



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102307528 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 31

(21) 申请号 201080007178. 9

(22) 申请日 2010. 01. 22

(30) 优先权数据

2009-039709 2009. 02. 23 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 08. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/050801 2010. 01. 22

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/095487 JA 2010. 08. 26

(73) 专利权人 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(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 10/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

G01N 21/17(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0187632 A1, 2007. 08. 16, 全文.

US 2009/0036782 A1, 2009. 02. 05, 全文.

CN 101002670 A, 2007. 07. 25, 全文.

审查员 初博

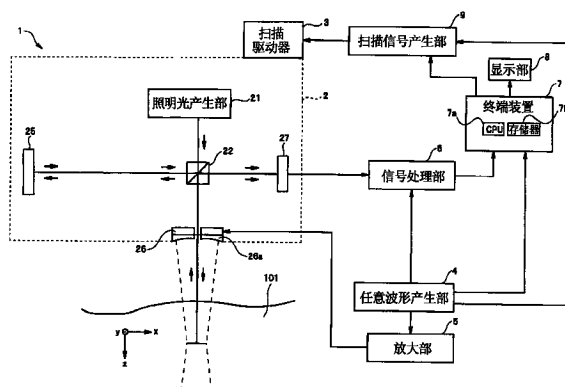
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法

(57) 摘要

本发明的生物体观测装置具有:超声波产生部,其对被检体内部的规定区域输出超声波;照明光产生部,其向被入射了超声波的上述规定区域照射照明光;相位成分检测部,其从第1时刻至第N时刻对向规定区域照射的照明光的返回光进行时间分解,由此检测第1至第N个与各时刻相应的该返回光的相位成分进行;以及运算部,其根据相位成分检测部所检测出的各相位成分进行如下处理:从第N个相位成分中减去第1至第N-1个相位成分之和。



1. 一种生物体观测装置,其特征在于,具有:

任意波形产生部,其输出超声波驱动信号;

超声波产生部,其根据上述超声波驱动信号,一边沿着自被检体的内部表面起的深度方向使射出区域发生变化一边向上述射出区域射出超声波;

照明光产生部,其向被入射了上述超声波的上述射出区域射出照明光;

相位成分检测部,其从第 1 时刻至第 N 时刻对向上述射出区域射出的上述照明光的返回光进行时间分解,由此检测第 1 个至第 N 个与从上述第 1 时刻至第 N 时刻为止的各时刻相应的该返回光的相位成分;以及

运算部,其根据上述相位成分检测部所检测出的各相位成分,在 j 从 2 至 N 为止进行用于从第 j 个相位成分减去第 j-1 个相位成分的处理,由此计算出与第 j 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度处的相位成分相对于与第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度处的相位成分的相对量,将所计算出的各相位成分的相对量用作像素成分,来生成上述被检体的内部的断层图像,

其中,上述相位成分的相对量是去除了直到与上述第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度为止、上述照明光因上述被检体的内部而产生的相位成分的变化量以及在通过与上述第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度之后直到到达上述被检体的内部表面为止、上述返回光因上述被检体的内部而产生的相位成分的变化量所得到的。

2. 根据权利要求 1 所述的生物体观测装置,其特征在于,

上述照明光是相干光。

3. 一种生物体断层图像生成方法,其特征在于,包括以下步骤:

输出超声波驱动信号;

根据上述超声波驱动信号,一边沿着自被检体的内部表面起的深度方向使射出区域发生变化一边向上述射出区域射出超声波;

向被入射了上述超声波的上述射出区域射出照明光;

从第 1 时刻至第 N 时刻对向上述射出区域射出的上述照明光的返回光进行时间分解,由此检测第 1 个至第 N 个与从上述第 1 时刻至第 N 时刻为止的各时刻相应的该返回光的相位成分;

根据检测出的各上述相位成分,在 j 从 2 至 N 为止进行用于从第 j 个相位成分减去第 j-1 个相位成分的处理,由此计算出与第 j 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度处的相位成分相对于与第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度处的相位成分的相对量;以及

通过将计算出的各相位成分的相对量用作像素成分,来生成上述被检体的内部的断层图像,

其中,上述相位成分的相对量是去除了直到与上述第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度为止、上述照明光因上述被检体的内部而产生的相位成分的变化量以及在通过与上述第 j-1 时刻相应的自上述被检体的内部表面起的深度之后直到到达上述被检体的内部表面为止、上述返回光因上述被检体的内部而产生的相位成分的变化量所得到的。

-
4. 根据权利要求 3 所述的生物体断层图像生成方法,其特征在于,上述照明光是相干光。

生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法,特别是涉及一种同时使用声波和光来获取生物体内部的信息的生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法。

背景技术

[0002] 近年来,作为实现生物体的光断层成像的技术,例如提出了光学 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等各种技术。

[0003] 光学 CT 利用了生物体内部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几 cm 的生物体深部的断层图像。

[0004] 另外,利用了干涉的 OCT 能够以高分辨率 (几 μm ~ 几十 μm) 在短时间内获取 2mm 左右的深度的生物体断层图像。OCT 是已经实际应用到眼科领域的网膜疾病诊断中的技术,其医学关注度非常高。

[0005] 光学 CT 虽然能够得到深部的信息,但是空间分辨率非常低,低至几 mm。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。

[0006] 对此,在日本特开 2007-216001 号公报中公开了如下一种技术:通过将光与超声波在生物体粘膜内部相互作用的结果作为光的相位成分的变化量来进行检测,使正常组织和癌等肿瘤组织可视化。

[0007] 另外,在 C. Kim, K. H. Song, L. V. Wang、《Sentinel lymph node detection ex vivo using ultrasound-modulated optical tomography》、J. Biomed. Opt. 13(2)、2008 (以下称为非专利文献) 中公开了一种与超声调制光学成像技术 (Ultrasound-Modulated Optical Tomography) 相关的技术,该技术能够通过检测由射出至生物体组织的超声波进行调制而得到的光,来获得具备与光 CT 相比更高的空间分辨率的生物体深部的断层图像。

[0008] 另外,在对生物体介质内部的期望位置射出超声波以及照明光,并根据该期望位置处产生的物体光来获取生物体信息的情况下,该物体光的相位成分的观测量根据从存在于该照明光和该物体光的路径上的生物体介质受到的相位成分的变化量而发生变动。因此,例如日本特开 2007-216001 号公报中记载的技术那样,在仅使用物体光的相位成分的观测量来生成期望区域的断层图像的情况下,有时会生成难以辨别正常组织和癌等肿瘤组织的 (模糊的) 图像。并且,在日本特开 2007-216001 号公报所记载的技术中,没有任何针对这种问题的提案。

[0009] 另外,上述非专利文献中记载的技术进行专用于各种生物体介质中的吸收光的对象物的成像。因此,根据上述非专利文献中记载的技术,产生如下问题:无法生成能够明确辨别正常组织和癌等肿瘤组织的图像。

[0010] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够以高对比度使正常组织和癌等肿瘤组织可视化的生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法。

发明内容

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 本发明的生物体观测装置的特征在于,具有:超声波产生部,其对被检体内部的规定区域输出超声波;照明光产生部,其向被入射了上述超声波的上述规定区域射出照明光;相位成分检测部,其从第1时刻至第N时刻对向上述规定区域射出的上述照明光的返回光进行时间分解,由此检测第1个至第N个与各时刻相应的该返回光的相位成分;以及运算部,其根据上述相位成分检测部所检测出的各相位成分进行如下处理:从第N个相位成分中减去第1个至第N-1个相位成分之和。

[0013] 本发明的生物体断层图像生成方法的特征在于,具有以下步骤:对被检体内部的规定区域输出超声波;向被入射了上述超声波的上述规定区域射出照明光;从第1时刻至第N时刻对向上述规定区域射出的上述照明光的返回光进行时间分解,由此检测第1个至第N个与各时刻相应的该返回光的相位成分;根据上述相位成分检测部所检测出的各相位成分进行如下处理:从第N个相位成分中减去第1个至第N-1个相位成分之和;以及通过将上述处理中的处理结果用作像素成分,来生成上述规定区域的断层图像。

附图说明

[0014] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的光学成像装置的主要部分的结构的一例的图。

[0015] 图2是表示在图1的光学成像装置中所进行的处理的一例的流程图。

[0016] 图3是表示在从生物体组织的表面数起第j+1个深度位置处产生物体光的情况的示意图。

[0017] 图4是表示本发明的实施方式所涉及的光学成像装置的主要部分的结构与图1不同的例子的图。

[0018] 图5是表示图4的光耦合器外围的详细结构的图。

[0019] 图6是表示图4的光学成像装置所具有的光纤的端部的结构的一例的图。

[0020] 图7是表示在图4的光学成像装置中进行的处理的一例的流程图。

具体实施方式

[0021] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0022] 图1至图7是本发明的实施方式所涉及的图。图1是表示本发明的实施方式所涉及的光学成像装置的主要部分的结构的一例的图。图2是表示在图1的光学成像装置中进行的处理的一例的流程图。图3是表示在从生物体组织的表面数起第j+1个深度位置处产生物体光的情况的示意图。图4是表示本发明的实施方式所涉及的光学成像装置的主要部分的结构与图1不同的例子的图。图5是表示图4的光耦合器周围的详细结构的图。图6是表示图4的光学成像装置所具有的光纤的端部的结构的一例的图。图7是表示在图4的光学成像装置中进行的处理的一例的流程图。

[0023] 如图1所示,作为生物体观测装置的光学成像装置1具有:单元2,其能够对作为被检体的生物体组织101射出超声波和照明光,并且接收该照明光在该生物体组织101中

进行反射和散射而得到的光、即物体光；扫描驱动器 3，其根据从扫描信号产生部 9 输出的扫描信号，一边改变单元 2 的位置（扫描位置）一边射出该超声波和该照明光；任意波形产生部 4；放大部 5；信号处理部 6；终端装置 7；由监视器等构成的显示部 8；以及扫描信号产生部 9。

[0024] 单元 2 构成为具有：照明光产生部 21、半透半反镜 22、参考镜 25、在中央部形成有开口部的超声波换能器 26 和声透镜 26a、以及光检测部 27。

[0025] 照明光产生部 21 由能够发出作为能够到达生物体组织 101 内部的检查对象位置的照明光的相干光的激光光源、或 SLD(Super Luminescent Diode：超辐射发光二极管) 或白色光源和干涉滤光片的组合等构成。此外，从照明光产生部 21 发出的照明光不限于连续光，例如也可以是脉冲光。

[0026] 半透半反镜 22 反射来自照明光产生部 21 的照明光的一部分来向参考镜 25 侧射出，并且使该照明光的另一部分向超声波换能器 26 侧透射。

[0027] 从半透半反镜 22 向参考镜 25 侧射出的照明光在参考镜 25 中反射后，作为参考光入射到半透半反镜 22。

[0028] 从半透半反镜 22 向超声波换能器 26 侧透射的照明光在通过设置在超声波换能器 26 和声透镜 26a 的中央部的开口部之后，被射到生物体组织 101。

[0029] 此外，在本实施方式中，设在由光学成像装置 1 的各部进行用于获取生物体组织 101 的生物体信息的处理等之前，用水等超声波传播介质来填满单元 2（的声透镜 26a 侧）与生物体组织 101 之间。

[0030] 另一方面，超声波换能器 26 根据来自任意波形产生部 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照明光的光轴射到生物体组织 101。并且，从超声波换能器 26 射出的规定的超声波通过声透镜 26a 会聚，并且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。

[0031] 声透镜 26a 例如具有以下结构：通过扫描驱动器 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。

[0032] 另一方面，从单元 2 射出的照明光在生物体组织 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处进行反射，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（返回光）入射到半透半反镜 22。即，透过半透半反镜 22 的照明光在生物体组织 101 的内部的、因上述规定的超声波而密度变大的位置处进行反射之后，作为物体光入射到半透半反镜 22。

[0033] 并且，半透半反镜 22 使从参考镜 25 侧入射的参考光和从超声波换能器 26 侧入射的物体光这两束光分别进行干涉，并且将该两束光干涉之后产生的干涉光射到光检测部 27 侧。

[0034] 光检测部 27 对从半透半反镜 22 射出的干涉光进行外差 (heterodyne) 检测，之后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。

[0035] 扫描驱动器 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 的位置变更为图 1 的 x 轴方向或 y 轴方向。

[0036] 任意波形产生部 4 将用于从超声波换能器 26 和声透镜 26a 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。或者,任意波形产生部 4 将时刻信号输出到扫描信号产生部 9,该时刻信号表示向放大部 5 输出了超声波驱动信号的时刻。并且,任意波形产生部 4 在到达扫描驱动器 3 的扫描范围的终端时,将触发信号输出到终端装置 7 和扫描信号产生部 9。并且,任意波形产生部 4 将上述时刻信号延迟规定时间后输出到信号处理部 6。

[0037] 由功率放大器等构成的放大部 5 对从任意波形产生部 4 输出的超声波驱动信号进行放大,并且将放大后的超声波驱动信号输出到超声波换能器 26。

[0038] 具备未图示的光谱分析仪或数字示波器等信号处理部 6 对从光检测部 27 输出的干涉信号进行检测。并且,信号处理部 6 对上述干涉信号的检测结果进行基于来自任意波形产生部 4 的时刻信号的时间分解,由此获取相位成分的观测量,之后将该相位成分的观测量输出到终端装置 7。

[0039] 由计算机等构成的终端装置 7 构成为具有进行各种运算和处理的 CPU 7a 以及存储器 7b。

[0040] CPU 7a 根据从信号处理部 6 输出的相位成分的观测量来分别算出生物体组织 101 的最表层部以外的深度方向的各位置处的相位成分的相对量。

[0041] 另外,CPU 7a 根据生物体组织 101 的最表层部的相位成分的观测量和上述相位成分的相对量的计算结果,逐行生成由沿着生物体组织 101 的深度方向的 N 个像素构成的图像数据,之后将生成的 1 行图像数据依次存储到存储器 7b 中。

[0042] 并且,CPU 7a 当根据从任意波形产生部 4 输出的触发信号检测到扫描结束时,通过读入从输入前一次触发信号时起至输入本次的触发信号时为止存储在存储器 7b 中的 M 行图像数据,生成具备垂直方向的像素数 N 以及水平方向的像素数 M 这一尺寸的相当于一个画面的图像数据。之后,CPU 7a 将上述相当于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,对图 1 所示的各坐标轴中的例如 xz 平面上的生物体组织 101 的内部图像(断层图像)进行图像显示。

[0043] 扫描信号产生部 9 每当被输入来自任意波形产生部 4 的时刻信号和触发信号的时刻,向扫描驱动器 3 输出用于变更扫描位置的扫描信号。

[0044] 接着,对本实施方式的光学成像装置 1 的作用进行说明。

[0045] 首先,用户配置超声波换能器 26(以及声透镜 26a),并且用水等的超声波传播介质填满超声波换能器 26(以及声透镜 26a)与生物体组织 101 之间,使得在接通光学成像装置 1 的各部的电源之后向一个扫描位置中的图 1 的 z 轴方向(生物体组织 101 的深度方向)射出超声波以及照明光。

[0046] 之后,用户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。

[0047] 任意波形产生部 4 根据来自未图示的操作部的上述指示,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。

[0048] 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照明光的射出方向射到从生物体组织 101 的表面数起第 j 个($j = 1, 2, \dots, N$)深度位置(图 2 的步骤 S1)。由此,从超声波换能器 26 以及声透镜 26a 射出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,会聚在从生物体组织 101 的表面数

起第 j 个深度位置处。此外,在本实施方式中,将从生物体组织 101 的表面数时的深度位置的索引值 j 设为对输出图像的每个像素逐一设定的值。

[0049] 另一方面,在从超声波换能器 26 以及声透镜 26a 射出规定的超声波后,对半透半反镜 22 射来自照明光产生部 21 的照明光(图 2 的步骤 S2)。

[0050] 从照明光产生部 21 射出的照明光经过半透半反镜 22 以及参考镜 25 等后,从设置在超声波换能器 26 以及声透镜 26a 的开口部向图 1 的 z 轴方向(生物体组织 101 的深度方向)射出。此外,以后将从上述开口部射出的照明光的相位设为 0 来进行说明。

[0051] 对生物体组织 101 射出的照明光在从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置处进行反射,在通过超声波换能器 26 以及声透镜 26a 的开口部后作为物体光入射到半透半反镜 22。

[0052] 从超声波换能器 26 侧入射的物体光在半透半反镜 22 中与从参考镜 25 侧入射的参考光发生干涉后,作为干涉光入射到光检测部 27。

[0053] 光检测部 27 对从半透半反镜 22 射出的干涉光进行外差检测后,将检测到的该干涉光转换为作为电信号的干涉信号并输出到信号处理部 6。

[0054] 并且,具有相位成分检测部的功能的信号处理部 6 获取在从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置处产生的物体光的相位成分,将该相位成分设为 ϕ_j (图 2 的步骤 S3),通过进行与来自任意波形产生部 4 的时刻信号的输入时刻相应的时间分解来使该相位成分 ϕ_j 与深度位置的索引值 j 相关联,之后暂时存储该相位成分 ϕ_j 的值。

[0055] 之后,在获取在从生物体组织 101 的表面数起第 N 个深度位置处产生的物体光的相位成分 ϕ_N 之前,光学成像装置 1 的各部反复进行图 2 的步骤 S1 至步骤 S3 的动作(图 2 的步骤 S4 以及步骤 S5)。

[0056] 即,通过反复进行图 2 的步骤 S1 至步骤 S3 的动作,对从生物体组织 101 的表面数起第 1 个至第 N 个各不相同的深度位置入射超声波,在从第 1 个至第 N 个各不相同的时刻依次从照明光产生部 21 射出照明光,并将与深度位置的索引值 1、2、...、 $N-1$ 、 N 相关联的相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、...、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N 的各值暂时存储到信号处理部 6 中。

[0057] 在此,从在生物体组织 101 的表面数起第 1 个深度位置、即生物体组织 101 的最表层部反射的照明光作为具备相位成分 ϕ_1 的物体光而入射到半透半反镜 22。在将从生物体组织 101 的表面数起第 1 个深度位置的折射率设为 n_1 ,将从生物体组织 101 的表面与第 1 个深度位置之间的距离(物理长度)设为 l_1 ,将照明光的波长设为 λ 的情况下,相位成分 ϕ_1 如下面的式(1)所示。

[0058]
$$\phi_1 = 2 \cdot 2\pi \frac{n_1 l_1}{\lambda} \dots (1)$$

[0059] 遵循此公式,例如图 3 所示那样,在将从生物体组织 101 的表面数起第 $j+1$ 个深度位置的折射率设为 n_{j+1} ,将从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置与第 $j+1$ 个深度位置之间的距离(物理长度)设为 l_{j+1} ,将照明光(以及物体光)的波长设为 λ 的情况下,来自从生物体组织 101 的表面数起第 $j+1$ 个深度位置的返回光、即物体光所具备的相位成分 ϕ_{j+1} 如下面的式(2)所示。

$$[0060] \quad \phi_{j+1} = 2 \cdot 2\pi \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} + \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \right) \dots (2)$$

[0061] 即,通过信号处理部6获取的相位成分 ϕ_{j+1} 包含相当于相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\dots$ 、 ϕ_j 的值。

[0062] 并且,信号处理部6在获取在从生物体组织101的表面数起第N个深度位置处产生的物体光所具备的相位成分 ϕ_N 之后,通过进行上述时间分解来使该相位成分 ϕ_N 与索引值N相关联。之后,信号处理部6将与深度位置的索引值1、2、 $\dots$ 、N-1、N相关联的相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、 $\dots$ 、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N 的各值作为相位成分的观测量的获取结果输出到终端装置7。

[0063] 具有作为运算部的功能的CPU 7a根据从信号处理部6输出的相位成分的观测量,从在第j+1个深度位置处获得的相位成分 ϕ_{j+1} 减去在与该第j+1个深度位置相邻的第j个深度位置处获得的相位成分 ϕ_j ,由此通过下述式(3)所示的公式来计算出相对于第j个深度位置的第j+1个深度位置的相位成分 $\phi_{j+1,j}$ (图2的步骤S6)。换言之,CPU 7a进行如下处理:从在相当于检查对象位置的第j+1个深度位置处获得的相位成分 ϕ_{j+1} 中减去相位成分 ϕ_j ,该相位成分 ϕ_j 相当于照明光在从生物体组织101的表面入射后直到到达第j个深度位置为止的期间所受到的相位成分的变化量与物体光在通过该第j个深度位置后直到到达生物体组织101的表面为止的期间所受到的相位成分的变化量的总和。其结果,算出相当于相位成分的相对量的 $\phi_{2,1}$ 、 $\phi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\phi_{N,N-1}$ 的各值。

$$[0064] \quad \phi_{j+1,j} = \phi_{j+1} - \phi_j$$

[0065]

$$= 2 \cdot 2\pi \left\{ \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} + \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \right) - \left(\frac{n_1 l_1}{\lambda} + \frac{n_2 l_2}{\lambda} + \dots + \frac{n_j l_j}{\lambda} \right) \right\}$$

$$[0066] \quad = 2 \cdot 2\pi \frac{n_{j+1} l_{j+1}}{\lambda} \dots (3)$$

[0067] 并且,CPU 7a将从生物体组织101的表面数起第1个深度位置的相位成分 ϕ_1 的值和从生物体组织101的表面数起第二个~第N个深度位置的相位成分 $\phi_{2,1}$ 、 $\phi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\phi_{N,N-1}$ 的各值用作像素成分,生成由沿着生物体组织101的深度方向的N个像素构成的1行图像数据(图2的步骤S7),之后将该1行图像数据依次存储到存储器7b中。

[0068] 此外,本实施方式的CPU 7a不限于通过将相位成分 ϕ_1 的值和相位成分 $\phi_{2,1}$ 、 $\phi_{3,2}$ 、 $\dots$ 、 $\phi_{N,N-1}$ 的各值用作像素成分来生成1行图像数据,CPU 7a也可以通过将该相位成分各自所包含的折射率 n_1 、 n_2 、 $\dots$ 、 n_{N-1} 、 n_N 的值用作像素成分来生成1行图像数据。

[0069] CPU 7a根据是否被输入了来自任意波形产生部4的触发信号,来判断在图2的步骤S7的处理中获取1行图像数据时的一个扫描行是否为扫描驱动器3的扫描范围的终端(图2的步骤S8)。

[0070] 并且,在上述扫描行不是扫描驱动器3的扫描范围的终端的情况下(扫描还未结束的情况下),CPU 7a对扫描信号产生部9进行如下控制:使扫描行从上述的一个扫描行改变为(针对图1的x轴方向或y轴方向不同的)其它扫描行(图2的步骤S9)。并且,自此以后,在扫描行到达扫描驱动器3的扫描范围的终端之前的期间,在光学成像装置1的各部

中反复进行如上所述的动作来发挥作用。

[0071] 另外,当 CPU 7a 根据触发信号的输入来检测到扫描已结束,读入从输入前一次的触发信号时起到输入本次的触发信号时为止存储在存储器 7b 中的 M 行图像数据,生成具备垂直方向的像素数 N 以及水平方向的像素数 M 这一尺寸的相当于一个画面的图像数据。之后,CPU 7a 将上述相当于一个画面的图像数据转换为影像信号并输出到显示部 8(图 2 的步骤 S10)。由此,在显示部 8 中,对图 1 所示的各坐标轴中的例如 xz 平面上的生物体组织 101 内部的图像(断层图像)进行图像显示。

[0072] 如上所述,本实施方式的光学成像装置 1 具有如下结构和作用:在对生物体介质内部的期望位置射出超声波和照明光并根据该期望位置处产生的物体光来获得生物体信息的情况下,能够去除从存在于该照明光和该物体光的路径上的生物体介质受到的相位成分的变化量,能够获取该期望位置的生物体信息。因此,根据本实施方式的光学成像装置 1,能够以高对比度使作为光折射率各不相同的生物体介质的正常组织和癌等肿瘤组织可视化。

[0073] 此外,本实施方式的光学成像装置 1 在获取生物体组织 101 的深度方向的一个扫描行上的相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、...、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N 的各值的情况下,也可以不构成为从生物体组织 101 的表面侧到深部侧依次射出超声波以及照明光的结构。

[0074] 另外,图 1 所示的光学成像装置 1 作为用于获得与上述效果相同的效果的结构,例如也可以构成为图 4 所示的光学成像装置 1A。

[0075] 具体地说,光学成像装置 1A 构成为除了具有扫描驱动器 3、任意波形产生部 4、放大部 5、信号处理部 6、终端装置 7、显示部 8、扫描信号产生部 9、照明光产生部 21、参考镜 25、超声波换能器 26、声透镜 26a 以及光检测部 27 之外,还具有光纤 52a、52b、52c、52d、光耦合器 53 以及准直透镜 56。

[0076] 另外,如图 5 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。

[0077] 如图 5 以及图 6 所示,光纤 52a 的一端侧与照明光产生部 21 相连接,并且另一端侧与第一耦合器部 53a 相连接。

[0078] 如图 6 所示,光纤 52b 具有用于接收光的纤维束 60a 和用于射出光的纤维束 60b。另外,纤维束 60a 的一端侧连接在第二耦合器部 53b 上,并且另一端侧插通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且与该开口部相连接。并且,纤维束 60b 的一端侧连接在第一耦合器部 53a 上,并且另一端侧插通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且与该开口部相连接。此外,纤维束 60a 以及纤维束 60b 的各端部在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中配置成例如图 6 所示的状态。

[0079] 如图 5 所示,光纤 52c 具有用于接收光的纤维束 60c 和用于射出光的纤维束 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 的光所能够入射的位置。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 射出光的位置。

[0080] 如图 4 以及图 5 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。

[0081] 并且,根据上述光学成像装置 1A 的结构,从照明光产生部 21 发出的照明光通过光纤 52a、第一耦合器部 53a 以及纤维束 60b 射至生物体组织 101,并且通过光纤 52a、第一耦合器部 53a 以及纤维束 60d 射至准直透镜 56。

[0082] 入射到准直透镜 56 的照明光被射成具有平行光束的光,在参考镜 25 上进行反射,在再次通过准直透镜 56 之后,作为参考光入射到纤维束 60c。另外,入射到纤维束 60c 的参考光被射至第二耦合器部 53b。

[0083] 另一方面,通过纤维束 60b 照射的照明光在生物体组织 101 的深度方向(图 4 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 射出的规定的超声波会聚的区域相当的位置(从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置)处进行反射之后,作为物体光入射到纤维束 60a。

[0084] 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,由此成为干涉光。并且,上述干涉光经过光纤 52d 入射到光检测部 27。

[0085] 此外,光学成像装置 1A 不限于使用内置有图 6 所示的纤维束 60a 和纤维束 60b 的光纤 52b 来构成,也可以使用兼用于发送和接收光的一根光纤来构成。

[0086] 之后,通过进行与图 2 的流程图所示的一系列处理相同的处理来逐行生成由 N 个像素构成的图像数据,生成具备垂直方向的像素数 N 以及水平方向的像素数 M 这一尺寸的相当于一个画面的图像数据。

[0087] 通过具有上述结构和作用,在光学成像装置 1A 中也能够与光学成像装置 1 同样地,能够以高对比度将正常组织和癌等肿瘤组织可视化。

[0088] 此外,不仅在图 1 以及图 4 所例示的干涉型系统中能够获得上述效果,在非干涉型系统中也能同样地获得上述效果。

[0089] 另外,根据本实施方式,从超声波换能器 26 以及声透镜 26a 射出的规定的超声波不限于连续波,也可以是脉冲波。

[0090] 在此,在图 4 所示的光学成像装置 1A 中,以如下情况为例进行说明:从照明光产生部 21 射出的照明光是连续光,并且从超声波换能器 26 以及声透镜 26a 射出的规定的超声波是脉冲波。

[0091] 首先,用户配置超声波换能器 26(以及声透镜 26a),并且用水等的超声波传播介质填满超声波换能器 26(以及声透镜 26a)与生物体组织 101 之间,使得在接通光学成像装置 1A 的各部的电源之后向一个扫描位置中的图 4 的 z 轴方向(生物体组织 101 的深度方向)射出超声波以及照明光。

[0092] 之后,用户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 的生物体信息。

[0093] 照明光产生部 21 根据来自未图示的操作部的上述指示,将连续光作为照明光射出(图 7 的步骤 S21)。

[0094] 从照明光产生部 21 射出的照明光通过光纤 52a、第一耦合器部 53a 以及纤维束 60b 之后,向图 4 的 z 轴方向(生物体组织 101 的深度方向)射出。

[0095] 另一方面,在从照明光产生部 21 照射照明光之后,任意波形产生部 4 通过放大部 5 将用于以脉冲方式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。

[0096] 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

波沿着照明光的射出方向以脉冲方式输出到从生物体组织 101 的表面数起第 j 个 ($j = 1, 2, \dots, N$) 深度位置 (图 7 的步骤 S22)。

[0097] 由此,从超声波换能器 26 以及声透镜 26a 以脉冲方式输出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,会聚在从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置。

[0098] 另一方面,对生物体组织 101 射出的照明光在生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置处进行反射之后,作为物体光入射到纤维束 60a。

[0099] 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而成为干涉光。并且,上述干涉光通过光纤 52d 入射到光检测部 27。

[0100] 光检测部 27 对从光纤 52d 射出的干涉光进行外差检测后,将检测到的该干涉光转换为作为电信号的干涉信号并输出到信号处理部 6。

[0101] 并且,信号处理部 6 获取在从生物体组织 101 的表面数起第 j 个深度位置处产生的物体光的相位成分,将该相位成分设为 ϕ_j (图 7 的步骤 S23)。之后,信号处理部 6 通过进行与来自任意波形产生部 4 的时刻信号的输入时刻相应的时间分解来使相位成分 ϕ_j 与深度位置的索引值 j 相关联,并且暂时存储该相位成分 ϕ_j 的值。

[0102] 之后,在获取在从生物体组织 101 的表面数起第 N 个深度位置处产生的物体光的相位成分 ϕ_N 之前,光学成像装置 1A 的各部反复进行图 7 的步骤 S22 以及步骤 S23 的动作 (图 7 的步骤 S24 以及步骤 S25)。

[0103] 即,通过反复进行图 7 的步骤 S22 以及步骤 S23 的动作,在对从生物体组织 101 的表面数起第 1 个至第 N 个各不相同的深度位置入射脉冲超声波的每个时刻发出物体光,将与深度位置的索引值 1、2、...、 $N-1$ 、 N 相关联的相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、...、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N 的各值暂时存储到信号处理部 6 中。

[0104] 并且,信号处理部 6 获取在从生物体组织 101 的表面数起第 N 个深度位置处产生的物体光所具备的相位成分 ϕ_N ,通过进行上述时间分解而使该相位成分 ϕ_N 与索引值 N 相关联。之后,信号处理部 6 将与深度位置的索引值 1、2、...、 $N-1$ 、 N 相关联的相位成分 ϕ_1 、 ϕ_2 、...、 ϕ_{N-1} 、 ϕ_N 的各值作为相位成分的观测量的获取结果输出到终端装置 7。

[0105] 具有作为运算部的功能的 CPU 7a 根据从信号处理部 6 输出的相位成分的观测量,从在第 $j+1$ 个深度位置处获得的相位成分 ϕ_{j+1} 减去在与该第 $j+1$ 个深度位置相邻的第 j 个深度位置处获得的相位成分 ϕ_j ,由此通过上述式 (3) 所示的公式来计算出相对于第 j 个深度位置的第 $j+1$ 个深度位置的相位成分 $\phi_{j+1,j}$ (图 7 的步骤 S26)。

[0106] 并且,CPU 7a 将从生物体组织 101 的表面数起第 1 个深度位置的相位成分 ϕ_1 的值和从生物体组织 101 的表面数起第 2 ~ 第 N 个深度位置的相位成分 $\phi_{2,1}$ 、 $\phi_{3,2}$ 、...、 $\phi_{N,N-1}$ 的各值用作像素成分,生成由沿着生物体组织 101 的深度方向的 N 个像素构成的 1 行图像数据 (图 7 的步骤 S27),之后将该 1 行图像数据依次存储到存储器 7b 中。

[0107] CPU 7a 根据是否被输入了来自任意波形产生部 4 的触发信号,来判断在图 7 的步骤 S27 的处理中获取 1 行图像数据时的一个扫描行是否为扫描驱动器 3 的扫描范围的终端 (图 7 的步骤 S28)。

[0108] 并且,在上述扫描行不是扫描驱动器 3 的扫描范围的终端的情况下 (扫描还未结束的情况下),CPU 7a 对扫描信号产生部 9 进行如下控制:使扫描行从上述的一个扫描行改

变为（针对图 4 的 x 轴方向或 y 轴方向不同的）其它扫描行（图 7 的步骤 S29）。并且，自此以后，在扫描行到达扫描驱动器 3 的扫描范围的终端之前的期间，在光学成像装置 1A 的各部中反复进行如上所述的动作来发挥作用。

[0109] 另外，CPU 7a 当根据触发信号的输入而检测到扫描已结束时，读入从输入前一次的触发信号时起到输入本次的触发信号时为止存储在存储器 7b 中的 M 行图像数据，生成具备垂直方向的像素数 N 以及水平方向的像素数 M 这一尺寸的相当于一个画面的图像数据。之后，CPU 7a 将上述相当于一个画面的图像数据转换为影像信号并输出到显示部 8（图 7 的步骤 S30）。由此，在显示部 8 中，对图 4 所示的各坐标轴中的例如 xz 平面上的生物体组织 101 的内部图像（断层图像）进行图像显示。

[0110] 并且，在进行图 7 所示的一系列处理的情况下，也能够以高对比度将正常组织和癌等肿瘤组织可视化。

[0111] 当然，本发明并不限于上述各实施方式，在不脱离本发明的宗旨的范围内，能够进行各种变更、应用。

[0112] 本申请是将于 2009 年 2 月 23 日在日本申请的专利申请 2009-39709 号作为要求优先权的基础而进行申请的，本说明书、权利要求书、附图引用上述的公开内容。

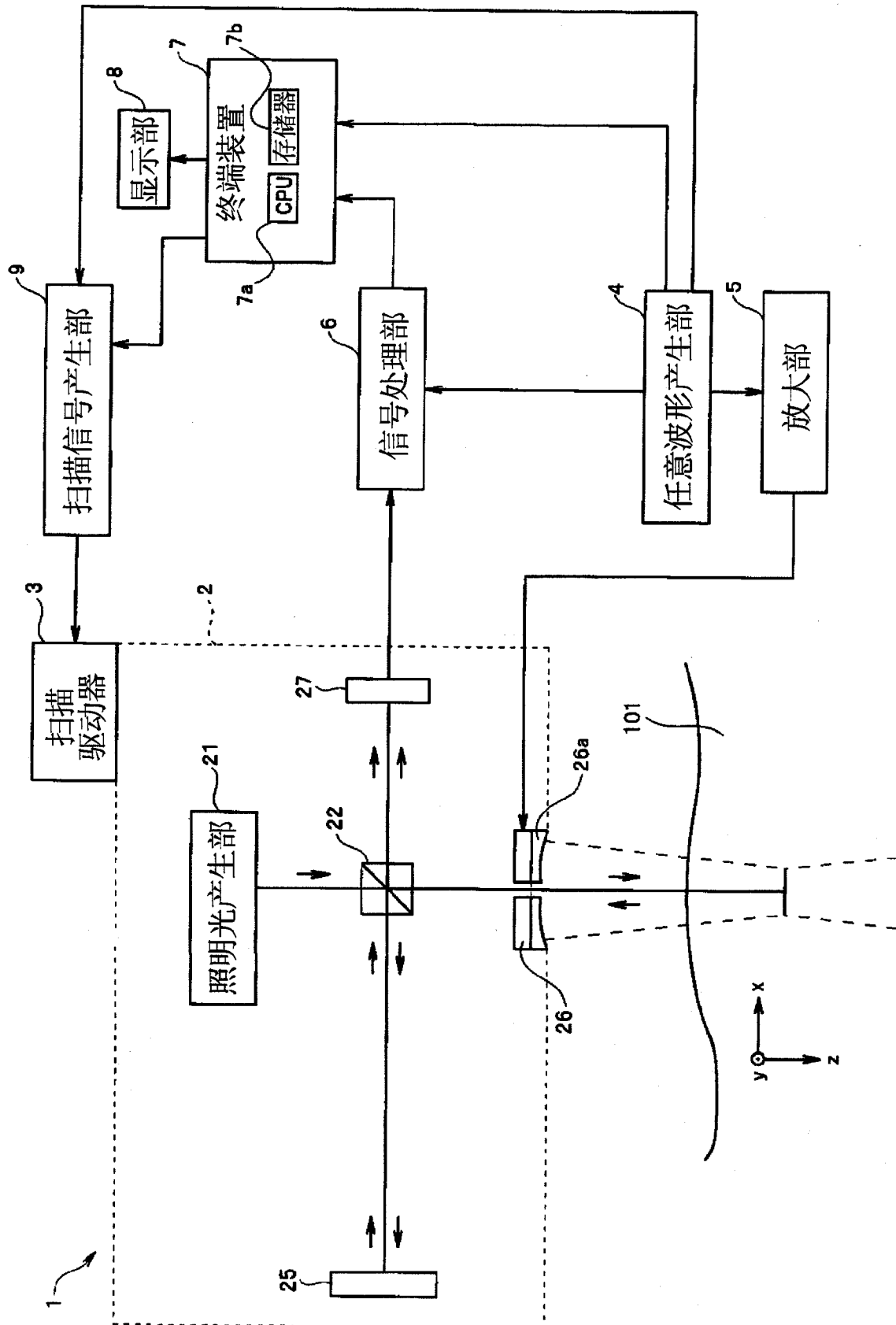


图 1

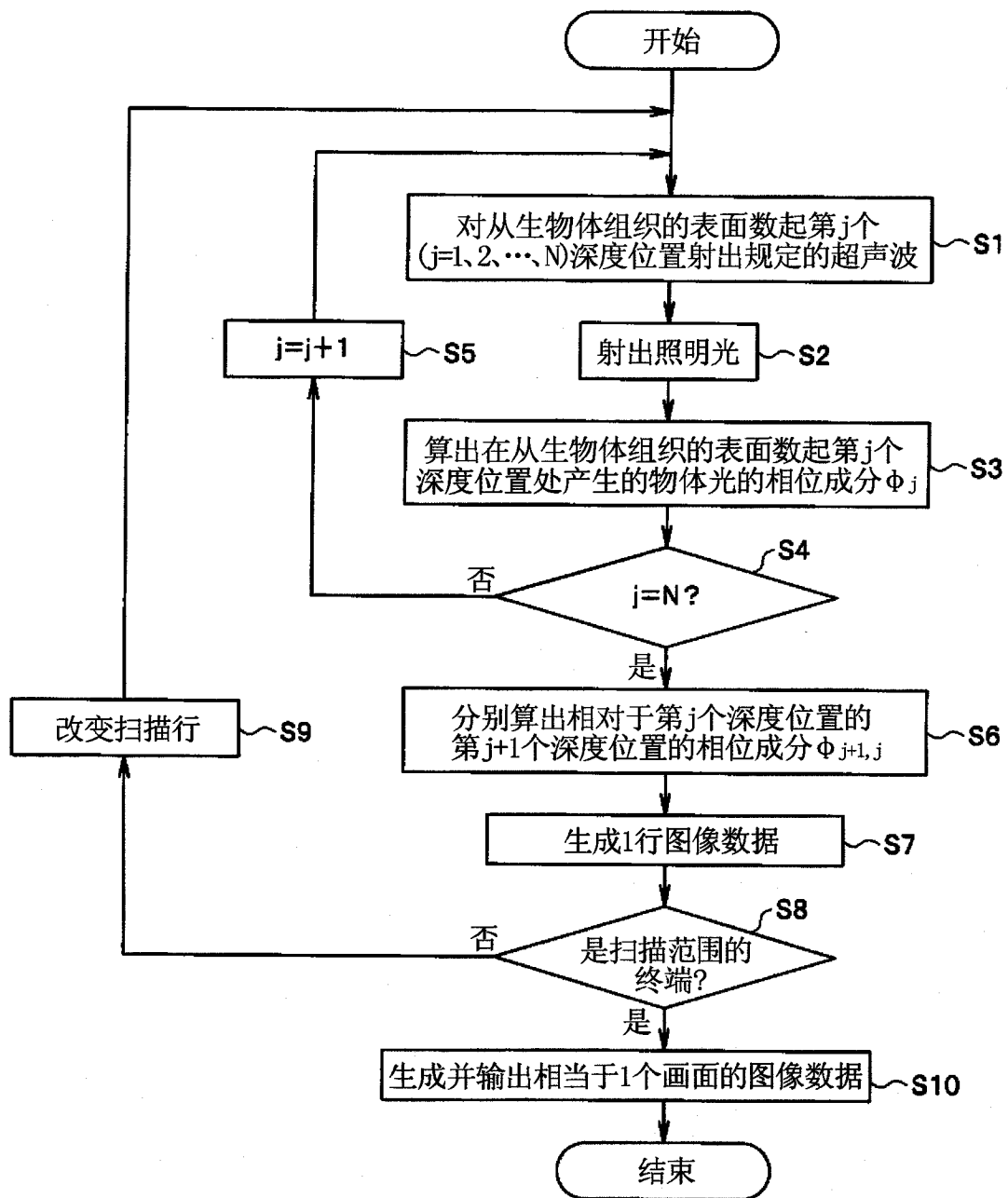


图 2

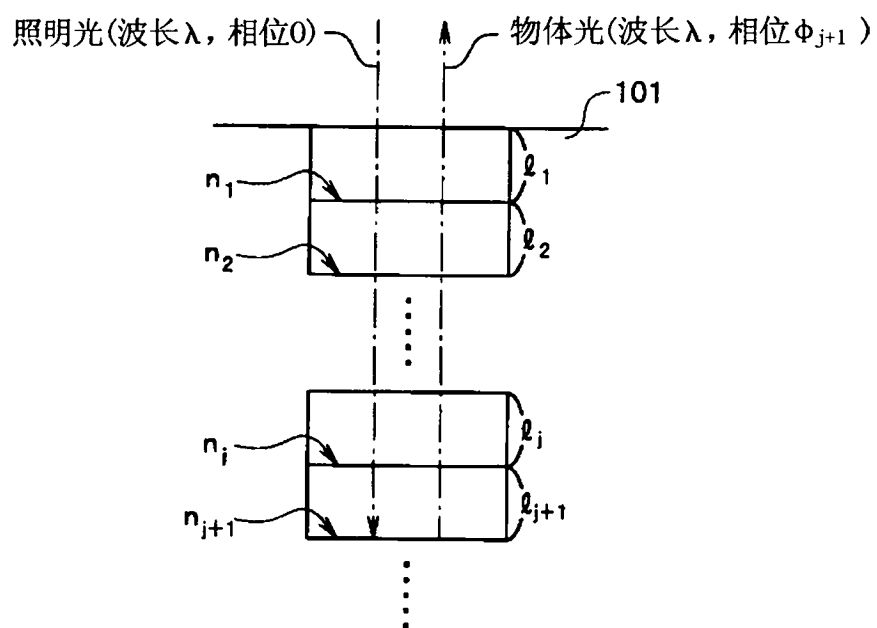


图 3

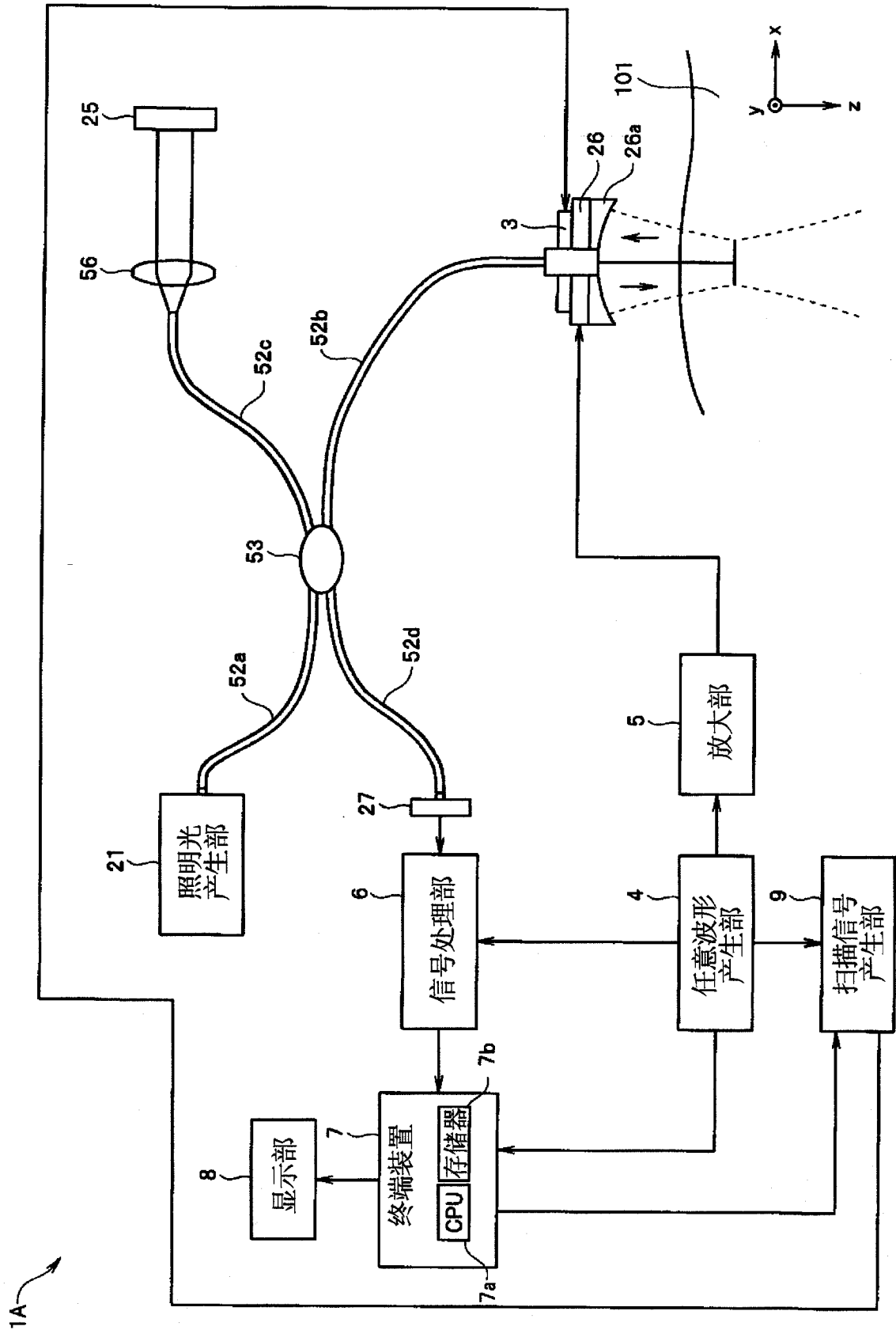


图 4

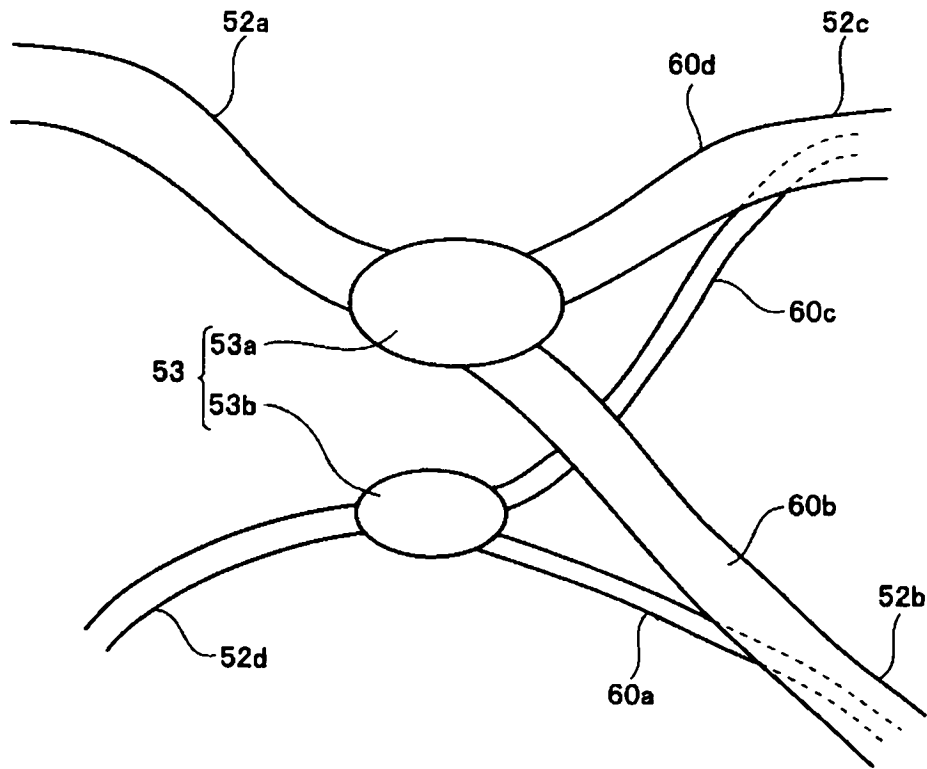


图 5

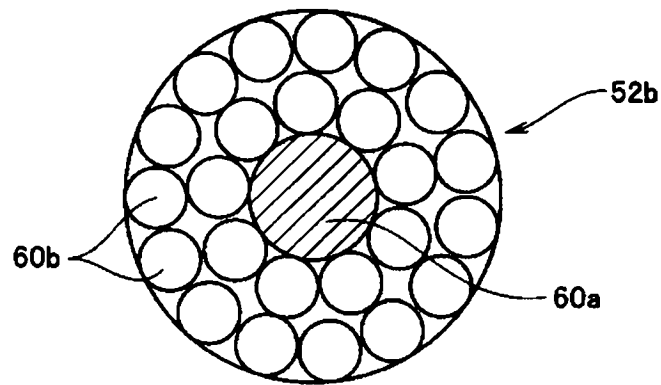


图 6

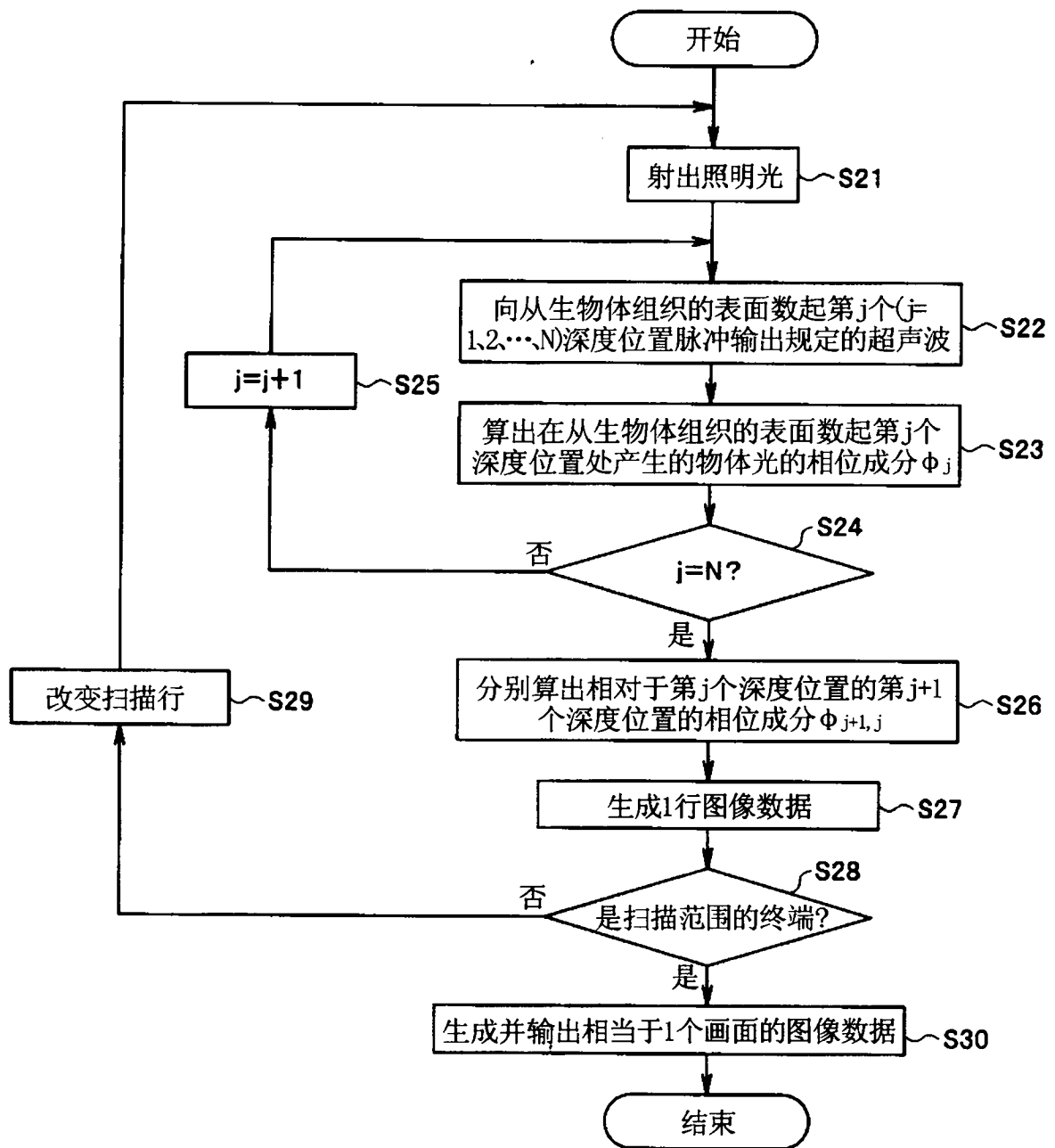


图 7

专利名称(译)	生物体观测装置以及生物体断层图像生成方法		
公开(公告)号	CN102307528B	公开(公告)日	2014-12-31
申请号	CN201080007178.9	申请日	2010-01-22
[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	A61B10/00 A61B8/08 G01N21/17		
CPC分类号	G01N21/1717 G01N21/4795 A61B5/418 A61B5/0073 A61B5/415		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2009039709 2009-02-23 JP		
其他公开文献	CN102307528A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的生物体观测装置具有：超声波产生部，其对被检体内部的规定区域输出超声波；照明光产生部，其向被入射了超声波的上述规定区域照射照明光；相位成分检测部，其从第1时刻至第N时刻对向规定区域照射的照明光的返回光进行时间分解，由此检测第1至第N个与各时刻相应的该返回光的相位成分进行；以及运算部，其根据相位成分检测部所检测出的各相位成分进行如下处理：从第N个相位成分中减去第1至第N-1个相位成分之和。

