



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0091673
(43) 공개일자 2009년08월28일

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0015726

(22) 출원일자 2009년02월25일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2008-043193 2008년02월25일 일본(JP)

(71) 출원인

올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키키가이샤

일본국 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43만 2고

(72) 발명자

이가라시 마코토

일본 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43-2 올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키키가이샤 내

(74) 대리인

장수길, 이중희

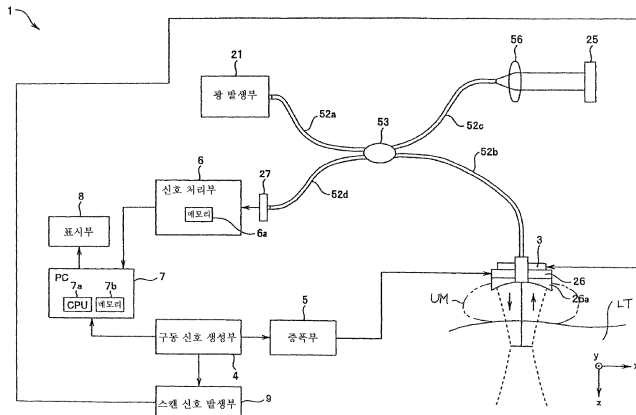
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 생체 관측 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명에 따른 생체 관측 장치는, 생체 조직 내부의 검사 대상에 대하여 음파를 출력하는 음파 발생부, 상기 대상에 광을 출사하는 광 발생부, 상기 광 발생부로부터 출사된 광을 상기 음파의 도달 영역으로부터 반사된 광과 간섭시켜서 간섭광을 출사하는 광 간섭부, 상기 광 간섭부로부터 출사되는 간섭광을 검출하고, 간섭광에 대응하는 간섭 신호를 출력하는 광 검출부, 및 상기 광 검출부로부터 출력된 간섭 신호에 기초하여 상기 출사광의 주파수 변조량을 산출하고, 시계열적으로 인접하는 2개의 상기 주파수 변조량의 차분값을 산출하는 연산부를 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

생체 조직 내부의 검사 대상에 대하여 음파를 출력하는 음파 발생부,

상기 대상에 광을 출사하는 광 발생부,

상기 광 발생부로부터 출사된 광을 상기 음파의 도달 영역으로부터 반사된 광과 간섭시켜서 간섭광을 출사하는 광 간섭부;

상기 광 간섭부로부터 출사되는 간섭광을 검출하고, 상기 간섭광에 대응하는 간섭 신호를 출력하는 광 검출부; 및

상기 광 검출부로부터 출력된 간섭 신호에 기초하여 상기 출사광의 주파수 변조량을 산출하고, 시계열적으로 인접하는 2개의 상기 주파수 변조량 사이의 차분값을 산출하는 연산부

를 포함하는 생체 관측 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 연산부는, 상기 차분값에 기초하여 상기 대상의 단층상을 생성하는 생체 관측 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 연산부는 제1 타이밍에서 산출된 제1 주파수 변조량을 저장하고 상기 제1 주파수 변조량과 제2 타이밍에서 산출된 제2 주파수 변조량 사이의 차분값을 산출하는 생체 관측 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 연산부는 상기 저장된 제1 주파수 변조량을 상기 제2 주파수 변조량으로 덮어쓰기하고 상기 제2 타이밍을 현재 제1 타이밍으로 설정하는 생체 관측 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 연산부는 상기 산출된 주파수 변조량을 저장하는 생체 관측 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 음파를 수속시키면서 상기 대상에 대하여 상기 음파를 출력하는 음파 수속부를 더 포함하는 생체 관측 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 음파 발생부로부터 출력되는 음파는 초음파인 생체 관측 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 음파 발생부 및 상기 광 발생부의 위치를 상기 생체 조직에 대하여 변경시키는 스캔 유닛을 더 포함하는

생체 관측 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 연산부는 상기 차분값을 상기 생체 조직에 대한 위치에 관련시키고 상기 차분값과 상기 위치를 저장하는 생체 관측 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 산출부는 상기 차분값과 상기 생체 조직에 대한 위치에 기초하여 상기 생체 조직의 화상 데이터를 생성하는 생체 관측 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 화상 데이터에 기초하여 상기 생체 조직의 화상을 표시하는 표시부를 더 포함하는 생체 관측 장치.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 음파 발생부는 상기 음파의 주파수를 연속적으로 변경하면서 상기 음파를 출력하는 생체 관측 장치.

청구항 13

생체 조직 내부의 검사 대상에 대하여 음파를 출력하는 단계;

상기 대상에 광을 출사하는 단계;

상기 출사된 광을 상기 음파의 도달 영역으로부터 반사된 광과 간섭시켜서 간섭광을 출사하는 단계;

상기 간섭광에 대응하는 간섭 신호를 출력하는 단계;

상기 간섭 신호에 기초하여 상기 출사된 광의 주파수 변조량을 산출하는 단계;

시계열적으로 인접하는 2개의 상기 주파수 변조량 사이의 차분값을 산출하는 단계

를 포함하는 생체 관측 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 차분값에 기초하여 상기 대상의 단층상을 생성하는 단계를 더 포함하는 생체 관측 방법.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 음파는 수축하는 파(converging wave)로서 상기 대상에 출력되는 생체 관측 방법.

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 음파는 초음파인 생체 관측 방법.

청구항 17

제13항에 있어서,

상기 음파는 그것의 주파수를 연속적으로 변경하면서 출력되는 생체 관측 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

- <1> 본 출원은 2008년 2월 25일자로 출원된 일본 특허 출원 제2008-043193호에 관한 것으로 이를 참조로 포함한다.
- <2> 본 발명은, 생체 관측 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히, 음파와 광을 이용하여 생체 조직의 내부 상태를 나타내는 정보를 취득하는 생체 관측 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- <3> 최근, 생체의 광단층 이미징으로서, 예를 들면, 광 CT(computed tomography), 광 코히어런스 단층 영상법(Optical Coherence Tomography: 이하 "OCT"라 함) 및 광 음향 단층 영상법이 알려져 있다.
- <4> 광 CT는, 생체 내부에서의 산란의 영향이 비교적 약한 파장 영역 700nm~1200nm의 근적외광을 이용한다. 따라서, 광 CT는 예를 들어 점막 아래 수 cm까지의 생체 심부의 단층상(tomogram)을 얻을 수 있다.
- <5> 또한, 간섭을 이용한 OCT는 약 2mm 깊이까지의 생체 단층 이미지를 고분해능(수 μm ~수십 μm)으로 단시간에 취득하는 것이 가능하다. OCT는 안과 영역에서의 망막 질환 진단에 있어서 이미 실용화되어 있다. 따라서, OCT는 그 의학적 관심도가 매우 높다.
- <6> 광 CT는 생체의 심부의 정보는 얻을 수 있지만, 그 공간 분해능은 수mm 정도로 낮다. 한편, OCT는 점막 아래 약 2mm 이상을 관찰하는 것과, 암 등의 종양 조직에 대하여 양호한 화질을 제공하는 것은 어렵다. 이것은, 생체 심부 및 종양 조직의, 혈액의 흡수나 강한 산란의 영향에 의해, 광의 코히어런스가 현저하게 교란되기 때문이다.
- <7> 이러한 정황을 감안하여, 광 CT 및 OCT를 이용하지 않고 생체 내부의 정보를 얻기 위한 기술이 일본 특허 공개 공보 2000-88743호에 개시되어 있다. 이 기술에서는, 생체 내부의 대상 부위에 초음파 및 광을 출사하여, 대상 부위에서 광이 초음파에 의해 변조를 받은 정도를 검출한다. 이에 의해, 대상 부위의 생체 정보를 얻는 것이 가능하다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- <8> 암 등의 종양 조직에 대하여 처치를 행할 경우에, 일반적으로, 종양 조직을 포함하는 발견된 부위 및 해당 부위에 있어서의 침윤도(degree of invasion)의 조건에 따라 적절한 기술이 선택된다. 그 때문에, 암 등의 종양 조직에 대하여 처치를 행할 경우에, 대상 부위의 깊이 방향으로 배치된, 정상적인 조직과 종양 조직 사이의 경계가 존재하는 영역을, 기술 선택 전에 미리 인식할 필요가 있다.
- <9> 그러나, 일본 특허 공개 공보 제2000-88743호에 개시된 광계측 장치에 따르면, 생체 정보의 취득 조건이 적절하지 않을 경우에는, 정상적인 조직과 종양 조직과의 경계가 존재하는 영역을 명확히 할 수 없다. 그 결과, 종양 조직에 대한 수술 시에 의사에 과도한 부담을 준다고 하는 과제를 갖고 있다.
- <10> 본 발명은, 전술한 종래의 사정을 감안하여 이루어진 것으로, 종양 조직에 대하여 처치를 행하는 경우에, 수술자의 부담을 경감가능한 생체 관측 장치 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 하고 있다.

과제 해결수단

- <11> 본 발명에 따른 생체 관측 장치는, 생체 조직 내부의 검사 대상에 대하여 음파를 출력하는 음파 발생부; 상기 대상에 광을 출사하는 광 발생부; 상기 광 발생부로부터 출사된 광을 상기 음파의 도달 영역으로부터 반사된 광과 간섭시켜서 간섭광을 출사하는 광 간섭부; 상기 광 간섭부로부터 출사되는 간섭광을 검출하고, 간섭광에 대응하는 간섭 신호를 출력하는 광 검출부; 및 상기 광 검출부로부터 출력된 간섭 신호에 기초하여 상기 출사광의 주파수변조량을 산출하고, 시계열적으로 인접하는 2개의 상기 주파수 변조량의 차분값을 산출하는 연산부를 포

함한다.

효 과

<12> 본 발명에 있어서의 생체 관측 장치 및 생체 관측 방법에 의하면, 종양 조직에 대하여 처치를 행하는 경우에, 기술자의 부담을 경감가능하다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<13> 이하, 도면을 참조해서 본 발명의 실시예를 설명한다.

<14> 도 1 내지 도 9c를 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 생체 관측 장치를 설명한다.

<15> 도 1은 생체 관측 장치(1)의 주요부를 나타낸다. 이 생체 관측 장치는, 도 1에 도시된 바와 같이, 스캔 유닛(3), 구동 신호 생성부(4), 증폭부(5), 신호 처리부(6), 퍼스널 컴퓨터(이후, "PC"라 함)(7), 표시부(8), 스캔 신호 발생부(9), 광 발생부(21), 참조 미러(25), 중앙부에 개구부가 형성된 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a), 광 검출부(27), 광 파이버(52a, 52b, 52c, 52d), 광 커플러(53) 및 콜리메이팅 렌즈(56)를 주요부로 서 포함한다.

<16> 또한, 광 커플러(53)는, 도 2에 도시한 바와 같이, 제1 커플러(53a) 및 제2 커플러(53b)를 포함한다.

<17> 스캔 유닛(3)은, 스캔 신호 발생부(9)로부터 출력되는 스캔 신호를 수신할 때마다, 초음파 트랜스듀서(26)의 위치(스캔 위치)를 생체 조직 LT에 대해 도 1에 도시된 x축 또는 y축 방향으로 변경한다.

<18> 구동 신호 생성부(4)는, 미리 결정된 파장(또는 미리 결정된 주파수)을 갖는 초음파를 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)가 출사하게 하기 위한 초음파구동 신호를 생성하고, 생성된 초음파 구동 신호를 증폭부(5)에 출력한다. 또한, 구동 신호 생성부(4)는, 타이밍 신호를 스캔 신호 발생부(9)에 출력한다. 타이밍 신호는 초음파 구동 신호를 증폭부(5)에 출력한 타이밍을 나타낸다. 또한, 구동 신호 생성부(4)는, 스캔 유닛(3)의 스캔 위치가 스캔 유닛(3)의 스캔 범위의 중단 위치에 도달했을 때에, 트리거 신호를 PC(7) 및 스캔 신호 발생부(9)에 출력한다.

<19> 증폭부(5)는 전력 증폭기를 포함한다. 증폭부(5)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력된 초음파 구동 신호의 전력을 증폭하고, 증폭된 초음파 구동 신호를 초음파 트랜스듀서(26)에 제공한다.

<20> 스캔 신호 발생부(9)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 타이밍 신호 및 트리거 신호를 수신하는 타이밍에 기초하여, 스캔 위치를 변경시키기 위한 스캔 신호를 스캔 유닛(3)에 제공한다.

<21> 광 발생부(21)는, 도시하지 않지만, 생체 조직 LT 내의 검사 대상 부위로 들어갈 수 있는 광을 출사하는 레이저, 및 집광 렌즈를 포함한다.

<22> 광 파이버(52a)는, 도 1 및 도 2에 도시한 바와 같이, 일단측(제1 단부)이 광 발생부(21)에 접속되고, 타단측(제2 단부)이 제1 커플러(53a)에 접속되어 있다.

<23> 광 파이버(52b)는, 도 2에 도시한 바와 같이, 수광용의 파이버 번들(60a) 및 송광용의 파이버 번들(60b)을 포함한다. 파이버 번들(60a)은, 일단측(제1 단부)이 제2 커플러(53b)에 접속되어 있고, 타단측(제2 단부)이 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중심부에 형성된 (도시하지 않은) 개구부에 삽입되면서 통과되는 방식으로 접속되어 있다. 또한, 파이버 번들(60b)은, 일단측(제1 단부)이 제1 커플러(53a)에 접속되고, 타단측(제2 단부)이 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 중심부에 형성된 개구부에 삽입되면서 통과되는 방식으로 접속되어 있다. 또한, 파이버 번들(60a 및 60b)의 타단측들(제2 단부들)은, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)의 개구부에, 예를 들면 도 3에 나타낸 바와 같이 배치되어 있다. 도 3에서, 파이버 번들(60a)은 코어로 구성되고 파이버 번들(60b)에 의해 둘러싸여 있다.

<24> 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 개구부에 배치된 파이버 번들(60b)로부터 광이 출사되는 방향으로, 증폭부(5)로부터 수신된 초음파 구동 신호에 대응하는 미리 결정된 초음파를 수축(converge)하면서 생체 조직 LT 내부의 대상 부위를 향해 출사한다. 이에 의해, 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사된 초음파는, 주기적인 조밀파(compressional wave)로서 생체 조직 LT의 내부로 전파한다. 초음파는 생체 조직 LT의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)으로 배치된 미리 결정된 영역에서 수축한다.

<25> 본 실시예의 음향 렌즈(26a)는, 예를 들면 스캔 유닛(3)의 제어에 의해, 생체 조직 LT의 깊이 방향(도 1의 z축

방향)으로 초음파가 수축하는 위치를 적당히 변경할 수 있다는 것을 주의해야 한다.

- <26> 광 파이버(52c)는, 도 2에 도시한 바와 같이, 수광용의 파이버 번들(60c) 및 송광용의 파이버 번들(60d)을 포함한다. 파이버 번들(60c)은, 일단측(제1 단부)이 제2 커플러(53b)에 접속되고, 타단측(제2 단부)이 콜리메이팅 렌즈(56)로부터의 광의 입사가 가능한 위치에 배치되어 있다. 또한, 파이버 번들(60d)은, 일단측(제1 단부)이 제1 커플러(53a)에 접속되어 있고, 타단측(제2 단부)이 콜리메이팅 렌즈(56)에의 광의 출사가 가능한 위치에 배치되어 있다.
- <27> 콜리메이팅 렌즈(56)는, 파이버 번들(60d)로부터의 광을, 평행한 광속을 갖는 광으로서 참조 미러(25)에 출사한다. 또한, 콜리메이팅 렌즈(56)는, 참조 미러(25)로부터 반사된 광을 수축시켜, 파이버 번들(60c)에 출사시킨다.
- <28> 광 파이버(52d)는, 도 1 및 도 2에 도시한 바와 같이, 일단측(제1 단부)이 제2 커플러(53b)에 접속되어 있고, 타단측(제2 단부)이 광 검출부(27)에 접속되어 있다.
- <29> 전술한 구성에 따르면, 광 발생부(21)로부터 출사된 광은, 광 파이버(52a), 제1 커플러(53a) 및 파이버 번들(60b)을 통해서 생체 조직 LT에 대하여 출사되고, 광 파이버(52a), 제1 커플러(53a) 및 파이버 번들(60d)을 통해서 콜리메이팅 렌즈(56)에 대하여 출사된다.
- <30> 콜리메이팅 렌즈(56)에 입사된 광은, 평행한 광속을 갖는 광으로 변환되어 참조 미러(25)에 출사된다. 이 광은 참조 미러(25)로부터 반사된다. 반사된 광은 다시 콜리메이팅 렌즈(56)를 통과한 후, 참조광으로서 파이버 번들(60c)에 입사된다. 또한, 파이버 번들(60c)에 입사된 참조광은, 제2 커플러(53b)에 출사된다.
- <31> 한편, 파이버 번들(60b)을 통해서 생체 조직 LT로 출사된 광은, 생체 조직 LT의 깊이 방향(도 1의 z축 방향)으로 전파한다. 이 광은 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사된 미리 결정된 초음파가 수축한 영역에 대응하는 부위에 도달한다. 광은 그 부분에서 반사된다. 그 부위에서 반사된 광은 물체광으로서 파이버 번들(60a)에 입사된다.
- <32> 파이버 번들(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러(53b)에 있어서, 파이버 번들(60c)로부터 입사한 참조광으로 간섭하여, 간섭광을 생성한다. 간섭광은 광 파이버(52d)를 통해 광 검출부(27)에 입사된다.
- <33> 광 검출부(27)는, 제2 커플러(53b)로부터 출사되는 간섭광을 헤테로다인 검출하고, 검출한 간섭광을 전기 신호로서의 간섭 신호로 변환한다. 광 검출부(27)는 간섭 신호를 신호 처리부(6)에 출력한다.
- <34> 신호 처리부(6)는, 메모리(6a), 및 (도시하지 않은) 스펙트럼 애널라이저 또는 디지털 오실로스코프가 제공된다.
- <35> 신호 처리부(6)는, 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호를 검출한다. 제1 타이밍에서, 신호 처리부(6)는 검출된 간섭 신호에 기초하여 광 발생부(21)로부터 출사된 광의 도플러 시프트량(즉, 주파수 변조량)을 산출한다. 신호 처리부(6)는 도플러 시프트량을 메모리(6a)에 기입한다.
- <36> 그 후, 제1 타이밍 다음의 제2 타이밍에서, 신호 처리부(6)는, 제1 타이밍에서와 마찬가지로 도플러 시프트량을 산출한다. 그리고, 신호 처리부(6)는, 메모리(6a)에 기입된 제1 타이밍에서 산출된 도플러 시프트량과 제2 타이밍에서 산출된 도플러 시프트량 사이의 차분값(도플러 시프트량의 변화량)을 산출한다. 신호 처리부(6)는 해당 차분값을 PC(7)에 출력한다. 동시에, 신호 처리부(6)는, 제2 타이밍에서 산출된 도플러 시프트량에 의해, 메모리(6a)에 기입된 내용을 덮어 쓰는 것에 의해 메모리(6a) 내의 데이터를 갱신한다. 그 후, 신호 처리부(6)는 제2 타이밍을 현재(지금, 갱신된) 제1 타이밍으로 설정한다. 신호 처리부(6)는 현재 제1 타이밍에서 산출된 도플러 시프트량과 현재 제2 타이밍에서 산출된 도플러 시프트량 사이의 차분값(도플러 시프트량의 변화량)을 산출한다. 신호 처리부(6)는 차분값을 PC(7)에 출력하고 상기한 바와 동일한 방식으로 메모리(6a) 내의 데이터를 갱신한다. 신호 처리부(6)는 상기 처리를 반복한다.
- <37> PC(7)는, 각종 연산 및 처리를 행하는 CPU(중앙 처리 장치: 7a), 및 메모리(7b)를 포함한다.
- <38> CPU(7a)는, 신호 처리부(6)로부터 순차 출력되는 도플러 시프트량의 변화량을, 스캔 유닛(3)에 의해 스캔가능한 생체 조직 LT의 스캔 범위 내의 위치를 나타내는 스캔 위치 정보에 관련시킨다. 서로 관련되는 도플러 시프트량의 변화량 및 스캔 위치 정보는 메모리(7b)에 저장된다.
- <39> 그리고, CPU(7a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터 출력되는 트리거 신호에 기초하여 스캔이 완료한 상태를 감지하면, CPU(7a)는 1 프레임 동안의 화상 데이터를 생성하기 위해 매핑을 수행한다. 매핑은 전회의 트리거 신호 입

력시부터 금회의 트리거 신호 입력시까지 메모리(7b)에 저장된 도플러 시프트량의 변화량, 및 도플러 시프트량의 변화량에 관련되는 스캔 위치 정보에 기초하여 수행된다. CPU(7a)는 1 프레임 동안의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하고 그 영상 신호를 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 표시부(8)에는, 도 1에 나타내는 X-Z 평면과 같은평면에 있어서의 생체 조직 LT의 내부의 화상(단층상, 단층 화상)이 표시된다.

- <40> 다음으로, 본 실시예의 생체 관측 장치(1)의 작용에 대해서 도 4에 도시된 흐름도를 참조하여 설명한다.
- <41> 우선, 시술자는, 생체 관측 장치(1)의 각 부의 전원을 투입한 후, 도 1에 도시된 Z축 방향(즉, 생체 조직 LT의 깊이 방향)으로 초음파 및 광이 출사되도록 초음파 트랜스듀서(26)(및 음향 렌즈(26a))를 배치한다. 동시에, 초음파 트랜스듀서(26)(및 음향 렌즈(26a))와 생체 조직 LT 사이의 공간을 물 등의 초음파 전달 매체로 채운다.
- <42> 그 후, 시술자는, (도시하지 않은) 조작부에 장착된 스위치를 온으로 함으로써, 생체 조직 LT에 있어서의 생체 정보의 취득을 개시시키기 위한 지시를 행한다.
- <43> 단계 S1에서, 광 발생부(21)는, 조작부로부터의 지시에 응답하여, 광을 광 파이버(52a)에 대하여 출사한다.
- <44> 광 발생부(21)로부터 출사된 주파수 f_L 을 갖는 광은, 광 파이버(52a), 제1 커플러(53a) 및 파이버 번들(60b)을 거친 후, 파이버 번들(60b)의 단부를 통해 도 1에 도시된 Z축 방향(생체 조직 LT의 깊이 방향)으로 출사된다.
- <45> 구동 신호 생성부(4)는, 조작부로부터의 지시에 응답하여, 미리 결정된 초음파를 출력시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통해 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다.
- <46> 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)는, 입력되는 초음파 구동 신호에 응답하여, 미리 결정된 초음파를 생체 조직 LT에 출사한다. 초음파는 파이버 번들(60b)의 단부로부터 광이 출사되는 방향으로 출사된다. 초음파 트랜스듀서(26) 및 음향 렌즈(26a)로부터 출사된 초음파는, 주기적인 조밀파로서 생체 조직 LT의 내부를 전파한다. 초음파는, 생체 조직 LT의 깊이 방향(도 1의 Z축 방향)으로 배치된 미리 결정된 영역에서 수속한다.
- <47> 생체 조직 LT에 대하여 출사된 광은, 초음파가 수속한 영역에 대응하는 부위에서 반사된다. 그 부위에서 반사된 광은 물체광으로서 파이버 번들(60a)에 입사된다.
- <48> 파이버 번들(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러(53b)에서, 파이버 번들(60c)로부터 입사한 참조광으로 간섭하는 것에 의해, 주파수 f_L 의 성분이 차감된 간섭광을 생성한다. 간섭광은 광 파이버(52d)를 통해 광 검출부(27)에 입사된다.
- <49> 단계 S2에서, 광 검출부(27)는, 제2 커플러(53b)로부터 출사되는 간섭광을 헤테로다인 검출하고, 검출된 간섭광을 전기 신호인 간섭 신호로 변환한다. 광 검출부(27)는 간섭 신호를 신호 처리부(6)에 출력한다.
- <50> 단계 S3에서, 신호 처리부(6)는, 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호를 검출한다. 신호 처리부(6)는 간섭 신호에 기초하여, 영역 $A_i(i=1, 2, \dots, n, n+1, \dots)$ 의 도플러 시프트량(즉, 주파수 변조량) f_{di} 를 산출한다. 영역 A_i 는 생체 조직 LT의 깊이 방향으로 배치된 i 번째 부위를 포함한다. " i "는 생체 조직 LT의 표층측으로부터 생체 조직 LT의 내부로 더 순차 배치된 각 부위에 대해 하나씩 증분된다. i 번째 부위가 광을 반사한다. 단계 S4에서, 신호 처리부(6)는 도플러 시프트량 f_{di} 를 메모리(6a)에 기입한다.
- <51> 단계 S5에서, 신호 처리부(6)는, 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호를 검출한다. 신호 처리부(6)는 간섭 신호에 기초하여, 영역 $A_{i+1}(i=1, 2, \dots, n, n+1, \dots)$ 의 도플러 시프트량 $f_{d(i+1)}$ 를 산출한다. 영역 A_{i+1} 는 생체 조직 LT의 깊이 방향으로 배치된 $(i+1)$ 번째 부위를 포함한다. $(i+1)$ 번째 부위가 광을 반사한다. 단계 S6에서, 신호 처리부(6)는 생체 조직 LT의 깊이 방향으로 배치된 i 번째 부위를 포함하는 영역 A_i 의 도플러 시프트량 f_{di} 를 메모리(6a)로부터 판독한다. 단계 S7에서, 신호 처리부(6)는 도플러 시프트량 f_{di} 과 도플러 시프트량 $f_{d(i+1)}$ 사이의 차분값($f_{di} - f_{d(i+1)}$)을 도플러 시프트량의 변화량으로서 산출한다. 단계 S8에서, 신호 처리부(6)는 도플러 시프트량의 변화량을 PC(7)에 출력한다. 동시에, 신호 처리부(6)는 메모리(6a) 내의 데이터를 영역 A_{i+1} 의 도플러 시프트량 $f_{d(i+1)}$ 로 덮어쓰기함으로써, 메모리(6a) 내의 데이터를 갱신한다.
- <52> 한편, 종양 조직과 정상 조직 사이에는, 일반적으로, 광의 굴절률이 변한다고 알려져 있다. 굴절률의 변화는 도플러 시프트량의 변화량에 관련되기 때문에 종양 조직 내의 두 영역의 도플러 시프트량 사이의 차분값은 대략 제로이고, 정상 조직 내의 두 영역의 도플러 시프트량 사이의 차분값도 대략 제로이다. 그러나, 종양 조직 내

의 영역의 도플러 시프트량과 정상 조직 내의 영역의 도플러 시프트량 사이의 차분값은 0에서 떨어진 값이 된다. 즉, 중앙 조직 내의 영역의 도플러 시프트량은 정상 조직 내의 영역의 도플러 시프트량과 많이 다르다.

- <53> 도 5는 생체 조직 LT에 존재하는 중앙 조직의 상태의 일례를 나타내는 단면도이다. 도 5에서, 중앙 조직(102a) 및 정상 조직(102b)이 생체 조직 LT에 존재한다. 도 5에서, $A_1 - A_{n-1}$ 은 중앙 조직(102a) 내의 영역들을 도시하고, $A_n - A_{n+2} \dots$ 는 정상 조직(102b) 내의 영역들을 도시한다. 여기서, 영역 $A_1 - A_n - A_{n+2} \dots$ 의 도플러 시프트량은 각각 $f_{d1} - f_{dn} - f_{d(n+2)} \dots$ 로 표현된다. 이 경우, $(f_{d1}-f_{d2}), (f_{d2}-f_{d3}), \dots, (f_{d(n-2)}-f_{d(n-1)})$ 로서 표현되는 도플러 시프트량의 변화량은 대략 제로이다. $(f_{dn}-f_{d(n+1)}), (f_{d(n+1)}-f_{d(n+2)}), \dots$ 로서 표현되는 도플러 시프트량의 변화량도 대략 제로이다. $(f_{d(n-1)}-f_{dn})$ 으로 표현되는 도플러 시프트량의 변화량은 0에서 떨어진 극대화된 값이다.
- <54> 즉, 본 실시예에 따른 신호 처리부(6)는, 중앙 조직(102a)과 정상 조직(102b) 사이의 경계가 존재하는 영역에 관한 정보를 취득할 수 있다. 정보는 특정 영역의 도플러 시프트량의 변화량의 값에 대응하며, 이는 다른 영역들의 것에 비해 상당하다.
- <55> 단계 S9에서, PC(7)의 CPU(7a)는, 도플러 시프트량의 변화량으로서의 $(f_{d1}-f_{d2}), (f_{d2}-f_{d3}), \dots$ 의 값을, 스캔 유닛(3)에 의해 스캔이 행해질 수 있는 스캔 범위 내의 위치를 나타내는 스캔 위치 정보에 관련시킨다. CPU(7a)는 도플러 시프트량의 변화량 및 스캔 위치 정보를 메모리(7b)에 저장한다.
- <56> 단계 S10에서, CPU(7a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 트리거 신호를 수신하지 않았으면, 현재 스캔 위치가 스캔 유닛(3)의 스캔 범위의 말단 위치가 아닌 상태를 검지한다. 이 경우, 단계 S11에서, CPU(7a)는 도 1에 도시된 X축 또는 Y축 방향으로 스캔 위치를 변경시키기 위해 스캔 신호 발생부(9)를 제어한다. 스캔 위치가 변경된 후, 단계 S1 내지 S9의 상술한 동작들이 수행된다.
- <57> 단계 S10에서, CPU(7a)가 구동 신호 생성부(4)로부터 트리거 신호를 수신했으면, CPU(7a)는 현재 스캔 위치가 스캔 유닛(3)의 스캔 범위의 말단 위치에 있고 스캔이 완료된 상태를 검지한다. 단계 S12에서, CPU(7a)는 매핑을 행하여 1 프레임 동안의 화상 데이터를 생성한다. 매핑은 전회의 트리거 신호 입력시부터 금회의 트리거 신호 입력시까지 메모리(7b)에 축적된 도플러 시프트량의 변화량, 및 도플러 시프트량의 변화량에 관련된 스캔 위치 정보에 기초하여 행해진다. 단계 S13에서, CPU(7a)는 1 프레임 동안의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하고 그 영상 신호를 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 도 6에 도시된 바와 같이, 표시부(8)는 도 1 및 도 5에 도시된 X-Z 평면과 같은 평면에 있어서의 생체 조직 LT의 내부의 검사 대상 부위의 화상(단층상)을 표시한다. 도 6에서, 표시부(8)는 중앙 조직(102a)과 정상 조직(102b) 사이의 경계에 대응하는 영역(102c)(경계선)과, 점막층(103a), 근육판(muscle plate)(103b), 점막하층(103c) 및 근육층(muscle layer)(103d)을 포함하는 층 구조를 표시하는데, 이로써 영역(102c)이 다른 것들만큼 명확하게 표시된다.
- <58> 도 6에 도시한 도플러 시프트량의 변화량에 따라서 생성되는 화상은, 화상의 취득 부위와 동일한 부위로부터 얻어지는 초음파 단층상과 서로 중첩되는 것을 주의해야 한다. 이 경우, 점막층(103a), 근육판(103b), 점막하층(103c) 및 근육층(103d)을 포함하는 생체 조직의 층 구조의 화상을 더욱 명확하게 표시할 수 있다.
- <59> 이상으로 설명한 바와 같이, 본 실시예에 따른 생체 관측 장치(1)는, 생체 조직 내부에서 중앙 조직이 침윤한 부위를 정의할 수 있기 때문에, 시술자는 중앙 조직에 대한 처치 기술을 용이하게 선택할 수 있다. 그 결과, 생체 관측 장치(1)는, 중앙 조직에 대하여 처치를 행하는 경우에, 시술자의 부담을 경감할 수 있다.
- <60> 전술한 도플러 시프트량의 변화량에 따라 화상을 생성하기 위한 방법은, 생체 조직 LT의 깊이 방향으로 배치된 부위 도플러 시프트량을 개별적으로 취득하는 생체 관측 장치(1)에 한정되지 않는다. 상기 방법은, 생체 조직 LT의 깊이 방향으로 배치된 복수의 부위의 도플러 시프트량을 한번에 취득가능한, 도 7에 도시된 생체 관측 장치(1A)에서 사용될 수 있다.
- <61> 생체 관측 장치(1A)는, 도 7에 도시한 바와 같이, 스캔 유닛(3), 구동 신호 생성부(4), 증폭부(5), 신호 처리부(6), PC(7), 표시부(8), 스캔 신호 발생부(9), 광 발생부(21), 참조 미러(25), 초음파 트랜스듀서(26), 광 검출부(27), 광 파이버(52a, 52b, 52c 및 52d), 광 커플러(53), 및 콜리메이팅 렌즈(56)를 주요부로서 포함한다.
- <62> 이어서, 도 8에 도시된 흐름도를 참조하여 생체 관측 장치(1A)의 작용에 대해서 설명을 행한다. 이후에서는, 생체 관측 장치(1)의 작용과 동일한 생체 관측 장치(1A)의 작용에 대한 설명은 적당히 생략하고 있음을 주의해야 한다.
- <63> 우선, 시술자는, 생체 관측 장치(1A)의 각 부의 전원을 투입하고, 도 7에 도시된 Z축 방향(즉, 생체 조직 LT의

깊이 방향)으로 초음파 및 광이 출사되도록 초음파 트랜스듀서(26)를 배치한다. 동시에, 초음파 트랜스듀서(26)와 생체 조직 LT사이의 공간을 물 등의 초음파 전달 매체에 의해 채운다.

- <64> 그 후, 기술자는, (도시하지 않은) 조작부에 장착된 스위치를 온함으로써, 생체 조직 LT에 있어서의 생체 정보의 취득을 개시시키기 위한 지시를 행한다.
- <65> 구동 신호 생성부(4)는, 조작부로부터의 지시에 응답하여, 예를 들어 도 9a에 도시한 파형을 갖는 초음파를 생체 조직 LT에 대하여 출사시키기 위한 초음파 구동 신호를, 증폭부(5)를 통해 초음파 트랜스듀서(26)에 출력한다. 또한, 도 9b는, 도 9a의 파형의 시작부를 나타내는 도면이며, 도 9c는, 도 9a에 도시된 파형의 말단부를 나타내는 도면이다.
- <66> 구체적으로는, 도 9a 내지 도 9c에 도시된 바와 같이, 초음파는 시간이 경과함에 따라 주파수가 높아지고(즉, 각 주기가 짧아진다), 하나의 스캔 위치에 있어서 상이한 타이밍에서 강도가 극대가 된다.
- <67> 이에 의해, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사된, 도 9a에 도시한 파형을 갖는 초음파는, 주파수가 점차 변화하는 주기적인 조밀파로서 생체 조직 LT의 내부를 전파한다. 이어서, 생체 조직 LT의 밀도는 생체 조직 LT의 깊이 방향(도 7에 도시된 Z축 방향)의 각 위치(부위)에서 극대화된다. 그 위치는 초음파의 강도가 극대가 되는 타이밍에 대응한다. 즉, 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사된 초음파는 저주파부(즉, 긴 파장)로부터 길이 조밀파(longitudinal compressional wave)로서 생체 조직 LT 내에서 그 깊이 방향으로 순차 전파한다. 이에 의해, 생체 조직으로 들어오는 초음파의 주파수는 시간에 따라 높아진다(즉, 파장은 짧아진다). 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사된 초음파는 펄스파일 수 있지만 연속파에 한정되지 않는다는 점을 주의해야 한다.
- <68> 초음파 트랜스듀서(26)로부터 출사되어 생체 조직 LT으로 전파하는 초음파는 압축 정도에 따라 생체 조직 LT에 압력을 가하며, 이는 국부적인 압축을 제공할 것이기 때문에 조직 밀도가 국부적으로 변경된다. 이에 의해, 도 7의 UW로 도시된 바와 같이, 생체 조직 LT의 밀도는 초음파의 강도가 극대화되는 생체 조직 LT의 각각의 Z축 방향(깊이 방향) 위치(부위)에서 극대화된다.
- <69> 이러한 국부적으로 압축된 조직 부위들은 다른 부위들보다 밀도가 크기 때문에 그러한 국부적으로 밀도가 극대화된 조직 부위들은 광을 강하게 반사(및 산란)할 수 있다. 도 7에서, 생체 조직 LT 내부에서 Z축 방향으로 배치된 이러한 국부적으로 밀도가 극대화된 조직 부위들이 초음파의 파면 R_1, R_2, \dots, R_N 으로서 도시된다. 초음파의 출사가 막 완료된 순간에, 초음파면 R_1, R_2, \dots, R_N 는 초음파의 전달 방향(Z축 방향)을 따라 순차 공간 배치된다.
- <70> 구동 신호 생성부(4)는, 하나의 스캔 위치에서 초음파 구동 신호를 출력한 타이밍을 나타내는 타이밍 신호를, 광 발생부(21)에 대하여 출력한다.
- <71> 단계 S21에서, 광 발생부(21)는 타이밍 신호가 입력된 직후에, 광을 광 파이버(52a)에 대하여 출사한다.
- <72> 광 발생부(21)로부터 출사된 주파수 f_L 의 광은, 광 파이버(52a), 제1 커플러(53a) 및 파이버 번들(60b)을 거친 후, 파이버 번들(60b)의 단부를 통해 도 7에 도시된 Z축 방향(생체 조직 LT의 깊이 방향)으로 출사된다.
- <73> 파이버 번들(60b)의 단부로부터 출사된 광은, 도 9a에 도시한 파형을 갖는 초음파에 의해 밀도가 극대화된 생체 조직 LT의 내부의 부위들로부터 반사된 후, 물체광으로서 파이버 번들(60a)에 입사된다.
- <74> 파이버 번들(60a)로부터 입사한 물체광은, 제2 커플러(53b)에서, 파이버 번들(60c)로부터 입사한 참조광으로 간섭하는 것에 의해, 주파수 f_L 의 성분이 차감된 간섭광을 생성한다. 간섭광은 광 파이버(52d)를 통해 광 검출부(27)에 출사된다.
- <75> 단계 S22에서, 광 검출부(27)는, 제2 커플러(53b)로부터 출사되는 간섭광에 헤테로다인 검출을 행하고, 검출된 간섭광을 전기 신호인 간섭 신호로 변환한다. 광 검출부(27)는 간섭 신호를 신호 처리부(6)에 출력한다.
- <76> 단계 S23에서, 신호 처리부(6)는, 광 검출부(27)로부터 출력되는 간섭 신호와, 타이밍 신호가 입력된 타이밍에 기초하여, 생체 조직 LT의 내부에 있어서의 광의 반사 위치를 포함하는 영역들 $A_1, A_2, \dots, A_{d(n-1)}, A_n, \dots$ 의 도플러 시프트량(즉, 주파수 변조량) $f_{d1}, f_{d2}, \dots, f_{d(n-1)}, f_{dn}, \dots$ 을 산출한다. 단계 S24에서, 신호 처리부(6)는 산출된 도플러 시프트량을 메모리(6a)에 축적한다. 단계 S25에서, 신호 처리부(6)는, $(f_{d1}-f_{d2}), (f_{d2}-f_{d3}), \dots, (f_{d(n-1)}-f_{dn}), \dots$ 로서 나타내지는 도플러 시프트량의 변화량을 순차 산출하고 단계 S26에서, PC(7)에 변화량을 출

력한다.

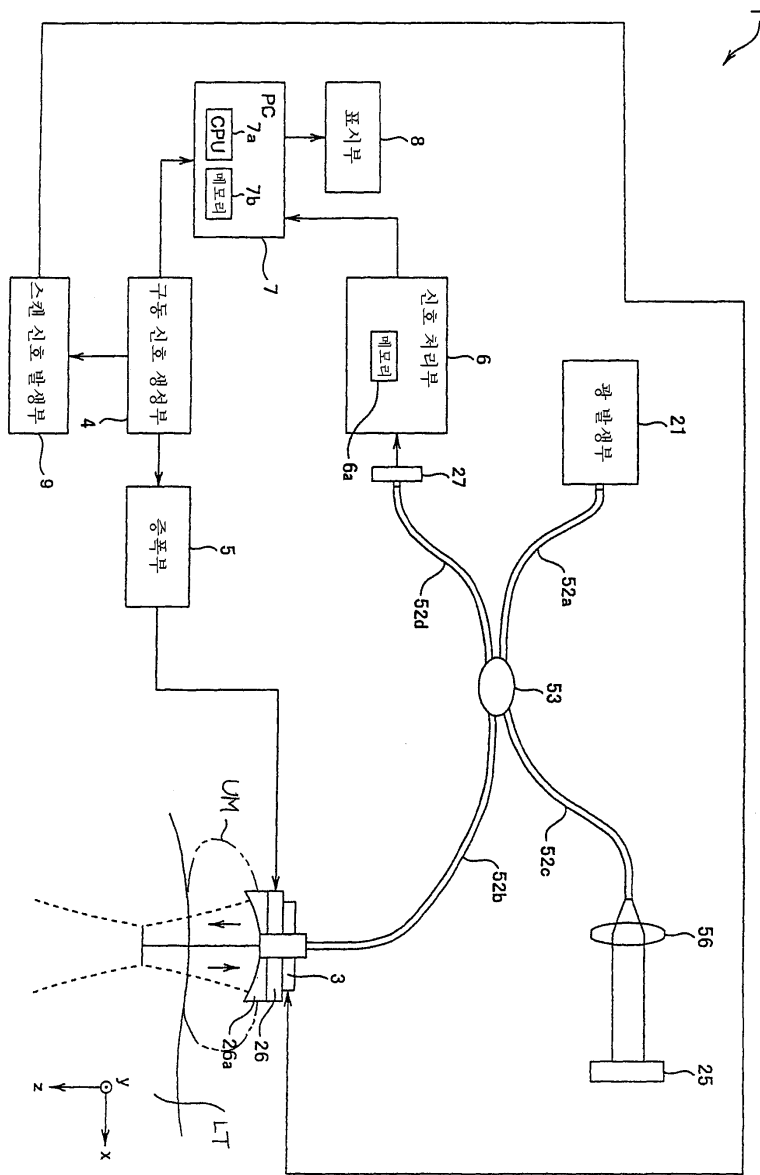
- <77> 단계 S27에서, PC(7)의 CPU(7a)는, 도플러 시프트량의 변화량인 $(f_{d1}-f_{d2})$, $(f_{d2}-f_{d3})$, ...의 값을 스캔 유닛(3)에 의해 스캔가능한 스캔 범위 내의 위치를 나타내는 스캔 위치 정보에 관련시킨다. CPU(7a)는 도플러 시프트량의 변화량과 스캔 위치 정보를 메모리(7b)에 축적한다.
- <78> 단계 S28에서, CPU(7a)는, 구동 신호 생성부(4)로부터의 트리거 신호를 수신했으면, CPU(7a)는 스캔이 완료된 상태를 감지한다. CPU(7a)는 매핑을 행하여 1 프레임 동안의 화상 데이터를 생성한다. 매핑은 전회의 트리거 신호 입력시부터 금회의 트리거 신호 입력시까지 메모리(7b)에 축적된 도플러 시프트량의 변화량, 및 도플러 시프트량의 변화량에 관한 스캔 위치 정보에 기초하여 행해진다. 단계 S29에서, CPU(7a)는 1 프레임 동안의 화상 데이터를 영상 신호로 변환하고 영상 신호를 표시부(8)에 출력한다. 이에 의해, 도 6에 도시된 바와 같이, 표시부(8)는, 도 5 및 도 7에 도시된 X-Z 평면과 같은 평면에서 생체 조직 LT의 내부의 검사 대상 부위의 상(단층상)을 표시한다.
- <79> 상기한 바와 같이, 다른 실시예에 따른 생체 관측 장치(1A)는, 생체 관측 장치(1)의 효과와 마찬가지로의 효과를 제공할 수 있다.
- <80> 본 발명의 실시예들의 생체 관측 장치 및 방법에 따르면, 중앙 조직을 치료할 때 시술자의 부담을 경감시킬 수 있다.
- <81> 상기 설명은 많은 특수성을 포함하지만, 이는 발명의 범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 안되고 단지 본 발명의 바람직한 실시예들의 일부를 설명하는 것으로 해석되어야 한다. 따라서 본 발명의 범위는 첨부된 특허청구범위에 의해 결정되어야 한다.

도면의 간단한 설명

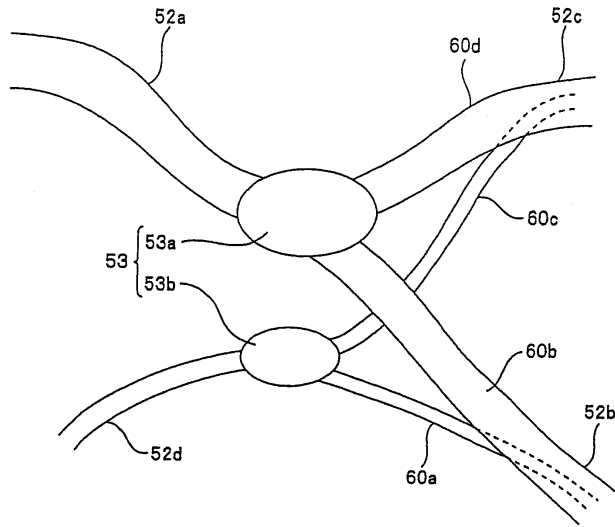
- <82> 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생체 관측 장치의 주요부의 일례를 도시하는 블록도.
- <83> 도 2는 도 1의 광 커플러의 상세한 구성을 나타내는 도면.
- <84> 도 3은 광 파이버의 단부의 구성의 일례를 도시하는 단면도.
- <85> 도 4는 생체 관측 장치의 동작들을 도시하는 흐름도.
- <86> 도 5는 생체 조직에 존재하는 중앙 조직의 상태의 일례를 도시하는 단면도.
- <87> 도 6은 도 5에 도시된 중앙 조직을 포함하는 영역을 단층 화상으로서 가시화했을 경우의 일례를 도시하는 도면.
- <88> 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 생체 관측 장치의 주요부의 일례를 도시하는 블록도.
- <89> 도 8은 생체 관측 장치의 동작들을 도시하는 흐름도.
- <90> 도 9a는 도 7에 도시된 생체 관측 장치에 의해 생체 조직에 출사되는 초음파의 파형의 일례를 도시하는 도면.
- <91> 도 9b는 도 9a에 도시된 파형의 시작부의 상세를 나타내는 도면.
- <92> 도 9c는 도 9a에 도시된 파형의 단부의 상세를 나타내는 도면.
- <93> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- <94> 5: 증폭부
- <95> 6: 신호 처리부
- <96> 7: PC
- <97> 8: 표시부
- <98> 9: 스캔 신호 발생부

도면

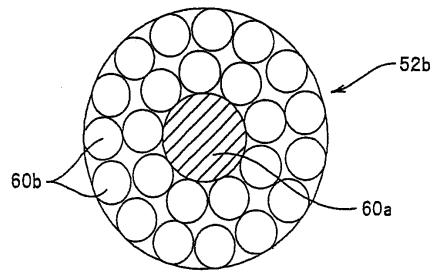
도면1



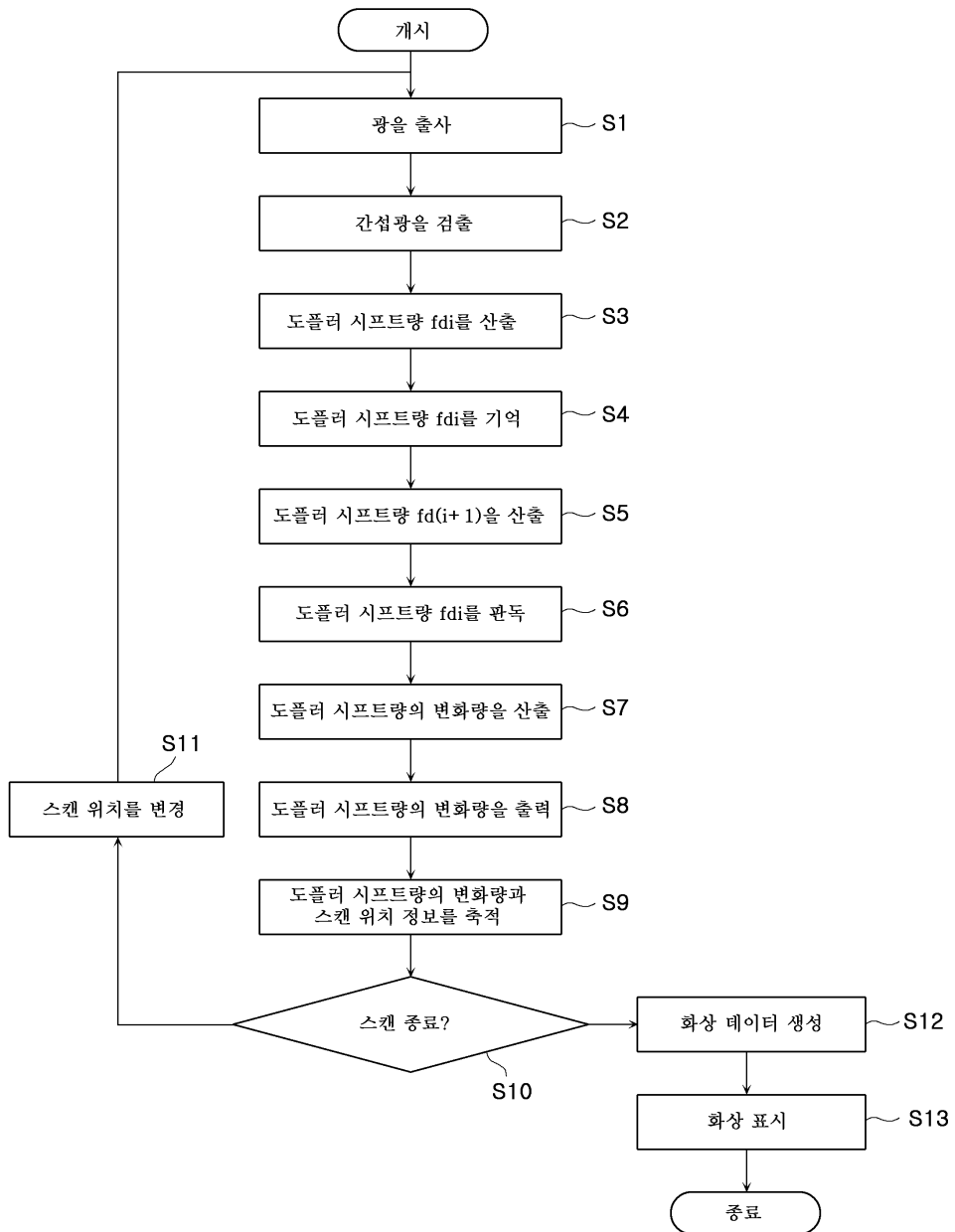
도면2



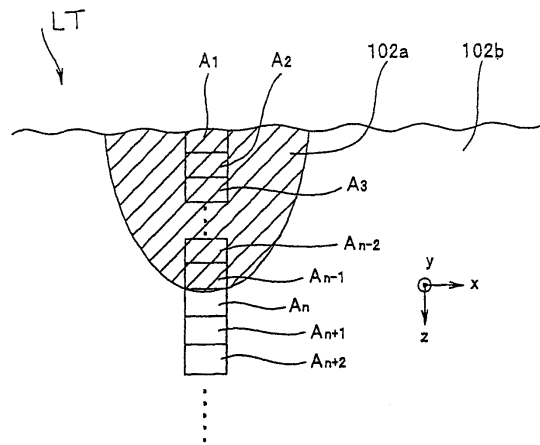
도면3



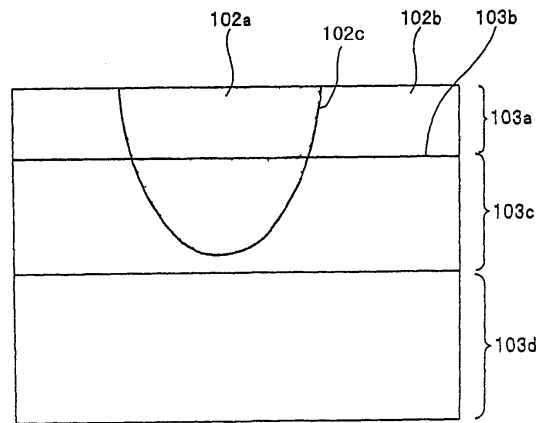
도면4



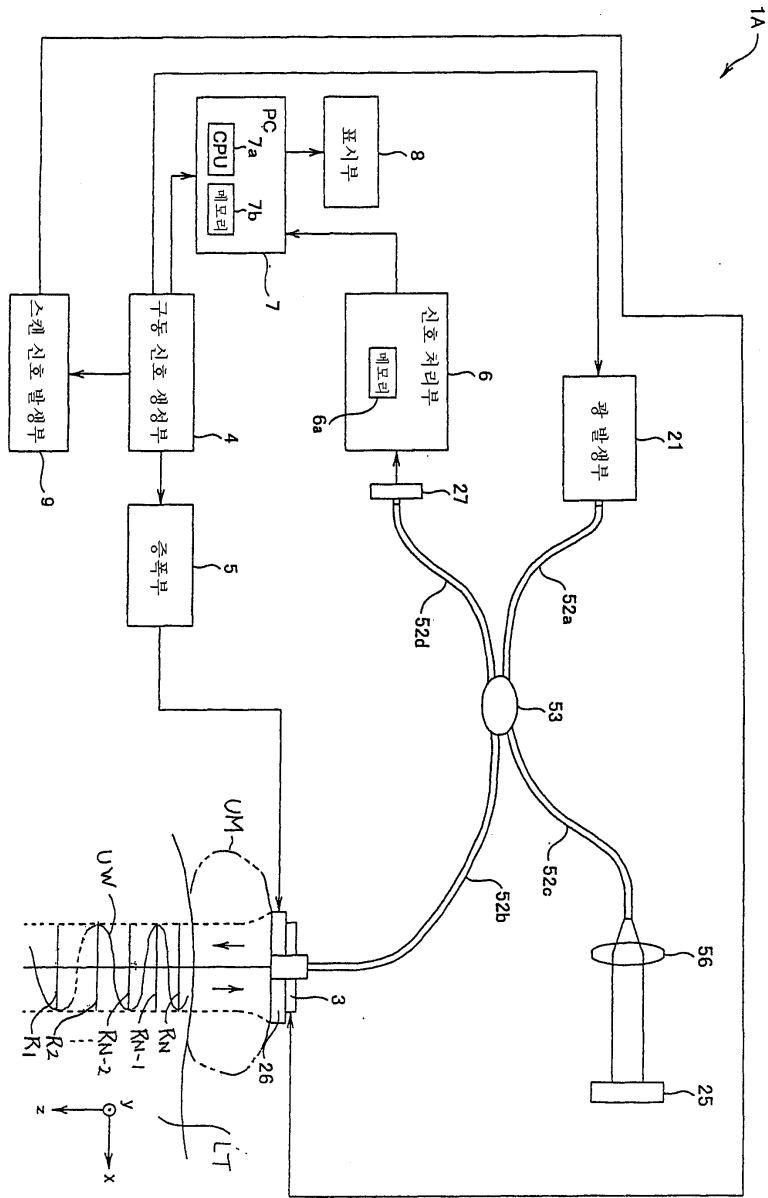
도면5



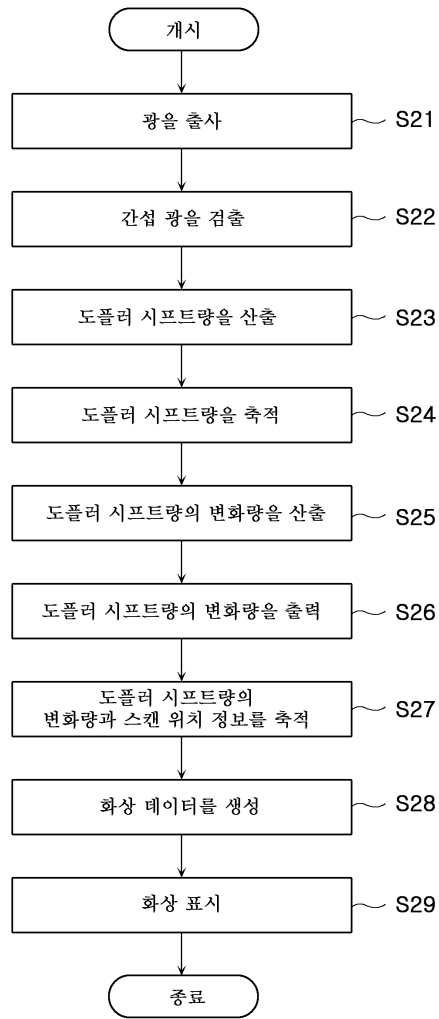
도면6



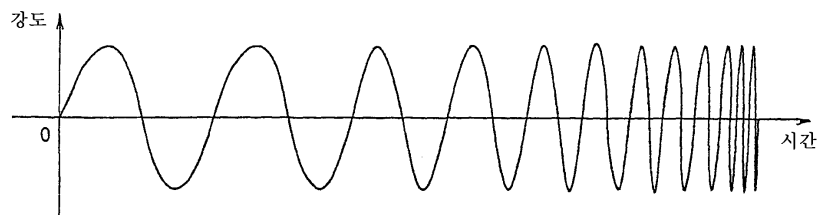
도면7



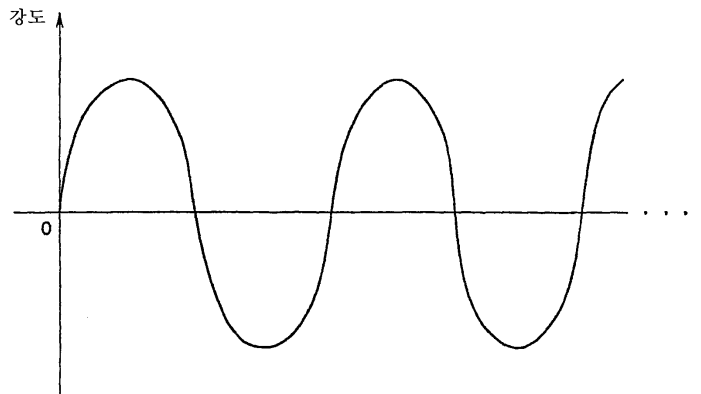
도면8



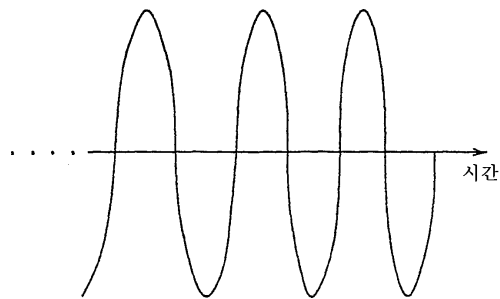
도면9a



도면9b



도면9c



专利名称(译)	观察设备和方法		
公开(公告)号	KR1020090091673A	公开(公告)日	2009-08-28
申请号	KR1020090015726	申请日	2009-02-25
[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)	奥林巴斯山制药企业可否让刀系统是夏		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴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	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B8/0833		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL LEE, JUNG HEE		
优先权	2008043193 2008-02-25 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的生物体观测装置包括作为声波产生单元的光，输出关于组织内部的生物体的检查对象的声波，该光生成部分在物体中发光，并且光从声波到达区域反射的光产生部分和产生输出光的频率调制量的操作单元出来，干涉信号对应于相干光干涉的光干涉区域，以及相干光到来基于从输出的光学检测部分和光学检测部分输出的干涉信号检测出从光干涉区域出来，并产生相邻频率调制量的差值为2.生物组织，调频量，干扰信号，超声波，扫描信号。

