(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61B 8/08

(11) 공개번호 10-2005-0003948
(43) 공개일자 2005년01월12일

(21) 출원번호 10-2003-0055190
(22) 출원일자 2003년08월09일

(30) 우선권주장 JP-P-2003-00190336 2003년07월02일 일본(JP)

(71) 출원인 가부시끼가이샤 도시바
일본국 도꾜도 미나또꾸 시바우라 1쪼메 1방 1고

(72) 발명자 가나야마쇼이치
일본도쿄도미나토쿠시바우라1초메1반1고가부시키가이샤도시바지적재산부내

이츠미가즈히로
일본도쿄도미나토쿠시바우라1초메1반1고가부시키가이샤도시바지적재산부내

(74) 대리인 김명신
김중호
박장규

심사청구 : 있음

(54) 생체정보 영상장치 및 방법

요약

피검생체 내부에 조사(照射)된 광에너지에 기초하여 발생하는 음향신호를 수집하여 피검생체의 생체정보를 영상화하는 생체정보 영상장치에 관한 것으로서, 피검생체에 특정 파장성분의 광을 조사하는 광조사부, 상기 광조사부에 의해서 조사된 광에 의해서 상기 피검생체의 내부에서 발생된 음향파를 수집하고 그것을 전기신호로 변환하는 전기음향변환부, 상기 전기음향변환부에 의해서 얻어진 상기 수신신호를 기초로 제 1 영상데이터를 생성하는 영상데이터생성부, 상기 피검생체에 초음파를 송신하여 얻어진 초음파 반사신호를 수집하여 그것을 전기신호로 변환하는 전기음향변환부, 상기 전기음향변환부에 의해서 얻어진 상기 수신신호를 기초로 제 2 영상데이터를 생성하는 영상데이터생성부, 및 상기 제 1 및 제 2 영상데이터를 결합하여 그 결과 데이터를 표시하는 표시부를 구비하며, 인체 조직내의 물질농도의 분포와 형태적 특징을 조합하므로써 조직에 대한 특징부여를 더욱 잘 할 수 있고, 악성종양에 대해 보다 정확히 진단할 수 있도록 하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

대표도

도 1

명세서

도면의 간단한 설명

첨부된 도면은 본 명세서에 병합되며 그 일부를 구성하여 본 발명의 바람직한 실시예를 도시하고, 상기한 일반적인 설명과 이하에서 제시된 바람직한 실시예의 상세한 설명과 함께 본 발명의 원리를 설명하는데 기여한다.

도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 생체정보 영상장치의 블록도,

도 2는 본 발명의 제1 실시예에 따른 생체정보 영상장치의 영상데이터 생성부의 블록도,

도 3a 및 3b는 본 발명의 제1 실시예에 따른 애플리케이터의 구성도,

도 4는 본 발명의 제1 실시예에 따른 상기 애플리케이터의 외관도,

도 5는 본 발명의 제1 실시예에 따른 광섬유를 사용하는 조사방법을 도시한 도면,

도 6은 본 발명의 제1 실시예에 따른 음향파 수신방법을 도시하는 도면,

도 7a 내지 7c는 본 발명의 제2 실시예에 따른 수신 초음파의 주파수 스펙트럼을 도시하는 그래프,

도 8은 본 발명의 제3 실시예에 따른 조사광의 조사위치와 음향파의 수신위치를 도시하는 도면,

도 9는 본 발명의 제4 실시예에 따른 애플리케이터를 도시하는 도면,

도 10은 본 발명의 제4 실시예에 따른 전기음향변환부를 도시하는 도면,

도 11은 본 발명의 제4 실시예에 따른 변형된 애플리케이터를 도시하는 도면,

도 12a 및 12b는 본 발명의 제5 실시예에 따른 슬릿(slit)을 사용한 조사방법을 설명하는 도면,

도 13a 내지 13d는 본 발명의 제5 실시예에 따른 광음향 이미징법과 펄스 에코법에서 행해지는 주사(走査)방법을 보여주는 타임차트,

도 14는 광음향 영상데이터를 수집하는 종래 시스템을 도시하는 도면,

도 15a 및 15b는 본 발명의 제6 실시예에 따른 전기음향변환부의 일부분을 도시하는 사시도,

도 16은 도 14에 도시된 전기음향변환부의 일부를 도시하는 평면도,

도 17a 및 17b는 본 발명의 제7 실시예에 따른 전기음향변환부를 도시하는 도면, 및

도 18a 및 18b는 본 발명의 제8 실시예에 따른 전기음향변환부의 배열을 도시하는 사시도이다.

* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

1. 광송신부 2. 화상데이터생성부

4. 시스템제어부 5. 조작부

6. 표시부 7. 피검생체

11. 광원부 12. 광합파부

13. 광주사부 14. 도파부

15. 광조사부 21. 레이트(rate)신호발생부

22. 송수신부 23. 전기음향변환부

24. 주사제어부 25. 신호처리부

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 2개의 청각 영상을 수신하여 2개의 영상을 중첩하는 방법 및 장치에 관한 것으로, 상기 2개의 영상 중 하나는 피검생체에 조사된 광의 에너지로부터 생성된 것이고, 다른 하나는 피검생체 내부로 조사된 초음파로부터 생성된 초음파 에코 영상이다. 상기 2개의 영상의 중첩은 피검생체 조직의 형태적 특징에 대한 물질 농도의 분포를 산출한다.

피검생체에 대한 정보 획득 방법은 혈액과 같은 체액, 피검생체 또는 절개된 조직내의 다른 체액에 포함된 성분의 농도를 측정하고, 그에 의해서 정밀분석, 치료과정의 신속한 결정 및 향상된 건강관리를 달성하는데 사용되어 왔다. 생체의 각 성분 농도를 측정하기 위해서, 상기 체액은 혈액 수집기에 의해서 피검생체로부터 추출되어야만 한다. 상기 체액의 추출은 고통스러운 일이다. 그것은 피검자의 피부에 손상을 주고 피검자와 작업자에게 생물재해오염의 위험에 노출시킬 가능성이 있다.

이 문제를 해결하기 위해서, 다수의 특허와 신문기사들이 인체 조직내의 분석물(analyte) 농도에 관한 정보를 획득하는 비침략적인 방법을 설명하고 있다. 그 한가지 방법으로 '광음향분광분석법'이 있다. 상기 광음향분광분석법에서는, 소정의 파장을 갖는 단주기 광이 상기 피검생체 조직에 조사될 때 생성되는 음향파로부터, 피검생체의 혈액중에 포함된 글루코스나 헤모글로빈과 같은 특정 물질의 농도가 정량적으로 결정된다. 미국 특허 제5,348,002호, WO9838904 A1, WO0215776A1 에서는 광음향측정을 사용하여 인간의 조직내의 물질을 비침략적으로 판정하는 방법에 대해서 개시하고 있다. 상기 광은 가시광, 적외광, 또는 중간적외광이 될 수 있다. 헤모글로빈과 글루코오스 외에 콜레스테롤, 중성지방, 빌리루빈, 콜라겐 등과 같이 인체 조직의 다른 분석물 농도를 판정하기 위해서 사용될 수 있다. 상기 광음향분광분석의 결과에 기초한 피부암이나 유방암의 진단은 최근 그 임상적 유용성이 밝혀졌다. 광음향분광분석은 이들 물질로부터 선택된 적당한 물질과 선택된 물질에서 가장 잘 흡수되는 파장의 광을 사용한다. 또한, 이들 물질의 농도 분포를 나타내는 2차원 영상을 제공하는 진단방법의 발명에 대한 기대가 한층 높아지고 있다.

광음향분광분석법이 조직내의 물질 농도를 측정하는데 사용되는 반면, 초음파 영상은 인간 기관중의 낭포(囊胞)나 혹과 같은 형태적 특징의 존재를 판정하는데 광범위하게 사용되어 왔다. 인간의 조직내의 물질농도의 분포와 형태적 특징을 조합하므로써 조직에 대한 특징부여를 더욱 잘 할 수 있고, 악성종양에 대한 보다 정확히 진단할 수 있으며, 이상한 병과영역의 한정을 보다 정확히 행할 수 있서 이 들 영역의 외과적 제거를 유도할 수 있기 때문에, 보다 나은 진단과 개선된 건강관리가 실현된다.

유방암은 여성의 주된 사망원인의 하나이다. 유방암의 검사와 조기진단은 사망률 감소와 건강관리의 비용의 억제에 있어서 상당한 가치를 갖는다. 현재의 방법은 이상한 혹을 발견하기 위한 유방조직의 촉진과 의심가는 조직변형을 탐색하기 위한 정기적 유방X선촬영을 포함한다. 유방X선사진에 의심가는 부분이 있으면, 초음파촬영과 외과적 생체조직검사를 행한다. 이러한 일련의 공정은 최종적인 결론에 이를 때까지 상당한 시간이 걸린다.

비침략적인 광학기술은 조직내의 혈관분포를 판정하는 것을 가능하게 하여, 그에 의해서 조직영역내의 이상혈관의 존재에 의해서 잠재적 종양의 위치를 알 수 있다. 비침략적인 광학기술은 조직내의 시간분해광전달을 포함한다. 또 하나의 방법은 조직 내에서 광자밀도파동의 전파로서 변조와 위상각의 변화를 측정하는 것이다. 이것들은 몇몇 신문기사에서 개시되어 있다(B. 챈스 '혈액 및 혈액산화의 정량화에 연속적 위상변조 펄스광을 사용한 근적외선영상' Advances in Optical Biopsy and Optical Mammography, R. Alfano ed, Annals of the New York Academy of Sciences 1998; 제838권: 페이지 29-45; S. 판티넷 알 '주파수영역광학유방촬영법: 에지효과수정' Medical Physics 1996; 제23권: 페이지 1-6, M.A 프란세치니 등에 의한 '주파수영역기술이 광학적유방촬영법을 진화시킨다; 초기 임상결과' Proceedings of the National Academy of Sciences USA, 1997; 제94권: 페이지 6468-6473(1997년)). 이들 방법에서는 영상변환의 부정확성과 유방 등과 같은 신 체 부위의 에지에 가까운 영역에 영상의 일그러짐 문제가 있다.

초음파, CAT주사, X선 및 MRI을 포함하는 종래의 촬상방법은 헤모글로빈의 분포를 표시하지 않고 신체부위, 이 경우에는 유방의 형태를 표시한다. 또한, 형태적 영상과 형태적 특징에 있어서 물질의 분포를 이용하는 진단방법 및 장치는 보다 나은 진단을 행하도록 한다. 유방조직에서 분석물의 분포를 판정하기 위해서 광음향촬상을 이용하는 것은 A. A. 오라브스키 등에 의한 '유방의 레이저 광음향촬상: 암 혈관생성의 검출' SPIE proceedings 2002; 제4618권, 페이지 81-94. 또한, 미국 특허 제5,840,023호 '의료진단용 광학음향촬상', WO 01/10295 '혈액산화의 광음향에 의한 감시', 그리고 미국특허 제6,309,352B1호 '조직 특성에서 변화의 실시간 광음향 감시'에서 광음향촬상을 개시하고 있다.

오라브스키 등은 초음파촬상을 조합하지 않고 광음향촬상만을 사용한다. 그들은 공동 구비된 초음파트랜스듀서(ultrasound transducers)를 사용하여 검출된 광음향 및 초음파영상의 조합은 가르쳐주고 있지 않다. 이 방법에 의하면 조직의 체적 탄성률에 관한 형태학적(morphological) 특성의 영향에 의해서 혈관영상이 일그러질 가능성이 있다.

조직내의 분석물 분포의 영상을 생성하기 위한 다른 광학적 방법의 응용에 관해서는 Q. Zhu 등에 의한 '초음파와 광학을 조합한 단층촬영영상' SPIE Proceedings 1999; 제3579권, 페이지 364-370; 그리고 Q. Zhu 등에 의한 '양성의 조직변형과 악성의 조직변형의 구별에 관한 초음파에의 부수물로서의 광학적촬상' SPIE Proceedings 1999; 제3579권: 페이지 532-539에서 설명되어 있다. Nhu 등은 초음파촬상을 사용하여 조직내의 형태학적 특성을 정의하고, 주수파수영역촬상을 적용하여 혈관형성(vascularization), 예를 들면 헤모글로빈의 분포를 판정한다. 광섬유와 광증폭관이 광학적 방법의 검출기로서 사용되고 초음파트랜스듀서는 혈관 생성 영상과 형태학적 영상 사이에서 최적의 공동구비(co-registration)에는 미흡한 초음파촬상을 행하기 위해서 사용된다. 공동 구비된 초음파진동차를 사용하여 검출되는 광음향 및 초음파촬상의 조합에 대해서는 가르쳐주고 있지 않다.

글루코오스를 측정하는 종래의 비침략적인 방법에서는, 피검생체의 피부에 상이한 파장을 갖는 근적외광선이 조사된다. 글루코오스 농도는 얻어진 음향파를 연산처리하여 측정된다(일본 특허출원 공개공보 제3-47099호 및 제5-58735호 참조). 종래의 광음향분광분석법은 지르콘-티탄산연계 세라믹(PZT)으로 만들어진 압전소자와 마이크로폰 등과 같은 것을 사용하여 음향파를 검출한다(일본 특허출원 공개공보 제10-189호 및 제11-235331호 참조).

유방암 진단을 위해 광음향 효과를 사용하는 영상법에 대한 연구가 진행되어왔다(일본 특허출원 공개공보 제3-47099호 참조). 도 13은 비특허 문헌1에 기재되어 있는 광음향 영상데이터 수집시스템(100)을 도시한다. 상기 시스템(100)은 레이저 발생기(101), 광섬유(103), 배열형전기음향변환소자(104) 및 컴퓨터시스템 (105) 으로 구성되어 있다. 레이저 발생기는 광펄스를 발생시킨다. 광섬유(103)는 상기 광펄스를 피검생체의 유방(102)으로 유도한다. 전기음향변환소자(104)는 광섬유(103)에 대향하여 배치된다. 각 소자(104)는 오목면을 갖는다. 컴퓨터시스템 (105)은 광펄스의 송신을 제어하고, 음향파를 수집하고, 영상을 재구성한다.

피검생체의 유방(102)을 배열형 전기음향변환소자(104)와 광섬유(103) 사이에 위치하도록 테이블 위에 놓인다. 그 다음, 광섬유(103)로부터 유방(102)의 내부조직에 광(레이저빔)이 조사된다. 상기 내부조직의 혈액성분은 음향파를 발생시킨다. 전기음향변환소자(104)는 상기 음향파를 수신한다.

이 방법에서는, 소정의 파장에 기초한 광음향효과에 의해서, 예를 들면 혈중의 헤모글로빈의 농도가 다른 어떤 물질성분의 농도에 비해서 감도가 더 좋게 측정될 수 있다. 그러므로, 유방 종양조직의 광음향 영상은 종래부터 사용되어 온 초음파진단장치, X선 장치, MRI장치 등과 같은 것에 의해서 얻어진 영상보다 우수한 검출능을 가질 가능성이 있다. 이것은 혈관의 수인 혈관생성과 혈관의 유량이 종양조직의 고 대사활성에 대응하기 위해서 정상조직에서보다 종양조직에서 더 높기 때문이다. 종양과 그 주변에서 혈관의 증가에 의해서 혈관생성은 증가한다. 종양에서 새로운 혈관의 생성은 혈관형성으로 알려져 있다.

일본 특허출원 공고공보 제3-47099호 및 제5-58735호, 그리고 일본 특허출원 공개공보 제10-189호 및 제11-235331호에 개시된 방법은 국소부위에 대한 특정물질의 농도를 측정하기 위해서 고안되었다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

그러나, 이들 공보에 제안된 방법중 어느 것도 농도분포를 보여주는 영상을 제공하는 기술을 가르쳐주고 있지 않다. A. A. 오라브스키 등의 '생체내의 유방암의 레이저 광음향의 영상화', Proc. SPIE, 제4256권: 페이지 6-15, 2001년에 설명된 방법은 조작성에 문제가 있다. 이것은 광섬유(103)와 서로 대향하는 배열형 전 기음향변환기, 그리고 생체는 유방(102)이 그들 사이에 위치하게 배치되기 때문이다. 특히 생체 내에서 발생하는 음향파로부터 영상화를 행하는 경우 배열형전기음향변환소자(104)와 생체 사이의 갭으로부터 공기가 가능한 많이 배출되어야 하기 때문에 광섬유(103)와 배열형전기음향변환소자(104)는 일체로 형성하는 것이 바람직하다.

또한, 그와 같은 음향파를 이용한 영상화(이하, '광음향 이미징법')는 헤모글로빈과 같은 특정 성분에 대해서만 행해진다. 따라서, 그 특정성분을 포함하지 않은 영역으로부터는 신호가 얻어지지 않는다. 그러므로, A. 오라브스키 등의 '유방암의 레이저 광음향 이미징'에 설명된 것과 같이 유방의 암검사를 위해서 상기 광음향이미징법이 행해지는 경우, 주위의 정상 유선조직에 대한 조직내의 종양과 형태학적 특징의 정확한 위치관계를 정확히 판정하는 것이 어렵다.

그러므로, 형태학적 특성과 그 특성중의 물질농도의 분포의 촬상을 조합하고, 한편으로는, 영상의 일그러짐이 없고, 촬상측정과 물질분포측정에 대해서 공통의 바디인터페이스와 공통의 검출기를 병합하는 병의 상태를 진단하는 방법 및 장치를 개발할 필요가 있다. 본 발명의 목적은 이러한 필요를 충족시키는 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명은 전술한 사항의 관점에서 이루어졌다. 본 발명의 목적은 피검생체에 대해서 정보를 제공하는 영상을 형성하

는 장치를 제공하는 것이다. 상기 장치는 생체 내에서 광음향 효과를 사용하여 상기 분석물에 대한 정보를 표시하는 영상을 형성하는 조작성이 우수한 데이터 수집시스템을 가지며, 높은 콘트라스트 분해 능과 높은 공간 분해능을 갖는 영상을 나타내는 데이터를 생성할 수 있다.

상기 목적을 달성하기 위해서, 본 발명에 의한 장치는 광발생부, 광조사부, 도파수단, 제1 전기음향변환수단, 제1 영상데이터 생성수단, 초음파송신수단, 제2 전기음향변환수단, 제2 영상데이터 생성수단, 및 표시수단을 구비한다. 상기 광발생부는 특정 파장성분을 포함하는 광을 발생한다. 상기 광조사부는 상기 광발생부에서 발생된 광을 피검생체에 조사한다. 상기 도파수단은 상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 상기 광조사부로 유도한다. 상기 제1 전기음향변환수단은 상기 광조사부에 의해서 조사된 광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 복수의 배열형전기음향변환소자를 사용하여 전기신호로 변환한다. 제1 영상데이터 생성수단은 제1 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 신호를 기초로 제1 영상데이터를 생성한다. 상기 초음파 송신수단은 초음파를 상기 피검생체로 송신한다. 제2 전기음향 변환수단은 복수의 배열형 전기음향 변환소자를 사용하여 상기 초음파 송신수단에 의해서 송신되어 상기 피검생체 내에서 반사된 초음파 성분을 전기신호로 변환한다. 제2 영상데이터 생성수단은 제2 전기음향변환수단에 의해서 생성된 신호로부터 제2 영상데이터를 생성한다. 상기 표시수단은 제1 영상데이터와 제2 영상데이터를 표시한다.

본 발명은 인간 조직내의 성분분포를 판정하고 피검 신체부위의 형태학적 영상에 이 분포를 중첩하여 보다 정확한 진단을 가능하게 하는 방법을 제공한다. 이 방법은 공통의 인체 인터페이스 공통의 검출기를 하나의 구조체 중의 검출기의 사이에 광원을 개재시켜 사용한다. 영상의 일그러짐을 최소화하기 위해서 압력, 공 극, 인터페이스를 모두 같게 한다.

본 발명은 또한 피검 조직의 거의 동일영역의 광음향 영상과 초음파 영상을 표시할 수 있고, 사용하는 동일한 광음향 검출기는 광유기된 음파를 수신할 수 있고 또한 초음파 송수신이 가능한 음향변환소자이기 때문에 조작이 아주 용이하다.

또한, 본 발명의 추가적인 목적 및 장점은 이어지는 설명에서 밝혀질 것이며, 부분적으로는 그 설명으로부터 명확해질 것이고, 또는 본 발명의 실시에 의해서 알 수 있을 것이다. 본 발명의 목적과 장점은 이하에서 특별히 지적된 수단과 조합에 의해서 실현되거나 달성될 수 있다.

본 발명의 일 국면은 인간의 조직중의 분석물 농도의 분포를 판정하고 그 분포를 검사를 받는 신체 부위의 형태학적 영상 위에 중첩하여 보다 정확한 진단을 행하는 방법이다.

본 발명의 일 국면은,

a) 초음파 촬상소자와 광음향 조사 및 검출소자를 추가로 구비하는 진단 프로브를 유방의 조직에 접촉시키는 단계,

b) 상기 유방의 조직을 헤모글로빈 흡광 스펙트럼밴드에 있는 파장을 갖는 짧은 광펄스로 조사하여 광음향 신호를 생성하는 단계,

c) 초음파트랜스듀서를 사용하여 상기 광음향 신호를 검출하여 유방의 조직에서 신생혈관의 분포를 판정하는 단계,

d) 상기 광음향 신호의 검출에 있어서 상기 광음향 검출 트랜스듀서와 함께 구비된(co-registered) 초음파트랜스듀서를 사용하여 동시에 또는 순서대로 상기 인간의 유방조직의 형태학적 초음파 영상을 생성하고 검출하는 단계,

e) 상기 광음향 헤모글로빈 분포영상을 상기 초음파 형태학 영상에 중첩하여 유방의 상이한 형태학적 구조에 있어서 혈관의 분포의 합성영상을 생성하고, 상기 형태학적 구조는 관심의 대상인 종양인 단계, 및

f) 상기 종양상의 상기 신생혈관의 분포에 기초하여 진단의 가능성을 예측하는 단계를 포함하는 인간의 유방암을 진단하는 방법이다.

본 발명의 방법 및 장치는 인간의 정상조직과 악성조직에 있어서 화학요법 물질의 농도를 판정하는데 사용될 수 있으므로, 상기 치료의 잠재적 효과를 추적하기 위한 방법을 제공한다. 이와 같은 종류의 치료물질은 광역학 요법에 사용되는 것들이다. 이와 같이, 추가적으로 보다 우수하고 보다 정확한 진단에 도움이 될 뿐만 아니라 본 발명의 방법과 장치는 치료의 방향설정을 위해서 사용될 수 있다.

광의 파장은 조직의 수분과 조직의 색소에 의해서 상당히 흡수되지 않고 조직의 내부로 충분히 깊게 침투할 수 있는 것보다도 파장이 긴 가시 근적외선 스펙트럼 영역의 것이다. 바람직한 스펙트럼 영역은 530 nm 와 1300 nm 사이다.

본 발명의 방법 및 장치에서 사용된 광음향 검출소자와 초음파 검출소자는 공통이다. 이것에 의해서 2개의 영상 사이의 위치공통화를 최대한으로, 2개의 촬상방법의 사이에 검출기-신체 경계면의 변화를 최소한으로 억제하는 것이 가능하다.

초음파트랜스듀서는 압전 세라믹스 또는 폴리비닐피로리딘 플로라이드 같은 고분자 필름 같은 압전소자이다. 바람직한 재료는 PZNT(납-지르콘니엄-니오브-티 탄) 단결정이다.

본 발명의 또 하나의 국면은 혹이나 종양같은 조직의 형태학적 특성에 있어서 헤모글로빈과 같은 물질의 농도를 판정하고, 인간의 유방암 같은 질병의 진단을 개선하기 위한 장치이다. 이 장치는:

a) 특정의 파장성분을 갖는 광을 발생하는 광발생부,

b) 상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 피검생체에 조사하는 광조사부,

c) 광발생부에 의해서 발생된 광을 상기 광조사부로 유도하는 도파수단,

d) 상기 광조사부에 의해서 조사된 광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 복수의 전기음향변환소자의 배열을 사용하여 전기신호로 변환하는 제1 전기음향변환수단,

e) 상기 제1 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 신호를 기초로 제1 영상데이터를 생성하는 제1 영상데이터 생성수단,

f) 초음파를 상기 피검생체에 송신하는 초음파송신수단,

g) 상기 초음파송신수단에 의해서 송신되고, 상기 피검생체의 체내에서 반사된 상기 초음파의 성분을 복수의 전기음향변환소자의 배열을 사용하여 전기신호로 변환하는 제2 전기음향변환수단,

h) 제2 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 신호에 기초하여 제2 영상데이터를 생성하는 제2 영상데이터 생성수단,

i) 제1 영상데이터와 제2 영상데이터를 표시하는 표시수단을 구비한다.

생체정보영상장치로서 일반화된 응용에 있어서, 본 발명 장치의 몇 가지 국 면을 다음의 8가지 실시예에서 설명한다.

(제1 실시예)

본 발명의 제1 실시예는 도 1 내지 6을 참조하여 설명한다.

제1 실시예는 유방암의 진단에 사용하게 될, 생체내의 헤모글로빈 분포의 영상을 형성할 수 있는 생체정보 영상장치이다. 상기 장치는 상기 전기음향변환수단이 상기 광조사부와 일체로 구성되는 것에 특징이 있다. 즉, 상기 광조사부의 광섬유는 그 출력단이 상기 전기음향변환수단에 배열된 전기음향변환소자 사이에 배치된다. 상기 장치는 광음향 이미징법과 종래의 펄스에코법을 행할 수 있고, 이 전기음향변환수단을 사용하여 생체내의 동일부위에서 얻어진 영상데이터 항목을 합성하여 표시한다.

이하, 광음향 이미징법에 의해서 생성된 음파를 '음향파'로 호칭될 것이며, 상기 일반적인 펄스에코법에 의해서 송수신된 음파는 '초음파'로 호칭될 것이다.

제1 실시예에 의한 생체정보영상장치는 도 1 및 2를 참조하여 설명한다. 도 1은 제1 실시예에 따른 생체정보영상장치의 블록도이다. 도 2는 상기 생체정보영상장치에서 제공된 영상데이터생성부(2)를 도시하는 블록도이다.

상기 생체정보영상장치는 광송신부(1), 영상데이터생성부(2), 시스템제어부 (4), 조작부(5), 표시부(6), 및 영상데이터생성부(20)를 구비하고 있다. 광송신부(1)는 소정의 파장을 갖는 광을 피검생체(7)에 조사하여 상기 피검생체(7)가 음향파를 발생하도록 한다. 영상데이터생성부(2)는 상기 피검생체(7)가 발생한 상기 음향파로부터 초음파 영상데이터와 광음향 영상데이터를 생성한다. 표시부(6)는 상기 광음향 영상데이터와 초음파 영상데이터를 표시한다. 조작자는 조작부(5)를 사용하여 환자정보와 장치의 촬영조건을 입력한다. 시스템제어부(4)는 각 부(1, 2, 5, 6, 20)를 제어한다.

광송신부(1)는 광원부(11), 광합파부(12), 광주사부(13), 다채널도파부 (14), 및 광조사부(15)를 포함한다. 광원부(11)는 상이한 파장을 갖는 복수의 광원을 갖는다. 광합파부(12)는 상이한 파장을 갖는 광선을 동일 광축상에서 합성한

다. 다채널도파부(14)는 이 광을 피검생체(7)의 피부상에 유도한다. 광주사부(13)는 도파부(14)에서 사용되는 채널을 스위칭하면서 피검생체(7)를 주사한다. 광조사부(15)는 도파부(14)에 의해서 공급된 광을 피검생체(7)에 조사한다.

광원부(11)는 상이한 파장의 광선을 생성하는 복수의 광원을 갖는다. 각 광원은 특정 파장성분 또는 그 성분을 포함하는 단색광을 발생하는 반도체 레이저(LD), 발광다이오드(LED), 고체 레이저 또는 가스 레이저 같은 발광소자이다. 피검생체(7)의 헤모글로빈 농도를 측정하는 경우에는 약 1,000nm의 파장을 갖는 Nd · YAG 레이저(고체 레이저)나 633nm의 파장을 갖는 He-Ne 가스 레이저를 사용하여 펄스폭이 약 10 nsec인 레이저빔을 생성한다. 생체내의 헤모글로빈 농도는 그 유형(산화헤모글로빈, 환원헤모글로빈, 메트헤모글로빈, 탄산가스헤모글로빈 등)에 따라서 광학적인 흡수특성이 다르지만, 일반적으로 600 nm 에서 1,000 nm 의 광을 흡수한다. 발광파장이 550 ~ 650 nm 정도에서는 InGaAlP 으로, 발광파장이 650 ~ 900 nm 정도에서는 GaAlAs 으로, 또는 발광파장이 900 ~ 2,300 nm 정도에서는 InGaAs 또는 InGaAsP 로 만들어진 LD 또는 LED 같은 소형발광소자가 사용될 것 이다. 최근, 파장이 550 nm 이하에서 발광하는 InGaN 으로 만들어진 발광소자가 사용되고 있다. 대안으로는, 비선형 광결정을 사용하여 파장을 변화시킬 수 있는 OPO(Optical Parametrical Oscillators) 레이저가 사용된다.

광합파부(12)는 복수의 광원으로부터 발생하는 파장이 상이한 광선을 동일 광축에 다중화하기 위해서 설계되었다. 분광렌즈는 상기 광선을 평행광선으로 변환한다. 직각 프리즘 또는 이색성의 거울은 상기 광선의 광축을 정렬한다. 상기 분광렌즈와 프리즘 또는 거울은 비교적 소형의 다중화 광학시스템을 구성한다. 상기 시스템은 광통신용으로 개발되어 시판중인 다중 다중화/역다중화기에 의해서 대체될 수도 있다. 만일 광원부(11)가 파장을 연속적으로 바꿀 수 있는 상술한 OPO 레이저이면, 광합파부(12)는 사용될 필요가 없다.

도파부(14)는 상기 광출력을 광합파부(12)에서 피검생체(7)로 유도한다. 광섬유 또는 광학 박막도파로가 효율적인 광전파를 위해서 사용된다. 대신에, 직접 공간전파도 사용될 수 있다. 본 발명의 제1 실시예에서, 도파부(14)는 복수의 광섬유(나중에 설명됨)를 구비한다. 이들 광섬유(71)로부터 선택된 하나의 광섬유를 통해서 광이 공급된다.

광주사부(13)는 도파부(14)에 배열된 복수의 광섬유(71)를 순서대로 선택하여 피검생체(7)를 광으로 주사한다.

광조사부(15)는 도파부(14)의 출력단에 있다. 상기 광조사부(15)는 전기음향변환부(23)(나중에 설명됨)와 일체화된다. 예를 들면, 광조사부(15)에서 광섬유(71)의 출력단부는 전기음향변환부(23)을 구성하는 배열형 변환소자에 인접하여 배치된다.

상기 생체정보영상장치의 영상데이터생성부(2)는 전기음향변환부(23)에 추가하여 송수신부(22), 주사제어부(24), 레이트신호발생부(21), 그리고 신호처리부(25)를 포함한다. 전기음향변환부(23)는 음향 및 전기신호를 변환한다. 송수신부(22)는 전기음향변환부(23)를 선택적으로 구동하고, 전기음향변환부(23)로부터 수신신호를 선택적으로 수신하는 동시에, 송수신 신호를 소정의 시간 지연하며, 그에 의해서 정상가산을 행한다. 주사제어부(24)는 전기음향변환부(23)의 선택동작과 송수신부(22)에 의해서 주어진 지연시간을 제어한다. 레이트신호발생부(21)는 피검생체(7)에 조사되는 초음파의 반복 전송주기를 설정하기 위한 레이트 펄스를 출력한다. 신호처리부(25)는 송수신부(22)로부터 수신된 신호에 대해서 각종의 처리를 행한다.

전기음향변환부(23)는 그 선단부에 1차원으로 배열된 M개의 미소한 변환소자를 갖는다. 상기 선단부는 피검생체(7)의 체표면에 접촉하여 음향파와 초음파를 송수신한다. 변환소자(54)는 송신시에 전기적 구동펄스를 송신초음파로 변환할 수 있다. 또한 수신시에는 음향파 또는 수신된 초음파를 전기신호로 변환할 수도 있다. 일반적으로 '초음파 프로브'라고 알려진 전기음향변환부(23)는 소형 경량으로 구성된다. 그것은 다채널 케이블(나중에 설명됨)에 의해서 송수신부(22)에 연결된다. 전기음향변환부(23)는 어느 영역이 진단되어야 하는가에 따라서 섹터주사부, 선형주사부, 또는 켄벡스 주사부가 될 수 있다. 본 실시예에서, 상기 변환부(23)는 선형주사부이다.

도 2에서와 같이, 송수신부(22)는 송신지연회로(51), 펄서(pulser)(52), 전자스위치(53), 프리앰프(55), 수신지연회로(56), 그리고 가산기(57)를 포함하고 있다.

송신지연회로(51)는 송신시에 송신 초음파의 수렴거리(convergence distance)를 설정하기 위한 것이다. 이 회로(51)는 전기음향변환부(23)의 M(M > N')개 변환소자 중에서 선택된 N'개 변환소자(54)를 구동하는 타이밍을 레이트신호발생부(21)로부터 출력되는 레이트펄스에 준다. 상기 회로(51)는 상기 레이트 펄스를 펄서(52)에 공급한다. 펄서(52)는 N'개의 변환소자를 구동용 고압펄스를 생성하는 회로를 구동한다. 이들 회로는 송신지연회로(51)의 출력신호를 트리거신호로 사용하여 피크값이 수백 볼트(V)인 임펄스를 생성한다.

전자스위치(53)는 상기 펄스에코법에서 송신시에 전기음향변환부(23)를 구성하는 M개의 변환소자(54)중에서 인접한 N'개의 변환소자(54)를 선택한다. 상기 광음향이미징법의 수신시에 있어서, 전자스위치(53)는 M개의 변환소자(54) 중에서 인접한 N개의 변환소자(54)를 선택한다. 상기 펄스에코법의 수신시에 있어서, 전자스위치(53)는 N'개의 변환소자(54)를 선택한다. 다음, 전자스위치(53)는 N개 및 N'개의 변환소자에 의해서 얻어진 수신신호를 프리앰프(55)

에 공급한다.

프리앰프(55)는 전자스위치(53)에 의해서 선택된 N'개의 변환소자(54)에 의해서 수신된 미소한 수신신호를 증폭한다. 이것은 충분한 S/N을 보장한다.

수신지연회로(56)는 전자스위치(53)에 의해서 선택된 N개 또는 N'개(M > N', M > N)의 변환소자(54)로부터 얻어진 상기 음향수신신호 또는 초음파 수신신호에 지연시간을 준다. 그러므로 소정의 부위로부터의 음향파 또는 수신초음파의 위상을 일치시켜서 수렴하는 수신빔이 생성될 수 있다.

가산기(57)는 상기 N'개의 채널에서 공급된 초음파 수신신호 또는 상기 N개의 채널에서 공급된 음향 수신신호를 합성한다. 어느 경우에나, 가산기(57)는 하나의 수신신호를 생성한다. 즉, 소정의 깊이로부터 생성하는 상기 N개 또는 N'개 채널의 수신신호의 정상가산을 행한다. 이 정상가산을 수행하므로써, 가산기(57)는 수신 수렴점을 설정한다.

레이트신호발생부(21)는 소정의 반복 주파수로 초음파 펄스의 송신타이밍을 설정하기 위한 클럭펄스를 발생한다. 상기 반복 주파수는 영상의 시야심도에 의존한다. 본 실시예에서는 4 KHz ~ 8 KHz 로 설정된다.

주사제어부(24)는 변환소자선택제어회로(68)와 빔집속제어회로(67)를 포함한다. 선택제어회로(68)는 전자스위치(53)에 의해서 송신시에 선택되는 N'개의 변환소자 (54)에 대한 정보를 전자스위치(53)에 공급한다. 변환소자선택제어회로(68)는 수신시에 선택된 N개 또는 N'개 변환소자(54)에 대한 정보도 전자스위치(53)에 공급한다. 빔집속제어회로(67)는 N개의 변환소자(54)와 N'개의 변환소자(54)가 송신 수렴점과 수신 수렴점을 형성하도록 지연시간정보를 송신지연회로(51)와 수신지연회로(56)에 공급한다.

신호처리부(25)는 필터(66), 대수변환부(58), 포락선검파기(59), A/D변환기 (60), 영상데이터메모리A(61), 그리고 영상데이터메모리B(62)를 포함한다. 필터(66)는 송수신부(22)의 가산기(57)의 출력으로부터 불필요한 노이즈를 제거한 다. 대수변환부(58)는 필터(66)로부터 출력된 신호의 진폭을 대수적으로 변환하고, 이 약한 신호를 상대적으로 강조한다. 피검생체(7)로부터의 수신신호는 일반적으로 80dB 이상의 넓은 동적영역에서 진폭을 가지고 있다. 이것을 23dB 정도의 동적영역을 갖는 통상의 CRT 모니터에 표시하기 위해서는 약한 신호를 강조하는 진폭압축이 실행되어야 한다.

필터(66)는 2개의 모드로 동작할 수 있다. 첫 번째 모드에서는, 수신신호의 기본파를 추출한다. 두 번째 모드에서는, 고조파 성분을 추출한다. 포락선검파기(59)는 대수적으로 변환된 수신신호의 포락선을 검출한다. A/D변환기(60)는 A/D변환을 행하여 포락선검파기(59)의 출력신호를 영상데이터로 변환한다.

이 영상데이터는 광음향 이미징법에 의해서 피검생체(7)에 광이 조사되는 경우에 얻어진 광음향 수신신호로부터 생성되는 데이터(이하, '광음향 영상데이터'라고 함)를 포함한다. 상기 영상데이터는 초음파가 피검생체(7)에 송신될 때 얻어진 초음파 수신신호 또는 반사파로부터 상기 정상펄스에코법에 의해서 생성되는 데이터(이하, '초음파 영상데이터'라고 함)를 포함한다. 영상데이터메모리A(61)는 전자인 광음향 영상데이터를 저장하는 저장회로이다. 영상데이터메모리B(62)는 후자인 초음파 영상데이터를 저장하는 저장회로이다.

표시부(6)는 표시용영상메모리(63), 변환기(64), 및 CRT모니터(65)를 포함한다. 표시용영상메모리(63)는 CRT모니터(65)에 표시될 영상데이터를 일시 저장하는 버퍼메모리이다. 영상데이터메모리A(61)에 저장된 광음향영상데이터와 영상데이터 메모리B(62)에 저장된 초음파영상데이터는 표시용영상메모리(63)에서 합성된다. 변환기(64)는 표시용영상메모리(63)에서 읽혀진 상기 영상데이터에 대해서 D/A변환과 텔레비젼포맷변환을 행한다. CRT모니터(65)는 변환기(64)의 출력을 표시한다.

조작부(5)는 조작판넬상에 키보드, 트랙볼, 마우스 등을 구비한다. 조작부(5)는 조작자가 피검생체 정보와 촬영조건 등 필요한 정보를 입력하는데 이용할 수 있다.

시스템제어부(4)는 CPU(도시되지 않음)와 저장회로(도시되지 않음)를 갖는다. 상기 제어부(4)는 상기 조작부(5)로부터 공급된 명령신호에 따라서 예를 들어 광송신부(1), 영상데이터생성부(2), 및 표시부(6)를 제어한다. 상기 제어부(4)는 또한 전체 시스템을 제어한다. 조작부(5)는 입력명령신호를 생성하는데 이용된다. 상기 입력명령신호는 시스템제어부(4)에 구비된 CPU에 저장된다.

애플리케이터(70)는 광조사부(15)와 전기음향변환부(23)을 서로 일체화하여 형성된다. 도 3a 내지 4 를 참조하여 애플리케이터를 설명한다. 도 3a 는 도파부(14)를 구성하는 광섬유(71)와 전기음향변환부(23)를 구성하는 변환소자(54)의 배열방법을 설명한다. 길이 s, 두께 t, 폭 a 를 갖는 M개의 변환소자(54-1 ~ 54-M)가 배열간격 d 로 1차원 배열되어 있다. 광섬유(71)는 한 변환소자(54) 사이의 틈에, 각각이 길이방향의 중심부근에 배치된다. 광섬유는 변환소자(54)의 배열방향과 동일한 방향으로 서로 떨어져 배치된다.

도 3b는 도 3a에서 A-A선을 따라서 절단한 애플리케이터(70)의 단면도이다. 애플리케이터(70)는 피검생체(7)의 피부에 직접 접촉되어 상기 피검생체에 광을 조 사하고 상기 피검생체(7)로부터의 음향파와 초음파를 수신한다. 애플리케이터(70)는 광조사용 광섬유(71)와 음향신호 수신과 초음파 송수신용 변환소자를 병합한다. 각 전극(73-1, 73-2)은 각 변환소자(54)의 제1면(상부면)과 제2면(하부면)에 장착되어 있다. 전극(73-1, 73-2)은 구동신호를 공급하고 수신신호를 수신하기 위해서 구비된다. 전극(73-1)은 지지대(72)에 고정되어 있다. 다른 전극(73-2)에는 초음파의 송수신을 효율적으로 행하기 위해서 음향매칭층(74)이 형성된다. 보호막(75)이 상기 음향매칭층(74)을 덮는다. 도 3a에는 지지대(72), 음향매칭층(74), 그리고 보호막(75)이 간단을 위해서 생략되어 있다.

도 4는 애플리케이터(70)의 외관을 도시하고 있다. 애플리케이터(70)의 좌측표면에 배열되어 있는 전기음향변환부(23)와 광조사부(15)는 피검생체(7)의 표면에 접촉하도록 이동된다. 광조사부(15)는 상기 피검생체에 조사광을 조사한다. 상기 변환부(23)는 음향파를 수신하고 초음파를 송수신한다. 광섬유(71)의 한 종단은 광조사부(15)에 접속된다. 동축케이블(77)의 한 종단은 변환소자(54)의 전극(73)에 접속된다. 광섬유(71)와 동축케이블(77)은 피복(76)으로 묶인다. 광섬유(71)의 다른 종단은 광주사부(13)에 접속된다. 동축케이블(77s)의 다른 종단은 영상데이터 생성부(2)의 송수신부(22)에 접속된다.

도 1 내지 6을 참조하여 광음향영상데이터가 본 발명의 제1 실시예에서 어떻게 생성되는지 설명한다. 도 5는 애플리케이터(70)에 있어서 조사광의 조사방법을 설명한다. 도 6은 애플리케이터(70)에 있어서 음향파의 송수신방법을 도시한다. 도 6에는, 지지대(72), 음향매칭층(74), 그리고 보호막(75)이 간략을 위해서 생략 되어 있다.

조작자는 조작부(5)를 조작하여 상기 광음향이미징법과 펄스에코법에 있어서 필요한 영상촬영조건을 설정한다. 상기 조건에는 프레임 수, 시야심도, 레이트 주파수, 그리고 영상표시방법 외에 애플리케이터(70)의 각종 사양이 포함된다. 동시에, 조작자는 광음향촬상을 위해 사용된 광파장과 같은 광원에 관한 조건도 설정한다. 이렇게 설정된 촬영조건은 시스템제어부(4)에 병합되어 있는 저장회로(도시되지 않음)에 저장된다.

상기 촬영조건의 설정이 완료된 때, 조작자는 애플리케이터(70)를 피검생체(7)의 소정의 위치에 설치한 후, 조작부(5)에 명령을 입력하여 광음향이미징을 사용하여 광음향영상데이터의 수집을 시작한다. 광음향영상데이터의 수집 시작 명령을 수신하는 즉시, 시스템제어부(4)는 내부 저장회로에서 상기 광원에 대해서 설정된 조건을 읽는다. 상기 조건에 따라서, 광원부(11)는 예를 들어 1,000 nm 파장을 갖는 단색광을 방출하는 Nd · YAG 레이저를 선택한다. 상기 단색광은 광합파부(12)를 경유하여 광주사부(13)에 보내진다. 광주사부(13)는 예를 들어 도 5에서와 같이 배열된 광섬유(71-1 ~ 71-M)중에서 광섬유(71-3)를 선택한다. 상기 단색광은 선택된 광섬유(71-3)에 보내진다. 광섬유(71-3)는 상기 광을 애플리케이터(70)의 광조사부(15)로 유도한다. 애플리케이터(70)는 광조사부(15)의 선단부로부터 광을 피검생체(7)에 조사한다. 이 경우에, 상기 단색광은 도 5의 화살표에 의해서 지시된 바와 같이 애플리케이터(70)에 접촉하는 피검생체(7)의 표부에 거의 수직방향으로 피검생체(7)에 조사된다.

피검생체(7)의 혈액중의 헤모글로빈은 상기 단색광의 에너지를 흡수하여 가열된다. 상기 가열된 헤모글로빈의 열팽창은 국부적인 압력변화를 유도한다. 다음, 상기 국부적인 압력변화에 의해서 음향파가 생성된다. 상기 음향파는 100 KHz ~ 2MHz 의 광대역 스펙트럼 성분을 갖는 펄스파이다.

상기 광음향이미징법에서, 상기 피검생체에 조사될 광파장은 계측될 물질로부터 결정되고, 상기 물질은 결정된 파장을 갖는 광으로 상기 피검생체를 조사함으로써 얻어진 음향파의 크기로부터 정량화 된다. 이와 같이, 피검생체(7) 내부영역의 헤모글로빈 양은 1,000 nm 파장을 갖는 상기 Nd · YAG 레이저에서 방출된 단색광으로 상기 영역을 조사하여 계측될 수 있다.

피검생체(7)를 광으로 조사한 후에 음향파가 수신된다. 예를 들어, 도 6에 도시된 애플리케이터(70)의 피검생체 접촉면으로부터 거리 L 떨어진 부위의 혈관영역에 있어서 발생하는 음향파에 대해서, 시스템제어부(4)는 저장회로에 미리 저장된 주사정보 중에서 변환소자(54)에 대한 선택정보를 주사제어부(24)의 변환소자 선택제어부(68)에 공급하고, 수신시의 초점거리설정에 관한 지연시간정보를 주사제어부(24)의 빔초점제어회로에 공급한다.

전자스위치(53)는 변환소자선택제어회로로부터 제어신호를 수신한다. 상기 제어신호에 의해서, 상기 스위치(53)는 애플리케이터(70)의 M개 변환소자(54-1 ~ 54-M) 중에서 N (N = 6)개 변환소자(54-1 ~ 54-6)를 선택한다. 빔초점제어회로(67)의 제어신호에 의해서, 수신지연회로(56)는 변환소자(54)에 의해서 얻어진 상기 수신신호를 지연시켜, 상기 수신초점거리를 L로 설정한다. 즉, 선택제어회로(68)는 시스템제어부(4)로부터 공급된 변환소자(54)의 선택정보에 의해서 전자스위치(53-1 ~ 53-N)를 ON상태로 한다. 광조사용으로 선택/사용된 광섬유(71-3)를 중심으로 한 변환소자(54-1 ~ 54-6)는 피검생체(7)의 내부로부터 생성되는 음향파의 수신용으로 선택된다. 변환소자(54-1 ~ 54-6)는 상기 음향파를 전기신호로 변환한다. 이들 신호는 전자스위치(53)를 경유하여 프리앰프(55)에 공급된다. 프리앰프(55)는 상기 신호를 소정의 진폭으로 증폭한다. 증폭된 상기 신호는 수신지연회로(56)에 입력된다.

N 채널로 구성된 수신지연회로(56) 중에서 n번째 수신지연회로(56)는 변환소자(54-n)로부터 공급된 수신신호에 대

해서 다음 식으로 표시되는 지연시간 τ(n)만큼 지연시킨다.

수학식 1

$$\tau(n) = d^2 (N'-1)^2 - (2n-N-1)^2 / 8CF_0$$

여기서 d 는 변환소자(54) 사이의 배열간격이고, C 는 피검생체(7)의 음향파 전파속도(약 1,500 m/sec), F_0 는 수신초점거리이다. F0 = 0이면, 상기 지연시간이 변환소자(54-1 ~ 54-6)에 의해서 생성된 수신신호에 대해서 주어진다. 가산기(57)는 지연된 신호를 가산한다. 그에 의해서 상기 신호는 거리 L 에서 생성된 상기 음향파의 위상을 일치시켜 합성된다.

본 실시예에서, 피검생체가 광으로 조사되는 시점과 변환소자(54)가 상기 음향파를 수신하는 시점 사이의 시간은 거리 L에 비례한다. 그러므로, 음향파 수신 시 수학식 1 에 의해서 주어진 수신초점거리(F_0)를 증가시키는 소위 동적 수렴법이 사용될 수 있다. 광섬유(71-3)를 사용한 조사에 의해서 생성된 음향파는 수렴된 상태로 수신될 수 있다. 고감도 및 고분해능을 갖는 광음향영상데이터는 이들 수신신호로부터 생성될 수 있다.

신호처리부(25)의 필터(66)에 의해서 변환소자(54-1 ~ 54-6)의 수신신호는 노이즈 성분이 제거된 후, 가산기에 의해서 합성된다. 대수변환부(58)는 상기 신호처리부(25)의 출력신호를 진폭압축한다. 포락선검파기(59)는 상기 진폭압축된 신호를 검출한다. A/D변환기(60)는 상기 검파기(59)에 의해서 검출된 신호를 디지털신호로 변환한다. 상기 디지털신호는 광음향영상데이터로서 영상데이터메모리 A(61)에 저장한다.

제1 광음향이미징주사가 완료되는 즉시, 제2 주사가 광섬유(71-4)를 사용하여 행해진다. 상기 광주사부(13)는 시스템제어부(4)로부터 공급된 제어신호에 의해서 광섬유(71-7 ~ 71-M-1)중에서 광섬유(71-4)를 선택한다. 애플리케이터(70)의 조사부(15)는 광섬유(71-4)를 통해서 광원부(11)로부터 보내진 상기 단색광으로 피검생체(7)를 조사한다.

광섬유(71-4)를 통해서 보내진 광으로 조사된 피검생체(7)의 내부에서 생성하는 새로운 음향파를 처리하기 위해서, 변환소자선택제어부(68)는 변환소자(54)의 선택정보를 기초로 전자스위치(53-2 ~ 53-7)를 ON상태로 한다. 이 정보는 시스템제어부(4)에서 공급된 것임을 주목해야 한다. 상기 제어회로(68)는 피검생체(7)의 광조사 시 수신용으로 선택되어 사용된 광섬유(71-4)를 중심으로 변환소자(54-2 ~ 54-7)를 선택한다. 이 때, 제1 주사에서와 같이, 변환소자(54-2 ~ 54-6)는 전자스위치(53-2 ~ 53-6)에 의해서 프리앰프(55-2 ~ 55-6)와 수신지연회로(56-2 ~ 56-6)에 접속된다. 전자스위치(53-7)는 변환소자(54-7)를 프리앰프(55-1)와 수신지연회로(56-1)에 접속한다.

'#1' 내지 '#5'는 변환소자(54-2 ~ 54-6)의 수신신호가 공급되는 수신지연회로(56-2 ~ 56-6)를 보여주고, '#6'는 변환소자(54-7)의 수신신호가 공급되는 수신지연회로(56-1)를 보여준다. 다음, 변환소자(54)로부터 #n 수신지연회로(56)로 공급된 수신신호는 수학식 1의 지연시간 지연된다. 가산기(57)는 이렇게 지연된 신호를 가산하거나 합성한다. 이 경우에 제1 주사에서와 같이, 피검생체(7)의 내부에서 발생하는 음향파를 조사된 영역의 깊이에 관계없이 항상 수신하기 위해서 동적 수렴법이 사용될 수 있다. 가산기(57)에서 합성된 변환소자(54-2 ~ 54-7)의 수신신호는 필터(66), 대수변환부(58), 그리고 포락선검파기(59)에 의해서 노이즈 제거, 진폭압축 및 포락선검출이 될 수 있다. A/D변환기(60)는 검출기(59)의 출력신호을 디지털신호로 변환하고, 이것은 영상데이터메모리A(61)에 저장된다.

순차적으로, 시스템제어부(4)는 광주사부(13)를 제어하여 상기한 방식과 동일하게 광섬유(71-5, 71-6, ..., 71-M-3)를 선택하게 한다. 이 때, 시스템제어부 (4)는 전자스위치(53)를 제어하여 변환소자(54-3 ~ 54-8, 54-4 ~ 54-9, 54-M-5 ~ 54-M)를 선택하게 한다. 이렇게 선택된 변환소자는 새로 생성된 음향파를 수신한다. 6개 채널의 수신신호는 프리앰프(55), 수신지연회로(56), 필터(66), 대수변환 부(58), 포락선검파기(59) 및 A/D변환기(60)를 경유하여 영상데이터메모리A(61)에 순서대로 저장된다. 그리하여, 한 프레임의 영상데이터가 완전하게 수집된다.

상술한 바와 같이 광음향이미징법에 의한 광음향영상데이터의 수집이 종료한 경우, 초음파영상데이터를 수집하기 위한 펄스에코법이 시작된다. 즉, 광음향데이터가 수집된 것을 확인하는 즉시, 조작자는 초음파영상데이터를 수집하기 위해 상기 펄스에코법을 시작하는 명령을 입력하기 위해 조작부(5)를 조작한다. 상기 펄스에코법에 의해서 수집된 초음파영상데이터는 상기 광음향영상데이터와 함께 표시된다.

시스템제어부(4)는 상기 펄스에코법에 의해서 행해질 제1 주사에 대한 명령신호를 주사제어부(24)의 빔집속제어회로(67)에 공급한다. 상기 명령신호를 수신하는 즉시, 빔집속제어회로(67)는 송신초음파 및 수신초음파의 수렴점 설정에 관한 데이터를 송신지연회로(51)와 수신지연회로(56)에 보낸다. 지연회로(51, 56)는 상기 데이터에 따라 지연시간을 설정한다. 주사제어부(24)의 변환소자선택제어부 (68)는 상기 제1 주사에서 선택되어 사용된 전자음향변환부(2

3)의 변환소자(54)에 관한 데이터를 전자스위치(53)에 공급하고, 소정의 채널을 ON상태로 한다.

이들 설정이 행해짐과 동시에, 레이트신호발생부(21)는 제1 초음파 펄스의 송신타이밍을 결정하기 위한 펄스를 생성한다. 이 펄스는 N'개의 채널로 구성된 송신지연회로(51)에 공급된다. 상기 지연회로(51)는 송신 초음파 펄스의 수렴거리를 결정하기 위해서 상기 펄스를 시간 τf 에 의해서 지연시킨다. 상기 지연된 펄스는 펄서(52)에 공급된다. 이 경우에, n' 번째(n' = 1 ~ N')의 지연시간($\tau f(n)$) 은 다음 식으로 설정된다.

수학식 2

$$\tau f(n') = d^{2}\{(N'-1)^{2}-(2n'-N'-1)^{2}\}/8CF_{0}$$

여기서 d 는 변환소자(54) 사이의 배열간격이고, C 는 피검생체(7)의 음향파 전파속도, F_{0} 는 송신수렴점이다.

수학식 2의 송신지연시간에 의해서 지연된 레이트신호발생부(21)의 출력은 펄서(52)에 공급되어 변환소자(54)를 구동한다. 상기 변환소자는 초음파를 피검생체(7)에 조사하는데 사용될 구동펄스를 생성한다. 펄서(52)의 출력 즉, 변환소자(54)용 구동신호는 전자스위치(53)를 경유하여 M개의 배열형 변환소자의 N'개 변환소자(54-1 ~ 54-N')에 공급된다. 상기 변환소자(54-1 ~ 54-N')는 송신 초음파를 생성한다. 피검생체(7)에 상기 송신 초음파가 방사된다. 피검생체(7)의 내부에 방사된 상기 초음파의 일부는 장기 사이의 경계면, 또는 다른 조직들, 또는 생체조직내의 음향산란체에 의해서 반사된다. 변환소자(54)는 수신초음파로서 반사된 초음파를 수신하고, 그것을 전기신호로 변환한다. 전자스위치(53)는 변환소자(54-1 ~ 54-N)에 의해서 얻어진 상기 초음파 수신신호를 선택한다. 이들 N'-채널 수신신호는 프리앰프(55)를 경유하여 수신지연회로(56)에 보내진다. 상기 수신신호는 지연시간에 의해서 지연된 후 가산기(57)에 공급된다. 가산기(57)는 상기 N'-채널 초음파수신신호를 가산하거나 합성하여 신호를 생성한다. 이 신호는 필터(66)와 대수변환부(58)에서 노이즈 제거, 대수압축이 행해진다. 다음 포락선 검파기(59)에서 포락선 검파가 행해진다. 아날로그 신호인 상기 신호는 디지털 영상데이터로 변환된다. 이렇게 제1 주사에서 얻어진 상기 영상데이터는 영상데이터메모리 B(62)에 저장된다. 수신시에는 상기 동적 수렴법이 사용되는 것이 바람직하다. 이 방법은 상술한 광음향 이미징법과 동일하므로 상세하게 설명하지 않는다.

제1 주사에서 행해진 것과 같은 절차가 제2 이후 주사에서 반복하여 행해진다. 제2 주사에서는, 전자스위치(53)가 변환소자(54-2 ~ 54-N'+1)를 선택한다. 제3 주사에서는, 전자스위치(53)가 변환소자(54-3 ~ 54-N'+2)를 선택한다. 다음에 초음파가 송수신된다. 이 동작은 변환소자(54-M-N+1 ~ 54-M)가 선택되어 구동될 때까지 반복된다. 전송지연회로(51)는 송신초음파빔을 수렴한다. 지연시간 설정방법은 상기 광음향 이미징법에서 사용된 방법과 거의 동일하기 때문에 상세한 설명은 하지 않는다.

그 후에, 상기 펄스에코법에 의해서 얻어진 한 프레임 영상데이터는 신호처리부(25)의 영상데이터메모리 B(62)에 저장된다. 상기 광음향영상데이터와 음향영상데이터가 완전히 수집된 후에 시스템제어부(4)는 영상데이터메로리 A(61)와 영상데이터메모리 B(62)로부터 영상데이터 항목 둘 다를 읽어 들인다. 상기 영상데이터 항목은 표시영상메모리(63)에서 합성되고 일시적으로 거기에 저장된다. 상기 합성된 영상데이터는 변환기(64)에 공급된다. 변환기(64)는 상기 합성된 영상데이터에 대해서 D/A변환과 TV포맷 변환을 행한다. 상기 결과 영상데이터는 CRT 모니터(65)에 표시된다.

광음향영상데이터와 초음파영상데이터는 이런 식으로 반복하여 수집된다. 그것들은 합성되어 CRT 모니터(65)상에 표시된다. 그리하여, 조작자는 상기 합성영상을 실시간으로 관측할 수 있다.

상기 광음향영상데이터와 초음파영상데이터는 표시영상메모리(63)에서 이렇게 합성된다. 상기 CRT 모니터(65)는 이들 영상데이터 항목을 중첩하여 표시한다. 이것은 조작자가 상기 광음향영상과 상기 음향파소스를 식별하는 것을 용이하게 한다. 조작자가 식별 가능하도록 상기 광음향영상과 초음파호상은 다른 색으로 표시되는 것이 바람직하다. 예를 들면, 초음파영상은 단색으로 표시하고, 광음향은 빨간색으로 표시한다.

제1 실시예에서, 광음향영상과 초음파영상은 동일한 유형의 변환소자(54)에 의해서 수집될 수 있다. 그러므로, 상기 영상은 정확하게 중첩하여 표시될 수 있다. 특히, 광음향영상을 생성하기 위해서, 많은 변환소자(54)에 의해서 생성되는 음향수신신호의 위상을 소위 '정상가산방식'의해서 일치시켜 가산한다. 그러므로, 상기 음향파소스는 예를 들어 피검생체(7)에 방사된 광이 산란되고 확산되더라도 정확히 파악될 수 있다.

제1 실시예에 대한 상기 설명은 광음향이미징용 음향수신신호의 수집에 사용된 변환소자가 6개라는 가정에 기초한다. 그럼에도 불구하고 더 많은 변환소자가 사용될 수 있다. 송신용으로 사용된 변환소자의 수와 수신용으로 사용된 변환소자의 수는 N'와 다를 수 있다.

상기 표시된 바와 같이, 제1 실시예에서 초음파영상데이터는 광음향영상데이 터가 수집된 후에 수집된다. 상기 영상데이터 항목의 수집순서는 거꾸로 될 수 있다. 또한, 복수의 프레임에 대응하는 광음향데이터와 초음파데이터가 수집될 것이다. 이 경우에, 상기 데이터는 각각 영상데이터메모리A(61)와 영상데이터메모리B(62)에 일시적으로 저장될 것이다. 원하는 영상데이터항목은 영상데이터메모리A(61), B(62)에서 읽혀질 수 있으며 표시영상메모리(63)에서 합성될 수 있다.

광음향영상데이터를 수집하기 위해서, 복수의 파장을 갖는 광빔이 하나의 물질의 성분량을 판정하기 위해서 사용될 것이다. 예를 들면, 헤모글로빈의 성분량을 어떻게 계측되는지 설명될 것이다. 상술한 바와 같이, 생체내의 헤모글로빈은 파장이 600 nm ~ 1,000 nm 영역인 광을 흡수한다. 환원헤모글로빈은 산화헤모글로빈보다 파장이 600 nm 근처의 광을 더 많이 흡수한다. 한편, 산화헤모글로빈은 환원헤모글로빈보다 파장이 1,000 nm 근처의 광을 더 많이 흡수한다. 이러한 광흡수 특성의 차이를 이용하여 생체내의 산화헤모글로빈과 환원헤모글로빈을 분리해서 정량화할 수도 있고 각 유형의 헤모글로빈의 전체 양을 구할 수도 있다. 1,000 nm 파장 Nd · YAG 레이저에서 방출된 광과 633 nm 파장의 He-Ne 가스 레이저에서 방출된 광을 상기 피검생체에 방사되므로써 산화헤모글로빈의 성분량과 환원헤모글로빈의 성분량이 계측될 수 있다. 이 경우에, 광음향영상과 초음파영상은 병렬로 또는 서로 중첩되어 표시될 것이다.

헤모글로빈 외에 예를 들어 콜레스테롤 또는 글루코오스와 같은 물질의 성분량이 최적 파장을 갖는 단색광을 사용하여 그리고 상술한 바와 같은 동일한 절차를 행하므로써 피검생체(7)의 동일영역에서 계측될 수 있다. 이 계측결과와 헤모글로빈의 계측결과를 다른 색으로 표시해서 식별될 수 있다. 이 경우에도 역시, 상기 표시모드는 명확하게 제한되지 않는다. 상기 광음향영상과 초음파영상은 병렬 또는 서로 중첩되어 표시될 수 있다.

(제2 실시예)

본 발명의 제2 실시예를 도 7a 내지 7c를 참조하여 설명한다. 제2 실시예에서, 상기 하모닉영상법은 초음파영상데이터를 수집한다. 본 실시예에서 행해진 광음향영상데이터 수집법과 상기 펄스에코모드에 의한 초음파 송신법은 제 1실시예에서 사용된 것과 동일하다. 그러므로, 여기서는 그것들에 대한 설명을 생략한다.

상기 광음향 이미징법에서, 음향파의 주파수 스펙트럼은 중심주파수가 1MHz 인 200 KHz ~ 2MHz 영역을 갖는다. 전기음향변환부(23)의 변환소자(54)는 이러한 주파수성분에 대응하는 특성을 가져야 한다. 상기 중심주파수는 표준 펄스에코법에서 적용된 중심주파수(예를 들어, Fo: 3.5 MHz)보다 더 낮다.

제1 실시예에서, 동일한 변환소자(54)가 상기 광음향영상데이터와 초음파영상데이터를 수집한다. 그리하여, 종래의 펄스에코법에 의해서 얻어진 초음파영상은 공간분해능이 저하될 수밖에 없다.

이 문제를 해결하기 위해서 초음파영상데이터가 상기 하모닉이미징법에 의해서 어떻게 수집되어야 하는지를 설명한다. 상기 하모닉이미징법은 피검생체(7)의 조직 내에서 발생하는 초음파 비선형 현상을 효과적으로 이용한다. 예를 들어, 중심주파수가 fo 인 초음파가 피검생체(7)에 인가될 때, 제2 고조파성분(2fo)가 피검 조직내의 비선형 현상에 의해서 생성된다. 변환소자는 기본파 성분과 함께 상기 고조파성분을 수신한다. 이 고조파성분의 생성은 피검생체(7)의 조직 특성과 반사부위까지의 전파거리, 또는 반사부위에서 초음파강도에 의존한다.

초음파영상데이터의 수집에 있어서, 피검생체(7)에 방사된 송신 초음파의 일부는 음향 임피던스가 다른 피검생체의 장기의 경계면 또는 조직에 의해서 반사된다. 상기 반사된 초음파로부터 상기 조직의 비선형 특성에 의해서 초음파 펄스가 생성된다. 상기 초음파 펄스는 중심주파수(2fo)를 갖는다. 그러므로, 피검생체내의 조직에 의해서 반사하여 변환소자(54)에 수신되는 초음파는 송신시의 중심주파수(fo)의 초음파 펄스(기본파 성분)와 중심주파수(2fo)의 초음파 펄스(고조파 성분) 둘 다를 포함한다.

이때의 수신초음파의 주파수 스펙트럼을 도 7에 도시한다. 도 7a는 피검생체(7)에 송신될 송신초음파의 주파수 스펙트럼을 도시한다. 이 주파수 스펙트럼은 중심주파수(fo)에 분포되어 있다. 이에 비해서, 도 7b에 도시된 피검생체(7)로부터의 수신초음파의 주파수 스펙트럼은 fo를 중심으로 분포하는 기본파 성분과 2fo를 중심으로 분포하는 고조파 성분으로 구성된다. 일반적으로, 고조파 성분은 기본파 성분보다 약 20dB 작다. 공지된 바와 같이, 상기 고조파 성분의 발생원인은 상기 피검생체 조직 내를 전파하는 초음파 펄스의 속도가 초음파의 음압에 의존하기 때문이고, 이 성질에 의해서 수신신호의 파형이 왜곡된다.

변환소자(54)는 피검생체(7)로부터 수신초음파를 수신하고 그것을 전기신호(초음파 수신신호)로 변환한다. 상기 초음파 수신신호는 송수신부(22)를 통해서 신 호처리부(25)의 필터(66)로 보내진다. 필터(66)는 도 7c에서 도시된 바와 같이 2fo 를 중심으로 하는 대역통과 특성과 fo 를 중심으로 하는 대역통과 특성(도시되지 않음)을 갖는다. 상기 하모닉이미징법에서, 필터(66)는 제2 고조파 성분을 추출한다. 필터(66)의 출력은 대수변환부(58), 포락선검파기(59), 및 A/D변환기(60)를 경유하여 영상데이터메모리B(62)에 저장된다. 상기 광음향 이미징법에서도, 필터(66)는 고조파 성

분을 추출하고, 필터(66)의 출력은 대수변환부(58), 포락선검파기(59), 및 A/D변환기(60)를 경유하여 영상데이터메모리B(62)에 저장된다.

시스템제어부(4)는 영상데이터메모리B(62)에 저장된 초음파영상데이터와 영상데이터메모리A(61)에 저장된 광음향영상데이터를 읽어낸다. 상기 초음파영상데이터와 광음향영상데이터는 표시용영상메모리(63)에서 합성되어 합성된 영상데이터를 제공한다. 상기 합성된 영상데이터는 변환기(64)를 경유하여 CRT 모니터에 공급된다. CRT(65)는 상기 합성된 영상데이터에 의해서 표시된 영상을 표시한다.

제2 실시예에 의하면, 초음파영상데이터는 제1 실시예에서 사용된 초음파보다 2배 높은 주파수를 갖는 초음파로부터 생성된다. 그러므로, 변환소자(54)가 광음향영상데이터와 초음파영상데이터 둘 다를 수집하기 위해서 사용된다고 하더라도, 고분해능의 초음파영상이 광음향영상에 중첩될 수 있다. 또한, 이들 2개 유형의 영상데이터는 동시에 수집되어 표시되므로써 조작성이 우수한 장치를 제공한다.

상술한 제2 실시예에서, 제2 고조파 성분을 사용한 하모닉이미징법이 행해졌다. 그렇지만, 제3차 이상의 고조파 성분이 초음파 영상데이터를 생성하는데 사용될 수 있다.

(제3 실시예)

본 발명의 제3 실시예는 광음향영상에 사용될 수 있는 간략화된 수신방법이다. 이 수신방법은 도 8을 참조하여 설명한다. 본 실시예의 광음향 이미징법에서 행해진 초음파영상데이터 수집방법 및 피검생체에 대한 광조사방법은 제1 실시예에서 사용된 것과 동일하다. 따라서, 그 설명은 생략한다.

도 8은 제3 실시예에 있어서 조사광의 조사위치와 음향파의 수신위치를 도시한다. 피검생체(7)는 도 8에 도시된 바와 같이 광섬유(71-1)를 통과한 광으로 조사된다. 상기 광은 그 직경을 작게 유지하면서 직진한다. 즉, 지향성이 강하다. 그러므로, 음향파를 수신하는 때에 정상가산처리를 행하지 않고 광음향영상이 생성될 수 있다.

광음향이미징의 제1 주사에 있어서, 피검생체(7)에 광섬유(71-1)로부터 방사된 광이 조사된다. 피검생체(7)의 내부를 흐르는 혈액의 헤모글로빈은 상기 광의 에너지를 흡수하여 음향파를 생성한다. 상기 음향파를 수신하는 즉시, 시스템제어부(4)는 변환소자(54) 선택용 정보를 주사제어부(24)의 변환소자선택제어회로(68)에 공급한다.

변환소자선택제어회로(68)는 시스템제어부(4)로부터 변환소자(54) 선택용 정보를 수신한다. 상기 정보에 따라서, 상기 회로(68)는 전자스위치(53-1, 53-2)를 연결하여 광조사시 선택된 광섬유(71-1)의 측면에 위치하는 변환소자(54-1, 54-2)를 선택한다. 선택된 변환소자(54-1, 54-2)는 수신용 변환소자로서 기능한다. 변환소자(54-1, 54-6)는 피검생체(7)의 내부에서 생성된 상기 음향파를 전기신호롤 변환한다. 상기 전기신호는 전자스위치(53)를 경유하여 프리앰프(55)에 공급된다. 프리앰프(55)는 상기 신호를 소정의 진폭으로 증폭한다. 상기 프리앰프(55)에서 출력된 신호는 수신지연회로(56)에 입력된다. 상기 회로(56)는 동시에 표시될 초음파 영상데이터를 수집하는데 사용된다. 그것들은 상기 광음향영상데이터를 수집하는데는 사용되지 않는다. 즉, 변환소자(54-1, 54-2)에 의해서 얻어진 신호는 처리되지 않고 수신지연회로(56)를 통과한다. 가산기(57)는 상기 신호를 합성한다.

신호처리부(25)는 필터(66)를 갖는다. 필터(66)는 변환소자954-1, 54-2)로부터 공급되고 가산기(57)에 의해서 합성된 상기 음향수신신호에서 노이즈 성분을 제거한다. 필터(57)의 출력신호는 대수변환부(58)에 공급된다. 상기 변환부(58)는 상기 신호를 진폭 압축하여 포락선검파기(59)에 공급한다. 상기 검파기(59)는 상기 진폭 압축된 신호를 검파한다. A/D변환기(60)는 이 신호를 디지털신호로 변환한다. 상기 디지털신호는 광음향영상데이터용 영상데이터메모리A(61)에 저장된다.

제2 주사에 있어서, 피검생체(7)는 광섬유(71-2)로부터 보내진 광으로 조사된다. 그 결과, 음향파는 피검생체로부터 생성된다. 변환소자(54-2, 54-3)는 상기 음향파를 수신하여 상기 음향파로부터 음향영상데이터를 생성한다. 상기 음향영상데이터는 제1 주사에서와 같이 영상데이터메모리A(61)에 저장된다. 이러한 조작순서는 영상데이터가 광섬유(71-M-1)와 변환소자(54-M-1, 54-M)를 사용하여 수집될 때까지 반복된다. 상기 수집된 영상데이터는 1-프레임분의 광음향영상을 나타낸다 그것은 상기 영상데이터메모리A(61)에 저장된다.

영상데이터메모리A(61)에 저장된 광음향영상데이터와 상기 뒤이어 발생하는 펄스에코법에 의해서 수집되고 영상데이터메모리B(62)에 저장된 초음파영상데이터는 표시용 영상메모리(63)에서 합성된다. 상기 합성된 영상데이터는 변환기(64)를 경유하여 CRT모니터(65)에 공급된다. 상기 CRT모니터(65)는 상기 합성된 영상데이터가 나타내는 영상을 표시한다.

제3 실시예에서, 수신용으로 사용된 진동자 수는 상당히 감소될 수 있다. 그리하여, 선단부에 장치된 광섬유(71)가 효과적으로 사용될 수 있다. 이것은 넓은 영상폭(시야각)을 얻는 것을 가능하게 한다.

제3 실시예에서, 2개의 변환소자가 음향파를 수신하는데 사용된다. 그렇지만, 사용된 변환소자의 수는 2개로 제한되지 않는다.

(제4 실시예)

상술한 제1 ~ 제3 실시예에서, 광섬유(71)와 변환소자(54)가 동일한 방향으로 배열되면, 광섬유(71)는 도 3에 도시된 바와 같이 변환소자(54)의 사이의 틈에 배치된다. 이 경우에, 광섬유(71)가 그들 사이에 삽입되기 때문에 상기 각각의 인접한 변환소자(54) 사이에 음향커플링이 일어난다. 결과적으로, 각 변환소자는 독립한 소자로서의 기능을 저하시킨다. 그러므로, 상기 음향커플링은 품질면에서 상기 광음향영상과 상기 초음파영상 모두를 저하시킬 것이다. 제4 실시예에서는, 광섬유(71)와 변환소자(54)를 애플리케이터(70)를 일체화하는 경우에 변환소자(54)의 성능을 약화시키지 않고 광섬유(71)를 배치하는 방법이 도 9 내지 11을 참조하여 설명한다.

도 9는 본 실시예에서 사용된 애플리케이터(70)의 구성을 보여준다. 이 애플리케이터(70)에서, 각 광섬유(71)의 출력단인 광조사부(15) 변환소자를 갖는 전기음향변환부(23)가 제1 ~ 제3 실시예에서 사용되는 애플리케이터(70)와 같이 일체화되어 있다. 그러나, 애플리케이터(70)는 광조사부(15)로부터 방출된 광은 전기음향변환부(23)를 통해서 피검생체(7)를 조사하도록 구성된다. 즉, 전기음향변환부 (23)는 광이 투과하는 재료로 만들어진다.

이 전기음향변환부(23)를 구성하는 각 재료를 도 10을 참조하여 설명한다. 도 10은 제4 실시예에서 사용된 애플리케이터(70)를 보여준다. 전기음향변환부 (23)의 변환소자(23)는 다음과 같이 구성되어 있다. 투명한 압전재료로 이루어진 PZNT 단결정은 소정의 두께 t 로 연마된다. 이 단결정판은 다이싱 소(dicing saw)에 의해서 피치 d 로 배열된 조각으로 절단된다. 폭이 b인 임의의 2개의 인접한 조각 사이의 틈은 광학적으로 투명한 수지(80)로 충전되어 경화된다.

전극(73-1)은 1차원 배열된 상기 단결정 소자의 제1 표면상에 스퍼터링(sputtering)에 의해서 형성된다. 전극(73-2)은 상기 소자의 제2 표면상에 스퍼터링에 의해서 형성된다.

상기 전극(73-2)이 장착된 표면에는 음향매칭층(74)과 보호막(75)을 적층한다. 음향매칭층(74)과 보호막(75)은 둘다 광학적으로 투명한 수지로 만들어진다. 또한 전극(73)의 재료에는 예를 들어 액정 디스플레이나 플라즈마 디스플레이 등에 사용되고 있는 ITO(indium-tin-oxide) 또는 In_2O_3 (Sn) 등의 투명한 전도성 물질을 사용한다. 이와 같이, 투명한 전도성 물질은 전극(73)용으로 사용되고, 광학적으로 투명한 수지는 음향매칭층(74) 또는 보호막(75)용으로 사용된다. 수지(80)는 변환소자(54) 사이의 틈을 충전한다. 또한, 투명한 압전 단결정이 각각의 변환소자(54)용으로 사용된다. 투명한 수지로 만들어진 지지대(72) 위에 이들 재료를 고정하여 구성된 전기음향변환부(23)는 광학적으로 투명하게 구성하는 것을 가능하게 한다. 그러므로, 광조사부(15)로부터 방출된 광은 전기음향변환부(23)를 통과할 수 있고 피검생체(7)상에 조사된다.

제1 내지 제3 실시예에서, 광섬유(71)의 간격은 변환소자(54)의 간격에 의해서 결정된다. 제4 실시예는 이와 같은 제한이 없다. 광섬유는 도 11에서와 같이 고밀도로 배열될 수 있다. 광섬유(71)의 간격은 광음향영상의 주사간격을 결정한다. 그러므로 제4 실시예에서는 주사밀도가 높은 광음향영상을 얻을 수 있다. 특히 영상의 공간 분해능이 제3 실시예에서와 같이 조사광의 지향성에 의해서 결정된다면, 광의 고밀도 주사에 의해서 화질을 개선할 수 있다.

제4 실시예에서는, 광조사부(15)가 전기음향변환부923)의 후방에 배치될 수 있다. 그러므로, 변환소자(54)에서의 음향커플링이 감소될 수 있다. 이것은 우수한 광음향영상과 우수한 펄스에코영상을 얻는 것을 가능하게 한다.

또한, 광섬유(71)를 고밀도로 배열하는 것이 가능하기 때문에 광음향영상의 공간 분해능을 향상시킬 수 있다.

(제5 실시예)

제1 내지 제4 실시예에서, 광주사부(13)는 복수 배열된 광섬유(71)를 순차로 선택하여 피검생체(7)상에 조사위치를 이동한다. 이 방법은 도파부(14)에서 많은 광섬유(71)와 상기 광섬유(71)를 선택하는 광주사부(13)를 사용할 필요가 있으며, 필연적으로 장치가 복잡하게 된다.

제5 실시예는 이와 같은 조사광의 형성에 있어서의 문제점을 해결하는 것을 목적으로 한다. 상기 광음향이미징법에서의 조사광은 넓은 범위에서 거의 균일한 특성을 갖는다. 광음향영상의 공간 분해능은 변환소자(54)의 음향파의 수렴에 의해서 결정된다. 제5 실시예는 제1 실시예에서와 같은 음향파 수신법을 사용한다.

제5 실시예에서 조사광의 형성법을 도 12a 와 12b를 참조하여 개요를 설명한다. 도 12a는 슬릿판(78)과 변환소자(54) 사이의 위치관계를 나타낸다. 도 12b는 본 실시예에서 사용된 애플리케이터(70)의 개략 구성도이다. 전기음향변환부(23)는 제4 실시예에서 사용된 것과 같은 광학적으로 투명한 구성으로 되어 있다.

제5 실시예에서, 슬릿판(78)은 도 12a에서 보는 바와 같이 변환소자(54)의 배열면에 평행하게 연장한다. 상기 판(78)의 거의 중앙에는 변환소자(54)의 배열방향으로 슬릿이 구성되어 연장한다. 상기 슬릿을 통과하는 광빔은 변환소자(54)의 배열 방향으로 폭이 크고, 이 방향에 수직인 슬라이스 방향으로는 폭이 작다.

도 12b에 도시된 애플리케이터(70)는 슬릿판(78)에 추가하여 렌즈(79)를 갖는다. 렌즈(79)는 광조사부(15)에서 출력된 상기 확산광을 평행 빔으로 변환한다. 도파부(14)는 광조사부(15)에 공급된 광을 광원부(11) 또는 광합파부(12)로부터 직접 유도한다. 그러므로, 광주사부(13)는 불필요하다. 도파부(14)는 광섬유(71)에 한정되지 않으며, 충분한 전력을 얻을 수 있는 한 1 채널이라도 좋다.

본 실시예에서 광음향영상데이터를 수집하는 절차를 도 2, 6, 12a 및 12b를 참조하여 설명한다.

조작자는 광음향이미징법 및 펄스에코법에 있어서 필요한 영상촬영조건을 조작부(5)에 의해서 설정한다. 조작자는 또한 계측을 위해서 사용될 광파장과 같은 상기 광원에 관한 각종의 조건을 설정한다. 이들 조건을 나타내는 데이터는 시스템제어부(4)의 내부 저장회로(도시되지 않음)에 저장된다. 상기 각종 촬영조건을 설정한 후, 조작자는 애플리케이터(70)를 피검생체(7)의 소정 위치에 배치한다.

다음, 조작부(5)를 통해서 광음향영상데이터의 수집을 시작하는 명령어를 입력한다.

상기 명령어를 수신하는 때, 시스템제어부(4)는 상기 광원에 관한 조건을 상기 저장회로로부터 읽어낸다. 다음에 상기 제어부(4)는 상기 설정된 조건에 따라서 예를 들어 광원부(11)의 Nd · YAG 레이저를 선택한다. 상기 제어부(4)는 상기 Nd · YAG 레이저가 파장이 1,000 nm 인 단색광을 발생하도록 한다. 예를 들어 광섬유(71)로 구성된 도파부(14)는 상기 단색광을 애플리케이터(70)의 광조사부(5)로 유도한다. 상기 광은 광조사부(15)의 선단부로부터 확산되고 방사된다. 렌즈(79)는 확산된 광을 수렴하여 평행 빔으로 변경한다. 슬릿판(78)의 슬릿을 통과하고 상기 배열방향과 슬라이스 방향으로 전파하는 상기 광의 빔폭은 각각의 방향의 슬릿의 폭을 기초로 설정된다.

상기 슬릿을 통과하면서 상기 슬릿방향으로 그 폭이 감소된 상기 광은 광학적으로 투명한 전기음향변환부(23)를 통과하고 도 12b에 도시된 피검생체의 광조사 영역내에 조사된다. 피검생체(7)의 혈액내의 헤모글로빈은 이 광을 흡수하여 음향파를 발생한다.

도 6을 참조하면, 변환소자(54-1 ~ 54-N(N = 6)가 애플리케이터(70)의 전기음향변환부(23)에 있는 변환소자(54-1 ~ 54-M)로부터 선택된다. 선택된 변환소자(54-1 ~ 54-M)는 애플리케이터(70)의 피검생체 접촉면에서 L 거리에 있는 영역에 존재하는 혈관에서 생성된 상기 음향파를 수신한다. 변환소자(54)가 수신하는 상기 음향수신신호에 대한 상기 수신초점거리는 L 이다. 즉, 시스템제어부(4)는 주사제어부(24)의 변환소자선택제어부(68)에 선택정보를 공급한다. 상기 선택정보는 상기 저장회로에 저장된 상기 주사정보에 포함된다. 시스템제어부(4)는 또한 주사제어부(24)의 빔집속제어회로(67)에 지연시간정보를 공급한다. 상기 지연시간정보는 상기 수신초점거리에 대응한다.

변환소자선택제어회로(68)는 변환소자(54)에 관한 선택정보를 시스템제어부 (4)로부터 수신한다. 상기 선택정보에 따라서, 상기 회로(68)는 전자스위치(53-1 ~ 53-N)(N = 6)를 ON상태로 하고, 변환소자(54-1 ~ 54-6)를 선택한다. 변환소자(54-1 ~ 54-6)는 피검생체(7)의 내부에서 생성된 음향파를 전기신호로 변환한다. 상기 전기신호는 전자스위치(53)를 경유하여 프리앰프(55)에 공급된다. 프리앰프(55)는 상기 신호를 소정의 진폭으로 증폭한다. 프리앰프(55)의 출력 신호는 수신지연회로(56)에 입력된다.

변환소자(54-n)로부터 N-채널 수신지연회로(56)의 n번째 수신지연회로(56)에 공급된 음향수신신호는 제1 실시예와 관련하여 제시된 수학식 1의 시간에 의해서 지연된다. 만약 Fo = L 이면, 변환소자(54-1 ~ 54-6)에서 출력된 음향수신신호는 상기 지연시간으로 지연되고, N(N = 6)-채널 음향수신신호를 제공한다. 가산기(57)는 상기 N-채널 음향수신신호르 서로 가산한다. 변환소자(54-3, 54-4)의 중점으로부터 연장하고 변환소자의 배열면에 대해서 수직인 선(점선으로 표시됨)상에서, 거리 L의 위치에서 생성된 음향파의 위상을 일치시켜 합성하는 것이 가능하다. 또한, 제5 실시예에서는 깊이(거리)에 관계없이 집속상태로 신호를 연속적으로 수신하기 위해서 상기 동적집속법도 사용될 수 있다.

신호처리부(25)의 필터(66)는 변환소자(54-1 ~ 54-6)에 의해서 얻어지고 가산기(57)에 의해서 합성된 음향수신신호로부터 노이즈성분을 제거한다. 신호처리부(25)의 출력신호는 대수변환부(58)에서 진폭 압축된다. 상기 변환부(58)의 출력신호는 포락선검파기(59)에 의해서 검파된다. A/D 변환기(60)는 상기 검파된 신호를 디지털신호로 변환한다. 상기 디지털신호 또는 광음향영상데이터는 영상데이터메모리A(61)에 저장된다.

광음향이미징에서 제1 주사가 종료한 후, 피검생체(7)의 조사부위에 제1 주사에서와 같음 모양으로 렌즈(79)와 슬릿판(78)을 통해서 가해진 평행 빔이 조사된다. 이렇게 조사된 피검생체(7)의 내부에서 새로운 음향파가 생성된다. 변환소자선택제어부(68)는 시스템제어부(4)로부터 공급된 변환소자(54)에 대한 선택정보에 따라서 전자스위치(53-2 ~

53-7)를 ON상태로 한다. 그에 의해서 변환소자(54-2 ~ 54-7)가 수신용 변환소자(54)로서 선택된다. 제1 주사에서와 같이, 변환소자(54-2 ~ 54-6)는 전자스위치(53-2 ~ 53-6)에 의해서 프리앰프(55-2)에 접속되고 추가로 수신지연회로(56-2 ~ 56-6)에 접속된다. 변환소자(54-7)는 전자스위치(53-7)에 의해서 프리앰프(55-1)에 접속되고 추가로 수신지연회로(56-1)에 접속된다.

이 경우에 변환소자(54-2 ~ 54-6)의 수신신호가 공급되는 수신지연회로(56-2 ~ 56-6)를 #1 ~ #5, 또 변환소자(54-7)의 수신신호가 공급되는 수신지연회로(56-1)를 #6으로 하면, #n 의 수신지연회로(56)에 공급되는 변환소자(54)의 수신신호에 대해서 수학식 1에서 주어진 지연시간이 주어지고, 가산기(57)에 의해서 가산 합성된다. 제1 주사에서와 같이, 상기 동적수렴법은 깊이에 관계없이 집속상태로 피검생체(7)의 내부에서 생성된 음향파를 연속적으로 수신하는데 사용될 수 있다. 변환소자(54-1 ~ 54-6)에 의해서 얻어진 상기 N(N = 6)-채널 음향수신신호가 상기 지연시간에 의해서 지연된 후, 가산기(57)에 의해서 가산된다. 그리하여, 변환소자(54-4, 54-5)의 중점으로부터 연장하고 변환소자의 배열면에 대해서 수직인 선(점선으로 표시됨)상에서 생성된 음향파의 위상을 일치시켜 하나의 신호로 합성된다.

가산기(57)에서 출력된 음향수신신호는 필터(66)에서 노이즈가 제거되고, 대수변환부(58)에서 진폭 압축되고, 포락선검파기(59)에서 포락선검파가 된다. 상기 검파기(59)의 출력신호는 A/D변환기(60)에 공급된다. 상기 A/D변환기(60)는 상기 신호를 디지털신호로 변환한다. 상기 디지털신호 또는 광음향영상데이터는 영상데이터메모리A(61)에 저장된다.

제3 주사 이후는 동일한 방식으로 행해진다. 시스템제어부(4)는 변환소자(54-3 ~ 54-8, 54-4 ~ 54-9, ..., 54-M-5 ~ 54-M)에 의해서 피검생체(7)에 조사된 평행 광으로부터 생성된 음향신호를 수신한다. 6-채널 수신신호는 프리앰프(55), 수신지연회로(56), 필터(66), 대수변환부(58), 포락선검파기(59), 및 A/D변환기(60)를 경유하여 광음향영상데이터로서 영상데이터메모리A(61)에 순차적으로 저장된다. 이와 같이, 1-프레임 음향데이터가 얻어진다.

다음에 상기 펄스에코법이 영상데이터를 수집하기 위해서 행해진다. 상기 펄스에코법에 의해서 영상데이터를 수집하는 절차는 제1 실시예에서와 같다. 따라서 상기 절차에 대한 설명은 생략한다.

제5 실시예에 있어서, 도파부(14)내의 광섬유(71)의 수는 현저히 감소될 수 있고, 광주사부(13)는 사용될 필요가 없다. 또한, 조사광은 배열방향으로 연속적으로 조사되기 때문에 지연시간이 수신직전에 설정되는 경우 상기 주사밀도는 자유롭게 설정될 수 있다. 그러므로, 광섬유(71)를 사용한 경우의 제약을 배제할 수 있다.

제5 실시예에서, 수신집속점은 변환소자의 배열면에 대하여 수직선상에 설정된다. 그렇지만, 상기 집속점은 변환소자(54)가 생성하는 수신신호의 지연시간을 제어하므로써 집속점의 위치를 다른 위치로 설정할 수 있다.

제5 실시예에서 사용된 주사방법의 변형예를 도 13a 내지 13c를 참조하여 설명한다. 상술한 바와 같이, 제5 실시예에서는 영상데이터가 프레임 단위로 수집된다. 대신에, 영상데이터는 주사 단위로 수집될 수 있다. 예를 들어, 상기 광음향이미징법에 의해서 제1의 방향에 대한 주사를 종료한 후 펄스에코법에 의해서 제1 의 방향에 대한 주사를 행하고, 상기 광음향이미징법에 의해서 제2의 방향에 대하 여 주사를 행할 수 있다. 상술한 바와 같이, 제5 실시예에서 상기 광음향영상데이터가 한 스텝에서 수집되고, 사익 펄스에코영상데이터는 다른 한 스텝에서 수집된다. 그렇지만, 광음향영상데이터와 초음파영상데이터는 광 펄스와 레이트 펄스를 동기화시키므로써 동시에 수집될 수 있다. 상기 광 펄스는 광송신부(1)의 광원부(11)에 의해서 시스템제어부(4)에서 공급된 제어신호로부터 생성되었다. 또한, 상기 레이트 펄스는 영상데이터생성부(2)의 레이트신호발생부(21)에 의해서 생성되었다.

도 13a 내지 13c는 상술한 주사순서 사이의 차이를 나타내는 다이어그램이다. 도 13a는 제1 실시예에서와 같이 프레임 단위의 주사방법을 보여준다. 도 13b는 주사단위의 주사방법을 보여준다. 도 13c는 동시 주사를 위해서 광음향이미징법과 펄스에코법으로 행해진 상기 주사순서를 보여준다. 동시 주사에 있어서, 광음향영상데이터와 초음파영상데이터 둘 다를 생성하기 위해서 α방향(θ1 에서 θ2)으로 주사가 행해진다.

도 13a의 프레임 단위 주사방법에 있어서, 먼저 한 프레임의 광음향영상데이터를 수집하기 위해서 θ1 에서 θα 방향으로 α회 주사가 행해지고, 다음에 초음파영상데이터를 수집하기 위해서 α회 행해진다. 이에 대해서, 도 13b의 주사단위 주사방법에서는, 광음향영상데이터를 수집하기 위해서 먼저 θ1 방향으로 주사가 행해지고, 다음에 초음파영상데이터를 수집하기 위해서 θ1 방향으로 주사가 행해진다. 또한, 광음향영상데이터를 수집하기 위해서 θ2 방향으로 주사를 행한다. 상기 주사단위 주사방법에서는, 빨리 움직이는 장기나 혈액도 동일한 위상으로 계 측될 수 있다. 이것은 소정의 방향으로 데이터 사이의 수집시간에 차이가 크게 감소되기 때문이다.

도 13d는 도 13a에 도시된 방법의 변형예를 보여준다. 광음향이미징에서 수신감도를 개선하기 위해서 송신 광량을 증대시키는 경우에, 피검생체의 안전확보를 위해서 단위시간당 조사 회수를 저감시켜야 할 필요가 있다. 이러한 목적을 위해서, 광음향이미징법에서는 펄스에코법에서보다 단위시간당 주사회수가 저감된다.

도 13c에 도시된 방법에서는, 광음향이미징법과 펄스에코법에서 동시에 주사가 행해진다. 이와 같이, 광음향이미징법에서는 광음향영상데이터가 수집되고 동시에 펄스에코법에서는 초음파영상데이터가 수집된다. 이와 같이, 빠르게 움직이는 어떤 대상도 상술한 주사단위 주사방법에서 보다 더욱 정확하게 계측될 수 있다. 이러한 동시 주사방법에서는, 광음향이미징법에서 처리된 음향파가 펄스에코법에서 생성된 영상으로부터의 음향파와 같은 주파수를 가질 수 있다. 이 경우에, 광음향영상데이터와 초음파영상데이터는 혼합되자마자 수신된다. 그러므로, 그것들은 서로 식별될 수 있도록 다른 색으로 표시될 수 없다. 그렇지만, 신호처리부(25)의 A/D변환기(60)의 출력은 표시용영상메모리(63)에 직접 저장되기 때문에 영상데이터메모리A(61)와 영상데이터메모리B(62)는 삭제될 수 있다. 또한, 광음향영상데이터와 초음파영상데이터는 합성될 필요가 없다.

상기 광음향이미징법과 펄스에코법에 의해서 얻어진 영상은 전기음향변환부(23)의 변환소자(54)로서 2주파수 프로브를 사용하여 동시주사법에 의해서도 식별되고 표시된다. 상기 2주파수 프로브는 일본 특허출원 공개공보 제61-100237호 및 제62-39761호에서 개시된 바와 같이 두께가 다른 2개의 변환소자(54)를 구비하므로써 2종류의 주파수를 갖는 초음파를 수신할 수 있다.

그러므로, 광음향이미징법의 음향파의 주파수를 1.5MHz, 펄스에코법의 초음파의 주파수를 3MHz로 설정하고, 상기 신호가 동시에 변환소자(54)에 의해서 수신되는 때에도 신호처리부(25)의 필터(66)에 의해서 변별하므로써 광음향영상데이터와 초음파영상데이터를 독립적으로 생성하는 것이 가능하다. 또한, 이들 영상데이터는 색에 의해서 식별가능하고 표시부(6)의 CRT모니터에 표시될 수 있다.

(제6 실시예)

본 발명의 제6 실시예는 상기 실시예에서 사용된 전기음향변환부에 관한 것이다. 도 15a 와 15b는 제 6실시예에 의한 전기음향변환부의 외관을 보여준다. 도 16은 도 15a에 도시된 전기음향변환부의 평면도이다. 도 15a는 광투과성을 갖는 PZNT 단결정을 각 변환소자의 압전체에 이용한 변환부 도시한다. 도 15b는 광투과성을 갖지 않는 PZT 세라믹 물질을 각 변환소자의 압전체로 이용한 변환부를 도시한다.

도 15a에서 보는 바와 같이, 각각 광투과성을 갖는 복수개의 압전소자(81)가 소정의 간격으로 매트릭스 형상(2차원으로) 배열된다. 광로(83)로 사용된 짧은 광섬유가 4개의 인접한 압전소자(81)로 둘러싸인 공간에 배치된다. 또는, 광로(83)는 주사 방향으로 인접한 2개의 압전소자(81) 사이에 배치되어도 좋다. 각 압전소자(81)와 광로(83) 사이의 갭은 광투과성이 압전소자(81)보다 우수하나 광섬유보다는 낮은 수지(82)로 충전된다. 충전된 수지(82)의 경화에 의해서 전기음향변환부 는 일체화된다.

중심주파수가 1MHz로 가정하자. 그러면, 각 압전소자(81)는 폭이 0.35 mm 이고 높이가 0.58mm 인 직방체 형상을 갖는다. 압전소자(81)는 0.18 mm 간격으로 배치된다. 이 경우에, 광로(83)는, 예를 들어 0.25 mm의 직경을 갖는다.

도 16에서 보는 바와 같이, 주사방향에 직교하는 방향에 일렬로 배치된 모든 압전소자(81)에는 광투과성을 갖는 단일의 전극패턴이 공통으로 형성된다. 압전소자(81)는 단일의 전극패턴에 접속되어 압전진동자를 구성한다.

광섬유(71)는 광학용 접착제로 광로(83)에 접속된다. 광섬유(71)를 통해서 유도된 광은 광로(83)를 통해서 피검생체에 조사된다. 압전소자(81)와 수지(82)는 광투과성을 갖는다. 즉, 전기음향변환부는 광투과성의 물질로 만들어진다. 그러므로, 광섬유(71)를 광로(83)에 연결하여 광을 광로(83)를 통해서 출력하는 구조를 채용하지 않고서도 도 9 내지 12에 도시된 모든 구조를 채용할 수 있다.

(제7 실시예)

본 발명의 제7 실시예는 상술한 실시예에서 사용된 전기음향변환부에 관한 것이다. 도 17a 와 17b는 제7 실시예에 의한 전기음향변환부의 외관을 도시한다. 본 실시예의 전기음향변환부에서는 다심광섬유테이프(88)가 사용된다. 상기 테이프(88)는 테이프 재와, 상기 테이프 재에 소정의 간격으로 일정하게 배치된 복수의 광섬유(93)로 구성된다. PZNT 또는 PZT 로 이루어진 복수의 압전소자(90)가 일렬로 배열된다. 각 압전소자(90)의 상하면에는 각각 전극이 형성되고, 그것에 의해서 압전진동자가 구성된다.

각 진동자의 전방에는 음향정합층(89)이 접착된다. 모든 진동자의 배면에는 백킹재(backing material)(91)가 접착된다. 진동자의 배열된 전극은 플렉시블 기판(FPC)에 장착되고 상기 배열에 직교하게 연장한다. 2개의 진동자 배열(94)이 상기 다심광섬유테이프(88)에 의해서 서로 접착된다. 이와 같은 다심광섬유테이프(88)의 채용은 광섬유에 의해 광투과성을 구비한 전기음향변환부의 제조를 용이하게 한다.

(제8 실시예)

본 발명의 제8 실시예는 상술한 전기음향변환부에 관한 것이다. 도 18a 및 18b는 제8 실시예에 의한 전기음향변환부의 외관을 도시한다. 도 18a에서 보는 바와 같이, 신호측 전극이 두께가 0.5 mm인 플렉시블 기판(FPC)의 거의 중앙부의 양면에 형성되어 있다. 상기 거의 중앙부의 양면에는 한 쌍의 그라운드측 전극(99)이 형성되어 있다. 예를 들어 0.2 mm 의 직경을 갖는 광섬유(110)가 상기 플렉시블 프린트기판(97)의 거의 중앙부에 접착된다. PZNT 또는 PZT 물질을 압전체로 하는 진동자(96)의 신호측 전극과 그라운드측 전극은 Au의 스퍼터링 등에 의해서 형성되고 광섬유(110)의 일방 측면에 구비된 신호측 전극(98)과 그라운드측 전극(99)에 전기적으로 접속된다. 마찬가지로, 진동자(96)의 신호측전극과 그라운드측 전극(99)은 Au의 스퍼터링 등에 의해서 형성되고 광섬유(110)의 타방 측면에 구비된 신호측 전극(98)과 그라운드측 전극(99)에 전기적으로 접속된다.

이와 같이 구성된 진동자판(111)은 상기 주사방향으로 서로 적층된다. 그것들은 도 18b에서 보는 바와 같이 접착제에 의해서 일체로 접착된다.

본 실시예에서는, 광투과성을 갖는 전기음향변환부가 제7 실시예에서와 같은 광섬유를 사용하여 용이하게 제조될 수 있다.

지금까지 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명은 상기 실시예에 한정되지 않고 변형하여 실시하는 것이 가능하다. 상술한 실시예에서, 전기음향변환부(23)의 변환소자(54)와 광조사부(15)의 광섬유(71)는 평면상으로 배열되었지만, 요철상으로 배열할 수도 있다.

실시예에서는, 광음향영상 및 초음파영상이 중첩되어 표시부(6)에 표시되었지만, 중첩된 2개의 영상으로 구성된 광음향영상은 초음파영상의 관측을 방해하는 하는 경우에는 이들 2개의 영상을 병렬로 하여 표시해도 된다.

또한, 상기 실시예는 조작자가 수집개시 명령어를 입력했을 때 개시되는 광음향영상데이터와 초음파영상데이터의 수집방법을 예시하고 있지만, 초음파영상데이터의 수집은 광음향영상데이터의 수집 종료시 자동으로 시작될 수도 있다. 또한, 상기 실시예에서 각 프레임에 대해서 각각의 영상데이터 항목이 수집되지만, 각 주사에 대해서 수집될 수도 있다. 예를 들어, 광음향영상법에서 제1 주사가 종료될 때 펄스에코법에 의한 제1 주사가 행해질 수 있다. 이 경우에, 제2 주사는 상기 광음향이미징법에서 행해질 수도 있다. 이들 주사순서는 거꾸로 될 수도 있다.

본 발명에서, 광음향영상의 표시영역은 초음파영상의 표시영역과 일치될 필요가 없다. 예를 들어, 광음향영상에서 특정 물질의 분포가 표시되는 영역은 음향영상에 의해서 상세히 표시될 수 있다. 조작부는 조작자가 상기 조작부(5)의 조작 에 의해서 입력한 명령신호에 따라서 이 영역을 선택하는데 사용될 수도 있다.

본 발명의 추가적인 장점과 변형예는 본 발명이 속하는 당업자에게는 쉽게 떠오를 것이다. 그러므로, 본 발명의 광범위한 측면은 본 명세서에서 제시하고 설명한 대표적인 실시예와 특정 상세에 한정되지 않는다. 따라서, 다양한 변형예가 첨부된 청구범위와 그것의 동등물에 의해서 정의된 바와 같은 총괄적인 발명의 개념의 사상이나 범위를 벗어나지 않으면서 가능할 것이다.

발명의 효과

본 발명에 의하면, 생체 조직의 형태학적 특성과 그 특성중의 물질농도의 분포의 촬상을 조합하므로써, 영상의 일그러짐이 없고, 촬상측정과 물질분포측정에 대해서 공통의 바디인터페이스와 공통의 검출기를 병합한, 질병의 상태를 진단하는 방법 및 장치를 제공한다.

따라서, 인간의 조직내의 물질농도의 분포와 형태적 특징을 조합하므로써 조직에 대한 특징부여를 더욱 잘 할 수 있고, 악성종양에 대한 보다 정확히 진단할 수 있으며, 비정상적인 병과영역의 한정을 보다 정확히 행할 수 있서 이들 영역의 외과적 제거를 유도할 수 있기 때문에, 보다 나은 진단과 개선된 건강관리가 실현하게 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

인간의 유방암을 진단하는 방법에 있어서,

ⓐ 초음파 촬상소자와 광음향 조사 및 검출소자를 추가로 구비하는 진단 프로브를 유방조직에 접촉시키는 단계,

ⓑ 헤모글로빈 흡광 스펙트럼밴드내의 파장을 갖는 짧은 주기의 광 펄스로 상기 유방조직을 조사하여 광음향 신호를 생성하는 단계,

ⓒ 초음파트랜스듀서를 사용하여 상기 광음향 신호를 검출하고 유방조직의 혈액(혈관형성)의 분포를 판정하는 단계,

ⓓ 상기 광음향 신호의 검출에서 사용되는 상기 광음향 검출 트랜스듀서와 함께 구비된(co-registered) 초음파트랜스듀서를 사용하여 상기 인간 유방조직의 형태학적 초음파 영상을 생성하고 검출하는 단계, 및

ⓔ 상기 광음향 혈관형성 영상을 상기 초음파 형태학적 영상에 중첩하여 유방내의 상이한 형태학적 구조의 혈관분포에 대한 합성된 영상을 생성하는 단계를 구비하고,

상기 형태학적 구조는 대상인 조직장애(lesions)인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 2.
제 1 항에 있어서,

상기 광의 파장은 530 nm ~ 1,300 nm 의 스펙트럼 영역내인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 3.
제 1 항에 있어서,

상기 광음향 검출소자와 상기 초음파 검출소자는 공통인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 4.
제 1 항에 있어서,

상기 초음파트랜스듀서는 압전소자인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 5.
제 1 항에 있어서,

상기 초음파트랜스듀서는 PZNT 소자인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 6.
제 1 항에 있어서,

상기 초음파트랜스듀서는 PVDF 소자인 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 7.
제 1 항에 있어서,

상기 합성된 광음향 검출소자와 상기 초음파 검출소자는 초음파 반사손실을 최소화하기 위해서 피부에 임피던스 정합되는 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 8.
제 1 항에 있어서,

상기 검출소자들에 결합젤(coupling gel)이 가해지는 것을 특징으로 하는 유방암 진단방법.

청구항 9.
조직장애와 같은 촬상된 형태적 특성에 헤모글로빈과 같은 분석물의 농도분포를 중첩하므로써 인간의 유방암과 같은 질병을 진단하는 장치에 있어서,

ⓐ 특정의 파장성분을 갖는 광을 발생하는 광발생부,

ⓑ 상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 피검생체에 조사하는 광조사부,

ⓒ 상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 상기 광조사부로 유도하는 도파수단,

ⓓ 상기 광조사부에 의해서 조사된 광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 복수의 배열형 전기음향 트랜스듀서 소자를 사용하여 전기신호로 변환하는 제1 전기음향변환수단,

ⓔ 상기 제1 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 상기 신호에 기초하여 제1 영상데이터를 생성하는 제1 영상데이터 생성수단,

ⓕ 초음파를 상기 피검생체에 송신하는 초음파송신수단,

ⓖ 상기 초음파송신수단에 의해서 송신되고 상기 피검생체의 내부에서 반사된 상기 초음파의 성분을 복수의 배열형 전기음향 트랜스듀서 소자를 사용하여 전기신호로 변환하는 제2 전기음향변환수단,

ⓗ 상기 제2 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 상기 신호에 기초하여 제2 영상데이터를 생성하는 제2 영상데이터 생성수단,

ⓘ 상기 제1 영상데이터와 상기 제2 영상데이터를 표시하는 표시수단을

구비하는 것을 특징으로 하는 인간 질병의 진단장치.

청구항 10.

조직의 촬상된 형태적 특성에 있어 분석물의 농도분포를 판정하는 생체정보촬상장치에 있어서,

특정의 파장성분을 갖는 광을 발생하는 광발생부,

상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 피검생체에 조사하는 광조사부,

상기 광발생부에 의해서 발생된 광을 상기 광조사부로 유도하는 도파수단,

상기 광조사부에 의해서 조사된 광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 복수의 배열형 전기음향변환소자를 사용하여 전기신호로 변환하는 제1 전기음향변환수단,

상기 제1 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 상기 신호에 기초하여 제1 영상데이터를 생성하는 제1 영상데이터 생성수단,

초음파를 상기 피검생체에 송신하는 초음파송신수단,

상기 초음파송신수단에 의해서 송신되고, 상기 피검생체의 내부에서 반사된 상기 초음파의 성분을 복수의 배열형 전기음향변환소자를 사용하여 전기신호로 변환하는 제2 전기음향변환수단,

상기 제2 전기음향변환수단에 의해서 얻어진 신호에 기초하여 제2 영상데이터를 생성하는 제2 영상데이터 생성수단,

상기 제1 영상데이터와 상기 제2 영상데이터를 표시하는 표시수단을 구비하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 11.

제 10 항에 있어서,

상기 제1 전기음향변환수단의 상기 복수의 전기음향변환소자 중에서 적어도 하나는 상기 제2 전기음향변환수단의 상기 복수의 전기음향변환소자 중 적어도 하나로서 공통으로 사용되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 12.

제 10 항에 있어서,

상기 도파수단은 복수의 광섬유로 구성되고,

상기 광섬유의 일방의 단부는 상기 광조사부에 개구되어 배열되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 13.

제 12 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전기음향변환수단의 상기 복수의 전기음향변환소자는 상기 복수의 광섬유 개구부의 배열방향과 거의 동일방향으로 배열되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 14.
제 13 항에 있어서,

상기 복수의 광섬유 개구부와 상기 복수의 전기음향변환소자는 1차원으로 배 열되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 15.
제 13 항에 있어서,

상기 복수의 광섬유 개구부와 상기 복수의 전기음향변환소자는 거의 동일 평면상에 2차원으로 배열되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 16.
제 13 항에 있어서,

상기 복수의 광섬유 개구부는 상기 전기음향변환소자가 배열되는 때 형성된 간극에 배치되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 17.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 전기음향변환수단은 상기 복수의 전기음향변환소자 중에서 인접하는 복수의 전기음향변환소자를 선택하여 이용해서 상기 음향파를 전기신호로 변환하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 18.
제 17 항에 있어서,

상기 제1 영상데이터생성수단은 상기 제1 전기음향변환수단에 의해서 선택된 상기 전기음향변환소자에 의해서 얻어진 복수의 전기신호에 대해서 정상가산처리를 행하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 19.
제 12 항에 있어서,

상기 복수의 광섬유로부터 소정의 광섬유를 선택하고 상기 광조사부에 광을 공급하는 광주사수단을 더 구비하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 20.
제 19 항에 있어서,

상기 제1 전기음향변환후단에 의해서 선택된 복수의 전기음향변환소자 사이의 중심위치는 상기 광주사수단에 의해서 선택된 광섬유의 상기 광조사부에 있어서 개구위치와 거의 일치하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 21.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 전기음향변환수단의 상기 전기음향변환소자는 압전 단결정으로부터 구성되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 22.
제 10 항 또는 제 21 항에 있어서,

상기 전기음향변환소자는 상기 광조사부와 상기 피검생체 사이에 배치되고,

상기 광조사부로부터 출력된 광은 상기 전기음향변환소자를 투과해서 상기 피검생체에 조사되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 23.
제 13 항 및 제 22 항에 있어서,

상기 광조사부의 상기 복수의 광섬유 개구부의 배열밀도는 상기 복수의 전기 음향변환소자의 배열밀도보다 더 높은 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 24.
제 22 항에 있어서,

상기 광조사부와 상기 복수의 배열형 전기음향변환소자 사이에 광학렌즈를 추가로 구비하고,

상기 광학렌즈는 상기 광조사부로부터 출력된 광의 스폿 크기를 상기 전기음향변환소자의 배열방향으로 소정의 폭으로 설정하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 25.
제 24 항에 있어서,

상기 광학렌즈와 상기 전기음향변환소자의 사이에 슬릿판을 추가로 구비하고,

상기 슬릿판은 상기 광학렌즈에서 출력된 광의 빔폭을 상기 전기음향변환소자의 배열방향에 직교하는 슬라이스 방향으로 설정하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 26.
제 10 항에 있어서,

상기 제2 영상데이터생성부는 상기 제2 전기음향변환수단에 의해서 수집된 수신신호로부터 고조파성분을 추출하여 영상데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 27.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 영상데이터를 생성하기 위한 상기 광조사부로부터 광의 조사와 상기 제2 영상데이터를 생성하기 위한 상기 초음파송신수단으로부터의 초음파의 송신은 교대로 행해지는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 28.
제 27 항에 있어서,

상기 광조사부로부터의 광의 조사와 상기 초음파송신수단으로부터의 초음파의 송신은 복수의 방향 각각으로 교대로 행해지는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 29.
제 10 항에 있어서,

상기 광조사부가 복수의 방향으로 광을 순차로 조사하여 1개 프레임에 대응하는 상기 제1 영상데이터가 생성된 후, 상기 초음파송신수단은 상기 복수의 방향으로 초음파를 순차로 송신하여 1개 프레임에 대응하는 제2 영상데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 30.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 영상데이터의 생성하기 위한 상기 광조사부로부터의 광의 조사와 상기 제2 영상데이터를 생성하기 위한 상기 초음파송신수단으로부터의 초음파의 송 신은 거의 동시에 행해지는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 31.

제 10 항에 있어서,

상기 표시수단은 제1 및 제2 영상데이터를 동일한 모니터에 표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 32.
제 10 항 또는 제 31 항에 있어서,

상기 표시수단은 상기 제1 및 제2 영상데이터를 중첩/표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 33.
제 10 항 또는 제 32 항에 있어서,

상기 표시수단은 제1 및 제2 영상데이터를 다른 색으로 표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 34.
제 10 항에 있어서,

상기 광조사부는 상기 초음파송신수단이 초음파를 발생할 때와 거의 동시에 광을 생성하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 35.
제 10 항에 있어서,

상기 제1의 전기음향변환수단, 상기 초음파송신수단, 및 상기 제2 전기음향 변환수단은 압전진동자로서 공통으로 형성되고,

상기 복수의 압전진동자는 매트릭스 형상으로 소정의 간격으로 배치되고,

상기 압전진동자의 사이의 간극에는 광로가 형성되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 36.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 전기음향변환수단, 상기 초음파송신수단, 및 상기 제2 전기음향변환수단은 압전진동자로서 공통으로 형성되고,

상기 복수의 압전진동자는 다심광섬유테이프의 양측의 각각에 일렬로 배치되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 37.
제 10 항에 있어서,

상기 제1 전기음향변환수단, 상기 초음파송신수단, 및 상기 제2 전기음향변환수단은 압전진동자로서 공통으로 형성되고,

상기 압전진동자의 쌍은 광섬유와 함께 플렉시블 프린트기판에 접착되어 진동자판을 형성하고,

상기 복수의 진동자판은 서로 적층되어 접착제에 의해서 서로 일체로 접착되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 38.
조직의 촬상된 형태적 특성에 있어 물질의 농도분포를 판정하는 생체정보촬 상장치에 있어서,

피검생체에 광을 조사하는 광조사수단,

상기 피검생체에 초음파를 송신하는 초음파송신수단,

상기 조사광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파 또는 상기 송신초음파를 수신하여 전기신호로 변환하는 전기음향변환수단,

상기 전기음향변환수단으로부터 출력된 전기신호를 수신하고 상기 조사광으로부터 기인하는 음향파에 기초하여 제1 영상데이터를 생성하는 제1 영상데이터 생성수단,

상기 전기음향변환수단으로부터 출력된 전기신호를 수신하고 상기 송신초음파로부터 기인하는 음향파에 기초하여 제2 영상데이터를 생성하는 제2 영상데이터 생성수단, 및

상기 제1 및 제2 영상데이터를 표시하는 표시수단을 구비하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 39.
제 38 항에 있어서,

상기 송신초음파수단은 상기 전기음향변환수단으로서 부분적으로 공통으로 사용되는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 40.
제 38 항에 있어서,

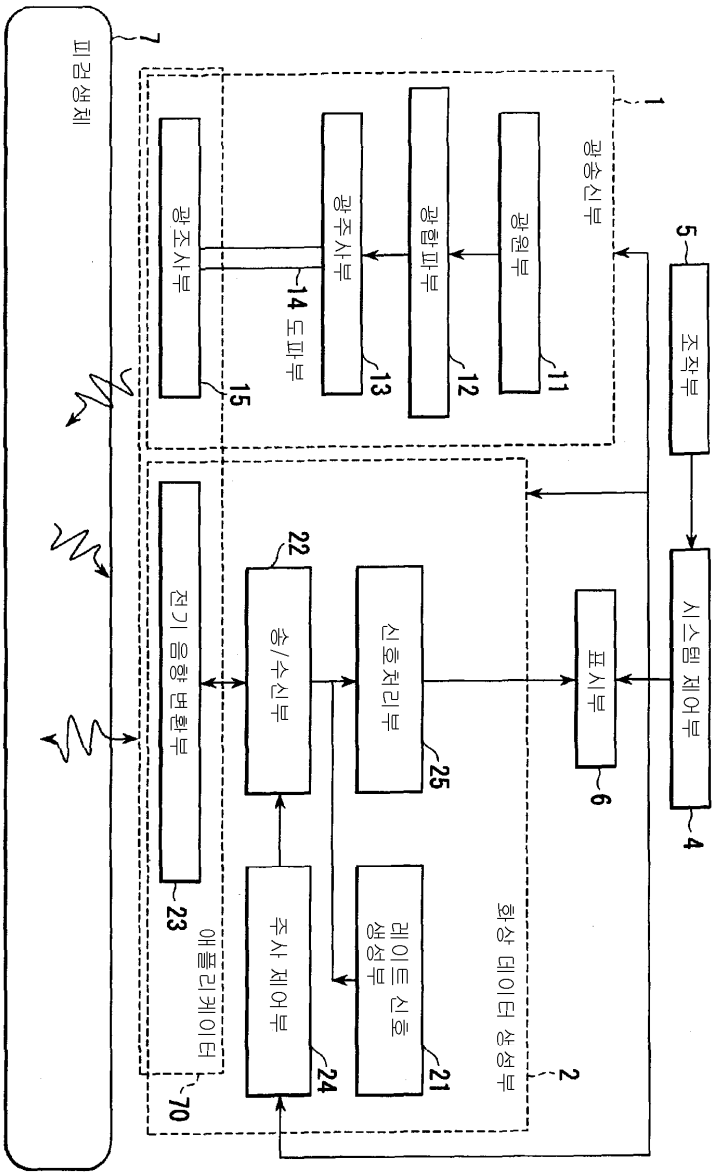
상기 표시수단은 제1 및 제2 영상데이터를 단일 모니터 상에 표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

청구항 41.
피검생체에 광 및 초음파를 조사하여, 상기 광 및 초음파에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 수신하며, 상기 수신음향파를 전기신호로 변환하며, 상기 전기신호에 기초하여 복수의 영상데이터를 생성하며, 상기 각각의 영상데이터를 표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

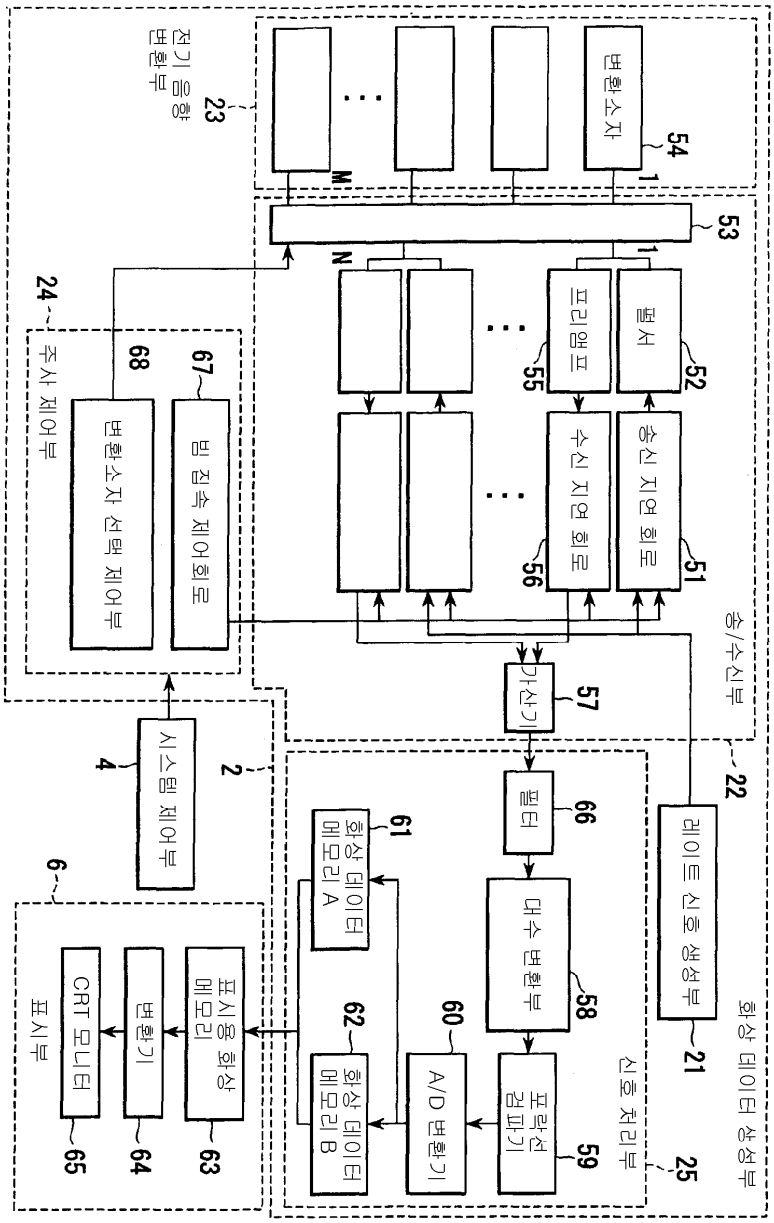
청구항 42.
피검생체에 광을 조사하여, 상기 광에 의해서 상기 피검생체에서 생성된 음향파를 수신하며, 상기 수신음향파를 전기신호로 변환하며, 상기 전기신호에 기초하여 영상데이터를 생성하며, 상기 영상데이터를 표시하는 것을 특징으로 하는 생체정보촬상장치.

도면

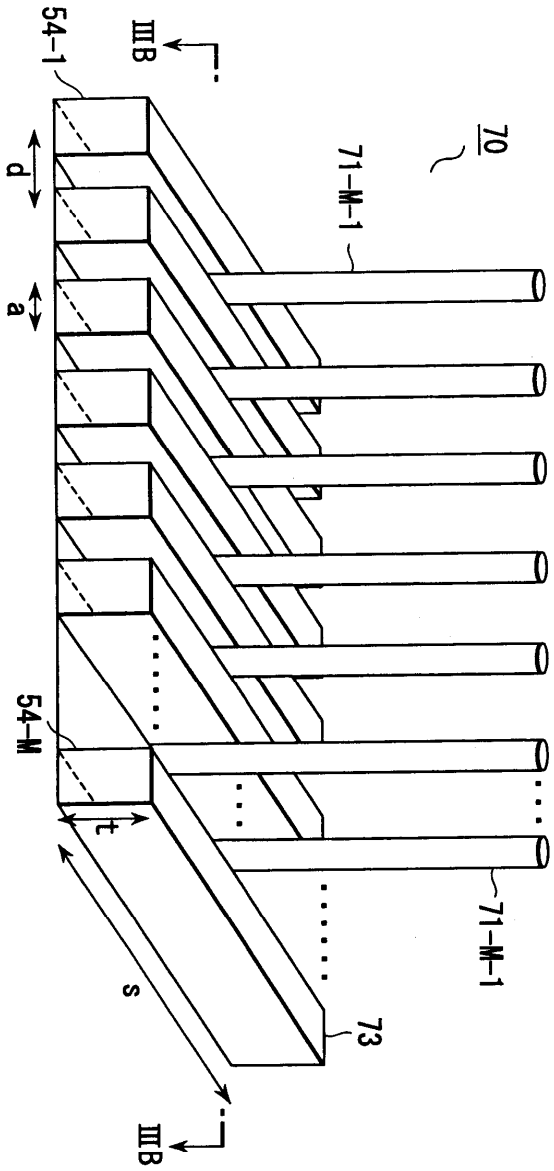
도면1


피검생체
7
1
광송신부
광원부
11
광합파부
12
광주사부
13
14 도파부
광조사부
15
5
조작부
시스템 제어부
4
표시부
6
2
화상 데이터 생성부
22
송/수신부
신호처리부
25
레이트신호 생성부
21
주사 제어부
24
전기 음향 변환부
23
애플리케이터
70

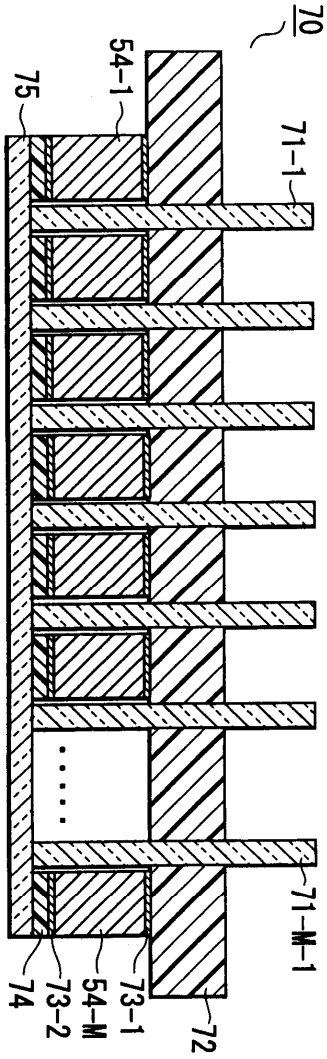
도면2


전기 음향 변환부
23
변환소자
54
1
M
53
1
N
24
주사 제어부
68
67
변환소자 선택 제어부
빔 집속 제어회로
프리앰프
55
펄서
52
수신 지연 회로
56
송신 지연 회로
51
송/수신부
가산기
57
22
시스템 제어부
4
2
필터
66
61
화상 데이터 메모리 A
대수 변환부
58
레이트 신호 생성부
21
화상 데이터 생성부
6
60
62
A/D 변환기
화상 데이터 메모리 B
포락선 검파기
59
신호 처리부
25
표시부
표시용 화상 메모리
63
변환기
64
CRT 모니터
65

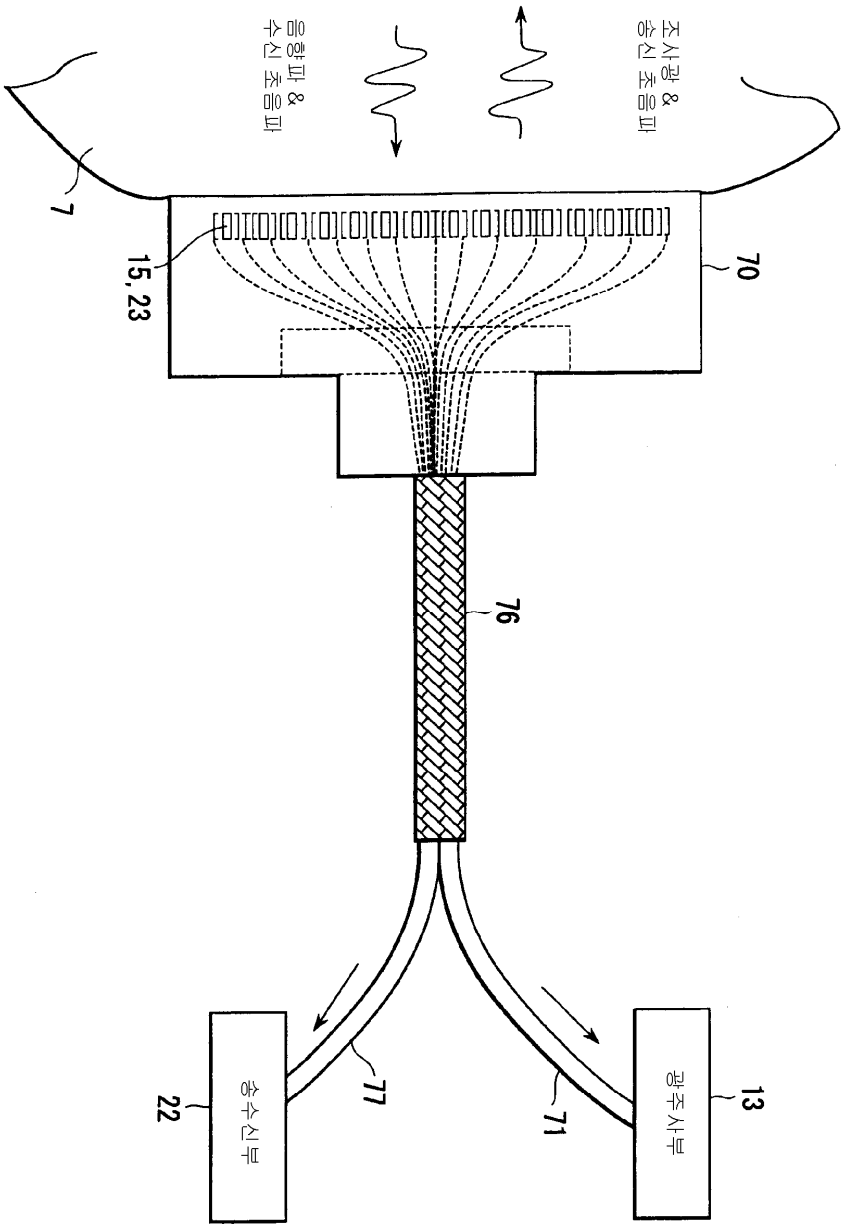
도면3a



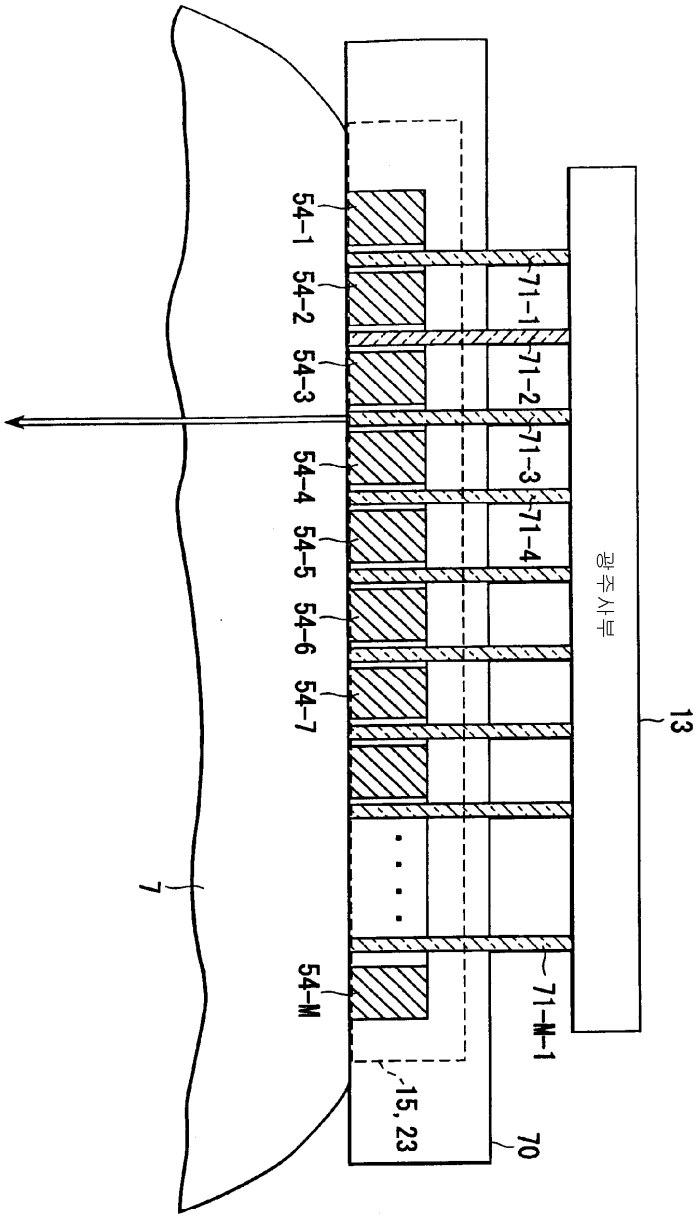
도면3b



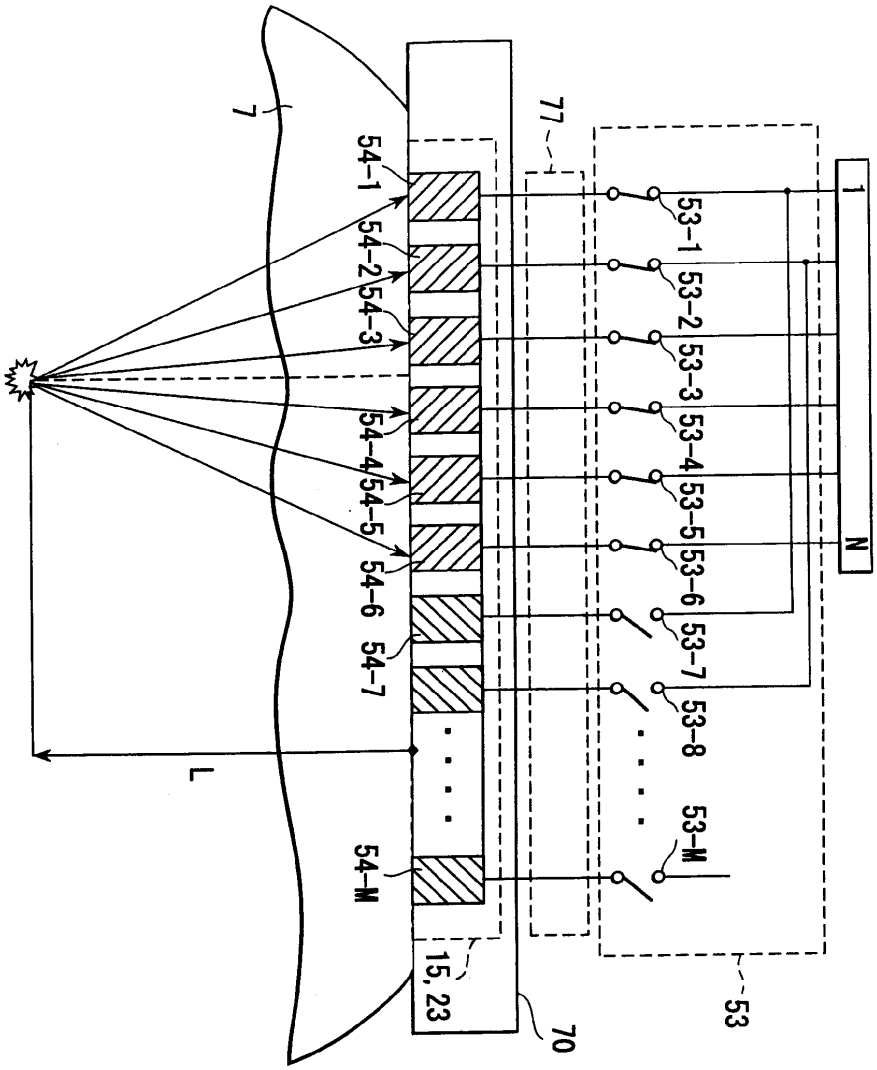
도면4



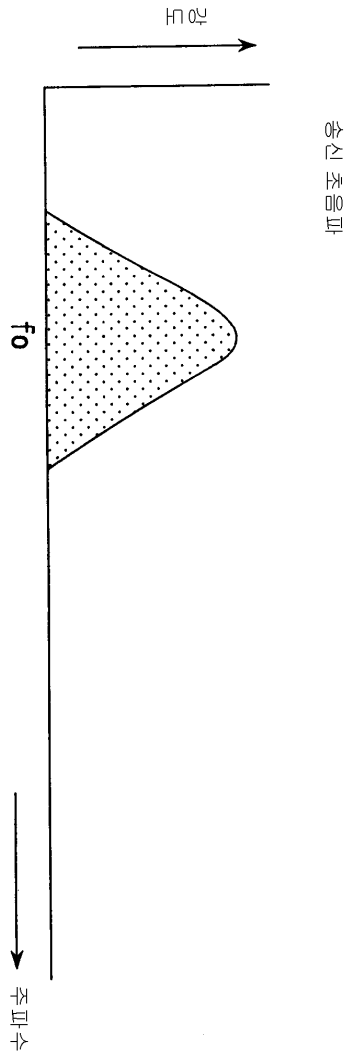
도면5


54-1
54-2
54-3
54-4
54-5
54-6
54-7
54-M
71-1
71-2
71-3
71-4
71-M-1
광주사부
13
7
15, 23
70

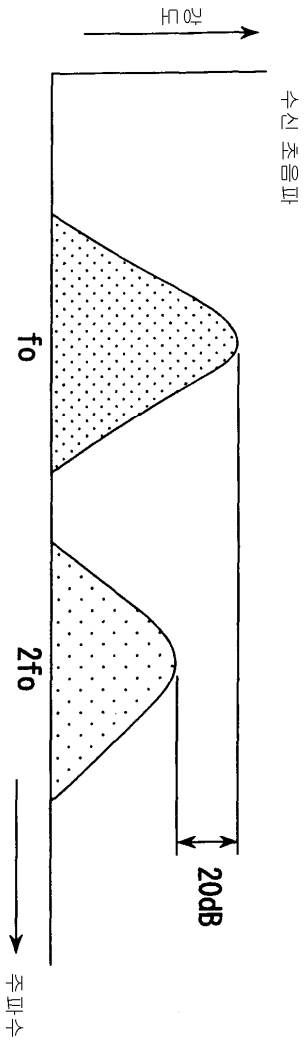
도면6


7
77
54-1
54-2
54-3
54-4
54-5
54-6
54-7
54-M
53-1
53-2
53-3
53-4
53-5
53-6
53-7
53-8
53-M
1
N
L
15, 23
70
53

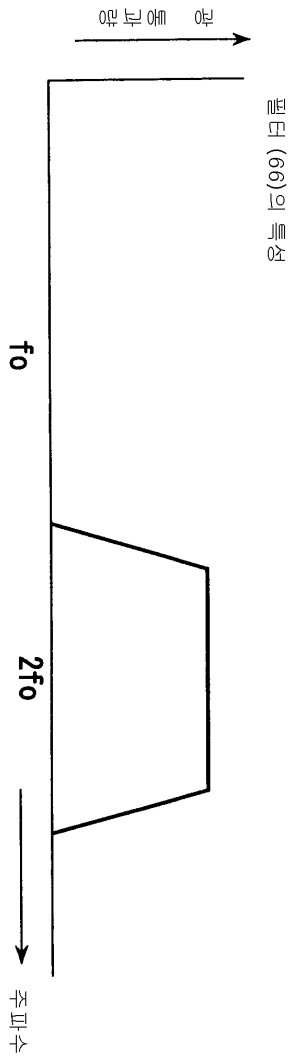
도면7a



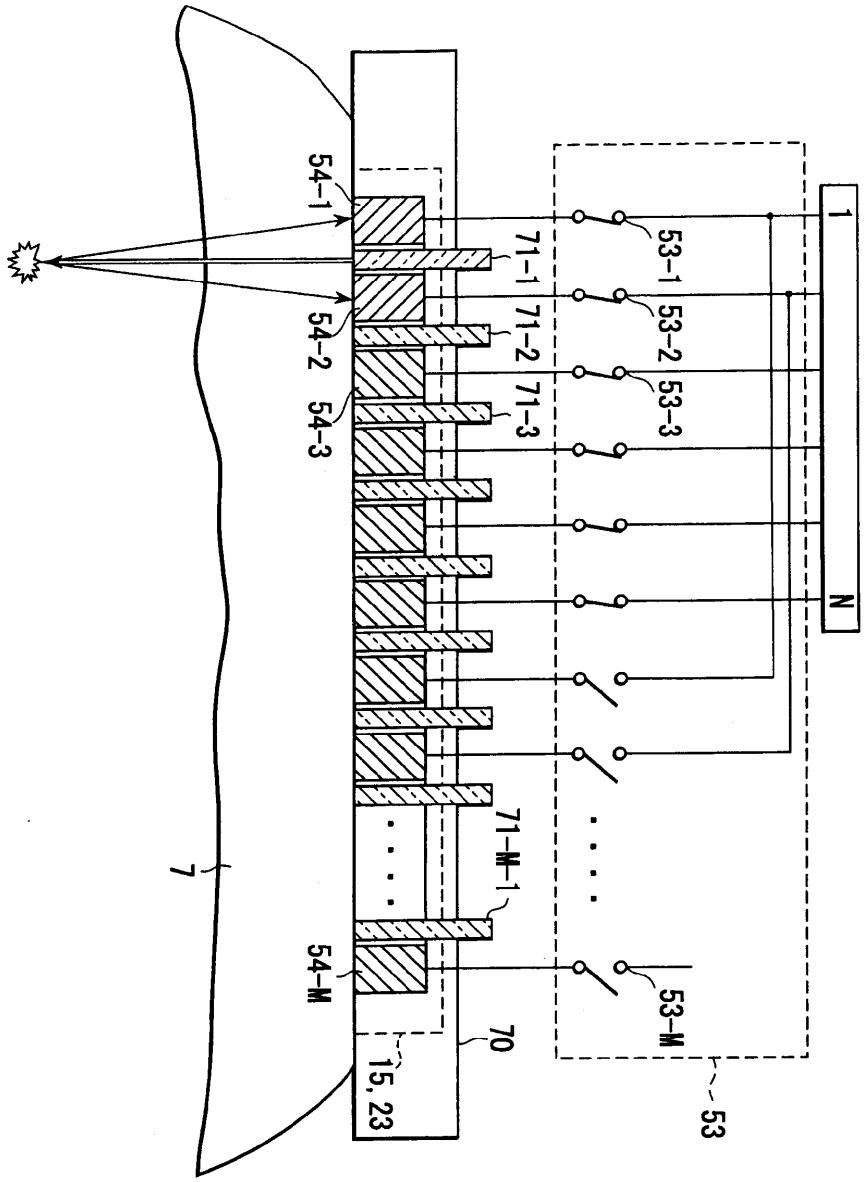
도면7b



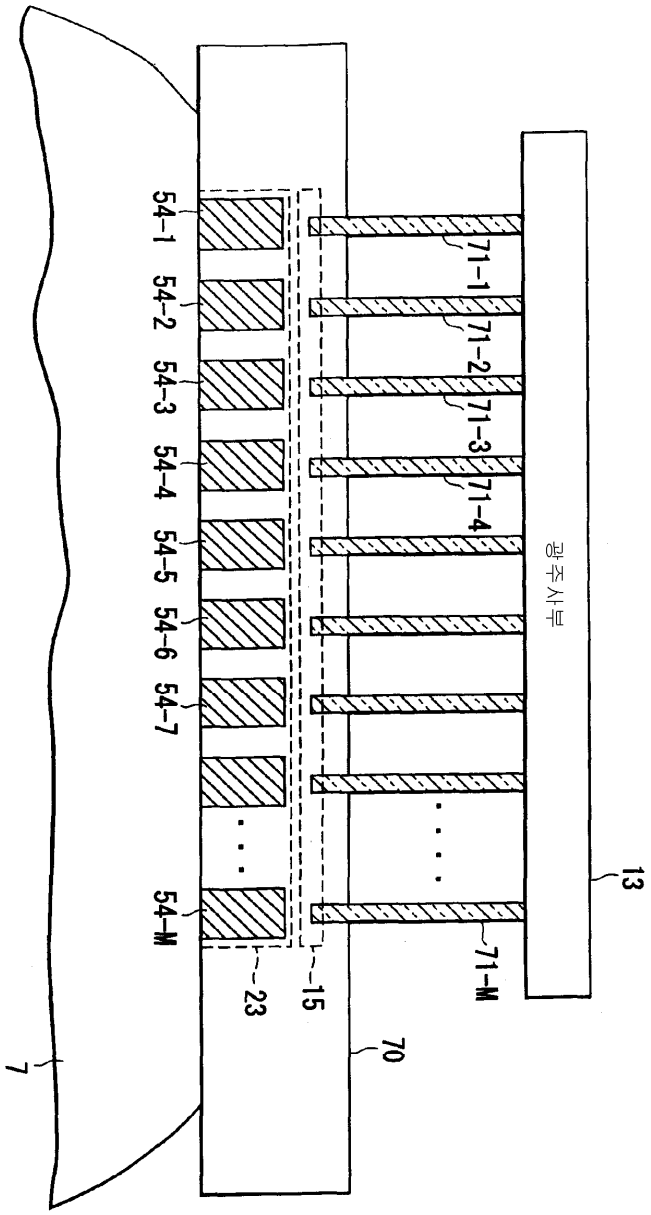
도면7c



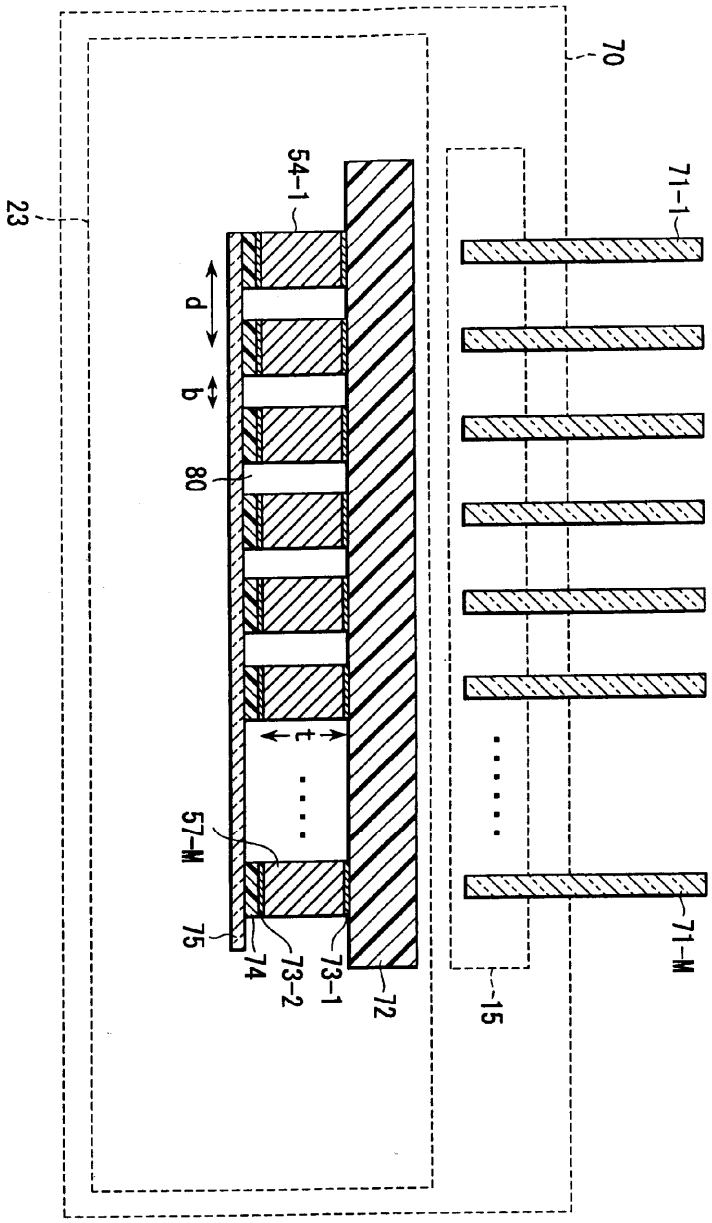
도면8



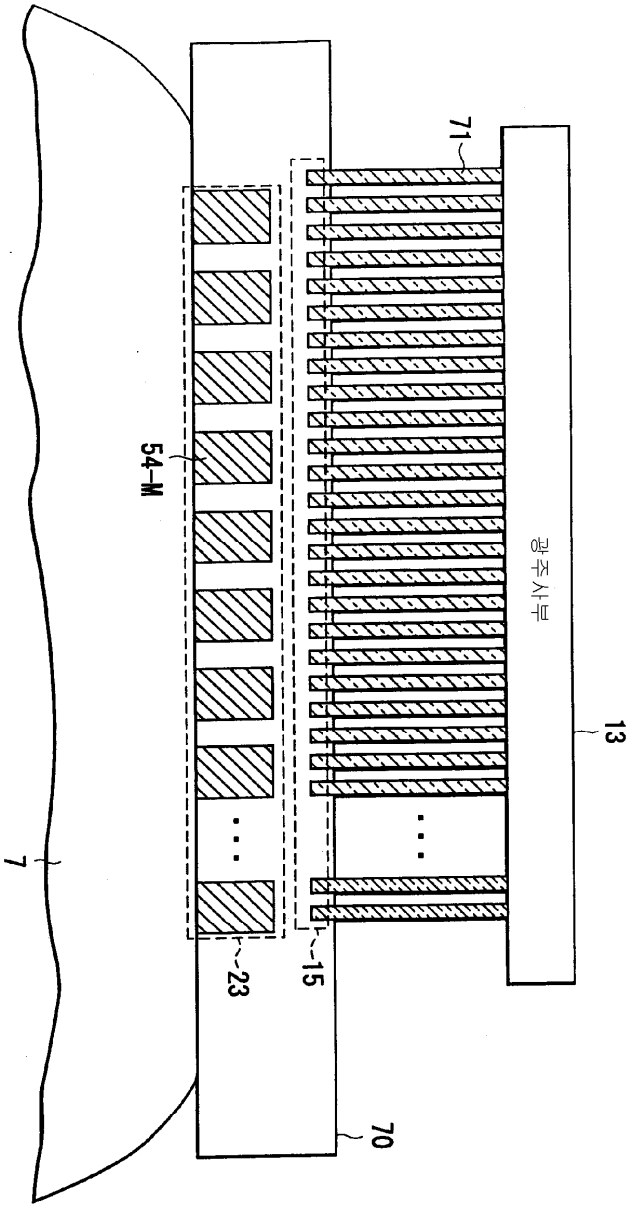
도면9


54-1
54-2
54-3
54-4
54-5
54-6
54-7
54-M
71-1
71-2
71-3
71-4
71-M
광주사부
13
15
23
70
7

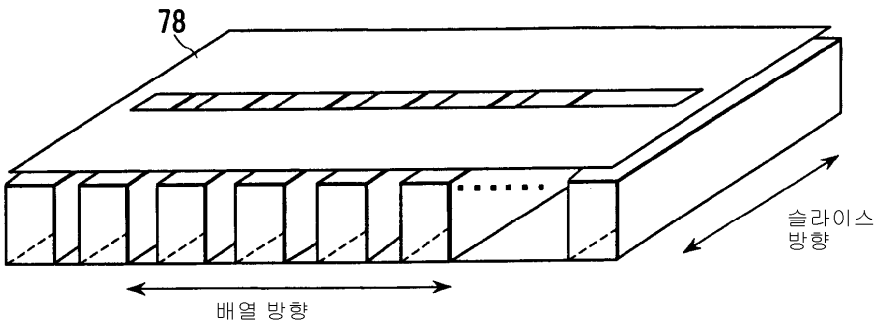
도면10



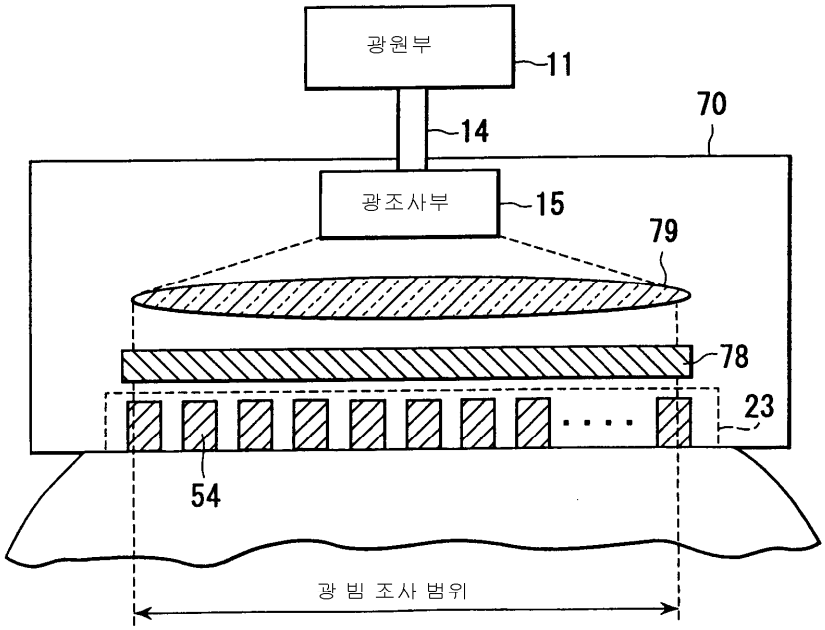
도면11



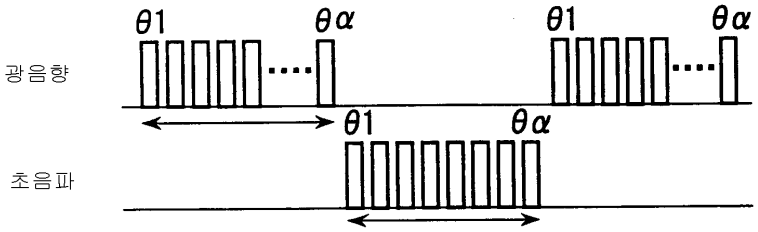
도면12a



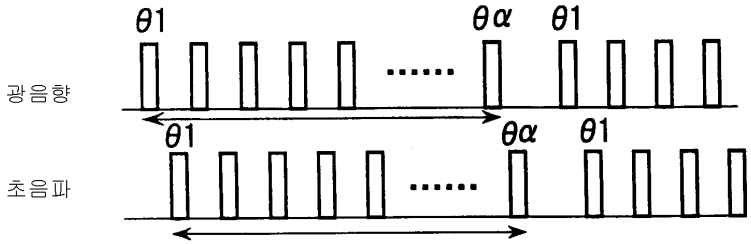
도면12b



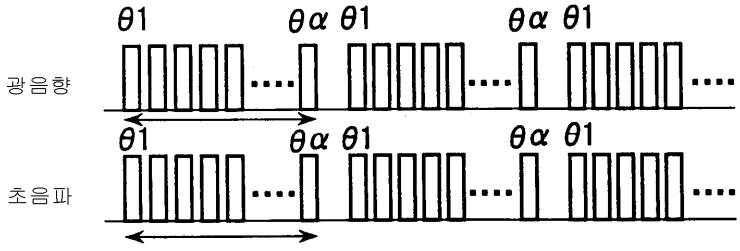
도면13a



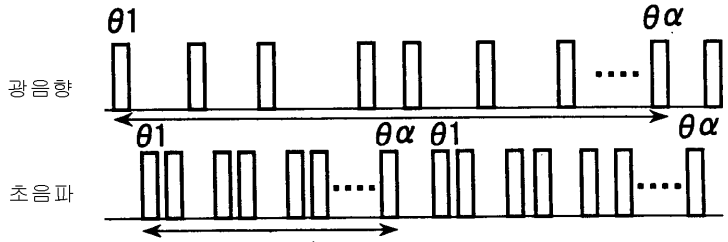
도면13b



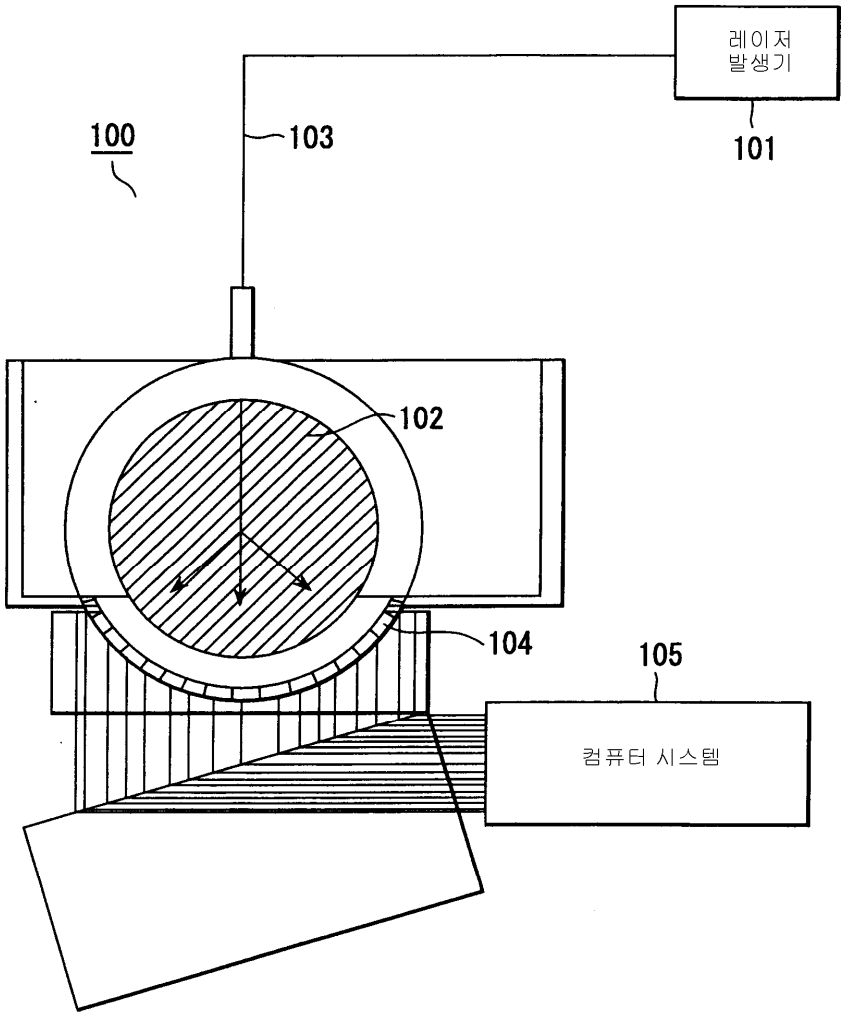
도면13c



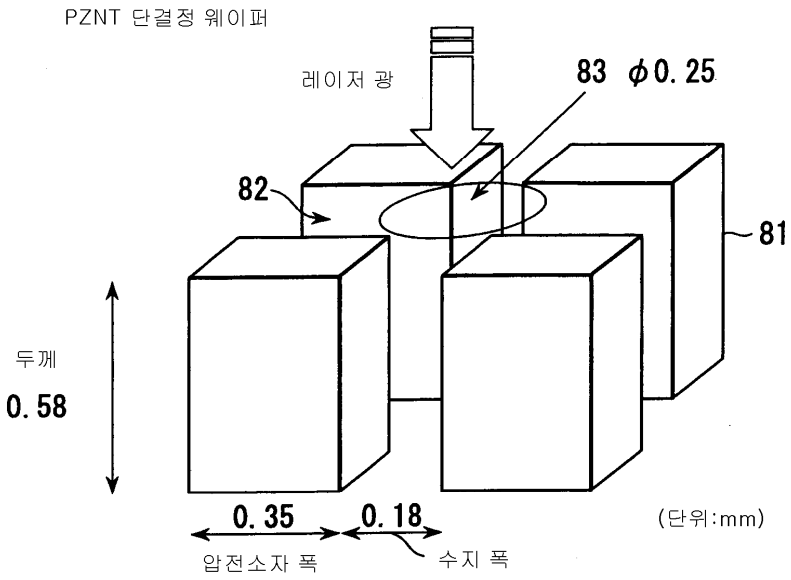
도면13d



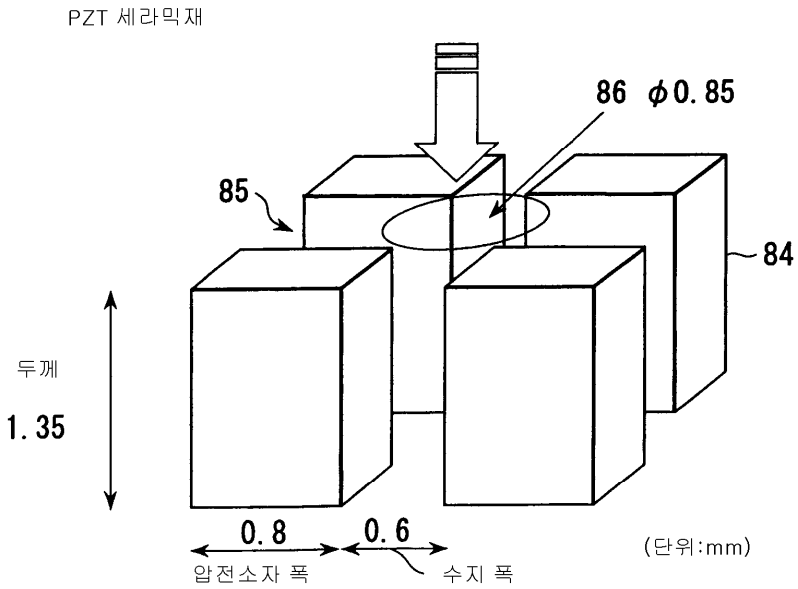
도면14



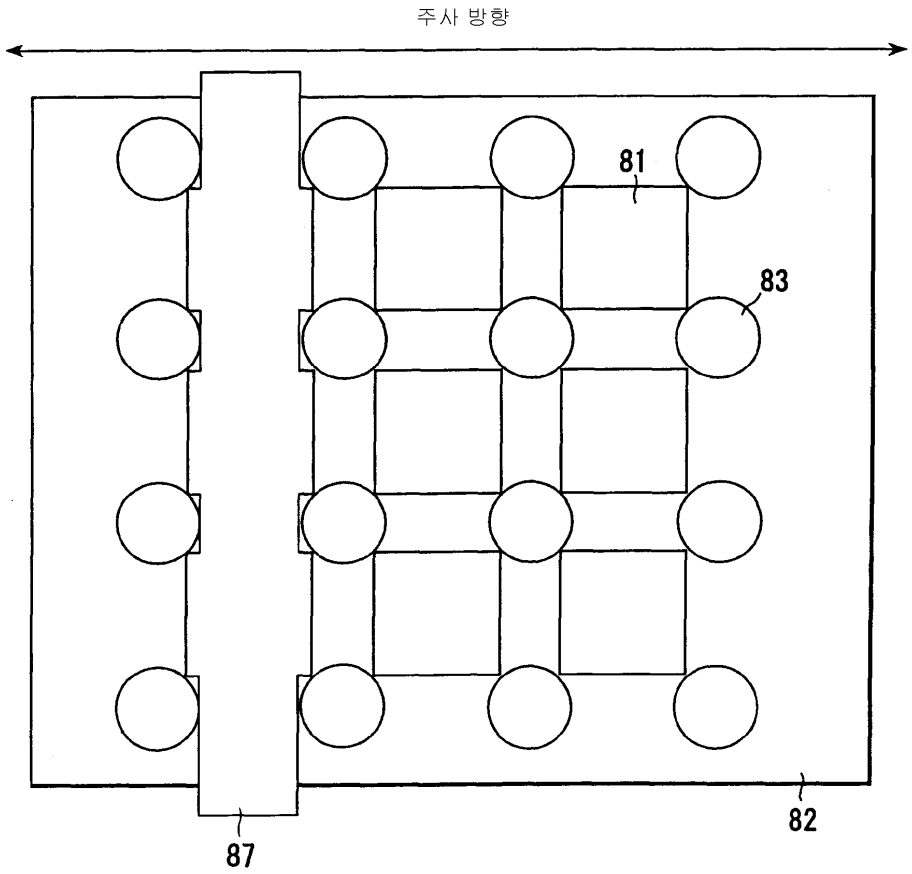
도면15a


PZNT 단결정 웨이퍼
레이저 광
83 φ0.25
82
81
두께
0.58
0.35
0.18
(단위:mm)
압전소자 폭
수지 폭

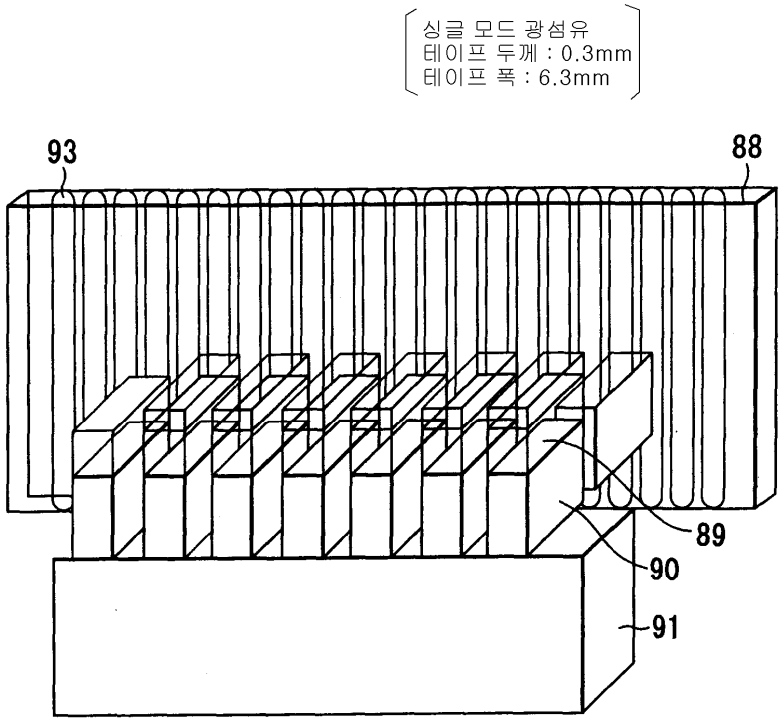
도면15b


PZT 세라믹재
86 φ0.85
85
84
두께
1.35
0.8
0.6
(단위:mm)
압전소자 폭
수지 폭

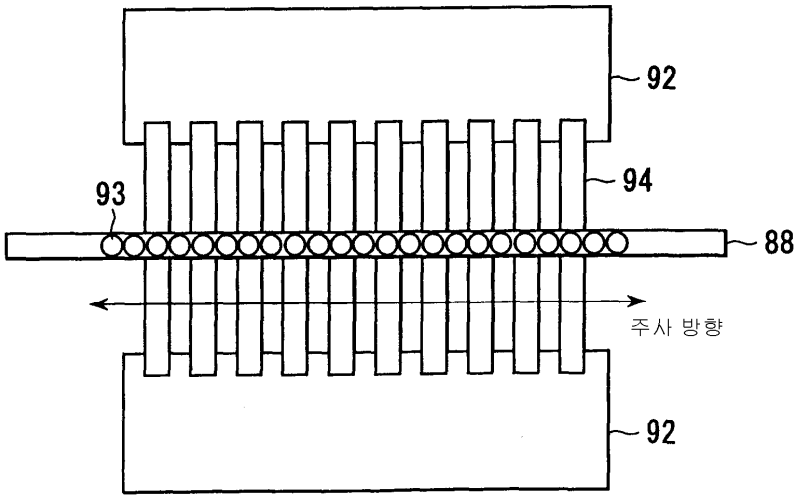
도면16



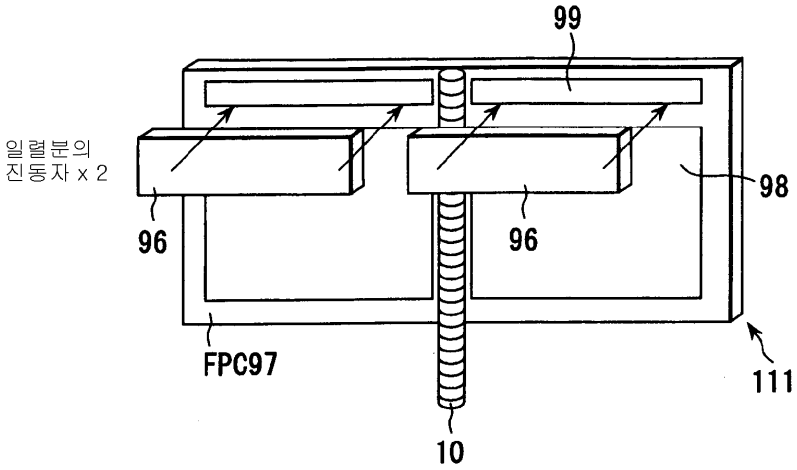
도면17a



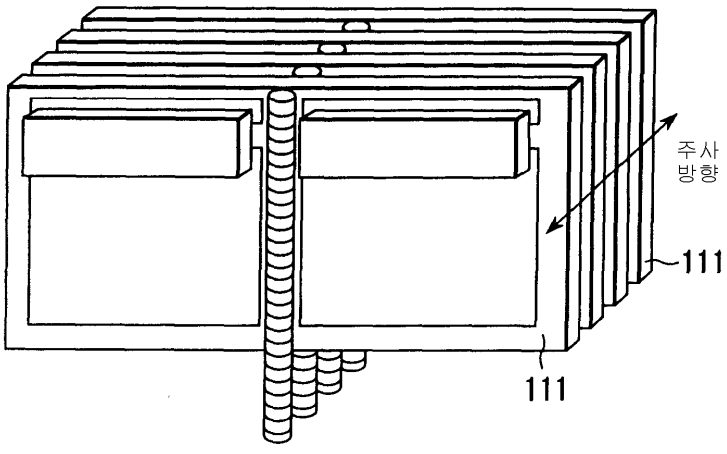
도면17b



도면18a



도면18b



专利名称(译)	生物信息成像设备和方法		
公开(公告)号	KR1020050003948A	公开(公告)日	2005-01-12
申请号	KR1020030055190	申请日	2003-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	Sikki东芝股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Sikki东芝股份有限公司		
[标]发明人	KANAYAMA SHOICHI 가나야마쇼이치 ITSUMI KAZUHIRO 이츠미가즈히로		
发明人	가나야마쇼이치 이츠미가즈히로		
IPC分类号	G01N29/06 A61B8/08 G01N21/25 A61B8/00 G01N29/46 A61B5/00 G01N29/12 G01N21/17		
CPC分类号	A61B8/0825 G01N29/0609 G01N21/255 A61B5/0095 A61B5/0091 A61B5/7232 G01N29/46 G01N29/0672 G01N21/1702 G01N2291/02809 G01N2291/02475 G01N29/12 G01N2021/1787 G01N2291/0258 G01N2201/0826 A61B5/4312 A61B5/0062 A61B8/4416 A61B8/5261		
代理人(译)	KIM MYUNG SHIN PARK JANG KYU		
优先权	2003190336 2003-07-02 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

以收集的光能量照射的基础上产生的声音信号（照射）到被摄体的被摄体信息成像装置的内部进行成像的被摄体的生物体信息，用于照射的特定波长成分的光向被摄体的光照射部一种电声转换单元，用于通过由光照射单元照射的光收集在对象内部产生的声波，并将收集的声波转换为电信号;一种电声转换单元，用于收集通过将超声波发送到对象并将收集的超声信号转换成电信号而获得的超声反射信号;图像数据生成单元，用于通过组合第一和第二图像数据来生成第二图像数据，和包括用于显示数据的显示单元，所以能够以更好的组织的表征通过在身体组织中的材料浓度的分布和形态特征相结合，该装置和方法，以允许准确诊断比恶性肿瘤涉及到。 1