



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. A61B 5/00 (2006.01)	(45) 공고일자 (11) 등록번호 (24) 등록일자	2007년02월23일 10-0686409 2007년02월15일
--	-------------------------------------	--

(21) 출원번호 (22) 출원일자 심사청구일자	10-2004-0030120 2004년04월29일 2004년04월29일	(65) 공개번호 (43) 공개일자	10-2005-0079610 2005년08월10일
----------------------------------	---	------------------------	--------------------------------

(30) 우선권주장 JP-P-2004-00030578 2004년02월06일 일본(JP)

(73) 특허권자 가부시끼가이샤 도시바
 일본국 도쿄도 미나토꾸 시바우라 1쵸메 1방 1고

 도시바 메디칼 시스템즈 코포레이션
 일본 토치기 오타와라시 시모이시가미 1385

(72) 발명자 가나야마쇼이치
 일본사이타마켄고시가야시가와야나기초4쵸메245-1-437

 이즈미가즈히로
 일본가나가와켄가와사키시미야자키미야마에쿠605-11하우스-텐-미야
 자키201

(74) 대리인 김명신
 김중호
 박장규

(56) 선행기술조사문헌 1020050003948 1020040030120 - 608337
 * 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 유창용

전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 비침습적 생체정보 영상화 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명에 의한 비침습적 생체정보 영상 장치는 특정과장성분을 포함하는 광을 생성하는 광생성부(11,12), 생성된 광을 피검체내에 조사하는 광조사부(15), 광생성부에서 발생된 광을 광조사부로 전하는 도파부(14), 2차원으로 배열된 다수의 전기음향 변환소자(54), 전기음향 변환소자를 구동하여 초음파를 상기 피검체에 송신하고, 전기음향 변환소자에 의해 변환된 전기신호로부터 수신 신호를 생성하는 송/수신부(22) 및 광조사에 의해 피검체내에서 발생된 음향파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 생체기능에 대한 볼륨데이터를 생성하고, 초음파의 송신에 의해 상기 피검체내에서 발생한 반사파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 조직형태에 대한 볼륨데이터를 생성하는 신호처리부(25)을 포함한다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

비침습적(non-invasive) 생체정보 영상 장치에 있어서,

하나 이상의 파장 성분을 포함하는 광을 생성하는 광생성부,

상기 광생성부에 의해 생성된 광을 피검체내에 조사하는 광조사부,

상기 광생성부에서 발생된 광을 광조사부로 전하는 도파수단,

상기 피검체로부터의 음향파를 전기신호로 변환하며, 2차원으로 배열된 다수의 전기음향 변환소자,

상기 다수의 전기음향 변환소자를 구동하여 초음파를 상기 피검체에 송신하는 송신수단,

상기 다수의 전기음향 변환소자에 의해 변환된 다수의 전기신호로부터의 송수신 신호를 지연시키고 정상가산을 실시하여 수신방향성(reception directivity)을 가지는 수신 신호를 생성하는 수신수단, 및

상기 광조사부로부터 조사된 광에 의해 상기 피검체내에서 발생된 음향파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 생체기능에 대한 볼륨데이터(volume data)를 생성하고, 상기 초음파의 송신에 의해 상기 피검체내에서 발생한 반사파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 조직형태(tissue morphology)에 대한 볼륨데이터를 생성하는 신호처리수단을 포함하고,

상기 광조사부는 상기 2차원으로 배열된 전기음향변환소자에 둘러싸인 복수의 광섬유의 복수의 종단부로 구성되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 도파수단은 다수의 광섬유로 형성되고,

상기 다수의 종단부는 2차원으로 배열되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 3.

제 2 항에 있어서,

상기 다수의 전기음향 변환소자는 그 사이에 소정의 간격(gap)을 가지고 수직 및 수평으로 배열되고,

상기 다수의 광섬유의 상기 다수의 종단부는 상기 간격에서 분리되어 배열되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 4.

제 3 항에 있어서,

상기 다수의 광섬유의 상기 다수의 종단부의 각각은 4개의 전기음향 변환소자로 둘러싸여져 있는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 5.

제 2 항에 있어서,

상기 다수의 광섬유의 상기 다수의 종단부로부터의 광으로 상기 피검체에 순차적으로 조사하는 광주사수단을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 6.

제 5 항에 있어서,

상기 수신수단은 상기 광의 조사에 의해 발생된 음향파에 대응하는 수신 신호를, 상기 광을 조사한 광섬유의 종단부에 근접하는 하나 이상의 전기음향 변환소자의 전기신호로부터 생성하는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 7.

제 2 항에 있어서,

상기 종단부가 소정 거리 이상으로 떨어져 있는 두개 이상의 광섬유로부터의 광빔을 동시에 조사하는 광주사수단을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 영상 장치

청구항 8.

제 7 항에 있어서,

상기 수신수단은 상기 광의 조사에 의해 발생된 음향파에 대응하는 수신 신호를, 상기 광을 조사한 광섬유의 종단부에 근접하는 하나 이상의 전기음향 변환소자의 전기신호로부터 생성하는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 9.

제 2 항에 있어서,

상기 다수 광섬유의 상기 다수 끝부분으로부터 광빔이 동시에 조사되는 것을 특징으로 하는 영상 장치

청구항 10.

제 9 항에 있어서,

상기 수신수단은 상기 광섬유 각각의 끝부분에 대응하는 수신 신호를, 상기 각각의 광섬유의 종단부에 근접하는 하나 이상의 전기음향 변환소자의 전기신호로부터 생성하는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 11.

제 2 항에 있어서,

상기 광섬유의 끝부분으로부터의 광조사와 상기 전기음향 변환소자에 의한 상기 광조사로 인하여 발생하는 음향파의 검출에 의하여 상기 생체기능에 대한 볼륨데이터를 생성하는 광음향주사와, 상기 전기음향 변환소자에 의한 초음파의 송신과 반사파 검출에 의해 상기 조직형태에 대한 볼륨데이터를 생성하는 초음파주사는 교호적으로 수행되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 12.

제 2 항에 있어서,

생체기능에 대한 볼륨데이터를 생성하기 위해 수행되는 상기 광섬유의 상기 끝부분으로부터의 광조사와, 조직형태에 대한 볼륨데이터를 생성하기 위해 수행되는 상기 전기음향 변환소자에 의한 초음파의 송신은 교호적으로 수행되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 13.

제 1 항에 있어서,

상기 신호처리수단은 생체기능에 대한 볼륨데이터와 조직형태에 대한 볼륨데이터로부터, 동일 슬라이스에 대하여 생체기능 화상 데이터와 조직형태 화상 데이터를 생성하는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 14.

제 13 항에 있어서,

상기 생체기능 화상 데이터와 상기 조직형태 화상 데이터는 동일 스크린에 구별되어 표시되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 15.

제 13 항에 있어서,

상기 생체기능 화상 데이터와 상기 조직형태 화상 데이터는 중첩되어 표시되는 것을 특징으로 하는 영상 장치.

청구항 16.

삭제

청구항 17.

삭제

청구항 18.

삭제

청구항 19.
삭제

청구항 20.
삭제

청구항 21.
삭제

청구항 22.
삭제

청구항 23.
삭제

청구항 24.
삭제

청구항 25.
삭제

청구항 26.
삭제

청구항 27.
삭제

청구항 28.
삭제

청구항 29.
삭제

청구항 30.
삭제

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본원발명은 비침습적 생체정보 영상 방법 및 장치에 관한 것으로, 생체에 방사된 광 에너지에 기초하여 발생한 음향신호를 획득함으로써 피검체의 해부학적, 기능적, 및/또는 신진대사적 정보를 영상하는 것으로서, 보다 특징적으로는 피검체에 조사된 광 에너지로부터 발생된 음파 화상과 피검체에 가해진 초음파로부터 발생한 초음파 반사파 화상의 두 음파 화상을 획득하여 이를 중첩하고, 두 화상의 중첩에 의해 생체 조직의 형태학적 특징에 관한 물질 농도의 분포를 검사자가 알도록 하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

피검체 또는 생체조직내의 혈액이나 세포액과 같은 체액에 포함된 물질 성분의 농도를 측정하는 생체정보 측정방법은 건강관리절차와 치료효과상의 결정등의 과정속에서 수행된다. 체액의 각 구성요소의 농도를 측정하기 위한 성분 분석을 수행함에 있어서, 체액은 피검체로부터 혈액수집에 의해 추출되어야 한다. 따라서 이러한 방법은 환자의 피부에 손상을 입히고 환자에게 큰 고통을 야기시킨다. 또한 이 방법은 환자와 검사자를 생물학적으로 오염시킬 가능성을 지니고 있다.

이러한 종래의 문제점을 고려하여 다수의 특허와 저널의 논문에서는 사람의 생체조직의 검체(analyte) 농도에 관한 정보를 획득하는 비침습적인 방법에 관해 기술한다. 그중 하나가 "광음향 분광분석법(photoacoustic spectroscopy)"이다. 광음향 분광분석법에서 글루코스나 헤모글로빈과 같은 생체의 혈액에 포함된 특정 물질의 농도는 피검체가 가시광선이나 적외선 또는, 중간 적외선에 노출되고, 그 특정 물질이 조사된 광의 에너지를 흡수할 때 발생하는 음파를 검출함으로써 양적으로 측정된다. 이와 관련하여, 미국 특허 5,348,002, EP9838304A1, EP0215776A1이 광음향 측정을 이용한 신체 조직의 물질 판단의 비침습적 방법을 기술한다. 이때 광은 가시광, 적외선 또는 중간적외선이 될 수 있다.

전술한 글루코스나 헤모글로빈과 더불어, 콜레스테롤, 자연지방, 빌리루빈, 콜라겐등이 비침습적 생체정보 측정의 타겟 물질로 이용될 수 있다. 광음향 분광분석법에 의한 피부암이나 유방암의 진단은 최근 그 임상적 유용성이 증명되었다. 광음향 분광분석법은 이들 물질로부터 선택된 최적의 물질이 가장 높은 흡수율을 가지는 파장을 이용한다. 또한, 이들 물질의 농도 분포를 기술하는 2차원 화상을 제공하도록 하는 화상 진단방법의 개발이 점점 기대된다.

글루코스를 측정하는 종래의 비침습적 방법에서, 환자의 피부는 서로 다른 파장을 가지는 근 적외선 빔으로 조사된다. 글루코스 농도는 얻어진 음파를 수치적으로 처리하여 측정된다(예를 들면, 일본 특개소 3-47099호 및 5-58735호 공보 참조).

종래의 광음향 분광분석법은 음파를 검출하기 위해 마이크로폰과, 납 지르콘산 티탄산염(zirconate titanate (PZT)) 세라믹으로 만들어진 압전소자(piezoelectric element)등과 같은 것을 사용한다(예를 들면, 일본 특개소10-189호 및 11-235331호 공보 참조).

헤모글로빈과 글루코스에 더하여, 광음향 분광분석법은, 콜레스테롤, 천연 지방, 빌리루빈, 콜라겐 등과 같은 신체 조직의 다른 검체들을 판단하는데도 사용될 수 있다. 광음향 분광분석법의 결과에 기초한 피부암이나 유방암의 진단은 최근 그 임상적 유용성이 증명되었다. 광음향 분광분석법은 이들 물질로부터 선택된 적당한 물질과 선택된 물질이 가장 높은 흡수율을 보이게 하는 파장을 가진 광을 활용한다. 추가로 이들 물질의 농도 분포를 기술하는 2차원 화상을 제공하도록 하는 화상 진단방법이 개발되는 것이 점점 기대된다.

광음향 분광분석법이 조직에서 물질의 농도를 측정하는데 사용되는 반면, 초음파 화상은 신체 기관의 낭포(cysts)와 혹과 같은 형태적 특징의 유부 판단에 광범위하게 사용되어져 왔다. 신체 조직의 물질 분포와 형태적 특징들의 조합은 조직을 보다 잘 특징화하고, 악성종양을 보다 정확히 진단하며, 비정상적 병리현상의 영역을 보다 잘 한정하여 이 영역의 외과적 절개를 가이드하여 보다 좋은 진단과 개선된 건강관리를 유도한다.

유방암은 여성의 사망율의 주요한 원인이다. 유방암의 예방검사와 조기진단은 사망율을 줄이고 의료 비용 지출을 억제하는데 굉장한 가치를 지니고 있다. 현재의 방법들은 이상한 덩어리를 발견하기 위한 유방 조직의 수동검사와 의심가는 외상을 찾기 위한 정기적인 유방 X선 조영법(mammography)을 행한다. 만일 유방 X선 사진(mammogram)이 의심된다 생각되면, 초음파 영상을 수행하고 외과적 생검(biopsy)을 실시한다. 이러한 일련의 과정들은 최종 결론에 도달하기까지 상당한 시간이 소요된다.

비침습적 광학 기술은 조직의 혈관 분포를 측정하여 조직 영역의 비정상적 혈관생성(Vascularization)에 의한 잠재적인 종기의 위치를 찾아내는 기회를 제공한다.

비침습적 광학 기술은 조직에 광이 전파되는데 소요되는 시간을 고려한다. 다른 방법은 조직내에서 광양자 밀도파가 전파되면서 변조와 위상각의 변화를 측정하는 것이다. 이는 몇몇 저널의 기사에 나타난다.(B. Chance "Near-infrared images using continuous, phase-modulated, and pulsed light with quantitation of blood and blood oxygenation" Advances in Optical Biopsy and Optical Mammography, R. Alfano de, Annals of the New York Academy of Sciences 1998; Volume 838: pages 29-45; by S. Fantini et al "Frequency domain optical mammography: Edge effect corrections" Medical Physics 1996; Volume 23: pages 1-6, M.A. Franceschini et al "Frequency Domain techniques enhance optical mammography; initial clinical result" Proceedings of the National Academy of Sciences USA 1997; Volume 94: pages 6468 - 6473(1997).

이러한 방법들은 유방과 같은 신체 부위의 가장자리에 가까운 곳에서의 화상 변환의 부정확과 화상 왜곡현상에 시달린다.

초음파, CAT 주사, 엑스레이 및 MRI를 포함한 종래의 영상 방법은 신체 부위의 형태를 표현한다. 이 경우에는 헤모글로빈의 분포를 지시하지 않은 유방을 표현한다. 또한 MRI와 CAT 주사는 쉽게 바꿀 수 없는 크고 비싼 장비를 요구한다.

형태적 화상과 형태적 특징의 물질 분포를 활용하는 진단 방법 및 장치는 더 나은 진단을 유도한다.

유방 조직의 검체 분포를 판단하는 광음향 영상의 사용은 A. A. Oraevsky et al "laser opto-ocoustic imaging of breast: Detection of cancer angiogenesis" SPIE Proceedings 1999; Volume 3597, pages: 352-363 및 A. A. Oraevsky et al "Opto-acoustic imaging of blood for visualization and diagnostics of breast cancer" SPIE Proceedings 2002; Volume 4618, pages: 81-94에 기술된다. 또한 미국특허 No. 5,840,023 "Optoacoustic imaging for medical diagnosis", EP 01/10295 "Photoacoustic monitoring of blood oxygenation" 및 미국특허 No. 6,309,352 B1 "Real Time optoacoustic monitoring of changes in tissue properties"에 기술된다.

Oraevsky등은 초음파 영상과의 조합없이 광음향 영상만을 사용한다. 그들은 위치된 초음파 진동자를 사용하여 검출된 광음향 화상과 초음파 화상의 조합을 실시하지 않는다. 이 방법은 조직의 체적탄성율에 대한 형태적 특징의 영향에 의한 혈관 화상의 왜곡 가능성이 있다.

조직에서의 검체 분포 화상을 생성하는 광학적 방법의 다른 응용은 Q. Zhu et al "Combined ultrasound and optical tomography imaging" SPIE Proceedings 1999; Volume 3579, pages: 364-370, Zhu et al "Optical imaging as an adjunct to ultrasound in differentiating benign from malignant lesions" SPIE Proceedings 1999; Volume 3579: pages 532-539에 기술되어져 있다. Zhu등은 조직에서의 형태적 특징을 한정하고, 예를들어 혈관생성, 헤모글로빈 분포를 측정하기위해 주파수 도메인 영상을 적용하는데 초음파 영상을 사용한다. 광섬유와 광전자증배관(photomultiplier tube)은 광학적 방법의 검출기로 사용되고, 초음파 진동자는 혈관생성(Vascularization) 화상과 형태학적 화상 사이에서 보다 최적이지 못한 위치에서의 초음파 영상에 사용된다. 그러나 Zhu등은 위치된 초음파 진동자를 사용하여 검출되는 광음향 화상과 초음파 화상의 조합을 실시하지 않는다.

유방암 진단을 위한 광음향 효과를 사용하는 영상 방법에 대한 연구가 진행되어왔다(예를들어 Alexander A et al, "Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo", Pros SPIE, Vol. 4256, pp. 6-15, 2001). 도 19는 여기 참조에 기술된, 광음향 화상 데이터를 획득하는 시스템(100)을 도시한다. 시스템(100)은 레이저 발생기(101), 광섬유(103), 오목한 표면을 각각 가지는 전기음향 변환소자(104) 및 컴퓨터 시스템(105)를 포함한다. 레이저 발생기(101)는 광펄스를 생성한다. 광섬유(103)는 광펄스를 피검체의 유방(102)으로 가이드한다. 전기음향 변환소자(104)는 광섬유(103)에 마주보게 배치된다. 컴퓨터 시스템(105)은 광펄스의 전송을 제어하고, 음향파를 획득하며, 화상을 재구성한다. 유방(102)이 광섬유(103)와 전기음향 변환소자(104)의 배열 사이에 위치된 후, 유방(102)의 내부 조직은 광섬유(103)로부터의 광(레이저 빔)으로 조사된다. 내부 조직의 혈액 성분들은 음향파를 생성한다. 전기음향 변환소자(104)는 음향파를 수신한다.

이 방법에서는, 예를들어 혈액의 헤모글로빈의 농도는 다른 물질 성분의 농도보다 높은 감도로 측정될 수 있고, 이는 소정의 파장에 기초한 광음향 효과의 장점에 기인한다. 따라서 혈액유속이 정상적인 조직에서보다 빠른 유방암과 같은 종양 조직에서 얻어진 광음향 화상은 종래에 사용되어왔던 초음파 진단 장치, 엑스레이 장치, MRI장치등에 의해 얻어진 화상보다 높은 검출능력을 가질 수 있다. 이것은 혈관의 수인 혈관생성과 혈액유속이, 종양에서의 높은 신진대사 활동에 적응하기 위해, 정상조직에서보다 종양조직에서 더 높기 때문이다. 증가된 혈관생성은 종양과 그 주변에서의 보다 많은 혈관의 발생을 통해 일어난다. 종양에서의 새로운 혈관의 발생은 혈관 형성학(angiogenesis)으로 알려져 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

전술한 참조문헌에 나타난 방법들은 국소 영역의 특정 물질의 농도를 측정하기 위해 설계된다. 그러나 이 참조의 어떠한 것들도 농도 분포 영상의 기술을 실시하지 않는다.

전술한 참조에 기술된 방법들은 조작성이 결여되어 있다. 이것은 광섬유(103)와 전기음향 변환소자(104)의 배열이 유방(102)을 사이에 두고 대향하고 있기 때문이다. 광섬유(103)와 전기음향 변환소자(104)의 배열은 통합되는 것이 요구되는데, 이는 피검체와 상기 배열사이의 갭에서 가능한 공기를 제거해야 하기 때문이고, 특히 화상과 피검체내부로부터 수신된 음향파로부터 재구성될 때 그러하다.

또한, 그러한 음향파를 사용한 화상 재구성(이후 "광음향 영상 방법"으로 지칭)은 단지 헤모글로빈과 같은 특정 성분에 대해서만 수행된다. 그러므로 그러한 특정 성분을 포함하지 않는 영역에서는 어떠한 신호도 얻어지지 않는다. 따라서 광음향 영상 방법은 전술한 Alexander A et al의 저술에 기술된 암에 대한 유방검사를 수행할 때, 중앙 조직과 주변의 건강한 유방선 조직과의 정확한 위치 관계를 판단하기가 어렵다.

따라서 화상 측정과 물질 분포 측정을 위해 형태학적 특성의 영상과 상기 특성의 물질 농도의 분포를 조합하여 질병 상태를 진단하되, 화상 왜곡을 피하고 공통의 바다 인터페이스와 공통의 검출기를 통합하는 방법 및 장치의 개발이 요구된다. 이 방법 및 장치는 영상 측정과 물질 분포 측정에 있어서 동일한 압력, 동일한 에어젯, 동일한 인터페이스를 적용하도록 유도되어야 한다.

본원발명은 상기한 바와 같은 종래의 문제점을 개선하기 위해 이루어진 것으로서, 화상 측정과 물질 분포 측정을 위해 형태적 특성의 영상과 상기 특징내의 물질 농도의 분포를 조합하여 질병 상태를 진단하되, 화상 왜곡을 피하고 공통의 바다 인터페이스와 공통의 검출기를 통합하는 방법 및 장치에 관한것이다.

발명의 구성

본원발명의 목적은 피검체의 볼륨에 관한 생체 기능 정보를 동일 볼륨의 조직 형태적 정보와 함께 획득하는 것이다.

본원발명의 첫번째 관점에 의하면, 특정 과장 성분을 가지는 광을 발생시키는 광생성부, 상기 광생성부에 의해 생성된 광을 피검체내에 조사하는 광조사부, 상기 광생성부에서 발생한 광을 광조사부로 전하는 도파수단, 상기 피검체로부터의 음향파를 전기신호로 변환하는 2차원으로 배열된 다수의 전기음향 변환소자, 상기 다수의 전기음향 변환소자를 구동하여 초음파를 상기 피검체에 송신하는 송신수단, 상기 다수의 전기음향 변환소자에 의해 변환된 다수의 전기신호로부터 수신방향성을 가지는 수신 신호를 생성하는 수신수단 및 상기 광조사부로부터 조사된 광에 의해 상기 피검체내에서 발생한 음향파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 생체 기능에 대한 볼륨 데이터를 생성하고, 상기 초음파의 송신으로 상기 피검체내에서 발생한 반사파에 대응하는 수신 신호를 처리하여 조직형태에 대한 볼륨데이터를 생성하는 신호처리수단을 포함하는 비침습적 생체 정보 영상장치가 제공된다.

본원발명의 두번째 관점에 의하면, 2차원으로 배열된 다수의 광조사 위치로부터 특정 과장 성분을 가지는 광을 피검체에 조사하는 단계, 상기 광조사에 의해 상기 피검체 내에서 발생한 음향파를 2차원으로 배열된 다수의 전기음향 변환소자에 의해 수신하는 단계, 상기 다수의 전기음향 변환소자를 구동하여 상기 다수의 광조사 위치에 대응하는 다수의 방향으로 초음파를 송신하는 단계, 상기 초음파의 반사파를 상기 다수의 전기음향 변환소자에 의해 수신하는 단계, 상기 음향파에 대응하는 수신 신호에 기초하여 상기 피검체의 생체기능에 대한 볼륨데이터를 생성하는 단계 및 상기 반사파에 대응하는 수신 신호에 기초하여 상기 피검체의 조직형태에 대한 볼륨데이터를 생성하는 단계를 포함하는 비침습적 생체정보 영상 방법이 제공된다.

본원발명의 추가적인 목적과 장점들이 이하 서술되는 상세한 설명에서 설명될 것이고, 일부는 상세한 설명에 의해 명백해질 것이다. 또는 본원발명의 실행에 의해 알게 될 수 있다. 본원발명의 목적과 장점들은 이하 특정적으로 지적된 조합과 방편으로 실현되고 획득될 것이다.

(실시예)

이하, 본원발명의 실시예에 대해 도면을 참조하여 설명한다. 본 실시예에 따른 생체정보 영상장치는 유방암 진단을 주된 목적으로 하여 생체내의 헤모글로빈 분포를 화상화 할 수 있다. 더 구체적으로는 다수의 전기음향 변환소자는 수직 및 수평방향으로 소정의 간격을 두고 2차원으로 배치되고, 광조사를 위한 다수의 광섬유의 출력단은 전기음향 변환부사이의 겹에 배치되어 그것으로 광조사부가 광음향 변환부와 일체화되는 애플리케이션을 형성한다. 이러한 배치를 사용하여, 광조사부로부터의 광조사와 그것에 의해 발생한 음향파의 전기음향 변환부에 의한 검출에 기초하여 2차원의 광음향주사에 의해 생체 기능을 나타내는 3차원 영역에 상응하는 볼륨데이터가 얻어진다. 그것과 동일 영역의 조직 형태를 표현하는 볼륨데이터는 전기음향 변환부에 의한 초음파의 전송과 반사파의 검출에 의한 초음파 주사에 의해 취득된다.

이하, 광음향 주사방법에 의해 발생한 음파는 "음파"로 언급하고, 통상의 초음파주사에서 전송되는/수신되는 음파는 "초음파"로 언급함으로써 양자를 서로 구분할 것이다.

도 1은 전체적인 비침습적 생체정보 영상장치의 개략도를 나타내는 블록도이다. 도 2는 도 1의 화상 데이터 생성부 2의 블록도이다. 도 3은 도 1의 애플리케이션의 전기음향 변환부와 광조사부의 배열구조를 보여주는 개략적인 평면도이다. 도 4A 및 도 4B는 도 1의 애플리케이션의 전기음향 변환부와 광조사부의 배열구조를 나타내는 사시도이다. 도 5는 도 1의 애플리케이션의 외관도이다.

본 실시예의 비침습적 생체정보 영상 장치는 광송신부(1), 화상 데이터 생성부(2), 표시부(6), 조작부(5), 시스템 제어부(4)를 포함한다. 광송신부(1)는 특정 파장을 가지는 광을 방출한다. 화상 데이터 생성부(2)는 광송신부(1)로부터의 광을 피검체(7)로 조사함으로써 피검체에서 발생된 음향파를 수신하여 생체 기능에 대한 볼륨데이터와 임의의 슬라이스의 기능 화상 데이터를 생성한다. 화상 데이터 생성부(2)는 또한 피검체(7)에게 전송된 초음파의 반사파를 수신함으로써 생체의 조직형태에 대한 볼륨데이터와 임의의 슬라이스의 형태적 화상 데이터를 생성한다. 표시부(6)는 기능 화상 데이터와 형태적 화상 데이터를 표시한다. 조작부(5)를 사용하여 조작자는 환자 정보와 장치의 영상 조건을 입력한다. 시스템 제어부(4)는 각각의 구성부를 통괄적으로 제어한다.

광송신부(1)는 광원부(11), 광다중화부(12), 다중채널 도파부(14), 광주사부(13) 및 광조사부(15)를 가진다. 광원부(11)는 다양한 파장을 가지는 다수의 광원을 가진다. 광다중화부(12)는 동일한 광축상의 서로 다른 파장을 가지는 광빔들을 다중화한다. 다중채널 도파부(14)는 이 광을 피검체(7)의 피부로 가이드한다. 광주사부(13)는 도파부(14)에서 사용하는 채널을 바꾸어 피검체(7)를 주사한다. 광조사부(15)는 도파부(14)를 통해 인가된 광을 피검체(7)에 조사한다.

광원부(11)는 다양한 파장을 가지는 다수의 광원을 가진다. 각 광원은 반도체 레이저(LD), 발광 다이오드(LED), 고체상태 레이저 또는 가스 레이저와 같은 특정과장성분이나 이를 포함하는 단색광을 생성하는 광방출소자이다. 피검체(7)의 헤모글로빈 농도를 측정하기 위해 약 1,000nm의 파장을 가지는 일종의 고체상태 레이저인 Nd:YAG 레이저나 633nm의 파장을 가지는 일종의 가스 레이저인 He-Ne 가스 레이저가 약 10nsec의 펄스폭을 가지는 레이저 빔을 발생시키는데 사용된다. 설령 피검체의 헤모글로빈이 그 타입(옥시헤모글로빈, 디옥시헤모글로빈, 매트헤오글로빈, 카바미노헤모글로빈 등)에 따라서 광학 흡수율의 변화를 보인다해도, 일반적으로 600nm에서 1,000nm까지 범위의 광을 흡수한다.

LD나 LED와 같은 소형 발광소자가 사용될 수 있는데, 약 550nm에서 650nm까지정도의 파장을 가지는 발광에는 InGaAlP로, 약 650nm에서 900nm까지정도의 파장을 가지는 발광에는 GaAlAs로, 약 900nm에서 2,300nm까지정도의 파장을 가지는 발광에는 InGaAs 또는 InGaAsP로 만들어진다. 최근들어 550nm이하의 파장을 가지는 발광으로 InGaN로 만들어진 발광소자가 사용되기 시작했다. 혹은 비선형 광학결정을 사용하는 조절가능 레이저인 OPO(Optical Parametrical Oscillator) 레이저가 사용될 수 있다.

광다중화부(12)는 동일한 광축상의 다수의 광원으로부터 방출되는 서로 다른 파장을 가지는 광 빔을 다중화하도록 설계된다. 시준기(collimator) 렌즈는 광빔을 평행 광빔으로 변환한다. 직각삼각형 모양의 프리즘이나 이색성 거울은 광빔의 광축을 정렬한다. 시준기 렌즈와 프리즘 혹은 거울은 상대적적인 소형 다중화 광시스템을 구성한다. 이 시스템은 광통신을 위해 개발된 상업적으로 이용되는 복합식 다중화기/역다중화기로 대체될 수 있다. 만일 광원부(11)가 파장을 연속적으로 바꿀수 있는 앞서 언급한 OPO 레이저이면 광다중화부(12)는 필요없게 된다.

도파부(14)는 광다중화부(12)로부터의 광출력을 피검체(7)로 가이드한다. 광섬유 또는 박막 광도파관이 효율적인 광전파에 활용된다. 제 1 실시예에서 도파부(14)는 다수의 광섬유(71)로 구성된다. 이들 광섬유(71)중 소정의 하나가 선택되고, 피검체(7)는 선택된 광섬유(71)로부터의 광으로 조사된다.

광주사부(13)는 도파부(14)에 배열된 다수의 광섬유(71)를 연속적으로 선택함으로써 피검체(7)를 광학적으로 주사한다.

광조사부(15)는 광섬유(71)의 출력단으로 구성된다. 조사부(15)는 전기음향 변환부(23)와 함께 애플리케이션(70)을 구성한다. 조사부(15)를 구성하는 광섬유(71)의 출력단은 $M \times N$ 행렬로 2차원적으로 배열되어 있다. 전기음향 변환부(23)를 구성하는 다수의 변환소자(54)는 $(M + 1) \times (N + 1)$ 행렬로 2차원적으로 배열되어 있다. 광섬유(71)의 출력단은 전기음향 변환부(23)를 구성하는 변환소자(54)와 함께 평탄한 표면, 볼록한 표면, 또는 오목한 표면을 형성한다. 본 경우에는서는 평탄한 표면을 형성한다.

비침습적 생체정보 영상 장치의 화상 데이터 생성부(2)는 전기음향 변환부(23), 송수신부(22), 주사제어부(24), 속도(rate) 신호 발생부(21) 및 신호 처리부(25)를 포함한다. 전기음향 변환부(23)는 음향신호와 전기신호를 변환한다. 송수신부(22)는 전기음향 변환부(23)를 선택적으로 구동하고, 소정의 시간으로 전기음향 변환부(23)로부터의 송수신 신호를 지연시키고 정상가산(phased addition)을 실시함으로써 수신지향성을 가지는 수신 신호를 발생시킨다. 주사 제어부(24)는

전기음향 변환부(23)의 선택적인 동작과 송수신부(22)에 의해 주어진 지연시간을 제어한다. 속도 신호 발생부(21)는 피검체(7)의 내부에 조사되는 송신초음파의 반복주기를 설정하기 위한 레이트펄스를 출력한다. 신호 처리부(25)는 송수신부(22)에서 얻어지는 수신 신호에 대해 각종 처리를 수행한다.

전기음향 변환부(23)는 2차원으로 배열된 다수의 소형 변환소자(54)를 포함한다. 전기음향 변환부(23)는 광조사부(15)로부터의 광으로 조사된 피검체에서 발생된 음향파와 전기음향 변환부(23)로부터 송신된 초음파의 반사파를 모두 수신한다. 변환소자(54)는 전기구동펄스를 송신하면 송신초음파로 변환한다. 또한 변환소자(54)는 음향파나 반사파를 수신하면 전기신호로 변환할 수 있다. 보통 "초음파 프루브"로 불리는 전기음향 변환부(23)는 작고 가벼운 몸체를 갖는다. 전기음향 변환부(23)는 다중채널 케이블을 통하여 송수신부(22)(이후 설명됨)에 연결된다. 전기음향 변환부(23)는 어느 영역이 진단되는냐에 따라서 섹터주사부, 선형주사부, 볼록주사부등이 될 수 있다. 본 실시예에서 전기음향 변환부(23)는 선형주사부이다.

도 2에 나타난 것처럼, 송수신부(22)는 송신지연회로(51), 펄스발생기(52), 전자스위치(53), 프리앰프(55), 수신지연회로(56), 가산기(57)를 포함한다. 송신지연회로(51)는 송신시 송신초음파의 수축거리를 정하도록 설계된다. 회로(51)는 속도 신호 발생부(21)로부터의 레이트 펄스 출력에 대응하는 타이밍을 주어, 그 결과로 펄스생성부(52)에 펄스를 공급한다. 펄스생성부(52)는 변환소자(54)를 구동하기 위해 고전압 펄스를 발생시키는 구동회로이다. 펄스생성부(52)는 송신 지연회로(51)의 출력 신호를 이용하여 수백 볼트의 피크전압을 가지는 임펄스를 트리거 신호로 생성한다.

전기스위치(53)는 초음파 주사의 송신시 전기음향 변환부(23)를 구성하는 변환소자(54) 전부를 선택하거나 인접하는 몇 개의 변환소자(54)를 선택한다. 광음향주사나 초음파주사에서 음향파나 반사파의 수신시, 전기스위치(53)는 소정의 개수의 변환소자(54)를 선택한 후 변환소자(54)에서 얻어진 전기신호를 프리앰프(55)에 공급한다. 프리앰프(55)는 전기스위치(53)에서 선택되어진 변환소자(54)에 의해 수신된 작은 수신 신호를 증폭한다. 이는 충분한 S/N을 보장한다.

수신 지연회로(56)는 전기스위치(53)에서 선택된 변환소자(54)에서 얻어진 음향파 또는 반사파의 전기신호에 지연시간을 줌으로써, 소정의 방향에서 발생하는 음향파나 반사파의 위상과 매칭하는 수축 수신빔을 발생시킨다. 가산기(57)는 다수의 채널로부터의 지연된 전기신호를 하나의 신호로 조합한다. 이러한 가산에 의해 소정 깊이로부터의 수신 신호는 정상가산되고 수신수축점이 설정된다.

속도 신호 발생부(21)는 소정의 반복주파수를 가지는 초음파 펄스의 송신 타이밍을 정하기 위한 클럭 펄스를 발생시킨다. 반복주파수는 화상의 필드의 깊이에 의존한다. 본 실시예에서는 반복주파수가 4KHz에서 8KHz로 정해졌다.

주사제어부(24)는 변환소자 선택제어회로(68)와 빔수축 제어회로(67)를 포함한다. 변환소자 선택제어회로(68)는 전기스위치(53)가 송신시 선택하는 소정의 개수의 변환소자(54)에 대한 위치 정보와 수신시 선택되는 소정의 개수의 변환소자(54)에 대한 정보를 전기스위치(53)에 공급한다. 빔수축 제어회로(67)는 지연시간정보를 공급하고 이 정보에 의해 소정의 개수의 변환소자(54)는 송신 수축시점과 수신 수축시점을 각각 송신 지연회로(51)와 수신 지연 회로(56)에 형성시킨다.

신호처리부(25)는 필터(66), 로그 변환부(58), 포락선(Envelope) 검출기(59), A/D 컨버터(60), 화상 데이터 메모리 A(61), 화상 데이터 메모리 B(62)를 포함한다. 필터(66)는 송수신부(22)의 가산기(57)의 출력에서의 불필요한 노이즈를 제거한다. 로그 변환부(58)는 필터(66)의 출력신호의 진폭을 로그변환하여 약한 신호를 상대적으로 강조한다. 일반적으로 피검체(7)에서 발생하는 신호는 80DB나 그이상의 넓은 동적 범위의 진폭을 갖는다. 이를 약 23DB의 동적 범위를 가지는 범용 CRT 모니터에 출력하기 위해서는 약한 신호를 강조하기 위해 진폭 압축을 수행해야 한다.

필터(66)는 대역통과 특성을 가지고 수신 신호의 기본파를 추출하는 모드와 조화성분을 추출하는 모드를 가진다. 포락선 검출기(59)는 로그변환된 수신 신호의 포락선을 검출한다. A/D 컨버터(60)는 포락선 검출기(59)의 출력신호를 볼륨데이터로 아날로그/디지털 변환한다.

이 볼륨데이터는 두가지 종류의 데이터 즉, 광음향 주사의 음향파에 기초하여 발생되어 생체 기능을 표현하는 볼륨데이터와 피검체(7)에 송신된 초음파의 반사파에 기초하여 발생되어 조직 형태를 표현하는 볼륨데이터를 포함한다. 화상 데이터 메모리 A(61)은 전자의 생체기능 볼륨데이터를 저장하는 저장회로이다. 화상 데이터 메모리 B(62)는 후자의 조직형태 볼륨데이터를 저장하는 저장회로이다. 임의의 슬라이스의 데이터는 시스템 제어부(4)의 제어하에 화상 데이터 메모리 A(61)에서 읽혀진다. 이 읽기 동작에서 데이터는 슬라이스의 조직형태 화상 데이터를 발생시키기 위해 공간적으로 삽입된다.

표시부(6)는 표시용 화상 메모리(63), 컨버터(64), CRT 모니터(65)를 포함한다. 표시용 화상 메모리(63)는 CRT 모니터에 표시되기 위해 화상 데이터를 임의로 저장하는 버퍼 메모리이다. 화상 데이터 메모리 A(61)에서 읽혀지는 생체기능 화상

데이터와 화상 데이터 메모리 B(62)에서 읽혀지는 조직형태 화상 데이터는 표시용 화상 메모리(63)에서 하나의 프레임으로 조합된다. 컨버터(64)는 표시용 화상 메모리(63)에서 읽혀진 조합된 화상 데이터에서 D/A변환과 TV 포맷변환을 수행한다. CRT모니터(65)는 컨버터(64)의 출력을 표시한다. 조작부(5)는 키보드, 트랙볼, 마우스 등의 작동계기판에 장치된 것들을 포함한다. 조작부(5)는 이 장치의 조작자에 의해 피검체 정보, 장치의 영상조건 및 표시될 슬라이스와 같은 필요한 정보를 입력하는데 사용된다.

시스템 제어부(4)는 CPU(도시되지 않음)와 저장회로를 포함한다(도시되지 않음). 시스템 제어부(4)는 예를들어 광송신부(1), 화상 데이터 생성부(2), 표시부(6)등을 조작부(5)에서 공급된 명령신호와 조화하여 체계적으로 제어한다. 시스템 제어부(4)는 전체시스템도 역시 제어한다. 조작부(5)를 통해 전송된 입력 명령신호는 시스템 제어부(4)에서 제공된 CPU에 저장된다.

광조사부(15)와 전기음향 변환부(23)를 통합하여 얻어진 애플리케이션(70)은 도 3에서 도 4B를 참조하여 기술될 것이다. 도 4B는 도 3의 애플리케이션(70)의 A - A선을 따라서 얻어진 단면도이다. 각 변환소자(54)는 압전소자(73-3)와 전극(73-1, 73-2)으로 구성된다. 전극(73-1, 73-2)은 각각 압전소자(7-3)의 상단 및 하단 표면에 형성되어 구동신호를 공급하고 전기신호를 추출한다. 음향 매칭층(74)은 초음파의 효율적인 송수신을 위해 전극(73-2)에 형성된다. 음향 매칭층(74)의 표면은 보호막(75)으로 덮혀져 있다.

각 변환소자(54)는 길이 s , 두께 t 및 폭 a 를 가진다. 변환소자(54)는 지지대(72)상에 수직 및 수평 방향으로 소정의 간격 d 만큼 2차원으로 배열된다. 광섬유(71)는 변환소자(54) 사이에 2차원적으로 배치되어 각 광섬유(71)는 인접하는 4개의 변환소자(54)로 둘러싸여지게 된다.

도 5는 애플리케이션(70)의 외관도이다. 애플리케이션(70)의 원심의 끝에 배치된 전기음향 변환부(23)와 광조사부(15)는 피검체에 조사광과 수신 음향파와 송/수신 초음파를 조사하기 위해 피검체(7)의 표면에 접촉된다. 광조사부(15)와 변환소자(54)의 전극(73)에 연결된 동축케이블(77)에 연결된 광섬유(71)는 광조사부(13)에 연결되고, 동축케이블(77)의 다른 종단부는 화상 데이터 생성부(2)의 송수신부(22)에 연결된다.

도 6A, 6B, 7 및 8A는 본 실시예의 기본적인 광음향 주사순서를 나타낸다. 편의를 위해 광섬유(71)는 $M \times N$ 행렬이고, 각각의 끝면의 중심위치는 배열순서대로 (1,1), (1,2),..., (M,N)이라 가정한다. 조작자는 광음향주사를 위해 필요한 영상조건을 정하기 위해 조작부(5)를 조작한다. 영상 조건은 애플리케이션(70), 프레임 카운트, 필드 깊이, 레이트주파수 및 화상 표시방법의 타입등 다양한 내역을 포함한다. 동시에 조작자는 광음향주사에 사용되는 광의 파장등의 광원에 관련된 조건도 정한다. 이렇게 정해진 영상 조건은 시스템 제어부(4)의 저장회로(도시되지 않음)에 저장된다.

이상의 영상 조건 설정이 끝나면, 조작자는 피검체(7)의 소정의 위치에서 애플리케이션(70)을 설정하고, 광음향주사에서 광음향 화상 데이터 획득을 시작하기 위해 조작부(5)를 조작한다.

광음향 화상 데이터 획득을 시작하라는 명령을 받으면, 시스템 제어부(4)는 내부 저장회로에서 광원에 대해 설정된 조건을 읽는다. 설정조건에 따라서 광원부(11)는 예를들어 1,000nm의 파장을 가지는 단색광을 방출하는 Nd:YAG 레이저를 선택한다. 광원부(11)에서 발생된 단색광은 광다중화부(12)를 통해 광조사부(13)로 보내진다.

도 7 및 8A에 나타난 것처럼 광조사부(13)는 배열순서대로 소정의 주기로 광섬유(71)를 하나씩 선택한다. 선택된 광섬유는 광을 애플리케이션(70)의 광조사부(15)로 가이드한다. 애플리케이션(70)은 피검체(7)로 광조사부(15)의 원심의 끝부분으로부터의 광을 조사한다. 이경우 광섬유(71)에서 방사된 단색광은 도 6A의 화살표로 지적인대로 애플리케이션(70)과 접촉하는 피검체(7)의 표면부에 거의 수직으로 인가된다. 즉, 변환소자(54)와 광섬유(71)의 2차원 배열의 평탄한 표면에 수직되는 방향으로 광이 인가된다.

피검체(7)의 혈액의 헤모글로빈은 단색광의 에너지를 흡수하고 분자의 충돌에 기인한 열을 발생한다. 가열된 헤모글로빈의 열팽창은 음향파를 발생케하는 압력변화를 유도한다. 이때 발생된 음향파는 100KHz에서 2MHz의 광대역 스펙트럼 성분을 가지는 펄스파이다. 광음향 효과에 의해 피검체에 인가된 광의 파장은 특정되어야하는 물질로부터 결정되고 그 물질의 내용은 결정된 파장을 가지는 광으로 피검체에 조사함으로써 얻어진 음향파의 크기로부터 양이 정해진다. 이렇게하여 피검체(7)의 조사영역에서의 헤모글로빈의 양은 1,000nm의 파장을 가지는 위 Nd:YAG 레이저에서 방출된 단색광을 피검체에 조사함으로써 측정될 수 있다.

광조사에 의해 발생된 음향파는 광조사 위치의 근처에 배열된 소정의 개수의 변환소자(54)에 의해 검출된다. 예를들어, 도 6B에 나타난대로 음향파는 광조사 위치 주위의 4개의 변환소자(54)에 의해 검출된다. 음향파를 동시에 검출하는 변환소자의 개수는 4개로 제한되지 않는다. 예를들어 도 9A 및 9B에 나타난 것처럼, 음향파는 광조사 위치 주위의 6×6 변환소자(54)에 의해 검출된다.

실제로, 애플리케이션(70)의 피검체 접촉표면에서 거리 L만큼 떨어진 부위의 혈관영역에서 발생하는 음향파에 대하여, 시스템 제어부(4)는 저장회로의 앞서 저장된 주사정보 중 변환소자(54)에 관한 선택정보를 주사 제어부(24)의 변환소자선택 제어회로(68)에 공급하고, 수신시 설정하는 수속점거리에 관한 지연시간정보를 주사 제어부(24)의 빔수속 제어회로(67)에 공급한다.

전기스위치(53)는 변환소자 선택제어회로(68)로부터의 제어신호에 기초하여 애플리케이션(70)의 변환소자(54)중 위 4개의 변환소자를 선택한다. 수신 지연회로(56)는 빔수속 제어회로(67)로부터의 제어신호에 기초하여 수신수속점이 광조사 위치를 통하여 광섬유(71) 및 변환소자(54)의 2차원 배열의 평탄한 표면에 수직하는 직선상에 위치한 곳에 놓여지도록 하고, 광섬유(71) 및 변환소자(54)의 표면으로부터 소정의 깊이만큼 거리를 두는데 필요한 지연시간을 4개의 변환소자(54)에 의해 얻어진 각각의 전기신호에 부여한다.

즉, 변환소자선택 제어회로(68)는 시스템 제어부(4)로부터 변환소자(54)에 공급된 선택정보에 기초하여 광조사 위치 주위의 4개의 인접한 전기스위치(53)를 작동시킨다. 광조사시에 선택되고 사용된 광섬유(71) 주위의 4개의 변환소자(54)는 수신용 변환소자(54)로 선택된다. 변환소자(54)는 피검체(7)의 내부에서 발생한 음향파를 전기신호로 변환한다. 이 신호들은 전기스위치(53)를 거쳐 프리앰프(55)에 공급된다. 프리앰프(55)는 그 신호를 소정의 진폭으로 증폭한다. 증폭된 신호는 수신 지연회로(56)에 입력된다.

K 채널로 구성된 수신 지연회로(56)중에서 k번째 수신 지연회로(56)은 k번째 변환소자(54)로부터 공급된 수신 신호를 아래의 식으로 주어진 지연시간 (k)만큼 지연시킨다.

$$\tau(k) = d^2(K - 1)^2 - (2k - K - 1)^2 / 8CF_0 \quad \dots(1)$$

여기서 d는 변환소자(54)의 간격이고, C는 피검체(7)에서의 음향파 전파속도(약 1,500m/sec)이고, F₀는 수신수속점거리이다. 만일 F₀ = L이면 지연시간이 변환소자(54)에 의해 생성된 신호에 주어진다. 가산기(57)은 결과적인 신호를 가산한다. 이는 거리 L에서 생성된 음향파의 위상을 매칭하는 동안 신호를 가산하고 조합하는 것을 가능하게 한다.

피검체(7)가 광조사되는 시간과 변환소자(54)가 음향파를 수신하는 시간 사이의 시간간격은 거리 L에 비례한다. 따라서 소위 동적 수속방법이 사용될 수 있는데, 이는 음향파의 수신시에 수식 (1)에 의해 주어진 수신수속점거리 F₀을 증가시킨다. 선택된 광섬유(71)를 사용한 광조사에 의해 생성된 음향파는 깊이(거리)의 고려없는 수속상태에서 수신될 수 있다. 따라서 고감도 및 고해상도를 가지는 광음향 볼륨데이터는 이 수신 신호로부터 생성될 수 있다.

신호 처리부(25)의 필터(66)는 가산기(57)에 의해 조합된 변환소자(54)의 전기신호를 방향성을 가지는 수신 신호가 되도록 노이즈 성분을 제거한다. 로그변환부(58)는 진폭압축을 수행하고 포락선 검출기(59)는 이 신호를 검출한다. A/D 변환기(60)는 그 신호를 디지털신호로 변환한다. 그 디지털신호는 화상 데이터 메모리 A(61)에 광음향 화상 데이터로서 저장된다.

위 광조사와 음향파 검출의 연속은 광조사의 위치가 이동하면서 순차적으로 반복된다. 광조사와 음향파 검출은 M×N 번 반복된다. 그 결과로 하나의 볼륨에 대한 광음향주사가 완성된다. 이 하나의 볼륨에 대한 광음향주사는 반복된다.

도 8A 및 10은 하나의 볼륨에 대한 광음향주사에 요구되는 시간을 줄이는 주사순서를 보여준다. 광섬유(71)와 변환소자(54)의 2차원 배열은 다수의 섹션으로 분할된다. 도 8B 및 10을 참조하면, 광섬유(71)와 변환소자(54)의 2차원 배열은 A, B, C 및 D의 4개의 섹션으로 분할된다. 섹션 A에 포함된 광섬유의 개수와 변환소자(54)의 개수는 섹션 B, C 및 D의 각각에 포함된 것의 개수와 같다. m×n 광섬유(71)는 각 섹션에 포함되어 있다고 가정한다.

각 섹션에서 광조사와 음향파 검출은 광조사 위치가 움직이는 동안 도 8A에서 처럼 동일한 작동순서로 m×n번 반복된다. 즉, 광섬유(71)는 배열순서에서 소정의 주기로 하나씩 선택된다. 그결과 피검체는 광조사 위치가 이동하면서 반복적으로

광조사를 받는다. 각 광조사 동작에 의해 피검체에서 생성된 음향파는 다음번의 광조사 동작전에 한 주기내에 각 광조사 위치의 둘레의 4개의 인접한 변환소자(54)에 의해 검출된다. 검출된 4개의 전기신호는 그 광조사 위치의 바로 아래에 깊이 L만큼의 위치에 수신수속점을 형성하는데 필요한 지연시간을 제공받은 후 가산된다.

4개의 섹션에서 위 광조사와 음향파검출은 동기화되어 반복된다. 섹션간의 음향파 혼선은 섹션간에 동시에 인가된 광빔의 광조사 위치 사이의 소정 거리를 유지함으로써 줄이거나 피할 수 있다. 다시 말하면, 섹션크기 ($n \times m$)은 섹션간의 음향파 혼선을 줄이거나 피하는데 필요한 거리를 고려하여 결정된다.

도 11은 하나의 볼륨에 대한 광음향 주사시 요구되는 시간을 추가적으로 줄이는 방법을 나타낸다. 광빔은 피검체로 $M \times N$ 행렬로 2차원으로 배열된 모든 광섬유(71)로부터 동시에 인가된다. 광조사후 즉시, $(M + 1) \times (N + 1)$ 행렬로 2차원적으로 배열된 모든 변환소자(54)에 의해서 음향파가 검출된다. 송수신부(22)는 검출된 $(M + 1) \times (N + 1)$ 전기신호로부터 (1,1)에서 (M,N)까지의 광조사 위치에 대응하는 $M \times N$ 수신 신호를 생성한다. 각 수신 신호는, 각 광조사 위치 주위의 4개 혹은 그 이상의 변환소자(54)에서 얻어진 전기신호(실제적으로 디지털 데이터)의 각각에 지연시간을 부여하여 가산함으로써 생성된다.

도 12A에서 나타난대로, 하나의 볼륨에 대한 광음향주사와 초음파주사는 교호적으로 수행된다. 다수의 초음파 주사선은 다수의 광조사 위치에 대응한다. 다수의(이 경우 $M \times N$) 초음파 주사선은 (1,1)에서 (M,N)위치를 지나가고, 광섬유(71)과 변환소자(54)의 2차원배열의 평탄한 표면에 수직하는 방향으로 설정된다. 송신 수속점과 수신수속점은 광음향주사의 수신수속점의 경우와 같이 깊이 L에서 설정된다. 하나의 볼륨에 대한 초음파주사는 하나의 볼륨을 구성하는 $M \times N$ 초음파 주사선에 대한 초음파송신과 반사파수신의 반복으로 완성된다.

하나의 볼륨에 대한 광음향주사와 하나의 볼륨에 대한 초음파주사를 동일한 볼륨에 대하여 교호적으로 수행하는 것은, 시간상 근접하는, 다시말해 하나의 볼륨에 대한 주사시간만큼 서로 구별되는, 동일한 볼륨에 대한 생체기능 볼륨데이터와 조직형태 볼륨데이터를 얻어내는 것을 가능하게 한다.

설령 이상의 설명은 수신수속점이 변환소자 배열면의 수직선상에 위치된 경우의 예시라 하더라도 수속점의 위치는 변환소자(54)로부터 얻어진 수신 신호 사이의 지연시간을 제어함으로써 임의로 설정될 수 있다.

광음향주사와 초음파주사는 아래와 같이 수정될 수 있다. 도 12A를 참조하면, 광음향주사와 초음파주사는 볼륨단위로 교호적으로 수행된다. 그러나 도 12B에서 나타난대로 광음향주사와 초음파 주사는 주사선 단위로 교호적으로 수행될 것이다. 광조사가 광음향주사의 제 1 위치에서 수행되고 결과적인 음향파가 검출된 후에 초음파는 제 1 위치에 대응하는 초음파 주사선으로 송신되고 결과적인 반사파가 수신된다. 광조사는 광음향주사의 제 1 위치의 다음번인 제 2 위치에서 수행되고 결과적인 음향파가 검출된다. 결과적으로 초음파는 제 2 위치에 대응하는 초음파주사선으로 송신되고 결과적인 반사파가 수신된다. 이 동작을 반복하면 소정의 방향에서 데이터간의 타이밍차를 크게 줄일 수 있다. 빨리 이동하는 조직이나 혈액이 측정되는 때에서도 동일한 볼륨에 대한 생체기능 볼륨데이터와 조직형태 볼륨데이터가 거의 동일한 시간위상으로 측정될 수 있다. 송신된 광량이 광음향주사의 수신감도를 개선하기 위해 증가되는 때에는 단위시간당 광조사 횟수는 피검체의 안전을 보장하기 위해 감소되어야 한다. 이를 위해, 도 12D에 나타난대로 광음향주사법에서의 단위시간당 주사횟수는 초음파주사법에서보다 더 작게 설정되는 것이 요망된다.

도 12C에 나타난 것처럼, 광음향주사에서의 광조사와 음향파검출은 초음파주사에서의 초음파송신과 반사파수신과 동시에 수행될 수 있다. 데이터의 수집 타이밍에 차이가 없기 때문에, 빨리 이동하는 특정 대상은 위 주사단위에 기초한 위 주사방법에 의하는 것보다 더 정확하게 측정될 수 있다. 이 동시적 주사법에서 만일 광음향주사의 음향파의 주파수가 초음파주사의 초음파의 주파수와 같으면 수신 신호로부터 음향파 성분과 반사파 성분을 분리하는 것은 불가능하다. 그러나 신호처리부(25)의 A/D 컨버터(60)의 출력은 표시용 화상 메모리(63)에 직접 저장될 수 있고, 따라서 화상 데이터 메모리 A(61)와 화상 데이터 메모리 B(62)는 생략될 수 있다. 이에 더하여 광음향 화상 데이터와 초음파 화상 데이터를 합성할 필요가 없다. 반대로 두개의 구별되는 주파수에서 진동할 수 있는 변환소자(54)는 음향파 성분과 반사파 성분을 분리할 수 있다. 일본 특개소 61-100237호와 62-39761호 공보에 기재된 바와 같이 이러한 타입의 변환소자(54)는 다른 두계를 가지는 두개의 압전소자를 접합하여 얻어지고 서로다른 두개의 주파수를 가지는 초음파를 수신할 수 있다.

따라서 예를들어 광음향 주사법의 음향파의 주파수와 초음파주사의 초음파의 주파수가 1.5MHz 및 3Mhz로 각각 설정되면, 이 신호들이 변환소자(54)로 동시에 수신되는 경우조차도 광음향 화상 데이터와 초음파 화상 데이터는 송수신부(22)의 필터(66)를 사용하는 신호분별에 의해 독립적으로 생성될 수 있다. 또한, 이 화상 데이터들은 컬러로 식별되어 표시부(6)의 CRT 모니터(65)에 표시될 수 있다.

도 13A 및 13B에서 나타난대로 표시동작에서 조작자에 의해 지정된 슬라이스 데이터는 화상 데이터 메모리 A(61)에 저장된 생체기능 볼륨데이터에서 판독되어서 공간적으로 삽입되고 따라서 지정된 슬라이스의 생체기능에 대한 단층사진 데이터가 생성된다. 동일한 슬라이스의 데이터가 화상 데이터 메모리 B(62)에 저장된 조직형태 데이터로부터 읽혀져 공간적으로 삽입되고 따라서 지정된 조직형태에 대한 단층사진 데이터가 생성된다. 생체기능에 대한 단층사진 데이터는 표시용 화상 메모리(63)의 한 프레임에 배열되고, 동일한 슬라이스의 조직형태에 대한 단층사진 데이터도 같이 배열되어, 컨버터(64)를 통하여 CRT 모니터(65)상에 표시된다. 부가하여 생체기능에 대한 단층사진 데이터는 컬러맵으로 변환된다. 이 컬러맵은 표시용 화상 메모리(63)의 조직형태에 대한 단층사진 데이터에 중첩되어 CRT 모니터(65)에 표시된다.

이상 설명한 바와 같이, 광음향 화상과 초음파 화상은 동일한 변환소자(54)를 사용하여 수집 가능하므로, 각 화상들은 정확하게 중첩되어 표시될 수 있다. 특히 광음향 화상의 생성에 있어서, 다수의 변환소자(54)에서 얻어지는 음향수신 신호의 위상을 맞추어 더하는 소위 정상(整相)가산방식을 수행하기 때문에, 예를들어 피검체(7)에 인가된 광이 흩어지고 분산되더라도 음향파의 발생원을 정확하게 붙잡아 두는 것이 가능하다.

상술한 바에서, 초음파 화상 데이터는 광음향 화상 데이터의 획득 이후에 얻어진다. 그러나 이들 화상 데이터의 획득순서에는 제한이 없다. 택일적으로 다수의 광음향 화상 데이터와 다수의 초음파 화상 데이터가 획득될 수 있고, 전자 및 후자는 화상 데이터 메모리 A(61)와 화상 데이터 메모리 B(62)에 각각 저장될 수 있다. 요구되는 화상은 화상 데이터 메모리 A(61)와 화상 데이터 메모리 B(62)에서 선택되어 표시용 화상 메모리(63)에서 합성된다.

광음향 화상 데이터를 획득하기 위해, 다양한 파장을 가지는 광빔이 한 물질의 성분량을 분석하는데 사용될 수 있다. 예를들어 헤모글로빈의 성분량을 측정하는 법을 설명한다. 위에서 언급한대로, 생체의 헤모글로빈은 600nm에서 1,000nm 범위의 광을 흡수한다. 디옥시헤모글로빈은 옥시헤모글로빈보다 600nm근처의 파장을 가지는 광을 더 많이 흡수한다. 반대로 옥시헤모글로빈에서 흡수되는 광량은 1,000nm 근처의 파장을 가지는 광이 디옥시헤모글로빈에서보다 많다. 이 흡수량 특성의 차이를 이용하면 생체의 옥시헤모글로빈과 디옥시헤모글로빈의 양을 독립적으로 파악할 수 있고, 양 종류의 헤모글로빈의 전체량을 얻을 수 있다. 위 1,000nm Nd:YAG 레이저와 633nm He-Ne 가스 레이저가 사용될 수 있고, 각 파장에서 얻어진 측정결과는 다른 색상으로 구별되어 표시된다. 이 경우 설명 광음향 화상이 초음파 화상에 중첩되더라도 이들은 한장씩 따로 표시되는 것이 가능하다.

헤모글로빈 외의 물질 예를들어 콜레스테롤이나 글루코스의 성분량은 최적의 파장을 가지는 단색광을 사용하고 상술한 바와 동일한 처리를 수행함으로써 피검체(7)의 동일영역에서 측정될 수 있다. 그 측정결과와 헤모글로빈의 측정결과는 다른 색상으로 구별되고 표시된다. 이 경우 역시 표시방법은 특별히 제한되지 않는다. 설명 광음향 화상과 초음파 화상이 중첩되어 표시된다 하더라도 이들은 따로 표시되는 것이 가능하다.

또한, 초음파 화상 생성법에서 하모닉 영상이 사용될 수 있다. 광음향 주사법에서 음향파의 주파수 스펙트럼은 1MHz의 중심주파수에 200KHz에서 2MHz의 범위를 가진다. 전기음향 변환부(23)의 변환소자(54)는 각 주파수 성분에 대응하는 특성을 가져야 한다. 이 주파수는 일반적인 초음파주사에서 중심주파수(예를들어 f_0 : 3.5MHz)보다 낮다.

동일한 변환소자(54)가 광음향 화상 데이터와 초음파 화상 데이터를 획득하는데 사용되기 때문에 종래의 초음파 주사법에서 얻어진 초음파 화상은 공간해상도를 저하시키는 것을 피할 수 없다. 이 문제를 해결하기 위하여 초음파 화상 데이터가 하모닉 영상법에 의해 어떻게 획득되어야 하는가를 설명한다. 하모닉 영상법은 피검체(7)의 조직에서 발생하는 초음파적 비선형 현상을 효과적으로 활용한다. 예를들어 중심주파수 f_0 를 가지는 초음파 펄스가 피검체(7)에 인가될 때 제 2 하모닉 성분($2f_0$)이 검사될 조직의 비선형 현상에 기인하여 새롭게 발생된다. 변환소자(54)는 이 하모닉 성분을 기본파 성분(f_0)와 함께 수신한다. 이 하모닉 성분의 생성은 피검체(7)의 조직특성에 의존하고 반사영역으로의 전파거리나 반사영역에서의 초음파 강도에도 의존한다.

초음파주사에서 피검체(7)에 인가되는 송신 초음파의 일부는 음향 임피던스가 다른 피검체(7)의 장기 사이의 경계면이나 조직에서 반사된다. 반사된 초음파로부터 중심주파수 $2f_0$ 를 가지는 초음파 펄스가 조직의 비선형 특성에 기인하여 새롭게 생성되므로, 피검체(7)의 조직에 의해 반사되고 변환소자(54)로 되돌아온 수신 초음파는 송신시에 중심주파수 f_0 를 가지는 초음파펄스(기본파 성분)와 중심주파수 $2f_0$ 를 가지는 초음파펄스(하모닉 성분)를 모두 포함한다.

이때 송신초음파의 주파수 스펙트럼은 중심주파수 f_0 를 중심으로 분포되어 있다. 반대로 수신초음파의 주파수 스펙트럼은 f_0 를 중심으로 분포된 기본파 성분과 $2f_0$ 를 중심으로 분포된 하모닉 성분으로 구성된다. 일반적으로 하모닉 성분은 기본파 성분보다 약 20dB만큼 작다. 알려진 바와 같이 하모닉 성분은 피검체 조직내의 초음파 펄스의 전파속도가 초음파의 음압(sound pressure)에 의존하고 이것이 수신 신호의 파형을 왜곡하기 때문에 발생한다.

변환소자(54)는 초음파에서부터 전기신호(초음파 수신 신호)까지 피검체(7)로부터의 수신 초음파를 변환한다. 초음파 수신 신호는 송수신부(22)를 통해 신호 처리부 25의 필터(66)로 전송된다. 필터(66)는 2fo를 중심으로하는 대역통과특성을 가지고 fo를 중심으로 하는(도시되지 않음) 대역통과 특성을 가진다. 하모닉 영상법에서 필터(66)는 제 2 하모닉 성분을 추출한다. 필터(66)의 출력은 로그 변환부(58), 포락선 검출기(59) 및 A/D 컨버터(60)을 거쳐 화상 데이터 메모리 B(62)에 저장된다. 광음향 주사법에서 필터(66)는 기본파 성분을 추출하고 필터(66)의 출력은 제 1 실시예에서처럼 로그 변환부(58), 포락선 검출기(59) 및 A/D 컨버터(60)을 거쳐 화상 데이터 메모리 B(62)에 저장된다.

시스템 제어부(4)는 화상 데이터 메모리 B(62)에 저장된 초음파 화상 데이터와 화상 데이터 메모리 A(61)에 저장된 광음향 화상 데이터를 읽은 후, 표시용 화상 메모리(63)에서 이 데이터들을 합성하고 결과 화상을 컨버터(64)를 거쳐 CRT 모니터상에 표시한다.

이상 기술한 바대로, 초음파 화상 데이터는 기본파 성분의 주파수의 2배의 주파수 성분에서 생성된다. 따라서 동일한 변환소자(54)가 광음향 화상 데이터와 초음파 화상 데이터를 획득하는데 사용되는데 경우에도 광음향 화상은 고해상도 초음파 화상으로 중첩되어 표시될 수 있다. 또한 이 두종류의 화상 데이터는 동시에 획득되고 표시되므로 훌륭한 동작성을 가지는 장치가 제공된다.

이상의 설명에 의하면 광음향주사는 광조사 위치 주위의 4개의 변환소자(54)에 의해 얻어진 4개의 전기신호를 정사각형하여 수신 신호에 방향성을 주고 있다. 피검체(7)가 광섬유(71)의 광으로 조사될 때, 조사광은 작은 직경을 유지하면서 직선으로 진행한다. 즉, 강력한 방향성을 가진다. 따라서 광음향 화상은 음향파의 수신시에 정사각형처리의 수행없이 생성될 수 있다. 피검체(7)의 혈액의 헤모글로빈은 광섬유(71)의 조사광 에너지를 흡수하고 음향파를 방출한다. 이 음향파는 광조사 위치 주위의 4개의 변환소자(54)에 의해 전기신호로 변환된다. 4개의 전기신호는 실질적으로 수신 지연회로(56)를 통과하고 지연시간을 받지 않고 가산기(57)에 의해 가산된다. 수신에 사용된 진동자의 수는 크게 줄일 수 있기 때문에, 끝부분에 제공된 광섬유(71)는 효과적으로 사용될 수 있다. 이는 넓은 화상폭(시각폭)을 얻게 할 수 있다.

도 14는 본 실시예에 따르는 전기음향 변환부의 제조방법의 예시이다. 예를들어 다수의 신호측 전극 98이 0.05mm두께의 플렉서블 회로(FPC)(97)에 소정의 간격을 두고 형성되어 있다. 마찬가지로 다수의 접지측 전극(99)이 FPC(97)에 소정의 간격을 두고 형성되어 있다. PZNT 또는 PZT로 구성된 압전 부재를 가지는 진동자(96)의 신호측 전극과 접지측 전극은 Au나 그와 비슷한 물질의 스퍼터링(sputtering)에 의해 신호측 전극(98)과 접지측 전극(99)에 각각 전기적으로 연결되어 있다. 예를들어 0.2mm의 직경을 가지는 광섬유(71)이 인접하는 진동자(96)사이에 접합되어 있다. 그렇게 구성된 진동자판(111)은 겹쳐 쌓여져 접착제로 접착된다.

이 방법에 의하면 광송신 특성을 가지는 전기음향 변환부는 광섬유를 사용하여 쉽게 제조될 수 있다.

본 발명은 바람직한 실시예를 참조하여 특정되게 도시되고 설명되었으나, 본 발명의 정신 및 범위를 이탈하지 않고 형태와 세부사항에 있어서 다양한 변경이 가능하다는 것을 당업자들은 이해해야 한다. 예를들어 실시예에서 전체 구성요소 중 몇 개의 구성요소는 생략될 수 있다. 이 실시예의 변형은 아래에 설명된다.

이상의 설명에 의하면, 광섬유(71)는 변환소자(54) 사이의 갭에 놓여진다. 이 경우 음향 커플링은 각각의 인접하는 변환소자(54) 사이에서 발생하는데 이는 광섬유(71)가 그 갭안에 삽입되어 있기 때문이다. 결과적으로 각 변환소자는 독립적인 구성요소로서의 기능을 갖지 못한다. 따라서 음향 커플링은 광음향 화상과 초음파 화상을 질적으로 저하시킨다. 도 15A를 참조하면 광조사부(15)에서 방출된 광은 전기음향 변환부(23)를 통해 피검체(7)에 인가된다. 즉 전기음향 변환부(23)는 광을 전송할수 있는 물질로 만들어진다. 전기음향 변환부(23)의 변환소자(54)는 아래와 같이 형성된다. 투명한 압전 재료로 만들어진 PZNT 단일결정 웨이퍼를 소정의 두께 t 로 연마한 후, 그 단일결정판을 다이싱(dicing) 톱을 이용해 피치 d 를 가지고 2차원배열을 형성하는 조각으로 자른다. 폭 b 를 가지는 2개의 인접하는 조각사이의 갭은 광학적으로 투명한 수지(80)로 채워지고 수지(80)는 경화된다. 전극(73-1)은 2차원으로 배열된 단일결정소자의 제 1 표면에 스퍼터링함으로써 형성된다. 전극(73-2)은 소자의 제 2 표면에 스퍼터링에 의해 형성된다. 음향매칭층(74)과 보호막(75)은 전극(73-2)이 부착된 각 표면에 서로 겹쳐져 있다. 음향매칭층(74)과 보호막(75)은 광학적으로 투명한 수지로 만들어진다. 전극(73)은 예를들어 ITO(indium-tin-oxide)나 $In_2O_3(Sn)$ 과 같은 액정 크리스탈 디스플레이나 플라즈마 디스플레이등에 사용되는 투명하고 도전성을 가진 물질로 만들어진다. 이렇게 투명하고 도전성이 있는 물질이 전극(73)에 사용되고 광학적으로 투명한 수지가 음향매칭층(74)과 보호막(75)에 사용된다. 수지(80)는 변환소자(54)사이의 갭을 채운다. 또한 투명한 압전 단

일결정은 각 변환소자(54)에 사용된다. 투명한 수지로 만들어진 지지대(72)상의 이 재료들을 고정함으로써 형성되는 전기음향 변환부(23)는 광학적으로 투명하게 구성하는 것이 가능하므로, 광조사부(15)로부터 방출되는 광은 전기음향 변환부(23)를 통과할 수 있고 피검체(7)에 인가될 수 있다.

위 설명에 의하면 광섬유(71)들의 간격은 변환소자(54)의 간격에 의해 결정된다. 도 15A 및 도 15B에 나타난 것처럼 어떠한 제한이 없다. 광섬유(71)들의 간격은 광음향주사에서의 주사간격을 결정한다. 고밀도 주사의 광음향 화상 결과적으로 얻어진다. 고밀도 주사는 화질을 개선할 수 있고, 특히 화상의 공간해상도가 조사광의 방향성에 의해 결정될 때 그러하다.

도 16에서 나타난대로, 도 11에 나타난 동시적인 광조사의 경우에는 광조사부(15)로부터의 분산된 광출력은 하나 또는 다수의 광섬유(71)로 구성된 도파부(14)를 통해 평행빔으로 변환될 수 있다. 광송신타입 전기음향 변환부(23)의 전지역은 이들 광빔으로 조사될 수 있다.

위의 광조사부(13)는 하나씩 배열된 다수의 광섬유(71)를 순차적으로 선택함으로써 광조사 위치를 이동시킨다. 이 방법에 의하면 도파부(14)의 다수의 광섬유(71)와 이들을 선택하는 광조사부(13)가 필요하고 이는 본 장치를 복잡하게 만든다. 이러한 조사광의 형성에 있어서 발생하는 문제점을 해결하기 위하여, 도 17A 및 17B에 나타난대로 변환소자(54)의 배열면에 평행하게 슬릿판(178)이 배치되어 있다. 슬릿은 판(178)의 거의 중앙에 형성되고 변환소자(54)의 배열방향으로 확장된다. 슬릿을 통과하는 광빔은 변환소자(54)의 배열방향으로 넓은 폭을 가지고 이 배열방향에 수직하는 슬라이스 방향으로 작은 폭을 가진다. 도 17B에 나타난대로 애플리케이션(70)은 슬릿판(178)에 부가하여 렌즈(179)를 가진다. 렌즈(179)는 광조사부(15)로부터 확산된 광출력을 진행방향에 평행한 빔으로 변환한다. 도파부(14)는 광조사부(15)에 공급되는 광을 광원부(11)나 광다중화부(12)로부터 직접 가이드할 수 있다. 따라서 광조사부(13)가 불필요하다. 도파부(14)는 광섬유(71)로 한정되지 않고, 충분한 파워가 얻어질 수 있는 한 하나의 채널이 사용된다.

광원부(11)에서 생성된 단색광은 예를들어 광섬유(71)로 구성된 도파부(14)에 의해 애플리케이션(70)의 광조사부(15)로 가이드된 후, 광조사부(15)의 원심의 끝부분으로부터 확산되고 방사된다. 이 확산된 광은 렌즈(179)에 의해 평행빔으로 변환되고 슬릿판(178)의 슬릿에 공급된다. 슬릿판(178)의 슬릿을 통과하는 광에서, 배열방향으로의 광의 빔폭과 슬릿방향으로의 광의 빔폭은 각각의 방향의 슬릿의 폭에 의해 설정된다. 이 슬릿에 의해 슬라이스방향으로 빔폭이 줄어든 광은 광학적으로 투명한 전기음향 변환부(23)를 통과하고 도 17B에 나타난 피검체(7)의 광빔 조사범위내에 조사된다. 피검체(7)의 혈액의 헤모글로빈은 이 광을 흡수하고 음향파를 발생시킨다. 음향파는 슬릿에 대응하는 하나 또는 다수의 변환소자(54)의 행들에 의해 전기신호를 변환된다. 이 경우에 있어서 슬릿에 대응하는 광조사 위치의 한 열에 대응하는 다수의 수신 신호는 전기신호의 정상가산에 의해 생성된다. 슬릿판(178)이 왕복이동하는 사이에 광은 연속적으로 또는 간헐적으로 방사되고, 슬릿상의 각 위치에 대응하는 변환소자(54)는 음향파를 반복적으로 검출한다. 슬릿판(178)이 전후로 이동할 때, 하나의 볼륨에 대한 광음향 주사는 완성된다.

슬릿판(178)의 사용은 도파부(14)의 광섬유(71)의 수를 크게 줄일 수 있고, 따라서 광조사부(13)를 불필요하게 만들 수 있다. 또한 조사광이 배열방향으로 연속적으로 조사되기 때문에 주사밀도는 수신시의 지연시간 설정에 의해 임의적으로 설정되고 광섬유(71)의 사용에 부과된 제한은 제거될 수 있다.

각각 짧은 축길이를 가지는 다수의 광섬유(72)로부터 광조사부(15)를 형성하고, 한 열의 광섬유(72)의 수와 같은 광섬유(71)로부터 도파부(14)를 형성하고, 슬릿판(178)과 같은 방법으로 도파부(14)를 이동하는 기작을 제공함으로써, 슬릿판(178)을 사용한 것과 동일한 효과를 얻을 수 있다. 도 18A, 18B에 나타난대로, 광조사부(13)는 도파부(14)의 간헐적인 이동시점에 동기하여 광섬유(71)의 하나의 열에서 하나의 광섬유(71)를 순차적으로 선택하여, 도 7에서 나타난 광음향 주사 동작을 실현한다.

본 발명의 추가적인 장점과 변형들을 당업자들은 즉시 인식할 것이다. 따라서 보다 넓은 관점에서, 본 발명은 여기에 나타나고 기술된 대표적인 실시예와 구체적인 설명에 한정되지 않는다. 따라서 첨부된 청구범위와 그 동등물에 의해 한정되는 일반적인 발명의 개념의 정신과 범위를 이탈하지 않는 범위내에서 다양한 변형이 가능하다.

발명의 효과

본 발명에 의하면 피검체의 볼륨에 대한 생체기능정보를 그것과 동일한 볼륨에 대한 조직형태정보와 함께 획득하는 것이 가능해진다.

도면의 간단한 설명

명세서에 포함되어 그 일부를 구성하는 도면은 본원발명의 원리를 설명하는데 도움이 되도록, 본원발명의 바람직한 실시예와 상기 일반적인 설명과 하기 바람직한 실시예의 자세한 기술을 도시한다.

도 1은 본원발명의 실시예에 따른 비침습적 생체정보 영상장치의 개략적인 배열을 나타내는 블록도,

도 2는 도 1의 화상 데이터 생성부의 블록도,

도 3은 도 1의 애플리케이션의 전기음향 변환부와 광조사부의 배열구조를 보여주는 개략적인 평면도,

도 4A 및 도 4B는 도 1의 애플리케이션의 전기음향 변환부와 광조사부의 배열구조를 나타내는 투시도,

도 5는 도 1의 애플리케이션의 외관도,

도 6A 및 6B는 4개의 인접 구성요소에 의한 광조사와 음향파 검출을 나타내는 도면,

도 7은 도 6A 및 6B에 대응하는 순차적 광음향 스캐닝을 나타내는 도면,

도 8A 및 도 8B는 도 7의 보충도,

도 9A 및 도 9B는 본 실시예의 36개의 인접 구성요소에 의한 광조사와 광음향파를 나타내는 도면,

도 10은 본 실시예의 평행한 광음향 스캐닝을 나타내는 도면,

도 11은 본 실시예의 동시적인 광음향 스캐닝을 나타내는 도면,

도 12A 에서 도 12D까지는 본 실시예의 광음향 스캐닝과 초음파 스캐닝의 변화를 나타내는 시간표,

도 13A 및 도 13B는 도 1의 신호처리부에 의해 생성된 조직 형태에 대한 화상 데이터와 생체 기능에 대한 화상 데이터를 나타내는 개략도,

도 14는 도 4의 애플리케이션의 광조사부와 전기음향 변환부의 배열 구조를 형성하는 방법을 나타내는 도면,

도 15A 및 도 15B는 도 1의 애플리케이션의 다른 구조를 나타내는 도면,

도 16은 도 1의 애플리케이션의 다른 구조를 나타내는 도면,

도 17A 및 도 17B는 도 1의 애플리케이션의 다른 구조를 나타내는 도면,

도 18A 및 도 18B는 도 1의 애플리케이션의 다른 구조를 나타내는 도면,

도 19는 광음향 화상 데이터의 종래의 획득 시스템을 나타내는 도면이다.

*도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

1 : 광송신부 2 : 화상 데이터 발생부

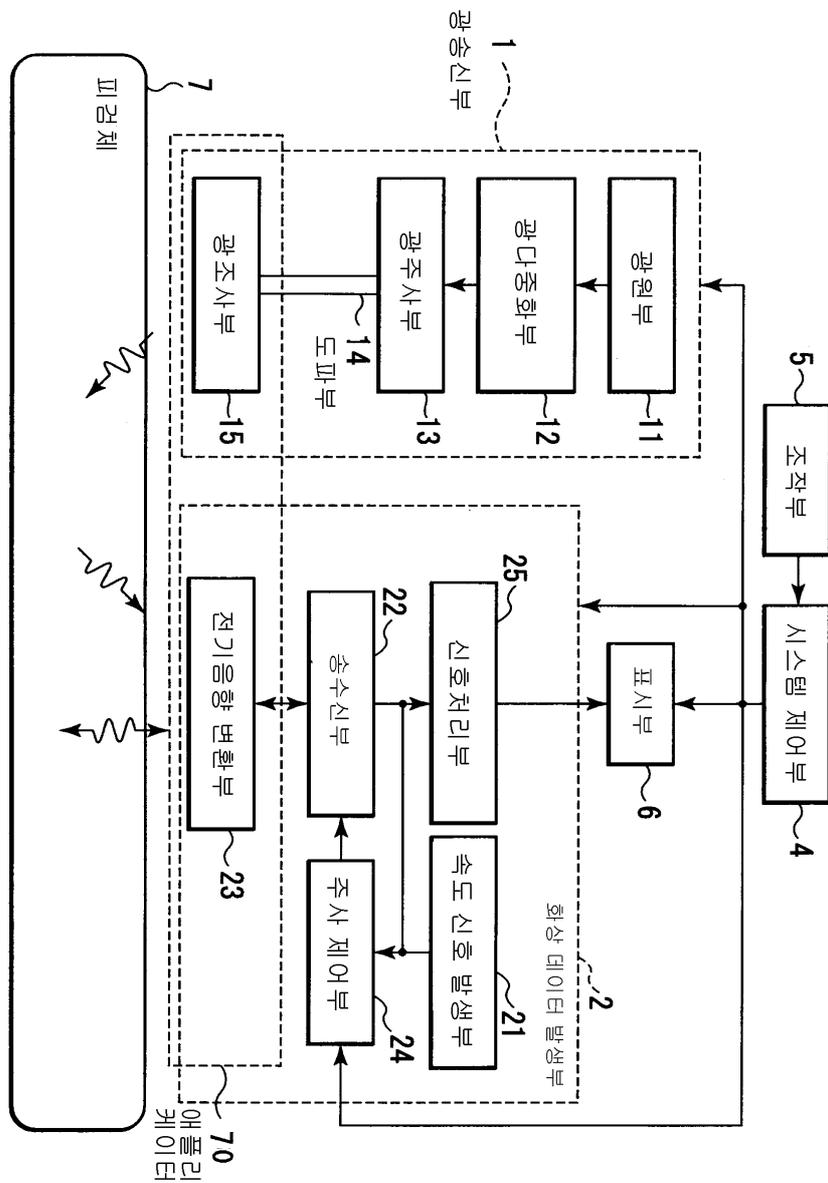
4 : 시스템 제어부 5 : 조작부

6 : 표시부 7 : 피검체

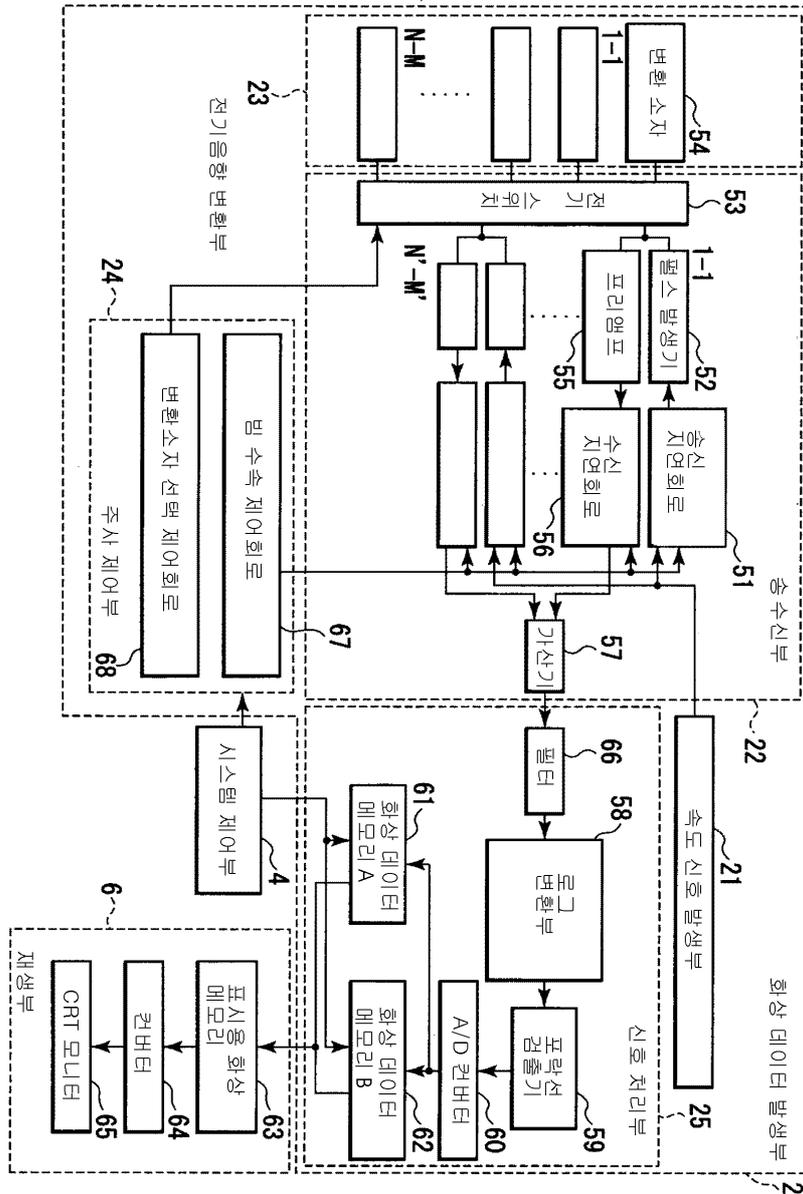
- 11 : 광원부 12 : 광다중화부
- 13 : 광주사부 14 : 도파부
- 15 : 광조사부 21 : 속도 신호 발생부
- 22 : 광송신부 23 : 전기음향 변환부
- 24 : 주사제어부 25 : 신호처리부

도면

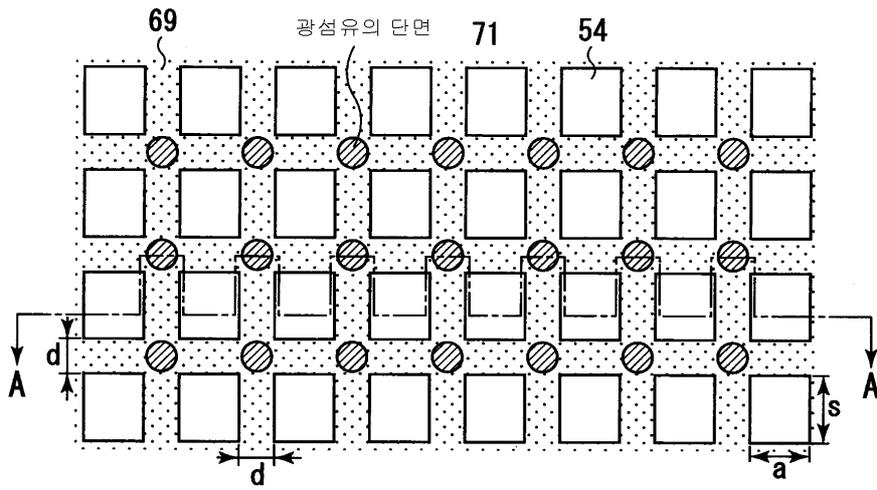
도면1



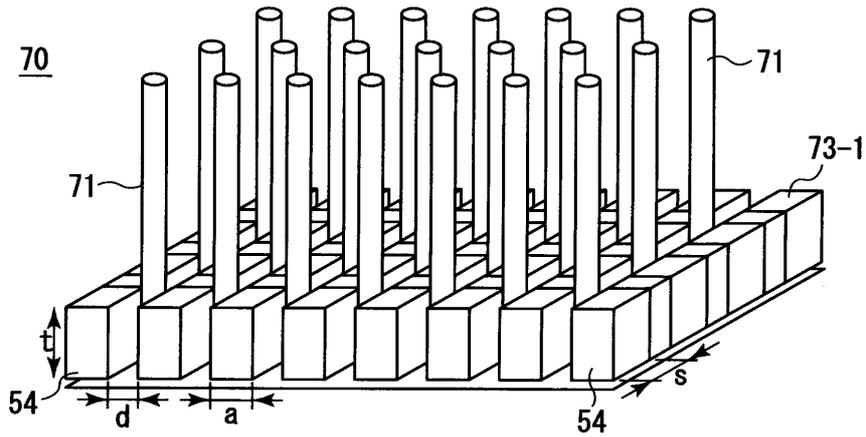
도면2



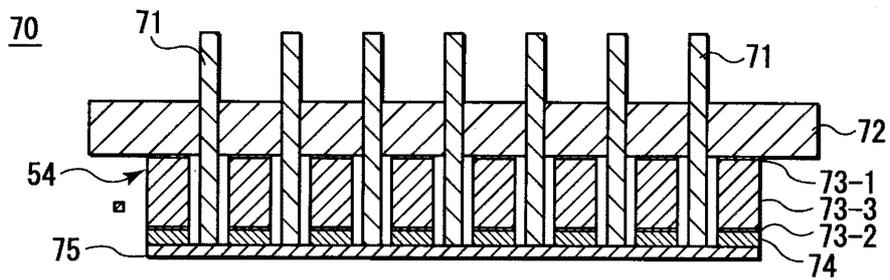
도면3



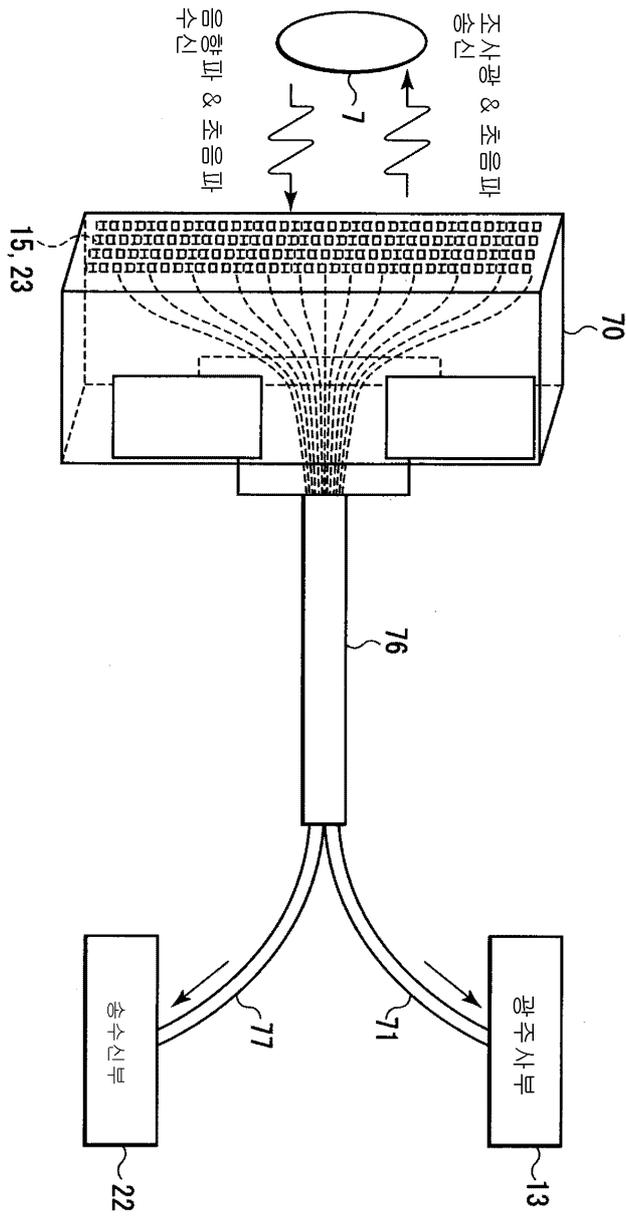
도면4a



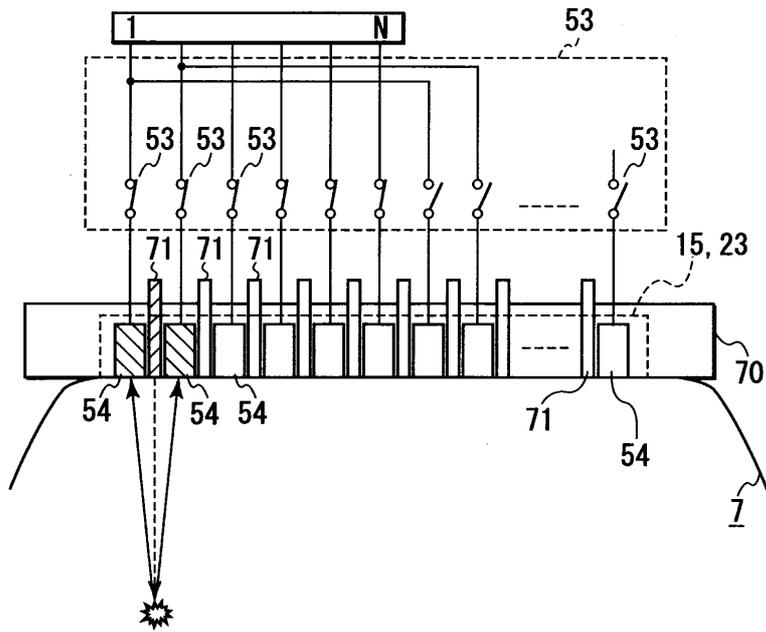
도면4b



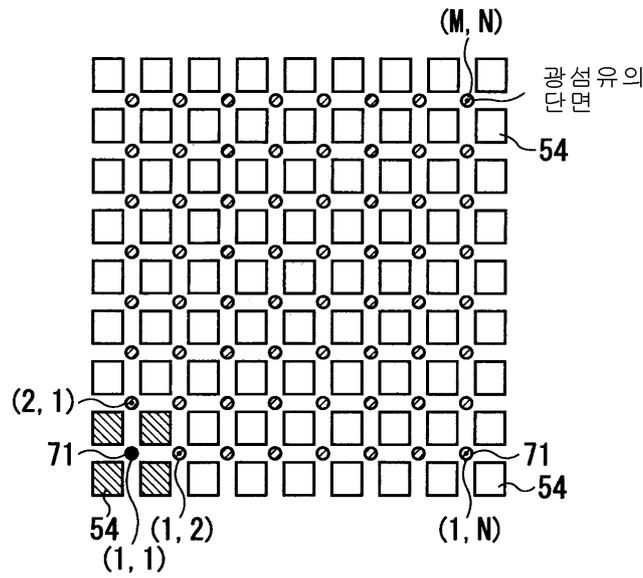
도면5



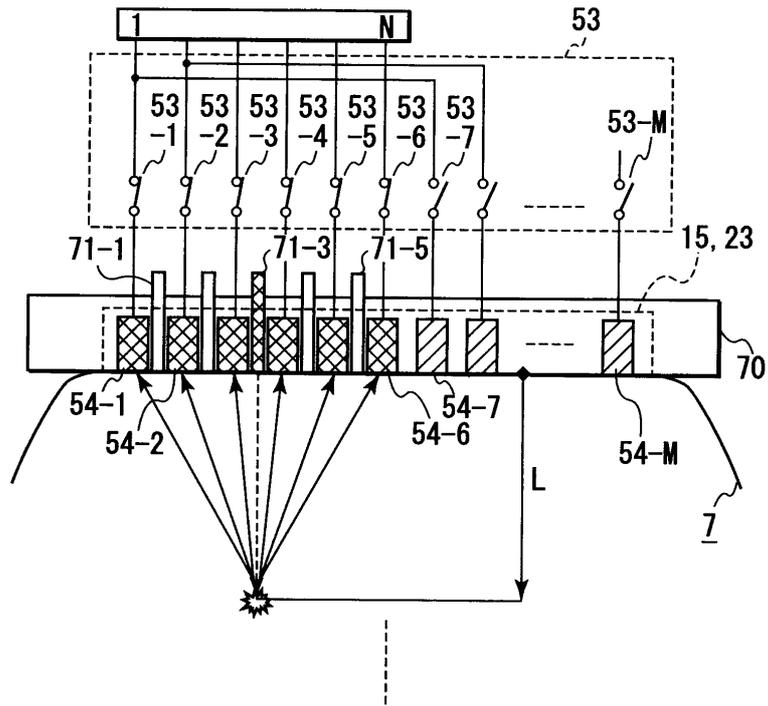
도면6a



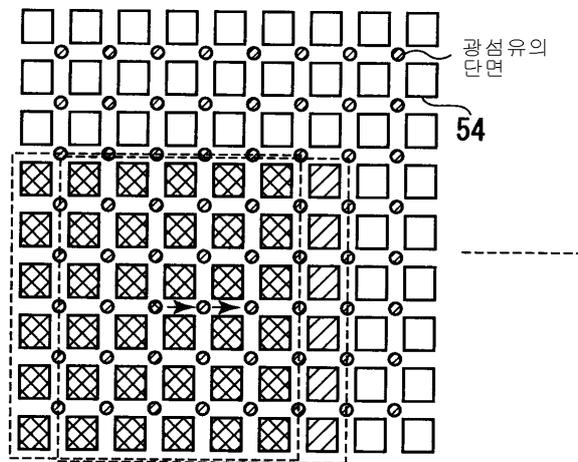
도면6b



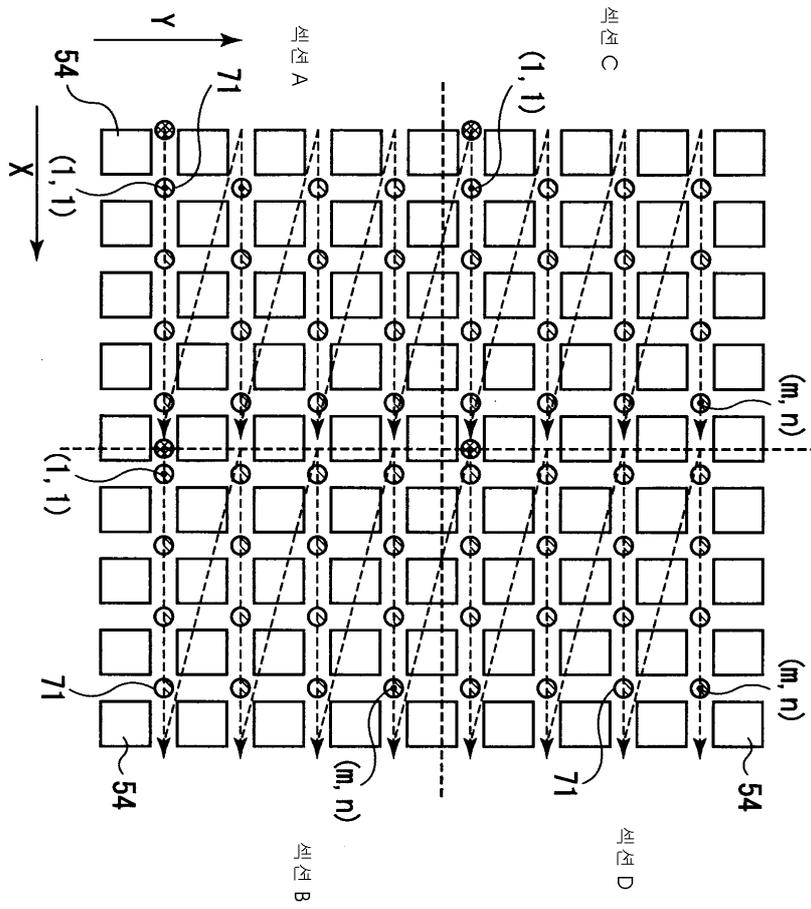
도면9a



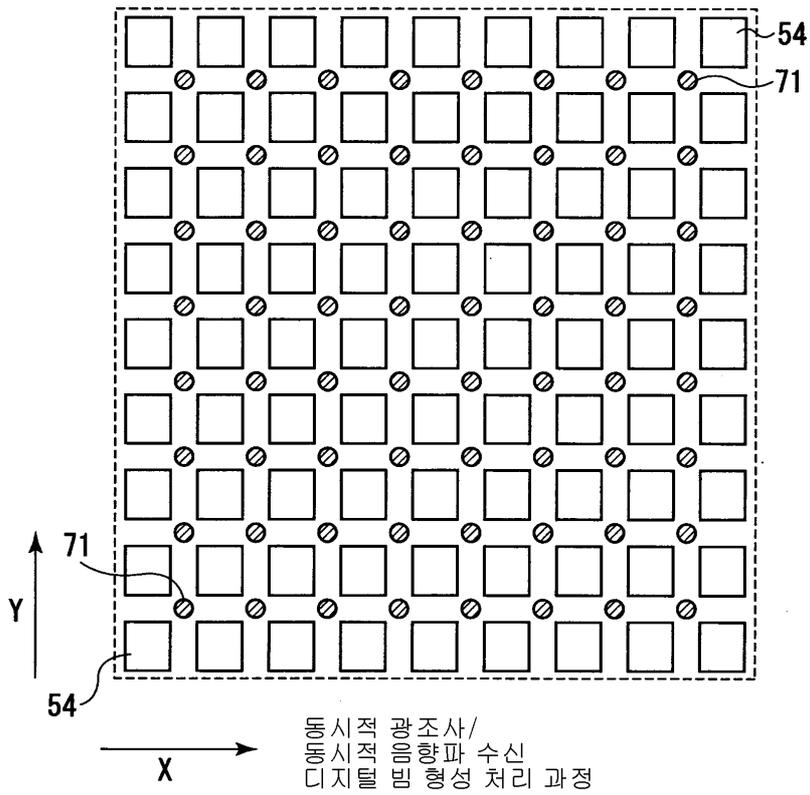
도면9b



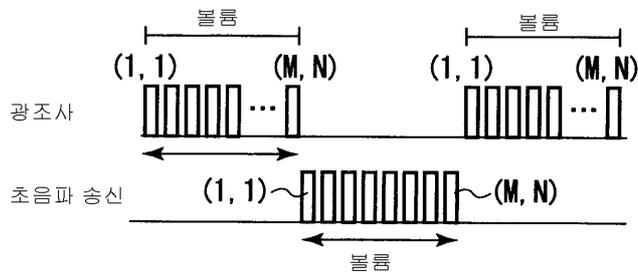
도면10



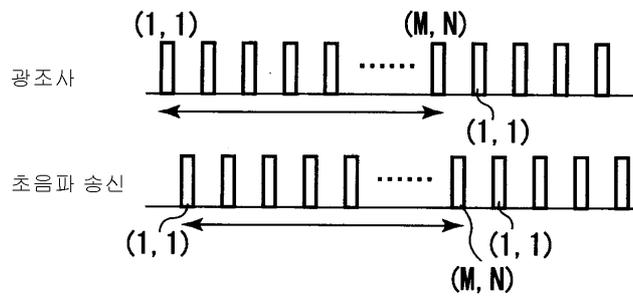
도면11



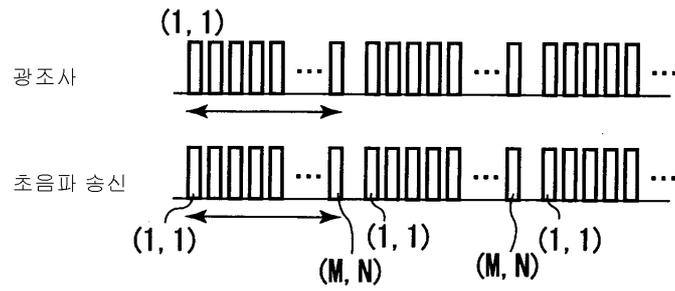
도면12a



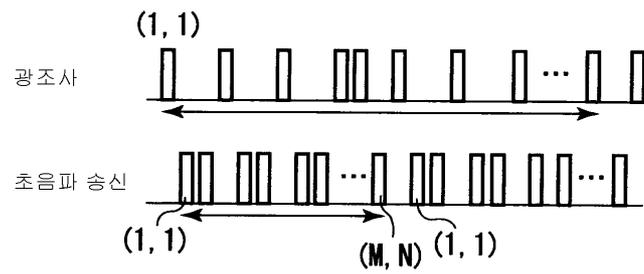
도면12b



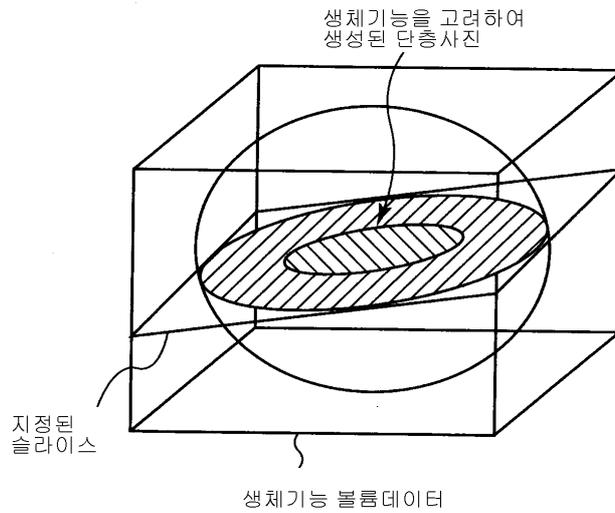
도면12c



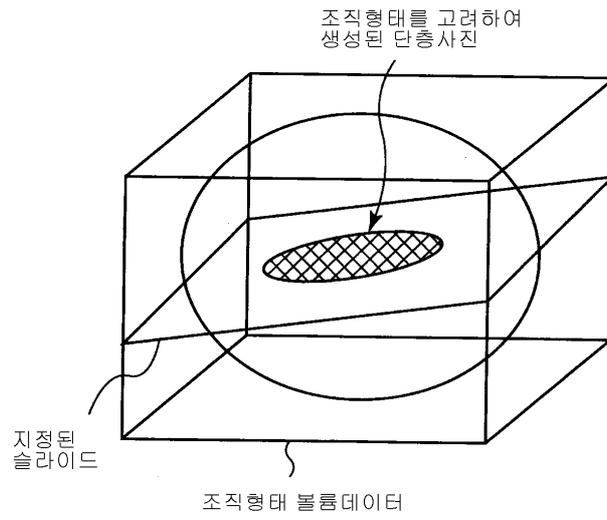
도면12d



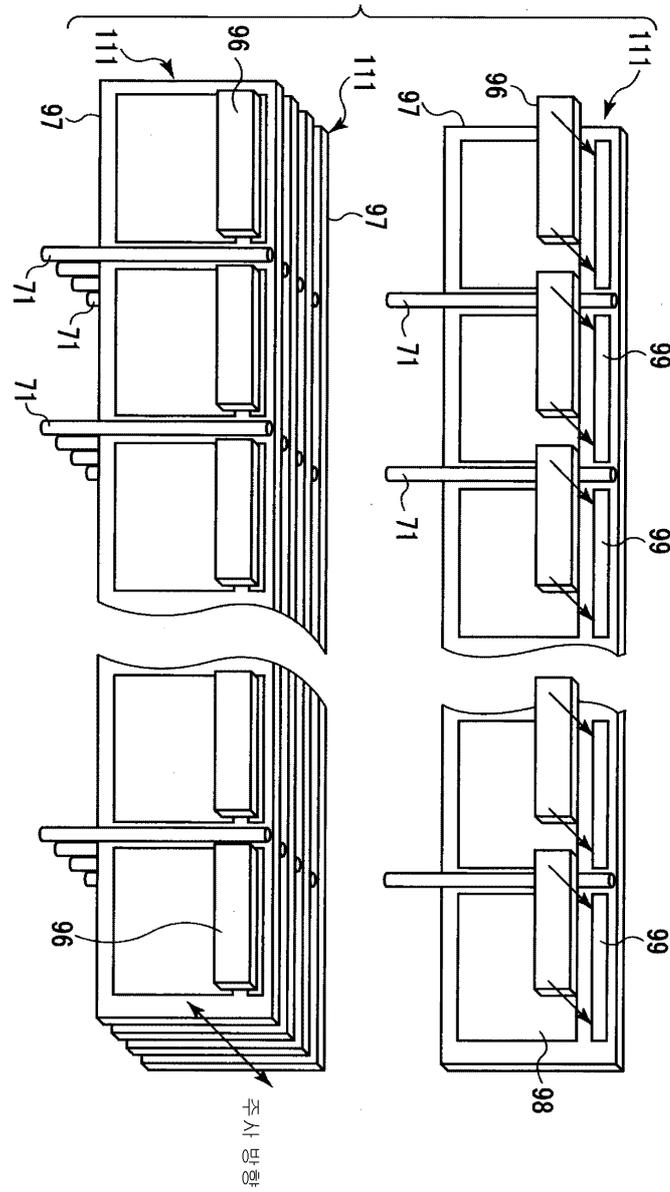
도면13a



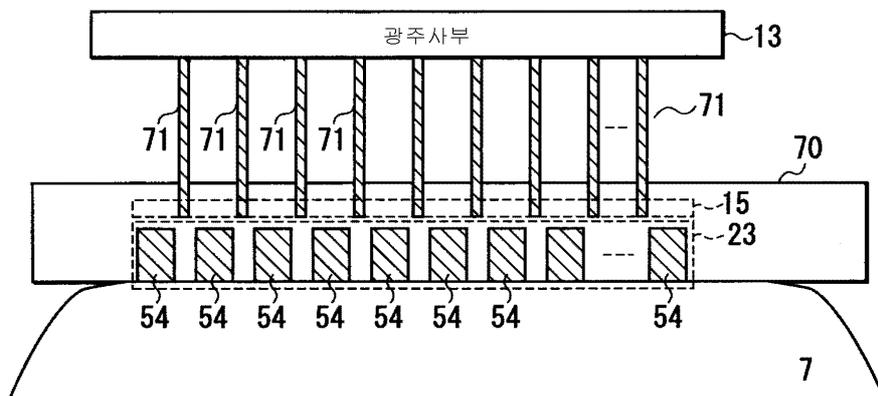
도면13b



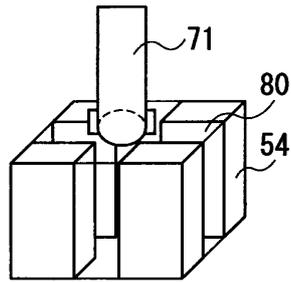
도면14



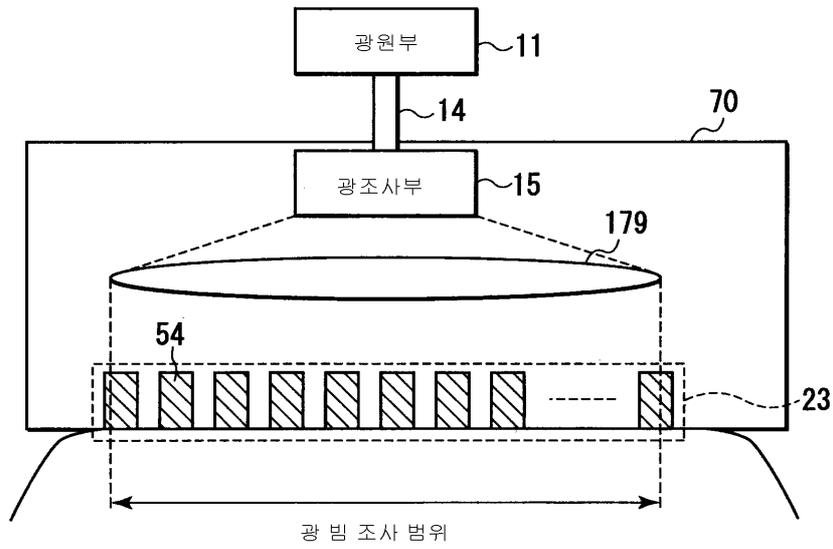
도면15a



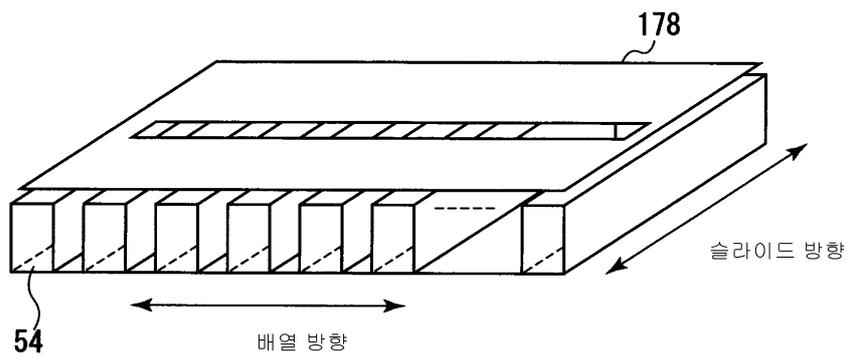
도면15b



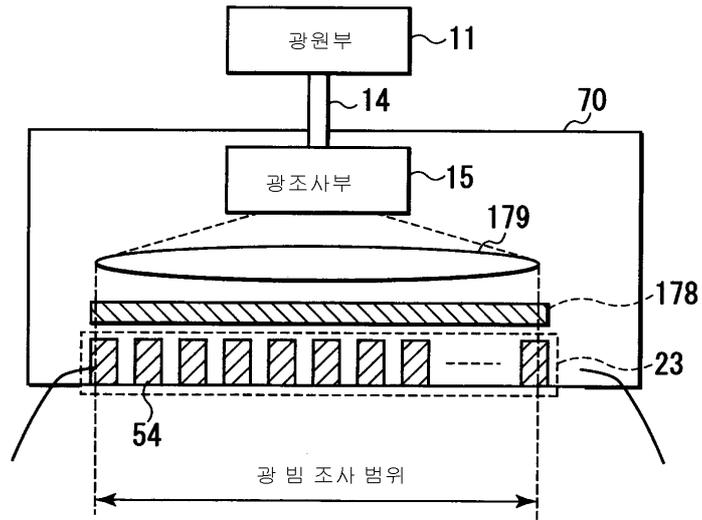
도면16



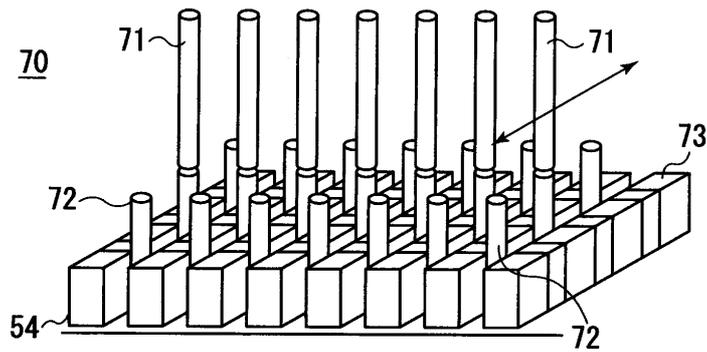
도면17a



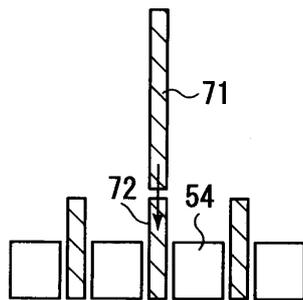
도면17b



도면18a



도면18b



도면19

