



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105848587 B

(45)授权公告日 2018.10.02

(21)申请号 201480070297.7

(22)申请日 2014.12.11

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105848587 A

(43)申请公布日 2016.08.10

(30)优先权数据

2013-267398 2013.12.25 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.06.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/006182 2014.12.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/098018 JA 2015.07.02

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 村山义彰

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 于英慧

(51)Int.Cl.

A61B 8/14(2006.01)

G01N 29/00(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2012-163526 A, 2012.08.30, 说明书第69-84段, 说明书附图3.

JP 特开2013-113804 A, 2013.06.10, 权利要求1-5, 说明书第26-52段, 说明书附图5.

CN 1401070 A, 2003.03.05, 摘要, 权利要求1, 10, 说明书第7页第2段, 第13页第2-4段.

CN 103076286 A, 2013.05.01, 全文.

CN 101002670 A, 2007.07.25, 全文.

CN 101918811 A, 2010.12.15, 全文.

CN 102439418 A, 2012.05.02, 全文.

WO 2012/174413 A1, 2012.12.20, 全文.

审查员 王铖媛

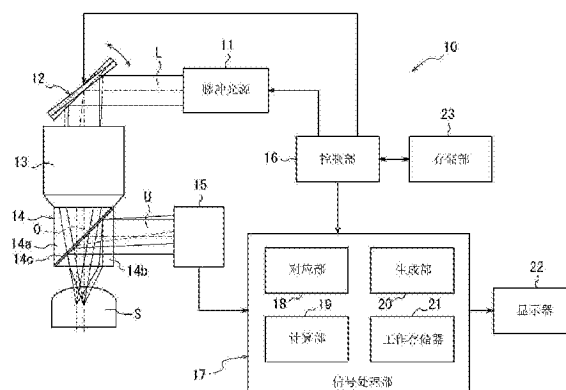
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

光声显微镜

(57)摘要

光声显微镜(10)具有光源(11)、物镜(13)、光扫描部(12)、光声波检测部(15)和计算部(19)。光源(11)射出激励光。物镜(13)使激励光会聚到标本内。光扫描部(12)通过激励光扫描标本。光声波检测部(15)检测光声波。计算部(19)通过相关系数, 计算基准位置与计算对象位置的光声波的时间变化而引起的波形的偏差。计算部(19)基于偏差, 对计算对象位置处的从基准位置起的深度进行计算。



1. 一种光声显微镜,其特征在于,具有:

光源,其射出激励光;

物镜,其使所述激励光会聚到标本内;

光扫描部,其改变所述物镜所实现的激励光的聚光位置与所述标本之间的相对位置;

光声波检测部,其检测由于所述激励光的照射而从所述标本产生的光声波;以及

计算部,其通过相关系数,计算相对于以所述标本的扫描范围内的任意位置为基准位置而检测出的光声波随时间变化的波形的、在所述标本内的所述基准位置以外的计算对象位置处检测出的光声波随时间变化的波形的偏差,并基于该偏差,计算该计算对象位置处的从所述基准位置起的深度,

所述相关系数是所述基准位置处检测出的光声波随时间变化的波形与所述计算对象位置处检测出的光声波随时间变化的波形之间的相关系数。

2. 根据权利要求1所述的光声显微镜,其特征在于,

所述光声显微镜还具有生成部,所述生成部基于所述光声波检测部检测出的光声波、和由所述光扫描部实现的所述激励光的聚光位置相对于标本的相对变化量的多个组合,生成与所述标本的光声波的分布对应的图像。

3. 根据权利要求2所述的光声显微镜,其特征在于,

所述生成部基于所述深度,校正所述图像。

4. 根据权利要求3所述的光声显微镜,其特征在于,

所述生成部基于从所述物镜的聚光位置起沿着光轴并根据所述深度而移位的位置处的点扩散函数,校正所述图像。

5. 根据权利要求2所述的光声显微镜,其特征在于,

所述生成部将所述标本内的吸收物质处的光声波的强度转换为固定的值。

6. 根据权利要求2~5中的任意一项所述的光声显微镜,其特征在于,

所述生成部基于所述深度,生成在所述标本中存在于所述物镜的深度的2倍以内的范围内的吸收物质的、与光声波的分布对应的所述图像。

7. 根据权利要求3或4所述的光声显微镜,其特征在于,

所述生成部基于所述深度,关于存在于所述物镜的深度的2倍以内的范围内的吸收物质,校正所述图像。

8. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的光声显微镜,其特征在于,

所述计算部在所述物镜的深度的2倍以内的范围内,计算相关系数。

9. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的光声显微镜,其特征在于,

所述计算部一边使所述计算对象位置的所述对象期间的的时间位置在规定的搜索时间范围中移位,一边计算所述基准位置处的确定了时间位置的对象期间的所述光声波的波形、与所述计算对象位置处的所述对象期间的所述光声波的波形之间的相关系数,并基于在所述对象期间的所述搜索时间范围内呈现最大的相关系数的时间位置,计算所述计算对象位置处的所述深度。

10. 根据权利要求9所述的光声显微镜,其特征在于,

所述对象期间为所述物镜的深度除以声速而得到的值以上的值。

11. 根据权利要求9所述的光声显微镜,其特征在于,

所述基准位置处的所述对象期间的中心的时间位置是从所述光声波的出现时期起,经过所述对象期间和所述搜索时间范围的合计期间的一半期间时。

12. 根据权利要求10所述的光声显微镜,其特征在于,

所述基准位置处的所述对象期间的中心的时间位置是从所述光声波的出现时期起,经过所述对象期间和所述搜索时间范围的合计期间的一半期间时。

## 光声显微镜

[0001] 关联申请的相互参照

[0002] 本申请主张2013年12月25日在日本进行了专利申请的日本特愿2013-267398的优先权,在此为了参考并入该在先申请的公开内容整体。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及光声显微镜。

### 背景技术

[0004] 光声波是指在热弹性过程中产生的声波的一种,上述热弹性过程是在向物质照射了吸收波长范围的光时产生的。因此,光声波作为使吸收特性成像的方法而受到关注。

[0005] 在将光声波作为检测信号而应用于成像的光声显微镜中,采用了如下方法:使用与观察对象物的吸收波长范围匹配的脉冲光来作为激励光,通过物镜会聚该激励光而通过聚光点扫描标本内,用传感器(transducer)等检测由此在各聚光点位置产生的光声波(参照专利文献1)。如果利用上述光声显微镜,在用聚光点扫描标本时,如果在聚光点位置处存在吸收物质,则产生光声波,因此通过检测该光声波,能够使标本内的吸收特性成像。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特表2011-519281号公报

### 发明内容

[0009] 发明所要解决的课题

[0010] 在光声显微镜中,在从标本的表面至光到达的光学深度的范围内,能够基于从光的照射起到光声波到达传感器的时间延迟,计算表面下的吸收物质的深度。但是,由于声波的形状比较复杂,因此难以提高时间延迟的计算精度。特别是,难以求出吸收物质的相对于任意位置的另一位置的相对深度的精度,另一方面,难以用所要求的水准的精度来计算吸收物质的相对深度。

[0011] 本发明正是鉴于上述观点而完成的,其目的在于提供一种能够高精度地计算吸收物质的相对深度的光声显微镜。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 达到上述目的的本发明的光声显微镜的特征在于,具有:

[0014] 光源,其射出激励光;

[0015] 物镜,其使所述激励光会聚到标本内;

[0016] 光扫描部,其改变所述物镜引起的激励光聚光的聚光位置与所述标本之间的相对位置;

[0017] 光声波检测部,其检测由于所述激励光的照射而从所述标本产生的光声波;以及

[0018] 计算部,其通过相关系数,计算相对于以所述标本的扫描范围内的任意位置为基

准位置而检测出的光声波随时间变化的波形的、在所述标本内的所述基准位置以外的计算对象位置处检测出的光声波随时间变化的波形的偏差,并基于该偏差,计算该计算对象位置处的从所述基准位置起的深度信息。

[0019] 发明的效果

[0020] 根据本发明,可提供一种能够高精度地计算吸收物质的相对深度的光声显微镜。

## 附图说明

[0021] 图1是示出本发明一个实施方式的光声显微镜的主要部分的概略结构的示意图。

[0022] 图2是示出在图1的光声波检测部中检测的光声波的强度相对于时间变化的变化的图表。

[0023] 图3是示出与标本的光声波的强度分布对应的图像的一例的图。

[0024] 图4是示出与基准位置相对应的输出信号的波形的图表。

[0025] 图5是说明相对于基准位置处的对象期间的多个时间位置的、搜索时间范围的时间位置的图。

[0026] 图6是示出与计算对象位置相对应的输出信号的波形的图表。

[0027] 图7是说明在计算对象位置处提取的波形在对象期间的多个时间位置的关系的图。

[0028] 图8是示出相对于偏差时间的相关系数的变化的图表。

[0029] 图9是示出与激励光的焦距对应的位置附近的、相对于深度方向的位置的光的强度的图表。

## 具体实施方式

[0030] 以下,参照附图来说明本发明的一个实施方式。

[0031] 图1是示出本发明一个实施方式的光声显微镜的主要部分的结构示意图。光声显微镜10通过光扫描部12,使从脉冲光源11射出的激励光L偏转,并通过物镜13使激励光L经过光声波反射部14后,作为聚光点照射到标本S内。此外,从标本S产生的光声波U通过光声波反射部14,朝与激励光L的光路不同的方向反射,并由光声波检测部15检测到。

[0032] 例如在标本S是活体,且使活体内的血管成像的情况下,脉冲光源11射出血红蛋白的吸收波长的激励光L。另外,观察对象不限于血管,还能够应用于黑色素等内源性物质的成像。此时,激励光L使用作为对象的物质的吸收波长范围的光即可。此外,还能够应用于荧光体或金属纳米粒子等外源性物质的成像。此时,对于激励光L,在荧光体的情况下,使用作为对象的荧光体的吸收波长范围的光即可,在金属纳米粒子的情况下,使用作为对象的金属纳米粒子的共振波长范围的光即可。此外,在标本S内存在多个吸收物质的情况下,优选使用观察对象物的特征性吸收光谱的峰值波长的光。脉冲光源11通过控制部16控制脉冲光的发光定时。

[0033] 光扫描部12例如具有两个检电镜,通过控制部16,与脉冲光源11的发光定时同步地进行驱动控制,使得通过激励光L的聚光点对标本S内进行二维扫描。另外,光扫描部12能够改变激励光L的聚光点与标本之间的相对位置关系即可,因此光扫描部12也可以是改变标本、或载置标本的工作台等的位置的方式。

[0034] 对于物镜13,适当选择焦距不同的物镜来进行安装。

[0035] 光声波反射部14具有两个直角三角棱镜14a、14b,通过光声波反射部件14c将它们斜面彼此结合而构成光声波反射部14。光声波反射部件14c由相对于激励光L是透明的、且声阻抗与标本S侧的直角三角棱镜14b不同的部件构成,例如由硅油或空气构成。直角三角棱镜14b的声阻抗与光声波反射部件14c的声阻抗之差满足规定的关系,因此光声波U被光声波反射部件14c反射。另外,也可以在直角三角棱镜14b的标本S侧配置未图示的光声波透镜。

[0036] 透过物镜13和光声波反射部14后的激励光L会聚到物镜13的焦点位置。标本S被配置成与激励光L的聚光点重叠。从标本S的激励光L的聚光点位置产生的光声波U入射到直角三角棱镜14b。并且,光声波U在直角三角棱镜14b与光声波反射部件14c的边界面处,被反射到与激励光L的光路不同的方向后,从直角三角棱镜14b被射出到光声波检测部15。另外,优选至少在物镜13与标本S之间、以及直角三角棱镜14b与光声波检测部15之间,填充容易传播光声波U的水等光声波传输介质。

[0037] 光声波检测部15例如是检测光声波U的传感器,检测从直角三角棱镜14b射出的光声波U。光声波检测部15将光声波U的强度变化相对于时间变化的波形作为输出信号输出到信号处理部17。

[0038] 信号处理部17具有对应部18、计算部19、生成部20和工作存储器21。

[0039] 对应部18与控制部16对光扫描部12的驱动同步地,即与在与物镜13的光轴O垂直的平面内二维扫描标本S时的激励光L的照射定时同步地,基于从光声波检测部15得到的输出信号,对激励光L的照射位置和输出信号进行对应。另外,对应部18还可以将输出信号的开始期、即相对于时间变化的光声波U的强度变化(参照图2)的开始期与该照射位置处的脉冲光的射出时期对应起来。

[0040] 如以下所说明那样,计算部19计算基准位置和基准位置以外的计算对象位置处的输出信号的相关系数,并基于该相关系数,对计算对象位置处的深度进行计算。

[0041] 基准位置是指存在与计算对象位置处的物质相同的物质的位置,能够设定为被照射与照射到计算对象位置的光相同程度的强度的光的位置。更具体而言,能够设定为在激励光L的全部照射位置中任意确定的位置。例如之后所述那样,基准位置由生成部20生成,可以通过由观察者使用鼠标等定点设备,指定在显示器22中显示的图像上的任意的位置来确定。此外,对于基准位置,也可以通过自动分析从光声波检测部15得到的输出信号,将示出高强度的位置确定为基准位置。另外,能够对产生光声波U的吸收物质进行深度的计算。因此,如图3所示,优选观察者将由生成部20生成的图像IM内的吸收物质的像的任意一点指定为基准位置SP(参照图3)。

[0042] 计算部19在与基准位置SP相对应的输出信号中,检测光声波U的出现时期。如图4所示,出现时期在与输出信号对应的波形中,是指光声波U的强度的绝对值超过阈值的时期。另外,阈值可以是能够排除在不出现光声波U的状态下产生的白噪声的任意的值、例如通常可以确定为被采样的白噪声的振幅的均方根的3倍的值。

[0043] 计算部19基于检测出的出现时期,决定基准位置SP处的对象期间的的时间位置。对象期间是指为了计算相关系数而提取与输出信号对应的波形的一部分的期间。在确定物镜13的深度时,将对象期间预先确定为该深度除以声速而得到的值以上的值。将深度设为

Berek式的相片拍摄时的深度 $\pm \lambda/NA^2$  ( $\lambda$ 是激励光L的波长, NA是物镜13的数值孔径。)。时间位置是时间坐标轴中的坐标, 且表示特定的时期。将对象期间的的时间位置确定为对象期间的中心与从出现时期起经过对象期间和搜索时间范围的合计期间的一半期间时一致的时期。之后将叙述搜索时间范围。计算部19提取基准位置SP处的对象期间的波形(参照图4的标号“WF<sub>SP</sub>”)。另外, 可以将对象期间与物镜13对应地保存到存储部23中。

[0044] 计算部19决定搜索时间范围的时间位置。这里说明搜索时间范围。如后所述, 计算部19对基准位置SP处的提取出的波形WF<sub>SP</sub>、和计算对象位置CP(参照图3)处的波形进行比较。为了比较, 还从与计算对象位置CP相对应的输出信号中, 提取多种多样的时间位置处的对象期间内的波形。搜索时间范围表示从计算对象位置CP处的输出信号中提取为了计算相关系数而使用的波形的时间位置的范围。搜索时间范围的长度小于脉冲状的激励光L的发光周期且是任意的值, 例如预先确定为物镜13的上述深度除以声速而得到的值的2倍的值。可以将搜索时间范围的时间位置确定为搜索时间范围的中心与基准位置SP处的对象期间的中心一致的时期(参照图5)。另外, 可以将搜索时间范围的长度保存到存储部23中。

[0045] 计算部19首先在计算对象位置CP处提取波形WF<sub>CP1</sub>。波形WF<sub>CP1</sub>的对象期间的开始期与搜索时间范围的开始期一致(参照图6)。波形WF<sub>CP1</sub>的长度优选与波形WF<sub>SP</sub>的长度相同。计算部19计算提取出的基准位置SP和计算对象位置CP处的对象期间的波形WF<sub>SP</sub>、WF<sub>CP1</sub>的相关系数。计算部19将计算出的相关系数保存到工作存储器21中。

[0046] 计算部19接着提取计算对象位置CP处的、使对象期间的的时间位置向后方移动单位时间 $\Delta t$ 后的对象期间的波形(参照图7)。可以将单位时间 $\Delta t$ 预先确定为任意的间隔, 例如数字化的输出信号的最小时间间隔。计算部19计算基准位置SP处的波形、与新提取出的计算对象位置CP处的对象期间的波形之间的相关系数。计算部19将计算出的相关系数保存到工作存储器21中。另外, 单位时间 $\Delta t$ 可以被保存在存储部23中。

[0047] 然后, 计算部19到对象期间的结束期与搜索时间范围的结束期一致为止, 一边使计算对象位置CP处的对象期间的的时间位置移位, 一边反复计算对象位置CP处的对象期间的波形的提取、以及使用新提取出的波形进行的与基准位置SP处的波形之间的相关系数的计算和相关系数的保存。

[0048] 计算部19读出工作存储器21所保存的、搜索时间范围内的多个时间位置处的各个相关系数。另外, 相关系数是用式(1)表示的函数, 通常描绘图8所示那样的曲线。

[0049] 【数式1】

$$R(x, y, \tau) = \frac{\sum_{t=t1}^{t2} [a(x_b, y_b, t) - a_{ave,b}] \times [a(x, y, t - \tau) - a_{ave}]}{\sqrt{\sum_{t=t1}^{t2} [a(x_b, y_b, t) - a_{ave,b}]^2} \times \sqrt{\sum_{t=t1}^{t2} [a(x, y, t - \tau) - a_{ave}]^2}} \quad (1)$$

[0051] 在式(1)中,  $R(x, y, \tau)$ 是在计算对象位置CP(坐标(x, y))处, 设时间位置为 $\tau$ 的对象期间的波形、与基准位置SP(坐标(x<sub>b</sub>, y<sub>b</sub>))处的对象期间的波形之间的相关系数。此外,  $a(x_b, y_b, t)$ 是时期t内的基准位置SP(坐标(x<sub>b</sub>, y<sub>b</sub>))处的振幅。 $a(x, y, t - \tau)$ 是以如下时间位置为对象期间的计算对象位置CP处的振幅, 该时间位置相对于基准位置SP的对象期间的的时间位置移动了时间 $\tau$ 。 $t1$ 是基准位置SP处的对象期间的开始期,  $t2$ 是基准位置SP处的对象期间的结束期。 $a_{ave,b}$ 是基准位置SP的振幅的平均值。 $a_{ave}$ 是计算对象位置CP的振幅的平均值。

[0052] 计算部19计算读出的相关系数中的最大的相关系数的、计算对象位置CP处的对象期间的、时间位置与基准位置SP的对象期间的、时间位置的差分,将该差分设为偏差时间 $\tau_{\max}(x,y)$ 。计算部19通过对检测出的偏差时间 $\tau_{\max}(x,y)$ 乘以声速,对计算对象位置CP处的、计算对象位置CP相对于基准位置SP的相对深度进行计算。计算部19在另一计算对象位置CP处,同样地计算相对于基准位置SP的相对深度。

[0053] 计算部19检测与基准位置SP相对应的输出信号的振幅绝对值为最大的时间位置。计算部19基于该时间位置、脉冲光的射出时期以及从光声波检测部15到标本表面的距离,计算基准位置SP的吸收物质的深度。另外,关于从光声波检测部15到标本表面的距离,可以从光声波检测部15朝向标本表面射出信号,并根据来自标本表面的返回光到达光声波检测部15的时刻进行计算。

[0054] 计算部19通过对各计算对象位置CP的相对深度加上基准位置SP的深度,计算各计算对象位置CP的深度。计算部19将计算出的深度与各计算对象位置CP对应地存储到工作存储器21中。

[0055] 生成部20在分别与激励光L的各照射位置相对应的输出信号中,检测振幅的绝对值的最大值、和由光声波检测部15检测到该最大值的时间位置。生成部20计算与各照射位置处的振幅的绝对值的最大值对应的值,作为各照射位置处的亮度值。即,生成部20通过根据激励光L的聚光位置相对于标本的相对变化量而确定的照射位置和检测出的光声波U即输出信号,生成与标本S的光声波U的强度分布对应的图像IM(参照图3)。如前所述,为了指定基准位置SP,生成部20将后述的校正前的图像IM发送到显示器22上,进行显示。

[0056] 但是,生成部20仅对如下照射位置进行亮度值的计算,在该照射位置处,由光声波检测部15检测到最大值的时间位置以物镜13的焦点位置为中心,处于与 $\lambda/NA^2$ 的深度的2倍深度对应的时间范围内。即,生成部20仅将存在于物镜13的焦深的2倍范围内的吸收物质图像化。

[0057] 生成部20基于计算部19计算出的基准位置SP和计算对象位置CP的深度,校正与光声波U的强度分布对应的图像IM的亮度。光声波U的振幅根据照射到吸收物质的光的强度而变化。如图9所示,光的强度在物镜13的焦点位置处是最大的,随着与焦点位置隔开距离而下降。因此,任意的吸收物质的光声波U的强度随着从焦点位置隔开距离而下降。因此,生成部20不论针对存在于何种深度的吸收物质,都校正为基于照射了相同强度的光的情况下的光声波U的图像IM。

[0058] 相对于与焦点位置相隔的距离的、光的强度能够通过激励光L和标本S的组合所固有的PSF(点扩散函数)来进行计算。因此,生成部20为了校正,从预先存储的PSF中,读出与基准位置SP和各计算对象位置CP的深度(参照标号“D”)与深度方向上的焦点位置的差分所对应的光的强度(参照标号“LI”)。生成部20计算用焦点位置处的光的强度除以所读出的光的强度而得到的校正系数。生成部20通过对基准位置SP和各计算对象位置CP处的亮度值乘以校正系数,执行校正。

[0059] 或者,也可以进行将任意的标本S内的全部吸收物质的亮度值转换为特定值的校正。作为光声显微镜10的观察对象的吸收物质如标本S的表面化的毛细血管等那样,对于任意的标本S,有时单一种类的吸收物质成为观察对象。正因为如此,所以能够假设为针对相同强度的光产生相同强度的光声波U。

[0060] 另外,生成部20仅对存在于与物镜13的焦点位置相隔 $\lambda/NA^2$ 的深度的范围内、特别是考虑到像差而存在于深度的2倍范围内的吸收物质,进行上述亮度值的校正。生成部20将进行亮度值的校正后的图像IM输出到显示器22上进行显示。

[0061] 控制部16控制光声显微镜10的整体动作。在控制部16上连接有存储部23。在存储部23中,根据需要,存储控制部16的工作程序等。另外,存储部23也可以是控制部16的内置存储器。

[0062] 根据以上那样的本实施方式的光声显微镜,能够基于相关系数,高精度地对计算对象位置CP的光声波U到达光声波检测部15的时间相对于基准位置SP处的光声波U的偏差进行计算。由于高精度的到达时间的偏差与吸收物质的深度存在相关,因此在本实施方式中,能够基于到达时间的偏差,高精度地计算吸收物质的相对深度。

[0063] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,基于吸收物质的深度校正图像IM,因此能够抑制由于深度差异而造成的亮度差异,而将相同种类的吸收物质误识别为不同种类的吸收物质。

[0064] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,根据PSF,校正基于深度的图像IM,因此不论深度如何,都能够将照射了相同强度的光的状态下的光声波U图像化。因此,对于观察者而言,能够更恰当地掌握标本S的状态。

[0065] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,不依赖于深度地进行将亮度对准为固定的值的校正,能够抑制将相同种类的吸收物质误识别为不同种类的吸收物质。此外,不依赖于深度地进行校正,因此不需要高负荷的图像处理。

[0066] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,将存在于物镜13的深度的2倍范围内的吸收物质图像化,因此能够视觉辨认存在于与焦距对应的位置附近的区域中的吸收物质。另外,该范围外的吸收物质的图像化能够通过调整物镜13的焦点位置来执行。

[0067] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,对存在于物镜13的深度范围内的吸收物质的图像IM的亮度进行校正,因此能够以同等的亮度显示深度方向的位置接近的吸收物质。因此,观察者能够将与焦距对应的位置比较接近的吸收物质的群、和与焦点位置比较远离的吸收物质的群区分开进行视觉辨认。

[0068] 此外,根据本实施方式的光声显微镜,将对象期间确定为物镜13的深度除以声速而得到的值以上的值,因此能够计算较大程度地反映了波形的相似性的相关系数。作为结果,能够高精度地计算相对深度。

[0069] 并且根据本实施方式的光声显微镜,将基准位置SP处的对象期间的中心位置确定为从光声波U的出现时期起经过对象期间和搜索时间范围的合计期间的一半期间时,因此能够在基准位置SP处的光声波U的出现时期之后设定计算对象位置CP处的对象期间。因此,能够抑制在光声波U的出现前无用地计算相关系数的负担产生。

[0070] 基于各个附图和实施方式对本发明进行了说明,但应当注意,只要是本领域技术人员,容易根据本公开来进行各种变形和修正。因此,应当留意这些变形和修正包含在本发明的范围内。

[0071] 标号说明

[0072] 10:光声显微镜;11:脉冲光源;12:光扫描部;13:物镜;14:光声波反射部;14a、14b:直角三角棱镜;14c:光声波反射部件;15:光声波检测部;16:控制部;17:信号处理部;

18:对应部;19:计算部;20:生成部;21:工作存储器;22:显示器;23:存储部;AM:吸收物质的像;CP:计算对象位置;IM:图像;L:激励光;O:光轴;S:标本;SP:基准位置;U:光声波;WF<sub>SP</sub>:基准位置处的对象期间的波形;WF<sub>CP1</sub>:计算对象位置处的对象期间的波形。

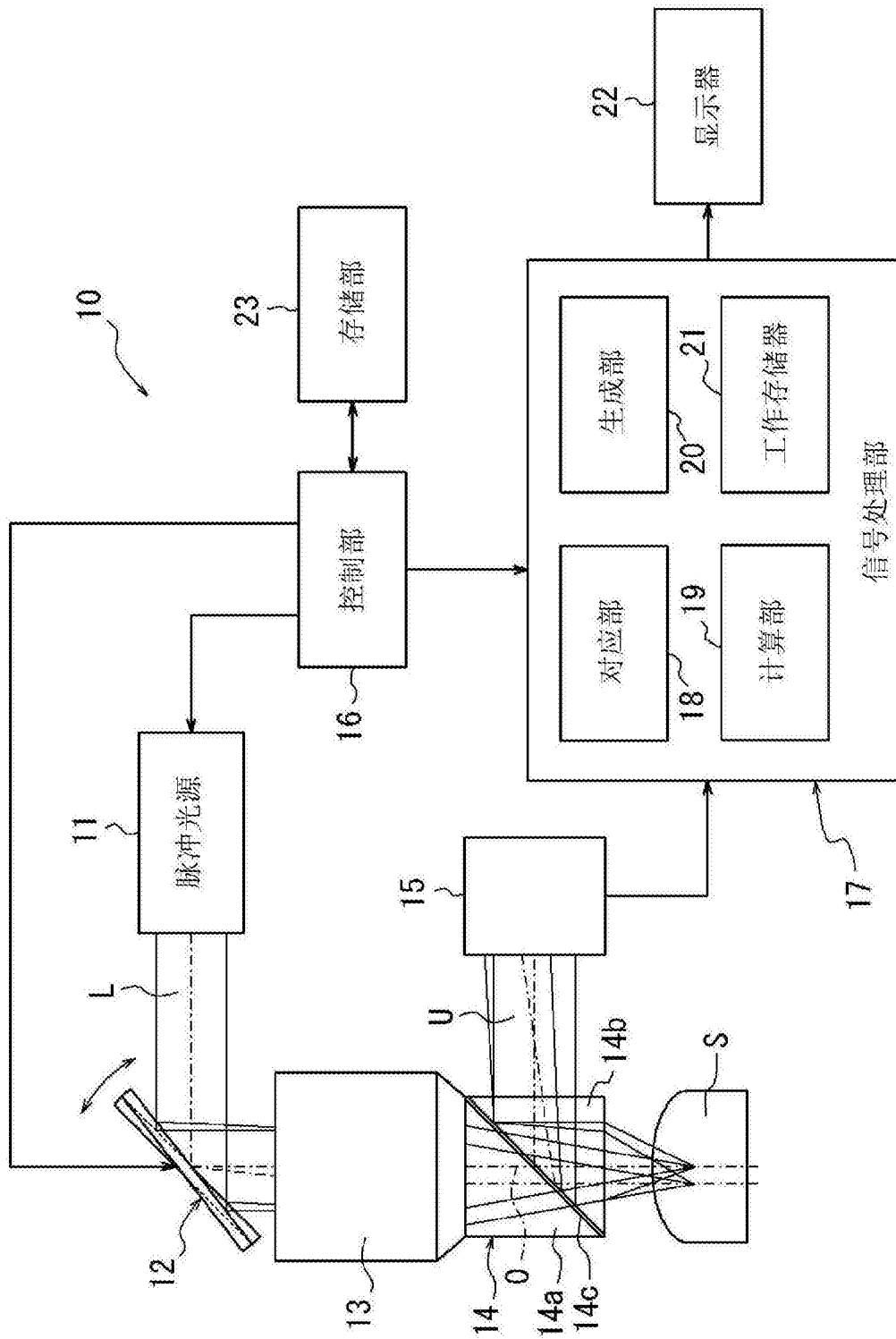


图1

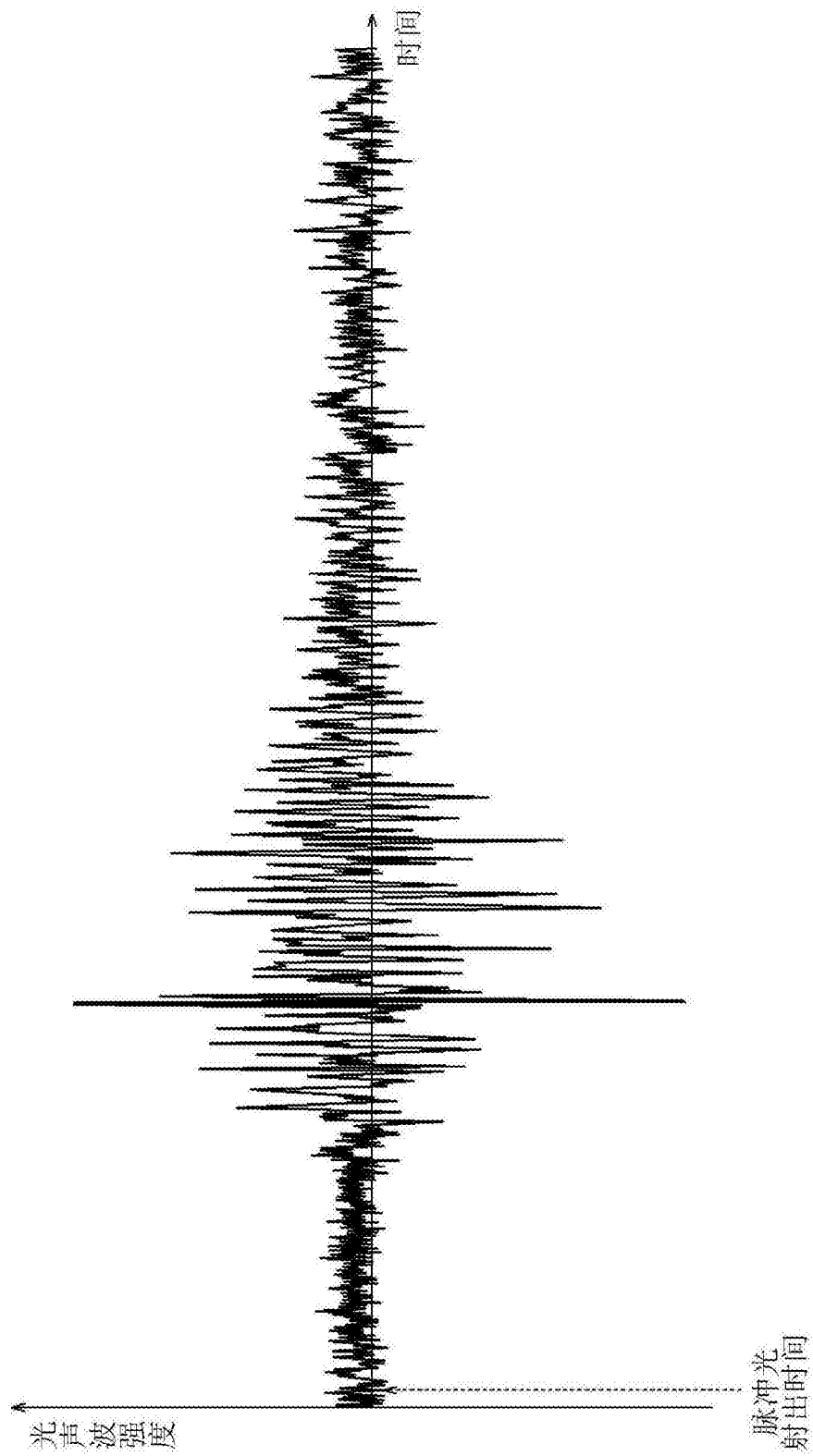


图2

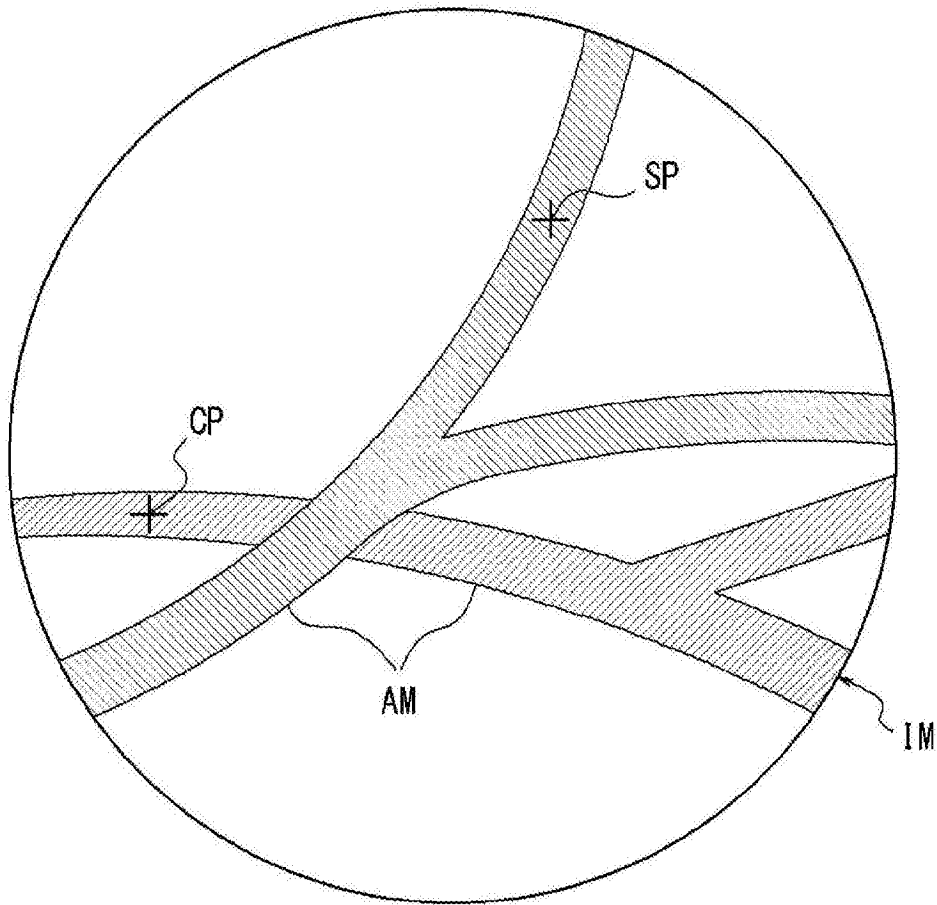


图3

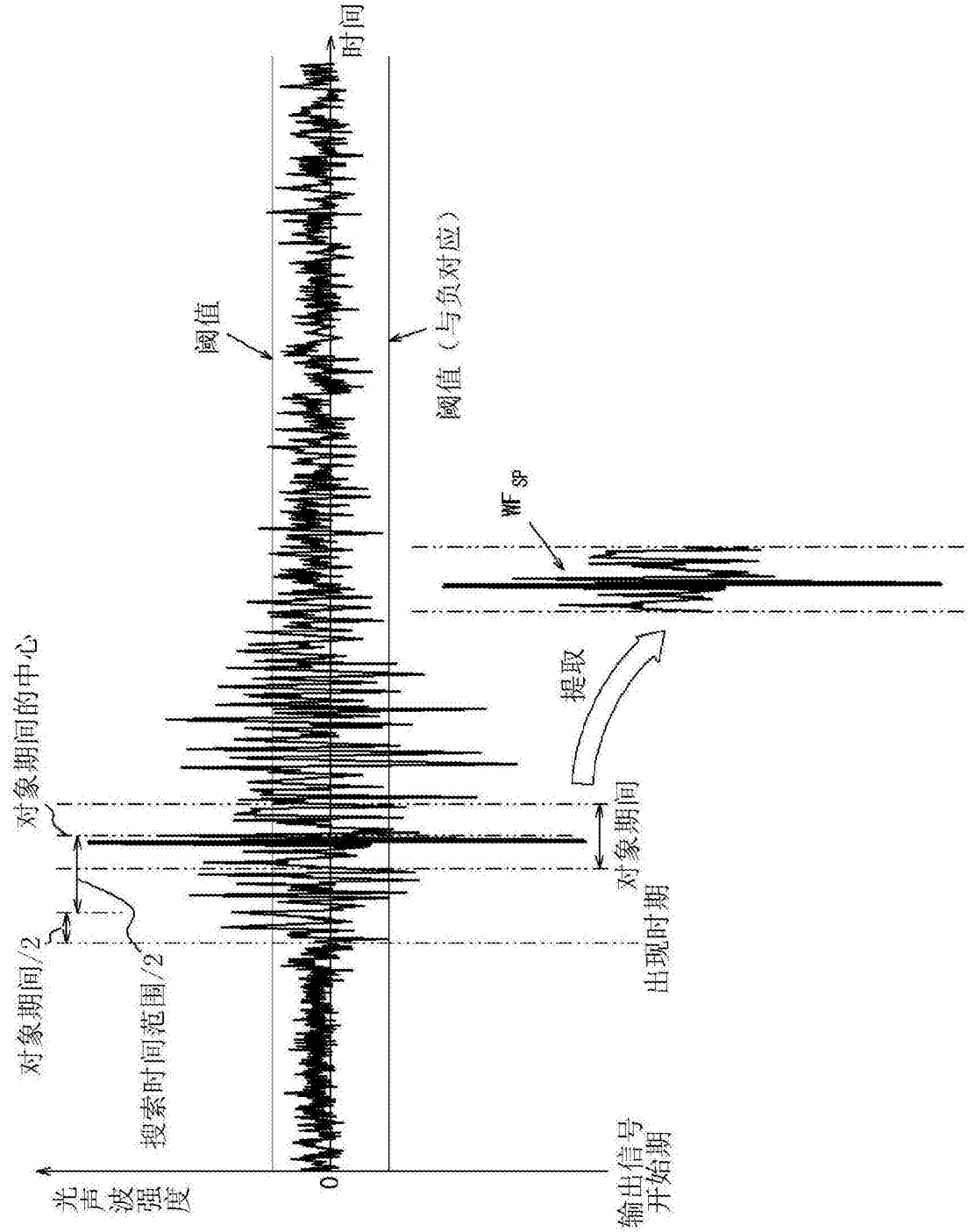


图4

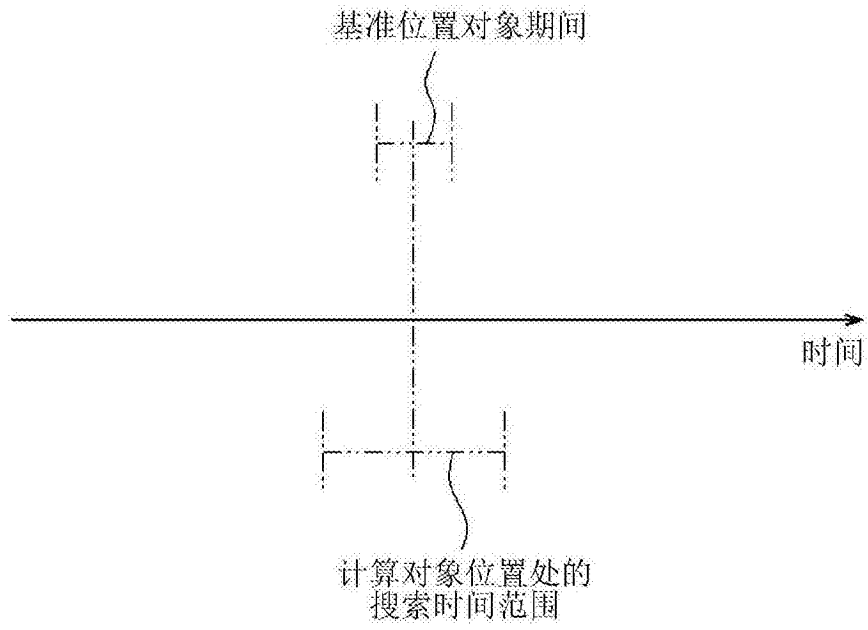


图5

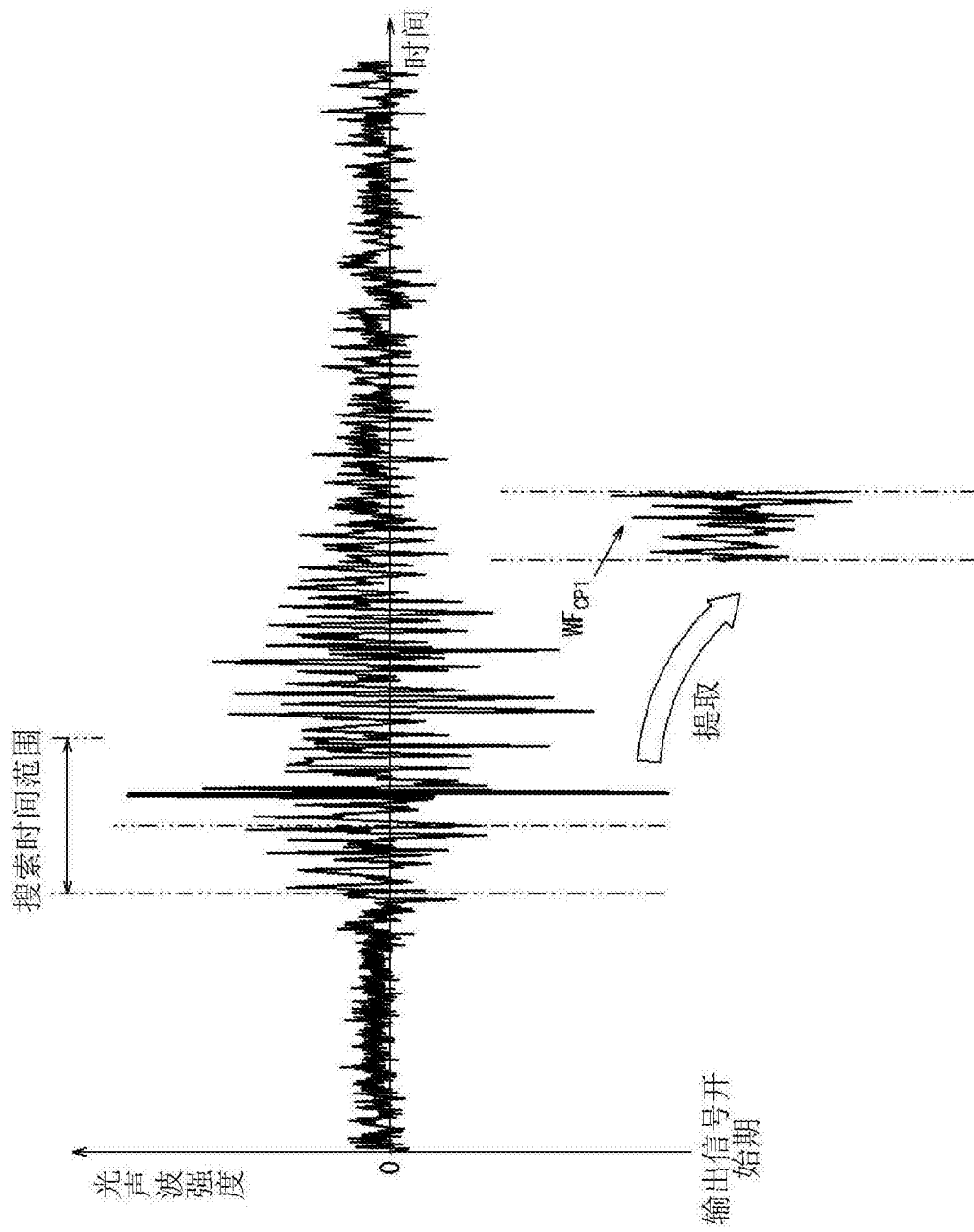


图6

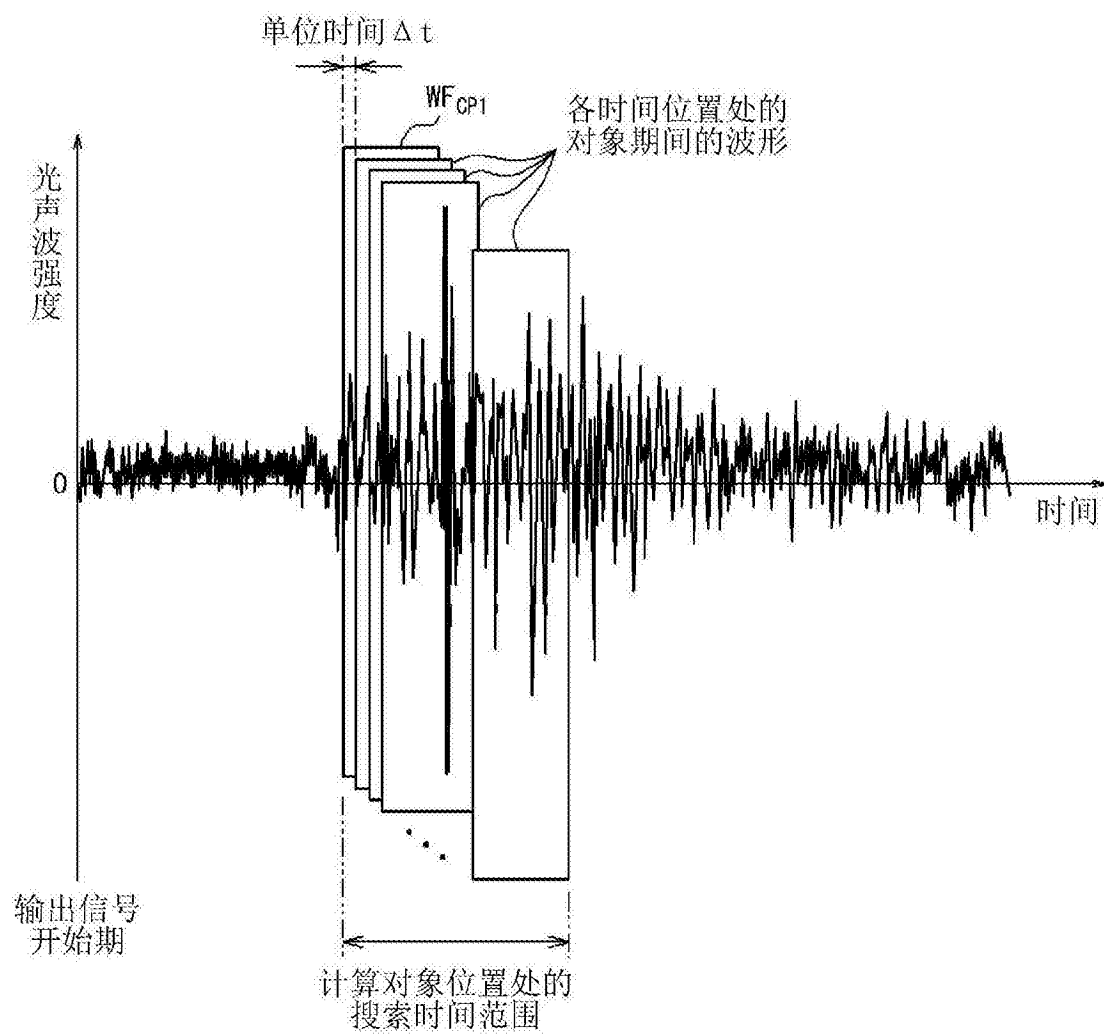


图7

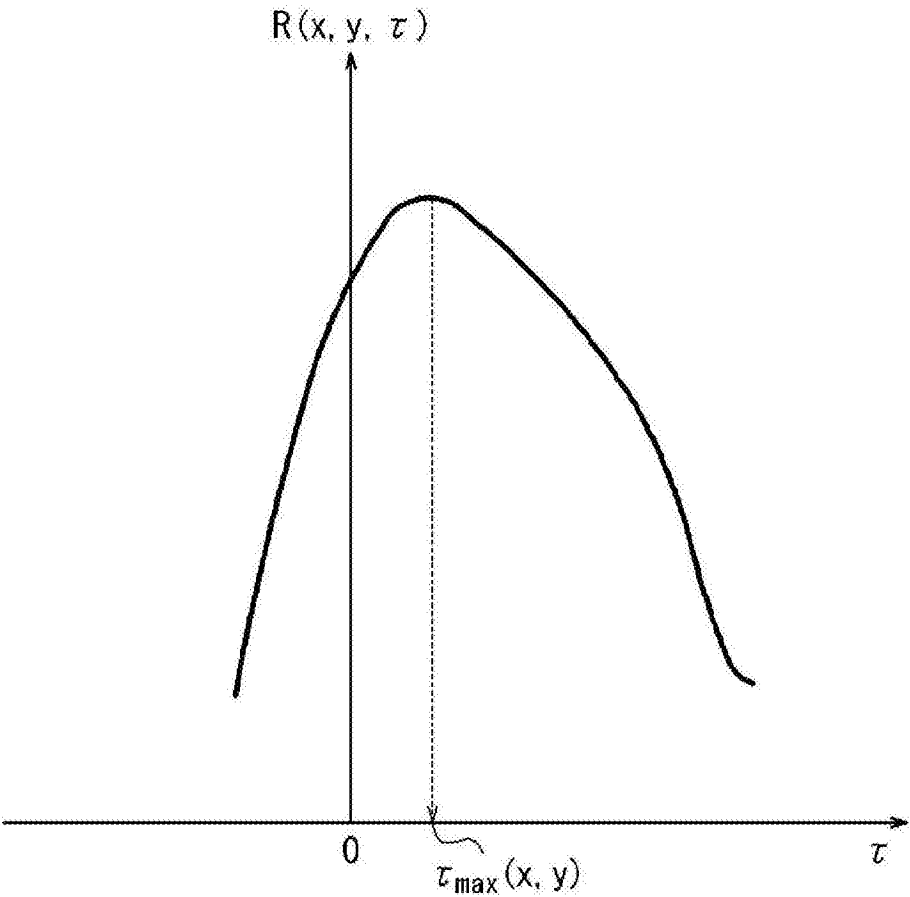


图8

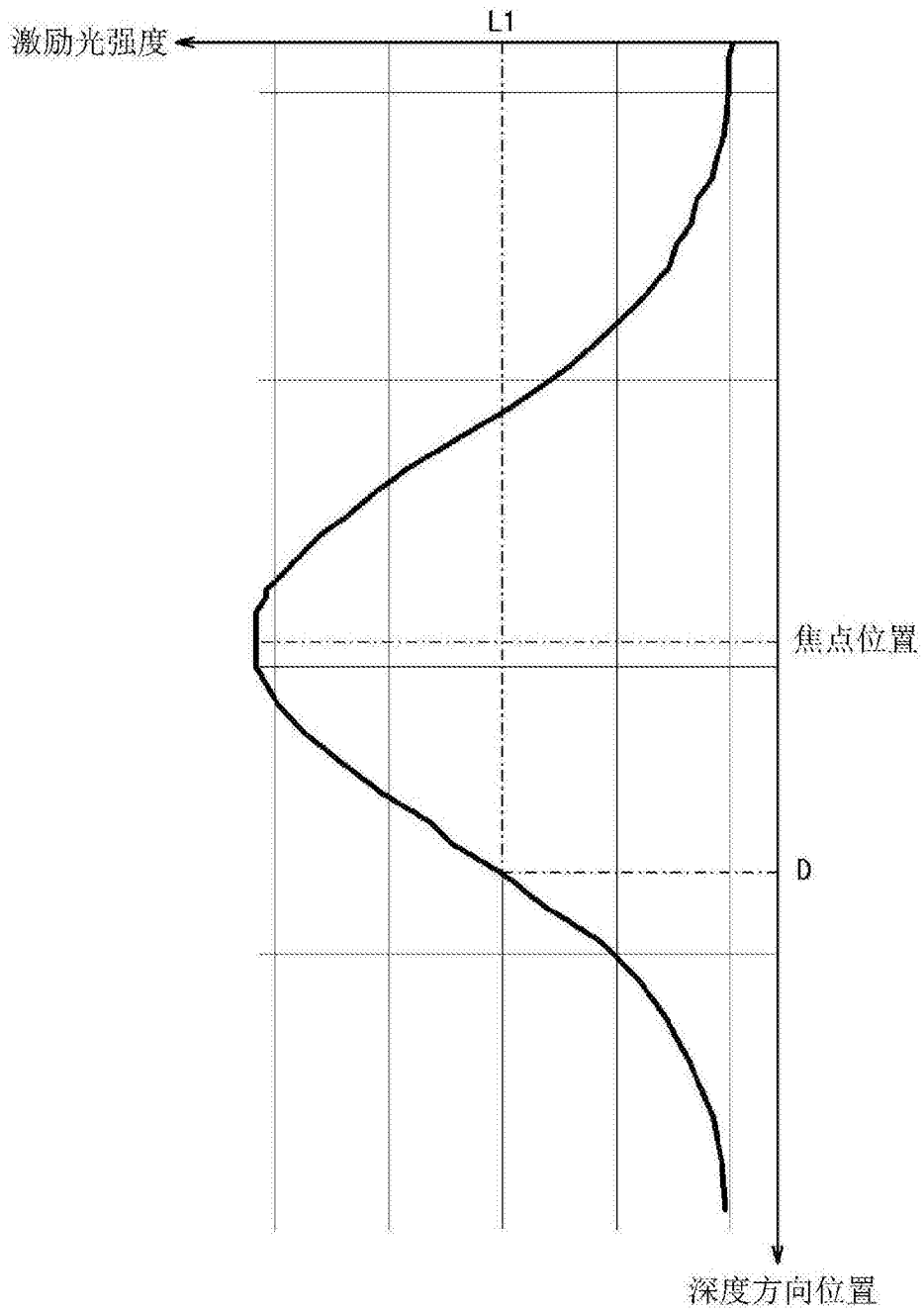


图9