방사선을 검출하는 것이다.
- <9> 그런데 생체 조직에 있어서는, 종양의 암화(癌化)에 따라서 핵내 크로마틴의 농축 상태나 핵의 공간 분포 변화와 같은 조직의 형태학적 변화를 일으키는 것이 알려져 있다. 이 조직의 구조적 변화는 특히 광 산란 특성에 변화를 일으킨다. 이로 인해, 생체 내부의 대상 부위에 있어서 광 산란 특성의 변화를 나타내는 정보를 얻을 수 있으면, 암 조직 등에 관련되는 조직의 구조 변화를 검출할 수 있을 것이라 생각된다. 광 산란 특성의 변화를 나타내는 정보로서는, 예를 들어 대상 부위에 있어서의 복소 굴절률의 일부의 변화가 유용하다.

## 발명의 내용

### 해결 하고자하는 과제

- <10> 그러나 특허 문헌 1 및 비특허 문헌 1에 개시되어 있는 기술은, 대상 부위의 광 흡수 특성의 변화에 따른 정보를 얻는 것에 특화되어 있다. 이로 인해, 암 조직 등에 관련되는 조직의 구조 변화 및 형태학적 변화를 검출하는 것은 곤란하다.
- <11> 또한, 특허 문헌 2에 개시되어 있는 내용은 후방 산란된 전자기 방사선의 검출에 그치고 있다. 이로 인해, 광 산란 특성의 변화를 나타내는 정보를 추출하기 위한 방법은 여전히 불분명하다.
- <12> 본 발명은 전술한 점에 비추어 이루어진 것으로, 피검체 심부의 대상 부위에 있어서의 조직의 구조적 및 형태학적인 변화에 따라서 발생하는 광 산란 특성의 변화를 파악하여, 그 변화를 나타내는 정보를 용이하게 파악할 수 있는 의료 기구를 제공하는 것을 목적으로 하고 있다.

### 과제 해결수단

- <13> 상기 목적을 달성하기 위해, 본 발명에 관한 의료 기구는 서로 다른 복수의 주파수 성분을 갖는 초음파를 피검체의 내부에 조사하는 음파 조사부와, 상기 피검체의 내부에 있어서의, 상기 초음파가 조사된 영역에 광을 조사하는 광 조사부와, 상기 광 조사부에 의해 조사된 광이 상기 영역에 있어서 반사 및 산란된 광을 수신하는 수광부와, 상기 수광부가 수신한 광과 상기 음파 조사부로부터 조사된 상기 초음파를 기초로 하여 상기 영역에 있어

서의 상기 조사광의 반사 및 산란 상태를 나타내는 정보를 연산하는 연산부를 구비한다.

- <14> 예를 들어, 상기 초음파는 주파수가 시간의 경과와 함께 점차 변화하는 초음파(적합하게는, 주파수가 시간의 경과와 함께 서서히 높아지는 초음파)이다. 또한, 그러한 초음파는 연속파라도 좋고 펄스파라도 좋다.

## 효 과

- <15> 본 발명에 있어서의 의료 기구에 따르면, 피검체 내부의 대상 부위에 있어서의 광 산란 특성의 변화, 즉 조직의 구조적 및 형태학적인 변화를 용이하게 파악할 수 있다.

## 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- <16> 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.
- <17> (제1 실시예)
- <18> 도1 내지 도5를 참조하여, 본 발명의 제1 실시예에 관한 의료 기구를 설명한다. 이 의료 기구는, 본 실시예에서는 초음파 광 변조법(ultrasound modulated optical tomography ; UMOT)을 실시하는 생체 관찰 장치(biological observation apparatus)로서 실시되어 있다.
- <19> 도1에 생체 관찰 장치(1)의 개요를 도시한다. 이 생체 관찰 장치(1)는, 도1에 도시하는 바와 같이 피검체로서의 생체 조직(LT)에 초음파 및 광을 조사하는 동시에, 그 광이 생체 조직(LT)에 있어서 반사 및 산란한 광(이하, 물체광이라 함)을 수광 가능한 조사·수신 유닛(2)을 구비한다. 또한, 이 생체 관찰 장치(1)는 스캔 유닛(3), 구동 신호 생성부(4), 증폭부(5), 신호 처리부(6), 퍼스널 컴퓨터(이하, PC라 약기함)(7), 표시부(8) 및 스캔 신호 발생부(9)를 구비하고 있다.
- <20> 스캔 유닛(3)은 스캔 신호 발생부(9)로부터 출력되는 스캔 신호에 따라서 조사·수신 유닛(2)의 위치(즉, 스캔 위치)를 변경하면서 초음파 및 광을 조사시키도록 구성되어 있다.
- <21> 구동 신호 생성부(4)는 주파수가 점차 변화하는 연속파로 이루어지는 초음파를 조사·수신 유닛(2)으로부터 출력시키기 위한 구동 신호를 생성하는 동시에, 생성된 초음파 구동 신호를 증폭부(5) 및 신호 처리부(6)에 출력한다. 또한, 구동 신호 생성부(4)는 상기 초음파가 조사·수신 유닛(2)으로부터 출력된 직후의 소정의 타이밍에 있어서, 조사·수신 유닛(2)의 광 발생부(21)에 타이밍 신호를 출력한다.
- <22> 증폭부(5)는 파워 앰프 등에 의해 구성된다. 이 증폭부(5)는 구동 신호 생성부(4)로부터 출력된 구동 신호를 증폭하는 동시에, 증폭된 구동 신호를 조사·수신 유닛(2)에 출력한다.
- <23> 조사·수신 유닛(2)은 광 발생부(21)와, 하프 미러(22)와, 참조 미러(25)와, 중앙부에 개구부(26a)가 형성된 초음파 트랜스듀서(26)와, 광 검출부(27)를 갖는다.
- <24> 광 발생부(21)는 생체 조직(LT)에 도달 가능한 광을 발하는, 예를 들어 도시하지 않은 레이저 광원 및 집광 렌즈 등을 갖고 있다. 그리고 광 발생부(21)는 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 타이밍 신호를 기초로 하는 소정의 타이밍에 있어서, 상기 레이저 광원으로부터 발생된 광으로서의 펄스 광을 하프 미러(22)에 대해 조사한다. 또한, 생체 조직(LT)에 도달 가능한 광을 발하는 광원으로서, 전술한 레이저 광원에 한정되는 것이 아니라, 예를 들어 크세논 램프, 할로겐 램프, LED(Light-Emitting Diode), 또는 SLD(Super Luminescent Diode) 등을 이용하는 것이라도 좋다. 또한, 본 실시예에 있어서, 광 발생부(21)에 있어서 발생하는 광은 펄스광에 한정되지 않고 연속파인 광이라도 좋다.
- <25> 하프 미러(22)는 광 발생부(21)로부터의 광의 일부를 반사하여 참조 미러(25)로 조사하는 동시에, 이 광의 다른 일부를 초음파 트랜스듀서(26)를 향해 투과시킨다. 하프 미러(22)로부터 참조 미러(25)로 조사된 광은 참조 미러(25)에 있어서 반사한 후, 하프 미러(22)에 참조광으로서 입사한다. 하프 미러(22)로부터 초음파 트랜스듀서(26)를 향해 전파(傳播)한 광은, 개구부(26a)를 통과한 후 생체 조직(LT)에 조사된다.
- <26> 또한, 본 실시예에 있어서 조사·수신 유닛(2)[의 초음파 트랜스듀서(26)]과 생체 조직(LT) 사이는 물 등의 초음파 전달 매체(UM)에 의해 채워져 있다.
- <27> 또한, 초음파 트랜스듀서(26)는 초음파 발생부로서 기능한다. 이 초음파 트랜스듀서(26)는 구동 신호 생성부(4)로부터의 구동 신호에 따라서 구동하고, 개구부(26a)를 통과하는 광의 축을 따라 초음파를 생체 조직(LT)으로 조사한다. 이 초음파는 수㎞ 내지 수십㎞이다. 이 초음파는 주파수가 시간 경과와 함께 점차 변화하는

주기적인 조밀파로서 생체 조직(LT)의 내부를 전파한다. 또한, 본 실시예에 있어서 상기 초음파는 음향 렌즈 등의 수렴 수단에 의해 수렴되지 않는 상태로서 생체 조직(LT)으로 출력되지만, 그러한 수렴 수단에 의해 수렴된 초음파로서 생체 조직(LT)으로 조사되는 것이라도 좋다.

- <28> 이에 의해, 조사·수신 유닛(2)으로부터 조사되고 또한 하프 미러(22)를 투과해 간 광은, 상기 초음파에 의해 밀도가 극대화된 생체 조직(LT)의 내부 위치에 있어서 반사 및 산란한다. 이 반사(및 산란)한 광은 개구부(26a)를 통과한 후, 하프 미러(22)에 물체광으로서 입사한다.
- <29> 또한, 본 실시예의 조사·수신 유닛(2)에 있어서는 하프 미러(22)와 참조 미러(25) 사이 및 하프 미러(22)와 초음파 트랜스듀서(26) 사이 각각에, 광의 주파수에 비해 훨씬 낮은 주파수를 이용하여 변조를 행하는 광 변조부 및 그 광 변조부를 구동하기 위한 발진기를 각 1개씩 구비해도 좋다. 이에 의해, 조사·수신 유닛(2)이 전술한 구성과 더불어 표시부(8)에 출력되는 영상 신호의 S/N을 향상시킬 수 있다.
- <30> 하프 미러(22)는 참조 미러(25)측으로부터 입사되는 참조광과, 초음파 트랜스듀서(26)측으로부터 입사되는 물체광의 2속(束)의 광을 각각 간섭시키면서 그 2속의 광의 간섭 후에 발생하는 간섭광을 광 검출부(27)를 향해 조사한다.
- <31> 광 검출부(27)는 하프 미러(22)로부터 조사되는 간섭광을 헤테로다인(heterodyne) 검출하는 동시에, 검출한 간섭광을 전기 신호로서의 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6)로 출력한다.
- <32> 신호 처리부(6)는, 예를 들어 스펙트럼 분석기 또는 디지털 오실로스코프 등을 구비하고 광 스펙트럼 취득부로서의 기능을 갖는다. 이 신호 처리부(6)는, 조사·수신 유닛(2)으로부터 출력되는 간섭 신호와 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 구동 신호를 기초로 하여, 간섭광의 스펙트럼 분포와 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파가 갖는 주파수의 스펙트럼 분포를 취득한다. 그리고, 신호 처리부(6)는 상기 간섭광의 스펙트럼 분포에 따른 도플러 시프트량(주파수 변조량)과 상기 초음파의 주파수 성분을 기초로 하여 물체광의 산란 성분으로서, 및/또는 그 산란 성분의 강도를 물체광의 흡수 성분으로서 각각 산출한다. 그리고 신호 처리부(6)는 산출된 산란 성분 및/또는 흡수 성분의 정보를 PC(7)로 출력한다.
- <33> PC(7)는 각종 연산 및 처리를 행하는 CPU(Central Processing Unit)(7a)와, 각종 데이터 등을 축적하는 메모리(7b)를 갖고 있다. 메모리(7b)에는 CPU(7a)에 의해 실행하는 각종 연산 및 처리에 필요한 프로그램이 소스 코드로서 미리 저장되어 있다. CPU(7a)는 그 기동과 함께 메모리(7b)로부터 프로그램을 판독하여, 그 프로그램을 단계마다 순차 실행한다. 이 CPU(7a)의 프로그램의 실행에 의해 PC(7)는 원하는 연산 기능을 행할 수 있다. 구체적으로는, PC(7)는 신호 처리부(6)로부터 출력되는 산란 성분 및/또는 산란 성분의 정보를 기초로 하는 연산을 CPU(7a)에 있어서 행한다. 이에 의해, 화상 데이터를 생성한다. 또한, 이와 함께 PC(7)는 생성한 화상 데이터를 스캔 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인 스캔 위치 정보와 관련지으면서 메모리(7b)에 축적한다. 또한, PC(7)는 생성한 화상 데이터의 스캔 위치가 스캔 유닛(3)에 의해 실행되는 스캔의 범위의 종단인지 여부를 판단한다. 그리고 종단이 아닌 경우에는 스캔 위치를 변경시키면서 초음파 및 광을 조사시키기 위한 제어를 스캔 신호 발생부(9)에 대해 행한다. 또한, PC(7)는 1화면분의 화상 데이터가 메모리(7b)에 축적되었는지 여부를 판단하여, 이러한 판단이 이루어지면 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)로 출력한다.
- <34> 또한, 본 실시예에 있어서 PC(7)의 CPU(7a)는 물체광의 산란 성분과 따른 영상 신호를 표시부(8)에 출력하는 것에 한정되지 않고, 예를 들어 물체광의 흡수 성분과 따른 영상 신호를 표시부(8)에 출력하는 것이라도 좋다. 또한, 물체광의 산란 성분 및 흡수 성분의 영상 신호를 병행하여 또는 통합한 것(조합한 것)을 표시부(8)에 출력하는 것이라도 좋다.
- <35> 스캔 신호 발생부(9)는 PC(7)의 제어를 기초로 하여, 스캔 위치를 변경시키면서 초음파 및 광을 조사시키기 위한 스캔 신호를 스캔 유닛(3)에 대해 출력한다.
- <36> 다음에, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1)의 작용에 대해 설명을 행한다.
- <37> 우선, 작업자는 생체 관찰 장치(1)의 각 부의 전원을 투입한 후, 도1에 도시하는 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]으로 초음파 및 광이 조사되도록 조사·수신 유닛(2)의 초음파 트랜스듀서(26)를 배치하는 동시에, 초음파 트랜스듀서(26)와 생체 조직(LT) 사이를 물 등의 초음파 전달 매체(UM)에 의해 채운다.
- <38> 그 후, 작업자는 예를 들어 도시하지 않은 조작부가 갖는 스위치 등을 온(ON)함으로써, 초음파를 초음파 트랜스듀서(26)로부터 생체 조직(LT)으로 조사시키기 위한 지시를 행한다.



- <39> 그리고 구동 신호 생성부(4)는 상기 지시를 기초로 하여, 예를 들어 도2a에 나타내는 바와 같은 파형의 소정의 초음파를 생체 조직(LT)에 대해 조사시키기 위한 구동 신호를, 증폭부(5)를 통해 초음파 트랜스듀서(26)로 출력한다. 또한, 도2b는 도2a의 파형의 시간 부근을 나타내는 도면이고, 도2c는 도2a의 파형의 중단 부근을 나타내는 도면이다.
- <40> 구체적으로는, 상기 초음파는 도2a, 도2b 및 도2c에 나타내는 바와 같이 경과 시간에 따라서 주파수가 높아지는(1주기의 길이가 짧아지는) 동시에, 하나의 스캔 위치에 있어서 강도가 극대로 되는 타이밍을 N회 갖는 초음파이다. 또한, 상기 타이밍 각각을, 도2a에 있어서의 시간  $T_1, T_2, \dots, T_N$ 으로서 나타내는 것으로 한다. 또한, 하나의 스캔 위치에 있어서 조사되는 상기 초음파는 주파수  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$  ( $f_{us1} < f_{us2} < \dots < f_{usN}$ )의 파형을 각각 1주기분씩 갖는 N주기분의 연속파로 한다. 또한, 상기 초음파가 갖는 주파수  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$ 은 주로 초음파 트랜스듀서(26)의 성능에 따라서 결정되는 값이다.
- <41> 초음파 트랜스듀서(26)로부터 조사된 초음파(UW)(도1을 참조)는, 주파수가 낮은(파장이 긴) 쪽의 파 부분으로부터 차례로 종방향의 조밀파로서 생체 조직(LT)의 내부를 그 깊이 방향으로 전파한다. 이로 인해, 시간적으로 이후가 될수록 전파하는 파(UW)의 주파수가 높아(파장이 짧아)진다. 생체 조직(LT)의 내부에 전파한 초음파(UW)는 그 조밀의 정도에 따라서 생체 조직(LT)에 압력을 가하여, 생체를 국소적으로 축소시켜 생체 밀도를 국소적으로 변화시킨다. 이로 인해, 도1에 도시하는 바와 같이 초음파(UW)의 강도가 극대로 되는 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 각각의 위치에 있어서 생체 조직(LT)의 밀도도 극대화된다.
- <42> 이 국소적으로 밀도를 극대화시킨 부분은, 그 외의 부분과는 밀도가 다르므로 광을 반사(산란)시킨다. 이 밀도가 극대화된 부분을, 도1에 있어서 초음파(UW)의 파면(이하, 초음파 파면이라 함)  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 으로서 나타낸다. 이로 인해, 하나의 초음파(UW)가 조사 종료된 직후의 타이밍에서는, 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 은 초음파 전파 방향(Z축 방향)을 따라 차례로 공간적으로 위치하게 된다. 또한, 이 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 의 존재는, 광의 전파 속도가 초음파의 그것과 비교하여 훨씬 빠르기 때문에, 광에 있어서 보면 어떤 타이밍의 초음파(UW)의 전파는 거의 정지해 보이는 것으로 된다.
- <43> 한편, 구동 신호 생성부(4)는 소정의 처리에 의해 생체 조직(LT)으로 조사된 초음파(UW)에 의해 초음파 파면  $R_N$ 이 발생된 타이밍[하나의 스캔 위치에 있어서의 초음파(UW)의 출력이 완료된 직후의 타이밍]을 검출하고, 또한 그 타이밍을 나타내는 타이밍 신호를 생성한다. 이 타이밍 신호는 조사·수신 유닛(2)의 광 발생부(21)에 출력된다.
- <44> 광 발생부(21)는 상기 타이밍 신호를 기초로 하여 펄스광을 하프 미러(22)로 조사한다. 광 발생부(21)로부터 조사된 주파수  $f_L$ 의 광은 하프 미러(22) 및 참조 미러(25) 등을 통과한 후, 개구부(26a)로부터 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]으로 조사된다. 생체 조직(LT)을 전파하는 광은 생체 조직(LT)의 내부에 발생된 복수의 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$  각각에서 일부가 반사하면서 나머지 광이 투과한다. 즉, 복수의 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 의 각각에서 투과·반사를 반복하면서 전파한다. 이 중, 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 의 각각에서 반사한 광은 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 의 도플러 시프트(주파수 변조)를 받은 물체광(반사광)으로서 개구부(26a)를 통해 하프 미러(22)로 입사한다.
- <45> 초음파 트랜스듀서(26)를 통해 복귀해 온 물체광은 하프 미러(22)에 있어서 참조 미러(25)측으로부터 입사한 참조광과 간섭한다. 이것에 의해, 광 발생부(21)로부터 조사되는 광의 주파수  $f_L$ 이 없어진 상태의 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.
- <46> 광 검출부(27)는 하프 미러(22)로부터 조사되는 간섭광을 헤테로다인 검출하는 동시에, 검출한 간섭광을 전기 신호로서의 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6)로 출력한다.
- <47> 신호 처리부(6)는 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호를 기초로 하여 간섭광의 스펙트럼 분포를 검출한다. 구체적으로는, 상기 간섭광의 스펙트럼 분포는 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 주파수로서 전술한 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 과 대략 동일한 값을 갖는다. 또한, 신호 처리부(6)는 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 구동 신호를 기초로 하여, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 스펙트럼 분포  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$ 을 취득한다.

- <48> 그리고 연산부로서의 기능도 갖는 신호 처리부(6)는 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}$ ,  $f_{d2}$ , ...,  $f_{dN}$ 과, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 주파수  $f_{us1}$ ,  $f_{us2}$ , ...,  $f_{usN}$ 을 기초로 하는 연산을 행한다. 이 결과 얻어지는 주파수의 비 「 $f_{d1}/f_{us1}$ ,  $f_{d2}/f_{us2}$ , ...,  $f_{dN}/f_{usN}$ 」를 물체광의 산란 성분으로서, 및/또는 상기 주파수비에 있어서의 물체광의 산란 성분의 강도를 물체광의 흡수 성분으로서 각각 산출한다. 이에 의해, 신호 처리부(6)는 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 N개의 부위의 생체 정보를 한 번에 취득할 수 있다. 또한, 신호 처리부(6)에 의해 얻어진 연산 결과의 일례를 도3에 나타낸다.
- <49> 한편, PC(7)는 그 CPU(7a)에 실행되는 소정의 처리를 기초로 하여, 신호 처리부(6)로부터 출력되는 산란 성분 및/또는 흡수 성분의 정보를 판독한다(도4의 단계 S1). 이어서, PC(7)는 그 판독한 정보를 기초로 하여 화상 데이터를 생성하는 동시에, 생성한 화상 데이터를 스캔 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인 스캔 위치 정보와 관련지으면서 메모리(7b)에 축적한다(단계 S2). 또한, PC(7)는 예를 들어 미리 정한 원하는 스캔 범위(2차원 또는 3차원)를 나타내는 정보[예를 들어, 작업자로부터 부여되어 메모리(7b)에 보유]를 참조하여, 스캔 범위의 종료 위치(종단)인지 여부를 판단한다(단계 S3). 그리고 현재의 스캔 위치가 스캔 범위의 종단이 아닌 것을 검출한 경우에는(단계 S3에서 "아니오"), 스캔 위치를 (도1의 X축 방향 또는 Y축 방향 중 어느 하나로) 변경시키면서 초음파 및 광을 조사시키기 위한 제어를 스캔 신호 발생부(9)에 대해 행한다(단계 S4). 이후, PC(7)의 처리는 단계 S1로 복귀되어 상술한 처리가 반복된다. 도5에는 그러한 처리의 반복에 의해, 예를 들어 XZ 단면을 따른 2차원 스캔의 상태를 모식적으로 도시한다.
- <50> 한편, PC(7)는 생성한 화상 데이터의 스캔 위치가 스캔 범위(2차원 또는 3차원)의 종단이라고 판단하면(단계 S3에서 "예"), 즉 1화면분의 화상 데이터가 메모리(7b)에 축적되었다고 판단하면, 이 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)로 출력한다(단계 S5). 이에 의해, 표시부(8)에는 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서의 생체 조직(LT)의 단층 이미지가 화상 표시된다.
- <51> 이상 서술한 바와 같이, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1)는 생체 조직(LT)의 깊이 방향의 N개의 부위의 산란 성분 및/또는 흡수 성분을 한 번의 수집으로 용이하게 취득할 수 있다. 이로 인해, 이 취득한 정보를 기초로 하여 피검체의 대상 부위의 내부 상태를 나타내는 2차원 또는 3차원의 화상을 고속으로 제공할 수 있다. 이와 같이, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1)는 피검체 내부의 보다 깊은(OCT보다도 깊은) 대상 부위에 있어서의 광 산란 특성 및/또는 광 흡수 특성의 변화, 즉 조직의 구조적 및 형태학적인 변화를 용이하게 파악할(짧은 시간에 의해 취득할) 수 있다.
- <52> 또한, 본 실시예에 관한 생체 관찰 장치에 따르면, 도2a에 나타내는 바와 같이 주파수가 시간의 경과와 함께 점차 증가하는 초음파를 조사하고 있다. 즉, 처음에 생체 내부에 전파해 가는 파 부분의 주파수는 낮고(파장 큼), 그 주파수는 서서히 높아진다. 초음파는 주파수가 낮을수록 생체의 보다 깊은 위치까지 전파한다. 따라서, 초음파를 조사 종료하였을 때에는, 순간적으로는 광으로부터 보면 도1에 도시하는 바와 같이 광학적으로 굴절률이 큰 초음파 파면  $R_1$ ,  $R_2$ , ...이 심부로부터 배열된 상태가 얻어진다. 즉, 초음파에 의해 생체 내의 광학적인 굴절률의 변화를 강조한 국소 영역이 생성된다. 굴절률의 변화는 정상 부위와 병변부에서는 상이하기 때문에, 이 굴절률의 변화를 예를 들어 도플러 주파수의 차이로서 검출한다.
- <53> 이와 같이 파면이 깊이 방향으로 병치되어 있을 때에 광을 1회 조사시킴으로써, 광의 속도는 빠르므로 초음파 파면  $R_1$ ,  $R_2$ , ...의 각각을 투과하면서 또한 반사하여 반사광을 얻을 수 있다. 이와 같이, 조사하는 초음파의 주파수를 시간의 경과와 함께 점차 증가하도록 설정함으로써 광의 조사 타이밍을 용이하게 정할 수 있고, 하나의 스캔 위치로부터 1회의 광 조사에 의해 초음파 파면  $R_1$ ,  $R_2$ , ...의 각각으로부터 물체광을 얻을 수 있어 수집이 용이해진다.
- <54> 또한, 본 실시예에 있어서 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력되는 초음파는 주파수가 시간의 경과와 함께 점차 증가하는 도2a에 나타내는 바와 같은 것에 반드시 한정되는 것은 아니며, 주파수가 시간의 경과와 함께 점차 감소하는 것이라도 좋다.
- <55> 또한, 본 실시예에 있어서 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력되는 초음파는 도2a에 나타내는 바와 같은 연속파에 한정되는 것은 아니며, 예를 들어 펄스파라도 좋다. 구체적으로는, 도2d에 나타내는 바와 같이 펄스 반복 시간(T)은 일정하지만, 각 펄스 초음파의 주파수를  $f_1$ ,  $f_2$ , ...,  $f_{N-1}$ ,  $f_N$ ( $f_1 < f_2 < \dots < f_{N-1} < f_N$ )과 같이 변화시키는 펄스파 열(列)이다. 또한, 도2d에 나타내는 펄스파 열은 주파수가 시간 경과와 함께 점차 감소하는 것이



라도 좋다.

<56> 또한, 본 실시예에서는 조사·수신 유닛(2)으로부터 출력되는 초음파 및 광은 모두 도1의 Z축 방향에 대해 평행하게 조사되지만 이에 한정되는 것은 아니며, 예를 들어 어느 한쪽이 도1의 Z축 방향에 대해 비스듬히 조사되는 것이라도 좋다.

<57> (제1 변형예)

<58> 또한, 도1에 도시하는 생체 관찰 장치(1)는 전술한 효과와 동일한 효과를 얻기 위해, 예를 들어 신호 처리부(6)에 있어서 행해지는 각 처리와 대략 동일한 처리를 PC(7)의 CPU(7a)가 대신 행하는, 도6에 도시하는 생체 관찰 장치(1A)로서 구성되는 것이라도 좋다.

<59> 또한, 이하의 변형예 및 실시예에 있어서, 상술한 제1 실시예에 있어서 설명한 구성 요소와 동일하거나 또는 마찬가지로인 것에는 동일한 부호를 붙여 그 설명을 생략 또는 간략화한다.

<60> 도6에 도시하는 생체 관찰 장치(1A)는 조사·수신 유닛(2A)과, 스캔 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, PC(7)와, 표시부(8)와, 스캔 신호 발생부(9)를 주요부로서 구비하고 있다.

<61> 전술한 구성에 의해 생체 관찰 장치(1A)에 있어서, 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호가 직접 PC(7)에 입력된다.

<62> 상기 간섭 신호에 있어서의 직류 성분을  $I_{dc,1}$ ,  $I_{dc,2}$ , ...,  $I_{dc,N}$ 으로 하고, 교류 성분의 진폭을  $I_{ac,1}$ ,  $I_{ac,2}$ , ...,  $I_{ac,N}$ 으로 한 경우, 상기 간섭 신호를 기초로 하는 광 강도  $I(t)$ 는 하기 수학식 (1)에 의해 나타내어진다.

$$\begin{aligned} I(t) = & I_{dc,1} + I_{ac,1} \cos[2\pi f_{d1}t + \phi_1] \\ & + I_{dc,2} + I_{ac,2} \cos[2\pi f_{d2}t + \phi_2] \\ & + \dots \\ & + I_{dc,N} + I_{ac,N} \cos[2\pi f_{dN}t + \phi_N] \end{aligned} \quad \dots (1)$$

<64> PC(7)의 CPU(7a)는 상기 수학식 (1)에 의해 나타내어지는 광 강도  $I(t)$ 에 대해 푸리에 변환을 실시함으로써, 또한 하기 수학식 (2)에 의해 나타내어지는 수학식을 얻는다.

$$\begin{aligned} F(\omega) = & \int_{-T}^{+T} \left\{ \sum_{i=1}^N I_{dc,i} + I_{ac,i} \cos(\omega_i t + \phi_i) \right\} e^{-j\omega t} dt \\ = & \sum_{i=1}^N \frac{2I_{dc,i} \sin \omega T}{\omega} + \sum_{i=1}^N I_{ac,i} \cos \phi \left\{ \frac{\sin(\omega_i - \omega)T}{(\omega_i - \omega)} + \frac{\sin(\omega_i + \omega)T}{(\omega_i + \omega)} \right\} \\ & + j \sum_{i=1}^N I_{ac,i} \sin \phi \left\{ \frac{\sin(\omega_i - \omega)T}{(\omega_i - \omega)} + \frac{\sin(\omega_i + \omega)T}{(\omega_i + \omega)} \right\} \end{aligned} \quad \dots (2)$$

<67> 또한, 상기 수학식 (2)에 있어서는  $\omega_i = 2\pi f_{di}$ 라고 한다.

<68> 광 스펙트럼 취득부로서의 기능을 갖는 CPU(7a)는 상기 수학식 (2)에 있어서의 실수 성분(강도)을, 간섭광의 스펙트럼 분포로서 추출한다.

<69> 그리고 연산부로서의 기능을 갖는 CPU(7a)는 상기 간섭광의 스펙트럼 분포에 따른 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}$ ,  $f_{d2}$ , ...,  $f_{dN}$ 과, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 주파수  $f_{us1}$ ,  $f_{us2}$ , ...,  $f_{usN}$ 을 기초로 하는 연산을 행함으로써 얻어지는 값인,  $f_{d1}/f_{us1}$ ,  $f_{d2}/f_{us2}$ , ...,  $f_{dN}/f_{usN}$ 의 각 값을 물체광의 산란 성분으로서, 또한 상기 각 값에 있어서의 강도를 물체광의 흡수 성분으로서 각각 산출한다. 또한, CPU(7a)에 의해 얻어진 연산 결과의 일례를 도7에 나타낸다. 이에 의해, 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 N개의 부위의 정보를 한 번에 취득하는 것이 가능해진다. 즉, 도6에 나타내는 생체 관찰 장치(1A)에 있어서도 전술한 생체 관찰 장치(1)에 의해 얻어지는 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다. 또한, 생체 관찰 장치(1A)는 신호 처리부(6)를 갖지 않으므로, 생체 관찰 장치(1)에 비해 간단한 구성에

의해 전술한 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다.

- <70> (제2 변형예)
- <71> 또한, 도1에 도시하는 생체 관찰 장치(1)는 전술한 효과와 동일한 효과를 얻기 위해, 예를 들어 광 섬유 및 광 커플러를 갖는 도8에 나타내는 피검체 정보 분석 장치로서의 생체 관찰 장치(1B)로서 구성되는 것이라도 좋다.
- <72> 구체적으로는, 도8에 도시하는 생체 관찰 장치(1B)는 스캔 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6)와, PC(7)와, 표시부(8)와, 스캔 신호 발생부(9)와, 광 발생부(21)와, 참조 미러(25)와, 초음파 트랜스듀서(26)와, 광 검출부(27)에 부가하여 광 섬유(52a, 52b, 52c 및 52d)와, 광 커플러(53)와, 콜리메이트 렌즈(56)를 주요부로서 구비하여 구성되어 있다.
- <73> 또한, 광 커플러(53)는 도9에 도시하는 바와 같이, 제1 커플러부(53a)와 제2 커플러부(53b)를 구비하여 구성되어 있다.
- <74> 광 섬유(52a)는, 도8 및 도9에 도시하는 바와 같이 일단측이 광 발생부(21)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있다.
- <75> 광 섬유(52b)는, 도9에 도시하는 바와 같이 수광용 섬유 다발(60a)과 송광용 섬유 다발(60b)을 갖고 있다. 또한, 섬유 다발(60a)은 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있는 동시에, 타단부측이 초음파 트랜스듀서(26)의 중앙부에 형성된 개구부[예를 들어 도8에는 도시하지 않은 개구부(26a)]에 삽입 관통되면서 접속되어 있다. 또한, 섬유 다발(60b)은 일단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 초음파 트랜스듀서(26)의 중앙부에 형성된 개구부[예를 들어, 도8에는 도시하지 않은 개구부(26a)]에 삽입 관통되면서 접속되어 있다. 또한, 섬유 다발(60a 및 60b)의 각 단부는 초음파 트랜스듀서(26)의 중앙부에 형성된 개구부에 있어서, 예를 들어 도10에 도시하는 바와 같은 상태로서 배치되어 있다.
- <76> 광 섬유(52c)는, 도9에 도시하는 바와 같이 수광용 섬유 다발(60c)과, 송광용 섬유 다발(60d)을 갖고 있다. 또한, 섬유 다발(60c)은 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 콜리메이트 렌즈(56)로부터의 광의 입사가 가능한 위치에 배치되어 있다. 또한, 섬유 다발(60d)은 일단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 콜리메이트 렌즈(56)로의 광의 조사가 가능한 위치에 배치되어 있다.
- <77> 광 섬유(52d)는, 도8 및 도9에 도시하는 바와 같이 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 광 검출부(27)에 접속되어 있다.
- <78> 전술한 구성에 의해, 생체 관찰 장치(1B)에 있어서는 광 발생부(21)에 있어서 발생된 광은 광 섬유(52a), 제1 커플러부(53a) 및 섬유 다발(60b)을 통해 생체 조직(LT)에 대해 조사되는 동시에, 광 섬유(52a), 제1 커플러부(53a) 및 섬유 다발(60d)을 통해 콜리메이트 렌즈(56)에 대해 조사된다.
- <79> 콜리메이트 렌즈(56)에 입사된 광은 평행한 광속을 갖는 광으로서 조사되고, 참조 미러(25)에 있어서 반사하고, 다시 콜리메이트 렌즈(56)를 통과한 후 참조광으로서 섬유 다발(60c)에 입사된다. 또한, 섬유 다발(60c)에 입사된 참조광은 제2 커플러부(53b)로 조사된다.
- <80> 한편, 생체 조직(LT)에 대해 조사된 광은 생체 조직(LT)에 있어서 발생된 각 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 에 있어서 반사한 후, 상기 각 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 에 있어서 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 의 도플러 시프트(주파수 변조)를 받은 물체광(반사광)으로서 섬유 다발(60a)에 입사된다. 또한, 섬유 다발(60a)에 입사된 물체광은 수광부로서의 기능을 갖는 제2 커플러부(53b)로 조사된다.
- <81> 그리고 섬유 다발(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러부(53b)에 있어서 섬유 다발(60c)로부터 입사한 참조광과 간섭함으로써, 광 발생부(21)로부터 조사되는 광의 주파수  $f_L$ 이 없어진 상태의 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.
- <82> 그 후, 생체 관찰 장치(1)와 동일한 처리 등이 행해짐으로써, 도8에 도시하는 생체 관찰 장치(1B)에 있어서도 전술한 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다.
- <83> (제2 실시예)
- <84> 도11 내지 도12는 본 발명의 제2 실시예에 관한 것이다. 도11은 본 발명의 제2 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 주요부 구성의 일례를 도시하는 도면이다.

- <85> 또한, 본 실시예 및 후술하는 변형예에 관한 생체 관찰 장치에 있어서, 전술한 각각의 생체 관찰 장치(1, 1A, 1B)와 동일 또는 동등한 기능을 갖는 구성 요소에는 동일한 참조 부호를 붙여 그 설명을 생략 또는 간략화한다.
- <86> 이 생체 관찰 장치(1C)는, 도11에 도시하는 바와 같이 피검체로서의 생체 조직(LT)에 초음파 및 광이 조사되는 동시에, 이 광이 상기 생체 조직(LT)에 있어서 반사한 광인 물체광(반사광)을 수광 가능한 조사·수신 유닛(2B)과, 스캔 신호 발생부(9)로부터 출력되는 스캔 신호에 따라서 조사·수신 유닛(2B)의 위치(스캔 위치)를 변경 하면서 상기 초음파 및 상기 광을 조사시키는 스캔 유닛(3)을 구비한다. 또한, 전술한 바와 마찬가지로 생체 관찰 장치(1C)는 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6)와, 퍼스널 컴퓨터(이후, PC라 약기 함)(7)와, 모니터 등에 의해 구성되는 표시부(8)와, 스캔 신호 발생부(9)와, 드라이버(10)를 구비하고 있다.
- <87> 또한, 조사·수신 유닛(2B)은 광 발생부(21)와, 수광부로서의 기능을 갖는 하프 미러(22)와, 중앙부에 개구부(26a)가 형성된 초음파 발생부로서의 초음파 트랜스듀서(26)와, 광 검출부(27)와, 분광 장치(28)를 구비하여 구성되어 있다.
- <88> 드라이버(10)는 스캔 신호 발생부(9)로부터의 스캔 신호에 동기하여 분광 장치(28)를 구동하기 위한 구동 신호를 출력한다.
- <89> 분광 장치(28)는 하프 미러(22)와 광 검출부(27) 사이에 배치되어 있고, 예를 들어 음향 광학 소자 또는 액정 튜너블 필터(liquid crystal tunable filter) 중 어느 하나를 갖고 구성되어 있다. 또한, 분광 장치(28)는 드라이버(10)로부터 출력되는 구동 신호에 따라서 동작하고, 투과 파장을 스위프(sweep)시킴으로써 하프 미러(22)로부터의 물체광을 파장 분해하여 광 검출부(27)에 조사한다. 또한, 광 검출부(27)는 상기 파장 분해의 결과에 관한 정보를 갖는 전기량의 분광 신호를 신호 처리부(6)에 출력한다. 또한, 분광 장치(28)는 파장 분해 신호를 광 검출부(27)를 통해 신호 처리부(6)에 출력한다.
- <90> 다음에, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1C)의 작용에 대해 설명을 행한다.
- <91> 우선, 작업자는 생체 관찰 장치(1C)의 각 부의 전원을 투입한 후, 도11에 도시하는 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]으로 초음파 및 광이 조사되도록 조사·수신 유닛(2B)의 초음파 트랜스듀서(26)를 배치하는 동시에, 초음파 트랜스듀서(26)와 생체 조직(LT) 사이를 물 등의 초음파 전달 매체에 의해 채운다.
- <92> 그 후, 작업자는 예를 들어 도시하지 않은 조작부가 갖는 스위치 등을 온(ON)함으로써, 초음파를 초음파 트랜스듀서(26)로부터 생체 조직(LT)으로 조사시키기 위한 지시를 행한다.
- <93> 그리고 구동 신호 생성부(4)는 상기 지시를 기초로 하여, 예를 들어 도2a에 나타내는 바와 같은 파형의 소정의 초음파를 생체 조직(LT)에 대해 조사시키기 위한 구동 신호를, 증폭부(5)를 통해 초음파 트랜스듀서(26)로 출력한다. 또한, 상기 초음파에 대해서는 제1 실시예의 도2a(도2b 및 도2c)에 관한 설명으로서 이미 서술하였으므로 본 실시예에서는 설명을 생략하는 것으로 한다.
- <94> 초음파 트랜스듀서(26)로부터 조사된 초음파는, 강도가 극대로 되는 타이밍 각각에 따른 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 각 위치에 있어서 생체 조직(LT)의 밀도를 극대화한다. 또한, 상기 Z축 방향의 각 위치[생체 조직(LT)의 내부에 있어서 밀도가 극대화된 위치]를, 도11에 있어서의 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 으로서 나타낸다.
- <95> 한편, 구동 신호 생성부(4)는 생체 조직(LT)으로 조사된 초음파에 의해 초음파 파면  $R_N$ 이 발생된 타이밍(하나의 스캔 위치에 있어서의 초음파의 출력이 완료된 직후의 타이밍)에 있어서, 조사·수신 유닛(2B)의 광 발생부(21)에 대해 타이밍 신호를 출력한다.
- <96> 광 발생부(21)는 상기 타이밍 신호를 기초로 하여 펄스광이 광으로서 하프 미러(22)로 조사된다.
- <97> 광 발생부(21)로부터 조사된 주파수  $f_L$ 의 광은 하프 미러(22)에 의해 반사된 후, 초음파 트랜스듀서(26)의 개구부(26a)로부터 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]으로 조사된다. 그리고 개구부(26a)로부터 조사된 광은, 생체 조직(LT)에 있어서 발생된 각 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 에 있어서 반사한 후, 상기 각 초음파 파면  $R_1, R_2, \dots, R_N$ 에 있어서 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 의 도플러 시프트(주파수 변조)를 받은 물체광(반사광)으로서 개구부(26a)를 통과하고, 하프 미러(22)를 투과하여 분광 장치(28)측으로 조사된다.
- <98> 그리고 하프 미러(22)를 투과한 물체광은 분광 장치(28)에 의해 파장 분해가 실시되고, 광 검출부(27)에 의해 검출된 후 전기 신호로서의 분광 신호로 변환되면서 신호 처리부(6)로 출력된다.

- <99> 신호 처리부(6)는 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 구동 신호를 기초로 하여, 예를 들어  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$  으로서 나타내어지는 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 스펙트럼 분포를 취득한다. 또한, 신호 처리부(6)는 광 검출부(27)로부터 출력되는 분광 신호를 기초로 하여, 예를 들어  $f_L-f_{d1}, f_L-f_{d2}, \dots, f_L-f_{dN}$  으로서 나타내어지는 물체광의 스펙트럼 분포를 취득한다.
- <100> 그리고 광 스펙트럼 취득부 및 연산부로서의 기능을 갖는 신호 처리부(6)는 상기 물체광의 스펙트럼 분포 및 광의 주파수  $f_L$  을 기초로 하여, 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$  을 산출한다. 그 후, 신호 처리부(6)는 상기 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$  과, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 주파수  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$  을 기초로 하는 연산을 행함으로써 얻어지는 값인  $f_{d1}/f_{us1}, f_{d2}/f_{us2}, \dots, f_{dN}/f_{usN}$  의 각 값을 물체광의 산란 성분으로서, 또한 상기 각 값에 있어서의 강도를 물체광의 흡수 성분으로서 각각 산출한다. 이에 의해, 신호 처리부(6)는 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서 Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 N개의 부위의 정보를 한 번에 취득할 수 있다.
- <101> PC(7)는 신호 처리부(6)로부터 출력되는 산란 성분 및/또는 산란 성분의 정보를 기초로 하는 연산을 CPU(7a)에 있어서 행함으로써 화상 데이터를 생성하는 동시에, 생성한 상기 화상 데이터를 스캔 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인 스캔 위치 정보와 관련지으면서 메모리(7b)에 축적한다. 그리고 PC(7)는 생성한 상기 화상 데이터의 스캔 위치가 스캔 유닛(3)에 있어서의 스캔 범위의 종단이 아닌 것을 검출한 경우에는 스캔 위치를 (도11의 X축 방향 또는 Y축 방향 중 어느 하나로)변경시키면서 초음파 및 광을 조사시키기 위한 제어를 스캔 신호 발생부(9)에 대해 행한다.
- <102> 또한, PC(7)는 생성한 상기 화상 데이터의 스캔 위치가 스캔 유닛(3)에 있어서의 스캔 범위의 종단인 것, 즉 1 화면분의 화상 데이터가 메모리(7b)에 축적된 것을 검출하면 상기 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)로 출력한다. 이에 의해, 표시부(8)에는 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서의 생체 조직(LT)의 단층 이미지가 화상 표시된다.
- <103> 이상에 서술한 바와 같이, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1C)는 스캔 위치마다 생체 조직(LT)의 깊이 방향의 N개의 부위의 산란 성분 및/또는 산란 성분의 정보를 한 번에 취득하는 것이 가능한 구성을 갖고 있다. 그러므로, 본 실시예의 생체 관찰 장치(1C)는 피검체 내부의 대상 부위의 내부 상태의 변화를 광학적으로 용이하게 파악할 (짧은 시간에 의해 취득할) 수 있어 전술한 제1 실시예와 동등한 작용 효과가 얻어진다.
- <104> 또한, 본 실시예의 조사·수신 유닛(2B)은 생체 조직(LT)에 출력되는 광을 수렴시키기 위해, 예를 들어 개구수가 작은 렌즈를 하프 미러(22)와 초음파 트랜스듀서(26) 사이에 구비하고 있어도 좋다.
- <105> 또한, 본 실시예에 있어서 조사·수신 유닛(2B)으로부터 출력되는 초음파 및 광은 모두 도11의 Z축 방향에 대해 평행하게 조사되지만 이에 한정되는 것은 아니며, 예를 들어 어느 한쪽이 도11의 Z축 방향에 대해 비스듬히 조사되는 것이라도 좋다.
- <106> (제3 변형예)
- <107> 또한, 도11에 도시하는 생체 관찰 장치(1C)는 전술한 효과와 동일한 효과를 얻기 위해, 예를 들어 신호 처리부(6)에 있어서 행해지는 각 처리와 대략 동일한 처리를 PC(7)의 CPU(7a)가 대신 행하는, 도12에 도시하는 피검체 정보 분석 장치로서의 생체 관찰 장치(1D)로서 구성되는 것이라도 좋다.
- <108> 구체적으로는, 도12에 도시하는 생체 관찰 장치(1D)는 도11에 도시하는 생체 관찰 장치(1C)로부터 신호 처리부(6)를 제거한 것과 대략 동일한 구성을 갖고 있다.
- <109> 전술한 구성에 의해, 생체 관찰 장치(1D)에 있어서는 광 검출부(27)로부터 출력되는 분광 신호 및 분광 장치(28)로부터 출력되는 파장 분해 신호가 직접 PC(7)에 입력된다.
- <110> 상기 분광 신호에 있어서의 직류 성분을  $I_{DC,1}, I_{DC,2}, \dots, I_{DC,N}$  으로 하고, 교류 성분의 진폭을  $I_{AC,1}, I_{AC,2}, \dots, I_{AC,N}$  으로 한 경우, 상기 분광 신호를 기초로 하는 광 강도  $I_1(t)$  는 하기 수학식 (3)에 의해 나타내어진다.

$$\begin{aligned}
 I_1(t) = & I_{DC,1} + I_{AC,1} \cos[2\pi(f_L - f_{d1})t + \phi_1] \\
 & + I_{DC,2} + I_{AC,2} \cos[2\pi(f_L - f_{d2})t + \phi_2] \\
 & + \dots \\
 & + I_{DC,N} + I_{AC,N} \cos[2\pi(f_L - f_{dN})t + \phi_N]
 \end{aligned}
 \quad \dots(3)$$

PC(7)의 CPU(7a)는 상기 수학식 (3)에 의해 나타내어지는 광 강도  $I_1(t)$ 에 대해 푸리에 변환을 실시함으로써, 또한 하기 수학식 (4)에 의해 나타내어지는 수학식을 얻는다.

$$\begin{aligned}
 F_1(\omega) = & \int_{-T}^{+T} \left\{ \sum_{i=1}^N I_{DC,i} + I_{AC,i} \cos((\omega_L + \omega_i)t + \phi_i) \right\} e^{-j\omega t} dt \\
 = & \sum_{i=1}^N \frac{2I_{DC,i} \sin \omega T}{\omega} + \sum_{i=1}^N I_{AC,i} \cos \phi_i \left\{ \frac{\sin(\omega_L + \omega_i - \omega)T}{(\omega_L + \omega_i - \omega)} + \frac{\sin(\omega_L + \omega_i + \omega)T}{(\omega_L + \omega_i + \omega)} \right\} \\
 & + j \sum_{i=1}^N I_{AC,i} \sin \phi_i \left\{ \frac{\sin(\omega_L + \omega_i - \omega)T}{(\omega_L + \omega_i - \omega)} + \frac{\sin(\omega_L + \omega_i + \omega)T}{(\omega_L + \omega_i + \omega)} \right\}
 \end{aligned}
 \quad \dots(4)$$

또한, 상기 수학식 (4)에 있어서는  $\omega_i = 2\pi f_{di}$ 인 동시에  $\omega_L = 2\pi f_L$ 로 한다.

광 스펙트럼 취득부로서의 기능을 갖는 CPU(7a)는 상기 수학식 (4)에 있어서의 실수 성분(강도)을, 물체광의 스펙트럼 분포로서 추출한다.

그리고 연산부로서의 기능을 갖는 CPU(7a)는 상기 물체광의 스펙트럼 분포 및 광의 주파수  $f_L$ 을 기초로 하여, 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 을 산출한다. 그 후, CPU(7a)는 상기 도플러 시프트량(주파수 변조량)을 나타내는 각 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 과, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력된 초음파의 주파수  $f_{us1}, f_{us2}, \dots, f_{usN}$ 을 기초로 하는 연산을 행함으로써 얻어지는  $f_{d1}/f_{us1}, f_{d2}/f_{us2}, \dots, f_{dN}/f_{usN}$ 의 각 값을 물체광의 산란 성분으로서, 또한 상기 각 값에 있어서의 강도를 물체광의 흡수 성분으로서 각각 산출한다. 이에 의해, 작업자가 원하는 관찰 부위에 있어서, Z축 방향[생체 조직(LT)의 깊이 방향]의 N개의 부위의 생체 정보를 한 번에 취득할 수 있다. 즉, 도12에 도시하는 생체 관찰 장치(1D)에 있어서도, 전술한 생체 관찰 장치(1C)에 의해 얻어지는 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다. 또한, 생체 관찰 장치(1D)는 신호 처리부(6)를 갖지 않으므로 생체 관찰 장치(1C)에 비해 간단한 구성에 의해 전술한 [생체 관찰 장치(1C)에 의해 얻어지는] 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다.

(제4 변형예)

또한, 도11에 도시하는 생체 관찰 장치(1C)는 전술한 효과와 동일한 효과를 얻기 위해, 예를 들어 광 섬유 및 광 커플러를 갖는 도13에 도시하는 피검체 정보 분석 장치로서의 생체 관찰 장치(1E)로서 구성되는 것이라도 좋다.

구체적으로는, 도13에 나타내는 생체 관찰 장치(1E)는 스캔 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6)와, PC(7)와, 표시부(8)와, 스캔 신호 발생부(9)와, 드라이버(10)와, 광 발생부(21)와, 초음파 트랜스듀서(26)와, 광 검출부(27)와, 분광 장치(28)에 부가하여 광 섬유(57a, 57b 및 57c)와, 수광부로서의 기능을 갖는 광 커플러(58)를 주요부로서 구비하여 구성되어 있다.

광 섬유(57a)는 도13에 나타내는 바와 같이 일단측이 광 발생부(21)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 광 커플러(58)에 접속되어 있다.

광 섬유(57b)는 송광용 섬유 다발 및 수광용 섬유 다발을 내부에 갖고 있고, 일단측이 광 커플러(58)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 초음파 트랜스듀서(26)의 중앙부에 형성된 개구부[예를 들어 도13에는 도시하지 않은 개구부(26a)]에 삽입 관통되면서 접속되어 있다.

광 섬유(57c)는, 도13에 도시하는 바와 같이 일단측이 광 커플러(58)에 접속되어 있는 동시에, 타단측이 분광 장치(28)에 접속되어 있다.



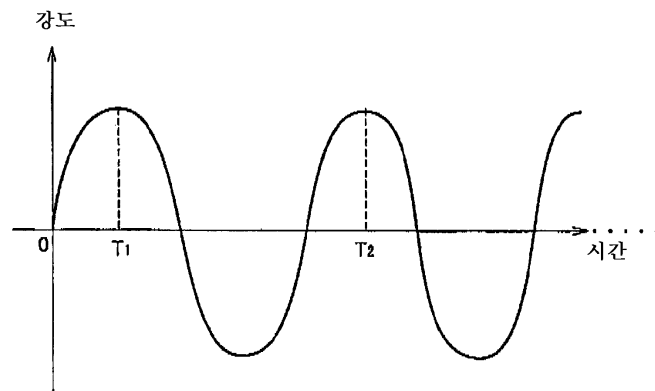
- <123> 전술한 구성에 의해, 생체 관찰 장치(1E)에 있어서는 광 발생부(21)에 있어서 발생된 광은 광 섬유(57a), 광 커플러(58) 및 광 섬유(57b)(의 도시하지 않은 송광용 섬유 다발)를 통해 생체 조직(LT)에 대해 조사된다.
- <124> 그리고 생체 조직(LT)에 대해 조사된 광은, 생체 조직(LT)에 있어서 발생된 각 초음파 파면  $R_1, R_2 \dots R_N$ 에 있어서 반사한 후, 상기 각 초음파 파면  $R_1, R_2 \dots R_N$ 에 있어서 주파수  $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{dN}$ 의 도플러 시프트(주파수 변조)를 받은 물체광(반사광)으로서 광 섬유(57b)(의 도시하지 않은 수광용 섬유 다발)에 입사된다. 또한, 광 섬유(57b)(의 도시하지 않은 수광용 섬유 다발)에 입사된 물체광은 광 커플러(58) 및 광 섬유(57c)를 통해 분광 장치(28)로 조사된다.
- <125> 그 후, 생체 관찰 장치(1C)와 동일한 처리 등이 행해짐으로써, 도13에 나타내는 생체 관찰 장치(1E)에 있어서도 전술한 [생체 관찰 장치(1C)에 있어서의] 효과와 동일한 효과를 얻을 수 있다.
- <126> 또한, 도11, 도12 및 도13의 각 생체 관찰 장치에 있어서 분광 장치(28)는 음향 광학 소자 또는 액정 튜너블 필터에 의해 구성되는 것에 한정되지 않고, 예를 들어 회절 격자 등에 의해 구성되는 것이라도 좋다. 또한, 도 11, 도12 및 도13의 각 생체 관찰 장치가 갖는 드라이버(10)는 음향 광학 소자 또는 액정 튜너블 필터가 아닌 회절 격자 등에 의해 분광 장치(28)가 구성되는 경우에는 불필요하다.
- <127> 또한, 본 발명은 상술한 각 실시예에 한정되는 것은 아니며, 발명의 취지를 일탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변경이나 응용이 가능한 것은 물론이다.

### 도면의 간단한 설명

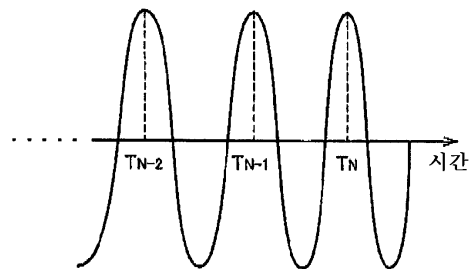
- <128> 도1은 본 발명의 제1 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 개요를 예시하는 블록도.
- <129> 도2a는 초음파 트랜스듀서로부터 조사되는 초음파의 파형의 일례를 나타내는 도면.
- <130> 도2b는 도2a에 나타내는 초음파 파형의 시간 부근을 상세하게 나타내는 도면.
- <131> 도2c는 도2a에 나타내는 초음파 파형의 종단 부근을 상세하게 나타내는 도면.
- <132> 도2d는 초음파 트랜스듀서로부터 출사되는 초음파의 파형의 다른 예를 나타내는 도면.
- <133> 도3은 신호 처리부에 의해 얻어진 연산 결과의 일례를 나타내는 도면.
- <134> 도4는 제1 실시예에 있어서 퍼스널 컴퓨터에 의해 실행되는 처리의 일부를 나타내는 흐름도.
- <135> 도5는 2차원 스캔의 모습을 모식적으로 설명하는 도면.
- <136> 도6은 제1 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 변형예(제1 변형예)를 나타내는 블록도.
- <137> 도7은 제1 변형예에 있어서 얻어진 연산 결과의 일례를 나타내는 도면.
- <138> 도8은 제1 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 다른 변형예(제2 변형예)를 나타내는 블록도.
- <139> 도9는 제2 변형예에 있어서의 광 커플러의 상세한 구성을 도시하는 도면.
- <140> 도10은 제2 변형예에 있어서의 광 섬유의 단부의 구성의 일례를 도시하는 도면.
- <141> 도11은 본 발명의 제2 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 개요를 도시하는 블록도.
- <142> 도12는 제2 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 변형예(제3 변형예)를 도시하는 블록도.
- <143> 도13은 제2 실시예에 관한 생체 관찰 장치의 변형예(제4 변형예)를 도시하는 블록도.
- <144> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- <145> 1, 1A, 1B, 1C, 1D, 1E : 생체 관찰 장치, 2, 2A, 2B : 조사·수신 유닛, 3 : 스캔 유닛, 4 : 구동 신호 생성부, 5 : 증폭부, 6 : 신호 처리부, 7 : PC, 8 : 표시부, 9 : 스캔 신호 발생부, 10 : 드라이버, 21 : 광 발생부, 22 : 하프 미러, 25 : 참조 미러, 26 : 초음파 트랜스듀서, 27 : 광 검출부, 28 : 분광 장치



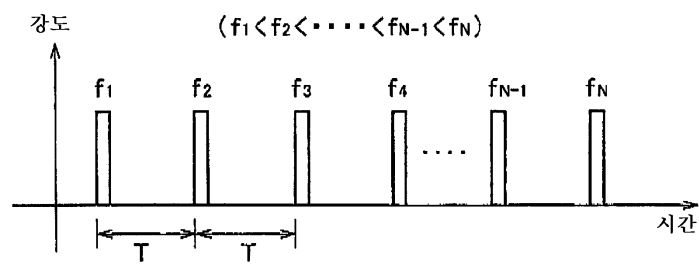
도면2b



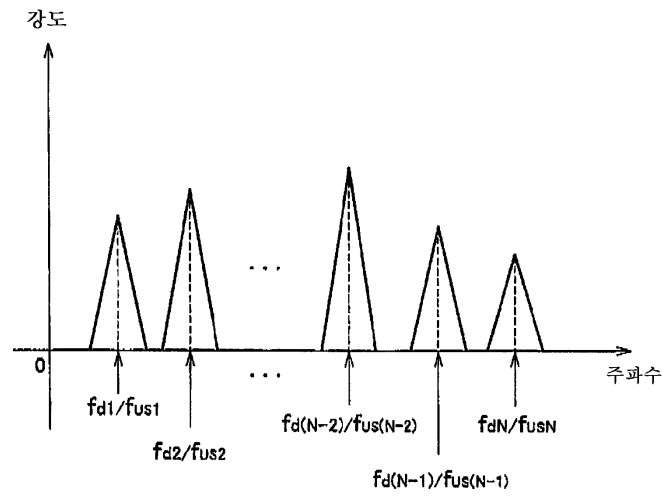
도면2c



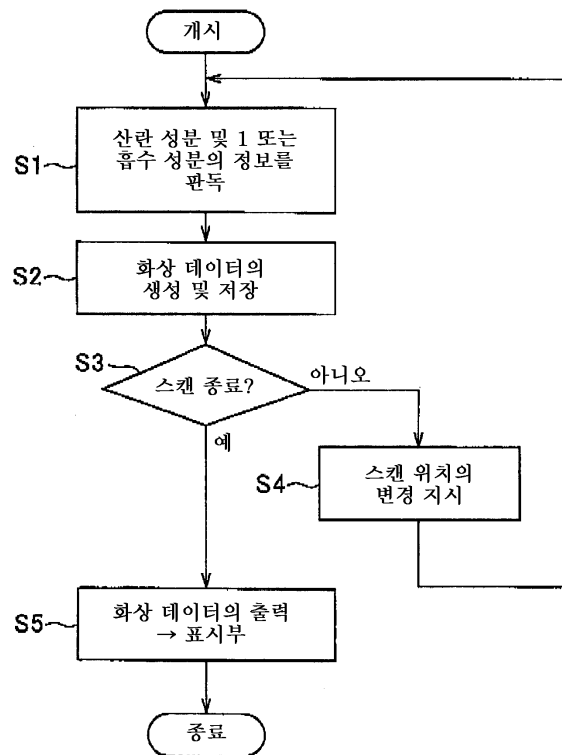
도면2d



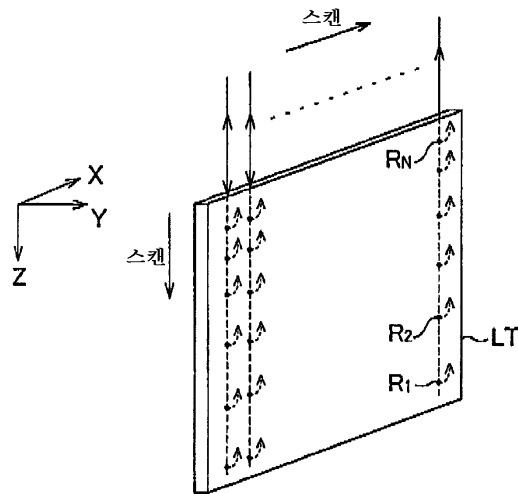
도면3



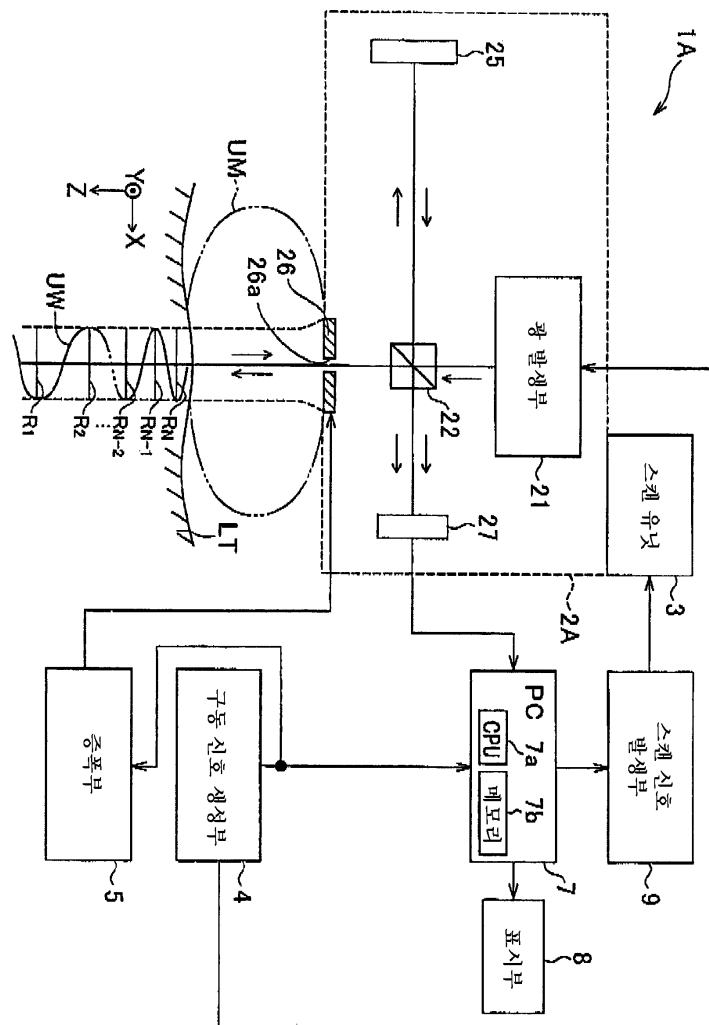
도면4



도면5

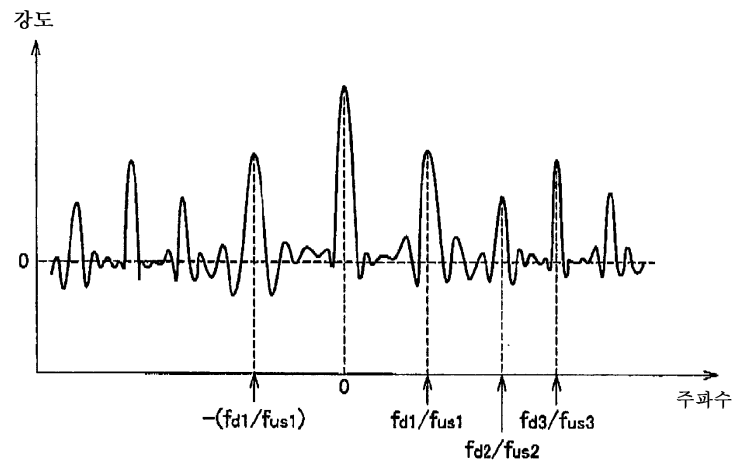


도면6

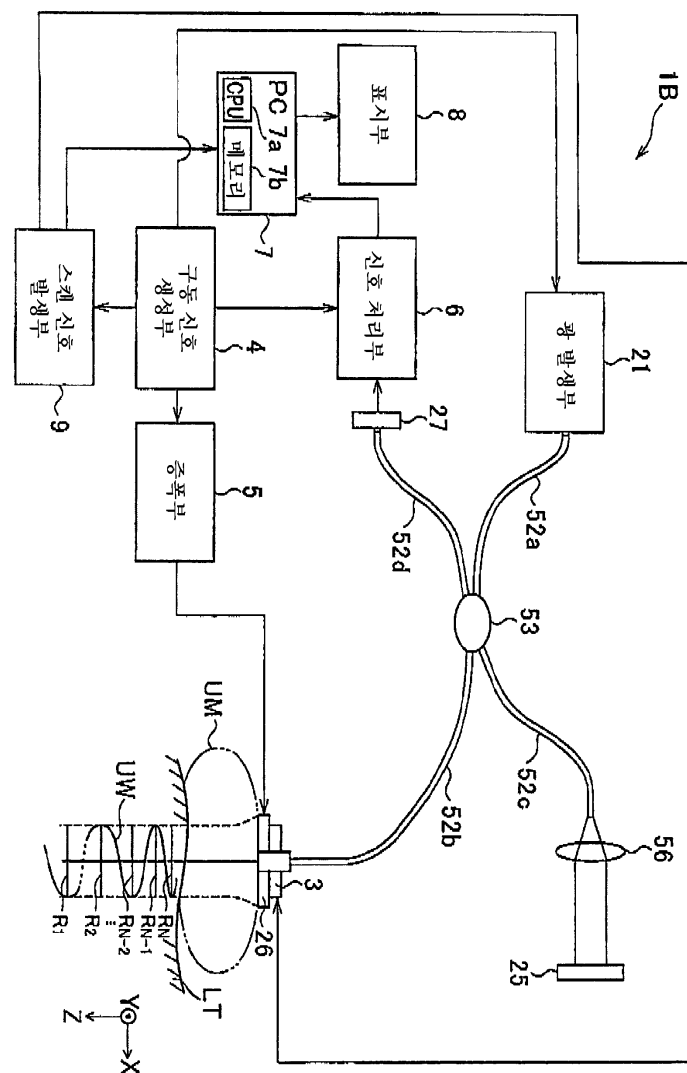




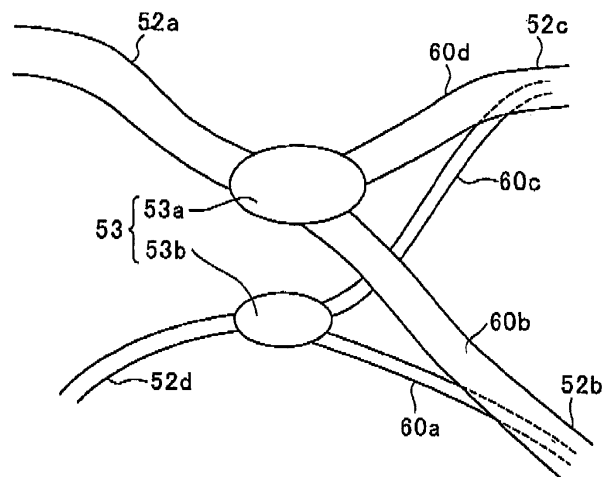
도면7



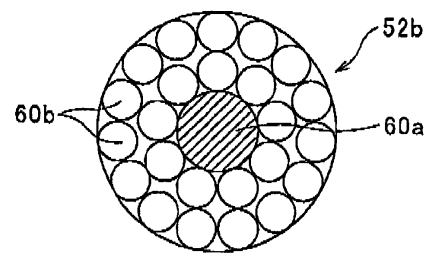
도면8



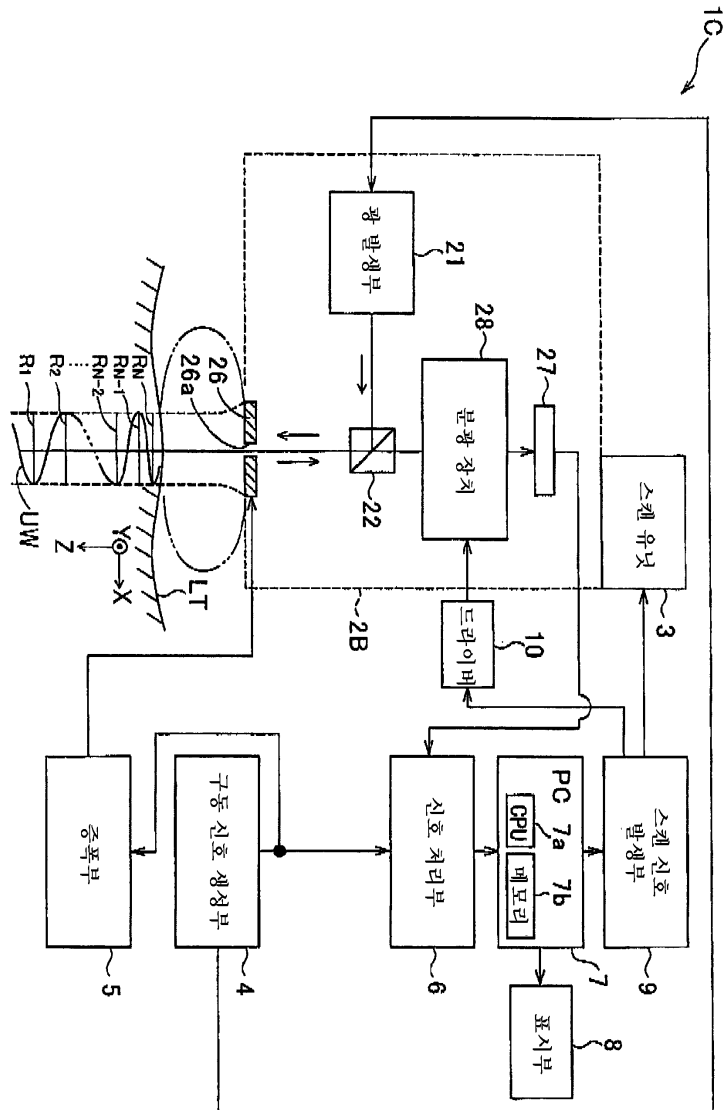
도면9



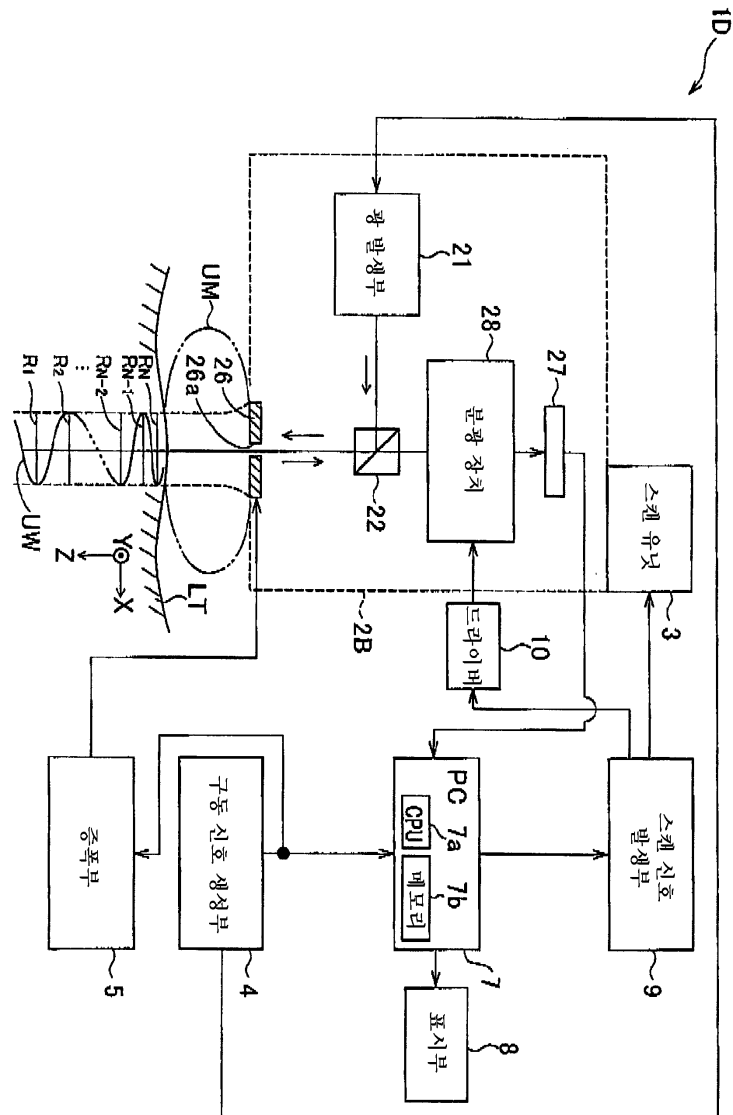
도면10



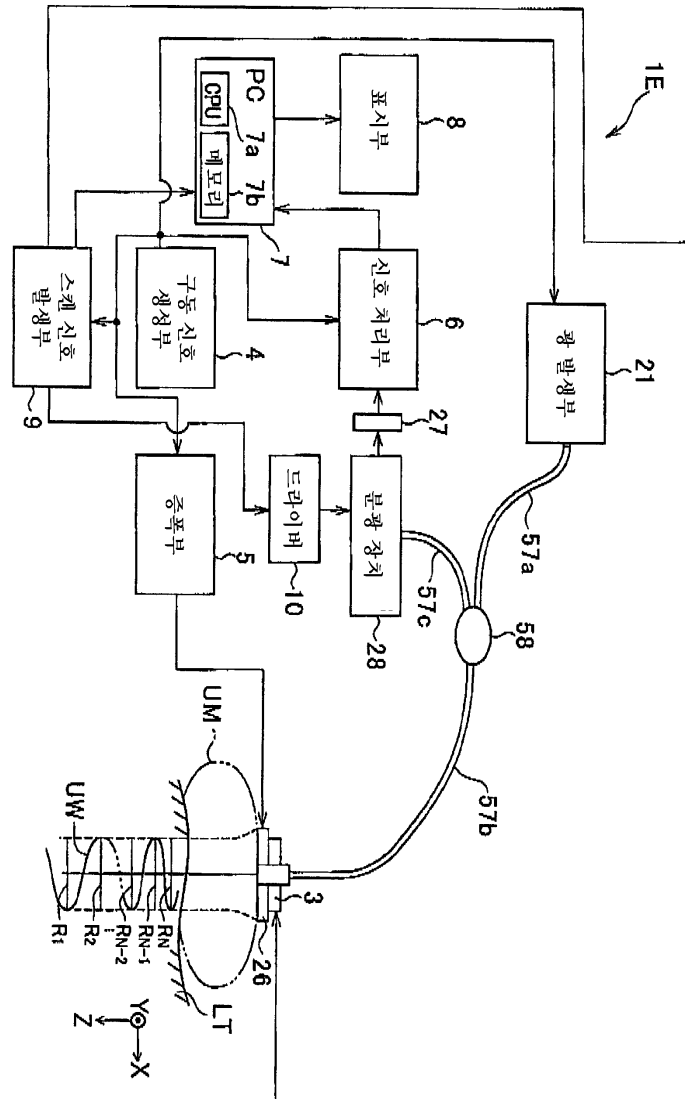
도면11



도면12



도면13





专利名称(译)	一种使用超声波和光的相互作用获得对象的内部信息的医疗器械		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020080108918A</a>	公开(公告)日	2008-12-16
申请号	KR1020080054631	申请日	2008-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林匹斯山制药企业可否让刀系统是夏		
当前申请(专利权)人(译)	奥林匹斯山制药企业可否让刀系统是夏		
[标]发明人	IGARASHI MAKOTO		
发明人	IGARASHI, MAKOTO		
IPC分类号	A61B8/00 A61B1/07		
CPC分类号	A61B8/08 G01N29/0654 A61B5/0095 G01S15/8968 G01N29/2418 A61B5/0097 A61B5/0059 G01N2291/02475 G01N21/1717 G01N21/4795 G01N2021/1787 G01N21/1702 A61B5/0048		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
优先权	2007154562 2007-06-11 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

医疗器械包括声波照射部分和照射单元。声波照射部分照射具有在对象内部彼此不同的多个频率分量的超声波。照射单元照射在被检体内照射超声波的区域中的光。使用它，光在超声波最大化身体密度反射（散射）的位置。在医疗器具中，用照明单元照射的光包括接收光的光接收部分，该光接收反射（散射）的区域。该医疗器具中具有的信息表示基于光接收部接收的光和从声波照射部照射的声波的区域中的入射光的反射（散射）状态。被照射的超声波可以是超声波信号，其中频率被跳跃，例如，时间的流逝。声波照射部分，照射单元，对象，入射光，光接收部分。

