



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113711449 B

(45) 授权公告日 2025. 02. 18

(21) 申请号 202080029694.5
(22) 申请日 2020.02.19
(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113711449 A
(43) 申请公布日 2021.11.26
(30) 优先权数据
2019-082925 2019.04.24 JP
(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.10.19
(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2020/006524 2020.02.19
(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/217671 JA 2020.10.29
(73) 专利权人 松下知识产权经营株式会社
地址 日本大阪府
(72) 发明人 阿部岳志 大盐祥三 新田充
(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 吴倩
(51) Int.Cl.
H01S 5/0225 (2021.01)
A61B 1/00 (2006.01)
A61B 1/07 (2006.01)
G02B 21/06 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)
H10H 20/851 (2025.01)
(56) 对比文件
JP 2006114911 A, 2006.04.27
WO 2019063309 A1, 2019.04.04
CN 118572006 A, 2024.08.30
审查员 王莹

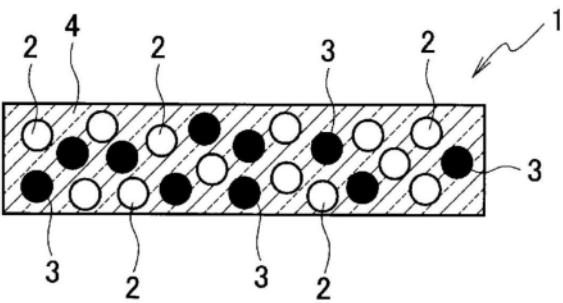
权利要求书1页 说明书16页 附图7页

(54) 发明名称

波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、电子设备及检验方法

(57) 摘要

本申请的波长转换体 (1) 包含第一荧光体 (2) 和第二荧光体 (3), 上述第一荧光体 (2) 被 Cr^{3+} 激活, 上述第二荧光体 (3) 被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一离子激活。第二荧光体 (3) 所放出的荧光的荧光光谱在 500nm 以上且小于 580nm 的波长范围内具有荧光强度显示出最大值的峰。波长转换体 (1) 放出在 500nm 以上且小于 580nm 的整个波长范围具有光成分的荧光。波长转换体 (1) 放出在 550nm ~ 700nm 的波长范围内最低发光强度与最高发光强度之比例为 40% 以下的光谱的光。



1. 一种波长转换体,其包含第一荧光体和第二荧光体,
所述第一荧光体被 Cr^{3+} 激活,
所述第二荧光体被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一离子激活,
其中,所述第二荧光体所放出的荧光的荧光光谱在500nm以上且小于580nm的波长范围内具有荧光强度显示出最大值的峰,
所述波长转换体放出在500nm以上且小于580nm的整个波长范围具有光成分的荧光,
并且放出在550nm~700nm的波长范围内最低发光强度与最高发光强度之比例为40%以下的光谱的光,
具有所述最高发光强度的波长为550nm以上且小于580nm,具有所述最低发光强度的波长为580nm~700nm。
2. 根据权利要求1所述的波长转换体,其中,所述第一荧光体所放出的荧光的荧光光谱在710nm以上的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。
3. 根据权利要求1或2所述的波长转换体,其中,所述第二荧光体为被 Ce^{3+} 激活的荧光体。
4. 一种发光装置,其具备权利要求1~3中任一项所述的波长转换体和光源,所述光源放出被所述波长转换体波长转换的光。
5. 根据权利要求4所述的发光装置,其中,由所述光源放出的所述光为激光。
6. 根据权利要求5所述的发光装置,其中,由所述光源放出的光的光谱在420nm以上且小于480nm的波长区域内具有强度显示出最大值的峰,
由所述光源放出的光为蓝色光。
7. 根据权利要求6所述的发光装置,其中,所述光源包含固体发光元件,所述蓝色光由所述固体发光元件放出。
8. 根据权利要求4所述的发光装置,其为感测系统用光源或感测系统用照明系统。
9. 一种医疗系统,其具备权利要求4~8中任一项所述的发光装置。
10. 根据权利要求9所述的医疗系统,其用于荧光成像法或光动力疗法中的任一者。
11. 根据权利要求9所述的医疗系统,其进一步具备第一图像感测器和第二图像感测器,
所述第一图像感测器对所述发光装置所放出的可见光成分的反射光进行检测,
所述第二图像感测器对药剂所放出的近红外的荧光成分进行检测,
其中,所述药剂被所述发光装置所放出的光激发。
12. 一种电子设备,其具备权利要求4~8中任一项所述的发光装置。
13. 根据权利要求12所述的电子设备,其是信息识别装置、辨别装置、检测装置或检验装置中的任意装置。
14. 根据权利要求13所述的电子设备,其中,所述检验装置是医疗用检验装置、农牧业用检验装置、渔业用检验装置或工业用检验装置中的任意装置。
15. 一种检验方法,其利用权利要求4~8中任一项所述的发光装置。

波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、 电子设备及检验方法

技术领域

[0001] 本发明涉及波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、电子设备及检验方法。

背景技术

[0002] 近年,在医疗领域被称为荧光成像法的病灶的观察方法受到瞩目。荧光成像法是如下方法:向被检体施用与肿瘤之类的病灶选择性结合的荧光药剂,然后通过特定的光来激发荧光药剂,以图像感测器对由荧光药剂发出的荧光进行检测及图像化,由此对病灶进行观察。根据荧光成像法,能够对以目视难以观察的病灶进行观察。

[0003] 作为代表性的荧光成像法,已知存在利用吲哚菁绿(ICG)作为荧光药剂的荧光成像法(ICG荧光法)。ICG被容易从生物体透过的近红外光(例如荧光峰波长为770nm)激发,放射波长比其长的近红外光(例如荧光峰波长为810nm)。因此,通过对由ICG发出的荧光进行检测,能够观察生物体内部的病灶。ICG荧光法可以说是能够在不会使生物体受伤的情况下对生物体内部的病灶进行观察的低侵入的医疗技术。

[0004] 为了利用像ICG荧光法这样的荧光成像法,需要至少放出近红外光的装置。作为放出近红外荧光的光电子元件,专利文献1公开了一种包含放射初级射束的半导体芯片和转换材料的光电子元件,该转换材料包含 Cr^{3+} 离子和/或 Ni^{2+} 离子。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特表2018-518046号公报

[0008] 专利文献2:国际公开第2017/164214号

发明内容

[0009] 如上所述,为了利用像ICG荧光法这样的荧光成像法,需要至少放出近红外光的装置。另一方面,为了通过经由可见光用图像感测器映出的图像或透镜以目视对粘膜表层的状态进行通常观察,优选也放出可见光。因此,如果存在同时放出可见光和近红外光的装置,则能够兼顾利用了可见光的通常观察和利用了近红外光的特殊观察。

[0010] 作为同时放出可见光和近红外光的装置,已知有专利文献2。专利文献2公开了将放出包含近红外的荧光成分的荧光的深红色荧光体、放出波长与深红色荧光体不同的荧光的荧光体与发光元件组合而成的光源装置。

[0011] 然而,就这样的现有的装置所放出的荧光的荧光光谱来说,存在可见光的荧光成分与近红外的荧光成分未充分地分离并且成为近红外光用图像感测器的噪音的深红色光的发光强度相对变高的问题。因此,如果利用这样的现有的装置同时进行通常观察和特殊观察,则存在所得到的荧光成像图像的对比度变低的问题。

[0012] 本发明示鉴于这样的现有技术所具有的问题而完成的。而且,本发明的目的在于:

提供可见光的荧光成分与近红外的荧光成分充分地分离并且能够放出深红色光的发光强度相对低的荧光光谱的波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、电子设备及检验方法。

[0013] 为了解决上述问题,本发明的第一方式的波长转换体包含第一荧光体和第二荧光体,上述第一荧光体被 Cr^{3+} 激活,上述第二荧光体被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一离子激活。第二荧光体所放出的荧光的荧光光谱在500nm以上且小于580nm的波长范围内具有荧光强度显示出最大值的峰。波长转换体放出在500nm以上且小于580nm的整个波长范围具有光成分的荧光。波长转换体放出在550nm~700nm的波长范围内最低发光强度与最高发光强度之比例为40%以下的光谱的光。

[0014] 本发明的第二方式的发光装置具备第一方式的波长转换体和光源,上述光源放出被该波长转换体波长转换的光。

[0015] 本发明的第三方式的医疗系统具备第二方式的发光装置。

[0016] 本发明的第四方式的电子设备具备第一方式的发光装置。

[0017] 本发明的第五的方式的检验方法利用第一方式的发光装置。

附图说明

[0018] 图1是示意性地表示本实施方式的波长转换体的一个例子的剖视图。

[0019] 图2是第一荧光体的激发光谱和荧光光谱的一个例子。

[0020] 图3是第二荧光体的激发光谱和荧光光谱的一个例子。

[0021] 图4是示意性地表示本实施方式的波长转换体的其它例子的剖视图。

[0022] 图5是示意性地表示本实施方式的波长转换体的其它例子的剖视图。

[0023] 图6是示意性地表示本实施方式的波长转换体的其它例子的剖视图。

[0024] 图7是示意性地表示本实施方式的发光装置的一个例子的剖视图。

[0025] 图8是示意性地表示本实施方式的发光装置的其它例子的剖视图。

[0026] 图9是示意性地表示本实施方式的内窥镜的构成的图。

[0027] 图10是表示图像感测器的一个例子的示意图。

[0028] 图11是示意性地表示本实施方式的内窥镜系统的构成的图。

[0029] 图12是实施例1的波长转换体所放出的光的光谱。

[0030] 图13是实施例2的波长转换体所放出的光的光谱。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图对本实施方式的波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、电子设备及检验方法进行说明。此外,为了便于进行说明,夸张了附图的尺寸比率,有时与实际的比率不同。

[0032] [波长转换体]

[0033] 如图1所示,本实施方式的波长转换体1包含第一荧光体2和第二荧光体3。第一荧光体2是被 Cr^{3+} 激活的荧光体。第二荧光体3是被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一离子激活的荧光体。

[0034] 图2是第一荧光体2的激发光谱和荧光光谱的一个例子。例如,如图2所示,第一荧

光体2强烈地吸收400nm以上且小于500nm的蓝色的波长区域和580nm以上且小于660nm的橙至红色的波长区域的光。而且,第一荧光体2吸收蓝色光和橙至红色光并进行波长转换,放出680nm以上且小于800nm的近红外的荧光。

[0035] 图3是第二荧光体3的激发光谱和荧光光谱的一个例子。第二荧光体3所放出的荧光的荧光光谱在500nm以上且小于580nm的波长范围内具有荧光强度显示出最大值的峰。具体来说,如图3所示,第二荧光体3所放出的荧光的荧光光谱包含500nm以上且小于580nm的波长范围的绿至黄色的荧光成分作为主荧光成分,并且具有包含蓝色的荧光成分和橙至红色的荧光成分的宽的荧光成分。

[0036] 如上所述,波长转换体1包含第一荧光体2和第二荧光体3。因此,第二荧光体3所放出的蓝色和橙至红色的荧光成分被第一荧光体2吸收并波长转换成近红外的荧光。

[0037] 其结果是,第二荧光体3所放出的宽的荧光成分之内的蓝色和橙至红色的荧光成分的强度变小,第二荧光体3所放出的绿至黄色的荧光成分的强度相对变大。特别是,第二荧光体3所放出的宽的荧光成分之内的深红色的荧光成分的强度变小。另一方面,第一荧光体2放出近红外的荧光,因此波长转换体1所放出的近红外的荧光成分的强度变大。

[0038] 即,就波长转换体1所放出的光来说,绿至黄色及近红外的荧光成分的强度变大,橙至红色的荧光成分的强度变小。因此,波长转换体1放出绿至黄色的荧光成分与近红外的荧光成分充分地分离而成的波长转换光。另外,波长转换体1放出成为红外用图像感测器的噪音的深红色的荧光成分的强度相对小的波长转换光。

[0039] 波长转换体1所放出的绿至黄色的荧光成分可用作有利于对患者患部进行目视的光成分。波长转换体1所放出的近红外的荧光成分可以用作有利于激发对生物体内施加的荧光药剂的光成分。因此,波长转换体1适于兼顾利用了可见光的通常观察和利用了近红外光的特殊观察。

[0040] 波长转换体1放出在500nm以上且小于580nm的整个波长范围具有光成分的荧光。通过使波长转换体1放出这样的荧光,能够有效地放出有利于对患者患部进行目视的绿至黄色的荧光成分。由波长转换体1放出的荧光可以在500nm以上且小于600nm的整个波长范围具有光成分。

[0041] 波长转换体1放出在550nm~700nm的波长范围内最低发光强度与最高发光强度之比例为40%以下的光谱的光。此外,最低发光强度与最高发光强度之比例为30%以下,更优选为20%以下,进一步优选为10%以下,特别优选为5%以下。这样一来,波长转换体1可以放出绿至黄色的荧光成分与近红外的荧光成分进一步分离而成的波长转换光。具有最高发光强度的波长可以为550nm以上且小于580nm。具有最低发光强度的波长可以为580nm~700nm,也可以为600nm~700nm。

[0042] 第一荧光体2所放出的荧光优选在700nm~800nm的整个波长范围具有光成分,更优选在750nm~800nm的整个波长范围具有光成分。这样一来,就算利用近红外线的光吸收特性容易产生偏差的药剂,波长转换体1也可以放出能够以良好的效率激发药剂的近红外的激发光。因此,可得到由荧光药剂放射的近红外光的光量或者由光敏性药剂放出的热线多的发光装置10。

[0043] 第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱优选在710nm以上的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。这样一来,波长转换体1能够放出大量包含生物体透过性高的近红外

光成分的荧光。此外,第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱可以在710nm~900nm的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。

[0044] 优选第一荧光体2所放出的荧光包含基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的荧光,并且第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱在波长超过720nm的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。这样一来,第一荧光体2能够放出与长余辉性的线状光谱成分相比短余辉性宽的光谱成分更占优势的荧光。其结果是波长转换体1能够放出大量包含近红外成分的光。此外,线状光谱成分是基于 Cr^{3+} 的 ${}^2\text{E} \rightarrow {}^4\text{A}_2(\text{t}_2^3)$ 的电子能量跃迁(自旋禁阻跃迁)的荧光成分,并且在680nm~720nm的波长区域内具有荧光强度显示出最大值的峰。宽的光谱成分是基于 Cr^{3+} 的 ${}^4\text{T}_2(\text{t}_2^2\text{e}) \rightarrow {}^4\text{A}_2(\text{t}_2^3)$ 的电子能量跃迁(自旋允许跃迁)的荧光成分,并且在超过720nm的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。

[0045] 第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱更优选在超过730nm的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰,进一步优选在超过750nm的波长区域具有荧光强度显示出最大值的峰。

[0046] 第一荧光体2所放出的荧光的1/10余辉时间优选小于1ms,更优选小于300 μs ,进一步优选小于100 μs 的短余辉性。由此,就算在激发第一荧光体2的激发光的光密度高的情况下,第一荧光体2所放出的荧光的输出也变得不易饱和。因此,可以得到能够放出高输出的近红外光的波长转换体1。此外,1/10余辉时间是指从显示出最大发光强度的时间起至成为最大发光强度的1/10的强度为止所需的时间 $\tau_{1/10}$ 。

[0047] 第一荧光体2所放出的荧光的1/10余辉时间优选比第二荧光体3所放出的荧光的1/10余辉时间长。具体来说,第一荧光体2所放出的荧光的1/10余辉时间优选为10 μs 以上。此外,被 Cr^{3+} 激活的第一荧光体2所放出的荧光的1/10余辉时间比基于 Ce^{3+} 、 Eu^{2+} 等的宇称允许跃迁的短余辉性(小于10 μs)的荧光的1/10余辉时间长。这是因为:第一荧光体2所放出的荧光为余辉时间较长的基于 Cr^{3+} 的自旋允许型的电子能量跃迁的荧光。

[0048] 作为第一荧光体2所放出的荧光的1/10余辉时间与第二荧光体3所放出的荧光的1/10余辉时间之差的1/10余辉时间差优选超过50 μs 。由此,第二荧光体3作为主成分所放出的可见光的荧光成分的强度大幅降低,第一荧光体2作为主成分所放出的近红外的荧光成分也保持较大的强度。因此,可以利用余辉时间差来对近红外的荧光成分与可见光的荧光成分的输出比例进行控制。此外,1/10余辉时间差优选小于1ms。

[0049] 在第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱中,荧光强度最大值的80%的强度下的光谱宽度优选为20nm以上且小于80nm。这样一来,第一荧光体2所放出的荧光的主成分成为宽的光谱成分。因此,在利用荧光成像法或光动力疗法(PDT法)的医疗现场中,就算荧光药剂或光敏性药剂的灵敏度的波长依赖性存在偏差,波长转换体1也可以放出这些药剂能够充分发挥功能的高输出的近红外光。

[0050] 在第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱中,波长为780nm的荧光强度与荧光强度最大值之比率优选超过30%。波长为780nm的荧光强度与荧光强度最大值之比率更优选超过60%,进一步优选超过80%。这样一来,第一荧光体2能够放出大量包含被称为“生物窗”的光容易从生物体透过的近红外的波长区域(650~1000nm)的荧光成分的荧光。因此,根据这样的波长转换体1,能够提高从生物体透过的近红外的光强度。

[0051] 第一荧光体2所放出的荧光的荧光光谱优选不残留来源于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的

线状光谱成分的踪迹。即,第一荧光体2所放出的荧光优选在超过720nm的波长区域仅具有包含荧光强度显示出最大值的峰的宽的光谱成分(短余辉性)。这样一来,第一荧光体2不包含基于 Cr^{3+} 的自旋禁阻跃迁的长余辉性的荧光成分,而仅包含基于自旋允许跃迁的短余辉性的荧光成分。由此,就算在激发第一荧光体2的激发光的光密度高的情况下,第一荧光体2所放出的荧光的输出也变得不易饱和。因此,可以得到能够放出更高输出的近红外光的点光源的发光装置。

[0052] 第一荧光体2优选不包含除了 Cr^{3+} 以外的激活剂。这样一来,被第一荧光体2吸收后的光仅被转换成基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的荧光,因此可以得到容易进行能够将近红外的荧光成分的输出比例提高至最大限度的输出光的设计的波长转换体1。

[0053] 第一荧光体2也优选包含两种以上 Cr^{3+} 激活荧光体。由此,至少能够控制近红外的波长区域的输出光成分,因此能够得到容易进行与利用近红外的荧光成分的用途相应的分光分布的调整的波长转换体1。

[0054] 第一荧光体2优选为氧化物系的荧光体,更优选为氧化物荧光体。此外,氧化物系的荧光体是指包含氧而不包含氮、硫的荧光体。氧化物系荧光体可以包含选自氧化物、复合氧化物以及含有氧及卤素作为阴离子的化合物中的至少一种。

[0055] 氧化物由于是在大气中稳定的物质,因此就算是由于在基于激光的高密度的光激发而导致氧化物荧光体发热的情况下,也不易产生在氮化物荧光体所产生那样的因被大气氧化而导致的荧光体晶体的变质。因此,在波长转换体1所包含的全部荧光体为氧化物荧光体的情况下,能够得到可靠性高的发光装置。

[0056] 第一荧光体2优选具有石榴石的晶体结构。第一荧光体2也优选为具有石榴石的晶体结构的氧化物荧光体。石榴石荧光体容易组成变形并且能够提供大量荧光体化合物,因此容易进行 Cr^{3+} 的周围的晶体场调整,容易进行基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的荧光的色调控制。

[0057] 此外,具有石榴石结构的荧光体特别是氧化物具有近似球形的多面体的颗粒形状,荧光体颗粒群的分散性优异。因此,在波长转换体1所包含的荧光体具有石榴石结构的情况下,变得能够比较容易地制造透光性优异的波长转换体1,能够实现发光装置的高输出。另外,由于具有石榴石的晶体结构的荧光体作为LED用荧光体具有实用实绩,因此通过使第一荧光体2具有石榴石的晶体结构,能够获得可靠性高的发光装置。

[0058] 第一荧光体2例如可以包含选自 $\text{Lu}_2\text{CaMg}_2(\text{SiO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Y}_3\text{Ga}_2(\text{AlO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Y}_3\text{Ga}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Gd}_3\text{Ga}_2(\text{AlO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Gd}_3\text{Ga}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $(\text{Y},\text{La})_3\text{Ga}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $(\text{Gd},\text{La})_3\text{Ga}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Ca}_2\text{LuZr}_2(\text{AlO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Ca}_2\text{GdZr}_2(\text{AlO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Lu}_3\text{Sc}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Y}_3\text{Sc}_2(\text{AlO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Y}_3\text{Sc}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Gd}_3\text{Sc}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{La}_3\text{Sc}_2(\text{GaO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Ca}_3\text{Sc}_2(\text{SiO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Ca}_3\text{Sc}_2(\text{GeO}_4)_3:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{LiAl}_5\text{O}_8:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{LiGa}_5\text{O}_8:\text{Cr}^{3+}$ 、 $\text{Mg}_2\text{SiO}_4:\text{Cr}^{3+}$ 、 Li^+ 、 $\text{La}_3\text{Ga}_5\text{GeO}_{14}:\text{Cr}^{3+}$ 及 $\text{La}_3\text{Ga}_{5.5}\text{Nb}_{0.5}\text{O}_{14}:\text{Cr}^{3+}$ 等中的至少一种荧光体。

[0059] 如上所述,第一荧光体2所放出的荧光具有基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的特定的荧光成分。由此,根据波长转换体1,能够高效地激发例如ICG之类的荧光药剂、例如酞菁之类的光敏性药剂(也是荧光药剂)。

[0060] 第二荧光体3是被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一种离子激活的荧光体。然而,第二荧光体3优选为被 Ce^{3+} 激活的荧光体。被 Ce^{3+} 激活的荧光体具有放出在长波长侧拖出长拖尾的光

谱形状的荧光的光物性。因此,就第二荧光体3所放出的光来说,橙至红色的荧光成分比例多,有利于激发第一荧光体2,因此在提高第一荧光体2所放出的近红外的荧光成分的强度的方面变得有利。

[0061] 第二荧光体3例如可以为氧化物及卤素氧化物之类的氧化物系的荧光体以及氮化物及氮氧化物之类的氮化物系的荧光体中的至少一者。

[0062] 第二荧光体3优选为将以选自石榴石型、铁酸钙型及镧硅氮 ($\text{La}_3\text{Si}_6\text{N}_{11}$) 型的晶体结构组成的化合物组中的至少一种为主成分的化合物作为母体而成的 Ce^{3+} 激活荧光体。或者,第二荧光体3优选为将选自石榴石型、铁酸钙型及镧硅氮 ($\text{La}_3\text{Si}_6\text{N}_{11}$) 型的晶体结构组成的化合物组中的至少一种化合物作为母体而成的 Ce^{3+} 激活荧光体。通过使用这样的第二荧光体3,能够得到大量具有绿色系至黄色系的光成分的输出光。

[0063] 具体来说,第二荧光体3优选为将以选自 $\text{M}_3\text{RE}_2(\text{SiO}_4)_3$ 、 $\text{RE}_3\text{Al}_2(\text{AlO}_4)_3$ 、 MRE_2O_4 及 $\text{RE}_3\text{Si}_6\text{N}_{11}$ 中的至少一种为主成分的化合物作为母体而成的 Ce^{3+} 激活荧光体。或者,第二荧光体3优选为将选自 $\text{M}_3\text{RE}_2(\text{SiO}_4)_3$ 、 $\text{RE}_3\text{Al}_2(\text{AlO}_4)_3$ 、 MRE_2O_4 及 $\text{RE}_3\text{Si}_6\text{N}_{11}$ 中的至少一种作为母体而成的 Ce^{3+} 激活荧光体。或者第二荧光体3优选为将以该化合物为端成分的固溶体作为母体而成的 Ce^{3+} 激活荧光体。此外,M为碱土类金属,RE为稀土元素。

[0064] 这样的第二荧光体3良好地吸收430nm~480nm的波长范围内的光,并高效地转换成在540nm以上且小于580nm的波长范围内具有荧光强度显示出最大值的峰的绿色至黄色系的光。因此,通过在制成放出430nm~480nm的波长范围内的冷色光作为初级光6的光源5的基础上使用这样的荧光体作为第二荧光体3,能够容易地得到可见光成分。

[0065] 波长转换体1优选由无机材料形成。在此,无机材料是指除了有机材料以外的材料,是包含陶瓷、金属的概念。通过使波长转换体1由无机材料形成,与包含密封树脂之类的有机材料的波长转换体相比导热性变高,因此高散热设计变得容易。故而,就算在通过由光源5放射的初级光6以高密度激发了荧光体的情况下,也能够有效地抑制波长转换体1的温度上升。其结果是,波长转换体1中的荧光体的温度猝灭得以抑制而能够进行发光的高输出化。由此,荧光体的散热性提高,因此由温度猝灭导致的荧光体的输出降低得以抑制而能够放出高输出的近红外光。

[0066] 优选波长转换体1全部由无机材料形成。由此,第一荧光体2及第二荧光体3的散热性提高,因此由温度猝灭导致的荧光体的输出降低得以抑制而能够得到放出高输出的近红外光的发光装置。

[0067] 第一荧光体2及第二荧光体3中的至少一者可以为陶瓷。由此,波长转换体1的导热系数变高,因此能够提供发热少的高输出的发光装置10。此外,陶瓷在此是指颗粒彼此接合而成的状态的烧结体。

[0068] 如图1所示,波长转换体1优选除了第一荧光体2及第二荧光体3以外进一步具有使第一荧光体2及第二荧光体3分散的密封材料4。而且,在波长转换体1中,第一荧光体2及第二荧光体3优选分散于密封材料4中。通过使第一荧光体2及第二荧光体3分散于密封材料4中,能够高效地吸收放出至波长转换体1的光并波长转换成近红外光。另外,能够容易地使波长转换体1成型为片状、膜状。

[0069] 密封材料4优选为有机材料及无机材料中的至少一者、特别是透明(透光性)有机材料及透明(透光性)无机材料中的至少一者。作为有机材料的密封材料,例如可以列举出

硅树脂之类的透明有机材料。作为无机材料的密封材料,例如可以列举出低熔点玻璃之类的透明无机材料。

[0070] 如上所述,波长转换体1优选由无机材料形成,因此密封材料4优选由无机材料形成。另外,作为无机材料,优选使用氧化锌(ZnO)。由此,荧光体的散热性进一步提高,因此由温度猝灭而导致的荧光体的输出降低得以抑制而能够获得放出高输出的近红外光的波长转换体1。

[0071] 此外,在图1中,对第一荧光体2及第二荧光体3均匀地混合分散于一层的密封材料4的例子进行了说明。然而,波长转换体1不限于这样的方式。例如,如图4所示,波长转换体1可以具有第一密封材料4A和第二密封材料4B。可以在第一密封材料4A中分散有第一荧光体2并且在第二密封材料4B中分散有第二荧光体3。如图4所示,第一密封材料4A及第二密封材料4B可以分别形成层并且各层以重合的方式层叠在一起。第一密封材料4A与第二密封材料4B可以由相同的材料形成,也可以由不同的材料形成。

[0072] 如图5及图6所示,波长转换体1也可以不使用密封材料4。具体来说,如图5所示,波长转换体1可以不具有密封材料4并且第一荧光体2与第二荧光体3均匀地混合并分散。另外,如图6所示,波长转换体1可以在不具有密封材料4的情况下形成第一荧光体2及第二荧光体3分别集合而成的层并且各层以重合的方式层叠。在该情况下,只要利用有机或无机的粘结剂来使荧光体彼此固着即可。另外,也可以利用荧光体的加热反应来使荧光体彼此固着。作为粘结剂,可以使用通常利用的树脂系的粘接剂或陶瓷微粒、低熔点玻璃等。不利用密封材料4的波长转换体1由于可以减薄厚度,因此可以适用于发光装置。

[0073] [发光装置]

[0074] 接下来,使用图7及图8对本实施方式的发光装置10进行说明。

[0075] 如图7所示,本实施方式的发光装置10具备上述波长转换体1和光源5,上述光源5放出被波长转换体1波长转换的光。即,发光装置10是至少将放出初级光6的光源5、第一荧光体2和第二荧光体3组合而成的发光装置10。波长转换体1接受由光源5放出的初级光6,并放射波长比初级光6长的荧光。图7所示的发光装置10在波长转换体1的正面1A接受初级光6,并从波长转换体1的背面1B放射荧光。

[0076] 所放射的荧光包含第一波长转换光7及第二波长转换光8。第二波长转换光8是将被第二荧光体3吸收的初级光6的一部分波长转换而放出的荧光。第一波长转换光7是将被第一荧光体2吸收的初级光6和/或第二波长转换光8的一部分波长转换而放出的荧光。第一波长转换光7具有基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的特定的荧光成分,因此发光装置10能够放出基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的荧光。

[0077] 如上所述,波长转换体1放出绿至黄色的荧光成分与近红外的荧光成分充分地分离而成的波长转换光。因此,如上所述那样的发光装置10放出绿至黄色的荧光成分与近红外的荧光成分充分地分离而成的输出光。而且,绿至黄色的荧光成分可以用作有利于对患者患部进行目视的光成分。另一方面,近红外的荧光成分可以用作有利于激发对生物体内施加的药剂的光成分。因此,发光装置10能够兼顾利用了可见光的通常观察和利用了近红外光的特殊观察而有利于诊断。

[0078] 如上所述,光源5放出被波长转换体1波长转换的光,由光源5放出的光优选为激光。激光为指向性强的高输出的点光源,因此不仅能够实现光学系的小型化、导光部的细径

化,而且激光对于光纤的结合效率等也提高。因此,可得到容易进行高输出化的发光装置10。从发光装置10的小型化的观点考虑,激光优选由半导体发光元件放出。

[0079] 由光源5放出的光的光谱优选在400nm以上且小于500nm具有强度显示出最大值的峰。优选由光源5放出的光的光谱在420nm以上且小于480nm的波长区域内具有强度显示出最大值的峰并且由光源5放出的光为蓝色光。由光源5放出的光的光谱更优选在430nm以上且小于480nm、进一步优选在440nm以上且小于470nm的波长区域内具有强度显示出最大值的峰。这样一来,不仅能够高效地激发被 Cr^{3+} 激活的第一荧光体2,还能够将作为LED照明用具有高的实绩的高效率荧光体用作被 Ce^{3+} 及 Eu^{2+} 中的至少任一者激活的第二荧光体3。因此,能够得到高输出的发光装置10。

[0080] 光源5可以具备红色激光元件,也可以具备蓝色激光元件。红色激光元件与近红外的光成分的能量差小,伴随着波长转换的能量损失小,因此在实现发光装置10的高效率化的方面是优选的。另一方面,就蓝色激光元件来说,由于高效率且高输出的激光元件的获取容易,因此在实现发光装置10的高输出化的方面是优选的。此外,光源5优选具备作为激发源的蓝色激光元件并放射蓝色的激光。由此,以高效率并且高输出激发第一荧光体2及第二荧光体3,因此发光装置10能够放射高输出的近红外光。

[0081] 优选光源5包含固体发光元件并且上述蓝色光被固体发光元件放出。这样一来,可以将可靠性高的小型发光元件用作上述蓝色光的发光源,因此能够得到可靠性高的小型发光装置10。

[0082] 固体发光元件是放射初级光6的发光元件。固体发光元件只要能够放出具有高能量密度的初级光6,就可以使用所有发光元件。此外,固体发光元件优选为激光元件及发光二极管(LED)中的至少一者,更优选为激光元件。光源5例如也可以是面发光激光二极管等。

[0083] 固体发光元件的额定光输出优选为1W以上,更优选为3W以上。由此,光源5能够放出高输出的初级光6,因此能够得到容易进行高输出化的发光装置10。

[0084] 额定光输出的上限没有特别限定,通过使光源5具有多个固体发光元件,能够提高额定光输出。然而,如果考虑实用可能性,则额定光输出优选小于10kW,更优选小于3kW。

[0085] 初级光6的光密度优选超过 $0.5\text{W}/\text{mm}^2$,更优选超过 $3\text{W}/\text{mm}^2$,进一步优选超过 $10\text{W}/\text{mm}^2$ 。光密度也可以超过 $30\text{W}/\text{mm}^2$ 。这样一来,第一荧光体2及第二荧光体3以高密度被光激发,因此波长转换体1能够放出高输出的荧光成分。

[0086] 初级光6优选为连续脉冲光。这样一来,在刚将脉冲光关闭(OFF)之后,与比成为可见光的第二波长转换光8相比,具有近红外的荧光成分的第一波长转换光7更长地放出磷光。通过将该磷光成分用作上述药剂的激发光,可得到容易进行仅使药剂所放出的近红外的荧光成分射入图像感测器并使第二波长转换光8不射入图像感测器的设计的发光装置10。因此,能够得到有利于提高药剂所放出的近红外的荧光成分的S/N比的发光装置10。

[0087] 初级光6与第二波长转换光8的混合光的相关色温优选为2500K以上且小于7000K。相关色温更优选为2700K以上且小于5500K,进一步优选为2800K以上且小于3200K或4500K以上且小于5500K。相关色温在上述范围内的输出光为白色系的输出光,使能够通过图像显示装置或光学设备进行目视确认的患部看起来与在自然光下观察的患部接近。因此,能够得到作为医生容易充分运用其所具有的医疗经验的医疗用装置而优选的发光装置10。

[0088] 接下来,对本实施方式的发光装置10的作用进行说明。在图7所示的发光装置10

中,首先由光源5放射的初级光6向波长转换体1的正面1A照射。所照射的初级光6中的大部分从波长转换体1的正面1A进入波长转换体1内并从波长转换体1透过,所照射的初级光6的一部分被波长转换体1的表面反射。第二荧光体3吸收初级光6的一部分并转换成第二波长转换光8,第一荧光体2吸收初级光6和/或第二波长转换光8的一部分并转换成第一波长转换光7。这样一来,发光装置10由波长转换体1的背面1B放射包含初级光6、第一波长转换光7及第二波长转换光8的光作为输出光。

[0089] 此外,发光装置10不限于图7所示的方式,不限于下述方式:如图7所示,从波长转换体1的正面1A接受初级光6,并从波长转换体1的背面1B放射第一波长转换光7及第二波长转换光8。如图8所示,发光装置10也可以从波长转换体1的正面1A接受初级光6,并将第一波长转换光7及第二波长转换光8从波长转换体1的正面1A放射。具体来说,在图8所示的发光装置10,首先由光源5放射的初级光6向波长转换体1的正面1A照射。所照射的初级光6的大部分由波长转换体1的正面1A进入波长转换体1内,所照射的初级光6的一部分被波长转换体1的表面反射。第二荧光体3吸收初级光6的一部分并转换成第二波长转换光8,第一荧光体2吸收初级光6和/或第二波长转换光8的一部分并转换成第一波长转换光7。这样一来,发光装置10由波长转换体1的正面1A放射包含初级光6、第一波长转换光7及第二波长转换光8的光作为输出光。

[0090] 这样一来,本实施方式的发光装置10放射大量包含基于 Cr^{3+} 的电子能量跃迁的长余辉性的近红外的荧光成分的第一波长转换光7。近红外的荧光成分可以用作有利于激发生物体内施加的荧光药剂的光成分。另外,本实施方式的发光装置10放射大量包含基于 Ce^{3+} 的或 Eu^{2+} 的电子能量跃迁的短余辉性的绿至黄色的荧光成分的第二波长转换光8。绿至黄色的荧光成分可以用作有利于对患者患部进行目视的光成分。

[0091] 因此,发光装置10可以用于医疗。即,发光装置10也可以是医疗用发光装置。换言之,发光装置10可以是医疗用照明装置。这样一来,发光装置10放出绿至黄色的荧光成分和近红外的荧光成分充分地分离而成的输出光,因此能够兼顾如上面进行了说明的那样的通常观察和特殊观察而有利于病状诊断。

[0092] 发光装置10也可以用于光学相干断层法(OCT)等。然而,发光装置10优选用于荧光成像法或光动力疗法中的任意方法。用于这些方法的发光装置10是利用荧光药剂、光敏性药剂之类的药剂的医疗系统用发光装置。这些方法是期待具有广泛的应用的医疗技术并且实用性高。这些发光装置10通过“生物窗”以近红外的宽的高输出光向生物体内部照射,能够使导入生物体内之后的荧光药剂、光敏性药剂充分地发挥功能,因此能够期待大的治疗效果。

[0093] 荧光成像是如下所述的方法:将与肿瘤之类的病灶选择性地结合的荧光药剂对被检体施加,然后通过特定的光激发荧光药剂,以图像感测器对由荧光药剂发出的荧光进行检测及图像化,由此对病灶进行观察。根据荧光成像法,仅以通常的照明就能够对难以观察的病灶进行观察。作为荧光药剂,可使用吸收近红外光区域的激发光并进一步放射波长比该激发光长并且近红外光区域的荧光的药剂。作为荧光药剂,例如可以使用选自吲哚菁绿(ICG)、酞菁系化合物、他拉泊芬钠系化合物及二甲基吡啶花青(Dipicolylcyanine; DIPCY)系的化合物中的至少一者。

[0094] 光动力疗法是如下所述的治疗方法:将与成为目标的生物体组织选择性地结合的

光敏性药剂对被检体施加,然后向光敏性药剂照射近红外线。如果向光敏性药剂照射近红外线,则由光敏性药剂产生活性氧,由此能够对肿瘤、感染症之类的病灶进行治疗。作为光敏性药剂,例如可使用选自酞菁系化合物、他拉泊芬钠系化合物及卟吩姆钠系化合物中的至少一种。

[0095] 本实施方式的发光装置10也可以制成感测系统用光源或感测系统用照明系统。在发光装置10中,可以使用在近红外的波长区域具有受光灵敏度的传统受光元件来构成高灵敏度的感测系统。因此,能够得到容易进行感测系统小型化、感测范围扩大化的发光装置。

[0096] [医疗系统]

[0097] 接下来,对具备上述的发光装置10的医疗系统进行说明。具体来说,作为医疗系统的一个例子,使用图9~图11对使用了具备发光装置10的内窥镜11及内窥镜11的内窥镜系统100进行说明。

[0098] (内窥镜)

[0099] 如图9所示,本实施方式的内窥镜11具备上述发光装置10。内窥镜11具备镜110、光源连接器111、安装适配器112、中继透镜113、摄像头114及操作开关115。

[0100] 镜110是可将光由末端导入前端的细长的导光构件,使用时插入体内。镜110在前端具备成像窗110z,在成像窗110z中使用光学玻璃、光学塑料之类的光学材料。镜110具有将由光源连接器111导入的光引导至前端的光纤和传输由成像窗110z射入的光学图像的光纤。

[0101] 光源连接器111从发光装置10导入向体内的患部等照射的照明光。本实施方式中,照明光包含可见光及近红外光。导入光源连接器111的光介由光纤被引导至镜110的前端,由成像窗110z向体内的患部等照射。此外,如图9所示,在光源连接器111上连接有用于由发光装置10向镜110引导照明光的传输缆线111z。传输缆线111z中也可以包含光纤。

[0102] 安装适配器112是用于将镜110安装于摄像头114的构件。安装适配器112上以自由拆装的方式装有各种镜110。

[0103] 中继透镜113将从镜110通过并传达的光学图像聚束于图像感测器的成像面。此外,中继透镜113可以根据操作开关115的操作量而使透镜移动来进行焦点调整及倍率调整。

[0104] 摄像头114在内部具有分色棱镜。分色棱镜将被中继透镜113聚束的光分解成R光(红色光)、G光(绿色光)、B光(蓝色光)及IR光(近红外光)这四色。分色棱镜例如由玻璃之类的透光性构件构成。

[0105] 进而,摄像头114在内部具有作为检测器的图像感测器114A。图像感测器114A没有特别限定,可以使用CCD(电荷耦合器件;Charge Coupled Device)及CMOS(互补金属氧化物半导体;Complementary Metal Oxide Semiconductor)中的至少一者。图像感测器114A可以具备多种图像感测器。

[0106] 例如,如图10所示,图像感测器114A可以具备IR光用图像感测器114IR及可见光用图像感测器114V。可见光用图像感测器114V可以包含R光用图像感测器114R、G光用图像感测器114G以及B光用图像感测器114B。IR光用图像感测器114IR是接受IR成分(近红外成分)的光的专用的感测器。R光用图像感测器114R是接受R成分(红色成分)的光的专用的感测器。G光用图像感测器114G是接受G成分(绿色成分)的光的专用的感测器。B光用图像感测器

114B是接受B成分(蓝色成分)的光的专用的感测器。IR光用图像感测器114IR、R光用图像感测器114IR、G光用图像感测器114G以及B光用图像感测器114B将在各个成像面成像的光学图像转换成电信号。

[0107] 摄像头114也可以在内部具有滤色器来代替分色棱镜。在图像感测器114A的成像面具备滤色器。滤色器例如具备四个,四个滤色器接受被中继透镜113聚束的光并分别选择性地使R光(红色光)、G光(绿色光)、B光(蓝色光)及IR光(近红外光)透过。

[0108] 选择性地透过IR光的滤色器中优选具备对照明光所包含的近红外光(IR光)的反射成分进行截止的阻挡膜。由此,例如仅由ICG之类的荧光药剂发出的包含IR光的荧光在IR光用图像感测器114IR的成像面成像。因此,变得容易清楚地观察通过荧光药剂发光的患部。

[0109] 此外,如图9所示,摄像头114连接有用于将来源于图像感测器114A的电信号传输至后述的CCU12的信号电缆114z。

[0110] 在这样构成的内窥镜11中,来源于被检体的光从镜110通过而被引导至中继透镜113,进而从摄像头114内的分色棱镜通过而在四个图像感测器成像。

[0111] (内窥镜系统)

[0112] 如图11所示,内窥镜系统100具备对被检体内进行摄像的内窥镜11、CCU(摄影机控制单元;Camera Control Unit)12及显示器之类的显示装置13。

[0113] CCU12至少具备RGB信号处理部、IR信号处理部及输出部。而且,CCU12通过执行CCU12的内部或外部的存储器所保持的程序来实现RGB信号处理部、IR信号处理部及输出部的各功能。

[0114] RGB信号处理部将来源于可见光用图像感测器114V的R成分、G成分及B成分的电信号转换成能够在显示装置13显示的影像信号并在输出部输出。另外,IR信号处理部将来源于IR光用图像感测器114IR的IR成分的电信号转换成影像信号并在输出部输出。

[0115] 输出部将RGB各色成分的影像信号及IR成分的影像信号中的至少一者输出至显示装置13。例如,输出部基于同步输出模式及重叠输出模式中的任意模式来输出影像信号。

[0116] 就同步输出模式来说,输出部将RGB图像和IR图像通过不同屏幕同步输出。通过同步输出模式,将RGB图像和IR图像在不同屏幕进行比较而能够观察患部。就重叠输出模式来说,输出部输出RGB图像与IR图像重叠而成的合成图像。通过重叠输出模式,例如在RGB图像内清楚地观察通过ICG发光的患部。

[0117] 显示装置13基于来源于CCU12的影像信号将患部之类的对象物的图像显示于屏幕。在同步输出模式的情况下,显示装置13将屏幕分割成多个,在各屏幕中并列显示出RGB图像及IR图像。在重叠输出模式的情况下,显示装置13将RGB图像与IR图像重叠而成的合成图像显示于一屏幕。

[0118] 接下来,对本实施方式的内窥镜11及内窥镜系统100的功能进行说明。在使用内窥镜系统100来观察被检体的情况下,首先将作为荧光物质的吲哚菁绿(ICG)向被检体施加。由此,ICG聚集于淋巴、肿瘤等部位(患部)。

[0119] 接着,通过传输缆线111z将可见光及近红外光从发光装置10导入光源连接器111。导入光源连接器111的光被引导至镜110的前端侧,从成像窗110z投射,由此照射患部及患部周围。被患部等反射的光及由ICG发出的荧光从成像窗110z及光纤通过而被引导至镜110

的后端侧,被中继透镜113聚束,射入摄像头114内部的分色棱镜。

[0120] 就分色棱镜来说,将所射入的光之中通过IR分解棱镜分解的IR成分的光通过IR光用图像感测器114IR以红外光成分的光学图像的形式成像。通过红分色棱镜分解的R成分的光通过R光用图像感测器114R而作为红色成分的光学图像被摄像。由绿分色棱镜分解的G成分的光通过G光用图像感测器114G以绿色成分的光学图像的形式成像。通过蓝分色棱镜分解的B成分的光通过B光用图像感测器114B以蓝色成分的光学图像的形式成像。

[0121] 通过IR光用图像感测器114IR转换后的IR成分的电信号被CCU12内部的IR信号处理部转换成影像信号。通过可见光用图像感测器114V分别转换的R成分、G成分、B成分的各电信号被CCU12内部的RGB信号处理部转换成各影像信号。IR成分的影像信号及R成分、G成分、B成分的各影像信号同步地输出至显示装置13。

[0122] 在CCU12内部设定同步输出模式的情况下,就显示装置13来说,RGB图像和IR图像同步在两个屏幕显示。另外,在CCU12内部设定了重叠输出模式的情况下,在显示装置13显示出RGB图像与IR图像重叠而成的合成图像。

[0123] 这样一来,本实施方式的内窥镜11具备发光装置10。因此,通过使用内窥镜11来高效地激发荧光药剂而使之发光,能够清楚地观察患部。

[0124] 本实施方式的内窥镜11优选进一步具备检测由吸收了第一波长转换光7的荧光药剂发出的荧光的检测器。具体来说,内窥镜11优选具备如上所述那样的图像感测器114A。内窥镜11除了发光装置10以外进一步具备检测由荧光药剂发出的荧光的检测器,由此仅以内窥镜11就能够对患部进行特定。因此,不需要像以往那样大地进行开腹而对患部进行特定,因而能够进行患者的负担少的诊察及治疗。另外,使用内窥镜11的医生能够准确地把握患部,因此能够提高治疗效率。

[0125] 医疗系统优选用于荧光成像法或光动力疗法中的任意方法。这些方法所利用的医疗系统是期具有广泛的应用的医疗技术并且实用性高。这些医疗系统从“生物窗”通过并以近红外的宽的高输出光向生物体内部照射而能够使导入生物体内之后的荧光药剂、光敏性药剂充分地发挥功能,因此能够期大的治疗效果。另外,由于这样的医疗系统利用比较简单的构成的发光装置10,因此有利于实现小型化、低价格化。

[0126] 医疗系统除了发光装置10以外进一步具备第一图像感测器和第二图像感测器。第一图像感测器可以检测发光装置10所放出的可见光成分的反射光。第二图像感测器可以检测药剂所放出的近红外的荧光成分。药剂被发光装置10所放出的光激发。第一图像感测器例如为如上所述的可见光用图像感测器114V。第二图像感测器例如为如上所述的IR光用图像感测器114IR。药剂例如为上述荧光药剂。

[0127] 这样一来,容易将生物体的患部的外观的影像、对生物体内施加的药剂(荧光蛋白质)所放出的近红外的荧光成分的状态观察分别分配至第一图像感测器和第二图像感测器。这样的医疗系统能够兼顾通常观察和特殊观察而有利于病状诊断。

[0128] [电子设备]

[0129] 接下来,对本实施方式的电子设备进行说明。本实施方式的电子设备具备发光装置10。如上所述,发光装置10可以期大治疗效果,容易实现感测系统的小型化等。本实施方式的电子设备使用发光装置10,因此如果用于医疗设备、感测设备用,则可以期大治疗效果、感测系统的小型化等。

[0130] 电子设备例如具备发光装置10和受光元件。受光元件例如是检测近红外的波长区域的光的红外线感测器之类的感测器。电子设备可以是信息识别装置、辨别装置、检测装置或检验装置中的任意装置。这些装置如上所述,也能够容易地实现感测系统的小型化、感测范围的扩大化。

[0131] 信息识别装置例如为检测所放射的红外线的反射成分并识别周围状况的驱动支援系统。

[0132] 辨别装置例如是利用照射光与被照射物体反射的反射光的红外光成分的不同而对预先确定被照射物体的区分进行辨别的装置。

[0133] 检测装置例如是对液体进行检测的装置。作为液体,可以列举出水分以及禁止飞行器之类的运送的起火性液体等。具体来说,检测装置可以是对附着于玻璃的水分以及被海绵及微粉之类的物体吸水的水分进行检测的装置。检测装置可以将检测到的液体可视化。具体来说,检测装置可以将被检测到的液体的分布信息可视化。

[0134] 检验装置可以是医疗用检验装置、农牧业用检验装置、渔业用检验装置或工业用检验装置中的任意装置。这些装置对于在各产业中对检验对象物进行检验来说是有用的。

[0135] 医疗用检验装置例如是对人或除了人以外的动物的健康状态进行检验的检验装置。除了人以外的动物例如为家畜。医疗用检验装置例如为用于眼底检验及血氧饱和度检验之类的生物体检验的装置以及用于对血管及脏器之类的器官进行检验的装置。医疗用检验装置可以是对生物体的内部进行检验的装置,也可以是对生物体的外部进行检验的装置。

[0136] 农牧业用检验装置例如是对包含农产品及畜产品的农畜产品进行检验的装置。农产品例如可以是蔬果及谷物类这样的用作食品的产品,也可以用于油之类的燃料。畜产品例如为食用肉及乳产品等。农牧业用检验装置可以是非破坏地对农畜产品的内部或外部进行检验的装置。农牧业用检验装置例如是对蔬果物的糖度进行检验的装置、对蔬果物的酸味进行检验的装置、通过叶脉等的可视化对蔬果物的鲜度进行检验的装置、通过伤痕及内部缺损的可视化对蔬果物的品质进行检验的装置、对食用肉的品质进行检验的装置、对将奶及食用肉等作为原料加工而得到的加工食品的品质进行检验的装置等。

[0137] 渔业用检验装置例如为对鲭之类的鱼类的肉质进行检验的装置或对贝类的贝壳内有无贝肉进行检验的装置等。

[0138] 工业用检验装置例如为异物检验装置、内容量检验装置、状态检验装置或结构物的检验装置等。

[0139] 异物检验装置例如是对放入饮料及液体药剂等的容器的液体中的异物进行检验的装置、对包装材料中的异物进行检验的装置、对印刷图像中的异物进行检验的装置、对半导体及电子部件中的异物进行检验的装置、对食品中的残骨、垃圾及机油之类的异物进行检验的装置、对容器内的加工食品的异物进行检验的装置以及对膏药之类的医疗设备、药品及准药品的内部的异物进行检验的装置等。

[0140] 内容量检验装置例如为对放入饮料及液体药剂等的容器的液体的内容量进行检验的装置、对放入容器中的加工食品的内容量进行检验的装置以及对建材中的石棉的含量进行检验的装置等。

[0141] 状态检验装置例如是对包装材料的包装状态进行检验的装置及对包装材料的印

刷状态进行检验的装置等。

[0142] 结构物的检验装置例如是树脂产品之类的复合构件或复合部件的内部非破坏检验装置及外部非破坏检验装置等。作为树脂产品等的具体例子,例如是在树脂中埋设有金属线的一部分的金属刷,能够通过检验装置对树脂与金属的接合状态进行检验。

[0143] 电子设备可以利用彩色夜视技术。彩色夜视技术是利用可见光与红外线的反射强度的相关关系对红外线的每个波长分配RGB信号而对图像进行彩色化的技术。根据彩色夜视技术,能够仅以红外线得到彩色图像,因此特别适于防止犯罪装置等。

[0144] 如上所述,电子设备具备发光装置10。发光装置10可以具备电源、光源5、波长转换体1,并且不需要将它们全部收纳于一个框体内。因此,本实施方式的电子设备也能够提供操作性优异、高精度并且紧凑的检验方法等。

[0145] [检验方法]

[0146] 接下来,对本实施方式的检验方法进行说明。如上所述,具备发光装置10的电子设备可以用作检验装置。即,本实施方式的检验方法可以利用发光装置10。由此,能够提供操作性优异、高精度并且紧凑的检验方法。

[0147] 实施例

[0148] 以下,通过实施例对本实施方式进行更详细说明,但本实施方式不限于这些实施例。

[0149] [荧光体的制备]

[0150] (实施例1)

[0151] 使用利用固相反应的制备方法,合成了在实施例1使用的被 Cr^{3+} 激活的荧光体及被 Ce^{3+} 激活的荧光体。在实施例1使用的被 Cr^{3+} 激活的荧光体是由 $\text{Y}_3(\text{Ga}_{0.97}\text{Cr}_{0.03})_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$ 的组成式表示的氧化物荧光体。合成在实施例1使用的被 Cr^{3+} 激活的荧光体时,使用了以下的化合物粉末作为主原料。

[0152] 氧化钇(Y_2O_3):纯度为3N,信越化学工业株式会社

[0153] 氧化镓(Ga_2O_3):纯度为4N,和光纯药工业株式会社

[0154] 氧化铬(Cr_2O_3):纯度为3N,株式会社高纯度化学研究所

[0155] 首先,以成为化学计量组成的化合物 $\text{Y}_3(\text{Ga}_{0.97}\text{Cr}_{0.03})_2\text{Ga}_3\text{O}_{12}$ 的方式称量了上述原料。接着,将所称量的原料投入装有纯水的烧杯中,使用磁力搅拌器进行了1小时搅拌。由此,得到了由纯水和原料形成的浆料状的混合原料。之后,将浆料状的混合原料使用干燥机进行了全量干燥。然后,使用研钵和研棒将干燥后的混合原料粉碎,制成了烧成原料。

[0156] 将上述烧成原料移至小型氧化铝坩埚,利用箱型电炉在 $1350^\circ\text{C} \sim 1450^\circ\text{C}$ 的大气中进行1小时的烧成,由此得到了被 Cr^{3+} 激活的荧光体。此外,升降温速度设定为 $400^\circ\text{C}/\text{小时}$ 。所得到的荧光体的体色为深绿色。

[0157] 将在实施例1使用的被 Ce^{3+} 激活的荧光体设定为由 $(\text{Y}_{0.75}\text{Gd}_{0.22}\text{Ce}_{0.03})_3\text{Al}_2\text{Al}_3\text{O}_{12}$ 的组成式表示的市售的氧化物荧光体。

[0158] 以重量比成为1:1的方式将所得到的被 Cr^{3+} 激活的荧光体及被 Ce^{3+} 激活的荧光体混合,得到了实施例1的混合粉末。混合使用了研钵和研棒,混合时间设定为3分钟。

[0159] (实施例2)

[0160] 使用利用固相反应的制备方法,合成了在实施例2使用的被 Cr^{3+} 激活的荧光体及被

Ce³⁺激活的荧光体。在实施例2使用的被Cr³⁺激活的荧光体是由(Gd_{0.75}La_{0.25})₃(Ga_{0.97}Cr_{0.03})₂Ga₃O₁₂的组成式表示的氧化物荧光体。合成在实施例2使用的被Cr³⁺激活的荧光体时,使用了以下的化合物粉末作为主原料。

[0161] 氧化钆(Gd₂O₃):纯度为3N,和光纯药工业株式会社

[0162] 氧化镧(La₂O₃):纯度为3N,和光纯药工业株式会社

[0163] 氧化镓(Ga₂O₃):纯度为4N,和光纯药工业株式会社

[0164] 氧化铬(Cr₂O₃):纯度为3N,株式会社高纯度化学研究所

[0165] 首先,以成为化学计量组成的化合物(Gd_{0.75}La_{0.25})₃(Ga_{0.97}Cr_{0.03})₂Ga₃O₁₂的方式称量了上述原料。接着,将所称量的原料投入装有纯水的烧杯中,使用磁力搅拌器进行了1小时搅拌。由此,得到了包含纯水和原料的浆料状的混合原料。之后,使用干燥机对浆料状的混合原料进行了全量干燥。然后,使用研钵和研棒将干燥后的混合原料粉碎,制成了烧成原料。

[0166] 将上述烧成原料移至小型氧化铝坩埚,利用箱型电炉在1400℃~1500℃的大气中进行1小时的烧成,由此得到了被Cr³⁺激活的荧光体。此外,升降温速度设定为400℃/小时。所得到的荧光体的体色为浅绿色。

[0167] 在实施例2使用的被Ce³⁺激活的荧光体设定为市售的LuAG荧光体(Lu₃Al₂Al₃O₁₂:Ce³⁺)。如果考虑荧光峰波长等,则该LuAG荧光体的化学组成推定为(Lu_{0.995}Ce_{0.005})₃Al₂Al₃O₁₂。

[0168] 以重量比成为1:1的方式将所得到的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体混合,得到了实施例2的混合粉末。混合使用了研钵和研棒,混合时间设定为3分钟。

[0169] [评价]

[0170] (晶体结构解析)

[0171] 使用X射线衍射装置(X'Pert PRO;思百吉株式会社、PANalytical公司制)对在实施例1使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体的晶体结构进行了评价。

[0172] 省略详细情况,但评价的结果是可知:在实施例1使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体是以具有石榴石的晶体结构的化合物为主体而成的。即,可知:在实施例1使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体均为石榴石荧光体。

[0173] 接下来,使用X射线衍射装置(X'Pert PRO;思百吉株式会社、PANalytical公司制)对在实施例2使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体的晶体结构进行了评价。

[0174] 省略详细情况,但评价的结果是可知:在实施例2使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体是以具有石榴石的晶体结构的化合物为主体而成的。即,可知:在实施例2使用的被Cr³⁺激活的荧光体及被Ce³⁺激活的荧光体均为石榴石荧光。

[0175] (分光特性)

[0176] 接下来,将实施例1及实施例2的混合粉末铺于直径为10mm、深度为1mm的不锈钢制圆筒型折叠器,制成波长转换体,对其荧光光谱特性进行了评价。评价使用了具备瞬间多通道测光系统(MCPD-9800,大塚电子株式会社制)的量子效率测定系统(QE-1100,大塚电子株式会社制)。此外,激发波长设定为450nm。

[0177] 将实施例1的荧光光谱示于图12。此外,荧光光谱以发光强度最大值成为1的方式进行了标准化。实施例1的荧光光谱由可视为由Ce³⁺的5d¹→4f¹跃迁引起的宽的光谱和可视为由Cr³⁺的d-d跃迁引起的宽的光谱形成。各个光谱的峰波长为558nm及710nm。

[0178] 根据图12可知:实施例1的荧光光谱是成为近红外光用图像感测器的噪音的深红色的光成分比以往少的荧光光谱。认为这是因为:被 Cr^{3+} 激活的荧光体强烈地吸收被 Ce^{3+} 激活的荧光体的荧光成分之中深红色区域的光成分。此外,实际上可以起到这样的效果至今为止是尚未知晓的,只有通过实验验证才可以证实。

[0179] 此外,实施例1的荧光光谱在550nm~700nm的波长范围最低发光强度与最高发光强度之比例为39%。这表示:实施例1的波长转换体接受蓝色光,并放出在550nm~700nm的波长范围中最低发光强度与最高发光强度之比例为40%以下的荧光。

[0180] 将实施例2的荧光光谱示于图13。此外,荧光光谱以发光强度最大值成为1的方式进行了标准化。实施例2的荧光光谱由可视为由 Ce^{3+} 的 $5d^1 \rightarrow 4f^1$ 跃迁引起的宽的光谱和可视为由 Cr^{3+} 的d-d跃迁引起的宽的光谱形成。各个光谱的峰波长为517nm及750nm。

[0181] 根据图13可知:实施例2的荧光光谱是成为近红外光用图像感测器的噪音的深红色的光成分比以往少的荧光光谱。认为这是因为:被 Cr^{3+} 激活的荧光体强烈地吸收被 Ce^{3+} 激活的荧光体的荧光成分之中深红色区域的光成分。此外,实际上可以起到这样的效果至今为止是尚未知晓的,只有通过实验验证才可以证实。

[0182] 此外,实施例2的荧光光谱在550nm~700nm的波长范围中最低发光强度与最高发光强度之比例为4%。这表示:实施例2的波长转换体接受蓝色光,并放出在550nm~700nm的波长范围中最低发光强度与最高发光强度之比例为40%以下的荧光。

[0183] 将日本特愿2019-082925号(申请日:2019年4月24日)的全部内容援引于此。

[0184] 以上,按照实施例对本实施方式的内容进行了说明,但本领域技术人员可以明确本实施方式不限于这些记载内容并可以进行各种变形及改良。

[0185] 产业上的可利用性

[0186] 根据本申请,可提供可见光的荧光成分与近红外的荧光成分充分地分离并且能够放出深红色光的发光强度相对低的荧光光谱的波长转换体以及使用了该波长转换体的发光装置、医疗系统、电子设备及检验方法。

[0187] 符号说明

[0188] 1 波长转换体

[0189] 2 第一荧光体

[0190] 3 第二荧光体

[0191] 5 光源

[0192] 10 发光装置

[0193] 11 内窥镜(医疗系统)

[0194] 101 内窥镜系统(医疗系统)

[0195] 114V 可见光用图像感测器(第一图像感测器)

[0196] 114IR IR光用图像感测器(第二图像感测器)

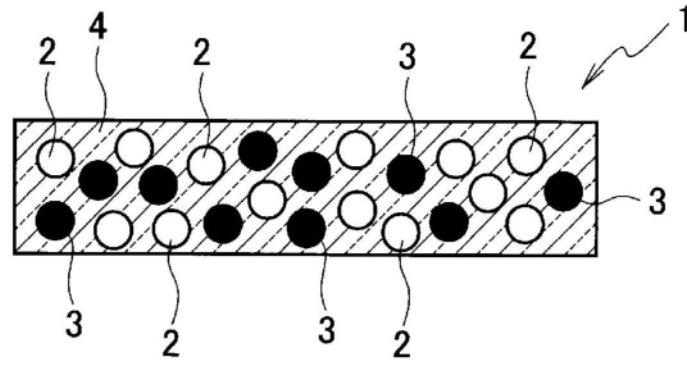


图1

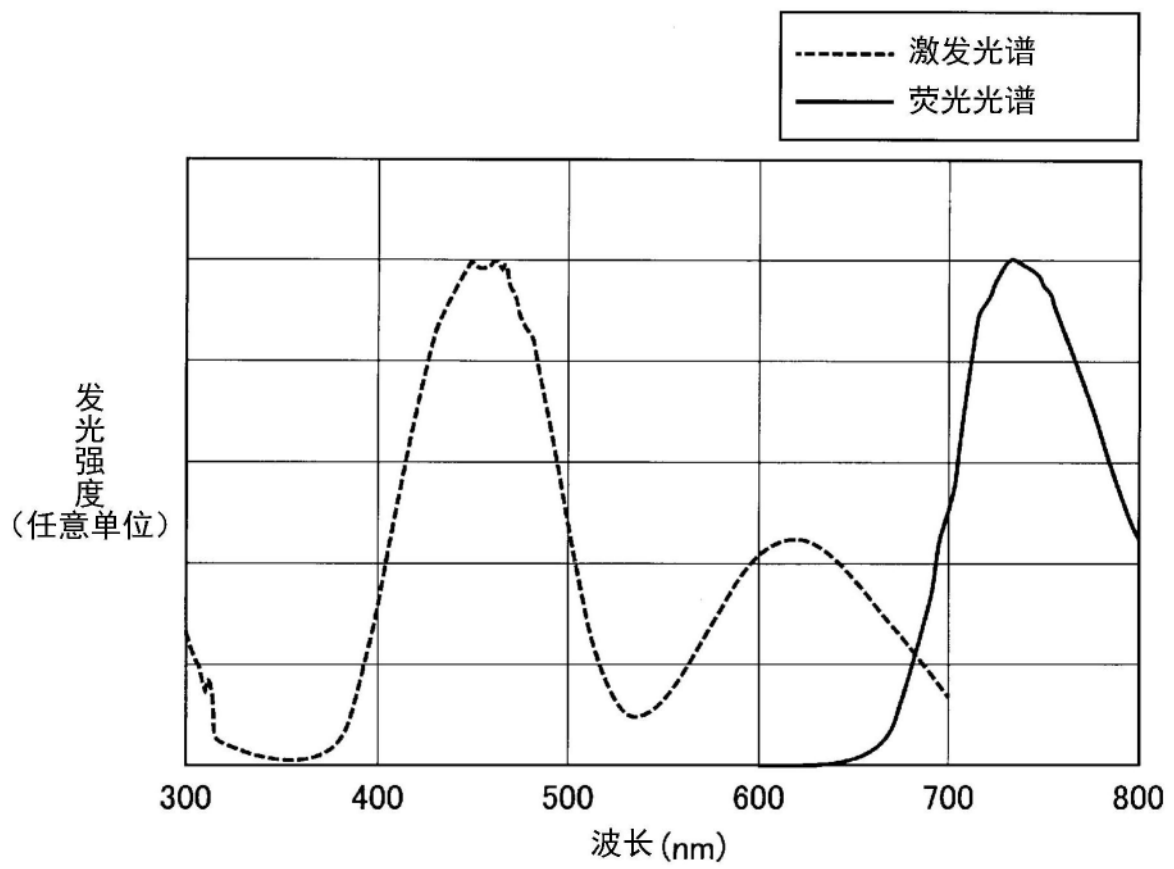


图2

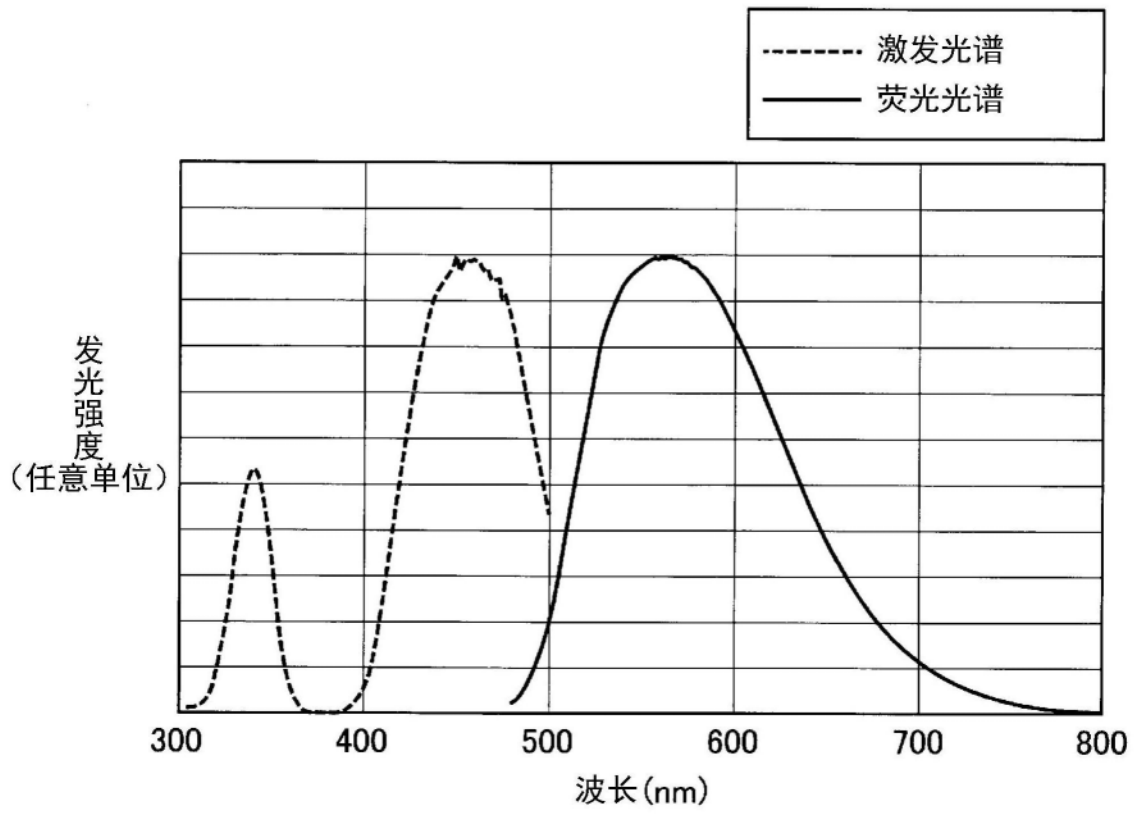


图3

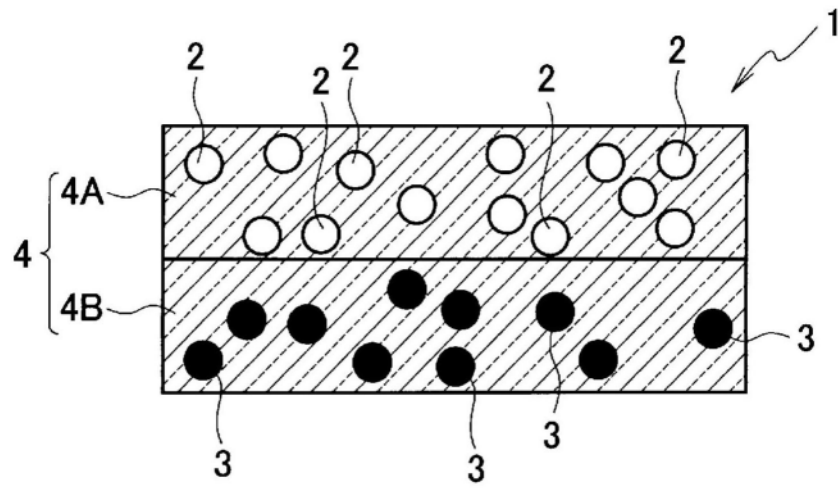


图4

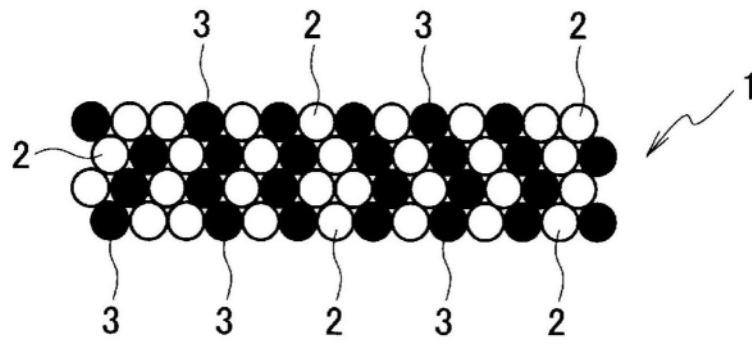


图5

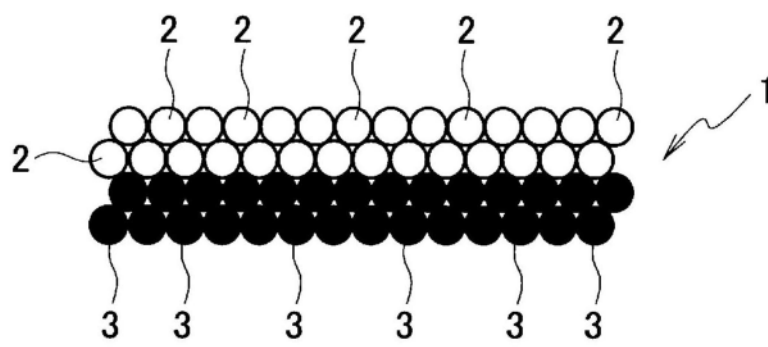


图6

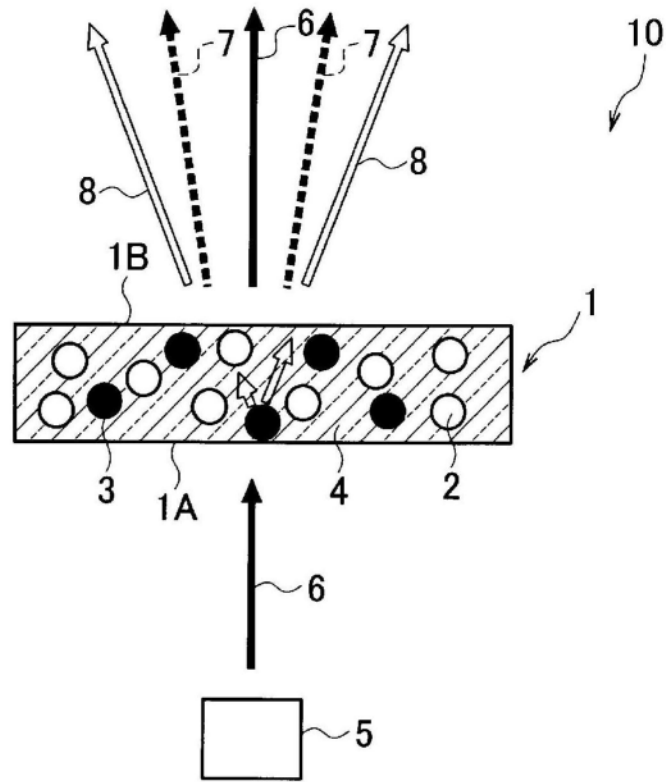


图7

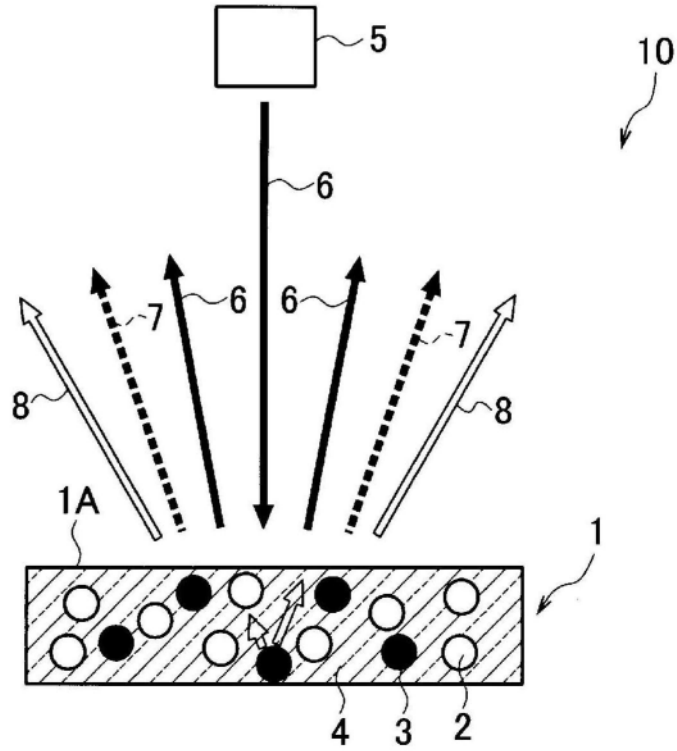


图8

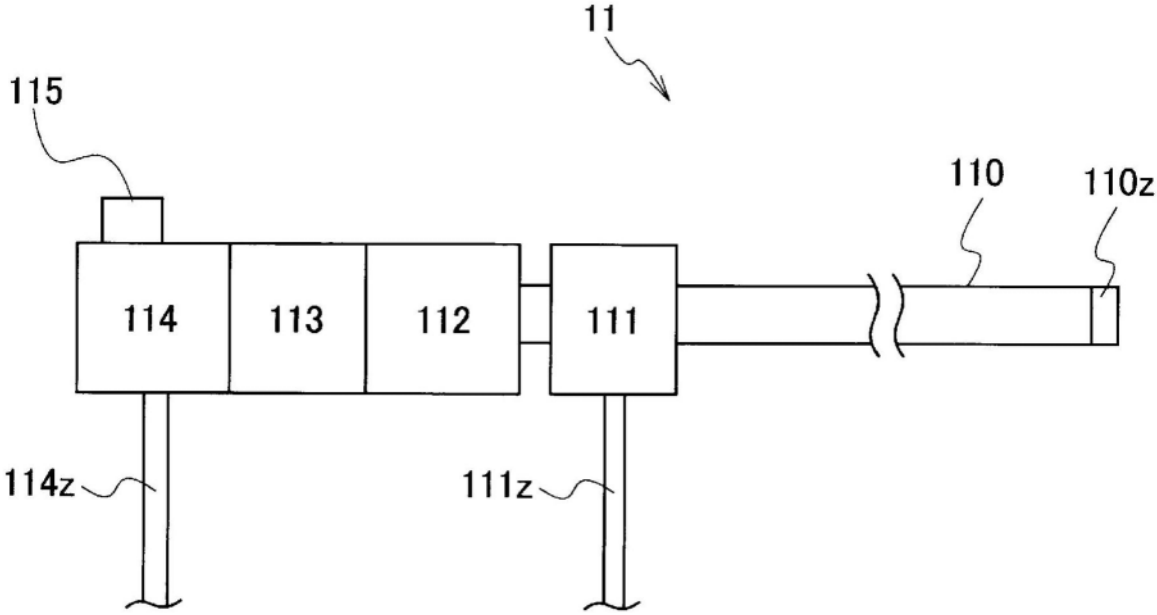


图9

114A

114R (114V)	114G (114V)	114R (114V)	114G (114V)
114IR	114B (114V)	114IR	114B (114V)
114R (114V)	114G (114V)	114R (114V)	114G (114V)
114IR	114B (114V)	114IR	114B (114V)

图10

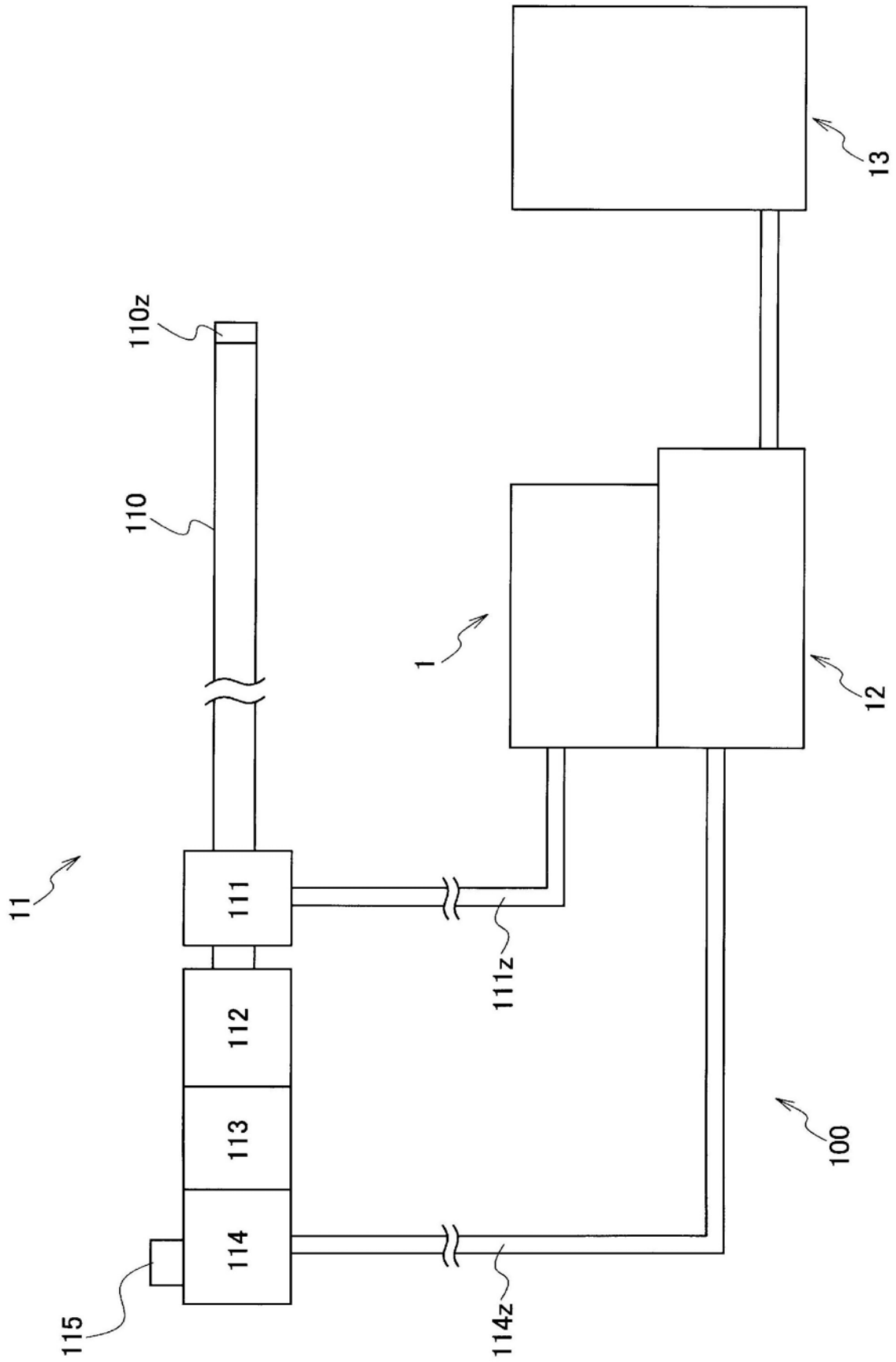


图11

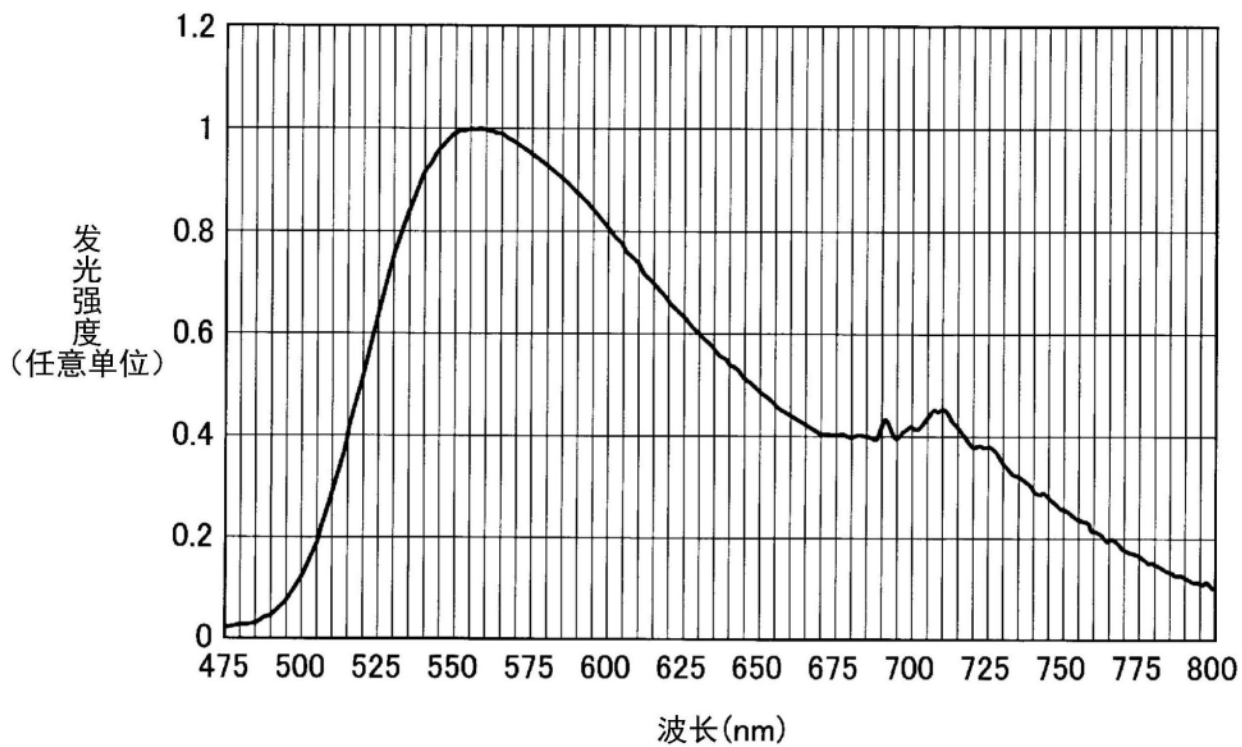


图12

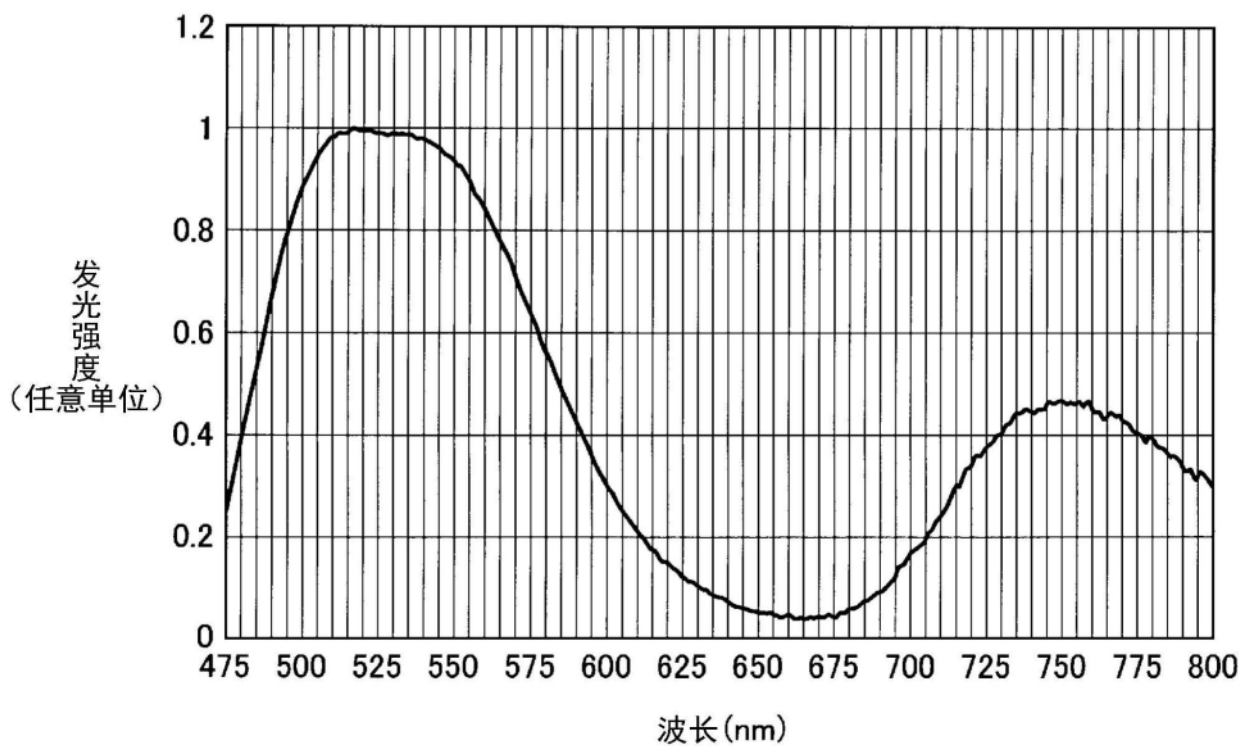


图13