(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0129378
(43) 공개일자 2009년12월16일

(51) Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01) *G01N 21/17* (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2009-0052309
(22) 출원일자 2009년06월12일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
JP-P-2008-154432 2008년06월12일 일본(JP)

(71) 출원인
올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키가이샤
일본국 도쿄도 시부야쿠 하타가야 2쵸메 43반 2고
(72) 발명자
이가라시 마꼬또
일본 도꾜도 시부야꾸 하따가야 2쪼메 43-2 올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키가이샤 내
(74) 대리인
장수길, 이중희

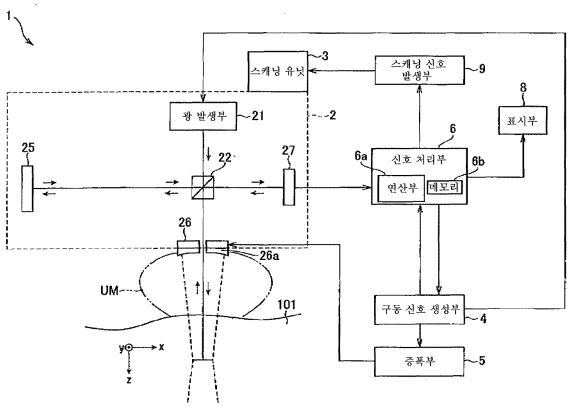
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 생체 관측 장치 및 방법

(57) 요 약

본 발명의 일 실시 형태의 생체 관측 장치는, 피검체에 대하여 초음파를 출사하는 초음파 발생부와, 초음파에 의해 영향을 받은 부위에 대하여 소정의 파장의 제1 광 및 제1 광과 다른 제2 광을 조사하는 광 조사부와, 제1 광의 반사광 및 제2 광의 반사광을 검출하는 검출부와, 제1 광의 반사광과, 제2 광의 반사광에 기초하여 피검체의 특성 정보를 산출하는 연산부를 갖는다.

대 표 도



특허청구의 범위

청구항 1

피검체에 대하여 초음파를 출사하는 초음파 발생부와,

상기 초음파에 의해 영향을 받은 부위에 대하여 소정의 파장의 제1 광 및 상기 제1 광과 다른 제2 광을 조사하는 광 조사부와,

상기 제1 광의 반사광 및 상기 제2 광의 반사광을 검출하는 검출부와,

상기 제1 광의 반사광과, 상기 제2 광의 반사광에 기초하여 상기 피검체의 특성 정보를 산출하는 연산부

를 갖는 생체 관측 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 광의 반사광이 검출 가능한지의 여부를 판별하는 판별부를 더 포함하고,

상기 광 조사부는, 상기 판별부의 판별 결과에 기초하여, 상기 제1 광의 반사광이 검출 가능한 경우에 상기 제2 광을 조사하는 생체 관측 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 광 및 상기 제2 광은, 혈액에 대한 흡수 특성이 서로 대략 동일한 생체 관측 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 연산부는, 상기 제1 광의 주파수 변조량 및 상기 제2 광의 주파수 변조량을 각각 산출하고, 상기 제1 광의 주파수 변조량과 상기 제2 광의 주파수 변조량과의 차분값을 산출한 후, 그 차분값에 기초하여 상기 피검체의 화상 데이터를 생성하는 생체 관측 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 화상 데이터에 기초하여 상기 피검체의 단층상을 표시하는 표시부를 더 포함하는 생체 관측 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제1 광의 파장 및 상기 제2 광의 파장은, 800㎚부터 930㎚까지의 사이에서 각각 선택되는 생체 관측 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광 조사부는, 상기 제1 광을 조사하는 제1 광 조사부와, 상기 제2 광을 조사하는 제2 광 조사부를 포함하는 생체 관측 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 제1 광 및 상기 제2 광의 조사 방향과, 상기 초음파의 출사 방향은, 상기 피검체에 대하여 서로 다른 각도를 이루는 생체 관측 장치.

청구항 9

피검체에 대하여 초음파를 출사하는 스텝과,

상기 초음파에 의해 영향을 받은 부위에 대하여, 소정의 파장의 제1 광을 조사하는 스텝과,

상기 제1 광의 반사광을 검출하는 스텝과,

상기 초음파에 의해 영향을 받은 부위에 대하여, 상기 제1 광과 다른 제2 광을 조사하는 스텝과,

상기 제2 광의 반사광을 검출하는 스텝과,

상기 제1 광의 반사광과, 상기 제2 광의 반사광에 기초하여 상기 피검체의 특성 정보를 산출하는 스텝

을 갖는 생체 관측 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제1 광의 반사광이 검출 가능한지의 여부를 판별하는 스텝과,

상기 제1 광의 반사광이 검출 가능한 경우에 상기 제2 광을 조사하는 스텝

을 더 포함하는 생체 관측 방법.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 제1 광 및 상기 제2 광은, 혈액에 대한 흡수 특성이 서로 대략 동일한 생체 관측 방법.

청구항 12

제9항에 있어서,

상기 제1 광의 주파수 변조량을 산출하는 스텝과,

상기 제2 광의 주파수 변조량을 산출하는 스텝과,

상기 제1 광의 주파수 변조량과 상기 제2 광의 주파수 변조량과의 차분값을 산출하는 스텝과,

상기 차분값에 기초하여 상기 피검체의 화상 데이터를 생성하는 스텝

을 더 포함하는 생체 관측 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 화상 데이터에 기초하여 상기 피검체의 단층상을 표시하는 표시부를 더 포함하는 생체 관측 방법.

청구항 14

제9항에 있어서,

상기 제1 광의 파장 및 상기 제2 광의 파장은, 800㎚부터 930㎚까지의 사이에서 각각 선택되는 생체 관측 방법.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

<1> 본 출원은 2008년 6월 12일자로 출원된 일본 특허 출원 번호 제2008-154432호와 관련된 것으로, 그 내용은 본원에 참조로서 인용된다.

<2> 본 발명은, 생체 관측 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 음파와 광을 합쳐서 이용하면서 피검체 내부의 특성 정보를 취득하는 생체 관측 장치 및 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

<3> 최근, 생체의 광 단층 이미징으로서, 예를 들면 광 CT, 광 코히어런스 단층 영상법(Optical Coherence Tomography:이하 OCT라고 칭함) 및 광 음향 단층 영상법이 알려져 있다.

<4> 광 CT는, 생체 내부에서의 광 산란의 영향이 비교적 약한 파장 영역 700㎚~1200㎚의 근적외광을 이용하기 때문에, 점막 아래 수㎝까지의 생체 심부의 단층상을 얻을 수 있다.

<5> 또한, 간섭을 이용한 OCT는, 2㎜ 정도의 깊이까지의 생체 단층 이미지를 고분해능(수㎛~십수㎛)이면서 단시간에 취득하는 것이 가능하다. OCT는 안과 영역에서의 망막 질환 진단에서 이미 실용화되어 있다. 이 때문에, OCT는 그 의학적 관심도는 매우 높다.

<6> 광 CT는 심부의 정보는 얻어지지만, 공간 분해능은 수㎜ 정도로 매우 낮다. 한편, OCT는 생체 점막 아래 약 2㎜ 이상의 깊이를 관찰하는 것, 또한 암 등의 종양 조직에 대하여 양호한 화질을 얻는 것은 어렵다. 이것은, 생체 심부 및 종양 조직에서의, 혈액의 흡수나 강한 산란의 영향에 의해, 광의 코히어런스성이 현저하게 흐트러지기 때문이다.

<7> 따라서, 일본 특허 공개 제2000-88743호 공보에는, 광 CT 및 OCT와는 다른 방법에 의해 생체 내부의 정보를 얻기 위한 기술이 개시되어 있다. 이 기술에서는, 예를 들면 생체 내부의 대상 부위에 초음파 및 단일의 파장의 광을 출사하고, 그 대상 부위에서 그 단일의 파장의 광이 그 초음파에 의해 산란을 받은 정도를 검출함으로써, 그 대상 부위의 생체 정보를 얻는다.

<8> 전술한 구성을 이루는 일본 특허 공개 제2000-88743호 공보의 광 계측 장치에서 취득되는 광 산란의 정도는, 생체 내에 존재하는 구성물인, 핵 및 세포질 등의 굴절률에 의존한 값을 취한다. 또한, 핵 및 세포질 등의 생체 구성물의 굴절률은, 각각 1.4 근방의 값을 취한다고 되어 있다.

<9> 그리고, 상기 광계측 장치는, 단일의 파장의 광을 이용하여 광 산란의 정도를 취득하는 구성이다. 이 때문에, 전술한 요인에 의해, 그 광 산란의 정도에 따른 정보를 좁은 다이내믹 레인지에서만 취득할 수 있어, 명부와 암부 사이의 휘도의 차가 작은 단층 화상을 생성하게 된다.

<10> 그 결과, 상기 광계측 장치에서는, 예를 들면 종양 조직의 형상 등이 판별되기 어려운 단층 화상을 출력하게 됨으로써, 그 단층 화상을 이용하여 대상 부위의 관찰을 행하는 시술자에 대하여 부담을 준다고 하는 과제가 생긴다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

<11> 본 발명은, 전술한 사정을 감안하여 이루어진 것으로서, 종양 조직의 관찰을 행할 때의 시술자의 부담을 경감 가능한 생체 관측 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 하고 있다.

과제 해결수단

<12> 본 발명의 일 실시 형태에서의 생체 관측 장치는, 피검체에 대하여 초음파를 출사하는 초음파 발생부와, 상기 초음파에 의해 영향을 받은 부위에 대하여 소정의 파장의 제1 광 및 상기 제1 광과 다른 제2 광을 조사하는 광 조사부와, 상기 제1 광의 반사광 및 상기 제2 광의 반사광을 검출하는 검출부와, 상기 제1 광의 반사광과, 상기 제2 광의 반사광에 기초하여 상기 피검체의 특성 정보를 산출하는 연산부를 갖는다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<13> 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 실시 형태를 설명한다.

<14> 도 1 내지 도 6을 참조하여, 본 발명의 제1 실시 형태에 따른 생체 관측 장치를 설명한다.

<15> 도 1에, 생체 관측 장치(1)의 개요를 도시한다. 이 생체 관측 장치(1)는, 도 1에 도시한 바와 같이, 조사·수신 유닛(2)과, 스캐닝 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6)와, 표시부(8)와, 스캐

닝 신호 발생부(9)를 주요부로서 갖고 있다.

<16> 조사·수신 유닛(2)은, 피검체로서의 생체 조직(101)에 초음파 및 광을 조사함과 함께, 그 광이 그 생체 조직(101)에서 반사 및 산란한 광인 물체광을 수광 가능하다. 스캐닝 유닛(3)은, 스캐닝 신호 발생부(9)로부터 출력되는 스캐닝 신호에 따라서 유닛(2)의 위치(스캔 위치)를 변경하면서 그 초음파 및 그 광을 조사시킨다. 표시부(8)는, 모니터 등에 의해 구성된다.

<17> 조사·수신 유닛(2)은, 광 발생부(21)와, 하프 미러(22)와, 참조 미러(25)와, 중앙부에 개구부가 형성된 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)와, 광 검출부(27)를 갖고 있다.

<18> 광 발생부(21)는, 파장 λ1의 광과 파장 λ2의 광을, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호가 입력된 타이밍에 따라서 교대로 절환하면서 발한다. 파장 λ1의 광과 파장 λ2의 광은, 생체 조직(101)에서의 검사 대상 부위에 도달 가능하며, 혈액에 대한 흡광도가 서로 대략 동일하게 되는 파장을 구비한다. 구체적으로는, 광 발생부(21)는, 예를 들면 도시하지 않은 파장 가변 레이저 광원, 또는 도시하지 않은 백색 광원이나 SLD(Super Luminescent Diode)와 간섭 필터와의 조합에 의해 구성되어 있다.

<19> 또한, 전술한 파장 λ1 및 파장 λ2는, 혈액 속의 산소 포화도의 변화에 대한 감도가 낮고, 흡광도(몰 흡광 계수)가 서로 대략 동일하게 되는 800㎚부터 930㎚까지의 사이에서, 서로 다른 값(λ1≠λ2)이다. 파장 λ1 및 파장 λ2는, 차분의 절대값(|λ1-λ2|의 값)이 가능한 한 커지는 값으로서 각각 선택된다(본 실시 형태에서는, 파장 λ1 및 λ2로서, 800㎚ 및 930㎚의 2개의 파장이 선택되는 것이 바람직함). 혈액 속의 산화 헤모글로빈(HbO_2)의 농도와 헤모글로빈(Hb)의 농도에 따른 흡광도(몰 흡광 계수)의 파장 의존성은, 예를 들면 도 2에 도시한 바와 같은 것으로 된다.

<20> 또한, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광은, 각각 연속파의 광에 한정되는 것이 아니라, 예를 들면 펄스광이어도 된다.

<21> 그리고, 광 발생부(21)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호에 기초하여, 파장 λ1(또는 파장 λ2)의 광을 하프 미러(22)에 조사한다.

<22> 하프 미러(22)는, 광 발생부(21)로부터의 광의 일부를 반사하여 참조 미러(25)에 출사함과 함께, 그 광의 다른 일부를 초음파 트랜스듀서(26)를 향하여 투과시킨다. 하프 미러(22)로부터 참조 미러(25)에 출사된 광은, 참조 미러(25)에서 반사한 후, 하프 미러(22)에 참조광으로서 입사한다. 하프 미러(22)로부터 초음파 트랜스듀서(26)를 향하여 투과한 광은, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중앙부에 형성된 개구부를 통과한 후, 생체 조직(101)에 조사된다.

<23> 또한, 본 실시 형태에서, 조사·수신 유닛(2)(의 음향 렌즈(26a))과 생체 조직(101) 사이는, 생체 관측 장치(1)의 각 부에 의해 생체 조직(101)의 생체 정보를 얻기 위한 처리 등이 행해지기 전에, 물 등의 초음파 전달 매체 UM에 의해 채워져 있다.

<24> 초음파 트랜스듀서(26)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 초음파 구동 신호에 따라, 개구부를 통과하는 광의 광축을 따라서, 연속파인 소정의 초음파를 생체 조직(101)에 출사한다. 그리고, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사된 소정의 초음파는, 음향 렌즈(26a)에 의해 수속되면서, 주기적인 조밀파로서 생체 조직(101)의 내부를 전파한 후, 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)에서의 소정의 영역에서 수속한다.

<25> 또한, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사되는 소정의 초음파는, 연속파에 한정되는 것이 아니라, 예를 들면 펄스 초음파이어도 된다.

<26> 본 실시 형태의 음향 렌즈(26a)는, 예를 들면 스캐닝 유닛(3)의 제어에 의해, 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)에서 소정의 초음파가 수속하는 영역을 적절하게 변경 가능한 구성을 갖는다.

<27> 한편, 조사·수신 유닛(2)으로부터 조사된 광은, 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)의 각 위치 중, 소정의 초음파가 수속한 영역에 상당하는 위치에서 반사하고, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 개구부를 통과한 후, 물체광으로서 하프 미러(22)에 입사된다. 즉, 하프 미러(22)를 투과한 광은, 생체 조직(101)의 내부의, 상기 소정의 초음파에 의해 밀도가 증대된 위치(상기 초음파에 의해 영향을 받은 부위)에서 반사한 후, 물체광으로서 하프 미러(22)에 입사된다.

<28> 그리고, 하프 미러(22)는, 참조 미러(25)측으로부터 입사되는 참조광과, 초음파 트랜스듀서(26)측으로부터 입사되는 물체광이라는 2다발의 광을 각각 간섭시키면서, 그 2다발의 광의 간섭 후에 생기는 간섭광을 광 검출부

(27)측에 출사한다.

<29> 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)로부터 출사되는 간섭광을 헤테로다인 검출함과 함께, 검출한 그 간섭광을 전기 신호로서의 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6)에 출력한다.

<30> 스캐닝 유닛(3)은, 스캐닝 신호 발생부(9)로부터의 스캐닝 신호가 입력될 때마다, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 위치 즉 유닛(2)의 위치(스캔 위치)를 도 1의 x축 방향 또는 y축 방향 중 어느 한쪽으로 변경한다.

<31> 구동 신호 생성부(4)는, 소정의 파장(또는 소정의 주파수)을 갖는 소정의 초음파를 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를 증폭부(5)에 출력한다. 구동 신호 생성부(4)는, 신호 처리부(6)로부터의 제어 신호가 입력된 타이밍에서, 생체 조직(101)에 조사되는 광을 하나의 파장으로부터 다른 파장으로 절환하여 구동시키기 위한 광원 구동 신호를 광 발생부(21)에 출력한다. 또한, 구동 신호 생성부(4)는, 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단에 도달하였을 때에, 트리거 신호를 신호 처리부(6)에 출력한다.

<32> 증폭부(5)는, 파워 앰프 등에 의해 구성된다. 이 증폭부(5)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력된 초음파 구동 신호를 증폭함과 함께, 증폭된 초음파 구동 신호를 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다.

<33> 신호 처리부(6)는, 연산 등을 행하는 연산부(6a)와, 연산부(6a)에 의한 연산 결과 등의 데이터를 저장 가능한 메모리(6b)를 갖고 있다.

<34> 연산부(6a)는, 도시하지 않은 스펙트럼 애널라이저 또는 디지털 오실로스코프 등을 구비한다. 연산부(6a)는, 하나의 스캔 위치에서의 하나의 파장의 광 조사에 수반하여 광 검출부(27)로부터 출력되는 제1 간섭 신호를 검출하고, 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의 그 제1 간섭 신호의 신호 레벨을 산출한다. 그 후, 연산부(6a)는 그 신호 레벨의 산출 결과를 메모리(6b)에 기입한다. 또한, 연산부(6a)는, 상기 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과를 메모리(6b)에 기입한 타이밍에서, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다.

<35> 그 후, 연산부(6a)는, 하나의 스캔 위치에서의 다른 파장의 광 조사에 수반하여 광 검출부(27)로부터 출력되는 제2 간섭 신호를 검출하고, 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의 그 제2 간섭 신호의 신호 레벨을 산출한다. 그리고, 연산부(6a)는, 상기 제1 간섭 신호의 신호 레벨과 상기 제2 간섭 신호의 신호 레벨과의 차분값에 대하여 FFT(고속 푸리에 변환)를 실시함으로써, 하나의 스캔 위치에서의 도플러 시프트량(주파수 변조량)의 변화량(특성 정보)을 산출한다. 또한, 상기 도플러 시프트량의 변화량의 산출에 관한 상세한 설명은, 후에 행하는 것으로 한다.

<36> 또한, 연산부(6a)는, 상기 도플러 시프트량의 변화량에 대하여 소정의 산술 처리를 실시함으로써, 하나의 스캔 위치에서의 화상 데이터를 생성한다. 연산부(6a)는, 생성한 그 화상 데이터를, 스캐닝 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인, 스캔 위치 정보와 관련지으면서 메모리(6b)에 저장한다.

<37> 연산부(6a)는, 하나의 스캔 위치가, 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단이 아닌 경우(스캔이 완료되어 있지 않은 경우)에는, 스캔 위치를 그 하나의 스캔 위치로부터(도 1의 x축 방향 또는 y축 방향의) 다른 스캔 위치로 변경시키기 위한 제어를 스캐닝 신호 발생부(9)에 대해 행한다. 또한 연산부(6a)는, 생체 조직(101)에 조사되는 광의 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다.

<38> 또한, 연산부(6a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 트리거 신호에 기초하여 스캔이 완료된 것을 검지하면, 전회의 트리거 신호 입력 시부터 금회의 트리거 신호 입력 시까지 메모리(6b)에 저장된 각 화상 데이터 및 그 각 화상 데이터에 관련지어진 스캔 위치 정보를 이용하여 맵핑을 행함으로써 1화면분의 화상 데이터를 생성한다. 연산부(6a)는, 그 1화면분의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 표시부(8)에는, 도 1에 도시한 각 좌표축 중, 예를 들면 xz 평면에서의 생체 조직(101)의 내부의 상(단층상)이 화상 표시된다.

<39> 스캐닝 신호 발생부(9)는, 신호 처리부(6)의 제어에 기초하여, 스캔 위치를 변경시키면서 초음파 및 광을 출사시키기 위한 스캐닝 신호를 스캐닝 유닛(3)에 대하여 출력한다.

<40> 다음으로, 본 제1 실시 형태의 생체 관찰 장치(1)의 동작에 대해 도 3의 플로우차트를 따라서 설명을 행한다.

<41> 우선, 오퍼레이터는, 생체 관찰 장치(1)의 각 부의 전원을 투입한 후, 하나의 스캔 위치(xy 방향의 위치)에서의 도 1의 z축 방향(생체 조직(101)의 깊이 방향)에 초음파 및 광이 조사되도록, 조사·수신 유닛(2)의 초음파 트

랜스듀서(26)(및 음향 렌즈(26a))를 배치함과 함께, 음향 렌즈(26a)와 생체 조직(101) 사이를 물 등의 초음파 전달 매체 UM에 의해 채운다.

<42> 그 후, 오퍼레이터는, 예를 들면 도시하지 않은 조작부가 갖는 스위치 등을 온함으로써, 생체 조직(101)에서의 생체 정보의 취득을 개시시키기 위한 지시를 행한다.

<43> 구동 신호 생성부(4)는, 상기 지시에 기초하여, 소정의 초음파를 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통하여 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다.

<44> 스텝 S1에서, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 입력되는 초음파 구동 신호에 따라, 광의 조사 방향을 따라서, 소정의 초음파를 생체 조직(101)에 출사한다. 그리고, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사된 소정의 초음파는, 주기적인 조밀파로서 생체 조직(101)의 내부를 전파한 후, 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)에서의 소정의 영역에 상당하는 위치인, $z=Z_0$의 위치에서 수속한다.

<45> 한편, 구동 신호 생성부(4)는, 상기 지시에 기초하여, 파장 λ1의 광을 유닛(2)으로부터 출력시키기 위한 광원 구동 신호를 생성하고, 광 발생부(21)에 대하여 출력한다.

<46> 스텝 S2에서, 광 발생부(21)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호에 기초하여, 파장 λ1의 광을 하프 미러(22)에 대하여 조사한다.

<47> 광 발생부(21)로부터 조사된 파장 λ1의 광은, 하프 미러(22)를 통하여, 참조 미러(25)에 출사됨과 함께, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)에 형성된 개구부로부터 도 1의 z축 방향(생체 조직(101)의 깊이 방향)에 조사된다.

<48> 생체 조직(101)에 대하여 조사된 파장 λ1의 광은, $z=Z_0$의 위치에서 반사하고, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 개구부를 통과한 후, 물체광으로서 하프 미러(22)에 입사된다.

<49> 초음파 트랜스듀서(26)측으로부터 입사한 물체광은, 하프 미러(22)에서 참조 미러(25)측으로부터 입사한 참조광과 간섭한 후, 제1 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.

<50> 스텝 S3에서, 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)로부터 출사되는 제1 간섭광을 헤테로다인 검출함과 함께, 검출한 그 제1 간섭광을, 전기 신호로서의 제1 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6)에 출력한다.

<51> 여기서, 하나의 스캔 위치의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)의 위치를 $z=Z_0$으로 하고, 또한 두께(굵기) d의 광 흡수물체로서의 혈관이 $z=Z_0$의 위치로부터 표층측($z<Z_0$)에 존재하는 경우를 고려한다. 이 경우, 파장 λ1의 광의 강도는, 예를 들면 하기 수학식 1의 A(λ1)로서 표현한 바와 같이, 두께 d의 증가에 수반하여 지수 함수적으로 감소한다.

수학식 1

<52>
$$A(\lambda 1) = \exp(-\alpha(\lambda 1)\cdot d)$$

<53> 또한, 상기 수학식 1에서의 α(λ1)는, 소정의 함수 α(λ)의 λ에 파장 λ1을 대입하여 얻어지는 상수인 것으로 한다. 또한, 깊이 방향의 위치 $z=Z_0$의 표층측에 광 흡수물체로서의 혈관이 없는 경우에 대해서는, 두께 d는 0인 것으로 한다.

<54> 그리고, 상기 수학식 1의 A(λ1)는, 제1 간섭 신호의 신호 레벨에서의 교류 성분에 대하여 승산되는 값이다. 따라서, 스텝 S4에서, 연산부(6a)는, 제1 간섭 신호의 직류 성분을 DC로 하고, 깊이 방향의 위치 $z=Z_0$의 표층측에 광 흡수물체로서의 혈관이 없는 경우에서의, 그 제1 간섭 신호의 교류 성분의 진폭을 $m(Z_0)$으로 하고, 파장 λ1의 광의 위상을 φ1로 한 경우에, 제1 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨을, 하기 수학식 2의 $I(\lambda 1, Z_0)$로서 산출한다.

수학식 2

<55>
$$I(\lambda 1, Z_0) = DC + A(\lambda 1)\cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1)\cdot t + \phi 1\}$$

<56> 연산부(6a)는, 제1 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨을 나타내는, 상기 수학식 2의 값을 메모리(6b)에 기입한다. 그리고, 연산부(6a)는, 상기 수학식 2의 값을 메모리(6b)에 기입한 타이밍에서, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다.

<57> 구동 신호 생성부(4)는, 신호 처리부(6)로부터의 제어 신호가 입력된 타이밍에서, 소정의 초음파를 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통하여 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다. 그 후, 구동 신호 생성부(4)는, 생체 조직(101)에 조사되는 광을 파장 λ1로부터 파장 λ2로 절환하기 위한 광원 구동 신호를 광 발생부(21)에 출력한다.

<58> 스텝 S5에서, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 입력되는 초음파 구동 신호에 따라, 광의 조사 방향을 따라서, 소정의 초음파를 생체 조직(101)에 출사한다. 그 후, 스텝 S6에서, 광 발생부(21)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호에 기초하여, 파장 λ2의 광을 하프 미러(22)에 대하여 조사한다.

<59> 광 발생부(21)로부터 조사된 파장 λ2의 광은, 하프 미러(22)를 통하여, 참조 미러(25)에 출사됨과 함께, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)에 형성된 개구부로부터 도 1의 z축 방향(생체 조직(101)의 깊이 방향)에 조사된다.

<60> 생체 조직(101)에 대하여 조사된 파장 λ2의 광은, 파장 λ1의 광과 마찬가지로, $z=Z_0$의 위치에서 반사하고, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 개구부를 통과한 후, 물체광으로서 하프 미러(22)에 입사된다.

<61> 초음파 트랜스듀서(26)측으로부터 입사한 물체광은, 하프 미러(22)에서 참조 미러(25)측으로부터 입사한 참조광과 간섭한 후, 제2 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.

<62> 스텝 S7에서, 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)로부터 출사되는 제2 간섭광을 헤테로다인 검출함과 함께, 검출한 그 제2 간섭광을, 전기 신호로서의 제2 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6)에 출력한다.

<63> 여기서, 파장 λ2의 조명광의 강도는, 예를 들면 하기 수학식 3의 $A(\lambda 2)$로서 표현한 바와 같이, 두께 d의 증가에 수반하여 지수 함수적으로 감소한다.

수학식 3

<64> $$A(\lambda 2)=\exp(-\alpha(\lambda 2)\cdot d)$$

<65> 또한, 상기 수학식 3에서의 $\alpha(\lambda 2)$는, 전술한 소정의 함수 $\alpha(\lambda)$의 λ에 파장 λ2를 대입하여 얻어지는 상수인 것으로 한다. 또한, 상기 수학식 1의 경우와 마찬가지로, 깊이 방향의 위치 $z=Z_0$의 표층측에 광 흡수물체로서의 혈관이 없는 경우에 대해서는, 두께 d는 0인 것으로 한다.

<66> 그리고, 상기 수학식 3의 $A(\lambda 2)$는, 제2 간섭 신호의 신호 레벨에서의 교류 성분에 대하여 승산되는 값이다. 따라서, 스텝 S8에서, 연산부(6a)는, 제2 간섭 신호의 직류 성분을 DC로 하고, 깊이 방향의 위치 $z=Z_0$의 표층측에 광 흡수물체로서의 혈관이 없는 경우에서의, 그 제2 간섭 신호의 교류 성분의 진폭을 $m(Z_0)$으로 하고, 파장 λ2의 광의 위상을 φ2로 한 경우에, 제2 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의 제2 간섭 신호의 신호 레벨을, 하기 수학식 4의 $I(\lambda 2, Z_0)$로서 산출한다.

수학식 4

<67> $$I(\lambda 2, Z_0)=DC+A(\lambda 2)\cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t+\phi 2\}$$

<68> 그런데, 소정의 함수 $\alpha(\lambda)$는, 혈액의 흡수 계수의 파장 의존성을 나타내는 함수, 즉 도 2에 나타낸 그래프 형상과 일치하는 함수이다. 그 때문에, $\alpha(\lambda)$의 값은, 도 2의 그래프를 일정한 값으로 스케일링한 값과 일치한다.

<69> 또한, 광 발생부(21)로부터 조사되는 광의 파장 λ1 및 λ2는, 혈액 속의 산소 포화도의 변화에 대한 감도가 낮고, 흡광도(몰 흡광 계수)가 서로 대략 동일하게 되는 800㎚부터 930㎚까지의 사이에서 각각 선택되어 있다. 그 때문에, 상기 수학식 1에서의 상수 $\alpha(\lambda 1)$의 값과, 상기 수학식 3에서의 상수 $\alpha(\lambda 2)$의 값이 대략 일치한다.

<70> 이에 수반하여, α(λ1)=α(λ2)로 한 경우, 상기 수학식 1 및 상기 수학식 3의 우변의 값이 각각 동등하게 된다. 또한, A(λ1)=A(λ2)=A_0으로 하면, 상기 수학식 2 및 수학식 4는, 하기 수학식 5 및 수학식 6으로서 재기입할 수 있다.

수학식 5

<71> $$I(\lambda 1, Z_0) = DC + A_0 \cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1)\cdot t + \phi 1\}$$

수학식 6

<72> $$I(\lambda 2, Z_0) = DC + A_0 \cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t + \phi 2\}$$

<73> 이에 의해, 스텝 S9에서, 연산부(6a)는, 메모리(6b)에 저장된 내용을 참조하면서, 상기 수학식 5와 수학식 6과의 차분값 ΔI를, 하기 수학식 7로 표현되는 것으로서 산출한다.

수학식 7

<74> $$\Delta I = I(\lambda 1, Z_0) - I(\lambda 2, Z_0)$$
$$= A_0 \cdot m(Z_0)[\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1)\cdot t + \phi 1\} - \cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t + \phi 2\}]$$

<75> 그리고, 스텝 S10에서, 연산부(6a)는, 상기 수학식 7의 우변에 대하여 FFT(고속 푸리에 변환)를 실시함으로써, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역(z축 방향의 하나의 위치)에서의 도플러 시프트량의 변화량 Δf_{ds}를, 하기 수학식 8로 표현되는 것으로서 산출한다.

수학식 8

<76> $$\Delta f_{ds} = \Delta f(\lambda 1) - \Delta f(\lambda 2)$$

<77> 또한, 상기 수학식 8에서의 Δf(λ1)는, 파장 λ1의 광이 깊이 방향의 위치 z=Z_0에서 반사하였을 때에 생기는 도플러 시프트량인 것으로 한다. 또한, 상기 수학식 8에서의 Δf(λ2)는, 파장 λ2의 광이 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서 반사하였을 때에 생기는 도플러 시프트량인 것으로 한다.

<78> 한편, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사되는 소정의 초음파의 속도를 V_{us}로 하고, 그 소정의 초음파의 파장을 λ_{us}로 하고, 파장 λ의 광이 입사한 경우의 종양 조직에서의 굴절률을 n(λ)으로 하고, 초음파의 출사에 따라서 생기는 그 굴절률의 변화량을 Δn(λ)으로 한다. 이 경우, 도플러 시프트량 Δf(λ1) 및 Δf(λ2)는, 하기 수학식 9 및 수학식 10으로서 표현된다.

수학식 9

<79> $$\Delta f(\lambda 1) = \{2V_{us}(n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1))\}/\lambda_{us}$$

수학식 10

<80> $$\Delta f(\lambda 2) = \{2V_{us}(n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2))\}/\lambda_{us}$$

<81> 그리고, 연산부(6a)는, 상기 수학식 9 및 상기 수학식 10을 상기 수학식 8에 대입하고, 또한 $\lambda_{us}/2V_{us}$를 이용하여 나눔으로써, 하기 수학식 11을 얻는다.

수학식 11

<82> $$\Delta f_{ds} \cdot (\lambda_{us}/2V_{us}) = (n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1)) - (n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2))$$

<83> 스텝 S11에서, 연산부(6a)는, 상기 수학식 11의 우변의 값, 즉 파장 λ1의 광을 조사한 경우에 종양 조직에서

생기는 굴절률의 변화량으로부터, 파장 λ2의 광을 조사한 경우에 종양 조직에서 생기는 굴절률의 변화량을 감한 값을, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역의 화소값으로서 간주하면서, 그 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 화상 데이터를 생성한다. 그리고, 연산부(6a)는, 생성한 상기 화상 데이터를, 스캐닝 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인 스캔 위치 정보 및 z축 방향의 위치 정보와 관련지으면서 메모리(6b)에 저장한다.

<84> 상기 스텝 S1~S11의 동작은, 신호 처리부(6)의 제어에 의해, 초음파가 수속하는 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)의 위치를 음향 렌즈(26a)에서 변경하여(즉, $z=Z_0$, Z_1, Z_2, …), 복수회 행해진다.

<85> 스텝 S12에서, 연산부(6a)는, 화상 데이터를 취득하였을 때의 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단인지의 여부를 판정한다. 그리고, 연산부(6a)는, 화상 데이터를 취득하였을 때의 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단이 아닌 경우(스캔이 완료되어 있지 않은 경우)에는, 스텝 S13에서, 스캔 위치를 그 하나의 스캔 위치로부터 다른 스캔 위치(도 1의 x축 방향 또는 y축 방향의 다른 위치)로 변경시키기 위한 제어를, 스캐닝 신호 발생부(9)에 대해 행함과 함께, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다. 이 이후, 스텝 S12에서 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)의 스캔 범위의 종단에 도달하였다고 판정될 때까지의 동안, 이상으로 설명한 동작이 생체 관찰 장치(1)의 각 부에서 반복하여 행해진다.

<86> 그 후, 연산부(6a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 트리거 신호에 기초하여 스캔이 완료된 것을 검지하면, 스텝 S14에서, 전회의 트리거 신호 입력 시부터 금회의 트리거 신호 입력 시까지 메모리(6b)에 저장된 각 화상 데이터 및 그 각 화상 데이터에 관련지어진 스캔 위치 정보 및 z축 방향의 위치 정보를 이용하여 맵핑을 행함으로써 1화면분의 화상 데이터를 생성하고, 그 1화면분의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 표시부(8)는, 화상 데이터에 기초하여, 도 1에 도시한 각 좌표축 중, 예를 들면 xz 평면에서의 생체 조직(101)의 내부의 상(단층상)을 표시한다.

<87> 도 4는, 생체 조직 내에서의 종양 조직 및 혈관의 존재 상태의 일례를 나타내는 도면이다. 도 5는, 단일의 파장의 광을 이용하여 취득된 도플러 시프트량에 기초하여 생성되는 단층 화상의 일례를 나타내는 도면이다. 종양 조직(101a)과 혈관(101b)이 동일 단면 상에서 겹쳐서 존재하는 도 4에 나타낸 바와 같은 경우에, 단일의 파장의 광을 이용하여 도플러 시프트량을 취득하면, 그 도플러 시프트량에 기초하여 생성되는 단층 화상은, 예를 들면 도 5에 나타낸 바와 같은 것으로 된다.

<88> 도 5에 나타낸 화상에서는, 종양 조직(101a)의 일부가 혈관(101b)에 의해 가려져 보이기 어려운 상태로 되어 있음과 함께, 혈관(101b)에서 광의 일부가 흡수되는 것에 수반하여, 혈관(101b)이 존재하는 위치 이상의 깊이의 심부 영역(101c)이 검게 되어 있다. 또한, 도 5에 나타낸 화상에서는, 도플러 시프트량에 따라서 얻어지는 정보의 다이내믹 레인지가 좁기 때문에, 종양 조직(101a)의 경계에 상당하는 영역과, 다른 영역과의 휘도의 차가 작아져 있다.

<89> 즉, 단일의 파장의 광을 이용하여 도플러 시프트량을 취득하고, 그 도플러 시프트량에 기초하여 단층 화상을 생성한 경우에서는, 종양 조직(101a)의 형상 등이 판별되기 어려운 단층 화상이 표시부(8)에 표시되게 된다.

<90> 이에 대해, 생체 관측 장치(1)에서는, 전술한 조건에 적합한 2종류의 광인, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광을 이용하여 혈관(101b)을 동정한다. 그 후, 생체 관측 장치(1)는, 파장 λ1의 광을 이용하여 얻어진 도플러 시프트량과, 파장 λ2의 광을 이용하여 얻어진 도플러 시프트량과의 차분을 취함으로써, 혈관(101b)에 상당하는 상 및 심부 영역(101c)에서의 검게 되어 있는 것을 더불어 제거하였다.

<91> 도 6은, 도 1의 생체 관측 장치에 의해 얻어지는 단층 화상의 일례를 나타내는 도면이다. 전술한 구성을 갖는 생체 관측 장치(1)에 따르면, 도플러 시프트량에 따라서 얻어지는 정보의 다이내믹 레인지를 넓게 취할 수 있다. 이 때문에, 예를 들면 도 6에 나타낸 바와 같은, 종양 조직(101a)의 형상 등이 판별되기 쉬운 단층 화상을 표시부(8)에 표시할 수 있다. 그 결과, 본 실시 형태의 생체 관측 장치(1)는, 종양 조직의 관찰을 행할 때의 시술자의 부담을 경감할 수 있다.

<92> 또한, 전술한 구성을 갖는 생체 관측 장치(1)에 의하면, 스캐닝 유닛(3)의 스캔 범위 내에 광 흡수물체로서의 혈관(101b)이 존재하는 경우라도, 혈관(101b) 이상의 깊이의 심부 영역(101c)에서의 광 산란 정보를 고정밀도로 검출할 수 있다.

<93> 또한, 본 실시 형태에서, 초음파의 출사 방향과 각 광의 조사 방향은, 생체 조직(101)에 대하여 동일한 각도를

이루는 것에 한정되지 않고, 생체 조직(101)에 대하여 서로 다른 각도를 이루는 것이어도 된다. 이 경우, 예를 들면 초음파 트랜스듀서(26)와 음향 렌즈(26a)를, 그 초음파의 출사 방향이 상기 광의 광축(z축)에 대하여 경사지도록 배치한다. 이에 의해, 연속파의 초음파와 연속파의 광을 이용한 경우에서도, 소정의 영역으로부터 노이즈가 없는 물체광을 얻을 수 있다.

<94> 이 구성을 도 1에 도시한 생체 관측 장치(1)에 적용한 경우, 스캐닝 유닛(3)에 의해 조사·수신 유닛(2) 전체를 z축 방향으로 이동시킴으로써, 생체 조직(101)의 깊이 방향에서 초음파가 수속하는 영역을 변경한다.

<95> 또한, 도 1에 도시한 생체 관측 장치(1)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 구성으로서, 예를 들면 도 7에 도시한 바와 같은 생체 관측 장치(1')로서 구성되는 것이어도 된다. 또한, 도 7에서 도 1과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다.

<96> 도 7에서는, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광은, 동일한 광 발생부로부터 조사되는 것이 아니라, 별체적으로 설치된 2개의 광 발생부로부터 각각 조사된다. 즉, 도 7의 조사·수신 유닛(2')에서는, 광 발생부(211)로부터 파장 λ1의 광이 조사되고, 광 발생부(212)로부터 파장 λ2의 광이 조사된다. 광 발생부(211, 212)는, 각각 레이저 광원(LD:Laser diode)으로 이루어진다. 혹은, 광 발생부(211, 212)는, 각각 백색 광원이나 SLD와 필터와의 조합에 의해 구성하여도 된다.

<97> 이 경우, 구동 신호 생성부(4)는, 신호 처리부(6)로부터의 제어 신호가 입력된 타이밍에서, 광원 구동 신호를 광 발생부(211) 또는 광 발생부(212)에 출력함으로써, 파장 λ1 또는 파장 λ2의 광을 조사시킨다. 광 발생부(211)로부터의 파장 λ1의 광은, 미러(281)에서 반사하고, 미러(282)를 투과하여 하프 미러(22)에 조사된다. 광 발생부(212)로부터의 파장 λ2의 광은, 미러(282)에서 반사하고, 하프 미러(22)에 조사된다.

<98> 또한, 도 1에 도시한 생체 관측 장치(1)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 구성으로서, 예를 들면 도 8에 도시한 바와 같은 생체 관측 장치(1'')로서 구성되는 것이어도 된다. 이 구성에서는, 상기한 참조광을 이용하지 않고, 즉 간섭광을 이용하지 않고, 생체 조직(101)의 내부의 화상 데이터를 생성한다. 또한, 도 8에서 도 1과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다.

<99> 도 8에서는, 도 1에 도시한 참조 미러(25) 대신에, 흑색 등의 판 부재로 이루어지는 광 흡수체(25')를 배치하고 있다. 이에 의해, 광 발생부(21)로부터 조사되어 하프 미러(22)에서 반사된 광은, 광 흡수체(25')에서 흡수된다. 따라서, 광 흡수체(25')로부터는 참조광이 출사되지 않는다. 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)에서 반사되는 물체광만을 검출한다. 이와 같은 구성에서도, 종양 조직의 형상 등이 판별되기 쉬운 단층 화상을 얻을 수 있다. 또한, 광 흡수체를 이용하는 것 이외에도, 하프 미러(22)에 참조광이 입사되지 않은 구성이면 적용할 수 있다.

<100> 또한, 도 9에 도시한 생체 관측 장치(1''')와 같이, 도 7에 도시한 참조 미러(25) 대신에, 흑색 등의 판 부재로 이루어지는 광 흡수체(25')를 배치한 구성으로 하여도 된다.

<101> 또한, 도 1에 도시한 생체 관측 장치(1)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 변형예로서, 예를 들면 도 10에 도시한 바와 같은 생체 관측 장치(1A)로서 구성되는 것이어도 된다. 또한, 도 10에서 도 1과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다.

<102> 구체적으로는, 생체 관측 장치(1A)는, 스캐닝 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6)와, 표시부(8)와, 스캐닝 신호 발생부(9)와, 광 발생부(21)와, 참조 미러(25)와, 초음파 트랜스듀서(26)와, 음향 렌즈(26a)와, 광 검출부(27) 외에, 광 파이버(52a, 52b, 52c 및 52d)와, 광 커플러(53)와, 콜리메이트 렌즈(56)를 주요부로서 갖고 있다.

<103> 또한, 광 커플러(53)는, 도 11에 도시한 바와 같이, 제1 커플러부(53a)와, 제2 커플러부(53b)를 갖고 구성되어 있다.

<104> 광 파이버(52a)는, 도 10 및 도 11에 도시한 바와 같이, 일단측이 광 발생부(21)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있다.

<105> 광 파이버(52b)는, 도 11에 도시한 바와 같이, 수광용의 파이버 번들(60a)과, 송광용의 파이버 번들(60b)을 갖고 있다. 또한, 파이버 번들(60a)은, 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중앙부에 형성된 개구부에 삽통되면서 접속되어 있다. 또한, 파이버 번들(60b)은, 일단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중앙부에 형성된 개구부에 삽통되면서 접속되어 있다. 또한, 파이버 번들(60a 및 60b)의 각 단부는,

초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중앙부에 형성된 개구부에서, 예를 들면 도 12에 도시한 바와 같은 상태로서 배치되어 있다. 도 12에서는, 파이버 번들(60a)을 심재로 하고, 그 주위를 파이버 번들(60b)이 둘러싸여져 있다.

<106> 광 파이버(52c)는, 도 11에 도시한 바와 같이, 수광용의 파이버 번들(60c)과, 송광용의 파이버 번들(60d)을 갖고 있다. 또한, 파이버 번들(60c)은, 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 콜리메이트 렌즈(56)로부터의 광의 입사가 가능한 위치에 배치되어 있다. 또한, 파이버 번들(60d)은, 일단측이 제1 커플러부(53a)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 콜리메이트 렌즈(56)에의 광의 조사가 가능한 위치에 배치되어 있다.

<107> 광 파이버(52d)는, 도 10 및 도 11에 도시한 바와 같이, 일단측이 제2 커플러부(53b)에 접속되어 있음과 함께, 타단측이 광 검출부(27)에 접속되어 있다.

<108> 전술한 구성에 의해, 생체 관측 장치(1A)에서, 광 발생부(21)로부터 조사된 파장 λ1의 광은, 광 파이버(52a), 제1 커플러부(53a) 및 파이버 번들(60b)을 통하여 생체 조직(101)에 대하여 조사됨과 함께, 광 파이버(52a), 제1 커플러부(53a) 및 파이버 번들(60d)을 통하여 콜리메이트 렌즈(56)에 대하여 조사된다.

<109> 콜리메이트 렌즈(56)에 입사된 광은, 평행한 광속을 갖는 광으로서 조사되고, 참조 미러(25)에서 반사하고, 다시 콜리메이트 렌즈(56)를 통과한 후, 참조광으로서 파이버 번들(60c)에 입사된다. 파이버 번들(60c)에 입사된 참조광은, 제2 커플러부(53b)에 출사된다.

<110> 한편, 파이버 번들(60b)을 통하여 조사된 파장 λ1의 광은, 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 10의 z축 방향)의 각 위치 중, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사된 소정의 초음파가 수속한 영역에 상당하는 위치에서 반사한 후, 물체광으로서 파이버 번들(60a)에 입사된다.

<111> 그리고, 파이버 번들(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러부(53b)에서, 파이버 번들(60c)로부터 입사한 참조광과 간섭하고, 제1 간섭광으로서 광 파이버(52d)를 통하여 광 검출부(27)에 입사된다.

<112> 그 후, 광 검출부(27)로부터 출력되는 제1 간섭 신호에 대하여, 신호 처리부(6)에서, 생체 관측 장치(1)와 마찬가지의 처리(상기 수학식 1 및 2에 기초하는 처리) 등이 실시된다. 이에 의해, 제1 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의, 그 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 값이 산출되어, 메모리(6b)에 순차적으로 저장된다.

<113> 상기 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 값의 산출이 완료된 후, 신호 처리부(6)로부터 제어 신호가 출력되는 것에 수반하여, 파장 λ2의 광이 전술한 경로를 전파하면서 광 발생부(21)로부터 생체 조직(101)에 대하여 조사된다.

<114> 생체 조직(101)에 대하여 조사된 파장 λ2의 광은, 파장 λ1의 광이 반사한 위치와 동일한 위치에서 반사한 후, 물체광으로서 파이버 번들(60a)에 입사한다. 또한, 파이버 번들(60a)에 입사된 물체광은, 제2 커플러부(53b)에 출사된다.

<115> 그리고, 파이버 번들(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러부(53b)에서, 파이버 번들(60c)로부터 입사한 참조광과 간섭하고, 제2 간섭광으로서 광 파이버(52d)를 통하여 광 검출부(27)에 입사된다.

<116> 그 후, 광 검출부(27)로부터 출력되는 제2 간섭 신호에 대해, 신호 처리부(6)에서, 생체 관측 장치(1)와 마찬가지의 처리(상기 수학식 3 및 4에 기초하는 처리) 등이 실시된다. 이에 의해, 제2 간섭광의 광 강도에 상당하는 값으로서의, 그 제2 간섭 신호의 신호 레벨의 값이 산출된다.

<117> 그리고, 상기 수학식 5부터 수학식 11까지 기초하는 처리가 이어서 순차적으로 행해짐으로써, 하나의 스캔 위치의 z축 방향의 하나의 위치에 상당하는 1화소분의 화상 데이터가 생성된다. 또한, 1화소분의 각 화상 데이터를 생성하기 위한 처리가 스캔 범위의 종단에 도달할 때까지의 동안 반복하여 행해짐으로써, 1화면분의 화상 데이터가 생성되고, 그 1화면분의 화상 데이터가 영상 신호로 변환되면서 표시부(8)에 출력된다.

<118> 이상으로 설명한 구성을 갖는 도 10에 도시한 생체 관측 장치(1A)에서도, 전술한 생체 관측 장치(1)에서의 효과와 마찬가지의 효과를 얻을 수 있다.

<119> 또한, 도 10에 도시한 생체 관측 장치(1A)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 구성으로서, 예를 들면 도 13에 도시한 바와 같은 생체 관측 장치(1A')로서 구성되는 것이어도 된다. 또한, 도 13에서 도 10과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다.

<120> 도 13에서는, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광은, 동일한 광 발생부로부터 조사되는 것이 아니라, 별체적으로

설치된 2개의 광 발생부로부터 각각 조사된다. 즉, 도 13에서는, 도 7과 마찬가지로, 광 발생부(211)로부터 파장 λ1의 광이 조사되고, 광 발생부(212)로부터 파장 λ2의 광이 조사된다. 광 발생부(211)로부터의 파장 λ1의 광은, 광 파이버(52aA), 광 커플러(54) 및 광 파이버(52a)를 통하여 광 커플러(53)에 조사된다. 광 발생부(212)로부터의 파장 λ2의 광은, 광 파이버(52aB), 광 커플러(54) 및 광 파이버(52a)를 통하여 광 커플러(53)에 조사된다.

<121> 또한, 도 10에 도시한 생체 관측 장치(1A)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 구성으로서, 예를 들면 도 14에 도시한 바와 같은 생체 관측 장치(1A'')로서 구성되는 것이어도 된다. 이 구성에서는, 상기한 참조광을 이용하지 않고, 즉 간섭광을 이용하지 않고, 생체 조직(101)의 내부의 화상 데이터를 생성한다. 또한, 도 14에서 도 10과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다.

<122> 도 14에서는, 도 10에 도시한 광 파이버(52c), 콜리메이트 렌즈(56), 참조 미러(25)가 제외되어 있다. 이에 의해, 광 커플러(53)에는 참조광이 입사되지 않는다. 광 검출부(27)는, 광 커플러(53)로부터 출사되는 물체광만을 검출한다. 이와 같은 구성에서도, 종양 조직의 형상 등이 판별되기 쉬운 단층 화상을 얻을 수 있다.

<123> 또한, 도 15에 도시한 생체 관측 장치(1A''')와 같이, 도 13에 도시한 생체 관측 장치(1A')로부터 광 파이버(52c), 콜리메이트 렌즈(56), 참조 미러(25)를 제외한 구성으로 하여도 된다.

<124> 도 16 및 도 17을 참조하여, 본 발명의 제2 실시 형태에 따른 생체 관측 장치를 설명한다.

<125> 또한, 이후의 설명에서, 제1 실시 형태와 마찬가지의 구성을 갖는 부분에 대해서는, 상세한 설명을 생략한다. 또한, 본 제2 실시 형태에서의 생체 관측 장치는, 제1 실시 형태에서의 생체 관측 장치와 유사의 구성을 갖고 있다. 그 때문에, 본 제2 실시 형태에서는, 제1 실시 형태에서의 생체 관측 장치와 다른 부분에 대해서 주로 설명을 행한다.

<126> 도 16에, 생체 관측 장치(1B)의 개요를 도시한다. 또한, 도 16에서 도 1과 동일한 부분에는 동일 부호를 붙이고 있다. 이 생체 관측 장치(1B)는, 도 16에 도시한 바와 같이, 조사·수신 유닛(2)과, 스캐닝 유닛(3)과, 구동 신호 생성부(4)와, 증폭부(5)와, 신호 처리부(6A)와, 표시부(8)와, 스캐닝 신호 발생부(9)를 주요부로서 갖고 있다. 또한, 신호 처리부(6A)는, 연산부(6a)와, 메모리(6b)와, 판별부(6c)를 갖고 있다.

<127> 판별부(6c)는, 하나의 스캔 위치에서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 메모리(6b)에 기입된 값이 유의한 값인지의 여부, 즉 파장 λ1의 광의 반사광을 검출할 수 있는지의 여부의 판별을 행한다.

<128> 그리고, 판별부(6c)는, 하나의 스캔 위치에서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 메모리(6b)에 기입된 값이 유의한 값인 것을 검출한 경우, 조사·수신 유닛(2)에 입사된 물체광이 검출 가능한 강도를 갖는 것이라고 판단하여, 그 하나의 스캔 위치에서의 연산 등을 계속시키기 위한 지시인, 연산 계속 지시를 연산부(6a)에 대해 행한다.

<129> 또한, 판별부(6c)는, 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 유의하지 않은 값이 메모리(6b)에 기입되어 있는 것을 검출한 경우, 조사·수신 유닛(2)에 입사된 물체광이 실질적으로 검출 불가능한 강도를 갖는 것이라고 판단하여, 스캔 위치를 하나의 스캔 위치로부터 다른 스캔 위치로 변경시키기 위한 지시를 연산부(6a)에 대해 행한다.

<130> 다음으로, 본 제2 실시 형태의 생체 관찰 장치(1B)의 동작에 대해 도 17의 플로우차트를 따라서 설명을 행한다.

<131> 생체 관찰 장치(1B)의 각 부의 전원이 투입된 후, 도시하지 않은 조작부가 갖는 스위치 등이 온되는 것에 수반하여, 생체 조직(101)에서의 생체 정보의 취득을 개시시키기 위한 지시가 행해진다.

<132> 구동 신호 생성부(4)는, 상기 지시에 기초하여, 소정의 초음파를 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통하여 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다.

<133> 스텝 S21에서, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 입력되는 초음파 구동 신호에 따라, 광의 조사 방향을 따라서, 소정의 초음파를 생체 조직(101)에 출사한다.

<134> 한편, 구동 신호 생성부(4)는, 상기 지시에 기초하여, 파장 λ1의 광을 유닛(2)으로부터 출력시키기 위한 광원 구동 신호를 생성하고, 광 발생부(21)에 대하여 출력한다.

<135> 스텝 S22에서, 광 발생부(21)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호에 기초하여, 하나의 스캔 위치에서, 파장 λ1의 광을 하프 미러(22)에 대하여 조사한다.

<136> 그 후, 제1 실시 형태와 마찬가지로, 소정의 초음파가 수속한 영역에 상당하는 위치($z=Z_0$의 위치)에서의 광의 반사에 의해 생긴 물체광이, 하프 미러(22)에 입사된다.

<137> 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)측으로부터 하프 미러(22)에 입사한 물체광은, 참조 미러(25)측으로부터 입사되는 참조광과 간섭한 후, 제1 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.

<138> 스텝 S23에서, 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)로부터 출사되는 제1 간섭광을 헤테로다인 검출함과 함께, 검출한 그 제1 간섭광을, 전기 신호로서의 제1 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6A)에 출력한다.

<139> 스텝 S24에서, 신호 처리부(6A)의 연산부(6a)는, 입력되는 제1 간섭 신호에 기초하여, 상기 수학식 2의 $I(\lambda 1, Z_0)$로서 표현한, 그 제1 간섭 신호의 신호 레벨을 산출한 후, 얻어진 값을 메모리(6b)에 기입한다.

<140> 스텝 S25에서, 판별부(6c)는, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 메모리(6b)에 기입된 값이 유의한 값, 즉 0이 아닌 값인지의 여부의 판별을 행한다.

<141> 그리고, 판별부(6c)는, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 메모리(6b)에 기입된 값이 유의한 값인 것을 검출한 경우, 유닛(2)에 입사된 물체광이 검출 가능한 강도를 갖는 것이라고 판단하여, 그 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 연산 등을 계속시키기 위한 지시인, 연산 계속 지시를 연산부(6a)에 대해 행한다.

<142> 또한, 판별부(6c)는, 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과로서 유의하지 않은 값, 즉 0의 값이 메모리(6b)에 기입되어 있는 것을 검출한 경우, 유닛(2)에 입사된 물체광이 실질적으로 검출 불가능한 강도를 갖는 것이라고 판단하여, 스캔 위치를 하나의 스캔 위치로부터 다른 스캔 위치로 변경시키기 위한 지시를 연산부(6a)에 대해 행한다. 그리고, 연산부(6a)는, 판별부(6c)로부터 상기 지시가 입력되었을 때에, 스텝 S33에 나타내는 (후술하는) 처리를 계속해서 행한다.

<143> 한편, 연산부(6a)는, 제1 간섭 신호의 신호 레벨의 산출 결과를 메모리(6b)에 기입한 후, 판별부(6c)로부터 연산 계속 지시가 입력되었을 때에, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다.

<144> 구동 신호 생성부(4)는, 신호 처리부(6A)로부터의 제어 신호가 입력된 타이밍에서, 소정의 초음파를 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통하여 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다. 그 후, 구동 신호 생성부(4)는, 생체 조직(101)에 조사되는 광을 파장 $\lambda 1$로부터 파장 $\lambda 2$로 절환하기 위한 광원 구동 신호를 광 발생부(21)에 출력한다.

<145> 스텝 S26에서, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 입력되는 초음파 구동 신호에 따라, 광의 조사 방향을 따라서, 소정의 초음파를 생체 조직(101)에 출사한다. 그 후, 스텝 S27에서, 광 발생부(21)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 광원 구동 신호에 기초하여, 파장 $\lambda 2$의 광을 하프 미러(22)에 대하여 조사한다.

<146> 파장 $\lambda 2$의 광은, 파장 $\lambda 1$의 광과 마찬가지로, $z=Z_0$의 위치에서 반사하고, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 개구부를 통과한 후, 물체광으로서 하프 미러(22)에 입사된다.

<147> 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)측으로부터 하프 미러(22)에 입사한 물체광은, 참조 미러(25)측으로부터 입사되는 참조광과 간섭한 후, 제2 간섭광으로서 광 검출부(27)에 입사된다.

<148> 스텝 S28에서, 광 검출부(27)는, 하프 미러(22)로부터 출사되는 제2 간섭광을 헤테로다인 검출함과 함께, 검출한 그 제2 간섭광을, 전기 신호로서의 제2 간섭 신호로 변환하여 신호 처리부(6A)에 출력한다.

<149> 스텝 S29에서, 신호 처리부(6A)의 연산부(6a)는, 입력되는 제2 간섭 신호에 기초하여, 상기 수학식 4의 $I(\lambda 2, Z_0)$로서 표현한, 그 제2 간섭 신호의 신호 레벨을 산출한다. 또한, 스텝 S30에서, 연산부(6a)는, 메모리(6b)에 저장된 내용을 참조하면서, 상기 수학식 5로서 표현한 제1 간섭 신호의 신호 레벨과, 상기 수학식 6으로서 표현한 제2 간섭 신호의 신호 레벨과의 차분값 ΔI를, 상기 수학식 7에 의해 산출한다.

<150> 그리고, 스텝 S31에서, 연산부(6a)는, 상기 수학식 7의 우변에 대하여 FFT(고속 푸리에 변환)를 실시함으로써, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 도플러 시프트량의 변화량 Δf_{ds}를, 상기 수학식 8로 표현되는 것으로서 산출한다. 또한, 연산부(6a)는, 상기 수학식 8, 9 및 10을 이용함으로써, 상기 수학식 11로 표현하는 연산 결과를 얻는다.

<151> 그 후, 스텝 S32에서, 연산부(6a)는, 상기 수학식 11의 우변의 값, 즉 파장 λ1의 광을 조사한 경우에 종양 조직에서 생기는 굴절률의 변화량으로부터, 파장 λ2의 광을 조사한 경우에 종양 조직에서 생기는 굴절률의 변화량을 감한 값을, 하나의 스캔 위치의 하나의 영역의 화소값으로서 간주하면서, 그 하나의 스캔 위치의 하나의 영역에서의 화상 데이터를 생성한다. 그리고, 연산부(6a)는, 생성한 상기 화상 데이터를, 스캐닝 유닛(3)에 의해 스캔 가능한 범위 내의 위치를 나타내는 정보인 스캔 위치 정보 및 z축 방향의 위치 정보와 관련지으면서 메모리(6b)에 저장한다.

<152> 상기 스텝 S21~S32의 동작은, 신호 처리부(6)의 제어에 의해, 초음파가 수속하는 생체 조직(101)의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)의 위치를 음향 렌즈(26a)에서 변경하여(즉, $z=Z_0$, Z_1, Z_2, …) 복수회 행해진다.

<153> 스텝 S33에서, 연산부(6a)는, 화상 데이터를 취득하였을 때의 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단인지의 여부를 판정한다. 그리고, 연산부(6a)는, 화상 데이터를 취득하였을 때의 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)에서의 스캔 범위의 종단이 아닌 경우(스캔이 완료되어 있지 않은 경우)에는, 스텝 S34에서, 스캔 위치를 그 하나의 스캔 위치로부터 다른 스캔 위치(도 16의 x축 방향 또는 y축 방향의 다른 위치)로 변경시키기 위한 제어를, 스캐닝 신호 발생부(9)에 대해 행함과 함께, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력한다. 이 이후, 스텝 S33에서 스캔 위치가 스캐닝 유닛(3)의 스캔 범위의 종단에 도달하였다고 판정될 때까지의 동안, 이상으로 설명한 동작이 생체 관찰 장치(1B)의 각 부에서 반복하여 행해진다.

<154> 또한, 연산부(6a)는, 스텝 S25의 처리 후, 계속해서 스텝 S33 및 스텝 S34의 처리를 행하는 경우에서는, 파장 λ1의 광을 광 발생부(21)로부터 다시 조사시키기 위해, 생체 조직(101)에 조사되는 광 파장의 절환을 실행시키기 위한 제어 신호를 구동 신호 생성부(4)에 출력하지 않는 것으로 한다.

<155> 그 후, 연산부(6a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 트리거 신호에 기초하여 스캔이 완료된 것을 검지하면, 스텝 S35에서, 전회의 트리거 신호 입력 시부터 금회의 트리거 신호 입력 시까지 메모리(6b)에 저장된 각 화상 데이터 및 그 각 화상 데이터에 관련지으면서 스캔 위치 정보 및 z축 방향의 위치 정보를 이용하여 맵핑을 행함으로써 1화면분의 화상 데이터를 생성하고, 그 1화면분의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하여 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 표시부(8)에는, 도 16에 도시한 각 좌표축 중, 예를 들면 xz 평면에서의 생체 조직(101)의 내부의 상(단층상)이 표시된다.

<156> 이상으로 설명한 구성을 갖는 도 16에 도시한 본 제2 실시 형태의 생체 관측 장치(1B)에서도, 제1 실시 형태의 생체 관측 장치(1)의 효과와 마찬가지의 효과를 얻을 수 있다.

<157> 또한, 본 제2 실시 형태의 생체 관측 장치(1B)에서는, 예를 들면 메모리(6b)에 기입된 값이 유의하지 않다고 소정의 횟수 이상 판단된 경우에, 1화면분의 화상 데이터를 생성하는 처리(도 12의 스텝 S35의 처리)를 스킵함으로써, 관찰에 적합하지 않은 화상의 생성을 행하지 않아도 된다. 또는, 1화면분의 화상 데이터를 생성하는 처리(도 12의 스텝 S35의 처리)를 스킵하면서, 관찰에 적합한 화상을 취득할 수 없었던 취지의 고지를 표시부(8)에 의해 행하여도 된다.

<158> 또한, 도 16에 도시한 생체 관측 장치(1B)는, 전술한 효과와 마찬가지의 효과를 얻기 위한 구성으로서, 도 7과 마찬가지로, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광이 별체적으로 설치된 2개의 광 발생부로부터 각각 조사되는 것이어도 된다. 또한, 도 16에 도시한 생체 관측 장치(1B)는, 도 8과 마찬가지로, 참조 미러(25) 대신에, 흑색 등의 판 부재로 이루어지는 광 흡수체를 배치하여도 된다. 또한, 도 16에 도시한 생체 관측 장치(1B)는, 도 9와 마찬가지로, 파장 λ1의 광 및 파장 λ2의 광이 별체적으로 설치된 2개의 광 발생부로부터 각각 조사되고, 또한 참조 미러(25) 대신에, 흑색 등의 판 부재로 이루어지는 광 흡수체가 배치되는 구성이어도 된다.

<159> 이상과 같이, 본 발명의 실시 형태에서의 생체 관측 장치 및 방법에 의하면, 종양 조직의 관찰을 행할 때의 시술자의 부담을 경감 가능하다.

<160> 위의 설명이 다수의 상세를 포함하지만, 이들은 본 발명의 범위를 제한하는 것이 아니라 단지 본 발명의 현재 바람직한 실시예들 중 몇몇의 예시를 제공하는 것으로서 해석되어야 한다. 그리하여 본 발명의 범위는 첨부된 청구범위에 의해서 결정되어야 한다.

도면의 간단한 설명

<161> 도 1은 본 발명의 제1 실시 형태에 따른 생체 관측 장치의 개요를 예시하는 블록도.

<162> 도 2는 혈액 속의 산화 헤모글로빈의 농도와 헤모글로빈의 농도에 따른 흡광도의 파장 의존성을 나타내는 도면.

<163> 도 3은 도 1의 생체 관측 장치에서 행해지는 처리의 일례를 나타내는 플로우차트.

<164> 도 4는 생체 조직 내에서의 종양 조직 및 혈관의 존재 상태의 일례를 나타내는 도면.

<165> 도 5는 단일의 파장의 광을 이용하여 취득된 도플러 시프트량에 기초하여 생성되는 단층 화상의 일례를 나타내는 도면.

<166> 도 6은 도 1의 생체 관측 장치에 의해 얻어지는 단층 화상의 일례를 나타내는 도면.

<167> 도 7은 도 1의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<168> 도 8은 도 1의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<169> 도 9는 도 1의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<170> 도 10은 본 발명의 제1 실시 형태에 따른 생체 관측 장치의, 도 1과는 다른 예를 나타내는 도면.

<171> 도 11은 광 커플러의 상세한 구성을 도시하는 도면.

<172> 도 12는 광 파이버의 단부의 구성의 일례를 나타내는 단면도.

<173> 도 13은 도 10의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<174> 도 14는 도 10의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<175> 도 15는 도 10의 생체 관측 장치의 변형예를 나타내는 도면.

<176> 도 16은 본 발명의 제2 실시 형태에 따른 생체 관측 장치의 개요를 예시하는 블록도.

<177> 도 17은 도 16의 생체 관측 장치에서 행해지는 처리의 일례를 나타내는 플로우차트.

<178> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

<179> 1 : 생체 관측 장치

<180> 2 : 조사·수신 유닛

<181> 3 : 스캐닝 유닛

<182> 4 : 구동 신호 생성부

<183> 5 : 증폭부

<184> 6 : 신호 처리부

<185> 6a : 연산부

<186> 6b : 메모리

<187> 8 : 표시부

<188> 9 : 스캐닝 신호 발생부

<189> 21 : 광 발생부

<190> 22 : 하프 미러

<191> 25 : 참조 미러

<192> 26 : 초음파 트랜스듀서

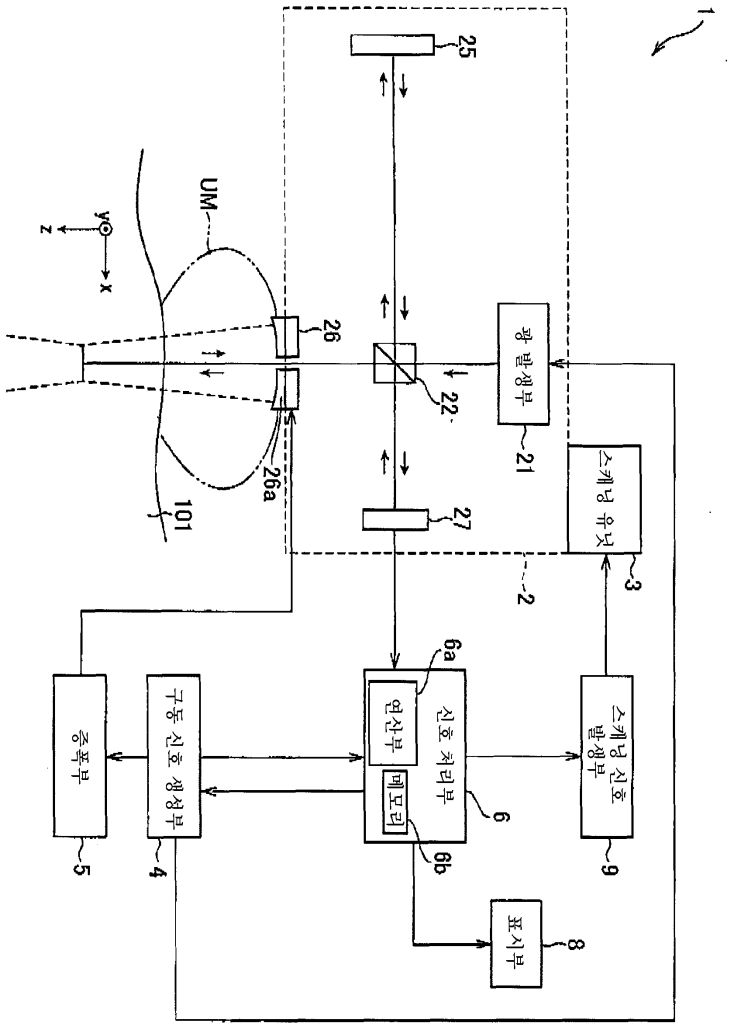
<193> 26a : 음향 렌즈

<194> 27 : 광 검출부

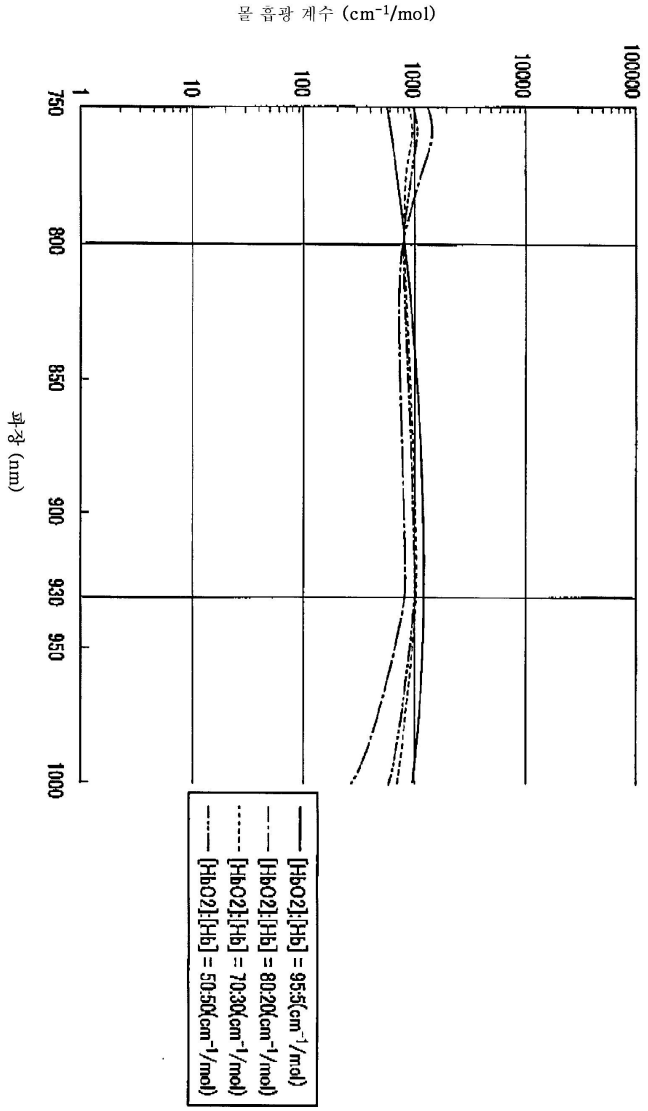
<195> 101 : 생체 조직

도면

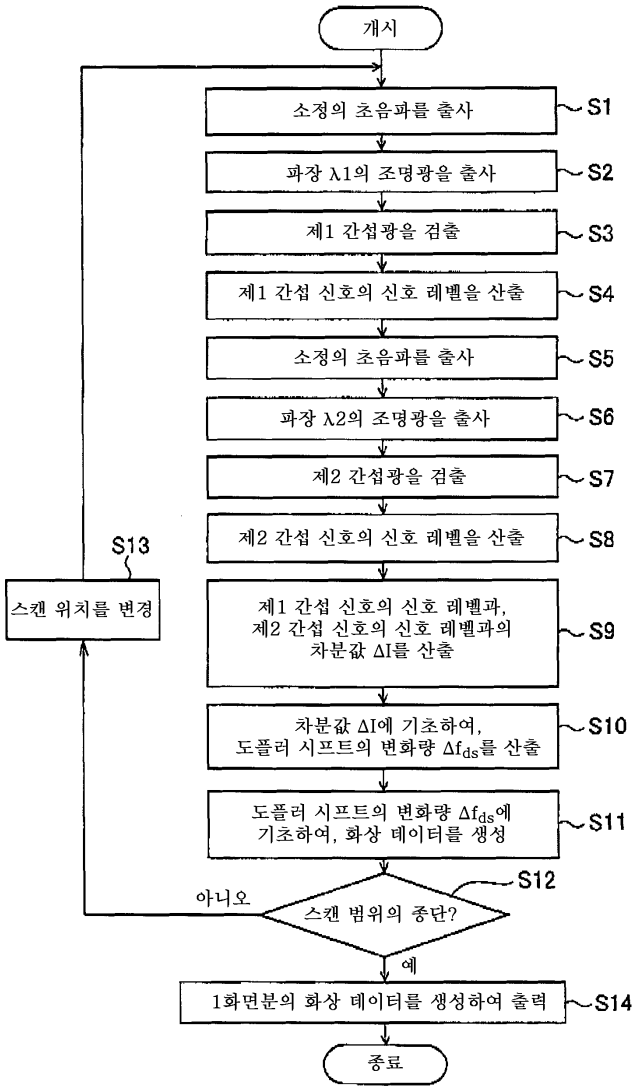
도면1


1
25
UM
y
z
x
26
광 발생부
22
21
스캐닝 유닛
3
26a
27
101
2
6a
연산부
신호 처리부
메모리
6
6b
증폭부
구동 신호 생성부
스캐닝 신호 발생부
5
4
9
표시부
8

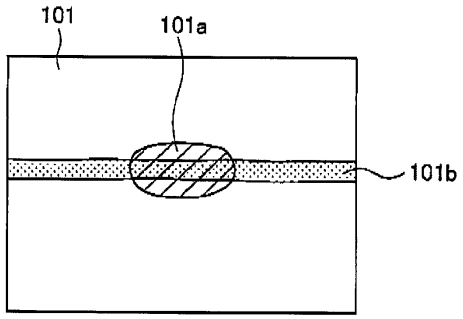
도면2


몰 흡광 계수 (cm-1/mol)
100000
10000
1000
100
10
1
750
800
850
900
930
950
1000
파장 (nm)
[HbO2]:[Hb] = 95:5(cm-1/mol)
[HbO2]:[Hb] = 80:20(cm-1/mol)
[HbO2]:[Hb] = 70:30(cm-1/mol)
[HbO2]:[Hb] = 50:50(cm-1/mol)

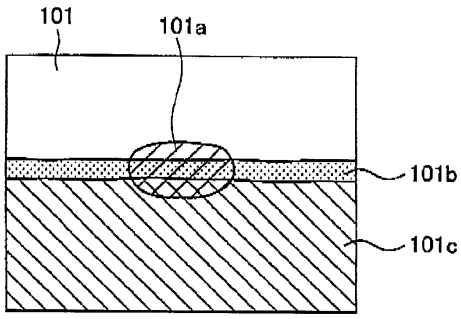
도면3


개시
소정의 초음파를 출사
S1
파장 λ1의 조명광을 출사
S2
제1 간섭광을 검출
S3
제1 간섭 신호의 신호 레벨을 산출
S4
소정의 초음파를 출사
S5
파장 λ2의 조명광을 출사
S6
제2 간섭광을 검출
S7
제2 간섭 신호의 신호 레벨을 산출
S8
제1 간섭 신호의 신호 레벨과,
제2 간섭 신호의 신호 레벨과의
차분값 ΔI를 산출
S9
차분값 ΔI에 기초하여,
도플러 시프트의 변화량 Δfds를 산출
S10
도플러 시프트의 변화량 Δfds에
기초하여, 화상 데이터를 생성
S11
스캔 범위의 종단?
S12
아니오
예
스캔 위치를 변경
S13
1화면분의 화상 데이터를 생성하여 출력
S14
종료

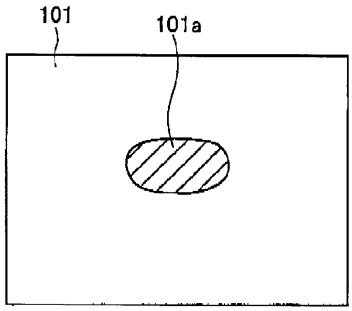
도면4


101
101a
101b

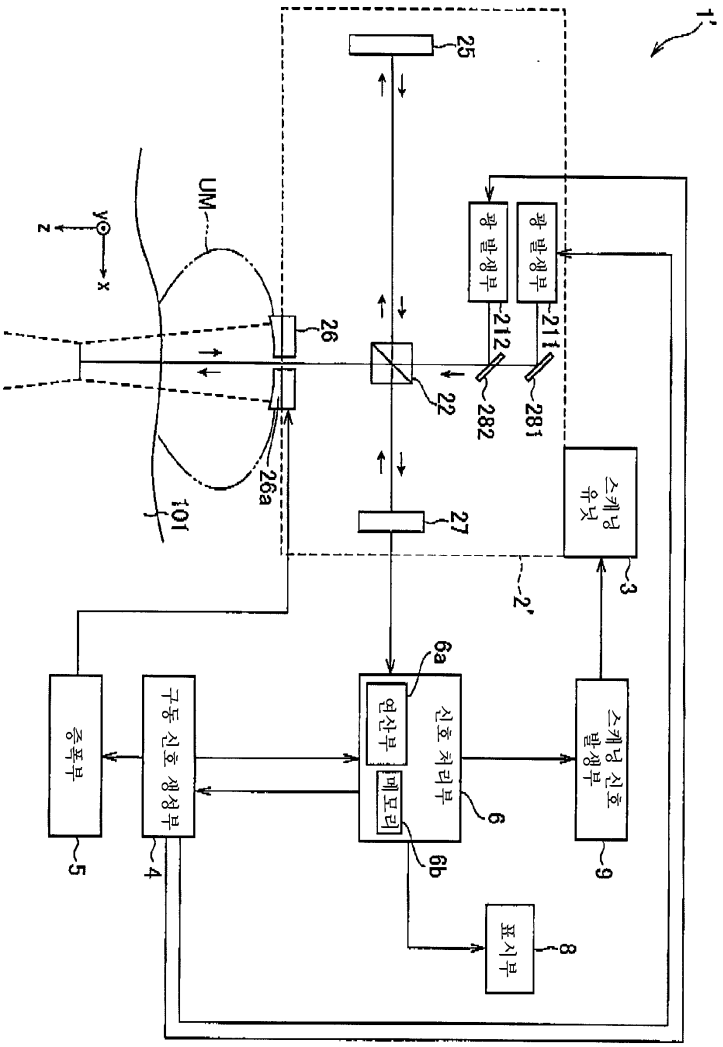
도면5



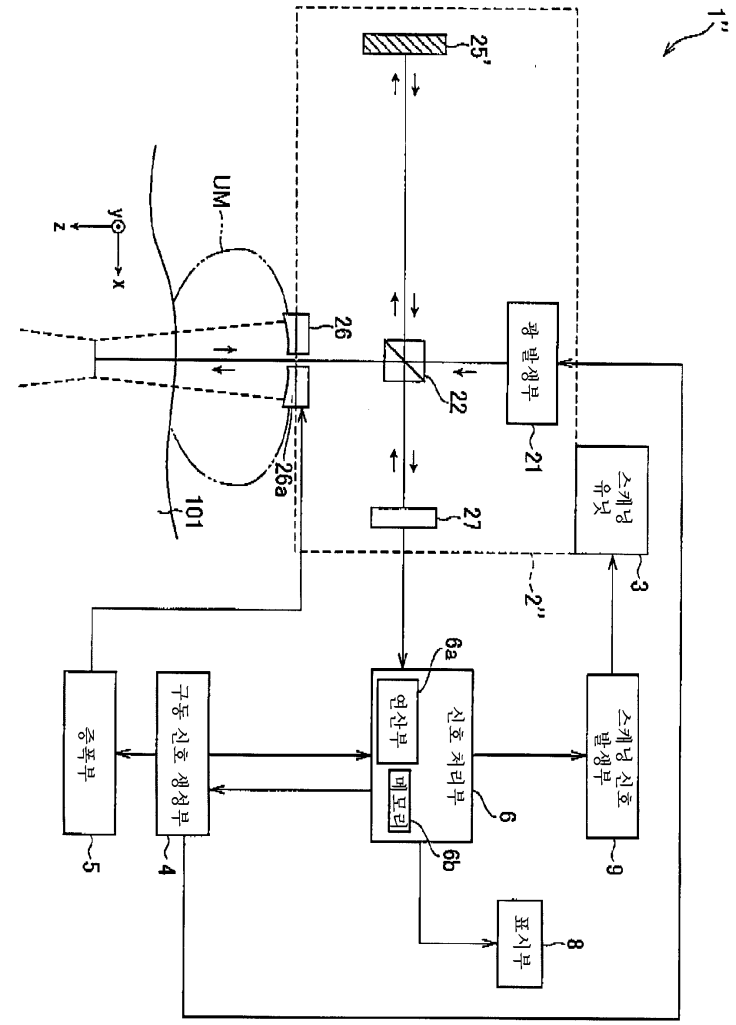
도면6



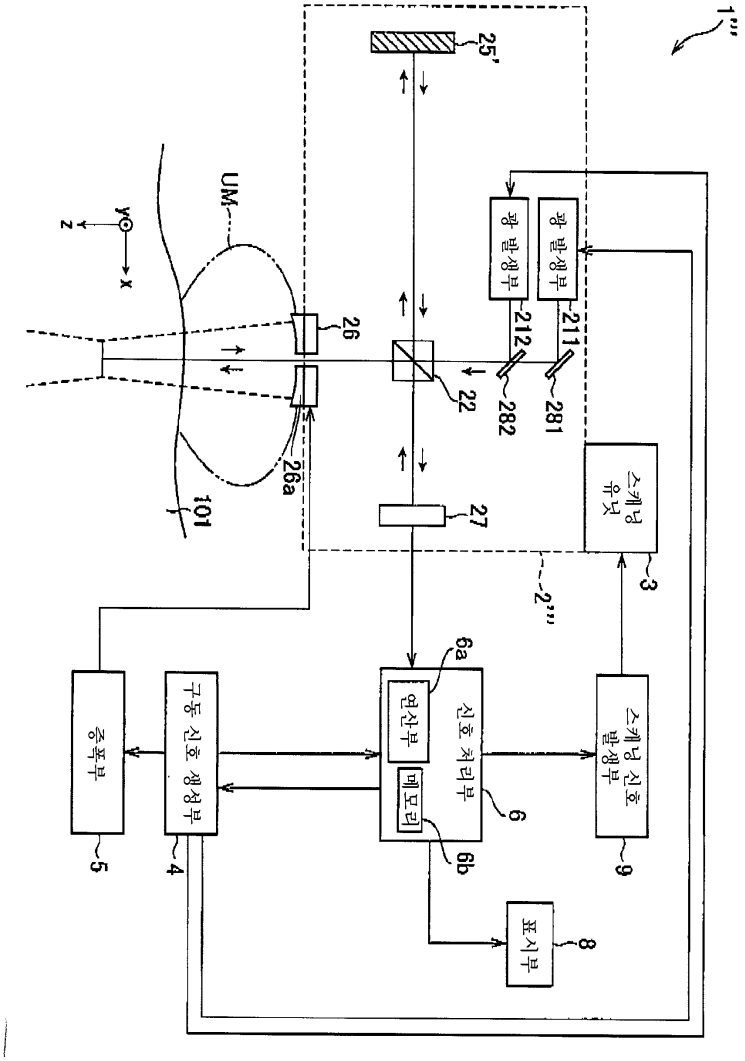
도면7


1'
25
UM
26
26a
101
22
27
광 발생부
광 발생부
212
211
282
281
스캐닝 유닛
3
2'
6a
연산부
신호 처리부
메모리
6
6b
스캐닝 신호 발생부
9
구동 신호 생성부
4
증폭부
5
표시부
8
z
y
x

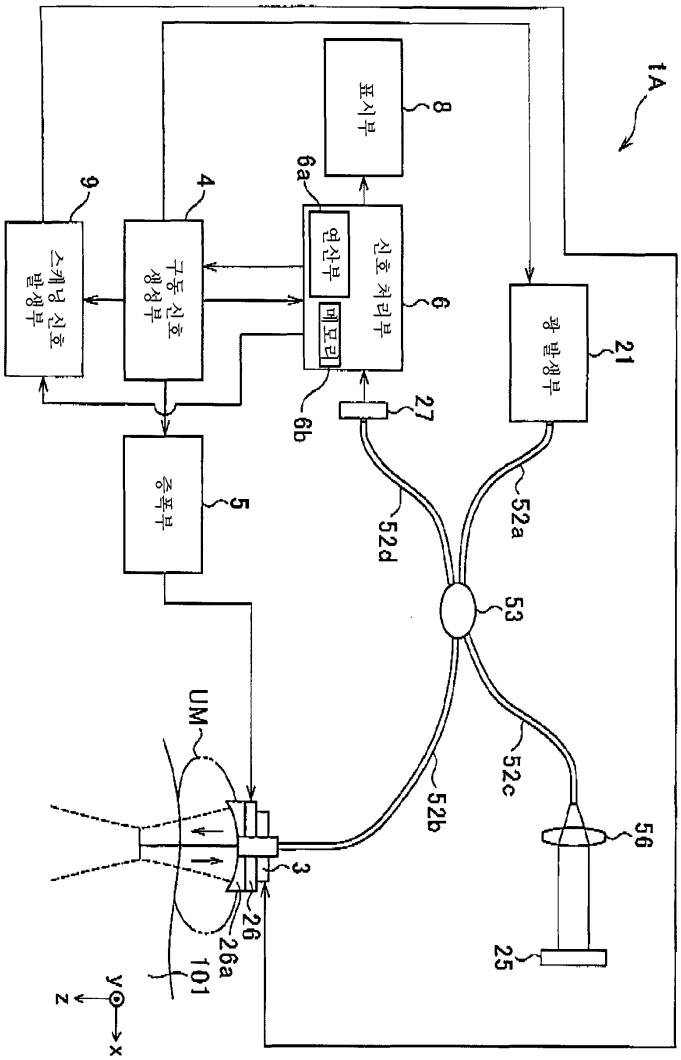
도면8


1''
25'
UM
y
z
x
26
22
광 발생부
21
26a
27
스캐닝 유닛
3
101
2''
6a
연산부
신호 처리부
메모리
6
6b
증폭부
구동 신호 생성부
스캐닝 신호 발생부
5
4
9
표시부
8

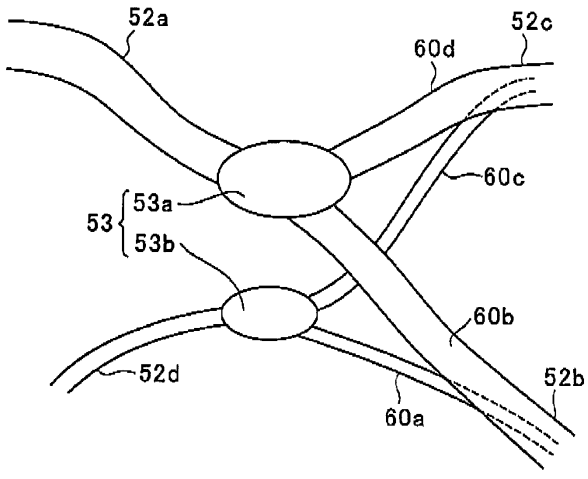
도면9


1'''
25'
UM
z
y
x
26
26a
101
22
27
광 발생부
광 발생부
212
211
282
281
스캐닝 유닛
3
2'''
6a
연산부
신호 처리부
메모리
6
6b
스캐닝 신호 발생부
9
구동 신호 생성부
4
증폭부
5
표시부
8

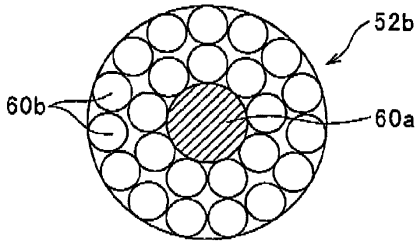
도면10


1A
표시부
8
6a
9
4
연산부
신호 처리부
6
메모리
스캐닝 신호 발생부
구동 신호 생성부
광 발생부
21
6b
27
증폭부
5
52a
52d
53
UM
52c
52b
56
3
26
26a
101
25
y
z
x

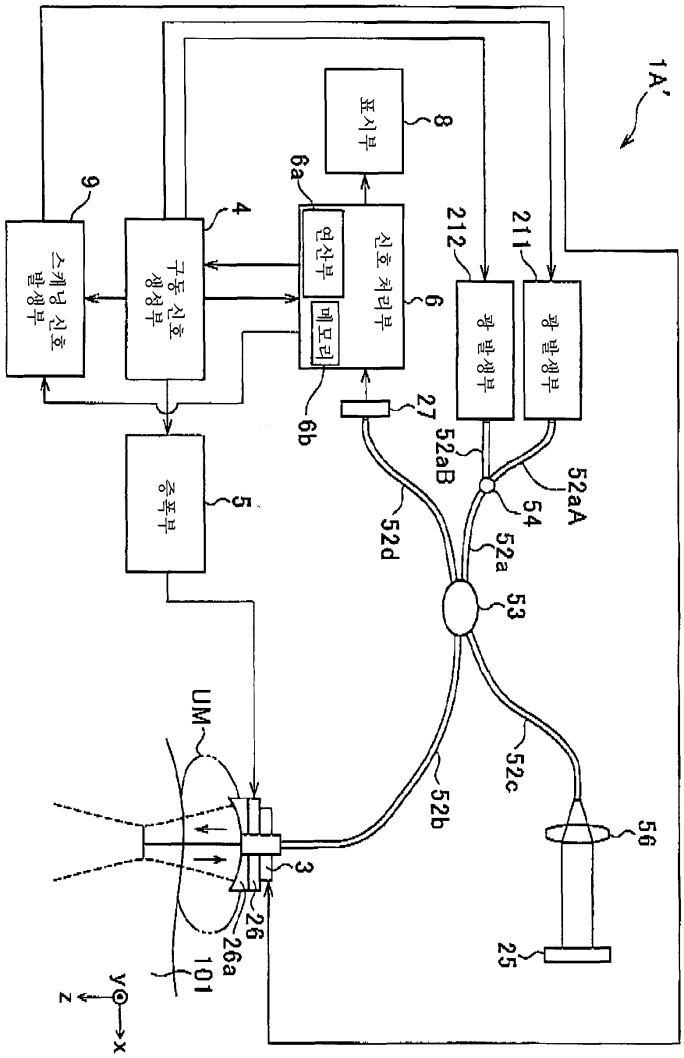
도면11


52a
52c
60d
60c
53
53a
53b
60b
52d
52b
60a

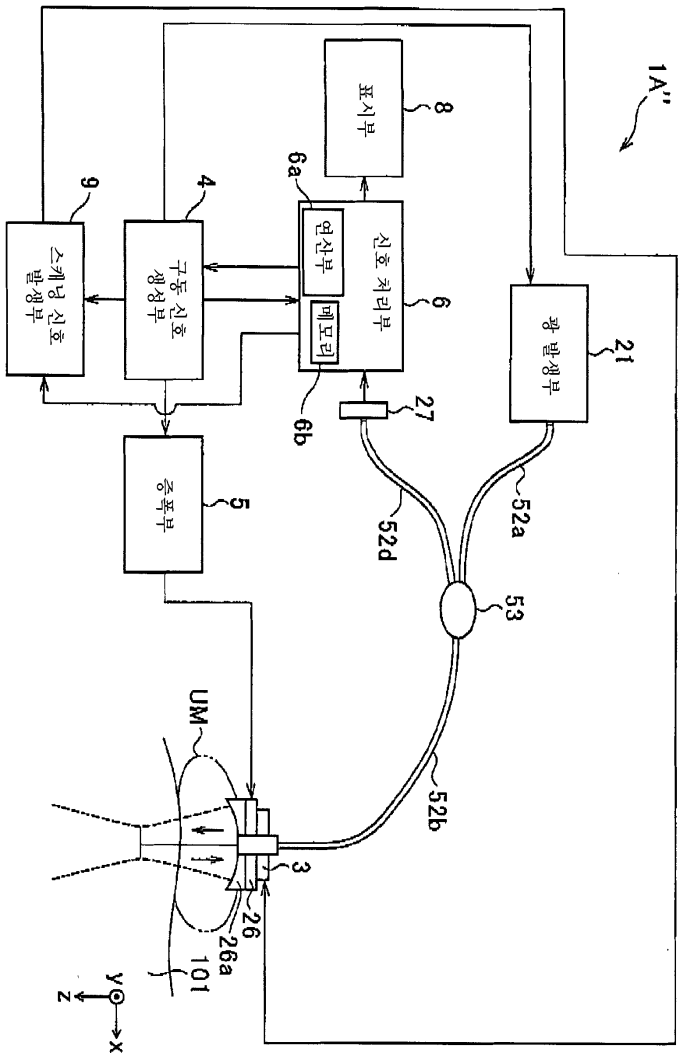
도면12


52b
60b
60a

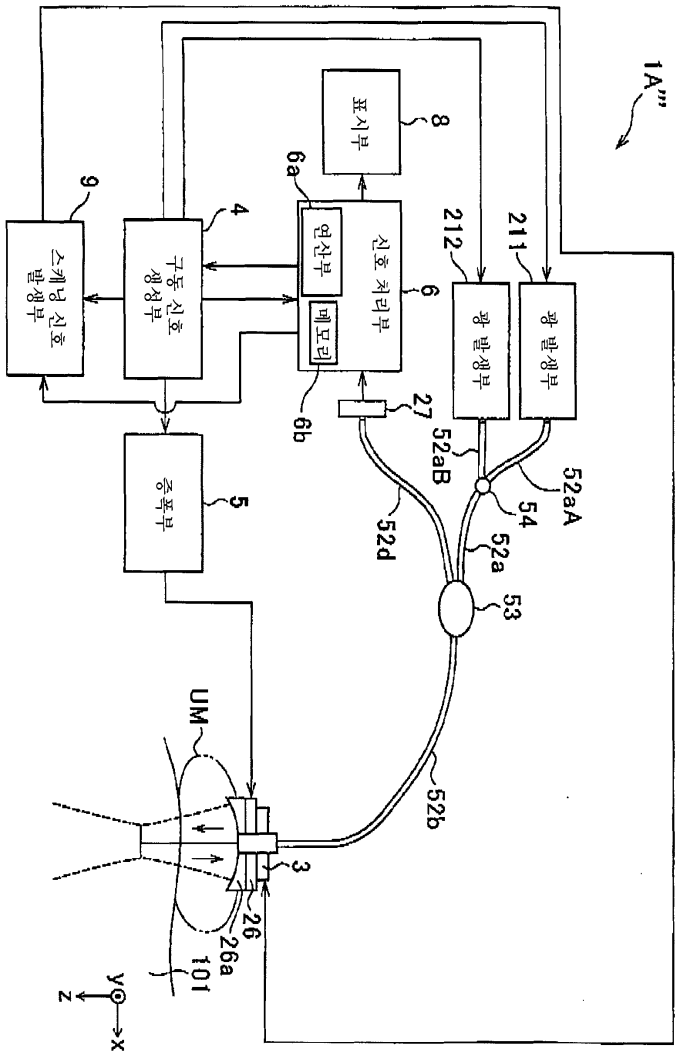
도면13


1A'
표시부
8
6a
9
4
212
211
연산부
신호 처리부
스캐닝 신호 발생부
구동 신호 생성부
메모리
6
광 발생부
광 발생부
6b
27
52aB
52aA
54
52d
52a
53
5
증폭부
UM
52c
52b
56
3
26
26a
101
25
y
z
x

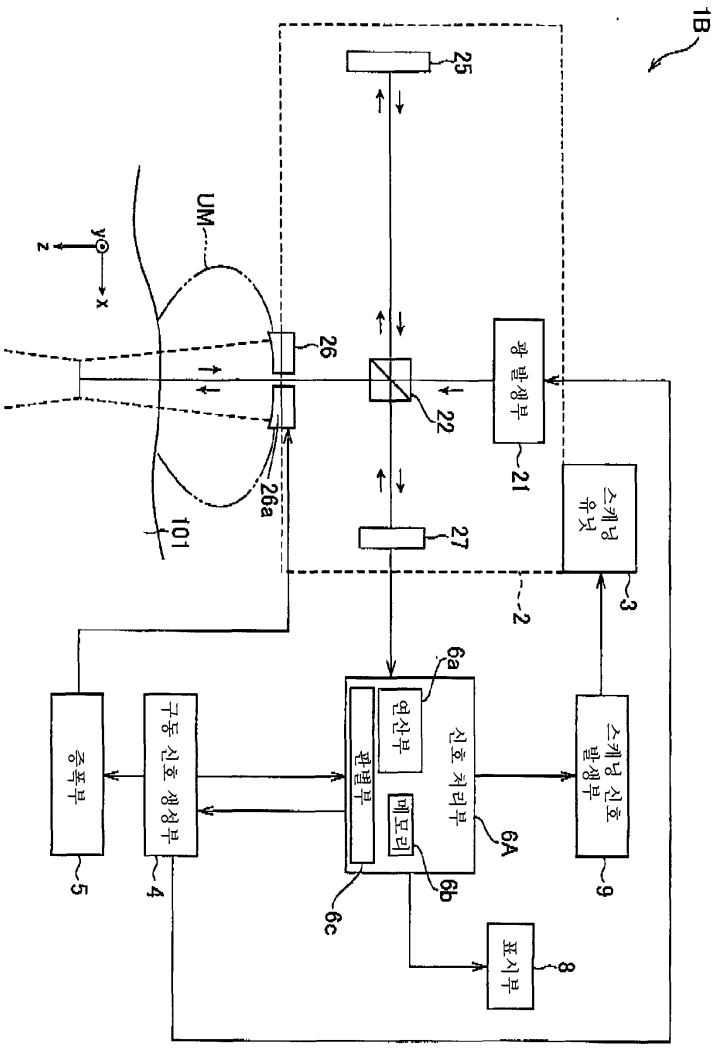
도면14


1A''
표시부
8
6a
9
4
연산부
신호 처리부
6
메모리
스캐닝 신호 발생부
구동 신호 생성부
광 발생부
21
6b
27
증폭부
5
52a
52d
53
UM
52b
3
26
26a
101
y
z
x

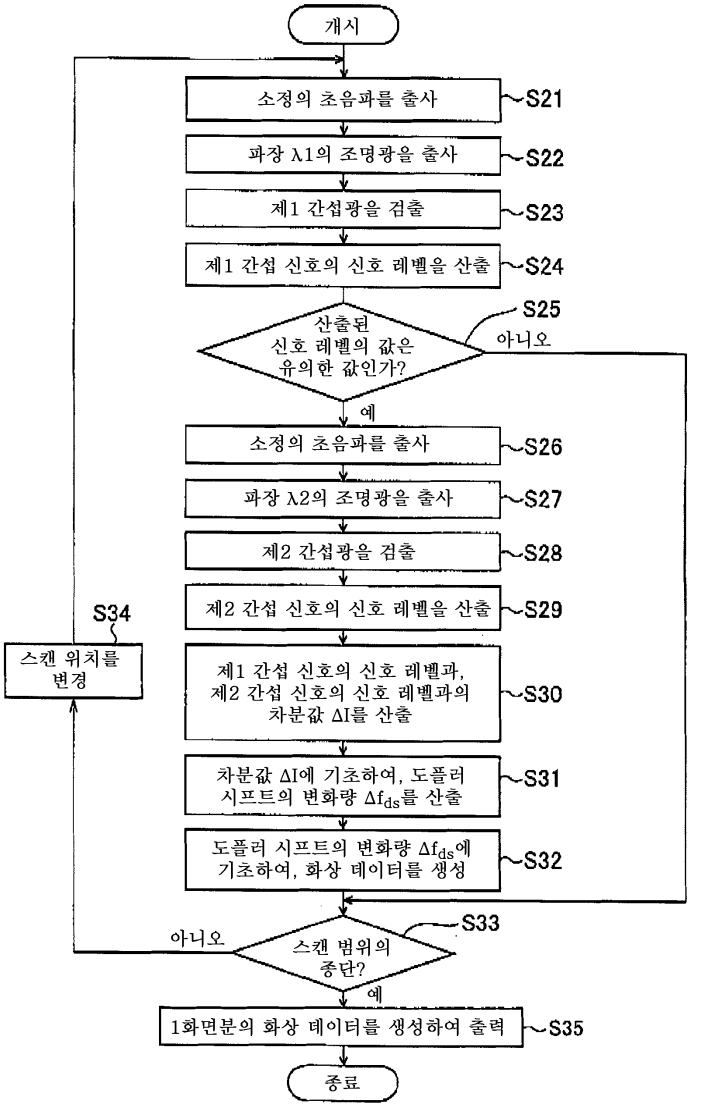
도면15


1A'''
표시부
8
6a
9
4
212
211
연산부
신호 처리부
6
메모리
스캐닝 신호 발생부
구동 신호 생성부
광 발생부
광 발생부
27
6b
52aB
52aA
54
52d
52a
53
증폭부
5
UM
52b
3
26
26a
101
y
z
x

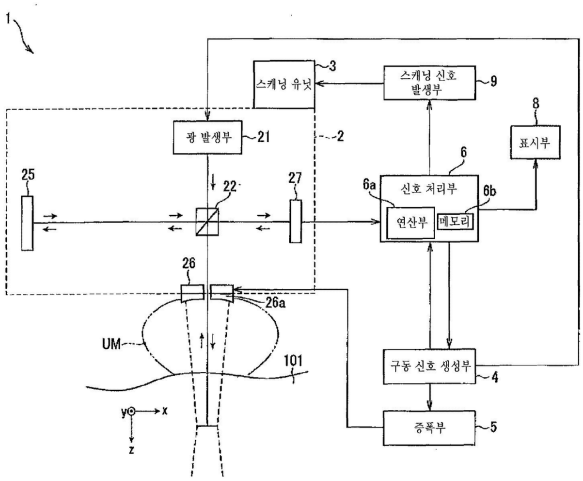
도면16


1B
25
UM
y
z
x
26
22
광 발생부
21
스캐닝 유닛
3
26a
101
27
2
6a
연산부
신호 처리부
6A
메모리
6b
6c
증폭부
5
구동 신호 생성부
4
스캐닝 신호 발생부
9
표시부
8

도면17


개시
소정의 초음파를 출사
S21
파장 λ1의 조명광을 출사
S22
제1 간섭광을 검출
S23
제1 간섭 신호의 신호 레벨을 산출
S24
산출된 신호 레벨의 값은 유의한 값인가?
S25
아니오
예
소정의 초음파를 출사
S26
파장 λ2의 조명광을 출사
S27
제2 간섭광을 검출
S28
제2 간섭 신호의 신호 레벨을 산출
S29
제1 간섭 신호의 신호 레벨과, 제2 간섭 신호의 신호 레벨과의 차분값 ΔI를 산출
S30
차분값 ΔI에 기초하여, 도플러 시프트의 변화량 Δf_{ds}를 산출
S31
도플러 시프트의 변화량 Δf_{ds}에 기초하여, 화상 데이터를 생성
S32
스캔 범위의 종단?
S33
아니오
예
스캔 위치를 변경
S34
1화면분의 화상 데이터를 생성하여 출력
S35
종료

专利名称(译)	观察设备和方法		
公开(公告)号	KR1020090129378A	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	KR1020090052309	申请日	2009-06-12
[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	A61B8/12 G01N21/17 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0073 G01N29/0672 A61B8/08 G01N21/1702 A61B5/0068 G01N21/4795 G01N21/1717 A61B5/0095 G01N2021/1787 G01N29/2418		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL LEE，JUNG HEE		
优先权	2008154432 2008-06-12 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的一个实施例的生物体观测装置具有操作单元，该操作单元基于照射单元的反射光的反射光产生被摄体的特征信息，照射与预定波长的第一光不同的第二光。超声波发生器，发射关于被摄体的超声波和受超声波和第一光线和检测单元影响的部位，检测第一光线的反射光和第二光线和第一光线和第二光线的反射光线。生物体观察装置，扫描单元，驱动信号发生器，放大器，信号处理器，显示单元。