



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104414621 B

(45)授权公告日 2016.08.31

(21)申请号 201410072077.X

CN 102800334 A, 2012.11.28,

(22)申请日 2014.02.28

CN 102759847 A, 2012.10.31,

(30)优先权数据

CN 102841495 A, 2012.12.26,

2013-182689 2013.09.04 JP

US 2010/0033726 A1, 2010.02.11,

US 2010/0181462 A1, 2010.07.22,

(73)专利权人 日立乐金光科技株式会社

审查员 熊狮

地址 日本东京都

(72)发明人 大泽贤太郎 富田大辅 向尾将树

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

代理人 龙淳

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 1517672 A, 2004.08.04,

CN 1784588 A, 2006.06.07,

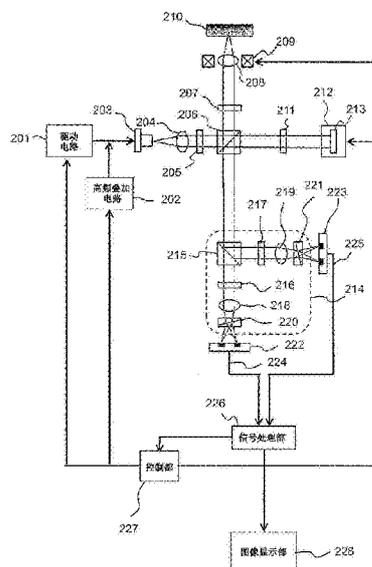
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54)发明名称

光学测量装置和光学层析方法

(57)摘要

本发明提供一种抑制层间串扰和散斑等因光学干涉引起的噪声的小型且价廉的光学测量装置和光学层析方法。光学测量装置包括：出射激光的光源；在驱动上述光源的驱动电流上叠加高频电流的高频叠加单元；使上述激光分束为信号光和参考光的光分束元件；使上述信号光会聚照射在测量对象上的物镜；使上述信号光的会聚位置扫描的会聚位置扫描单元；调整上述信号光与上述参考光之间的光程差的光程差调整单元；使被上述测量对象反射或散射的信号光与上述参考光合束，生成相位关系彼此不同的多束干涉光的干涉光学系统；和检测上述干涉光的光检测器。



1. 一种光学测量装置,其特征在于,包括:
 - 出射激光的光源;
 - 在驱动所述光源的驱动电流上叠加高频电流的高频叠加单元;
 - 使所述激光分束为信号光和参考光的光分束元件;
 - 使所述信号光会聚照射在测量对象上的物镜;
 - 使所述信号光的会聚位置扫描的会聚位置扫描单元;
 - 调整所述信号光与所述参考光之间的光程差的光程差调整单元;
 - 使被所述测量对象反射或散射的信号光与所述参考光合束,生成相位关系彼此不同的多束干涉光的干涉光学系统;和
 - 检测所述干涉光的光检测器,在没有对所述驱动电流叠加所述高频电流的状态下,使用所述光程差调整单元调整所述信号光与所述参考光的光程差,
 - 在使用所述高频叠加单元对所述驱动电流叠加了所述高频电流的状态下进行测量。
2. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 所述物镜的数值孔径为0.4以上。
3. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 不在驱动电流上叠加高频电流的情况下的所述激光的相干长度,为因使信号光的会聚位置扫描或仅发生变化而产生的信号光的光程变化的最大值以上,
 - 在驱动电流上叠加高频电流的情况下的所述激光的相干长度,比不在驱动电流上叠加高频电流的情况下的相干长度短。
4. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 驱动所述光程差调整单元,以抵消因使信号光的会聚位置在光轴方向上扫描而产生的信号光与参考光的光程差。
5. 如权利要求1或4所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 所述光程差调整单元包括透镜,配置在所述透镜的焦平面上的反射镜,和对所述透镜与反射镜的位置进行调制的致动器。
6. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 所述干涉光学系统中生成的干涉光为4束,
 - 所述信号光与所述参考光的干涉相位彼此相差90度的整数倍,
 - 所述信号光与所述参考光的干涉相位彼此相差180度的干涉光的对,由电流差动型光检测器检测。
7. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 还包括光程调制部,以比因所述信号光的会聚位置的扫描而产生的信号光的光程的变化速度更高的速度,对信号光与参考光的光程差进行调制,
 - 所述干涉光学系统中生成的干涉光为2束,该2束干涉光由电流差动型光检测器检测。
8. 如权利要求1所述的光学测量装置,其特征在于:
 - 所述高频电流的频率大于所述光检测器的响应频率。
9. 一种光学测量装置,其特征在于,包括:
 - 出射高相干光的第一光源;

出射低相干光的第二光源；
使所述高相干光或低相干光分束为信号光和参考光的光分束元件；
使所述信号光会聚照射在测量对象上的物镜；
使所述信号光的会聚位置扫描的扫描单元；
调整所述信号光与参考光之间的光程差的光程差调整单元；
使被测量对象反射或散射的信号光与所述参考光合束，生成相位关系彼此不同的多束干涉光的干涉光学系统；和
检测所述干涉光的光检测器，
在使所述高相干光出射且使所述低相干光不出射的状态下，使用所述光程差调整单元调整所述信号光与所述参考光的光程差，
在使所述高相干光不出射且使所述低相干光出射的状态下进行测量。

10. 如权利要求9所述的光学测量装置，其特征在于：
所述高相干光的相干长度为因使信号光的会聚位置在光轴方向上扫描而产生的信号光的光程变化的最大值以上，
所述低相干光的相干长度比所述高相干光的相干长度短。

11. 一种光学测量方法，其特征在于：
使从光源出射的激光分束为信号光和参考光，
使所述信号光的会聚位置扫描，使所述信号光会聚照射在测量对象上，根据所述信号光到达所述测量对象的光程，调整所述信号光与参考光之间的光程差，
之后，在驱动所述光源的驱动电流上叠加高频电流，
使被所述测量对象反射或散射的信号光与所述参考光合束，生成相位关系彼此不同的多束干涉光，检测所述干涉光，
在没有对所述驱动电流叠加所述高频电流的状态下，调整所述信号光与所述参考光的光程差，
在对所述驱动电流叠加了所述高频电流的状态下进行测量。

光学测量装置和光学层析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及光学层析装置和光学层析方法。

背景技术

[0002] 近年来,使用光来获取反映测量对象的表面结构和内部结构的图像的光学相干层析术(OCT:Optical Coherence Tomography)受到了关注(专利文献1)。OCT对人体不具有侵袭性,所以在医疗领域和生物学领域的应用尤其受到期待,并且在眼科领域中,用来形成眼底和角膜等的图像的装置已进入实用化阶段。OCT技术中,使来自光源的光分束为对测量对象照射的信号光和不对测量对象照射而是在参考光反射镜上反射的参考光这2束光,通过使从测量对象反射的信号光与参考光合束(合波)干涉而获得信号。

[0003] 按测量位置在光轴方向上的扫描方法(以下称为z扫描),OCT大致分为时域OCT和傅立叶域OCT。时域OCT中,作为光源使用低相干光源,在测量时通过使参考光反射镜扫描而进行z扫描。由此,仅信号光中包含的与参考光的光程一致的成分发生干涉,通过对得到的干涉信号进行包络检波而解调出期望的信号。

[0004] 另一方面,傅立叶域OCT还进一步分为波长扫描型OCT和谱域OCT。波长扫描型OCT使用能够进行出射光的波长扫描的波长扫描型光源,在测量时通过使波长扫描而进行z扫描,通过对检测出的干涉光强度的波长依赖性(干涉谱)进行傅立叶变换而解调出期望的信号。

[0005] 谱域OCT中,光源使用宽谱光源(宽带光源),对生成的干涉光用分光器分光来检测各波长成分的干涉光强度(干涉谱),这样的处理就对应于进行z扫描。通过对得到的干涉谱进行傅立叶变换而解调出期望的信号。

[0006] 此外,如专利文献2所记载,最普及的眼底诊断装置用的OCT中,NA一般为0.02左右。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2011-218155号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2010-169503号公报

[0011] 专利文献3:日本特开2008-65961号公报

[0012] 非专利文献

[0013] 非专利文献1:Optics Express Vol.19,5536-5550(2011)

发明内容

[0014] 发明要解决的技术问题

[0015] 上述现有的OCT装置中存在以下问题。时域OCT中为了进行z扫描需要使反射镜高速地机械扫描,但随着反射镜扫描当参考光的光轴产生角度偏差时,信号强度会降低,结果出现SN比降低的问题。此外,傅立叶域OCT中为了进行z扫描需要能高速扫描波长的光源或

分光器,它们都是昂贵且大型的设备,所以存在OCT装置自身也变得昂贵且大型的问题。

[0016] 于是,本申请发明人研究了如图1所示,作为光源应用相干长度较长的激光光源,使用高NA的物镜使激光(信号光)会聚照射到测量对象上,通过使物镜扫描而使会聚位置扫描来获得测量对象的层析像的方案。本方案的OCT装置中,利用了信号光中包含的来自物镜的焦点以外的反射光成分的波前与参考光的波前曲率不一致所以不会干涉的原理,进行光轴方向的信号的分离,由此能够进行3维测量,与使用宽谱光源(低相干光源)或波长扫描型光源的现有的OCT装置的原理从根本上就不相同。本方案不需要大型且昂贵的波长扫描型光源或分光器,所以能够提供小型且价廉的OCT装置,但因为使用相干长度较长的激光,所以也存在容易发生层间串扰和散斑等因光学干涉引起的图像劣化,导致对获得的层析像产生不良影响的问题。

[0017] 解决问题的技术手段

[0018] (1)本发明为了解决上述问题,除了出射激光的光源、从上述激光生成干涉光的光学系统、检测上述干涉光的检测器之外,还设置了高频叠加单元。本发明中,使从光源出射的激光分束为信号光和参考光,经物镜使信号光会聚照射到测量对象上,并使被测量对象反射或散射的信号光与参考光合束,生成相位关系彼此不同的多束干涉光,对它们进行检测。信号光的会聚位置通过会聚位置扫描单元进行扫描。实际过程中,在没有对驱动电流叠加高频电流的状态下即激光的相干长度较长的状态下,使用光程调整单元调整信号光与参考光的光程差,之后使用高频叠加单元对驱动电流叠加高频电流,在相干长度较短的状态下进行测量。

[0019] 由此,不需要使用波长扫描型光源或分光器等大型且昂贵的部件,所以能够提供小型且价廉的OCT装置。此外,与现有的时域OCT不同,由于不需要使参考光反射镜扫描,所以能够防止参考光的光轴偏差引起SN比降低。进而,通过在使用高频叠加单元缩短了相干长度的状态下进行测量,能够抑制层间串扰和散斑等因光学干涉引起的图像劣化。

[0020] (2)作为一例,使第一光束会聚到测量对象上的物镜的数值孔径为0.4以上。

[0021] 由此,能够无需使用宽谱光源或波长扫描型光源,实现与现有的OCT装置同等或以上的光轴方向的空间分辨能力(空间分辨率)。

[0022] (3)作为一例,不在驱动电流上叠加高频电流的情况下的激光的相干长度,为因使信号光的会聚位置扫描或仅使该会聚位置发生变化(非扫描而仅是变化)而产生的信号光的光程变化的最大值以上,在驱动电流上叠加高频电流的情况下的上述激光的相干长度,比不在驱动电流上叠加高频电流的情况下的相干长度短。此处,会聚位置的扫描指的是为了获得像而使会聚位置在测量区域内遍历地移动,而相对地,会聚位置的变化指的是反复改变测量深度以获得与光轴垂直的平面的像时所进行的改变测量深度的操作。

[0023] 由此,因为在没有对驱动电流叠加高频电流的状态,即激光的相干长度较长的状态下容易检测来自测量对象的反射光,所以通过测量信号光到达测量对象前的光程,能够容易地进行信号光与参考光之间的光程差的调整。进而,通过对驱动电流叠加了高频电流的状态,即激光的相干长度较短的状态下获得测量对象的层析像,与相干长度较长的状态相比能够降低层间串扰和散斑。

[0024] (4)作为一例,驱动光程差调整单元,以抵消因使信号光的会聚位置在光轴方向上扫描而产生的信号光与参考光的光程差。

[0025] 由此,即使激光的相干长度在因使信号光的会聚位置扫描而产生的信号光的光程变化的最大值以下,信号光与参考光的干涉效率也不会降低,能够获得层析像。进而,也能够根据物镜的移动量和光程调整量计算测量对象的物理尺寸和折射率。

[0026] (5)作为一例,光程调整单元使用透镜、配置在透镜的焦平面上的反射镜和对所述透镜与反射镜的位置进行调制的致动器,对参考光的光程进行调整。

[0027] 由此,即使调制反射镜的位置时反射镜发生倾斜,在反射镜上反射的参考光的角度也不会变化,所以能够防止信号光与参考光的干涉效率降低。

[0028] (6)作为一例,干涉光学系统中生成的干涉光为4束,这4束干涉光中信号光与参考光的干涉相位彼此相差约90度的整数倍,其中,信号光与参考光的干涉相位彼此相差约180度的干涉光的对,由电流差动型光检测器检测,对得到的2个检测信号例如实施平方和运算。

[0029] 由此,能够得到不依赖于信号光与参考光的相位差的、与信号光的强度成比例的稳定的信号。此外,通过求出所得到的2个检测信号的比并实施反正切运算,也能够获得信号光的相位信息。进而,因为使用了电流工作型的检测器,即使参考光的强度较大,检测器也不容易饱和,与不使用电流工作型检测器的情况相比能够增大信号的SN比。

[0030] (7)作为一例,利用光程调制部以比因信号光的会聚位置的扫描而产生的信号光的光程的变化速度更高的速度,对信号光与参考光的光程差进行调制,在干涉光学系统中生成2束干涉光,该2束干涉光由电流差动型光检测器检测,对检测信号进行包络检波。

[0031] 由此,能够用较少的检测器获得期望的信号。

[0032] (8)作为一例,使出射高相干光的第一光源或出射低相干光的第二光源所出射的高相干光或低相干光分束为信号光和参考光,利用物镜使信号光会聚照射在测量对象上,使被测量对象反射或散射的信号光与参考光合束,生成相位关系彼此不同的多束干涉光,对这些干涉光进行检测。信号光的会聚位置通过会聚位置扫描单元进行扫描。实际过程中,使用高相干光通过光程调整单元进行信号光与参考光的光程差的调整,之后使用低相干光进行测量。此外,高相干光的相干长度为因使信号光的会聚位置扫描或仅使该会聚位置发生变化(非扫描而仅是变化)而产生的信号光的光程变化的最大值以上,低相干光的相干长度比对激光光源的驱动电流叠加了高频电流的情况下的激光的相干长度短。

[0033] 由此,与通过在对光源供给的驱动电流上是否叠加高频电流而改变激光的相干长度的方案相比,能够进一步抑制层间串扰和散斑等因光学干涉引起的图像劣化。

[0034] 此外,作为使用高相干光源和高NA物镜的装置,例如可以列举如专利文献3所述的光盘的再现装置。光盘的再现装置将光会聚在记录面上,使光盘旋转而获得信号,信号的获得方法与使会聚位置在测量对象的内部扫描的本发明的OCT装置不同。此外,光盘的再现装置中,能够通过介质一方(光盘)的设计来抑制层间串扰,而OCT是非侵袭、非接触地对结构未知的测量对象进行3维测量的技术,所以不能够通过操作测量对象来抑制层间串扰。即,难以将光盘装置中的层间串扰抑制方法应用于OCT装置。

[0035] 发明效果

[0036] 根据本发明能够提供一种光学测量装置,无需使用波长扫描型光源或分光器就能够获得测量对象的层析图像,抑制层间串扰和散斑等因光学干涉引起的图像劣化。

[0037] 上述以外的问题、结构和效果通过以下实施方式的说明而明确。

附图说明

- [0038] 图1是表示发明人所研究的OCT装置的结构示意图。
- [0039] 图2是表示本发明的光学测量装置的结构例的示意图。
- [0040] 图3是本发明的光学测量装置中使物镜在光轴方向上扫描时得到的信号的示意图。
- [0041] 图4是用本发明的光学测量装置测量到的洋葱细胞的层析像。
- [0042] 图5是表示本发明的光学测量装置的结构例的示意图。
- [0043] 图6是表示会聚位置的实际扫描路径的例子示意图。
- [0044] 图7是表示本发明的光学测量装置的结构例的示意图。
- [0045] 图8是本发明的光学测量装置中使物镜在光轴方向上扫描时得到的信号的示意图。
- [0046] 图9是表示本发明的光学测量装置的结构例的示意图。
- [0047] 图10是说明OCT装置的动作流程的图。
- [0048] 附图标记说明
- [0049] 201:驱动电路
- [0050] 202:高频叠加电路
- [0051] 203:光源
- [0052] 204:准直透镜
- [0053] 205,216: $\lambda/2$ 波片
- [0054] 206:偏振分束器
- [0055] 207,211,217: $\lambda/4$ 波片
- [0056] 208:物镜
- [0057] 209:物镜致动器
- [0058] 210:测量对象
- [0059] 212:移动台
- [0060] 213:反射镜
- [0061] 214:干涉光学系统
- [0062] 215:半反射分束器
- [0063] 218,219:会聚透镜
- [0064] 220,221:沃拉斯顿棱镜
- [0065] 222,223:电流差动型光检测器
- [0066] 226:信号处理部
- [0067] 227:控制部
- [0068] 228:图像显示部

具体实施方式

- [0069] 以下参考附图说明本发明的实施方式。
- [0070] (实施例1)

[0071] 图2是表示本发明的光学测量装置的基本实施方式的示意图。

[0072] 通过从驱动电路201和高频叠加电路202供给电流,从光源203出射激光。激光被准直透镜204变换为平行光,经能够调整光轴方向的 $\lambda/2$ 波片205旋转偏振方向之后,被偏振分束器206二分束为信号光和参考光。信号光从光轴方向设定为相对于水平方向成约22.5度的 $\lambda/4$ 波片207透射,偏振状态从s偏振变换为圆偏振之后,被数值孔径0.4以上的物镜208会聚照射在测量对象210上。此处,物镜208在控制部227的控制下由物镜致动器209扫描驱动,由此进行物镜208对信号光的会聚位置(测量位置)的扫描。从测量对象反射或散射的信号光中包含的来自物镜的焦点位置的反射光成分被物镜208变换为平行光,偏振状态被 $\lambda/4$ 波片207从圆偏振变换为p偏振,对偏振分束器206入射。

[0073] 另一方面,参考光从 $\lambda/4$ 波片211透射,偏振状态从p偏振变换为圆偏振,在入射到作为光程调整单元的移动台212上配置的反射镜213并反射之后,偏振状态被 $\lambda/4$ 波片211从圆偏振变换为s偏振,对偏振分束器206入射。

[0074] 信号光和参考光被偏振分束器206合束而生成合成光。合成光被导向由半反射分束器215, $\lambda/2$ 波片216, $\lambda/4$ 波片217,会聚透镜218、219,和沃拉斯顿棱镜220、221构成的干涉光学系统214。

[0075] 入射到干涉光学系统214的合成光被半反射分束器215分束为透射光和反射光。透射光从光轴设定为相对于水平方向成约22.5度的 $\lambda/2$ 波片216透射之后,被会聚透镜218会聚,由沃拉斯顿棱镜220偏振分离,生成相位关系彼此相差180度的第一干涉光和第二干涉光。第一干涉光和第二干涉光由电流差动型光检测器222检测,输出与它们的强度差成比例的信号224。

[0076] 另一方面,反射光从光轴设定为相对于水平方向成约45度的 $\lambda/4$ 波片217透射之后,被会聚透镜219会聚,由沃拉斯顿棱镜221偏振分离,生成相位关系彼此相差180度的第三干涉光和第四干涉光。此处,第三干涉光相对于第一干涉光相位相差90度。第三干涉光和第四干涉光由电流差动型光检测器223检测,输出与它们的强度差成比例的信号225。这样生成的信号224、225被输入到信号处理部226,通过运算得到与信号光的振幅成比例的信号。基于该信号形成的测量对象的层析图像显示在图像显示部228上。

[0077] 此处,用数学式详细说明干涉光学系统214的工作原理。入射到干涉光学系统214时的合成光的琼斯矢量用下式表示。

$$[0078] \quad \text{式(1)} \quad \begin{pmatrix} E_{sig} \\ E_{ref} \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0079] 此时,从半反射分束器215透射并进而从 $\lambda/2$ 波片216透射之后的合成光的琼斯矢量如下所示。

$$[0080] \quad \text{式(2)} \quad \begin{pmatrix} 1/\sqrt{2} & -1/\sqrt{2} \\ 1/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{sig}/\sqrt{2} \\ E_{ref}/\sqrt{2} \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} E_{sig} - E_{ref} \\ E_{sig} + E_{ref} \end{pmatrix} \quad (2)$$

[0081] 式(2)所示的合成光被沃拉斯顿棱镜220偏振分离为p偏振成分和s偏振成分之后,由电流差动型光检测器222进行差动检测(即检测二者的差),所以检测信号224如下所示。

$$\begin{aligned}
 \text{[0082] 式(3)} \quad I &= \frac{1}{4} |E_{\text{sig}} + E_{\text{ref}}|^2 - \frac{1}{4} |E_{\text{sig}} - E_{\text{ref}}|^2 \\
 &= |E_{\text{sig}}| |E_{\text{ref}}| \cos(\theta_{\text{sig}} - \theta_{\text{ref}}) \quad (3)
 \end{aligned}$$

[0083] 此处, θ_{sig} 、 θ_{ref} 分别是用极坐标表示复数 E_{sig} 、 E_{ref} 时的相位。为了简化,令检测器的转换效率为1。

[0084] 另一方面,在半反射分束器215上反射进而从 $\lambda/4$ 波片217透射之后的合成光的琼斯矢量如下所示。

$$\text{[0085] 式(4)} \quad \begin{pmatrix} i/\sqrt{2} & 1/\sqrt{2} \\ 1/\sqrt{2} & i/\sqrt{2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_{\text{sig}}/\sqrt{2} \\ E_{\text{ref}}/\sqrt{2} \end{pmatrix} = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} i(E_{\text{sig}} - iE_{\text{ref}}) \\ E_{\text{sig}} + iE_{\text{ref}} \end{pmatrix} \quad (4)$$

[0086] 式(4)所示的合成光被沃拉斯顿棱镜221偏振分离为p偏振成分和s偏振成分之后,由电流差动型光检测器223进行差动检测,所以检测信号223如下所示。

$$\begin{aligned}
 \text{[0087] 式(5)} \quad Q &= \frac{1}{4} |E_{\text{sig}} + iE_{\text{ref}}|^2 - \frac{1}{4} |E_{\text{sig}} - iE_{\text{ref}}|^2 \\
 &= |E_{\text{sig}}| |E_{\text{ref}}| \sin(\theta_{\text{sig}} - \theta_{\text{ref}}) \quad (5)
 \end{aligned}$$

[0088] 对于这些输出,通过信号处理部226进行以下运算,得到不依赖于相位的、与信号光的强度成比例的信号:

$$\text{[0089] 式(6)} \quad |E_{\text{sig}}|^2 |E_{\text{ref}}|^2 = I^2 + Q^2 \quad (6)$$

[0090] 如上所述,干涉光学系统214中生成相位彼此一一相差90度的4束干涉光并对它们进行检测,由此得到不依赖于相位的信号,但从原理上来说,只要生成的干涉光是3束以上,则无论干涉光是多少束都能够得到同样的信号。例如,通过生成相位彼此一一相差60度的3束干涉光并对它们进行检测,能够得到与式(6)表示的信号相同的信号。

[0091] 接着,说明本发明的OCT装置的动作。图10中表示了动作流程。首先,将测量对象物210配置在物镜208附近。接着,控制部227通过驱动电路201对光源供给电流,使其出射相干长度较长的激光,并使物镜208在光轴方向上扫描。本实施例中使用的光源所出射的激光的相干长度,比因物镜的扫描而产生的信号光的光程变化长,所以只要测量对象被配置在会聚位置的扫描范围内,就能够得到例如图3A所示的来自测量对象的信号。通过获得如图3A所示的数据,能够获得检测到来自测量对象的信号时物镜208的位置信息,所以能够计算出信号光到达测量对象前的光程(即到达对象物前经历的光程)。控制部227基于由信号处理部226计算出的信号光到达测量对象前的光程而驱动移动台213,进行调整以使得信号光到达测量对象前的光程与参考光的光程的差大致为0。光程的调整完成后,控制部227驱动高频叠加电路202在光源的驱动电流上叠加高频电流。由此,激光的相干长度与没有叠加高频电流的情况相比变短。然后,控制部227通过使物镜致动器扫描而使会聚位置在测量对象的被测量区域内扫描,信号处理部226基于检测信号224、225生成图像数据,显示在图像显示部上。此处,使高频电流的频率大于检测器的响应频率。因此不会检测出被高频电流调制的光强度信号,能够仅检测出反映了测量对象的信息的信号。

[0092] 此外,此处表示了使物镜自身扫描的例子,但只要能够使会聚位置扫描即可,不一

定必须使物镜自身扫描,也可以使用电学方式的可变焦透镜或电流计式反射镜等。

[0093] 接着说明高频叠加的实验例。高频电流叠加时的相干长度随光源的特性和叠加的高频电流的频率、振幅等条件而不同。作为一例,图3B表示了对振荡波长785nm的光源叠加不同频率的高频电流的情况下的激光的相干性。一般而言,高频电流的频率越大则相干长度越短,但当到达某一频率以上后则基本不再变化。测量时的激光的相干长度优选小于测量对象的结构规模,在使用具有图3B所示特性的光源来测量100 μm 左右结构的测量对象的情况下,使叠加频率为约200MHz以上(相干长度100 μm 程度以下)进行测量。此处,相干长度定义为干涉度为50%时的光程差。

[0094] 本实施例中,因为不像现有的OCT装置那样使用分光器或波长扫描型光源,所以能够提供小型且价廉的OCT装置。进而,因为能够控制激光的相干性,所以能够如上所述地在相干长度较长的状态下进行光程调整,在相干长度较短的状态下进行测量。由此,能够容易地进行光程调整,并且能够减少层间串扰和散斑。

[0095] 假设本实施例中使用现有的OCT中使用的宽谱光源(低相干光源)的情况下,当测量对象被配置在会聚位置的扫描范围内,且如果配置测量对象时信号光到达测量对象前的光程与参考光的光程不一致,则不能获得来自测量对象的信号,难以进行光程调整。图4是使用本实施例的OCT装置在不叠加高频电流的情况和叠加高频电流的情况这2种条件下测量洋葱的细胞的结果。图4A的图像的测量区域是100 μm \times 100 μm ,是与光轴垂直的平面内(设光轴方向为z方向时的xy面)的层析像。图像中的白色线条(纹理)是洋葱的细胞壁,可知在不叠加高频电流的情况下可见的细胞壁的像,在叠加高频电流的情况下消失。图4B是图4A的箭头位置上的各图像的x方向的亮度分布。能够清晰地确认到,不叠加高频时位于x位置0.6~0.7的峰值在叠加高频时消失。这意味着通过叠加高频抑制了来自不同深度位置的信号的泄漏(层间串扰)。

[0096] 接着说明本发明的OCT装置的空间分辨能力。此处,光轴方向的空间分辨能力定义为使物镜在光轴方向上扫描时得到的与单一反射面对应的峰的半高全宽。焦点位置相对于反射面偏离了z时的与式6对应的信号由下式表示。

[0097] 式(7)
$$\text{sig}(z) = |E_s|^2 |E_r|^2 \text{sinc}^2 \left(\pi \cdot \frac{z}{\lambda} NA^2 \right) \quad (7)$$

[0098] 根据上式,来自单一反射面的信号的半高全宽,即光轴方向的空间分辨能力近似地如下所示。

[0099] 式(8)
$$0.886 \frac{\lambda}{NA^2} \quad (8)$$

[0100] 此处, λ 是激光的波长,NA是物镜208的数值孔径。一般而言,OCT装置中使用的光的波长为不容易被血红蛋白和水吸收的600nm至1300nm左右。例如当物镜的数值孔径为0.4以上时,波长600nm~1300nm时的光轴方向的空间分辨能力为约3.3 μm ~约7.2 μm ,能够达成与现有的OCT装置同等或以上的较高的光轴方向的分辨能力。

[0101] 此外,本实施例中通过进行以下运算获得信号光的相位信息。

[0102] 式(9) $\theta_{sig} - \theta_{ref} = \arctan\left(\frac{e}{l}\right)$ (9)

[0103] 信号光的相位信息的使用方法,可以列举如非专利文献1中说明的细胞的活性度的成像等。

[0104] (实施例2)

[0105] 图5是表示本发明的光学测量装置的另一实施方式的示意图。其中,对于与图2表示的部件相同的部件标注相同标记省略其说明。本实施例与第一实施例的不同点在于,具备用于在测量时根据信号光的光程变化同步地对参考光的光程进行调整的光程调整单元501。光程调整单元501由会聚透镜502,以反射面位于会聚透镜502的焦平面上的方式配置的反射镜503,和用于使会聚透镜502与反射镜503一体移动的光程调整用致动器504。

[0106] 本实施例的OCT装置的动作流程中,将测量对象物210配置在物镜208附近后获得如图3所示的数据,直到在驱动电流上叠加高频电流都与第一实施例相同,不同点仅在于,第一实施例中通过移动台212和反射镜213进行光程调整,而本实施例中使用光程调整单元501。以下对想要获得测量对象的xz方向的层析像的情况进行说明(z方向表示光轴方向,x方向表示与光轴方向垂直的方向)。控制部227通过使物镜致动器扫描而使会聚位置在测量对象的被测量区域内扫描,同时驱动光程调整用致动器504以抵消因会聚位置的扫描而产生的信号光与参考光的光程差。具体而言,在令测量对象的平均折射率为n的情况下,通过使物镜208的位置在光轴方向上移动 δz 而使会聚位置变化约 $n \times \delta z$,所以信号光的光程往返共变化约 $2 \times n^2 \times \delta z$ 。从而,根据物镜208的移动同步地利用光程调整单元501使参考光的光程变化约 $2 \times n^2 \times \delta z$,由此能够抑制信号光与参考光的光程差的增大。即使在测量对象的折射率完全未知的情况和测量区域内空间上有较大变化的情况下,只要设定 $n=1$,也可以得到抑制光程差增大的效果。

[0107] 本实施例中,因为抑制了测量时信号光与参考光之间的光程差的增大,所以即使信号光的光程发生了测量时的激光的相干长度以上的变化,也能够抑制信号光与参考光的干涉效率的降低。从而,能够在光轴方向上测量比激光的相干长度更宽的范围。进而,即使反射镜503发生倾斜,由于从反射镜503反射的参考光的角度不会变化,所以能够防止信号光与参考光的干涉效率的降低。

[0108] 以下说明本发明的其他功能即对测量对象的折射率和物理长度进行测量的方法。作为一例,针对如图6A所示的存在3个反射面,第一反射面与第二反射面之间的物理长度和折射率分别为 L_1 、 n_1 ,第二反射面与第三反射面之间的物理长度和折射率分别为 L_2 、 n_2 的测量对象进行说明。首先,在相干长度较长的状态下使物镜208在光轴方向上扫描,获得如图6B所示的信号。基于该信号计算信号光到达测量对象的表面(第一反射面)前的光程,驱动光程调整单元501进行调整,以使信号光到达测量对象的表面前的光程与参考光的光程的差大致为0,之后记录此时的反射镜503的位置 X_A 。接着,在驱动电流上叠加高频电流。因为光程差针对第一反射面进行了调整,所以来自第二反射面和第三反射面的信号振幅几乎为0,得到如图6C所示的信号。采用同样的方法,再次驱动光程差调整单元501调整参考光的光程,如图6D所示使来自第二反射面的信号振幅成为最大,记录此时的反射镜503的位置 X_B 。同样地调整参考光的光程如图6E所示使来自第三反射面的信号振幅成为最大,记录此时的反射镜503的位置 X_C 。对于得到的 X_A 、 X_B 、 X_C 和来自各反射面的信号振幅最大的瞬间的物镜

208的位置A、B、C进行以下运算,由此能够求出 L_1 、 n_1 、 L_2 、 n_2 。

$$\begin{aligned}
 L_1 &= \sqrt{(B-A)(X_B - X_A)} \\
 L_2 &= \sqrt{(C-B)(X_C - X_B)} \\
 n_1 &= \sqrt{(X_B - X_A)/(B-A)} \\
 n_2 &= \sqrt{(X_C - X_B)/(C-B)}
 \end{aligned}
 \tag{10}$$

[0110] 本功能能够在高频电流叠加时的激光的相干长度比反射面之间的光程短的情况下使用。

[0111] (实施例3)

[0112] 图7是表示本发明的另一实施方式的示意图。其中,对于与图2所示的部件相同的部件标注相同标记省略其说明。从光源203出射激光,通过使信号光与参考光合束而生成合成光,这些结构与第一实施例大致相同。不过,不同点在于反射镜213被搭载在用于高速调制参考光的相位的压电致动器701上。合成光被导向由 $\lambda/2$ 波片216、会聚透镜218、沃拉斯顿棱镜220构成的干涉光学系统702。入射到干涉光学系统602的合成光,从光轴设定为相对于水平方向成约22.5度的 $\lambda/2$ 波片216透射之后,被会聚透镜218会聚,由沃拉斯顿220进行偏振分离,生成相位关系彼此相差180度的第一干涉光和第二干涉光。第一干涉光和第二干涉光由电流差动型光检测器222检测,输出与它们的强度差成比例的信号224。信号224由下式表示。

$$I = 4|E_{sig}| |E_{ref}| \cos(\theta_{sig} - \theta_{ref})
 \tag{11}$$

[0114] 本实施例中,在获取信号时以比因物镜208的扫描而产生的信号光的相位变化更高的速度驱动压电元件701来对参考光的相位进行高速调制。图8是说明使用本实施例的OCT装置使物镜208在z方向上扫描时检测出的信号的图。此处,如图8A所示的测量对象中存在3个反射面的情况下的检测信号表示在图8B、C中。图8B是不驱动压电致动器701的情况下的信号的示意图。该情况下,来自某个反射面的信号的包络线中包含的波的数量可以近似地由(信号的峰宽) \div (波长)给出。当令激光的波长为 λ ,物镜的数值孔径为NA时,信号的峰宽由 λ/NA^2 表示,所以(信号的峰宽) \div (波长) $=1/NA^2$ 。例如在NA=0.6的情况下,该值为约2.8。从而,包络线的频率与其中包含的波的频率仅相差2.8倍左右,所以难以应用包络检波,不能够基于检测信号生成图像数据。另一方面,在驱动压电致动器701的情况下,得到如图8C所示的信号。该情况下,在信号光的焦点位置通过反射面的期间,参考光的相位被高速调制,所以来自某个反射面的信号的包络线中包含的波的数量根据相位调制的速度而相应地增加。由此,包络线的频率与其中包含的波的频率相差较大,所以能够应用包络检波,能够基于检测信号生成图像数据。即,本实施例中与第一实施例不同,能够通过包络检波从检测信号中获得期望的信号,所以能够用比实施例1更少的检测器实现同样的功能。

[0115] (实施例4)

[0116] 图9是表示本发明的另一实施方式的示意图。其中,对于与图2所示的部件相同的部件标注相同标记省略其说明。本实施例与第一实施例的不同点在于具有高相干光源901和低相干光源902这2种光源。从高相干光源出射的激光被准直透镜903变换为平行光,从偏振分束器906透射后,入射到 $\lambda/2$ 波片205。另一方面,从低相干光源902出射的激光,在由准

直透镜905变换为平行光之后,偏振状态被 $\lambda/2$ 波片905调整为s偏振状态,在偏振分束器906上反射,入射到 $\lambda/2$ 波片205。之后的激光的路径与第一实施例完全相同,所以此处省略说明。

[0117] 以下说明本发明的OCT装置的动作。首先,将测量对象物210配置在物镜208附近。接着,控制部227通过驱动电路201对高相干光源901供给电流,使其出射相干长度较长的激光,使物镜208在光轴方向上扫描。本实施例中使用的高相干光源901所出射的激光的相干长度比因物镜的扫描而产生的信号光的光程变化长,所以只要测量对象配置在会聚位置的扫描范围内,就能够得到例如图3所示的来自测量对象的信号。通过获得如图3所示的数据,能够获得检测到来自测量对象的信号时物镜208的位置信息,所以能够计算出信号光到达测量对象物前的光程。控制部227基于由信号处理部226计算出的信号光到达测量对象前的光程而驱动移动台213,进行调整以使得信号光到达测量对象前的光程与参考光的光程的差大致为0。光程的调整完成后,控制部227控制驱动电路201停止对高相干光源901供给电流,而是对低相干光源供给电流使其出射相干长度较短的激光。之后,控制部227通过使物镜致动器扫描而使会聚位置在测量对象的被测量区域内扫描。信号处理部226基于检测信号224、225生成图像数据,显示在图像显示部上。

[0118] 本实施例中能够使用高相干光和低相干光,所以能够如上所述在相干长度较长的状态下进行光程调整,在相干长度较短的状态下进行测量。此外,与使用1个光源通过高频电流叠加的有无来改变激光的相干长度的第一实施例的情况相比,能够根据所使用的光源来使测量时的激光的相干长度更短。由此,能够进一步减少层间串扰和散斑。

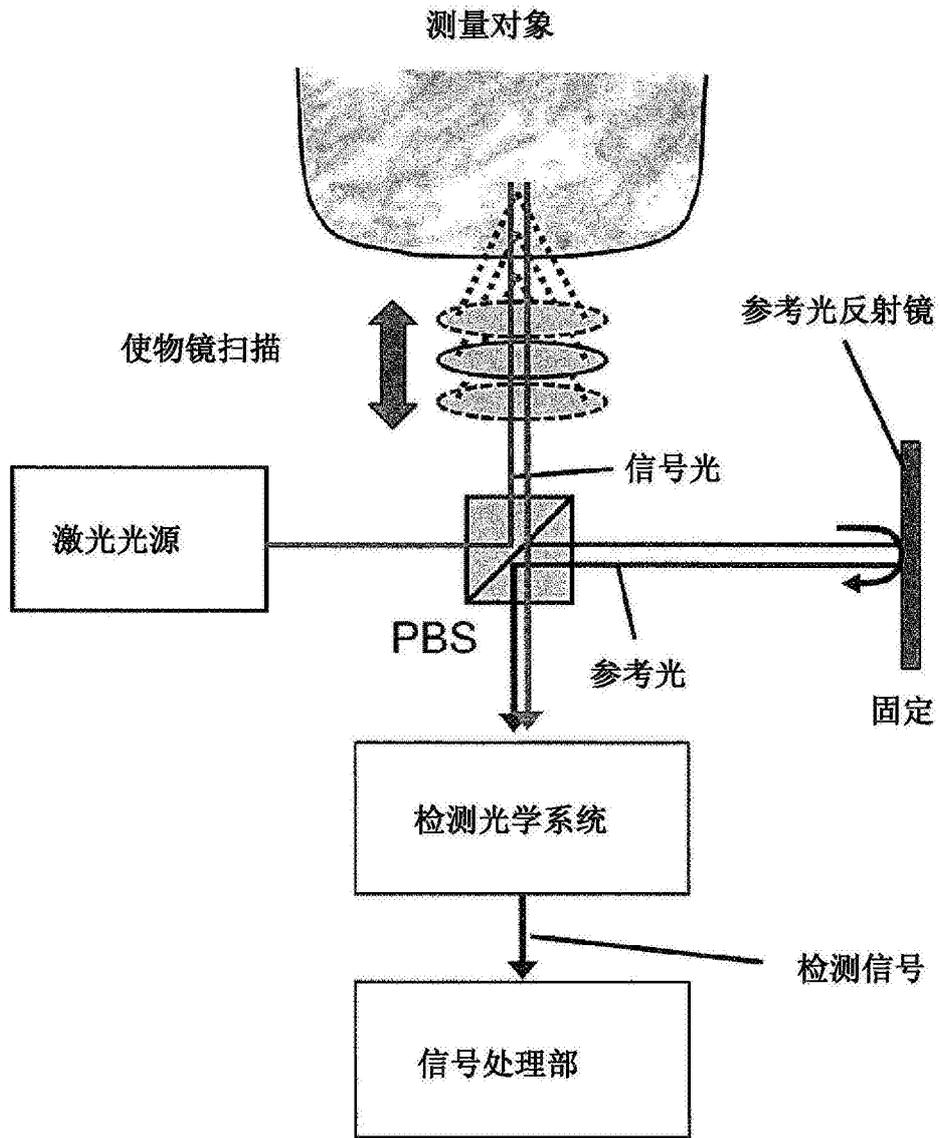


图1

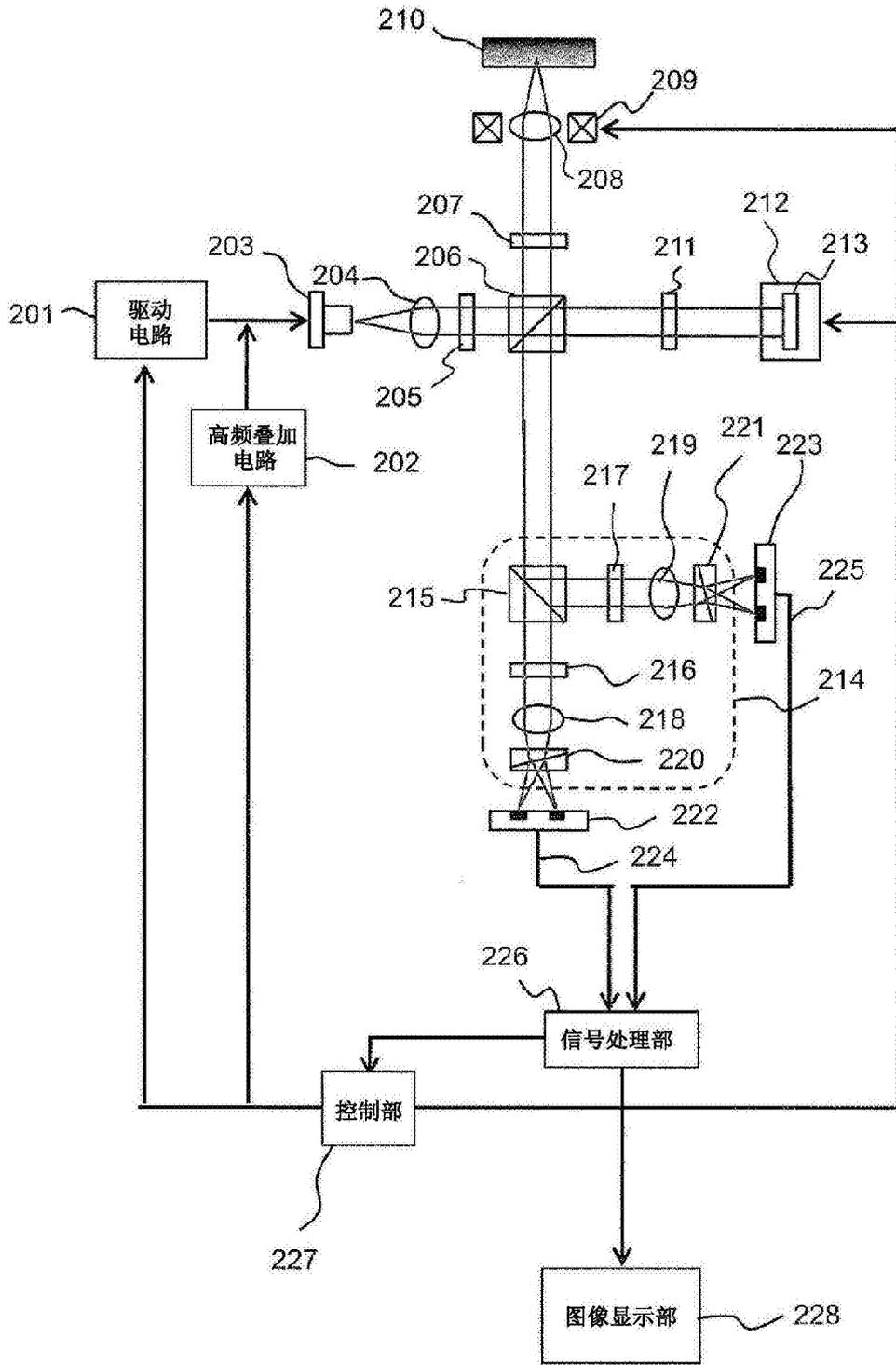


图2

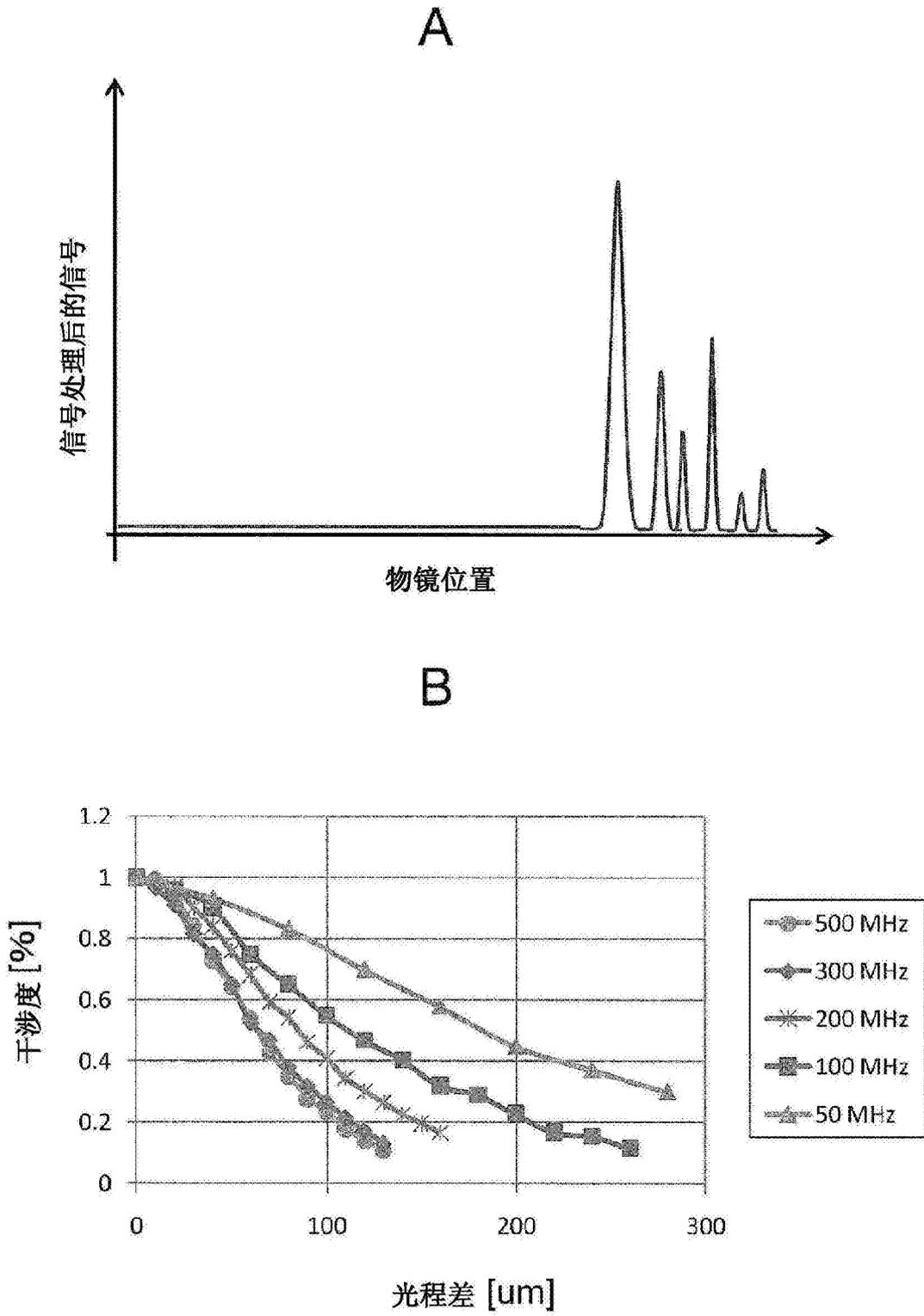
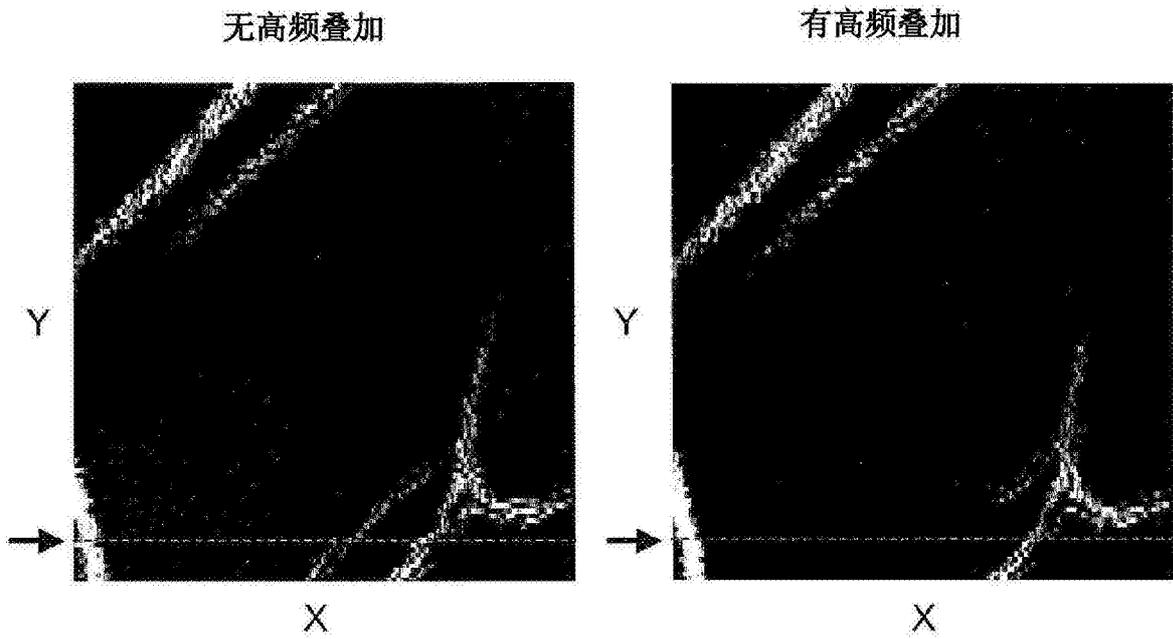


图3

A



B

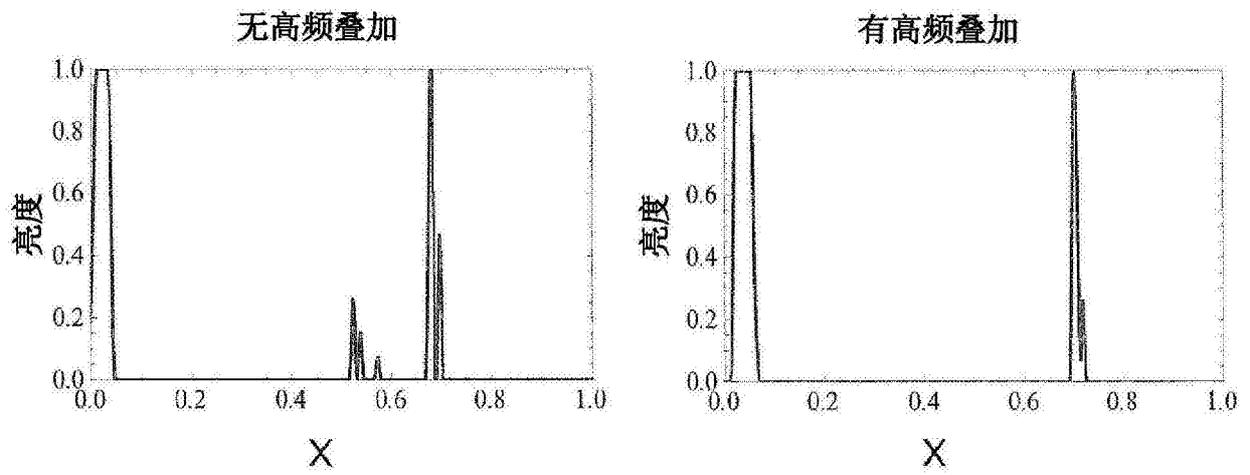


图4

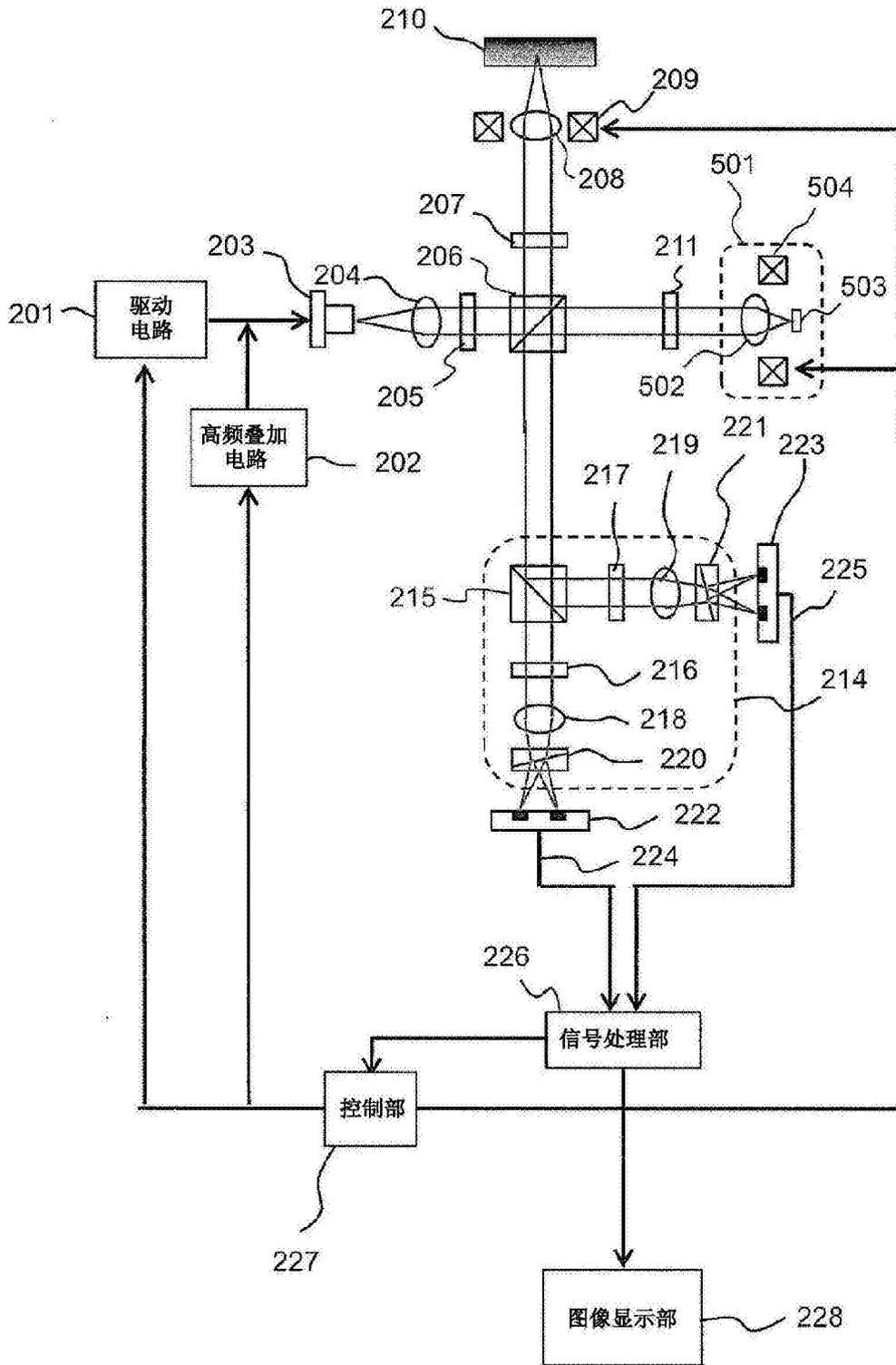


图5

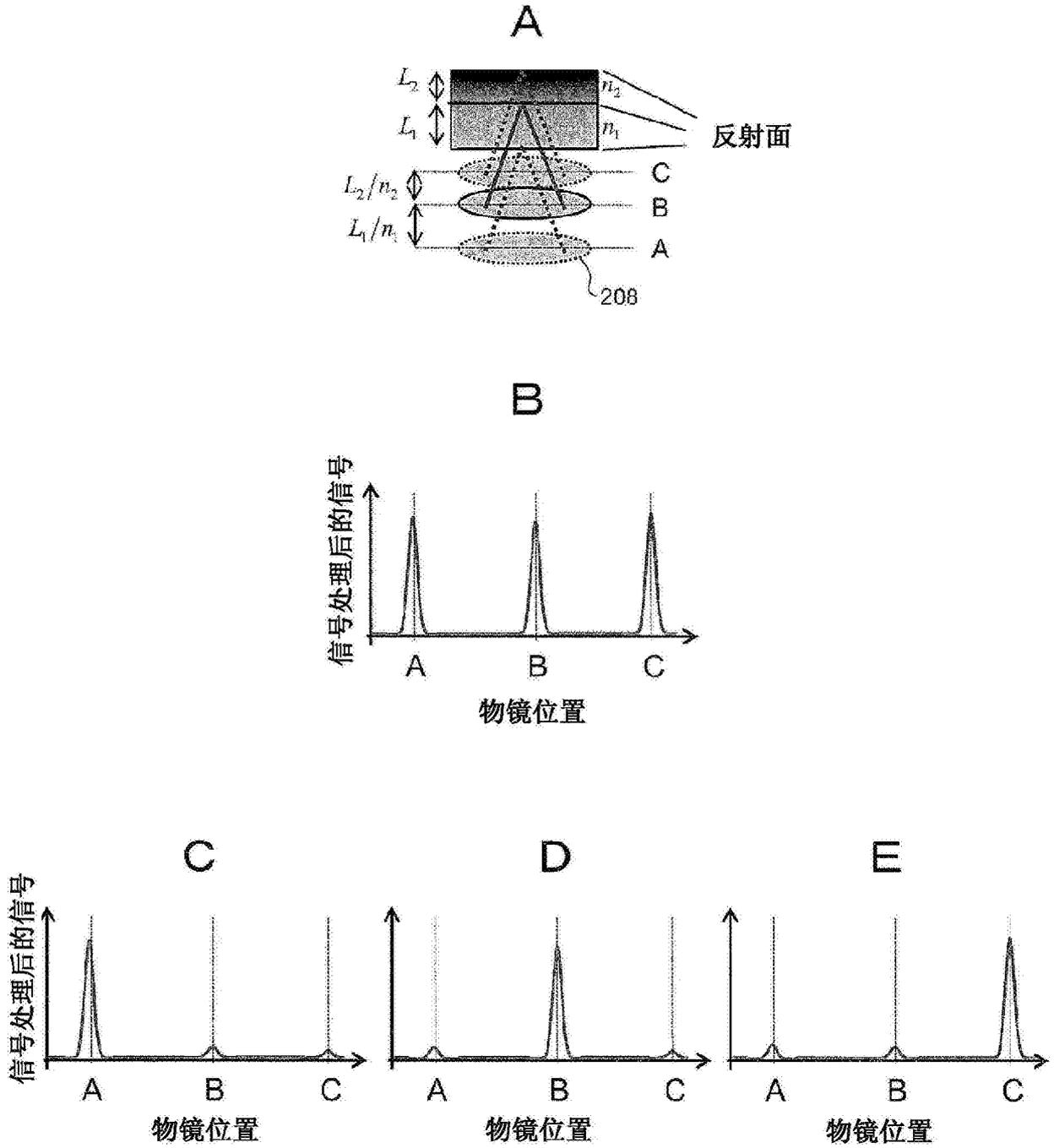


图6

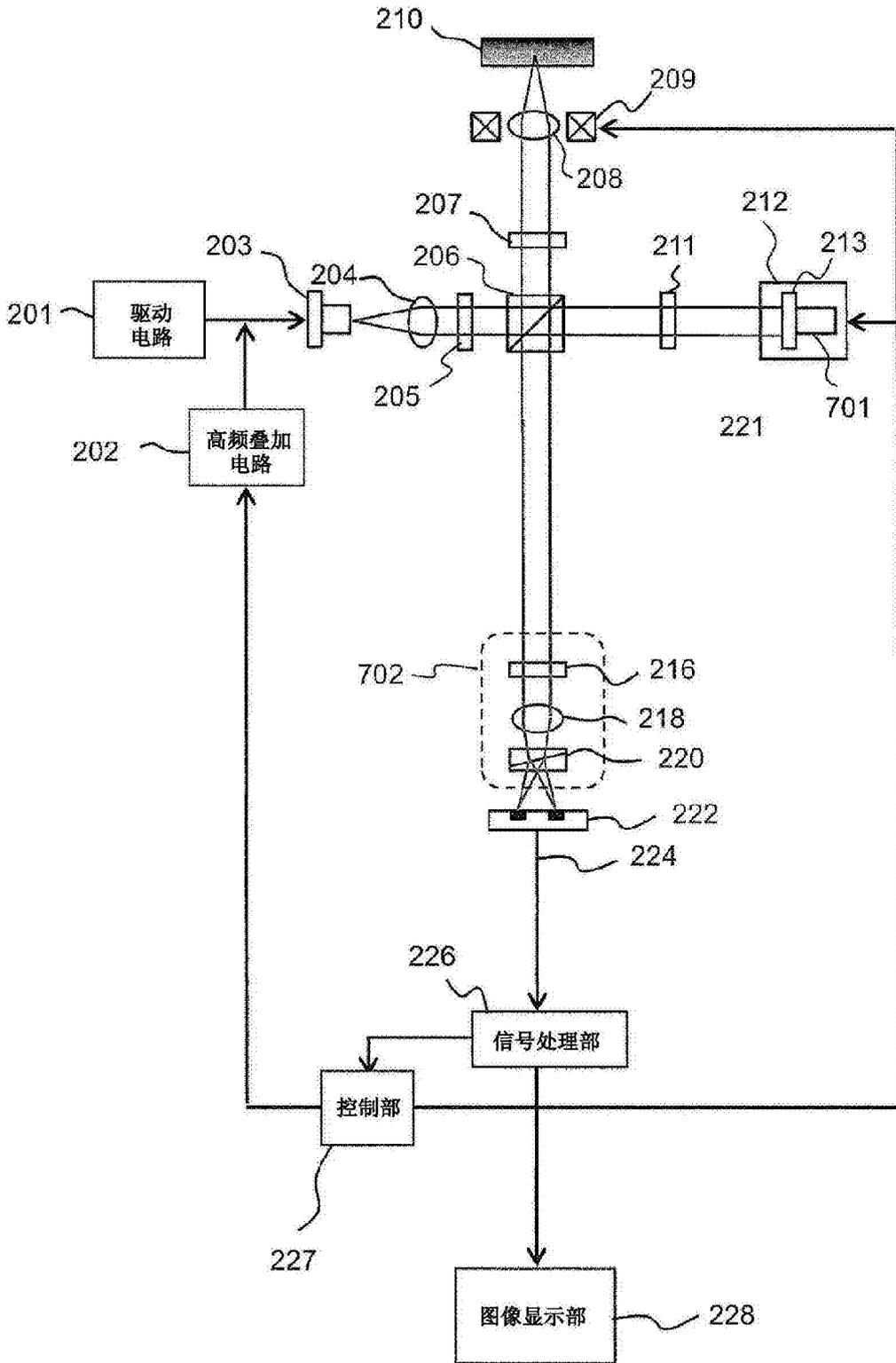


图7

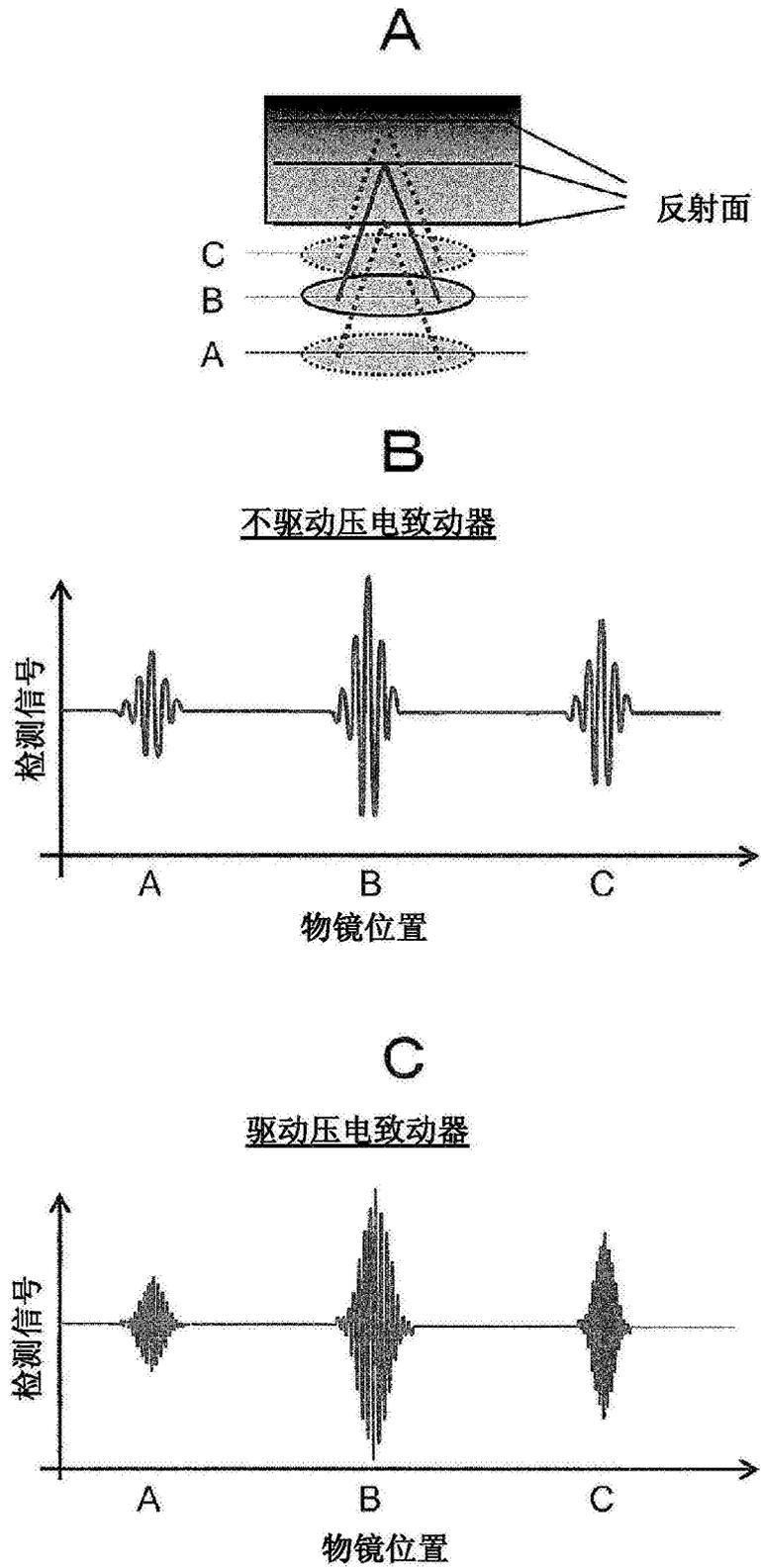


图8

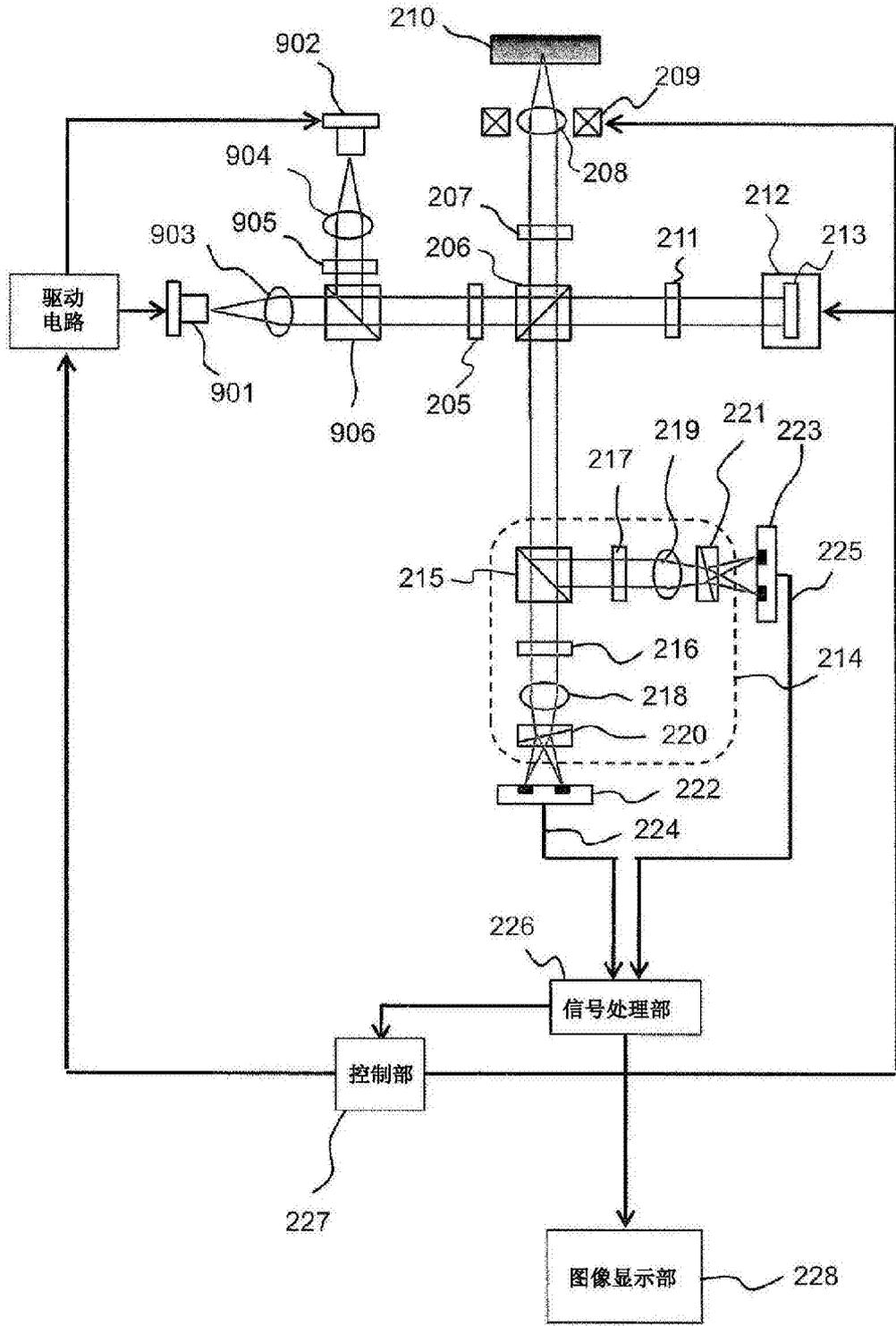


图9

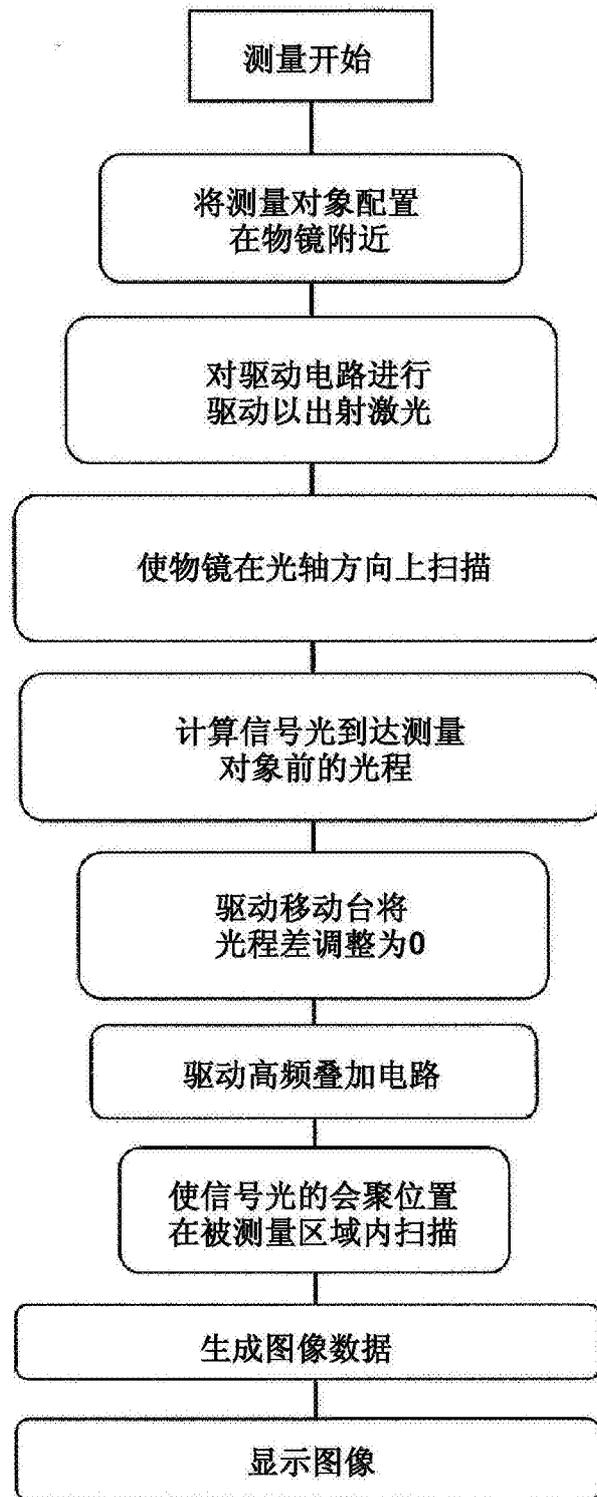


图10