



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03127843.4

[43] 公开日 2005 年 2 月 9 日

[11] 公开号 CN 1575770A

[22] 申请日 2003.8.11 [21] 申请号 03127843.4

[30] 优先权

[32] 2003. 7. 2 [33] JP [31] 190336/2003

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 金山省一 逸见和弘

[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

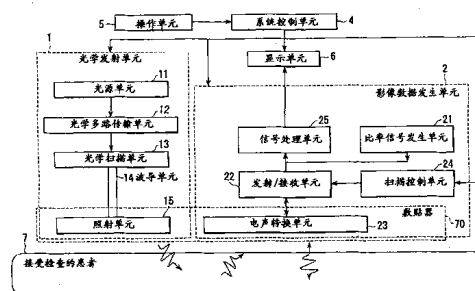
代理人 付建军

权利要求书 6 页 说明书 36 页 附图 18 页

[54] 发明名称 显示患者有关信息之影像的形成方法和仪器

[57] 摘要

一种仪器，包括一个光学发射单元(1)，利用包含着一种特定波长分量的光线，照射接受检查的一个患者(7)；第一个电声转换单元(23)，接收由光学发射单元(1)照射的光线在患者(7)体内产生的声波，并且将它们转换为电信号；第一个影像数据发生单元(2)，根据电声转换单元(23)获得的接收信号，产生第一影像数据；第二个电声转换单元(23)，接收向患者(7)发射超声波而获得的超声波反射信号，并且将它们转换为电信号；第二个影像数据发生单元(2)，根据第二个电声转换单元(23)获得的接收信号，产生第二影像数据；以及一个显示单元(6)，结合第一和第二影像数据，并且显示结果数据。



1. 一种诊断人体内乳腺癌的方法，包括以下步骤：

a. 使一个诊断探测器（70）接触乳房组织，所述诊断探测器进一步包括超声成像元件（23）以及光声照射和探测元件（15，23），

b. 以短持续时间的光脉冲照射所述乳房组织以产生光声信号，所述光脉冲的波长位于血色素的吸收频带，

c. 使用超声传感器探测所述光声信号，以确定乳房组织中血液（血管化）的分布，

d. 使用超声传感器，产生和探测所述人体乳房组织形态的一幅超声影像，这些超声传感器与探测所述光声信号所用的所述光声探测传感器共同配准，以及

e. 将所述光声血管化影像覆盖在所述超声形态影像之上，以产生乳房中不同形态结构内血管分布的一幅组合影像，所述形态结构是所关注的损伤。

2. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，光波长处于 530 nm 和 1300 nm 之间的频谱范围内。

3. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，光声探测元件和超声探测元件是常见的。

4. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，超声传感器是压电元件。

5. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，超声传感器是 PZNT 元件。

6. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，超声传感器是 PVDF 元件。

7. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，合并的光声探测元件和超声探测元与皮肤件阻抗匹配，以便使超声发射损失达到最小。

8. 根据权利要求 1 的方法，其特征在于，耦合凝胶应用于探测器元件。

9. 一种仪器，用于通过一种分析物比如血色素之浓度的分布和成像后的形态特点比如损伤的叠合，诊断人体内的疾病比如乳腺癌，所述仪器的特征在于包括：

a. 光线发生单元（11），它产生包含一个特定波长分量的光线；

b. 一个照射单元（15），它将光线发生单元产生的光线照射到接受检查的患者；

c. 波导装置（14），将光线发生单元产生的光线导向照射单元；

d. 第一电声转换装置（23），使用成阵列的多个电声传感器元件，将患者体内由照射单元照射的光线产生的声波转换为电信号；

e. 第一影像数据发生装置（25），用于根据第一电声转换装置获得的信号，产生第一影像数据；

f. 超声波发射装置（22），用于将超声波传送到患者体内；

g. 第二电声转换装置（23），使用成阵列的多个电声传感器元件，将超声波发射装置传送的超声波分量转换为电信号，所述超声波分量在患者体内发生反射；

h. 第二影像数据发生装置（25），根据第二电声转换装置获得的信号，产生第二影像数据；以及

i. 显示装置（6），用于显示第一影像数据和第二影像数据。

10. 一种患者信息成像仪器，用于在成像后的组织中形态特点上，确定一种分析物浓度的分布，所述仪器的特征在于包括：

一个光线发生单元（11），它产生包含一个特定波长分量的光线；

一个照射单元（15），它将光线发生单元产生的光线照射到接受检查的患者；

波导装置（14），将光线发生单元产生的光线导向照射单元；

第一电声转换装置（23），使用成阵列的多个电声传感器元件，将患者体内由照射单元照射的光线产生的声波转换为电信号；

第一影像数据发生装置(25), 用于根据第一电声转换装置获得的信号, 产生第一影像数据;

超声波发射装置(22), 用于将超声波传送到患者体内;

第二电声转换装置(23), 使用成阵列的多个电声传感器元件, 将超声波发射装置传送的超声波分量转换为电信号, 所述超声波分量在患者体内发生反射;

第二影像数据发生装置(25), 根据第二电声转换装置获得的信号, 产生第二影像数据; 以及

显示装置(6), 用于显示第一影像数据和第二影像数据。

11. 根据权利要求 10 的仪器, 其特征在于, 第一电声转换装置的所述多个电声传感器元件中至少一个, 共同用作所述第二电声转换装置的多个电声传感器元件之一。

12. 根据权利要求 10 的仪器, 其特征在于, 波导装置由多条光纤组成, 而且这些光纤在一边的端点部分安置在照射单元并与其连通。

13. 根据权利要求 12 的仪器, 其特征在于, 第一和第二电声转换装置的所述多个电声传感器元件, 其安置方向与所述多条光纤之连通部分的阵列方向基本上相同。

14. 根据权利要求 13 的仪器, 其特征在于, 所述多条光纤的之连通部分和所述多个电声传感器元件按一维安置。

15. 根据权利要求 13 的仪器, 其特征在于, 所述多条光纤的之连通部分和所述多个电声传感器元件在基本上同一平面内按二维安置。

16. 根据权利要求 13 的仪器, 其特征在于, 所述多条光纤的之连通部分安置在排列电声传感器元件时形成的缝隙中。

17. 根据权利要求 10 的仪器, 其特征在于, 第一电声转换装置通过选择和使用所述多个电声传感器元件中多个相邻的电声传感器元件, 将声波转换为电信号。

18. 根据权利要求 17 的仪器, 其特征在于, 第一影像数据发生

装置对多个电信号进行相位移后的相加，这些电信号是由第一电声转换装置选定的电声传感器元件获得的。

19. 根据权利要求 12 的仪器，其特征在于，进一步包括光学扫描装置，用于从所述多条光纤中选择一条预定的光纤，以及向照射单元提供光线。

20. 根据权利要求 19 的仪器，其特征在于，由第一电声转换装置选定的多个电声传感器元件之间的一个中间位置，基本上符合光学扫描装置选定的光纤在照射单元处的连通位置。

21. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，第一和第二电声转换装置的电声传感器元件是由压电单晶形成的。

22. 根据权利要求 10 或 21 的仪器，其特征在于，电声传感器元件安置在照射单元和患者之间，以及照射单元输出的光线穿过电声传感器元件，照射到患者身上。

23. 根据权利要求 13 或 22 的仪器，其特征在于，所述多条光纤在照射单元中连通部分的阵列密度，高于所述多个电声传感器元件的阵列密度。

24. 根据权利要求 22 的仪器，其特征在于，在照射单元和所述多个排成阵列的电声传感器元件之间进一步包括一个光学透镜，该光学透镜将照射单元输出光点的尺寸，设置为电声传感器元件的阵列方向上的一个预定宽度。

25. 根据权利要求 24 的仪器，其特征在于，在光学透镜和电声转换元件之间进一步包括一片裂缝板，该裂缝板设置光学透镜输出光束在切片方向上的宽度，该方向与电声传感器元件的阵列方向正交。

26. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，第二影像数据发生装置从第二电声转换装置采集的接收信号中提取谐波分量，从而产生影像数据。

27. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，为了产生第一影像数据从照射单元发出照射光线，以及为了产生第二影像数据从超声波发射装置发射超声波，这两个过程交替进行。

28. 根据权利要求 27 的仪器，其特征在于，从照射单元发出照射光线，以及从超声波发射装置发射超声波，这两个过程在多个方向的每一个方向上交替进行。

29. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，使照射单元在多个方向上顺序照射光线，从而产生一帧对应的第一影像数据之后，超声波发射装置在多个方向上顺序发射超声波，从而产生一帧对应的第二影像数据。

30. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，为了产生第一影像数据从照射单元发出照射光线，以及为了产生第二影像数据从超声波发射装置发射超声波，这两个过程基本上同时进行。

31. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，显示装置在同一监视器上显示第一和第二影像数据。

32. 根据权利要求 10 或 31 的仪器，其特征在于，显示装置叠合/显示第一和第二影像数据。

33. 根据权利要求 10 或 32 的仪器，其特征在于，显示装置以不同的颜色显示第一和第二影像数据。

34. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，超声发射装置产生超声波时，照射单元基本上在同时产生光线。

35. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，第一电声转换装置、超声波发射装置和第二电声转换装置一般是由压电振动器形成的，所述多个压电振动器以一个矩阵的形式，按预定的间隔安置，而且在压电振动器之间的缝隙中形成光学路径。

36. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，第一电声转换装置、超声波发射装置和第二电声转换装置一般是由压电振动器形成的，所述多个压电振动器在一条多类型光纤条带两侧的每一侧，安置在一条线上。

37. 根据权利要求 10 的仪器，其特征在于，第一电声转换装置、超声波发射装置和第二电声转换装置一般是由压电振动器形成的，这一对压电振动器固定在一片柔软的印刷电路板上，与一条光纤

一起，形成一片振动器板，而且所述多片振动器板相互叠加，以胶合剂相互固定成一个整体。

38. 一种患者信息成像仪器，用于在成像后的组织中形态特点上，确定一种物质浓度的分布，所述仪器的特征在于包括：

照射装置，用于以光线照射接受检查的患者；

超声波发射装置，用于将超声波发射到患者；

电声转换装置，用于接收患者体内由照射光或者发射超声波产生的声波，并且将声波转换为电信号；

第一影像数据发生装置，用于接收电声转换装置输出的电信号，以及根据起源于照射光的声波，产生第一影像数据；

第二像数据发生装置，用于接收电声转换装置输出的电信号，以及根据起源于发射超声波的声波，产生第二像数据；以及

显示装置，用于显示第一和第二影像数据。

39. 根据权利要求 38 的仪器，其特征在于，超声发射装置部分地共同用作电声转换装置。

40. 根据权利要求 38 的仪器，其特征在于，显示装置在单一的监视器上显示第一和第二影像数据。

41. 一种患者信息成像仪器，它以光线和一种超声波照射接受检查的一个患者，接收患者体内由光线和超声波产生的声波，将声波转换为电信号，根据电信号产生多个影像数据，并且显示各个影像数据。

42. 一种患者信息成像仪器，它以光线照射接受检查的一个患者，接收患者体内由光线产生的声波，将声波转换为电信号，根据电信号产生影像数据，并且显示影像数据。

显示患者有关信息之影像的形成方法和仪器

技术领域

本发明涉及一种方法和仪器，用于采集和叠合两幅超声影像，一幅是由光线照射到受检验的患者体内的能量产生的，另一幅是由导入到受检验的患者体内的超声波产生的超声波回声影像。这两幅影像的重叠产生了关于患者组织中形态特点的物质浓度分布。

背景技术

一种采集患者有关信息的方法，已经用于测定体液中包含成分的浓度，比如患者体内或者被切除组织中的血液和其它体液，从而实现准确诊断、快速确定疗程以及改进护理。为了测定体液中每种成分的浓度，必须通过采血，从患者体内抽取体液。抽取体液是痛苦的。它会损伤患者的皮肤，并且可能对于患者和医护人员引起生物危害的感染。

为了解决这个问题，许多专利和刊物上的文章都介绍了非侵袭性的方法，来采集患者组织中分析物浓度有关的信息。一种方法是“光声光谱学”。按照光声光谱学，使用一种预定波长光线的短持续时间脉冲照射患者的组织，根据产生的声波，定量地确定患者血液中包含之特定物质（比如葡萄糖或血色素）的浓度。美国专利5348002、WO9838904A1、WO0215776A1介绍的方法，使用光声测量，非侵袭性地确定人体组织中的物质。光线可以是可见光、红外线或者中红外线。

除了血色素和葡萄糖，光声光谱学还可以用于确定人体组织中的其它分析物，比如胆固醇、天然脂肪、胆红素、胶原蛋白等。根据光声光谱学的结果诊断皮肤癌或乳腺癌，最近已经证实了其临床效果。光声光谱学利用从这些物质中选定的—种适当的物质，以及选定

物质表现出最大吸收之波长的光线。另外，发明一种诊断方法，提供一种二维影像，表示这些物质浓度分布，是日渐增强的期望。

在光声光谱学用于测定组织中的物质浓度的同时，超声波成像已经广泛用于确定人体器官中是否存在形态特点，比如囊肿和肿块。物质的分布与人体组织中的形态特点相结合，导致了更好的诊断和改进的护理，因为它提供了更好的组织特征、对恶性肿瘤更准确的诊断以及异常症状区域更好的定义，以便指导手术切除这些区域。

乳腺癌是女性死亡率的一种主要原因。乳腺癌的筛选和早期诊断对于降低死亡率和护理成本的遏制政策具有极大的价值。当前的方法包括为发现异常肿块而对乳房组织进行触摸检查，以及为寻找可疑的损伤而进行例行的乳房 X 线照相术。如果认为乳房 X 线照片可疑，随后是超声波成像和外科活组织检查。这一系列的步骤要花费相当长的时间，才能得出最终的结论。

因为非侵袭性的光学技术，才有机会确定组织中的血管分布，从而根据组织区域中存在异常的血管化，对潜在的肿瘤进行定位。非侵袭性的光学技术包括组织中的时间分辨光线传播。另一种方法是光子密度波在组织中传播时，测定模和相位角的变化。这些方法出现在刊物上的几篇文章中（B. Chance “Near-infrared images using continuous, phase-modulated, and pulsed light with quantitation of blood and blood oxygenation” in *Advances in Optical Biopsy and Optical Mammography*, R. Alfano ed, *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, and by M.A. Franceschini et al “Frequency Domain techniques enhance optical mammography: initial clinical results” *Proceedings of the National Academy of Sciences USA* 1997; Volume 94; pages 6468-6473 (1997)）。在接近身体部位（比如乳房）的边缘处，影像转换不精确和影像畸变会损害这些方法的效果。

业内的成像方法包括超声波、CAT 扫描、X 线和 MRI，它们描述了身体部位的形态，在这种情况下乳房不显示出血色素的分布。另外，MRI 和 CAT 扫描使用庞大而昂贵的装备，不便于改造。

一种诊断方法和仪器利用形态影像和形态特点中物质分布，实现更好的诊断。A.A. Oraevsky et al “Laser opto-acoustic imaging of breast: Detection of cancer angiogenesis” SPIE Proceedings 1999; Volume 3597, pages: 352-363 和 A.A. Oraevsky et al “Opto-acoustic imaging of blood for visualization and diagnostics of breast cancer” SPIE Proceedings 2002; Volume 4618, pages: 81-94 介绍了使用光声成像来确定乳房组织中分析物的分布。US 5,840,023 “Optoacoustic imaging for medical diagnosis”、WO 01/10295 “Photoacoustic monitoring of blood oxygenation”和 US 6,309,352 B1 “Real Time optoacoustic monitoring of changes in tissue properties”等专利技术中，也进行了介绍。

Oraevsk 等人仅仅使用光声成像，没有与超声成像结合。他们并没有传授光声和超声影像的结合，这些影像是使用共同配准的超声传感器探测的。由于形态特点对组织体积模量影响，该方法可能会产生血管影像的畸变。

Q. Zhu 等人在“Combined ultrasound and optical tomography imaging” SPIE Proceedings 1999; Volume 3579, pages: 364-370 以及 Q. Zhu 等人在“Optical imaging as an adjunct to ultrasound in differentiation benign from malignant lesions” SPIE Proceedings 1999; Volume 3579, pages: 532-539 中，介绍了产生组织中分析物分布影像之光学方法的其它应用。Zhu 等人使用超声成像来定义组织中的形态特点，然后应用频域成像来确定血管化即血色素分布。光学方法使用光纤和光电倍增加管作为探测器，超声成像使用超声传感器，使血管化和形态影像之间的共同配准未达到最优。他们没有传授使用共同配准的超声传感器探测的光声和超声影像的结合。

以一种非侵袭性测定葡萄糖的常规方法，利用不同波长的近红

外光束照射患者的皮肤。通过对获得的声波进行算术处理，测定葡萄糖浓度（参见日本专利申请公开出版号 3-47099 和 5-58735）。

常规的光声光谱学使用一个话筒和一个锆钛酸铅（PZT）陶瓷制成的压电元件等探测声波（参见日本专利申请公开出版号 10-189 和 11-235331）。

为了诊断乳腺癌，对于使用光声效应的成像方法，已经进行了研究（参见日本专利申请公开出版号 3-47099）。图 14 展示了采集光声影像数据所用的系统 100，在非专利参考 1 中有介绍。系统 100 包括一个激光发生器 101、一条光纤 103、一个电声传感器元件 104 的阵列以及一个电脑系统 105。激光发生器 101 产生光脉冲。光纤 103 将光脉冲导向接受检查之患者的乳房 102。电声传感器元件 104 置为面对光纤 103。每个元件 104 都有一个凹形表面。电脑系统 105 控制光脉冲的发射、采集声波并且重建影像。

患者躺在一个平台上，使乳房 102 置于光纤 103 和电声传感器元件 104 的阵列之间。然后，利用从光纤 103 发出的光线（激光束）照射乳房 102 中的组织。体内组织中的各种血液成分会产生声波。电声传感器元件 104 接收这些声波。

例如以这种方法，由于基于预定波长的电声效应，血液中色素的浓度，能够测量得比任何其它物质成分的浓度更灵敏。所以，与迄今为止已经使用的超声诊断仪器、X 线仪器、MRI 仪器等获得的影像相比，可以更易于探测乳房中肿瘤组织的光声影像。这是因为在肿瘤组织中的血管化（血管的数目）和血流速度高于正常组织，才能满足肿瘤中更快的新陈代谢活动。通过在肿瘤就其周围产生更多的血管，就发生了增生的血管化。在肿瘤中产生新的血管称为血管生成。

日本专利申请公告出版号 3-47099 和 5-58735 以及日本专利申请公开出版号 10-189 和 11-235331 公开的方法，是设计为测定局部区域中一种特定物质的浓度。不过，这些资料传授的技术都不能提供一种显示浓度分布的影像。

A.A. Oraevsky et al “Laser optoacoustic imaging of breast

cancer in vivo” SPIE Proceedings 2001; Volume 4256, pages: 6-15 中介绍的方法缺乏可操作性。这是因为光纤 103 与一个电声传感器元件 104 的阵列相互面对，而且患者要躺着并使乳房放在它们之间。需要使光纤 103 与电声传感器元件 104 的阵列形成一个整体，因为必须从该阵列和患者之间的缝隙中尽可能多地排除空气，尤其是在由患者体内产生的声波重建影像时。

此外，使用这种声波的影像重建（后文中称为“光声成像方法”），仅仅是对于一种具体的成分而进行，比如血色素。因此，从不包含该成分的任何区域，不能获得信号。所以，如同 A.A. Oraevsky et al “Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo” 中的介绍，使用光声成像方法对乳房进行癌症检查时，难以确定肿瘤和组织中的形态特点（比如围绕它的健康乳腺组织）之间的准确位置关系。

因此，需要研究若干诊断疾病情况的方法和仪器，它们结合了形态特点的成像和这些特点之内物质浓度的分布，同时避免影像畸变，包括普通的身体界面和普通的探测器，用于成像测量和物质分布测量。该方法和仪器应当导致应用相同的压力、相同的空气缝隙、相同的界面，用于成像测量和物质分布测量。本发明的目的就是满足这种需要。

发明内容

本发明已经考虑了以上问题。本发明的一个目标是提供一种仪器，用于形成一幅影像，它提供了接受检查的患者有关的信息。该仪器具有一个易于操作的数据采集系统，通过使用活体内部的光声效应，形成一幅影像，显示该患者有关的信息。该仪器产生的数据能够表示一幅影像，它的反差分辨率高和空间分辨率也高。

为了达到这个目标，依据本发明的一种仪器包括一个光线发生单元、照射单元、波导装置、第一电声转换装置、第一影像数据发生装置、超声波发射装置、第二电声转换装置、第二影像数据发生装置

以及显示装置。光线发生单元产生光线，其中包含着一个特定的波长分量。照射单元将光线发生单元产生的光线照射到接受检查的患者。波导装置将光线发生单元产生的光线导向照射单元。第一电声转换装置使用成阵列的多个电声传感器单元，将患者体内由照射单元照射的光线产生的声波转换为电信号。第一影像数据发生装置根据第一电声转换装置获得的信号，产生第一影像数据。超声波发射装置将超声波传送到患者体内。第二电声转换装置使用成阵列的多个电声传感器单元，将超声波发射装置传送的和患者体内反射的超声波分量转换为电信号。第二影像数据发生装置根据第二电声转换装置产生的信号，产生第二影像数据。显示装置显示第一影像数据和第二影像数据。

本发明提供一种方法，用于确定人体组织中一种物质的分布，并且将这种分布叠合在接受检查的身体部位的形态影像上，以产生更好的诊断。该方法利用普通的身體界面和普通的探测器，使光源置于一种结构中的探测器之间。应用相同的压力、相同的空气缝隙、相同的界面，以便使影像畸变达到最小。

本发明也提供一种仪器，它能够显示接受检查之组织的几乎相同区域上的光声影像和超声影像，而且非常易于操作，因为使用的相同光声探测器是声转换元件，它能够接收光产生的声波，也能够传送和接收超声波。

在以下的说明中，将会阐明本发明的其它目标和优点。从说明中有些将是显而易见的，或者可以从本发明的实践中得知。利用后文中具体指出的手段和组合，可以实现和获得本发明的这些目标和优点。

附图简要说明

并入本说明书并组成其一部分的附图，马上就展示了本发明的若干优选实施例，而且与上面给出的一般说明和下面将要给出的若干优选实施例的详细说明一起，适于解释本发明的原理。

图 1 是一种患者信息成像仪器的一幅框图，依据本发明的第一

个实施例；

图 2 该仪器的影像数据发生单元的一幅框图，依据本发明的第一个实施例；

图 3A 和图 3B 是敷贴器的图示，依据本发明的第一个实施例；

图 4 是一幅简图，显示了敷贴器的外观，依据本发明的第一个实施例；

图 5 是一幅简图，描述了使用光纤的一种照射方法，依据本发明的第一个实施例；

图 6 是一幅简图，解释了接收声波的一种方法，依据本发明的第一个实施例；

图 7A 至图 7C 是曲线图，显示了收到的超声波的频谱，依据本发明的第二个实施例；

图 8 是一幅简图，显示了本发明的第三个实施例中，施加照射光的位置和接收声波的位置；

图 9 是一幅简图，展示了一个敷贴器，依据本发明的第四个实施例；

图 10 是一幅简图，描述了一个电声转换单元，依据本发明的第四个实施例；

图 11 是一幅简图，显示了一个修改的敷贴器，依据本发明的第四个实施例；

图 12A 和图 12B 是简图，解释了使用一条裂缝的照射方法，依据本发明的第五个实施例；

图 13A 至图 13D 是时序图，解释了以光声成像方法和脉冲回声方法进行的扫描，依据本发明的第五个实施例；

图 14 是一幅简图，显示了采集光声影像数据所用的一个常规系统；

图 15A 和图 15B 是透视图，每一幅都显示了电声转换单元一部分的外观，依据本发明的第六个实施例；

图 16 是一幅平面图，显示了图 15 所示之电声转换单元的一部

分;

图 17A 和图 17B 是简图, 描述了一个电声转换单元, 依据本发明的第七个实施例; 以及

图 18A 和图 18B 是透视图, 显示了一个电声转换单元的布局, 依据本发明的第八个实施例。

具体实施方式

本发明的一个方面是一种方法, 用于确定人体组织中一种分析物浓度的分布, 并且将这种分布叠合在接受检查的身体部位的形态影像上, 以产生更好的诊断。

本发明的一个方面是一种方法, 用于诊断人体内的乳腺癌, 它包括以下步骤:

a) 使一个诊断探测器接触乳房组织, 该诊断探测器进一步包括超声成像元件以及光声照射和探测元件,

b) 以短持续时间的光脉冲照射所述乳房组织——光脉冲的波长位于血色素的吸收频带, 以产生光声信号,

c) 使用超声传感器探测所述光声信号, 以确定乳房组织中血管化的分布,

d) 使用超声传感器, 同时或随后产生和探测所述人体乳房组织形态的一幅超声影像, 这些超声传感器与探测所述光声信号所用的所述光声探测传感器共同配准,

e) 将所述光声血色素分布影像覆盖在所述超声形态影像之上, 以产生乳房中不同形态结构内血管分布的一幅组合影像, 所述形态结构是所关注的损伤; 以及

根据所述损伤上血管化的所述分布, 确定诊断的可能性。

本发明的方法和仪器能够用于确定正常的和恶性的人体组织中化疗剂的浓度, 因此提供了跟踪潜在治疗效果的一种方法。一种此类的治疗药品是光力治疗中所用的药品。因此, 除了有助于更好的和更准确的诊断, 本发明的方法和仪器还能够用于直接治疗。

光线的波长是在长波长可见光和近红外线的频谱范围内，它能够足够深地穿透组织，而组织水分和组织色素不会产生显著的吸收。一个优选的频谱范围是 530 nm 和 1300 nm 之间。

本发明的方法和仪器中使用的光声探测元件和超声探测元件是常见的。这使得这两幅影像之间能够最大程度地共同配准，并且使两种成像方法之间在探测器 - 身体界面上的变化达到最小。

超声传感器是压电介质元件比如压电陶瓷，或者聚合物薄膜比如聚氟乙烯吡咯烷酮。一种优选的材料是 PZNT（铅 - 锆 - 铌 - 钛）单晶。

本发明的另一个方面是一种仪器，用于在组织形态特点比如肿块和损伤上，确定一种物质比如血色素的浓度，以便对疾病比如人体中的乳腺癌产生更好的诊断，这种仪器包括：

- a. 光线发生单元，它产生包含一个特定波长分量的光线；
- b. 一个照射单元，它将光线发生单元产生的光线照射到接受检查的患者；
- c. 波导装置，将光线发生单元产生的光线导向照射单元；
- d. 第一电声转换装置，使用成阵列的多个电声传感器单元，将患者体内由照射单元照射的光线产生的声波转换为电信号；
- e. 第一影像数据发生装置，用于根据第一电声转换装置获得的信号，产生第一影像数据；
- f. 超声波发射装置，用于将超声波传送到患者体内；
- g. 第二电声转换装置，使用成阵列的多个电声传感器单元，将超声波发射装置传送的超声波分量（它们在患者体内发生反射）转换为电信号；
- h. 第二影像数据发生装置，根据第二电声转换装置获得的信号，产生第二影像数据；以及
- i. 显示装置，用于显示第一影像数据和第二影像数据。

在本发明的仪器作为患者信息成像仪器的推广应用中，在以下的八个实施例中介绍了它的几个方面。

第一个实施例:

参考图 1 至图 6, 将介绍本发明的第一个实施例。

第一个实施例是一种患者信息成像仪器, 它能够形成一幅影像, 显示患者体内的血色素分布, 它将用于诊断乳腺癌。该仪器的特征在于, 电声转换单元与照射单元形成一个整体。换句话说, 照射单元的光纤使其输出端位于电声转换单元中排成阵列的电声传感器元件之间。该仪器通过使用这种电声转换单元, 能够实现一种光声成像方法和一种常规脉冲回声方法, 以便合并和显示从患者体内相同区域获得的影像数据内容。

后文中, 由这种光声成像方法产生的声波将称为“声波”, 由一般的脉冲回声方法传送/接收的声波将称为“超声波”。

下面将参考图 1 和图 2, 介绍依据第一个实施例的患者信息成像仪器。图 1 是依据第一个实施例的患者信息成像仪器的一幅框图。图 2 是一幅框图, 显示了患者信息成像仪器中配备的影像数据发生单元 2。

这种患者信息成像仪器包括光学发射单元 1、影像数据发生单元 2、系统控制单元 4、操作单元 5、显示单元 6 以及影像数据发生单元 20。光学发射单元 1 以具有预定波长的光线, 照射一个患者 7, 使患者 7 产生声波。影像数据发生单元 2 根据患者 7 已经产生的声波, 产生超声影像数据和光声影像数据。显示单元 6 显示光声影像数据和超声影像数据。通过使用操作单元 5, 操作员输入患者信息和仪器的成像条件。系统控制单元 4 控制着各个单元 1、2、5、6 和 20。

光学发射单元 1 具有一个光源单元 11、一个光学多路传输单元 12、一个光学扫描单元 13、一个多通道波导单元 14 以及一个照射单元 15。光源单元 11 具有多个不同波长的光源。光学多路传输单元 12 在相同的光轴上, 使具有不同波长的光束多路传输。多通道波导单元 14 将这条光束导向患者 7 的皮肤。光学扫描单元 13 扫描患者 7, 同时切换波导单元 14 中所用的通道。照射单元 15 以通过波导单元 14 施加的光线照射患者 7。

光源单元 11 具有多个光源，它们产生不同波长的光束。每个光源都是一个发光元件，比如一个半导体激光器（LD）、发光二极管（LED）、固态激光器或者气体激光器，它产生一种特定波长的分量或者说包含着它的单色光。为了测定患者 7 体内的血色素浓度，或者是使用具有大约 1000 nm 波长的一个 Nd:YAG 激光器（固态激光器），或者是使用具有 633 nm 波长的一个 He-Ne 气体激光器，以产生一条激光束，具有大约 10 nsec 的脉冲宽度。虽然活体中血色素的光学吸收会变化，取决于其类型（氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白、高铁血红蛋白、氨甲酰血红蛋白等），但是它通常会吸收 600 nm 至 1000 nm 范围内的光线。可以使用一个小型的发光元件，比如一个 LD 或 LED，由 InGaAlP 制成以便发射大约 550 至 650 nm 波长的光；由 GaAlAs 制成以便发射大约 650 至 900 nm 波长的光；或者由 InGaAs 或 InGaAsP 制成以便发射大约 900 至 2300 nm 波长的光。最近一种 InGaN 制成的发光元件已经投入使用，它发射 550 nm 或更短波长的光。另外，也可以使用一种 OPO（光学参数振荡器）激光器，它是一种使用非线性光学晶体的可调激光器。

光学多路传输单元 12 设计为在相同的光轴上，使从多个光源发射的、具有不同波长的光束多路传输。一个射线准直器透镜将光束转换为平行的光束。一个直角的棱镜或者说分色镜使光束的光轴对齐。射线准直器透镜和棱镜或分色镜，组成了一个相对小型的多路传输光学系统。该系统可以由多路传输器/多路信号分解器取代，这些器件是为了光通信而开发的，可以从市场上购买。如果光源单元 11 是能够连续改变波长的上述 OPO 激光器，就不必使用光学多路传输单元 12。

波导单元 14 将光学多路传输单元 12 输出的光线导向患者 7。为了提高光传播效率，利用了一种光纤或者光学薄膜波导。另外，也可以采用自由空间的传播。在本发明的第一个实施例中，波导单元 14 包括多条光纤 71（将在后面介绍）。通过从这些光纤 71 中选定的一条光纤，传导光线。

光学扫描单元 13 通过顺序选定波导单元 14 中排成阵列的多条光纤 71，以光线扫描患者 7。

照射单元 15 位于波导单元 14 的输出端上。单元 15 与电声转换单元 23（后面介绍）整合在一起。例如，在照射单元 15 中光纤 71 的输出端部分置于邻近排成阵列的转换元件 54，这些元件组成电声转换单元 23。

患者信息成像仪器的影像设计发生单元 2 除了电声转换单元 23 以外，还包括一个发射/接收单元 22、一个扫描控制单元 24、一个比率信号发生单元 21 以及一个信号处理单元 25。电声转换单元 23 转换声学 and 电学信号。发射/接收单元 22 选择性地驱动电声转换单元 23，而且选择性地接收来自电声转换单元 23 的接收信号，同时以预定的时间延迟发射/接收信号，从而进行相位移后的相加。扫描控制单元 24 控制着电声转换单元 23 的选择操作和发射/接收单元 22 给出的延迟时间。比率信号发生单元 21 输出一个比率脉冲，用于设置要照射到患者 7 的发射超声波的重复周期。信号处理单元 25 对发射/接收单元 22 收到的信号进行多种处理。

电声转换单元 23 具有 M 个小型转换元件 54，在其末端部位排列成一条线。该末端部位接触患者 7 的身体表面，以便发射和接收声波和超声波。在发射时，转换元件 54 能够将电驱动脉冲转换为发射超声波。在接收时，它也能够将声波或者收到的超声波转换为电信号。电声转换单元 23 一般称为“超声探测器”，它形体轻巧。它通过多通道电缆（将在后面介绍），连接到发射/接收单元 22。电声转换单元 23 可以是一个扇形扫描单元、直线扫描单元或者凸形扫描单元，取决于应当诊断哪个部位。在这个实施例中，单元 23 是一个直线扫描单元。

如图 2 所示，发射/接收单元 22 包括发射延迟电路 51、脉冲源 52、电子开关 53、前置放大器 55、接收延迟电路 56 以及加法器 57。

发射延迟电路 51 设计为在发射时，设置发射超声波的焦距。电

路 51 向比率信号发生单元 21 输出的比率脉冲告知驱动 N' 个转换元件 54 的计时, 这些转换元件是从电声转换单元 23 的 M ($M > N'$) 个转换元件 54 中选出的。电路 51 向脉冲源 52 提供比率脉冲。

脉冲源 52 是驱动电路, 它产生高压脉冲, 用于驱动 N' 个转换元件 54。这些电路使用发射延迟电路 51 输出的信号作为触发信号, 产生峰值为几百伏的脉冲。

以脉冲回声方法, 电子开关 53 在发射时, 从组成电声转换单元 23 的 M 个转换元件 54 中, 选择 N' 个相邻的转换元件 54。以光声成像方法, 在接收时电子开关 53 从 M 个转换元件 54 中, 选择 N 个相邻的转换元件 54。以脉冲回声方法, 在接收时电子开关 53 选择 N' 个转换元件 54。然后电子开关 53 向前置放大器 55 提供由 N 个和 N' 个转换元件 54 获得的接收信号。

对于电子开关 53 已经选定的 N' 个转换元件 54 收到的微小接收信号, 前置放大器 55 进行放大。这就确保了足够的 S/N 。

对于电子开关 53 选定的 N 个或 N' 个 ($M > N'$, $M > N$) 转换元件 54 获得的声波接收信号或者超声接收信号, 接收延迟电路 56 给出延迟时间。所以, 通过对预定区域产生的声波或者接收超声波进行相位匹配, 就能够产生一条聚焦的接收波束。

加法器 57 使 N' 个通道提供的超声接收信号或者 N 个通道提供的声波接收信号合并。不论在哪种情况下, 加法器 57 都产生一个接收信号。也就是说, 加法器 57 对 N 个或 N' 个通道的接收信号进行相位移后的相加, 这些信号是从一个预定的深度产生的。进行了这种相位移后的相加之后, 加法器 57 设置一个接收转换点。

比率信号发生单元 21 产生时钟脉冲, 用于设置具有预定重复频率之发射超声脉冲的计时。该重复频率取决于一个影像场的深度。在这个实施例中它是 4 kHz 至 8 kHz。

扫描控制单元 24 包括一个转换元件选择控制电路 68 和波束聚焦控制电路 67。选择控制电路 68 向电子开关 53 提供 N' 个转换元件 54 有关的位置信息, 这些元件是电子开关 53 在发射时选择的。转换

元件选择控制电路 68 也向电子开关 53 提供接收时选定的 N 个或 N' 个转换元件 54 有关的信息。波束聚焦控制电路 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, 根据这些信息 N 个转换元件 54 和 N' 个转换元件 54 将形成一个发射聚焦点和一个接收聚焦点。

信号处理单元 25 包括一个滤波器 66、对数变换单元 58、包络探测器 59、A/D 转换器 60、影像数据存储器 A 61 以及影像数据存储器 B 62。滤波器 66 从发射/接收单元 22 中加法器 57 的输出中去除不需要的噪音。对数变换单元 58 对滤波器 66 输出信号的振幅进行对数变换, 相对增强了这种微弱的信号。一般说来, 来自患者 7 的信号, 其振幅的动态范围很宽, 可达 80 dB 或更大。为了在动态范围大约 23 dB 的一般 CRT 监视器上显示这些信号, 必须进行振幅压缩以增强微弱的信号。

滤波器 66 能够以两种模式运行。在第一种模式下, 它提取接收信号的基波。在第二种模式下, 它提取谐波分量。包络探测器 59 探测对数变换后接收信号的包络。A/D 转换器 60 进行 A/D 转换, 将包络探测器 59 输出的信号转换为影像数据。

这种影像数据包括光声成像方法根据患者 7 受到光照时获得的光声接收信号产生的数据(后文中称为“光声影像数据”)。该影像数据进一步包括正常脉冲回声方法根据患者 7 受到发射的超声波时获得的超声接收信号或者说反射波产生的数据(后文中称为“超声影像数据”)。影像数据存储器 A 61 是一种存储电路, 它存放着前面的光声影像数据。影像数据存储器 B 62 是一种存储电路, 它存放着后面的超声影像数据。

显示单元 6 包括一个显示影像存储器 63、转换器 64 和 CRT 监视器 65。显示影像存储器 63 是一个缓冲存储器, 它暂时存放着将要在 CRT 监视器 65 上显示的影像数据。在影像数据存储器 A 61 中存放的光声影像数据和在影像数据存储器 B 62 中存放的超声影像数据, 在显示影像存储器 63 中结合。转换器 64 对从显示影像存储器

63 读取的影像数据进行 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 具有一个键盘、跟踪球、鼠标等，全都安装在操作面板上。运行时，单元 5 输入必需的信息，比如患者信息和该仪器的成像条件。

系统控制单元 4 具有一个 CPU（未显示）和存储电路（未显示）。单元 4 按照操作单元提供的命令信号，控制着例如光学发射单元 1、影像数据发生单元 2 以及显示单元 6。单元 4 也控制着整个系统。运行时，操作单元 5 产生输入命令信号。输入命令信号存放在系统控制单元 4 配备的 CPU 中。

照射单元 15 和电声转换单元 23 相互形成一个整体，提供了一个敷贴器 70。将参考图 3A 至图 4，介绍敷贴器 70。图 3A 解释了一种方法，使光纤 71 排成阵列，以形成波导单元 14，并且使转换元件 54 排成阵列，以形成电声转换单元 23。M 个转换元件 54-1 至 54-M 以间隔 d 排成一条线，每一个元件都具有长度 s 、厚度 t 和宽度 a 。光纤 71 布在转换元件 54 之间的缝隙中，每条光纤在纵向上都处于一个转换元件 54 的中间。光纤 71 相互间隔开，方向与转换元件 54 排列的方向相同。

图 3B 是敷贴器 70 的一幅剖面图，它是沿着图 3A 中的 A-A 线截取的。可以使敷贴器 70 直接接触患者 7 的皮肤，以利用光线照射患者并且接收来自患者的声波和超声波。敷贴器 70 包括了光纤 71——用于照射光线，以及转换元件 54——用于接收声波信号和发射/接收超声波。电极 73-1 和 73-2 分别安装在每个转换元件 54 的第一表面（上表面）和第二表面（下表面）。配备电极 73-1 和 73-2 是为了提供一个驱动信号和接收一个接收信号。电极 73-1 受到一个支座 72 的保护。在另一个电极 73-2 上形成了一个声匹配层 74，以实现超声波的高效发射/接收。一层保护膜 75 覆盖着声匹配层 74。在图 3A 中，为了简化起见，没有显示支座 72、声匹配层 74 和保护膜 75。

图 4 显示了敷贴器 70 的外观。安置在敷贴器 70 左侧表面上的电声转换单元 23 和照射单元 15，接触患者 7 的体表。单元 15 以照射光线照射患者。单元 23 接收声波和发射/接收超声波。光纤 71 的一端连接到照射单元 15。同轴电缆 77 的一端连接到转换元件 54 的电极 73。光纤 71 和同轴电缆 77 捆扎在一个护套 76 中。光纤 71 的另一端连接到光学扫描单元 13。同轴电缆 77 的另一端连接到影像数据发生单元 2 的发射/接收单元 22。

参考图 1 至图 6，将介绍本发明第一个实施例中如何产生光声影像数据。图 5 解释了在敷贴器 70 中照射光的一种照射方法。图 6 显示了在敷贴器 70 中声波的一种接收方法。在图 6 中，为了简化，没有展示支座 72、声匹配层 74 和保护膜 75。

操作员操作操作单元 5，设置光声成像方法和脉冲回声方法必需的成像条件。除了影像显示方法的帧计数、场深、比率频率和类型以外，成像条件还包括敷贴器 70 的多种指标。同时，操作员还设置涉及光源的条件，比如光声成像所用光线的波长。如此设置的成像条件存放在系统控制单元 4 包括的一个存储电路（未显示）中。

以上成像条件设置完成后，操作员将敷贴器 70 置于患者 7 的预定部位，然后向操作单元 5 输入一个命令，使用光声成像方法开始采集光声影像数据。收到开始采集光声影像数据的命令后，系统控制单元 4 从内部存储电路读取为光源设置的条件。按照这些条件，光源单元 11 选择例如一个 Nd•YAG 激光器，它发射波长为 1000 nm 的单色光。单色光通过光学多路传输单元 12，导向光学扫描单元 13。光学扫描单元 13 从图 5 所示排成阵列的光纤 71（71-1 至 71-M-1）中，选择例如光纤 71-3。单色光导向选定的光纤 71-3。光纤 71-3 使光线导向敷贴器 70 的照射单元 15。敷贴器 70 以照射单元 15 末端部位发出的光线，照射患者 7。在这种情况下，单色光导向患者 7，几乎垂直于患者 7 接触敷贴器 70 的该体表部位，如图 5 中的箭头所指。

患者 7 血液中的血色素吸收单色光的能量而被加热。加热后血

色素的热膨胀包括一种局部压力变化。然后局部压力变化传输一种声波。这种声波是一种脉冲波，它具有 100 kHz 至 2 MHz 的宽带频谱成分。

以光声成像方法，要照射到患者处之光线的波长是根据应当测定的物质来确定的，根据以确定波长的光线照射患者而获得之声波的幅度，能够对这种物质进行定量分析。因此，以上述 Nd•YAG 激光器发射的、波长为 1000 nm 的单色光照射患者体内的一个区域，就能够测定该区域的血色素量。

以光线照射患者 7 之后，接收声波。例如，如图 6 所示，对于离患者与敷贴器 70 表面接触之处距离为 L 的区域中一个血管区，系统控制单元 4 向扫描控制单元 24 的转换元件选择控制电路 68，提供用于选择转换元件 54 的信息，这些信息包含在预先存放在存储电路中的扫描信息中，系统控制单元 4 还向扫描控制单元 24 的波束聚焦控制电路 67，提供涉及在接收时设置焦距的延迟时间信息。

电子开关 53 从转换元件选择控制电路 68 接收一个控制信号。按照该控制信号，开关 53 从敷贴器的 M 个转换元件 54-1 至 54- M 中，选择 N ($N=6$) 个转换元件 54-1 至 54-6。按照来自波束聚焦控制电路 67 的一个控制信号，接收延迟电路 56 使转换元件 54 获得的接收信号延迟，以便将接收焦距设置为 L 。换句话说，选择控制电路 68 按照从系统控制单元 4 提供的、转换元件 54 的选择信息，使电子开关 53-1 至 53- N ($N=6$) 闭合。以为了光线照射而选定/使用的以光纤 71-3 为中心的转换元件 54-1 至 54-6，因而选定为接收患者 7 体内产生的声波。转换元件 54-1 至 54-6 将声波转换为电信号。这些信号通过电子开关 53，提供给前置放大器 55。前置放大器 55 将这些信号放大到预定的振幅。放大后的信号输入到接收延迟电路 56。

在由 N 个通道组成的接收延迟电路 56 中，第 n 个接收延迟电路 56 使转换元件 54- n 提供的接收信号延迟了延迟时间 $\tau(n)$ ，它由下式给出：

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

式中 d 为转换元件 54 的间隔, C 为患者 7 体内的声波传播速度 (大约 1500 m/sce), F_0 为接收焦距。如果 $F_0=L$, 就将延迟时间通知转换元件 54-1 至 54-6 产生的信号。加法器 57 使延迟后的信号相加。因而信号合并起来, 同时与距离 L 处产生声波的相位匹配。

在这个实施例中, 以光线照射患者的时间和转换元件 54 接收声波的时间之间的时段与距离 L 成比例。所以, 可以使用称为动态聚焦的方法, 在接收声波时它增大了接收焦距 F_0 。使用光纤 71-3 照射产生的声波, 能够以一种聚焦的状态接收。根据这些接收信号, 能够产生灵敏度高、空间分辨率高的光声影像数据。

信号处理单元 25 的滤波器 66 从转换元件 54-1 至 54-6 产生然后由加法器 57 合并的信号中, 去除噪音分量。对数变换单元 58 对单元 25 输出的信号进行振幅压缩。包络探测器 59 探测振幅压缩后的信号。A/D 转换器 60 将探测器 59 探测的信号转换为一个数字信号。该数字信号作为光声影像数据, 存放在影像数据存储器 A 61 中。

第一次光声成像扫描完成之后, 使用光纤 71-4 进行第二次扫描。光学扫描单元 13 按照系统控制单元 4 提供的控制信号, 从光纤 71 (71-7 至 71-M-1) 中选择光纤 71-4。敷贴器 70 的照射单元 15, 以通过光纤 71-4 从光源单元 11 传来的单色光, 照射患者 7。

通过光纤 71-4 传来的光线照射患者 7 时, 患者 7 体内产生了新的声波。为了处理新的声波, 转换元件选择控制电路 68 按照转换元件 54 的选择信息, 使电子开关 53-2 至 53-7 闭合。注意, 这种信息从系统控制单元 4 提供。控制电路 68 选择以光纤 71-4 为中心的转换元件 54-2 至 54-7, 在照射患者 7 时选择和使用它们来接收声波。如同第一次扫描时, 电子开关 53-2 至 53-6 将转换元件 54-2 至 54-6 连接到前置放大器 55-2 至 55-6 和接收延迟电路 56-2 至 56-6。电子开关 53-7 将转换元件 54-7 连接到前置放大器 55-1 和接收延迟电路 56-1。

“#1”至“#5”显示接收延迟电路 56-2 至 56-6, 从转换元

件 54-2 至 54-6 向它们提供接收信号，而“#6”显示接收延迟电路 56-1，从转换元件 54-7 向它提供接收信号。然后，从转换元件 54 向#n 接收延迟电路 56 提供的接收信号，以(1)式的延迟时间进行延迟。加法器 57 使如此延迟的信号相加或者说合并。如同在第一次扫描时，在这次扫描中也可以使用动态聚焦，以便在所有时间以聚焦的状态接收患者 7 体内产生的声波，无论受照射区域的深度如何。来自转换元件 54-2 至 54-7 并且由加法器 57 合并的信号，在滤波器 66、对数变换单元 58 和包络探测器 59 中，进行噪音去除、振幅压缩和包络探测。A/D 转换器 60 将探测器 59 输出的信号转换为一个数字信号，它存放在影像数据存储器 A 61 中。

随后，系统控制单元 4 使光学扫描单元 13 选择光纤 71-5、71-6、…、71-M-3，其方式与上面介绍的相同。使用选定的光纤，将光线导向患者 7。这时，系统控制单元 4 使电子开关 53 选择转换元件 54-3 至 54-8、54-4 至 54-9 以及 54-M-5 至 54-M。如此选定的转换元件接收新产生的声波。来自六个通道的接收信号通过前置放大器 55、接收延迟电路 56、滤波器 66、对数变换单元 58、包络探测器 59 和 A/D 转换器 60，随后存放在影像数据存储器 A 61 中。至此，一帧影像数据的采集就完成了。

利用光声成像方法采集光声影像数据结束了如上所述的采集时，就开始以脉冲回声方法采集超声影像数据。换句话说，确认了光声数据已经采集之后，操作员对操作单元 5 进行操作，输入一个命令，开始以脉冲回声方法采集超声影像数据。由脉冲回声方法采集的超声影像数据与光声影像数据一起显示。

系统控制单元 4 可以向扫描控制单元 24 的波束聚焦控制电路 67 提供一个指令信号，使用脉冲回声方法进行第一次扫描。收到这个指令信号之后，波束聚焦控制电路 67 向发射延迟电路 51 和接收延迟电路 56 传导数据，用于设置发射超声波和接收超声波的聚焦点。延迟电路 51 和 56 按照该数据设置延迟时间。扫描控制单元 24 的转换元件选择控制电路 68 向电子开关 53 提供在第一次扫描中选定的和使用

的、电声转换单元 23 的转换元件 54 有关的数据，并且打开预定的通道。

这些设置完成之后，比率信号发生单元 21 产生一个脉冲，用于确定第一个超声脉冲的发射定时。这个脉冲提供给由 N' 个通道组成的发射延迟电路 51。延迟电路 51 使该脉冲延迟了时间 τf ，以便确定发射超声波的聚焦距离。延迟后的脉冲提供给脉冲源 52。在这种情况下，第 n' 个 ($n'=1$ 至 N') 延迟电路中的延迟时间 $\tau f(n')$ 设置如下：

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

式中 d 为转换元件 54 之间的间隔， C 为患者 7 体内的声波传播速度， F_0 为发射聚焦点。

已经经过 (2) 式的发射延迟时间延迟了的、比率信号发生单元 21 的输出，提供给脉冲源 52，驱动转换元件 54。转换元件产生驱动脉冲，它们将用于以超声波照射患者 7。脉冲源 52 的输出，即转换元件 54 的驱动信号，通过电子开关 53 提供给 M 个排成阵列的转换元件 54 中的 N' 个转换元件 54-1 至 54- N' 。元件 54-1 至 54- N' 产生发射超声波。利用发射超声波照射患者 7。

在患者 7 体内，某些超声波被器官或者不同组织之间的界面反射，或者被活体组织中的声散射点反射。转换元件 54 接收反射的波组，如同接收超声波，并且将它们转换为电信号。电子开关 53 选择转换元件 54-1 至 54- N 获得的超声波接收信号。这些 N' 通道的接收信号通过前置放大器 55，传导到接收延迟电路 56。以延迟时间使这些信号延迟，然后提供给加法器 57。加法器 57 使 N' 通道的超声接收信号相加或者说合并，产生一个信号。这个信号在滤波器 66、对数变换单元 58 中进行噪音去除、对数压缩。然后它在包络探测器 59 中进行包络探测。这个信号——它是一个模拟信号——被转换为数字影像数据。作为至此在第一次扫描中获得的影像数据，存放在影像数据存储单元 B 62 中。在接收时，优选情况下使用动态聚焦方法。这种方法与上面介绍的光声成像方法相同，将不进行详细介绍。

重复进行与第一次扫描中相同的过程，进行第二次和随后的扫描。在第二次扫描中，电子开关 53 选择转换元件 54-2 至 54-N'+1。在第三次扫描中，电子开关 53 选择转换元件 54-3 至 54-N'+2。然后发射和接收超声波。一直重复这种操作，直到选择和驱动了转换元件 54-M-N+1 至 54-M。发射延迟电路 51 使发射超声波束聚焦。接收延迟电路 56 使接收超声波束聚焦。因为设置延迟时间的方法几乎与光声成像方法中采用的方法一致，将不进行详细介绍。

所以，由脉冲回声方法获得的一帧影像数据，就存放在信号处理单元 25 的影像数据存储单元 B 62 中。光声影像数据和超声影像数据的采集完成后，系统控制单元 4 从影像数据存储单元 A 61 和影像数据存储单元 B 62 中，将两幅影像的数据内容都读出来。这些影像数据内容在显示影像存储单元 63 中结合，并且暂时存放在那里。结合后的影像数据提供给转换器 64。转换器 64 对结合的影像数据进行 D/A 转换和 TV 格式转换。转换后的影像数据在 CRT 监视器 56 上显示。

以这种方式重复地采集光声影像数据和超声影像数据。将它们结合并且显示在 CRT 监视器 56 上。因此，操作员能够实时地观察结合后的影像。

在显示影像存储单元 63 中，光声影像数据和超声影像数据如此结合。CRT 监视器 65 显示这些影像数据内容，一种强加于另一种之上。这样做使得操作员容易从光声影像中识别声波源。超声影像和光声影像需要以不同的颜色来显示，使操作员能够区分这两种影像。例如，超声影像可以显示成单色，而光声影像以红色显示。

在第一个实施例中，能够由相同类型的转换元件 54 采集光声影像和超声影像。所以，这些影像能够叠合，并且显示的精确度高。具体说来，为了产生一个光声影像，许多转换元件 54 产生的声波接收信号，利用所谓的“相位移后相加的方案”的功效，使它们的相位匹配后相加。所以，即使照射患者 7 的光线受到例如散射和扩散，也能够准确地识别声波源。

对于第一个实施例的以上说明是基于以下假设：使用六个转换

元件来采集光声成像所用的声波接收信号。尽管如此，也可以使用更多的转换元件。发射所用转换元件的数目和接收所用转换元件的数目可以不同于N'。

如上所述，在第一个实施例中，先采集光声影像数据，再采集超声影像数据。影像数据内容的采集次序也可以放过来。此外，可以采集多帧对应的光声影像数据和超声影像数据。在这种情况下，它们可以暂时分别存放在影像数据存储器 A 61 和影像数据存储器 B 62 中。所需的影像数据内容就能够从影像数据存储器 A 61 和 B 62 中读取，并且在显示影像存储器 63 中合并。

采集光声影像数据时，可以使用不同波长的光束来确定一种物质的含量。下面将要介绍例如血色素的含量是如何测定的。如上所述，活体中的血色素会吸收 600 nm 至 1000 nm 范围内的光线。对于波长接近 600 nm 的光线，脱氧血红蛋白吸收得多于氧合血红蛋白。相反，对于波长接近 1000 nm 的光线，氧合血红蛋白吸收的量多于脱氧血红蛋白。由于吸收性质中的这种差异，患者体内的氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白可以独立地定量分析，或者能够确定包括两种类型血色素的总量。可以向患者照射 1000 nm 的 Nd:YAG 激光器发射的光线和 633 nm 的 He-Ne 气体激光器发射的光线，从而分别测定氧合血红蛋白的含量和脱氧血红蛋白的含量。在这种情况下，一幅光声影像和一幅超声影像可以并排显示，或者一幅叠合在另一幅之上。

使用最佳波长的单色光进行以上介绍的相同过程，也可以测定患者 7 体内相同区域中除了血色素以外的其它物质——例如胆固醇或葡萄糖——的含量。测定的含量和事先测定的血色素的含量能够以不同的颜色显示，以便相互区分。在这种情况下，显示方法也没有特定的限制。光声影像和超声影像可以并排显示，或者一幅叠合在另一幅之上。

第二个实施例：

参考图 7A 至图 7C，将介绍本发明的第二个实施例。在第二个实施例中，使用谐波成像方法采集超声影像数据。在这个实施例中都

要采用的采集光声影像数据的方法和在脉冲回声方法中发射超声波的方法，与第一个实施例中使用的方法一致。所以将不再介绍它们。

在光声影像方法中，声波的频谱范围是从 200 kHz 至 2 MHz，以 1 MHz 为中心频率。电声转换单元 23 的转换元件 54 必须具有对应于这些频率分量的性质。该中心频率低于标准的脉冲回声方法中应用的中心频率（例如 f_0 :3.5 MHz）。

在第一个实施例中，相同的转换元件既采集光声影像数据，又采集超声影像数据。因此，常规脉冲回声方法获得的超声影像不可避免地使空间分辨率降低。

下面将要介绍为了解决这个问题，谐波成像方法应当如何采集超声影像数据。谐波成像方法有效地利用了患者 7 的组织中发生的超声非线性现象。例如，以中心频率 f_0 的超声脉冲照射患者 7 时，由于受到检查的组织内的非线性现象，会产生二次谐波分量（ $2f_0$ ）。一个转换元件 54 与基波分量一起接收谐波分量。这种谐波分量的产生取决于患者 7 的组织性质，还取决于到反射区域的传播距离或在反射区域的超声强度。

在采集超声影像数据时，照射到患者 7 的发射超声波中，有一些被患者 7 的若干器官——它们的声阻抗不同——之间的界面或者一种组织反射。由于该组织的非线性性质，反射的超声波会产生超声脉冲。这些超声脉冲的中心频率为 $2f_0$ 。所以，患者 7 体内组织反射和转换元件 54 接收的接收超声波，既包含发射时中心频率为 f_0 的超声脉冲（基波分量），又包含中心频率为 $2f_0$ 的超声脉冲（谐波分量）。

图 7 显示了这时假设的超声波的频谱。图 7A 显示了向患者 7 发射的发射超声波的频谱。注意，这个频谱是以中心频率 f_0 分布。相反，图 7B 所示的来自患者 7 的接收超声波的频谱，是由一个基波分量和一个谐波分量组成的。基波分量以 f_0 为中心分布，而谐波分量以 $2f_0$ 为中心分布。一般来说，一个谐波分量比基波分量小大约 20 dB。众所周知，由于超声脉冲在患者组织中传播的速度取决于超声波的声

压，因而产生了谐波分量，这就使接收信号的波形产生了畸变。

转换元件 54 接收来自患者 7 的接收超声波，并且将它转换为电信号（超声接收信号）。超声接收信号通过发射/接收单元 22，传导到信号处理单元 25 的滤波器 66。滤波器 66 的一个带通特征是以 $2f_0$ 为中心，另一个带通特征是以 f_0 为中心（未显示）。在谐波成像方法中，滤波器 66 提取二次谐波分量。滤波器 66 的输出通过对数变换单元 58、包络探测器 59 和 A/D 转换器 60，存放在影像数据存储器 B 62 中。在光声成像方法中，也是滤波器 66 提取一个基波分量，而且滤波器 66 的输出通过对数变换单元 58、包络探测器 59 和 A/D 转换器 60，存放在影像数据存储器 B 62 中。

系统控制单元 4 读取影像数据存储器 B 62 中存放的超声影像数据和影像数据存储器 A 61 中存放的光声影像数据。超声影像数据和光声影像数据在显示影像存储器 63 中结合，提供了一种结合后的影像数据。结合后的影像数据通过一个转换器 64 提供给一个 CRT 监视器 65。CRT 65 显示结合后的影像数据表示的影像。

依据第二个实施例，产生超声影像数据的超声波，其频率为第一个实施例中使用之超声波的两倍。所以，即使光声影像数据和超声影像数据都使用转换元件 54 来采集，也能够有一种高分辨率的超声影像叠合在光声影像上。此外，这两种影像数据可以同时采集和显示，以提供一种可操作性优良的仪器。

在以上介绍的第二个实施例中，采用了谐波成像方法，其中使用了二次谐波分量。尽管如此，也可以使用三次或者更高次的谐波分量来产生超声影像数据。

第三个实施例：

本发明的第三个实施例是一种简化的接收方法，它可以在光声成像中采用。下面将参考图 8 来介绍这种接收方法。采集超声影像数据的方法和照射患者的方法——在这个实施例的光声成像方法中都要使用——与第一个实施例中采用的方法一致。所以不再介绍它们。

图 8 显示了第三个实施例中，施加照射光的位置和接收声波的

位置。通过一条光纤 71-1, 以光线照射患者 7, 如图 8 所示。这条光线径直行进, 同时保持其微小的直径。换句话说, 它表现出良好的方向性。所以, 在接收声波时, 不必进行相位移后的相加处理也能够产生光声影像。

在光声成像的第一次扫描中, 利用从光纤 71-1 发射的光线照射患者 7。患者 7 血流中的血色素吸收光线的能量并且产生声波。收到声波之后, 系统控制单元 4 向扫描控制单元 24 的转换元件选择控制电路 68 提供选择转换元件 54 所用的信息。该信息包括在扫描信息中, 而后者已经存放在系统控制单元 4 的存储电路中了。

转换元件选择控制电路 68 从系统控制单元 4 接收选择转换元件 54 所用的信息。按照该信息, 电路 68 闭合电子开关 53-1 和 53-2, 选择转换元件 54-1 和 54-2, 它们位于光线照射时选定之光纤 71-1 的两侧。选定的元件 54-1 和 54-2 作为接收所用的转换元件。转换元件 54-1 至 54-6 将患者 7 体内产生的声波转换为电信号。这些信号通过电子开关 53, 提供给前置放大器 55。前置放大器 55 将这些信号放大到预定的振幅。前置放大器 55 输出的信号输入到接收延迟电路 56。电路 56 用于采集将要同时显示的超声影像数据。它们不用于采集光声影像数据。换句话说, 转换元件 54-1 和 54-2 获得的信号穿过接收延迟电路 56 而不进行处理。加法器 57 合并这些信号。

信号处理单元 25 具有一个滤波器 66。滤波器 66 从转换元件 54-1 和 54-2 提供然后由加法器 57 合并的声波接收信号中, 去除噪音分量。滤波器 66 的输出信号提供给一个对数变换单元 58。单元 58 对该信号进行振幅压缩, 再提供给一个包络探测器 59。探测器 59 探测振幅压缩后的信号。A/D 转换器 60 将这个信号转换为一个数字信号。该数字信号存放在光声影像数据所用的影像数据存储器 A 61 中。

在第二次扫描中, 利用从光纤 71-2 发射的光线照射患者 7。结果, 从患者 7 产生声波。转换元件 54-2 和 54-3 接收这些声波, 并

且根据这些声波产生声波影像数据。声波影像数据存放在影像数据存储器 A 61 中，如同在第一次扫描中。这个操作序列一直重复，直到使用光纤 71-M-1 和转换元件 54-M-1 和 54-M 采集了影像数据。采集的影像数据表示一帧光声影像。它存放在影像数据存储器 A 61 中。

在影像数据存储器 A 61 中存放的光声影像数据，以及随后由脉冲回声方法采集并存放在存放在影像数据存储器 B 62 中的超声影像数据，在显示影像存储器 63 中结合。结合后的影像数据通过转换器 64 提供给 CRT 监视器 65。CRT 监视器 65 显示结合后的影像数据表示的影像。

在第三个实施例中，接收所用的振动器的数目可以大幅减少。因此，能够有效地使用端部配备的光纤 71。这就可能获得宽阔的影像宽度（视野宽度）。

在第三个实施例中，使用两个转换元件接收声波。尽管如此，所用转换元件的数目不限于两个。

第四个实施例：

在以上介绍的第一个至第三个实施例中，如果光纤 71 和转换元件 54 在相同方向排成阵列，光纤 71 就处于转换元件 54 之间的缝隙中，如图 3 所示。在这种情况下，因为光纤 71 插入各个相邻转换元件 54 的缝隙中，它们之间会发生声耦合。结果，每个转换元件就不能作为一个独立元件，产生所需的效率。因此，以质量而论，声耦合可能会使光声影像和超声影像都变差。

在第四个实施例中，安置光纤 71 的方式既不会降低与光纤 71 整合配备之转换元件 54 的性能，也不会降低在敷贴器 70 中配备之转换元件 54 的性能。下面将参考图 9 至图 11，介绍光纤 71 的一种安置方法。

图 9 显示了这个实施例中使用的敷贴器 70 的布置。在这个敷贴器 70 中，一个照射单元 15 用作每条光纤 71 的输出端，一个电声转换单元 23 具有转换元件 54，这两个单元整合在第一个至第三个实施

例中所用的敷贴器 70 中。不过，敷贴器 70 设计为利用照射单元 15 发射的、通过电声转换单元 23 发射的光线照射患者 7。换句话说，电声转换单元 23 是由对光线透明的材料制成的。

下面将参考图 10，介绍形成这个电声转换单元 23 的每种材料。图 10 显示了第四个实施例中使用的敷贴器 70。电声转换单元 23 的转换元件 54 以如下方式形成。透明压电材料制成的一个 PZNT 单晶片，抛光至预定的厚度 t 。使用切割锯，将制成的单晶片切成小块，安置间距为 d 。任何两个相邻小块之间的缝隙——其宽度为 b ——填充着透明的光学树脂 80。树脂 80 进行了固化。

在一维安置之单晶元件的第一表面进行喷镀，就形成了电极 73-1。在这些元件的第二表面进行喷镀，就形成了电极 73-2。

声匹配层 74 和保护膜 75 一层一层地叠加在每个表面上，电极 73-2 就是安装在这些表面上。注意，声匹配层 74 和保护膜 75 都是由透明的光学树脂制成的。电极 73 是由例如透明导电的材料制成的，比如用于液晶显示器、等离子显示器等的 ITO（氧化铟锡）或 $\text{In}_2\text{O}_3(\text{Sn})$ 。因此，透明导电的材料用于电极 73，透明的光学树脂用于声匹配层 74 和保护膜 75。树脂 80 填充着转换元件 54 之间的缝隙。此外，透明的压电单晶用于每个转换元件 54。将这些材料固定在透明树脂制成的支座 72 上，就形成了电声转换单元 23，它提供了一中光学上透明的单元。所以，照射单元 15 发射的光线就能够穿过电声转换单元 23，照射到患者 7。

在第一个至第三个实施例中，光纤 71 之间的间隔是由转换元件 54 之间的间隔确定的。第四个实施例没有这样的限制。光纤能够以高密度安置，如图 11 所示。光纤 71 的间隔确定了光声成像的扫描间隔。所以第四个实施例能够获得高扫描密度的光声影像。高密度扫描能够改善影像质量，尤其是在第三个实施例中，当照射光的方向性决定影像的空间分辨率时。

在第四个实施例中，照射单元 15 可以置于电声转换单元 23 之后。所以能够降低转换元件 54 中的声耦合。这就使得它可能获得良

好的光声影像和良好的脉冲回声影像。

此外，由于光纤 71 是以高密度安置的，所以能够改善光声影像的空间分辨率。

第五个实施例：

在第一个至第四个实施例中，光学扫描单元 13 通过顺序地选择多条已安置的光纤 71，在患者 7 身上移动照射位置。这种方法需要使用波导单元 14 中的许多条光纤 71，而且需要使用光学扫描单元 13 来选择光纤 71。这样不可避免地会使仪器复杂化。

第五个实施例已经设计为解决提供照射光中的这个问题。光声成像方法中的照射光在一个宽阔的范围内具有几乎均匀的性质。光声影像的空间分辨率取决于转换元件 54 中声波的会聚性。第五个实施例采用与第一个实施例相同的方法接收声波。

下面将参考图 12A 和图 12B，简介第五个实施例中形成照射光的方法。图 12A 表示了一片裂缝板 78 和转换元件 54 之间的位置关系。图 12B 是本实施例所用之敷贴器的示意图。光声转换单元 23 是光学上透明的，如同第四个实施例中使用的单元。

在第五个实施例中，裂缝板 78 的延伸方向平行于转换元件 54 的阵列表面，如图 12A 所示。几乎在板 78 的中间形成了一条裂缝，以转换元件 54 安置的方向延伸。穿过该裂缝的光束在转换元件 54 的阵列方向宽度大，而在垂直于这个方向的切片方向宽度小。

除了裂缝板 78 以外，图 12B 所示的敷贴器 70 还具有一个透镜 79。透镜 79 将照射单元 15 输出的发散光线转变为一条平行的光束。一个波导单元 14 将直接来自一个光源单元 11 或者一个光学多路传输单元 12 的光线，提供给照射单元 15。因此，光学扫描单元 13 不是必需的。波导单元 14 不限于光纤 71，而且只要能够获得足够的功率，也可以使用一个通道。

下面将参考图 2、图 6、图 12 A 和图 12B，介绍这个实施例中采集光声影像数据的过程。

操作员对操作单元 5 进行操作，设置光声成像方法和脉冲回声

方法的成像条件。操作员也要设置涉及光源的多种条件，如测量所用光线的波长。表示这些条件的数据存放在相同控制单元 4 的内部存储电路（未显示）中。设置了多种成像条件之后，操作员将敷贴器 70 放在患者 7 身上的一个预定部位。然后，对操作单元 5 进行操作，输入一个命令，开始采集光声影像数据。

收到该命令后，系统控制单元 4 就从存储电路读取涉及光源的条件。然后单元 4 按照设定的条件，选择例如光源单元中的一个 Nd·YAG 激光器。单元 4 使 Nd·YAG 激光器产生波长为 1000 nm 的单色光。由例如光纤 71 组成的波导单元 14，使单色光导向敷贴器 70 的照射单元 15。这种光在照射单元 15 的末端扩散和发射。透镜 79 使扩散的光会聚，使它变为一条平行的光束。平行的光束照射到裂缝板 78 上。穿过裂缝板 78 上裂缝并且在阵列方向和切片方向传播之光束的宽度，是根据裂缝在各个方向上的宽度设定的。

现在光线穿过裂缝，它在切片方向的宽度减小了，接着穿过光学上透明的电声转换单元 23，照射在图 12B 所示的患者 7 身上光束照射范围之内。患者 7 血液中的血色素吸收这种光线，并且产生声波。

参考图 6，在敷贴器 70 的电声转换单元 23 的转换元件 54-1 至 54-M 中，选择转换元件 54-1 至 54-N ($N=6$)。选定的元件 54-1 至 54-N 接收血管中产生的声波，这些血管所在的区域与敷贴器 70 接触患者体表之处的距离为 L。对于这些转换元件接收的声波接收信号，接收焦距为 L。换句话说，系统控制单元 4 向扫描控制单元 24 的转换元件选择控制电路 68 提供选择信息。这些选择信息包括在存储电路中存放的扫描信息中。系统控制单元 4 也向扫描控制单元 24 的波束聚焦控制电路 67 提供延迟时间信息。该延迟时间信息对应于接收焦距。

转换元件选择控制电路 68 从系统控制单元 4 接收转换元件 54 有关的选择信息。按照这种选择信息，电路 68 使电子开关 53-1 至 53-N 闭合，从而选择转换元件 54-1 至 54-6。转换元件 54-1 至

54-6 将患者 7 体内产生的声波转换为电信号。这些电信号通过电子开关 53 提供给前置放大器 55。前置放大器 55 将信号放大至预定的振幅。前置放大器 55 输出的信号输入到接收延迟电路 56。

从转换元件 54-n 提供给 N 通道接收延迟电路 56 中第 n 个接收延迟电路 56 的声波接收信号，以 (1) 式的时间延迟。该式已经连同第一个实施例而出现。如果 $F_0=L$ ，从转换元件 54-1 至 54-6 输出的声波接收信号就以该延迟时间进行延迟，产生 N (N=6) 道声波接收信号。加法器 57 将这 N 道声波接收信号相加在一起。所以就能够在距离 L 处产生的声波，将其相位匹配在一条线（由点线指明）后合并。这条线垂直于转换元件阵列的表面，并且延伸自转换元件 54-3 和 54-4 之间的一个中点。此外，在第五个实施例中也使用了动态聚焦方法，以聚焦的状态连续地接收信号，而不论深度（距离）如何。

信号处理单元 25 的滤波器 66 从转换元件 54-1 至 54-6 获得然后由加法器 57 合并的声波接收信号中，去除噪音分量。信号处理单元 25 输出的信号，在对数变换单元 58 中进行振幅压缩。单元 58 的输出信号由包络探测器 59 进行探测。A/D 转换器 60 将探测的信号转换为一个数字信号。该数字信号或者说光声影像数据，存放在影像数据存储单元 A 61 中。

第一次光声成像扫描完成之后，利用穿过透镜 79 和裂缝板 78 的平行光束照射患者 7 的照射部位，其方式与第一次扫描相同。如此照射的患者 7 体内产生新的声波。转换单元选择控制电路 68 按照选择信息，使电子开关 53-2 至 53-7 闭合。从而选择转换元件 54-2 至 54-7 作为接收的转换元件 54。如同在第一次扫描中，转换元件 54-2 至 54-6 通过电子开关 53-2 至 53-6 连接到前置放大器 55-2 至 55-6 和接收延迟电路 56-2 至 56-6。转换元件 54-7 通过电子开关 53-7 连接到前置放大器 55-1 和接收延迟电路 56-1。

注意，在 #1 至 #5 分配给接收延迟电路 56-2 至 56-6 之后，它们接收来自转换元件 54-2 至 54-6 的接收信号（“#1 电路”至“#5 电路”），#6 分配给接收延迟电路 56-1，它接收来自转换元

件 54-7 的接收信号，“#6 电路”。#n 接收延迟电路 56 使来自转换元件 54 的接收信号延迟 (1) 式给定的延迟时间。加法器 57 使 #n 接收延迟电路 56 延迟后的信号相加及合并。如同在第一次扫描中，也能够使用动态聚焦方法，以聚焦的状态连续地接收患者 7 体内产生的声波，而不论深度如何。转换元件 54-1 至 54-6 获得 N ($N=6$) 道声波接收信号以延迟时间延迟之后，由加法器 57 将它们相加。至此，在一条线（由点线指明）——它垂直于转换元件阵列的表面，并且延伸自转换元件 54-4 和 54-5 之间的一个中点——上产生的声波合并成一个信号，同时它们的相位匹配。

加法器 57 输出的声波接收信号在滤波器 66 中进行去噪处理，在对数变换单元 58 中进行振幅压缩，在包络探测器 59 中进行包络探测。探测器 59 的输出信号提供给 A/D 转换器 60。A/D 转换器 60 将该信号转换为一个数字信号。该数字信号或者说光声影像数据，存放在影像数据存储器 A 61 中。

以相同的方式进行第三次和随后的扫描。平行光线照射患者 7，系统控制单元 4 通过转换单元 54-3 至 54-8、54-4 至 54-9、…以及 54-M-5 至 54-M 接收声波信号。随后这 6 道接收信号作为光声影像数据，通过前置放大器 55、接收延迟电路 56、滤波器 66、对数变换单元 58、包络探测器 59 和 A/D 转换器 60，存放在影像数据存储器 A 61 中。至此就获得了一帧声波影像数据。

然后，采用脉冲回声方法采集影像数据。利用脉冲回声方法采集影像数据的过程与第一个实施例中相同。所以不再介绍该过程。

在第五个实施例中，能够大幅度地减少波导单元 14 中光纤的数目，而且不必使用光学扫描单元 13。此外，先设置延迟数据，紧接着再接收时，就能够任意设置扫描密度，因为照射光连续地照射在阵列方向上。所以，对于使用的光纤 71 没有施加任何限制。

在第五个实施例中，接收聚焦点设置在一条线上，它垂直于转换元件的阵列表面。尽管如此，通过控制转换元件 54 产生的接收信号的延迟时间，也能够将聚焦点设置在不同的位置。

下面将参考图 13A 至图 13C，介绍第五个实施例中采用的扫描方法的一种修改。如上所述，在第五个实施例中，影像数据是以帧交替方式采集的。不过，影像数据也能够以扫描交替方式采集。例如，在第一个方向上以光声成像方法扫描结束之后，可以在第一个方向上以脉冲回声方法进行扫描，然后可以在第二个方向上以光声成像方法进行扫描。如上所述，在第五个实施例中，在一个步骤中采集光声影像数据，在另一个步骤中采集脉冲回声影像数据。尽管如此，使光脉冲以比率脉冲同步，可以同时采集光声影像数据和超声影像数据。注意，光信号是由光学发射单元 1 的光源单元按照系统控制单元 4 提供的一个控制信号产生的。同样要注意，比率脉冲是由影像数据发生单元 2 的比率信号发生单元 21 产生的。

图 13A 至图 13C 是时序图，表示上述扫描序列之间的差异。图 13A 显示了在一帧期间采用的扫描方法，如同在第一个实施例中。图 13B 显示了扫描交替的扫描方法。图 13C 显示了光声成像方法和脉冲回声方法中实现同时扫描时采用的扫描序列。在同时扫描时，扫描是在 α 方向（ $\theta 1$ 至 $\theta 2$ ）上进行的，既产生光声影像数据，又产生超声影像数据。

在图 13A 的帧交替扫描方法中，首先在 $\theta 1$ 至 $\theta \alpha$ 方向进行 α 次扫描以采集一帧的光声影像数据，然后进行 α 次扫描以采集超声影像数据。相反，在图 13B 的扫描交替的扫描方法中，首先在 $\theta 1$ 方向进行扫描以采集光声影像数据，然后在 $\theta 1$ 方向采集超声影像数据。接着，在 $\theta 2$ 方向进行扫描以采集光声影像数据。在扫描交替的扫描方法中，即使一个快速移动的器官或者血液也能够以相同的相位测量。这是因为在预定方向上数据采集计时之间的差异大幅度地减小了。

图 13D 显示了图 13A 所示方法的一种修改。为了增加发射的光量以便改善光声成像的接收灵敏度，必须减少单位时间内照射重复的次数，以确保患者的安全。所以，使用光声成像方法时，单位时间内扫描重复的次数少于脉冲回声方法。

在图 13C 所示的方法中, 同时以光声成像方法和脉冲回声方法进行扫描。因此, 以光声成像方法采集光声影像数据, 同时以脉冲回声方法采集超声影像数据。因此, 任何快速移动的目标都能够比上述扫描交替的扫描方法测量得更准确。以这种同时扫描方法, 以光声成像方法处理的声波, 其频率可以与脉冲回声方法中产生影像的超声波相同。如果确实是这种情况, 光声影像数据和超声影像数据混合后就会立即收到。因此, 它们就不能以不同的颜色显示, 因而不能相互区分。尽管如此, 两个影像数据存储单元 A 61 和 B 62 却都可以省略不用, 因为信号处理单元 25 的 A/D 转换器 60 的输出可以直接存放在显示影像存储器 63 中。此外, 光声影像数据和超声影像数据也不必结合。

在同时扫描方法中, 通过使用双频探测器作为电声转换单元 23 的转换元件 54, 识别和显示光声成像方法和脉冲回声方法获得的影像。这种两个频率的探测器包括两个转换元件 54, 它们的厚度不同, 以便接收不同频率的两种超声波, 正如日本专利申请公开出版号 61-100237 和 62-39761 所公开的。

所以, 如果光声成像方法中的声波和脉冲回声方法中的超声波分别具有 1.5 MHz 的频率和 3 MHz 的频率, 即使光声影像数据和超声影像数据是由转换元件 54 同时收到的, 它们也能够独立地产生并且由信号处理单元 25 的滤波器 66 鉴别。此外, 这些影像数据内容能够由颜色来识别, 并且在显示单元 6 的 CRT 监视器 65 上显示。

第六个实施例:

本发明的第六个实施例涉及以上实施例中使用的电声转换单元。图 15A 和图 15B 显示了依据第六个实施例的电声转换单元的外观。图 16 是图 15A 所示的电声转换单元的一幅平面图。图 15A 描述了一个转换单元, 它具有一片 PZNT 单晶, 具有每个转换元件的压电元件所需的透光性质。图 15B 展示了一个转换单元, 它包括一片 PZT 陶瓷材料, 不具有每个转换元件的压电元件所需的透光性质。

如图 15A 所示, 多个压电元件 81——每一个都具有透光性质——

—以预定的间隔安置成一个矩阵的形式（二维排列）。用作光学路径 83 的一条短光纤，放置在每一个由四个相邻的压电元件 81 围绕的空间中。另外，光学路径 83 也可以放置在扫描方向上相邻的两个压电元件 81 之间。每个压电元件 81 和光学路径 83 之间的缝隙填充着树脂 82，它的透光率高于压电元件 81，但是低于光纤。树脂 82 固化之后，电声转换单元将完成了。

假设中心频率是 1 MHz。那么，每个压电元件 81 都是长方体——0.35 mm 宽，0.58 mm 长。安置压电元件 81 的间隔是 0.18 mm。例如在这种情况下，光学路径 83 的直径是 0.25 mm。

如图 16 所示，通常使所有压电元件 81 安置在垂直于扫描方向的一条线上，形成具有透光性质的一个单电极结构 87。若干压电元件 81 连接到一个电极结构 87，组成一个压电振动器。

光纤 71 以一种透光胶合剂连接到光学路径 83。通过光纤 71 传导的光线通过光学路径 83 照射到患者。注意，压电元件 81 和树脂 82 能够透光。换句话说，电声转换单元是由能够透光的材料制成的。因此，图 9 至图 12 所示的任何一种结构都能够使用，不必为了通过光学路径 83 输出光线而将光纤 71 连接到光学路径 83。

第七个实施例：

本发明的第七个实施例涉及上述实施例中使用的电声转换单元。图 17A 和图 17B 显示了依据第七个实施例的电声转换单元的外观。依据这个实施例，一条多类型光纤条带用作电声转换单元。条带 88 包括一个条带构件，以及以预定间隔均匀安置在条带构件上的多条光纤 93。多个 PZNT 或 PZT 制成的压电元件 90 安置在一条线上。在每个压电元件 90 的上下表面形成了电极，从而形成了压电振动器。

每个振动器的前面固定着一个声匹配层 89。所有振动器的尾端固定着一种支座材料。安置的振动器电极安装在一片柔軟的电路（FPC）92 上，并且在垂直于阵列的方向延伸。两个振动器阵列 94 由多类型光纤条带 88 相互固定。因为这种多类型光纤条带 88 具有光

纤，所以它的使用有利于制造具有透光性质的电声转换单元。

第八个实施例：

本发明的第八个实施例涉及以上实施例中使用的电声转换单元。图 18A 和图 18B 显示了依据第八个实施例的电声转换单元的外观。如图 18A 所示，一片柔软的电路（FPC）97，其厚度为 0.05 mm，在其基本上中间部分的两侧形成了信号侧电极 98。在基本上中间部分的两侧还形成了一对接地侧电极 99。直径为例如 0.2 mm 的一条光纤 110 固定在柔软的印刷电路板 97 上基本上中间部分。PZNT 或 PZT 材料制成的压电振动器（传感器）96，其信号侧电极和接地侧电极是通过喷镀 Au 等形成的，并且与光纤 110 一侧配备的信号侧电极 98 和接地侧电极 99 导电连接。与之相仿，振动器 96 的信号侧电极和接地侧电极是通过喷镀 Au 等形成的，并且与光纤 110 另一侧配备的信号侧电极 98 和接地侧电极 99 导电连接。

传感器单元 111——每一个都是如此结构——在扫描方向相互叠加。它们利用胶合剂固定在一起，如图 18B 所示。

在这个实施例中，使用如同第七个实施例中的光纤，便容易制造具有透光性质的电声转换单元。

上面已经介绍了本发明的若干实施例。尽管如此，本发明不限于这些实施例。相反，它能够修改。在以上介绍的实施例中，电声转换单元 23 的转换元件 54，以及照射单元 15 的光纤 71，其安置形式为平坦的阵列。不过，它们的安置形式也可以是凸形或凹形的阵列。

在这些实施例中，光声影像和超声影像叠合，并且显示在显示单元 6 上。如果一幅光声影像包括两幅叠合的影像，可能会危害声波影像的观察，这两幅影像就可以并排显示。

此外，以上的实施例例示了采集光声影像数据和超声影像数据的方法，当操作员输入采集开始命令时，将开始采集。另外，在光声影像数据的采集结束时也可以自动开始超声影像数据的采集。不仅如此，在以上的实施例中，各个影像数据内容是以帧交替采集的，但是它们也可以以扫描交替采集。例如，以光声成像方法完成第一次扫描

之后，可以以脉冲回声方法进行第一次扫描。在这种情况下，第二次扫描可以以光声成像方法进行。这些扫描的次序也可以反转。

在本发明中，光声影像数据的显示范围不必与超声影像相匹配。例如，在光声影像中显示一种特定物质分布的区域，能够由一幅声波影像详细显示。可以使用一个操作控制单元，按照操作员通过操作操作单元 5 输入的一个指令信号，选择这个区域。

对于本领域的技术人员，不难产生其它的利益和修改。所以，以本发明的广阔方面而论，它不限于本文所示和介绍的特定细节和代表性实施例。所以，可以进行多种修改，而不脱离一般发明概念的实质和范围，见附带的权利要求书及其等效材料的定义。

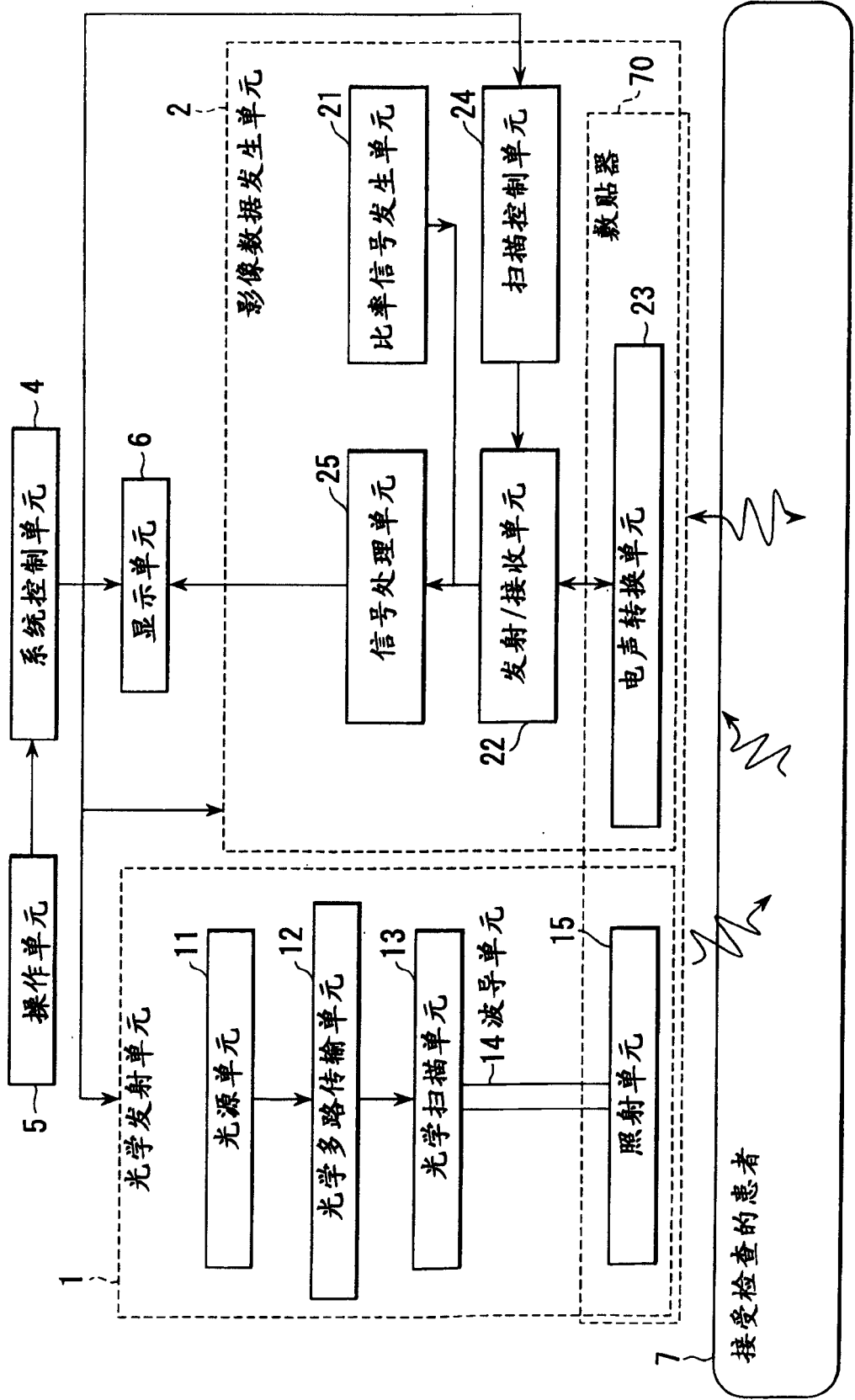


图1

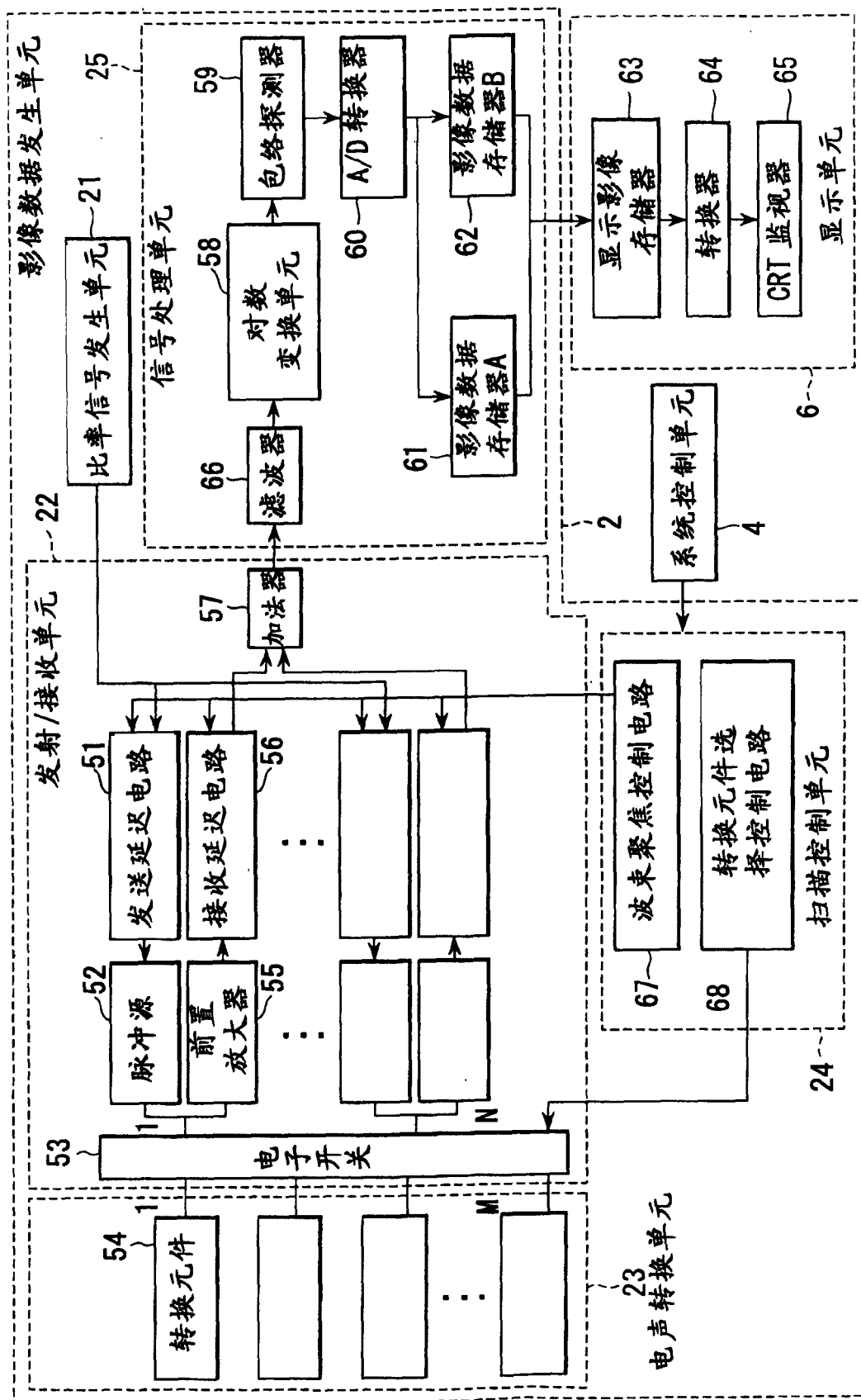


图2

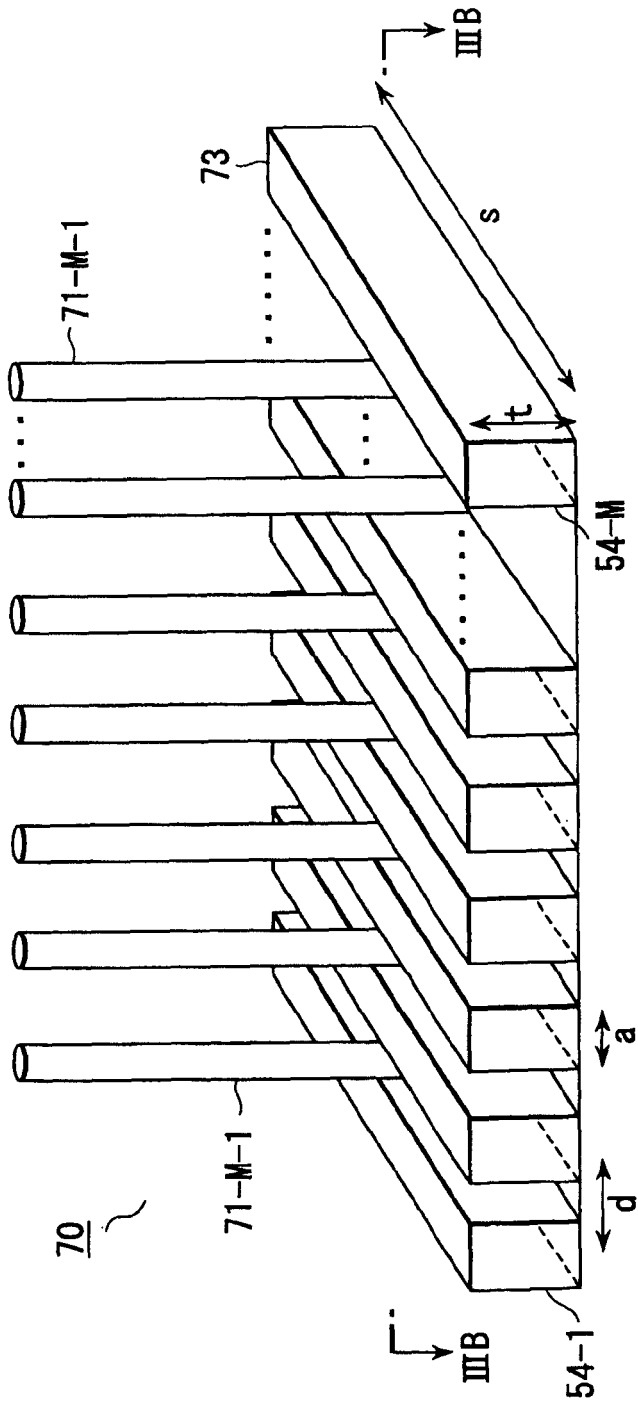


图3A

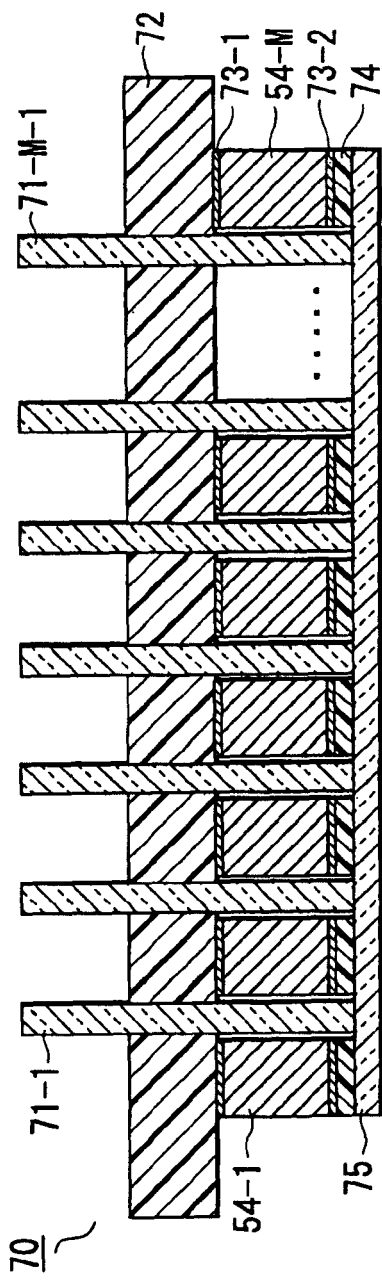


图3B

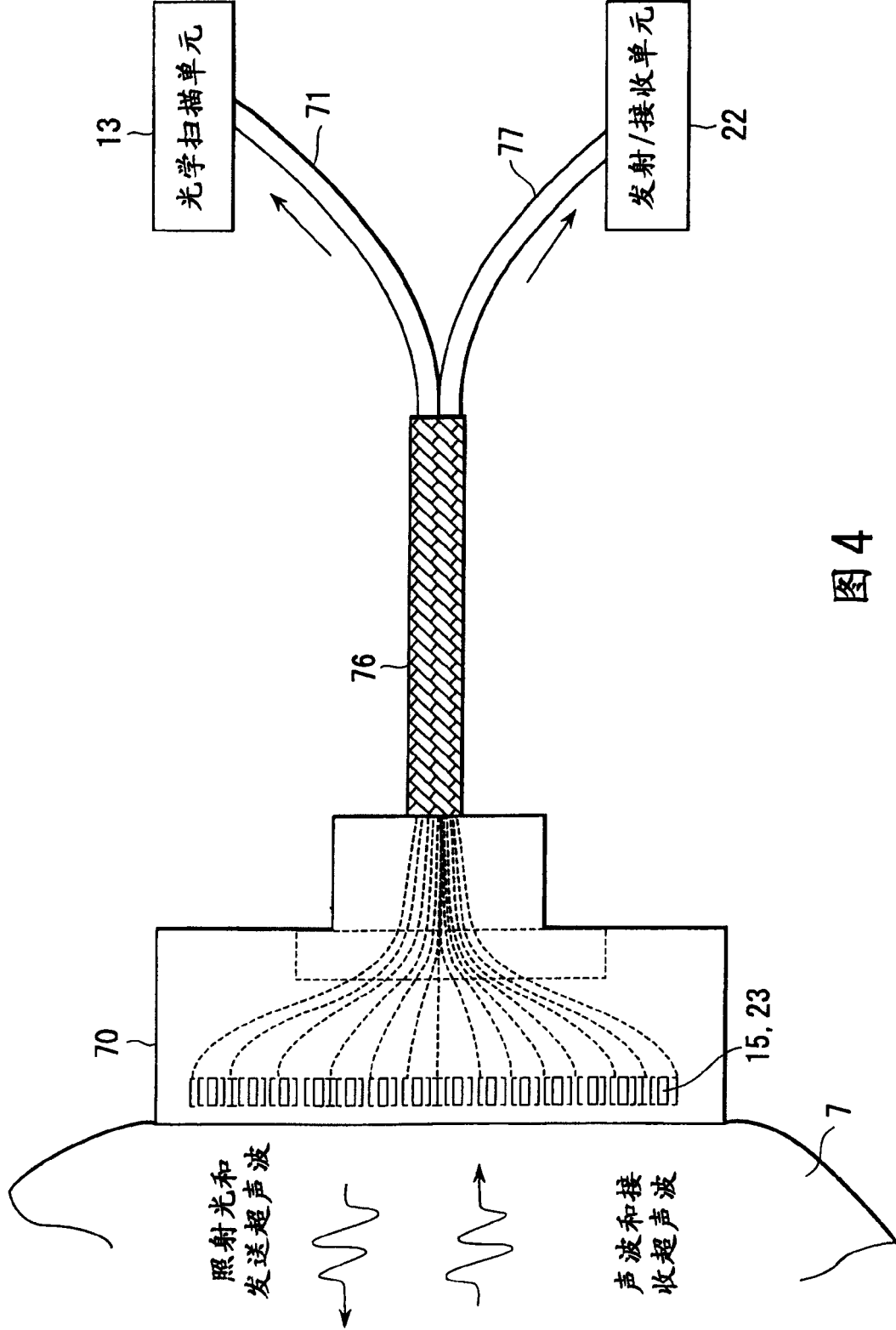


图 4

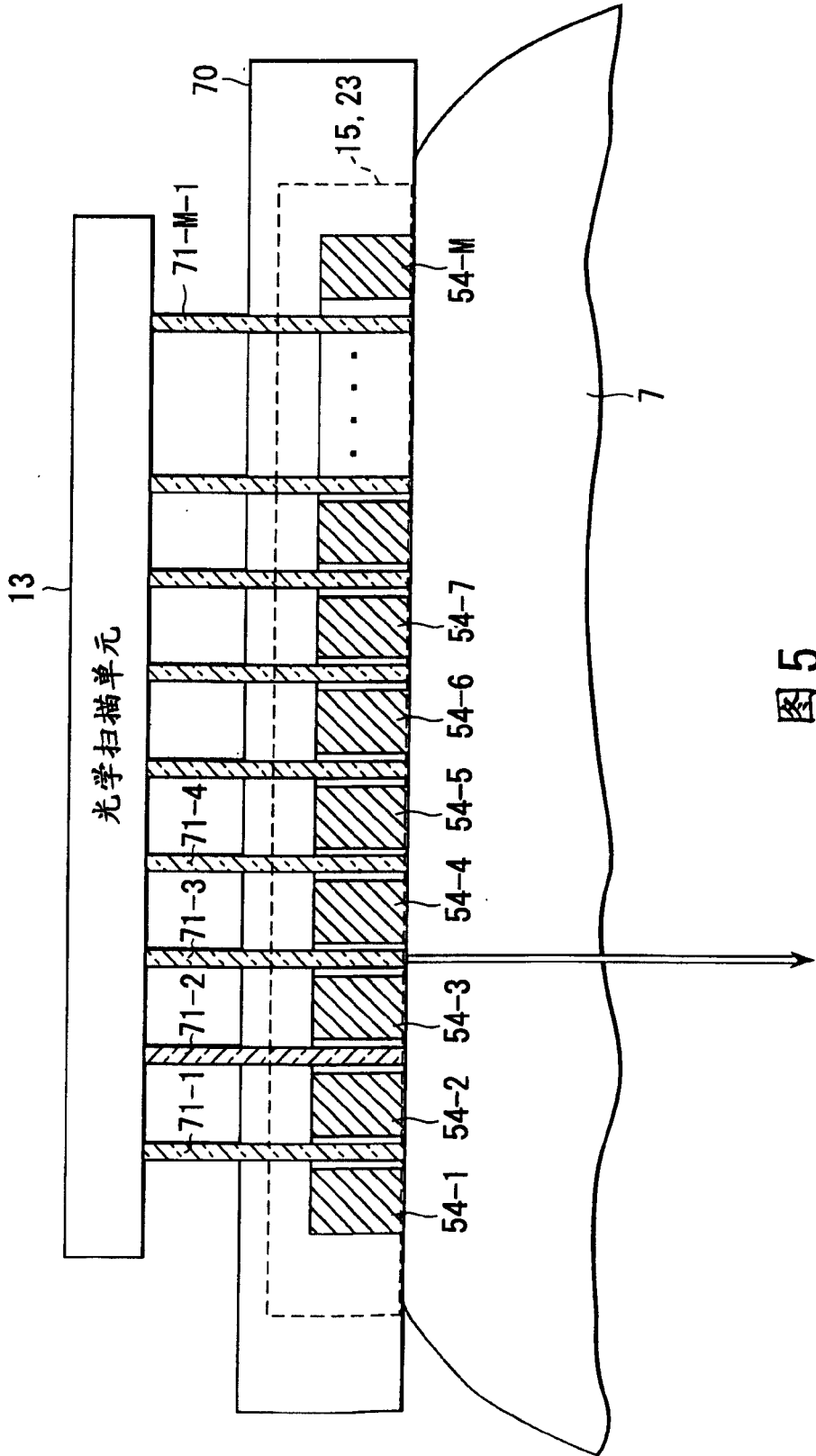


图5

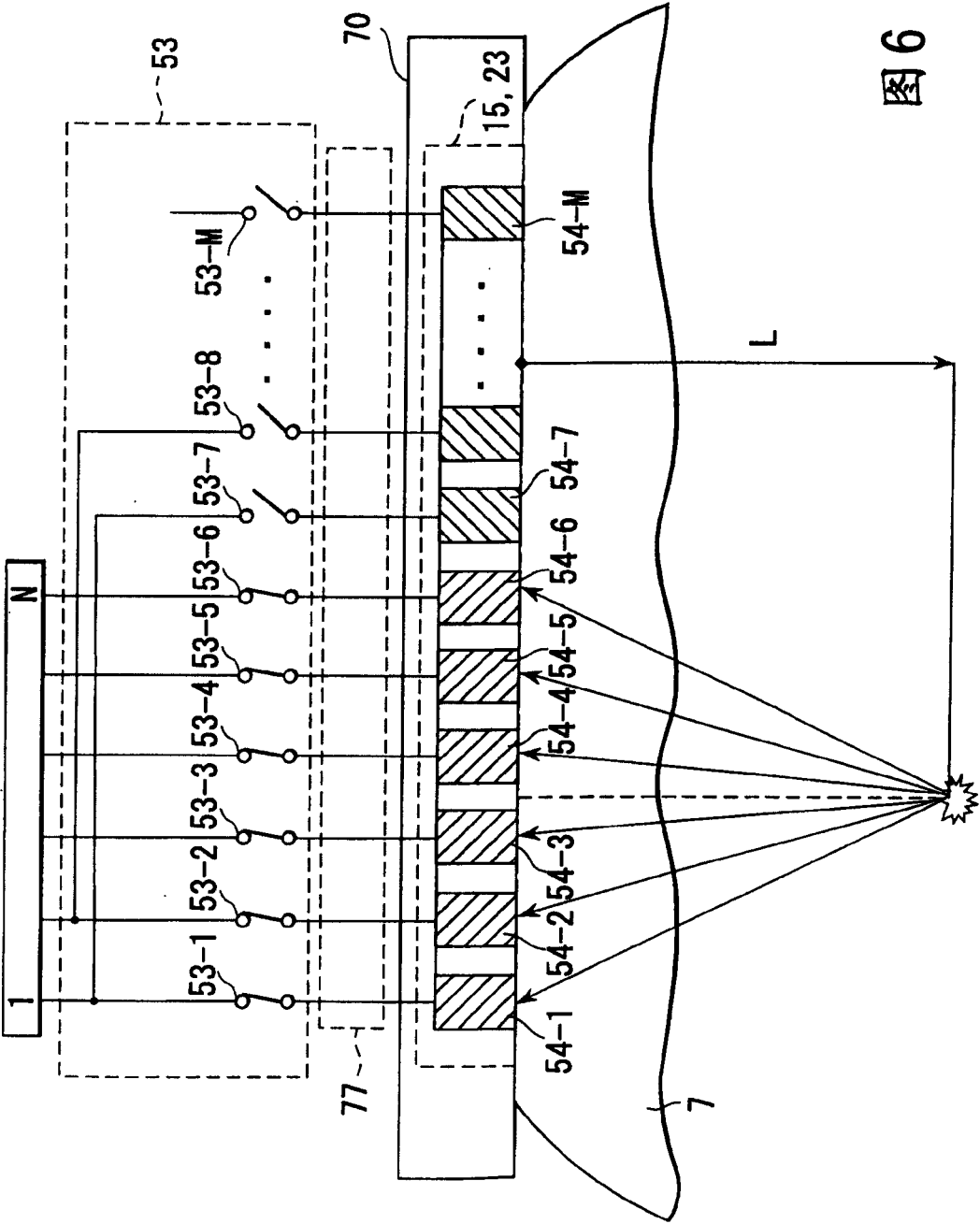


图6

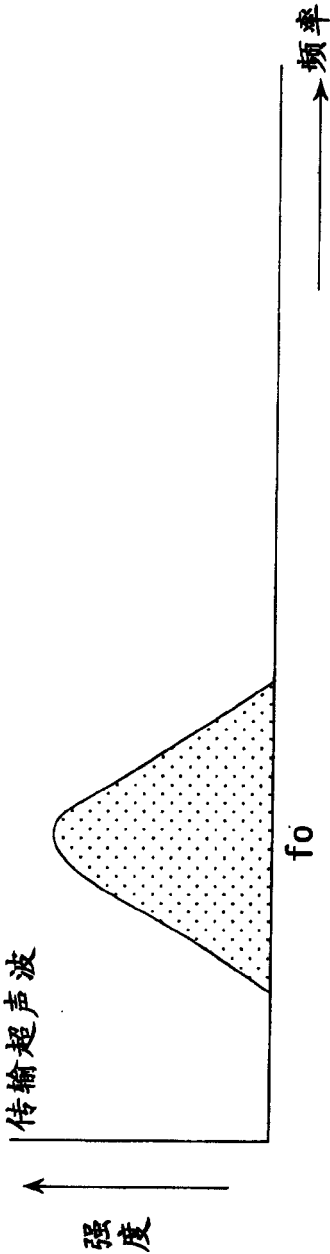


图7A

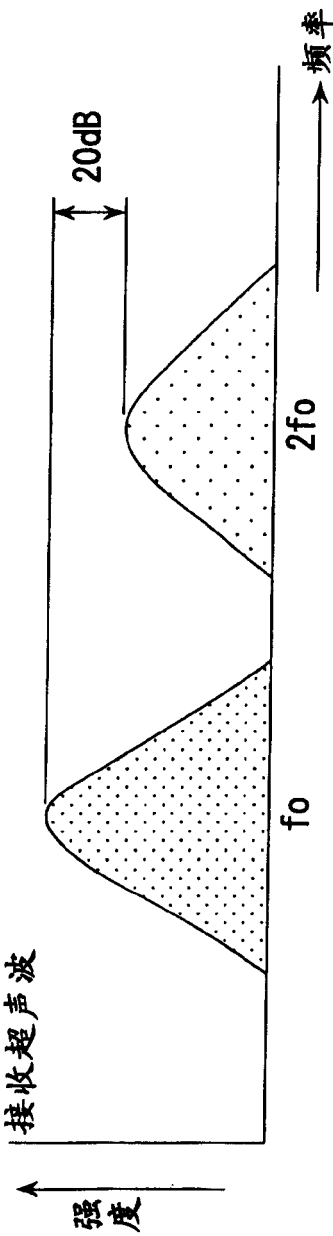


图7B

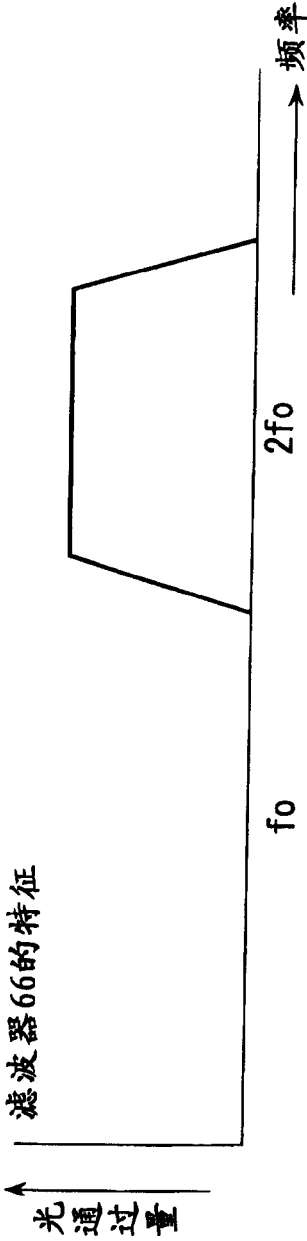
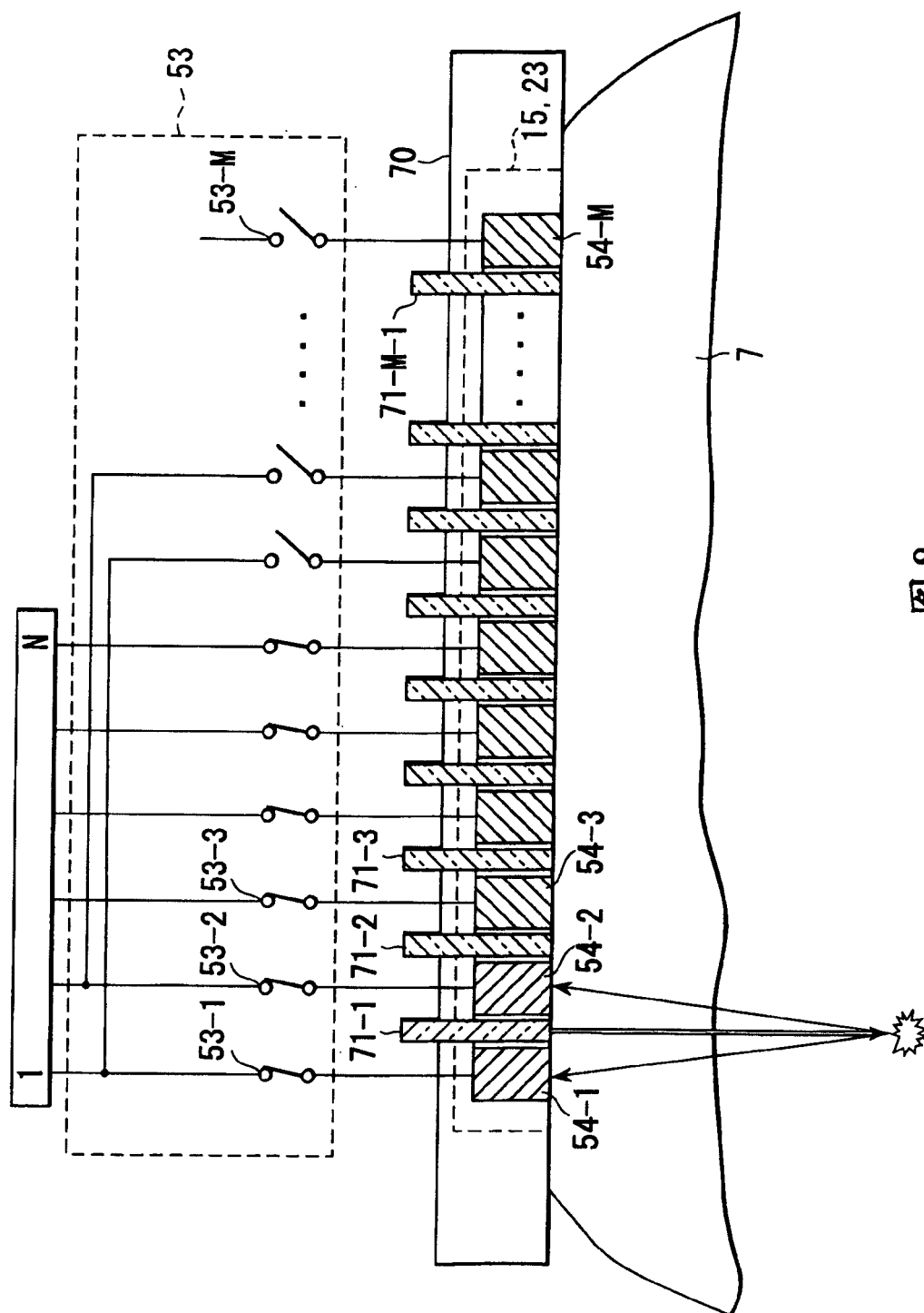


图7C



8
[]

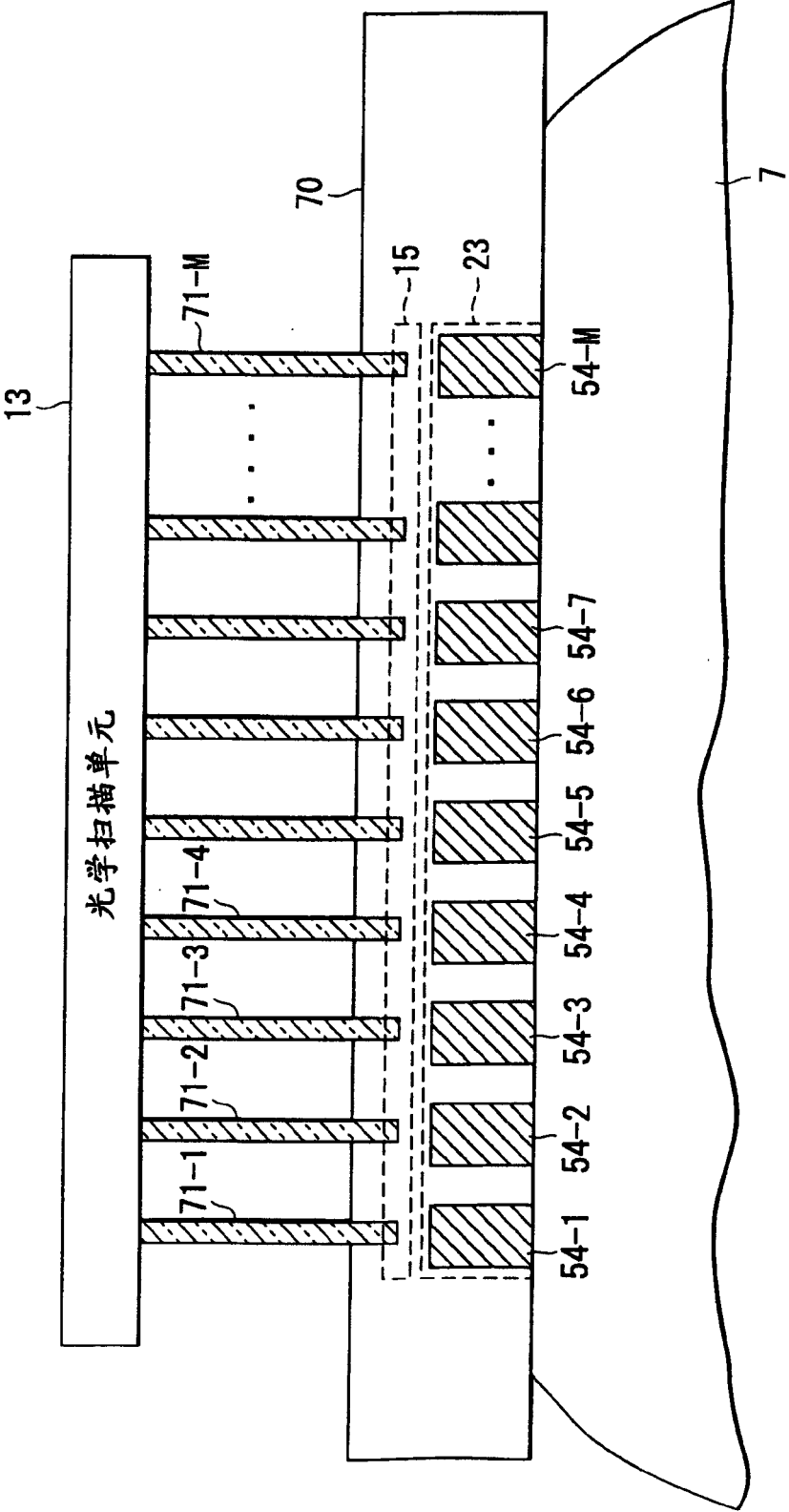


图 9

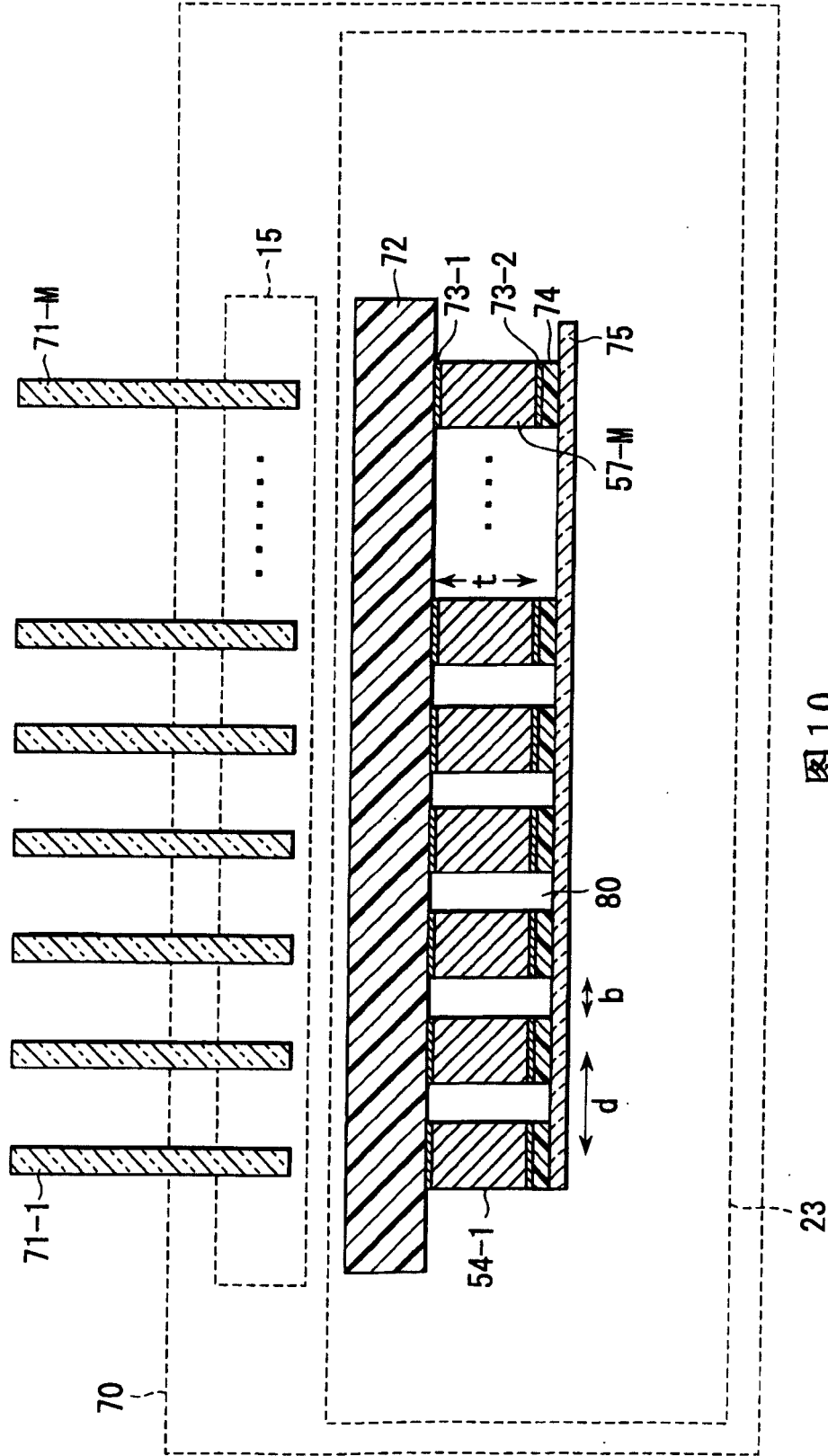


图10

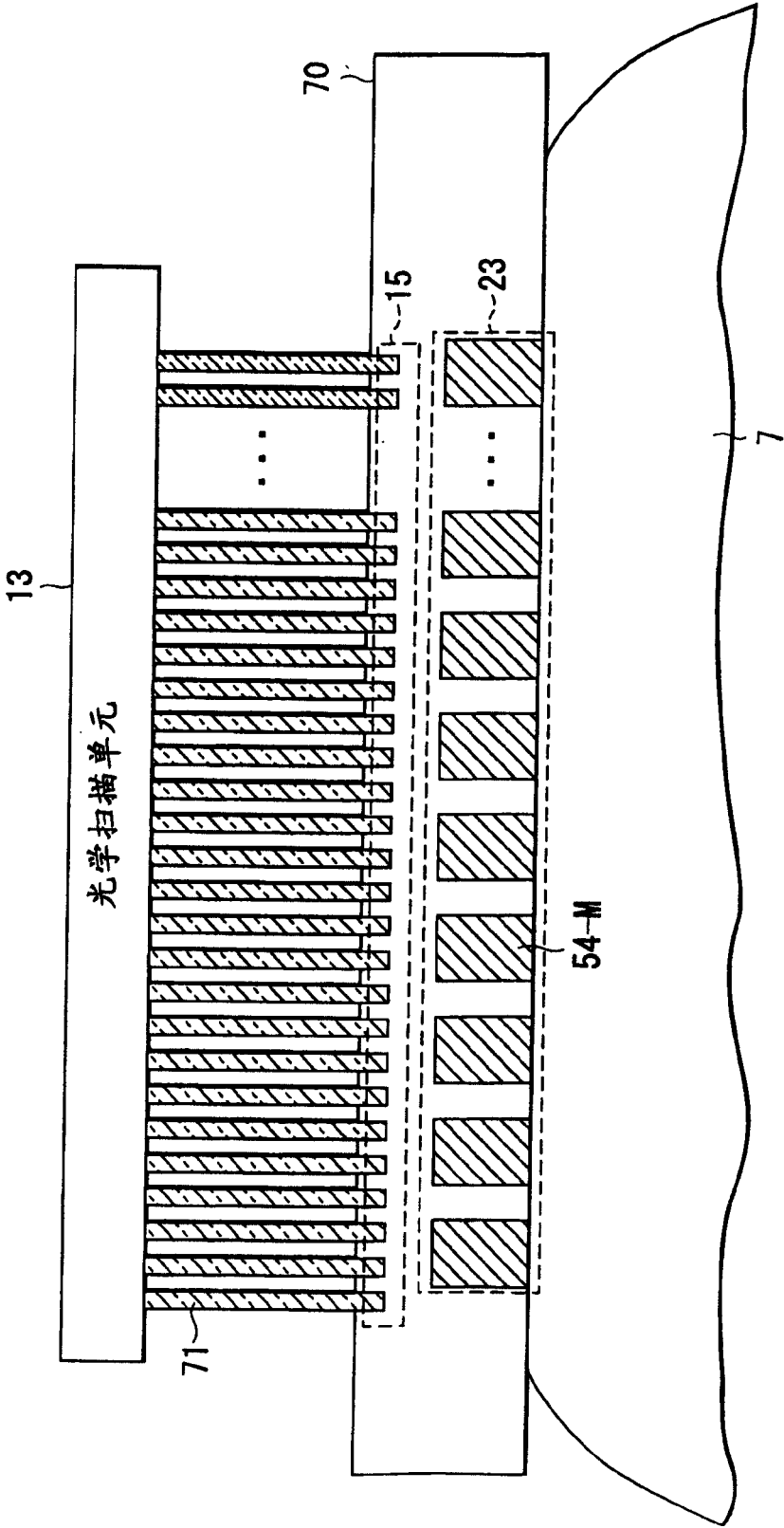


图11

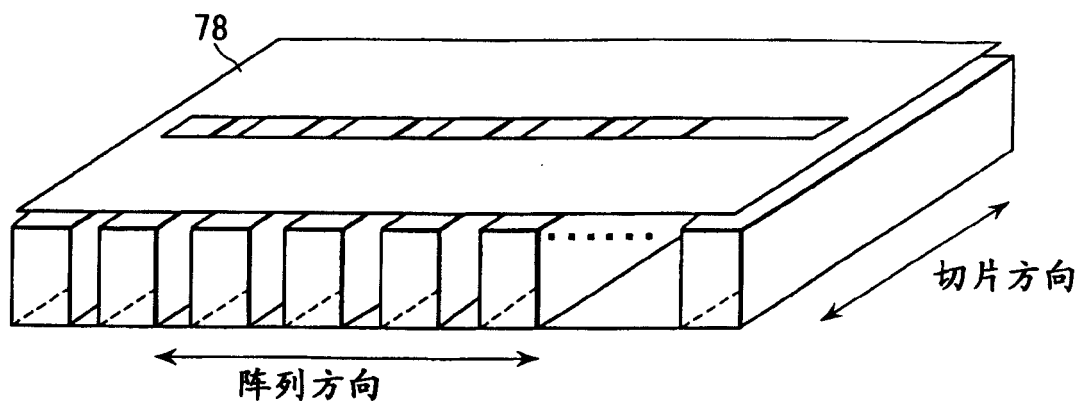


图12A

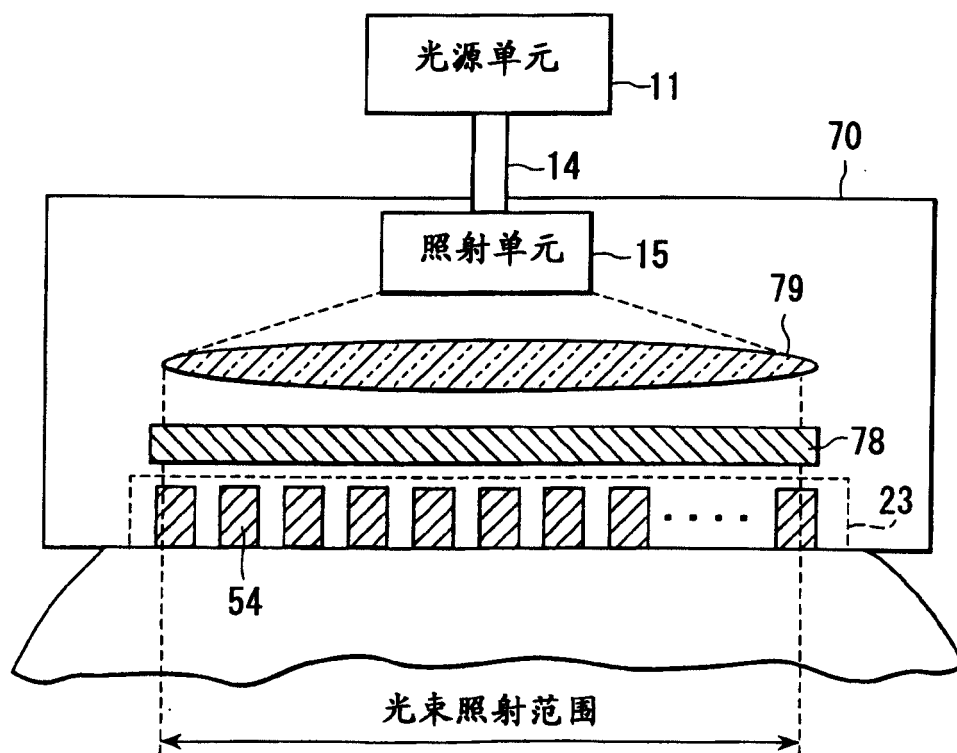
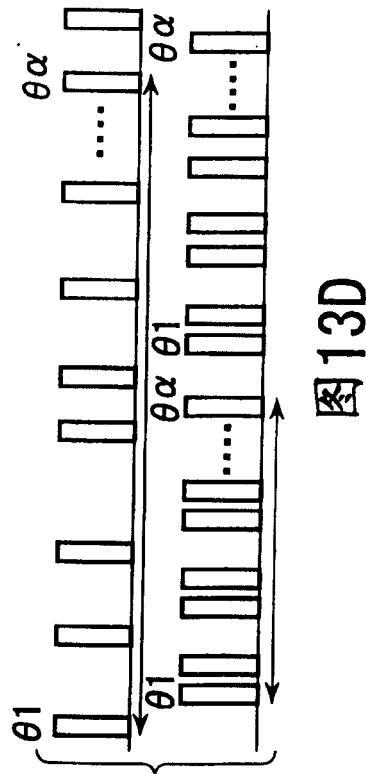
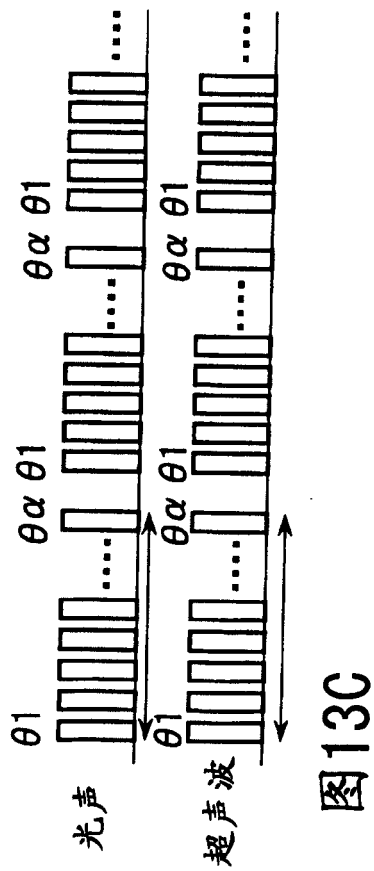
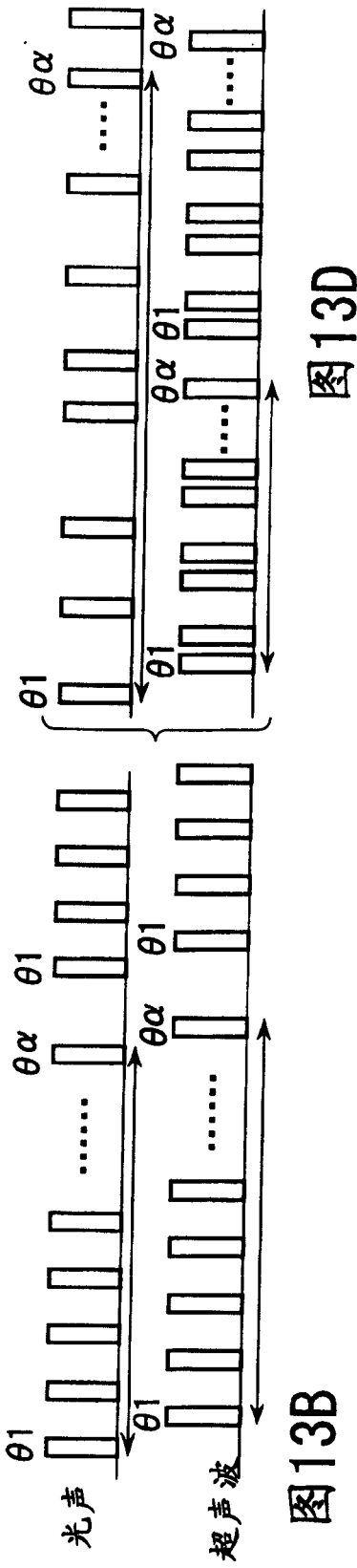
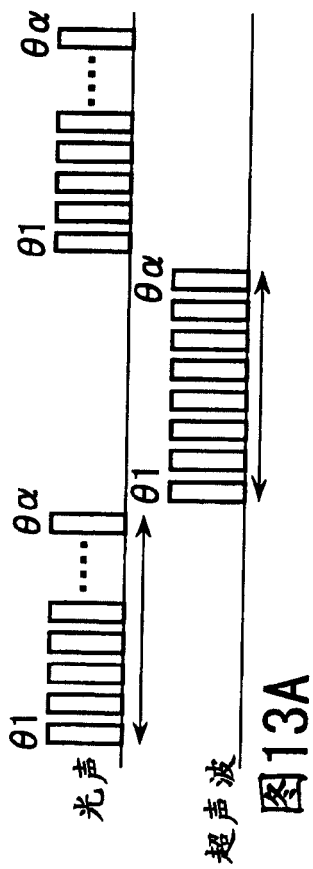


图12B



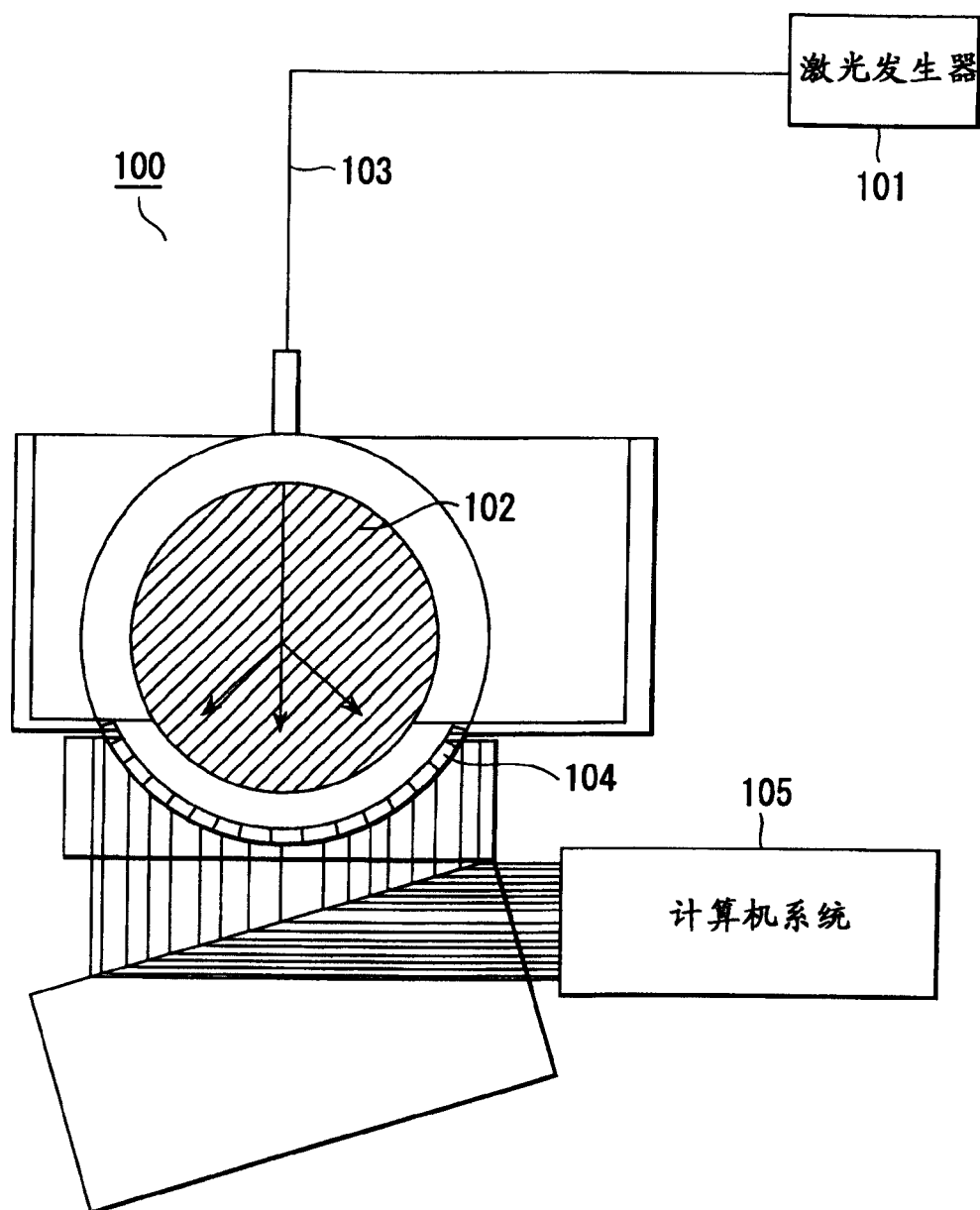


图14

PZNT 单晶片

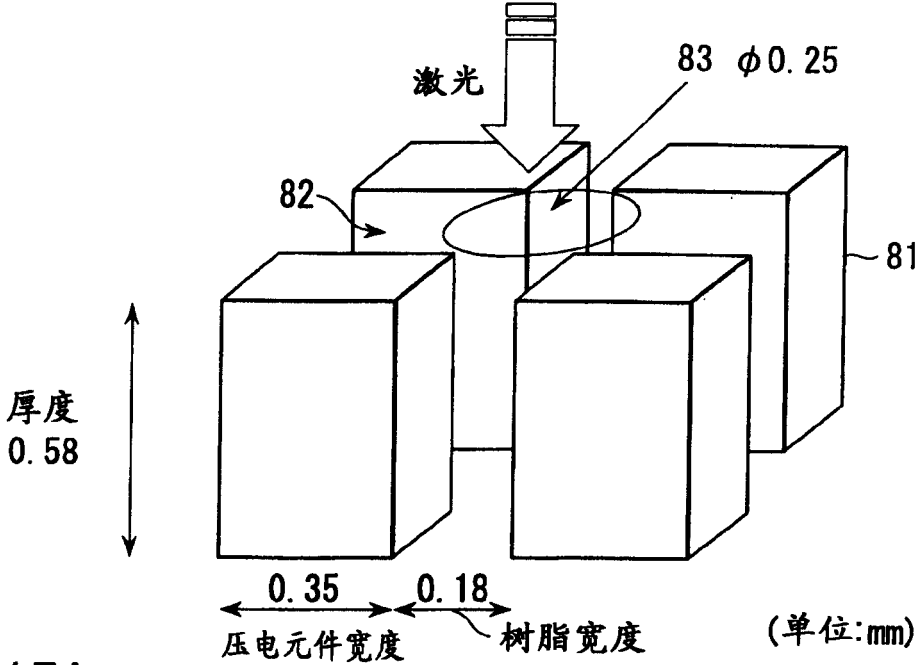


图 15A

PZT 陶瓷材料

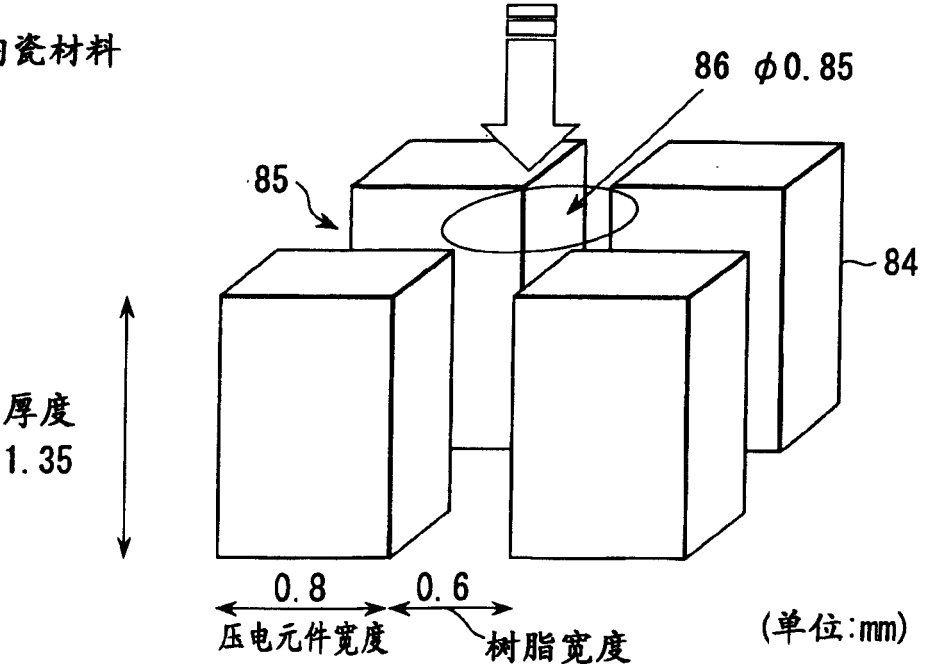


图 15B

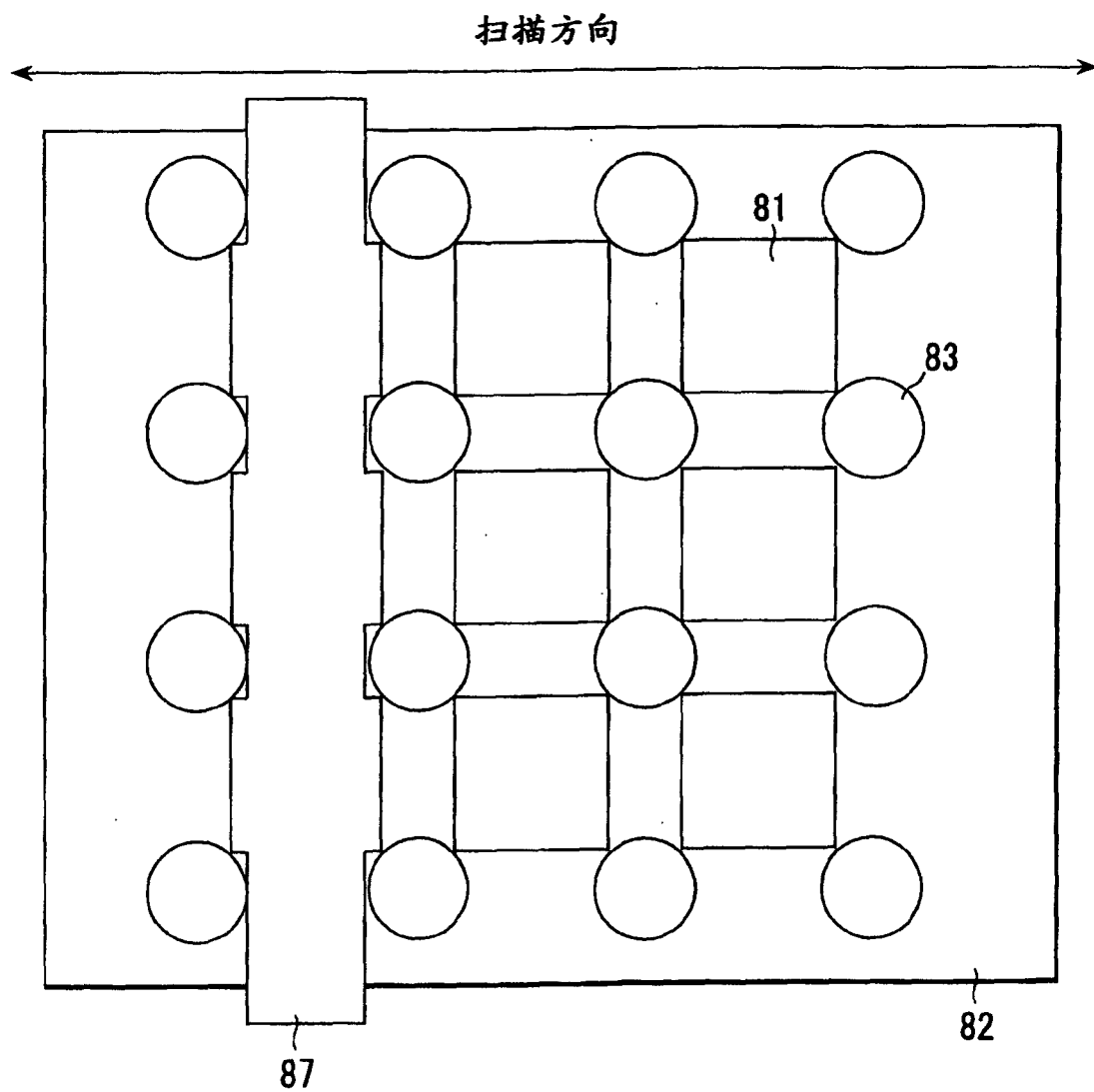


图 16

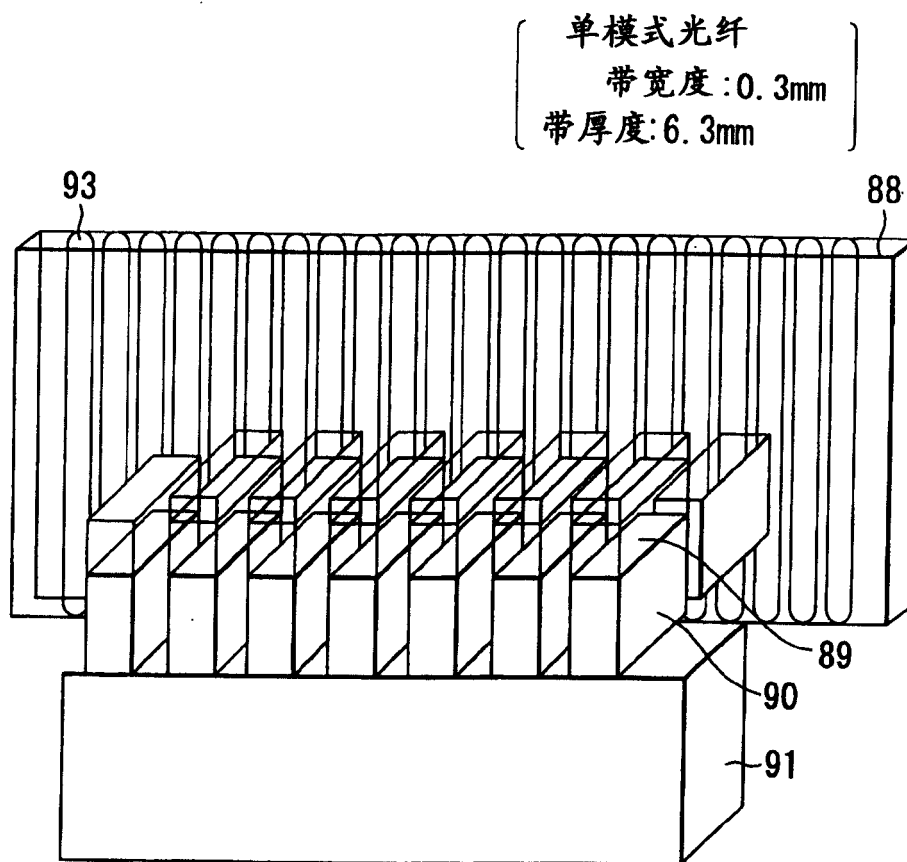


图17A

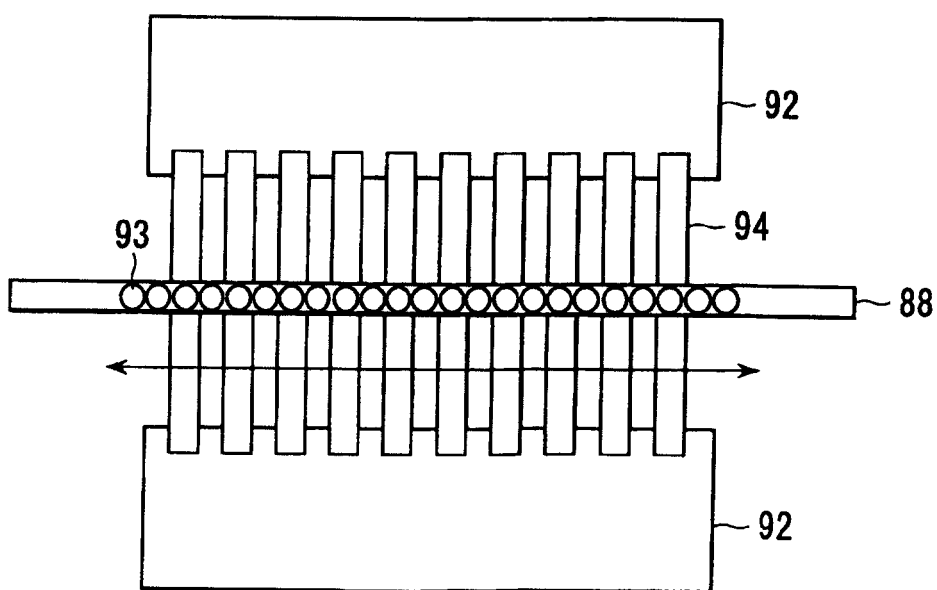


图17B

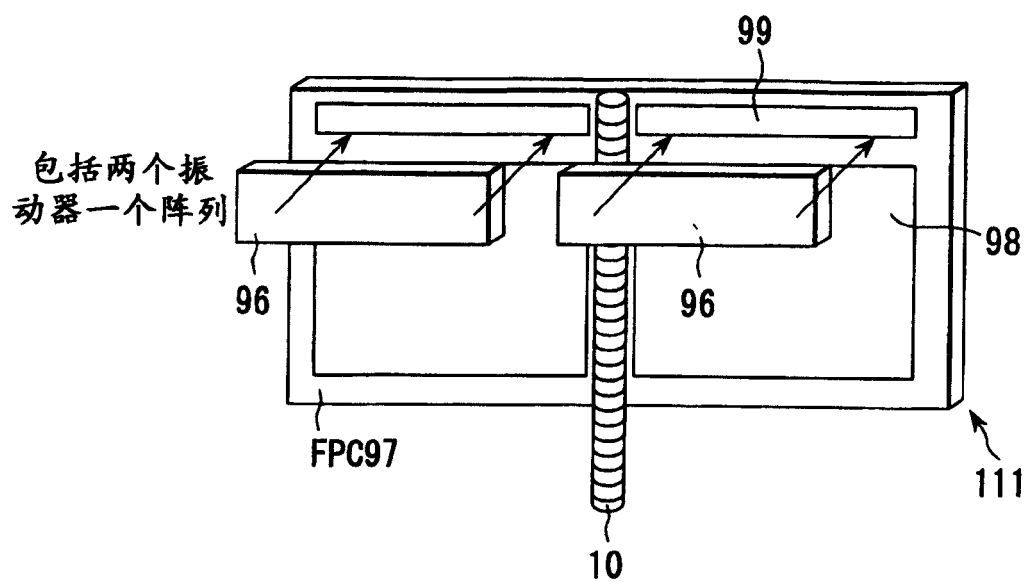


图18A

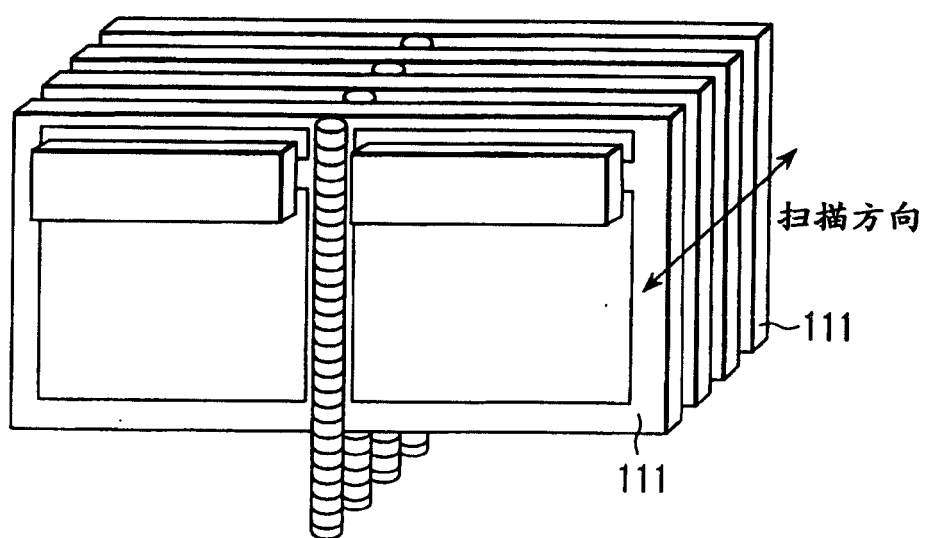


图18B

专利名称(译)	显示患者有关信息之影像的形成方法和仪器		
公开(公告)号	CN1575770A	公开(公告)日	2005-02-09
申请号	CN03127843.4	申请日	2003-08-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[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	A61B8/00 A61B5/00 A61B8/08 G01N21/17 G01N21/25 G01N29/06 G01N29/12 G01N29/46		
CPC分类号	A61B8/0825 G01N29/0609 G01N21/255 A61B5/0095 A61B5/0091 G01N29/46 A61B5/7232 G01N29/0672 G01N2291/02809 G01N21/1702 G01N2291/02475 G01N29/12 G01N2021/1787 G01N2291/0258 G01N2201/0826 A61B5/4312 A61B5/0062 A61B8/4416 A61B8/5261		
代理人(译)	付建军		
优先权	2003190336 2003-07-02 JP		
其他公开文献	CN100512760C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种仪器，包括一个光学发射单元(1)，利用包含着一种特定波长分量的光线，照射接受检查的一个患者(7)；第一个电声转换单元(23)，接收由光学发射单元(1)照射的光线在患者(7)体内产生的声波，并且将它们转换为电信号；第一个影像数据发生单元(2)，根据电声转换单元(23)获得的接收信号，产生第一影像数据；第二个电声转换单元(23)，接收向患者(7)发射超声波而获得的超声波反射信号，并且将它们转换为电信号；第二个影像数据发生单元(2)，根据第二个电声转换单元(23)获得的接收信号，产生第二影像数据；以及一个显示单元(6)，结合第一和第二影像数据，并且显示结果数据。

