

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910203758.4

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01B 17/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 12 月 16 日

[11] 公开号 CN 101601581A

[22] 申请日 2009.6.12

[21] 申请号 200910203758.4

[30] 优先权

[32] 2008.6.12 [33] JP [31] 2008-154432

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 五十岚诚

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所
代理人 刘新宇

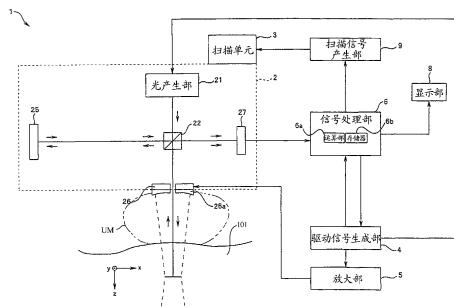
权利要求书 3 页 说明书 26 页 附图 15 页

[54] 发明名称

生物体观测装置以及方法

[57] 摘要

本发明提供一种生物体观测装置以及方法。本发明的一个实施方式的生物体观测装置具有：超声波产生部，其对被检体发射超声波；光照射部，其对受到超声波影响的部位照射规定的波长的第一光以及与第一光不同的第二光；检测部，其检测第一光的反射光以及第二光的反射光；以及运算部，其根据第一光的反射光以及第二光的反射光来算出被检体的特性信息。



1. 一种生物体观测装置，具有：

超声波产生部，其对被检体发射超声波；

光照射部，其对受到上述超声波的影响的部位照射规定波长的第一光以及与上述第一光不同的第二光；

检测部，其检测上述第一光的反射光以及上述第二光的反射光；以及

运算部，其根据上述第一光的反射光以及上述第二光的反射光来算出上述被检体的特性信息。

2. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，

还具备判别部，该判别部判别是否检测出了上述第一光的反射光，

上述光照射部根据上述判别部的判别结果，在检测出了上述第一光的反射光的情况下照射上述第二光。

3. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，

上述第一光和上述第二光对于血液的吸收特性大致相互通同。

4. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，

上述运算部分别算出上述第一光的频率调制量以及上述第二光的频率调制量，在算出上述第一光的频率调制量与上述第二光的频率调制量之间的差值之后，根据该差值生成上述被检体的图像数据。

5. 根据权利要求4所述的生物体观测装置，其特征在于，

还具备显示部，该显示部根据上述图像数据显示上述被检体的断层图像。

6. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，

在800nm至930nm之间分别选择上述第一光的波长和上述第二光的波长。

7. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，上述光照射部包括照射上述第一光的第一光照射部和照射上述第二光的第二光照射部。

8. 根据权利要求1所述的生物体观测装置，其特征在于，上述第一光及上述第二光的照射方向和上述超声波的发射方向对于上述被检体形成不同角度。

9. 一种生物体观测方法，具有以下步骤：
对被检体发射超声波的步骤；
对受到上述超声波的影响的部位照射规定波长的第一光的步骤；
检测上述第一光的反射光的步骤；
对受到上述超声波的影响的部位照射与上述第一光不同的第二光的步骤；
检测上述第二光的反射光的步骤；以及
根据上述第一光的反射光和上述第二光的反射光来算出上述被检体的特性信息的步骤。

10. 根据权利要求9所述的生物体观测方法，其特征在于，还具备以下步骤：
判别是否检测出了上述第一光的反射光的步骤；以及
在检测出了上述第一光的反射光的情况下照射上述第二光的步骤。

11. 根据权利要求9所述的生物体观测方法，其特征在于，上述第一光和上述第二光对于血液的吸收特性大致相互相同。

12. 根据权利要求9所述的生物体观测方法，其特征在于，还具备以下步骤：
算出上述第一光的频率调制量的步骤；

算出上述第二光的频率调制量的步骤；

算出上述第一光的频率调制量与上述第二光的频率调制量之间的差值的步骤；以及

根据上述差值生成上述被检体的图像数据的步骤。

13. 根据权利要求12所述的生物体观测方法，其特征在于，
还根据上述图像数据显示上述被检体的断层图像。

14. 根据权利要求9所述的生物体观测方法，
在800nm至930nm之间分别选择上述第一光的波长和上述
第二光的波长。

生物体观测装置以及方法

技术领域

本发明涉及一种生物体观测装置以及方法，特别是涉及一种同时使用声波和光来获取被检体内部的特性信息的生物体观测装置以及方法。

背景技术

近年来，作为生物体的光断层成像，例如已知光学CT、光学相干断层成像法(Optical Coherence Tomography(下面称为OCT))以及光声断层成像法。

光学CT利用在生物体内部中的光散射的影响比较弱的波长域700nm~1200nm的近红外光，因此能够得到粘膜下数cm为止的生物体深部的断层图像。

另外，利用了干涉的OCT能够以高分辨率(数 μm ~数十 μm)且短时间内获取2mm左右的深度为止的生物体断层图像。OCT已经实际应用到眼科领域的网膜疾病诊断中。因此，OCT的医学关心度非常高。

光学CT虽然能够得到深部的信息，但是空间分辨率为数mm左右非常低。另一方面，OCT难以观察生物体粘膜下大约2mm以深，并且对于癌等肿瘤组织难以得到良好的画质。这是因为由于生物体深部以及肿瘤组织中的血液的吸收、较强散射的影响而光的相干性(coherence)明显被打乱。

因此，在日本特开2000-88743号公报中公开了一种利用与光学CT以及OCT不同的方法来得到生物体内部信息的技术。在该技术中，例如向生物体内部的对象部位发射超声波以及单一波长的光，检测该单一波长的光在该对象部位中由于该超声波

而受到散射的程度，由此得到该对象部位的生物体信息。

在构成上述结构的日本特开2000-88743号公报的光测量装置中获取的光散射的程度取如下值，该值依赖于作为存在于生物体内的构成物的核以及细胞质等的折射率。另外，核以及细胞质等生物体构成物的折射率分别被视为取1.4附近的值。

并且，上述光测量装置构成为使用单一波长的光来获取光散射的程度。因此，由于上述因素，只能在狭小的动态范围(dynamic range)内获取与该光散射的程度相应的信息，从而导致生成明部与暗部之间的亮度差较小的断层图像。

其结果，上述光测量装置产生以下问题：例如导致输出难以判别肿瘤组织的形状等的断层图像，由此增加使用该断层图像来观察对象部位的手术操作者的负担。

发明内容

本发明是鉴于上述情形而完成的，其目的在于提供一种能够减轻对肿瘤组织进行观察时的手术操作者的负担的生物体观测装置以及方法。

本发明的一个实施方式中的生物体观测装置具有：超声波产生部，其对被检体发射超声波；光照射部，其对受到上述超声波的影响的部位照射规定波长的第一光以及与上述第一光不同的第二光；检测部，其检测上述第一光的反射光以及上述第二光的反射光；以及运算部，其根据上述第一光的反射光以及上述第二光的反射光来算出上述被检体的特性信息。

本发明的另一个实施方式中的生物体观测方法，具有以下步骤：对被检体发射超声波的步骤；对受到上述超声波的影响的部位照射规定波长的第一光的步骤；检测上述第一光的反射光的步骤；对受到上述超声波的影响的部位照射与上述第一光

不同的第二光的步骤；检测上述第二光的反射光的步骤；以及根据上述第一光的反射光和上述第二光的反射光来算出上述被检体的特性信息的步骤。

附图说明

图1是例示本发明的第一实施方式所涉及的生物体观测装置的概要的框图。

图2是表示与血液中的氧合血红蛋白(oxyhemoglobin)的浓度和血红蛋白的浓度相应的吸光度的波长依赖性的图。

图3是表示在图1的生物体观测装置中进行的处理的一例的流程图。

图4是表示生物体组织内的肿瘤组织以及血管的存在状态的一例的图。

图5是表示根据使用单一波长的光获取到的多普勒频移量来生成的断层图像的一例的图。

图6是表示由图1的生物体观测装置得到的断层图像的一例的图。

图7是表示图1的生物体观测装置的变形例的图。

图8是表示图1的生物体观测装置的变形例的图。

图9是表示图1的生物体观测装置的变形例的图。

图10是表示本发明的第一实施方式所涉及的生物体观测装置的与图1不同的例子的图。

图11是表示光耦合器(optical coupler)的详细结构的图。

图12是表示光纤的端部的结构的一例的截面图。

图13是表示图10的生物体观测装置的变形例的图。

图14是表示图10的生物体观测装置的变形例的图。

图15是表示图10的生物体观测装置的变形例的图。

图16是例示本发明的第二实施方式所涉及的生物体观测装置的概要的框图。

图17是表示在图16的生物体观测装置中进行的处理的一例的流程图。

具体实施方式

下面，参照附图说明本发明的实施方式。

参照图1~6，对本发明的第一实施方式所涉及的生物体观测装置进行说明。

图1示出了生物体观测装置1的概要。如图1所示，该生物体观测装置1主要具有照射/接收单元2、扫描单元3、驱动信号生成部4、放大部5、信号处理部6、显示部8以及扫描信号产生部9。

照射/接收单元2向作为被检体的生物体组织101照射超声波以及光，并且能够接收该光在该生物体组织101中反射和散射的光、即物体光。扫描单元3根据从扫描信号产生部9输出的扫描信号来一边变更照射/接收单元2的位置(扫描位置)一边照射该超声波以及该光。显示部8由监视器等构成。

照射/接收单元2具有光产生部21、半透半反镜(half-mirror)22、参考反射镜25、在中央部形成有开口部的超声波换能器(ultrasonic transducer)26以及声透镜(acoustic lens)26a以及光检测部27。

光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号被输入的时刻，交替地切换波长 λ_1 的光和波长 λ_2 的光并射出。波长 λ_1 的光和波长 λ_2 的光能够到达生物体组织101中的检查对象部位，具备对于血液的吸光度相互大致相同的波长。具体地说，光产生部21例如通过未图示的波长可变激光光源或者未图示的白色光源、SLD(Super Luminescent Diode：超辐射发光二极管)

和干涉滤光片的组合而构成。

此外，上述波长 λ_1 和波长 λ_2 对于血液中的氧饱和度的变化的灵敏度较低，在吸光度(摩尔吸光系数)相互大致相同的从800nm至930nm之间成为相互不同的值($\lambda_1 \neq \lambda_2$)。作为差的绝对值(| $\lambda_1 - \lambda_2$ |的值)尽可能变大的值而分别选择波长 λ_1 以及波长 λ_2 。(在本实施方式中，期望选择800nm和930nm的两个波长作为波长 λ_1 和波长 λ_2 。)与血液中的氧合血红蛋白(HbO₂)的浓度和血红蛋白(Hb)的浓度相应的吸光度(摩尔吸光系数)的波长依赖性例如成为图2示出的情形。

并且，波长 λ_1 的光和波长 λ_2 的光分别并不限于连续波的光，例如也可以是脉冲光。

并且，光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号将波长 λ_1 (或者波长 λ_2)的光照射到半透半反镜22。

半透半反镜22反射来自光产生部21的光的一部分并发射到参考反射镜25上，并且朝向超声波换能器26透射该光的另一部分。从半透半反镜22发射到参考反射镜25上的光在参考反射镜25上反射之后作为参考光入射到半透半反镜22。从半透半反镜22朝向超声波换能器26透过的光在通过设置在超声波换能器26以及声透镜26a的中央部的开口部之后，被照射到生物体组织101。

此外，在本实施方式中，在由生物体观测装置1的各部进行用于得到生物体组织101的生物体信息的处理等之前，用水等超声波传递介质UM填满照射/接收单元2(的声透镜26a)与生物体组织101之间。

超声波换能器26根据来自驱动信号生成部4的超声波驱动信号，将作为连续波的规定的超声波沿着通过开口部的光的光轴发射到生物体组织101。并且，从超声波换能器26发射的规定

的超声波通过声透镜26a会聚的同时，作为周期性的疏密波而在生物体组织101的内部传播之后，会聚在生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)上的规定的区域中。

此外，从超声波换能器26发射的规定的超声波并不限于连续波，例如也可以是超声波脉冲。

本实施方式的声透镜26a例如具有以下结构：通过扫描单元3的控制，能够适当地变更规定的超声波在生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)上会聚的区域。

另一方面，从照射/接收单元2照射的光在生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)的各位置中的与规定的超声波会聚的区域相当的位置上进行反射，在通过超声波换能器26以及声透镜26a的开口部之后，作为物体光入射到半透半反镜22。即，透过了半透半反镜22的光在生物体组织101的内部的、因上述规定的超声波而密度被增大的位置(受到上述超声波的影响的部位)上进行反射之后，作为物体光入射到半透半反镜22。

并且，半透半反镜22使从参考反射镜25侧入射的参考光和从超声波换能器26侧入射的物体光的两束光分别进行干涉的同时，将该两束光干涉之后所产生的干涉光发射到光检测部27侧。

光检测部27对从半透半反镜22发射的干涉光进行外差(heterodyne)检测，并且将所检测出的该干涉光转换为作为电信号的干涉信号而输出到信号处理部6。

扫描单元3在每次被输入来自扫描信号产生部9的扫描信号时，将超声波换能器26以及声透镜26a的位置即照射/接收单元2的位置(扫描位置)变更为图1的x轴方向和y轴方向中的任一个。

驱动信号生成部4将用于从超声波换能器26输出具有规定的波长(或者规定的频率)的规定的超声波的超声波驱动信号输出到放大部5。驱动信号生成部4在来自信号处理部6的控制信号

被输入的时刻，向光产生部21输出光源驱动信号，该光源驱动信号用于将向生物体组织101照射的光从一个波长切换为其它波长而进行驱动。另外，在到达扫描单元3中的扫描范围的终端时，驱动信号生成部4向信号处理部6输出触发信号。

放大部5由功率放大器等构成。该放大部5对从驱动信号生成部4输出的超声波驱动信号进行放大，并且将所放大的超声波驱动信号输出到超声波换能器26。

信号处理部6具有：运算部6a，其进行运算等；以及存储器6b，其能够保存运算部6a的运算结果等的数据。

运算部6a具备未图示的频谱分析仪或者数字示波器等。运算部6a对伴随一个波长的光在一个扫描位置上的照射而从光检测部27输出的第一干涉信号进行检测，算出作为与干涉光的光强度相当的值的该第一干涉信号的信号电平。之后，运算部6a将该信号电平的算出结果写入到存储器6b。另外，在将上述第一干涉信号的信号电平的算出结果写入到存储器6b的时刻，运算部6a向驱动信号生成部4输出控制信号，该控制信号用于切换向生物体组织101照射的光的波长。

之后，运算部6a对伴随其它波长的光在一个扫描位置上的照射而从光检测部27输出的第二干涉信号进行检测，算出作为与干涉光的光强度相当的值的该第二干涉信号的信号电平。并且，运算部6a对上述第一干涉信号的信号电平与上述第二干涉信号的信号电平的差值执行FFT(高速傅立叶变换)，由此算出一个扫描位置中的多普勒频移量(频率调制量)的变化量(特性信息)。此外，随后进行与上述多普勒频移量的变化量的算出有关的详细说明。

并且，运算部6a对上述多普勒频移量的变化量执行规定的运算处理，由此生成一个扫描位置中的图像数据。运算部6a将

所生成的该图像数据与表示能够由扫描单元3进行扫描的范围内的位置的信息、即扫描位置信息相关联地保存到存储器6b。

在一个扫描位置不是扫描单元3中的扫描范围的终端的情况下(扫描未完成的情况下)，运算部6a对扫描信号产生部9进行用于将扫描位置从该一个扫描位置变更为(图1的x轴方向或者y轴方向的)其它扫描位置的控制。并且，运算部6a将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。

另外，运算部6a在根据从驱动信号生成部4输出的触发信号检测到扫描完成了时，使用从上次输入触发信号时到本次输入触发信号时为止保存在存储器6b中的各图像数据以及与该各图像数据相关联的扫描位置信息进行映射，由此生成一个画面的图像数据。运算部6a将该一个画面的图像数据转换为影像信号并输出到显示部8。由此，在显示部8上对图1示出的各坐标轴中的例如xz平面中的生物体组织101的内部图像(断层图像)进行图像显示。

扫描信号产生部9根据信号处理部6的控制一边变更扫描位置一边对扫描单元3输出用于发射超声波以及光的扫描信号。

接着，按照图3的流程图对本第一实施方式的生物体观测装置1的动作进行说明。

首先，操作员配置照射/接收单元2的超声波换能器26(以及声透镜26a)，使得在接通生物体观测装置1的各部的电源之后向一个扫描位置(xy方向的位置)中的图1的z轴方向(生物体组织101的深度方向)照射超声波以及光，并且，用水等的超声波传达介质UM填满声透镜26a与生物体组织101之间。

之后，操作员例如通过接通未图示的操作部所具有的开关等来指示开始获取生物体组织101中的生物体信息。

驱动信号生成部4根据上述指示通过放大部5将用于输出规定的超声波的超声波驱动信号输出到超声波换能器26。

在步骤S1中，超声波换能器26以及声透镜26a根据所输入的超声波驱动信号，将规定的超声波沿着光的照射方向发射到生物体组织101。然后，从超声波换能器26以及声透镜26a发射的规定的超声波作为周期性的疏密波而在生物体组织101的内部传播之后，会聚在与生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)中的规定的区域相当的位置、即 $z=Z_0$ 的位置上。

另一方面，驱动信号生成部4根据上述指示，生成用于从照射/接收单元2输出波长 λ_1 的光的光源驱动信号，并对光产生部21进行输出。

在步骤S2中，光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号对半透半反镜22照射波长 λ_1 的光。

从光产生部21照射的波长 λ_1 的光通过半透半反镜22发射到参考反射镜25，并且从设置在超声波换能器26以及声透镜26a上的开口部向图1的z轴方向(生物体组织101的深度方向)照射该波长 λ_1 的光。

照射到生物体组织101上的波长 λ_1 的光在 $z=Z_0$ 的位置上进行反射，在通过了超声波换能器26以及声透镜26a的开口部之后，作为物体光照射到半透半反镜22。

从超声波换能器26侧入射的物体光在半透半反镜22中与从参考反射镜25侧入射的参考光发生干涉之后，作为第一干涉光入射到光检测部27。

在步骤S3中，光检测部27对从半透半反镜22发射的第一干涉光进行外差检测，并且将所检测出的该第一干涉光转换为作为电信号的第一干涉信号并输出到信号处理部6。

在此，考虑将一个扫描位置的深度方向(图1的z轴方向)的

位置设为 $z=Z_0$ 、并且厚度(粗细) d 的作为光吸收物体的血管存在于比 $z=Z_0$ 的位置更靠表层侧的位置($z < Z_0$)的情况下。在这种情况下，例如如以下式(1)的 $A(\lambda 1)$ 所示，波长 $\lambda 1$ 的光的强度随着厚度 d 的增加而呈指数函数地减少。

$$A(\lambda 1) = \exp(-\alpha(\lambda 1) \cdot d) \quad \cdots (1)$$

此外，将上述式(1)中的 $\alpha(\lambda 1)$ 设为将波长 $\lambda 1$ 代入到规定的函数 $\alpha(\lambda)$ 的 λ 而得到的常数。另外，在深度方向的位置 $z=Z_0$ 的表层侧不存在作为光吸收物体的血管的情况下，将厚度 d 设为0。

并且，上述式(1)的 $A(\lambda 1)$ 是与第一干涉信号的信号电平中的交流成分相乘的值。因而，在步骤S4中，在将第一干涉信号的直流成分设为DC，将在深度方向的位置 $z=Z_0$ 的表层侧不存在作为光吸收物体的血管的情况下的该第一干涉信号的交流成分的振幅设为 $m(Z_0)$ ，将波长 $\lambda 1$ 的光的相位设为 $\varphi 1$ 的情况下，运算部6a作为以下式(2)的 $I(\lambda 1, Z_0)$ 算出作为与第一干涉光的光强度相当的值的第一干涉信号的信号电平。

$$I(\lambda 1, Z_0) = DC + A(\lambda 1) \cdot m(Z_0) \cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1) \cdot t + \varphi 1\} \quad \cdots (2)$$

运算部6a将表示作为与第一干涉光的光强度相当的值的第一干涉信号的信号电平的上述式(2)的值写入到存储器6b。并且，在将上述式(2)的值写入到存储器6b的时刻，运算部6a将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。

在来自信号处理部6的控制信号被输入的时刻，驱动信号生成部4通过放大部5将用于输出规定的超声波的超声波驱动信号输出到超声波换能器26。之后，驱动信号生成部4将光源驱动信号输出到光产生部21，该光源驱动信号用于将向生物体组织101照射的光从波长 $\lambda 1$ 切换为波长 $\lambda 2$ 。

在步骤S5中，超声波换能器26以及声透镜26a根据所输入的超声波驱动信号，将规定的超声波沿着光的照射方向发射到生物体组织101。之后，在步骤S6中，光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号，对半透半反镜22照射波长 λ_2 的光。

从光产生部21照射的波长 λ_2 的光通过半透半反镜22被发射到参考反射镜25，并且从设置在超声波换能器26以及声透镜26a上的开口部向图1的z轴方向(生物体组织101的深度方向)照射该波长 λ_2 的光。

对生物体组织101照射的波长 λ_2 的光与波长 λ_1 的光同样地在 $z=Z_0$ 的位置上进行反射，在通过了超声波换能器26以及声透镜26a的开口部之后，作为物体光入射到半透半反镜22。

从超声波换能器26侧入射的物体光在半透半反镜22中与从参考反射镜25侧入射的参考光发生干涉之后，作为第二干涉光被入射到光检测部27。

在步骤S7中，光检测部27对从半透半反镜22发射的第二干涉光进行外差检测，并且将所检测出的该第二干涉光转换为作为电信号的第二干涉信号并输出到信号处理部6。

在此，例如如以下式(3)的A(λ_2)所示，波长 λ_2 的照明光的强度随着厚度d的增加而呈指数函数地减少。

$$A(\lambda_2)=\exp(-\alpha(\lambda_2)\cdot d) \quad \cdots(3)$$

此外，将上述式(3)中的 $\alpha(\lambda_2)$ 设为将波长 λ_2 代入到上述规定的函数 $\alpha(\lambda)$ 的 λ 而得到的常数。另外，与上述式(1)的情况同样地，在深度方向的位置 $z=Z_0$ 的表层侧不存在作为光吸收物体的血管的情况下，将厚度d设为0。

并且，上述式(3)的A(λ_2)是与第二干涉信号的信号电平中

的交流成分相乘的值。因而，在步骤S8中，在将第二干涉信号的直流成分设为DC，将在深度方向的位置 $z=Z_0$ 的表层侧不存在作为光吸收物体的血管的情况下该第二干涉信号的交流成分的振幅设为 $m(Z_0)$ ，将波长 $\lambda 2$ 的光的相位设为 $\varphi 2$ 的情况下，运算部6a作为以下式(4)的 $I(\lambda 2, Z_0)$ 算出作为与第二干涉光的光强度相当的值的第二干涉信号的信号电平。

$$I(\lambda 2, Z_0)=DC+A(\lambda 2)\cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t+\varphi 2\} \quad \cdots(4)$$

另外，规定的函数 $\alpha(\lambda)$ 是表示血液的吸收系数的波长依赖性的函数、即与图2示出的曲线形状一致的函数。因此， $\alpha(\lambda)$ 的值与以固定值换算(scaling)图2的曲线而得到的值一致。

另外，从光产生部21照射的光的波长 $\lambda 1$ 以及 $\lambda 2$ 对于血液中的氧饱和度的变化的灵敏度较低，在吸光度(摩尔吸光系数)相互大致相同的800nm至930nm之间分别选择波长 $\lambda 1$ 以及 $\lambda 2$ 。因此，上述式(1)中的常数 $\alpha(\lambda 1)$ 的值和上述式(3)中的常数 $\alpha(\lambda 2)$ 的值大致一致。

与此相伴地，在设为 $\alpha(\lambda 1)=\alpha(\lambda 2)$ 的情况下，上述式(1)以及上述式(3)的右边的值分别相等。并且，当设为 $A(\lambda 1)=A(\lambda 2)=A_0$ 时，能够将上述式(2)以及式(4)改写为以下式(5)以及式(6)。

$$I(\lambda 1, Z_0)=DC+A_0\cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1)\cdot t+\varphi 1\} \quad \cdots(5)$$

$$I(\lambda 2, Z_0)=DC+A_0\cdot m(Z_0)\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t+\varphi 2\} \quad \cdots(6)$$

由此，在步骤S9中，运算部6a一边参照保存在存储器6b中的内容一边作为以下式(7)示出的值来算出上述式(5)与式(6)的差值 ΔI 。

$$\begin{aligned} \Delta I &= I(\lambda 1, Z_0) - I(\lambda 2, Z_0) \\ &= A_0 \cdot m(Z_0) [\cos\{2\pi\Delta f(\lambda 1)\cdot t+\varphi 1\} - \cos\{2\pi\Delta f(\lambda 2)\cdot t+\varphi 2\}] \cdots(7) \end{aligned}$$

并且，在步骤S10中，运算部6a对上述式(7)的右边执行

FFT(高速傅立叶变换)，由此作为以下式(8)示出的值而算出一个扫描位置的一个区域(z轴方向的一个位置)中的多普勒频移量的变化量 Δf_{ds} 。

$$\Delta f_{ds} = \Delta f(\lambda 1) - \Delta f(\lambda 2) \quad \cdots (8)$$

此外，将上述式(8)中的 $\Delta f(\lambda 1)$ 设为波长 $\lambda 1$ 的光在深度方向的位置 $z=Z_0$ 上被反射时所产生的多普勒频移量。另外，将上述式(8)中的 $\Delta f(\lambda 2)$ 设为波长 $\lambda 2$ 的光在一个扫描位置的一个区域中被反射时所产生的多普勒频移量。

另一方面，将从超声波换能器26以及声透镜26a发射的规定的超声波的速度设为 V_{us} ，将该规定的超声波的波长设为 λ_{us} ，将波长 λ 的光入射的情况下肿瘤组织中的折射率设为 $n(\lambda)$ ，将与超声波的发射相应地产生的该折射率的变化量设为 $\Delta n(\lambda)$ 。在这种情况下，多普勒频移量 $\Delta f(\lambda 1)$ 和 $\Delta f(\lambda 2)$ 被表示为以下式(9)以及式(10)。

$$\Delta f(\lambda 1) = \{2V_{us}(n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1))\}/\lambda_{us} \quad \cdots (9)$$

$$\Delta f(\lambda 2) = \{2V_{us}(n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2))\}/\lambda_{us} \quad \cdots (10)$$

并且，运算部6a将上述式(9)以及上述式(10)代入到上述式(8)，并且与 $\lambda_{us}/2V_{us}$ 相乘，由此得到以下式(11)。

$$\Delta f_{ds} \cdot (\lambda_{us}/2V_{us}) = (n(\lambda 1) + \Delta n(\lambda 1)) - (n(\lambda 2) + \Delta n(\lambda 2)) \quad \cdots (11)$$

在步骤S11中，运算部6a一边将上述式(11)的右边的值、即从在照射波长 $\lambda 1$ 的光的情况下在肿瘤组织中产生的折射率的变化量减去在照射波长 $\lambda 2$ 的光的情况下在肿瘤组织中产生的折射率的变化量而得到的值视为一个扫描位置的一个区域的像素值，一边生成该一个扫描位置的一个区域中的图像数据。然后，运算部6a将所生成的上述图像数据与表示能够由扫描单元3扫描的范围内的位置的信息即扫描位置信息、以及z轴方向的位置信息相关联地保存到存储器6b。

通过信号处理部6的控制，利用声透镜26a对超声波会聚的生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)的位置进行变更(即， $z=Z_0, Z_1, Z_2, \dots$)，从而进行多次上述步骤S1~S11的动作。

在步骤S12中，运算部6a判断获取图像数据时的扫描位置是否为扫描单元3中的扫描范围的终端。然后，在获取图像数据时的扫描位置不是扫描单元3中的扫描范围的终端的情况下(扫描未完成的情况下)，在步骤S13中，运算部6a对扫描信号产生部9进行用于将扫描位置从该一个扫描位置变更为其它扫描位置(图1的x轴方向或者y轴方向的不同的位置)的控制，并且将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。以后，在步骤S12中，在直到判断为扫描位置到达扫描单元3的扫描范围的终端为止的期间，在生物体观测装置1的各部中反复进行如上所述的动作。

之后，运算部6a在根据从驱动信号生成部4输出的触发信号检测到扫描完成了时，在步骤S14中，使用从上次输入触发信号时到本次输入触发信号时为止保存在存储器6b中的各图像数据以及与该各图像数据相关联的扫描位置信息及z轴方向的位置信息进行映射，由此生成一个画面的图像数据，将该一个画面的图像数据转换为影像信号并输出到显示部8。由此，显示部8根据图像数据来显示图1所示的各坐标轴中的例如xz平面中的生物体组织101的内部图像(断层图像)。

图4是表示生物体组织内的肿瘤组织以及血管的存在状态的一例的图。图5是表示根据使用单一波长的光获取到的多普勒频移量生成的断层图像的一例的图。在肿瘤组织101a和血管101b在相同截面上重叠存在的如图4所示的情况下，在使用单一波长的光获取多普勒频移量时，根据该多普勒频移量生成的断层图像成为例如如图5所示的图像。

在图5示出的图像中，肿瘤组织101a的一部分被血管101b遮掩而成为难以观察的状态，并且随着光的一部分在血管101b中被吸收，血管101b所存在的位置以深的深部区域101c发黑。并且，在图5示出的图像中，根据多普勒频移量而得到的信息的动态范围窄，因此与肿瘤组织101a的边界相当的区域与其它区域之间的亮度差变得较小。

即，在使用单一波长的光获取多普勒频移量并根据该多普勒频移量生成断层图像的情况下，导致难以判别肿瘤组织101a的形状等的断层图像被显示在显示部8中。

与此相对，在生物体观测装置1中，使用适合于上述条件的两种光、即波长 λ_1 的光以及波长 λ_2 的光来鉴别血管101b。之后，生物体观测装置1通过求出使用波长 λ_1 的光得到的多普勒频移量与使用波长 λ_2 的光得到的多普勒频移量之间的差，同时去除相当于血管101b的图像以及深部区域101c中的发黑部分。

图6是表示由图1的生物体观测装置得到的断层图像的一例的图。根据具有上述结构的生物体观测装置1，能够采用根据多普勒频移量得到的信息的较广的动态范围。因此，例如如图6所示，能够在显示部8中显示容易判别肿瘤组织101a的形状等的断层图像。其结果，本实施方式的生物体观测装置1能够减轻进行肿瘤组织的观察时的手术操作者的负担。

另外，根据具有上述结构的生物体观测装置1，即使在扫描单元3的扫描范围内存在作为光吸收物体的血管101b的情况下，也能够高精确度地检测血管101b以深的深部区域101c中的光散射信息。

此外，在本实施方式中，超声波的发射方向和各光的照射方向并不限于对于生物体组织101形成相同角度的方向，也可以是对于生物体组织101形成不同角度的方向。在这种情况下，例

如将超声波换能器26以及声透镜26a配置成其超声波的发射方向相对于上述光的光轴(Z轴)倾斜。由此，即使在使用了连续波的超声波和连续波的光的情况下，也能够从规定的区域得到无噪声的物体光。

在图1示出的生物体观测装置1中应用该结构的情况下，通过扫描单元3使照射/接收单元2整体向z轴方向移动，由此变更超声波在生物体组织101的深度方向上会聚的区域。

另外，图1示出的生物体观测装置1作为用于得到与上述效果相同的效果的结构，例如也可以构成为图7示出的生物体观测装置1'。此外，在图7中对与图1相同的部分附加了相同的标记。

在图7中，波长 λ_1 的光以及波长 λ_2 的光不是从相同的光产生部照射而是分别从分离设置的两个光产生部照射。即，在图7的照射/接收单元2'中，从光产生部211照射波长 λ_1 的光，从光产生部212照射波长 λ_2 的光。光产生部211、212分别由激光光源(LD: Laser diode: 激光二极管)构成。或者，光产生部211、212也可以分别通过白色光源、SLD和滤光片的组合来构成。

在这种情况下，在来自信号处理部6的控制信号被输入的时刻，驱动信号生成部4将光源驱动信号输出到光产生部211或者光产生部212，由此照射波长 λ_1 或者波长 λ_2 的光。来自光产生部211的波长 λ_1 的光在反射镜281上反射，并透过反射镜282照射到半透半反镜22。来自光产生部212的波长 λ_2 的光在反射镜282上反射，并照射到半透半反镜22。

另外，图1示出的生物体观测装置1作为用于得到与上述效果相同的效果的结构，例如也可以构成为图8示出的生物体观测装置1”。在该结构中，不使用上述参考光，即不使用干涉光，而生成生物体组织101内部的图像数据。此外，在图8中对与图1相同的部分附加了相同的标记。

在图8中，代替图1示出的参考反射镜25，配置有由黑色等的板状构件构成的光吸收体25'。由此，从光产生部21照射并在半透半反镜22中反射的光被光吸收体25'吸收。因此，不会从光吸收体25'发射参考光。光检测部27仅检测在半透半反镜22中反射的物体光。在这种结构中，也能够得到容易判别肿瘤组织的形状等的断层图像。此外，除了使用光吸收体以外，只要是不会有对半透半反镜22入射参考光的结构，就能够应用。

另外，如图9示出的生物体观测装置1'''那样，也可以构成为代替图7示出的参考反射镜25而配置由黑色等的板状构件构成的光吸收体25'。

另外，图1示出的生物体观测装置1作为用于得到与上述效果相同的效果的结构，例如也可以构成为图10示出的生物体观测装置1A。此外，在图10中对与图1相同的部分附加了相同的标记。

具体地说，生物体观测装置1A除了具有扫描单元3、驱动信号生成部4、放大部5、信号处理部6、显示部8、扫描信号产生部9、光产生部21、参考反射镜25、超声波换能器26、声透镜26a、光检测部27以外，主要具有光纤52a、52b、52c以及52d、光耦合器53、准直透镜56。

另外，如图11所示，光耦合器53构成为具有第一耦合器部53a和第二耦合器部53b。

如图10以及图11所示，光纤52a的一端侧连接在光产生部21上，并且另一端侧连接在第一耦合器部53a上。

如图11所示，光纤52b具有用于接收的纤维束60a和用于发送的纤维束60b。另外，纤维束60a的一端侧连接在第二耦合器部53d上，并且另一端侧被插通到形成在超声波换能器26以及声透镜26a的中央部上的开口部而被连接。并且，纤维束60b的一

端侧连接在第一耦合器部53a上，并且另一端侧被插通到形成在超声波换能器26以及声透镜26a的中央部上的开口部而被连接。此外，纤维束60a以及60b的各端部在形成于超声波换能器26以及声透镜26a的中央部上的开口部中，例如被配置成如图12所示的状态。在图12中，将纤维束60a作为芯部，其周围被纤维束60b所包围。

如图11所示，光纤52c具有用于接收的纤维束60c和用于发送的纤维束60d。另外，纤维束60c的一端侧连接在第二耦合器部53b上，并且另一端侧被配置在来自准直透镜56的光能够入射的位置。并且，纤维束60d的一端侧连接在第一耦合器部53a上，并且另一端侧被配置在能够向准直透镜56照射光的位置。

如图10以及图11所示，光纤52d的一端侧连接在第二耦合器部53b上，并且另一端侧连接在光检测部27上。

根据上述结构，在生物体观测装置1A中，从光产生部21照射的波长 λ_1 的光通过光纤52a、第一耦合器部53a以及纤维束60b对生物体组织101进行照射，并且通过光纤52a、第一耦合器部53a以及纤维束60b对准直透镜56进行照射。

入射到准直透镜56的光照射成具有平行的光束的光，在参考反射镜25上反射，在再次通过准直透镜56之后，作为参考光入射到纤维束60c。入射到纤维束60c的参考光发射到第二耦合器部53b。

另一方面，通过纤维束60b照射的波长 λ_1 的光在生物体组织101的深度方向(图10的z轴方向)的各位置中的与从超声波换能器26以及声透镜26a发射的规定的超声波会聚的区域相当的位置上反射之后，作为物体光入射到纤维束60a。

并且，从纤维束60a入射的物体光在第二耦合器部53b中与从纤维束60c入射的参考光发生干涉，作为第一干涉光通过光纤

52d入射到光检测部27。

之后，在信号处理部6中，对从光检测部27输出的第一干涉信号执行与生物体观测装置1相同的处理(基于上述式(1)以及(2)的处理)等。由此，算出作为与第一干涉光的光强度相当的值的该第一干涉信号的信号电平的值，并依次保存到存储器6b。

在上述第一干涉信号的信号电平的值的计算完成之后，伴随着从信号处理部6输出控制信号，波长 λ_2 的光一边在上述路径中传播一边从光产生部21照射到生物体组织101。

照射到生物体组织101的波长 λ_2 的光在与反射波长 λ_1 的位置相同的位置上反射之后，作为物体光入射到纤维束60a。另外，入射到纤维束60a的物体光发射到第二耦合器部53b。

并且，从纤维束60a入射的物体光在第二耦合器部53b中与从纤维束60c入射的参考光发生干涉，作为第二干涉光通过光纤52d入射到光检测部27。

之后，在信号处理部6中，对从光检测部27输出的第二干涉信号执行与生物体观测装置1相同的处理(基于上述式(3)以及(4)的处理)等。由此，算出作为与第二干涉光的光强度相当的值的该第二干涉信号的信号电平的值。

并且，通过继续依次进行基于上述式(5)到(11)为止的处理，生成与一个扫描位置的z轴方向的一个位置相当的一个像素的图像数据。并且，通过在直到到达扫描范围的终端为止的期间反复进行用于生成一个像素的图像数据的处理，生成一个画面的图像数据，该一个画面的图像数据一边被转换为影像信号一边被输出到显示部8。

在具有如上所述结构的图10示出的生物体观测装置1A中，也能够得到与上述生物体观测装置1中的效果相同的效果。

此外，图10示出的生物体观测装置1A作为用于得到与上述

效果相同的效果的结构，例如也可以构成为图13示出的生物体观测装置1A'。此外，在图13中对与图10相同的部分附加了相同的标记。

在图13中，波长 λ_1 的光以及波长 λ_2 的光不是从相同的光产生部照射，而是分别从分离设置的两个光产生部照射。即，在图13中，与图7同样地，从光产生部211照射波长 λ_1 的光，从光产生部212照射波长 λ_2 的光。来自光产生部211的波长 λ_1 的光通过光纤52aA、光耦合器54以及光纤52a照射到光耦合器53。来自光产生部212的波长 λ_2 的光通过光纤52aB、光耦合器54以及光纤52a照射到光耦合器53。

另外，图10示出的生物体观测装置1A作为用于得到与上述效果相同的效果的结构，例如也可以构成为图14示出的生物体观测装置1A''。在该结构中，不使用上述参考光，即不使用干涉光，而生成生物体组织101内部的图像数据。此外，在图14中对与图10相同的部分附加了相同的标记。

在图14中，去掉了图10示出的光纤52c、准直透镜56、参考反射镜25。由此，不会对光耦合器53照射参考光。光检测部27仅检测从光耦合器53发射的物体光。在这种结构中，也能够得到容易判别肿瘤组织的形状等的断层图像。

另外，如图15示出的生物体观测装置1A'''那样，也可以是从图13示出的生物体观测装置1A'中去掉光纤52c、准直透镜56、参考反射镜25的结构。

参照图16以及图17，对本发明的第二实施方式所涉及的生物体观测装置进行说明。

此外，在以后的说明中，对于具有与第一实施方式相同结构的部分省略详细说明。另外，本第二实施方式中的生物体观测装置具有与第一实施方式中的生物体观测装置类似的结构。

因此，在本第二实施方式中，主要对与第一实施方式中的生物体观测装置不同的部分进行说明。

图16示出生物体观测装置1B的概要。此外，在图16中对与图1相同的部分附加相同的标记。如图16所示，该生物体观测装置1B主要具有照射/接收单元2、扫描单元3、驱动信号生成部4、放大部5、信号处理部6A、显示部8以及扫描信号产生部9。另外，信号处理部6A具有运算部6a、存储器6b以及判别部6c。

判别部6c进行以下判别：作为一个扫描位置中的第一干涉信号的信号电平的算出结果而被写入到存储器6b中的值是否为有效值、即是否检测出了波长 λ_1 的光的反射光。

然后，在检测出作为一个扫描位置中的第一干涉信号的信号电平的算出结果而被写入到存储器6b中的值为有效值的情况下，判别部6c判断为入射到照射/接收单元2的物体光具有能够检测的强度，对运算部6a进行用于继续进行该一个扫描位置中的运算等的指示、即继续运算指示。

另外，在检测出作为第一干涉信号的信号电平的算出结果而无效的值被写入到存储器6b的情况下，判别部6c判断为入射到照射/接收单元2的物体光具有实质上无法检测的强度，对运算部6a进行用于将扫描位置从一个扫描位置变更为其它扫描位置的指示。

接着，按照图17的流程图，对本第二实施方式的生物体观测装置1B的动作进行说明。

生物体观测装置1B的各部的电源被接通之后，随着未图示的操作部所具有的开关等被接通，进行用于开始获取生物体组织101中的生物体信息的指示。

驱动信号生成部4根据上述指示，将用于输出规定的超声波的超声波驱动信号通过放大部5输出到超声波换能器26。

在步骤S21中，超声波换能器26以及声透镜26a根据所输入的超声波驱动信号将规定的超声波沿着光的照射方向发射到生物体组织101。

另一方面，驱动信号生成部4根据上述指示，生成用于从照射/接收单元2输出波长 λ_1 的光的光源驱动信号，输出到光产生部21。

在步骤S22中，光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号，在一个扫描位置上，对半透半反镜22照射波长 λ_1 的光。

之后，与第一实施方式同样地，通过与规定的超声波会聚的区域相当的位置($z=Z_0$ 的位置)上的光的反射而产生的物体光被入射到半透半反镜22。

从超声波换能器26以及声透镜26a侧入射到半透半反镜22的物体光与从参考反射镜25侧入射的参考光发生干涉之后，作为第一干涉光被入射到光检测部27。

在步骤S23中，光检测部27对从半透半反镜22发射的第一干涉光进行外差检测，并且将所检测出的该第一干涉光转换为作为电信号的第一干涉信号并输出到信号处理部6A。

在步骤S24中，信号处理部6A的运算部6a根据所输入的第一干涉信号，算出表示为上述式(2)的 $I(\lambda_1, Z_0)$ 的该第一干涉信号的信号电平之后，将所得到的值写入到存储器6b中。

在步骤S25中，判别部6c进行以下判别：作为一个扫描位置的一个区域中的第一干涉信号的信号电平的算出结果而被写入存储器6b的值是否为有效值、即是否为不是0的值。

然后，在检测出作为一个扫描位置的一个区域中的第一干涉信号的信号电平的算出结果而被写入存储器6b的值为有效值的情况下，判别部6c判断为入射到照射/接收单元2的物体光具

有能够检测的强度，对运算部6a进行用于继续进行该一个扫描位置的一个区域中的运算等的指示、即继续运算指示。

另外，在检测出作为第一干涉信号的信号电平的算出结果而无效的值、即0的值被写入到存储器6b的情况下，判别部6c判断为入射到照射/接收单元2的物体光具有实质上无法检测的强度，对运算部6a进行用于将扫描位置从一个扫描位置变更为其它扫描位置的指示。然后，在从判别部6c输入了上述指示时，运算部6a继续进行步骤S33示出(后述的)的处理。

另一方面，运算部6a将第一干涉信号的信号电平的算出结果写入到存储器6b之后，在从判别部6c输入了继续运算指示时，将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。

在来自信号处理部6A的控制信号被输入的时刻，驱动信号生成部4将用于输出规定的超声波的超声波驱动信号通过放大部5输出到超声波换能器26。之后，驱动信号生成部4将用于将向生物体组织101照射的光从波长 λ_1 切换为波长 λ_2 的光源驱动信号输出到光产生部21。

在步骤S26中，超声波换能器26以及声透镜26a根据所输入的超声波驱动信号，将规定的超声波沿着光的照射方向发射到生物体组织101。之后，在步骤S27中，光产生部21根据来自驱动信号生成部4的光源驱动信号，对半透半反镜22照射波长 λ_2 的光。

波长 λ_2 的光与波长 λ_1 的光同样地在 $z=Z_0$ 的位置上反射，在通过超声波换能器26以及声透镜26a的开口部之后，作为物体光被入射到半透半反镜22。

从超声波换能器26以及声透镜26a侧入射到半透半反镜22的物体光与从参考反射镜25侧入射的参考光发生干涉之后，作

为第二干涉光被入射到光检测部27。

在步骤S28中，光检测部27对从半透半反镜22发射的第二干涉光进行外差检测，并且将所检测出的该第二干涉光转换为作为电信号的第二干涉信号并输出到信号处理部6A。

在步骤S29中，信号处理部6A的运算部6a根据所输入的第二干涉信号，算出表示为上述式(4)的 $I(\lambda_2, Z_0)$ 的该第二干涉信号的信号电平。另外，在步骤S30中，运算部6a一边参照保存在存储器6b中的内容一边利用上述式(7)算出表示为上述式(5)的第一干涉信号的信号电平和表示为上述式(6)的第二干涉信号的信号电平之间的差值 ΔI 。

然后，在步骤S31中，运算部6a对上述式(7)的右边执行FFT(高速傅立叶变换)，由此作为上述式(8)示出的值而算出一个扫描位置的一个区域中的多普勒频移量的变化量 Δf_{ds} 。另外，运算部6a通过使用上述式(8)、(9)以及(10)，得到上述式(11)示出的运算结果。

之后，在步骤S32中，运算部6a一边将上述式(11)的右边的值、即从在照射波长 λ_1 的光的情况下在肿瘤组织中产生的折射率的变化量减去在照射波长 λ_2 的光的情况下在肿瘤组织中产生的折射率的变化量而得到的值视为一个扫描位置的一个区域的像素值，一边生成该一个扫描位置的一个区域中的图像数据。然后，运算部6a将所生成的上述图像数据与表示能够由扫描单元3扫描的范围内的位置的信息即扫描位置信息、以及z轴方向的位置信息相关联地保存到存储器6b。

通过信号处理部6的控制，利用声透镜26a对超声波会聚的生物体组织101的深度方向(图1的z轴方向)的位置进行变更(即， $z=Z_0, Z_1, Z_2, \dots$)，从而多次进行上述步骤S21~S32的动作。

在步骤S33中，运算部6a判断获取图像数据时的扫描位置是

否为扫描单元3中的扫描范围的终端。然后，在获取图像数据时的扫描位置不是扫描单元3中的扫描范围的终端的情况下(扫描未完成的情况下)，在步骤S34中，运算部6a对扫描信号产生部9进行用于将扫描位置从该一个扫描位置变更为其它扫描位置(图16的x轴方向或者y轴方向的不同的位置)的控制，并且将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。以后，直到在步骤S33中判断为扫描位置到达了扫描单元3的扫描范围的终端为止的期间，在生物体观测装置1B的各部中反复进行如上所述的动作。

此外，运算部6a在步骤S25的处理之后继续进行步骤S33以及步骤S34的处理的情况下，为了从光产生部21再次照射波长 λ_1 的光，不将用于切换向生物体组织101照射的光的波长的控制信号输出到驱动信号生成部4。

之后，运算部6a在根据从驱动信号生成部4输出的触发信号检测到扫描完成了时，在步骤S35中，使用从上次输入触发信号时到本次输入触发信号时为止保存在存储器6b中的各图像数据以及与该各图像数据相关联的扫描位置信息及z轴方向的位置信息进行映射，由此生成一个画面的图像数据，将该一个画面的图像数据转换为影像信号并输出到显示部8。由此，在显示部8中显示图16示出的各坐标轴中的例如xz平面中的生物体组织101的内部图像(断层图像)。

在具有如上所述结构的图16示出的本第二实施方式的生物体观测装置1B中，也能够得到与第一实施方式的生物体观测装置1的效果相同的效果。

此外，在本第二实施方式的生物体观测装置1B中，例如在规定的次数以上判断为被写入到存储器6b中的值无效的情况下，通过跳过生成一个画面的图像数据的处理(图12的步骤S35

的处理)，也可以不生成不适合观察的图像。或者，也可以一边跳过生成一个画面的图像数据的处理(图12的步骤S35的处理)一边通过显示部8通知无法获取到适合于观察的图像的意思。

此外，图16示出的生物体观测装置1B作为用于得到与上述效果相同的效果的结构，与图7同样地，也可以从分离设置的两个光产生部分别照射波长 λ_1 的光以及波长 λ_2 的光。另外，与图8同样地，图16示出的生物体观测装置1B也可以代替参考反射镜25而配置由黑色等的板状构件构成的光吸收体。另外，与图9同样地，图16示出的生物体观测装置1B也可以构成为如下：从分离设置的两个光产生部分别照射波长 λ_1 的光以及波长 λ_2 的光，并且，代替参考反射镜25而配置由黑色等的板状构件构成的光吸收体。

如上所述，根据本发明的实施方式中的生物体观测装置以及方法，能够减轻观察肿瘤组织时的手术操作者的负担。

尽管以上的说明包含了很多特征，这些特征仅提供了对本发明的当前优选实施例中的一些实施例的例示，而不应该将这些特征解读为对本发明的范围的限制。因而，应当由所附的权利要求书来确定本发明的范围。

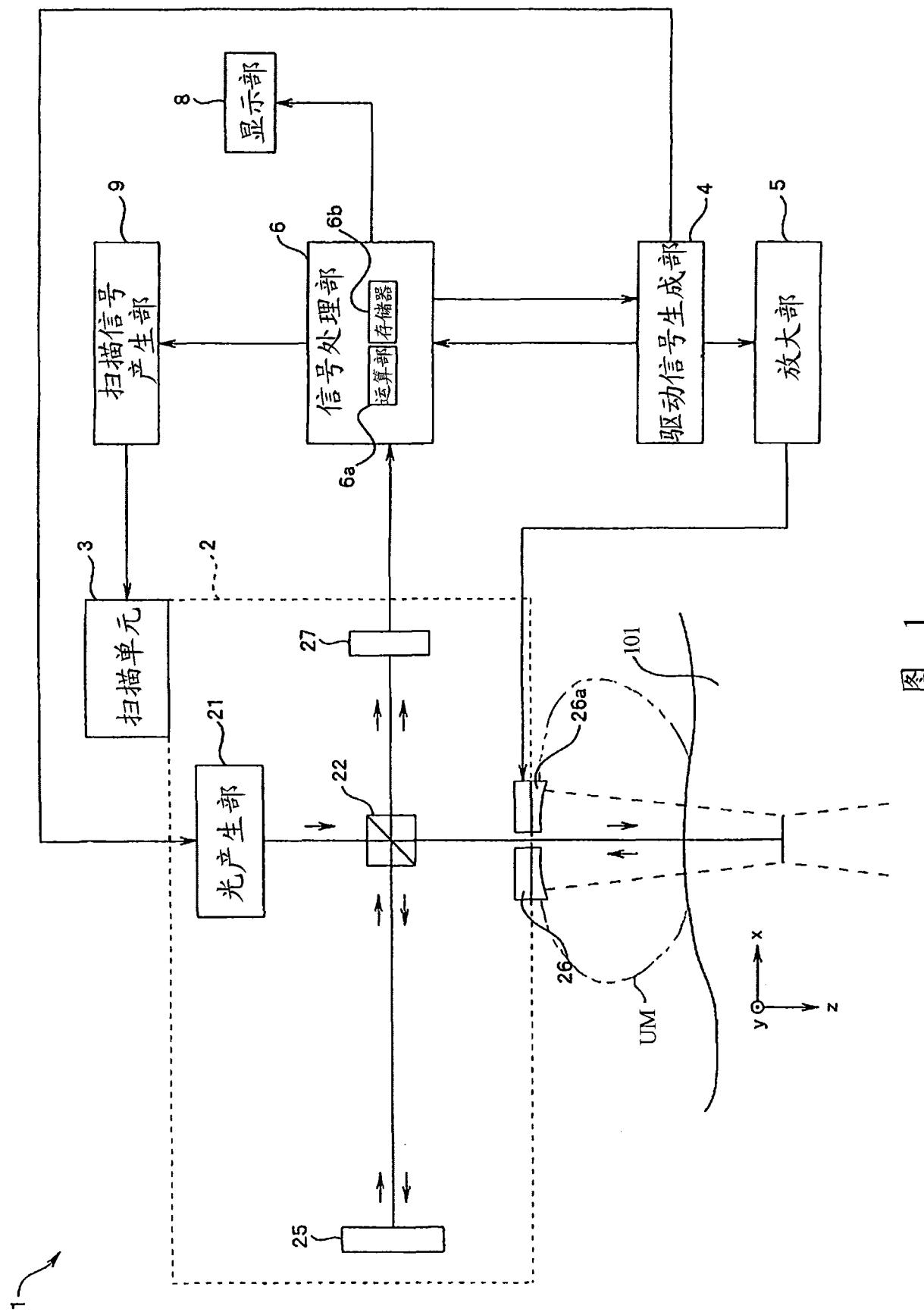


图 1

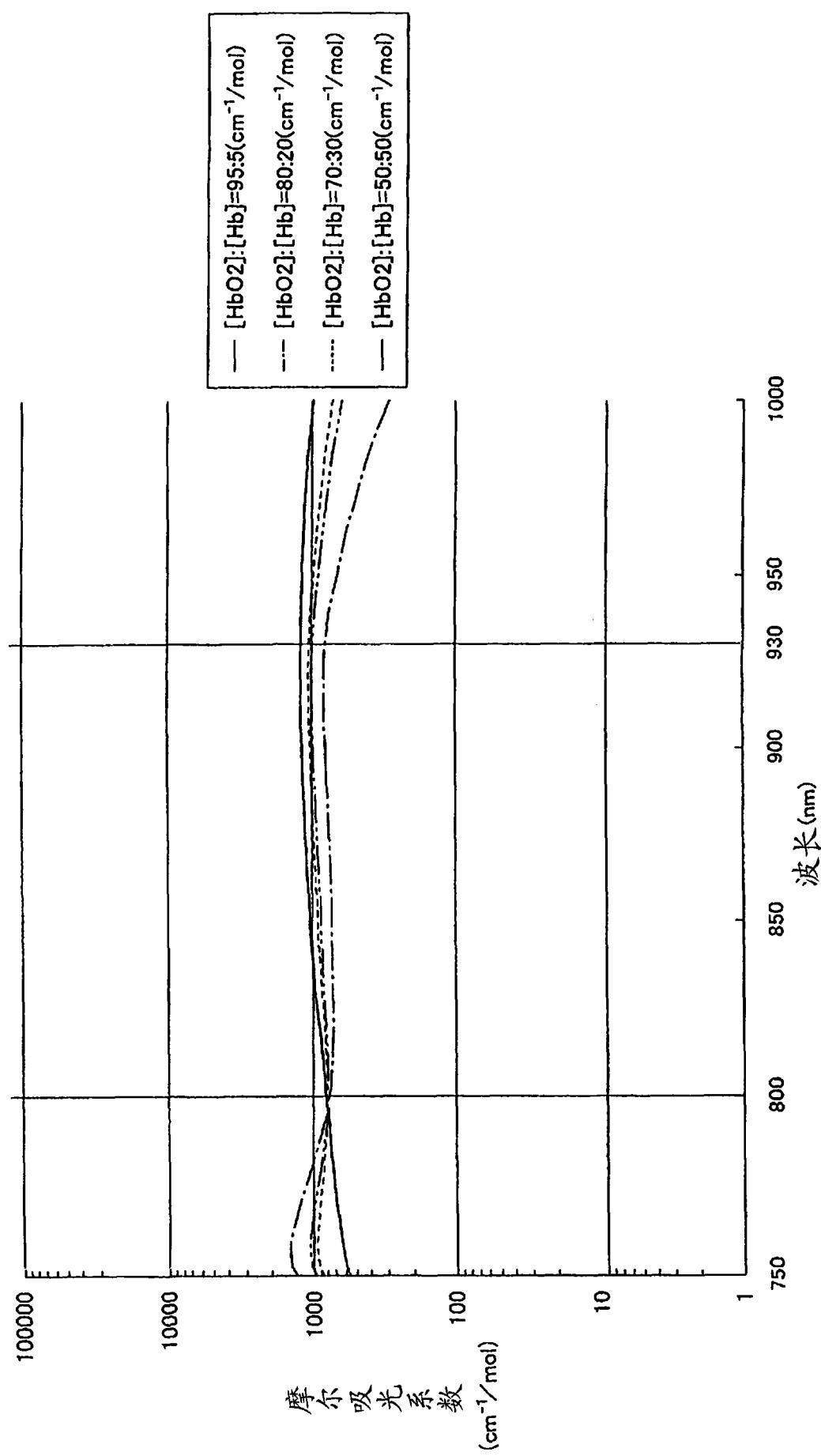


图 2

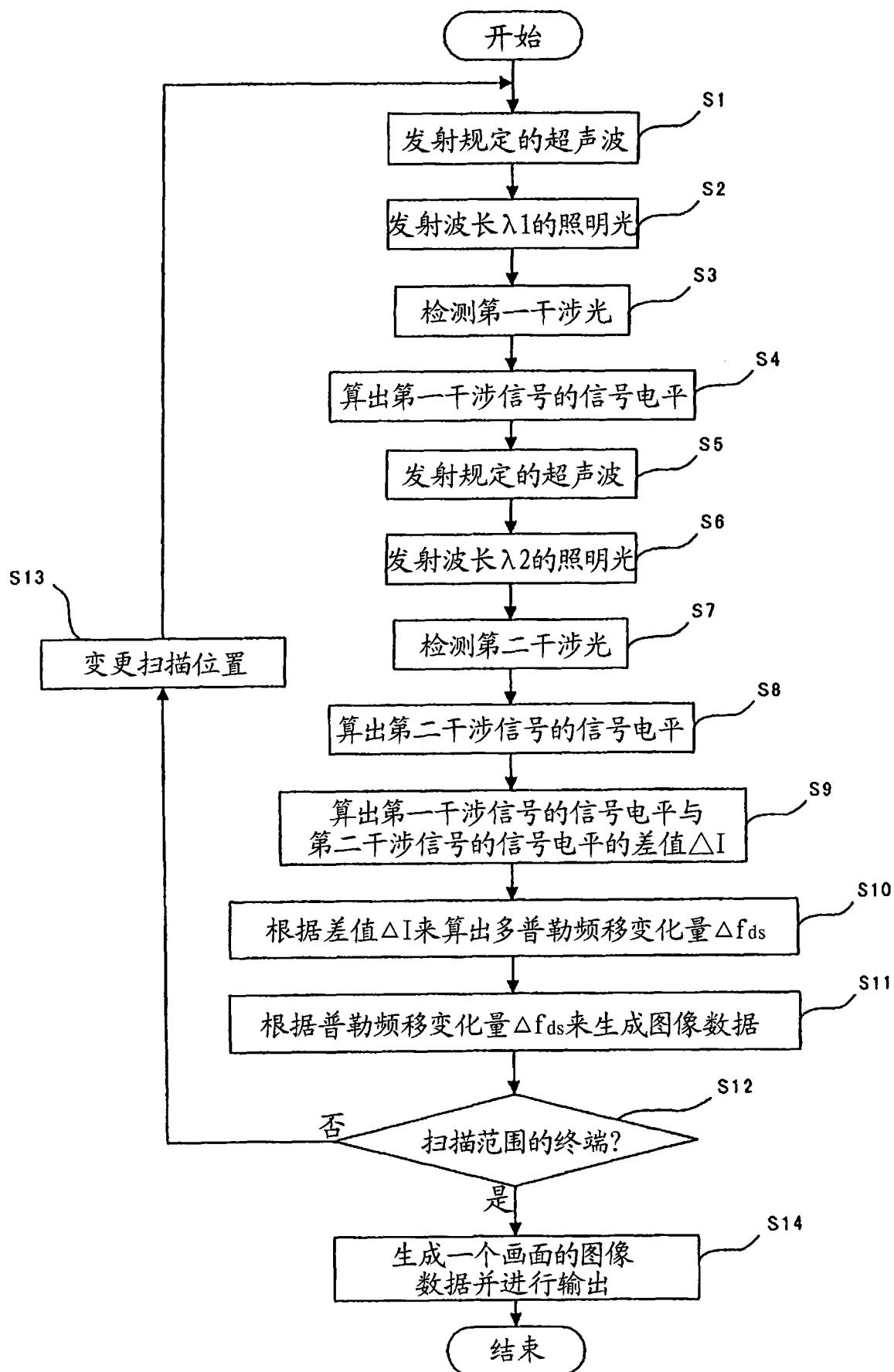


图 3

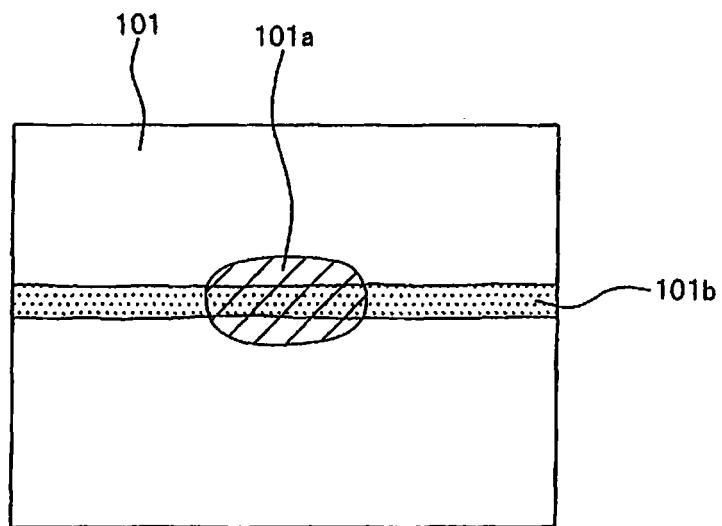


图 4

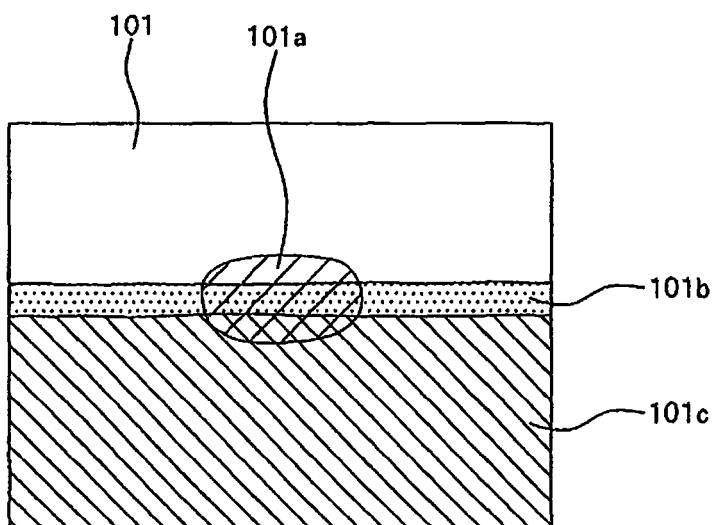


图 5

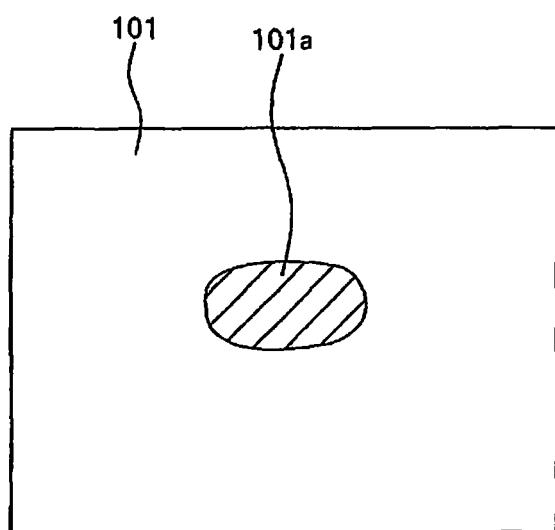


图 6

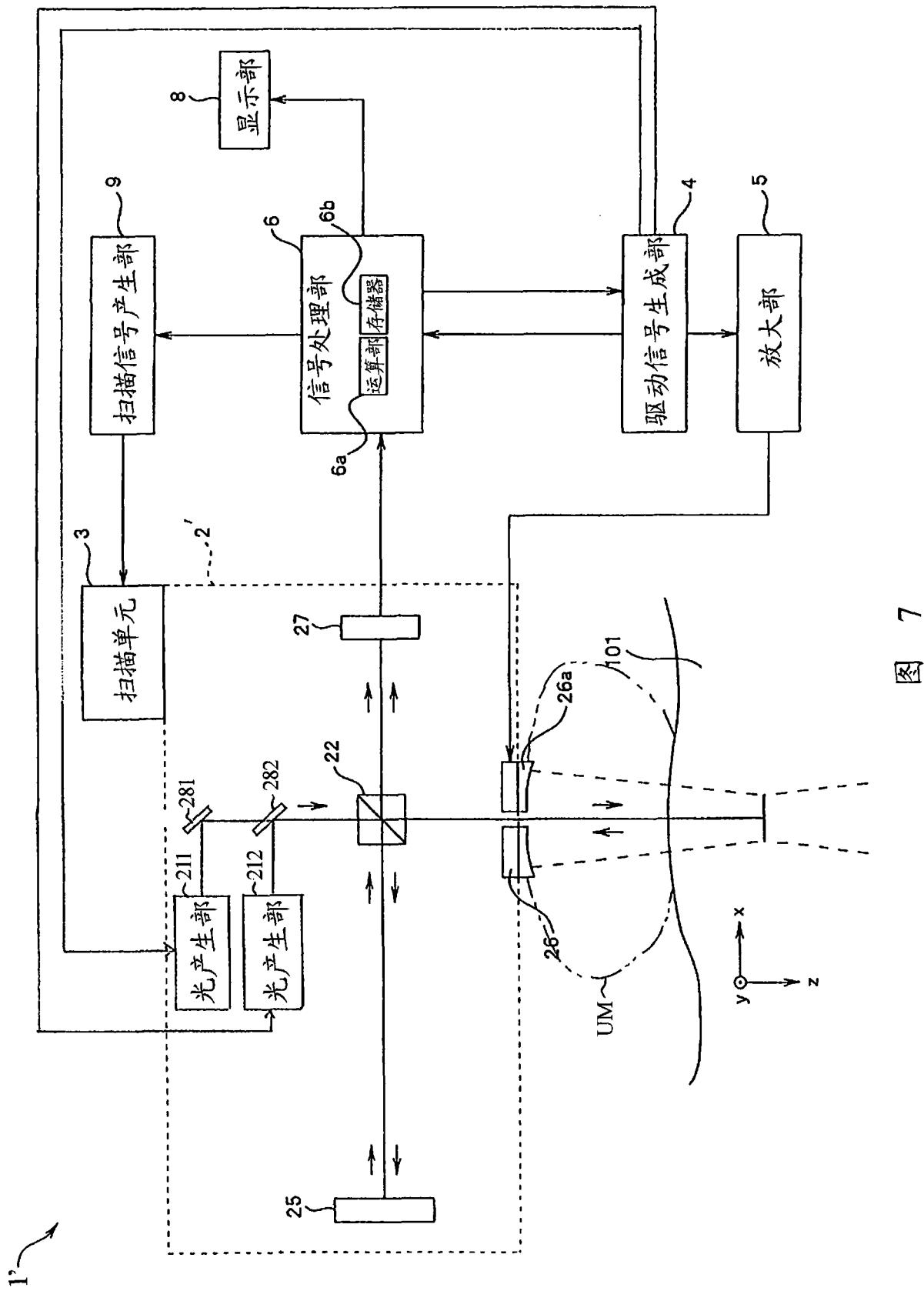


图 7

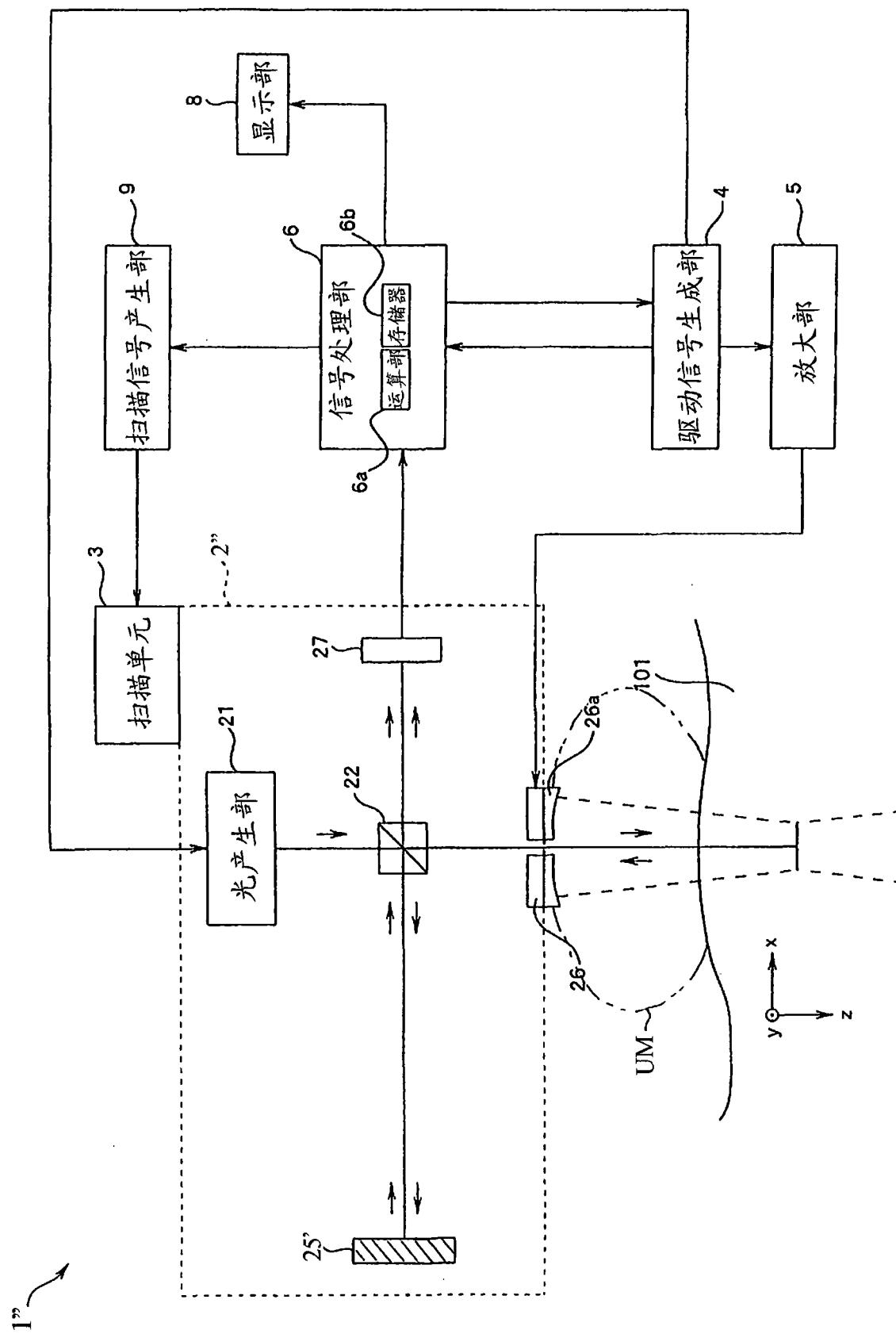


图 8

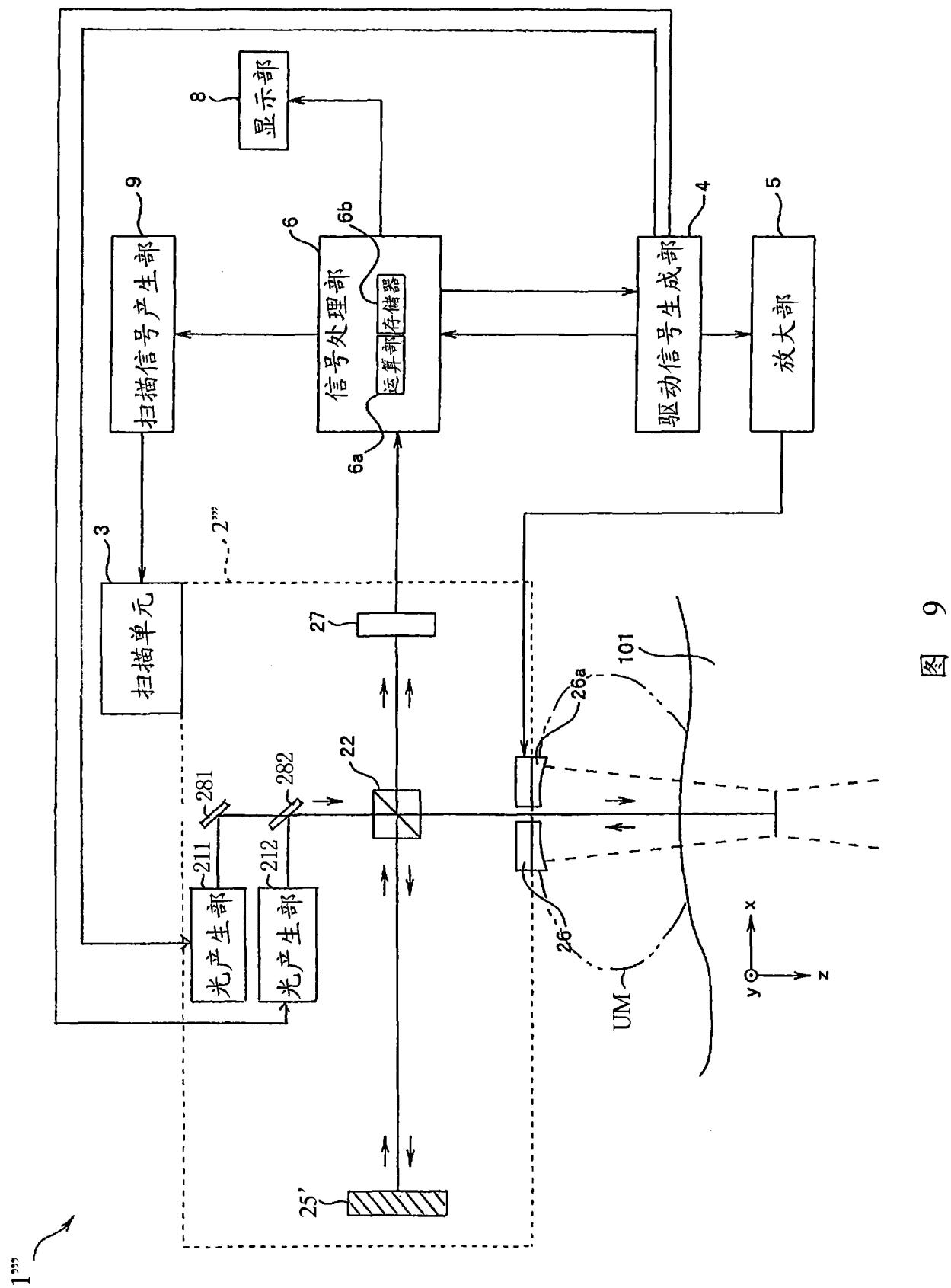


图 9

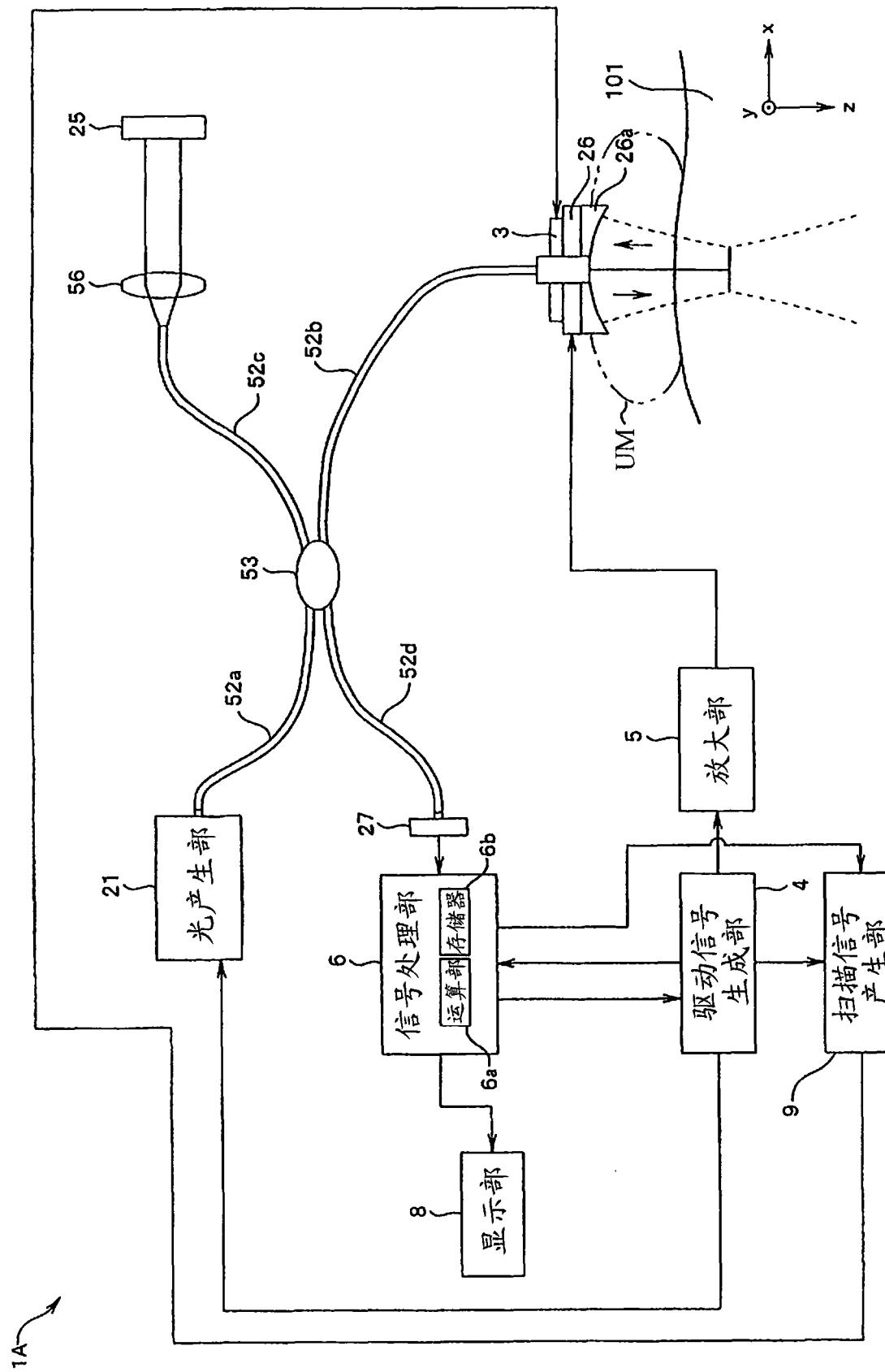


图 10

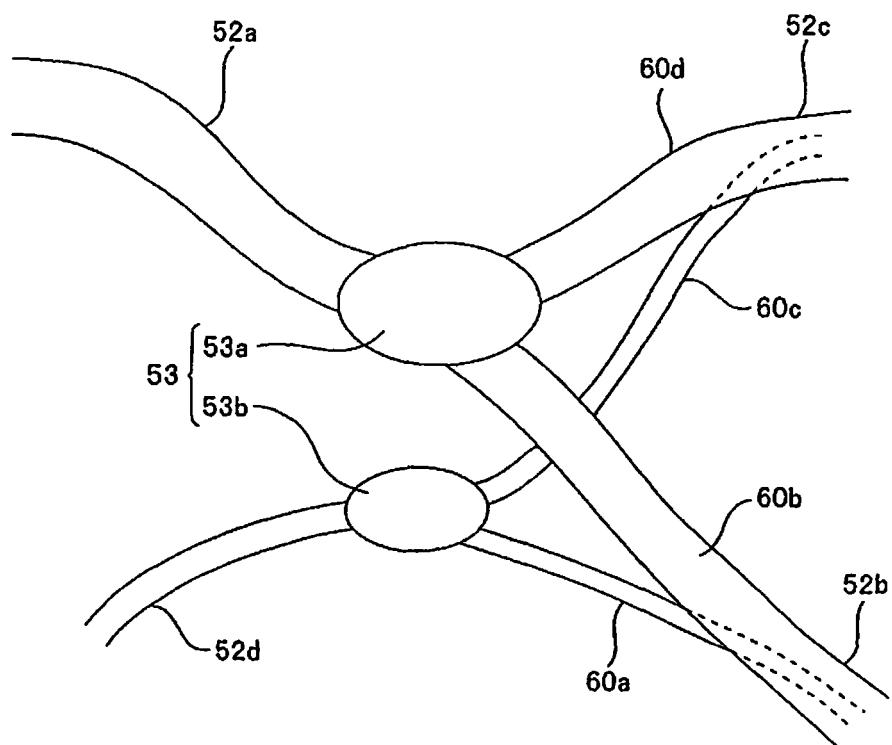


图 11

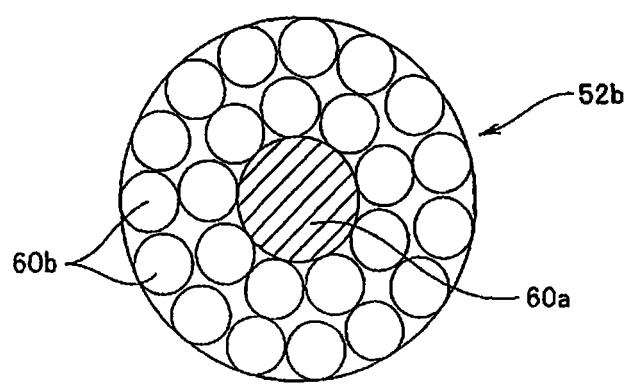


图 12

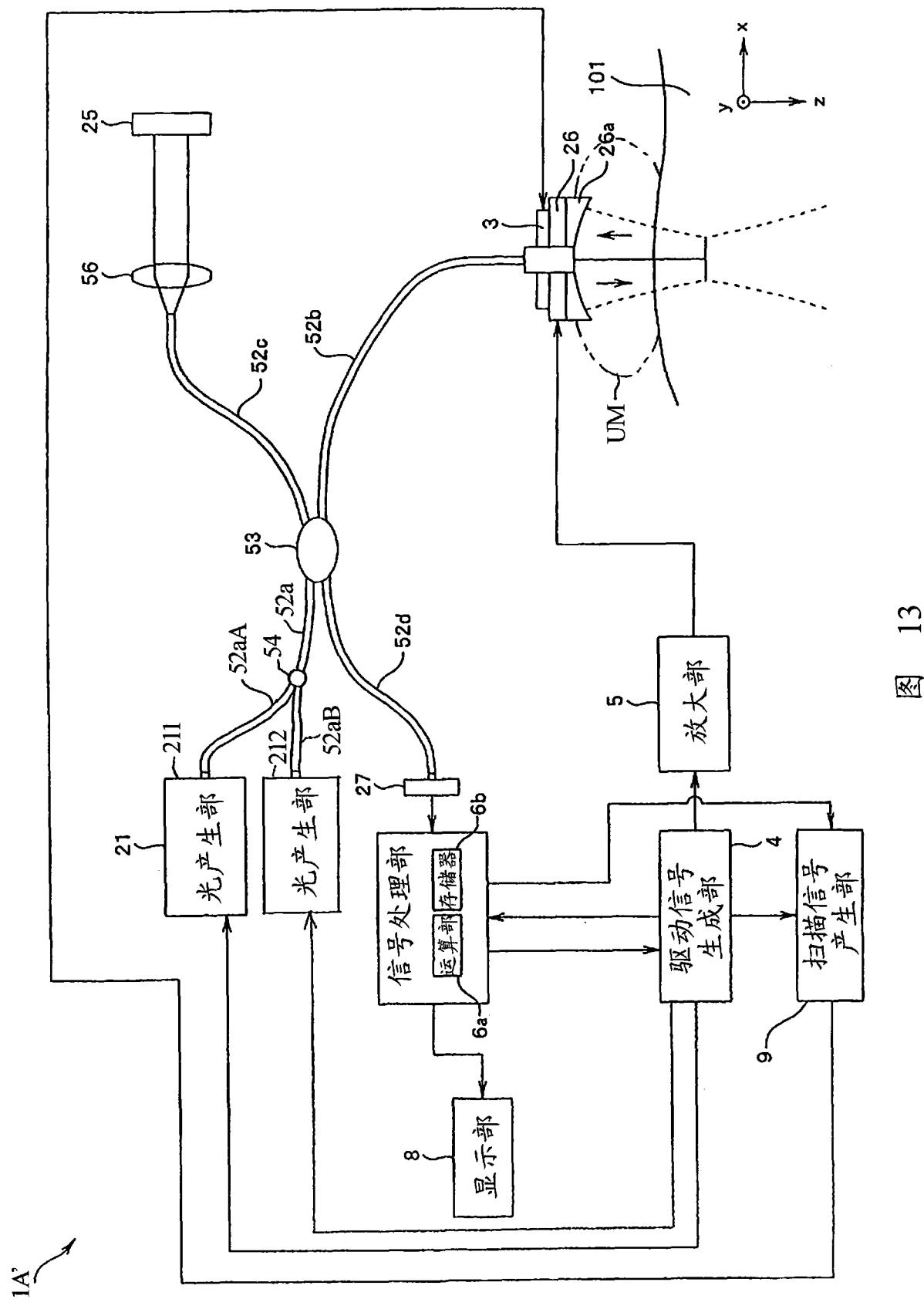
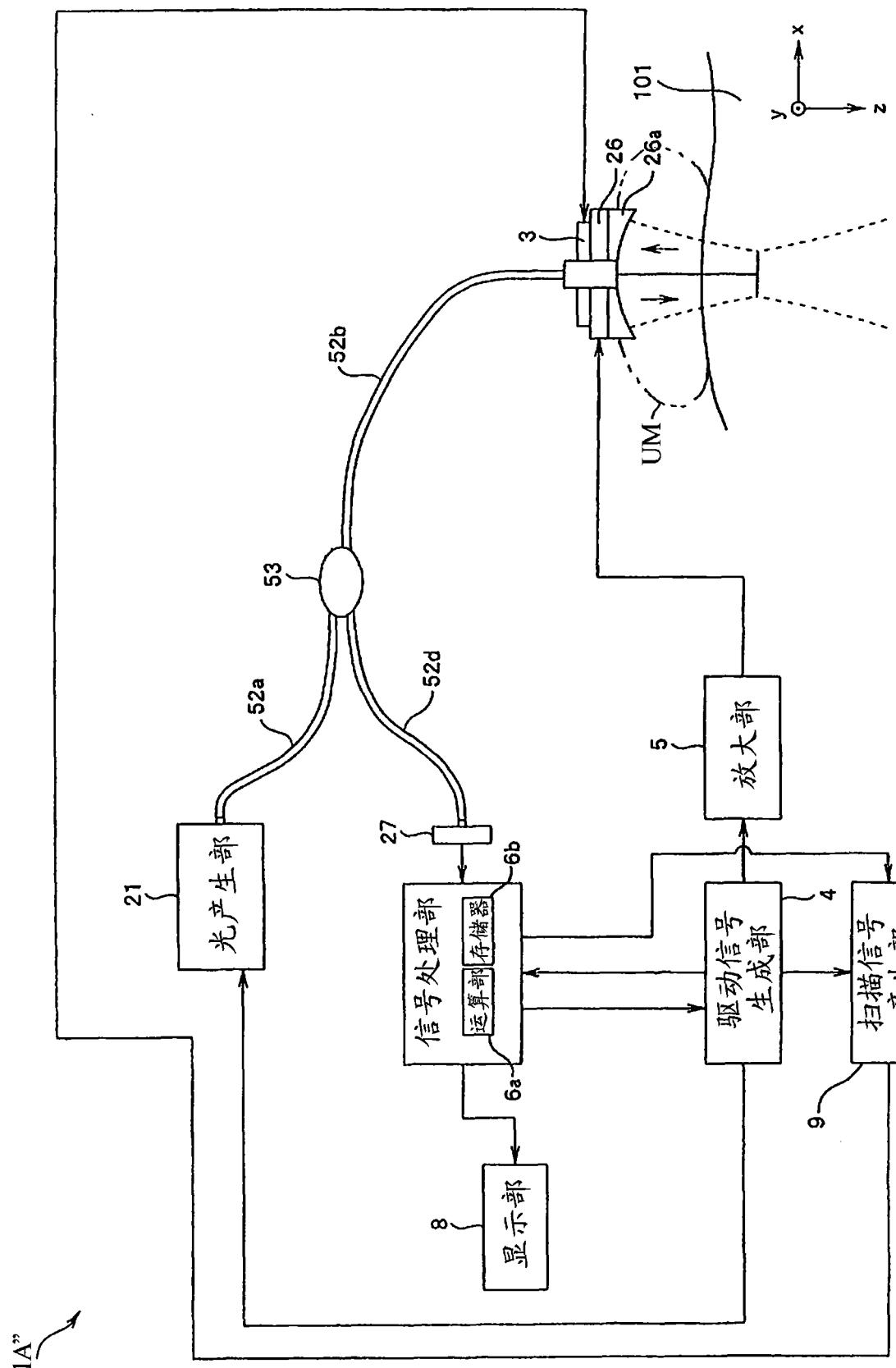


图 13



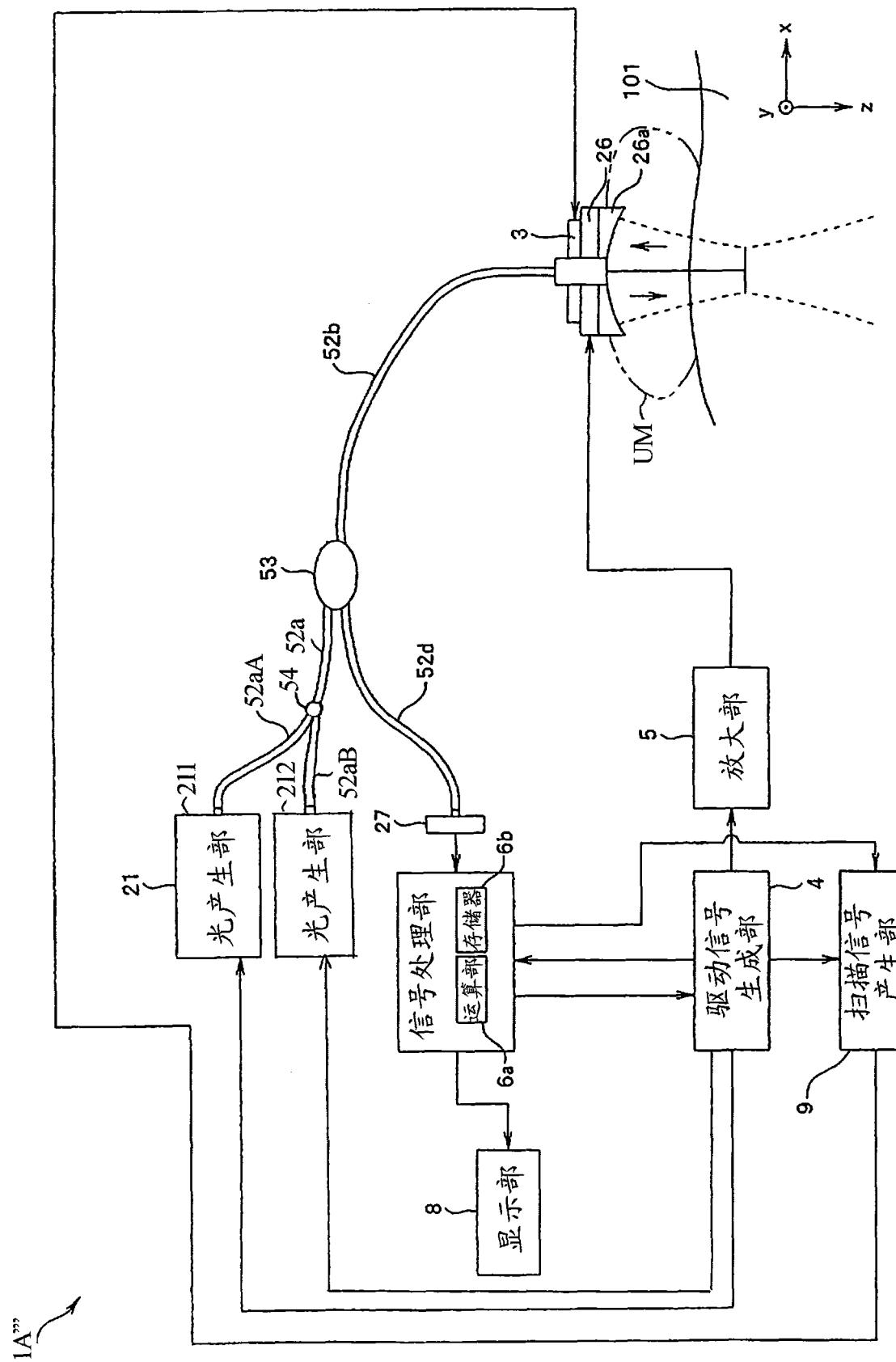


图 15

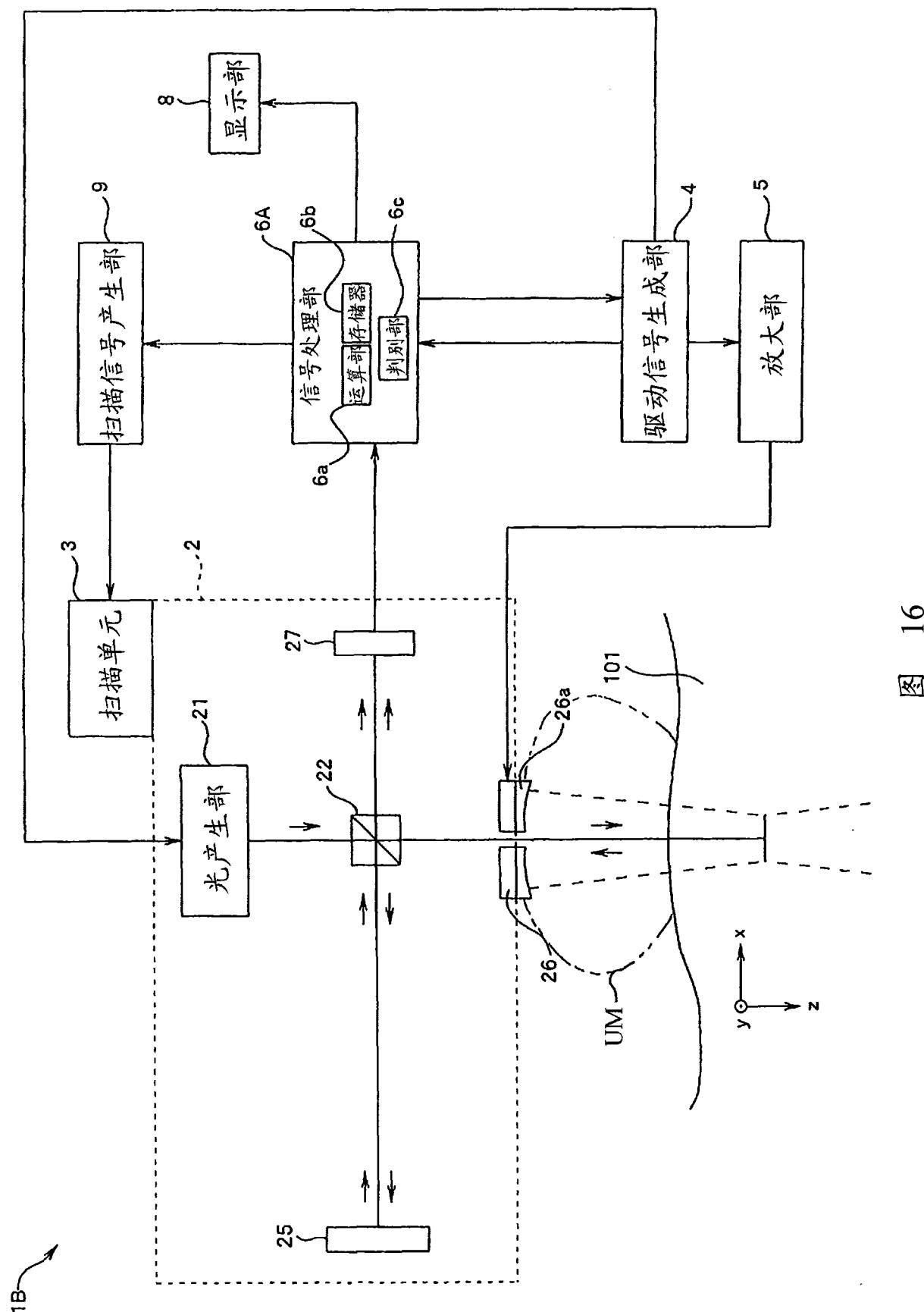


图 16

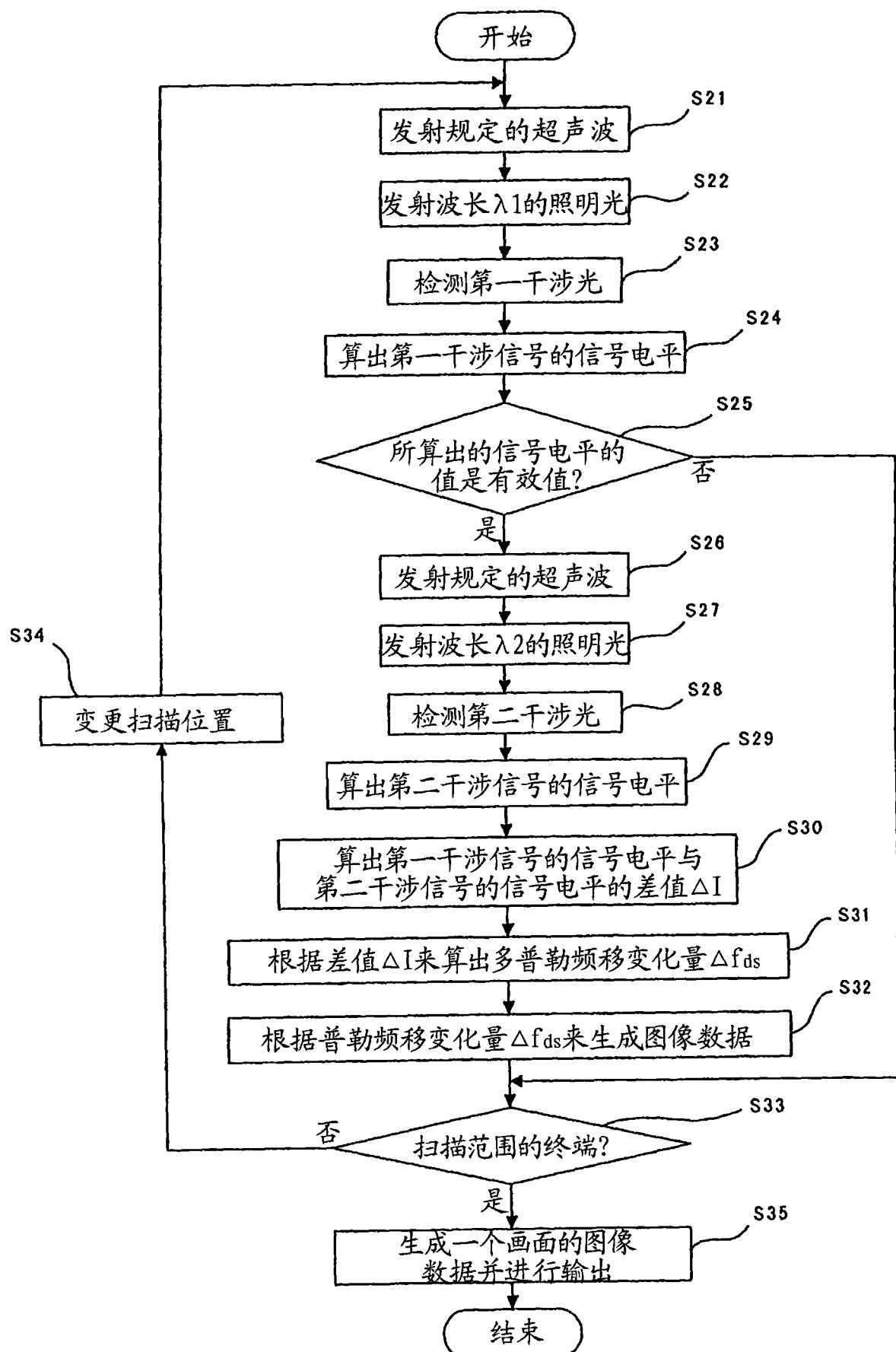


图 17

专利名称(译)	生物体观测装置以及方法		
公开(公告)号	CN101601581A	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	CN200910203758.4	申请日	2009-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	五十岚诚		
发明人	五十岚诚		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 G01B17/00		
CPC分类号	A61B5/0073 G01N29/0672 A61B8/08 A61B5/0068 G01N21/1702 G01N21/1717 G01N21/4795 A61B5 /0095 G01N2021/1787 G01N29/2418		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2008154432 2008-06-12 JP		
外部链接	Espacenet	Sipo	

摘要(译)

本发明提供一种生物体观测装置以及方法。本发明的一个实施方式的生物体观测装置具有：超声波产生部，其对被检体发射超声波；光照射部，其对受到超声波影响的部位照射规定的波长的第一光以及与第一光不同的第二光；检测部，其检测第一光的反射光以及第二光的反射光；以及运算部，其根据第一光的反射光以及第二光的反射光来算出被检体的特性信息。

