

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410036654.6

A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01)
G01N 29/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2007 年 12 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100353910C

[22] 申请日 2004.4.29

[21] 申请号 200410036654.6

[30] 优先权

[32] 2004.2.6 [33] JP [31] 030578/2004

[73] 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

共同专利权人 东芝医疗系统株式会社

[72] 发明人 金山省一 逸见和弘

[56] 参考文献

US6390978B1 2002.5.21

CN1414839A 2003.4.30

US20030167002A1 2003.9.4

US20030055308A1 2003.3.20

审查员 赵鑫

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 李德山

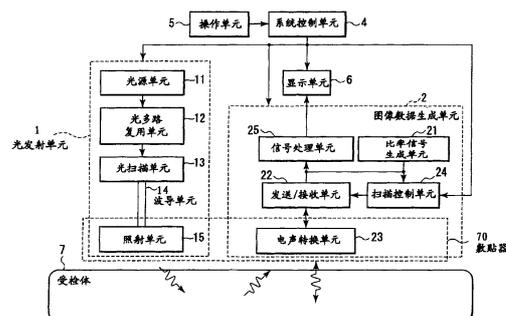
权利要求书 2 页 说明书 23 页 附图 16 页

[54] 发明名称

非探入式受检体信息成像装置

[57] 摘要

本发明提供一种非探入式受检体信息成像装置，包括：产生包含特定波长分量的光的光生成单元(11, 12)；向受检体发射产生的光的光照射单元(15)；由多个光纤(71)构成、把光生成单元的光引导到照射单元的波导装置(14)；由多个转换单元(54)构成的电声换能器单元；通过驱动电声换能器单元向受检体发射超声波并且从电声换能器单元转换的电信号中产生接收信号的发射/接收单元(22)；及信号处理单元(25)，通过处理对应于光照射在受检体中产生的声波的接收信号产生关于活体机能的体数据，并且通过处理对应于超声波发射时受检体中产生的回声的接收信号产生关于组织形态的体数据，其中多个光纤被二维布置在多个转换单元之间的间隙中，使得各个光纤被 4 个邻近的转换



1.一种非探入式受检体信息成象装置，其特征在于包括：

产生包含特定波长分量的光的光生成单元(11)；

向要检查的受检体照射由光生成单元产生的光的光照射单元(15)；

波导装置(14)，由多个光纤(71)构成，用于把由光生成单元产生的光引导到照射单元；

电声换能器单元(23)，由二维排列的多个转换单元(54)构成，用于把来自受检体的声波转换成电信号；

发射装置(22)，用于通过驱动所述电声换能器单元，向受检体发射超声波；

接收装置(22)，用于根据所述多个转换单元转换的多个电信号产生具有接收指向性的接收信号；和

信号处理装置(25)，用于通过处理对应于由照射单元照射的光在受检体中产生的声波的接收信号，产生关于活体机能的体数据，并且用于通过处理对应于发射超声波时在受检体中产生的回声的接收信号，产生关于组织形态的体数据，

其中，所述多个光纤被二维布置在所述多个转换单元之间的间隙中，使得各个光纤被4个邻近的转换单元包围。

2.如权利要求1所述的装置，其特征在于，照射单元由所述多个光纤的多个端部构成，所述多个端部被二维排列。

3.如权利要求2所述的装置，其特征在于，所述多个转换单元以其间有预定间隙的方式垂直和水平排列，并且所述多个光纤的所述多个端部在该间隙中离散排列。

4.如权利要求2所述的装置，其特征在于，还包括光学扫描装置，用于以来自所述多个光纤的所述多个端部的光顺序照射受检体。

5.如权利要求4所述的装置，其特征在于，接收装置根据来自预

定数量的、接近照射出所述光的光纤的端部的转换单元的电信号，产生对应于光照射所产生的声波的接收信号。

6.如权利要求2所述的装置，其特征在于，还包括光学扫描装置，用于从不少于两个的光纤的端部同时照射光束，其中所述不小于两个的光纤的端部间隔不小于预定距离的距离。

7.如权利要求6所述的装置，其特征在于，接收装置根据来自预定数量的、接近照射出所述光的光纤的端部的转换单元的电信号，产生对应于光照射所产生的声波的接收信号。

8.如权利要求2所述的装置，其特征在于，从所述多个光纤的所述多个端部同时照射光束。

9.如权利要求8所述的装置，其特征在于，接收装置根据来自预定数量的、接近所述每个光纤的端部的转换单元的电信号，产生对应于所述每个光纤的端部的接收信号。

10.如权利要求2所述的装置，其特征在于，交替执行用于通过来自光纤端部的光的照射和电声换能器单元对光照射时产生的声波的检测，来产生关于活体机能的体数据的光声扫描，以及用于通过电声换能器单元的超声波发射和回声检测，来产生关于组织形态的体数据的超声波扫描。

11.如权利要求2所述的装置，其特征在于，交替执行用于产生关于活体机能的体数据的、来自光纤端部的光照射，以及电声换能器单元的、用于产生关于组织形态的体数据的超声波发射。

12.如权利要求1所述的装置，其特征在于，信号处理装置根据关于活体机能的体数据和关于组织形态的体数据，产生关于单个切片的活体机能图象数据和组织形态图象数据。

13.如权利要求12所述的装置，其特征在于，在单个屏幕上并排显示活体机能图象数据和组织形态图象数据。

14.如权利要求12所述的装置，其特征在于，叠加并且显示活体机能图象数据和组织形态图象数据。

非探入式受检体信息成象装置

技术领域

本发明涉及通过获得根据照射进入受检体的光能量而产生的声信号，对受检体的活体解剖，机能，和/或代谢信息进行成象的非探入式(non-invasive)受检体信息成象方法和装置，并且，更具体地，本发明涉及一种方法和装置，其用于获得和叠加两个声象(acoustic image)，其中一个由照入受检体的光能量产生，另一个是由导入受检体的超声波产生的超声回波图象，并且允许操作员通过叠加两个图象了解有关受检体组织的形态(morphological)特征的物质浓度的分布。

背景技术

测量包含在受检体或活体组织的诸如血液或细胞液的体液中的物质成分的浓度的受检体信息测量方法已经应用于保健，疗效确定，以及类似的地方。在进行体液的成分分析以测量各个成分的浓度时，体液必须通过血液采集从受检体提取。因此，这个方法损伤受检体的皮肤，导致受检体更多的疼痛。这个方法也可能为受检体和操作员带来生物危害污染。

关于这种传统问题，若干专利和杂志文章描述了获得关于人类受检体组织中分析物浓度的信息的非探入式方法。一种方法是“光声光谱学(photoacoustic spectroscopy)”。在光声光谱学中，通过检测声波来定量测量包含在受检体血液中的指定物质，比如葡萄糖或血色素的浓度，其中该声波是当受检体受可见光，红外光或具有预定波长的中红外光照射，并且指定物质吸收照射光的能量时产生的。关于此方法，美国专利5,348,002，EP9838904A1，EP0215776A1描述了使用光声测量对人类组织中的物质进行非探入式确定的方法。光可以是可见光，红外光，或中红外光。

除上述葡萄糖及血色素之外，胆固醇，天然脂肪，胆红素，胶原蛋白，及类似物可以被用作非探入式受检体信息测量的目标物质。

近来，光声光谱学对皮肤癌或乳房癌的診斷已经证明在临床方面

是有用的。光声光谱学使用这样的光波长，其中在该波长上从这些物质中选择的最优物质显示出最大吸收能力。另外，越来越期望发明一种提供表示这些物质的浓度分布的二维图象的图象诊断方法。

在传统的测量葡萄糖的非探入式方法中，用不同波长的近红外线射束照射受检体的皮肤。葡萄糖浓度通过用算术方法处理所获得的声波来测量（参见例如日本专利申请KOKOKU公开号3 - 47099及5 - 58735）。

传统的光声光谱学使用话筒及由锆钛酸铅盐(lead zirconate titanate) (PZT) 陶瓷，或类似物构成的压电元件检测声波（参见例如日本专利申请KOKAI公开号10 - 189及11 - 235331）。除血色素及葡萄糖之外，可以用光声光谱学确定人类组织中诸如胆固醇，天然脂肪，胆红素，胶原蛋白，及类似物的其它分析物。近来已证明基于光声光谱学结果的皮肤癌或乳房癌的诊断在临床是有用的。光声光谱学利用从这些物质中选择的适当物质及具有一波长的光，在该波长上所选择物质显示出最大吸收能力。此外，越来越期望发明一种提供表示这些物质的浓度分布的二维图象的诊断方法。

当使用光声光谱学测量组织中的物质浓度时，超声成象已经广泛用于确定人类器官中诸如包囊和肿块的形态特征的出现。因为提供了更好的组织特性，更精确的恶性肿瘤诊断和更好的异常病理学区域确定以指导外科清除这些区域，把人类组织中物质分布和形态特征相结合导致更好的诊断和改进的保健。

乳房癌是女性死亡率的主要根源。乳房癌的普查和早期诊断对降低死亡率和抑制保健成本有巨大价值。当前的方法涉及乳房组织异常肿块的手工检查和寻找可疑病变的常规乳房造影法。如果认为乳房X线照片可疑，则接着进行超声成象，和外科的活组织检查。在取得最终结论之前，这些步骤需要花费较多时间。

非探入式光学技术提供了确定组织中血管分布，因而根据组织部位中异常血管化的出现找到潜在肿瘤的机会。

非探入式光学技术包含组织中的时间分辨光传播。另一方法是当光子密度波在组织中传播时，测量调制和相位角的变化。这些在一些杂志文章中有介绍（B. Chance“使用具有血液和血液氧合作用量化的连续、相位调制和脉动光的近红外成象”，光学活组织检查和光学乳房

造影法进展, R.Alfano 编辑, 1998纽约科学学会年报; 838卷: 29 - 45 页; 由S. Fantini等人著作的“频域光学乳房造影法: 边缘效应校正”, 1996医学物理学; 23卷: 1 - 6页, 及M.A. Franceschini等人著作的“频域技术增强光学乳房造影法; 初始临床结果”, 1997美国国家科学学会会议录; 94卷: 6468 - 6473页 (1997))。这些方法受到图象转换的不精确性和在诸如乳房的身体部分的边缘附近的图象失真的影响。

传统的成象方法包含描述身体部分形态的超声, CAT扫描, X射线和MRI, 在这种情况下, 乳房不被指示血色素的分布。此外, MRI和CAT扫描需要较昂贵的设备, 这些设备不容易改造。

利用形态图象和形态特征中物质分布的诊断方法和装置导致更好的诊断。

在A. A. Oraevsky等人的“乳房激光光声成象: 血管生成肿瘤检测”, SPIE会议录1999; 3597卷, 352 - 363页; 和A. A. Oraevsky等人的“用于乳房癌可视化和诊断的血液光声成象”, SPIE会议录2002; 4618卷, 81 - 94页中描述了使用光声成象确定乳房组织中分析物分布的方法。在美国专利5,840,023, “用于医学诊断的光声成象”, EP 01/10295, “血液氧合作用的光声监视”, 及美国专利6,309,352 B1, “组织性质变化的实时光声监视”中也进行了描述。

Oraevsky等人只使用光声成象, 不与超声成象结合。它们没有教导使用所定位的超声传感器检测的光声和超声图象的组合。由于形态特征对组织体积模量(bulk modulus)的影响, 该方法导致血管图象失真的可能性。

产生组织中分析物分布图象的光学方法的其它应用在Q. Zhu等人的“组合超声和光学层析摄影成象”, SPIE会议录1999; 3579卷, 364 - 370页; 及Q. Zhu等人的“用于辨别良性与恶性病变的超声附属光学成象”, SPIE会议录1999; 3579卷: 532 - 539页中描述。Zhu等人使用超声成象确定组织中的形态特征, 并且接着使用频域成象以确定血管形成, 例如, 黑色素分布。光导纤维和光电倍增管被用作光学方法的检测器, 并且超声传感器被用于具有在血管形成和形态图象之间不太优化的定位的超声成象。然而, Zhu等人没有教导使用所定位的超声传感器检测光声和超声图象的组合。

已经对使用光声效应诊断乳房癌的成象方法进行了研究(参见例

如Alexander A等人的“活体内乳房癌的激光光声成象”，SPIE会议录2001，4256卷，6-15页）。图19图解了在此参考文献中描述的用于获得光声图象数据的系统100。系统100包括激光发生器101，光纤103，电声换能器单元104的阵列(其中各个单元具有凹面)，及计算系统105。激光发生器101产生光脉冲。光纤103把光脉冲引导到受检体的乳房102。把电声换能器单元104放置在面对光纤103的位置上。计算系统105控制发射光脉冲，获得声波，及重构图象。在把乳房102定位在光纤103及电声换能器单元104的阵列之间后，用来自光纤103的光(激光束)照射乳房102中的内部组织。内部组织中的血液成分产生声波。电声换能器单元104接收声波。

在此方法中，例如，利用基于预定波长的光声效应，能够以比任何其它物质成分浓度更高的灵敏度测量血液中色素的浓度。因此，从诸如乳房癌的肿瘤组织中获得的光声图象具有比从超声诊断设备，X射线设备，MRI设备或类似的通常使用设备中获得的图象更高的可检测性，其中在肿瘤组织中的血流速率高于正常组织中的血流速率。这是由于血管化，即血管的数量，及在肿瘤组织中的血流速率比在正常组织中的更高，以适应肿瘤中更高的代谢活动。通过肿瘤及其环境中更多血管的产生，出现增加的血管化。肿瘤中新血管的产生被称作血管生成。

在上述参考文献中公开的方法被用来测量局部部位中指定物质的浓度。然而，这些参考文献都没有教导对浓度分布成象的技术。

在上述参考文献中描述的方法缺乏可操作性。这是由于，光纤103及电声换能器单元104的阵列彼此相对，而乳房102被保持在它们之间。因为必须尽可能多的从阵列和受检体之间的间隙中排除空气，尤其当根据从受检体内部接收的声波重构图象时，所以期望把光纤103及电声换能器单元104的阵列集成在一起。

另外，使用这种声波的图象重构(此后称作“光声成象方法”)只针对诸如色素的特定成分进行。因此，不能从没有包含这种指定成分的任意部位获得信号。因此，当用所描述的非专利参考文献1中的光声成象方法检查乳房癌时，难以确定肿瘤组织及其周围的健康乳腺组织之间的精确位置关系。因此，需要开发一种方法和装置，其通过结合形态特征和特征内物质浓度分布的成象来诊断疾病状态，同时避免

图象失真，引入共同的身体接口和共同的检测器，用于成象测量和物质分布测量。该方法和设备应当导致为成象测量和物质分布测量提供相同压力，相同空隙，相同接口。

发明内容

本发明的目的是获得关于受检体的一个容积(volume)的活体机能(function)信息，和关于相同容积的组织形态信息。

为了实现上述目的，本发明提供一种非探入式受检体信息成象装置，其特征在于包括：产生包含特定波长分量的光的光生成单元；向要检查的受检体照射由光生成单元产生的光的光照射单元；波导装置，由多个光纤构成，用于把由光生成单元产生的光引导到照射单元；电声换能器单元，由二维排列的多个转换单元构成，用于把来自受检体的声波转换成电信号；发射装置，用于通过驱动所述电声换能器单元，向受检体发射超声波；接收装置，用于根据所述多个转换单元转换的多个电信号产生具有接收指向性的接收信号；和信号处理装置，用于通过处理对应于由照射单元照射的光在受检体中产生的声波的接收信号，产生关于活体机能的体数据，并且用于通过处理对应于发射超声波时在受检体中产生的回声的接收信号，产生关于组织形态的体数据，其中，所述多个光纤被二维布置在所述多个转换单元之间的间隙中，使得各个光纤被4个邻近的转换单元包围。

根据本发明的第一方面，提供了一种非探入式受检体信息成象装置，包括产生包含特定波长分量的光的光生成单元，向要检查的受检体照射由光生成单元产生的光的光照射单元，用于把光生成单元产生的光引导到照射单元的波导装置，多个二维排列的电声换能器单元，用于把来自受检体的声波转换成电信号，发射装置，用于通过驱动多个电声换能器单元向受检体发射超声波，接收装置，用于根据由多个电声换能器单元转换的多个电信号产生具有接收指向性的接收信号，及信号处理装置，用于通过处理对应于从照射单元发射的光在受检体中产生的声波的接收信号来产生关于活体机能的体数据(volume data)，并且通过处理对应于在超声波发射时受检体中产生的回声的接收信号来产生关于组织形态的体数据。

根据本发明的第二方面，提供了一种非探入式受检体信息成象方

法，包括用来自多个二维排列的光照射位置、包含指定波长分量的光照射受检体，使多个二维排列的电声换能器单元接收在光照射时受检体中产生的声波，驱动多个电声换能器单元在对应于多个光照射位置的多个方向上发射超声波，使多个电声换能器单元接收超声波的回声，根据对应于声波的接收信号产生关于受检体的活体机能的体数据，以及根据对应于回声的接收信号产生关于受检体的组织形态的体数据。

本发明的其它目标和优点将在随后的描述中提出，并且根据描述部分显而易见，或可以通过本发明的实施加以领会。本发明的目标和优点可以通过尤其是此后指出的手段和组合来实现和获得。

附图说明

被并入且构成说明书一部分的附图，前面的概括描述和下面有关优选实施例的详细描述一起说明了本发明的原理。

图1是基于本发明的实施例，说明非探入式受检体信息成像设备的示意结构的模块图；

图2是图1中图象数据生成单元的模块图；

图3是说明图1敷贴器中的照射单元和电声转换单元的阵列结构的示意顶视图；

图4A和4B是分别说明图1敷贴器中的照射单元和电声转换单元的阵列结构的透视图和剖视图；

图5是说明图1敷贴器的外观的视图；

图6A和6B是说明由4个相邻单元检测光照射和声波的视图；

图7是说明对应于图6A和6B的连续光声扫描的视图；

图8A和8B是图7的补充视图；

图9A和9B是说明在这个实施例中由36个相邻单元检测光照射和光声波的视图；

图10是说明在这个实施例中的并行光声扫描的视图；

图11是说明在这个实施例中的同时光声扫描的视图；

图12A到12D是说明在这个实施例中光声扫描和超声波扫描的变化的时序图；

图13A和13B是说明图1的信号处理单元所产生的关于活体机能的图象数据和关于组织形态的图象数据的示意图；

图14是说明图1敷贴器中的照射单元和电声转换单元的阵列结构的形成方法的视图；

图15A和15B是说明图1敷贴器的另一结构的视图；

图16是说明图1敷贴器的另一结构的视图；

图17A和17B是说明图1敷贴器的另一结构的视图；

图18A和18B是说明图1敷贴器的另一结构的视图；并且

图19是说明光声成象数据的传统获取系统的视图。

具体实施方式

下面参照附图描述本发明的实施例。根据该实施例的受检体信息成象装置可对受检体中的血色素分布进行成象，该分布主要涉及乳房癌的诊断。更具体地，多个电声换能器单元在垂直和水平方向以预定间隔二维排列，并且用于光照射的多个光纤的输出端被排列在电声换能器单元之间的间隙中，从而形成敷贴器，在敷贴器中照射单元与电声转换单元集成在一起。通过使用该结构，基于来自照射单元的光照射和由电声转换单元产生的结果声波的检测，通过二维电声扫描获得对应于表示活体机能的三维部位的体数据。基于电声转换单元的超声波发射和回声检测，通过超声波扫描获得表示相同部位的组织形态的体数据。

此后，光声扫描方法产生的声波(sound wave)被称作“声波(acoustic wave)”，并且在普通超声波扫描中发射/接收的声波被称作“超声波”，以便相互区别。

图1是说明整个非探入式受检体信息成象装置的示意结构的模块图。图2是说明图1中图象数据生成单元2的模块图。图3是说明敷贴器中的照射单元和电声转换单元的阵列结构的示意顶视图。图4A和4B是说明图1敷贴器中的照射单元和电声转换单元的阵列结构的透视图和剖视图。图5是说明图1敷贴器的外观的视图。

此实施例的非探入式受检体信息成象装置包括光发射单元1，图

象数据生成单元2, 显示单元6, 操作单元5, 及系统控制单元4。光发射单元1发射具有指定波长的光。通过接收在来自光发射单元1的光照射受检体时受检体7中产生的声波, 图象数据生成单元2产生关于活体机能的体数据及任意切片(slice)的机能图象数据。通过接收向受检体发送的超声波的回声, 图象数据生成单元2还产生关于受检体的组织形态的体数据及任意切片的形态图象数据。显示单元6显示机能图象数据和形态图象数据。通过使用操作单元5, 操作员输入病人信息和装置的成像条件。系统控制单元4系统地控制相应单元。

光发射单元1具有光源单元11, 光多路复用单元12, 多通道波导单元14, 光扫描单元13, 及照射单元15。光源单元11具有多个不同波长的光源。光多路复用单元12在相同光轴上多路复用具有不同波长的光束。多通道波导单元14把这路光引导到受检体7的皮肤上。光扫描单元13扫描受检体7, 同时在波导单元14中切换要使用的通道。照射单元15用通过波导单元14提供的光照射受检体7。

光源单元11具有产生不同波长的光束的多个光源。各个光源是光发射单元, 诸如半导体激光器(LD), 发光二极管(LED), 固态激光器或气体激光器, 其产生指定波长分量或包含指定波长分量的单色光。为了测量受检体7中的血色素浓度, Nd:YAG激光器, 即一种具有大约1,000nm波长的固态激光器, 或He-Ne气体激光器, 即一种具有633nm波长的气体激光器, 被用于产生具有大约10纳秒的脉冲宽度的激光束。尽管活体中的血色素在光吸收方面有变化, 然而根据其类型(氧基血红素, 脱氧血红蛋白, 高铁血红蛋白, 氨基酰血红蛋白, 或类似物), 血色素通常吸收600nm到1,000nm范围内的光。

可以使用诸如LD或LED的微型光发射单元, 其中光发射单元由用于大约550到650nm的发射波长的InGaAlP; 大约650到900nm的发射波长的GaAlAs; 或大约900到2,300nm的发射波长的InGaAs或InGaAsP组成。近来, 由发射具有550nm波长或低于550nm波长的光的InGaN组成的光发射单元已投入使用。可选地, 可以使用OPO(光学参数振荡器)激光器, 其中OPO激光器是使用非线性光学晶体的可

调激光器。

光多路复用单元12被设计成用来在相同光轴上多路复用从多个光源发射的不同波长的光束。准直透镜把光束转换成平行光束。直棱镜或分色镜对齐光束的光轴。准直透镜及棱镜或反光镜构成相对紧凑的多路复用光学系统。该系统可以被针对光学通信而开发的商用多重多路复用器/多路分解器替代。如果光源单元11是上述可以连续变化波长的OPO激光器，则不必使用光多路复用单元12。

波导单元14把从光多路复用单元12输出的光引导到受检体7。利用光纤或光学薄膜波导进行有效的光传播。取而代之，也可以利用自由空间传播。在第一实施例中，波导单元14由多个光纤71组成。选择这些光纤71中的预定一个，并且用来自所选择的光纤71的光照射受检体7。

光扫描单元13通过顺序选择波导单元14中排列的多个光纤71来光学扫描受检体7。

由光纤71的输出端构成照射单元15。照射单元15和电声转换单元23一起构成敷贴器70。构成照射单元15的光纤71的输出端被二维排列在 $M \times N$ 矩阵中。构成电声转换单元23的多个转换单元54被二维排列在 $(M+1) \times (N+1)$ 矩阵中。注意，光纤71的输出端与构成电声转换单元23的转换单元54一起构成一个平面，凸面，或凹面。假设在这种情况下，它们构成平面。

非探入式受检体信息成像装置的图象数据生成单元2包含电声转换单元23，发射/接收单元22，扫描控制单元24，比率信号生成单元21，及信号处理单元25。电声转换单元23转换声信号和电信号。发射/接收单元22选择性地驱动电声转换单元23，并且将发射/接收信号延迟预定时间并且进行定相相加(phased addition)，产生具有接收指向性的接收信号。扫描控制单元24控制电声转换单元23的选择性操作，以及由发射/接收单元22指定的延迟时间。比率信号生成单元21输出比率脉冲以设置向受检体7照射的发射超声波的重复周期。信号处理单元25对从发射/接收单元22接收的信号执行各种处理。

电声转换单元23包含多个被二维排列的小型转换单元54。电声转换单元23接收当用来自照射单元15的光照射时在受检体中产生的声波，和从电声转换单元23发射的超声波的回声。在发射时，转换单元54可以把电驱动脉冲转换为发射超声波。在接收时，转换单元54也可以把声波或回声转换为电信号。电声转换单元23，通常称作“超声波探测器”，具有紧凑和轻的主体。通过多通道电缆把电声转换单元23连接到发射/接收单元22（以后描述）。根据应当诊断的部位，电声转换单元23可以是扇区扫描单元，线性单元，或凸扫描单元。在这个实施例中，单元23是线性扫描单元。

如图2所示，发射/接收单元22包含发射延迟电路51，脉冲发生器52，电子开关53，前置放大器55，接收延迟电路56，和加法器57。发射延迟电路51被设计成用来设置发射时发射超声波的收敛距离。电路51把相应定时施加于比率信号生成单元21输出的比率脉冲，并且向脉冲发生器52提供结果脉冲。脉冲发生器52是产生用于驱动转换单元54的高压脉冲的驱动电路。通过将来自发射延迟电路51的输出信号用作触发器信号，脉冲发生器52产生具有数百伏的峰值的脉冲。

在超声波扫描的发射时，电子开关53选择所有构成电声转换单元23的转换单元54或某些邻近的转换单元54。在接收光声扫描或超声波扫描时的声波或回声时，电子开关53选择预定数量的转换单元54。接着，电子开关53向前置放大器55提供通过转换单元54获得的电信号。前置放大器55放大由电子开关53所选择的转换单元54接收的小型接收信号。这保证有足够的S/N。

针对从电子开关53选择的转换单元54获得的声波或回声的电信号，接收延迟电路56提供延迟时间，以在匹配从预定方向产生的声波或回声的相位时产生收敛接收射束。加法器57把来自多个通道的延迟电信号合并成一个接收信号。由于这种相加，执行来自预定深度的接收信号的定相相加，从而设置接收转换点。

比率信号生成单元21产生时钟脉冲，用于设置以预定重复频率发射超声波脉冲的定时。重复频率取决于象场的深度。在这个实施例中，

该频率被设置成4 kHz到8 kHz。

扫描控制单元24包含转换单元选择控制电路68和射束收敛控制电路67。选择控制电路68向电子开关53提供关于发射时电子开关53选择的预定数量的转换单元54的位置信息。转换单元选择控制电路68还向电子开关53提供关于接收时所选择的预定数量的转换单元54的信息。射束收敛控制电路67向发射延迟电路51和接收延迟电路56提供延迟时间信息，其中根据该信息，预定数量的转换单元54将形成发射收敛点和接收收敛点。

信号处理单元25包含滤波器66，对数转换单元58，包络检测器59，A/D转换器60，图象数据存储器A 61，和图象数据存储器B 62。滤波器66从发射/接收单元22的加法器57的输出中清除不必要的噪声。对数转换单元58对滤波器66输出的信号的幅度进行对数转换，从而相对增强此弱信号。来自受检体7的信号通常具有在80dB或更多的较宽动态范围内的幅度。为在动态范围大约为23dB的通用CRT监视器上显示它们，必须执行幅度压缩以增强弱信号。

滤波器66具有带通特性，并且具有提取接收信号的基波的模式，以及提取谐波分量的模式。包络检测器59检测经过对数转换的接收信号的包络。A/D转换器60把来自包络检测器59的输出信号A/D转换成体数据。

该体数据包含两种数据，即根据光声扫描中的声波而产生并且表示活体机能的体数据，和根据发射到受检体7的超声波回声而产生并且表示组织形态的体数据。图象数据存储器A 61是存储前一种活体机能体数据的存储电路。图象数据存储器B 62是存储后一种组织形态体数据的存储电路。在系统控制单元4的控制下，从图象数据存储器A 61读出任意切片的数据。在该读取操作中，数据被空间插值以产生该切片的活体机能图象数据。在系统控制单元4的控制下，从图象数据存储器B 62读出相同切片的数据。在该读取操作中，数据被空间插值以产生该切片的组织形态图象数据。

显示单元6包含显示图象存储器63，转换器64，和CRT监视器65。

显示图象存储器63是暂时存储要在CRT监视器65上显示的图象数据的缓冲区存储器。在显示图象存储器63中把从图象数据存储器A 61读出的活体机能图象数据,和从图象数据存储器B 62读出的组织形态图象数据合并成一个帧。转换器64对从显示图象存储器63读出的合并图象数据进行D/A转换和TV格式转换。CRT监视器65显示转换器64的输出。操作单元5具有键盘,轨迹球,鼠标,和类似物,所有这些均安装在操作面板上。由该装置的操作员使用操作单元5输入诸如受检体信息,装置成象条件,及要显示的切片的必要信息。

系统控制单元4具有CPU(未示出)及存储电路(未示出)。例如,根据从操作单元5提供的命令信号,单元4系统地控制光发射单元1,图象数据生成单元2,及显示单元6。单元4也控制整个系统。通过操作单元5发送的输入命令信号被存储在系统控制单元4中提供的CPU内。

通过照射单元15和电声转换单元23的集成而获得的敷贴器70将参照图3到4B进行描述。图4B是沿着图3中敷贴器70的A-A切线得到的剖视图。由压电元件73-3和电极73-1和73-2构成各个转换单元54,以提供驱动信号并且提取电信号,其中电极73-1和73-2分别在压电元件73-3的上和下表面上形成。在电极73-2上形成声匹配层74以实现超声波的有效发射/接收。声匹配层74的表面用保护膜75覆盖。

各个转换单元54具有长度 s ,厚度 t ,及宽度 a 。转换单元54在垂直及水平方向上以预定间隔 d 被二维排列在支座72上。光纤71被二维布置在转换单元54之间的间隙中,使得各个光纤71被4个邻近的转换单元54包围。

图5是说明敷贴器70的外观的视图。布置在敷贴器70的末端的电声转换单元23及照射单元15接触受检体7的表面以用照射光照射受检体,接收声波,并且发射/接收超声波。连接到照射单元15的光纤71及连接到转换单元54的电极73的同轴电缆77被捆扎在外皮76内。光纤71的端部被连接到光扫描单元13,并且同轴电缆77的其它端部被连接到图象数据生成单元2的发射/接收单元22。

图6A, 6B, 7和8A说明了在这个实施例中的基本光声扫描顺序。

为了方便起见，假定光纤71被布置在 $M \times N$ 矩阵中，并且相应端面的中央位置按阵列顺序被表示成(1, 1), (1, 2), ..., (M, N)。操作员操作操作单元5为光声扫描设置必要的成象条件。除帧计数，场深度，频率及图象显示方法类型之外，成象条件还包含敷贴器70的各种规格。同时，操作员还设置涉及光源的条件，诸如用于光声扫描的光的波长。因而，所设置的成象条件被存储在系统控制单元4的存储电路(未示出)中。

当上述成象条件的设置完成时，操作员设置敷贴器70在受检体7的预定位置上，并且接着操作操作单元5输入命令以开始在光声扫描中获取光声图象数据。

当接收命令以开始获取光声图象数据时，系统控制单元4从内部存储电路读出针对光源设置的条件。根据设置的条件，光源单元11选择例如发射具有1,000纳米波长的单色光的Nd·AG激光器。由光源单元11产生的单色光通过光多路复用单元12被发送到光扫描单元13。

如图7及8A所示，光扫描单元13按阵列顺序以预定间隔逐个选择光纤71。所选择的光纤把光引导到敷贴器70的照射单元15。敷贴器70用来自照射单元15的末端部分的光照射受检体7。在这种情况下，从光纤71发射的单色光以几乎垂直于敷贴器70的与受检体7接触的表面部分的方式提供，如图6A中的箭头所示。即，在垂直于光纤71及转换单元54的二维阵列的平面的方向上提供光。

由于分子碰撞，受检体7血液中的血色素吸收单色光的能量并且接着产生热量。加热的血色素的热膨胀造成压力变化以产生声波。此时产生的声波是具有100 kHz到2 MHz的宽带频谱分量的脉冲波。根据光声效应，根据要测量的物质确定应用于受检体的光的波长，并且根据通过用具有所确定的波长的光照射受检体而获得的声波的量级而对物质的含量进行量化。因而，通过用从上述Nd·AG激光器发射并且具有1,000nm波长的单色光照射受检体7，可测量在受检体7的照射部位中的血色素的量值。

通过预定数量的排列在照射位置附近的转换单元54检测光照射

所产生的声波。例如，如图6B所示，通过围绕光照射位置的4个转换单元54检测声波。同时检测声波的转换单元的数量不限于4个。例如，如图9A和9B所示，通过围绕光照射位置的6 × 6个转换单元54检测声波。

实际上，针对相距敷贴器70的受检体接触表面一个距离L的部位内的血管区，系统控制单元4向扫描控制单元24的转换单元选择控制电路68提供存储电路中预先存储的扫描信息中针对转换单元54的选择信息，以及向扫描控制单元24的射束收敛控制电路67提供在接收时设置的涉及收敛点距离的延迟时间信息。

根据来自转换单元选择控制电路68的控制信号，电子开关53从敷贴器70的转换单元54中选择上述4个转换单元。根据来自射束收敛控制电路67的控制信号，接收延迟电路56为4个转换单元54获得的相应电信号提供延迟时间，其中需要该延迟时间以使得接收收敛点穿过光照射位置，被设置在位于垂直于光纤71和转换单元54的二维阵列平面的直线上的位置，并且与光纤71和转换单元54的表面分离预定深度。

即，选择控制电路68根据从系统控制单元4提供给转换单元54的选择信息开启围绕光照射位置的4个邻近电子开关53。在光照射时所选择/使用的围绕光纤71的4个转换单元54被选择作为用于接收的转换单元54。转换单元54把受检体7内部产生的声波转换成电信号。通过电子开关53把这些信号提供给前置放大器55。前置放大器55把信号放大到预定幅度。接着把放大的信号输入到接收延迟电路56。

在由K个通道构成的接收延迟电路56中，第k个接收延迟电路56将第k个转换单元54提供的接收信号延迟被定义如下的延迟时间 $\tau(k)$ ：

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

其中d是转换单元54的间隔，C是受检体7中的声波传播速度(大约1,500米/秒)， F_0 是接收收敛点距离。如果 $F_0 = L$ ，则延迟时间被施加于转换单元54产生的信号。加法器57相加结果信号。这使得能够在匹配距离L处产生的声波的相位时，相加/混合信号。

受检体7受光照射的时间和转换单元54接收声波的时间之间的时间段与距离L成比例。因此,可以使用在接收声波时增加由等式(1)指定的接收收敛点距离 F_0 的所谓动态收敛方法。使用所选择的光纤71的光照射所产生的声波可以在不考虑深度(距离)的收敛状态下接收。因此,高灵敏度和高空间分辨率的光声体数据可以由这些接收信号产生。

信号处理单元25的滤波器66从由转换单元54产生并且由加法器57混合、作为具有指向性的接收信号的电信号中清除噪声成分。接着,对数转换单元58和包络检测器59对该信号进行幅度压缩和检测。A/D转换器60把信号转换成数字信号。数字信号作为光声图象数据存储于图象数据存储器A 61。

当光照射位置移动时,顺序重复上述光照射和声波检测系列。光照射和声波检测被重复 $M \times N$ 次。作为结果,针对一个容积(volume)的光声扫描完成。重复这种针对一个容积的光声扫描。

图8A和10说明了用于缩短针对一个容积的光声扫描所需的时间的扫描序列。光纤71和转换单元54的二维阵列被分成多个部分。参照图8B和10,光纤71和转换单元54的二维阵列被分成A, B, C和D四个部分。包含在A部分中的光纤71的数量和转换单元54的数量与在B, C和D各个部分中的相应数量相同。假定各个部分包含 $m \times n$ 个光纤71。

在各个部分中,当光照射位置被移动时,光照射和声波检测按照与图8A所示的相同的操作序列被重复 $m \times n$ 次。即,按照阵列顺序以预定间隔逐个选择光纤71。结果,当光照射位置被移动时,重复用光照射受检体。在下一个光照射操作之前,通过在每个光照射位置周围一个间隔内的四个邻近转换单元54检测由各个光照射操作在受检体中产生的声波。四个检测的电信号被提供延迟时间并且相加,其中需要该延迟时间以在紧临光照射位置下面深度L的位置处形成接收收敛点。

在四个部分中,同步重复上述光照射和声波检测。通过保持各部分之间同时提供的光束的光照射位置之间的预定距离,降低或避免各

部分之间的声波串扰。换句话说,根据降低或避免各部分之间的声波串扰所需的距离来确定部分的大小($n \times m$)。

图11说明了进一步缩短针对一个容积的光声扫描所需的时间的方法。从所有在 $M \times N$ 矩阵中二维排列的光纤71同时提供光束到受检体上。在光照射之后,由所有二维排列在 $(M+1) \times (N+1)$ 矩阵中的转换单元54立即检测声波。发射/接收单元22根据 $(M+1) \times (N+1)$ 个检测电信号产生对应于光照射位置(1, 1)到 (M, N) 的 $M \times N$ 个接收信号。通过相加围绕每个光照射位置的四个或更多转换单元54所获得的电信号(实际数字数据)来产生各个接收信号,其中为相应信号提供延迟时间。

如图12A所示,交替地执行针对一个容积的光声扫描和针对一个容积的超声波扫描。多个超声波扫描线对应于多个光照射位置。多个(在这种情况下为 $M \times N$ 个)超声波扫描线穿过位置(1, 1)到 (M, N) 并且被设置在垂直于光纤71和转换单元54的二维阵列平面的方向上。象在光声扫描中的接收收敛点的情况那样,发射收敛点和接收收敛点被设置在深度 L 处。针对构成的一个容积的 $M \times N$ 个超声波扫描线,通过重复超声波发射和回声接收来完成针对一个容积的超声波扫描。

交替地针对相同容积执行一个容积的光声扫描和一个容积的超声波扫描使得能够获得相同容积的活体机能体数据和组织形态体数据,其在时间上彼此接近,即彼此仅相差一个容积的扫描时间。

虽然上述描述例示了将接收收敛点设置在转换单元阵列表面的法线上的情况,但是可以通过控制从转换单元54获得的接收信号之间的延迟时间来任意设置收敛点的位置。

光声扫描和超声波扫描可以如下修改。参照图12A,以逐个容积的方式交替地进行光声扫描和超声波扫描。然而如图12B所示,可以逐个扫描线的方式交替进行光声扫描和超声波扫描。当在光声扫描的第一位置进行光照射并且结果声波被检测之后,超声波被发射到对应于第一位置的超声波扫描线,并且接收结果回声。然后,在光声扫描中的第一位置之后的第二位置处进行光照射,并且检测结果声波。此

后，超声波被发射到对应于第二位置的超声波扫描线，并且接收结果回声。重复此操作可以大大降低在预定方向上数据之间的定时差。即使当测量快速移动的器官或血液时，也可以在几乎相同的时间段测量关于相同容积的活体机能体数据和组织形态体数据。当增加发射的光的量以提高光声扫描的接收灵敏度时，必须降低每个单元时间的照射次数以保证受检体的安全。因此，如图12D所示，在光声扫描方法中每个单元时间的扫描次数最好被设置成小于超声波扫描方法中的次数。

如图12C所示，在光声扫描中的光照射和声波检测可以与超声波扫描中的超声波发射和回声接收同时进行。由于在数据之间没有获取定时差，对快速移动的测量目标的测量可以比基于上述扫描单元的上述扫描方法更加精确。在此同时扫描方法中，如果光声扫描中声波频率等于超声波扫描中超声波频率，则不可能从接收信号中分离声波分量和回声分量。然而，信号处理单元25的A/D转换器60的输出可以直接存储于显示图象存储器63中，并且因此可以省略图象数据存储器A 61和图象数据存储器B 62。此外，不需要混合光声图象数据和超声波图象数据。另一方面，能够按照两个单独频率振动的转换单元54可以分离声波分量和回声分量。如日本专利申请KOKAI公开号61-100237和62-39761所公开的，通过连结两个具有不同厚度的压电元件来获得这类转换单元54，并且这类转换单元54可以接收具有两个不同频率的超声波。

因此，如果例如光声扫描方法中的声波频率和超声波扫描中的超声波频率被分别设置成1.5 MHz和3 MHz，则即使当转换单元54同时接收这些信号时，仍可通过使用发射/接收单元的滤波器66区别信号来独立产生光声图象数据和超声波图象数据。另外，这些图象数据可以通过颜色识别并且显示在显示单元6的CRT监视器65上。

在显示操作中，如图13A和13B所示，由操作员指定的切片的数据从存储在图象数据存储器A 61中的活体机能体数据中读出，并且当读出数据时被空间插值，从而产生关于指定切片的活体机能的X射线

断层照片数据。相同切片的数据从存储在图象数据存储器B 62中的组织形态体数据中读出，并且当读出数据时被空间插值，从而产生关于指定切片的组织形态的X线断层照片数据。关于活体机能的X线断层照片数据与有关相同切片的组织形态的X线断层照片数据一起被排列在显示图象存储器63中的一个帧中，并且通过转换器64显示在CRT监视器65上。另外，关于活体机能的X线断层照片数据被转换成彩色图。在显示图象存储器63中此彩色图被叠加在关于组织形态的X线断层照片数据上，以在CRT监视器65上显示。

如上所述，由于可以通过使用相同的转换单元54获得光声图象和超声波图象，各个图象可以被精确叠加和显示。尤其在产生光声图象时，所谓的定相相加模式当其相位匹配时相加从许多转换单元54获得的声学接收信号。因此，例如，即使提供给受检体7的光被散射或漫射，声波源仍然可以被精确地掌握。

在上述情况中，在获取光声图象数据之后获得超声波图象数据。然而，不存在对这些图象数据的获取顺序的限制。可选地，可以获得多个光声图象数据和多个超声波图象数据，并且前者和后者可以分别存储在图象数据存储器A 61和图象数据存储器B 62中。接着，可以从图象数据存储器A 61和图象数据存储器B 62中选择期望的图象，并且在显示图象存储器63中混合期望的图象。

为了获得光声图象数据，可使用具有不同波长的光束来确定一种物质的含量。例如，下面描述如何测量血色素的含量。如上所述，活体中的血色素吸收在范围600nm到1,000nm内的光。脱氧血红蛋白比氧基血色素吸收更多具有接近600nm波长的光。另一方面，氧基血色素吸收的具有接近1,000nm波长的光的量多于脱氧血红蛋白。利用这种在吸收性质上的差异，使得能够独立量化活体中的氧基血色素及脱氧血红蛋白，或获得两种血色素的总量。可以使用上述1,000nm的Nd:YAG激光器和633nm的He-Ne气体激光器，并且可以识别通过相应波长获得的测量结果并且以不同的颜色显示。在这种情况下，尽管光声图象可以被叠加在超声波图象上，但是它们可以并排显示。

除血色素之外的物质含量，例如胆固醇或葡萄糖的含量可以通过使用具有最优波长的单色光并且通过进行如上所述的相同过程，在受检体7的相同部位进行测量。可以识别测量结果和血色素的测量结果并且以不同的颜色显示。在这种情况下，也不具体限制显示方法。尽管光声图象和超声波图象可以被叠加和显示，但是它们可以并排显示。

另外，谐波成象可以被用作超声波图象产生方法。在光声扫描方法中，声波的频谱范围从200 kHz到2 MHz，其中1 MHz是中心频率。电声转换单元23的转换单元54必须具有对应于这种频率分量的性质。在通常的超声波扫描中，此频率低于该中心频率(例如， f_0 : 3.5 MHz)。

由于使用相同的转换单元54来获得光声图象数据和超声波图象数据，通过传统超声波扫描方法获得的超声波图象在空间分辨率方面不可避免地产生恶化。下面将描述解决这些问题，应当如何通过谐波成象方法来获得超声波图象数据。谐波成象方法有效地利用了受检体7组织中出现的超声波非线性现象。例如，当具有中心频率 f_0 的超声波脉冲被应用于受检体7时，由于所检查的组织非线性现象，新产生了二次谐波分量($2f_0$)。转换单元54接收此谐波分量和基波分量(f_0)。此谐波分量的产生取决于受检体7的组织性质，以及到反射部位的传播距离或反射部位的超声波强度。

在超声波扫描中，通过受检体7的具有不同声阻的器官之间的界面，或通过组织反射提供给受检体7的某些发射超声波。根据反射的超声波，由于组织的非线性性质，新产生具有中心频率 $2f_0$ 的超声波脉冲。因此，由受检体7中的组织反射并返回到转换单元54的接收超声波包含在发射时具有中心频率 f_0 的超声波脉冲(基波分量)和具有中心频率 $2f_0$ 的超声波脉冲(谐波分量)。

此时发射超声波的频谱被分布开并且以中心频率 f_0 为中心。相比之下，接收超声波的频谱由分布开并且以 f_0 为中心的基波分量，和分布开并且以 $2f_0$ 为中心的谐波分量构成。通常，谐波分量比基波分量小大约20dB。众所周知，由于受检体组织中超声波脉冲的传播速度取决于超声波的声压，因此产生谐波分量，并且这使得接收信号的波形

变形。

转换单元54把来自受检体7的接收超声波从超声波转换成电信号(超声波接收信号)。通过发射/接收单元22向信号处理单元25的滤波器66发送超声波接收信号。滤波器66具有以 $2f_0$ 为中心的带通特性,和以 f_0 为中心的带通特性(未示出)。在谐波成象方法中,滤波器66提取二次谐波分量。通过对数转换单元58,包络检测器59,及A/D转换器60,把滤波器66的输出存储在图象数据存储单元B 62中。在光声扫描方法中,滤波器66提取基波分量,并且与第一实施例一样,通过对数转换单元58,包络检测器59,及A/D转换器60,把滤波器66的输出存储在图象数据存储单元B 62中。

系统控制单元4读取存储在图象数据存储单元B 62中的超声波图象数据及存储在图象数据存储单元A 61中的光声图象数据。接着,系统控制单元4在显示图象存储单元63中混合这些数据,并且通过转换器64把结果图象显示在CRT监视器65上。

如上所述,根据其频率两倍于基波分量的频率分量产生超声波图象数据。因此,即使使用相同的转换单元54获得光声图象数据和超声波图象数据,光声图象仍然可以被叠加并且显示在高分辨率的超声波图象上。另外,由于这两种图象数据可以同时获得并且显示,可提供具有极好可操作性的装置。

根据上述描述,在光声扫描中,由围绕照射位置的四个转换单元54获得的四个电信号进行定相相加以向接收信号提供指向性。当来自光纤71的光照射受检体7时,照射光直线行进并保持其较小的直径。即显示出强指向性。因此,在接收声波时,不进行定相相加处理即可产生光声图象。受检体7血液中的血色素吸收来自光纤71的照射光的能量并且产生声波。通过围绕光照射位置的四个转换单元54把这些声波转换成电信号。四个电信号基本上穿过接收延迟电路56,并且在没有提供延迟时间的情况下被加法器57相加。由于用于接收的振荡器的数量可以被大大降低,可以有效使用在端部提供的光纤71。这使得能够获得更宽的图象宽度(观察宽度)。

图14说明了制造根据此实施例的电声转换单元的方法的例子。例如，在厚度为0.05毫米的软性电路（FPC）97上以预定间隔形成多个信号端电极98。同样地，在FPC 97上以预定间隔形成多个接地端电极99。具有由PINT或PZT构成的压电构件的振荡器96的信号端电极和接地端电极通过溅射Au或类似物分别电气连接到信号端电极98和接地端电极99。例如，具有直径0.2毫米的光纤71被粘合在邻近振荡器96之间。均如此设置的换能器单元111用粘合剂堆叠和粘合在一起。

根据此方法，通过使用光纤可方便地制造具有光发射性质的电声转换单元。

注意，本发明不限于上述实施例，并且可以在不偏离本发明的宗旨或范围的前提下通过修改组成单元来实际实施。另外，通过适当组合多个所公开的组成单元可形成各种发明。例如，可以省略实施例的所有组成单元中的一些组成单元。下面描述此实施例的修改。

根据上述描述，光纤71被布置在转换单元54之间的间隙内。在这种情况下，由于光纤71被插入其间隙中，声耦合出现在各个邻近的转换单元54之间。因此，各个转换单元无法作为独立的单元。因此，声耦合可降低光声图象和超声波图象的质量。如图15A所示，发射自照射单元15的光通过电声转换单元23被提供给受检体7。即，电声转换单元23由可以发射光的材料构成。电声转换单元23的转换单元54构成如下。由透明压电材料构成的PZNT单晶晶片被抛光到预定厚度 t 。由划片机把所得到的单晶板切割成具有间距 d 、二维阵列形式的片。

任意两个邻近片之间具有宽度 b 的间隙被填充光学透明树脂80。树脂80被固化。通过在二维排列的单晶单元的第一表面上进行溅射来形成电极73-1。通过在单元的第二表面上进行溅射来形成电极73-2。在装配电极73-2的各个表面上，以一个在另一个之上的方式堆叠声匹配层74和保护膜75。注意，声匹配层74和保护膜75由光学透明树脂构成。例如，电极73由用于液晶显示器，等离子体显示器及类似物的诸如ITO（铟锡氧化物）或 In_2O_3 （锡）的透明导电材料构成。因而，透明导电材料被用于电极73，并且光学透明树脂被用于声匹配层74及保

护膜75。树脂80填充转换单元54之间的间隙。另外，透明压电单晶被用于各个转换单元54。通过把这些材料固定在由透明树脂构成的支座72上而构成的电声转换单元23可以提供光学透明单元。因此，发射自照射单元15的光可以穿过电声转换单元23，并且可以被提供给受检体7。

根据上述描述，光纤71的间隔由转换单元54的间隔确定。在图15A和15B说明的情况下，不存在这种限制。光纤71的间隔确定光声扫描的扫描间隔。因此，可获得具有较高扫描密度的光声图象。尤其是，如果图象的空间分辨率由照射光的指向性确定，则高密度扫描可以提高图象质量。

如图16所示，在图1所示的同时光照射的情况下，照射单元15输出的漫射光可以通过由一个或多个光纤71构成的波导单元转换成平行射束。光透射型电声转换单元23的整个区域可以用这些光束照射。

通过顺序选择逐个排列的多个光纤71，上述光扫描单元13移动光照射位置。根据此方法，需要波导单元14中的许多光纤71和选择这些光纤71的光扫描单元13。这将使装置变得复杂。为了消除产生这种照射光时的问题，如图17A和17B所示，把狭缝板178放置成与转换单元54的阵列表面平行。狭缝几乎在板178的中间的形成，并且沿转换单元54的阵列方向延伸。穿过狭缝的光束在转换单元54的阵列方向具有较大宽度，并且在垂直于阵列方向的切片方向具有较小宽度。如图17B所示，敷贴器70除狭缝板78之外还具有透镜79。透镜79把照射单元15输出的漫射光转换成平行射束。波导单元14可以直接引导从光源单元11或光多路复用单元12提供给照射单元15的光。因此，光扫描单元13是不必要的。波导单元14不限于光纤71，并且只要可以获得充分的能量，可以使用一个通道。

通过由例如光纤71构成的波导单元14把由光源单元11产生的单色光引导到敷贴器70的照射单元15。接着从照射单元15的末端部分漫射和发射光。通过透镜179把此漫射光转换成平行射束，并且提供给狭缝板178的狭缝。通过各个方向上狭缝的宽度设置在阵列方向上光的

射束宽度和在狭缝方向上光的射束宽度,其中光穿过狭缝板78的狭缝。现在,如图17B所示,当穿过狭缝时降低其在切片方向的宽度的光穿过光学透明电声转换单元23,并且在受检体7的光束照射范围内照射。受检体7血液中的血色素吸收此光并且产生声波。通过对应于狭缝的一个或多个行的转换单元54把声波转换成电信号。象在上述情况中那样,通过电信号的定相相加产生与对应于狭缝的一行光照射位置对应的多个接收信号。当狭缝板178往复运动时,光连续或间歇照射,并且对应于狭缝上各个位置的转换单元54重复地检测声波。当狭缝板178沿着前向或反向路径移动时,完成一个容积的光声扫描。

狭缝板178的使用可以大大降低波导单元14中光纤71的数量,并且因此使得光扫描单元13不必要。另外,由于照射光在阵列方向连续照射,通过设置接收时的延迟时间可任意设置扫描密度。可以消除对光纤71的使用的限制。

与通过使用狭缝板178获得的效果相同的效果也可以通过由多个均具有短轴长的光纤72构成照射单元15,由与一行光纤72数量相等的光纤71构成波导单元14,以及提供以和狭缝板178同样的方式移动波导单元14的机构来获得。在图18A和18B说明的结构中,光扫描单元13与波导单元14的间歇移动同步地从一行光纤71中顺序选择一个光纤71,从而实现如图7说明的光声扫描操作。

本领域的技术人员可容易想到其它优点和修改。因此,本发明在其更宽的方面不限于指定细节和这里说明和描述的代表实施例。相应地,在不偏离根据所附权利要求书及其等价表述所定义的总的发明构思的宗旨或范围的情况下,可进行各种修改。

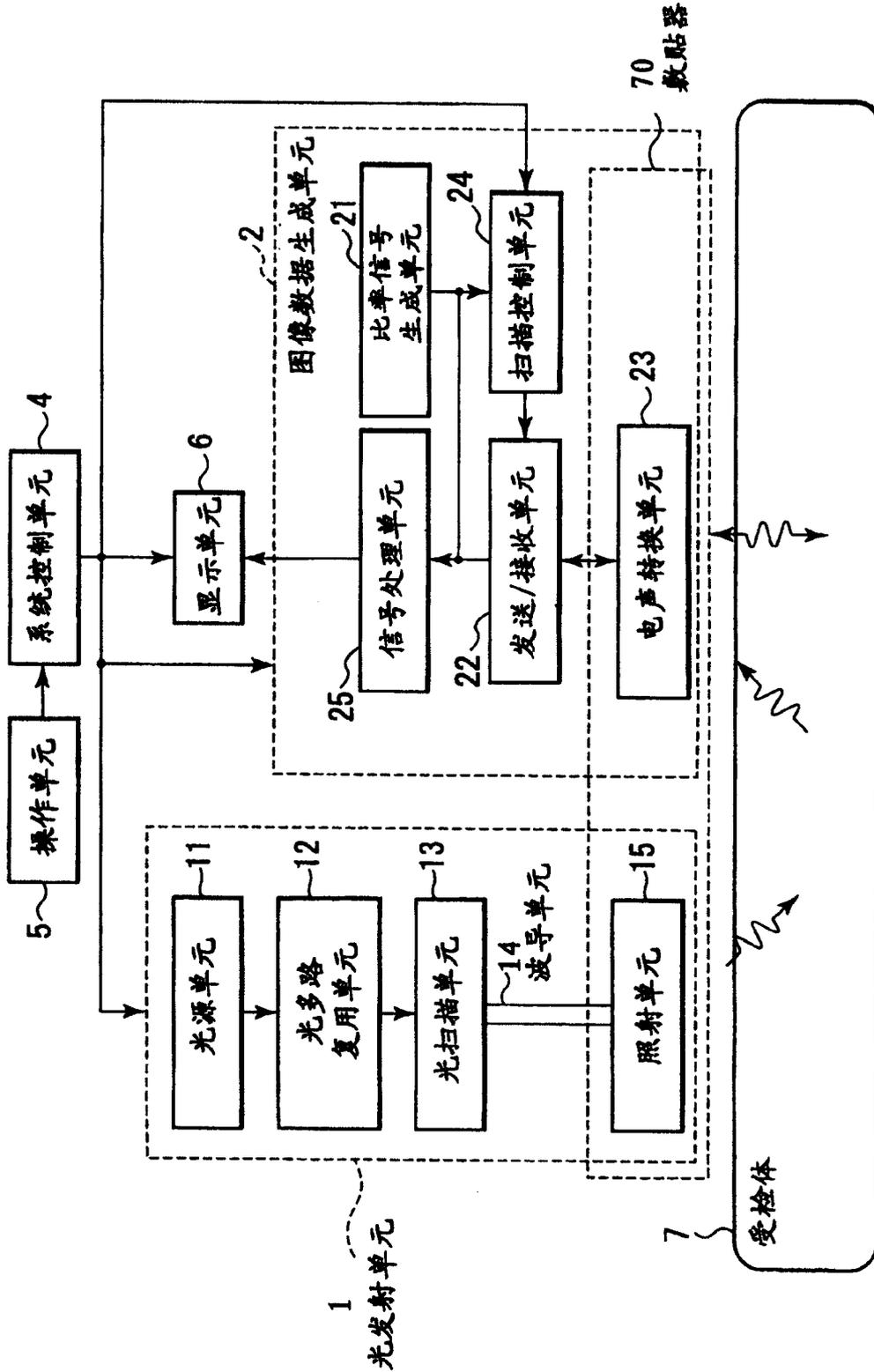


图1

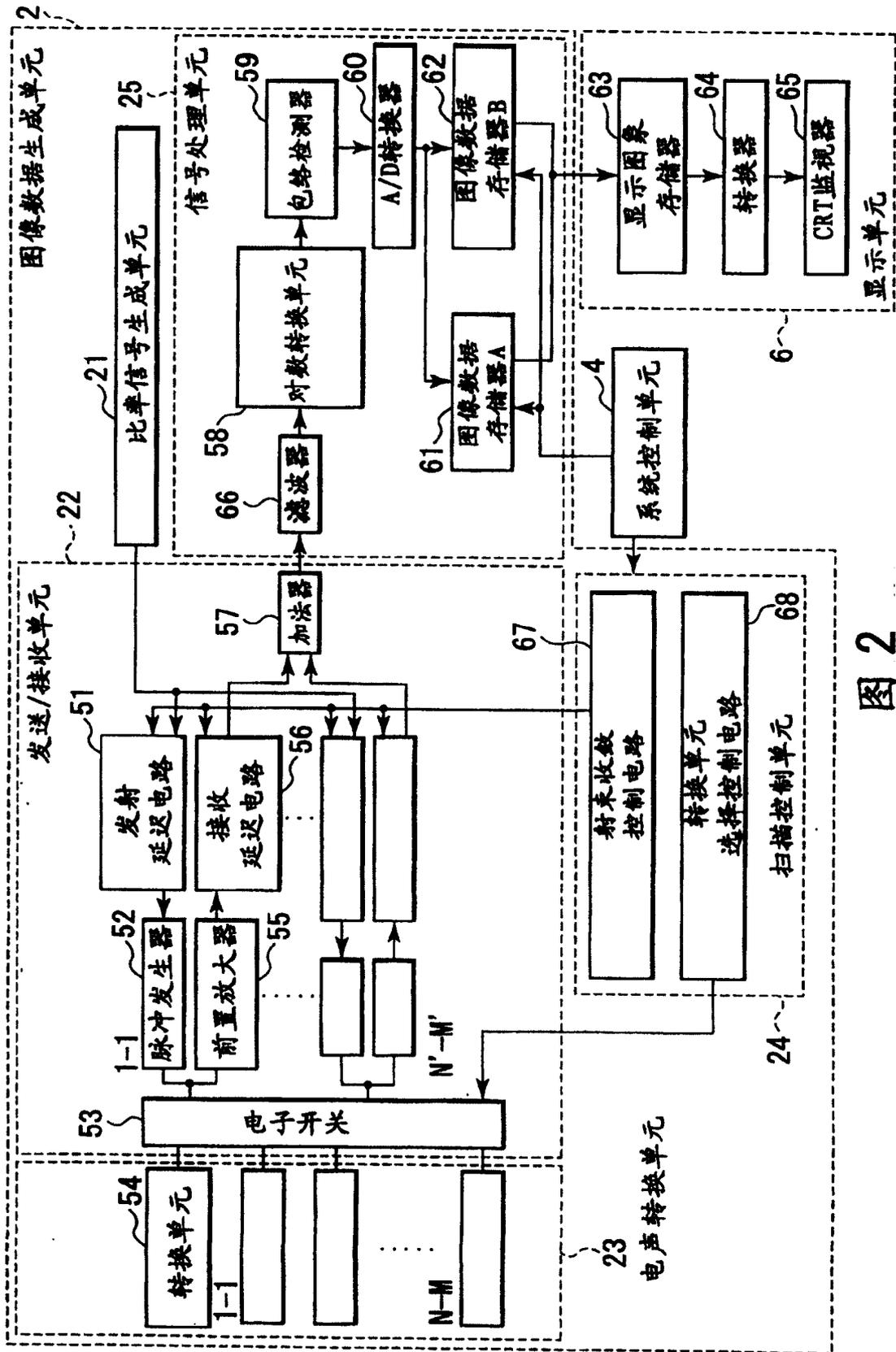
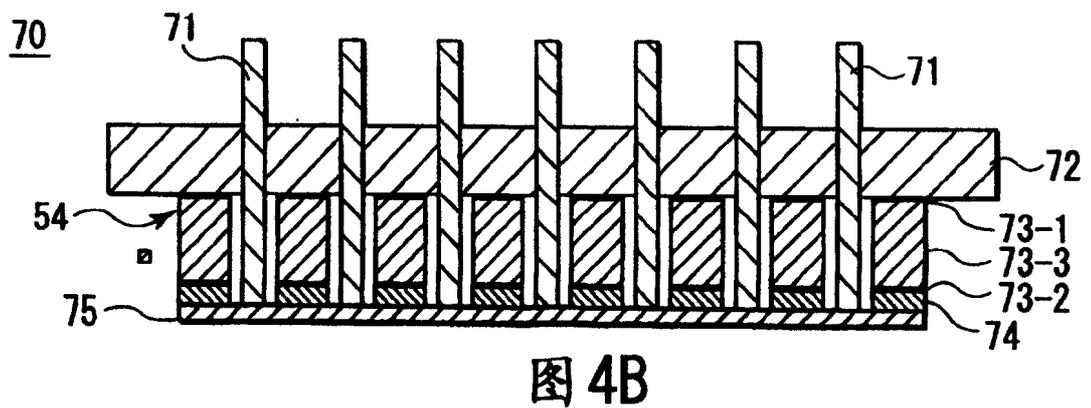
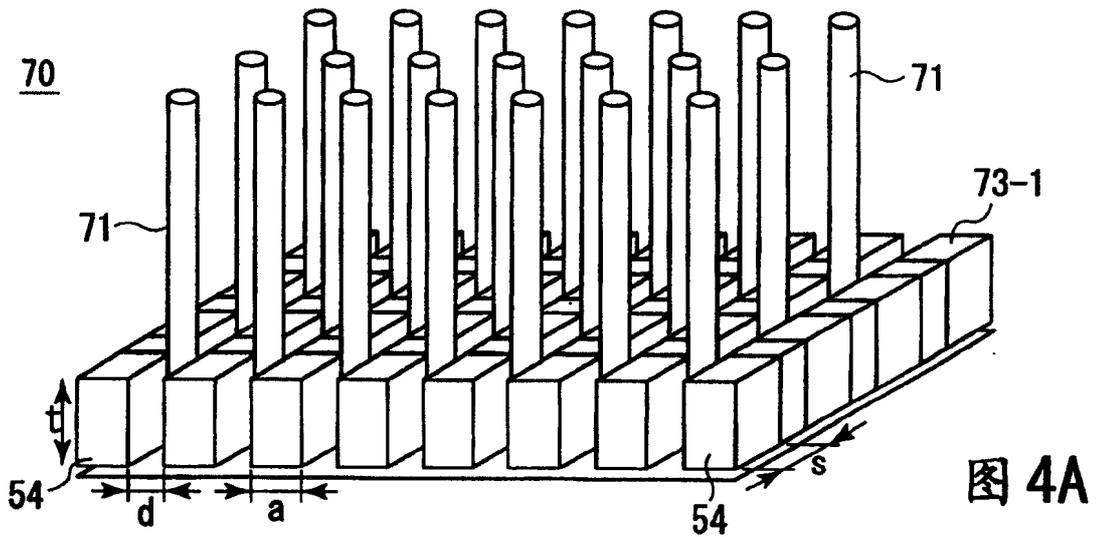
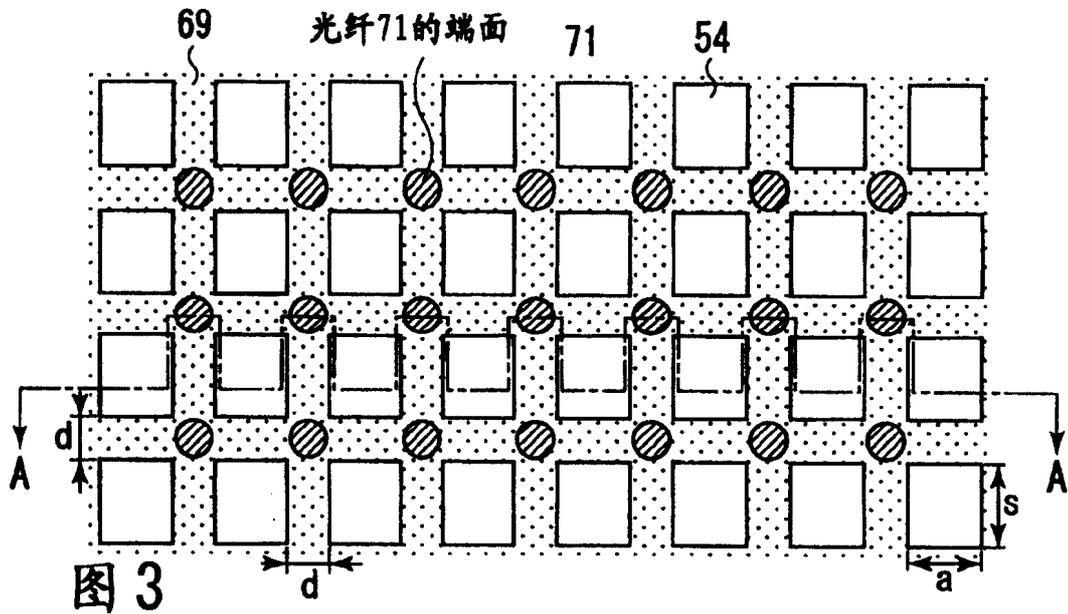


图 2



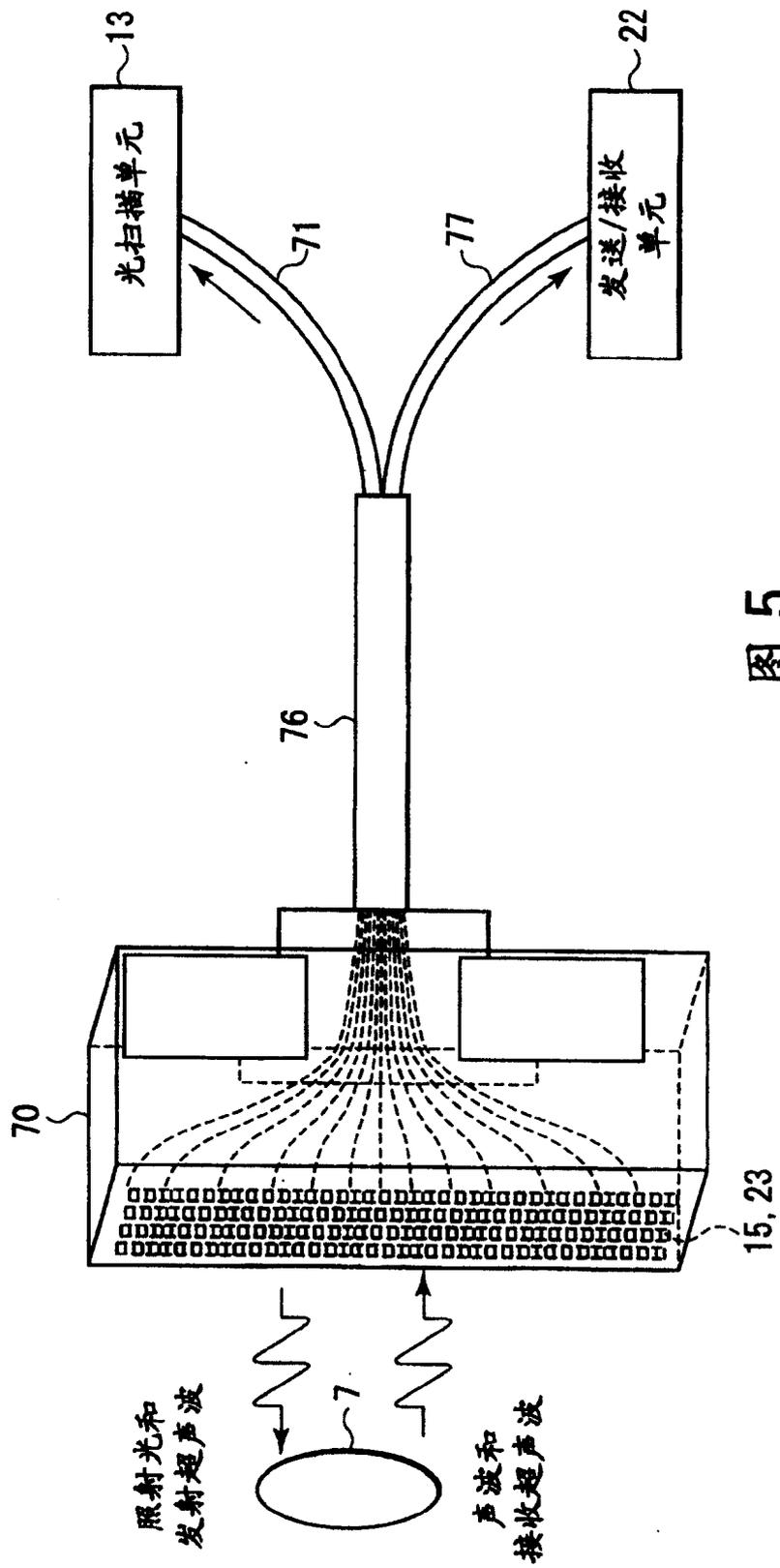


图 5

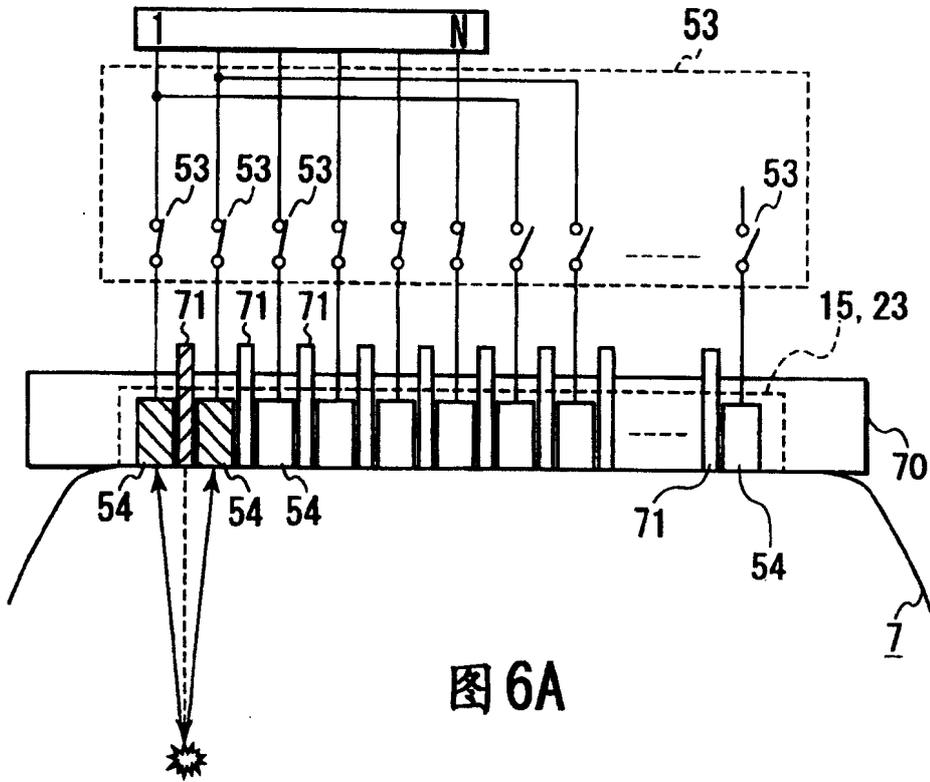


图 6A

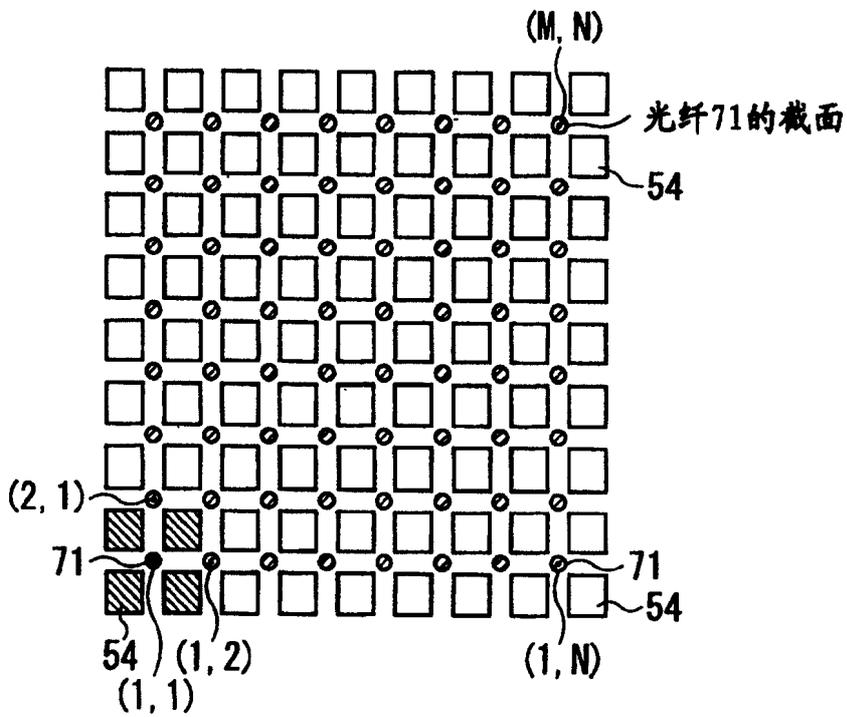


图 6B

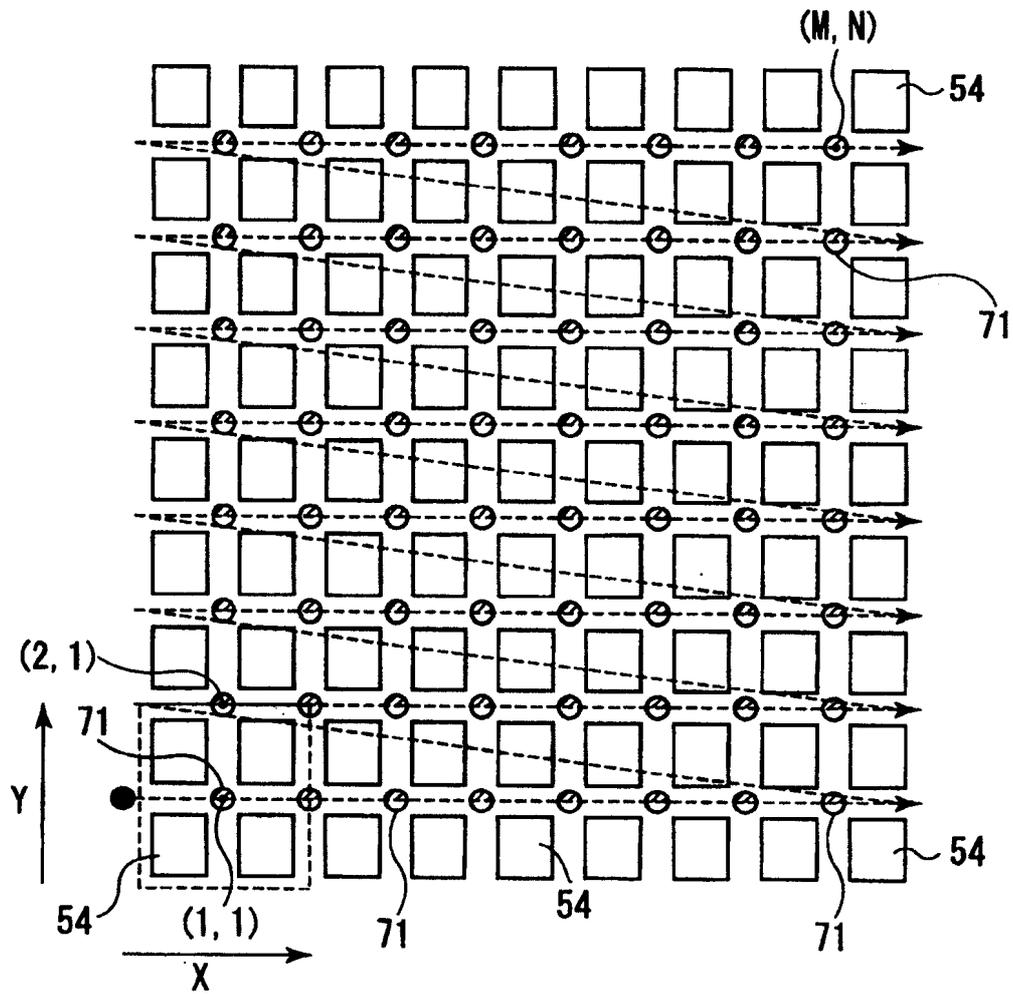


图 7

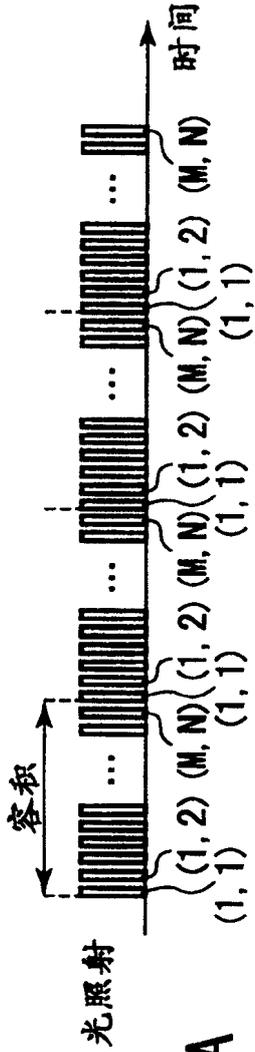


图 8A

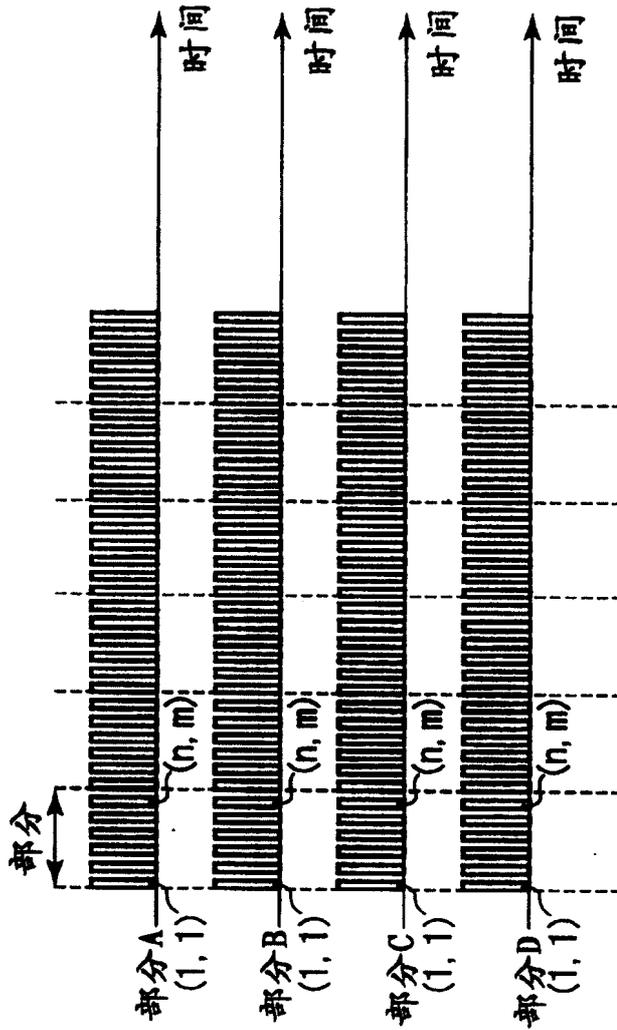


图 8B

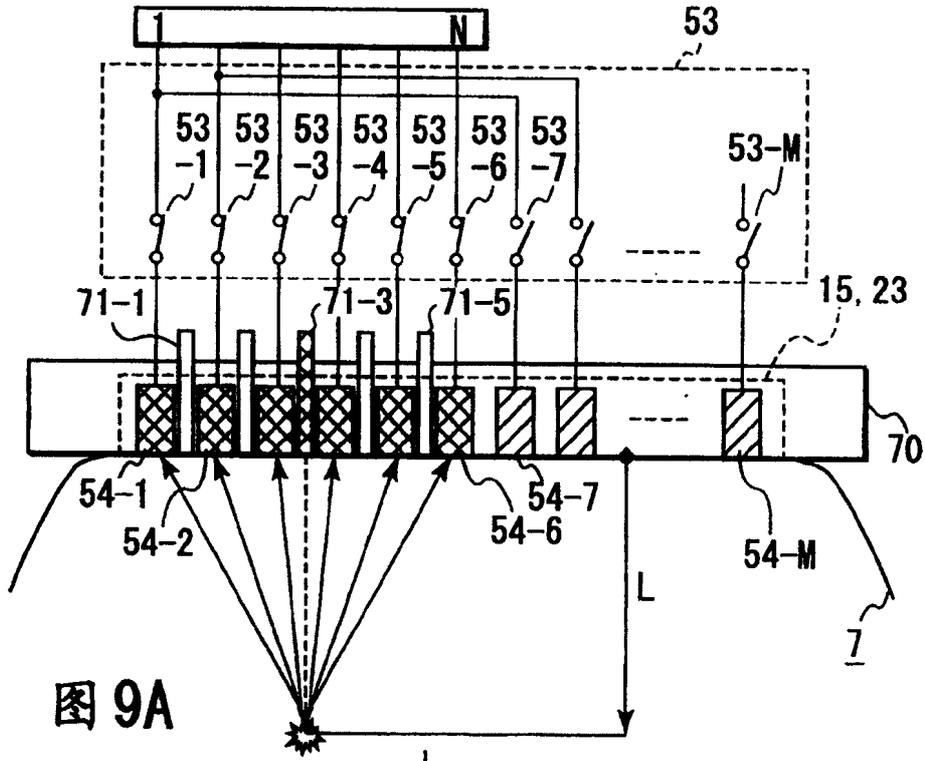


图 9A

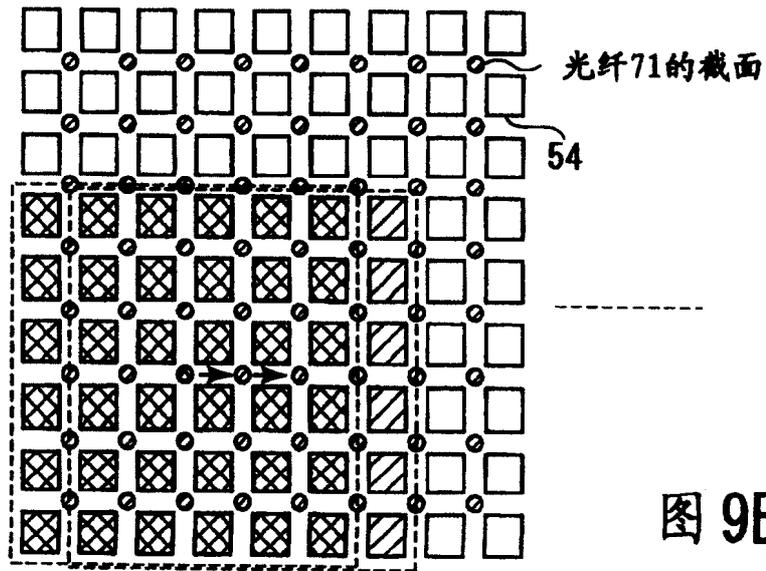


图 9B

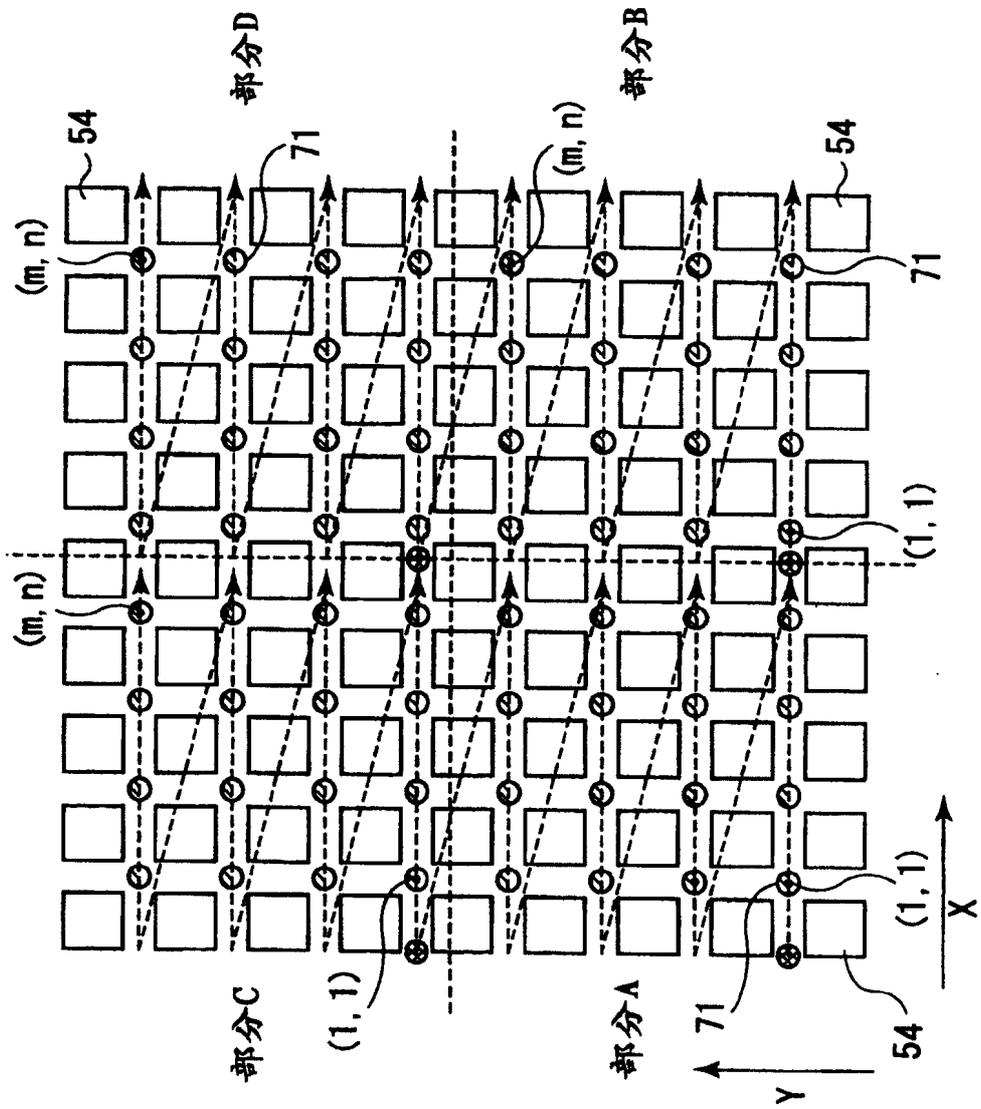


图10

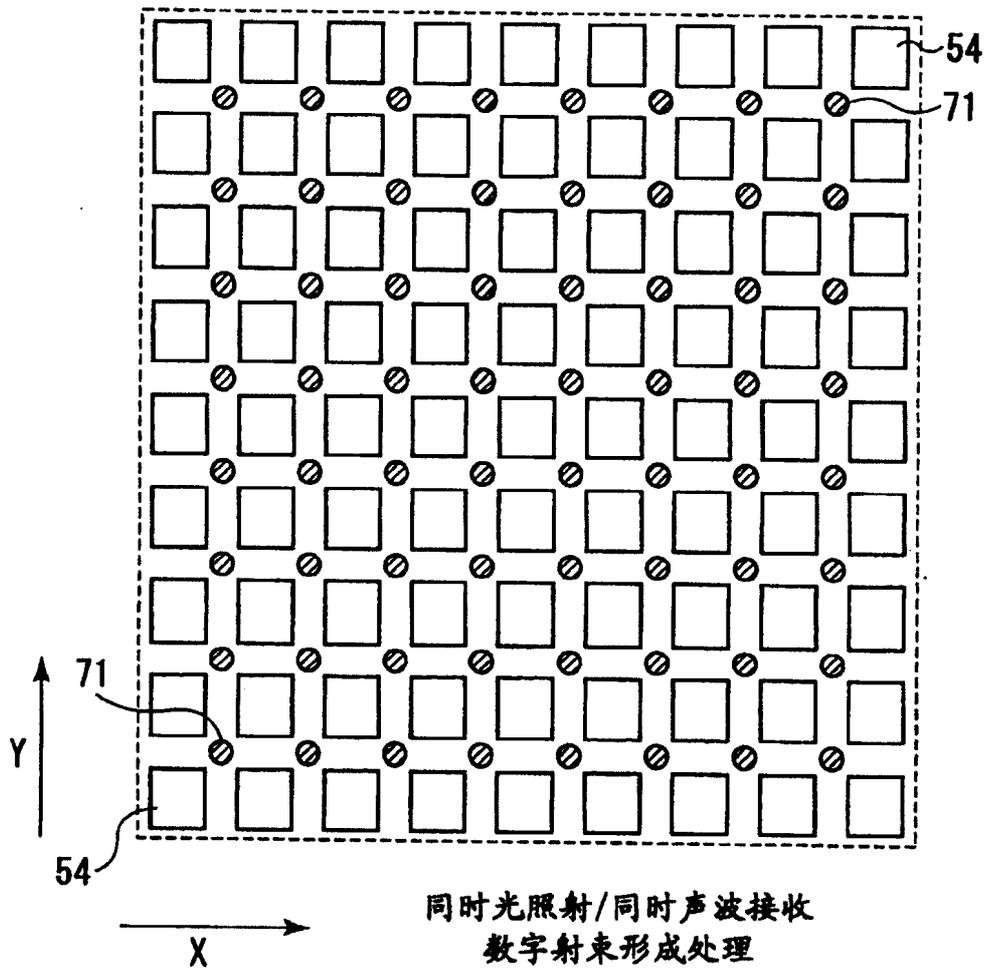
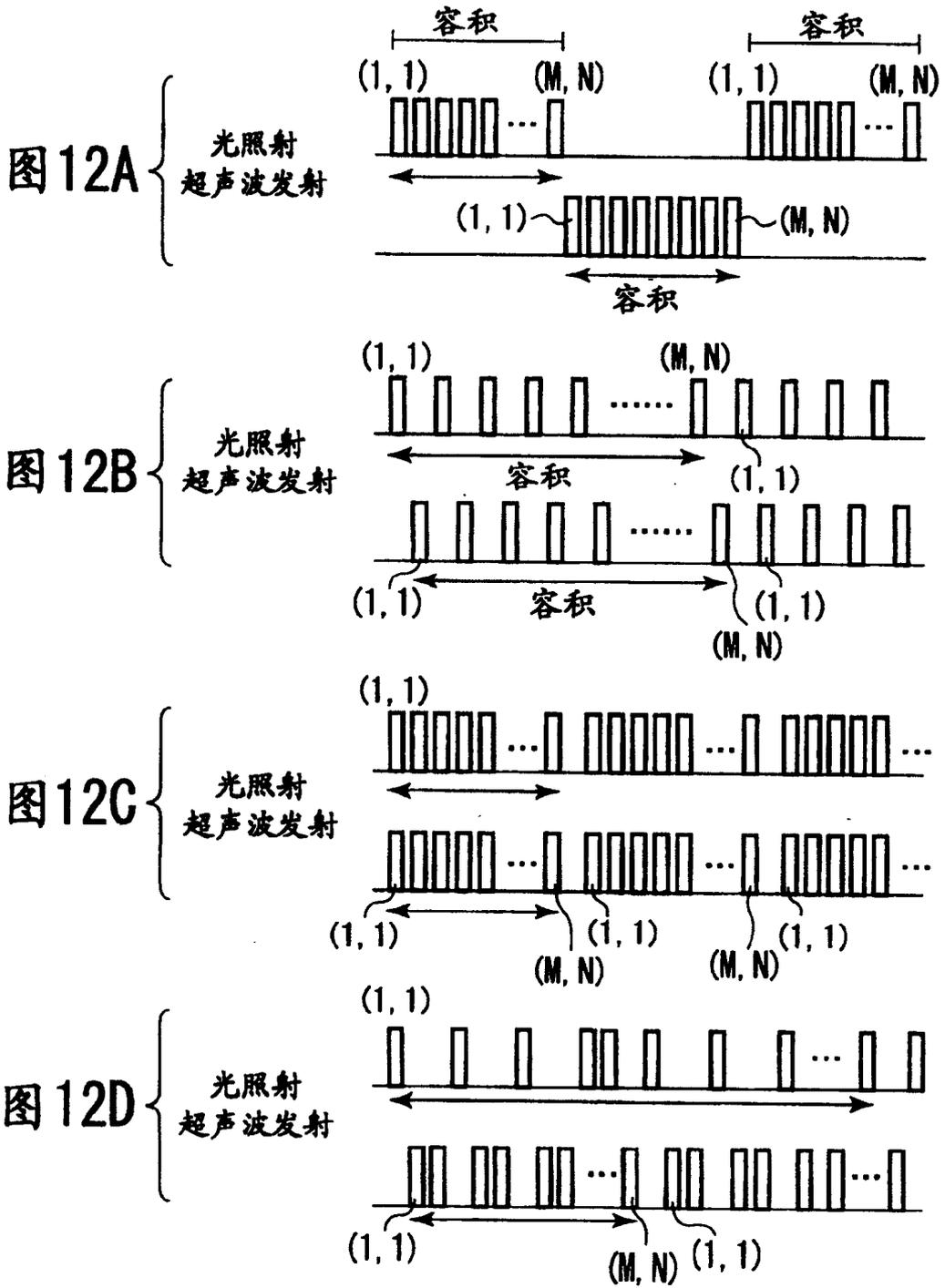


图 11



所产生的涉及活体机能的X线断层照片

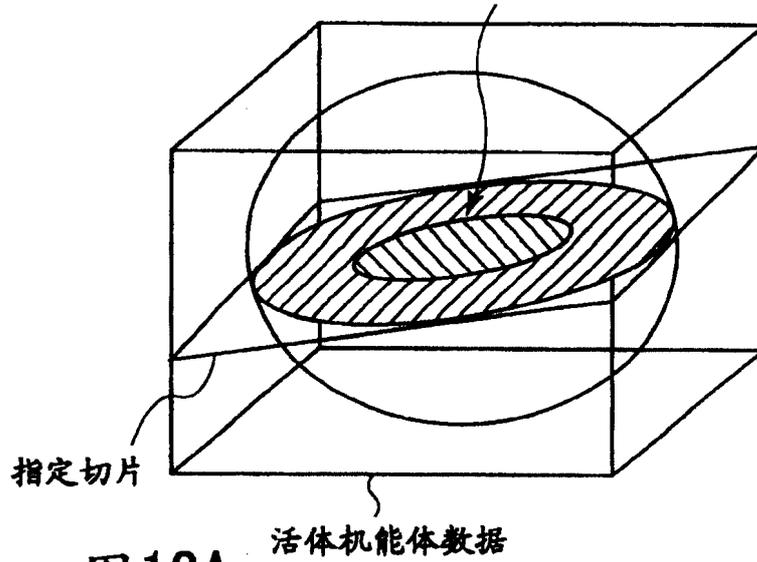


图13A

所产生的涉及组织形态的X线断层照片

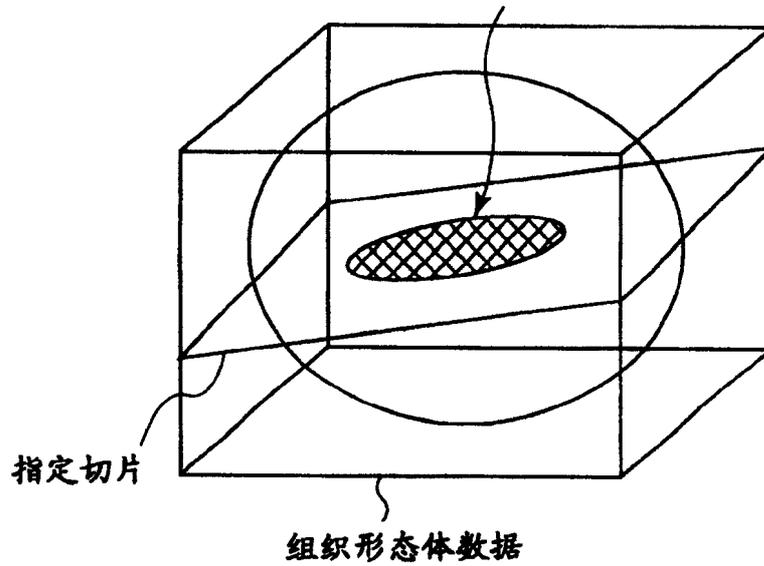


图13B

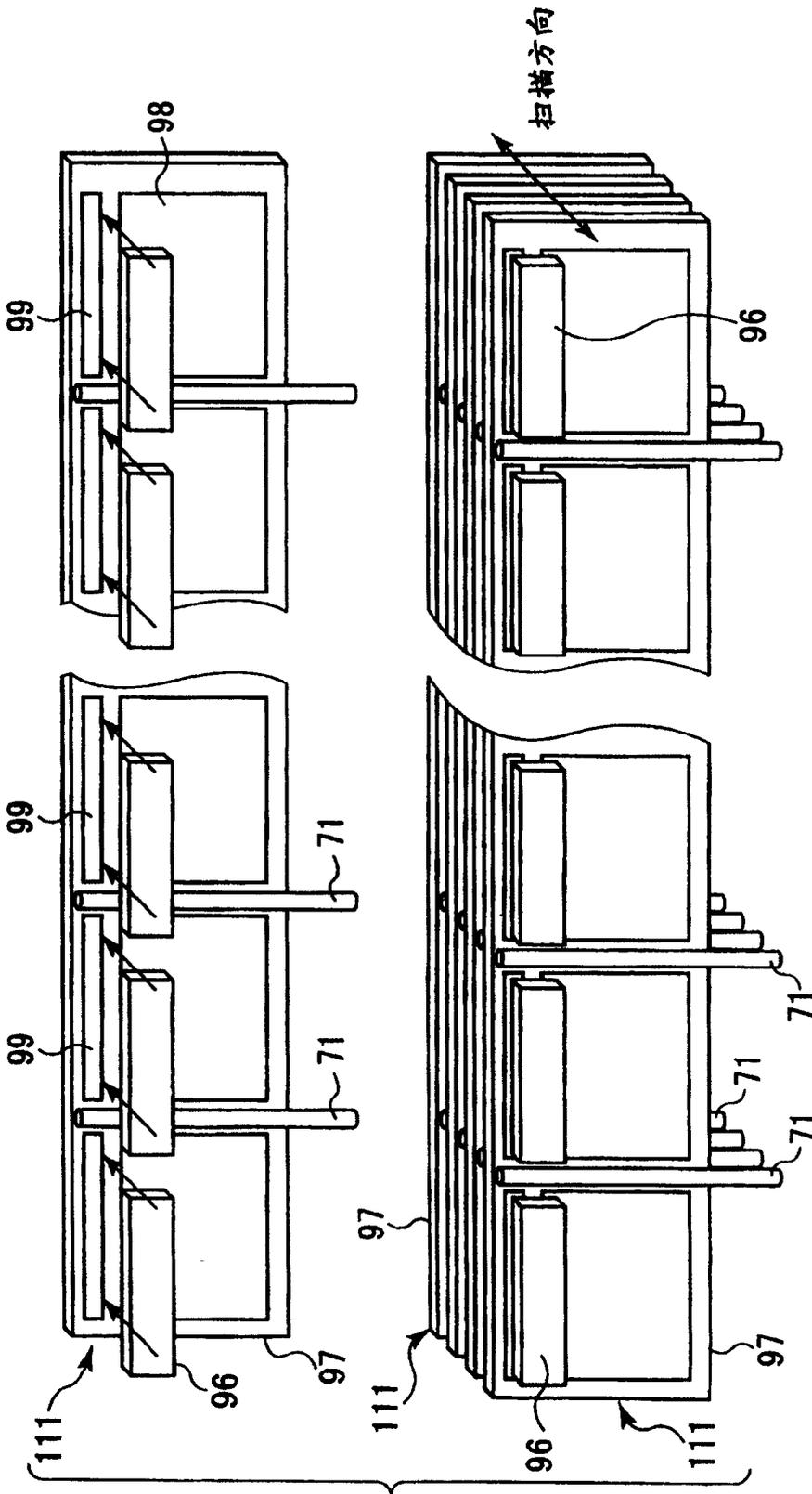


图14

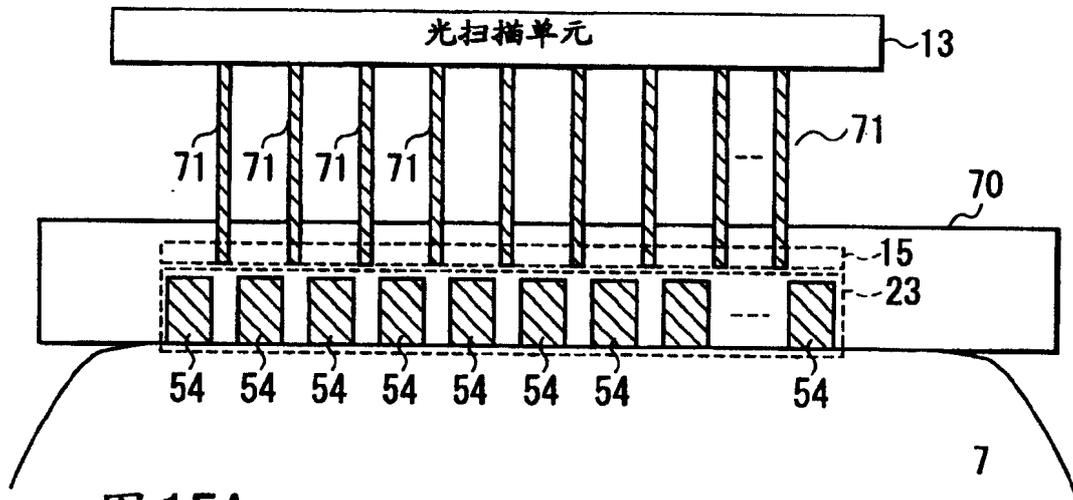


图 15A

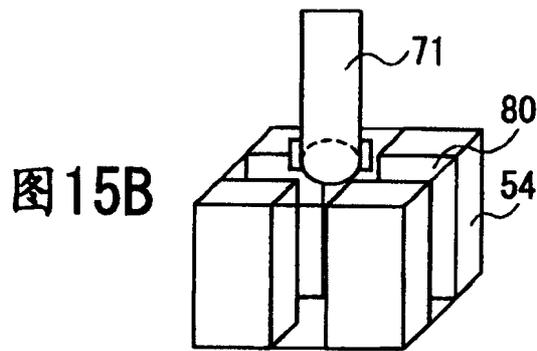


图 15B

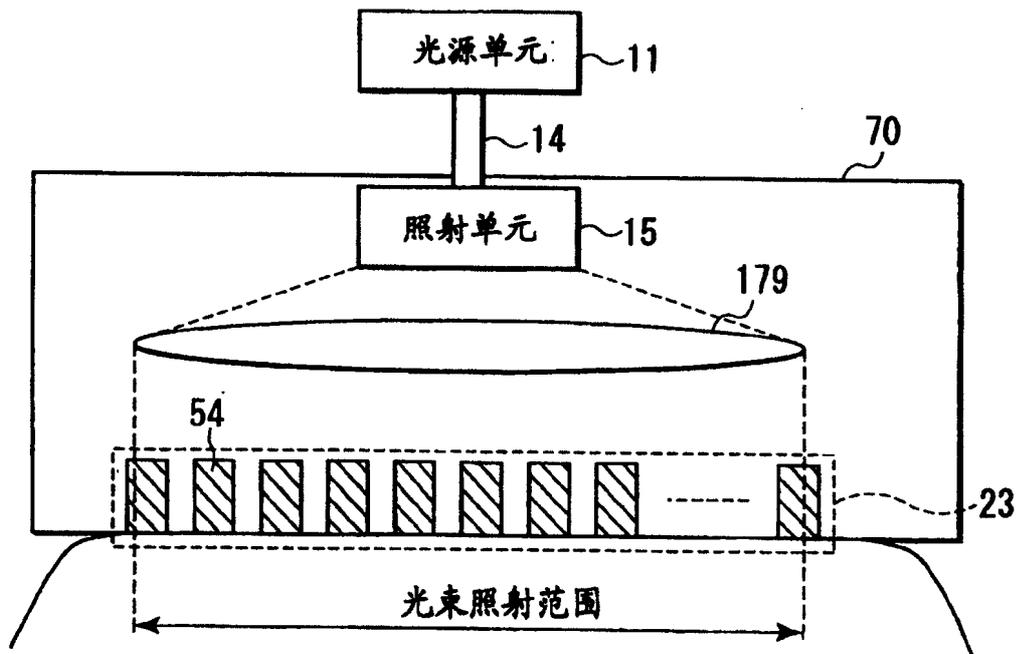


图 16

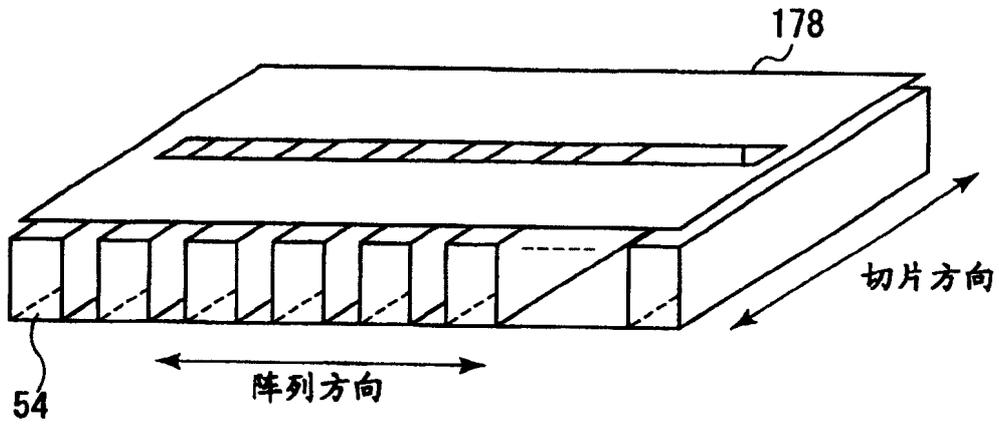


图17A

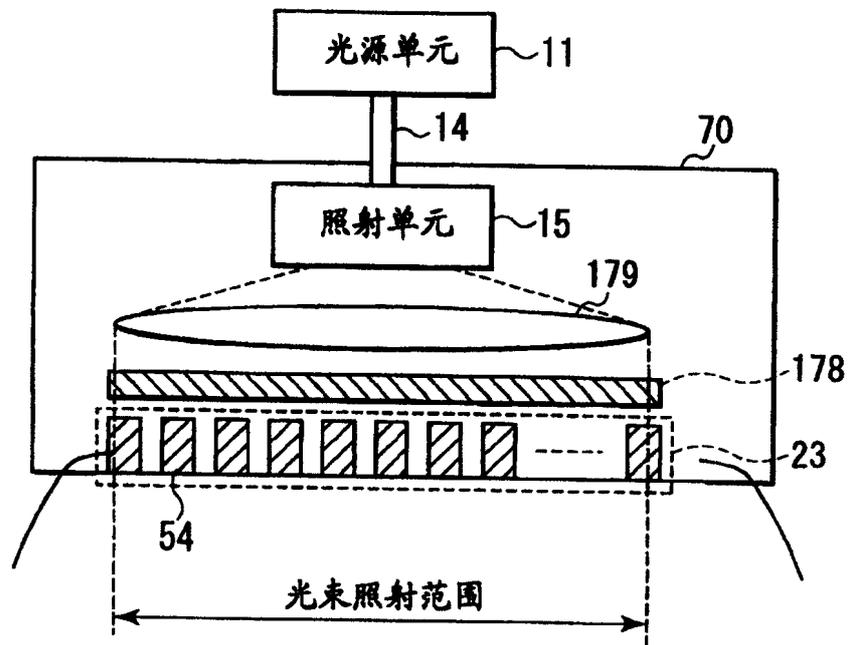


图17B

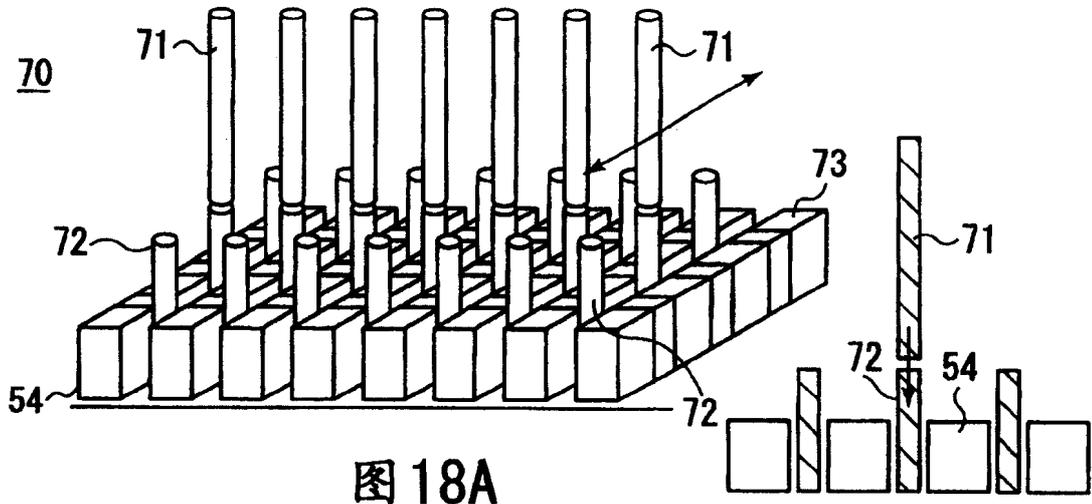


图 18A

图 18B

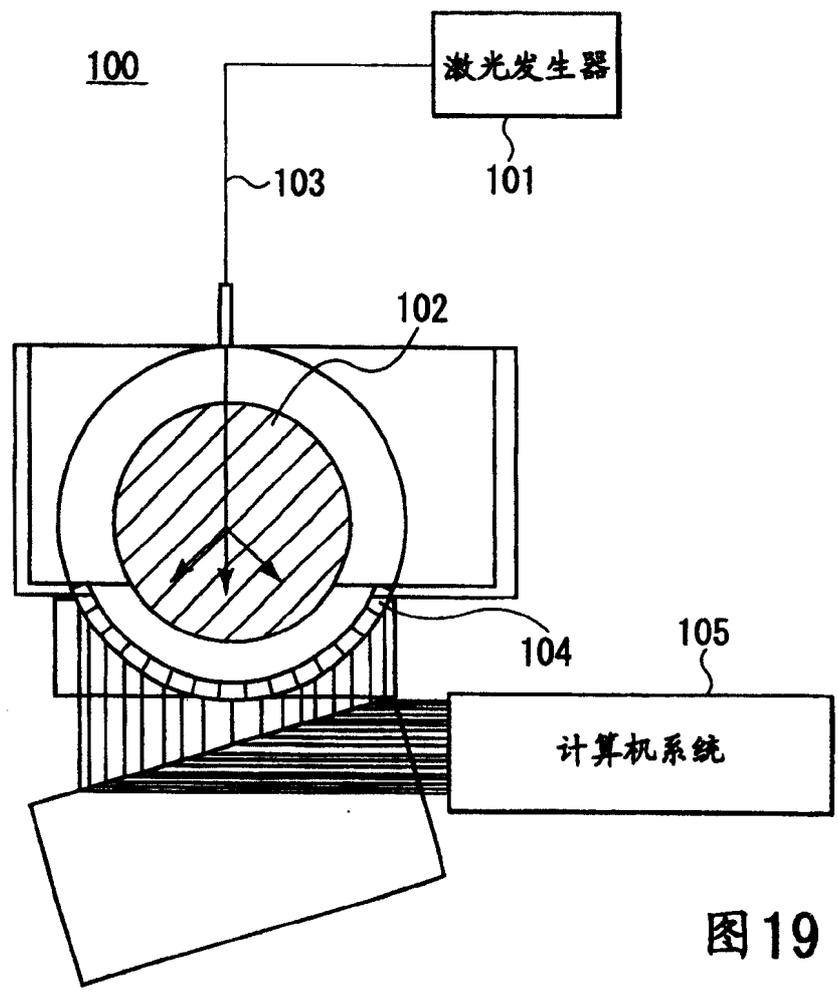


图 19

专利名称(译)	非侵入式受检体信息成像装置		
公开(公告)号	CN100353910C	公开(公告)日	2007-12-12
申请号	CN200410036654.6	申请日	2004-04-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	金山省一 逸見和弘		
发明人	金山省一 逸見和弘		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/145 A61B8/00 G01N21/00 G01N29/00 A61B8/08 A61B8/14 G01N29/06		
CPC分类号	A61B5/14532 A61B5/14546 G01N29/0609 G01N2291/02809 A61B5/145 A61B2562/046 A61B5/0095 A61B5/0091 A61B5/4312 A61B8/5238 A61B8/14 A61B5/0035		
代理人(译)	李德山		
审查员(译)	赵鑫		
优先权	2004030578 2004-02-06 JP		
其他公开文献	CN1650794A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种非侵入式受检体信息成像装置，包括：产生包含特定波长分量的光的光生成单元(11, 12)；向受检体发射产生的光的光照射单元(15)；由多个光纤(71)构成、把光生成单元的光引导到照射单元的波导装置(14)；由多个转换单元(54)构成的电声换能器单元；通过驱动电声换能器单元向受检体发射超声波并且从电声换能器单元转换的电信号中产生接收信号的发射/接收单元(22)；及信号处理单元(25)，通过处理对应于光照射在受检体中产生的声波的接收信号产生关于活体机能的体数据，并且通过处理对应于超声波发射时受检体中产生的回声的接收信号产生关于组织形态的体数据，其中多个光纤被二维布置在多个转换单元之间的间隙中，使得各个光纤被4个邻近的转换单元包围。

