



(19) 대한민국특허청(KR)
 (12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

(11) 공개번호

10-2007-0077139

(43) 공개일자

2007년07월25일

(21) 출원번호 10-2007-0006555

(22) 출원일자 2007년01월22일

심사청구일자 2007년01월22일

(30) 우선권주장	JP-P-2006-00012898	2006년01월20일	일본(JP)
	JP-P-2007-00005678	2007년01월15일	일본(JP)
	JP-P-2007-00005679	2007년01월15일	일본(JP)
	JP-P-2007-00005680	2007년01월15일	일본(JP)

(71) 출원인
 올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키가이샤
 일본국 도쿄도 시부야쿠 하타가야 2쵸메 43반 2고

(72) 발명자
 이가라시 마꼬또
 일본 도쿄도 시부야쿠 하타가야 2쵸메 43반 2고 올림푸스 메디칼시스템
 즈 가부시키가이샤 내

(74) 대리인
 장수길

전체 청구항 수 : 총 61 항

(54) 피검체 정보 분석 장치, 내시경 장치 및 피검체 정보 분석방법

(57) 요약

피검체 정보 분석 장치는 피검체에 대해 공간 상의 원하는 축 방향을 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되는 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생부를 구비한다. 또한, 이 장치는 상기 검사 부위로부터 얻을 수 있는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광부와, 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득부를 구비한다. 이 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보가 생성된다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

피검체에 대해 공간 상의 원하는 축 방향에 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와,

상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되는 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생부와,

상기 검사 부위로부터 얻을 수 있는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 전기 신호를 출력하는 수광부와,

상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득부와,

상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성부를 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 3.

제2항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고,

상기 수광부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광 가능하게 설치된 반사광 수광부인 피검체 정보 분석 장치.

청구항 4.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고,

상기 수광부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광 가능하게 설치된 반사광 수광부이고,

상기 정보 취득부는 상기 반사광 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 추출부에 의해 추출된 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 5.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고,

상기 수광부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광하는 반사광 수광부이며,

상기 정보 취득부는 상기 광 발생부에 의해 발생되는 광과 상기 반사광 수광부에 의해 수광된 반사광을 간접시켜 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 추출부에 의해 추출된 광의 산란 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 6.

제4항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 피검체의 소정의 위치에 초점을 맺도록 상기 초점을 조정하는 초점 조정부를 갖고,

상기 광 발생부는 상기 초점 조정부에 의해 초음파가 초점을 맺는 위치에 상기 광을 조사하도록 상기 광을 조정하는 광 조정부를 갖고,

상기 산란 정보 추출부는 상기 반사광 수광부에서 수광한 수광 신호를 기초로 하여, 상기 초점의 위치에 대응하는 상기 검사 부위의 복소 굴절률의 실부의 정보를 상기 광의 산란 정보로서 추출하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 7.

제1항에 있어서, 상기 초음파 발생부로부터 상기 초음파가 송신되는 상기 축이 소정의 공간 위치가 되도록 상기 초음파 발생부를 보유 지지하는 제1 보유 지지부와,

상기 광 발생부로부터 발생되는 광의 광축을 상기 축과 일치시키도록 상기 광 발생부를 보유 지지하는 제2 보유 지지부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 8.

제7항에 있어서, 상기 제1 보유 지지부는 상기 축을 이동 가능하게 보유 지지하는 보유 지지부를 갖고,

상기 제2 보유 지지부는 상기 제1 보유 지지부의 보유 지지 상태에 대응하여, 상기 초음파의 축과 일치시켜서 상기 조명광의 광축을 조정하는 조정부를 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 9.

제1항에 있어서, 상기 정보 생성부에 의해 생성된 상기 피검체의 특성을 나타내는 정보를 기초로 하여 화상을 형성하는 화상 형성 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 10.

제1항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 초음파를 펨스파로서 발생시키는 펨스 초음파 발생부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 11.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 광을 펨스 광으로서 발생시키는 펨스 광 발생부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 12.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부에 의한 광의 상기 피검체에 대한 조사 위치가 적어도 1차원적으로 변화되도록 상기 광을 주사하는 주사 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 13.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부에 의한 광을 적어도 상기 초음파가 조사되는 부위 내의 소정의 위치에서 수렴시키는 광 수렴부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 14.

제1항에 있어서, 상기 피검체 내에 있어서의 상기 검사 부위에 도달하는 초음파가 수렴하도록, 상기 초음파를 수렴시키는 초음파 수렴부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 15.

제1항에 있어서, 상기 정보 취득부는,

상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터, 상기 광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와,

상기 주파수 정보 추출 수단에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 16.

제1항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고,

상기 수광부는 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생부와 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광하는 반사광 수광부이며,

상기 정보 취득부는 상기 반사광 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와, 상기 주파수 정보 추출부에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 연산부에 의해 연산된 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 17.

제16항에 있어서, 상기 주파수 정보 추출부는 푸리에 변환에 의해 주파수 정보를 추출하는 푸리에 변환 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 18.

제16항에 있어서, 상기 주파수 정보 추출 수단은 웨이블릿 변환에 의해 주파수 정보를 추출하는 웨이블릿 변환 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 19.

제15항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 피검체의 소정의 위치에 초점을 맷도록 상기 초점을 조정하는 초점 조정부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 20.

제15항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 광을 적어도 상기 초음파가 조사되는 부위 내의 소정의 위치에 수렴시키는 광 수렴부를 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 21.

제15항에 있어서, 상기 정보 생성부에 의해 생성된 상기 피검체의 특성의 정보를 기초로 하여 화상을 형성하는 화상 형성 수단을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 22.

제15항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 초음파를 펄스파로서 발생시키는 펄스 초음파 발생부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 23.

제15항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 광을 펄스 광으로서 조사시키는 펄스 광 발생부를 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 24.

제15항에 있어서, 상기 광 발생부에 의한 광의 상기 피검체로의 조사 위치가 적어도 1차원적으로 변화되도록 상기 광을 주사하는 주사 수단을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 25.

제1항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 초음파로서 펄스 초음파를 발생하는 펄스 초음파 발생부이며,

상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 상기 펄스 초음파가 송신되는 상기 축으로부터 소정치 이하의 각도로 설정된 광축을 따라 펄스 광을 발생하는 펄스 광 발생부인 피검체 정보 분석 장치.

청구항 26.

제25항에 있어서, 상기 펄스 초음파 및 상기 펄스 광의 발생을 소정의 타이밍으로 동기시키는 동기 수단을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 27.

제26항에 있어서, 상기 동기 수단은 상기 펄스 초음파가 상기 검사 부위에 도달하는 타이밍에, 상기 펄스 광이 상기 검사 부위에 도달하도록 동기시키는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 28.

제25항에 있어서, 상기 펄스 초음파가 송신되는 상기 축과 상기 펄스 광이 조사되는 광축은 실질적으로 동일한 축으로서 설정되는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 29.

제25항에 있어서, 상기 수광부는 상기 검사 부위에 있어서 상기 펄스 초음파에 의해 주파수 변조된 상기 펄스 광을 수광하는 수광부인 피검체 정보 분석 장치.

청구항 30.

제25항에 있어서, 상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호를 기초로 하는 위상 정보로부터, 상기 검사 부위의 복소 굴절률의 실부의 정보를 상기 광의 산란 정보로서 추출하는 수단을 구비하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 31.

제25항에 있어서, 상기 검사 부위로부터 반사된 펄스 광을 상기 펄스 광 발생부에 의해 발생된 펄스 광과 간섭시킨 간섭광을 생성하는 수단을 갖고,

상기 수광부는 상기 간섭광을 받는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 32.

제26항에 있어서, 상기 펄스 초음파 발생부 및 상기 펄스 광 발생부를 적어도 1차원적으로 주사하는 주사 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 33.

제31항에 있어서, 상기 동기 수단은 상기 펄스 초음파 및 상기 펄스 광의 발생의 타이밍으로 동기하여, 상기 펄스 초음파 발생부 및 상기 펄스 광 발생부를 주사하는 주사 수단의 주사 타이밍의 제어를 행하는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 34.

제26항에 있어서, 상기 펄스 초음파를 상기 피검체의 소정의 위치에 수렴시키는 펄스 초음파 수렴 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 35.

제26항에 있어서, 상기 펄스 광을 상기 피검체의 소정의 위치에 수렴시키는 펄스 조명광 수렴 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 36.

피검체에 대해 공간 상의 원하는 축 방향에 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생 수단과,

상기 초음파 발생 수단으로부터 발생된 상기 초음파가 전달되는 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생 수단과,

상기 검사 부위로부터 얻을 수 있는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광 수단과,

상기 수광 수단으로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득수단과,

상기 정보 취득 수단에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성 수단을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 37.

제36항에 있어서, 상기 정보 취득 수단은,

상기 수광 수단으로부터 출력되는 신호로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출 수단과, 상기 위상 정보 추출 수단에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 38.

제37항에 있어서, 상기 광 발생 수단은 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생 수단과 같은 측에 배치되고,

상기 수광 수단은 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생 수단과 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광하는 반사광 수광 수단인 피검체 정보 분석 장치.

청구항 39.

제36항에 있어서, 상기 정보 취득 수단은,

상기 수광 수단으로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터, 상기 조명광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와,

상기 주파수 정보 추출 수단에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산 수단을 갖는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 40.

제36항에 있어서, 상기 광 발생 수단은 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생 수단과 같은 측에 배치되고,

상기 수광 수단은 상기 피검체에 대해 공간적으로 상기 초음파 발생 수단과 같은 측에 배치되고, 또한 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수광하는 수단이며,

상기 정보 취득 수단은 상기 수광 수단으로부터 출력되는 신호로부터 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출 수단과, 상기 주파수 정보 추출 수단에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보로서 연산하는 산란 정보 연산 수단을 갖고,

상기 정보 생성 수단은 상기 산란 정보 연산 수단에 의해 연산된 상기 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 피검체 정보 분석 장치.

청구항 41.

피검체에 대해 공간 상의 원하는 축 방향에 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되는 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생부와, 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광부를 갖는 내시경과,

상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득부와,

상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성부를 구비한 내시경 장치.

청구항 42.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 초음파 발생부의 주변에 배치되고,

상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 추출부에 의해 추출된 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 내시경 장치.

청구항 43.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 초음파 발생부의 주변에 배치되고,

상기 정보 취득부는 상기 광 발생부에 의해 발생되는 광과 상기 반사광 수광부에 의해 수광된 반사광을 간섭시켜서 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 추출부에 의해 추출된 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성의 정보를 생성하는 내시경 장치.

청구항 44.

제41항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 피검체의 소정의 위치에 초점을 맺도록 상기 초점을 조정하는 초점 조정부를 갖고,

상기 광 발생부는 상기 초점 조정부에 의해 초음파가 초점을 맺는 위치에 상기 조명광을 조사하도록 상기 광을 조정하는 광 조정부를 갖고,

상기 정보 취득부는 상기 수광부에서 수광한 수광 신호를 기초로 하여, 상기 초점의 위치에 대응하는 상기 검사 부위의 복소 쿨절률의 실부의 정보를 상기 광의 산란 정보로서 추출하는 수단을 갖는 내시경 장치.

청구항 45.

제41항에 있어서, 상기 초음파 발생부로부터 상기 초음파가 송신되는 상기 축이 소정의 공간 위치가 되도록 상기 초음파 발생부를 보유 지지하는 제1 보유 지지부와,

상기 광 발생부로부터 발생되는 광의 광축을 상기 축과 일치시키도록 상기 광 발생부를 보유 지지하는 제2 보유 지지부를 갖는 내시경 장치.

청구항 46.

제45항에 있어서, 상기 제1 보유 지지부는 상기 축을 이동 가능하게 보유 지지하는 보유 지지부를 갖고,

상기 제2 보유 지지부는 상기 제1 보유 지지부의 보유 지지 상태에 대응하여, 상기 초음파의 축과 일치시켜서 상기 광의 광축을 조정하는 조정부를 갖는 것을 특징으로 하는 내시경 장치.

청구항 47.

제41항에 있어서, 상기 정보 생성부에 의해 생성된 상기 피검체의 특성의 정보를 기초로 하여 화상을 형성하는 화상 형성부를 갖는 내시경 장치.

청구항 48.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부에 의한 광의 상기 피검체로의 조사 위치가 적어도 1차원적으로 변화되도록 상기 광을 주사하는 주사부를 갖는 내시경 장치.

청구항 49.

제41항에 있어서, 상기 정보 취득부는,

상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터, 상기 광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와,

상기 주파수 정보 추출부에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산 수단을 갖는 내시경 장치.

청구항 50.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 초음파 발생부의 주변에 배치되고,

상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터, 상기 광의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와, 상기 주파수 정보 추출부에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 연산부에 의해 연산된 상기 광의 산란 정보를 기초로 하여 상기 피검체의 특성의 정보를 생성하는 내시경 장치.

청구항 51.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 초음파 발생부의 주변에 배치되고,

상기 정보 취득부는 상기 광 발생부에 의해 발생되는 광과 상기 수광부에 의해 수광된 반사광을 간접시켜서 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와, 상기 주파수 정보 추출부에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보로서 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 연산부에 의해 연산된 광의 산란 정보를 기초로 하여, 상기 피검체의 특성의 정보를 생성하는 내시경 장치.

청구항 52.

제41항에 있어서, 상기 광 발생부는 상기 초음파 발생부의 주변에 배치되고,

상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력된 신호를 주파수 변환하여 주파수 성분을 추출하는 주파수 성분 추출부와, 상기 주파수 성분 추출부에서 추출된 주파수 성분을 기초로 하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보로서 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고,

상기 정보 생성부는 상기 산란 정보 연산부에 의해 연산된 광의 산란 정보를 기초로 하여, 상기 검사 부위에 대응하는 상기 피검체의 특성 정보를 생성하는 내시경 장치.

청구항 53.

제52항에 있어서, 상기 주파수 성분 추출부는 푸리에 변환에 의해 주파수 정보를 추출하는 푸리에 변환부를 갖는 것을 특징으로 하는 내시경 장치.

청구항 54.

제41항에 있어서, 상기 초음파 발생부는 상기 초음파로서 펠스 초음파를 발생하는 펠스 초음파 발생부이며,

상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 상기 펠스 초음파가 송신되는 상기 축으로부터 소정치 이하의 각도로 설정된 광축에 따라 펠스 광을 발생하는 펠스 광 발생부인 내시경 장치.

청구항 55.

제54항에 있어서, 상기 펄스 초음파와 펄스 광의 발생을 소정의 타이밍으로 동기시키는 동기부를 갖는 내시경 장치.

청구항 56.

피검체에 대해 공간 상의 원하는 축 방향에 따라 초음파를 발생하는 제1 공정과,

상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되는 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 제2 공정과,

상기 검사 부위로부터 얻을 수 있는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 제3 공정과,

상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여, 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 제4 공정과,

상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 제5 공정을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 방법.

청구항 57.

제56항에 있어서, 상기 제4 공정은 상기 신호로부터 위상 정보를 추출하는 처리와, 상기 추출된 위상 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 처리를 포함하는 피검체 정보 분석 방법.

청구항 58.

제56항에 있어서, 상기 광이 도달하는 상기 피검체의 위치를 적어도 1차원적으로 변화시키도록 상기 광을 주사하는 공정을 갖는 피검체 정보 분석 방법.

청구항 59.

제58항에 있어서, 상기 제5 공정에서 생성된 상기 피검체의 특성의 정보를 기초로 하여 화상을 형성하는 공정을 갖는 피검체 정보 분석 방법.

청구항 60.

제56항에 있어서, 상기 제4 공정은,

상기 신호로부터 상기 광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 처리와,

상기 주파수 정보를 기초로 하여 상기 광의 산란 정보를 연산하는 처리를 포함하는 피검체 정보 분석 방법.

청구항 61.

제56항에 있어서, 상기 초음파는 펄스 초음파이며, 상기 광은 펄스형의 광일 때에, 상기 펄스 초음파와 상기 펄스 광의 발생 타이밍을 소정의 타이밍으로 동기시키는 공정을 갖는 피검체 정보 분석 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파를 이용하여 피검체를 광학적으로 분석하는 피검체 정보 분석 장치, 내시경 장치 및 피검체 정보 분석 방법에 관한 것이다.

최근, 생체의 광 단층 이미징으로서, 광CT나 광코히어런스 단층 영상법(Optical Coherence Tomography : 이하, OCT라 함), 광 음향 단층 영상법 등 다양한 기술이 제안 또는 실용화되고 있다.

광CT는 생체 내부에서의 광 산란의 영향이 비교적 약한 파장 영역 700 nm 내지 1200 nm의 근적외광을 이용하므로, 점막 하 수 cm까지의 생체 심부의 단층상을 얻을 수 있다.

또한, 간섭을 이용한 OCT는 2 μm 정도의 깊이까지의 생체 단층 이미지를 고분해능(μm 내지 십수 μm)하고 또한 단시간에 측정할 수 있다. OCT는 안과 영역에서의 망막 질환 진단에 있어서 이미 실용화되어 있는 기술이며, 그 의학적 관심도는 매우 높다.

광CT는 심부의 정보를 얻을 수 있지만, 공간 분해능은 수 μm 정도로 매우 낮다. 한편, OCT는 생체 점막 하 약 2 mm 이상을 관찰하는 것 및 암 등의 종양 조직에 대해 양호한 화질을 얻는 것은 어렵다.

이는, 생체 심부 및 종양 조직에 있어서의 혈액의 흡수나 강한 산란의 영향에 의해 광의 코히어런스성이 현저히 흐트러지기 때문이다.

한편, 히사까 등에 의한 비특허 문헌 1 「히사까마사끼, 스기하라타다오, 가와따사또시, "펄스 초음파와 광의 상호 작용을 이용한 산란체 심부의 광 단층상 관찰", 광학 29, pp631-634, 2000」에 있어서, 초음파와 광을 생체로 조사하고, 생체 내에서 펄스 초음파에 의해 변조된 조사광을 검출함으로써, 점막 표층 이하 1 cm 정도의 흡수의 광 이미징을 시험한 예가 보고되고 있다.

또한, 특허 문헌 1의 일본 특허 공개 제2005-224399호 공보에 있어서도, 초음파 펄스와 광을 생체에 조사하여 생체 내에 펄스 초음파에 의해 변조된 조사광을 검출함으로써 점막 표층 이하의 흡수 광 이미징을 얻는 장치가 개시되어 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

그러나, 상기 특허 문헌 1이나 비특허 문헌 1의 선행에는 어디까지나 광의 흡수 이미징에 특화된 것이며, 조직의 구성이나 구조의 변화로부터 생기되는 광의 산란 정보를 얻으려고 하는 기술은 아니다.

즉, 생체 조직에 있어서의 종양의 암화에 수반하는 핵내 크로마틴의 농축 상태나 핵의 공간 분포 변화 등 조직의 구조적 변화는 특히 광 산란 특성의 변화를 야기한다. 이로 인해, 암 조직 등에 관련된 조직의 구조 변화에 상관성이 높은 산란의 광 이미징 정보를 얻을 수 있는 것이 요구된다.

또한, 조직의 구조 변화에 상관성이 높은 산란은 그 조직 부위에 있어서의 복소 굴절률의 실부에 유래하고, 한편, 복소 굴절률의 허부는 흡수에 관련된다. 이로 인해, 복소 굴절률의 실부와 허부의 변화를 파악함으로써 산란 특성 및 흡수 특성에 관한 2차원, 혹은 3차원 정보를 얻을 수 있게 된다.

한편, 특허 문헌 2의 일본 특허 공개 제2000-197635호 공보에는, 생체에 초음파를 수렴하도록 조사하고, 또한 레이저 등 복수의 광원으로부터 여러 가지 방향으로부터 광을 조사하여 초음파가 수렴된 영역에서 산란된 광을 생체의 주위에 배치된 복수의 검출기로 검출함으로써, 산란 계수와 흡수 계수를 기록하는 방법이 확산형의 파동 방정식을 기초로 하여 개시되어 있다.

이 특허 문헌 2의 종래에는 광원 및 검출기를 복수 이용하도록 하고 있으므로, 이들을 측정할 수 있는 상태로 설치하기 위한 작업에 시간이 걸리는 점이나, 검출기 이후에서의 신호 처리계에 있어서 검출기의 배치에 대응한 조정이 필요하게 되는 것이 예상되는 점이 있는 등, 사용자에게 부담을 주는 난점이 있다.

또한, 이 종래에는 광원 혹은 검사 대상 부위를 주사하여 그 위치를 변경한 경우에 있어서의 검출기에서 적절하게 수광하도록 제어하는 제어 수단이 마련되어 있지 않으므로, 화상화된 정보 등을 취득하는 것을 간단하게 행할 수 없는 난점이 있다.

이로 인해, 피검체로서의 생체 내의 심부측이 되는 검사 대상 부위의 경우에도 높은 공간 분해능을 확보하여 산란 정보를 포함하는 피검체의 특성 정보를 생성할 수 있는 장치 및 방법이 요구되고 있다.

또한, 종래의 장치는 비교적 대형이므로, 보다 콤팩트한 장치가 요구되고 있다. 또는, 광과 초음파가 서로 간섭하는 공간적인 영역이 크면 분해능도 낮기 때문에, 검사 대상의 부위만의 산란 정보를 분해능 좋게 추출하는 것도 요구되고 있다. 또한, 보다 단시간에 화상화를 위한 정보를 수집하는 것도 요구되고 있다.

발명의 구성

본 발명은 상술한 현상에 비추어 이루어진 것으로, 피검체의 검사 대상 부위의 산란 정보를 포함하는 피검체의 특성 정보를 용이하게 또한 분해능 좋게 취득할 수 있는 피검체 정보 분석 장치, 내시경 장치 및 피검체 정보 분석 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

본 발명의 하나의 태양에 따르면, 피검체에 대해 공간상의 원하는 축 방향을 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되고 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생부와, 상기 검사 부위로부터 얻어지는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광부와, 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득부와, 상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성부를 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 장치가 제공된다.

적합하게는, 예를 들어 상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖는다.

또한, 적합하게는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 상기 조명광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 유출부와, 상기 주파수 정보 추출 수단에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖고 있어도 좋다.

또한, 적합하게는, 상기 초음파 발생부는 상기 초음파로서 펄스 초음파를 발생하는 펄스 초음파 발생부이고, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 상기 펄스 초음파가 송신되는 상기 축으로부터 소정치 이하의 각도로 설정된 광축을 따라 펄스 조명광을 발생하는 펄스 조명광 발생부라도 좋다. 이 경우, 상기 펄스 초음파 및 상기 펄스 조명광의 발생을 소정의 타이밍으로 동기시키는 펄스 동기 수단을 갖는 것이 바람직하다.

또한, 본 발명의 다른 태양에 따르면, 피검체에 대해 공간상의 원하는 축 방향을 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되고, 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 조명광을 발생하는 광 발생부와, 상기 검사 부위로부터 반사되는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광부를 갖는 내시경과, 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 교란 정보를 취득하는 정보 취득부와, 상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성부를 구비한 내시경 장치가 제공된다. 이 내시경 장치는 피검체의 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 분석하는 기능을 갖고 있다.

또한, 본 발명의 다른 태양에 따르면, 피검체에 대해 공간상의 원하는 축 방향을 따라 초음파를 발생하는 제1 공정과, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되고 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 제2 공정과, 상기 검사 부위로부터 얻게 되는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 제3 공정과, 상기 수광부로부터 출력되는 신

호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 제4 공정과, 상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 제5 공정을 갖는 것을 특징으로 하는 피검체 정보 분석 방법이 제공된다.

이하, 본 발명에 관한 피검체 정보의 분석 장치 및 분석 방법의 다양한 실시예를 첨부 도면을 참조하여 설명한다. 또한, 그들 실시예의 어느 것에는 이러한 분석 장치를 내시경 장치에 대해 실시한 여러 가지 실시예를 포함하고 있다.

또한, 이하에 설명하는 각 실시예(제1 내지 제15 실시예 및 그 변형예)는 본 발명에 관한 피검체 정보 분석 장치에 관한 기본 구성이고, 「피검체에 대해 공간상의 원하는 축 방향을 따라 초음파를 발생하는 초음파 발생부와, 상기 초음파 발생부로부터 발생된 상기 초음파가 전달되고 상기 피검체 내의 검사 부위를 향해 광을 발생하는 광 발생부와, 상기 검사 부위로부터 얻게 되는 광을 수신하여 상기 광에 대응한 신호를 출력하는 수광부와, 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광을 이용하여 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 취득하는 정보 취득부와, 상기 정보 취득부에 의해 취득된 정보를 기초로 하여 상기 검사 부위의 특성을 나타내는 정보를 생성하는 정보 생성부를 기초로 하고 있다.

이 중, 특히 제1 내지 제4 실시예는, 「상기 정보 취득부는 상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 상기 위상 정보 추출부에서 추출된 위상 정보를 기초로 상기 검사 부위에 있어서의 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖는다」는 특징에 관한 것이다.

또한, 제5 내지 제11 실시예는, 「상기 수광부로부터 출력되는 신호 또는 상기 검사 부위로부터의 광으로부터, 상기 조명 광의 도플러 시프트의 주파수 정보를 추출하는 주파수 정보 추출부와, 상기 주파수 정보 추출 수단에서 추출된 주파수 정보를 기초로 하여 상기 광의 산란 정보를 연산하는 산란 정보 연산부를 갖는다」는 특징에 관한 것이다.

또한, 제12 내지 제15 실시예는, 「상기 초음파 발생부는 상기 초음파로서 펠스 초음파를 발생하는 펠스 초음파 발생부이고, 상기 광 발생부는 상기 피검체에 대해 상기 펠스 초음파가 송신되는 상기 축으로부터 소정치 이하의 각도로 설정된 광축을 따라 펠스 조명광을 발생하는 펠스 조명광 발생부라도 좋다. 이 경우, 상기 펠스 초음파 및 상기 펠스 조명광의 발생을 소정의 타이밍으로 동기시키는 펠스 동기 수단을 갖는다」는 특징에 관한 것이다.

이하의 각 실시예에서는, 많은 실시예가 기재되어 있으므로, 각 실시예에 있어서 설명의 전개가 잘 되는 것을 중시하여(가능한 한 다른 실시예를 참조하지 않아도 이해할 수 있도록), 다소 중복된 기재, 식 및 전개를 허용하는 것으로 한다.

[제1 실시예]

도1 내지 도5를 참조하여 제1 실시예를 설명한다.

도1은 본 발명의 피검체 정보 분석 장치의 기본적인 구성을 불러도로 나타낸다. 도1에 도시한 바와 같이 본 발명의 피검체 정보 분석 장치는 소정의 초음파 송신축을 따라 피검체 내에 대해 초음파를 전달시키도록 초음파를 발생 가능하게 하는 초음파 발생부(2)와, 상기 초음파 발생부(2)로부터 발생되는 상기 초음파가 전달되는 피검체 내에 있어서의 검사 대상 부위에 도달하는 조명광을 발생 가능하게 하는 조명광 발생부(3)를 갖는다.

또한, 이 피검체 정보 분석 장치는 조명광 발생부(3)에 의해 발생된 조명광이 상기 검사 대상 부위를 경유한 광을 수광 가능하게 하도록 상기 검사 대상 부위에 지향하도록 배치된 수광부(4)와, 이 수광부(4)에서 수광된 수광 신호를 기초로 하는 위상 정보로부터 상기 조명광이 도달한 상기 검사 대상 부위의 복소 굴절률에 있어서의 적어도 실부에 상당하는 정보를 추출하는 정보 추출부(5)를 갖는다.

정보 추출부(5)는 이 제1 실시예 등에서 후술하는 바와 같이 수광부(4)에서 수광한 투과광 혹은 산란광(혹은 반사광)으로부터 복소 굴절률에 있어서의 적어도 실부에 상당하는 위상 정보를 추출하는 위상 정보 추출부와, 이 위상 정보로부터 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부를 갖는다.

도1에 있어서 수광부(4)는 조명 발생부(3)에 의한 조명광이 피검체측에 조사되는 광축 상에서 투과한 조명광을 관측광으로서 수광하는 투과광 수광부에 상당하는 배치예(구성예)를 도시하고 있지만, 이에 한정되는 것은 아니다. 예를 들어 제2 실시예에 있어서는, 반사된 광을 관측광으로서 수광하는 반사광 수광부로 구성되는 경우도 있다.

또한, 이 피검체 정보 분석 장치는 상기 정보 추출부(5)에 의해 추출된 정보를 기초로, 상기 조명광이 도달한 상기 검사 대상 부위에 대응하는 상기 피검체의 특성 정보를 생성하는 피검체 정보 생성부(6)를 갖는다.

이 피검체 정보 생성부(6)는 피검체의 검사 대상 부위를 예를 들어 2차원 혹은 3차원적으로 주사한 각 위치에 있어서의 산란 정보 등을 화상화하여 표시하기 위한 화상 형성부를 갖는다.

다음에 도2를 참조하여, 이 피검체 정보 분석 장치의 보다 구체적인 구성을 설명한다.

도2에 도시한 제1 실시예의 광 이미징 장치(AP1)는 조명광 발생부(3)로서, 코히어런트 광을 발생하는 예를 들어 레이저 장치(3a)를 갖고, 이 레이저 장치(3a)는 제1 유닛(11a) 내에 설치되어 있다. 또한, 조명 광을 발생하는 광원으로서는, 코히어런트 광을 발생하는 레이저 장치(3a)에 한정되는 것은 아니며, 크세논광이나 할로겐광 등의 열광원이나, LED(Light Emitting Diode), SLD(Super Luminescent Diode)를 이용해도 좋다.

이 제1 유닛(11a) 내에는 초음파 발생부(2)를 구성하는 초음파 트랜스듀서(2a)가 내장되어 있다.

이 제1 유닛(11a)에 대향하여 수광부(4)를 구성하는 광검출기(4a) 등을 내장한 제2 유닛(11b)이 피검체로서의 생체 조직(7)을 사이에 두도록 하여 배치된다.

또한, 양 유닛(11a, 11b)에는 이를 유닛(11a, 11b)을 각각 2차원적 혹은 3차원적으로 동기하여 스캐닝(주사)하는 주사부로서의 스캐닝 유닛(12a, 12b)이 각각 설치되어 있고, 스캐닝 유닛(12a, 12b)은 예를 들어 제어부(8) 내에 설치된 스캐닝 신호 발생 회로(24)로부터의 스캐닝 신호에서 동작한다.

본 실시예에 있어서는, 초음파를 조사하는 위치에 광을 조사하는 위치를 일치시키는 구성으로 하고 있으므로, 주사부로서는 조명광으로서의 레이저광이 조사되는 위치를 주사하는 조명광 주사부의 기능 외에, 그 위치가 초음파의 조사 위치도 되도록 초음파 주사부의 기능도 겸하고 있다.

그리고, 이하에 설명한 바와 같이 초음파가 수렴된 수렴점(F)을 검사 대상 부위로 하여, 이 수렴점(F)에 초음파가 존재하고 있는 타이밍에 있어서 이 수렴점(F)에 도달한 레이저광을 기초로 하는[또한 생체 조직(7)을 투과하는] 투과광을, 수광부(4)를 구성하는 광검출기(4a)에서 수광하는 구성으로 하고 있다.

즉, 본 실시예에 있어서는 제1 유닛(11a)을 이동(주사)하여 그 위치를 변화시키는 동시에, 그 위치가 변화된 경우에 있어서도 그 위치부터의 광이 수광부(4)를 구성하는 광검출기(4a)에서 수광할 수 있도록 스캐닝 신호 발생 회로(24) 등을 제어하는 제어 회로(25)를 설치하고 있다. 이와 같이 함으로써, 다른 검사 대상 부위의 산란 정보를 취득하여 화상화하는 것도 행할 수 있도록 하고 있다.

도2에 도시한 바와 같이 초음파가 생체 조직(7) 내를 진행하는 방향을 z축으로 설정한 경우, 스캐닝 유닛(12a, 12b)은 예를 들어 x, y 방향(도2 중에 있어서, 부호 A, B로 나타냄)으로 양 유닛(11a, 11b)을 2차원적으로 주사한다. 또한, 스캐닝 유닛(12a, 12b)은 x, y 방향이 아닌, x, z 방향이나 y, z 방향이라도 좋다. 혹은 x, y, z의 3차원적으로 주사하는 구성으로 해도 좋다.

또한, 제2 유닛(11b) 내에 설치되고, 수광부(4)를 구성하는 광검출기(4a)에 의해 광전 변환된 전기 신호는 정보 추출부(5)에 있어서의 위상 정보 추출부를 구성하는 오실러스코프(5a)에 입력된다. 이 오실러스코프(5a)는 전기 신호로부터 복소 굴절률의 위상 성분을 추출하여, 피검체 정보 생성부(6)(의 화상 형성부)를 구성하는 퍼스널 컴퓨터(6a)에 출력한다.

제1 유닛(11a) 내의 레이저 장치(3a)에 의한 레이저광은 빔 스플리터로서의 기능을 갖는 하프 미러(13a)에 의해 투과광과 반사광으로 나누어지고, 투과한 레이저광은 미러(14a)에서 반사된 후, 초음파 발생부(2)를 구성하는 초음파 트랜스듀서(2a)의 개구(15)를 통해 생체 조직(7)측에 조사된다.

이 초음파 트랜스듀서(2a)는 예를 들어 압전 소자로 구성된 전기 음향 변환 기능을 갖는 초음파 트랜스듀서 본체에 설치된 전극에, 제어부(8) 내에 설치한 펄스 발생기(21)로부터 파워 앰프(22)에서 증폭된 펄스 형상의 초음파 구동 신호가 인가됨으로써 펄스 형상의 초음파를 발생한다.

본 실시예에 있어서는, 초음파 트랜스듀서(2a)는 펄스 발생기(21) 및 파워 앰프(22)에 의해 펄스 형상 초음파를 발생하는 펄스 초음파 발생부를 형성하고 있다.

또한, 펄스 발생기(21)로부터 파워 앰프(22)에서 증폭된 초음파 구동 신호는 펄스 형상이 아닌 연속파 형상으로 함으로써, 초음파 트랜스듀서(2a)로부터 연속 초음파를 발생시켜도 좋다.

또한 이 때, 펄스 발생기(21)로부터 다른 신호로서, 연속 초음파의 조밀 간격, 즉 초음파의 파장에 따른 펄스 형상 신호를 딜레이 회로(23)를 경유하여 오실러스코프(5a)에 리퍼런스 신호로서 입력시켜 동기 검파함으로써, 펄스 형상 초음파를 조사한 경우와 동일한 효과를 얻는 것도 가능하다.

상기 초음파 트랜스듀서(2a)는 초음파 송신면측에 초음파를 수렴하는 초음파 수렴부로서의 음향 렌즈(16)가 설치되어 있다.

본 실시예에서는, 이 음향 렌즈(16)의 초음파 송신축(음축이라고도 함)(Ou)을 따라 개구(15)가 마련되어 있고, 하프 미러(13a)를 투과하여 미러(14a)에서 반사된 레이저광은 이 개구(15)를 통해 초음파의 초음파 송신축(Ou)을 따라 생체 조직(7) 내로 진행한다.

또한, 본 실시예에서는 음향 렌즈(16)를 생체 조직(7) 표면에 접촉시키고 있지만, 초음파를 전달하는 매체를 통해 생체 조직(7)의 표면에 초음파를 전달시키도록 해도 좋다.

그리고, 초음파 트랜스듀서(2a)로부터 생체 조직(7)측에 전달되는 초음파는 음향 렌즈(16)의 초점 거리에 상당하는 수렴 점(F)을 중심으로 한 근방 영역(R1)에서 수렴한다.

도2 혹은 도3에 있어서 이 근방 영역(R1)을 점선으로 나타내고 있다.

이 수렴점(F)의 근방 영역(R1)에서 일부에 존재하는 초음파에 의해 이 근방 영역(R1)에 있어서의 생체 조직(7)을 구성하는 분자의 밀도 변화[$\Delta\rho(z)$]가 일어난다(후술함).

이를 기초로 하는 변조광을 관측광으로서 광검출기(4a)에서 검출하게 된다.

한편, 하프 미러(13a)에서 반사된 레이저광은 발진기(17)의 발진 출력으로 구동되는 광변조기(18)를 통해, 그 전방측에 배치된 참조 미러(14b)에서 반사된 후, 혼합용(간섭용)이 되는 하프 미러(13b)에 참조광으로서 입사된다.

상기 하프 미러(13a) 및 참조 미러(14b) 사이에 배치된 광변조기(18)는 예를 들어 LiNbO₃ 등의 전기 광학 효과를 갖는 강유전체 결정에 의해 구성되고, 발진기(17)에 의한 발진 주파수의 교류의 전계 인가에 의해 그 굴절률이 그 인가된 전계에 비례하여 변화된다.

따라서, 이 강유전체 결정을 통과한 레이저광이 광변조되게 된다. 즉, 광변조기(18)에 의한 광변조에 이용되는 발진기(17)의 각주파수를 ω'_0 이라 하면, 하프 미러(13a)에서 반사된 레이저광은 이 각주파수가 ω'_0 에서 광변조된다.

또한, 발진기(17)의 각주파수(ω'_0)는 레이저광의 각주파수에 비교하면 훨씬 낮은 주파수이고, 신호 처리하기 쉬운 주파수로 설정되어 있다.

상기 초음파 송신축(Ou) 상에서 생체 조직(7)에 대해 개구(15)와 반대측에는 차광 부재(19)의 개구(19a)가 배치되어 있다. 그리고, 미러(14a)에서 반사되고, 생체 조직(7) 내의 근방 영역(R1)을 통과한 레이저광은 이 개구(19a)를 통과하고, 그 진행 방향의 전방에 배치된 하프 미러(13b)에 입사된다. 이 개구(19a)는 수렴점(F)의 근방 영역(R1)을 통과한 광을 관측광으로서 통과시키고, 그 주위의 미광 성분을 억제(또는 배제)한다.

상기 하프 미러(13b)에는 근방 영역(R1)에서 산란된 관측광과, 광변조된 참조광이 입사되고, 이 간섭용 하프 미러(13b)에 의해 양방의 광은 광혼합, 혹은 간섭한다.

즉, 이 하프 미러(13b)에는 주파수(ω'_0)에서 광변조된 참조광과, 생체 조직(7)의 수렴점(F)의 근방 영역(R1)을 통과한 생체 조직(7)을 투과한 관측광이 입사되고, 광혼합되어 각주파수(ω'_0)에서 광변조된 간섭광(혹은 비트 신호광)이 생성된다(즉, 헤테로다인 검파된 광이 됨).

생성된 간섭광은 광검출기(4a)에 의해 수광되어 전기 신호로서의 간섭 신호(비트 신호)로서 검출된다. 또한, 광검출기(4a)에서 광전 변환된 후, 각주파수(ω'_0)의 비트 성분을 통과시키는 LPF를 이용하는 등 하여 간섭 신호 성분을 추출할 수 있다. 이와 같이 본 실시예에 있어서는 마하젠더 간섭계의 구성을 채용하고 있다.

상기 광검출기(4a)에 의해 검출된 간섭 신호는 위상 정보 추출을 행하는 위상계의 기능을 갖는 오실러스코프(5a)에 입력되고, 근방 영역(R1)에서의 레이저광의 위상 변조 성분 및 진폭 변조 성분이 검출된다.

위상 변조 성분 및 진폭 변조 성분은 후술하는 바와 같이 복소 굴절률의 실부와 허부에 각각 대응하는 것으로, 근방 영역(R1)의 산란 특성과 흡수 특성을 반영한 것이 된다.

또한, 오실러스코프(5a)를 위상계로 하여, 위상 변조 성분과 진폭 변조 성분을 검출할 수 있지만, PC(6a)측에서 푸리에 변환 처리에 의해 이들을 검출하도록 해도 좋다.

본 실시예에서는, PC(6a)측에서 복소 굴절률의 실부 및 허부에 대응하는 위상 변조 성분 및 진폭 변조 성분을 산출할 수도 있는 구성으로 하고 있다. 이 경우에는, PC(6a)는 피검체 정보 생성부(6)의 기능 외에 위상 정보 추출부 및 산란 정보 추출부의 기능을 겸한다,

이 경우, 간섭 신호는 점선으로 나타낸 바와 같이 PC(6a)에도 입력된다. 또한, 이 경우에는 CPU(33)는 점선으로 나타낸 바와 같이 간섭 신호로부터 실부 및 허부를 산출하는 실부 및 허부 산출부(33a)를 갖는다.

생체 조직(7)에 있어서의 주목하는 근방 영역(R1)에 조사된 레이저광의 투과광을 검출하여, 그 근방 영역(R1)에 있어서의 적어도 위상 변조 성분, (즉, 복소 굴절률의 실부 성분)의 정보를 추출하기 위해, 펄스 발생기(21)의 출력은 지연량을 조정 가능하게 하는 딜레이 회로(23)를 경유하여 오실러스코프(5a)에 입력되는 동시에, PC(6a)에도 입력된다.

또한, 본 실시예에서는(적어도 1차원을 포함하는) 2차원의 광 이미징 정보를 얻기 위해, 예를 들어 펄스 발생기(21)의 출력에 동기하여 스캐닝 신호를 발생하는 스캐닝 신호 발생 회로(24)를 갖는다.

펄스 발생기(21), 딜레이 회로(23) 및 스캐닝 신호 발생 회로(24)는 도시하지 않은 CPU 등으로 구성되는 제어 회로(25)에 의해 제어된다.

오실러스코프(5a)에 의해 검출된 위상 변조 성분 및 진폭 변조 성분의 출력 신호와 스캐닝 신호는 PC(6a)의 A/D 변환 회로(31)에 입력되고, 디지털 신호로 변환된 후, 메모리(32)에 저장된다.

또한, 도2에 있어서 점선으로 나타낸 바와 같이 간섭 신호를 오실러스코프(5a)를 통과시키지 않고 메모리(32)에 저장한 경우에는, CPU(33)는 상기 근방 영역(R1)에서의 레이저광의 위상(변조) 성분 및 진폭(변조) 성분에 각각 대응하는 복소 굴절률의 실부 및 허부의 산출하는 화상 처리를 행한다.

이 CPU(33)는 화상 처리한 결과의 신호 데이터를 위치 정보와 관련지어 메모리(32)에 저장하고, 표시 처리 회로(34)를 경유하여 모니터(35)에 출력하고, 이 모니터(35)의 표시면에는 위상 성분 및 진폭 성분의 2차원의 광 이미징 정보를 피검체 특성 정보로서 표시한다.

메모리(32)는 화상 형성부를 구성하는 CPU(33)에 의한 화상 형성의 정보로서의 위상 성분 등을 위치 정보와 관련지어 저장한다.

오실러스코프(5a)는 펄스 발생기(21)의 동기 신호에 따라서, 진폭 변조 성분 또는 위상 변조 성분[후술하는 (10)식의 제2항에 있어서의 위상 성분]을 추출하는 위상계로서 작용한다.

또한, 펄스 발생기(21)는 예를 들어 이 변조 신호에 동기한 타이밍, 예를 들어 이 변조 신호의 정수배의 주기로 펄스 형상의 초음파 구동 신호를 발생한다.

또한, PC(6a)의 A/D 변환 회로(31)는 이 변조 신호에 동기한 클럭에서 A/D 변환을 행한다[더 구체적으로는, 이 변조 신호에 동기하여 그 정수배의 각주파수에서 발진하는 도시하지 않은 클럭 발진기에 의한 클럭에서 A/D 변환 회로(31)는 A/D 변환을 행함]. 그리고, A/D 변환된 데이터는 메모리(32)에 저장된다.

이와 같은 구성에 의한 본 실시예의 동작을 도4 및 도5를 참조하여 설명한다.

본 실시예의 광 이미징 장치(AP1)의 전원이 투입되면, 또는 측정 개시의 스위치 등이 눌리면, 도4의 단계 S1에 도시한 바와 같이 레이저 장치(3a)는 레이저광을 발생한다. 이 레이저광은 도5의 (A)에 도시한 바와 같이 연속해서 발생된다.

또한, 단계 S2에 도시한 바와 같이 초음파 트랜스듀서(2a)에 의해 초음파가 일정 주기로 펄스 형상으로 발생한다. 여기서, 제어 회로(25)는 펄스 발생기(21)에 제어 신호를 보내고, 펄스 발생기(21)는 도5의 (B)에 도시한 바와 같이 일정 주기(T)로 초음파 트랜스듀서(2a)를 구동하는 펄스 형상의 초음파 구동 신호를 발생한다.

상기 초음파 구동 신호의 인가에 의해 초음파 트랜스듀서(2a)에서 발생된 펄스 형상 초음파는 음향 렌즈(16)에 의해 수렴되면서 생체 조직(7) 내를 전파한다. 그리고, 이 펄스 초음파는 수렴점(F)을 중심으로 한 그 근방 영역(R1)에서 수렴하게 된다.

한편, 레이저 장치(3a)에 의해 발생된 레이저광은 단계 S3에 도시한 바와 같이 하프 미러(13a)에서 분기된다.

그리고, 단계 S4a에 도시한 바와 같이 참조 미러(14b)를 향하는 레이저광은 광변조기(18)에서 변조된 후, 참조 미러(14b)에서 반사되어 하프 미러(13b)에 입사된다.

한편, 단계 S4b에 도시한 바와 같이 미러(14a)측을 향하는 레이저광은 이 미러(14a)에서 반사된 후, 생체 조직(7) 내부에 조사된다.

상기한 바와 같이 생체 조직(7) 내를 전파하는 초음파는 수렴점(F)을 중심으로 한 그 근방 영역(R1)에서 수렴한다. 이로 인해, 생체 조직(7) 내부에 조사된 레이저광은, 특히 이 근방 영역(R1)에 있어서 초음파에 의한 복소 굴절률 변화에 따른 변조를 받는다. 그리고, 그 변조 광이 개구(19a)를 경유하여 하프 미러(13b)에 입사된다.

그리고, 단계 S5에 도시한 바와 같이 이 하프 미러(13b)에서 참조광과 관측광(물체광)이 간섭한다.

단계 S6에 도시한 바와 같이 이 간섭광은 광검출기(4a)에 의해 수광되고, 전기 신호로 변환된 후, 예를 들어 LPF를 통과시키는 등 하여 헤테로다인 검파된 간섭 신호가 된다.

다음의 단계 S7에 있어서 이 간섭 신호는, 이 오실러스코프(5a)에 의해 간섭 신호로부터 위상 성분 및 진폭(도면에서는 위상 성분 등이라 약칭)이 검출된다. 또한, 오실러스코프(5a) 대신에, 로크인 앰프를 이용하여 간섭 신호로부터 위상 성분 등을 추출해도 좋다.

상기 제어 회로(25)는 딜레이 회로(23)에 의한 지연량이 펄스 형상의 초음파 구동 신호의 발생 시각부터 펄스 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 시각까지의 시간[도5의 (C)에서는 Tf로 나타내고 있음]이 되도록 제어를 행한다.

그리고, 그 딜레이 회로(23)에 의해 지연된 펄스가 오실러스코프(5a)에 입력되고, 그 타이밍에서 도5의 (C)에 도시한 바와 같이 오실러스코프(5a)는 그 내부에서 게이트 펄스를 발생한다.

이 오실러스코프(5a)는 게이트 펄스의 기간 내에 있어서 발진기(17)로부터의 ω_0' 의 변조 신호에 동기한 스위프 신호를 발생하고, 이 스위프 신호를 수평 방향의 타임 베이스로서, 광검출기(4a)에서 검출된 신호의 값을 종좌표로 하여 표시한다.

즉, 각주파수가 ω_0' 인 변조 신호의 주기를 기준으로 하여, 광검출기(4a)에서 검출된 간섭 신호에 있어서의 임의의 위상각에 있어서의 신호 성분을 검출할 수 있게 된다. 또한, 진폭 성분도 검출할 수 있다.

그리고, 오실러스코프(5a)는 이 게이트 펄스의 기간, 즉 펄스 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 시각 근방의 단기간에 있어서, 광검출기(4a)로부터 출력되는 간섭 신호로부터 그 위상 성분과 진폭 성분을 검출한다.

또한, 오실러스코프(5a)에 의해 검출되는 위상 성분 및 진폭 성분은 PC(6a) 내에 입력되고, A/D 변환 회로(31)에서 디지털 신호 데이터로 변환된다. 그리고, 단계 S8에 도시한 바와 같이 PC(6a) 내의 정보 기억 수단으로서의 예를 들어 메모리(32)에 광 이미징 정보로서 보존된다.

또한, PC(6a)는 입력되는 간섭 신호로부터 위상 성분 이외에도 그 진폭 성분도 검출하여 광 이미징 정보로서 메모리(32)에 보존한다.

또한, 이 광 이미징 정보는 스캐닝 신호, 즉 수렴점(F)의 2차원의 위치 정보(x, y), 또한 3차원의 위치 정보(x, y, z)와 관련되어 메모리(32)에 보존된다.

상기한 바와 같이 초음파가 수렴점(F)의 근방 영역(R1)에 존재하는 단기간 동안, 간섭 신호로부터 오실러스코프(5a)를 경유하여 검출된 위상 성분 및 진폭 성분의 데이터가 PC(6a) 내에 보존되는 것을 도5의 (D)에 있어서 모식적으로 위상 성분 & 진폭 성분 추출로 나타내고 있다. 이 경우, 후술하는 (11)식의 제2항을 오실러스코프(5a)에 의해 검출하고 보존한다. 오실러스코프(5a)에 있어서는, ω_0' 의 주기를 타임 베이스(위상 기준)로 하여, 예를 들어 초음파가 수렴되어 있지 않은 상태에서의 간섭 신호의 파형으로부터, 초음파가 수렴되었을 때의 시간축 방향의 시프트량과, 진폭 변화분을 검출한다.

다음의 단계 S9에 있어서 제어 회로(25)는 스캐닝의 종단부인지 판정을 행한다. 그리고, 종단부가 아닌 경우에는, 단계 S10에 도시한 바와 같이 제어 회로(25)는 스캐닝 신호 발생 회로(24)의 동작을 제어하여 초음파의 수렴점(F)을 이동한다.

이 경우, 제어 회로(25)는 스캐닝 신호 발생 회로(24)로부터의 스캐닝 신호의 진폭을 1단계분 변화시킨다. 이 스캐닝 신호 발생 회로(24)는 예를 들어 계단 형상 혹은 톱니 형상의 스캐닝 신호를 발생한다.

스캐닝 신호 발생 회로(24)는 예를 들어 스캐닝 신호에 있어서의 그 진폭의 값을 예를 들어 1/256만큼 변화시킨다. 도5의 (E)는 예를 들어 x 방향의 스캐닝 신호의 예를 나타낸다.

이 스캐닝 신호에 의해 스캐닝 유닛(12a, 12b)은 양 유닛(11a, 11b)을 x 방향으로 미소 거리 이동한다.

그리고, 단계 S2로 복귀하여 같은 처리를 반복한다. 그리고, x 방향의 스캐닝 범위의 시점으로부터 종단부까지 같은 처리를 반복하여 행한 후, 이번에는 y방향의 스캐닝 신호의 진폭을 1 단계분 변화시킨다. 그리고, x 방향의 시점으로부터 종점까지를 마찬가지로 이동한다.

이와 같은 처리를 반복함으로써, x, y의 스캐닝 범위의 시점으로부터 종단부까지 스캐닝 신호에 의해 스캐닝 유닛(12a, 12b)이 양 유닛(11a, 11b)을 이동하면서 이미지 정보를 취득한다.

그리고, 단계 S9에 있어서 스캐닝의 종단부라고 판정되면, 단계 S11로 진행하여 광 이미징 정보의 화상 생성이 완료된다. 그리고, 광 이미징 정보의 화상 표시를 하여 이 동작을 종료한다.

또한, 연속 초음파를 이용하는 경우에 있어서도, 대략 도4와 마찬가지로 하여 실시하는 것이 가능하지만, 이 경우에 있어서는 단계 S2의 부분을 수렴하는 연속 초음파를 발생시키도록 변경할 필요가 있다.

다음에, PC(6a)에 의한 광 이미징 정보의 화상 표시를 설명한다.

상술한 바와 같이 PC(6a) 내의 메모리(32)에는 1 프레임분의 각 신호 데이터에 있어서의 위상 성분과 진폭 성분이 저장된다. 위상 성분과 진폭 성분은 복소 굴절률의 실부와 허부에 각각 대응하고, 산란 특성과 흡수 특성을 반영한다.

그리고, CPU(33)는 메모리(32)에 위치 정보에 관련되어 저장된 위상 성분과 진폭 성분을 관리하여 표시 처리 회로(34)에 보낸다. 표시 처리 회로(34)는 각 위치의 위상 성분의 값이나 진폭의 값을 예를 들어 휘도 레벨로 변환하여 모니터(35)에 출력하고, 모니터(35)에는 수렴점(F)의 근방 영역(R1)에 있어서의 위상 성분에 의한 산란 특성과 진폭 성분에 의한 흡수 특성의 광 이미징 정보가 화상화되어 표시된다.

다음에 CPU(33)에 의해 간접 신호로부터 산란 성분(실부) 및 흡수 성분(허부)의 산출을 행하는 동작을 설명한다.

펄스 초음파의 수렴점(F)의 근방 영역(R1)과 같이 초음파가 일부 존재하는 생체 조직(7)에 있어서의 좁은 영역에 있어서는, 그 매질을 구성하는 분자의 밀도 변화[$\Delta\rho(z)$]가 동적으로 생긴다.

Lorentz-Lorenz의 관계식을 분자 밀도로 1회 미분하면, 복소 굴절률(m)의 복소 굴절률 변화[$\Delta m(z)$]와 밀도 변화[$\Delta\rho(z)$]는 다음식으로 나타내어진다.

$$\Delta m = (A/W\{m^2 + 2\})^2 \Delta\rho / (6m) \quad (1)$$

여기서, W는 매질을 구성하는 분자의 분자량, A는 1 mol당 전체 분극률이다.

상기 (1)식과 같이 복소 굴절률(m)의 변화에 의해 초음파의 수렴점(F)의 근방 영역(R1)을 통과하는 광은 초음파에 의한 복소 굴절률이 변화된 매질 부분과 상호 작용하여 그 부분에서 산란 및 흡수된다.

생체 조직(7)에 입사되는 입사광, 즉 레이저광의 각주파수를 ω_s , 그 파수를 k_s , 생체 조직(7)(매질)의 표면으로부터 초음파의 수렴점(F)까지의 깊이를 z (도2의 일부를 확대한 확대도3 참조), 진공에서의 광의 파수를 k_0 이라 하면, 생체 조직(7)을 통과하는 전계($E_s(z, t)$)는 다음의 (2)식으로 근사하게 할 수 있다.

$$E_s(z, t) \equiv E_s = E_{s0} \exp\{i(\omega_s t - k_s z)\} \quad (2)$$

한편, 광의 광로장(z)은 이하의 (3)식이 된다.

$$z = D_0 + D_1 + L_2 + m(L_3 - \Delta z) + L_4 + (m + \Delta m)\Delta z = D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + mL_3 + \Delta m\Delta z \quad (3)$$

여기서, 도2에 도시한 바와 같이 D_0 은 레이저 장치(3a)와 하프 미러(13a) 사이의 거리, D_1 은 하프 미러(13a)와 미러(14a) [혹은 하프 미러(14b)와 하프 미러(13b)] 사이의 거리, L_1 은 하프 미러(13a)와 미러(14b) 사이의 거리, L_2 는 미러(14a)와 [초음파 송신축(Ou)을 따라 레이저광이 입사되는 위치의] 생체 조직(7)의 표면까지의 사이의 거리, L_3 은 초음파 송신축(Ou) 상에서의 생체 조직(7)의 두께, L_4 는 생체 조직(7)의 바닥면으로부터 하프 미러(13b)까지의 거리를 나타낸다. 초음파의 수렴점(F)의 근방 영역(R1)(이하, 초음파 수렴 영역이라 약칭)에 있어서의 복소 굴절률을, 그 변화분을 포함한 $m + \Delta m$ 으로 하여

$$m + \Delta m = (m_r + \Delta m_r) - i(m_i + \Delta m_i) = (m_r - im_i) + (\Delta m_r - i\Delta m_i) \quad (4)$$

라 정의한다.

(3)식을 (2)식에 대입하면, 이하의 (5)식과 같이 쓸 수 있다.

$$E_s = E_{s0} \exp\{i(\omega_s t - k_s z)\} = E_{s0} \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + mL_3 + \Delta m\Delta z)\}] \quad (5)$$

(5)식에 대해 (4)의 관계식을 대입하여 정리하면, 이하의 (6)식과 같이 기술할 수 있다.

$$\begin{aligned} E_s &= E_{s0} \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + (m_r - im_i)L_3 + (\Delta m_r - i\Delta m_i)\Delta z)\}] \\ &= E_{s0} \exp[i\omega_s t - ik_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)] \exp\{ik_0(im_i)L_3 + ik_0(i\Delta m_i)\Delta z\} \\ &= E_{s0} \exp[-k_0(m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)] \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)\}] \quad (6) \end{aligned}$$

이 (6)식은 초음파 수렴 부위의 매질의 복소 굴절률 [$m + \Delta m$]의 실부(즉 $m_r + \Delta m_r$)와 허부(즉 $m_i + \Delta m_i$)가 모두 변화하면, 그 초음파 수렴 부위를 통과한 투과광 혹은 산란광의 위상향과 진폭향의 각각이 국소적으로 변조를 받는다.

그리고, 본 실시예에서는 이와 같이 초음파 수렴 영역의 매질로부터의 투과광 등에 있어서의 국소적인 위상 변조 성분과 진폭 변조 성분을 추출함으로써, 그 매질 내부의 국소적인 산란 특성과 흡수 특성을 얻는다.

여기서, 복소 굴절률($m + \Delta m$)의 허부($m_i + \Delta m_i$)는 광의 흡수를 나타내는 양이고, 소광 계수라고도 불리며, 흡수 계수(α)와 다음의 (7)식의 관계가 있다.

$$\alpha = 4\pi m_i / \lambda \quad (7)$$

이 흡수 계수(α)는 입사광의 강도가 $1/e$ 로 줄어드는 전파 거리의 역수에 상당한다. (6)식 및 (7)식으로부터, 초음파에 의한 진폭 변조 성분을 추출함으로써, 초음파 수렴 영역의 흡수 계수(α)를 간접적으로 산출할 수 있다.

본 실시예에서는, 산란 특성 및 흡수 특성을 화상으로서 취득할 수 있지만, 이하에 설명한 바와 같이 특히 산란 특성을 취득 가능한 것이 큰 특징이 된다.

일반적으로, 종양의 암화에 수반하는 핵내 크로마틴의 농축 상태나 핵의 공간 분포 변화 등의 조직 구조적 변화는 굴절률 분포의 변화를 일으킨다. 한편, 산란 강도 분포는 복소 굴절률의 실부(m_r)를 반영한다(Mie 산란 이론에서는, 주변 매질과 산란체의 굴절률의 실부는 산란 파형을 결정하는 파라미터가 됨).

따라서, (6)식으로부터 알 수 있는 바와 같이, 굴절률 변화(Δm_r)는 관측광 중의 위상 변조 성분에 상당하므로, 이 위상 변화를 헤테로다인 검파에 의해 검출할 수 있으면, 초음파 수렴 영역의 복소 굴절률의 실부의 변화, 즉 암 조직에 연관된 조직 구조 변화에 상관이 있는 산란 특성을 관측하는 것이 가능해진다.

(6)식에 있어서는 입사광을 생체 조직(7)에 입사시키고, 초음파 수렴 영역을 통해 생체 조직(7)을 투과하는 투과광(즉 관측광)을 직접 검출하는 경우로 나타내고 있고, 이 상태에서는 위상 성분을 양호한 S/N에서 검출하기 어렵다.

이로 인해, 도2에 도시한 바와 같이 광변조기(18)에서 광변조된 참조광과, 초음파 수렴 영역을 빠져 나가는 관측광을 하프 미러(13b)로 광혼합하여 간섭시킨 간섭광(비트 신호광)을 추출하는 헤테로다인 검파를 행하도록 하고 있다. 이 헤테로다인 검파에 상당하는 간섭광을 광검출기(4a)에서 수광하여 간섭 신호를 얻는다.

즉, 광검출기(4a)에는 초음파 수렴 영역으로부터의 관측광으로서 (6)식으로 나타내는 전계 성분의 광이 입사되는 것에 대해, 참조 미러(14b)에 의해 반사된 이하의 (8)식에서 나타내는 전계 성분의 참조광도 입사된다.

$$E_r = E_{r0} \exp[i(\omega_s - \omega'_0)t - k_0(D_0 + L_1 + D_1)] \quad (8)$$

광검출기(4a)에 의해 검출할 수 있는 것은 (6)식과 (8)식의 합의 2제곱의 시간 적분이다. 간단하게 하기 위해,

$$E_s = E'_s \exp[i(\omega_s t + \phi_1)], \quad E_r = E'_r \exp[i((\omega_s - \omega'_0)t + \phi_2)]$$

라 하면,

$$E = E_s + E_r$$

$$= \{E'_s \exp(i\phi_1) + E'_r \exp(-i\omega'_0 t + \phi_2)\} \exp(i\omega_s t) I(z, t) = |E^2| = |EE^*|$$

$$= [E'_s \exp(i\phi_1) + E'_r \exp\{-i(\omega'_0 t - \phi_2)\}] \exp(i\omega_s t) \times [E'_s \exp(-i\phi_1) + E'_r \exp\{i(\omega'_0 t - \phi_2)\}] \exp(-i\omega_s t)$$

$$\begin{aligned}
&= E_s'^2 + E_r'^2 + E_s'E_r \exp(i\phi_1) \exp\{i(\omega'_0 t - \phi_2)\} + E_s'E_r \exp(-i\phi_1) \exp\{-i(\omega'_0 t - \phi_2)\} \\
&= E_s'^2 + E_r'^2 + E_s'E_r \exp\{i(\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1)\} + E_s'E_r \exp\{-i(\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1)\} \\
&= E_s'^2 + E_r'^2 + 2E_s'E_r \cos(\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1) \quad (9)
\end{aligned}$$

여기서,

$$E_s' = E_{s0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\}, E_r' = E_{r0}$$

이다. 또한,

$$\Phi_1 = -k_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z), \Phi_2 = -k_0(D_0 + D_1 + L_1)$$

이기 때문에, (9)식은

$$I(z, t)$$

$$\begin{aligned}
&= |E_{s0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\}|^2 + |E_{r0}|^2 + 2E_{s0}E_{r0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{\omega'_0 t + k_0(D_0 + D_1 + L_1) - k_0(D_0 + D_1 + L_2 + L_4 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)\} \\
&= |E_{s0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\}|^2 + |E_{r0}|^2 + 2E_{s0}E_{r0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{\omega'_0 t - k_0(L_2 + L_4 - L_1 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)\} \\
&= D.C. + 2E_{s0}E_{r0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{\omega'_0 t - k_0(L_2 + L_4 - L_1 + m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)\} \quad (10)
\end{aligned}$$

여기서, 미터(14a)와 생체 조직 표면간에 광로장을 길게 하기 위한 자연 회로를 설치함으로써, $L_2 + L_4 - L_1 \approx 0$ 으로 하는 것도 가능하다. 이 경우에는, (10)식은 (11)식과 같이 쓸 수 있다.

$$I(z, t)$$

$$= D.C. + 2E_{s0}E_{r0} \exp\{-k_0(m_i L_3 + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{\omega'_0 t - k_0(m_r L_3 + \Delta m_r \Delta z)\} \quad (11)$$

광검출기(4a)에 의해 검출되는 광전류 성분에 있어서, (11)식의 제1항이 직류 성분이 되고, 제2항이 비트 각주파수(ω'_0)에서 정현파 형상으로 변화하는 교류 성분이 된다. 즉, 이 교류 성분의 진폭 성분과 위상 성분(보다 구체적으로는 위상차)으로부터 위치(z)의 근방 영역에 있어서의 흡수 특성과 산란 특성에 밀접하게 연관되는 각 정보를 검출할 수 있다.

(11)식의 신호는, 위상계로서의 기능을 갖는 오실러스코프(5a)에 입력되고, 이 오실러스코프(5a)에 의해 교류 성분의 위상 차를 검출할 수 있다. 즉, 산란량도 측정할 수 있도록 하고 있다. 또한, 교류 성분의 진폭 성분으로부터 흡수 특성을 검출한다.

본 실시예에서는, 이 오실러스코프(5a)의 출력 신호 또는 오실러스코프(5a)에 입력되는 간섭 신호를 PC(6a)에 입력하고, PC(6a)에 있어서도 (11)식의 신호에 있어서의 위상차를 산출하여 산란 특성을 산출할 수 있는 구성으로 하고 있다.

이하에 있어서는, PC(6a)에 의해, [오실러스코프(5a)를 이용하지 않고] 광검출기(4a)의 출력 신호로부터 위상차 등을 산출하는 것에 대해서도 설명한다.

(11)식의 데이터는 A/D 변환되어 PC(6a) 내의 메모리(32)에 저장된다. 그리고, PC(6a) 내의 CPU(33)는 메모리(32)에 저장된 데이터에 대한 연산 처리를 행하고, (11)식에 있어서의 교류 성분의 위상차(복소 굴절률의 실부) 및 진폭(복소 굴절률의 허부)을 산출하는 연산을 행한다.

산란 특성에 크게 기여하는 위상차의 값을 산출하기 위해, CPU(33)는 메모리(32)에 저장된 데이터에 대한 푸리에 변환의 처리를 행하여 검출한다.

여기서, 위상차의 항을 검출하기 위해 시간 변수(t)에 대해 $I(z, t)$ 의 푸리에 변환(F)에 의해 이하의 식 (12)가 된다(여기서, $\omega'_0 = 2\pi f_0$).

$$F\{I(z, t)\}$$

$$= a\delta(f) + (b/2)\exp(ik_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z))\delta(f - f_0) + (b/2)\exp(-ik_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z))\delta(f + f_0) \quad (12)$$

단,

$$a = D.C., b = 2E_{s0}E_{r0}\exp\{-k_0(m_iL_3 + \Delta m_i\Delta z)\}$$

이다. 또한, $\delta(f)$ 는 $f = 0$ 의 값에서만 1이 되는 델타 함수를 나타낸다.

(12)식의 제2항의 주파수 스펙트럼(f_0)의 복소 진폭을 취출하고, 그 실부와 허부의 비를 취함으로써, 이하의 (13)식으로부터 위상차의 항($k_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z)$)을 구하는 것이 가능하다. 즉, $\{k_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z)\}$ 는,

$$\{k_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z)\}$$

$$= \tan^{-1}[\text{Im}\{(b/2)\exp(ik_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z))\}/\text{Re}(b/2)\exp(ik_0(m_rL_3 + \Delta m_r\Delta z)))] \quad (13)$$

이 된다.

CPU(33)는 메모리(32)에 저장된 데이터에 대해 FFT 처리를 행하고, 그 FFT 처리 결과로부터 (13)식의 위상차의 값을 산출한다.

그리고, 각 위상차에 대응하는 값을 위치 정보와 관련지어 메모리(32)에 저장하고, 1 프레임분의 각 값을 예를 들어 휘도치로서 표시 처리 회로(34)를 경유하여 모니터(35)에 출력하고, 그 표시면에 광 단층 화상(광 이미징 정보)으로서 표시한다. 또한, 위상차에 대응하는 값의 크기에 따라서 다른 색 신호로 할당하여 유사 컬러로 표시하도록 해도 좋다.

따라서 본 실시예는 이하의 효과를 갖는다.

본 실시예에 있어서는, 복소 굴절률에 있어서의 적어도 실부, 즉 2차원 혹은 3차원의 광 산란에 깊게 관계(관여)하는 2차원 정보를 추출할 수 있도록 하고 있으므로, 생체 조직(7)에 있어서의 종양의 암화 등에 수반하여 조직의 구조적 변화에 따른 광 산란 특성의 변화를 일으키는 인자에 상관성이 있는 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

즉, 종양의 암화에 수반하는 핵내 크로마틴의 농축 상태나 핵의 공간 분포 변화 등의 조직 구조적 변화는 특히 광 산란 특성의 변화를 일으키므로, 산란 특성에 깊게 관계되는 광 이미징을 가능하게 하는 것은 암조직에 관련된 조직 구조 변화에 상관이 있는 정보를 관측하는 것이 가능한 것과 동가가 된다. 그리고, 그 광 이미징 정보에 의해 점막의 심부의 진단 등에 유효하게 이용할 수 있는 가능성성이 높다.

또한, 본 실시예에 따르면, 공초점 기술이나 OCT 등의 광 진단학 기술과 비교한 경우, 보다 심부의 관찰을 기대할 수 있다. 또한, 본 실시예에 따르면, 초음파를 수렴시킴으로써, 보다 광CT와 비교하여 높은 공간 분해능의 이미징 정보를 얻을 수 있다. 따라서, 암 조직이 초기의 단계에 있어서도 식별하기 쉬운 광 이미징 정보를 얻을 수 있는 가능성이 높다.

또한, 본 실시예는 광검체에 조사하는 광원으로서 단일 레이저 장치(3a)로 실현할 수 있는 동시에, 수광 수단도 단일 광검출기(4a)로 실현할 수 있다. 따라서, 콤팩트한 장치로 화상 정보를 취득할 수 있는 광 이미징 장치(AP1)를 실현할 수 있다.

또한, 광검출기(4a)에는 라인 형상의 1차원 센서를 이용해도 좋고, 2차원 검출기인 CCD 등을 이용해도 좋다.

또한, 본 실시예에 있어서는 주사부로서 스캐닝 유닛(12a, 12b)을 구비하고 있으므로, 유닛(11a, 11b)과 함께 레이저 장치(3a)와 광검출기(4a)가 주사됨으로써, 검사 대상 부위로서의 수렴점(F)의 근방 영역(R1)을 이동하여 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다. 즉, 광검출기(4a) 등을 생체 조직(7)의 주위에 복수 배치하는 수고 등을 필요로 하지 않고, 간단하게 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있고, 조작성을 대폭으로 향상시킬 수 있다.

또한, 초음파 송신축(음축)(Ou)을 따라 레이저광을 진행시킴으로써 광검체에 초음파와 레이저광을 동축적으로 조사하는 구성으로 하고 있으므로, 광 이미징 장치(AP1)의 배치 등이 간단해진다.

또한, 본 실시예는 외과 분야나 의료 분야 이외에 있어서의 다른 산업 분야에 있어서도 검사 대상물의 산란 특성 및 흡수 특성의 측정 등에 널리 적용할 수 있다.

또한, 간섭광을 추출함으로써, 간섭 광강도를 (그 밖의 광강도에 대해 상대적으로)강화할 수 있고, S/N가 좋은 상태에서 간섭광을 추출할 수 있다. 따라서, 정밀도가 좋은 산란 정보를 취득할 수 있다.

[제2 실시예]

계속해서, 도6 또는 도7을 참조하여 제2 실시예를 설명한다.

도6은 제2 실시예의 광 이미징 장치(AP2)를 도시한다.

제1 실시예에 있어서는, 관측광으로서 생체 조직(7)을 투과한 투과광을 검출하는 구성이었던 것에 반해, 본 실시예는 생체 조직(7)에 광을 조사하여 조사측으로 복귀하는 광을 관측광으로서 검출하는 구성이다. 즉, 본 실시예에 있어서의 광검출기(4a)는 반사광 수광부를 형성하고 있다. 또한, 제1 실시예와 동일한 구성 요소에는 동일 부호를 부여하고 그 설명을 생략한다.

또한, 도6에 있어서는, 광원 장치(3b)와 하프 미러(13) 사이의 거리를 D₁이라 하는 등, 도6은 도2의 경우와는 다른 부호를 부여하여 나타내고 있다.

도6에 도시한 광 이미징 장치(AP2)는 광원 장치(3b), 광검출기(4a) 등이 내부에 설치된 유닛(11)을 갖는다. 이 유닛(11)은 스캐닝 유닛(12)에 의해 2차원 혹은 3차원적으로 스캔된다.

또한, 이 유닛(11)의 단부면에 설치된 초음파 트랜스듀서(2a)는 초음파를 전달하는 초음파 전달 매체로서의 예를 들어 물(36)을 통해 생체 조직(7)에 초음파를 조사한다.

이 경우, 초음파 트랜스듀서(2a)에는 제1 실시예의 경우와 마찬가지로 개구(15)가 마련되어 있고, 이 개구(15)를 통해 광원 장치(3b)에서 발생한 광은 생체 조직(7)에 조사된다.

구체적으로는, 광원 장치(3b)에서 발생된 레이저광 등의 광은 하프 미러(13)에 입사되고, 이 하프 미러(13)를 투과한 광은 개구(15)를 통해 생체 조직(7)측에 조사(입사)된다.

이 경우, 초음파 트랜스듀서(2a)도 개구(15)를 통과하는 광의 진행축(광축)을 초음파 송신축(Ou)으로 하여 음향 렌즈(16)에 의해 수렴되면서 생체 조직(7)측에 초음파를 조사한다.

그리고, 수렴점(F)의 근방 영역(R1)에 있어서 산란된 광에 있어서의 일부는, 생체 조직(7)에 입사된 방향과 역방향으로 진행하여 하프 미러(13)에 입사된다. 그리고, 이하에 설명하는 바와 같이 [하프 미러(13)에서 반사되고,] 참조 미러(14)측으로부터의 참조광과 간섭하는 간섭광이 되어, 광검출기(4a)에서 수광되게 된다.

한편, 하프 미러(13)에서 반사된 광원 장치(3b)로부터의 광은 참조 미러(14)측으로 진행한다. 이 경우, 하프 미러(13)와 참조 미러(14) 사이의 광로 중에는, 제1 실시예의 경우와 마찬가지로 발진기(17)의 발진 출력으로 광변조를 행하는 광변조기(18)가 배치되어 있다.

본 실시예에 있어서는, 하프 미러(13)에서의 반사광은 광변조기(18)에서 광변조된 후 참조 미러(14)에 입사되고, 이 참조 미러(14)에서 반사된 후, 다시 광변조기(18)에서 광변조된 후 하프 미러(13)에 입사된다.

이와 같이 광변조기(18)는 참조광을 2회 광변조하고, 하프 미러(13)측으로 복귀시킨다. 이로 인해, 하프 미러(13)에는 각 주파수($2\omega_0'$)로 광변조된 참조광이 입사된다.

그리고, 이 하프 미러(13)에 있어서 관측광과 간섭하여 간섭광이 되고, 이 간섭광은 광검출기(4a)에서 수광된다. 이와 같이, 본 실시예에 있어서의 하프 미러(13)는 제1 실시예에 있어서의 빔 스플리터의 기능을 갖는 하프 미러(13a)와, 광혼합을 행하는 하프 미러(13b)의 양 기능을 겸하는 기능을 갖는다.

이 광검출기(4a)의 출력 신호로서의 간섭 신호는 정보 추출부(5)로서의 신호 처리 회로(5b)에 입력되고, 관측광에 있어서의 위상 성분과 진폭 성분의 신호가 추출된다. 이 신호 처리 회로(5b)는, 예를 들어 제1 실시예와 마찬가지로 오실로스코프(5a)라도, 로크인 앰프라도 좋다.

신호 처리 회로(5b)의 출력 신호는 PC(6a)에 입력되고, 디지털 신호 데이터로 변환되어 PC(6a) 내의 메모리에 저장된다.

본 실시예에 있어서의 PC(6a)는 제1 실시예에 있어서의 제어 회로(25)의 기능을 겸한다.

초음파 트랜스듀서(2a)는 제1 실시예의 경우와 마찬가지로 펄스 발생기(21)로부터 파워 앰프(22)에서 증폭된 펄스 형상 초음파 구동 신호가 인가된다.

이 펄스 발생기(21)의 펄스는 딜레이 회로(23)에 의해 지연되어 신호 처리 회로(5b)에 입력된다.

또한, 펄스 발생기(21)에 의해 파워 앰프(22)에서 증폭된 초음파 구동 신호는 펄스 파형이 아닌 연속 파형상으로 함으로써 초음파 트랜스듀서(2a)로부터 연속 초음파를 발생시켜도 좋다.

또한 그 때, 펄스 발생기(21)로부터 초음파의 파장에 상당하는 시간 간격으로 펄스 형상의 리퍼런스 신호를 신호 처리 회로(5b)에 입력시켜 동기 검파함으로써 펄스 형상의 초음파를 조사한 경우와 동등한 효과를 얻는 것도 가능하다.

그리고, 이 신호 처리 회로(5b)는 제1 실시예 혹은 이하에 설명한 바와 같이 관측광에 있어서의 위상 성분과 진폭 성분을 추출하는 신호 처리를 행한다.

즉, 본 실시예에 있어서의 신호 처리 회로(5b)는 광산란 특성 및 흡수 특성에 밀접하게 각각 관련되는 복소 굴절률의 실부와 허부에 상당하는 위상 성분과 진폭 성분을 산출하도록 하고 있다. 그 밖의 구성은 제1 실시예와 동일한 구성이다.

다음에, 본 실시예의 동작을 도7의 흐름도를 참조하여 설명한다. 최초의 단계 S21에 있어서 광원 장치(3b)는 광을 발생한다.

또한, 단계 S22에 도시한 바와 같이 초음파 트랜스듀서(2a)는 파워 앰프(22)를 경유하여 펄스 형상 초음파 구동 신호가 인가되고, 수렴되는 초음파를 펄스 형상으로 발생한다.

또한, 단계 S23에 도시한 바와 같이 광원 장치(3b)의 광은 하프 미러(13)에서 분기된다.

그리고, 단계 S24a에 도시한 바와 같이 참조 미러(14)를 향하는 광은, 광변조기(18)에서 광변조된 후, 하프 미러(13)에 참조광으로서 입사된다.

한편, 단계 S24b에 도시한 바와 같이 하프 미러(13)를 투과한 광은 생체 조직(7)에 조사되고, 생체 조직(7) 내부에서 초음파에 의한 굴절률 변화를 수반한 산란광이 된다. 이 산란광의 일부는 하프 미러(13)에 관측광으로서 입사된다.

그리고, 단계 S25에 도시한 바와 같이 이 하프 미러(13)에 있어서 참조광과 관측광이 간섭하여 간섭광이 된다.

단계 S26에 있어서 이 간섭광은 광검출기(4a)에 의해 헤테로다인 검파된 간섭 신호가 된다. 본 실시예에서는 이 헤테로다인 검파된 간섭 신호는 $2\omega'_0$ 의 각주파수를 갖는 신호가 된다.

다음의 단계 S27에 있어서 이 간섭 신호는, 신호 처리 회로(5b)에 의해 위상 성분과 진폭 성분이 검출된다. 그리고, 다음의 단계 S28에 있어서 PC(6a) 내의 메모리에 스캐닝 위치의 정보와 함께 광 이미징 정보로서 저장된다.

그리고, 다음의 단계 S29에 있어서, 예를 들어 PC(6a) 내의 CPU는 스캐닝의 종단부인지의 판정을 행한다. 종단부가 아닌 경우에는, 단계 S30에 도시한 바와 같이 CPU는 스캐닝 신호 발생 회로(24)를 거쳐서 스캐닝 유닛(12)을 구동하고, 유닛(11)을 이동함으로써 초음파의 수렴점(F)을 이동한다. 그리고, 단계 S22로 복귀하여, 단계 S22 내지 단계 S30의 처리를 반복한다. 이와 같이 하여 스캐닝을 종단부까지 행함으로써, 단계 S29 내지 단계 S31의 처리로 진행한다.

즉, 단계 S31에 도시한 바와 같이 1 프레임분의 화상 생성이 완료되고, PC(6a)는 메모리에 저장된 위상 성분과 진폭 성분을 스캐닝 위치에 대응시켜 광 이미징 정보를 영상화하여 표시한다.

따라서, 제1 실시예와 같이 산란 특성 및 흡수 특성에 대응하는 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 연속 초음파를 이용하는 경우에 있어서도 대략 도7과 마찬가지로 하여 실시하는 것이 가능하지만, 이 경우에 있어서는 단계 S22의 부분을 수렴하는 연속 초음파를 발생시키도록 변경하면 좋다.

다음에, 산란광의 위상 성분 및 진폭 성분의 추출의 원리를 보다 상세하게 설명한다.

물체[생체 조직(7)]측을 통과하는 전계[$E_s(z', t)$]는 다음의 (14)식으로 근사하게 할 수 있다.

$$E_s(z', t) = E_{s0} \exp\{i(\omega_s t - k_s z')\} \quad (14)$$

여기서, 광로 길이(z')는,

$$\begin{aligned} z' &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m(z - \Delta z/2) + (m + \Delta m)\Delta z \\ &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2(m_r - im_i)z - (m_r - im_i)\Delta z + \{(m_r + \Delta m_r) - i(m_i + \Delta m_i)\}\Delta z \\ &= D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + (2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z) \end{aligned} \quad (15)$$

여기서, n_0 은 물(36)의 굴절률을 나타낸다. (15)식을 (14)식에 대입하고, z' 를 z 에 의해 다시 표현하면,

$$\begin{aligned} E_s(z, t) &= E_{s0} \exp[i\{(\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z))\}] \\ &= E_{s0} \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \exp[-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)] \\ &= E_{s0} \exp[-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)] \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \end{aligned} \quad (16)$$

참조광[$E_r(t)$]은 이하의 식으로 나타내어진다.

$$E_r(t) = E_{r0} \exp[i\{(\omega_s - 2\omega'_0)t - k_0(D_1 + 2L_1 + D_2)\}] \quad (17)$$

$I(z, t) = |E_s(z, t) + E_r(t)|^2$ 을 계산한다.

여기서,

$$E_s(z, t) = E'_s \exp\{i(\omega_s t + \phi_1)\}, E_r(t) = E_{ro} \exp[i(\omega_s - 2\omega_o)t + \phi_2]$$

로 두면,

$$E = E_s(z, t) + E_r(t) = \{E'_{so} \exp(i\phi_1) + E_{ro} \exp(-i2\omega_o t + i\phi_2)\} \exp(i\omega_s t)$$

$$I(z, t) = |EE^*| = \{E'_{so} \exp(i\phi_1) + E_{ro} \exp(-i2\omega_o t + i\phi_2)\} \exp(i\omega_s t)$$

$$\times \{E'_{so} \exp(-i\phi_1) + E_{ro} \exp(i2\omega_o t - i\phi_2)\} \exp(-i\omega_s t)$$

$$I(z, t)$$

$$= E'^2_{so} + E'^2_{ro} + E_{so}E_{ro} \exp\{i(2\omega_o t + i\phi_1 - i\phi_2)\} + E_{so}E_{ro} \exp\{-i(2\omega_o t - i\phi_1 + i\phi_2)\}$$

$$= D.C. + E_{so}E_{ro} \exp\{-i(2\omega_o t - \phi_2 + \phi_1)\} + E_{so}E_{ro} \exp\{i(2\omega_o t - \phi_2 + \phi_1)\}$$

$$= D.C. + 2E_{so}E_{ro} \cos(2\omega_o t - \phi_2 + \phi_1)$$

$$- \phi_2 + \phi_1 = k_0(D_1 + D_2 + 2L_1) - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + n_0L_4 + 2m_rz + \Delta m_r \Delta z)$$

$$= -k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0L_4 + 2m_rz + \Delta m_r \Delta z)$$

그러므로,

$$I(z, t) = |EE^*|$$

$$= D.C. + 2E_{so}E_{ro} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\}$$

$$\cos\{2\omega_o t - k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0L_4 + 2m_rz + \Delta m_r \Delta z)\}$$

여기서, $L_2 - L_1 + n_0L_4 = 0$ 이 되도록 참조 아암 길이와, 하프 미러(13)와 생체 조직(7)과의 광로 길이($2L_2 + 2n_0L_4$)를 조정하면, 상기 식은 (18)식과 같이 쓸 수 있다.

$$I(z, t) = D.C. + 2E_{so}E_{ro} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{2\omega_o t - k_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\} \quad (18)$$

이 (18)식은, 초음파 수렴 영역의 매질의 복소 굴절률($m + \Delta m$)의 실부(즉, $m_r + \Delta m_r$)와 허부(즉, $m_i + \Delta m_i$)가 모두 변화되면, 그 초음파 수렴 부위를 통과한 복귀광 혹은 산란광의 위상항과 진폭항의 각각이 변조를 받는다.

그리고, 본 실시예에서는 이와 같이 초음파 수렴 영역의 매질로부터의 복귀광 등에 있어서의 위상 변조 성분과 진폭 변조 성분을 추출함으로써, 그 매질 내부의 국소적인 산란 특성과 흡수 특성을 얻는다.

여기서, 복소 굴절률($m + \Delta m$)의 허부($m_i + \Delta m_i$)는 광의 흡수를 나타내는 양이고, 소광 계수라고도 불리워지며 흡수 계수(α)와 상술한 (7)식의 관계가 있다.

(18)식에 있어서는 입사광을 생체 조직(7)에 입사시키고, 초음파 수렴 영역으로부터 복귀되는 입사광(즉, 관측광)을 직접 검출하는 경우로 나타내고 있으며, 이 상태로는 위상 성분을 양호한 S/N으로 검출하기 어려우므로 도6에 도시한 바와 같이 광변조기(18)에서 광변조된 참조광과, 초음파 수렴 부위로부터 복귀되는 관측광을 하프 미러(13)에서 광혼합하여 간섭 시킨 간섭광으로 하여 헤테로다인 검파를 행하도록 하고 있다. 이 헤테로다인 검파에 상당하는 간섭광은 광검출기(4a)에서 수광되어, 간섭 신호가 된다.

광검출기(4a)에 의해 검출되는 광전류 성분에 있어서, (18)식의 제1항이 직류 성분이 되고, 제2항이 비트 각주파수($2\omega'_0$)에서 정현파 형상으로 변화하는 교류 성분이 된다. 즉, 교류 성분의 진폭 성분과 위상 성분(보다 구체적으로는 위상차)으로부터 위치(z)의 흡수 특성과 산란 특성에 밀접하게 관련되는 각 정보를 검출할 수 있다.

(18)식의 신호는 위상계로서의 기능을 갖는 오실로스로프(5a)나 로크인 앰프에 입력함으로써, 교류 성분의 위상차 및 진폭 성분으로부터 산란량과 흡수량을 검출할 수 있다.

상기 위상계를 이용하는 대신에 도6에 나타낸 신호 처리 회로(5b)에 의해, 이하와 같이 위상차 등을 산출할 수도 있다.

(18)식의 데이터는, A/D 변환되어 PC(6a) 내의 메모리에 저장된다. 그리고, PC(6) 내의 CPU(34)는 메모리(32)에 저장된 데이터에 대한 연산 처리를 행하고, (18)식에 있어서의 교류 성분의 위상차(복소 쿨절률의 실부)를 산출하는 연산을 행한다.

산란 특성에 크게 기여하는 위상차의 값을 산출하기 위해, CPU(33)는 메모리(32)에 저장된 데이터에 대한 푸리에 변환의 처리를 행하여 검출한다.

여기서, 위상차의 항을 검출하기 위해 시간 변수(t)에 대해 $I(z, t)$ 의 푸리에 변환(F)에 의해 이하의 식(8')이 된다. (여기서, $2\omega'_0 = 2\pi f_0$)

$$F\{I(z, t)\}$$

$$= a\delta(f) + (b/2)\exp(ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\delta(f - f_o) +$$

$$(b/2)\exp(-ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\delta(f + f_o) \quad (8')$$

단, a는 직류 성분으로, b = $2E_{s0}E_{ro}\exp\{-k_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z)\}$ 이다.

(8')식의 제2항의 주파수 스펙트럼(f_0)의 복소 진폭을 취출하고, 그 실부와 허부의 비교를 취함으로써 이하의 (9')식으로부터 위상차의 항{ $k_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z)$ }을 구하는 것이 가능하다. 즉, { $k_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z)$ }는,

$$\{k_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z)\}$$

$$= \tan^{-1}[\text{Im}\{(b/2)\exp(ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\}/\text{Re}\{(b/2)\exp(ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\}] \quad (9')$$

가 된다.

본 실시예에 따르면, 제1 실시예와 마찬가지로 광산란 및 흡수의 광 이미징 정보를 취득할 수 있고, 이 광 이미징 정보를 영상화하여 표시할 수도 있다. 따라서, 병변부의 진단 등을 보다 종합적으로 행하는 데 유효해지는 진단 정보를 제공할 수 있다.

또한, 반사광을 검출하는 타입으로 함으로써 광산란 등의 측정을 행하는 광 이미징 장치(AP2)의 구성이 투과광을 검출하는 타입의 경우보다도 콤팩트하게 할 수 있다. 또한, 주사부가 되는 스캐닝 유닛(12)이 1개로 충분한 장점도 있다.

또한, 제1 실시예의 경우와 마찬가지로 간섭광을 추출함으로써 S/N이 좋은 산란 정보를 취득할 수 있는 등의 효과가 있다.

또한, 광검출기(4a)는 라인 형상의 1차원 검출기를 이용해도 좋고, CCD 등의 2차원 검출기를 이용해도 좋다.

(제2 실시예의 변형예)

다음에, 본 실시예의 변형예를 설명한다.

(제1 변형예)

도8은 제1 변형예의 광 이미징 장치(AP3)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP3)는, 도6에 있어서 하프 미러(13)와 초음파 트랜스듀서(2a)와의 사이의 광로 중에 발진기(17b)의 발진 출력으로 광변조를 행하는 제2 광변조기(18b)가 배치되어 있다.

이 발진기(17b)는 발진기(17)에 의한 각주파수(ω'_0)와는 다른 각주파수($\omega b'_0$)가 채용된다. 그리고, 하프 미러(13)에 있어서 $2\omega'_0$ 으로 변조된 참조광과, $2\omega b'_0$ 으로 변조된 관측광을 간섭시켜 간섭광을 생성한다.

그리고, 헤테로다인 검파에 의해 예를 들어 $2(\omega'_0 + \omega b'_0)$ 의 간섭 신호를 추출한다.

본 변형예에 따르면, 관측광측의 광로에도 광변조부를 배치함으로써 보다 S/N가 좋은 관측광을 추출(검출)하는 것이 가능해진다.

즉, 관측광측에 광변조기(18b)를 배치하지 않는 경우에는 하프 미러(13)에 의한 간섭에 의해 $2\omega'_0$ 의 간섭광을 추출하는 경우 관측광은 변조되어 있지 않으므로, 실제로 생체 조직(7)측으로부터 복귀되는 관측광 외에 광원 장치(3b)로부터의 광과 간섭한 성분도 간섭광에 혼입되어 버린다.

이에 대해, 본 변형예에 따르면 $2(\omega'_0 + \omega b'_0)$ 의 간섭 신호를 추출하기 위해, 참조광과 실제로 생체 조직(7)측으로부터 복귀되는 관측광의 간섭광 성분만을 추출할 수 있다. 따라서, 보다 S/N가 좋은 관측광을 추출하는 것이 가능해진다.

또한, 도6의 실시예와 마찬가지로 연속 초음파를 이용해도 좋다.

(제2 변형예)

도9는 제2 변형예의 광 이미징 장치(AP4)를 도시한다. 상술한 실시예에 있어서는, 생체 조직(7)에 조사되는 초음파 송신축(Ou)을 따라 광이 조사되는 구성이었지만, 본 변형예는 서로 다른 방향으로부터 생체 조직(7)에 초음파와 광이 조사되는 구성으로 되어 있다.

또한, 본 변형예에서는 생체 조직(7)에 조사되는 광을 수렴하는 조명광 수렴부를 구비한 구성으로 되어 있다. 도9에 도시한 바와 같이, 광원 장치(3b)로부터 하프 미러(13)를 투과한 광은 렌즈 프레임(37)에 설치한 콜리메이트 렌즈(혹은 집광렌즈)(38)를 경유하여 수렴되어 생체 조직(7)에 조사된다.

또한, 이 콜리메이트 렌즈(38)의 광축(O)과 예를 들어 각도[$\Theta(> 0)$]가 이루는 방향이 초음파 송신축(Ou)이 되도록 유닛(11)의 단부면 등에 초음파 트랜스듀서(2a)가 설치되어 있다.

또한, 이 초음파 트랜스듀서(2a)는 초음파 수렴부로서의 음향 렌즈(16)가 설치되어 있지만, 개구(15)는 마련되어 있지 않은 구조로 되어 있다.

그리고, 이 도9에 도시한 바와 같이 수렴점(F)의 근방 영역(R1) 부근에 있어서 광축(O) 방향으로 산란된 광은 상기 산란 후에 있어서는 수렴된 초음파의 영향을 거의 받는 일 없이 콜리메이트 렌즈(38)측으로 복귀된다. 이와 같이, 본 변형예에 있어서는 펄스 초음파뿐만 아니라, 연속파로 한 경우에도 수렴점(F)의 근방 영역(R1)에서 산란된 산란광을 초음파에 의한 근방 영역(R1) 이외에서의 영향을 거의 받는 일 없이 검출할 수 있도록 하고 있다.

이로 인해, 본 변형예에 있어서는 펠스 발생기(21)를 채용하지 않고, 예를 들어 연속파의 초음파 구동 신호를 발생하는 신호 발생기(39)를 채용하고 있다. 물론, 펠스 초음파를 이용하도록 해도 좋다.

이 신호 발생기(39)에서 발생된 초음파 구동 신호는 파워 앰프(22)에 의해 증폭된 후, 초음파 트랜스듀서(2a)에 인가된다.

또한, 콜리메이트 렌즈(38)가 설치된 렌즈 프레임(37)은 유닛(11)측에 설치한 도시하지 않은 통체와 끼워 맞추어지고, 광축(O) 방향으로 이동함으로써 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(16)에 의한 수렴점(F)의 위치에 광을 포커스하도록 조정할 수 있다. 즉, 콜리메이트 렌즈(38) 및 렌즈 프레임(37)은 조명광이 조사되는 조사 위치 조정부를 형성하고 있다.

또한, 음향 렌즈(16)측도 그 포커스 위치를 조정할 수 있는 구성으로 해도 좋다. 즉, 콜리메이트 렌즈(38)에 의해 광이 포커스된 위치에 초음파가 포커스되도록(초점을 맷도록) 초음파의 초점 조정부를 형성하도록 해도 좋다. 후술하는 도11에 있어서는 초점 조정부를 구비한 구성이다.

또한, 도8 및 도9의 실시예에 있어서도 광검출기(4a)에는, 라인 형상의 1차원 검출기를 이용해도 좋고, CCD 등의 2차원 검출기를 이용해도 좋다.

도10은 본 변형예에 있어서의 타이밍 차트를 도시한다. 도10의 (A)에 도시한 바와 같이 광원 장치(3b)는 연속광을 발생하고, 또한 도10의 (B)에 도시한 바와 같이 신호 발생기(39)는 연속파의 초음파 구동 신호를 발생한다.

그리고, 신호 처리 회로(5b)는 신호 발생기(39)의 신호를 받아, 도10의 (C)에 도시한 바와 같이 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 타이밍에 있어서의 짧은 시간, 예를 들어 게이트를 개방하여 변조 신호에 동기하여 간섭 신호로부터 위상 성분과 진폭 성분을 추출한다.

또한, 최초에만 이와 같이 초음파가 수렴점(F)에 도달할 때까지 간섭 신호를 취입하는 타이밍의 조정을 행하지만, 도10의 (D)에 도시한 바와 같이 [예를 들어, PC(6a)에 의한 제어에 의해] 스캐닝 신호는 짧은 주기로 발생된다.

그리고, 신호 처리 회로(5b)에 의해 추출된 위상 성분과 진폭 성분은 PC(6a) 내의 예를 들어 메모리에 스캐닝 신호와 관련되어 저장된다.

이와 같이 동작하는 본 변형예에 있어서는, 광축(O)과 초음파 송신축(0u)이 이루는 각도(Θ)를 적당한 값 이상으로 설정하고 있으므로, 수렴점(F)의 근방에 있어서 수렴된 초음파에 의해 복소 굴절률이 변화되어 산란되는 광은, 그 후에는 초음파에 의한 영향을 받는 일 없이 관측광으로서 검출된다.

따라서, 초음파를 연속적으로 조사하면서 스캐닝도 연속에 가까운 상태로 행할 수 있다. 또한, 단시간에 1 프레임분의 광 이미징 정보를 취득할 수 있다.

그 밖에, 제2 실시예와 동일한 효과를 갖는다. 또한, 본 변형예에 있어서도 제1 변형예를 적용함으로써 보다 S/N이 좋은 상태에서 간섭 신호를 검출할 수 있다.

(제3 변형예)

도11은 제3 변형예의 광 이미징 장치에 있어서의 조명 광축 보유 지지부로서의 렌즈 보유 지지부(26)와, 초음파 송신축 보유 지지부로서의 트랜스듀서 보유 지지부(27) 주변부를 도시한다.

도11에 도시한 예는, 예를 들어 도9의 구성에 적용한 경우로 도시한다.

렌즈 보유 지지부(26)는 콜리메이트 렌즈(38)가 설치된 렌즈 프레임(37)이 끼워 맞추어지는 투과 구멍에 의해 미끄럼 이동 가능하게 보유 지지하는 가동 보유 지지체(26a)와, 이 가동 보유 지지체(26a)의 한쪽 단부측을 끼워 맞추어 회전적으로 슬라이드 이동 가능하게 보유 지지하는 고정측 보유 지지체(26b)를 갖는다.

또한, 가동 보유 지지체(26a)의 다른 쪽 단부측에는 래크부(26c)가 설치되어 있고, 이 래크부(26c)는 손잡이(26e)의 단부에 설치한 기어(26d)가 맞물려 있다. 그리고, 사용자는 이 손잡이(26e)를 회전하는 조작을 행함으로써, 도11 중의 부호 C로 나타낸 바와 같이 가동 보유 지지체(26a)를 이동할 수 있다. 그리고, 콜리메이트 렌즈(38)의 광축(O)을 이동하여 그 광축(O)을 조정할 수 있다.

또한, 마찬가지로 트랜스듀서 보유 지지부(27)는 초음파 트랜스듀서(2a)가 설치된 가동 프레임체(40)가 끼워 맞추어지는 투과 구멍에 의해 미끄럼 이동 가능하게 보유 지지하는 가동 보유 지지체(27a)와, 이 가동 보유 지지체(27a)의 한쪽 단부측을 끼워 맞추어 회전적인 슬라이드 이동 가능하게 보유 지지하는 고정측 보유 지지체(27b)로 이루어진다.

또한, 가동 보유 지지체(27a)의 다른 쪽 단부측에는 래크부(27c)가 설치되어 있고, 이 래크부(27c)는 손잡이(27e)의 단부에 설치한 기어(27d)가 맞물린다.

그리고, 사용자는 이 손잡이(27e)를 회전하는 조작을 행함으로써 도11 중의 부호 D로 나타낸 바와 같이 가동 보유 지지체(27a)를 이동할 수 있다. 그리고, 초음파 트랜스듀서(2a)의 초음파 송신축(Ou)을 이동하여 그 초음파 송신축(Ou)의 방향을 조정할 수 있다.

또한, 도11에 있어서 렌즈 프레임(37)을 광축(O)의 방향으로 조정함으로써 광의 초점 위치(Fo)를 조정할 수 있다. 마찬가지로, 가동 프레임체(40)를 조정함으로써 초음파의 수렴점(F)을 조정할 수 있다.

그리고, 예를 들어 수렴점(F)에 초점 위치(Fo)가 일치하도록 조정할 수 있는 조명광 조정부가 설치되어 있다. 또한, 초점 위치(Fo)에 수렴점(F)이 일치하도록 조정할 수 있는 초음파의 초점 조정부도 설치되어 있다.

본 변형예에서는 고정측 보유 지지체(26b, 27b)에 의해 가동 보유 지지체(26a)와 가동 보유 지지체(27a)를 공통의 평면 [광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 포함한 면] 내에서 회전적으로 이동 가능하게 보유 지지하고, 광과 초음파의 송신축의 방향이 다른 경우에도 검사 대상으로 하는 부위에 광 및 초음파를 포커스하기 쉽게 하고 있다.

또한, 도11에 있어서는 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 다른 방향으로 설정된 경우에 있어서의 포커스 조정 및 방향 조정 기구를 도시하고 있지만, 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 일치시키는 경우에는 렌즈 보유 지지부(26)와 트랜스듀서 보유 지지부(27)를 동축적 혹은 적층적으로 배치함으로써 실현할 수 있다.

(제4 변형예)

도12는 제4 변형예에 관한 광 이미징 장치(AP5)를 도시한다. 여기서는, 렌즈 보유 지지부(26)와 트랜스듀서 보유 지지부(27)를 동축적으로 배치하고 있다. 도12는 렌즈 보유 지지부(26')와 트랜스듀서 보유 지지부(27')의 주변부를 도시한다.

본 변형예는 도11에서 설명한 렌즈 보유 지지부(26)와 트랜스듀서 보유 지지부(27)와 유사한 렌즈 보유 지지부(26')와 트랜스듀서 보유 지지부(27')가 동축 형상에 인접하도록 설치되어 있다. 그리고, 콜리메이트 렌즈(38)의 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 일치하도록 조정할 수 있도록 하고 있다.

또한, 렌즈 보유 지지부(26')와 트랜스듀서 보유 지지부(27')는 도11에 있어서의 렌즈 보유 지지부(26)와 트랜스듀서 보유 지지부(27)에 있어서의 회전적인 이동 대신에 광축(O) 및 초음파 송신축(Ou)에 직교하는 방향으로 각각 이동 가능하게 한 차이뿐이다.

그리고, 예를 들어 렌즈 보유 지지부(26')측을 조정함으로써 광축(O)이 초음파 송신축(Ou)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 조명광축 조정부를 형성하고 있다.

또한, 트랜스듀서 보유 지지부(27')측을 조정함으로써 초음파 송신축(Ou)이 광축(O)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 송신축 조정부를 형성하고 있다.

본 변형예에 따르면, 렌즈 보유 지지부(26')나 트랜스듀서 보유 지지부(27')의 특성에 변동이 있는 경우에 있어서도, 조정 함으로써 수렴점(F)과 초점 위치(Fo)가 일치하도록 조정할 수 있다. 그리고, S/N이나 분해능이 높은 상태에서 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

(제5 변형예)

도13은 제5 변형예의 광 이미징 장치(AP6)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP6)는 예를 들어 도9의 광 이미징 장치(AP4)에 있어서 초음파 트랜스듀서(2a)에는 음향 렌즈(16)를 설치하지 않는 구성으로 하고 있다. 초음파 트랜스듀서(2a)는 수렴되지 않는 초음파를 생체 조직(7)에 조사하게 된다.

본 변형예는 간략화한 구성으로 함으로써 저비용으로 광 이미징 정보를 얻도록 하고 있다. 또한, 집광 렌즈(38)도 설치하지 않는 구성으로 할 수도 있다. 이 경우에는 더욱 저비용화할 수 있다.

또한, 도12와 도13의 실시예에 있어서도 전술과 마찬가지로 초음파로서 펄스 또는 연속파 중 어느 것이라도 좋고, 또한 광 검출기로서 라인 형상 1차원 검출기를 이용해도 좋고, 2차원 검출기인 CCD 등을 이용해도 좋다.

[제3 실시예]

계속해서, 도14 내지 도16을 참조하여 제3 실시예를 설명한다.

도14는 본 발명의 제3 실시예의 광 이미징 장치(AP7)의 구성을 도시한다. 본 실시예에서는 광파이버를 이용함으로써, 특히 2차원 스캐닝하는 부분을 보다 소형화할 수 있도록 하고 있다.

이 광 이미징 장치(AP7)는 생체 조직(7)에 조사하는 레이저광 등을 발생하는 광원 장치(3a)를 갖는다.

이 광원 장치(3a)의 광은, 이 광을 도광하는 광파이버(52a)의 단부면에 입사되고, 이 광파이버(52a)를 거쳐서 그 도중에 설치된 광커플러(53)에 있어서, 2개의 광으로 분기된다. 그리고, 한쪽은 광파이버(52b)를 거쳐서 광조사와 수광을 행하는 광조사·수광부(54)측에 도광되고, 다른 쪽은 광파이버(52c)를 거쳐서 참조광 생성부(55)측에 도광된다.

또한, 광파이버(52b)에 의해 초음파를 전달하는 물(36)을 거쳐서 생체 조직(7)측에 조사되고, 생체 조직(7)측으로부터 복귀되는 광은 관측광으로서 이 광파이버(52b)에 입사되고, 광커플러(53)에 있어서 참조광측의 광과 간섭한 간섭광이 된다. 그리고, 이 간섭광은 광파이버(52d)를 경유하여 그 단부면에 배치된 광검출기(4a)에 의해 수광되고, 광전 변환된다.

또한, 물은 이용하지 않고 음향 렌즈(59)를 생체 조직(7)에 접촉시켜도 좋다.

상기 참조광 생성부(55)는 광파이버(52c)의 단부면으로부터 출사되는 광을 콜리메이트 렌즈(56)에 의해 평행한 광속의 광으로 하여 고정된 참조 미러(14)에 입사시키고, 이 참조 미러(14)에서 반사된 광을 콜리메이트 렌즈(56)에 의해 다시 광파이버(52c)의 단부면에 입사시킨다.

이 경우, 콜리메이트 렌즈(56)와 참조 미러(14)와의 사이에는 제1 실시예와 마찬가지로 발진기(17)의 발진 출력으로 구동되는 광변조기(18)가 배치되어 있고, 이 광변조기(18)에 의해 참조광은 광변조된다.

또한, 상기 광조사·수광부(54)는 광조사(혹은 광사출) 및 수광을 행하는 광파이버(52b)의 단부면 부근에, 초음파 트랜스듀서(57)와 스캐닝 디바이스(58)가 설치되어 있다.

초음파 트랜스듀서(57)는 펄스 발생기(21')로부터 펄스 형상의 초음파 구동 신호가 인가됨으로써 펄스 초음파를 발생하고, 이 펄스 초음파는 음향 렌즈(59)에 의해 수렴되어 생체 조직(7)측에 조사된다. 또한, 이 펄스 발생기(21')는 도2의 펄스 발생기(21)와 파워 앰프(22)의 기능을 겸하고 있다.

또한, 스캐닝 디바이스(58)는 펄스 형상 초음파 구동 신호와 동기하여, 스캐닝 발생 회로(24)로부터의 스캐닝 신호가 인가됨으로써 광조사·수광부(54)를 2차원적으로 스캔한다. 예를 들어, 생체 조직(7)의 깊이 방향, 즉 z 방향과 이 z 방향과 직교하는 예를 들어 x 방향 등에 스캔한다.

이 광파이버(52b)의 단부면의 확대도를 도15에 도시한다. 본 실시예에 있어서는, 광파이버(52b)는 중앙부에 배치한 1개 또는 복수개의 광파이버로 이루어지는 제1 광파이버부(60a)와, 이 제1 광파이버부(60a)의 주위에 배치한 복수의 파이버, 즉 파이버 번들로 이루어지는 제2 광파이버부(60b)에 의해 구성되어 있다.

그리고, 예를 들어 도16의 광커플러(53)의 확대도에 도시한 바와 같이 레이저 장치(3a)에 의한 레이저 광을 광파이버(52a)에 입사시키고, 광커플러(53)를 구성하는 제1 커플러부(53a)에 있어서 예를 들어 2개로 분기시켜 광파이버(52b)의 제2 광파이버부(60b)와 광파이버(52c)에 있어서의 제2 광파이버부(60b)와 도광시키도록 하고 있다.

그리고, 제2 광파이버부(60b)의 단부면으로부터 도광된 레이저 광을 생체 조직(7)측에 조사한다. 또한, 생체 조직(7)측으로부터의 복귀광을 중앙의 제1 광파이버부(60a)에서 수광하도록 하고 있다. 이 제1 광파이버부(60a)에서 수광된 광은, 제2 커플러부(53b)에 있어서 참조광측의 광을 도광하는 제1 광파이버부(60a)와 광혼합되어 간섭광이 생성된다. 그리고, 간섭광은 광파이버(52d)에 의해 도광되어 광검출기(4a)에서 수광된다.

이 광검출기(4a)에서 검출된 신호는 로크인 앰프(63)의 신호 입력 단부에 입력된다. 이 로크인 앰프(63)에 있어서의 참조신호 입력 단부에는 발진기(17)의 $2\omega_0'$ 의 변조 신호가 인가되고, 이 로크인 앰프(63)는 (그 신호 입력 단부로부터 입력되는 신호에 대해)이 변조 신호에 위상 동기한 신호 성분만을 높은 S/N으로 추출한다.

또한, 이 로크인 앰프(63)는 펄스 발생기(21)로부터 딜레이 회로(23)에 의해 딜레이된 타이밍으로 동기하여 신호 추출의 동작을 행한다.

이 로크인 앰프(63)로 검출된 신호는 PC(6a)의 PC 본체(6c) 내의 A/D 변환 회로에 입력된다. 또한, PC 본체(6c)는 도2에 있어서의 PC(6a)에 있어서 모니터(35)를 제외한 것을 나타내고 있다.

또한, 이 PC 본체(6c)의 A/D 변환 회로에는 스캐닝 신호 발생 회로(24)로부터 스캐닝 신호가 입력되고, 이 스캐닝 신호를 취입함으로써 스캐닝 위치 정보를 산출한다.

또한, 제어 회로(25)는 펄스 발생기(21'), 스캐닝 신호 발생 회로(24) 및 딜레이 회로(23)의 각 동작을 제어한다. 또한, 이 제어 회로(25)는 예를 들어 PC 본체(6c) 내의 CPU(33)와 제어 신호 등의 송수를 행할 수 있다. 그리고, 제어 회로(25)에 의해 펄스 발생기(21') 등을 제어할 수 있는 동시에, PC(6a)측으로부터 제어 회로(25)를 거쳐서 혹은 제어 회로(25)를 관통하여 펄스 발생기(21') 등을 제어할 수도 있도록 하고 있다.

이러한 구성에 의한 본 실시예에 따르면, 광파이버(52b)의 선단부 부근을 스캐닝함으로써, 제1 실시예와 마찬가지로 복소굴절률의 실부와 허부에 상당하는 이미징 정보를 얻을 수 있다. 또한, 스캐닝 디바이스(58)로서 사이즈가 작고 또한 구동력이 작은 것이라도 좋다. 그 밖에, 제1 실시예와 동일한 효과를 갖는다.

(제3 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도17은 제3 실시예의 제1 변형 예에서, 광 이미징 장치를 구비한 내시경 장치(AP8)의 구성을 도시한다. 본 변형 예는 제3 실시예에 있어서의 광조사·수광부(54)를 내시경(71)에 설치한 구성으로 하고 있다.

이 내시경(71)은 삽입부(72)의 선단부에 설치된 경질의 선단부(73)에는 조명광을 출사하는 조명창과 관찰(촬영)을 행하는 관찰창이 설치되어 있다. 조명창에는 라이트 가이드(74)의 선단부측이 설치되어 있고, 그 선단부면으로부터 조명광을 출사한다. 또한, 라이트 가이드(74)의 도시하지 않은 손잡이측의 단부면에는 도시하지 않은 내시경 광원 장치로부터 조명광이 입사된다.

또한, 관찰창에는 대물 렌즈(75)가 설치되어 있고, 그 결상 위치에는 촬영 소자로서 예를 들어 CCD(76)가 배치되어 있다. 이 CCD(76)는 도시하지 않은 비디오 프로세서 등의 신호 처리 장치와 접속되고, 이 신호 처리 장치는 CCD(76)에 의해 촬상된 화상 신호에 대한 신호 처리를 행하여 영상 신호를 생성하고, 도시하지 않은 모니터에 영상 신호를 출력한다.

또한, 이 삽입부(72)에는 그 길이 방향으로 처치구류를 삽입 가능하게 하는 채널(77)이 설치되어 있고, 이 채널(77) 내에 광파이버(52b)가 삽입된다.

또한, 본 변형 예에 있어서의 내시경(71)에 있어서는 예를 들어 선단부(73)의 선단부면에 스캐닝 디바이스(79)가 설치되고, 이 스캐닝 디바이스(79)의 구동면에 초음파 트랜스듀서(78)가 설치되어 있다.

그리고, 스캐닝 발생 회로(24)의 스캐닝 신호를 스캐닝 디바이스(79)에 인가함으로써, 초음파 트랜스듀서(78)를 2차원적으로 또는 3차원적으로 스캔할 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형 예에 있어서의 초음파 트랜스듀서(78)는 예를 들어 전자 주사형 초음파 트랜스듀서에 의해 구성되고, 이 초음파 트랜스듀서는 예를 들어 도17에 있어서의 x 방향을 따라 복수 배치된 트랜스듀서 엘리먼트에 의해 구성되고, 도시하지 않은 지연 소자 등을 거쳐서 지연 시간을 제어하여 구동함으로써 초음파를 수렴시키도록 출사시키고, 수렴점(F)에서 수렴시킬 수 있도록 하고 있다.

그리고, 도17에 도시한 바와 같이 광파이버(52b)의 선단부면으로부터 출사되는 광의 조사 부위 내의 영역에 있어서, 초음파의 수렴점(F)을 설정하고 이 상태에서 스캐닝 디바이스(79)를 스캐닝 신호로 구동함으로써 수렴점(F)을 2차원적으로 스캔한다.

그 밖의 구성은 도14와 마찬가지이며, 그 설명을 생략한다. 본 변형 예에 따르면, 내시경(71)에 의해 체강 내의 생체 조직(7)을 내시경 검사할 수 있다. 그리고, 병변부 등 보다 상세하게 관찰 혹은 진단하고자 하는 부위에 대해서는 도17에 도시한 바와 같이 채널(77) 내에 광파이버(52b)를 삽입하여 그선단부면을 관찰 대상 부위에 대향시킨다.

그리고, 펄스 발생기(21')로부터 펄스 형상 초음파 구동 신호를 발생시키는 동시에, 스캐닝 신호도 발생시켜 관찰 대상 부위의 주변부에 대한 2차원 이미징 정보를 취득하고, 모니터(35)의 표시면에 표시한다.

본 변형 예에 있어서는, 내시경(71)에 광을 조사하는 광조사부와, 초음파를 수렴시키도록 조사하는 초음파 조사 수단과, 초음파의 수렴 영역을 2차원적으로 또는 3차원적으로 스캔하는 스캐닝 수단을 설치하고 있으므로, 체강 내에 있어서의 원하는 부위의 생체 조직(7)에 대한 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

따라서, 본 변형 예에 따르면 체강 내의 환부 등의 생체 조직(7)을 광학적으로 내시경 검사하고, 그 경우에 병변부와 같이 보다 상세하게 진단하고자 하는 부위에 대해 광 이미징 정보를 취득하여 모니터(35)에 표시시키도록 할 수 있다. 이와 같이 함으로써, 내시경 검사뿐인 경우보다도 병변부를 보다 정확하게 진단하는 데 유익한 정보를 얻을 수 있다.

또한, 본 변형 예에 있어서의 다른 변형 예로서 이하에 설명한 바와 같이, 예를 들어 채널(77)의 선단부 개구 부분에 제3 실시예에 있어서의 초음파를 수렴하여 조사하는 기능과 스캐닝 수단의 기능도 구비한 광조사·수광부(54)를 설치하도록 해도 좋다.

(제2 변형 예)

도18은 제2 변형 예의 내시경 장치(AP9)에 있어서의 내시경(71)의 선암(先暗)부 부근의 구성을 도시한다. 본 변형 예는 도14의 광조사·수광부(54)를 채널(77)의 선단부 개구에 착탈 가능하게 설치한 구성으로 한 것이다.

(제3 변형 예)

또한, 도19는 제3 변형 예에 있어서의 광파이버(52b)의 단부의 구성 예를 도시한다. 도15에서 도시한 바와 같이 이 광파이버(52b)는, 그 중앙부에 제1 광파이버부(60a)가 배치되고, 그 주위에 복수의 파이버로 이루어지는 제2 광파이버부(60b)가 배치되어 있다.

도19의 광파이버(52b)에 있어서는, 제2 광파이버부(60b)의 단부면이 중앙부의 제1 광파이버부(60a)의 축에 관하여 회전 대칭이 되는 포물면 등의 오목면을 형성하도록 가공되어 있고, 또한 그 단부면에는 집광하는 콜리메이트 렌즈(혹은 집광렌즈)(60c)가 설치되어 있다.

그리고, 각 제2 광파이버부(60b)의 단부면으로부터 출사되는 광을 초점 위치(F_0)에 포커스할 수 있도록 하고 있다. 이와 같이 함으로써, 높은 S/N으로 광 이미징 정보를 취득할 수 있다.

이상의 각 실시예에 있어서는 광변조기와 그 드라이버를, 커플러와 광조사부(생체 조직 부근)의 사이에 설치하여 S/N의 향상을 도모해도 좋고, 전술과 마찬가지로 초음파로서 펄스와 연속파 중 어느 것을 이용해도 좋고, 또한 광검출기로서 라인 형상의 1차원 검출기를 이용해도 좋고, CCD 등의 2차원 검출기로 해도 좋다.

[제4 실시예]

계속해서, 도20 내지 도21을 참조하여 제4 실시예를 설명한다.

도20은 본 발명의 제4 실시예의 광 이미징 장치(AP10)의 구성을 도시한다. 본 실시예는 초음파 출사부와, 광조사 및 광검출부가 일체적으로 형성된 초음파 출사·광조사·검출부가 라인을 따라 복수개, 1차원적으로 배열된 초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)를 채용한 구성이다. 이 구성에 의해, 1개의 초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)를 이용하여 스캐닝을 행하는 일 없이 1차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 한 것이다. 이에 의해, 1차원의 광 이미징 정보를 시간 단축하여 얻을 수 있는 효과를 갖는다.

또한, 이 초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)를 1차원적으로 스캐닝함으로써, 2차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 후술하는 바와 같이 복수의 초음파 출사·광조사·검출부가 2차원적으로 배치된 초음파 출사·광조사·검출 어레이(95B)를 채용함으로써, 초음파 트랜스듀서 등의 스캐닝을 행하지 않아도 2차원의 이미징 정보를 얻을 수도 있다.

또한, 조명광을 발생하는 광원 장치(91)로서는 코히어런트 광을 발생하는 레이저 장치(3a)에 한정되는 것은 아니며, 크세논 광이나 할로겐 광 등의 열광원이나, LED, SLD를 이용해도 좋다.

또한, 본 실시예는 예를 들어 위상 정보를 추출함으로써 산란 정보를 산출하는 구성으로 되어 있다.

광원 장치(91)로부터 출사되는 가시 또는 근적외 파장 영역의 광은 복수개(예를 들어, p개)의 광파이버를 배열하여 구성된 광파이버 어레이(92a)를 구성하는 각 광파이버에 입사된다. 각 광파이버에 입사된 광은, 광커플러부(93)에서 광파이버 어레이(92c)의 광파이버측과 광파이버 어레이(92b)측의 광파이버(92bi)(i는 1 내지 p 중 1개를 대표)로 분기된다.

광파이버 어레이(92c)의 광파이버에 도광된 광은, 참조광 생성부(55)에 있어서 도14의 경우와 마찬가지로 참조광이 생성되고, 광커플러부(93)측으로 복귀된다. 또한, 광변조기(18) 및 참조 미러(14)는 도20의 종이면에 수직 방향으로 길게 연장돌출되어 있고, 복수의 광을 변조 및 반사한다.

또한, 광파이버 어레이(92b)측의 광파이버(92bi)에 도광된 광은, [초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)를 구성하는]초음파 출사·광조사·검출부의 초음파 트랜스듀서(57-i)에 설치한 개구부를 통해 생체 조직(7)측에 조사된다.

초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)는, 도20의 우측 하부 부분의 확대도에 도시한 바와 같이 예를 들어 x 방향으로 복수의 초음파 출사·광조사·검출부가 배치되어 있다. 그리고, 각 초음파 출사·광조사·검출부는 그 구성 요소가 되는 초음파 트랜스듀서(57-i)에 의해 각각 수렴점(F)에서 초음파를 수렴한다.

또한 그 수렴점(F)에는, 광파이버 어레이(92b)를 구성하는 광파이버(92bi)의 단부면에 의한 광조사·검출부로부터 광이 조사되는 동시에, 그 수렴점(F)의 근방 영역(R1)을 경유한 복귀광을 수광한다.

광파이버 어레이(92b)의 광파이버(92bi)에 의해 수광된 광은, 관측광으로서 광커플러부(93)에 있어서 광파이버 어레이(92c)측의 광파이버에 의한 참조광과 광혼합되어 간섭광이 생성된다.

각 간섭광은 광파이버 어레이(92d)의 광파이버에 의해 도광되고, 그 단부면으로부터 광검출기 어레이(96)를 구성하는 각 광검출기(4a)에서 수광되어 광전 변환된다. 광검출기 어레이(96)를 구성하는 광검출기(4a)에서 각각 광전 변환된 출력 신호는 로크인 앰프(63)에 입력된다. 이 로크인 앰프(63)는, 예를 들어 복수의 신호 채널을 갖고, 복수의 신호 채널로부터 입력되는 신호에 각각 대응한 신호 처리를 고속으로 행한다.

로크인 앰프(63)에 의해 신호 처리된 복수의 신호는, PC(6a)에 있어서의 복수의 입력 채널로부터 PC(6a) 내의 메모리 등에 저장된다. 또한, 본 실시예에 있어서의 스캐닝 신호 발생 회로(24B)는 예를 들어 초음파 출사·광조사·검출 어레이(95)가 설치된 스캐닝 디바이스(98)를 예를 들어 y 방향으로 스캔시키도록 구동한다. 그리고, 2차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 하고 있다.

도21은 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95)를, 예를 들어 y 방향으로 스캔시킴으로써, 2차원(2D) 광 이미징 정보를 얻을 수 있는 모습을 도시한다. 라인 형상으로 배치된 초음파 출사 · 광조사 · 검출부에 의해 x 방향의 1차원(1D) 광 이미징 정보가 얻어지고, 초음파 출사 · 광조사 · 검출부를 y 방향으로 스캔함으로써 2차원 광이미지 정보가 얻어진다.

또한, 스캐닝 신호 발생 회로(24B)에 의해 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95)를 y 방향 및 z 방향으로 2차원 스캔을 행하도록 구동하여, 3차원 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 해도 좋다.

본 실시예에 따르면, 고속으로 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보가 얻어진다.

또한, 이와 같이 하여 얻어지는 광 이미징 정보의 x 방향의 해상도는 광파이버 어레이(92b)의 개수에 의존하므로, x 방향으로도 스캔시킴으로써 그 해상도를 향상시킬 수 있다.

(제4 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도22는 제1 변형예의 광 이미징 장치에 있어서의 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95B)의 개략의 구성을 도시한다. 본 변형예는, 도20의 광 이미징 장치(AP10)에 있어서 광파이버 어레이(92a, 92b) 등을 구성하는 광파이버의 개수를 보다 많게 하고 있다(예를 들어, 도20의 경우의 정수배 이상). 이에 대응하여, 초음파 출사 · 광조사 · 검출부의 수도 증대한다.

그리고, 본 변형예에서는 광파이버 어레이(92b)에 있어서의 단부측의 초음파 출사 · 광조사 · 검출부를 x, y 방향으로 2차원적으로 배치하여 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95B)를 구성하고 있다.

도22에 도시한 바와 같이, 광파이버 어레이(92b)는 예를 들어 p개씩의 광파이버(92b1 내지 92bp)가 m세트, 예를 들어 띠형상으로 설치된 것이며, 이들 각 광파이버(92bi)는 스캐닝 디바이스(98)에 2차원적으로 설치한 개구부에 각각 설치되어 있다.

또한, 이 스캐닝 디바이스(98)의 바닥면측에는 도20에서 도시한 바와 같은 초음파 트랜스듀서(도22에서는 도시하지 않음)가 설치되어 있다. 그리고, 이 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95B)를 스캔하지 않은 상태에 있어서, 2차원 광 이미징 정보(도23 참조)를 얻을 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형예에 있어서는 PC(6a)도 로크인 앰프(63)로부터 출력되는 출력 신호를 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(95B)를 구성하는 초음파 출사 · 광조사 · 검출부의 2차원 배열에 대응한 어드레스의 메모리에 저장한다.

또한, 본 변형예에서는 스캐닝 신호에 의해 스캐닝 디바이스(98)를 z 방향으로 구동함으로써, 도23에 도시한 바와 같이 3차원 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형예에 대해서도 제4 실시예에서 설명한 바와 같이 x, y 방향으로도 스캔함으로써 보다 고해상도의 광 이미징 정보를 얻도록 해도 좋다. 본 변형예에 있어서도 고속으로 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 본 변형예에 있어서의 또한 변형예로서 스캐닝을 행하지 않고 2차원의 광 이미징 정보를 얻도록 해도 좋다.

또한, 상술한 각 실시예에 있어서는 파이버(92b)의 경로 중에 광변조기를 설치하여, S/N을 향상시켜도 좋다.

또한, 상술한 각 실시예에 있어서 광을 수렴시키는 구성으로 해도 좋다. 또한, 초음파와 광을 모두 연속파로 생체 조직 등에 조사하는 구성으로 해도 좋다.

또한, 광검출기로서 점 검출기, 1차원 라인 센서, CCD 등의 2차원 검출기 중 어느 것을 이용해도 좋다.

이상과 같이, 전술한 제1 내지 제4 실시예 및 그 변형예에 관한 구성에 따르면, 생체 조직에 초음파가 조사된 검사 대상 부위에 광을 조사하고, 그 광을 관측광으로서 검출하고, 적어도 복소 굴절률의 실부에 상당하는 광산란 정보를 검출하여 영상화할 수 있도록 함으로써 병변 조직의 구조 변화에 상관성이 높은 정보를 얻을 수 있어, 병변 조직의 진단 등에 유효 이용할 수 있다.

[제5 실시예]

계속해서, 도24 내지 도28을 참조하여 제5 실시예를 설명한다.

도24는 본 발명의 피검체 정보 분석 장치에 있어서의 대표적인 구성예를 블록도로 도시한다.

도24에 도시한 바와 같이 본 발명에 관한 검체 정보 분석 장치는, 소정의 초음파 송신축을 따라 피검체 내에 대해 초음파를 전달시키도록 초음파를 발생 가능하게 하는 초음파 발생부(102)와, 상기 초음파 발생부(102)로부터 발생되는 상기 초음파가 전달되는 피검체 내에 있어서의 검사 대상 부위에 도달하는 조명광을 발생 가능하게 하는 조명광 발생부(103)를 갖는다.

또한, 이 검체 정보 분석 장치는 조명광 발생부(103)에 의해 발생된 조명광이 상기 검사 대상 부위에서 반사된 도플러 시프트한 주파수 변조광을 수광 가능하게 하도록, 예를 들어 조명광 발생부(103)[혹은 초음파 발생부(102)]측에 배치된 반사광 수광부(104)와, 이 반사광 수광부(104)에서 수광된 수광 신호로부터 도플러 시프트량을 추출하는 주파수 정보 추출부(105)를 갖는다.

또한, 도24에 있어서는 도플러 시프트한 반사광을 수광하는 반사광 수광부(104)의 경우로 그 구성을 도시하고 있지만, 후술하는 제7 실시예의 제2 변형예(도37 참조)와 같이 피검체를 투과한 광을 수광하는 구성으로 해도 좋다. 이 경우에는, 도24 중의 반사광 수광부(104)는 단순한 수광부로서 기능한다.

또한, 도24의 경우에는 수광 신호로부터 전기적으로 주파수 정보를 추출하는 구성의 경우로 도시하고 있지만, 후술하는 제7 실시예와 같이 도플러 시프트한 광을 광학적인 주파수 정보 추출부가 되는 액정 튜너블 필터 등의 분광 장치에서 추출해도 좋다.

이 경우에는, 광학적인 주파수 정보 추출부는 반사광 수광부(104)에서 수광되기 전의 도플러 시프트한 광으로부터 그 주파수 정보(도플러 시프트한 주파수 성분)를 추출하게 된다.

또한, 도24에 있어서는 반사광 수광부(104)에 의해 수광된 수광 신호로부터 주파수 정보 추출부(105)가 주파수 정보를 추출하는 예를 도시하고 있지만, 반사광 수광부(104)에 의해 수광되는 광을 분광부에서 분광하는 구성으로 할 수도 있다(후술하는, 예를 들어 제7 실시예를 참조). 이 경우에는, 반사광 수광부(104)에 의해 수광된 수광 신호는 이미 주파수 정보를 포함하는 신호가 되고, 산란 정보 추출부(106)에 입력된다.

또한, 이 검체 정보 분석 장치는 추출된 주파수 정보로부터 상기 검사 대상 부위의 복소 굴절률에 있어서의 적어도 실부에 상당하는 광의 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부(106)와, 이 산란 정보로부터 상기 검사 대상 부위에 대응하는 피검체의 특성 정보를 생성하는 피검체 정보 생성부(106')를 갖는다. 또한, 도24의 경우 반사광 수광부(104)는 광분리부(113)를 거쳐서 반사광을 수광하는 구성으로 하고 있다.

상기 피검체 정보 생성부(106')는 피검체의 검사 대상 부위를 예를 들어 2차원 혹은 3차원적으로 주사한 각 위치에 있어서의 산란 정보 등을 영상화하여 표시하기 위한 화상 형성부를 갖는다.

본 피검체 정보 분석 장치는 도플러 시프트한 주파수 정보를 추출함으로써, 검사 대상 부위에 대한 복소 굴절률의 실부의 정보를 포함하는 피검체 정보를 비교적 용이하게 얻을 수 있도록 하고 있다.

도25에 도시한 광 이미징 장치(AP11)는 수납 용기가 되는 유닛(111) 내에 조명광 발생부(103)로서의 광원 장치(103b)를 갖는다. 이 광원 장치(103b)에 의해 발생된 광은 광분리부(113)로서의 하프 미러(113a)에 입사되어, 투과하는 광과 반사하는 광으로 나뉘어진다.

이 하프 미러(113a)를 투과한 광은 렌즈 프레임(137)에 설치된 콜리메이트 렌즈(혹은 집광 렌즈)(138)를 경유하여 수렴되어, 피검체로서의 생체 조직(107)에 조사된다.

또한, 이 콜리메이트 렌즈(138)의 광축(O)과 예를 들어 각도[$\Theta(> 0)$]가 이루는 방향이 초음파 송신축(Ou)이 되도록 유닛(111)의 단부면 등에 초음파 발생부(102)가 되는 초음파 트랜스듀서(102a)가 설치되어 있다.

또한, 이 초음파 트랜스듀서(102a)에는 초음파 수렴 수단으로서의 음향 렌즈(116)가 설치되어 있다.

그리고, 이 도25에 도시한 바와 같이 수렴점(F)의 근방 영역(R101) 부근에 있어서 광축(O) 방향으로 산란되고, 그 때 도플러 시프트한 광(주파수 변조광)이 되어, (이 산란 후에 있어서는) 수렴된 초음파의 영향을 거의 받는 일 없이 콜리메이트 렌즈(138)측으로 복귀된다.

이 콜리메이트 렌즈(138)측으로 복귀된 광은 하프 미러(113a)에서 일부가 반사되고, 반사광 수광부(104)가 되는 광검출기(104a)에서 수광된다.

또한, 상기 하프 미러(113a)에서 반사된 광은 참조광이 되고, 이 참조광로 상에 대향하도록 배치된 참조 미러(114)에서 반사되어 다시 하프 미러(113a)에 입사된다. 그리고, 입사된 광의 일부가 하프 미러(113a)를 투과한다.

이 때, 도플러 시프트한 복귀광과 혼합(간섭)된 상태에서 광검출기(104a)에 의해 수광된다.

또한, 본 실시예에 있어서는 상기한 바와 같이 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 다른 방향이 되도록 설정함으로써 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에서 산란된 산란광을 초음파에 의한 근방 영역(R101) 이외에서의 영향을 거의 받는 일 없이 검출할 수 있도록 하고 있다.

이로 인해, 본 실시예에서는 예를 들어 연속파의 초음파 구동 신호를 발생하는 신호 발생기(139)를 채용하고 있다.

이 신호 발생기(139)에서 발생된 초음파 구동 신호는, 파워 앰프(122)에 의해 증폭된 후 초음파 트랜스듀서(102a)에 인가된다.

또한, 콜리메이트 렌즈(138)가 설치된 렌즈 프레임(137)은 유닛(111)측에 설치한 도시하지 않은 통체와 끼워 맞추어지고, 광축(O) 방향으로 이동함으로써 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(116)에 의한 수렴점(F)의 위치에 광을 포커스하도록 조정할 수 있다. 즉, 콜리메이트 렌즈(138) 및 렌즈 프레임(137)은 조명광이 조사되는 조사 위치 조정부를 형성하고 있다.

또한, 초음파 트랜스듀서(102a)는 가동 프레임체(140)에 설치되어 있고, 이 가동 프레임체(140)를 초음파 송신축(Ou) 방향으로 이동함으로써 초음파의 수렴점(F)의 위치를 조정할 수 있도록 하여 초음파 초점 조정부를 형성하고 있다.

그리고, 콜리메이트 렌즈(138)에 의해 광이 포커스한 위치에 초음파가 초점을 맷도록 초음파의 초점 조정을 행할 수 있다.

또한, 유닛(111)에는 이 유닛(111)을 예를 들어 2차원적으로 스캐닝(주사)하는 주사부로서의 스캐닝 유닛(112)이 설치되어 있고, 이 스캐닝 유닛(112)은 스캐닝 신호 발생 회로(124)로부터의 스캐닝 신호로 동작한다.

이 스캐닝 신호 발생 회로(124)는 후술하는 PC(106a)에 의해 제어된다.

본 실시예에 있어서는, 광검출기(104a)의 출력 신호는 도플러 시프트 성분을 추출하는 주파수 정보 추출부(105)로서의 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로(105c)에 입력된다.

또한, 이 신호 처리 회로(105c)에 의해 추출된 주파수 정보는 산란 정보 추출부(106) 및 피검체 정보 생성부(106')로서의 기능을 갖는 퍼스널 컴퓨터(이하, PC라 약기)(106a)에 입력된다. 이 PC(106a)에 의해 주파수 정보로부터 산란 정보로서 생체 조직(107)의 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에서의 복소 굴절률에 있어서의 실부에 상당하는 정보를 추출한다.

또한, 신호 발생기(139)로부터의 신호는 신호 처리 회로(105c)에 입력되고, 이 신호에 동기하여 신호 처리 회로(105c)는 추출한 주파수 정보를 PC(106a)에 출력한다.

도26은 수렴점 근방 영역(R101)에 있어서 광이 초음파에 의해 도플러 시프트하는 모습을 도시한다.

상술한 바와 같이, 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)은 예를 들어 각(Θ)을 이루고, 광의 주파수를 f_s , 음파의 파장을 λ , 생체 조직(7) 내부에서의 초음파의 전달 속도를 V , 생체 조직(7)의 굴절률 n_1 , 초음파에 의한 근방 영역(R1)에서의 굴절률 변화를 Δn 으로 한다.

또한, 생체 조직(7)은 보다 염밀하게는 그 복소 굴절률(m)($= m_r + im_i$: 여기서, m_r : 복소 굴절률의 실부, m_i : 복소 굴절률의 허부)이 초음파의 조사에 의해 그 실부와 허부가 변화되지만, 본 실시예와 마찬가지로 광의 주파수에 대해 그 1차의 변화분(도플러 시프트 주파수분)을 검출하는 경우에는 그 실부의 변화분을 검출하게 된다. 즉, 상기 굴절률 변화(Δn)는 복소 굴절률을 이용하여 나타낸 경우에 있어서의 실부(m_r)의 변화분(Δm_r)에 상당한다.

이로 인해, 도플러 시프트에 관계되는 본 실시예 등에 있어서는 굴절률로서 보다 널리 이용되고 있는 부호 n 을 이용한 표기법을 채용한다.

근방 영역(R1)에서 산란되어 입사측으로 복귀되는 광의 주파수는, 도26에 도시한 바와 같이

$$f_s - \Delta f = f_s - 2V\cos\theta(n_1 + \Delta n)/\lambda \quad (21)$$

가 된다. 그리고, 이 (21)식의 제2항의 도플러 시프트량(Δf)을 검출하게 된다.

다음에, 본 실시예의 동작을 설명한다.

우선, 광검출기(104a)에 의한 신호 검출의 설명을 행한다. 초음파 트랜스듀서(102a)로부터 출사되는 초음파는 주기적으로 진동하는 조밀파로서 생체 조직(107)의 내부를 전파한다. 도26에 도시한 바와 같이, 음압이 높아지는 초음파 수렴 영역에서는 음압에 의한 생체 구성 물질(산란체, 흡수체)의 공간적인 밀도 변화에 의해 음압이 밀한 부분에서는 굴절률 변화(Δn)가 크게 유기될 것이라 생각된다. 반대로, 조한 부분에서는 물질의 밀도 변화가 작다.

한편, 음압이 밀한 부분에 광이 조사되면 굴절률 변화부에 있어서 강한 프레넬 반사가 일어난다. 즉, 음압이 밀한 부분은 미러로서의 기능을 갖는다. 이 경우, 굴절률 변화부는 시간과 함께 초음파의 전반 방향으로 이동하므로 반사광의 주파수는 Δf 만큼 도플러 시프트한다.

도25에 도시한 바와 같이, 마이켈슨 간섭계를 형성한 광 이미징 장치(AP11)의 경우에는, 광검출기(104a)에 입사되는 참조 미러(114)측의 전장 [$E_r(t)$]과 관측광측의 전장 [$E_o(t)$]은 각각 (22) 및 (23)식으로 나타내어진다.

$$E_r(t) = E_r \exp\{2\pi f_s t - k_o(D_1 + 2L_1 + D_2)\} \quad (22)$$

$$E_o(t) = E_o \exp\{2\pi(f_s - \Delta f)t - k_o(D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2n_1 z + D_2)\} \quad (23)$$

여기서, 도25에 도시한 바와 같이 D_1 은 광원 장치(103b)와 하프 미러(113a) 사이의 거리, D_2 는 하프 미러(113a)와 광검출기(104a) 사이의 거리, L_1 은 하프 미러(113a)와 참조 미러(114) 사이의 거리, $L_2 + L_4$ 는 하프 미러(113a) 광이 입사되는 생체 조직(107)의 표면간의 거리, L_4 는 콜리메이트 렌즈(138)로부터 생체 조직(107)의 표면간의 거리를 나타낸다. 또한, n_0 는 물(136)의 굴절률을 나타낸다.

이 경우, 도플러 시프트량(Δf)은 (21)식으로 나타내어진다. (21)식에 따르면, 도플러 시프트량(Δf) 중에 초음파에 의해 유기되는 굴절률 변화(Δn)가 포함되어 있는 것을 알 수 있다.

즉, 굴절률은 광산란 현상의 주 파라미터이므로(예를 들어, Mietheory), 검출광의 도플러 시프트 주파수를 계측함으로써 국소적인 산란 특성을 취득할 수 있는 가능성이 있다.

광검출기(104a)에서 검출되는 광강도 [$I(t)$]는, 이하의 (24)식이 된다.

$$\begin{aligned} I(t) &= |E_r + E_o|^2 \\ &= <|E_r|^2 + |E_o|^2> + 2<|E_r||E_o|\cos\{2\pi V\cos\theta(n_1 + \Delta n_1)/\lambda\}t + 2n_1 k_o z\} \quad (24) \end{aligned}$$

여기서, $(L_2 + n_0 L_4) \approx L_1$ 이라 가정하였다.

(24)식 중의 제3항의 AC 성분을 스펙트럼 분석기 등에 의해 그 주파수 성분을 검출함으로써, 도플러 시프트 주파수의 취득, 즉 국소 영역에서의 산란 계측을 행하는 것이 가능해진다.

다음에, 본 실시예의 광 이미징 장치(AP11)의 동작을 도27의 흐름도를 참조하여 설명한다.

최초의 단계 S141에 있어서 광원 장치(103b)는 광을 발생한다. 또한, 단계 S142에 도시한 바와 같이 초음파 트랜스듀서(102a)도 초음파를 발생한다. 그리고, 단계 S143에 도시한 바와 같이 생체 조직(107)의 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에 있어서 광원 장치(103b)의 광은 초음파에 의해 도플러 주파수 시프트를 야기한다. 즉, 상술한 (21)식과 같이 도플러 시프트량(Δf)을 수반한 광은, 하프 미러(113a)에 있어서 참조광과 간섭하여 간섭광이 되고, 단계 S144에 도시한 바와 같이 광검출기(104a)에서 검출된다.

이 간섭 신호는, 단계 S145에 도시한 바와 같이 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로(105c) 의해 도플러 시프트량(Δf)이 검출된다.

단계 S146에 도시한 바와 같이, 신호 처리 회로(105c)의 출력 신호는 PC(106a)에 입력되고, 디지털 신호로 변환되어 PC(106a) 내의 메모리 등에 Δf 또는 $(n_1 + \Delta_n)$ 등이 광산란 정보로서 스캐닝 위치의 정보와 관련되어 저장된다. 또한, 초음파의 전달 속도(V), 파장(λ), 각(θ) 등은 기자가 된다.

그리고, 다음의 단계 S147에 있어서 PC(106a)는 스캐닝이 종단부인지를 판정하고, 이에 해당되지 않는 경우에는 단계 S148에 도시한 바와 같이 초음파의 수렴점(F)을 이동시키도록 스캐닝을 행하고, 단계 S142 또는 S143으로 복귀된다.

이와 같이 하여, 스캐닝을 2차원 혹은 3차원적으로 행하여 스캐닝의 종단부가 되면, 단계 S147 내지 단계 S149로 진행하여 화상 생성이 완료된다. 그리고, 화상 표시가 행해진다.

단계 S150에 도시한 바와 같이, 시술자는 표시되는 화상을 관찰하여, 암 등의 병변부의 스크리닝 등에 유효 이용할 수 있다.

또한, 상술한 설명에서는 단계 S145에 있어서 도플러 시프트량(Δf)의 검출을 스펙트럼 분석기를 이용한 경우로 설명하였다. 이 밖에 푸리에 변환으로 도플러 시프트량(Δf)을 검출할 수도 있다. 이하, 푸리에 변환을 이용한 경우를 설명한다.

상술한 바와 같이, 광검출기(104a)는 (24)식의 광강도($I(t)$)를 검출한다. 이 (24)식은 제1 및 제2 항을 I_{dc} 와, 제3 항을 진폭(I_{ac}) 및 ϕ 를 이용하여 이하의 (25)식과 같이 나타낼 수 있다.

$$I(t) = I_{dc} + I_{ac} \cos(2\pi\Delta ft + \phi) = I_{dc} + I_{ac} \cos(\Delta\omega t + \phi) \quad (25)$$

여기서, $\phi = 2n_1 k_0 z^\circ$ 이다.

(25)식은 신호 처리 회로(105c)에 있어서 푸리에 변환되어 (26)식과 같이 된다.

$$F(\omega)$$

$$\begin{aligned} &= \int \{I_{dc} + I_{ac} \cos(\Delta\omega t + \phi)\} e^{-j\omega t} dt \\ &= \int \{I_{dc} + I_{ac} \cos(\Delta\omega t + \phi)\} e^{-j\omega t} dt \quad (-T \leq t \leq T) \\ &= 2I_{dc} \sin\omega T / \omega + I_{ac} \{e^{j\phi} \sin(\Delta\omega - \omega)T / \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & (\Delta\omega - \omega) + e^{-j\theta} \sin(\Delta\omega + \omega)T / (\Delta\omega + \omega) \\
 & = 2I_{dc} \sin\omega T / \omega + I_{ac} \cos\theta [\sin(\Delta\omega - \omega)T / (\Delta\omega - \omega) + \\
 & \quad \sin(\Delta\omega + \omega)T / (\Delta\omega + \omega)] + \\
 & jI_{ac} \sin\theta [\sin(\Delta\omega - \omega)T / (\Delta\omega - \omega) + \sin(\Delta\omega + \omega)T / (\Delta\omega + \omega)] \quad (26)
 \end{aligned}$$

여기서, (26)식의 가장 상부의 우변의 적분 범위는 $-\infty$ 로부터 $+\infty$ 이고, 두 번째의 우변의 적분 범위는 그 우측에 기재되어 있는 바와 같이 유한의 시간 $-T$ 로부터 $+T$ 에서 근사할 수 있다.

(26)식에 나타낸 푸리에 변환된 신호의 실수 성분은 도28에 도시한 바와 같이 된다. 그리고, 이 도28에 도시한 바와 같이 큰 피크가 되는 도플러 시프트 각파수($\Delta\omega$)를 검출한다.

본 실시예에 따르면, 도플러 시프트량(Δf)을 추출함으로써, 생체 조직(107)의 산란 정보, 즉 생체 조직(7)의 세포나 세포 구성물의 형태학적인 정보를 관측 가능하게 하는 분석 장치를 실현할 수 있다. 또한, 이 경우 도플러 시프트량(Δf)을 추출함으로써, 종래 예에 비교하여 용이하게 복조 쿨절률의 실부의 정보를 추출할 수 있다. 따라서, 피검체의 형태학적 특성 정보를 용이하게 얻게 된다.

또한, 상술한 바와 같이 푸리에 변환을 이용하여 주파수 성분의 추출(산출)을 행하는 대신에, 웨이블릿 변환을 이용하여 주파수 성분의 추출을 행하도록 해도 좋다.

(제5 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도29는 제1 변형예의 광 이미징 장치에 있어서의 조명 광축 보유 지지부로서의 렌즈 보유 지지부(126)와, 초음파 송신축 보유 지지부로서의 트랜스듀서 보유 지지부(127) 주변부를 도시한다.

렌즈 보유 지지부(126)는 콜리메이트 렌즈(138)가 설치된 렌즈 프레임(137)이 끼워 맞추어지는 투과 구멍에 의해 미끄럼 이동 가능하게 보유 지지하는 가동 보유 지지체(126a)와, 이 가동 보유 지지체(126a)의 한쪽 단부측을 끼워 맞추어 회전적으로 슬라이드 이동 가능하게 보유 지지하는 고정측 보유 지지체(126b)를 갖는다.

또한, 가동 보유 지지체(126a)의 다른 쪽 단부측에는 랙부(126c)가 설치되어 있고, 이 랙부(126c)는 손잡이(126e)의 단부에 설치한 기어(126d)가 맞물린다. 사용자는 이 손잡이(126e)를 회전하는 조작을 행함으로써, 도29 중 부호 C로 나타낸 바와 같이 가동 보유 지지체(126a)를 이동할 수 있다. 그리고, 콜리메이트 렌즈(138)의 광축(O)을 이동하여 그 광축(O)을 조정할 수 있다.

또한, 마찬가지로 트랜스듀서 보유 지지부(127)는 초음파 트랜스듀서(102a)가 설치된 가동 프레임체(140)가 끼워 맞추어지는 투과 구멍에 의해 미끄럼 이동 가능하게 보유 지지하는 가동 보유 지지체(127a)와, 이 가동 보유 지지체(127a)의 한쪽 단부측을 끼워 맞추어 회전적인 슬라이드 이동 가능하게 보유 지지하는 고정측 보유 지지체(127b)로 이루어진다.

또한, 가동 보유 지지체(127a)의 다른 쪽 단부측에는 랙부(127c)가 설치되어 있고, 이 랙부(127c)는 손잡이(127e)의 단부에 설치한 기어(127d)가 맞물린다. 사용자는 이 손잡이(127e)를 회전하는 조작을 행함으로써, 도29 중 부호 D로 나타낸 바와 같이 가동 보유 지지체(127a)를 이동할 수 있다. 그리고, 초음파 트랜스듀서(102a)의 초음파 송신축(Ou)을 이동하여 그 초음파 송신축(Ou)의 방향을 조정할 수 있다.

또한, 도29에 있어서, 렌즈 프레임(137)을 광축(O)의 방향으로 조정함으로써, 광의 초점 위치(Fo)를 조정할 수 있다. 마찬가지로 가동 프레임체(140)를 조정함으로써 초음파의 수렴점(F)을 조정할 수 있다.

그리고, 예를 들어 수렴점(F)에 초점 위치(Fo)가 일치하도록 조정할 수 있는 조명광 조정부가 설치되어 있다. 또한, 초점 위치(Fo)에 수렴점(F)이 일치하도록 조정할 수 있는 초음파의 초점 조정부도 설치되어 있다.

본 변형예에서는 고정측 보유 지지체(126b, 127b)에 의해 가동 보유 지지체(126a)와 가동 보유 지지체(127a)를 공통의 평면[광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 포함한 면] 내에서 회전적으로 이동가능하게 보유 지지하고, 광과 초음파의 송신축의 방향이 다른 경우에도 검사 대상으로 하는 부위에 광 및 초음파를 포커스하기 쉽게 하고 있다.

또한, 도29에 있어서는 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 다른 방향으로 설정된 경우에 있어서의 포커스 조정 및 방향 조정 기구를 도시하고 있지만, 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 일치시키는 경우에는 렌즈 보유 지지부(126)와 트랜스듀서 보유 지지부(127)를 동축적으로 혹은 적층적으로 배치함으로써 실현할 수 있다. 이 구성에 관해서는 후술한다(도32 참조).

(제2 변형예)

도30은 제2 변형예에 있어서의 초음파의 수렴점(F)의 근방 영역을 도시한다. 도25 혹은 도26에 있어서는, 초음파 트랜스듀서(102a)는 광축(O)과 각(Θ)을 이루는 1개의 방향에만 배치된 구성이었지만, 도30에 도시한 바와 같이 광축(O)에 관하여 Θ 를 이루는 2개의 방향에 배치된 구성으로 해도 좋다.

이와 같이 하면, 후방 산란광의 강도를 보다 크게 할 수 있고, S/N을 향상시킬 수 있다. 또한, 광축(O)의 주변에 회전 대칭적으로 2개 이상의 초음파 트랜스듀서(102a)를 배치하도록 해도 좋다.

[제6 실시예]

계속해서, 도31을 참조하여 제6 실시예를 설명한다.

도31은 본 발명의 제6 실시예에 관한 광 이미징 장치(AP 12)의構성을 도시한다. 제5 실시예에서는 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 다른 방향으로 설정되어 있었지만, 본 실시예는 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 일치시키는 구성으로 한 것이다. 이에 의해, 생체 조직(107)측에 광 및 초음파를 조사하는 부분을 콤팩트하게 할 수 있다.

본 실시예에 있어서는 초음파의 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에서의 도플러 시프트량(Δf)만을 유효하게 검출하기 위해, 펄스형의 초음파를 조사한다. 이로 인해, 도25의 신호 발생기(139) 대신에 펄스 발생기(121)가 채용된다.

또한, 신호 처리 회로(105c)에는 딜레이 회로(123)에서 지연된 펄스가 입력되고, 신호 처리 회로(105c)는 이 지연된 짧은 기간에 도플러 시프트량(Δf)의 주파수 검출 혹은 주파수 추출을 행한다.

그 밖의 도25에서 도시한 것과 동일한 구성 요소에는 동일한 부호를 붙여 그 설명을 생략한다. 또한, 도31에 있어서는 초음파를 수렴시키고, 광은 수렴시키지 않는 구성으로 나타내고 있지만, 광도 수렴시키는 구성으로 해도 좋다. 이 경우에는 검출되는 신호의 S/N을 향상시킬 수 있다.

본 실시예에 있어서는 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 이루는 각(Θ)이 $0(\cos\Theta = 1)$ 이 되므로, 주파수 시프트가 최대가 되는 상태에서 도플러 시프트량(Δf)을 검출할 수 있는 장점이 있다.

또한, 상술한 바와 같이 생체 조직에 광과 초음파를 조사하는 부분을 보다 콤팩트하게 할 수 있는 효과가 있다.

또한, 펄스 발생기(121)로부터 펄스 형상의 전기 신호가 아닌, 연속 형상의 전기 신호를 파워 앰프(122)로 부여함으로써, 초음파 트랜스듀서(102a)로부터 연속 초음파를 생체 조직(107)으로 조사해도 좋다. 또한, 이때, 펄스 발생기(121)로부터 초음파의 파장에 상당하는 시간 간격으로 펄스형의 리퍼런스 신호를 신호 처리 회로(105c)로 입력시킴으로써, 동기검파를 함으로써 펄스형의 초음파를 조사한 경우와 동일한 효과를 얻는 것도 가능하다.

(제6 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도32는 도31의 구성에 적용된 제1 변형예에 있어서의 렌즈 보유 지지부(126')와 트랜스듀서 보유 지지부(127') 주변부를 도시한다. 광원 장치(103b)로부터 하프 미러(113a)를 투과한 광은 광축(O) 상에 설치한 렌즈 보유 지지부(126')의 콜리메이트 렌즈(138)를 통과하고, 이 광축(O)과 대략 일치하도록 인접하여 설치된 트랜스듀서 보유 지지부(127')에 있어서의 개구(115)를 통해 생체 조직(107)측에 집광되어 조사된다.

렌즈 보유 지지부(126')와 트랜스듀서 보유 지지부(127')는, 도29에 있어서의 렌즈 보유 지지부(126)와 트랜스듀서 보유 지지부(127)에 있어서의 회전적인 이동 대신에, 광축(O) 및 초음파 송신축(Ou)에 직교하는 방향으로 각각 이동 가능하게 한 차이가 있을 뿐이다.

그리고, 예를 들어 렌즈 보유 지지부(126')측을 조정함으로써, 화살표 C로 나타내는 방향으로 이동하여 광축(O)이 초음파 송신축(Ou)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 조명광축 조정부를 형성하고 있다.

또한, 트랜스듀서 보유 지지부(127')측을 조정함으로써, 초음파 송신축(Ou)이 화살표 D로 나타낸 바와 같이 이동할 수 있고, 광축(O)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 송신축 조정부를 형성하고 있다. 또한, 예를 들어 렌즈 프레임(137)을 광축(O) 방향으로 이동 가능하게 하고, 수렴점(F)과 초점 위치(Fo)가 일치하도록 조정할 수 있는 구성으로 해도 좋다.

본 변형예에 따르면, 렌즈 보유 지지부(126')나 트랜스듀서 보유 지지부(127')에 특성의 편차가 있는 경우에 있어서도, 조정함으로써 수렴점(F)과 초점 위치(Fo)가 일치하도록 조정할 수 있다. 그리고 S/N이나 분해 능력이 높은 상태에서 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 조명광을 집광하고 있으므로, S/N이나 분해 능력이 높은 상태에서 주파수 정보를 추출할 수 있다.

또한, 상기한 각 실시예에 있어서, 초음파로서 펄스파와 연속파 중 어느 하나를 이용해도 좋고, 또한 상기한 각 실시예에 있어서는 광검출기(104a)로서 CCD 등의 2차원 검출기나, 1차원 라인 센서, 또한 포토디텍터, 광전자 배증관 등의 점검출기를 사용해도 좋다. 또한, 상술한 제5 및 제6 실시예에 있어서는 푸리에 변환에 의해 도플러 시프트량을 검출해도 좋다.

[제7 실시예]

계속해서, 도33 내지 도34를 참조하여 제7 실시예를 설명한다.

제5 및 제6 실시예에 있어서는 마이켈슨형 간섭계를 구비한 구성인 경우에 설명한 것에 비해, 본 실시예는 간섭계를 설치하지 않고, 예를 들어 액정 튜너블 필터와 같은 분광 수단을 마련한 구성으로 한 것이다.

도33은 제7 실시예의 광 이미징 장치(AP 13)를 도시한다. 유닛(111) 내에 설치된 광원 장치(103b)의 광은 하프 미러(113a)에 입사되고, 이 하프 미러(113a)에서 반사된 광은 물(136)에 침지된 생체 조직(107)에 조사된다. 유닛(111)은 스캐닝 유닛(112)에 의해 2차원 혹은 3차원적으로 이동된다. 또한, 여기서는 물(136)에 침지된 생체 조직(107)에 대해 적용하는 예로 나타내고 있지만, 물을 넣은 별룬을 채용할 수도 있고, 음향 렌즈(116)를 직접 접촉시켜도 좋다.

또한, 유닛(111)의 단부면에 설치된 초음파 트랜스듀서(102a)로부터 출사되는 초음파는 음향 렌즈(116)에 의해 수렴되고, 광축(O)과 각(θ)이 이루는 초음파 송신축(Ou)을 따라서 초음파를 전달하는 물(136)을 경유하여 생체 조직(107) 내부에 조사된다.

초음파의 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에서 도플러 시프트하고, 후방축으로 산란된 광은 하프 미러(113a)에 입사하고, 그 일부가 투과된다. 이 하프 미러(113a)를 투과한 광은 미러(141)에서 더 반사된 후, 분광 수단으로서의 액정 튜너블 필터(142)에 입사된다.

이 액정 튜너블 필터(142)는 드라이버(143)로부터 인가되는 구동 신호에 따라서 이 액정 튜너블 필터(142)의 투과 파장의 대역이 변화된다. 또한, 드라이버(143)는, 예를 들어 스캐닝 신호 발생 회로(124)로부터의 스캐닝 신호에 동기하여 액정 튜너블 필터(142)를 구동한다.

이 액정 튜너블 필터(142)를 투과한 광은 광검출기(104a)에 의해 수광된다. 이 광검출기(104a)의 출력 신호는 신호 처리 회로(105d)를 경유하여 PC(106a)에 입력된다.

신호 처리 회로(105d) 및 PC(106a)는 광검출기(104a)의 출력 신호로부터 산란 정보 추출과, 피검체 정보 생성, 더 구체적으로는 화상 형성 처리를 행한다. 이 경우, 신호 처리 회로(105d)에서 산란 정보 추출, PC(106a)에서 화상 형성 처리를 행하도록 해도 좋다.

그리고, 광검출기(104a)에 의해 광전 변환된 신호는 투과 파장을 스위프시키는 구동 신호와 함께 PC(106a) 내의 메모리 등에 일시 저장된다. 그리고, 예를 들어 이하와 같이 하여 도플러 시프트한 신호 검출 시의 투과 파장[혹은 도플러 시프트량(Δf)]을 산출한다.

광검출기(104a)의 출력 신호로부터 도플러 시프트한 신호를 검출하는 경우, 예를 들어 PC(106a)(내의 CPU)는 도시하지 않은 비교 등에 의해 임계치 이상에서 검출되고, 피크가 되는 신호를 도플러 시프트한 신호로서 추출한다.

또한, 그 피크가 되는 신호 검출 시에 있어서의 구동 신호의 정보로부터 투과 파장을 산출하고, 그 산출된 투과 파장의 정보와 함께 메모리에 저장한다. 또한, 구동 신호를 주기적으로 변화시킴으로써, 그 타이밍에서부터 투과 파장의 값을 산출할 수 있도록 해도 좋다.

또한, 후술하는 바와 같이, 예를 들어 PC(106a) 내에 있어서 푸리에 변환함으로써, 광검출기(104a)의 출력 신호로부터 도플러 시프트한 신호를 검출하도록 해도 좋다.

또한, 초음파 트랜스듀서(102a)에는 펄스 발생기(121)에서 발생한 펄스가 파워 앰프(122)에서 증폭된 펄스형 초음파 구동 신호가 인가된다. 또한, 펄스 발생기(121)의 펄스는 딜레이 회로 혹은 트리거 회로(144)를 거쳐서, 예를 들어 신호 처리 회로(105d)에 입력되고, 신호 처리 회로(105d)는 펄스에 따라서 추출한 산란 정보를 PC(106a)에 출력한다.

또한, 본 실시예에 있어서는 초음파 트랜스듀서(102a)를 펄스식(간헐적)으로 구동하는 구성으로 나타내고 있지만, 연속파로 구동하는 구성으로 해도 좋다.

본 실시예의 동작을 도34의 흐름도를 참조하여 설명한다. 또한, 전술한 제5 실시예에 있어서의 도27의 경우의 흐름도를 참조하여 그 설명을 간략화한다.

도27의 경우와 마찬가지로 최초에 단계 S141 및 S142에 있어서 광과 초음파를 발생한다. 상술한 바와 같이, 초음파는 펄스의 경우로 한정되지 않고 연속파라도 좋다.

그리고, 단계 S143에 도시한 바와 같이 수렴점(F)의 근방 영역(R101)에 있어서 도플러 시프트 현상이 발생한다. 이 경우에는, 그 광강도(I)(t)는 (22) 및 (23)식을 2승한 것이 되고, 이하의 (27)식과 같이 나타낸다.

$$I(t) = I_{dc} + I_{ac} \cos\{2\pi(f_s + \Delta f)t + \phi\} = I_{dc} + I_{ac} \cos\{(\omega_s + \Delta\omega)t + \phi\} \quad (27)$$

그리고, 단계 S144'에 도시한 바와 같이 액정 튜너블 필터(142)에 의해 투과 파장을 변화하고, 단계 S145'에 도시한 바와 같이 이 액정 튜너블 필터(142)를 투과한 광을 광검출기(104a)에서 검출한다.

이 광검출기(104a)의 출력 신호는 신호 처리 회로(105d)를 경유하여 PC(106a)에 입력된다. 신호 처리 회로(105d) 혹은 PC(106a)는 입력된 신호로부터 실제로 도플러 시프트한 신호의 추출을 행한다. 그리고, PC(106a)는 단계 S146에 도시한 바와 같이 Δf 등의 정보를 광 이미징 정보로서 메모리에 저장한다.

그 후의 단계 S147 내지 S150의 처리는 도27에서 설명한 것과 마찬가지이므로, 그 설명을 생략한다.

본 실시예는 간접계를 필요로 하지 않으므로, 장치 구성을 간편하게 할 수 있는 장점이 있다. 또한, 장치를 소규모로 실현할 수 있는 장점이 있다.

상술한 설명에서는 비교기 등을 이용하여 광검출기(4a)의 출력 신호로부터 도플러 시프트한 신호를 검출하는 경우로 설명하였지만, 이하와 같이 푸리에 변환을 이용하여 도플러 시프트한 신호를 검출하도록 해도 좋다.

(27)식은 PC(106a)[혹은 신호 처리 회로(105d)라도 좋음]에 있어서 푸리에 변환되어 (28)식과 같이 된다.

$$F(\omega) = \int \{I_{dc} + I_{ac} \cos(\Delta\omega t + \phi)\} e^{-j\omega t} dt$$

$$\begin{aligned}
 &= \int \{(I_{dc} + I_{ac} \cos(\omega_s t + \Delta\omega t + \phi)) e^{-j\omega t} dt \} (-T \leq t \leq T) \\
 &= 2I_{dc} \sin\omega T / \omega + \\
 &I_{ac} \cos\phi \{ \sin(\Delta\omega + \omega_s - \omega)T / (\Delta\omega + \omega_s - \omega) + \sin(\Delta\omega + \omega_s + \omega)T / (\Delta\omega + \omega_s + \omega) \} + \\
 &jI_{ac} \sin\phi \{ \sin(\Delta\omega + \omega_s - \omega)T / (\Delta\omega + \omega_s - \omega) + \sin(\Delta\omega + \omega_s + \omega)T / (\Delta\omega + \omega_s + \omega) \} \quad (28)
 \end{aligned}$$

여기서, (28)식의 가장 상부의 우변의 적분 범위는 $-\infty$ 로부터 $+\infty$ 이고, 두번째의 우변의 적분 범위는 그 우측에 기재되어 있는 바와 같이 나타낸다.

(28)식에 나타낸 푸리에 변환된 신호의 실수 성분은 도35에 도시한 바와 같이 된다. 그리고, 이 도35에 도시한 바와 같이 큰 피크가 되는 각주파수 $\omega_s + \Delta\omega$ 를 검출하고, 이미 알려진 각주파수(ω_s)를 감산하여 도플러 시프트의 각주파수($\Delta\omega$)를 검출한다.

(제7 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도36은 제1 변형예의 광 이미징 장치(AP 14)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP 14)는 도33의 구성에 있어서, 액정 튜너블 필터(142) 대신에 음향 광학 회절 격자(145a) 및 압전 소자(145b)가 채용되어 있다.

이 음향 광학 회절 격자(145a) 및 압전 소자(145b)는 드라이버(143)로부터의 구동 신호가 압전 소자(145b)에 인가됨으로써 회절 격자의 격자 간격이 변화되고, 입사된 광의 파장에 대한 1차의 회절각이 변화된다. 즉, 이 음향 광학 회절 격자(145a)는 분광기와 같이 분광(파장 분해)된 광을(다른 방향으로) 내보낸다.

이 음향 광학 회절 격자(145a)에 의해 파장 분해된 광은 광검출기(104a)에서 검출된다.

그 밖에는, 도33과 동일한 구성이다. 본 변형예의 작용 효과는 도33의 장치의 경우와 마찬가지이다.

(제2 변형예)

도37은 제2 변형예의 광 이미징 장치(AP 15)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP 15)는 도33의 장치를 투과형에 적용한 것이다.

유닛(111a)측의 광원 장치(103b)로부터의 광은 광축(O)을 따라서 진행하고, 물(136)을 투과하여 생체 조직(107) 내부에 조사된다.

이 광은 초음파 수렴 영역에 있어서 도플러 시프트하고, 그 일부는 광축(O) 상을 더 진행하여 생체 조직(107)을 투과한다. 그리고, 유닛(111b)에 있어서의 광축(O) 상에 배치된 차광판(119)의 개구(119a)를 경유하여 미러(141)에 입사되고, 이 미러(141)에서 반사되어 액정 튜너블 필터(142)에 입사된다.

이 액정 튜너블 필터(142)를 투과한 광은 광검출기(104a)에서 검출된다. 또한, 유닛(111a, 111b)은 각각 스캐닝 유닛(112a, 112b)에서 2차원 혹은 3차원적으로 이동된다. 그 밖에는, 도33 등에서 설명한 구성 요소와 동일한 것에는 동일한 부호를 붙여 그 설명을 생략한다.

본 변형예는 도33의 장치에 있어서의 반사광(복귀광)을 검출하는 대신에 투과광을 검출하는 차이가 있지만, 이를 제외하면 도33의 장치의 경우와 동일한 작용 효과를 갖는다. 또한, 액정 튜너블 필터(142) 대신에, 분광기나 음향 광학 소자 등의 분광 디바이스로 해도 좋다.

또한, 도시하지 않지만, 도36에 도시한 장치도 투과광의 검출 타입의 구성으로 할 수도 있다.

상기한 각 실시예에 있어서의 광검출기(104a)는 포토다이오드나 광전자 배증 관 등의 점 검출기라도 좋고, 1차원 라인 센서나 CCD 등의 2차원 검출기를 이용해도 좋다.

또한, 도36 및 도37의 변형예에 관해서는, 펠스 발생기(121)의 구동 파형을 조정함으로써, 연속 초음파나 펠스 초음파 중 어느 하나를 이용해도 좋다. 또한, 상기 각 실시예 및 변형예는 분광적 수단을 이용하지 않고 푸리에 변환에 의해 도플러 시프트량을 검출해도 좋다.

[제8 실시예]

계속해서, 도38 내지 도39를 참조하여 제8 실시예를 설명한다.

본 실시예는, 예를 들어 도31의 제6 실시예의 경우와 마찬가지로 초음파 송신축(Ou)과 광축(O)을 대략 동축이 되도록 배치하여 콤팩트한 구성을 실현하고 있다. 단, 본 실시예는 참조광과 간섭시키지 않고 도플러 시프트량을 검출하는 점이 제6 실시예와는 다르다.

도38에 도시한 광 이미징 장치(AP 16)는, 예를 들어 도31에 도시한 광 이미징 장치(AP 12)에 유사한 구성이다. 도31의 경우에 있어서는 참조광과 간섭시키는 구성이었지만, 본 실시예는 참조광과 간섭시키지 않고, 예를 들어 제7 실시예의 경우와 같이 광학적으로 분광하여 도플러 시프트량을 검출하는 구성으로 하고 있다.

연속광을 발생하는 광원 장치(103b)로부터의 광은 하프 미러(113a)에서 일부가 반사되고 콜리메이트 렌즈(138)에 의해 집광되어 생체 조직(107)측에 조사된다. 또한, 생체 조직(107)의 초음파 수렴 영역(R101)에서 반사된 도플러 시프트한 광은 하프 미러(113a)에 입사하고, 일부가 투과하여 광학적인 분광 수단으로서의, 예를 들어 액정 튜너블 필터(142)에 입사된다.

이 액정 튜너블 필터(142)는 드라이버(143)로부터의 구동 신호의 인가에 의해 투과 파장이 변화된다. 그리고, 이 액정 튜너블 필터(142)를 투과한 광은 광검출기(104a)에서 수광되어 광전 변환된다.

이 광검출기(104a)의 출력 신호는 메모리 장치(158)에 입력되어 메모리 장치(158) 내의 A/D 변환기에 의해 디지털 신호로 변환된 후, 메모리에 스캐닝 정보와 함께 저장된다. 이 메모리 장치(158)에 저장된 정보는, 예를 들어 1프레임분의 정보가 생성되면, 출력 장치 표시 장치(110)에 출력되고, 피검체의 특성 정보가 화상으로서 표시된다.

또한, 펠스 발생기(121)에서 발생되는 펠스는 파워 앰프(122)를 거쳐서 펠스형 초음파 구동 신호가 되어 초음파 트랜스듀서(102a)에 인가되고, 초음파 트랜스듀서(102a)는 펠스 초음파를 발생한다.

이 펠스 발생기(121)에 의한 펠스는 제어 장치(146)에 입력되고, 제어 장치(146)는 펠스 초음파에 동기하여 스캐닝 장치(149)의 스캐닝의 동작을 제어한다. 또한, 이 제어 장치(146)는 펠스 초음파에 동기하여 드라이버(143)의 구동 신호의 발생을 제어한다. 또한, 메모리 장치(148)도 펠스 초음파에 동기하여 광검출기(104a)로부터의 출력 신호의 저장을 행한다.

또한, 본 실시예에서는, 예를 들어 도32에서 설명한 렌즈 보유 지지부(126')와 트랜스듀서 보유 지지부(127')를 구비한 구성으로 하고 있다.

그리고, 광원 장치(103b)의 광은 콜리메이트 렌즈(138)에 의해 집광되어 그 광축(O) 상을 진행하고, 초음파 트랜스듀서(102a)의 개구(115)를 통하고, 또한 물(136)을 경유하여 생체 조직(107) 내부에 조사된다.

수렴점 근방 영역(R101)에서 그 주파수가 도플러 시프트한 반사광의 일부는 콜리메이트 렌즈(138), 하프 미러(113a)를 경유하여 액정 튜너블 필터(142)에 입사된다. 그리고, 이 액정 튜너블 필터(142)에 의해 도플러 시프트한 광을 신호광으로서 추출할 수 있도록 하고 있다.

또한, 초음파 트랜스듀서(102a)로부터 출사되는 펠스 초음파는 음향 렌즈(116)에 의해 수렴되어 생체 조직(107)측에 조사된다. 또한, 콜리메이트 렌즈(138)의 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 일치하도록 조정할 수 있도록 하고 있다.

그리고, 예를 들어 렌즈 보유 지지부(126')측을 조정함으로써, 광축(O)이 초음파 송신축(Ou)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 조명광축 조정부를 형성하고 있다.

또한, 트랜스듀서 보유 지지부(127')측을 조정함으로써 초음파 송신축(Ou)이 광축(O)에 일치하도록 조정하는 것을 가능하게 하는 송신축 조정부를 형성하고 있다.

또한, 유닛(111)은 제어 장치(146)의 제어 하에서 스캐닝 장치(149)에 의해 2차원 혹은 3차원적으로 구동된다. 이 스캐닝 장치(149)는 도31에 있어서의 스캐닝 신호 발생 회로(124)와 스캐닝 유닛(112)의 양 기능을 겸한다.

본 실시예의 동작을, 도39를 참조하여 설명한다.

최초의 단계 S151에 있어서, 광원 장치(103b)는 연속의 광을 발생한다. 그리고, 이 광은 생체 조직(107)측에 조사된다. 다음의 단계 S152에 도시한 바와 같이 펄스 발생기(121)는 펄스를 발생하고, 파워 앰프(122)를 경유하여 생성된 펄스형 초음파 구동 신호가 초음파 트랜스듀서(102a)에 인가되고, 초음파 트랜스듀서(102a)는 펄스 초음파를 발생한다. 이 펄스 초음파는 음향 렌즈(116)에서 수렴되면서 생체 조직(107)에 조사된다.

단계 S153에 도시한 바와 같이 펄스 초음파가 초음파 수렴점 근방 영역에 도달한 경우의 굴절률 변화에 따라서, 이 영역에 도달한 광은 도플러 시프트하고, 그 반사광은 액정 튜너블 필터(142)에 입사된다.

단계 S154에 도시한 바와 같이 도플러 시프트한 반사광이 액정 튜너블 필터(142)에 입사되는 타이밍에서 드라이버(143)는 액정 튜너블 필터(142)의 투과 파장을 변화시킨다. 이와 같이 드라이버(143)는 펄스 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 시간 내에 있어서 액정 튜너블 필터(142)의 투과 파장을 변화시키도록 제어 장치(146)에 의해 제어된다.

그리고, 단계 S155에 도시한 바와 같이 액정 튜너블 필터(142)를 투과한 광은 광검출기(104a)에 의해 수광된다.

다음의 단계 S156에 도시한 바와 같이 광검출기(104a)에 의해 수광되어 도플러 시프트한 전기 신호는 메모리 장치(148) 내의 메모리에 광 이미징 정보로서 스캐닝 위치 정보와 함께 저장된다. 이 경우, 액정 튜너블 필터(142)의 투과 파장의 정보도 메모리 장치(158)의 메모리에 저장된다. 이에 의해, 도플러 시프트량(Δf)이나 굴절률 변화(Δn)의 산출이 가능해진다.

다음의 단계 S157에 있어서 제어 장치(146)는 스캐닝이 종단부인지의 판정을 행한다. 그리고, 종단부에 해당하지 않는 경우에는, 제어 장치(146)는 단계 S158에 도시한 바와 같이 초음파의 수렴점을 이동하는 제어를 행한다.

즉, 제어 장치(146)는 스캐닝 장치(149)의 동작을 제어하여 유닛(111)을 이동시킨다. 그리고, 단계 S152로 복귀되어 상술한 처리를 반복한다.

이와 같이 하여 스캐닝이 스캐닝 범위의 종단부까지 행해지면, 단계 S157 내지 단계 S159로 옮겨간다. 이 단계 S159에 있어서, 1프레임분의 화상 생성이 완료된다. 그리고, 이 1프레임분의 화상은 출력 신호 표시 장치(110)로 이송되고, 이 출력 신호 표시 장치(110)에 있어서, 예를 들어 굴절률 변화(Δn)에 관련되는 화상 정보가 피검체의 특성 정보로서 표시된다.

본 실시예에 따르면, 초음파와 광을 동축형으로 조사하는 동시에, 도플러 시프트광을 조사광과 동일한 광로를 경유하여 수광하도록 하고 있으므로, 콤팩트한 장치에서 실현할 수 있다.

또한, 본 실시예는 광학적인 분광 수단을 채용하고 있지만, 참조광과 간섭시키지 않고, 광검출기(104a)의 간섭 신호로부터 스펙트럼 분석기 등을 이용하여 도플러 시프트량(Δf)이나 굴절률 변화(굴절률의 실부의 변화량)(Δn)를 산출할 수도 있다.

(변형 예)

도40은 제8 실시예의 변형 예의 광 이미징 장치(AP 17)를 도시한다. 본 변형 예는 도38에 있어서 액정 튜너블 필터(142) 대신에 분광 장치(150')를 채용하고 있다. 이 분광 장치(150')에 의해 파장 분리된 광은 광검출기(104a)에 입력되어 전기 신호로 변환된다.

그리고, 광검출기(104a)의 출력 신호는 분광 장치(150')에 의한 파장 분리에 이용한 정보 및 스캐닝 위치의 정보와 함께 메모리 장치(158) 내의 메모리에 저장된다. 그 밖에는, 도38과 동일한 구성이다.

본 변형 예는 제8 실시예의 경우와 마찬가지로 장치를 콤팩트하게 할 수 있는 등의 장점이 있다.

[제9 실시예]

계속해서, 도41 내지 도42를 참조하여 제9 실시예를 설명한다.

도41은 제9 실시예의 광 이미징 장치(AP 18)를 도시한다.

이 광 이미징 장치(AP 18)는 도38의 광 이미징 장치(AP 16)에 있어서, 초음파 트랜스듀서(102a)의 초음파 송신축(Ou)을 광축(O)의 방향과 다른 방향[예를 들어, 초음파 송신축(Ou)을 광축(O)과 각(Θ)이 이루는 방향]으로 설정한 것이다. 또한, 본 실시예는 광원 장치(3b)의 광을 하프 미러(113a)에서 참조 미러(114)측으로의 참조광과 생체 조직(107)측으로의 관측 광으로 분기시켜 생체 조직(107)측으로부터 복귀되는 도플러 시프트한 광을 참조광과 간섭시키는 구성으로 하고 있다. 본 실시예에 있어서도 연속파의 광을 채용하고 있다.

또한, 본 실시예에 있어서는, 제어 장치(146)는 딜레이 회로(147)를 거쳐서 신호 처리 장치(148)에 있어서의 검출의 타이밍을 제어하고 있다. 이 신호 처리 장치(148)는 광검출기(104a)로부터의 출력 신호가 입력되는 스펙트럼 분석기(148a)와, 예를 들어 PC의 일부, 예를 들어 A/D 변환기, CPU, 메모리로 이루어지는 A/D 변환기 · CPU · 메모리(148b)로 이루어진다. 그리고, 이 A/D 변환기 · CPU · 메모리(148b)에 저장된 정보는 출력 신호 표시 장치(110)에 출력된다.

또한, 본 실시예에서는, 예를 들어 렌즈 보유 지지부(126')만 설치한 구성으로 하고 있다. 본 실시예의 타이밍차트는 도42에 도시한 바와 같이 된다. 광원 장치(103b)는 도42의 (A)에 도시한 바와 같이 연속광을 발생한다.

초음파 트랜스듀서(102a)는, 도42의 (B)에 도시한 바와 같이, 예를 들어 일정한 간격의 펄스 초음파를 발생한다. 이 펄스 초음파는, 예를 들어 도42의 (C)에 도시한 바와 같이 초음파 트랜스듀서(102a)에 의한 펄스 초음파의 발생으로부터, 예를 들어 시간(Tf) 후, 수렴점(F)에 도달한다.

제어 장치(146)는 펄스 초음파의 발생으로부터 이 시간(Tf) 지연된 타이밍에서 광검출기(104a)가 도플러 시프트한 광을 검출시키도록, 예를 들어 게이트 파슬을 인가하여 제어한다. 이 동작을 도42의 (D)에 있어서는 도플러 시프트한 광의 검출로 도시하고 있다.

광검출기(104a)는, 광검출한 신호를 항시 출력하고 있는 경우에는 A/D 변환기 · CPU · 메모리(148b)측을 제어하고, 상기 한 타이밍에 있어서 광검출기(104a)의 출력 신호를 취입하도록 제어한다.

또한, 이 도플러 시프트한 광의 검출 후, 스캐닝 신호에 의해 수렴점(F)을 이동한다. 이와 같이 하여, 검사 대상 영역에 대한 도플러 시프트량(Δf)의 검출, 그리고 굴절률 변화(Δn)의 화상 정보를 얻을 수 있다.

(제9 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도43은 제9 실시예의 제1 변형예의 광 이미징 장치(AP 19)를 도시한다.

이 광 이미징 장치(AP 19)는 도41의 광 이미징 장치(AP 18)에 있어서 초음파를 수렴시키지 않는 구성으로 한 것이다. 즉, 이 광 이미징 장치(AP 19)는 도41의 광 이미징 장치(AP 18)에 있어서 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(116)를 설치하지 않은 구성으로 하고 있다. 또한, 렌즈 보유 지지부(126')를 설치하지 않은 구성으로 하고 있다.

본 변형예는 초음파를 수렴시키지 않으므로, 간단한 구성으로 실현할 수 있다. 또한, 이와 같이 초음파를 수렴시키지 않는 경우에는, 초음파 트랜스듀서(102a)측을 고정하는 구성으로 해도 좋다. 즉, 초음파가 확장되어 조사되므로, 콜리메이트 렌즈(138)에 의해 포커스하는 광축을 스캔하는 구성으로 할 수도 있다.

(제2 변형예)

또한, 도44는 제9 실시예의 제2 변형예의 광 이미징 장치(AP 20)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP 20)는 도43의 광 이미징 장치(AP 19)에 있어서, 광원 장치(103b)와 하프 미러(113a) 사이에 범 익스팬더(150)를 설치한 것이다. 이와 같이 함으로써, 범 직경을 증대시킬 수 있고, 변조광 검출 강도를 증폭시키는 것이 가능하다.

(제3 변형예)

도45는 제9 실시예의 제3 변형예의 광 이미징 장치(AP 21)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP 21)는 도43의 광 이미징 장치(AP 19)에 있어서 간접계를 형성하지 않은 구성으로 한 것이다.

본 변형예의 장치의 구성으로서는, 예를 들어 도33에 유사한構성을 채용하고 있다. 이 광 이미징 장치(AP 21)는 도33의 장치에 있어서 하프 미러(113a)에서 반사된 광을 콜리메이트 렌즈(138)에서 집광하여 생체 조직(107)에 조사한다.

또한, 생체 조직(107)측에서 반사되어 하프 미러(113a)를 투과한 광은 미러(141)에서 반사되어 분광 장치(150')에 입사되고, 분광된 광을 광검출기(104a)에서 검출한다.

또한, 초음파 트랜스듀서(102a)에는 펠스형 초음파 구동 신호를 인가하는 구성으로 하고 있다. 이 경우, 음향 렌즈(116)는 설치하지 않고, 초음파 트랜스듀서(102a)는 수렴되지 않은 펠스 초음파를 생체 조직(107)에 조사하게 된다.

또한, 본 변형예는 광원 장치(103b)의 광을 빔 익스팬더(150)에 의해 빔 직경을 증대시키고, 하프 미러(113a)에 출사하는 구성으로 하고 있다. 이 빔 익스팬더(150)를 이용하지 않는 구성으로 해도 좋다.

본 변형에도 간편한 구성으로 실현할 수 있는 효과가 있다. 또한, 더 간략화하기 위해, 도45에 있어서의 콜리메이트 렌즈(138)를 채용하지 않는 구성으로 해도 좋다. 도46은 콜리메이트 렌즈(138)를 채용하지 않고, 집광되지 않은 광을 생체 조직(107)측에 조사하는 광 이미징 장치(AP 22)의 일부를 도시하고 있다.

또한, 상기한 각 실시예에 있어서도, 초음파는 펠스라도 좋고, 연속파라도 좋다. 또한, 상기한 각 실시예의 구성 중 광검출기(104a)는 점 검출기라도, 1차원의 라인형 검출기라도, CCD 등의 2차원 검출기라도 좋다. 또한, 푸리에 변환에 의해 도플러 시프트량을 검출해도 좋다.

[제10 실시예]

계속해서, 도4 내지 도49를 참조하여 제10 실시예를 설명한다.

도47에 나타내는 제10 실시예의 광 이미징 장치(AP 23)는 도플러 시프트량을 검출하는 타입이다.

이 광 이미징 장치(AP 23)는 생체 조직(7)에 조사하는 레이저광 등의 광을 발생하는 광원 장치(103b)를 갖는다.

이 광원 장치(103b)의 광은 이 광을 도광하는 광파이버(152a)의 단부면에 입사되고, 이 광파이버(152a)를 거쳐서 그 도중에 설치된 광커플러(153)에 있어서, 2개의 광으로 분기된다. 그리고, 한쪽은 광파이버(152b)를 거쳐서 광조사와 수광을 행하는 광조사·수광부(154b)측에 도광되고, 다른 쪽은 광파이버(152c)를 거쳐서 참조광 생성부(155)측에 도광된다.

또한, 광파이버(152b)에 의해 초음파를 전달하는 물(136)을 거쳐서 생체 조직(107)측에 조사되고, 생체 조직(10A)측으로부터 도플러 시프트하여 복귀되는 광은 관측 광으로서 이 광파이버(152b)에 입사되고, 광커플러(153)에 있어서 참조광측의 광과 간접한 간접광이 된다.

그리고, 이 간접광은 광파이버(152d)를 경유하고 그 단부면에 배치된 광검출기(104a)에 의해 수광되어 광전 변환된다.

상기 참조광 생성부는 광파이버(152c)의 단부면으로부터 출사되는 광을 콜리메이트 렌즈(56)에 의해 평행한 광속의 광으로 하여 고정된 참조 미러(114)에 입사시키고, 이 참조 미러(114)에서 반사된 광을 콜리메이트 렌즈(156)에 의해 다시 광파이버(152c)의 단부면에 입사시킨다.

또한, 상기 광조사·수광부(154b)는 광조사(혹은 광사출) 및 수광을 행하는 광파이버(152b)의 단부면 부근에 초음파 트랜스듀서(157b)와 스캐닝 디바이스(158)와 음향 렌즈(159)가 설치되어 있다.

초음파 트랜스듀서(157b)는 초음파 송신면측이, 예를 들어 오목면 형상으로 가공되어 있고, 펠스 발생기(121)로부터 파워 앰프(122)에서 증폭된 펠스형의 초음파 구동 신호가 인가됨으로써, 펠스 초음파를 발생하고, 이 펠스 초음파는 수렴되어 생체 조직(107)측에 조사된다.

또한, 스캐닝 디바이스(158)는 펠스형 초음파 구동 신호와 동기하고, 스캐닝 신호 발생 회로(124)로부터의 스캐닝 신호가 인가됨으로써, 광조사·수광부(154b)를 2차원적 또는 3차원적으로 스캔한다. 예를 들어, 생체 조직(107)의 깊이 방향, 즉 z방향과, 이 z방향과 직교하는, 예를 들어 x방향 등에 스캔한다.

이 광파이버(152b)의 단면의 확대도를 도48에 도시한다. 본 실시예에 있어서는, 광파이버(152b)는 중앙부에 배치한 1개 혹은 복수개의 광파이버로 이루어지는 제1 광파이버부(160a)와, 이 제1 광파이버부(160a)의 주위에 배치한 복수의 파이버, 즉 파이버 번들로 이루어지는 제2 광파이버부(160b)로 구성되어 있다.

예를 들어, 도49의 광커플러(153)의 확대도에 도시한 바와 같이, 광원 장치(103b)에 의한 광을 광파이버(152a)에 입사시키고, 광커플러(153)를 구성하는 제1 커플러부(153a)에 있어서, 예를 들어 2개로 분기시켜 광파이버(152b)의 제2 광파이버부(160b)와 광파이버(152c)에 있어서의 제2 광파이버부(160b)와 도광시키도록 하고 있다.

제2 광파이버부(160b)의 단부면으로부터 도광된 레이저광을 생체 조직(107)측에 조사한다. 또한, 생체 조직(107)측으로 부터의 도플러 시프트한 반복광을 중앙의 제1 광파이버부(160a)에서 수광하도록 하고 있다. 이 제1 광파이버부(160a)에서 수광된 광은 제2 커플러부(153b)에 있어서 참조광측의 광을 도광하는 제1 광파이버부(160a)와 광혼합되어 도플러 시프트한 간섭광이 생성된다. 그리고, 이 간섭광은 광파이버(152d)에 의해 도광되어 광검출기(104a)에서 수광된다.

이 광검출기(104a)에서 검출된 신호는 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로(105c)에 입력되어 도플러 시프트량(Δf)이 검출된다.

또한, 이 신호 처리 회로(105c)는 펠스 발생기(121)로부터 딜레이 회로(123)에 의해 딜레이된 타이밍으로 동기하여 신호 추출의 동작을 행한다.

이 신호 처리 회로(105c)에서 검출된 신호는 PC(106a)의 PC 본체(106c) 내의 A/D 변환 회로에 입력된다. 또한, PC 본체(106c)는 내부에 CPU, 메모리, A/D 변환 회로 등을 구비하고 있다. 그리고, PC 본체(106c)로부터 출력되는 화상 표시용 신호는 모니터(135)에 입력되고, 이 모니터(135)의 표시면에 광 이미징 정보의 화상이 표시된다.

또한, 이 PC 본체(106) 내의 A/D 변환 회로에는 스캐닝 신호 발생 회로(124)로부터 스캐닝 신호가 입력되고, 이 스캐닝 신호를 취입함으로써 스캐닝 위치 정보를 산출한다.

또한, 제어 회로(125)는 펠스 발생기(121), 스캐닝 신호 발생 회로(124) 및 딜레이 회로(123)의 각 동작을 제어한다. 또한, 이 제어 회로(125)는, 예를 들어 PC 본체(106c) 내의 CPU와 제어 신호 등의 송수신을 행할 수 있다. 그리고, 제어 회로(125)에 의해 펠스 발생기(121) 등을 제어할 수 있는 동시에, PC(106a)측으로부터 제어 회로(125)를 거쳐서 혹은 제어 회로(125)를 거쳐서 펠스 발생기(121) 등을 제어할 수도 있도록 하고 있다.

이와 같은 구성에 의한 본 실시예에 따르면, 광파이버(52b)의 선단부 부근을 스캐닝함으로써, 제5 실시예와 마찬가지로 적어도 복소 굴절률의 실부에 상당하는 광 이미징 정보를 얻을 수 있다. 또한, 스캐닝 디바이스(158)로서 사이즈가 작고 또한 구동력이 작아진다. 그 밖의 제5 실시예와 동일한 효과를 갖는다.

(제10 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도50은 제10 실시예의 제1 변형예의 광 이미징 장치(AP 24)의 구성을 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP 24)는 간섭계를 형성하지 않는 구성으로 한 것이다. 이 광 이미징 장치(AP 24)는 도47의 광 이미징 장치(AP 23)에 있어서, 광의 분리나 결합을 행하는 광커플러(153)를 이용하지 않는 구성으로 하고 있다.

또한, 본 변형예는 연속의 광을 발생하는 광원 장치(103c)를 채용하고, 초음파에 대해서는 연속파의 초음파를 발생하는 구성으로 하고 있다. 또한, 도47의 경우와 마찬가지로 연속의 광과 펠스 초음파를 채용하는 구성으로 해도 좋다.

광원 장치(103c)로부터의 광은 광파이버 번들(152a')에 의해 그 선단부면에 도광되어 광조사와 수광을 행하는 광조사·수광부(154b)에 있어서의 선단부면으로부터 도광된 광이 생체 조직(107)측에 조사된다.

또한, 이 광파이버 번들(152a')은 도중에 광파이버(152d')와, 예를 들어 일체화된 광파이버 번들부(152b')가 형성되어 있다.

이 광파이버 번들부(152b')는 도50의 단부면 확대도에 도시한 바와 같이 중심 위치에 수광용 광파이버(152d')가 배치되고, 그 주위에 광파이버 번들(152a')을 구성하는 광파이버가 배치된 동심의 구조로 되어 있다.

또한, 광파이버 번들(152a')의 선단부 부근의 외측에는 오목면 형상의 초음파 트랜스듀서(157b)와 스캐닝 디바이스(158)와 음향 렌즈(159)가 설치되어 있다.

그리고, 중심 위치에 배치한 광파이버(152d')에 의해 생체 조직(107)측으로부터의 도플러 시프트한 광을 수광하고, 그 기단부면측에 도광한다. 이 기단부면에는, 예를 들어 분광 장치(150')가 배치되어 있고, 도플러 시프트한 주파수 성분의 광을 광학적으로 분리 추출한다. 추출된 광은 광검출기(104a)에 입력되어 광전 변환된 전기 신호가 되고, PC 본체(106c)에 입력되어 내부의 메모리에 스캐닝 위치의 정보나 분광 장치(150')에 의한 주파수 분리의 정보와 함께 저장된다.

본 변형예는 도47의 구성의 경우에 있어서의 전기적으로 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출하는 것을 행하지 않는 구성이므로, 도47에 있어서의 광검출기(104a)의 출력 신호는 신호 처리 회로(105c)를 경유하지 않고, PC 본체(106c)에 입력된다.

또한, 초음파 트랜스듀서(157b)는 도25의 경우와 마찬가지로 신호 발생기(139), 파워 앰프(122)를 경유한 초음파 구동 신호에 의해 구동된다.

그 밖에는, 도47의 구성과 마찬가지이다. 본 변형예는 도47의 경우와 동일한 효과를 갖는다. 또한, 도47에 있어서의 광커플러(153)나 간섭시키기 위한 참조광 생성부(155) 등이 불필요해져, 보다 콤팩트한 장치를 실현할 수 있다.

또한, 본 변형예에 있어서의 분광 장치(150') 대신에, 다른 광학적인 분광 수단(혹은 파장 분리 추출 수단), 구체적으로는 액정 튜너블 필터, 음향 광학 소자, 회절 격자 등을 이용할 수도 있다.

(제2 변형예)

도51은 제10 실시예의 제2 변형예로, 광 이미징 장치를 구비한 내시경 장치(AP 25)의 구성을 도시한다.

본 변형예는, 예를 들어 제10 실시예에 있어서의 광조사 · 수광부(154b)에 상당하는 구성을 내시경(171)에 설치하고 있다.

이 내시경(171)은, 삽입부(172)의 선단부에 설치된 경질의 선단부(173)에는 조명광을 출사하는 조명창과 관찰(촬상)을 행하는 관찰창이 마련되어 있다. 조명창에는 라이트 가이드(174)의 선단부측이 설치되어 있고, 그 선단부면으로부터 조명광을 출사한다. 또한, 라이트 가이드(174)의 도시하지 않은 전방측의 단부면에는, 도시하지 않은 내시경 광원 장치로부터 조명광이 입사된다.

또한, 관찰창에는 대물 렌즈(175)가 설치되어 있고, 그 결상 위치에는 촬영 소자로서, 예를 들어 CCD(176)가 배치되어 있다. 이 CCD(176)는, 도시하지 않은 비디오 프로세서 등의 신호 처리 장치와 접속되고, 이 신호 처리 장치는 CCD(176)에 의해 활상된 화상 신호에 대한 신호 처리를 행하여 영상 신호를 생성하고, 도시하지 않은 모니터에 영상 신호를 출력한다.

또한, 이 삽입부(172)에는 그 길이 방향에 쳐치구류를 삽입 통과 가능하게 하는 채널(177)이 설치되어 있고, 이 채널(177)내에 광파이버(152b)가 삽입 통과된다.

또한, 본 변형예에 있어서의 내시경(171)에 있어서는, 예를 들어 선단부(173)의 선단부면에 스캐닝 디바이스(179)가 설치되고, 이 스캐닝 디바이스(179)의 구동면에 초음파 트랜스듀서(178)가 설치되어 있다.

그리고, 스캐닝 신호 발생 회로(124)의 스캐닝 신호를 스캐닝 디바이스(179)에 인가함으로써, 초음파 트랜스듀서(178)를 2차원적으로 혹은 3차원적으로 스캐닝할 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형예에 있어서의 초음파 트랜스듀서(178)는, 예를 들어 전자 주사형의 초음파 트랜스듀서에 의해 구성되고, 이 초음파 트랜스듀서는, 예를 들어 도51에 있어서의 X방향을 따라서 복수 배치된 트랜스듀서 엘리멘트에 의해 구성되고, 도시하지 않은 지연 소자 등을 거쳐서 지연 시간을 제어하여 구동함으로써 초음파를 수렴시키도록 출사시키고, 수렴점(F)에서 수렴시킬 수 있도록 하고 있다.

그리고, 도51에 도시한 바와 같이 광파이버(152b)의 선단부면으로부터 출사되는 광의 조사 부위 내의 영역에 있어서, 초음파의 수렴점(F)을 설정하고, 이 상태에서 스캐닝 디바이스(179)를 스캐닝 신호로 구동함으로써 수렴점(F)을 스캔한다.

그 밖의 구성은 도47과 마찬가지이고, 그 설명을 생략한다. 본 변형예에 따르면, 내시경(171)에 의해 체강 내의 생체 조직(107)을 내시경 검사할 수 있다. 그리고, 병변부 등, 보다 상세하게 관찰 혹은 진단하고 싶은 부위에 대해서는 도51에 도시한 바와 같이 채널(177) 내에 광파이버(152b)를 삽입 통과하고, 그 선단부면을 관찰 대상 부위에 대향시킨다.

그리고, 펠스 발생기(121)로부터 파워 앰프(122)를 거쳐서 펠스형 초음파 구동 신호를 발생시키는 동시에, 스캐닝 신호도 발생시켜 관찰 대상 부위의 주변부에 대한 2차원 이미징 정보를 취득하고, 모니터(135)의 표시면에 표시한다.

본 변형예에 있어서는, 내시경(171)에 광을 조사하는 광조사부와, 초음파를 수렴시키도록 조사하는 초음파 조사 수단과, 초음파의 수렴 영역을 2차원적으로 스캔하는 스캐닝 수단을 마련하고 있으므로, 체강 내에 있어서의 원하는 부위의 생체 조직(7)에 대한 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

따라서, 체강 내의 환부 등의 생체 조직(107)을 광학적으로 내시경 검사하고, 그 경우에 병변부와 같이 보다 상세하게 진단하고 싶은 부위에 대해 광 이미징 정보를 취득하고, 모니터(135)에 표시시키도록 할 수 있다. 이와 같이 함으로써, 내시경 검사뿐인 경우보다도 병변부를 보다 정확하게 진단하는 데 유익한 정보를 얻을 수 있다.

(제3 변형예)

또한, 상술한 제2 변형예를 변형한 제3 변형예로서 이하에 설명한 바와 같이, 예를 들어 채널(177)의 선단부 개구 부분에 제8 실시예에 있어서의 초음파를 수렴하여 조사하는 기능과, 스캐닝 수단의 기능도 구비한 광조사 · 수광부(154b)를 설치하도록 해도 좋다.

도52는 제10 실시예의 제3 변형예에 관한 내시경 장치(AP 26)에 있어서의 내시경(71)의 선암부 부근의 구성을 도시한다. 본 변형예는 도47의 광조사 · 수광부(154b)를 채널(177)의 선단부 개구에 착탈 가능하게 설치한 구성으로 한 것이다. 이와 같은 구성으로 함으로써, 기존의 내시경의 채널에 광조사 · 수광부(154b)를 설치하여 광 이미징 정보를 얻을 수 있다. 또한, 도50의 구성의 것을 마찬가지로 내시경에 적용해도 좋다. 이 경우에도 동일한 효과를 얻을 수 있다.

(제4 변형예)

또한, 도53은 제4 변형예에 있어서의 광파이버(152b)의 단부의 구성예를 나타낸다. 도48에서 도시한 바와 같이, 이 광파이버(152b)는 그 중앙부에 제1 광파이버부(160a)가 배치되고, 그 주위에 복수의 파이버로 이루어지는 제2 광파이버부(160b)가 배치되어 있다.

도53의 광파이버(152b)에 있어서는 제2 광파이버부(160b)의 단부면이 중앙부의 제1 광파이버부(160a)의 축에 관하여 회전 대칭이 되는 포물면 등의 오목면을 형성하도록 가공되어 있고, 또한 그 단부면에는 집광하는 콜리메이트 렌즈(또는 집광 렌즈)(160c)가 설치되어 있다.

그리고, 각 제2 광파이버부(160b)의 단부면으로부터 출사되는 광을 초점 위치(F_0)에 포커스할 수 있도록 하고 있다. 이와 같이 함으로써, S/N이 양호한 광 이미징 정보를 취득할 수 있다.

상기 각 실시예 및 변형예에 있어서는 초음파로서 펠스 또는 연속파 중 어느 것이라도 좋고, 또한 광검출기(104a)는 점 검출기인 포토다이오드나 광전자 배증관, 1차원 라인형 검출기나 CCD 등의 2차원 검출기 중 어느 하나를 이용해도 좋다.

또한, 상기 각 실시예 및 변형예에 있어서는 푸리에 변환으로 도플러 시프트량을 검출하는 구성으로 해도 좋다.

[제11 실시예]

계속해서, 도54를 참조하여 제11 실시예를 설명한다.

도54는 본 발명의 제11 실시예의 광 이미징 장치(AP 27)의 구성을 도시한다. 본 실시예는 초음파 출사부와, 광조사 및 광 검출부가 일체적으로 형성된 초음파 출사 · 광조사 · 검출부가 라인을 따라서 복수개, 1차원적으로 배열된 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를 채용한 구성이다. 이 구성에 의해, 1개의 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를 이용하여 스캐닝을 행하지 않고 1차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 한 것이다. 이에 의해, 1차원의 광 이미징 정보를 시간 단축하여 얻을 수 있는 효과를 갖는다.

또한, 이 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를 1차원적으로 스캐닝함으로써 2차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 후술하는 바와 같이 복수의 초음파 출사 · 광조사 · 검출부가 2차원적으로 배치된 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195B)를 채용함으로써, 초음파 트랜스듀서 등의 스캐닝을 행하지 않고도 2차원의 이미징 정보를 얻을 수도 있다.

또한, 본 실시예는 도플러 시프트량(Δf)을 추출함으로써, 산란 정보를 산출하는 타입의 구성으로 되어 있다.

광원 장치(191)로부터 출사되는 가시 혹은 근적외의 파장 영역의 광은 복수 개(예를 들어, p개)의 광파이버를 배열하여 구성된 광파이버 어레이(192a)를 구성하는 각 광파이버에 입사된다. 각 광파이버에 입사된 광은 광커플러부(193)에서 광파이버 어레이(192c)의 광파이버측과 광파이버 어레이(192b)측의 광파이버(192bi)(i는 1 내지 p 중 1개를 대표)로 분기된다.

광파이버 어레이(192c)의 광파이버에 도광된 광은 참조광 생성부(155)에 있어서, 도47의 경우와 마찬가지로 참조광이 생성되어 광커플러부(193)측으로 복귀된다.

또한, 광파이버 어레이(192b)측의 광파이버(192bi)에 도광된 광은 [초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를 구성함] 초음파 출사 · 광조사 · 검출부의 초음파 트랜스듀서(157-i)에 마련한 개구부를 통해 생체 조직(107)측에 조사된다.

초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)는, 도54의 우측 하방 부분의 확대도에 도시한 바와 같이, 예를 들어 x방향에 복수의 초음파 출사 · 광조사 · 검출부가 배치되어 있다. 그리고, 각 초음파 출사 · 광조사 · 검출부는 그 구성 요소가 되는 초음파 트랜스듀서(157-i)에 의해 각각 수렴점(F)에서 초음파를 수렴한다.

또한, 그 수렴점(F)에는 광파이버 어레이(192b)를 구성하는 광파이버(192bi)의 단부면에 의한 광조사 · 검출부로부터 광이 조사되는 동시에, 그 수렴점(F)의 근방 영역(R101)을 경유한 도플러 시프트한 복귀광을 수광한다.

광파이버 어레이(192b)의 광파이버(192bi)에 의해 수광된 광은 관측광으로서, 광커플러부(193)에 있어서 광파이버 어레이(192c)측의 광파이버에 의한 참조광과 광혼합되어 도플러 시프트한 간섭광이 생성된다.

각 간섭광은 광파이버 어레이(192d)의 광파이버에 의해 도광되고, 그 단부면으로부터 광검출기 어레이(196)를 구성하는 각 광검출기(104a)에서 수광되어 광전 변환된다. 광검출기 어레이(196)를 구성하는 광검출기(104a)에서 각각 광전 변환된 출력 신호는, 예를 들어 복수 채널의 스펙트럼 분석기(105e)에 입력된다.

그리고, 이 스펙트럼 분석기(105e)에 의해 각 광검출기(104a)로부터 출력되는 도플러 시프트량(Δf)의 간섭 신호를 거의 동시에 추출한다.

이 스펙트럼 분석기(105e)로부터 출력되는 복수의 간섭 신호는 PC(106a)에 있어서의 복수의 입력 채널로부터 PC(106a)내의 메모리 등에 저장된다.

또한, 본 실시예에 있어서의 스캐닝 신호 발생 회로(124B)는, 예를 들어 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)가 설치된 스캐닝 디바이스(198)를, 예를 들어 y방향으로 스캔시키도록 구동한다. 그리고, 2차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 하고 있다. 또한, 여기서는, 펄스 발생기(121')는 도47의 펄스 발생기(121)와 파워 앰프(122)의 기능을 구비한 것이다.

전술한 도21에 도시한 바와 같이, 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를, 예를 들어 y방향으로 스캔시킴으로써, 2차원(2D) 광 이미징 정보를 얻을 수 있는 모습을 도시한다. 라인형으로 배치된 초음파 출사 · 광조사 · 검출부에 의해, x방향의 1차원(1D) 광 이미징 정보를 얻을 수 있고, 초음파 출사 · 광조사 · 검출부를 y방향으로 스캔함으로써 2차원 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 스캐닝 신호 발생 회로(124b)에 의해 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195)를 y방향 및 z방향으로 2차원 스캔을 행하도록 구동하여 3차원 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 해도 좋다.

본 실시예에 따르면, 고속으로 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 이렇게 하여 얻게 되는 광 이미징 정보의 x방향의 해상도는 광파이버 어레이(192b)의 개수에 의존하기 때문에, x방향으로도 스캔시킴으로써, 그 해상도를 비약적으로 향상시키도록 해도 좋다.

(제11 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도55는 제1 변형예의 광 이미징 장치에 있어서의 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195B)의 개략의 구성을 도시한다.

본 변형예는 도54의 광 이미징 장치(AP 27)에 있어서, 광파이버 어레이(192a, 192b) 등을 구성하는 광파이버의 개수를 보다 많게 하고 있다(예를 들어, 도54의 경우의 정수배 이상). 이에 대응하여 초음파 출사 · 광조사 · 검출부의 수도 증대된다.

그리고, 본 변형예에서는 광파이버 어레이(192b)에 있어서의 단부측의 초음파 출사 · 광조사 · 검출부를 x, y방향에 2차원적으로 배치하여 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195B)를 구성하고 있다.

도55에 도시한 바와 같이, 광파이버 어레이(192b)는, 예를 들어 p개씩의 광파이버(192b1 내지 92bp)가 m세트, 예를 들어 띠형으로 설치된 것이고, 이들 각 광파이버(192bi)는 스캐닝 디바이스(198)에 2차원적으로 마련한 개구부에 각각 설치되어 있다.

또한, 이 스캐닝 디바이스(198)의 바닥면측에는 도54에서 도시한 바와 같은 초음파 트랜스듀서(도55에서는 도시하지 않음)가 설치되어 있다. 그리고, 이 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195B)를 스캔하지 않은 상태에 있어서, 2차원 광 이미징 정보(도23을 참조)를 얻을 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형예에 있어서는 PC(106a)도 스펙트럼 분석기(105e)로부터 출력되는 출력 신호를 초음파 출사 · 광조사 · 검출 어레이(195B)를 구성하는 초음파 출사 · 광조사 · 검출부의 2차원 배열에 대응한 어드레스의 메모리에 저장한다.

또한, 본 변형예에서는 스캐닝 신호에 의해 스캐닝 디바이스(198)를 z방향으로 구동함으로써, 전술한 도23에 도시한 바와 같이 3차원 광 이미징 정보를 얻을 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 변형예에 대해서도 제8 실시예에서 설명한 바와 같이 x, y방향으로도 스캔함으로써, 보다 고해상도의 광 이미징 정보를 얻도록 해도 좋다. 본 변형예에 있어서도 고속으로 2차원 혹은 3차원의 광 이미징 정보를 얻을 수 있다.

또한, 상술한 각 실시예에 있어서, 광을 수렴시키는 구성으로 해도 좋다. 상기한 각 실시예 및 그 변형예에서는 펄스 초음파, 또는 연속 초음파 중 어느 하나를 이용해도 좋다. 또한, 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로를 이용하지 않고 푸리에 변환에 의해 도플러 시프트량을 검출해도 좋다.

이상과 같이, 제5 내지 제11 실시예 및 이들 변형예에 따르면, 생체 조직에 초음파가 조사된 검사 대상 부위에 광을 조사하고, 초음파가 조사된 부위에서 도플러 시프트한 광을 관측광으로서 검출하고, 적어도 복소 굴절률의 실부에 상당하는 광산란 정보를 검출하여 영상화할 수 있도록 함으로써, 병변 조직의 구조 변화에 상관성이 높은 정보를 얻을 수 있고, 병변 조직의 진단 등에 유효하게 이용할 수 있다.

[제12 실시예]

계속해서, 도56 내지 도60을 참조하여 제12 실시예를 설명한다.

도56은 본 발명의 피검체 정보 분석 장치의 기본적인 구성의 블럭도를 도시한다. 도56에 도시한 바와 같이 본 발명에 관한 검체 정보 분석 장치는 소정의 초음파 송신축을 따라서 피검체 내에 대해 초음파를 전달시키도록 초음파를 발생 가능하게 하는 펄스 초음파 발생부(202)와, 이 펄스 초음파 발생부(202)로부터 발생되는 상기 펄스 초음파가 전달되는 피검체 내에 있어서의 검사 대상 부위에 도달하는 타이밍에서 펄스 조명광이 그 검사 대상 부위에 도달하도록 펄스 조명광을 발생하는 펄스 조명광 발생부(203)를 갖는다. 이 경우, 펄스 조명광의 광축은 초음파 송신축과 동축에 가까운 각도 이내의 상태로 설정되어 있다.

또한, 이 검체 정보 분석 장치는 펄스 조명광 발생부(203)에 의해 발생된 펄스 조명광이 상기 검사 대상 부위에서 반사된 펄스 조명광을 수광 가능하게 하도록 펄스 조명광 발생부(203)[혹은 펄스 초음파 발생부(202)]측에 배치된 반사광 수광부(204)와, 이 반사광 수광부(204)에서 수광된 수광 신호로부터 주파수 정보나 위상 정보를 추출함으로써, 상기 검사 대상 부위의 복소 굴절률 중 적어도 일부에 상당하는 산란 정보를 추출하는 산란 정보 추출부(205)를 갖는다.

또한, 이 산란 정보 추출부(205)의 산란 정보는 이 검사 대상 부위에 대응하는 피검체의 특성 정보를 생성하는 피검체 정보 생성부(206)에 의해, 피검체의 특성 정보가 생성된다.

또한, 도56에 있어서는, 반사광 수광부(204)는, 검사 대상 부위에서 반사된 펄스 조명광을 광분리부(혹은 광분기부)(213)를 거쳐서 수광하는 구성예로 나타내고 있다.

또한, 도56의 경우에 있어서의 실선은, 검사 대상 부위에 있어서 도플러 시프트한 펄스 조명광을 수광하여 산란 정보를 추출하는 경우의 대표적인 구성예를 나타내고 있다.

한편, 반사광 수광부(204)가 위상 정보를 수광하는 경우에는, 도56의 점선으로 나타내는 참조광 생성부(214)에 의해 생성된 참조광과 간섭된 간섭 펄스 광을 수광하는 구성이 대표적인 예로 된다. 또한, 도플러 시프트한 펄스 조명광을 수광하는 경우에도 참조광과 간섭시켜 검출할 수도 있다.

또한, 상기와 같이 펄스 초음파가 검사 대상 부위에 도달하는 타이밍에서 펄스 조명광이 검사 대상 부위에 도달하도록 펄스 초음파와 펄스 조명광과의 발생을 동기시키는 등, 소정의 타이밍으로 동기시키는 펄스 동기부(208)를 갖는다. 또한, 펄스 동기부(208)는 펄스 초음파 혹은 펄스 조명광의 발생의 타이밍을 받아, 다른 쪽의 펄스 조명광 혹은 펄스 초음파의 발생(혹은 조사)의 타이밍을 동기시키도록 해도 좋다.

또한, 도56의 경우에는, 수광 신호로부터 전기적으로 주파수 정보에 의한 산란 정보를 추출하는 구성의 경우로 나타내고 있지만, 후술하는 변형예(예를 들어, 도62)와 같이 도플러 시프트한 광을 광학적인 주파수 정보 추출부로 되는 분광 장치 등에서 추출해도 좋다. 이 경우에는, 광학적인 주파수 정보 추출부는, 반사광 수광부(204)에서 수광되기 전의 도플러 시프트한 광으로부터 그 주파수 정보(도플러 시프트한 주파수 성분)를 추출하게 된다.

또한, 피검체 정보 생성부(206)는 피검체의 검사 대상 부위를 예를 들어 2차원 또는 3차원적으로 주사하고, 각 위치에 있어서의 산란 정보 등을 영상화하여 표시하기 위한 화상 형성부를 갖는다.

도56에 도시한 바와 같이 본 피검체 정보 분석 장치는, 동축에 가까운 상태에서 펄스 초음파와 펄스 조명광을 피검체의 검사 대상 부위측에 대해 조사하는 동시에, 검사 대상 부위에서 반사된 펄스 조명광도 펄스 조명광을 조사하는 광로를 대략 겹용하여 반사광 수광부(204)에서 수광하는 구성으로 된다.

따라서, 콤팩트한 구조로 이 피검체 분석 장치를 실현할 수 있다. 또한, 펄스 동기부(208)에 의해 펄스 초음파와 펄스 조명광을 동기시킬 수 있어 분해능이 좋은 산란 정보를 취득할 수 있다.

도57에 도시한 광 이미징 장치(AP28)는, 수납 용기로 되는 유닛(211) 내에 펄스 조명광(펄스 광이라 약칭)을 발생하는 펄스 조명광 발생부(203)로서의 펄스 광원 장치(203c)를 갖는다. 이 펄스 광원 장치(203c)에 의해 발생된 펄스 광은, 광분리부(213)로서의 하프 미러(213a)에 입사되어, 투과하는 펄스 광과 반사하는 펄스 광으로 나누어진다.

이 하프 미러(213a)를 투과한 펄스 광은 렌즈 프레임(237)에 설치된 콜리메이트 렌즈(혹은 집광 렌즈)(238)를 경유하여 수렴되고, 예를 들어 초음파 트랜스듀서(202a)에 마련한 개구(215)를 통해 피검체로서의 생체 조직(207)에 조사된다.

또한, 이 콜리메이트 렌즈(238)의 광축(O)과 그 초음파 송신축(Ou)이 대략 동축에 가까운 관계, 여기서는 일치하는 동축 관계로 되도록, 유닛(211)의 단부면 등에 펠스 초음파를 발생하는 펠스 초음파 발생부(202)를 형성하는 초음파 트랜스듀서(202a)가 설치되어 있다. 또한, 이 초음파 트랜스듀서(202a)에는, 초음파 수렴 수단으로서의 음향 렌즈(216)가 설치되어 있다.

그리고, 이 도57에 도시한 바와 같이 생체 조직(207)에 조사된 펠스 광은, 수렴점(F)의 근방 영역(R201) 부근에 있어서 그 일부가 광축(O) 방향으로 산란되고, 그때 근방 영역(R201) 부근에 도달하고 있는 펠스 초음파에 의해 도플러 시프트한 펠스 광으로 되고, 콜리메이트 렌즈(238)측으로 복귀한다.

이 콜리메이트 렌즈(238)측으로 복귀한 펠스 광은, 하프 미러(213a)에서 일부가 반사되고, 반사광 수광부(204)로 되는 광 검출기(204a)에서 수광된다.

또한, 상기 하프 미러(213a)에서 반사된 펠스 광은 참조 펠스 광으로 되고, 참조 광로 상에 대향하도록 배치된 참조광 생성부(214)로 되는 참조 미러(214a)에서 반사되고 다시 하프 미러(213a)에 입사된다. 그리고, 입사된 참조 펠스 광의 일부가 하프 미러(213a)를 투과한다.

이 때, 도플러 시프트한 펠스 광과 혼합(간섭)된 상태에서 광검출기(204a)에 의해 수광되게 된다.

또한, 본 실시예에 있어서는, 상기와 같이 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 일치하는 방향으로 되도록 설정하는 것에 의해 콤팩트한 광 이미징 장치(AP28)를 구성할 수 있도록 하고 있다.

또한, 본 실시예는, 초음파 트랜스듀서(202a)를 구동하는 펠스를 발생하는 펠스 발생기(221)를 구비한다. 이 펠스는, 파워 앰프(222)에 의해 증폭되어 초음파 구동 펠스로 되고, 파워 앰프(222)에 의해 증폭된 후 초음파 트랜스듀서(202a)에 인가된다.

그리고, 이 초음파 트랜스듀서(202a)로부터의 펠스 초음파는 음향 렌즈(216)에 의해 수렴되면서 예를 들어 물(236)에 침지된 생체 조직(207)측에 송신된다.

또한, 펠스 발생기(221)의 펠스는 펠스 동기부(208)를 구성하는 펠스 동기 제어 회로(208a)에 입력되고, 펠스 동기 제어 회로(208a)는, 시간 지연량을 가변 설정할 수 있는 딜레이 회로(247)를 거쳐서 펠스 광원 장치(203c)의 펠스 광의 발생의 타이밍을 제어한다.

즉, 펠스 동기 제어 회로(208a)는, 후술하는 바와 같이 펠스 초음파가 검사 대상 부위로 되는 수렴점(F)의 근방 영역(R201)에 도달하는 타이밍에 펠스 광도 이 근방 영역(R201)에 도달하도록 동기 제어한다.

또한, 펠스 동기 제어 회로(208a)는, 유닛(211)을 스캐닝(주사)하는 주사부로서의 스캐닝 장치(249)에 제어 신호 등을 보낸다. 스캐닝 장치(249)는, 유닛(211)을 예를 들어, 도57에 있어서의 x, y 방향, 혹은 x, z 방향으로 2차원적, 혹은 x, y, z 방향으로 3차원적으로 스캐닝을 한다. 그리고, 2차원, 혹은 3차원의 피검체 정보를 생성하고, 생성한 피검체 정보를 표시 등 한다. 또한, 2차원, 3차원의 스캐닝으로 한정되는 것은 아니고, 적어도 1차원적으로 스캐닝하는 것이라도 좋다.

또한, 콜리메이트 렌즈(238)가 설치된 렌즈 프레임(237)은, 유닛(211)에 있어서의 도시하지 않은 프레임체에 보유 지지되어 렌즈 보유 지지부(226)가 형성되고, 사용자는, 이 렌즈 보유 지지부(226)에 설치된 예를 들어 손잡이(226e)를 회전하는 것에 의해 렌즈 프레임(237)과 함께 콜리메이트 렌즈(238)를 광축(O)과 직교하는 방향 C로 이동 가능하게 하고 있다.

또한, 유닛(211)에는 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(216)가 설치된 가동 프레임체(240)를 보유 지지하는 트랜스듀서 보유 지지부(음향 렌즈 보유 지지부)(227)도 설치되어 있다. 그리고, 사용자는, 예를 들어 손잡이(227e)를 회전하는 것에 의해, 가동 프레임체(240)와 함께 음향 렌즈(216)를 초음파 송신축(Ou)과 직교하는 방향 D로 이동 가능하게 하고 있다. 이와 같이 하여, 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)이 일치하는 상태로 조정할 수 있는 구조로 하고 있다.

또한, 렌즈 프레임(237)은, 유닛(211)측에 설치한 도시하지 않은 하우징과 끼워 맞추고, 광축(O)의 방향 C'로 이동 가능하게 하여, 펠스 광이 수렴하는 초점 위치(Fo)를 조정할 수 있도록 하고 있다. 그리고, 초음파가 수렴하는 수렴점(F)의 위치에 펠스 광을 포커스하도록 조정할 수 있다. 즉, 콜리메이트 렌즈(238) 및 렌즈 프레임(237)은 조명광이 조사되는 조사 위치 조정부를 형성하고 있다.

또한, 초음파 트랜스듀서(202a) 및 음향 렌즈(216)가 설치된 가동 프레임체(240)를 초음파 송신축(Ou) 방향으로 이동 가능한 구조으로 하여, 초음파의 수렴점(F)의 위치를 조정할 수 있는 초음파 초점 조정부를 형성해도 좋다.

그리고, 본 실시예에서는, 도57에 도시한 바와 같이 콜리메이트 렌즈(238)에 의해 펠스 광이 포커스된 위치에, 초음파가 포커스하는 상태로 설정할 수 있다. 이러한 구조로 하는 것에 의해 공간 분해능이 높고, 또한 S/N이 높은 산란 정보를 추출할 수 있도록 하고 있다.

반사광 수광부(204)를 구성하는 광검출기(204a)의 출력 신호는, 주파수 정보 추출부 혹은 산란 정보 추출부(205)를 구성하는 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로(205c)에 입력된다.

이 신호 처리 회로(205c)에 의해 주파수 정보로서, 도플러 시프트 성분의 주파수 정보가 추출된다. 그리고, 이 주파수 정보로부터, 생체 조직(207)의 수렴점(F)의 근방 영역(R201)에서의 복소 굴절률에 있어서의 실부에 상당하는 산란 정보가 추출된다.

추출된 산란 정보는, 피검체 정보 생성부(206)를 구성하는 예를 들어 퍼스널 컴퓨터(PC라 약칭)(206a)에 입력되고, PC(206a) 내부의 메모리 등에 스캐닝 위치의 정보와 함께 저장된다. 또한, PC(206a)는 산란 정보를 영상화하는 등 하는 것에 의해 피검체 정보가 생성되고, 생성된 피검체 정보는 PC(206a)를 구성하거나 혹은 그 외부의 출력 신호 표시 장치(210)에 의해 표시된다.

또한, 신호 처리 회로(205c)와 PC(206a)라 함은, 산란 정보의 추출과 피검체 정보를 각각 별도로 행하는 구조으로 한정되는 것은 아니고, 한쪽에서만 양쪽의 기능을 행하는 구조이라도 좋다. 또한, 주파수 정보 추출부는 산란 정보 추출부(205)의 1개의 형태로 생각할 수도 있다.

도58은, 수렴점근방 영역(R201)에 있어서 광이 초음파에 의해 도플러 시프트하는 모양의 설명도를 나타낸다. 여기서는, 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)에 대해 각(Θ)이 경사진 상태로 나타내고 있다. 광의 주파수를 f_s , 음파의 파장을 λ , 생체 조직(207) 내부에서의 초음파의 전달 속도를 V, 생체 조직(207)의 굴절률 n_1 , 초음파에 의한 근방 영역(R201)에서의 굴절률 변화를 Δn 으로 한다.

또한, 생체 조직(207)은, 보다 엄밀하게는 그 복소 굴절률(m)($= m_r + im_i$: 여기서, m_r : 복소 굴절률의 실부, m_i : 복소 굴절률의 허부)이 초음파의 조사에 의해 그 실부와 허부가 변화하지만, 본 실시예와 같이 광의 주파수에 대해, 그 1차 변화분(도플러 시프트 주파수분)을 검출하는 경우에는 그 실부의 변화분을 검출하게 된다. 즉, 상기 굴절률 변화(Δn)는, 복소 굴절률을 이용하여 나타낸 경우에 있어서의 실부(m_r)의 변화분(Δm_r)에 상당한다.

이로 인해, 도플러 시프트에 관계되는 본 실시예 등에 있어서는, 굴절률로서 보다 널리 이용되고 있는 부호 n 을 이용한 표기법을 채용한다.

근방 영역(R201)에서 산란되어 입사측으로 복귀하는 광의 주파수는, 도58에 도시한 바와 같이

$$f_s - \Delta f = f_s - 2V\cos\theta(n_1 + \Delta n)/\lambda \quad (41)$$

로 된다. 그리고, 이 (41)식의 제2항의 도플러 시프트분(Δf)을 검출하게 된다. 이 (41)식은 전술한 (21)식과 동일하다.

또한, 도57에 도시한 바와 같이 광축(O)과 초음파 송신축(Ou)을 일치시킨 상태의 경우에는, θ 는 0으로 되고, $\cos\theta = 1$ 로 된다.

다음에 본 실시예의 동작을 설명한다.

우선, 광검출기(204a)에 의한 신호 검출의 설명을 행한다. 초음파 트랜스듀서(202a)로부터 출사되는 초음파는, 주기적으로 진동하는 조밀파로서 생체 조직(7)의 내부를 전파한다. 도58에 도시한 바와 같이 음압이 높아지는 초음파 수렴 영역에서는, 음압에 의한 생체 구성 물질(산란체, 흡수체)의 공간적인 밀도 변화에 의해, 음압이 밀한 부분에서는 굴절률 변동(Δn)이 크게 유기된다고 판단된다. 역으로, 조한 부분에서는 물질의 밀도 변화가 작다.

한천, 음압이 밀한 부분에 광이 조사되면, 굴절률 변화부에 있어서 강한 프레넬 반사가 일어난다. 즉, 음압이 밀한 부분은 미러로서의 기능을 갖는다. 이 경우, 굴절률 변화부는 시간과 함께 초음파의 전반 방향으로 이동하기 때문에, 반사광의 주파수는 Δf 만큼 도플러 시프트한다.

도57에 도시한 바와 같은 마이컬슨 간섭계를 형성한 광 이미징 장치(AP28)의 경우에는, 광검출기(204a)에 입사되는 참조미러(214a)측의 전장 [$E_r(t)$]과 관측광측의 전장 [$E_o(t)$]은, 각각 (42)식 및 (43)식으로 나타내어진다.

$$E_r(t) = E_r \exp\{2\pi f_s t - k_0(D_1 + L_1 + D_2)\} \quad (42)$$

$$E_o(t) = E_o \exp\{2\pi(f_s - \Delta f)t - k_0(D_1 + 2L_2 + 2n_0L_4 + 2n_1z + D_2)\} \quad (43)$$

여기서, 도57에 도시한 바와 같이, 부호 D_1 은 펠스 광원 장치(203c)와 하프 미러(213a) 사이의 거리, D_2 는 하프 미러(213a)와 광검출기(204a) 사이의 거리, L_1 은 하프 미러(213a)와 참조 미러(214a) 사이의 거리, $L_2 + L_4$ 는 하프 미러(213a)와 생체 조직(207)의 표면 사이의 거리, L_4 는 콜리메이트 렌즈(238)로부터 생체 조직(207)의 표면 사이의 거리, z 는 생체 표면으로부터 수렴점(F)의 근방 영역(R201)까지의 거리를 나타낸다. 또한, n_0 는, 물(236) 등의 초음파를 전달하는 매질의 굴절률이다.

이 경우, 도플러 시프트분(Δf)은 (41)식으로 나타내어진다. (41)식에 따르면, 도플러 시프트분(Δf) 중에, 초음파에 의해 유기되는 굴절률 변화(Δn)가 포함되어 있는 것을 알 수 있다.

즉, 굴절률은, 광산란 현상의 주 파라미터이기 때문에(예를 들어, Mietheory), 검출광의 도플러 시프트 주파수를 계측하는 것에 의해 국소적인 산란 특성을 취득할 수 있다.

광검출기(204a)에서 검출되는 광강도 [$I(t)$]는, 이하의 (44)식으로 된다.

$$\begin{aligned} I(t) &= \langle |E_r + E_o|^2 \rangle \\ &= \langle |E_r|^2 + |E_o|^2 \rangle + 2\langle |E_r| |E_o| \rangle \cos\{2\pi(2V\cos\theta(n_1 + \Delta n_1)/\lambda)t + 2n_1k_0z\} \quad (44) \end{aligned}$$

여기서, $(L_2 + n_0L_4) \approx L_1$ 이라 가정하였다.

(44)식 중의 제3항의 AC 성분을 스펙트럼 분석기 등에 의해, 그 주파수 성분을 검출하는 것에 의해 도플러 시프트 주파수의 취득, 그리고 국소 영역에서의 산란 정보의 계측을 행하는 것이 가능하게 된다.

또한, 이 (42) 내지 (44)식을 기초로 하는 광검출기(204a)의 신호 검출에 관한 설명은, 전술한 (22) 내지 (24)식을 기초로 하는 것과 마찬가지이다.

또한, 본 실시예에서는, 초음파와 광을 펠스로 하는 것에 의해, 수렴점(F)의 근방 영역(R201)에 있어서의 검출 대상으로 하는 신호광 성분만을, 높은 공간 분해능과 S/N이 좋은 상태에서 검출할 수 있도록 하고 있다.

PC(206a) 내에 저장된 산란 정보는, 예를 들어 1 프레임분의 화상 정보로서 저장될 때마다 출력 신호 표시 장치(210)에 출력되고, 광 이미징 정보로서 영상화되어 표시된다.

본 실시예의 동작을 도59를 참조하여 설명한다.

최초의 단계 S251에 있어서, 펠스 발생기(221)로부터 파워 앰프(222)를 경유하여 생성된 펠스형 초음파 구동 신호가 초음파 트랜스듀서(202a)에 인가되고, 초음파 트랜스듀서(202a)는 펠스 초음파를 발생한다. 이 펠스 초음파는 음향 렌즈(216)에서 수렴되면서 생체 조직(207)에 조사된다.

또한, 단계 S252에 나타내는 바와 같이, 펄스 동기 제어 회로(246)는, 펄스 초음파의 발생으로부터 일정 시간 후에 펄스 광을 발생시키는 제어를 행한다.

보다 구체적으로는 펄스 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 시각에, 펄스 광이 이 수렴점(F)에 도달하는 시각으로 되도록 펄스 동기 제어 회로(246)는, 딜레이 회로(247)에 의해 펄스 초음파의 발생 시각으로부터 지연량을 조정한다. 그리고, 펄스 동기 제어 회로(246)는, 이 지연량에 상당하는 일정 시간(도60을 참조) 후에, 펄스 광원 장치(203c)에 대해 펄스 광을 발생시키는 제어 신호를 보내고, 펄스 광을 발생시킨다.

단계 S253에 도시한 바와 같이, 이 펄스 광은, 수렴점 근방 영역(R201)에 있어서 수렴된 초음파에 의한 생체 조직(207)의 굴절률 변화에 수반하여, 그 주파수가 도플러 시프트한 펄스 광으로 된다. 그리고, 후방측에 반사된 펄스 광은 하프 미러(213a)로 복귀한다.

이 하프 미러(213a)에 있어서, 참조 펄스 광과 간섭한 간섭 펄스 광(도플러 시프트의 주파수 성분의 간섭 펄스 광)으로 된다. 그리고 이 간섭 펄스 광은, 단계 S254에 도시한 바와 같이 광검출기(204a)에서 검출된다.

그리고, 다음의 단계 S255에 있어서 이 광검출기(204a)로부터 출력되는 간섭 신호는, 스펙트럼 분석기 등에 의해 도플러 시프트분(Δf)의 값이 검출된다.

다음의 단계 S256에 있어서 이 도플러 시프트분(Δf)은, PC(206a) 내의 메모리에 광 이미징 정보로서 스캐닝 위치 정보와 함께 저장된다.

다음의 단계 S257에 있어서 펄스 동기 제어 회로(246)는, 스캐닝이 종단부인지의 판정을 행한다. 그리고, 종단부에 해당하지 않는 경우에는, 펄스 동기 제어 회로(246)는, 단계 S258에 도시한 바와 같이 초음파의 수렴점(F)을 이동하는 제어를 행한다.

즉, 펄스 동기 제어 회로(246f)는 스캐닝 장치(249)의 동작을 제어하고, 유닛(211)을 이동시킨다. 그리고, 단계 S251로 복귀하여, 상술한 처리를 반복한다.

이와 같이 하여, 스캐닝이 스캐닝 범위의 종단부까지 행해지면, 단계 S257 내지 단계 S259로 이동한다. 이 단계 S259에 있어서, 1 프레임분의 화상 생성이 완료된다. 그리고, 이 1 프레임분의 화상은 출력 신호 표시 장치(210)로 보내지고, 이 출력 신호 표시 장치(210)에 있어서, 예를 들어 Δn 에 관한 화상 정보가 표시된다.

도60은 본 실시예의 타이밍 차트를 나타낸다. 도60의 (A)에 도시한 바와 같이 소정의 타이밍에서 초음파 트랜스듀서(202a)로부터 펄스 초음파가 발생한다. 이 펄스 초음파는, 도60의 (B)에 도시한 바와 같이 시간(Tf) 후에 수렴점(F)에 도달한다.

이 펄스 초음파의 발생으로부터 일정의 시간(Tf)[이 Tf로부터 광원 장치(203c)로부터 수렴점(F)에 도달하는 광로 길이]를 펄스 광이 전파하는 데 필요로 하는 시간만큼 빼 시간] 후에, 펄스 광원 장치(203c)로부터 펄스 광이 도60의 (C)에 도시한 바와 같이 발생한다.

또한, 광검출기(204a)는, 도60의 (D)에 도시한 바와 같이 상기 수렴점(F)에서 반사되어 복귀하는 펄스 광을 관측 펄스 광으로서 짧은 시간 개방하는 게이트 펄스 등에 동기하여 검출한다.

또한, 도60의 (E)에 도시한 바와 같이 스캐닝 장치(249)는, 광검출기(204a)가 펄스 광의 검출을 종료한 시간 후 1 스텝분 이동하는 스캐닝을 행한다.

이와 같이 하여, 수렴점(F)을 2차원 혹은 3차원적으로 이동하면서 수렴점(F)에서 반사된 도플러 시프트한 간섭 펄스 광을 차례로 검출한다.

또한, 광검출기(204a)에 의해 검출된 펄스 광은, 상술한 바와 같이 스펙트럼 분석기 등에 의해 도플러 시프트분(Δf)이 산출되고, PC(206a) 내의 메모리에 저장된다. 이와 같이 동작하는 본 실시예에 따르면, 초음파 송신축(Ou)과 광축(O)을 일치시키도록 하여 펄스 광의 검출을 행하도록 하고 있으므로 장치를 콤팩트하게 할 수 있다.

또한, 광검출기(204a)에서 검출되는 반사광은, 수렴점(F)의 근방 영역(R201) 부근에 펠스 초음파가 도달한 소정의 타이밍에서 펠스 광도 이 근방 영역(R201)에 도달하도록 펠스 동기의 타이밍 설정이 되어 있기 때문에, S/N이 좋은 신호 검출을 높은 공간 분해능으로 행할 수 있다. 즉, 신호 이외의 노이즈광의 발생을 억압하고 있으므로 품질이 좋은 산란 정보를 얻을 수 있다.

(제12 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

또한, 여기서는 광검출기(204a)의 출력 신호로부터 스펙트럼 분석기 등을 이용하여 도플러 시프트한 주파수 정보를 추출하는 구성으로 하고 있지만, 도61에 나타내는 제1 변형예와 같이 푸리에 변환 회로(205d)를 이용한 푸리에 변환 처리에 의해 도플러 시프트분(Δf)을 산출하도록 해도 좋다.

또한, 도61에서는, 푸리에 변환에 의해 산출된 도플러 시프트분(Δf)은 PC(206a) 내의 메모리(232)에(스캐닝 위치 정보와 관련시켜) 저장된다. 본 변형예에 따르면, 소프트웨어에 의해, 복소 굴절률의 실부에 상당하는 산란 정보를 산출할 수 있다. 따라서, 저비용으로 실현할 수 있다.

(제2 변형예)

도62는 제2 변형예의 광 이미징 장치(AP29)를 도시한다. 본 변형예는, 도57의 구성에 있어서 참조 펠스 광과 간섭시키지 않는 구성으로 한 것이다. 즉, 본 변형예에 있어서는, 참조광 생성부(214)를 필요로 하지 않는 구성이다.

이로 인해, 이 광 이미징 장치(AP29)는, 도57의 광 이미징 장치(AP28)에 있어서 펠스 광원 장치(203C)로부터의 펠스 광은, 하프 미러(213a)에서 반사된 후 광축(O)을 따라 생체 조직(207)측에 조사된다.

생체 조직(207)측에서 반사되고, 하프 미러(213a)로 복귀하는 도플러 시프트한 펠스 광은, 이 하프 미러(213a)를 투과한 것이 분광 장치(250)에 입사되어 광학적으로 파장 분리하여 검출된다.

이 분광 장치(250)에 의해 파장 분리된 펠스 광은 광검출기(204a)에서 수광된다. 이 광검출기(204a)에서 전기 신호로 변환되고 신호 처리 회로(205e)에 입력된다. 이 신호 처리 회로(205e)는, 예를 들어 A/D 변환 회로와, 연산 회로와, 메모리 를 구비한다. 연산 회로는, 광검출기(204a)의 전기 신호가 A/D 변환 회로에서 변환된 디지털 신호와 분광 장치(250)에 의한 파장 분리에 이용한 정보로부터 도플러 시프트량 및 굴절률 변화(Δn)를 산출한다. 그리고, 메모리에는, 예를 들어 굴절률 변화(Δn)에 관한 정보가 스캐닝 위치의 정보와 함께 저장된다.

이 메모리에 저장된 정보는 출력 신호 표시 장치(210)에 출력된다. 그 밖에는, 도57과 같은 구성이다. 본 변형예는 참조광을 필요로 하지 않기 때문에, 보다 간단한 구성으로 실현할 수 있다.

또한, 분광 장치(250)를 이용하지 않고, 광검출기(204a)에서 검출된 검출 신호를 푸리에 변환하여 도플러 시프트량 등을 구하도록 해도 좋다.

(제3 변형예)

또한, 도62에 있어서는 분광 장치(250)로서 프리즘이나 회절 격자와 같이 굴절이나 회절을 이용하여 굴절하는 방향(각도)에 의해 파장 분리를 행하는 것을 상정하고 있지만, 도63에 도시한 광 이미징 장치(AP30)와 같이 투과 파장을 선택적으로 조정하는 액정 튜너블 필터(242)를 이용한 구성으로 해도 좋다. 이 액정 튜너블 필터(242)는, 드라이버(243)로부터 인가되는 구동 신호에 따라서 투과 파장의 값이 선택적으로 변화한다.

이 액정 튜너블 필터(242)를 투과한 펠스 광은, 광검출기(204a)에 의해 수광된다. 이 광검출기(204a)의 출력 신호는, 예를 들어 신호 처리 회로(205e) 내의 연산 회로를 경유하여 메모리에, 스캐닝 위치의 정보와 관련시켜 저장된다. 또한, 콜리메이트 렌즈(238)는, 유닛(211)에 고정된 간략화한 구조로 하여 저비용화나 경량화할 수 있도록 하고 있다.

그 밖에는 도62와 같은 구성이다. 본 변형예는, 제2 변형예와 대략 같은 작용 효과를 갖는다.

또한, 도시하지 않지만, 액정 튜너블 필터(242) 대신에 음향 광학 회절 격자를 이용하여, 광학적으로 도플러 시프트한 펄스 광을 검출(추출)하는 구성으로 해도 좋다.

도63의 구성에 있어서도 광학적으로 분광을 행하는 액정 튜너블 필터(242)를 이용하지 않고, 광검출기(204a)의 검출 신호에 대해 푸리에 변환 등의 전기적인 신호 처리에 의해 도플러 시프트량이나 굴절률 변화에 관련되는 정보 등을 구하도록 해도 좋다.

또한, 상술한 실시예에 있어서는, 광축(O)과 초음파 송신축(0u)을 일치하도록 설정한 구성 예를 설명했지만, 이것으로 한정되는 것은 아니고, 양축이 작은 각도를 이루는 상태 혹은 평행하고 그 어긋남량이 작은 상태로 설정해도 좋다.

[제13 실시예]

이어서, 도64 내지 도65를 참조하여 제13 실시예를 설명한다.

전술한 제13 실시예에 있어서는, 도플러 시프트한 펄스 광을 검출하는 것에 의해, 복소 굴절률의 실부에 상당하는 산란 정보를 추출하는 구성으로 하고 있었다. 이에 반해, 본 실시예는, 반사광으로부터 그 위상 정보를 추출하는 것에 의해, 복소 굴절률의 적어도 실부에 상당하는 산란 정보를 추출한다.

도64는, 제13 실시예에 관한 광 이미징 장치(AP31)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP31)는, 도57의 구성에 있어서, 하프 미러(213a)와 참조 미러(214a) 사이의 광로 중에 광변조기(218)가 개재 삽입되어 있다. 이 광변조기(218)는, 발진기(217)의 발진 주파수의 교류의 전류가 인가되는 것에 의해, 광의 굴절률을 예를 들어 그 전계에 비례하여 변화시키도록 구성되어 있다.

이 광변조기(218)는, 예를 들어 LiNbO₃ 등의 전기 광학 효과를 갖는 강유전체 결정에 의해 구성되어 있다. 그리고, 광변조기(218)에 의한 광변조에 이용되는 발진기(217)의 각주파수를 ω'_o 로 하면, 하프 미러(213a)에서 반사되어 광변조기(218)에 입사되는 펄스 광은, 이 각주파수(ω'_o)에서 광변조된다.

또한, 광변조된 펄스 광은 참조 미러(214a)에서 반사된 후, 또한 광변조기(218)에 의해 광변조되어 하프 미러(213a)로 복귀한다. 그리고, 이 하프 미러(213a)에 있어서, 참조 펄스 광과 생체 조직(207)측으로부터의 관측 펄스 광이 간섭(혼합)한다. 이 간섭 펄스 광은 광검출기(204a)에서 수광되어 전기적인 간섭 신호로 된다.

또한, 본 실시예는, 도57의 구성에 있어서, 광검출기(204a)로부터 출력되는 간섭 신호는 산란 정보 추출부(205)로서, 예를 들어 오실로스코프(205b)에 입력되고, 관측 펄스 광에 있어서의 위상 성분과 진폭 성분의 신호가 추출된다. 이 오실로스코프(205b) 대신에, 예를 들어 로크인 앰프 등을 이용해도 좋다.

오실로스코프(205b)의 출력 신호는, PC(206a)에 입력되어, 디지털의 신호 데이터로 변환되어 PC(206a) 내의 메모리에 스캐닝 위치 정보와 관련시켜 저장된다.

상기와 같이 본 실시예는, 생체 조직(207)측으로부터의 초음파에 의한 복소 굴절률 변화에 수반하는 산란광의 위상 정보를 추출하는 것에 의해, 복소 굴절률에 있어서의 실부에 상당하는 산란 정보를 추출한다.

다음에 본 실시예의 동작을 도65를 참조하여 설명한다.

최초의 단계 S221에 있어서, 펄스 발생기(221)로부터 파워 앰프(222)를 경유하여 생성된 펄스형 초음파 구동 신호가 초음파 트랜스듀서(202a)에 인가되고, 초음파 트랜스듀서(202a)는 펄스 초음파를 발생한다. 이 펄스 초음파는 음향 렌즈(216)에서 수렴되면서 생체 조직(207)에 조사된다.

또한, 단계 S222에 도시한 바와 같이, 펄스 동기 제어 회로(246)는 펄스 초음파의 발생으로부터 일정 시간 후에 펄스 광을 발생시키는 제어를 행한다.

보다 구체적으로는 펠스 초음파가 수렴점(F)에 도달하는 시각에 펠스 광이 수렴점(F)에 도달하는 시각이 되도록, 펠스 동기 제어 회로(246)는 딜레이 회로(247)에 의해 펠스 초음파의 발생 시각으로부터의 지연량을 조정한다. 그리고, 펠스 동기 제어 회로(246)는 이 지연량에 상당하는 일정 시간(도60 참조) 후에, 펠스 광원 장치(203c)에 대해 펠스 광을 발생시키는 제어 신호를 보내고 펠스 광을 발생시킨다.

단계 S223에 도시한 바와 같이, 이 펠스 광은 하프 미러(213a)에서 분기된다. 그리고, 단계 S224a에 도시한 바와 같이 참조 미러(214a)를 향하는 펠스 광은 광변조기(218)에서 광변조되고, 참조 미러(214a)에서 반사되고 다시 하프 미러(213a)에 참조 펠스 광으로서 입사한다.

한편, 단계 S224b에 도시한 바와 같이 하프 미러(213a)를 투과한 펠스 광은 생체 조직(207)에 조사되고, 펠스 초음파에 의한 복소 굴절률 변화에 수반하는 산란 펠스 광으로 된다. 그리고, 다시 하프 미러(213a)에 입사된다.

다음의 단계 S225에 도시한 바와 같이 하프 미러(213a)에 의해, 참조 펠스 광과 관측 펠스 광이 간섭한다. 이 간섭 펠스 광은, 단계 S226에 나타내는 바와 같이 광검출기(204a)에 의해 수광되어 헤테로다인 검파된다.

헤테로다인 검파된 간섭 신호는, 단계 S227에 도시한 바와 같이 오실로스코프(205b) 등에 의해 위상 성분 및 진폭 성분이 검출(추출)된다(위상 성분 등의 검출에 관해서는 후술). 그리고, 이들의 정보는, 단계 S228에 도시한一样 PC(206a) 내의 메모리 등에 광 이미징 정보로서 스캐닝 위치의 정보와 관련시켜 저장된다.

다음의 단계 S229에 있어서, 예를 들어 펠스 동기 제어 회로(246)는 스캐닝의 종단부인지의 판정을 행하고, 종단부가 아닌 경우에는 단계 S230에 도시한 바와 같이 초음파의 수렴점을 이동한 후, 단계 S221로 복귀한다. 그리고, 같은 처리를 반복한다.

한편, 스캐닝의 종단부에 도달한 경우에는 1 프레임분의 산란 정보를 추출할 수 있었다고 하여, 단계 S231로 진행한다. 이 단계 S231에 있어서, PC(206a)는 저장한 광 이미징 정보로부터 화상 생성하는 처리를 행하고, 이 화상 생성이 완료되면 화상 표시하여 이 처리를 종료한다.

또한, 본 실시예에 있어서의 타이밍 차트는 도60과 마찬가지이기 때문에, 그 설명을 생략한다.

다음에 산란광의 위상 성분 및 진폭 성분의 추출의 원리를 설명한다. 또한, 이하의 거리(D_1) 등은 도57의 경우와 마찬가지이다. 또한, 도64에 있어서의 하측에는, 수렴점(F)의 근방 영역(R201) 부근의 확대도를 도시한다. 이 근방 영역(R201)의 사이즈를 Δz 로 나타내고 있다. 또한, 이 근방 영역(R201)에 있어서, 수렴된 펠스 초음파에 의해 복소 굴절률이 $m + \Delta m$ 변화하는 것으로 하고 있다.

물체[생체 조직(207)]측을 통과하는 전계 [$E_s(z', t)$]는, 다음의 (45)식으로 근사할 수 있다.

$$E_s(z', t) \equiv E_s = E_{so} \exp\{i(\omega_s t - k_s z')\} \quad (45)$$

여기서, 광로 길이(z')는,

$$\begin{aligned} z' &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m(z - \Delta z/2) + (m + \Delta m)\Delta z \\ &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2(m_r - im_i)z - (m_r - im_i)\Delta z + \{(m_r + \Delta m_r) - i(m_i + \Delta m_i)\}\Delta z \\ &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2(m_r z - \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z) \\ &= D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + (2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z) \end{aligned} \quad (46)$$

(46)식을 (45)식에 대입하고, z' 를 z 에 의해 다시 표현하면,

$$E_s(z, t)$$

$$\begin{aligned} &= E_{so} \exp [i\{\omega_s t - k_0\{(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\}\}] \\ &= E_{so} \exp [i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \exp [-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)] \\ &= E_{so} \exp \{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \exp [i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \quad (47) \end{aligned}$$

참조 펄스 광 [$E_r(t)$]은, 이하의 식으로 나타내어진다.

$$E_r(t) = E_{ro} \exp [i\{\omega_s - 2\omega'_o\}t - k_0\{D_1 + 2L_1 + D_2\}] \quad (48)$$

$$I(z, t) = |E_s(z, t) + E_r(t)|^2 \text{을 계산한다.}$$

여기서,

$$E_s(z, t) = E'_s \exp \{i(\omega_s t + \phi_1)\},$$

$$E_r(t) = E_{ro} \exp [i(\omega_s - 2\omega'_o)t + \phi_2]$$

로 두면,

$$E = E_s(z, t) + E_r(t)$$

$$\begin{aligned} &= \{E'_{so} \exp(i\phi_1) + E_{ro} \exp(-i2\omega'_o t + \phi_2)\} \exp(i\omega_s t) I(z, t) \\ &= |EE^*| \\ &= \{E'_{so} \exp(i\phi_1) + E_{ro} \exp(-i2\omega'_o t + i\phi_2)\} \exp(i\omega_s t) \times \{E'_{so} \exp(-i\phi_1) + E_{ro} \exp(i2\omega'_o t - i\phi_2)\} \exp(-i\omega_s t) I(z, t) \\ &= E'^2_{so} + E'^2_{ro} + E'_{so} E_{ro} \exp\{i2\omega'_o t + i\phi_1 - i\phi_2\} + E'_{so} E_{ro} \exp(-i2\omega'_o t - i\phi_1 + i\phi_2) \\ &= D.C. + E'_{so} E_{ro} \exp\{-i(2\omega'_o t - \phi_2 + \phi_1)\} + E'_{so} E_{ro} \exp\{i(2\omega'_o t - \phi_2 + \phi_1)\} \\ &= D.C. + 2E'_{so} E_{ro} \cos(2\omega'_o t - \phi_2 + \phi_1) - \phi_2 + \phi_1 = k_0(D_1 + D_2 + 2L_1) - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) \\ &= -k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) \end{aligned}$$

그러므로,

$$I(z, t) = |EE^*|$$

$$= D.C. + 2E'_{so} E_{ro} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{2\omega'_o t - k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}$$

여기서, $L_2 - L_1 + n_0 L_4 = 0$ 으로 되도록 참조 야암 길이와, 하프 미러(213a)와 생체 조직(207)과의 광로 길이를 조정하면, 상기 식은 (49)식과 같이 쓸 수 있다.

$$I(z, t) = D.C. + 2E_{so}E_{ro}\exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{2\omega'_0 t - k_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\} \quad (49)$$

여기서, n_0 는 물(236)의 굴절률을 나타낸다. 이 (49)식은, 초음파 수렴 영역의 매질의 복소 굴절률($m + \Delta m$)의 실부(즉 $m_r + \Delta m_r$)와 허부(즉 $m_i + \Delta m_i$)가 모두 변화되면, 그 초음파 수렴 부위를 통과한 복귀광 혹은 산란광의 위상향과 진폭향의 각각 변조를 받는다.

그리고, 본 실시예에서는 이와 같이 초음파 수렴 영역의 매질로부터의 복귀광 등에 있어서의 위상 변조 성분과 진폭 변조 성분을 추출하는 것에 의해, 그 매질 내부의 국소적인 산란 특성과 흡수 특성을 얻는다.

여기서, 복소 굴절률($m + \Delta m$)의 허부($m_i + \Delta m_i$)는, 전술한 바와 같이 광의 흡수를 나타내는 양이고, 소광 계수라고도 불리고, 흡수 계수(α)와, 이하의(50)식의 관계를 갖는다.

$$\alpha = 4\pi(m_i + \Delta m_i)/\lambda \quad (50)$$

이 흡수 계수(α)는, 입사광의 강도가 $1/e$ 로 감소되는 전파 거리의 역수에 상당한다.

입사 펄스 광을 생체 조직(207)에 입사시켜, 초음파 수렴 영역으로부터 복귀하는 관측 펄스 광을 직접 검출한 상태에서는 위상 성분을 양호한 S/N으로 검출하기 어려우므로, 도64에 도시한 바와 같이 광변조기(218)에서 광변조된 참조 펄스 광과, 초음파 수렴 부위로부터 복귀하는 관측 펄스 광을 하프 미러(213a)에서 광혼합하여 간섭시킨 간섭 펄스 광으로 하여 헤테로다인 검파를 행하도록 하고 있다. 이 헤테로다인 검파에 상당하는 간섭 광은 광검출기(204a)에서 수광되어 간섭 신호로 된다.

광검출기(204a)에 의해 검출되는 광전류 성분에 있어서, (49)식의 제1항이 직류 성분으로 되고, 제2항이 비트각주파수 ($2\omega'_0$)에서 정현파형으로 변화하는 교류 성분으로 된다. 즉, 교류 성분의 진폭 성분과 위상 성분(보다 구체적으로는 위상 차)으로부터, 깊이 위치(z)의 흡수 특성과 산란 특성에 밀접하게 관련되는 각 정보를 검출할 수 있다.

(49)식의 신호는, 위상계로서의 기능을 갖는 오실로스코프(205b)나 로크인 앰프에 입력하는 것에 의해, 교류 성분의 위상 차 및 진폭 성분으로부터 산란량과 흡수량을 검출할 수 있다.

상기 위상계를 이용하는 대신에 신호 처리 회로에 의해, 이하와 같이 위상차 등을 산출할 수도 있다.

이하에 있어서는, 신호 처리에 의해 광검출기(204a)로부터의 출력 신호로부터 위상차 등을 산출하는 경우를 설명한다.

(49)식의 데이터는, A/D 변환되어 PC(6a) 내의 메모리에 저장된다. 그리고, PC(206) 내의 CPU는 메모리에 저장된 데이터에 대한 연산 처리를 행하고, (49)식에 있어서의 교류 성분의 위상차(복소 굴절률의 실부)를 산출하는 연산을 행한다.

산란 특성에 크게 기여하는 위상차의 값을 산출하기 위해, CPU는 메모리에 저장된 데이터에 대한 푸리에 변환의 처리를 행하여 검출한다.

여기서, 위상차의 항을 검출하기 위해 시간 변수(t)에 대해 $I(z, t)$ 의 푸리에 변환(F)에 의해, 이하의 식 (51)로 된다(여기서, $2\omega'_0 = 2\pi f_o$)

$$F\{I(z, t)\} = a\delta(f) + (b/2)\exp(ik_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z))\delta(f - f_o) + (b/2)\exp(-ik_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z))\delta(f + f_o) \quad (51)$$

단, a 는 직류 성분이고, $b = 2E_{so}E_{ro}\exp\{k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\}$ 이다.

(51)식의 제2항의 주파수 스펙트럼(f_o)의 복소 진폭을 취출하고, 그 실부와 허부의 비를 취하는 것에 의해, 이하의 (52)식으로부터 위상차의 항($k_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z)$)을 구하는 것이 가능하다. 즉, $\{k_0(2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}$ 는

$$\{k_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z)\} = \tan^{-1}[\text{Im}\{(b/2)\exp(ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\}/\text{Re}\{(b/2)\exp(ik_0(2m_rz + \Delta m_r\Delta z))\}] \quad (52)$$

으로 된다.

본 실시예에 따르면, 광산란 및 흡수의 광 이미징 정보를 취득할 수 있고, 이 광 이미징 정보를 화상화하여 표시할 수도 있다. 따라서, 병변부의 진단 등을 보다 종합적으로 행하는 데 유효하게 되는 진단 자료를 제공할 수 있다.

또한, 반사광을 검출하는 타입으로 하고 있으므로 장치를 콤팩트하게 할 수 있다.

또한, 반사광을 검출하는 타입에 있어서, 초음파 송신축(Ou)과 광축(O)을 일치시키도록 하여 펄스 광의 검출을 행하도록 하고 있으므로, 장치를 보다 콤팩트하게 할 수 있다.

또한, 광검출기(204a)에서 검출되는 반사광은, 수렴점(F)의 근방 영역(R201) 부근에 펄스 초음파가 도달한 소정의 타이밍에서 펄스 광도 이 근방 영역(R201)에 도달하도록 펄스 동기의 타이밍 설정이 되어 있기 때문에, S/N이 좋은 신호 검출을 행할 수 있다. 즉, 신호 이외의 노이즈광의 발생을 억압하고 있으므로, 품질이 좋은 산란 정보를 얻을 수 있다.

(변형예)

도66은, 제13 실시예의 변형예에 관한 광 이미징 장치(AP32)의 구성을 나타낸다. 본 변형예는, 광학적인 지연 수단을 구비한 구성으로 하고 있다. 이 광 이미징 장치(AP32)는, 도64의 광 이미징 장치(AP31)에 있어서, 펄스 광원 장치(203c)와 제1 빔 스플리터로서의 기능을 갖는 하프 미러(213a)와의 사이에, 제2 빔 스플리터로 되는 하프 미러(213b)가 배치되어 있다.

그리고, 이 하프 미러(213b)는, 펄스 광원 장치(203c)로부터의 펄스 광의 일부를 반사하고, 참조 광로측에 배치한 광학적 지연부(281)를 구성하는 미러(282a)에 입사시킨다.

이 광학적 지연부(281)는, 2개의 미러(282a, 282b)가 하우징 내에 예를 들어 일정 거리 두고 대향하도록 고정되어 있다. 그리고, 미러(282a)에서 반사된 펄스 광은, 미러(282b)에서 반사된 후, 그 광로 상에 배치된 광변조기(218)를 경유하여 변조된 참조 펄스 광으로 되어 하프 미러(213a)에 입사시킨다.

본 변형예에 있어서는, 광변조기(218)와 하프 미러(213a) 사이의 광로 상에 편광판(284a)이 배치되어 있고, 편광판(284a)에 의해 소정의 편광 방향의 참조 펄스 광이 하프 미러(213a)에 입사된다. 또한, 하프 미러(213a)와 콜리메이트 렌즈(238) 사이의 광로 상에도 편광판(284b)이 배치되어 있다.

이 편광판(284b)의 편광 방향은 편광판(284a)과 동일한 편광 방향으로 되도록 배치되어 있다. 그리고, 생체 조직(207)측에 조사되는 펄스 광을 편광하는 동시에, 생체 조직(207)측으로부터 반사되어 복귀하는 관측 대상측의 펄스 광에 대해 소정의 편광 방향의 성분만이 하프 미러(213a)에 입사되도록 제한하여 간섭성을 향상시키고 있다.

또한, 상기 광학적 지연부(281)의 하우징은, 광학적 지연부 구동 회로(283)에 의해 도66 중의 부호 E로 나타내는 이동 방향으로 이동량이 조정된다. 이 광학적 지연부 구동 회로(283)는, 펄스 동기 제어 회로(246)에 의해 딜레이 회로(247)를 거친 제어 신호에 의해 제어된다.

그리고, 하프 미러(213a)를 투과하여 생체 조직(207)측에 조사된 펄스 광이 수렴점(F)에서 반사되고 다시 하프 미러(213a)에 복귀하는 타이밍과, 하프 미러(213b)에서 반사되어 참조 광로측을 경유한 변조된 참조 펄스 광이 하프 미러(213a)에 입사되는 타이밍이 일치하도록 광학적 지연부(281)의 이동량이 광학적 지연부 구동 회로(283)에 의해 구동된다. 그 밖의 구성은, 도64와 마찬가지이다.

도67은, 생체 조직(207)에 실선으로 나타내는 바와 같은 펄스 광을 입사 펄스로서 시간 $t = 0$ 에 입사시킨 경우, 이 시간(t) 이후에 있어서의 생체 조직(207)측으로부터 반사되는 반사광 펄스(점선)의 프로파일열을 나타낸다. 또한, 횡축은 시간(t)을 나타내고, 종축은 강도를 나타낸다.

도67에 도시한 바와 같이 펠스 광을, 생체 조직(207)에 입사 펠스로서 시킨 경우, 도67의 점선으로 나타내는 바와 같은 반사광 펠스로 되고, 이들의 반사광 펠스는 하프 미러(213a)측에 입사된다.

본 변형 예에 있어서는, 초음파 펠스의 수렴점(F)에서 반사된 반사광 펠스가, 하프 미러(213a)에 입사되는 타이밍에서, 참조 펠스 광이 하프 미러(213a)에 입사되도록 광학적 지연부(281)에 의해 시간 지연의 조정(참조 광로 길이의 조정)이 행해진다. 이 조정에 의해, 하프 미러(213a)에 입사되는 참조 펠스 광과, 생체 조직(207)측으로부터의 반사 펠스 광이 간섭하여, 이 간섭 펠스 광이 광검출기(204a)에 의해 수광된다.

또한, 스캐닝 장치(249)에 의해, 초음파 펠스의 수렴점(F)이, 생체 조직(207)의 깊이 방향으로 변화한 경우, 그 수렴점(F)에서 반사되어 하프 미러(213a)에 반사광 펠스가 도달하는 시간이 변화한다. 이로 인해, 이 변화에 대응하여 광학적 지연부(281)에 의한 시간 지연도 변화하도록 광학적 지연부(281)는 광학적 지연부 구동 회로(283)에 의해 구동된다.

본 변형 예는, 제13 실시예와 대략 같은 효과를 갖는 동시에, 광학적 지연 수단을 이용하는 것에 의해, 생체 조직(207)의 깊이 방향에 대한 광의 산란 정보를 용이하게 얻을 수 있다. 또한, 편광 수단을 이용하는 것에 의해 S/N을 향상시킬 수 있다.

또한, 도66의 구성에 있어서, 하프 미러(213a)와 콜리메이트 렌즈(238) 사이의 광로 상에도 변조기(218)를 배치하여, S/N을 보다 향상할 수 있는 구성으로 해도 좋다.

또한, 하프 미러(213b), 미러(282a)를 이용하지 않고, 참조측 미러(282b)가 광학적 지연부 구동 회로(283)에 의해 E의 방향으로 이동하는 구성으로 해도 도66과 같은 효과가 얻어진다.

[제14 실시예]

이어서, 도68 내지 도70을 참조하여 제14 실시예를 설명한다.

도68은 본 발명의 제14 실시예의 광 이미징 장치(AP33)의 구성을 나타낸다. 본 실시예에서는, 광파이버를 이용하는 것에 의해, 특히 2차원 스캐닝하는 부분을 보다 소형화할 수 있도록 하고 있다.

이 광 이미징 장치(AP33)는, 생체 조직(7)에 펠스 광을 조사하는 예를 들어 펠스 레이저 장치(203a)를 갖는다. 또한, 펠스 레이저 장치(203a)로 한정되지 않고, LED, SLD 등의 다른 광원 장치를 이용하여 펠스 광을 발생하도록 해도 좋다.

이 펠스 레이저 장치(203a)의 펠스 광은, 이 펠스 광을 도광하는 광파이버(252a)의 단부면에 입사되고, 이 광파이버(252a)를 거쳐서 그 도중에 설치된 광커플러(253)에 있어서, 2개의 펠스 광으로 분기된다. 그리고, 한쪽은 광파이버(252b)를 거쳐서 펠스 광 조사와 수광을 행하는 펠스 광 조사·수광부(254)측에 도광되고, 다른 쪽은 광파이버(252c)를 거쳐서 참조광 생성부(255)측에 도광된다.

또한, 광파이버(252b)에 의해, 초음파를 전달하는 물(236)을 거쳐서 생체 조직(207)측에 조사되고, 생체 조직(207)측으로부터 복귀하는 펠스 광은 관측 펠스 광으로서 이 광파이버(252b)에 입사되고, 광커플러(253)에 있어서 참조 펠스 광과 간섭한 간섭 펠스 광으로 된다.

그리고, 이 간섭 펠스 광은, 광파이버(252d)를 경유하여 그 단부면에 배치된 광검출기(204a)에 의해 수광되어 광전 변환된다.

상기 참조광 생성부(255)는, 광파이버(252c)의 단부면으로부터 출사되는 펠스 광을 콜리메이트 렌즈(256)에 의해 평행한 광속의 펠스 광으로 하여, 고정된 참조 미러(214a)에 입사시키고, 이 참조 미러(214a)에서 반사된 펠스 광을 콜리메이트 렌즈(256)에 의해 다시 광파이버(252c)의 단부면에 입사시킨다.

이 경우, 콜리메이트 렌즈(256)와 참조 미러(214a) 사이에는, 제13 실시예와 마찬가지로 발진기(217)의 발진 출력으로 구동되는 광변조기(218)가 배치되어 있고, 이 광변조기(218)에 의해 참조 펠스 광은 광변조된다.

또한, 상기 펠스 광 조사·수광부(254)는, 펠스 광 조사 및 수광을 행하는 광파이버(252b)의 단부면 부근에 초음파 트랜스듀서(257)와 스캐닝 디바이스(258)가 설치되어 있다.

초음파 트랜스듀서(257)는, 펄스 발생기(221')로부터 펄스형의 초음파 구동 신호가 인가되는 것에 의해 펄스 초음파를 발생하고, 이 펄스 초음파는 음향 렌즈(259)에 의해 수렴되어 생체 조직(7)측에 조사된다. 또한, 이 펄스 발생기(221')는 도 57의 펄스 발생기(221)와 파워 앰프(222)의 기능을 겸하고 있다.

또한, 스캐닝 디바이스(258)는 펄스형 초음파 구동 신호와 동기하여, 스캐닝 신호 발생 회로(224)로부터의 스캐닝 신호가 인가되는 것에 의해 펄스 광 조사 & 수광부(254)를 2차원적으로 스캔한다. 예를 들어, 생체 조직(207)의 깊이 방향, 즉 z 방향과, 이 z방향과 직교하는 예를 들어 x방향 등으로 스캔한다.

또한, 광파이버(252a, 252b, 252c, 252d)는 펄스 광의 분산을 억제하기 위해, 예를 들어 싱글 모드만을 전송하는 싱글 모드 파이버 등을 사용해도 좋다.

이 광파이버(252b)의 단부면의 확대도를 도69에 도시한다. 본 실시예에 있어서는, 광파이버(252b)는, 중앙부가 배치한 1개 혹은 복수개의 광파이버로 이루어지는 제1 광파이버부(260a)와, 이 제1 광파이버부(260a)의 주위에 배치한 복수의 파이버, 즉 파이버 번들로 이루어지는 제2 광파이버부(260b)에 의해 구성되어 있다.

그리고, 예를 들어 도70의 광커플러(253)의 확대도에 도시한 바와 같이 펄스 레이저 장치(203a)에 의한 펄스 광을 광파이버(252a)에 입사시켜, 광커플러(253)를 구성하는 제1 커플러부(253a)에 있어서 예를 들어 2개로 분기시켜 광파이버(252b)의 제2 광파이버부(260b)와 광파이버(252c)에 있어서의 제2 광파이버부(260b)와 도광시키도록 하고 있다.

그리고, 제2 광파이버부(260b)의 단부면으로부터, 도광된 펄스 광을 생체 조직(207)측에 조사한다. 또한, 생체 조직(207)측으로부터의 복귀 펄스 광을 중앙의 제1 광파이버부(260a)에서 수광하도록 하고 있다. 이 제1 광파이버부(260a)에서 수광된 펄스 광은, 제2 커플러부(253b)에 있어서 참조 펄스 광을 도광하는 제1 광파이버부(260a)와 광혼합되어 간섭 펄스 광이 생성된다. 그리고, 간섭 펄스 광은, 광파이버(252d)에 의해 도광되어 광검출기(204a)에서 수광된다.

이 광검출기(204a)에서 검출된 신호는, 예를 들어 로크인 앰프(263)의 신호입력 단부에 입력된다.

또한, 이 로크인 앰프(263)는, 펄스 발생기(221')로부터 딜레이 회로(223)에 의해 딜레이된 타이밍으로 동기하여 신호 추출의 동작을 행한다.

이 로크인 앰프(263)에서 검출된 신호는, PC(206a)를 구성하는 PC 본체(206c) 내의 A/D 변환 회로에서 디지털 신호로 변환되어 메모리에 저장된다. 또한, PC 본체(206c)에는 광 이미징 화상을 표시하는 모니터(235)가 접속되어 있다.

또한, 이 PC 본체(206c)에는 스캐닝 신호 발생 회로(224)로부터 스캐닝 신호가 입력되고, 이 스캐닝 신호를 도입하는 것에 의해, PC 본체(206c) 내의 CPU는 스캐닝 위치 정보를 산출한다.

또한, 펄스 동기부(208)로서의 기능을 갖는 제어 회로(225)는, 펄스 발생기(221'), 스캐닝 신호 발생 회로(224) 및 딜레이 회로(223)의 각 동작과, 펄스 레이저 장치(203a)의 펄스 광의 발생의 동작을 제어한다. 또한, 이 제어 회로(225)는, 예를 들어 PC 본체(206c) 내의 CPU와 제어 신호 등의 송수를 행할 수 있다. 그리고, 제어 회로(225)에 의해 펄스 발생기(221') 등을 제어할 수 있는 동시에, PC(206a)측으로부터 제어 회로(225)를 거쳐서 혹은 제어 회로(225)를 통과하여 펄스 발생기(221') 등을 제어할 수도 있도록 하고 있다.

이러한 구성에 의한 본 실시예에 따르면, 광파이버(252b)의 선단부 부근을 스캐닝하는 것에 의해, 제13 실시예와 마찬가지로 복소 굴절률의 실부와 허부에 상당하는 광 이미징 정보를 얻을 수 있다. 또한, 스캐닝 디바이스(258)로서 사이즈가 작고 또한 구동력이 작은 것이면 된다. 그 밖에, 제13 실시예와 같은 효과를 갖는다.

또한, 광커플러(253)와 스캐닝 디바이스(258) 사이에 별도 광변조기를 설치하는 것에 의해 S/N을 향상시킬 수 있는 구성으로 해도 좋다.

(제14 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

또한, 도68에 있어서의 참조광 생성부(255)로서 광변조기(218) 및 발진기(217)를 설치하지 않는 구성으로 하여, 도플러 시프트한 펄스 광을 검출하여 산란 정보를 취득할 수도 있다. 이 경우의 구성을 도71에 도시한다.

도71에 도시하는, 제14 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치(AP34)는 도68의 광 이미징 장치(AP33)에 있어서, 상기와 같이 참조광 생성부(255)가 광변조기(218) 및 발진기(217)를 갖지 않는 구성이다.

또한, 본 변형예에 있어서의 펄스 광 조사 · 수광부(254b)는, 예를 들어 오목면 형상의 초음파 트랜스듀서(257b)와 스캐닝 디바이스(258)를 구비하는 동시에, 초음파 트랜스듀서(257b)의 초음파 송신면에는 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(259)가 설치되어 있다. 또한, 도68과 마찬가지로 평판 형상의 초음파 트랜스듀서(257)를 채용해도 좋다.

또한, 광검출기(204a)의 출력 신호는, 스펙트럼 분석기 등의 신호 처리 회로(205c)에 입력되고, 도플러 시프트분(Δf)이 검출된다. 이 신호 처리 회로(205c)의 출력 신호는 PC 본체(206c)에 입력되고, A/D 변환되어 메모리에 광 이미징 정보로서 저장된다. 또한, 본 변형예에 있어서, 광파이버(252a, 252b, 252c, 252d)는 펄스 광의 분산을 억제하기 위해, 예를 들어 싱글 모드 파이버 등을 사용해도 좋다.

본 변형예에 있어서도, 제3 실시예와 대략 같은 효과를 얻을 수 있다.

또한, 신호 처리 회로(205c)는 푸리에 변환을 실행하여 도플러 시프트분(Δf)을 구하도록 구성해도 좋다.

(제2 변형예)

도72는, 제14 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치(AP35)를 도시한다. 이 광 이미징 장치(AP35)는 간섭계를 형성하지 않는 구성으로 한 것이다. 이 광 이미징 장치(AP35)는, 도71의 광 이미징 장치(AP34)에 있어서, 광의 분리나 결합을 행하는 광커플러(253)를 이용하지 않는 구성으로 하고 있다. 구체적으로는 펄스 광원 장치(203c)로부터의 펄스 광을 광파이버 번들(252a')에 의해 그 선단부면에 도광하고, 펄스 광 조사 · 수광부(254b)에 있어서의 선단부면으로부터 도광한 펄스 광을 생체 조직(207)측에 조사한다.

또한, 이 광파이버 번들(252a')은, 도중에 광파이버(252d')와 일체화된 광파이버 번들부(252b')가 형성되어 있다.

이 광파이버 번들부(252b')는, 예를 들어 도69와 유사한 구성이다. 구체적으로는, 도72 중의 단부면 확대도에 도시한 바와 같이 중심 위치에 수광용의 광파이버(252d')가 배치되고, 그 주위에 광파이버 번들(252a')을 구성하는 광파이버가 배치된 동심의 구조가 되어 있다.

또한, 광파이버 번들(252a')의 선단부 부근의 외측에는, 예를 들어 오목면 형상의 초음파 트랜스듀서(257b)와 스캐닝 디바이스(258)가 설치되어 있다. 또한 초음파 트랜스듀서(257b)의 초음파 송신면에는 초음파를 수렴하는 음향 렌즈(259)가 설치되어 있다.

그리고, 중심 위치에 배치한 광파이버(252d')에 의해, 생체 조직(207)측으로부터의 도플러 시프트한 펄스 광을 수광하고, 그 기단부면측에 도광한다. 이 기단부면에는, 예를 들어 분광 장치(250)가 배치되어 있어, 도플러 시프트한 주파수 성분의 펄스 광을 광학적으로 분리 추출한다.

추출된 펄스 광은 광검출기(204a)에 입력되어 광전 변환된 전기 신호로 되고, PC 본체(206c)에 입력되어 내부의 메모리에 스캐닝 위치의 정보나 분광 장치(250)에 의한 주파수 분리의 정보와 함께 저장된다.

본 변형예는, 도71의 구성에 의한 전기적으로 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출하는 것을 행하지 않기 때문에, 도71에 있어서의 신호 처리 회로(205c)를 경유하지 않고, PC 본체(206c)에 입력하는 구성으로 하고 있다. 이로 인해, 딜레이 회로(223)의 신호는 PC 본체(206c)에 입력되는 구성이 되어 있다.

그 밖에는, 도71의 구성과 마찬가지이다. 본 변형예는, 대략 도71의 경우와 같은 효과를 갖는다. 또한, 본 변형예는, 도71에 있어서의 광커플러(253)나 간섭시키기 위한 참조광 생성부(255) 등이 불필요하게 되어, 보다 콤팩트한 장치를 실현할 수 있다. 그리고, 피검체의 특성 정보로서의 복소 굴절률의 실부에 상당하는 산란 정보의 화상 정보(예를 들어, 2차원 정보)를 얻을 수 있다.

또한, 도72에 있어서, 광파이버 번들(252a')의 각 광파이버(252d')는 펄스 광의 파장에 의한 분산을 억제하기 위해, 예를 들어 싱글 모드 파이버 등을 사용해도 좋다.

또한, 본 변형예에 있어서의 분광 장치(50)로서, 구체적으로는 액정 튜너블 필터, 음향 광학 소자, 회절 격자 등을 이용할 수도 있다.

또한, 도플러 시프트한 주파수 성분의 펄스 광을 분리 추출할 때, 분광 장치(250)를 이용하지 않고 광검출기(204a)에서 검출한 신호를 푸리에 변환하고, 이 변환 신호를 이용하도록 해도 좋다.

[제15 실시예]

이어서, 도73을 참조하여 제15 실시예를 설명한다. 본 실시예는 내시경 장치에 대해 실시하고 있다.

도73은, 이 제15 실시예에 관한 내시경 장치(AP36)를 도시한다. 이 내시경 장치(AP36)는, 도68의 실시예에 있어서의 펄스 광 조사·수광부(254)를 내시경(271)에 설치한 구성으로 하고 있다.

이 내시경(271)은 삽입부(272)의 선단부에 설치된 경질의 선단부(273)에는, 조명 광을 출사하는 조명창과 관찰(촬영)을 행하는 관찰창이 마련되어 있다. 조명창에는 라이트 가이드(274)의 선단부측이 설치되어 있고, 그 선단면으로부터 조명 광을 출사한다. 또한, 라이트 가이드(274)의 도시하지 않은 전방측의 단부면에는, 도시하지 않은 내시경 광원 장치로부터 조명 광이 입사된다.

또한, 관찰창에는 대물 렌즈(275)가 설치되어 있고, 그 결상 위치에는 촬영 소자로서 예를 들어 CCD(276)가 배치되어 있다. 이 CCD(276)는 도시하지 않은 비디오 프로세서 등의 신호 처리 장치와 접속되고, 이 신호 처리 장치는, CCD(276)에 의해 활상된 화상 신호에 대한 신호 처리를 행하여 영상 신호를 생성하고, 도시하지 않은 모니터에 영상 신호를 출력한다.

또한, 이 삽입부(272)에는 그 길이 방향으로 처치구류를 삽입 가능하게 하는 채널(277)이 설치되어 있고, 이 채널(277) 내에 광파이버(252b)가 삽입되어, 채널(277)의 선단부 통로에 도68의 펄스 광 조사·수광부(254)가 착탈 가능하게 설치되어 있다.

또한, 채널(277) 내에는, 펄스 발생기(221')로부터의 펄스형의 초음파 구동 신호와 스캐닝 신호 발생 회로(224)로의 스캐닝 신호를 전송하는 신호선도 삽입 관통되어, 각각 초음파 트랜스듀서(57)와 스캐닝 디바이스(258)에 각각 인가된다.

본 실시예에 따르면, 펄스 광 조사·수광부(254)를 내시경(271)의 채널(277)에 착탈 가능하게 설치하여 산란 정보의 화상 정보를 간단히 얻을 수 있다. 특히 체강 내에 있어서, 통상의 광학적인 관찰 하에 있어서의 병변부에 대해, 더 상세하게 진단하고자 하는 경우, 산란 정보의 화상 정보를 취득하는 것이 가능해져 종합적인 진단을 행하기 쉬워진다.

(제15 실시예의 변형예)

(제1 변형예)

도74는, 제1 변형예의 내시경 장치(AP37)를 도시한다. 이 내시경 장치(AP37)는, 예를 들어 도71의 광 이미징 장치(AP34)를 내시경(271)에 적용한 것이다. 즉, 이 내시경 장치(AP37)는, 도71에 있어서의 펄스 광 조사·수광부(254b)를 내시경(271)에 설치한 구성으로 하고 있다.

또한, 도75는, 도74에 있어서의 내시경(271)의 선단부측 부분의 구성을 도시하고 있다. 채널(277) 내에는 광파이버(252b) 등이 삽입 관통되고, 채널(277)의 선단부에 펄스 광 조사·수광부(254b)가 설치된다.

본 변형예는, 제15 실시예와 대략 같은 효과를 갖는다.

(제2 변형예)

도76은 제2 변형예에 있어서의 광파이버(252b)의 단부의 구성예를 나타낸다. 도69에서 도시한 바와 같이 이 광파이버(252b)는, 그 중앙부에 제1 광파이버부(260a)가 배치되고, 그 주위에 복수의 파이버로 이루어지는 제2 광파이버부(260b)가 배치되어 있다.

도76의 광파이버(252b)에 있어서는, 제2 광파이버부(260b)의 단부면이 중앙부의 제1 광파이버부(260a)의 축에 관해 회전 대칭으로 되는 포물면 등의 오목면을 형성하도록 가공되어 있고, 또한 그 단부면에는 집광하는 콜리메이트 렌즈(혹은 집광 렌즈)(260c)가 설치되어 있다.

그리고, 각 제2 광파이버부(260b)의 단부면으로부터 출사되는 광을 초점 위치(F_o)로 포커스할 수 있도록 하고 있다. 이와 같이 하는 것에 의해, S/N이 좋고 공간 분해능이 높은 광 이미징 정보를 취득할 수 있다.

또한, 제1 광파이버부(260a), 제2 광파이버부(260b)도 펠스의 분산을 억제하는 것, 예를 들어 싱글 모드 파이버 등을 이용하여 구성해도 좋다.

또한, 상술한 각 실시예에 있어서, 광검출기(204a)에 의한 전기 신호에 대해, 스펙트럼 분석기나 푸리에 변환 등에 의해, 전기적으로 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출하는 전기적 신호 처리 수단을 구비한 구성의 장치(예를 들어, 도 57)의 경우에 대해서는, 그 대신에 광학적으로 분광 수단을 이용하여 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출할 수 있다.

또한, 이것과는 역으로 분광 수단에 의해 광학적으로 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출하는 구성의 장치(예를 들어, 도62)의 경우에는, 그 대신에 전기적 신호 처리 수단을 이용하여 도플러 시프트한 주파수 성분의 신호를 분리 추출하는 구성으로 할 수 있다.

이상과 같이, 제12 내지 제15 실시예 및 그 변형예에 따르면, 생체 조직에 펠스 초음파가 조사된 검사 대상 부위에 펠스 광을 소정의 타이밍으로 동기하도록 조사하고, 그 펠스 광을 검출하고, 적어도 복소 굴절률의 실부에 상당하는 광산란 정보를 검출하여 영상화할 수 있도록 하는 것에 의해, 병변부의 특징을 나타내는 정보를 얻을 수 있어 병변 조직의 진단 등에 유효 이용할 수 있다.

또한, 상술한 각 실시예는, 복소 굴절률의 실부를 기초로 하는 광산란 정보를 검출하는 시스템을 제공하는 것이지만, 이것은, 예를 들어 형광, 인광 등의 비탄성 산란 정보를 기초로 하여 생체 조직의 정보를 취득해도 좋다.

발명의 효과

피검체의 검사 대상 부위의 산란 정보를 포함하는 피검체의 특성 정보를 용이하게 또한 분해능 좋게 취득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 제1 내지 제4 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치의 기본적인 구성을 도시하는 블럭도.

도2는 본 발명의 제1 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도3은 초음파의 수렴점 근방을 확대하여 도시하는 도면.

도4는 제1 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작 내용을 도시하는 흐름도.

도5는 제1 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 타이밍차트.

도6은 본 발명의 제2 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도7은 제2 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작 내용을 나타내는 흐름도.

도8은 제2 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도9는 제2 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도10은 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치 동작을 설명하는 타이밍차트.

도11은 제2 실시예의 제3 변형예에 있어서의 렌즈 보유 지지부 및 트랜스듀서 보유 지지부의 구조를 도시하는 도면.

도12는 제2 실시예의 제4 변형예에 있어서의 렌즈 보유 지지부 및 트랜스듀서 보유 지지부의 구조를 도시하는 도면.

도13은 제2 실시예의 제5 변형예에 있어서의 일부의 구조를 도시하는 도면.

도14는 본 발명의 제3 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도15는 광파이버의 단부면의 구조를 도시하는 도면.

도16은 광커플러의 구성예를 도시하는 도면.

도17은 제3 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치를 구비한 내시경 장치의 구성을 도시하는 블럭도.

도18은 제3 실시예의 제2 변형예에 있어서의 내시경의 선단부 부근의 구성을 도시하는 도면.

도19는 제3 실시예의 제3 변형예에 있어서의 광파이버의 구성을 도시하는 사시도.

도20은 본 발명의 제4 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 구성을 도시하는 블럭도.

도21은 제4 실시예에 있어서의 1차원 주사에 의해 2차원 광 이미징 정보를 얻는 동작의 설명도.

도22는 제4 실시예의 변형예에 있어서의 초음파 · 광조사 · 검출 어레이부의 개략 구성을 도시하는 도면.

도23은 도22에 도시한 초음파 · 광조사 · 검출 어레이부에 의한 동작의 설명도.

도24는 본 발명의 제5 내지 제11 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치의 대표적인 구성예를 나타내는 블럭도.

도25는 본 발명의 제5 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도26은 초음파 수렴 영역 부근에 있어서 도플러 시프트하는 모습의 설명도.

도27은 제5 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 흐름도.

도28은 푸리에 변환된 신호의 실수 성분의 각주파수에 대한 과형예를 도시하는 도면.

도29는 제5 실시예의 제1 변형예에 있어서의 렌즈 보유 지지부 및 트랜스듀서 보유 지지부의 구조를 도시하는 도면.

도30은 제5 실시예의 제2 변형예에 있어서의 초음파의 수렴점 근방 영역에서의 도플러 시프트하는 모습의 설명도.

도31은 본 발명의 제6 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도32는 제6 실시예의 변형예에 있어서의 렌즈 보유 지지부 및 트랜스듀서 보유 지지부의 구조를 도시하는 도면.

도33은 본 발명의 제7 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도34는 제7 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 흐름도.

도35는 푸리에 변환된 신호의 실수 성분의 각 주파수에 대한 과형예를 나타내는 도면.

도36은 제7 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도37은 제7 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도38은 본 발명의 제8 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도39는 제8 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 흐름도.

도40은 제8 실시예의 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도41은 본 발명의 제9 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도42는 제9 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 타이밍차트.

도43은 제9 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도44는 제9 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도45는 제9 실시예의 제3 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도46은 제9 실시예의 제4 변형예에 관한 광 이미징 장치의 일부의 구성을 도시하는 도면.

도47은 본 발명의 제10 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도48은 광파이버의 단부면의 구조를 도시하는 도면.

도49는 광커플러의 구성예를 도시하는 도면.

도50은 제10 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도51은 제10 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치를 구비한 내시경 장치의 구성을 도시하는 블럭도.

도52는 제10 실시예의 제3 변형예에 관한 광 이미징 장치를 구비한 내시경 선단부측 구성을 도시하는 도면.

도53은 제10 실시예의 제4 변형예에 있어서의 광파이버의 구성을 도시하는 사시도.

도54는 본 발명의 제11 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 구성을 도시하는 블럭도.

도55는 제11 실시예의 제1 변형예에 관한 초음파·광조사·검출 어레이부의 개략의 구성을 도시하는 도면.

도56은 본 발명의 제12 내지 제15 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치의 기본적인 구성을 도시하는 블럭도.

도57은 본 발명의 제12 실시예에 관한 검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도58은 초음파의 수렴점 근방에서 도플러 시프트하는 모습을 도시하는 도면.

도59는 제12 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작의 내용을 나타내는 흐름도.

도60은 제12 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작을 설명하는 타이밍차트.

도61은 제12 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치에 탑재 가능한 푸리에 변환 회로의 주변부의 구성을 도시하는 블럭도.

도62는 제12 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도63은 제12 실시예의 제3 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도64는 본 발명의 제13 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도65는 제13 실시예에 관한 광 이미징 장치의 동작의 내용을 나타내는 흐름도.

도66은 제13 실시예의 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도67은 생체 조직으로부터의 반사광 펄스의 개략의 파형예를 도시하는 도면.

도68은 본 발명의 제14 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도69는 광파이버의 단부면의 구조를 도시하는 도면.

도70은 광커플러의 구성예를 도시하는 도면.

도71은 제14 실시예의 제1 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도72는 제14 실시예의 제2 변형예에 관한 광 이미징 장치의 전체 구성을 도시하는 블럭도.

도73은 본 발명의 제15 실시예에 관한 피검체 정보 분석 장치로서의 내시경 장치의 구성을 도시하는 도면.

도74는 제15 실시예의 제1 변형예에 관한 내시경 장치의 구성을 도시하는 도면.

도75는 도74에 있어서의 내시경의 선단부측의 구성을 도시하는 도면.

도76은 제15 실시예의 제2 변형예에 있어서의 광파이버의 구성을 도시하는 사시도.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

2 : 초음파 발생부

3 : 조명 광 발생부

4 : 수광부

5 : 정보 추출부

7 : 생체 조직

13 : 미러

15 : 개구

16 : 음향 렌즈

21 : 펄스 발생기

24 : 스캐닝 신호 발생 회로

25 : 제어 회로

31 : A/D 변환 회로

32 : 메모리

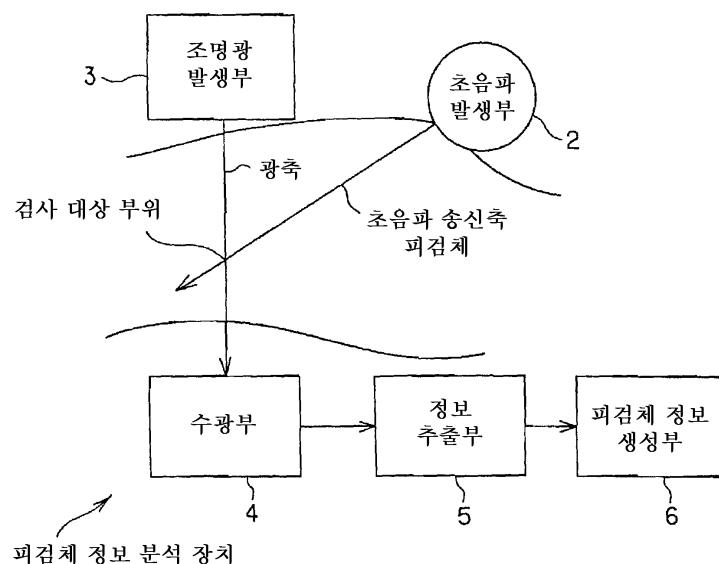
33 : CPU

34 : 표시 처리 회로

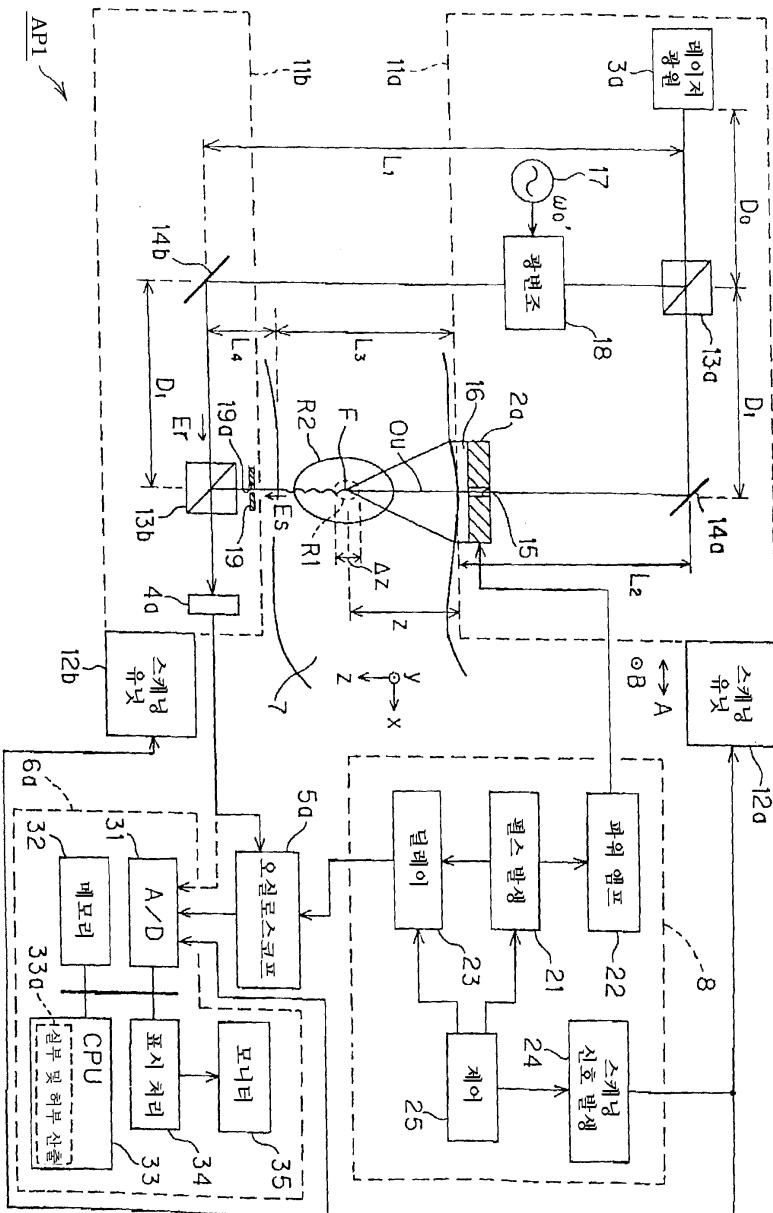
35 : 모니터

도면

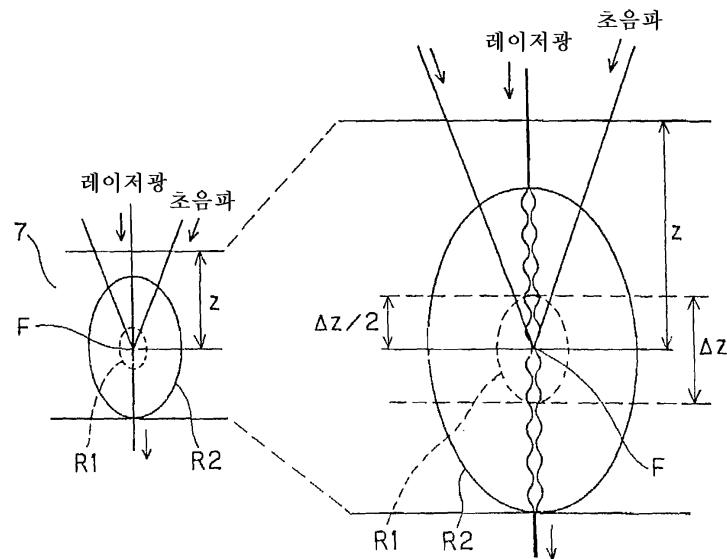
도면1



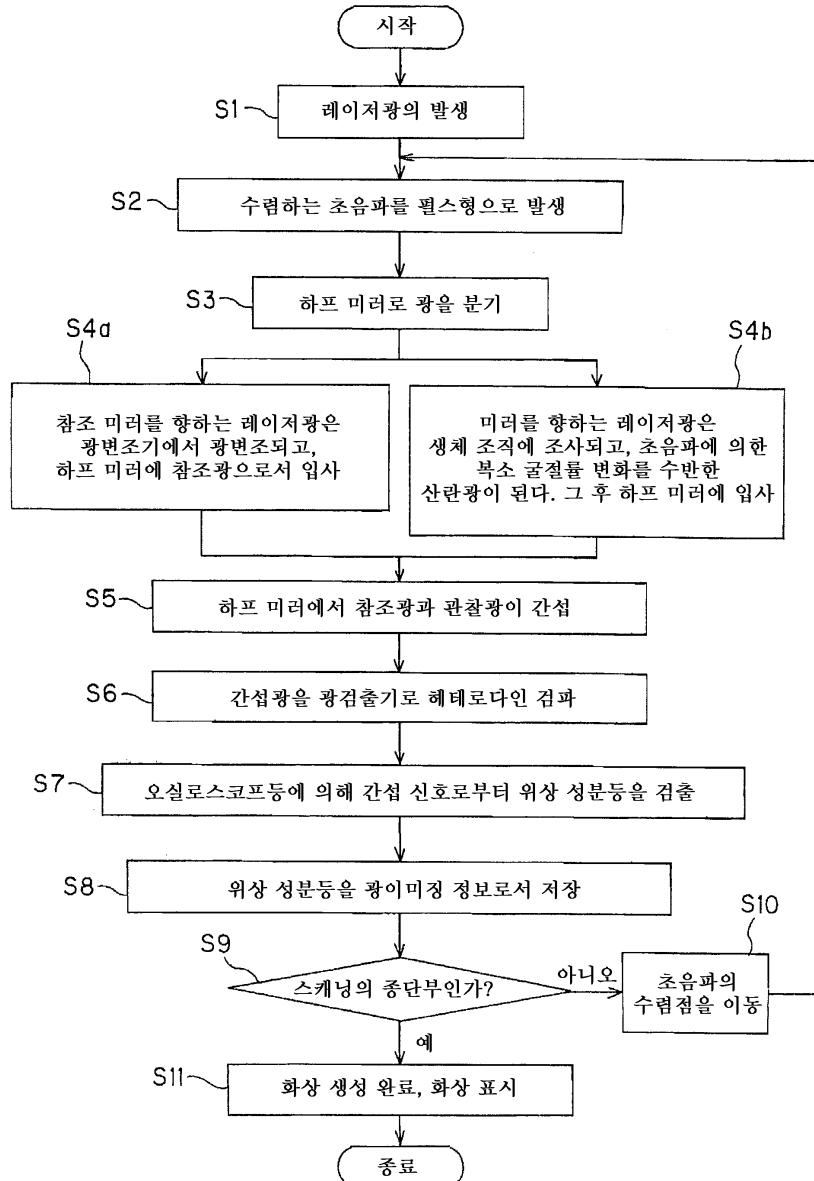
도면2

AP1

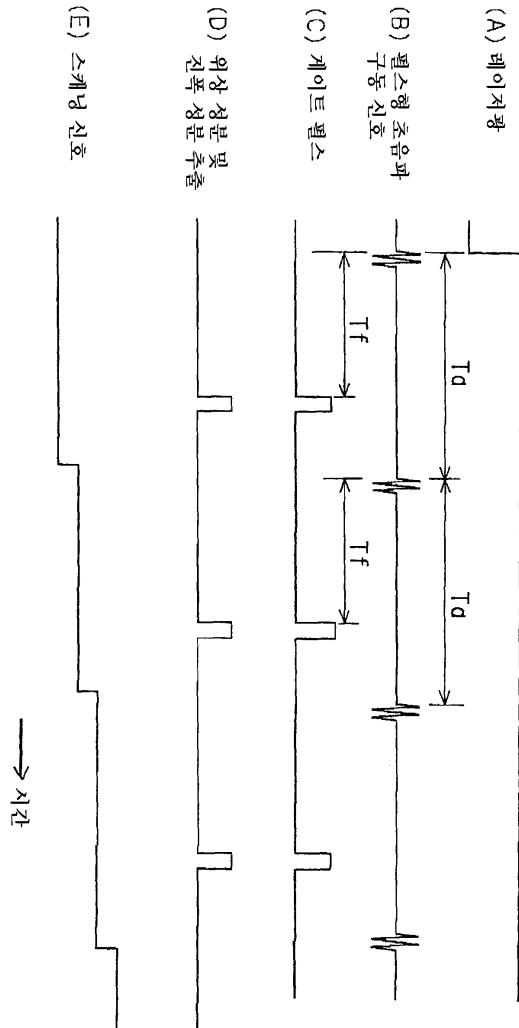
도면3



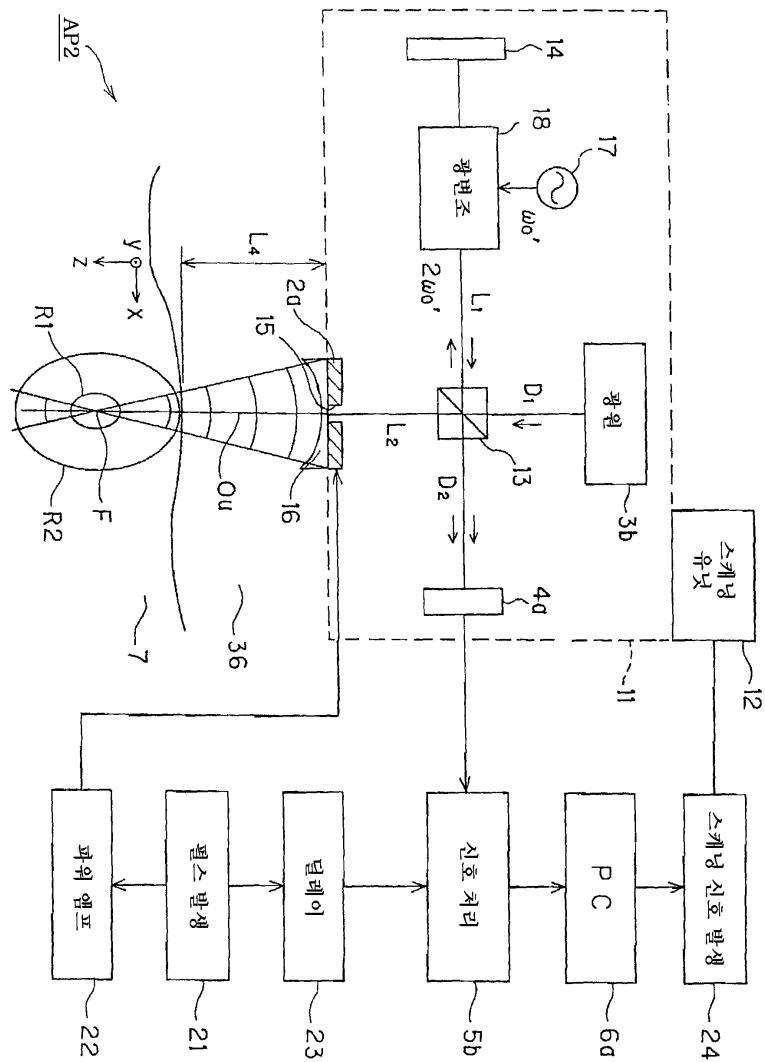
도면4



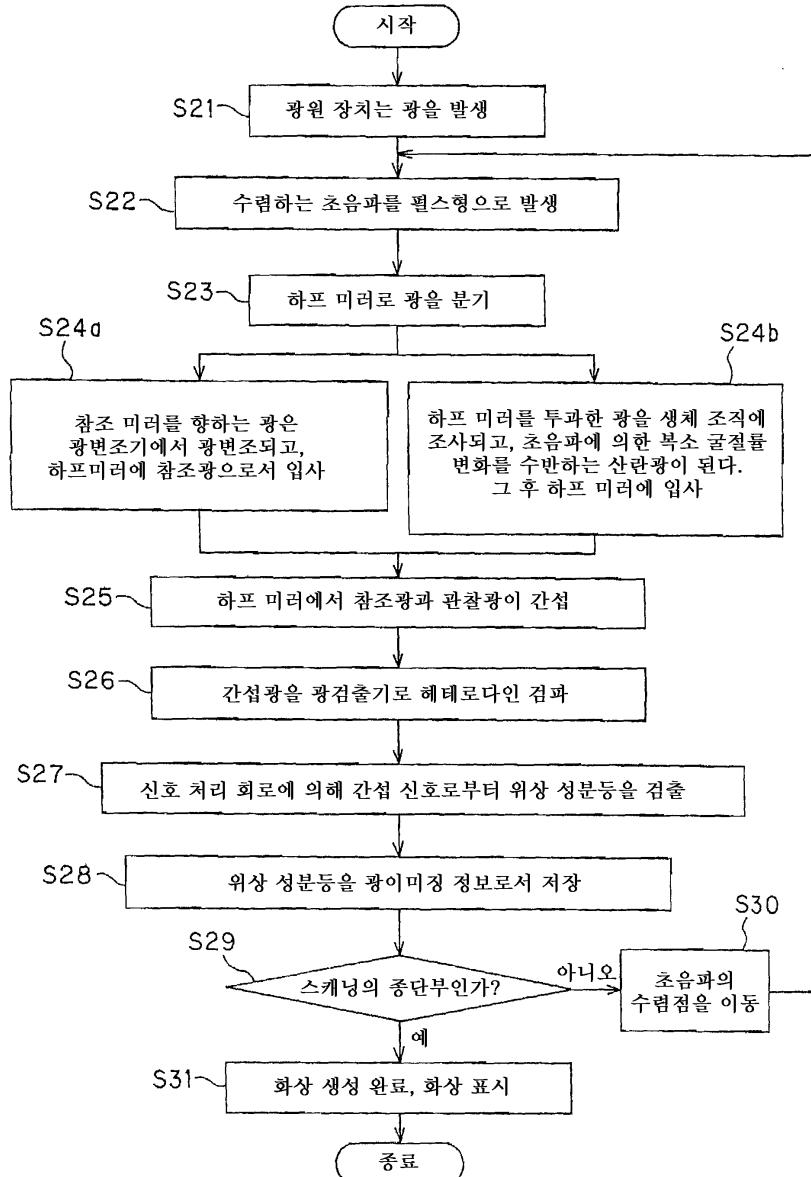
도면5



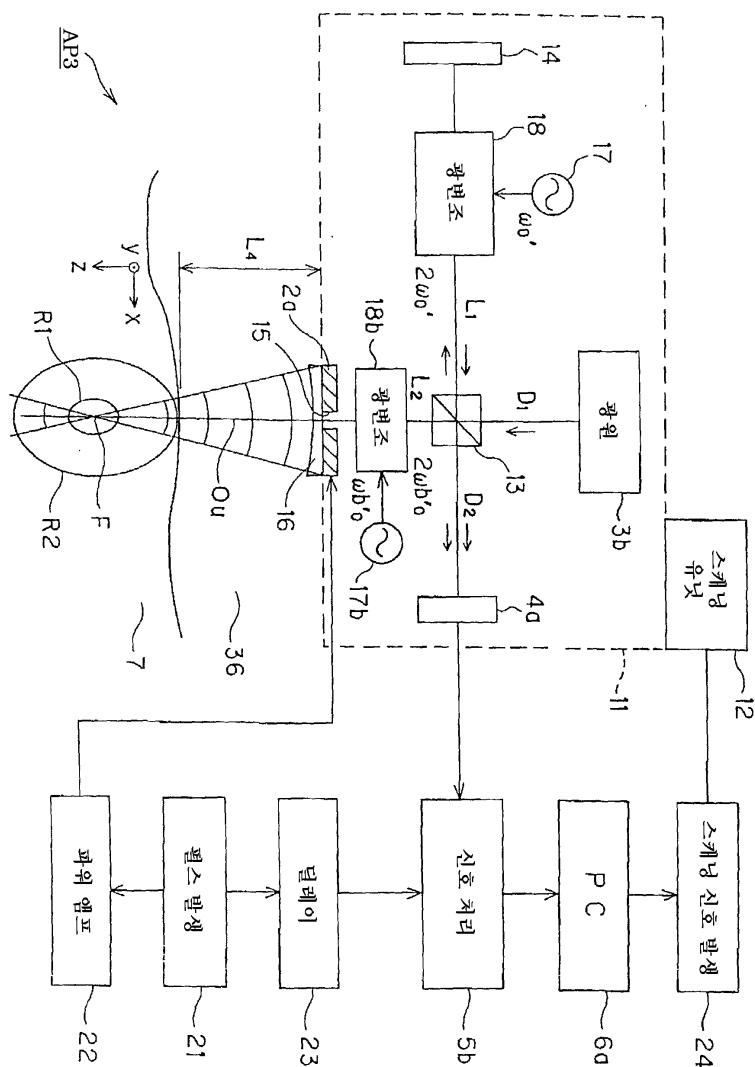
도면6



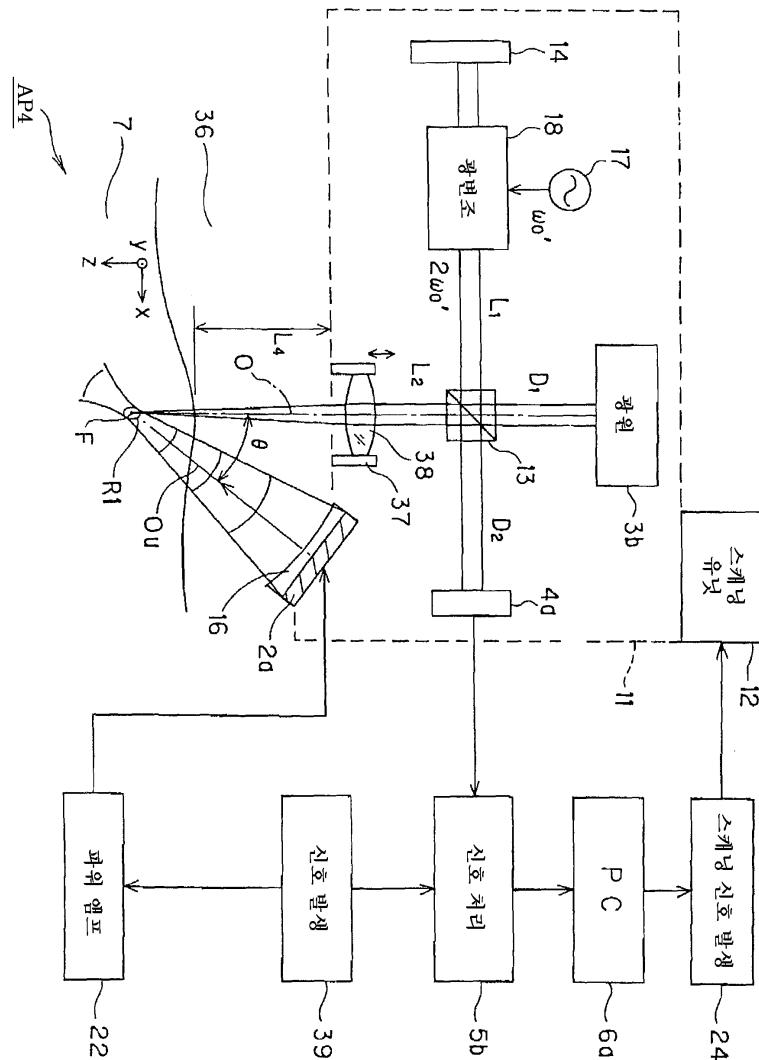
도면7



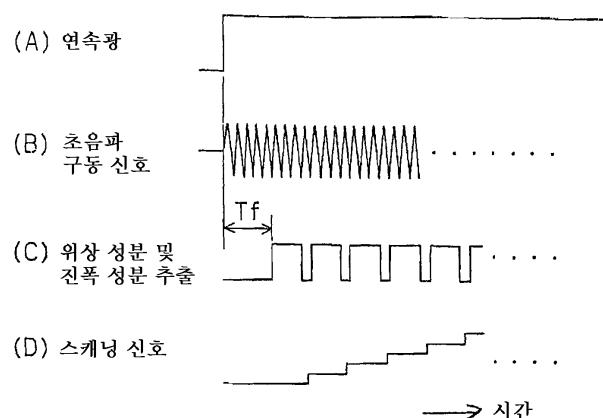
도면8



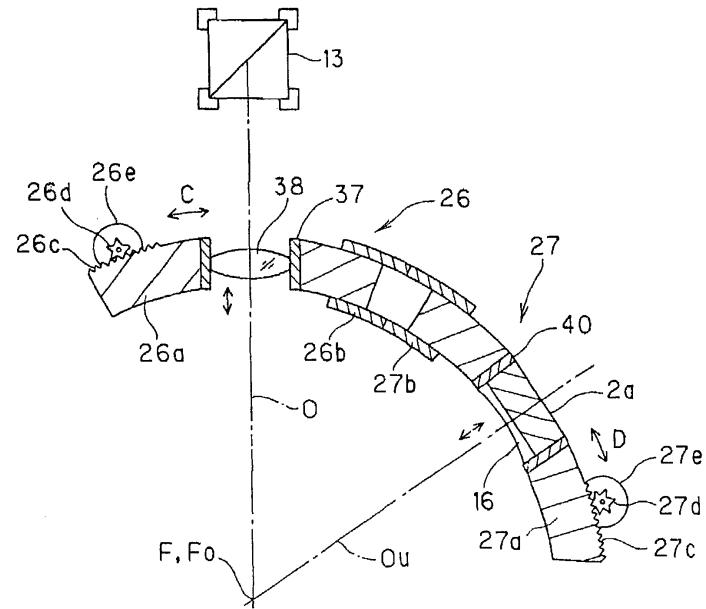
도면9



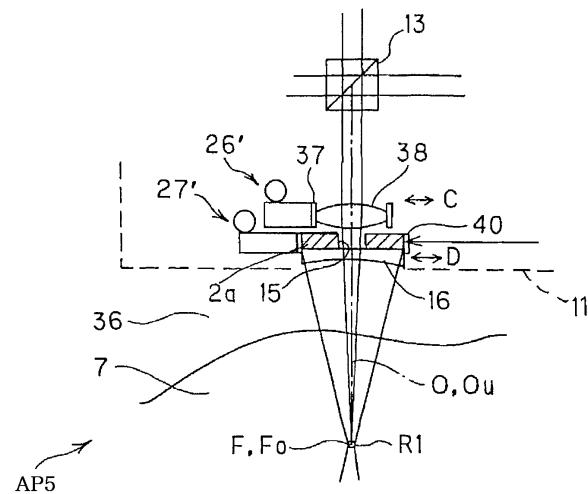
도면10



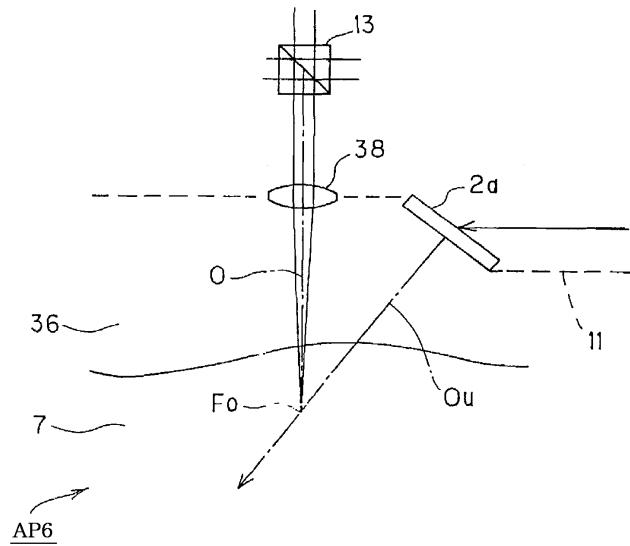
도면11



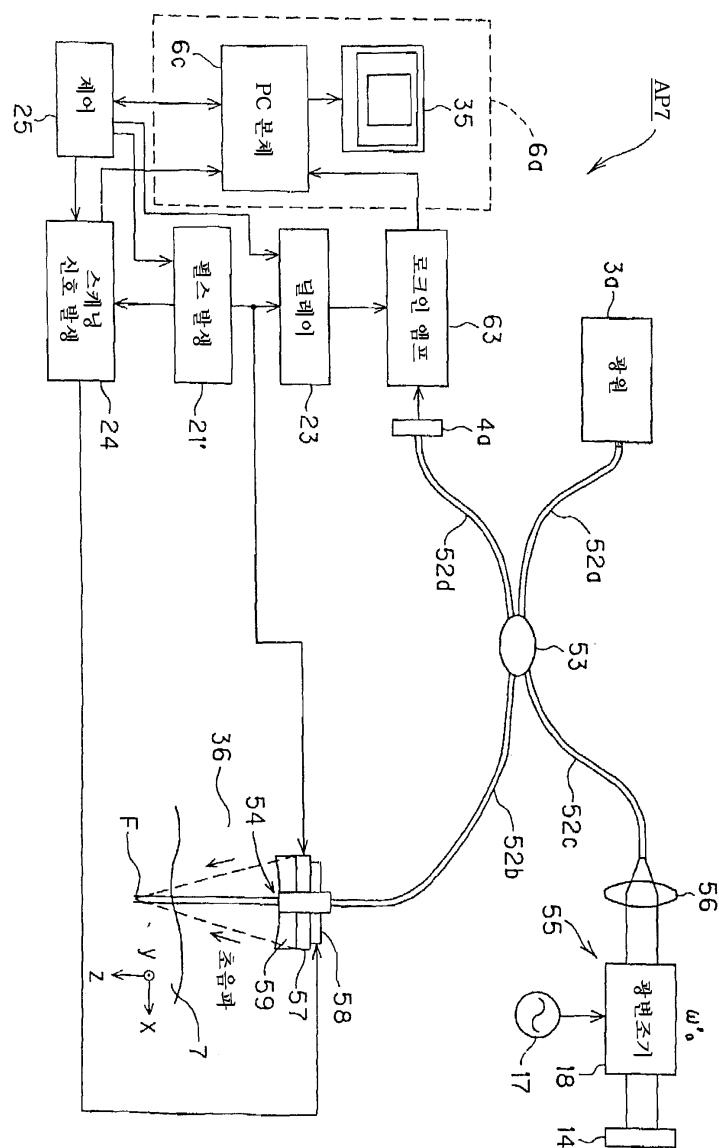
도면12



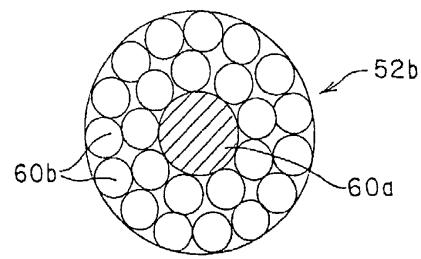
도면13



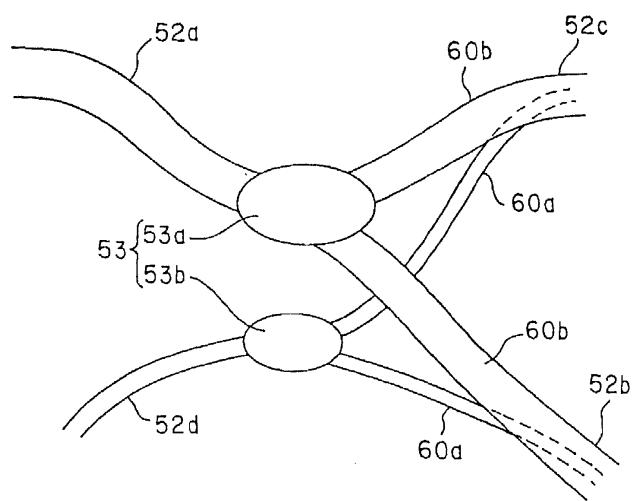
도면14



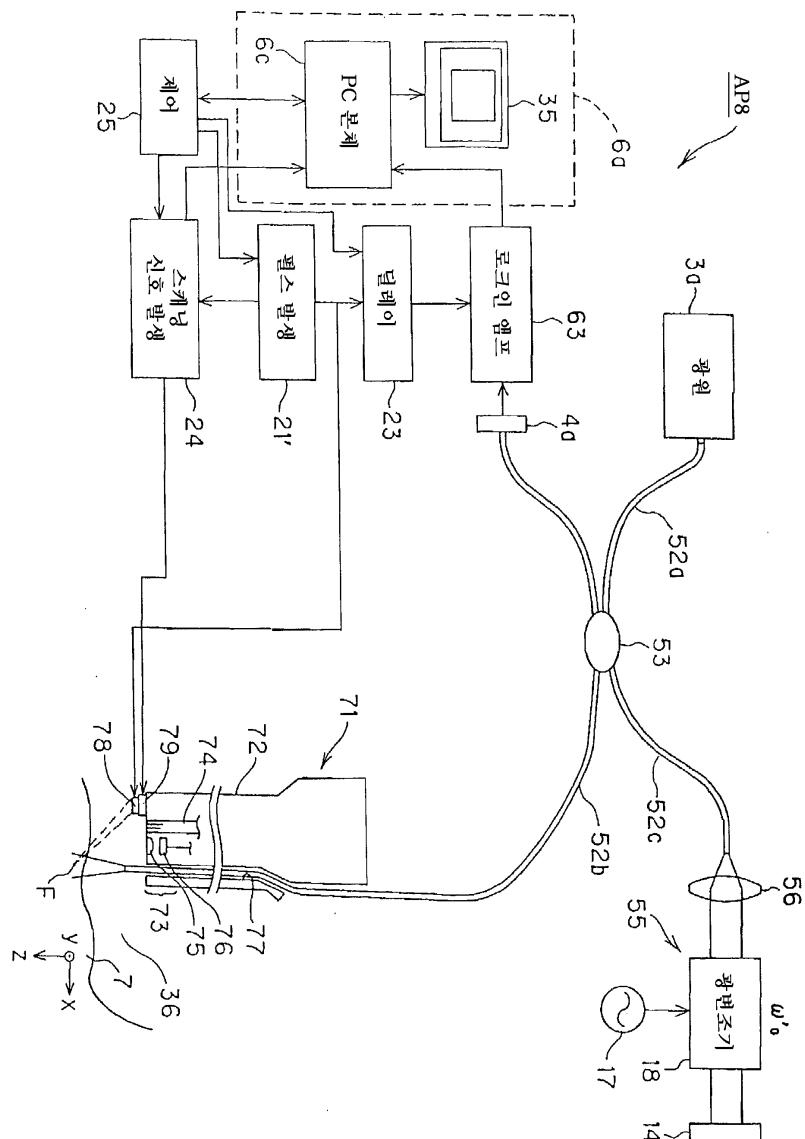
도면15



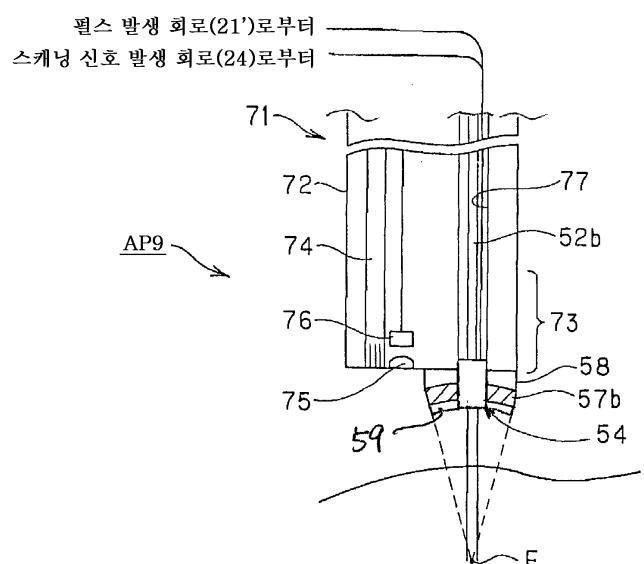
도면16



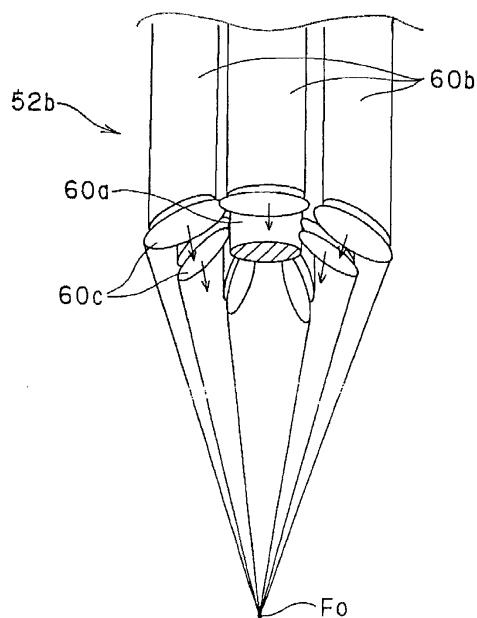
도면17



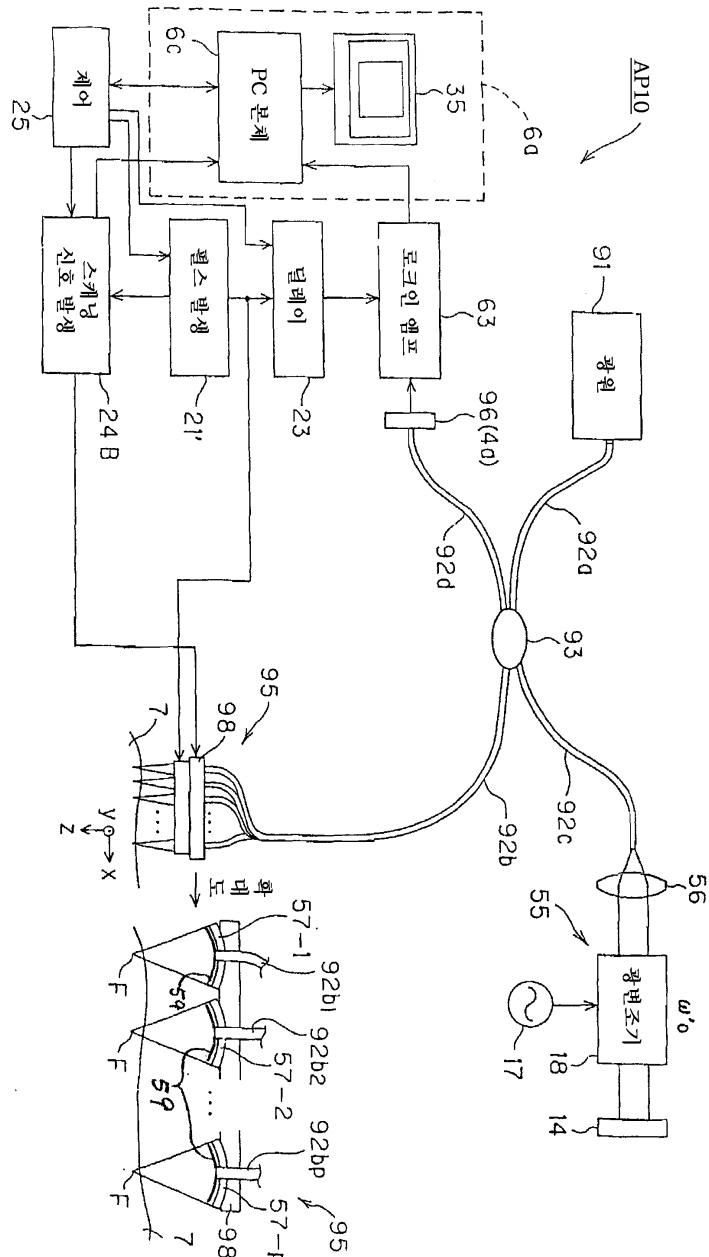
도면18



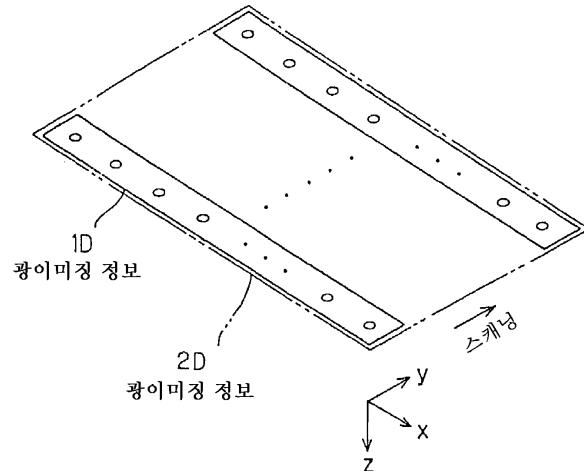
도면19



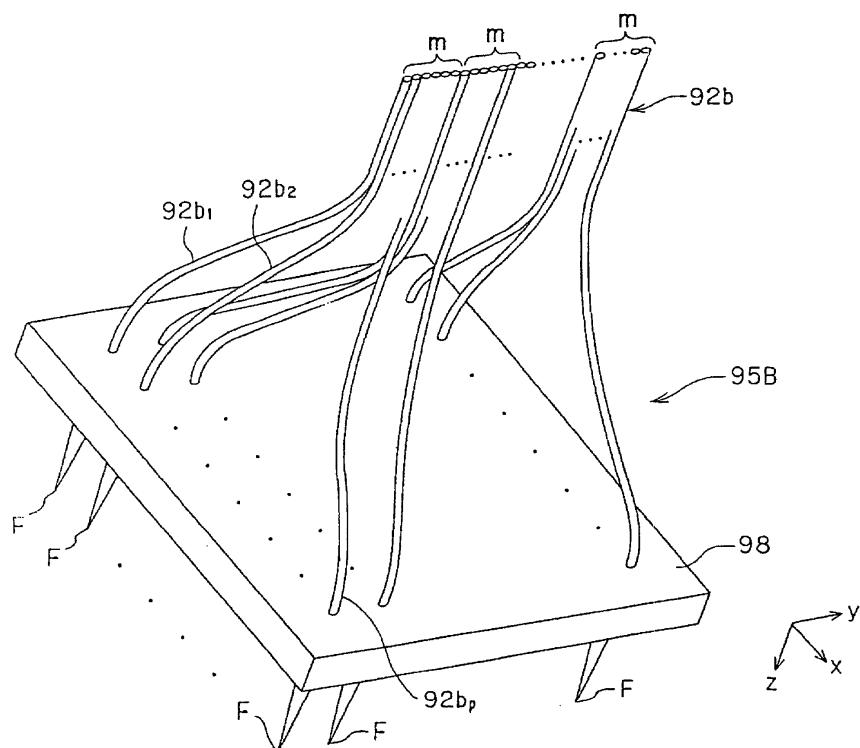
도면20



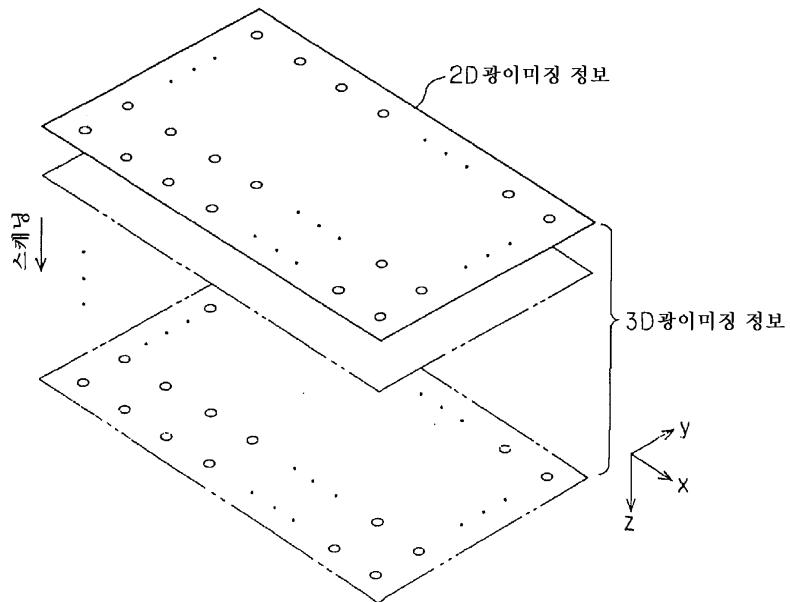
도면21



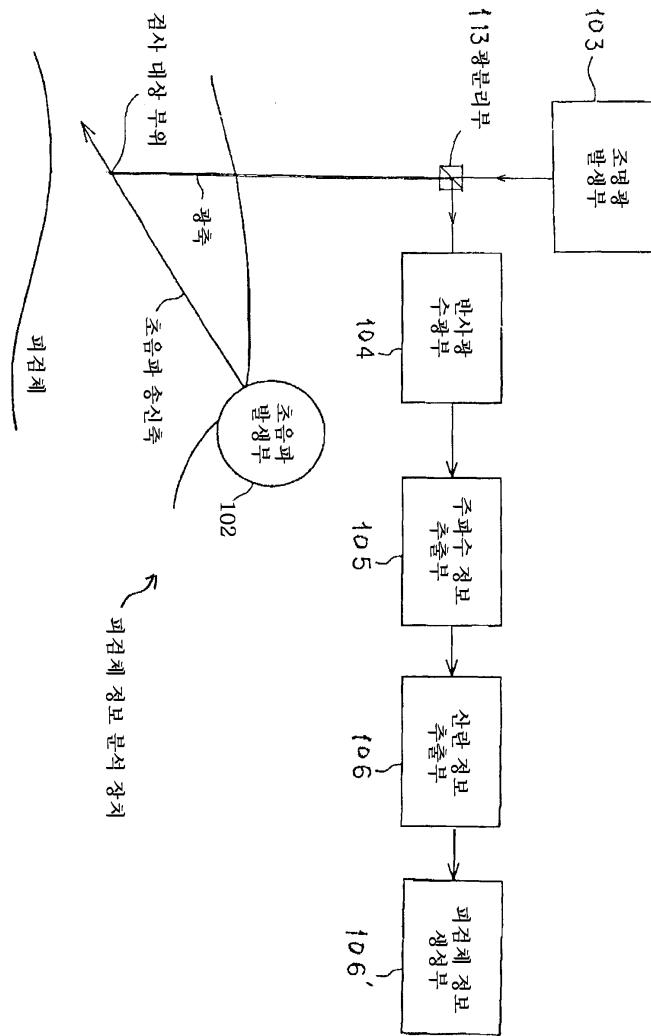
도면22



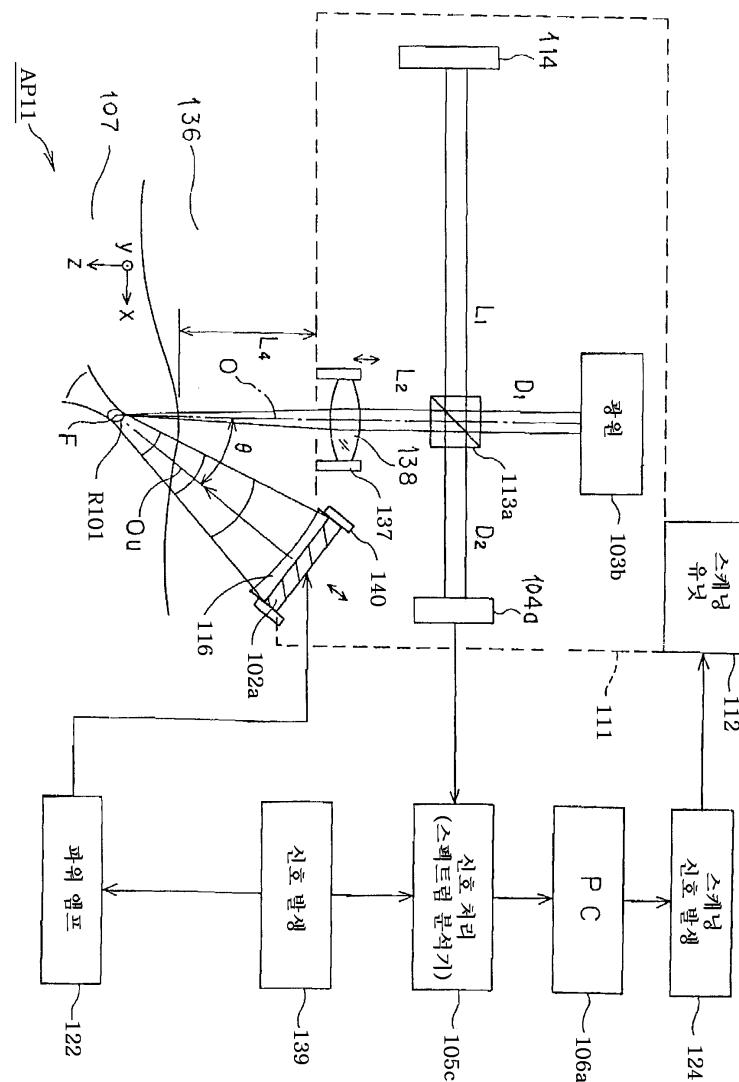
도면23



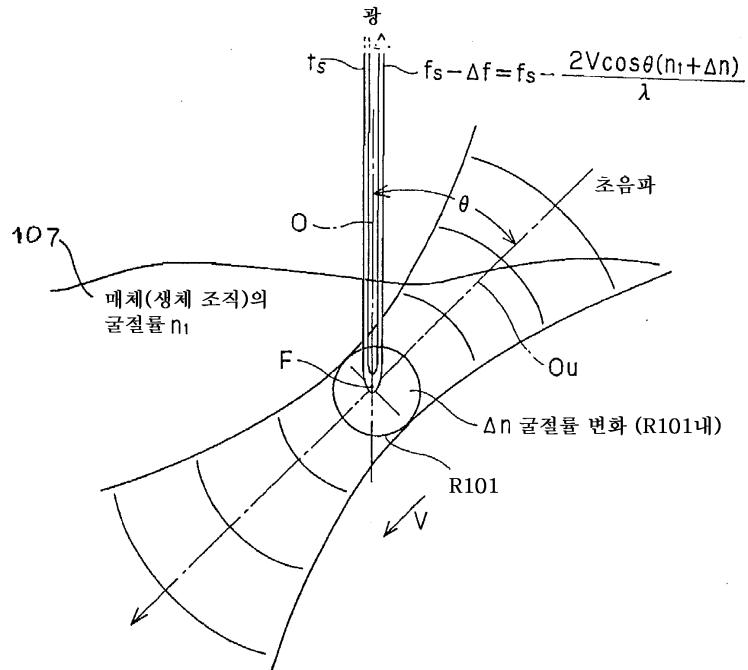
도면24



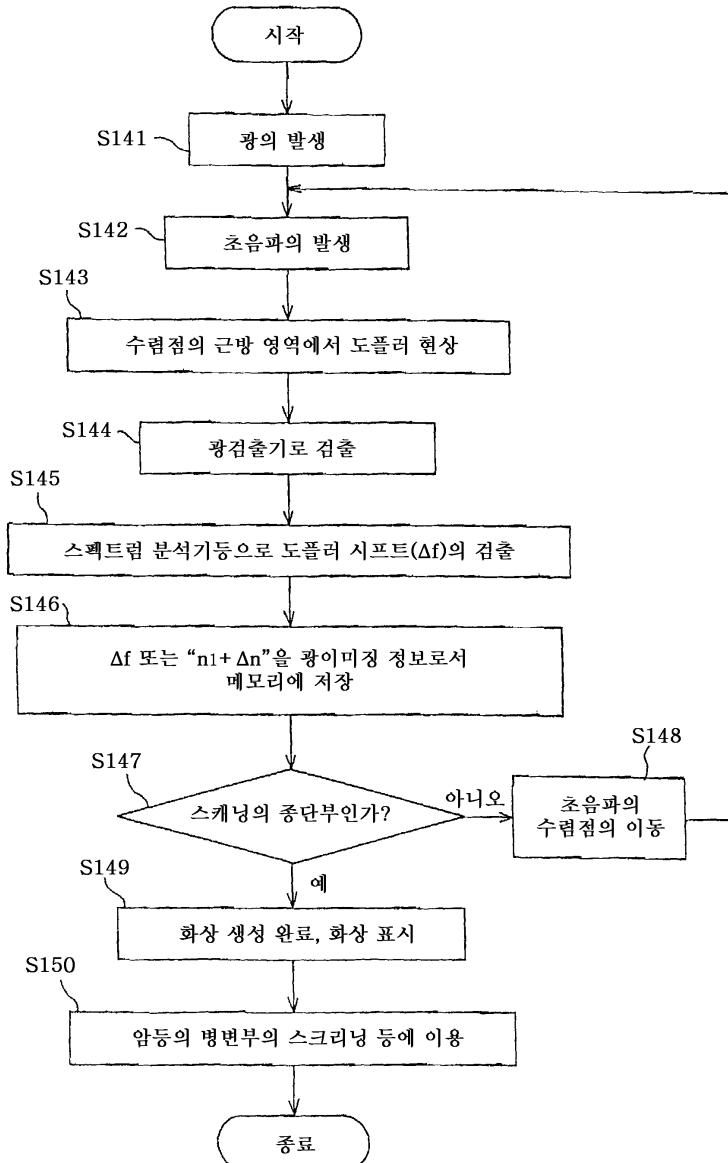
도면25



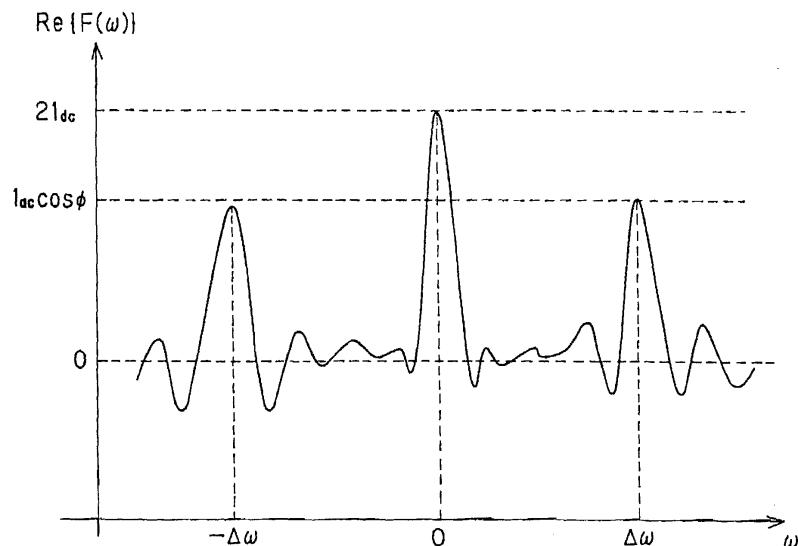
도면26



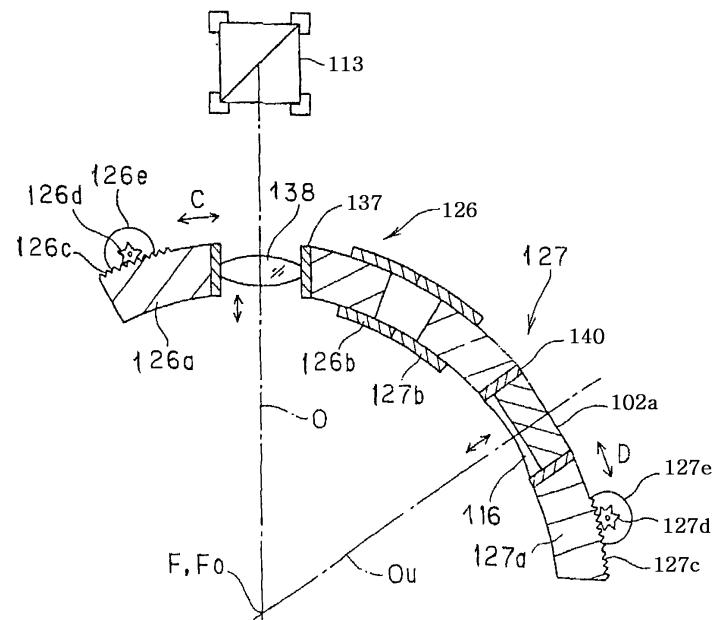
도면27



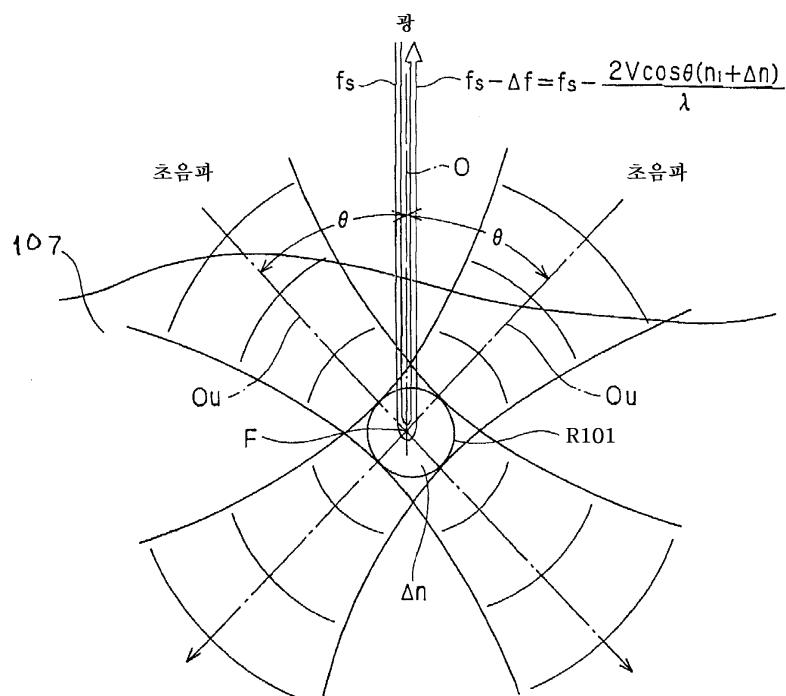
도면28



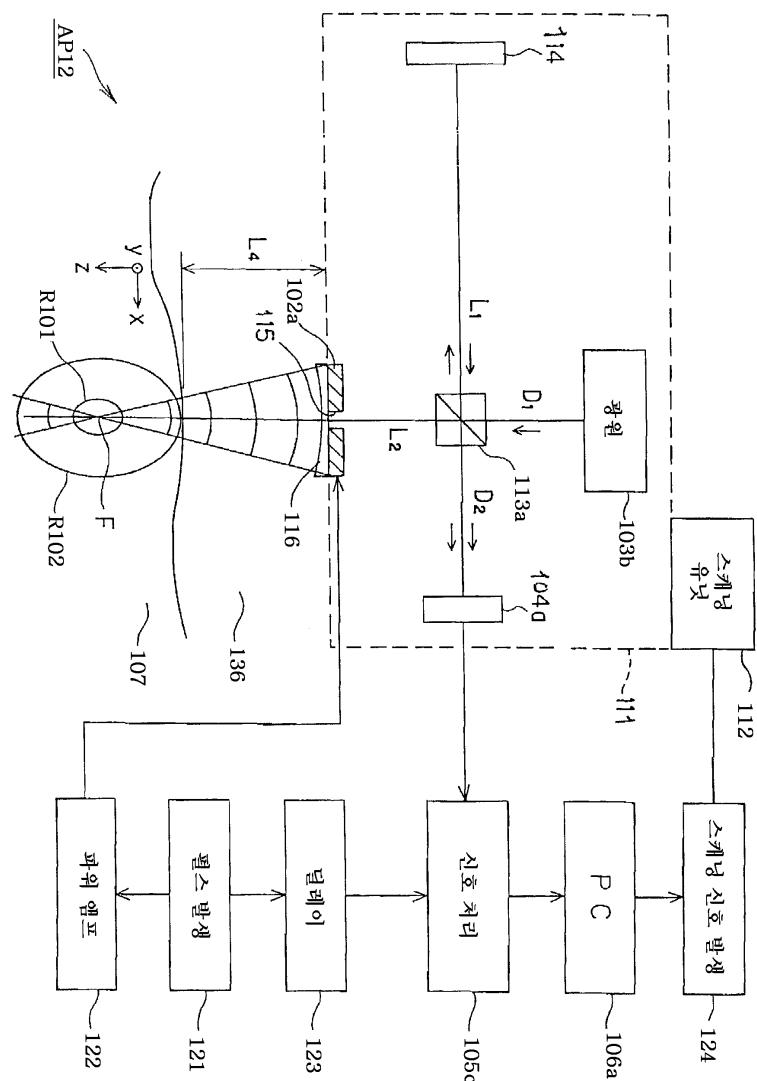
도면29



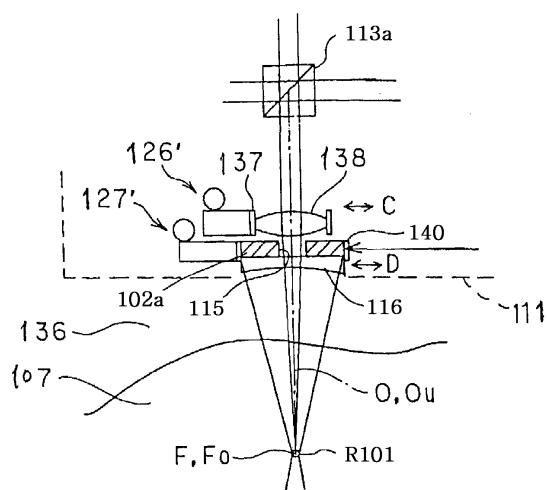
도면30



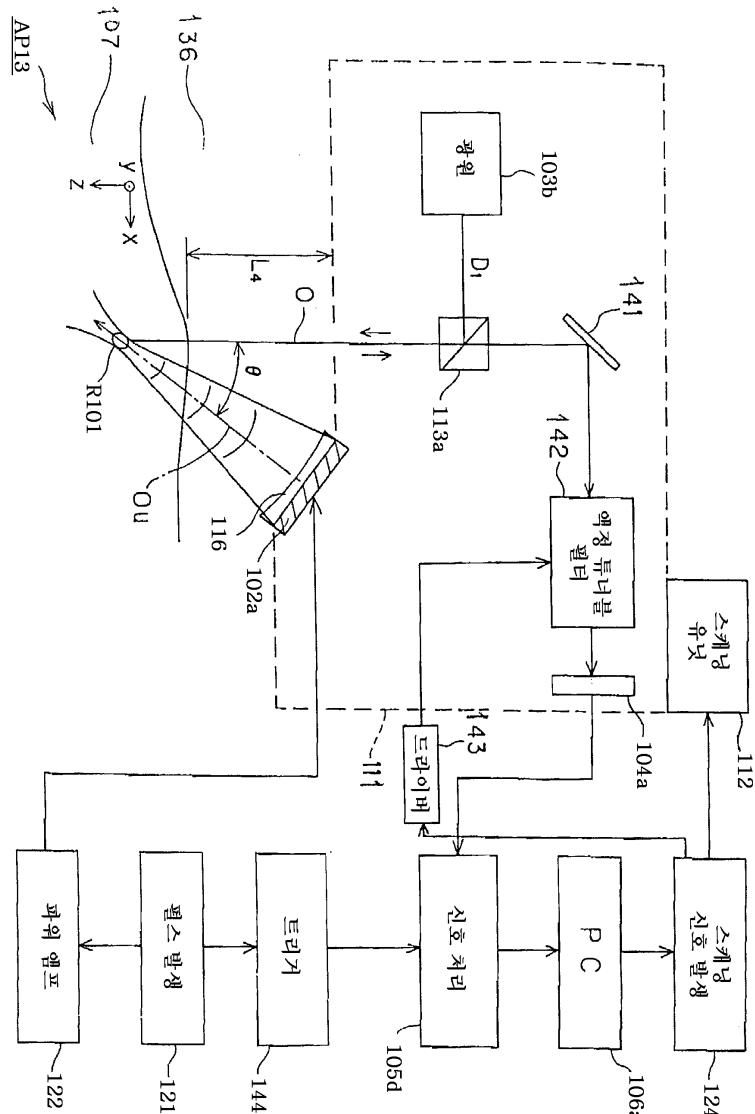
도면31



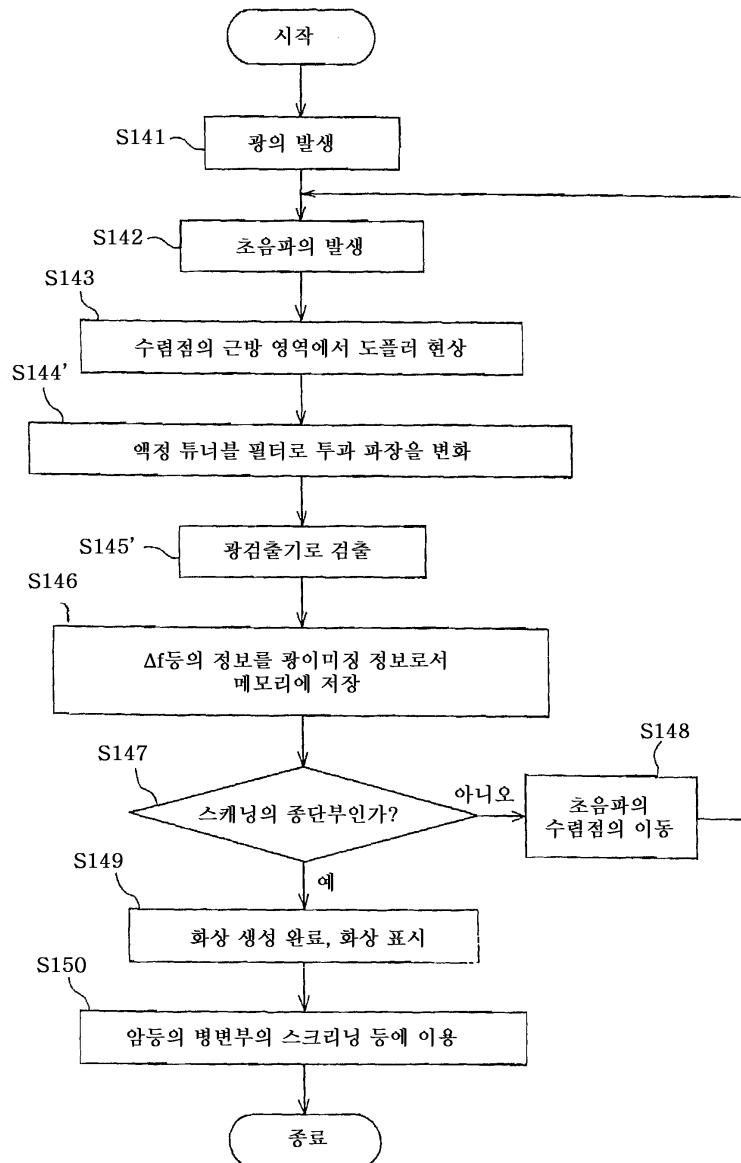
도면32



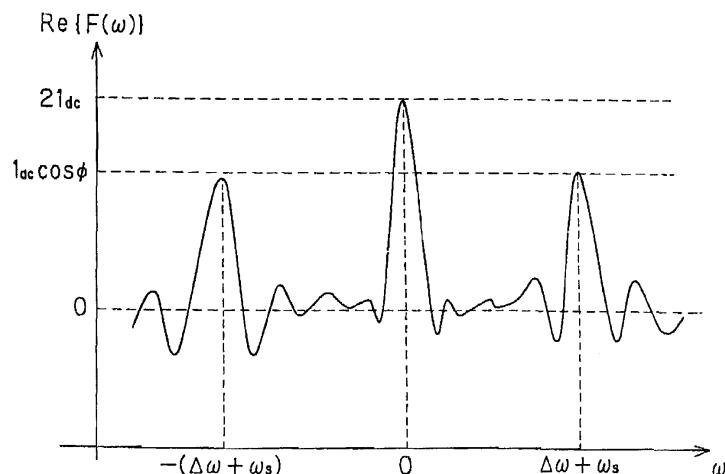
도면33



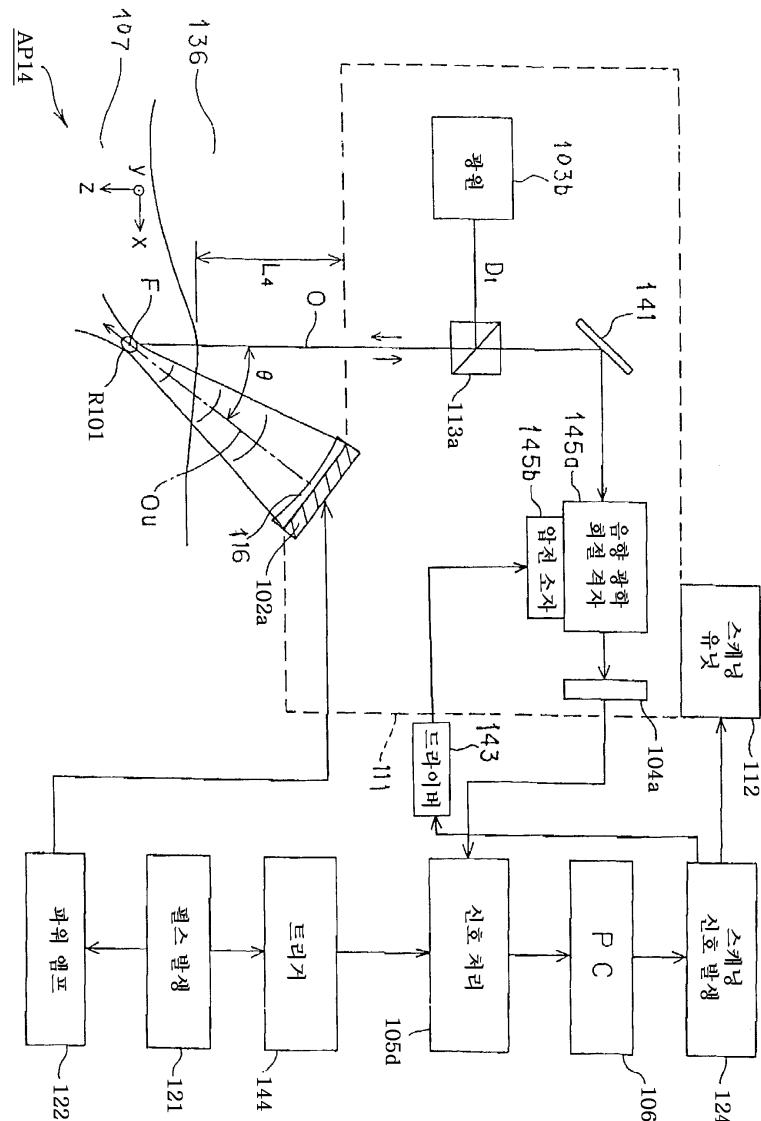
도면34



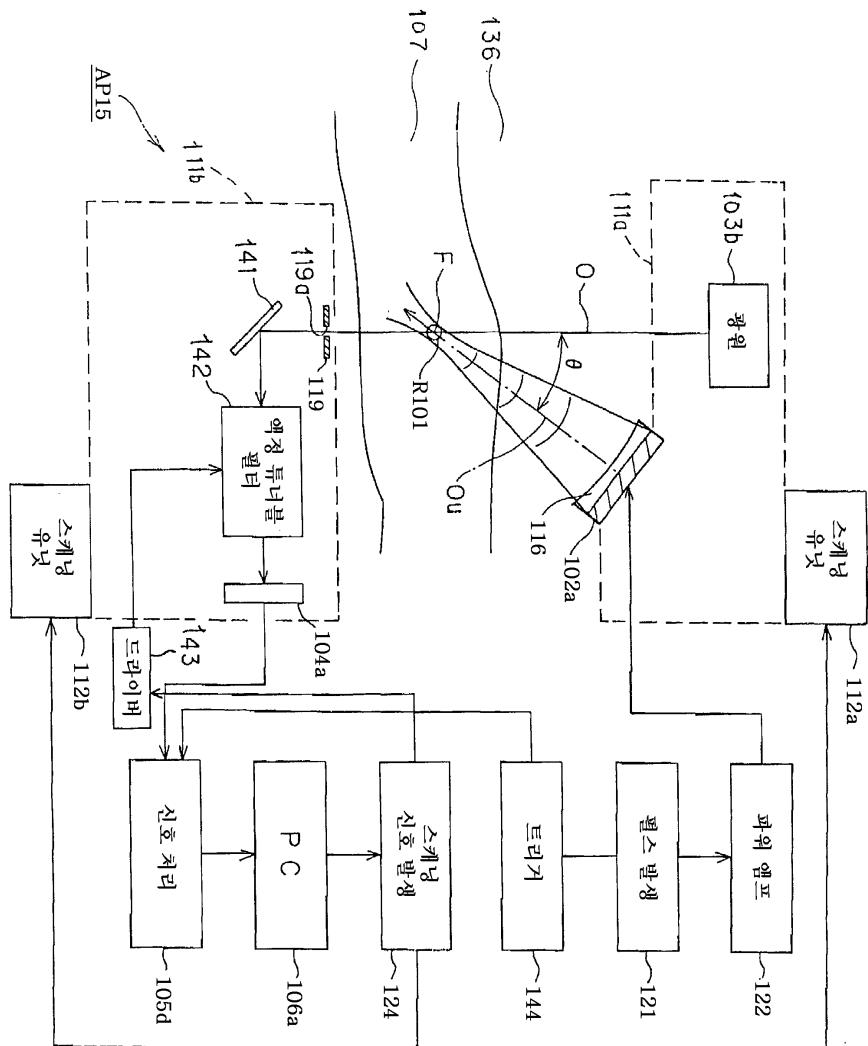
도면35



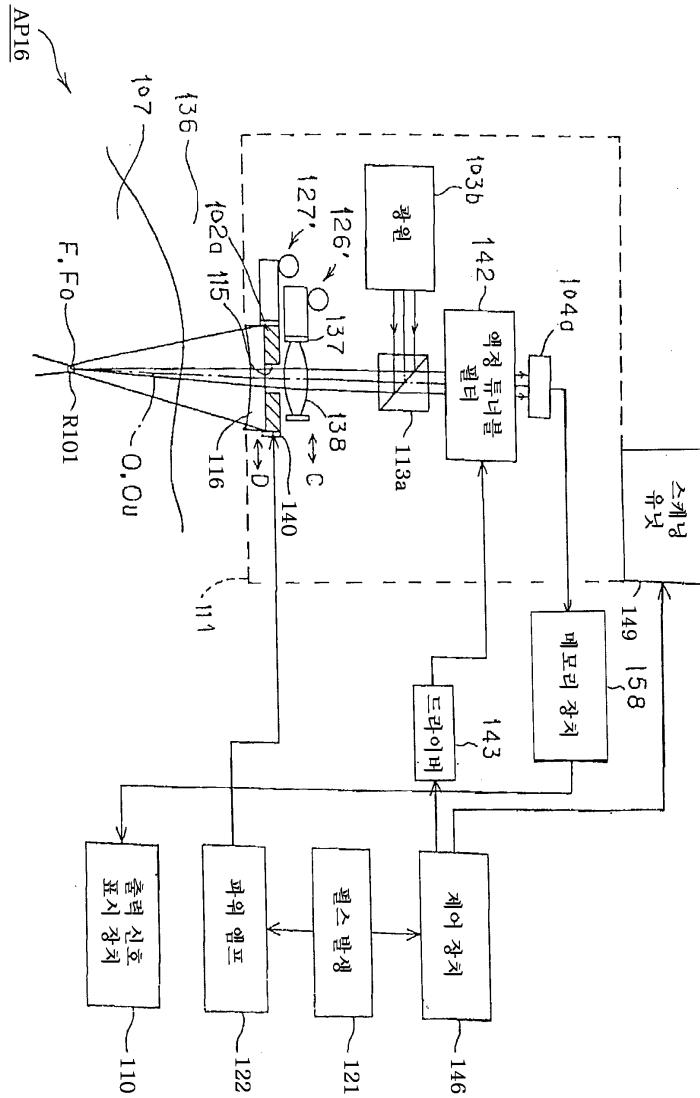
도면36



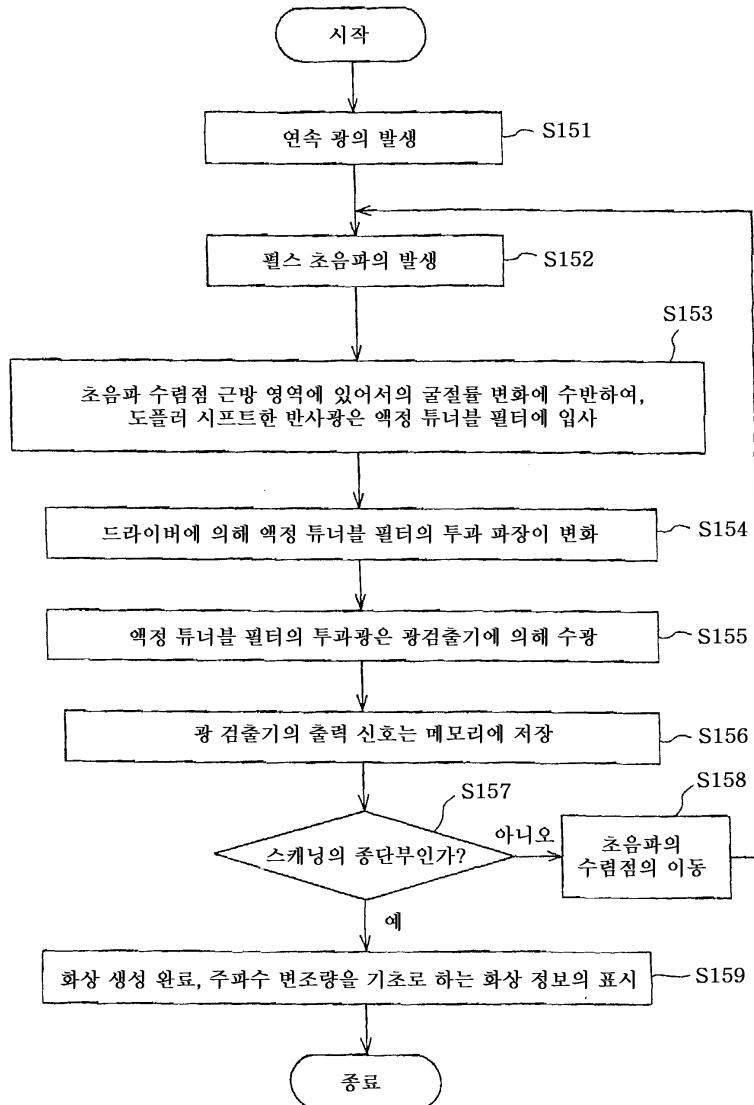
도면37



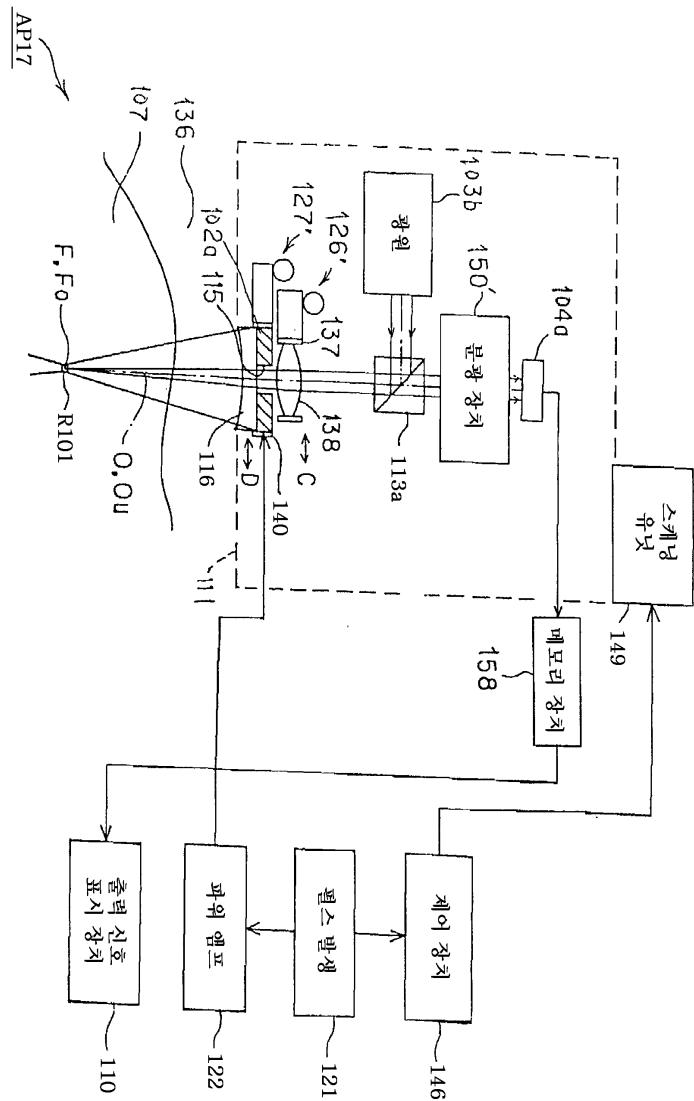
도면38



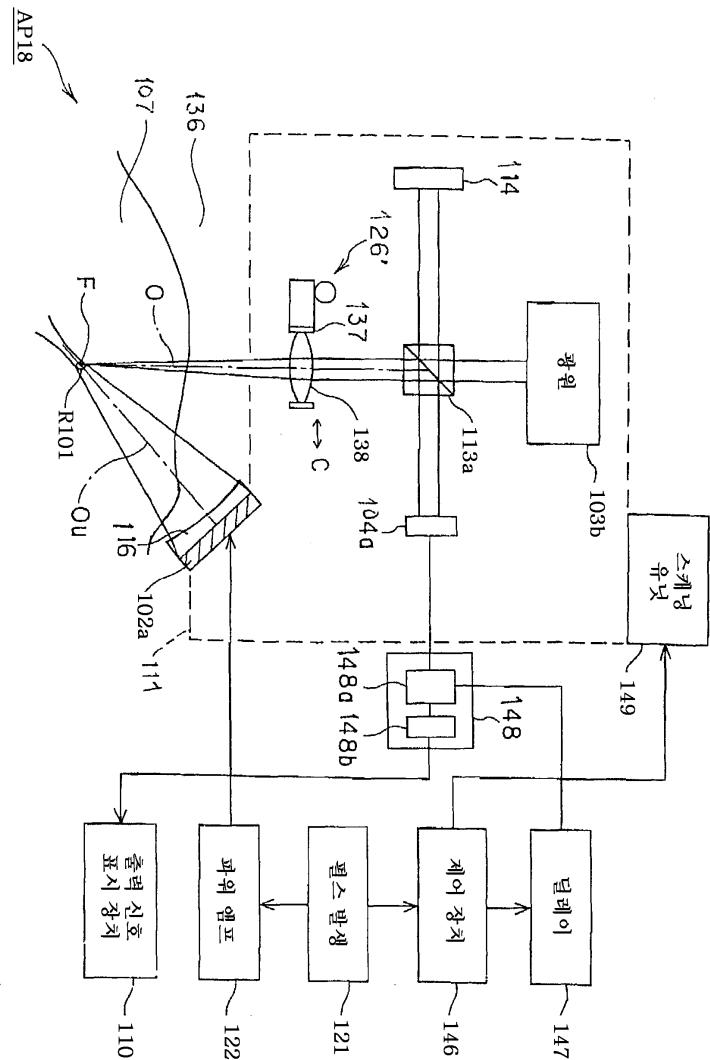
도면39



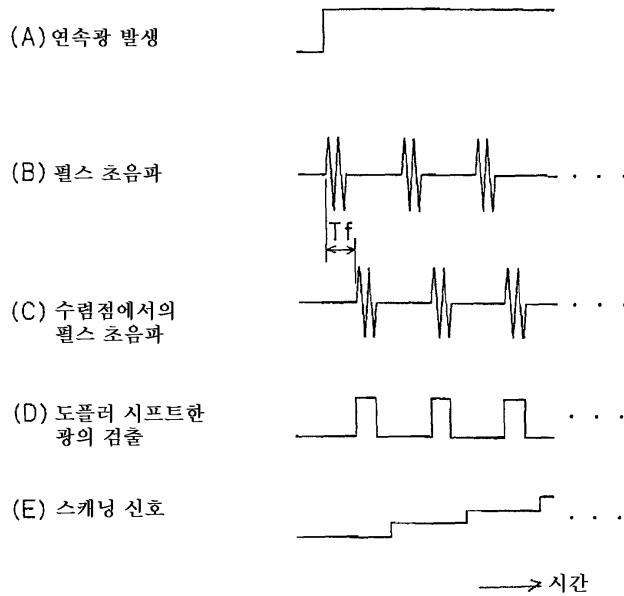
도면40



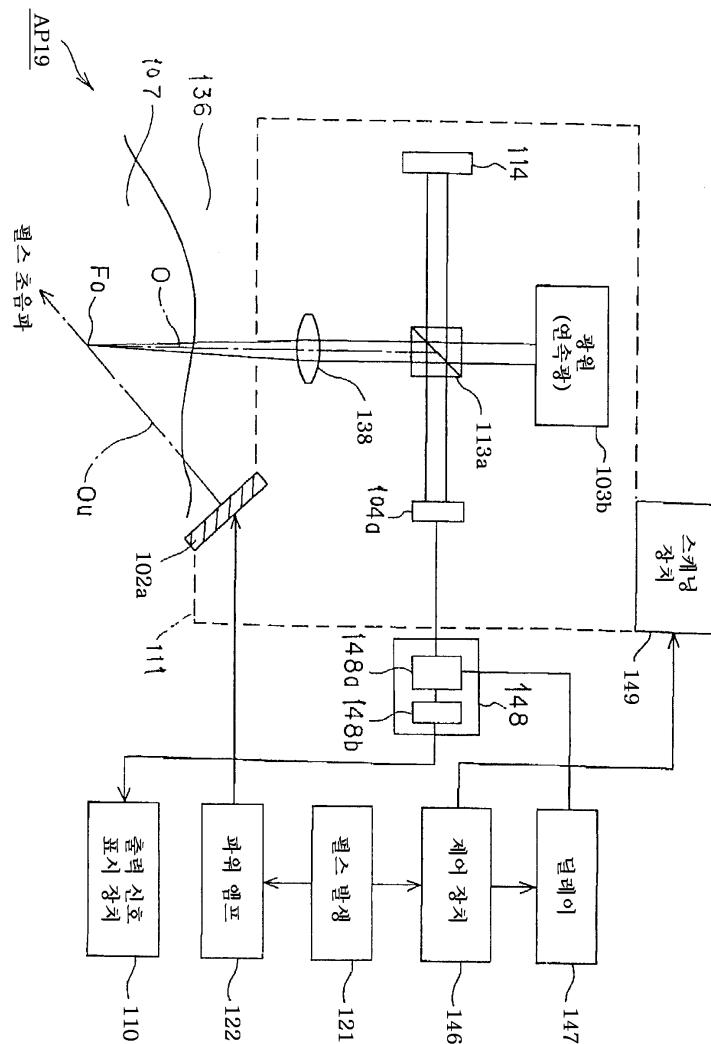
도면41



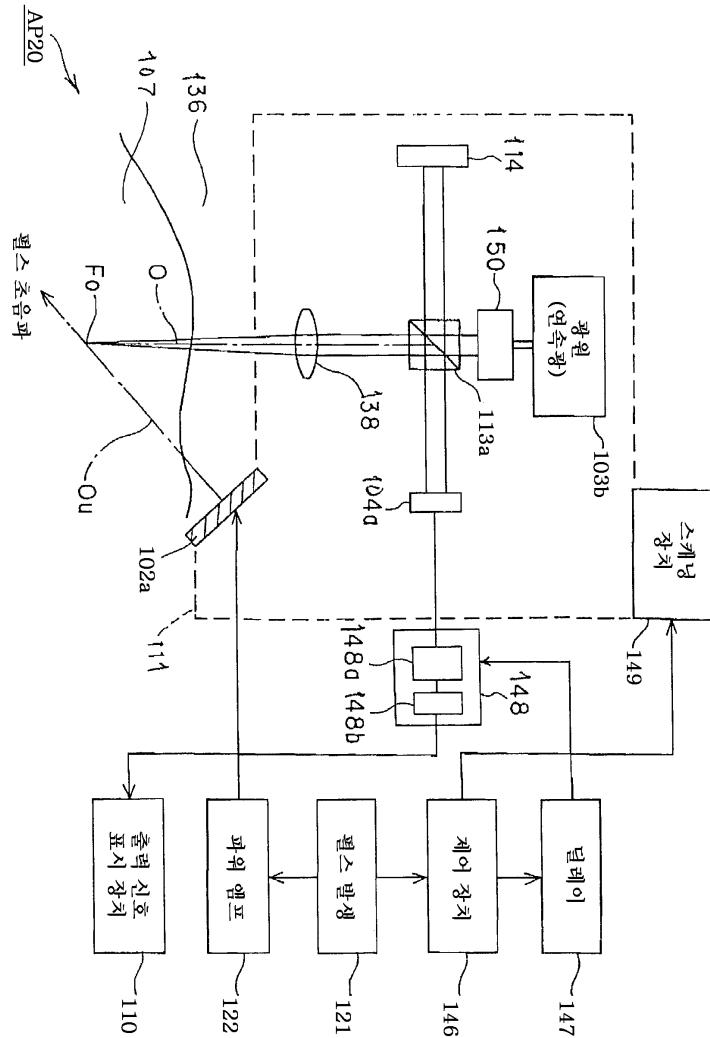
도면42



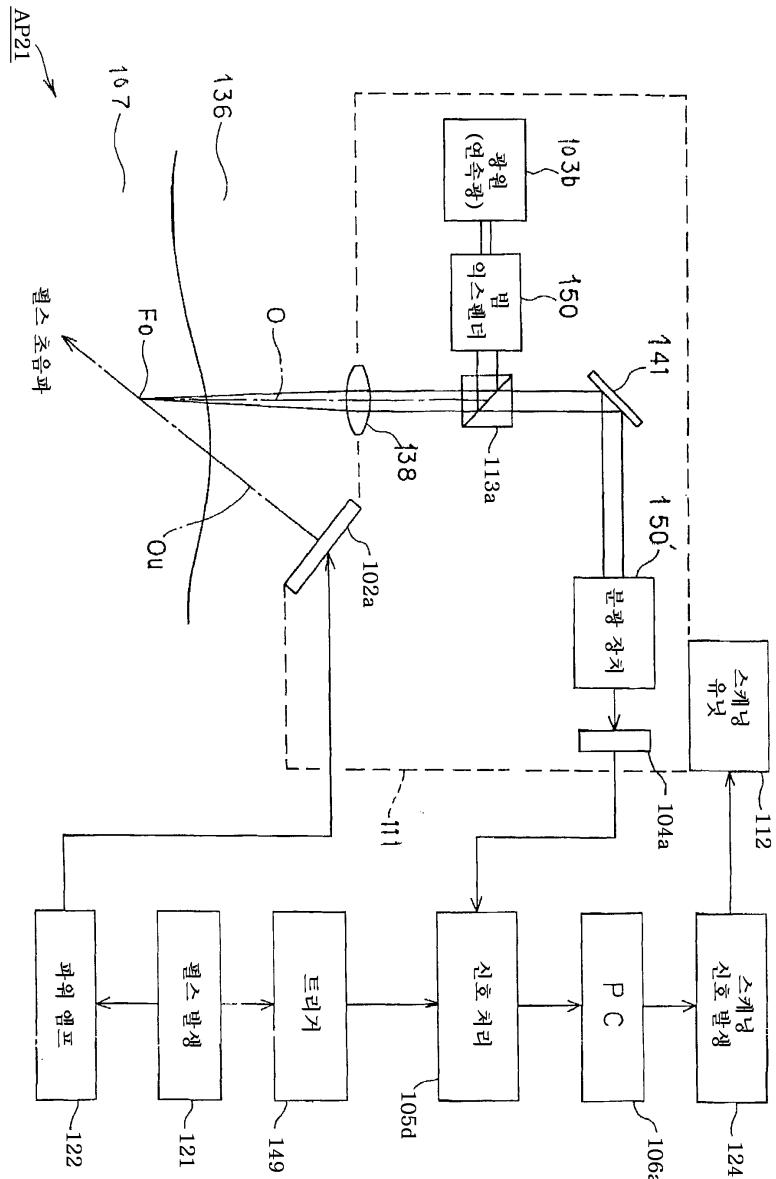
도면43



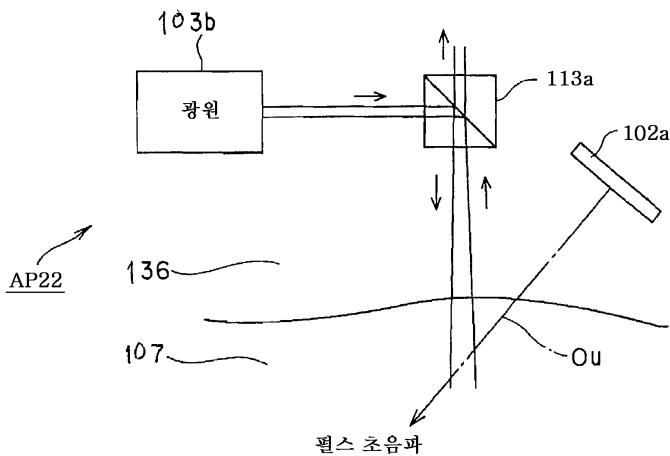
도면44



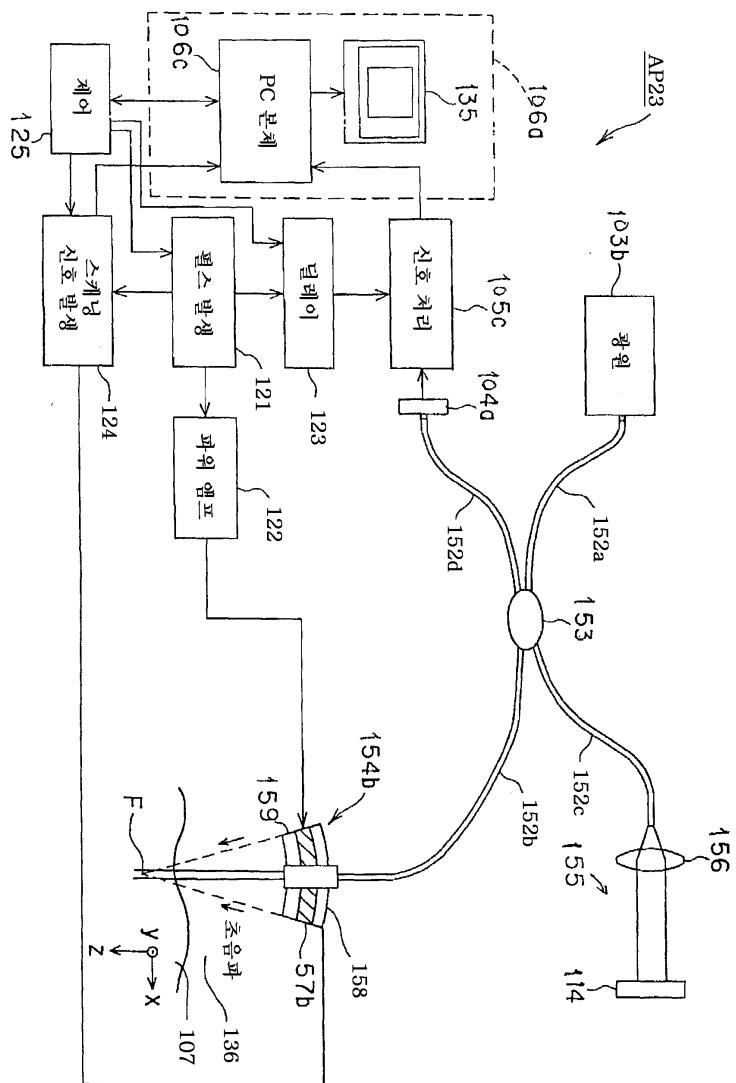
도면45



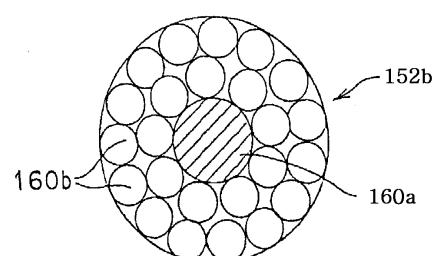
도면46



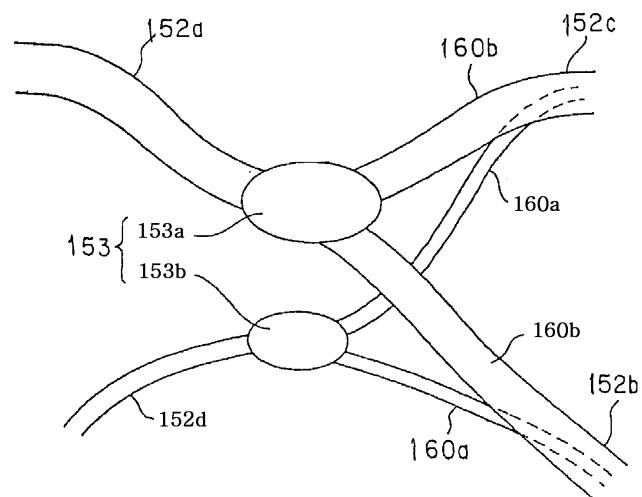
도면47



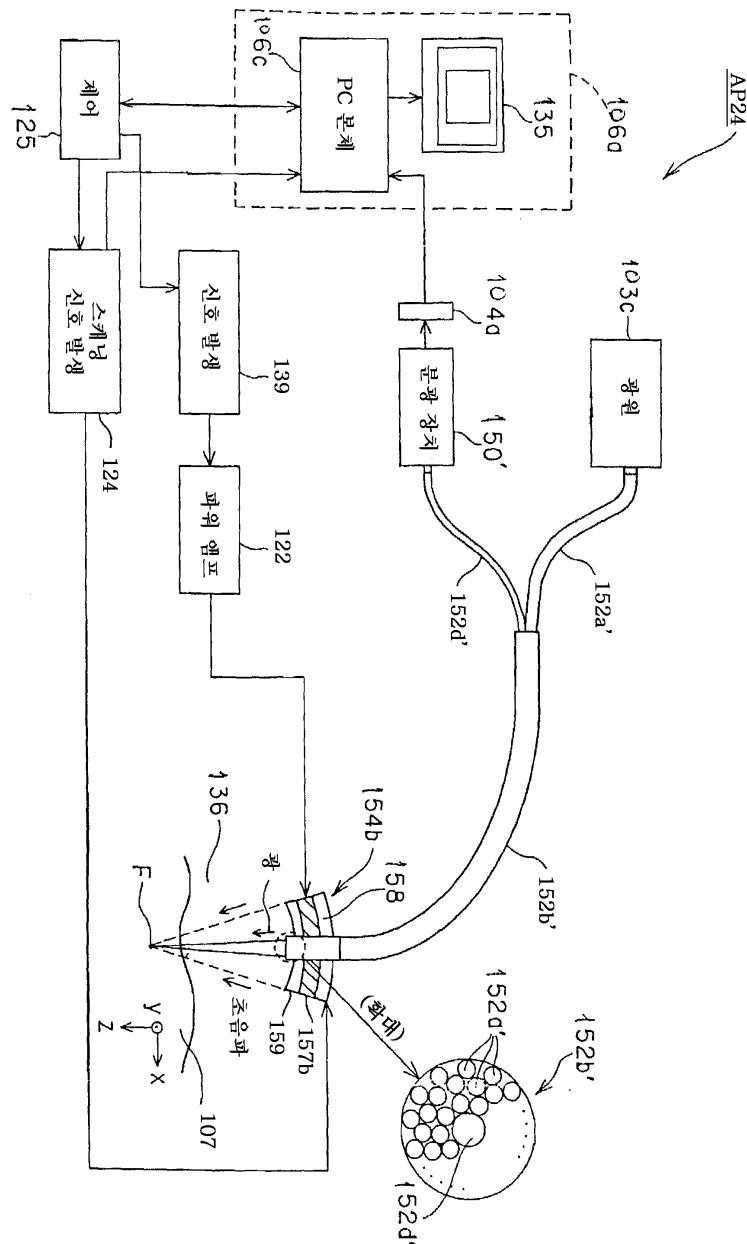
도면48



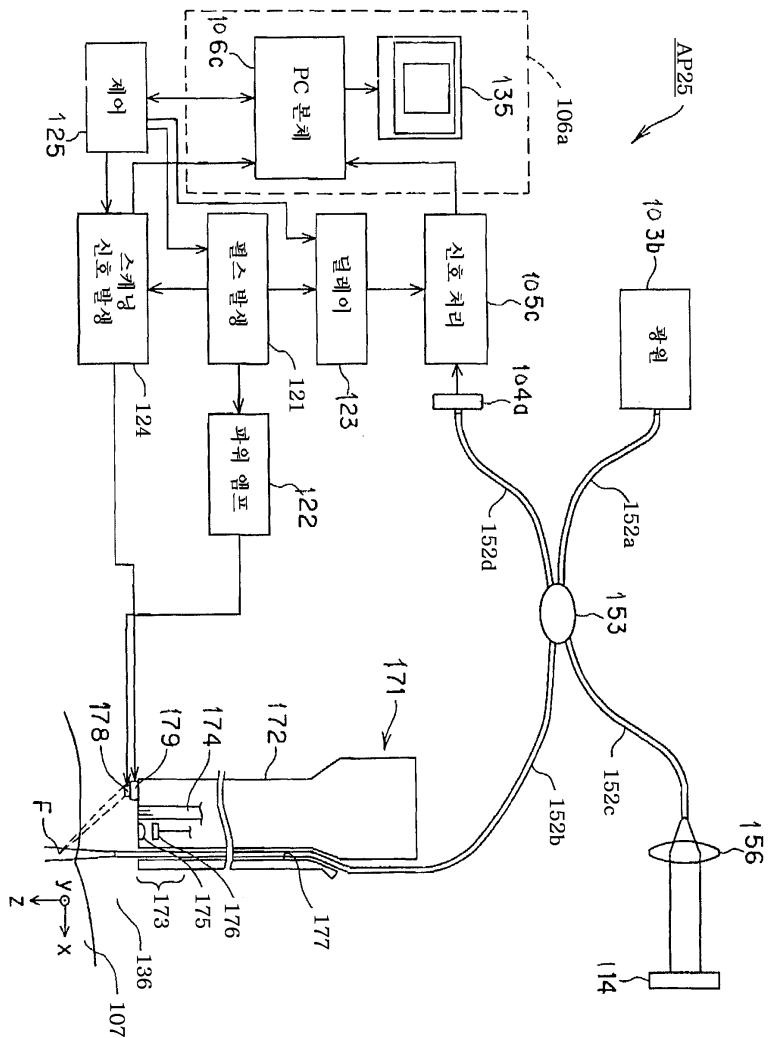
도면49



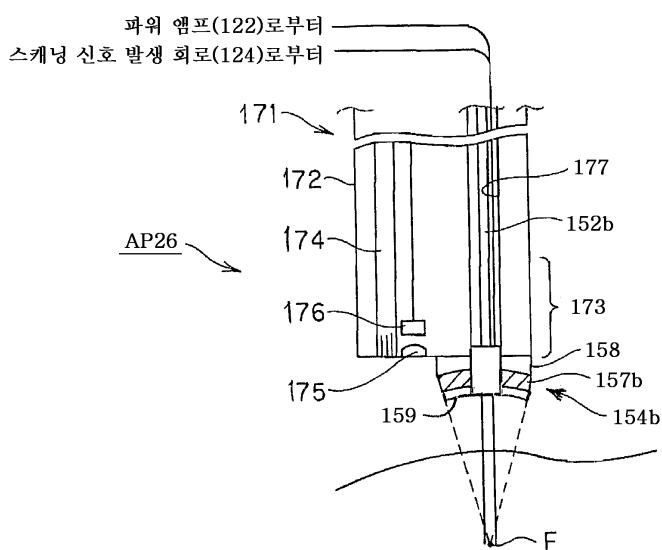
도면50



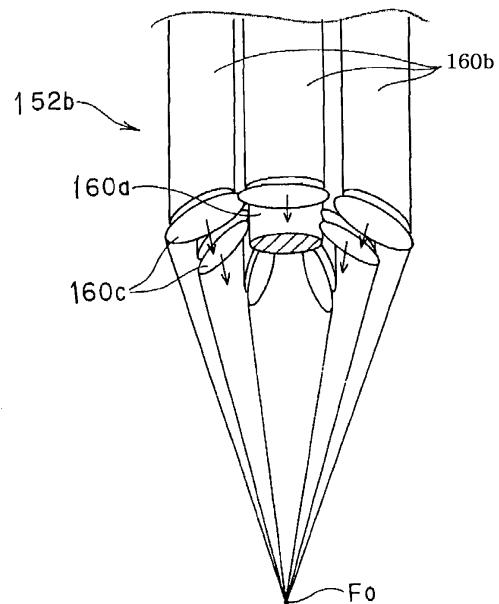
도면51



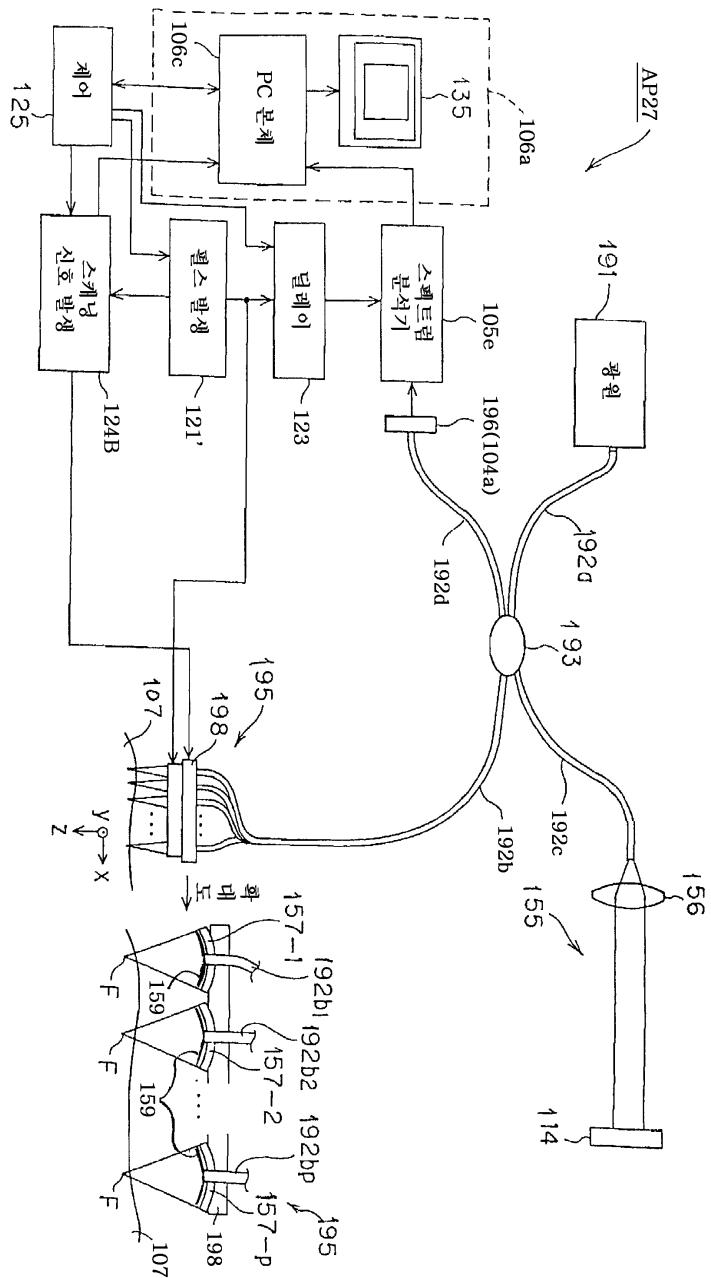
도면52



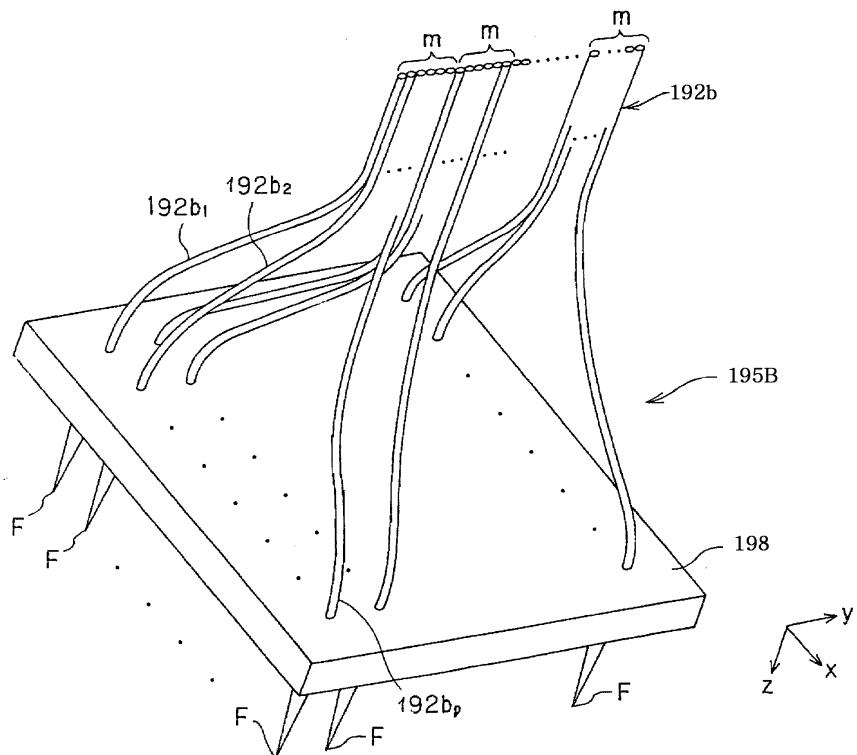
도면53



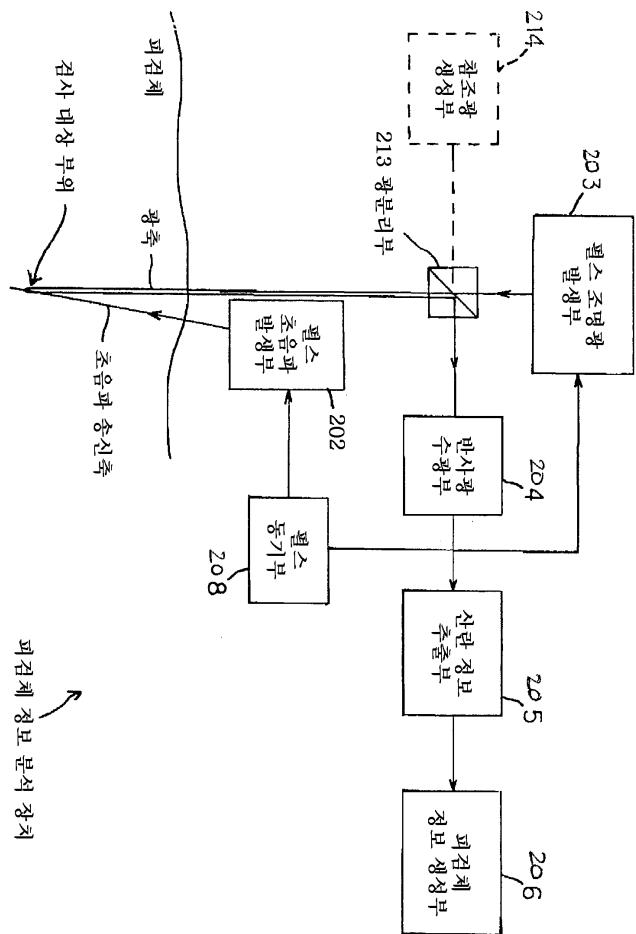
도면54



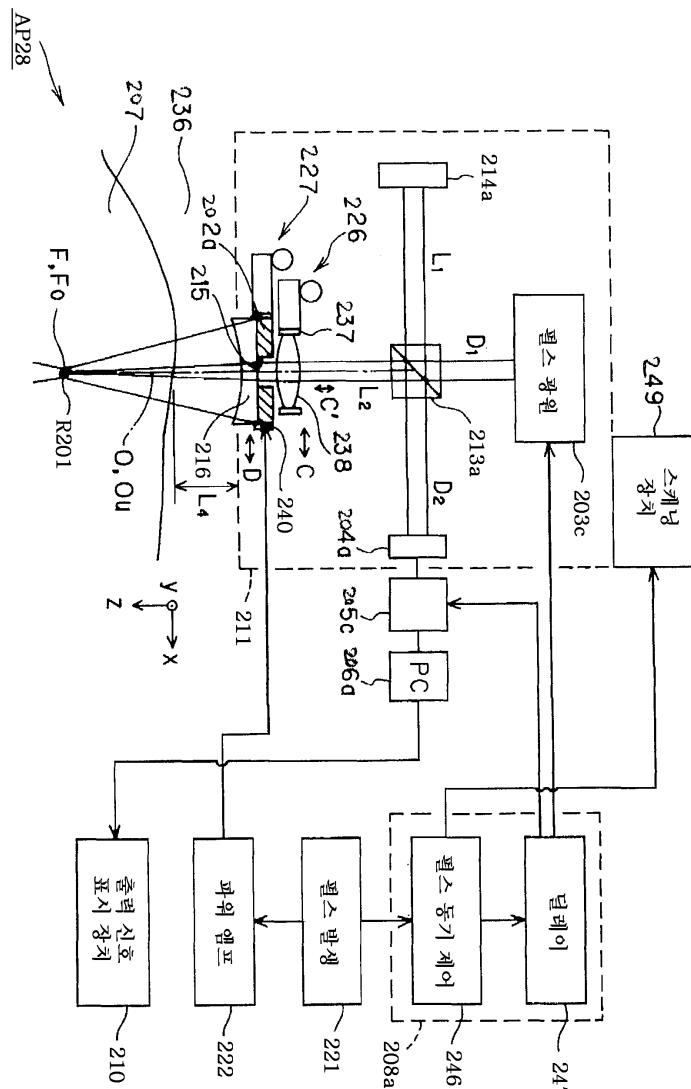
도면55



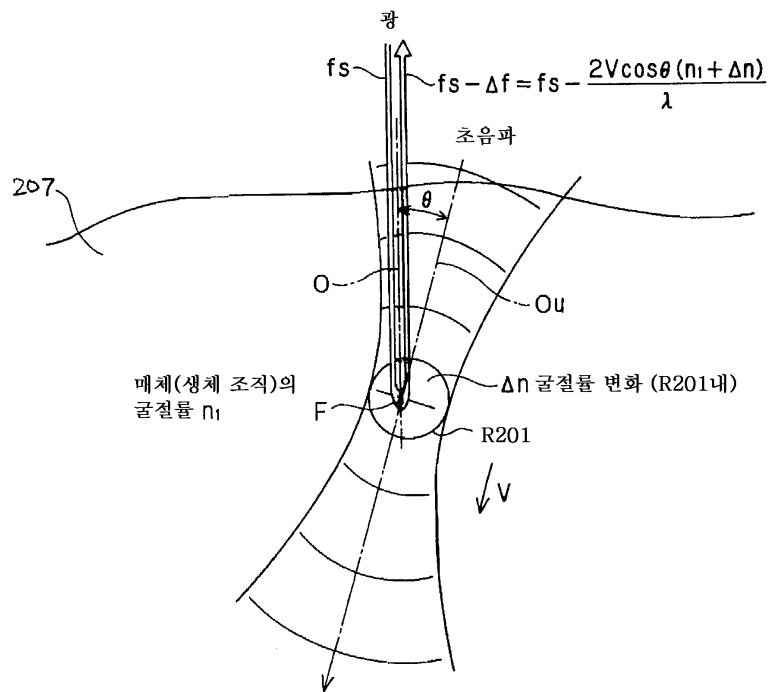
도면56



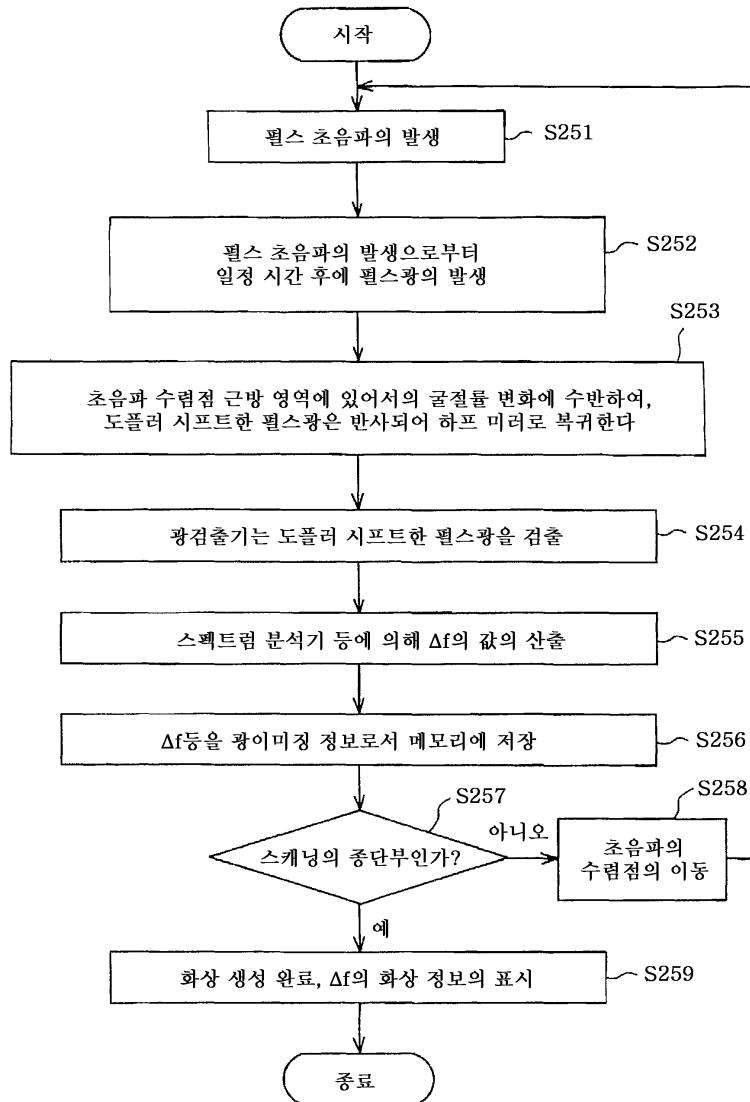
도면57



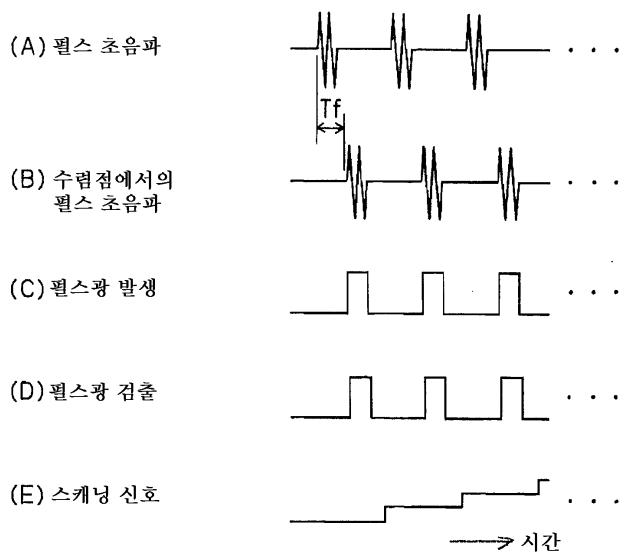
도면58



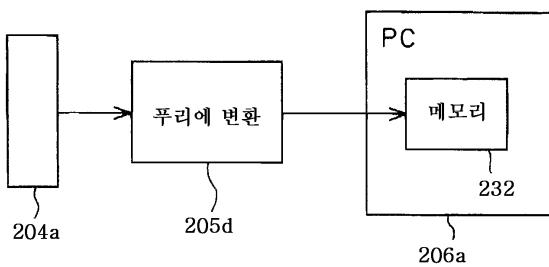
도면59



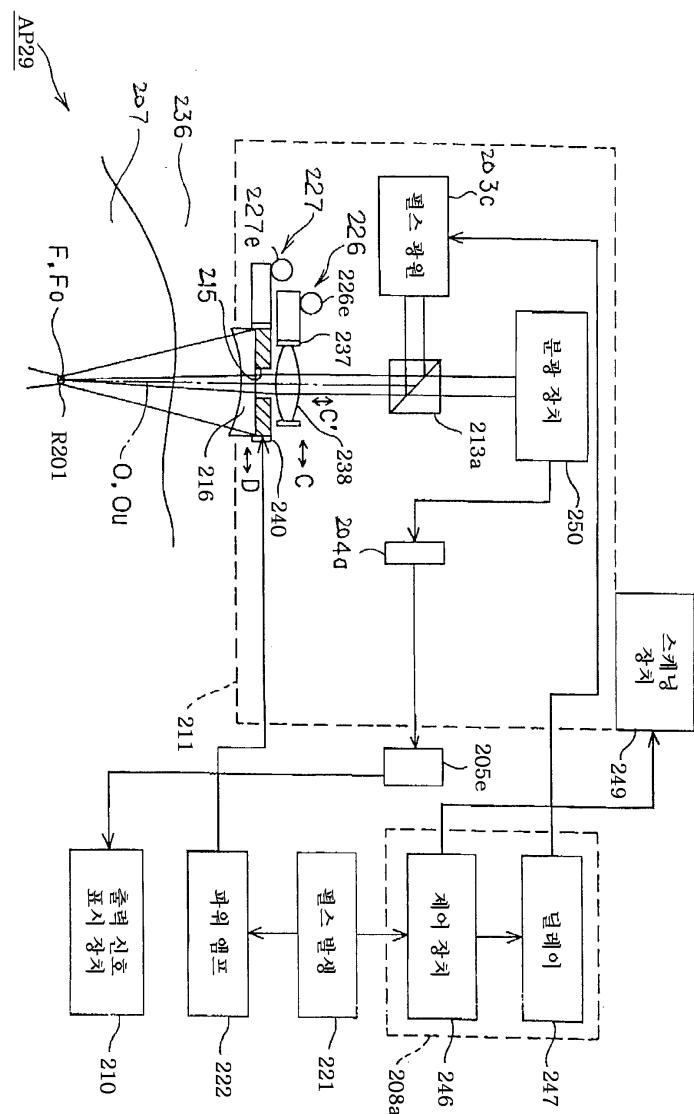
도면60



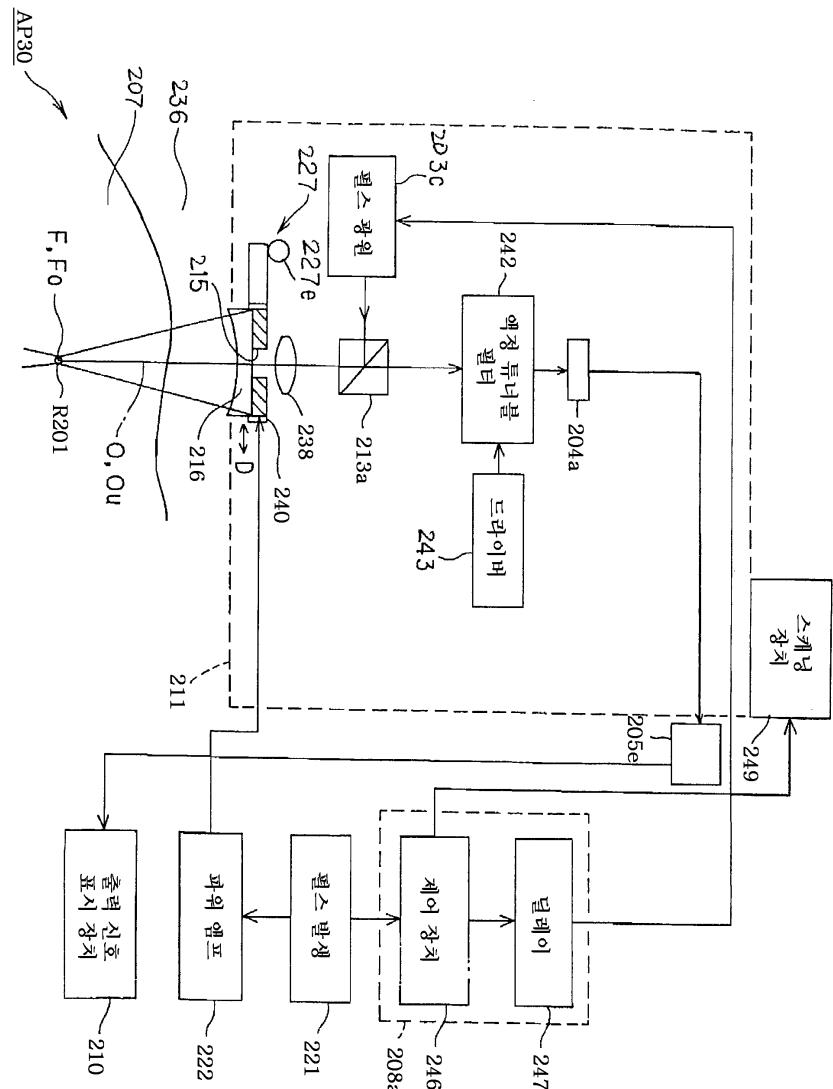
도면61



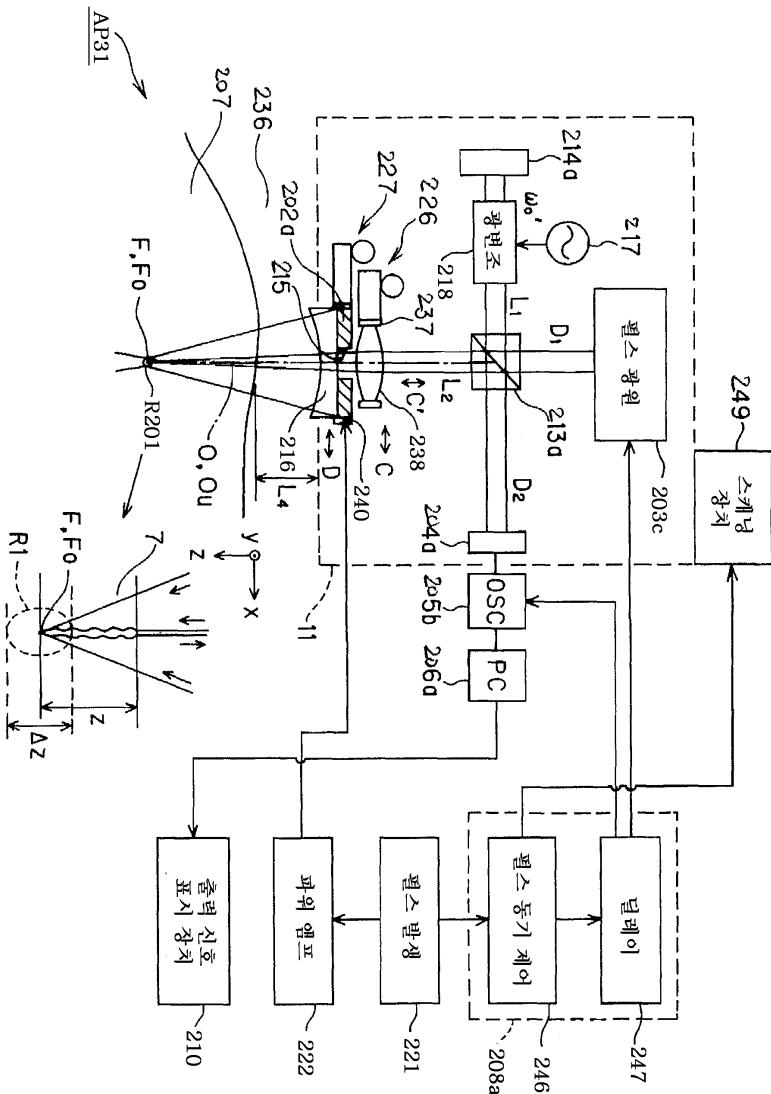
도면62



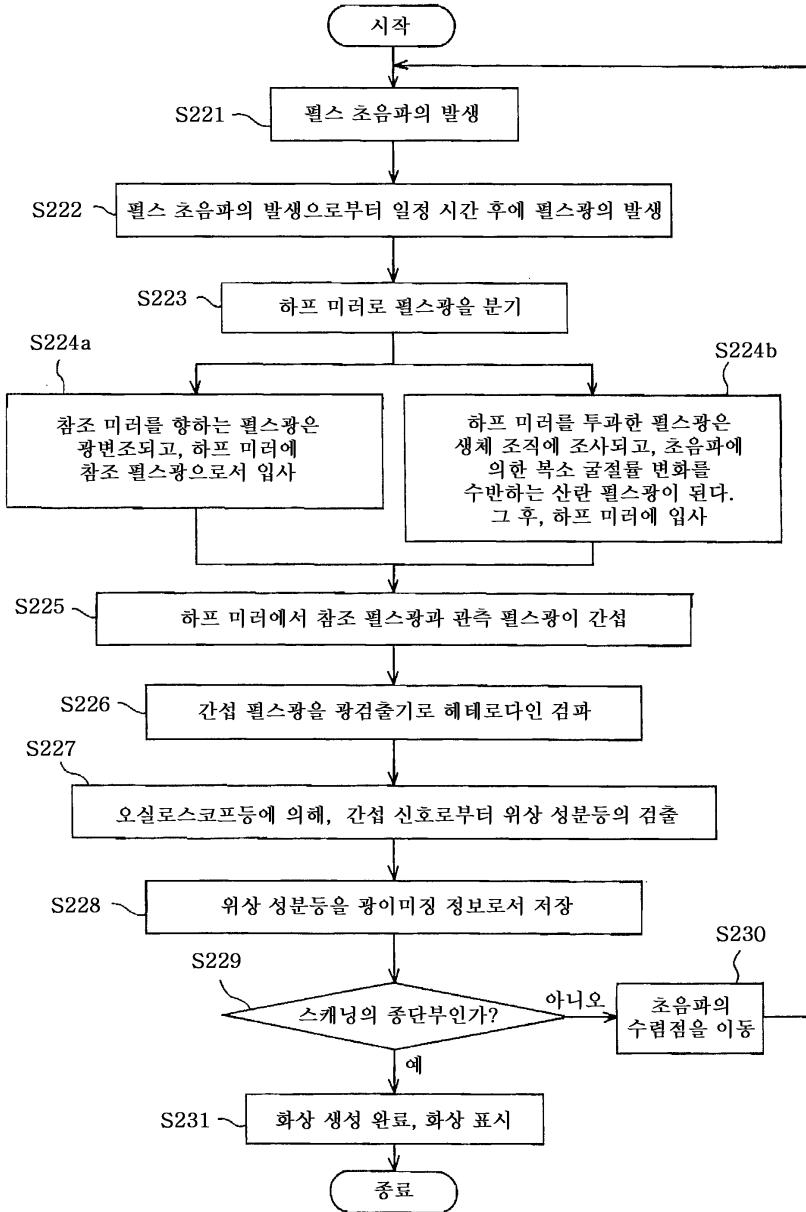
도면63



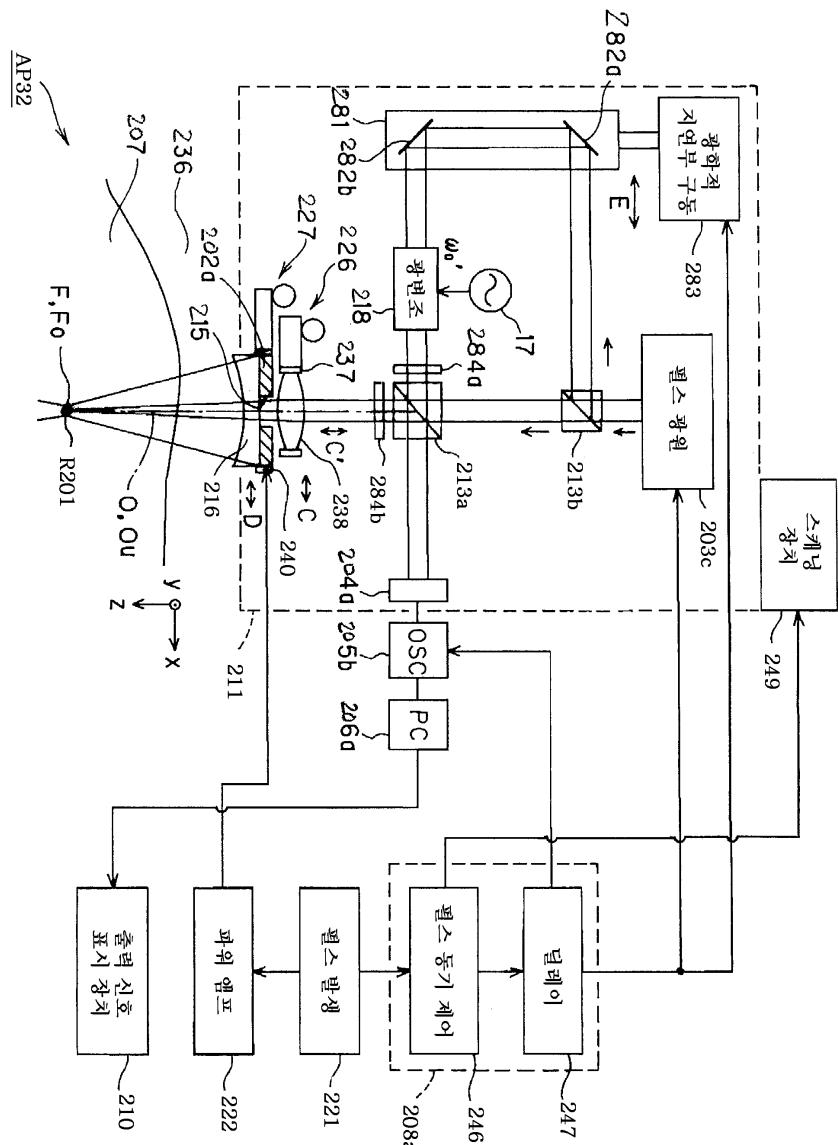
도면64



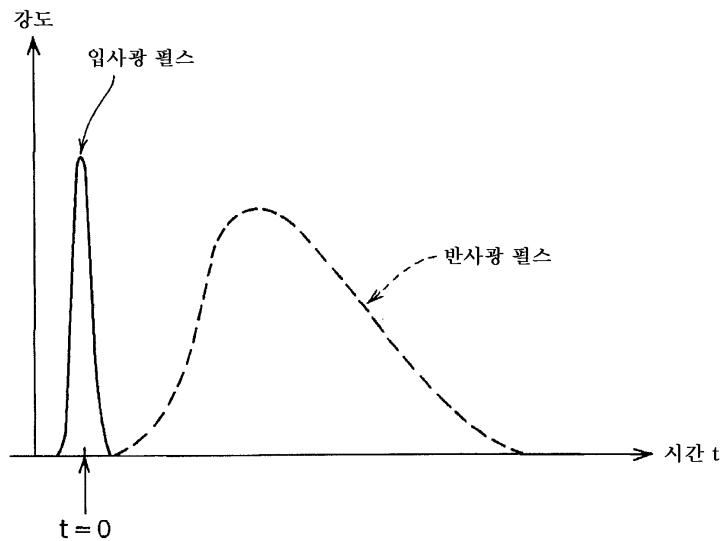
도면65



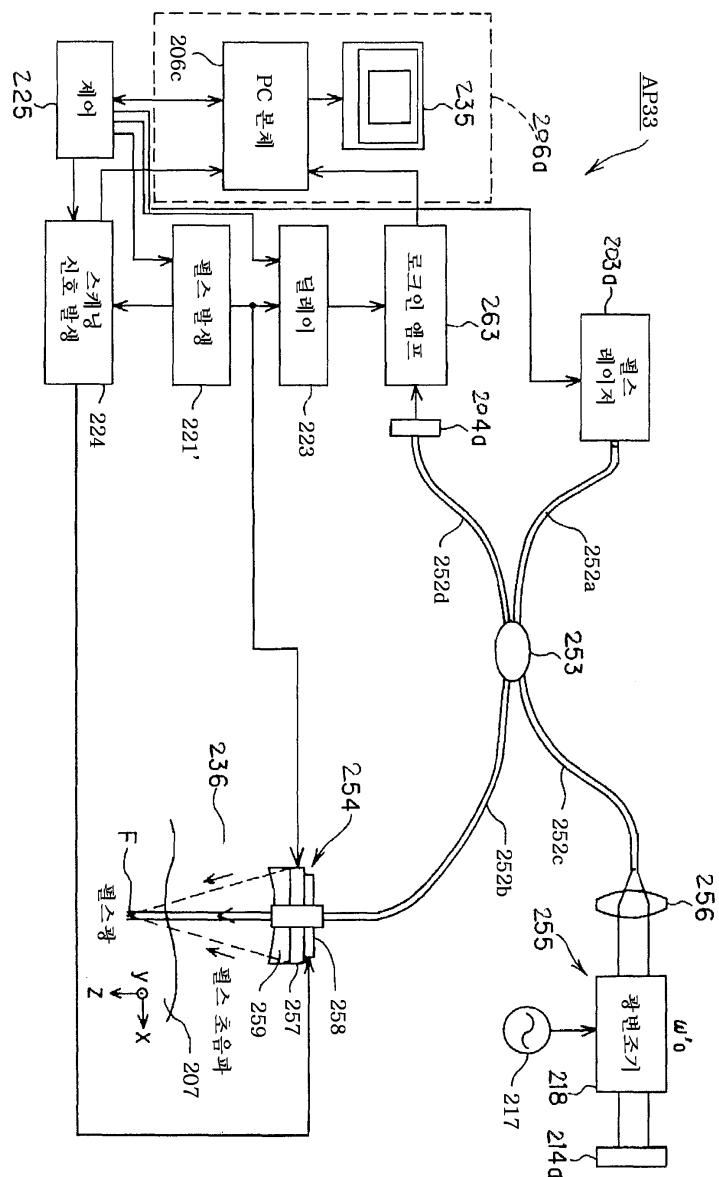
도면66



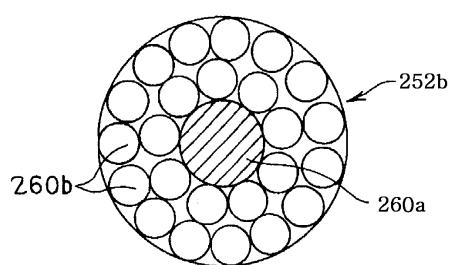
도면67



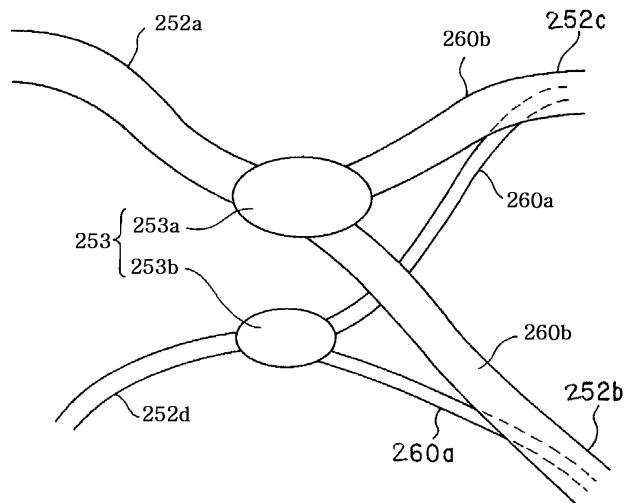
도면68



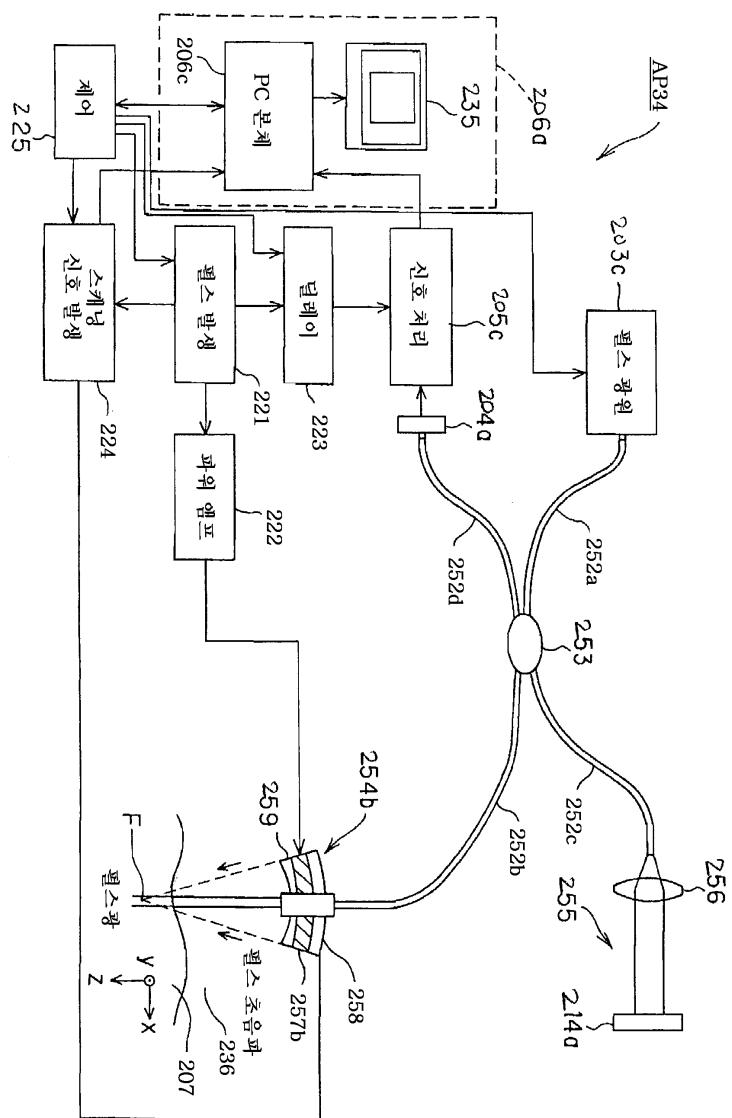
도면69



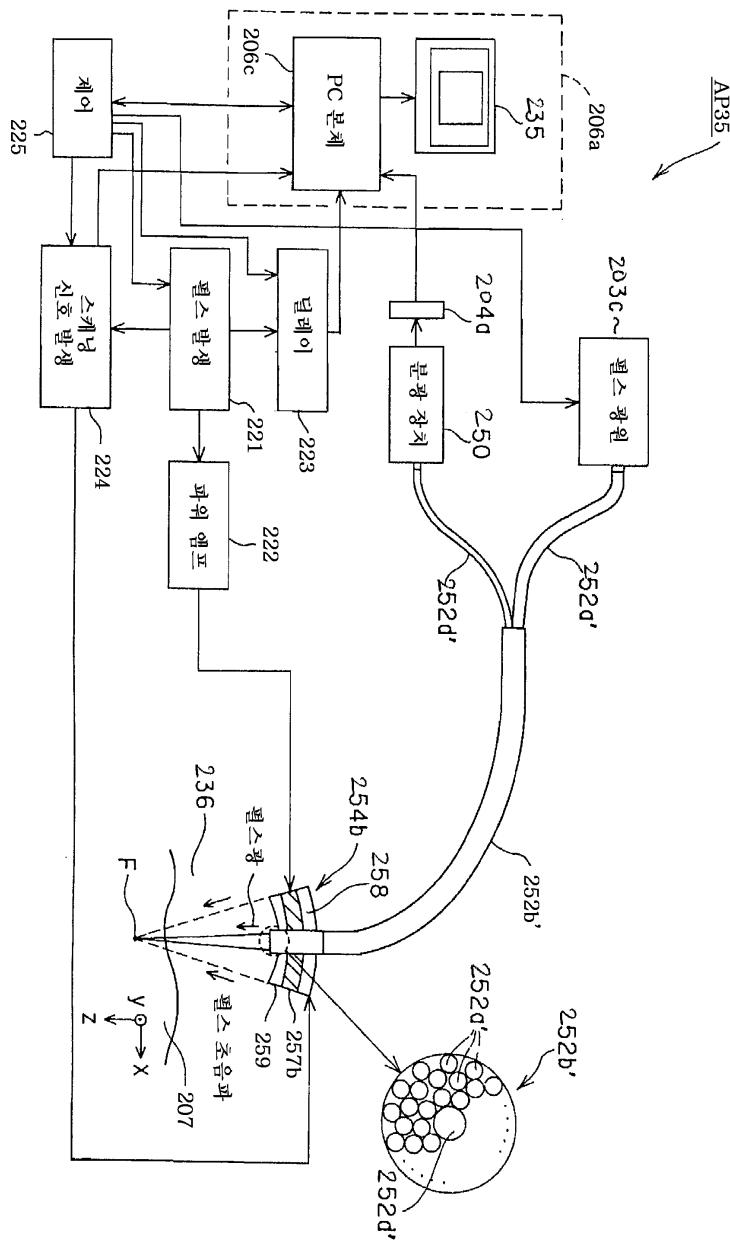
도면70



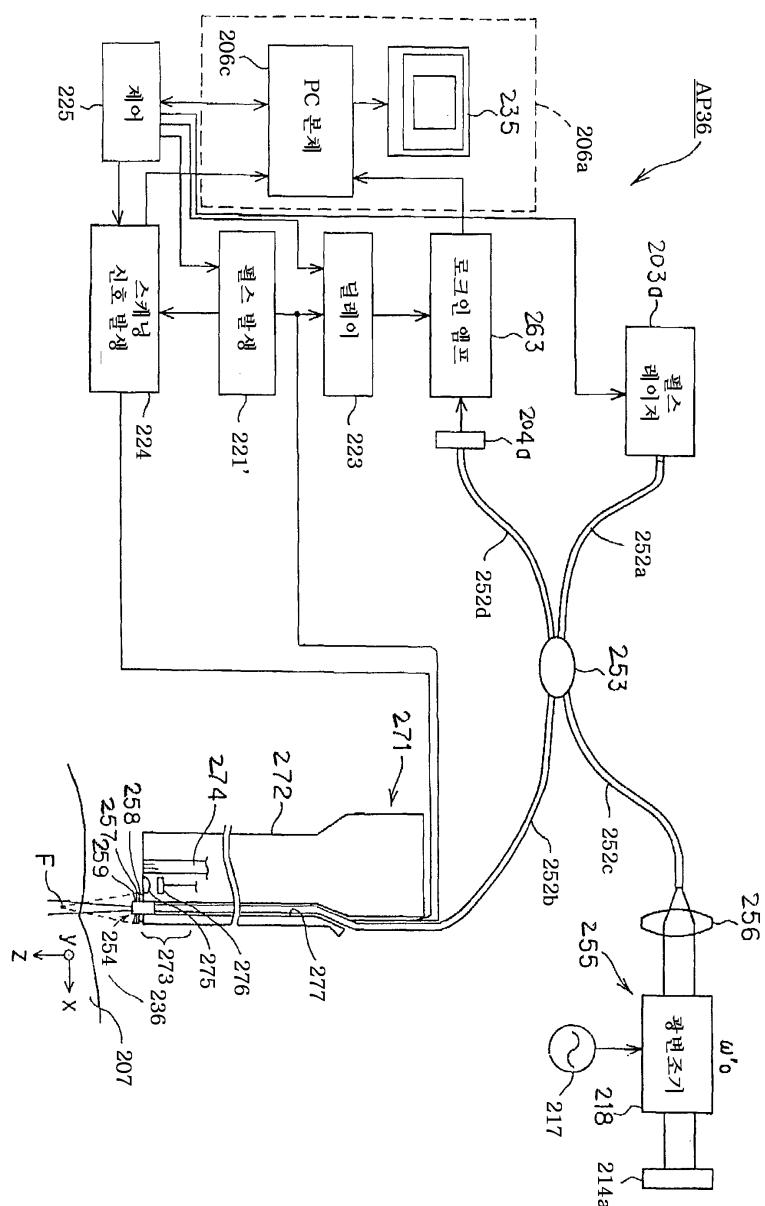
도면71



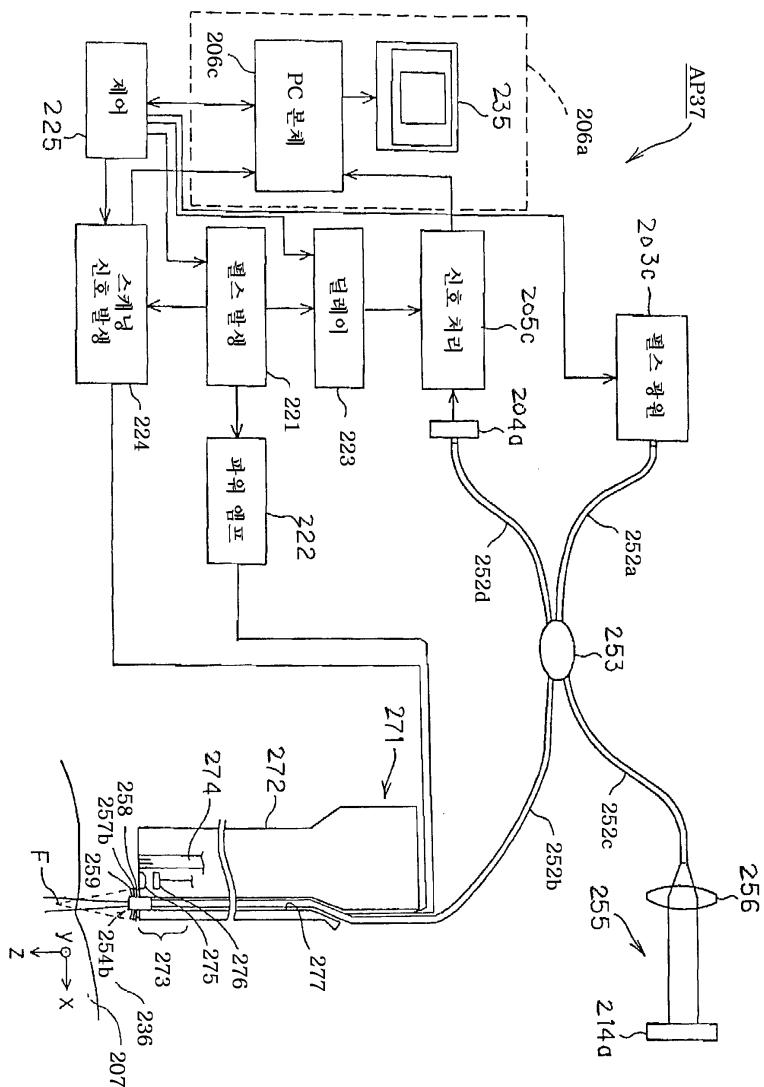
도면72



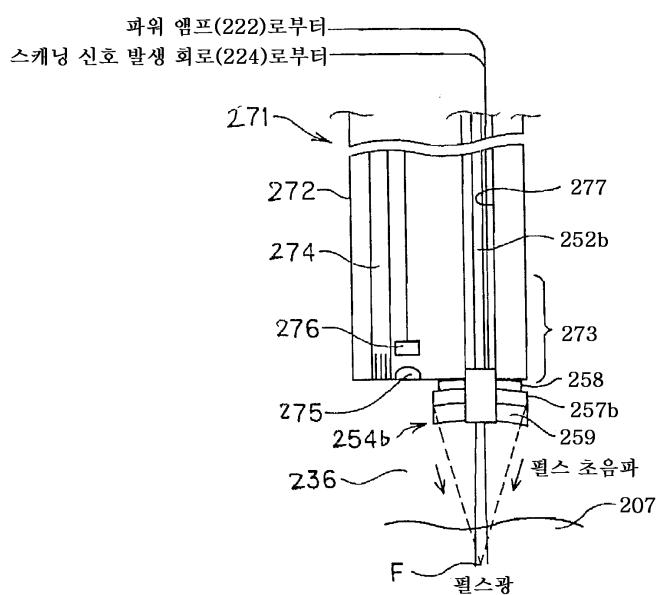
도면73



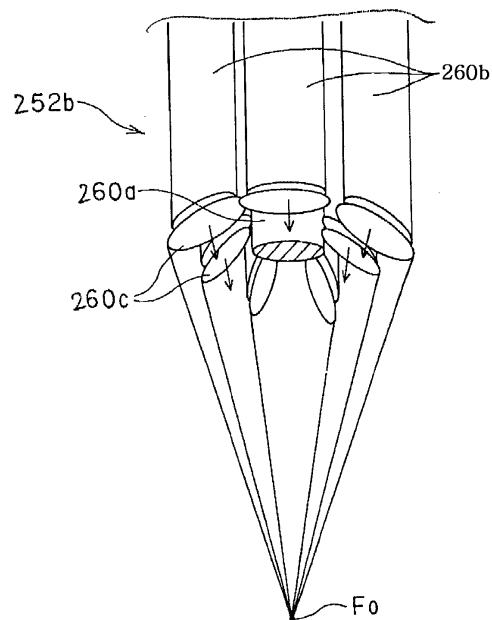
도면74



도면75



도면76



专利名称(译)	分析对象信息分析设备，内窥镜设备和分析对象信息		
公开(公告)号	KR1020070077139A	公开(公告)日	2007-07-25
申请号	KR1020070006555	申请日	2007-01-22
[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	A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/0066 A61B5/7257 A61B5/0095 A61B5/0059 A61B8/12 A61B5/726 A61B5/0075 A61B5/0048 G01S15/8968 G09F15/0012 G09F15/0037 G09F15/0068 G09F15/0087 G09F19/02		
代理人(译)	CHU , 晟敏 CHANG, SOO KIL KIM , MYUNG GON		
优先权	2006012898 2006-01-20 JP 2007005678 2007-01-15 JP 2007005679 2007-01-15 JP 2007005680 2007-01-15 JP		
其他公开文献	KR100906270B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在对象信息分析器中，沿着关于对象的空间上的期望轴向产生超声波的超声波发生器和从超声波发生器产生的超声波包括产生光，该光产生部分朝向被传送的对象内的检查部分产生光。此外，该装置包括信息获取部分，其利用来自光接收部分的光获取检查部分中的光散射信息，输出与从检查部分接收的光获得的光相对应的信号和从光接收部分输出的信号。或检查部分。生成表示基于利用该信息获取部分获得的信息的检查部分的属性的信息。超声波发生器，照度产生单元，光接收部分，信息提取部分，生物组织，信息获取部分。

