

GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

first light-combining element is also used for making at least one second light beam emitted from the at least one second light source form a first reflection light and combining the first reflection light with the first transmitting light to form a combined light, so that the light-guiding module transmits the combined light to a tested tissue; and the first light beam falls into the range of a narrow-band spectrum or a short-band spectrum.

(57) 摘要: 本说明书实施例提供一种光源装置, 该光源装置包括合光模组和至少两个光源, 所述光源装置与导光模组连接, 所述至少两个光源包括第一光源和至少一个第二光源, 所述合光模组包括第一合光元件, 其中, 所述第一合光元件设置于所述导光模组和所述第一光源之间, 用于将第一光束进行透射形成第一透射光, 所述第一光束与所述第一光源相关; 所述第一合光元件还用于将所述至少一个第二光源发出的至少一个第二光束形成第一反射光, 并将所述第一反射光和所述第一透射光进行合成形成合成光, 以由所述导光模组将所述合成光传输至被测组织; 以及所述第一光束属于窄带光谱或短波段光谱范围。

光源装置和内窥镜系统

交叉引用

[0001] 本申请要求 2022 年 8 月 17 日提交的申请号为 202210989189.6 的中国申请、2022 年 8 月 17 日提交的申请号为 202210988103.8 的中国申请的优先权以及 2022 年 8 月 17 日提交的申请号为 202210989280.8 的中国申请的优先权，其全部内容通过引用并入本文。

技术领域

[0002] 本说明书涉及内窥镜技术领域，特别涉及光源装置和内窥镜系统。

背景技术

[0003] 在医学影像技术领域，采用内窥镜系统进行诊断已经很常见。现有的内窥镜系统中的光源装置一般使用多个发光二极管（light-emitting diode, LED）进行合光，以分别输出普通光观察模式或特殊光（例如，窄波段或短波段的特殊光）观察模式等对应的光束。然而，在特殊光观察模式下，由于窄波段的带宽较窄，限制了特殊光的光通量；再者，内窥镜系统中的导光模组传输的短波波段的光的透过率低于长波波段的光的透过率，也容易出现内窥镜照明中短波光束光通量不足的现象。白光和特殊光的光通量会影响内窥镜系统的诊断结果，例如，当在中远距离观察时，特殊光的光通量不足会限制对活体组织的识别，无法判断活体组织是否发生病变。因此，需要提出特殊光的光通量充足且易于装调的内窥镜系统中的光源装置和相应的内窥镜系统。

发明内容

[0004] 本说明书一个或多个实施例提供一种光源装置，所述光源装置包括第一合光模组和至少两个光源，所述光源装置与导光模组连接，所述至少两个光源包括第一光源和至少一个第二光源，所述第一合光模组包括第一合光元件，其中，所述第一合光元件设置于所述导光模组和所述第一光源之间，用于将第一光束进行透射形成第一透射光，所述第一光束与所述第一光源相关；所述第一合光元件还用于将所述至少一个第二光源发出的至少一个第二光束形成第一反射光，并将所述第一反射光和所述第一透射光进行合成形成合成光，以由所述导光模组将所述合成光传输至受测组织；以及所述第一光束属于窄带光谱或短波光谱范围。

[0005] 本说明书一个或多个实施例提供一种内窥镜系统，所述内窥镜系统包括导光模组、照明模组、摄像模组、处理模块、显示模块以及所述的光源装置；所述光源装置，用于将所述合成光通过所述导光模组传输至所述照明模组；所述照明模组，用于将传输至所述照明模组上的合成光扩散至所述受测组织上；所述摄像模组，用于获取所述受测组织的图像；所述处理模块，用于对所述图像进行信号处理，得到信号处理后的图像；所述显示模块，用于展示所述信号处理后的图像。

附图说明

[0006] 本说明书将以示例性实施例的方式进一步说明，这些示例性实施例将通过附图进行详细描述。这些实施例并非限制性的，在这些实施例中，相同的编号表示相同的结构，其中：

[0007] 图 1 是根据本说明书一些实施例所示的示例性内窥镜系统的示意图；

[0008] 图 2 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的示意图；

[0009] 图 3 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的示意图；

[0010] 图 4 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的示意图；

[0011] 图 5 是根据本说明书一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图；

[0012] 图 6 根据本说明书一些实施例所示的示例性第一合光元件的透过率光谱图；

[0013] 图 7 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第二合光元件的透过率光谱图；

[0014] 图 8 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第二合光元件的透过率光谱图；

[0015] 图 9 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；

[0016] 图 10 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第二合光元件的透过率光谱图；

[0017] 图 11 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第二合光元件的透过率光谱图；

[0018] 图 12 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；

[0019] 图 13 是根据本说明书一些实施例中所示的示例性光源装置的结构示意图；

[0020] 图 14 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；

- [0021] 图 15A 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0022] 图 15B 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0023] 图 15C 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0024] 图 15D 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第三二向色镜的第一光学面的镀膜示意图；
- [0025] 图 15E 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第一光电传感器和第二光电传感器的位置示意图；
- [0026] 图 15F 是根据本说明书一些实施例所示的示例性背景光检测器相对于第一光电传感器和第二光电传感器的位置示意图；
- [0027] 图 15G 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第三二向色镜的透过率光谱图；
- [0028] 图 16 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0029] 图 17 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0030] 图 18 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0031] 图 19A 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0032] 图 19B 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0033] 图 19C 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0034] 图 19D 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0035] 图 19E 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0036] 图 19F 是根据本说明书一些实施例所示的二向色镜第一光学面的光谱曲线图；
- [0037] 图 20 是根据本说明书一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图；
- [0038] 图 21 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第三合光元件的透过率光谱图；
- [0039] 图 22 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0040] 图 23 是根据本说明书一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图；
- [0041] 图 24 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第四合光元件的透过率光谱图；
- [0042] 图 25 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第五合光元件的透过率光谱图；
- [0043] 图 26 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0044] 图 27 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；
- [0045] 图 28 是根据本说明书一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图；
- [0046] 图 29 是根据本说明书一些实施例所示的示例性合光元件 264 的透过率光谱图；以及
- [0047] 图 30 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。

具体实施方式

[0048] 为了更清楚地说明本说明书实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本说明书的一些示例或实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本说明书应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明，图中相同标号代表相同结构或操作。

[0049] 应当理解，本文使用的“系统”、“装置”、“单元”和/或“模块”是用于区分不同级别的不同组件、元件、部件、部分或装配的一种方法。然而，如果其他词语可实现相同的目的，则可通过其他表达来替换所述词语。

[0050] 本文中，术语“第一”、“第二”仅用于描述目的，而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此，限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本申请的描述中，“多个”的含义是至少两个，例如，两个，三个等，除非另有明确具体的限定。

[0051] 在本文中，除非另有明确的规定和限定，术语“安装”、“相连”、“连接”、“固定”等术语应做广义理解，例如，可以是固定连接，也可以是可拆卸连接，或成一体；可以是机械连接，也可以是电连接；可以是直接相连，也可以通过中间媒介间接相连，可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系，除非另有明确的限定。对于本领域的普通技术人员而言，可以根据具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。

[0052] 如本文和权利要求书所示，除非上下文明确提示例外情形，“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数，也可包括复数。一般说来，术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素，而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列，方法或者设备也可能包含其它的步骤或元素。

[0053] 本说明书中使用了流程图用来说明根据本说明书的实施例的系统所执行的操作。应当理解的

是，前面或后面操作不一定按照顺序来精确地执行。相反，可以按照倒序或同时处理各个步骤。同时，也可以将其他操作添加到这些过程中，或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0054] 图1是根据本说明书一些实施例所示的示例性内窥镜系统10的示意图。如图1所示，内窥镜系统10可以包括光源装置100、照明模组200、摄像模组300、处理模块400、控制模块500、输入模块600、显示模块700以及导光模组800。应当理解的是，图1所示的内窥镜系统10可以应用于医疗领域。通过将内窥镜系统10插入到人体体腔，如食管、胃、大肠内部进行观察诊断，并通过光源装置100为内部观察提供相应的照明，广泛应用于病变的发现、诊断和治疗。例如，光源装置100可以提供普通白光对活体组织表面整体性状进行观察，根据粘膜和血管的吸收、反射和散射特性，可以得到不同观察对象高对比度的增强图像。再例如，光源装置100可以提供蓝色窄频带和/或绿色窄频带光来增强粘膜表层毛细血管和深部的粗血管的对比，有助于病变筛查。

[0055] 在一些实施例中，光源装置100用于为内窥镜系统10提供照明。在一些实施例中，光源装置100可以包括至少两个光源和将所述至少两个光源发出光进行合成的合成组件。如图1所示，光源装置100可以包括第一光源101、至少一个第二光源102以及第一合光模组103。第一合光模组103用于将第一光源101和至少一个第二光源102发出的光进行合成，形成合成光。在一些实施例中，光源装置100还可以包括散热模块210，用于对光源装置100进行散热，以使光源装置100工作在合理的温度范围内。例如，散热模块210可以用于对光源装置100进行降温处理。在一些实施例中，散热模块210可以使空气流通或产生冷空气，利用空气或冷空气与其他结构热交换以进行降温。

[0056] 在一些实施例中，光源装置100还可以包括光电传感器，用于检测在预设驱动电流下的每个光源的光通量。在一些实施例中，处理模块400可以获取每个光源的光通量的检测信号，并根据检测信号与预设检测信号之间的差异值调整每个光源的驱动电流（和/或驱动电压）。预设检测信号为对光电传感器的检测信号进行标定时，可以建立多个（例如，N个光源，编号为11-1N）光源不同的驱动电流、检测信号与光通量之间的对应关系。标定时，逐点改变或增加各光源11-1N的驱动电流11-IN，各光源11-1N准直光路中分束镜将光束分光入射到光电传感器上，通过光电传感器检测各光源在相应的驱动电流下各光电传感器的光通量 $\phi_1 \sim \phi_N$ ，将光通量信号 $\phi_1 \sim \phi_N$ 转换为检测信号L1~LN，相由此得到驱动电流、检测信号与光通量的对应关系为 $I_i:L_i:\phi_i(i=1 \sim N)$ 。经多点测试，得到三者的关系曲线，从而完成标定，将标定结果进行存储（例如，存储在处理模块400中）。在一些实施例中，根据标定结果可以精确地实现各个光源输出光通量的反馈控制。例如，若某个光源的实际检测信号小于预设检测信号，则控制模块500可以增大该光源对应的驱动电流；若某个光源的实际检测信号大于预设检测信号，则控制模块500可以减小该光源对应的驱动电流。关于光源装置100及其内部组件的更多描述，请参见本说明书图2-图4、图9、图12-19以及图22。

[0057] 由于光源装置100的合成光的色调稳定对病变组织观察影响重大，合成光的亮度对图像信号强弱即输出图像清晰度具有重要影响作用，通过光电传感器的实时信号检测，结合标定结果，可以精确地实现各光源输出光量的反馈控制，从而维持照明光色调稳定性和光通量稳定性，提供摄像模组300所需的照明光。

[0058] 在一些实施例中，如图1所示，导光模组800分别连接光源装置100和照明模组200，用于将光源装置100提供的合成光传输至照明模组200。在一些实施例中，照明模组200用于将光源装置100提供的合成光扩散至目标物体（例如，人体的受测组织）上，进而对目标物体进行诊断或治疗。例如，所述照明模组200可以包括照明透镜，所述照明透镜将光源装置100提供的光扩散至目标物体。再例如，照明模组200可以包括凹面透镜，利用凹面透镜可以将光束扩散。再例如，导光模组800可以包括光纤。

[0059] 在一些实施例中，摄像模组300用于获取目标物体的图像后传输给处理模块400。在一些实施例中，处理模块400用于对摄像模组300获取的图像进行信号处理，得到信号处理后的图像，并将处理后的图像传输给显示模块700。在一些实施例中，显示模块700用于展示处理模块400处理过的图像。

[0060] 在一些实施例中，输入模块600用于获取用于控制光源装置100的输入指令。例如，输入指令可以包括普通白光模式、特殊光模式和混合光模式中的任意一种光模式的工作指令。应当理解的是，本说明书中的“普通白光模式”指通过对光源装置100中的各个光源分量的比例控制，输出白光色调的照明光，通过内窥镜系统10获取活体组织的图像；“特殊光模式”指至少包含一种特殊光源，例如紫光光源或蓝光光源或绿光光源等。根据不同波长在活体组织中的入射深度不同，即波长越长，在活体组织入射深度越深，通过表层和中层不同深度血管的高吸收与粘膜的低吸收形成对比，通过内窥镜系统10得到不同深度血管的高对比度图像；“混合光模式”区别于普通白光模式和特殊光模式，指具有特殊光模式的部分光谱且具有普通白光模式的部分光谱，得到区别于普通白光模式和特殊光模式的光谱输出，通过内窥镜系统10实现兼顾活体组织整体轮廓和血管强调观察的图像。

[0061] 在一些实施例中，光源装置 100 与控制模块 500 的第一端连接，控制模块 500 的第二端与输入模块 600 连接，控制模块 500 的第三端与处理模块 400 的第一端连接，处理模块 400 的第二端与摄像模组 300 连接。在一些实施例中，控制模块 500 可以用于根据输入指令中的光模式控制光源装置 100 发出的合成光的光模式。例如，当输入模块 600 接收的输入指令为普通白光模式、特殊光模式和混合光模式中的任意一种模式时，控制模块 500 基于输入指令中的光模式控制光源装置 100 发出的合成光的光模式，完成普通白光模式、混合光模式或特殊光模式多种照明光模式之间的切换。

[0062] 在一些实施例中，控制模块 500 还可以调整光源装置 100 中各个光源的驱动电流（或电压），调整各光源输出光通量的变化，或通过调节电流脉冲占空比（Pulse Width Modulation, PWM）改变光通量；或者控制光源装置 100 和摄像模组 300 的工作状态。例如，根据预设光通量比控制各光源的输出光通量比例达到相应的照明光模式；根据摄像模组 300 成像的亮暗水平整体调整各光源输出光通量大小；通过光源装置 100 中设置光电传感器实现输出照明光中各光源成分的实时反馈控制，从而维持照明光色调稳定性和光通量稳定性，提供摄像模组 300 所需的照明光，同时也简化了光量控制策略。

[0063] 在一些实施例中，输入指令还可以包括启动降温和停止降温。输入模块 400 获取启动降温的输入指令后，控制模块 500 可以控制散热模块 210 启动。输入模块 400 获取停止降温的输入指令后，控制模块 500 可以控制散热模块 210 关闭。在一些实施例中，输入指令还可以包括处理模块 600 生成的自动控制信息。处理模块 600 生成自动控制信息后，处理模块 600 将自动控制信息发送给控制模块 500，控制模块 500 可以根据自动控制信息执行相应的控制功能。自动控制信息至少可以包括自动控制第一合光模组 103 工作模式的控制信息、自动控制驱动电流的控制信息、自动控制散热模块 210 的控制信息中的一种或多种。

[0064] 图 2 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置 100 的示意图。图 3 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置 100 的示意图。如图 1 所示，光源装置 100 可以包括至少两个光源（例如，所述至少两个光源包括第一光源 101 和至少一个第二光源 102）以及第一合光模组 103。如图 2 和图 3 所示，导光模组 800 与光源装置 100 连接，用于输出光源装置 100 生成的合成光。至少两个光源可以包括第一光源 101 和第二光源 102。

[0065] 在一些实施例中，第一光源 101、至少一个第二光源 102 以及第一合光模组 103 可以可拆卸地设置在同一模块中，形成模块化的光源装置 100，以便于根据需要更换、装卸不同的第一光源 101、至少一个第二光源 102 或第一合光模组 103。在一些实施例中，导光模组 800 可以与光源装置 100 可拆卸地连接。

[0066] 光源装置 100 中的至少两个光源可以用于为内窥镜系统提供照明。在一些实施例中，两个光源可以包括第一光源 101 和至少一个第二光源 102。第一光源 101 与至少两个第二光源 102 中的每个第二光源 102 发出不同频率范围的光。在一些实施例中，第一光源 101 可以包括窄带光源或短波段光源。这里的“窄带光源”可以指带宽小于 50nm 的光源；相应的，“窄波段”指带宽小于 50nm 的波段，大于 50nm 的波段可称为“宽波段”。“短波段光源”相对于所常用的照明光谱范围 370nm-780nm 中靠近短波段的部分。例如，短波段光源可以指波长在 370nm-460nm 范围内的光源。再例如，短波段光源可以指波长在 400nm-610nm 范围内的光源。再例如，短波段光源可以指波长在 380nm-500nm 范围内的光源。在一些实施例中，第一光源 101 的峰值波长在 370nm-650nm 范围内。例如，第一光源 101 可以包括峰值波长在 370nm-430nm 范围内的紫光光源、峰值波长在 430nm-460nm 范围内的蓝光光源（例如，窄带蓝光光源）、峰值波长在 510nm-560nm 范围内的绿光光源（例如，窄带绿光光源）、峰值波长在 590nm-610nm 范围内的琥珀色光源（例如，窄带琥珀色光源）、峰值波长在 620nm-650nm 范围内的红光光源（例如，窄带红光光源）中的一种，或任意组合。在一些实施例中，第二光源 102 作为第一光源的互补光源，与第一光源一起组合输出内窥镜所需照明光，如色温和显色指数匹配氙灯的白光。第二光源 102 可以是宽带光源或窄带光源，或宽带与窄带光源的组合。应当理解的是，这里的宽带光源相对于窄带光源，指带宽大于 50nm 的光源。仅作为示例，所述第一光源 101 可以为紫光光源、第二光源 102 可以为白光光源。

[0067] 在一些实施例中，光源可以为固体光源。例如，光源可以采用 LED (Light Emitting Diode) 或 LD (Light Emitting Diode)，或以 LED 或 LD 为激发光源的荧光型光源，如绿色荧光型 LED 或 LD。在一些实施例中，第一光源 101 的发射光可以属于窄带光谱范围。例如，第一光源 101 可以为紫光光源，带宽小于等于 20nm。再例如，第一光源 101 的发射光可以本身不属于窄带光谱范围，而是经过滤光片的过滤，从而得到了窄带光谱。例如，第一光源 101 可以为带宽约 100nm 的绿光光源，经窄带滤波后达到小于等于 50nm 的窄带绿光。在一些实施例中，当窄带光源发出光束的带宽大于内窥镜系统所需的光源的带宽时，所述窄带光源发出的光束可以进行窄波化处理，以获得内窥镜系统所需的带宽。例如，可以在窄带光源与第一合光模组 103 之间设置滤光片进行窄带滤波，以获得内窥镜系统所需的光源，进一步地，所述滤光片可以由切入切出结构控制，实现宽带光和窄带光两种带宽输出。

[0068] 第一合光模组 103 可以用于将至少两个光源产生的至少两种光束进行光路集成后输出合成光。在一些实施例中，第一合光模组 103 可以包括一个或多个合光元件。所述一个或多个合光元件可以设置于导光模组 800 和至少两个光源之间。在一些实施例中，第一合光模组 103 可以包括合光元件，用于反射部分波段的光束且透过另一波段的光束，合光元件可以在不同的位置进行排列组合以控制光束的路径。例如，一个或多个合光元件可以包括二向色镜（例如，长波通二向色镜、短波通二向色镜或带通二向色镜）、合光棱镜等。在一些实施例中，第一合光模组 103 可以包括至少一个合光元件。如图 2 所示，第一合光模组 103 可以包括第一合光元件 201。如图 3 所示，第一合光模组 103 可以包括第一合光元件 201 和第二合光元件 202。

[0069] 在一些实施例中，第一光源 101 包括窄带光源或短波段光源。在一些实施例中，为了增加窄带光源或短波段光源的光通量，可以减少窄带光源或短波段光源的反射光路；同时为了使光源装置 100 的内部组件易于装调，可以将第一光源 101（即窄带光源或短波段光源）发出的光源进行直接透射。例如，如图 2 和图 3 所示，第一合光元件 201 可以设置于所述导光模组 800 和所述第一光源 101 之间，用于将第一光束进行透射形成第一透射光。第一光束属于窄带光谱或短波段光谱范围。在一些实施例中，所述第一光束与所述第一光源 101 相关。本说明书中的“第一光束与所述第一光源 101 相关”指第一光束与所述第一光源 101 的发射光相关。例如，当第一光源 101 为窄带光源或短波段光源时，所述第一光束可以为第一光源 101 直接发射出的光，即所述第一光束属于窄带光谱或短波段光谱范围。再例如，当第一光源 101 为宽带光谱时，所述第一光束可以为第一光源 101 发射出的光经过窄带滤波后形成的窄带光谱或短波段光谱。在一些实施例中，可以将第一光束经第一合光元件 201 进行直接透射，无反射光路折转，经过导光模组 800 传输到达受测组织，因此，第一光源 101 的光学传输效率不容易受装配精度的影响，从而能够达到较高的光学效率，解决第一光束由于窄带特性导致的光量不足，或者导光模组传输的短波波段的光的透过率衰减的问题，提高第一光束的光通量。

[0070] 在一些实施例中，如图 2 或图 3 所示，第一合光元件 201 还用于将所述至少一个第二光源 102 发出的至少一个第二光束形成第一反射光，并将所述第一反射光和所述第一透射光进行合成形成合成光，以由所述导光模组 800 将所述合成光传输至受测组织。在一些实施例中，当至少一个第二光源 102 只包括一个第二光源 102 时，第一合光元件 201 用于将所述第二光源 102 发出的第二光束进行反射形成第一反射光（如图 2 所示）。在一些实施例中，当至少一个第二光源 102 包括两个或两个以上第二光源 102 时，第二合光元件 202 用于将所述多个第二光源 102 发出的多个第二光束先进行合光后，再由第一合光元件 201 进行反射形成第一反射光（如图 4、图 9、图 12-19 以及图 22 所示）。

[0071] 在一些实施例中，第一合光模组 103 可以包括第一合光元件 201 和至少一个第二合光元件 202。当至少一个第二光源 102 的数量 N 为至少两个时，第一合光模组 103 可以包括至少 $N-1$ 个第二合光元件 202。其中，每个第二合光元件 202 用于将各所述第二光源 102 发出的第二光束进行反射和/或透射后依次进行合光，形成入射至所述第一合光元件 201 进行反射的第一入射光。在一些实施例中，如图 4 所示，至少一个第二光源 102 的数量为三个（包括第二光源 1021、第二光源 1022 和第二光源 1023）时，第一合光模组 103 包括两个第二合光元件 202（如图 4 所示，第二合光元件 2021 和第二合光元件 2022）。其中，第二合光元件 2021 用于将第二光源 1021 和第二光源 1022 发出的光束分别进行透射和反射后进行合光、第二合光元件 2022 用于将第二合光元件 2021 合成的光和第二光源 1023 的光分别进行反射和透射后进行合光，形成入射至第一合光元件 201 的第一入射光。在一些实施例中，第一合光模组 103 可以只包括一个第二合光元件 202。如图 3 所示，第一合光模组 103 可以包括第一合光元件 201 和一个第二合光元件 202。第二合光元件 202 设置于第一合光元件 201 和第二光源 102 之间，所述第二合光元件将第二光源 102 发出的第二光束经过反射后入射至第一合光元件 201。第一合光元件 201 将第二光源 102 的第二光束与第一光束进行合光，形成合成光，传输给导光模组 800。在一些实施例中，第一合光模组 103 还可以只包括第一合光元件 201，而不包括第二合光元件。例如，如图 1 所示，当光源装置 100 只包括一个第二光源 102 时，第一合光模组 103 可以只包括一个第一合光元件 102，用于将第一光源 101 和第二光源 102 发出的光束分别进行透射和反射后进行合光。多个第二合光元件 202 的光源装置 100 可以参见本说明书图 4、图 9、图 12-19 以及图 22 的相关描述。

[0072] 在一些实施例中，当第一光源 101 为发射短波光谱的紫光光源时，至少一个第二光源 102 的峰值波长比所述紫光光源的峰值波长更长，第一合光元件 201 为短波通二向色镜。在一些实施例中，当第一光源 101 为发射窄带光谱的红光光源时，至少一个第二光源 102 的峰值波长比所述红光光源的峰值波长更短，第一合光元件为长波通二向色镜。长波通二向色镜或短波通二向色镜相对于带通二向色镜的镀膜层数少，需要的镀膜时间短，因此，当第一合光元件 201 和/或至少一个第二合光元件 202 为长波通二向色镜或短波通二向色镜时，第一合光模组 103 中二向色镜的镀膜工艺简单，生产成本低。同时，利用长波通二向色镜或短波通二向色镜实现短波或长波截止，达到合成光光谱中来源于各光源（例如，

第一光源 101 和至少一个第二光源 102) 的各色光谱之间相互独立, 便于简化光谱和光通量的控制策略, 更好的实现照明光色调和光通量稳定性控制。

[0073] 在一些实施例中, 当第一光源 101 为发射短波光谱的紫光光源且至少一个第二光源 102 的数量 N 为至少两个时, N 个第二光源 102 的峰值波长均比紫光光源的峰值波长更长。其中被所述第二合光元件 202 反射的第二光源 102 发出的第二光束的峰值波长比被所述第二合光元件 202 透射的第二光源 102 发出的第二光束的峰值波长更长, 在第二合光元件 202 处完成合光, 此时第二合光元件 202 为短波通二向色镜。

[0074] 在一些实施例中, 当第一光源 101 为发射窄带光谱的红光光源且至少一个第二光源 102 的数量 N 为至少两个时, N 个第二光源 102 的峰值波长均比红光光源的峰值波长更短。其中被所述第二合光元件 202 反射的第二光源 102 发出的第二光束的峰值波长比被所述第二合光元件 202 透射的第二光源 102 发出的第二光束的峰值波长更短, 在第二合光元件 202 处完成合光, 此时第二合光元件 202 为长波通二向色镜。

[0075] 在一些实施例中, 当第一光源 101 为窄带蓝光光源、窄带绿光光源、窄带琥珀色光源和窄带红光光源中的任意一种光源时, 第一合光元件 201 或所述至少一个第二合光元件 202 可以为长波通二向色镜、短波通二向色镜或带通二向色镜。

[0076] 在一些实施例中, 当第一合光模组 103 中包含多个合光元件时, 可以对每个合光元件的摆放角度进行设置, 以节省装配空间, 实现装配工艺性的同时实现结构紧凑化。例如, 至少一个第二合光元件 202 中每个第二合光元件 202 与第一合光元件 201 之间的第一夹角可以小于第一预设角度。应当理解的是, 本说明书中两个合光元件之间的夹角指两个合光元件的合光面所在平面形成的锐角或直角。例如, 当第一合光元件 201 和至少一个第二合光元件 202 为二向色镜时, 每个第二合光元件 202 与第一合光元件 201 之间的第一夹角为两个二向色镜的合光面所在的平面形成的锐角或直角。再例如, 当第一合光元件 201 和至少一个第二合光元件 202 为合光棱镜时, 每个第二合光元件 202 与第一合光元件 201 之间的第一夹角为两个合光棱镜的合光面所在平面形成的锐角或直角。在一些实施例中, 第一预设角度可以为 5° , 10° , 15° , 20° 等。至少一个第二合光元件 202 中每个第二合光元件 202 与第一合光元件 201 之间的第一夹角可以小于第一预设角度, 使每个合光元件在空间上相互平行或趋于平行, 因此可以避免装配空间的相互干涉, 实现装配工艺性的同时实现结构紧凑化。

[0077] 在一些实施例中, 第一合光元件 201 与所述第一合光元件 201 所在光轴之间的第二夹角大于等于第二预设角度且小于等于第三预设角度。在一些实施例中, 至少一个第二合光元件 202 中的每个第二合光元件 202 与所述第二合光元件 202 所在光轴之间的第三夹角大于等于第四预设角度且小于等于第五预设角度。应当理解的是, 本说明书中合光元件与光轴之间的夹角指合光元件的合光面与所述合光元件所在的光轴之间的锐角夹角。如图 3 所示, 第一合光元件 201 与所述第一合光元件 201 所在光轴之间的第二夹角为夹角 a , 第二合光元件 202 中的与所述第二合光元件 202 所在光轴之间的第三夹角为夹角 b 。在一些实施例中, 第二预设角度、第三预设角度、第四预设角度和/或第五预设角度可以为 30° , 40° , 45° , 50° , 60° 等。在一些实施例中, 第二预设角度、第三预设角度、第四预设角度和第五预设角度可以为四个任意不相同的角度。例如, 第二预设角度可以为 30° 、第三预设角度可以为 50° 、第四预设角度可以为 40° , 第五预设角度可以为 50° 。在一些实施例中, 第二预设角度和第四预设角度可以相同。例如, 第二预设角度和第四预设角度可以都为 40° 。在一些实施例中, 第三预设角度和第五预设角度可以相同。例如, 第三预设角度和第五预设角度可以都为 50° 。

[0078] 在一些实施例中, 第一合光元件 201 和/或至少一个第二合光元件 202 还可以用于将对应第一光源 101 或/和第二光源 102 的发出的第一光束或第二光束进行合光的同时, 对其进行长波截止滤波、短波截止滤波或窄带滤波。例如, 第一合光元件 201 和/或至少一个第二合光元件 202 中的二向色镜可以不但具有合光作用, 还能够对对应的光源发出的光进行长波截止滤波、短波截止滤波或窄带滤波, 因此简化了内窥镜系统 10, 降低了成本。

[0079] 在一些实施例中, 当第一光源 101 或/和第二光源 102 包括蓝色光源时, 对应的第一合光元件 201 或第二合光元件 202 可以对蓝色光源发射光中的蓝色波段进行长波截止。例如, 第一合光元件 201 或第二合光元件 202 中的二向色镜的过渡区波长范围可以为 $450\text{nm} - 470\text{nm}$, 且二向色镜能够截止蓝色波段中光谱中大于 460nm 的波长。示例性的, 蓝色光源为能够发出蓝色波段 B 光的 B-LED, 具有 $430\text{nm} \sim 460\text{nm}$ 的峰值波长。例如, 其峰值波长可以为 $430\text{nm} \sim 450\text{nm}$, 其波长范围可以为窄带, 带宽约为 20nm 或 30nm 。通过 460nm 以下光谱对表层或浅表层血管与粘膜的反射率差异较大, 可以提高表层血管与粘膜的对比度。

[0080] 在一些实施例中, 当第一光源 101 或/和第二光源 102 包括绿色光源 (例如, 绿色光源由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光, 绿色光源的发射光光谱包括绿色波段光谱和蓝色激发光) 时, 第一合光元

件 201 或第二合光元件 202 中的二向色镜能够对绿色光源发射光中的蓝色激发光进行短波截止, 且该二向色镜能够截止绿色光源中光谱小于 460nm 的波长。示例性的, 绿色光源包括由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光, 即荧光型 G_LED, 该蓝色 LED 具有峰值波长位于 410~440nm 的蓝色激发光, 由蓝色激发光激发荧光物质产生绿光, 少量蓝色激发光不被荧光物质吸收而直接透射, 即荧光型 G_LED 发光光谱除包含绿色波段光谱, 还包含少量蓝色激发光, 相对于本身发光为绿色的 LED, 荧光型绿色 LED 更容易实现高输出光功率。

[0081] 在一些实施例中, 当第一光源 101 或/和第二光源 102 包括紫色光源时, 对应的第一合光元件 201 或第二合光元件 202 中的二向色镜能够对紫色波段进行长波截止或窄带滤波。例如, 二向色镜能够对紫色波段中波长高于 410nm 长波段截止, 或二向色镜能够对紫色波段中以波长 405nm 为中心进行±10nm 的窄带滤波。示例性的, 第一光源 101 或/和第二光源 102 包括发出紫色到蓝色区域波段 UV 光的 UV_LED, 该二向色镜具有过渡区波长约为 400nm-420nm, 能够截止 UV_LED 的光谱中大于 410nm 波长成分, 对 UV_LED 的光谱长波进行截止滤波。例如, 二向色镜具有 405±10nm 的带通特性, 对 UV_LED 的光谱以 405nm 为中心进行±10nm 的窄带滤波, 消除 LED 个体差异性(例如不同批次的 LED 峰值波长偏差), 更好将照明光谱限制在血红蛋白高吸收波段, 来增加表层血管与粘膜的对比度。

[0082] 在一些实施例中, 为了使光源装置 100 发出的合成光从设计和装调两方面达到较高的光学效率, 可以对第一光源 101 和/或至少一个第二光源 102 的光路进行设计。例如, 第一光源 101 和导光模组 800 之间可以只包括一个合光元件(即第一合光元件 201), 为了补偿窄波段光谱由于窄带滤波导致的光量不足, 或者导光束在短波段的透过率衰减, 实现内窥镜系统 10 近距离及中远距离观察时特定光谱充足的亮度, 后续成像过程中使得图像具有较高的对比度, 所述第一光源 101 (即窄带光源或短波段光源) 与所述导光模组 800 的入光口之间的光路距离可以小于或等于所述至少一个第二光源 102 中每个第二光源与所述入光口之间的光路距离。应当理解的是, 光源与入光口之间的光路距离指光源发出的光束到达入光口时所经过路径的总长度。如图 2 所示, 第一光源 101 (即窄带光源或短波段光源) 与所述导光模组 800 的入光口之间的光路距离 L1 可以小于第二光源 102 与所述入光口之间的光路距离 (L2+L3)。如图 3 所示, 第一光源 101 (即窄带光源或短波段光源) 与所述导光模组 800 的入光口之间的光路距离 L1 可以小于第二光源 102 与所述入光口之间的光路距离 (L2+L3+L4)。将第一光源 101 与导光模组 800 的入光口之间的光路距离设置成最短的光路距离可以使得第一光源 101 的光学传输效率高, 进一步提高第一光束的光通量, 而且易于装调, 从装调和设计两方面达到较高的光学效率。

[0083] 图 4 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置 100 的结构示意图。如图 4 所示, 光源装置 100 可以包括第一光源 101、三个第二光源 102 以及第一合光模组 103。导光模组 800 与光源装置 100 连接, 用于输出光源装置 100 生成的合成光。三个第二光源 102 可以包括光源 1021, 光源 1022 和光源 1023。第一合光模组 103 包括第一合光元件 201 和至少一个第二合光元件 202。如图 4 所示, 至少一个第二合光元件 202 可以包括合光元件 2021 和合光元件 2022。

[0084] 如图 4 所示, 与第一光源 101 相关的第一光束经过第一合光元件 201 的透射形成第一透射光。第二光源 102 的光源 1021 发出的第二光束经过第二合光元件 202 的透射(即经过合光元件 2021 透射)和反射(即经过合光元件 2022 反射)以及第二光源 102 的光源 1022 发出的第二光束经过第二合光元件 202 的透射(即经过合光元件 2022 透射)后形成第一反射光。第一合光元件 201 将第一反射光和第一透射光进行合成形成合成光。合成光可以进入到导光模组 800 内并传输至受测组织。在一些实施例中, 第一光源 101 包括窄带光源或短波段光源。

[0085] 图 5 是根据本申请一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图, L1、L2、L3 和 L4 分别代表第一光源 101、光源 1021、光源 1022 和光源 1023 的光谱曲线。具体地, 第一光源 101 可以为发出紫色到蓝色区域波段 UV 光的 UV_LED, 光源 1021、光源 1022 和光源 1023 分别为发出蓝色波段 B 光的蓝光光源 B-LED、绿色波段 G 光的绿光光源 G-LED、红色波段 R 光的红光光源 R-LED, 其中, UV_LED 发出的 UV 光的峰值波长小于 B-LED 发出的 B 光峰值波长。

[0086] 在一些实施例中, 由于血红蛋白对 405nm-415nm 波段光谱具强吸收的特性, 第一光源 101 可以是具有 405nm~415nm 的峰值波长的 UV-LED, 其波长范围为窄带, 带宽在 15nm-25nm 范围内。例如, 带宽约为 20nm。根据 UV-LED 的高散射和强吸收的特点, 用于描绘近表层或浅表层附近血管形态。

[0087] 在一些实施例中, 第二光源 102 中的光源 1021 (蓝光光源) 可以具有 430nm-460nm 的峰值波长。例如, 光源 1021 (蓝光光源) 的峰值波长可以为 430nm-450nm。在一些实施例中, 通过表层血管与粘膜反射率差异在观察图像上形成二者的区分, 光源 1021 放入波长范围优选为窄带, 带宽在 15nm-25nm 范围内。例如, 光源 1021 的带宽约为 20nm。在一些实施例中, UV_LED 或 B_LED 发出的光可能不满足带宽要求, 此时可以在其准直光路中设置窄带滤光片来达到带宽要求。

[0088] 在一些实施例中, 光源 1022 (绿光光源) 可以具有 510nm~560nm 的峰值波长, 其带宽可以为

宽带。例如，光源 1022 的带宽可以在 90nm-110nm 范围内。例如，光源 1022 的带宽可以约为 100nm。在一些实施例中，光源 1022 可以为由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光，即荧光型 G_LED。在一些实施例中，蓝色 LED 具有峰值波长位于 410nm~440nm 的蓝色激发光，由蓝色激发光激发荧光物质产生绿光，少量蓝色激发光不被荧光物质吸收而直接透射，即光源 1022 发光光谱除包含绿色波段光谱，还包含少量蓝色激发光，相对于本身发光为绿色的 LED，荧光型绿色 LED 更容易实现高输出光功率。

[0089] 在一些实施例，光源 1023（红光光源）可以具有 610nm-640nm 峰值波长，其波长范围可以为窄带。例如，光源 1023 的带宽可以在 15nm-25nm 范围内。例如，光源 1023 的带宽可以约为 20nm。

[0090] 图 6 根据本申请一些实施例所示的示例性第一合光元件的透过率光谱图。以第一合光元件 201 为二向色镜为例，图 6 中示出的第一合光元件 201 具有过渡区波长约为 410nm-430nm 的短波通特性，可以反射光源 1021、光源 1022 和光源 1023 的光束中高于 420nm 且透射第一光源 101 低于 420nm 的光谱成分。

[0091] 图 7 是根据本申请的一些实施例所示的示例性第二合光元件（合光元件 2021）的透过率光谱图。以第二合光元件 202 中的合光元件 2021 为二向色镜为例，图 7 中示出的 7 合光元件 2021 具有过渡区波长约为 460nm-480nm 的短波通特性，可以反射光源 1022 的光束中高于 470nm 且透射光源 1021 的光束中低于 470nm 的光谱成分。

[0092] 图 8 是根据本申请的一些实施例所示的示例性第二合光元件（合光元件 2022）的透过率光谱图。以第二合光元件 202 中的合光元件 2022 为二向色镜为例，图 8 中示出的合光元件 2022 具有过渡区波长约为 590nm-610nm 的长波通特性，可以反射光源 1021 和光源 1022 的光束中低于 600nm 且透射的光源 1023 光的光束中高于 600nm 的光谱成分。

[0093] 结合图 4-图 8，将第一合光元件 201 和第二合光元件 202（合光元件 2021 和合光元件 2022）进行结合，可得，合光元件 2021 透射光源 1021 发出的光束、反射光源 1022 发出的光束得到合光光束 A1；合光元件 2022 透射光源 1023 发出的光束、反射合光光束 A1 得到合光光束 A2；第一合光元件 201 透射第一光源 101 发出的光束，反射合光光束 A2，形成包含第一光源 101 和光源 1021、光源 1022、光源 1023 输出光谱成分的合成光，以由导光模组 800 将合成光传输至受测组织。结合图 5-图 8 中的第一合光元件 201 和第二合光元件 202 的透过率，各光源经过第一合光元件 201 和各第二合光元件最终得到相互独立的光谱成分，分别为小于等于 410nm 的紫色光谱、大于 410nm 小于 470nm 的蓝色光谱、大于 470nm 小于 600nm 的绿色光谱以及大于 600nm 的红色光谱。

[0094] 在一些实施例中，可以将上述光源 101（紫色光源）、光源 1021（蓝光光源）、光源 1022（绿光光源）和光源 1023（红光光源）以特定比例混合输出满足需求的普通白光照明，可以用于生成表层粘膜的轮廓图像。在一些实施例中，以第一光源 101（紫光光源）或光源 1021（蓝光光源）的光谱为主要光谱的特殊光照明，可以用于表层和中层血管强调观察。在一些实施例中，混合普通白光照明与特殊光照明，即适当提高普通白光照明中第一光源 101（紫光光源）或光源 1021（蓝光光源）的光谱成分，可以得到兼顾表层组织整体轮廓和血管强调观察的图像。

[0095] 在一些实施例中，除了上述图 4 所提供的示例性光源装置的结构以外，还可以更改光源之间的合光顺序，将光源装置 100 在长度和宽度方向上进行调整，实现优化的空间布局。图 9 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。如图 9 所示，相对图 4 所示的光源装置，光源装置 100 整体上在水平方向上长度减小，在竖直方向上长度增加。本说明书中光源装置 100 的长度指在相应方向上，光源装置 100 的两个组件之间的最大距离。

[0096] 如图 9 所示，光源装置 100 可以包括第一光源 101、三个第二光源 102 以及第一合光模组 103。导光模组 800 与光源装置 100 连接，用于输出光源装置 100 生成的合成光。三个第二光源 102 可以包括光源 1021，光源 1022 和光源 1023。第一合光模组 103 包括第一合光元件 201 和至少一个第二合光元件 202。如图 9 所示，至少一个第二合光元件 202 可以包括合光元件 2023 和合光元件 2024。

[0097] 如图 9 所示，与第一光源 101 相关的第一光束经过第一合光元件 201 的透射形成第一透射光。第二光源 102 的光源 1021 发出的第二光束经过第二合光元件 202 的反射（即经过合光元件 2024 反射）、第二光源 102 的光源 1022 发出的第二光束经过第二合光元件 202 的透射（即分别经过合光元件 2023 和合光元件 2024 透射）、第一光源 102 的光源 1023 发出的第三光束经过第二合光元件 202 反射（即经过合光元件 2024 反射）后形成第一反射光。第一合光元件 201 将第一反射光和第一透射光进行合成形成合成光。合成光可以进入到导光模组 800 内并传输至受测组织。在一些实施例中，第一光源 101 包括窄带光源或短波段光源。例如，光源 1021 为蓝光光源，光源 1023 为红光光源，光源 1022 为绿光光源，第一光源 101 为紫色光源。如图 9 所示，光源 1021（蓝光光源）和光源 1023（红光光源）的光轴与输出光的光轴平行，光源 1022（绿光光源）的光轴与输出光的光轴垂直。

[0098] 图 10 是根据本申请的一些实施例所示的示例性第二合光元件（合光元件 2023）的透过率光谱

图。以合光元件 2023 为二向色镜为例，合光元件 2023 可以具有过渡区波长约为 590nm-610nm 的短波通特性，可以透射光源 1022（绿光光源）的光束中小于 600nm 的光谱成分，反射光源 1023（红光光源）的光束中大于 600nm 的光谱成分。

[0099] 图 11 是根据本申请的一些实施例所示的示例性第二合光元件（合光元件 2024）的透过率光谱图。以合光元件 2024 为二向色镜为例，合光元件 2024 具有过渡区波长约为 460nm-480nm 的长波通特性，可以透射光源 1022（绿光光源）和光源 1023（红光光源）的光束中大于 470nm 的光谱成分，反射光源 1021（蓝光光源）的光束中小于 470nm 的光谱成分。

[0100] 根据上述图 6 第一合光元件 201 的透过率光谱图可知，第一合光元件 201 具有过渡区波长约为 410nm-430nm 的短波通特性。第一合光元件 201 反射光源 1021（蓝光光源）、光源 1022（绿光光源）和光源 1023（红光光源）的光束中高于 420nm 的光束且透射第一光源 101 低于 420nm 的光谱成分。结合上述图 6 以及图 9-11，可知各光源经过第一合光元件 201、第二合光元件 202 中的合光元件 2023 和第二合光元件 2024 最终得到相互独立的光谱成分，分别为小于等于 420nm 的紫光光谱、大于 420nm 小于 470nm 的蓝光光谱、大于 470nm 小于 600nm 的绿光光谱以及大于 600nm 的红光光谱。

[0101] 在一些实施例中，如图 2-4 和图 9 所示，第一光源 101 的光轴与导光模组 800 的输出光的光轴同轴。由于第一光源 101 为窄带光源或短波光源，第一光源 101 的光轴与导光模组 800 的输出光的光轴同轴的设置可以拉开光路空间设置滤光片，实现第一光源 101 的窄带光或短波光观察。

[0102] 在一些实施例中，如图 9 所示，第二光源 102 中的光源 1021 和光源 1023 的光轴与导光模组 800 的输出光的光轴平行，便于在光源 1021 或/和光源 1023 的光轴方向上设置滤光片，对光源 1021 或/和光源 1023 发出的第二光束进行窄带滤波，实现光源 1021 或/和光源 1023 的窄带光观察。

[0103] 图 12 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 12 所示的光源装置 100 与图 9 所示的光源装置 100 的区别在于，合光模组还包括一个或多个准直透镜 203。在一些实施例中，一个或多个准直透镜 203 中的其中一个可以设置于第一光源 101 和第一合光元件 201 之间，用于将第一光束变为平行光束或近似平行光束入射到第一合光元件 201。可选地或附加地，一个或多个准直透镜 203 中的其中一个可以设置于第二光源 102（例如，光源 1021、光源 1022 或光源 1023）和相应的第二合光元件 202（例如，合光元件 2023 或合光元件 2024）之间，用于将第二光束变为平行光束或近似平行光束入射到第二合光元件 202。例如，一个准直透镜 203 可以设置于光源 1021 和相应的第二合光元件 202，即合光元件 2024 之间。再例如，一个准直透镜 203 可以设置于光源 1022 和相应的第二合光元件 202，即合光元件 2023 之间。再例如，一个准直透镜 203 可以设置于光源 1023 和相应的第二合光元件 202，即合光元件 2023 之间。应当理解的是，本说明书中的平行光束或近似平行光束可以为各个光线之间相互平行或近似平行（例如，光线之间的夹角在 5° 范围内）的光束。

[0104] 在一些实施例中，当第一光源 101 发出的是发散性的光束，可以在第一光源 101 和第一合光元件 201 之间设置准直透镜 203，将第一光束变为平行光束入射到第一合光元件 201，在各第二光源 102 和相对应的第二合光元件 202 之间设置准直透镜 203，将第二光束变为平行光束入射到第二合光元件 202，可以利用二向色镜等合光元件完成光路集成。

[0105] 图 13 是根据本申请的一些实施例中所示的示例性光源装置的结构示意图。图 13 所示的光源装置 100 与图 12 所示的光源装置 100 的区别在于，光源装置 100 还包括一个或多个导光部件 209。在一些实施例中，一个或多个导光部件 209 中的其中一个可以设置于第一光源 101 和第一合光元件 201 之间，用于将第一光束传输至第一合光元件 201。可选地或附加地，一个或多个导光部件 209 中的其中一个可以设置于第二光源 102（例如，光源 1021、光源 1022 或光源 1023）和相应的第二合光元件 202（例如，合光元件 2023 或合光元件 2024）之间，用于将第二光束传输至第二合光元件 202。可选地或附加地，一个或多个导光部件 209 中的其中一个可以设置于第一合光元件 201 和所述导光模组 800 之间，用于将合成光传输至导光模组 800。应当理解的，本说明书中与光源“相应的”合光元件指光源发出的光第一个经过的合光元件。如图 13 所示，光源 1021 相应的第二合光元件 202 指合光元件 2021；光源 1022 相应的第二合光元件 202 指合光元件 2021；光源 1023 相应的第二合光元件 202 指合光元件 2022。

[0106] 在一些实施例中，导光部件 209 可以是有多根光纤组成的导光束，或导光棒，或导光束和导光棒的组合形式。其中导光棒入光面尺寸可以大于等于出光面尺寸。当导光棒入光面尺寸大于出光面尺寸，导光棒可以为锥形导光棒。

[0107] 在一些实施例中，在第一光源 101 和第一合光元件 201 之间、第二光源 102 和对应的第二合光元件 202 之间设置导光部件 209。如图 13 所示，可以将导光部件 209 设置在第一光源 101 和准直透镜 203 之间和/或第二光源 102（例如，光源 1021、光源 1022 或光源 1023）和对应的准直透镜 203 之间，例如第一光源 101 或第二光源 102 为激光光源，所述导光部件 209 为锥形导光棒，将激光光源的发散角进行放大。

[0108] 在一些实施例中, 导光部件 209 还可以设置于第一合光元件 201 和导光模组 800 之间, 用于将合成光传输至导光模组 800。如图 11 所示, 可以将导光部件 209 设置在聚焦透镜 207 和导光模组 800 之间, 使得入射到导光部件 209 的非均匀分布的光束进行匀光化, 得到均匀分布的出射光进入导光模组 800。

[0109] 在一些实施例中, 第一光源 101 和第二光源 102 根据导光束 (导光光纤) 自由弯曲的特性, 可以由固定的位置变更为其他的优化的任意空间位置, 便于第一光源 101 和第二光源 102 获得更好的散热效果; 进一步地, 一方面导光棒或者锥形导光棒起到匀光效果, 另一方面, 锥形导光棒对光束的发光面积和发光角度进行变换, 以更高的光学效率将第一光源发射光输出到后续第一合光元件 201, 或者以更高的光学效率将第一合光元件 201 输出的合成光入射到后续导光模组 800; 或者导光部件 209 结合导光束 (导光光纤) 或导光棒, 兼顾两者的效果。

[0110] 图 14 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 14 所示的光源装置 100 与图 12 所示的光源装置 100 的区别在于, 合光模组还包括第一滤光片 205 和/或一个或多个第二滤光片 206。在一些实施例中, 第一滤光片 205 可以设置于第一光源 101 与第一合光元件 201 之间, 用于透过第一光束 (或第一光源的发射光) 中第一目标波段的光束。例如, 第一滤光片 205 可以设置于准直透镜 203 和第一合光元件 201 之间。可选地或附加地, 一个或多个第二滤光片 206 中的其中一个可以设置于第二光源 102 (例如, 光源 1021、光源 1022 或光源 1023) 与相应的第二合光元件 202 (例如, 合光元件 2021 或合光元件 2022) 之间, 用于透过第二光束中第二目标波段的光束。例如, 第二滤光片 206 可以设置于第二光源 102 (例如, 光源 1021、光源 1022 或光源 1023) 对应的第二准直透镜 203 和对应的第二合光元件 202 (例如, 合光元件 2021 或合光元件 2022) 之间。在一些实施例中, 光源装置 100 还可以包括滤光片切入切出模组。滤光片切入切出模组包括滤光片, 用于实现滤光片切入和切出模式的转换。滤光片的切入模式指光经过滤光片后出射, 滤光片的切出模式指光不经过滤光片而直接出射。在滤光片切入和切出模式下, 滤光片位置处输出的光的带宽不同。例如, 在滤光片切入模式下, 滤光片位置处输出的光是经窄带滤波后的光; 在滤光片切出模式下, 滤光片位置处输出的光是没有经窄带滤波的光。

[0111] 在一些实施例中, 在第一光源 101 (紫光光源) 和第一合光元件 201 之间设置的第一滤光片 205 的波长范围可以为窄带带宽约为 20nm 的滤光片, 得到第一目标波段为 390nm-410nm, 用来描绘近表层或浅表层附近血管形态。

[0112] 在一些实施例中, 第二光源 102 (蓝光光源) 可以具有 430nm-460nm 的峰值波长, 因此, 在第二光源 102 (蓝光光源) 和第二合光元件 202 之间设置窄带带宽约为 20nm 的第二滤光片 206, 得到第二目标波段 430nm-450nm, 通过表层血管与粘膜反射率差异在观察图像上形成二者的区分。在一些实施例中, 第一目标波段和/或第二目标波段的具体设置根据实际中对被测组织进行观察的需求设定。

[0113] 在一些实施例中, 第二光源 102 (绿光光源) 优选地具有 510nm-560nm 的峰值波长, 其带宽可选择为 90nm-110nm 范围内的宽带。例如, 第二光源 102 (绿光光源) 的带宽约为 100nm。在一些实施例中, 第二光源 102 (绿光光源) 为由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光的光源。例如, 蓝色 LED 具有峰值波长位于 410nm-440nm 的蓝色激发光, 由蓝色激发光激发荧光物质产生绿光, 少量蓝色激发光不被荧光物质吸收而直接透射, 即第二光源 102 (绿光光源) 的发光光谱除包含绿色波段光谱, 还包含少量蓝色激发光, 相对于本身发光为绿色的 LED, 荧光型绿色 LED 更容易实现高输出光功率。

[0114] 在一些实施例中, 如图 14 所示, 合光模组还包括聚焦透镜 207。在一些实施例中, 聚焦透镜 207 可以设置于第一合光元件 201 与导光模组 800 之间, 用于将合成光进行聚焦得到耦合进入导光模组的 800 的聚焦光束。在一些实施例中, 聚焦透镜 207 将合成光进行汇聚, 在出光口形成具有一定孔径角的聚焦光束, 聚焦光束经耦合进入导光模组 800。

[0115] 图 15A 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 15A 所示的光源装置 100 与图 14 所示的光源装置 100 的区别在于, 光源装置 100 还包括至少一个光通量测量模组 208。在一些实施例中, 每个光通量测量模组 208 可以包括分束镜 2081 和分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。在一些实施例中, 分束镜 2081 可以设置于第一光源 101 与第一合光元件 201 之间, 用于对第一光束进行分束反射得到第三光束, 第三光束入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。可选地或附加地, 分束镜 2081 可以设置于各第二光源 102 (例如, 光源 1021、光源 1022 或光源 1023) 与各第二光源 102 相对应的第二合光元件 202 (例如, 合光元件 2021 或合光元件 2022) 之间, 用于对第二光束进行分束反射得到第四光束, 第四光束入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。光电传感器 2082, 用于检测入射到所述光电传感器 2082 中的第三光束和/或第四光束的光通量。

[0116] 在一些实施例中, 分束镜 2081 设置于第一光源 101 与第一合光元件 201 之间, 并与所在光轴呈现一定的夹角。若第一光源 101 与第一合光元件 201 之间包括有其他元器件, 例如, 准直透镜 203、

第一滤光片 205 等, 分束镜 2081 可以设置在第一滤光片 205 和第一合光元件 201 之间, 将第一光束进行分束处理得到第三光束, 第三光束入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082, 光电传感器 2082 对入射至光电传感器 2082 光敏面上的第三光束进行检测, 得到第三光束的检测光量。

[0117] 在一些实施例中, 设置至少一个光通量测量模组可以结合控制部实现各光源输出光通量的实时反馈控制, 同时结合长波通二向色镜或短波通二向色镜, 相互独立的各色输出光谱, 所述光通量测量光路中设置滤光片, 截止非有效输出光谱部分, 实现与输出光中各光源输出光谱一致或近似的测量光谱, 通过各光源的光量检测与光量输出强相关的对应关系, 保证所述光量检测的准确度, 从而维持照明光色调稳定性和光通量稳定性, 同时也简化了光量控制策略。

[0118] 在一些实施例中, 为了避免产生装配空间的干涉, 进一步提升装配工艺性和结构紧凑化, 分束镜 2081 的反射面与所在光轴呈现的夹角可以为 $50^{\circ} \sim 70^{\circ}$ 的夹角。例如, 分束镜 2081 与对应的第一合光元件 201 可以趋向于平行。在一些实施例, 为了避免产生装配空间的干涉, 进一步提升装配工艺性和结构紧凑化, 分束镜 2081 和与之对应的第一合光元件 201 或第二合光元件 202 之间的夹角可以小于第六预设角度。第六预设角度可以为 15° 。例如, 第一合光元件 201 与光轴夹角可以为 45° , 分束镜 2081 与光轴夹角可以为 60° , 二者呈 15° 夹角, 匹配光电传感器 2082 的空间设置获得最优的空间布局, 进一步提升装配工艺性和结构紧凑化。需要说明的是, 分束镜 2081 进行分束处理时, 分束镜 2081 的分光比例 $\leq 10\%$, 一方面获得足够的检测光量, 另一方面避免过多地减少进入后续光路进行集成的有效照明光量, 从而造成光通量的降低。

[0119] 在一些实施例中, 设置在第二光源 102 与相应第二合光元件 202 之间的分束镜 2081 的具体设置位置可参见对第一光源 101 与第一合光元件 201 之间的分束镜 2081 的设置, 用于对第二光束进行分束反射得到第四光束, 第四光束入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。光电传感器 2082, 用于得到第四光束的检测光量。

[0120] 在一些实施例中, 分束镜 2081 还可以替换为分光板或其他具有分束特性的光学元件。光电传感器 2082 可以为光电二极管 (Photo-Diode, PD), 也可以替换为其他类型的光通量测量模组, 本申请实施例对此不做限制。

[0121] 图 15B 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 15C 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 15B 和图 15C 所示的光源装置 100 与图 14 所示的光源装置 100 的光路和光学器件相同, 区别在于不包括滤光片。应当理解的是, 图中所示的光学器件仅为示例, 并不限定光源装置中包含的光学器件, 光源装置中可以包括不同附图中多种光学器件的组合。结合图 15B 和图 15C 所示, 第一合光元件 201、第二合光元件 202 中的合光元件 2021 和合光元件 2021 分别为第一二向色镜、第二二向色镜和第三二向色镜。第二光源 102 中的光源 1021 的发射光经过第三二向色镜上的第二光学面 2021A 分束后进入到第一光电传感器 81 中。第二光源 102 中的光源 1023 的发射光经过第二二向色镜上的第二光学面 2022B 分束后进入到第三光电传感器 83 中。第一光源 101 的发射光经过第一二向色镜上的第二光学面 201A 分束后进入到第四光电传感器 84 中。第二光源 102 中的光源 1022 的发射光经过第三二向色镜上的第一光学面 2021B 透射后能够进入到第二光电传感器 82 中。第二光源 102 中的光源 1023 的发射光还可以经过第二二向色镜上的第一光学面 2022A 透射传输, 继而经过第一二向色镜上的第一光学面 201B 透射得到检测光束, 进入到对应的第三光电传感器 83 中进行测量。其中, 第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 和第四光电传感器 84 为光电二极管 (Photo-Diode, PD), 也可以替换为其他类型的光通量测量模组。

[0122] 在一些实施例中, 第二光源 102 中的光源 1021 为发出紫色到蓝色区域波段 UV 光的 UV_LED, 第二光源 102 中的光源 1022 为蓝色波段 B 光的 B_LED, 第二光源 102 中的光源 1023 为绿色波段 G 光的 G_LED, 第一光源 101 为红色波段 R 光的 R_LED。其中, UV_LED, 根据血红蛋白对 $405\text{nm} \sim 415\text{nm}$ 波段光谱具强吸收的特性, 优选地具有 $405\text{nm} \sim 415\text{nm}$ 的峰值波长, 其波长范围优选为窄带, 带宽约为 20nm , 根据其高散射和强吸收的特点, 用于描绘近表层或浅表层附近血管形态; B_LED, 优选地具有 $430\text{nm} \sim 460\text{nm}$ 的峰值波长, 进一步地, 其峰值波长优选为 $430\text{nm} \sim 450\text{nm}$, 通过表层血管与粘膜反射率差异在观察图像上形成二者的区分, 其波长范围优选为窄带, 带宽约为 20nm ; G_LED, 优选地具有 $510\text{nm} \sim 560\text{nm}$ 的峰值波长, 其带宽可选择为宽带, 如带宽约为 100nm , 且 G_LED 为荧光型 LED; R_LED, 优选地具有 $600\text{nm} \sim 640\text{nm}$ 峰值波长, 其波长范围优选为窄带, 带宽约为 20nm 。

[0123] 在一些实施例中, 第二光源 102 中的光源 1023 为由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光, 即荧光型 G_LED, 其中蓝色 LED 具有峰值波长位于 $410\text{nm} \sim 440\text{nm}$ 的蓝色激发光, 由蓝色激发光激发荧光物质产生绿光, 少量蓝色激发光不被荧光物质吸收而直接透射, 所以第二光源 102 中的光源 1023 发光光谱除包含绿色波段光谱, 还包含少量蓝色激发光, 相对于本身发光为绿色的 LED, 荧光型绿色 LED 更容易实现高输出光功率。

[0124] 在一些实施例中,第二二向色镜上的第一光学面 2022A 实现 G_LED 发射光中短波段的蓝色激光光的截止滤波,阻止蓝色激发光进入后续光路,其输出照明光中 G_LED 与 B_LED 分量光谱波段几乎互不重叠,通过独立地进行各色光谱成分的比例调整,简化光谱和光通量的控制策略,实现高精度的照明光色调和光通量稳定性控制。

[0125] 在一些实施例中,第二光源 102 中的光源 1021、第二光源 102 中的光源 1022、第二光源 102 中的光源 1023 以及第一光源 101 的光谱曲线如图 5 所示,光谱 L1 对应 UV_LED 紫外光光谱,光谱 L2 对应 B_LED 蓝光光谱,光谱 L3 对应 G_LED 蓝色激发光与(荧光型)绿光的混合光光谱,光谱 L4 对应 R_LED 红光光谱。

[0126] 结合图 5 和图 15B,第三二向色镜上的第一光学面 2021B,具有过渡区波长约为 410nm-430nm 的短波通特性,用于透射 UV_LED 低于 420nm 且反射 B_LED 高于 420nm 的光,完成 UV_LED 发射的紫光与 B_LED 发射的蓝光的光路集成。结合图 10 和图 15B,第二二向色镜上的第一光学面 2022A,具有过渡区波长约为 460nm-480nm 的长波通特性,用于反射 UV_LED 和 B_LED 低于 470nm 且透射 G_LED 高于 470nm 的光,完成 UV_LED 发射的紫光、B_LED 发射的蓝光与 G_LED 发射的绿光的光路集成。

[0127] 结合图 8 和图 15B,第一二向色镜上的第一光学面 201B 具有过渡区波长约为 590nm-610nm 的长波通特性,用于反射 UV_LED、B_LED 和 G_LED 低于 600nm 且透射 R_LED 高于 600nm 的光,完成 UV_LED 发射的紫光、B_LED 发射的蓝光、G_LED 发射的绿光与 R_LED 发射的红光的光路集成后输出合成光。

[0128] 在一些实施例中,UV_LED 通过第三二向色镜上的第一光学面 2021B 的长波截止与 B_LED 进行光谱分离,实现独立的光谱 B1($\leq 420\text{nm}$); B_LED 通过第三二向色镜上的第一光学面 2021B 的短波截止和第二二向色镜上的第一光学面 2022A 的长波截止进行光谱分离,实现独立的光谱 B2(420~470nm); G_LED 通过第二二向色镜上的第一光学面 2022A 的短波截止和第一二向色镜上的第一光学面 201B 的长波截止进行光谱分离,实现独立的光谱 B3(470~600nm); R_LED 通过第三二向色镜上的第一光学面 2021B 的短波截止(600nm)进行光谱分离,实现独立的光谱 B4($\geq 600\text{nm}$);其中,本申请中的短波截止与长波截止均相对于具体的发光波段而言,为各 LED 发光波段的短波端和长波端。

[0129] 本申请中的第一二向色镜、第二二向色镜以及第三二向色镜在实现 UV_LED 发射的紫光、B_LED 发射的蓝光、G_LED 发射的绿光与 R_LED 发射的红光的光路集成后输出合成光的同时,能实现 UV_LED、B_LED、G_LED 和 R_LED 分量光谱曲线相互独立的光谱 B1~B4,如图 5 所示,本申请中输出的照明光中 UV_LED、B_LED、G_LED 和 R_LED 分量光谱波段几乎互不重叠,通过独立地进行各色光谱成分的比例调整,简化光谱和光通量的控制策略,实现高精度的照明光色调和光通量稳定性控制。

[0130] 在一些实施例中,第一二向色镜、第二二向色镜以及第三二向色镜中的至少一个二向色镜上的第一光学面上设置有第一光学区 R1 和第二光学区 R2。下面以第三二向色镜进行说明:图 15D 是根据本申请一些实施例所示的示例性第三二向色镜的第一光学面的镀膜示意图;图 15E 是根据本申请一些实施例所示的示例性第一光电传感器和第二光电传感器的位置示意图;图 15F 是根据本申请一些实施例所示的示例性背景光检测器相对于第一光电传感器和第二光电传感器的位置示意图。

[0131] 在一些实施例中,第一光学区 R1 占第一光学面 2021B 的面积大于等于 90%,第二光学区 R2 占第一光学面 2021B 的面积小于等于 10%。第二光学区 R2 用于透射对应光源的发射光,以使得发射光进入到对应的光通量测量模组中。示例性的,为了方便检测第二光源 102 中的光源 1022 即 B_LED 中的光通量,第三二向色镜上的第一光学面 2021B 具有分区镀膜特性。具体地,如图 15D 中的左右两图所示,本申请在第三二向色镜上的第一光学面 2021B 上设置有第一光学区 R1 和第二光学区 R2,且第一光学区 R1 和第二光学区 R2 具有不同的镀膜特性,第一光学区 R1 占第一光学面 2021B 的面积大于等于 90%,第二光学区 R2 占第一光学面 2021B 的面积小于等于 10%。

[0132] 第一光学区 R1 用于透射第二光源 102 中的光源 1021 上波长低于 420nm 的光束且反射第二光源 102 中的光源 1022 上波长大于 420nm 的光束以形成合成光;第二光学区 R2 用于透射第二光源 102 中的光源 1022 的射出光,以使得射出光进入到第二光电传感器 82 中。

[0133] 在一些实施例中,第一光学区 R1 具有二向色滤光膜,第二光学区 R2 不镀膜。在一些实施例中,第二光学区 R2 上设置有对 B_LED 发射蓝光进行以透射为主的分束膜。在一些实施例中,第二光学区 R2 上设置有增透特性的增透膜,从而实现 B_LED 发射光经第二光学区 R2 透射性分光到对应的第二光电传感器 82 中。

[0134] 在一些实施例中,如图 15D 所示,第二光学区 R2 可以为方形或者圆形,第二光学区 R2 大小和形状的设计,应匹配第二光电传感器 82 所具有的光敏面的大小,即 B_LED 发射光经第二光学区 R2 的透

射光束, 作为检测光进入第二光电传感器 82 的光敏面, 检测光尺寸大于或近似等于第二光电传感器 82 的光敏面尺寸。

[0135] 在一些实施例中, 当第二光学区 R2 不镀膜时, 根据光学材料的菲涅尔反射特性, 若采用 BK7 光学玻璃作为第三二向色镜的基底材料, 则第二光学区 R2 具有接近 90% 的透光率, 即可达到 B_LED 发射光的透射性分光, 具有简化工艺的特点。

[0136] 在一些实施例中, 与通过第二光学区 R2 透射的光所对应的光通量测量模组的光敏面, 正对经第二光学区透射的二向色镜的检测光轴的方向。示例性的, 结合图 15B、图 15C 和 15D, 第二光学区 R2 透射到第二光电传感器 82 的光敏面的光方向正对第二光源 102 中的光源 1022 经二向色镜 2021 第二光学区 R2 透射的检测光束光轴(检测光轴)方向, 同时, 第二光源 102 中的光源 1022 的发射光经过第三二向色镜上的第一光学面 2021B 的第二光学区 R2 透射后的检测光束, 直接照射到第二光电传感器 82 上的光敏面, 从而可以使得第二光电传感器 82 最佳的接收对应的检测光。

[0137] 在一些实施例中, 通过第二光学区 R2 透射到对应的光通量测量模组上的光束的尺寸大于光敏面的尺寸, 第二光源 102 中的光源 1022 的检测光束完全覆盖第二光电传感器 82 上的光敏面。示例性的, 结合图 15B、图 15C 和 15D, 第二光源 102 中的光源 1022 即 B_LED 发射光通过第二光学区 R2 透射到第二光电传感器 82 上的光束的尺寸大于第二光电传感器 82 光敏面的尺寸。因此, B_LED 入射到第二光电传感器 82 的检测光, 留有一定余量地覆盖第二光电传感器 82 的光敏面, 从而使得第二光电传感器 82 对安装位置不敏感, 保证系统可靠性, 控制生产成本。

[0138] 在一些实施例中, 与通过第二光学面反射的光所对应的光通量测量模组的光敏面, 与经第二光学面反射的二向色镜的检测光轴的方向成垂直设置。示例性的, 如图 15B 和图 15C 所示, 第二光源 102 中的光源 1021 经过第三二向色镜上的第二光学面 2021A 反射的沿竖直方向的光即为检测光轴所在方向, 经过第三二向色镜上的第二光学面 2021A 反射的沿竖直方向的光与对应的第一光电传感器 81 的光敏面垂直; 第三光电传感器 83 上的光敏面与对应的第二二向色镜上的第二光学面 2022B 反射的检测光轴垂直; 第四光电传感器 84 上的光敏面与对应的第一二向色镜上的第二光学面 201A 反射的检测光轴垂直。

[0139] 由于第一光电传感器 81、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 的光敏面对应与第三二向色镜上的第二光学面 2021A、第二二向色镜上的第二光学面 2022B 以及第一二向色镜上的第二光学面 201A 反射的检测光轴成垂直设置, 从而可以使得第一光电传感器 81、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 最佳地接收对应的检测光。

[0140] 在一些实施例中, 通过第二光学面反射到对应的光通量测量模组的光敏面的光束的尺寸均远小于对应光源上的检测光的光束的尺寸。示例性的, 第一光电传感器 81 上的光敏面尺寸远小于第二光源 102 中的光源 1021 上检测光的光束尺寸, 第三光电传感器 83 上的光敏面尺寸远小于第二光源 102 中的光源 1023 上检测光的光束尺寸, 第四光电传感器 84 上的光敏面尺寸远小于第一光源 101 上检测光的光束尺寸。具体地, 第二光源 102 中的光源 1021、第二光源 102 中的光源 1022、第二光源 102 中的光源 1023 以及第一光源 101 通过对应的第二光学面反射的检测光光束尺寸远大于对应的第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 上光敏面的尺寸, 这样可以使得光通量测量模组对安装位置不敏感, 提高了整体装置的可靠性, 同时降低了生产成本。

[0141] 在一些实施例中, 为了避免第一光电传感器 81 和第二光电传感器 82 空间位置干涉, 在设计时, 如图 15E 所示, 用于接收第二光学面反射光的第一光电传感器 81 进行适量的空间位置偏移以避免用于接收第一光学面透射的第二光电传感器 82 所在空间。例如: 第一光电传感器 81 和第二光电传感器 82 在检测光路空间进行上下偏移, 或进行左右偏移。如图 15E 所示, 图中所示圆直径为检测光轴的光束直径, 所述检测光束为近似准直光束经二向色镜第二光学面反射后的光束, 第一光电传感器 81 和第二光电传感器 82 上下或左右并列设置, 最佳地接收第二光源 102 中的光源 1021 和第二光源 102 中的光源 1022 的检测光, 第一光电传感器 81 偏移后依然满足第二光源 102 中的光源 1022 的检测光束完全覆盖第二光电传感器 82 上的光敏面, 此时, 接收到的光通量不低于原有光通量 90%。

[0142] 应当理解的是, 光源装置 100 可以只包含一个二向色镜, 也可以包含多个二向色镜。当包含的二向色镜为多个时, 多个二向色镜的第二光学面上分别设置有分束膜, 分束膜用于对相应的光源的发射光进行分束, 每个分束膜用于分束的不同波长的发射光, 分束膜的分束波长范围由发射光的波长确定。

[0143] 在一些实施例中, 第一二向色镜上的第二光学面 201A、第二二向色镜上的第二光学面 2022B 以及第三二向色镜上的第二光学面 2021A 均具有分光特性, 通过反射特性为辅、透射特性为主的分束分光特性, 即反射少量光, 透射大部分光, 实现反射性分光, 当反射性分光照到对应的光电传感器中, 就能够实现对应 LED 光通量的检测。

[0144] 在一些实施例中, 第三二向色镜上的第二光学面 2021A 具有第三分色膜。图 15G 是根据本说明书一些实施例所示的示例性第三二向色镜的透过率光谱图。如图 15G 所示, 第三分色膜其能够对

UV_LED 发出的紫光具有小于等于 10% 低反射的部分反射特性和大于等于 90% 高透射的透射特性；第二二向色镜上的第二光学面 2022B 具有第二分色膜，其能够对 G_LED 发出的绿光具有小于等于 10% 低反射的部分反射特性和大于等于 90% 高透射的透射特性；第一二向色镜上的第二光学面 201A 具有第三分色膜，其能够对 R_LED 发出的红光具有小于等于 10% 低反射的部分反射特性和大于等于 90% 高透射的透射特性。

[0145] 在使用时，第二光源 102 中的光源 1021 即 UV_LED 发出的紫光中的小于等于 10% 的光量通过第三二向色镜上的第二光学面 2021A 反射，部分反射光进入到对应的第一光电传感器 81 中；第二光源 102 中的光源 1023 即 G_LED 发出的绿光中的小于等于 10% 的光量通过第二二向色镜上的第二光学面 2022B 反射，部分反射光进入到对应的第三光电传感器 83 中；第一光源 101 即 R_LED 发出的红光中的小于等于 10% 的光量通过第一二向色镜上的第二光学面 201A 反射，部分反射光进入到对应的第四光电传感器 84 中，从而就能够实现 UV_LED、G_LED 以及 R_LED 光通量的检测。

[0146] 本申请第三二向色镜上的第二光学面 2021A、第二二向色镜上的第二光学面 2022B 以及第一二向色镜上的第二光学面 201A 能够反射小于等于 10% 的光量，或反射小于等于 5% 的光量，根据光电传感器 81-84 的感光特性，该装置在不过多牺牲有效照明光的情况下就能够保证检测光量保持在合适的水平。

[0147] 在一些实施例中，当光源装置 100 包含多个二向色镜时，多个二向色镜的第二光学面上设置有同一分束膜，同一分束膜用于分束由第二光学面反射的发射光，在第二光学面反射的发射光波段不同时，同一分束膜的分束波长范围能够覆盖不同波长的发射光的波长范围。示例性的，第一二向色镜上的第二光学面 201A、第二二向色镜上的第二光学面 2022B 以及第三二向色镜上的第二光学面 2021A 均设置有同一光学膜，该光学膜可以为宽波段的分束膜，同时，该光学膜至少覆盖上述 UV_LED、G_LED 和 R_LED 发射光波段的宽波段(370nm~650nm)，在 370nm~650nm 的宽波段范围内具有一致性较好的小于等于 10% 低反射的部分反射特性和大于等于 90% 高透射的透射特性。本申请实施例中采用相同的光学膜，简化了工艺且降低了系统成本。

[0148] 在一些实施例中，光通量测量模组还包括开口光阑。例如，第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 的前端设置有开口光阑。可以通过开口光阑的尺寸限制，调节入射到第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 中检测光量的大小，以达到检测灵敏度与最大检测饱和光量的平衡，实现高动态范围的光量监测。

[0149] 在一些实施例中，如图 15F 所示，光通量测量模组还包括背景光检测器 8A，背景光检测器 8A 的位置与第二光电传感器 82 的位置相对应。示例性的，设置背景光检测器 8A 来消除背景杂光对第二光电传感器 82 测量结果的影响。在第二光电传感器 82 的一侧设置背景光检测器 8A，背景光检测器 8A 几乎不能接收到 B_LED 发射光经第一光学区 R1 透射的检测光束。背景光检测器 8A 位于对应的光通量测量模组上的对应的检测光束所覆盖的范围之外。通过第二光电传感器 82 的检测信号与背景光检测器 8A 所检测到的背景光信号相减，得到与输出 B 光更一致的 B 光检测信号，从而实现了精度更高的 B 光光量控制。

[0150] 在一些实施例中，为了不增加使用背景光检测器 8A，可以使用第一光电传感器 81 作为背景光检测光电探测器，其基本不能接收 B 光检测光束，达到简化系统的目的。

[0151] 在一些实施例中，如图 15F 所示，光通量测量模组还设置有背景光检测光电探测器 8B，背景光检测光电探测器 8B 位于近似准直光束经第一二向色镜上的第二光学面 201A 反射得到的 UV 光检测光束直径之外，即背景光检测光电探测器 8B 几乎接收不到 UV 光经第一二向色镜上的第二光学面 201A 反射的 UV 光，通过第一光电传感器 81 的检测信号与背景光检测光电探测器 8B 所检测到的背景光信号相减，得到与输出 UV 光更一致的 UV 光检测信号，实现精度更高的 UV 光光量控制；同样地，可对第三光电传感器 83、第四光电传感器 84 设置相应的背景光检测光电探测器，来消除背景杂光影响，提高检测精度，此处不再累述。

[0152] 在一些实施例中，光通量测量模组还包括滤光片，为实现照明光色调稳定及亮度的高精度控制，可以对其中一个光电传感器或者一个以上的光电传感器检测光束的光谱进行光谱滤波。例如，第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 的前端设置有滤光片。在一些实施例中，为了对第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 检测光束的光谱均进行光谱滤波，可以在第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四光电传感器 84 的测量光路中配置滤光片，截止超出输出照明光中光谱范围的部分，实现与第二光源 102 中的光源 1021、第二光源 102 中的光源 1022、第二光源 102 中的光源 1023 以及第一光源 101 输出光谱 B1~B4 一致或近似的测量光谱。

[0153] 在一些实施例中，通过第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83 以及第四

光电传感器 84 的光量检测与输出光中第二光源 102 中的光源 1021、第二光源 102 中的光源 1022、第二光源 102 中的光源 1023 以及第一光源 101 分量输出强相关的对应关系，保证光量检测的准确度，从而维持照明光色调稳定性和光通量稳定性，同时也简化了光量控制策略。

[0154] 在一些实施例中，可以在第三光电传感器 83 前端配置光谱 B3 范围内具有透射特性的带通滤光片 L3，以有效滤除荧光型 G_LED 发光光谱中的蓝色激发光，保持 G_LED 检测光束光谱与输出光谱 B3 近似或一致；或者，在第一光电传感器 81 前端配置光谱 B1 范围内具有透射特性的短波通或带通滤光片 L1；在第二光电传感器 82 前端配置光谱 B2 范围内具有透射特性的带通滤光片 L2；在第四光电传感器 84 前端配置光谱 B4 范围内具有透射特性的长波通或带通滤光片 L4。

[0155] 在一些实施例中，通过二向色镜的第一光学面和第二光学面的不同光学特性设计，完成多光源合光的同时，实现了各光源发光量的分光检测，在不追加额外的光学元件的情况下(如分束反射镜或其他分束光学元件)获得检测光束实现了分光检测，其中，检测光束为经二向色镜的第一光学面或第二光学面的少量反射和透射光，具有简化的系统设计和反馈控制策略。

[0156] 图 16 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 16 所示的光源装置 100 与图 15A 所示的光源装置 100 的区别在于，合光模组还包括与光通量测量模组 208 对应的第三滤光片 210。在一些实施例中，第三滤光片 210 可以设置于相应的分束镜 2081 和光电传感器 2082 之间，用于透过第三目标波段和/或第四目标波段的光束。例如，在各第二光源 102 的光路中均设置光通量测量模组 208，每一个分束镜 2081 与相对应的光电传感器 2082 之间设置有第三滤光片 210。对于光源 1022 (绿色荧光型)，第三滤光片 210 可以为在光源 1022 (绿色荧光型)的光谱范围内具有透射特性的带通滤光片，用于有效滤除光源 1022 (绿色荧光型)发光光谱中的蓝色激发光，保证光电传感器 2082 测量的检测光谱与合成光中光源 1022 (绿色荧光型)输出光谱近似或一致。对于光源 1021 (蓝光光源)，在光电传感器 2082 和分束镜 2081 之间设置第三滤光片 210，第三滤光片 210 可以为在光源 1021 (蓝光光源)的光谱范围内具有透射特性的带通滤光片，用于保证光电传感器 2082 测量的检测光谱与合成光中光源 1021 (蓝光光源)输出光谱近似或一致。对于光源 1023 (红光光源)在光电传感器 2082 与分束镜 2081 之间设置第三滤光片 210，第三滤光片 210 可以为在光源 1023 (红光光源)的光谱范围内具有透射特性的长波通或带通滤光片，用于保证光电传感器 2082 测量的检测光谱与合成光中光源 1023 (红光光源)输出光谱近似或一致。

[0157] 在一些实施例中，为了保证经过第三滤光片 210 得到的检测光谱与合成光中第一光源 101 的输出光谱一致或近似，第三目标波段与合成光中的第一光束第一目标波段的差异可以小于第一预设差异阈值。在一些实施例中，为了保证经过第三滤光片 210 得到的检测光谱与合成光中各第二光源 102 的输出光谱一致或近似，第四目标波段与合成光中的第二光束第二目标波段的差异可以小于第二预设差异阈值。在一些实施例中，第一预设差异阈值和/或第二预设差异阈值可以分别不大于 10nm。例如，合成光中的第一光束第一目标波段的波段为 390nm-410nm，即第一光束第一目标波段的短波部分为 390nm，长波部分为 410nm，则第三目标波段短波部分为 380nm-400nm，第三目标波段长波部分为 400nm-420nm。

[0158] 在一些实施例中，为了实现照明光色调稳定及亮度的高精度控制，可以对入射到光电传感器 2082 的第三光束和第四光束进行光谱滤波。例如，可以在光电传感器 2082 的测量光路中(分束镜 2081 和光电传感器 2082 之间)配置第三滤光片 210，用于截止照明输出光中非有效输出光谱部分。

[0159] 在一些实施例中，光源在工作过程中产生热量会导致结温(PN 结温度)升高，各光源的相关参数(如光源的发光光量及光谱)容易受工作温度影响。结温升高一方面会导致峰值波长漂移，另一方面随结温升高，光通量有所下降，其中对于 R_LED 尤为明显。因此，需要对内窥镜的光源装置进行散热控制以维持光源装置工作在合理的温度范围。图 17 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图，如图 17 所示，光源装置 100 还包括第一散热模组 212 和第二散热模组 213，用于对光源装置 100 进行散热。在一些实施例中，第一散热模组 212 的散热方向与输出光的光轴平行，第二散热模组 213 的散热方向与输出光的光轴垂直。

[0160] 在一些实施例中，第一散热模组 212 和/或第二散热模组 213 可以包括配置于光源装置 100 内部或外部空间的一个或多个风扇进行风冷散热。如图 17 所示，第一光源 101、第二光源 102 中的光源 1021、光源 1022 和光源 1023 分别排列在两个相互垂直或近似垂直的方向，根据光源装置 100 中各光源的排列特点，可以确定第一散热模组 212 的散热方向 S1 和/或第二散热模组 213 的散热方向 S2。例如，第一散热模组 212 的散热方向可以与导光模组 800 输出光的光轴平行；第二散热模组 213 的散热方向可以与导光模组 800 输出光的光轴垂直。在一些实施例中，在第一散热方向 S1 和第二散热方向 S2 上可以分别设置第一散热风扇和第二散热风扇，用于对光源装置 100 或/和内窥镜装置 10 其他组件(例如，控制模块 500)进行整体散热，通过优化的风道设计，利用有限的风扇数量达到良好的综合散热效果。在一些实施例中，在对光源装置 100 进行散热时，第一散热模组 212 和/或第二散热模组 213 还可

以采用多种方式组合散热。例如，对光源装置 100 采用导热胶、导热片、散热鳍片、水冷或液冷等方式进行传导散热。

[0161] 图 18 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。如图 18 所示，光源装置 100 还包括光源扩展接口，光源扩展接口用于连接扩展模组 40。在一些实施例中，扩展模组 40 可以包括至少一个第三光源 401 和与至少一个第三光源对应的第二合光模组 402。在一些实施例中，至少一个第三光源 401 对应的第二合光模组 402 包括第三合光元件，所述第三合光元件用于对至少一个第三光源 401 发出的第五光束进行反射和/或透射依次实现合光，形成入射至所述第二合光元件进行反射或透射的第二入射光。在一些实施例中，可以在光源装置 100 上预留相应的光源扩展接口，通过光源扩展接口连接扩展模组 40，以低成本实现一个内窥镜系统 10 中覆盖多种的照明需求，更重要地，可以为后续新型化的照明需求保留接口，保持了内窥镜系统 10 中光源装置 100 的继承性。在一些实施例中，至少一个第三光源 401 可以包括红光光源。在一些实施例中，至少一个第三光源 401 可以包括红光光源和琥珀色光源。在一些实施例中，至少一个第三光源 401 可以包括红光光源、第一红外光源和第二红外光源。

[0162] 图 19A 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。在一些实施例中，如图 19A 所示，扩展模组 40 可以包括至少一个光源 401 和与至少一个光源对应的第二合光模组 402。在一些实施例中，为了实现出血点观察模式的特殊光，至少一个光源 401 可以包括琥珀色光源 4011，至少一个光源对应的合光模组包括第三合光元件 4021。在一些实施例中，琥珀色光源 4011 发出的第五光束经过准直透镜变为平行光束，第三合光元件 4021 对平行光束进行透射，形成第二透射光，并且将与第三合光元件 4021 对应的第二光源 1023 发出的第二光束进行反射，形成第二反射光，第二反射光、第二透射光和除第二光源 1023 发出的第二光束之外的第二光束经过第二合光元件 202（合光元件 2021 和合光元件 2021）的反射和/或透射形成入射至第一合光元件 201 的第一入射光，实现了将琥珀色光源 4011 并入上述四个光源的光束进行合光，进行扩展集成。在一些实施例中，还可以在琥珀色光源 4011 和第三合光元件 4021 之间设置准直透镜、第二滤光片和光通量测量模组等。

[0163] 图 19B 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；图 19C 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；图 19D 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图；图 19E 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。与图 15B 和图 15C 描述的合光元件为二向色镜相似，图 19A 所示的光源装置 100 中的合光元件也可以为二向色镜。在图 19A 所述的光源装置 100 的基础上，图 19B-图 19E 所示的光源装置 100 中，第一合光元件 201、第二合光元件 202 中的合光元件 2021 和合光元件 2021、第三合光元件 4021 分别为第一二向色镜、第二二向色镜、第三二向色镜和第四二向色镜。此外，图 19C-图 19E 所示的光源装置 100 还包括第一光电传感器 81、第二光电传感器 82、第三光电传感器 83、第四光电传感器 84 和第五光电传感器 85，用于测量进入其中的光通量。

[0164] 在一些实施例中，第一光源 101、第二光源 102 中的光源 1021、光源 1022、光源 1023 以及光源 4011 可以分别为紫外(UV-LED)、蓝色(B-LED)、绿色(G-LED)、红色(R-LED)以及琥珀色(A-LED)。在图 15A-图 15C 的基础上，图 19A-图 19E 所示的光源装置 100 中增加了琥珀色光源 4011。琥珀色光源 4011 的峰值波长为 590nm-610nm，血红蛋白在 600nm 附近对光的吸收程度变化幅度较大，第一光源 101(R-LED)的峰值波长位于 620nm-640nm，相比 600nm 波长光吸收系数小，同时活体组织散射系数也更小，有利于提高深部血管的可视性，其他的结构都和前述相同，此处不再累述。

[0165] 在一些实施例中，结合 19B 和图 19C，第一二向色镜上的第一光学面 201B 的过渡区波长为范围为 410nm-430nm，对 UV_LED 发射的紫外光($\leq 420\text{nm}$)，其透过率根据镀膜工艺达到最佳透过率 T1。优选地， $T1 \geq 97\%$ 。同时，对 B_LED 发射的蓝光($\geq 420\text{nm}$)，具有以反射特性为主、透射特性为辅的分光特性。在一些实施例中，二向色镜上的第一光学面上设置有分束膜。在一些实施例中，分束膜能够将对应光源的发射光在反射进行光路集成的同时进行透射，以使得透射出的光进入到对应的光通量测量模组中。图 19F 是根据本说明书一些实施例所示的二向色镜第一光学面的光谱曲线图。结合图 19F 所示，第一光学面 201B 在 430nm 以上波段的反射率 RR 和透过率 T2 通过分束膜设计，具有对 B 光小于等于 10% 的透过特性，且对 B 光具有大于等于 90% 的反射特性，镀膜特性对 UV_LED 发射的紫光高透，对 B_LED 发射的蓝光大于等于 90% 反射的同时小于等于 10% 的透射，使得 UV_LED 发射光与 B_LED 光合光的同时实现 B_LED 的透射性分光，作为检测光进入第二光电传感器 82 对 B_LED 输出光通量进行检测。可选地，二向色镜上的第一光学面上设置有分束膜，分束膜能够将对应光源的发射光在透射进行光路集成的同时进行反射，以使得反射出的光进入到对应的光通量测量模组中。R_LED 发射光依次经第四二向色镜的第一光学面 4021A 反射，再经第三二向色镜的第一光学面 2022B 反射，然后经第二二向色镜的第二光学面 2021A 反射得到 R 光检测光束，作为检测光进入第四光电传感器 84 对 R_LED 输

出光通量进行检测。其中，G_LED的光路集成在B_LED的光路集成之前进行，作为G_LED的光路和B_LED的光路集成的第二二向色镜的第一光学面2021A，实现G_LED发射光中的蓝色激发光截止，具有完全截止G_LED反射光中蓝色激发光和完全反射B_LED发射光的特性，即B_LED发射蓝光的反射率根据镀膜工艺达到最高，几乎不具有透射蓝光的分光特性。

[0166] 图19D和图19E与图19A-图19C的区别在于光源位置的摆放位置，第一光源101、第二光源102中的光源1021、光源1022、光源1023以及光源4011可以分别为紫外(UV-LED)、蓝色(B-LED)、绿色(G-LED)、红色(R-LED)以及琥珀色(A-LED)。其中，G_LED的光路集成在B_LED的光路集成之后进行，进一步地，光源根据发射波长，由短到长地依次进行光路集成，由此，第一二向色镜上的第一光学面201B、第二二向色镜上的第一光学面2022A、第三二向色镜上的第一光学面2021B、以及第四二向色镜上的第一光学面4021A具有长波通或短波通特性具有简化镀膜工艺与降低系统成本的特点。

[0167] 在一些实施例，第三二向色镜上的第一光学面2021B和第四二向色镜上的第一光学面4021A的特性见图10和图6所示；第二二向色镜上的第一光学面2022A的特性见图10所示；第一二向色镜上的第一光学面201B具有过渡区波长约为600nm-630nm的长波通特性，透射R_LED高于610nm且反射A-LED低于610nm的光，完成UV_LED、B_LED、G_LED和A_LED发射的紫光、蓝光、绿光和琥珀色光与R_LED发射的红光的光路集成。

[0168] 在一些实施例中，通过第一二向色镜、第三二向色镜、第四二向色镜的第二光学面201A、2021A、4021B的分束分光特性，将R_LED、G_LED和UV_LED的发射光部分分束并进入与各LED相对应的光通量测量模组（例如，第四光电传感器84、第三光电传感器83、第一光电传感器81）；通过第二二向色镜上的第一光学面2022A上的第二光学区R2的分光特性，将A_LED发射光通过第二光学区R2的透射分束并进入与第五光电传感器85；通过第四二向色镜上的第一光学面4021A第二光学区R2的分光特性，或者第四二向色镜上的第一光学面4021A的分束特性，将B_LED发射光透射分束并进入与第二光电传感器82，实现各LED在光路集成的同时完成分光检测。

[0169] 在一些实施例中，第二二向色镜和第四二向色镜对应的第一光学面2021B和402A的第二光学区R2不镀膜，或具有相同的镀膜特性，即同时具有对A_LED发射琥珀色光和B_LED发射蓝光进行约95%透射和约5%反射的分束膜，或者增透特性的增透膜。在一些实施例中，对第二二向色镜和第四二向色镜对应的第一光学面2021B和402A的第二光学区R2同批次镀膜，可以简化镀膜工艺，降低系统成本。

[0170] 在一些实施例中，对第二光电传感器82进行偏移，第一光电传感器81和第二光电传感器82在图19D所示的检测光路空间上下或左右并列设置，最佳地接收光源4011和光源1023的检测光。

[0171] 在一些实施例中，如图19E所示，对B_LED发出的B光的分光检测方案，采用将第二二向色镜上的第二光学面2022B设置为具有分束分光特性，B_LED发射光依次经第四二向色镜和第三二向色镜上的第一光学面4021A和2021B反射，进入第二二向色镜上的第二光学面2021A进行分光得到B光检测观赏，作为检测光进入第二光电传感器82，达到B光的反射分光检测。在一些实施例中，对第二光电传感器822进行偏移，第二光电传感器82和第五光电传感器85在图19E所示检测光路空间上下或左右并列设置。

[0172] 在一些实施例中，第一光电传感器81-第五光电传感器85所接收检测光量占比各光源发射光量的比例适中，一方面达到充足的光量，以满足系统监测精度，另一方面，发射光量不至于过量，避免过多的检测光量带来光电传感器的饱和，又能达到系统所需最大化的动态检测范围，在对各光源光通量进行高精度高动态范围检测的同时，又不过多的损失有效输出照明光。

[0173] 同时，荧光型G_LED发射绿光的同时具有蓝色激发光，为防止G_LED的蓝色激发光经过下游光路中二向色镜的分区镀膜分光或二向色分束特性透射进入有效照明光路中，检测光路满足如下条件：G_LED作为G_LED的光路和B_LED的光路集成的二向色镜的第一光学面，实现G_LED发射光中的蓝色激发光截止，且具有完全截止G_LED反射光中蓝色激发光和完全反射B_LED发射光的特性，即B_LED发射蓝光的反射率根据镀膜工艺达到最高，几乎不具有透射蓝光的分光特性。

[0174] 上述条件限制阻止输出照明光中G_LED的蓝色激发光与B_LED发射蓝光成分相互混淆，达到输出照明光中各光源分量光谱曲线相互独立，尽可能少地或几乎不存在波段相互重叠的部分；对采用其他荧光型LED进行合光的光源装置100，其检测光路具有类似的特点。

[0175] 图20是根据本申请一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图。L1、L2、L3、L4和L5分别代表第一光源101、光源1021、光源1022、光源1023以及琥珀色光源4011的光谱曲线。具体地，第一光源101可以为紫光光源，光源1021、光源1022和光源1023分别为蓝光光源、绿光光源、红光光源，琥珀色光源4011可以发出琥珀色光。结合图19A和图20，当第一光源101为发射短波光谱的紫光光源时，其余四个第二光源的峰值波长均比紫光光源的峰值波长更长。其中，峰值波长更长的第二光源（例如，为红光光源的光源1023）发出的第二光束被所述第二合光元件2022反射，峰值波长更短的

第二光源（例如，为绿光光源的光源 1022）发出的第二光束被第二合光元件 2022 透射，依次完成第二光源的合光，这里的第二合光元件 2022 为短波通二向色镜。

[0176] 图 21 是根据本申请一些实施例所示的示例性第三合光元件的透过率光谱图。如图 21 所示，第三合光元件 4021 可以具有过渡区波长约为 600nm-620nm 的短波通特性，透射琥珀色光源 4011 中低于 610nm 且反射红光光源高于 610nm 的光谱成分。在一些实施例中，第二合光元件 202（合光元件 2021 和合光元件 2022）具有不同的过渡区长波通或短波通特性。第三合光元件 4021 可以将琥珀色光源 4011 发出的第五光束进行透射形成第二透射光，将与第三合光元件 4021 对应的第二光源 1023 发出的第二光束进行反射，形成如第二反射光；第二合光元件 202（合光元件 2021 和合光元件 2022）将第二透射光、第二反射光和与第三合光元件 4021 对应的第二光源 1023 发出的第二光束进行反射和/或透射形成入射至第一合光元件 201 的第一入射光，最终，第一合光元件 201 反射第一入射光且透射第一光源发出的第一光束，形成合成光。经过第一合光元件 201、各第二合光元件 202 和第三合光元件 4021 对各光源的准直光束进行反射和/或透射，实现各光源分量光谱的相互独立，得到独立的光谱，即几乎不存在波长相互重叠的部分，便于简化输出光中各光源分量比例控制策略，实现高精度的照明光色调和光通量稳定性控制。

[0177] 在一些实施例中，琥珀色光源 4011 的峰值波长可以为 590nm-610nm。血红蛋白光谱吸收系数在 600nm 附近具有较大变化幅度，光源 1023（红光光源）的峰值波长可以位于 620nm-640nm，相比 590nm-610nm 左右的琥珀色光源 4011 的发光光谱，光源 1023（红光光源）的发光光谱具有更小的血红蛋白吸收系数及活体组织散射系数，根据血红蛋白对输出光中琥珀色光源 4011 与光源 1023（红光光源）发光光谱吸收和散射特性差异的特点，利用琥珀色光源 4011 与光源 1023（红光光源）进行照明有利于提高深部血管的可视性。

[0178] 在一些实施例中，可以在琥珀色光源 4011 的光路中设置光电传感器来对琥珀色光源 4011 发射光通量进行检测。可选地或附加地，在光电传感器和分束镜之间可以设置滤光片。

[0179] 图 22 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。在一些实施例中，扩展模组 40 可以包括至少一个光源和与至少一个光源对应的合光模组。为了可以实现 ICG (indocyanin green) 荧光观察的特殊光，如图 22 所示，至少一个光源包括第一红外光源 4012 和第二红外光源 4013，至少一个光源对应的合光模组包括第四合光元件 4022 和第五合光元件 4023。在一些实施例中，第四合光元件 4022 用于将第一红外光源 4012 发出的第六光束进行反射形成入射至第五合光元件 4023 的第二入射光，并将第二红外光源 4013 发出的第七光束进行透射形成第三透射光。在一些实施例中，第五合光元件 4023 用于将第二入射光和第三透射光进行透射，并将与第五合光元件 4023 对应的第二光源 1023 发出的第二光束进行反射形成入射至第二合光元件 202 的第三入射光。在一些实施例中，第二合光元件 202（合光元件 2021 和合光元件 2022）用于将第三入射光和第二剩余光束进行反射和/或透射形成入射至第一合光元件 201 的第一入射光。第二剩余第二光束可以包括除第五合光元件 4023 对应的第二光源 1023 发出的第二光束之外的第二光束。

[0180] 在一些实施例中，扩展模组为 40 还可以在第二红外光源 4013 和第四合光元件 4022 之间以及第一红外光源 4012 和第四合光元件 4022 之间设置准直透镜。例如，可以在第一红外光源 4012 或/和第二红外光源 4013 各自的光路中添加短波通或带通滤光片，进一步突出 800nm-820nm 和 920nm-940nm 的窄带特性。例如，可以在第四合光元件 4022 与第一红外光源 4012 所在光路上添加具有 820nm 以下波长短波通特性的滤光片，在第四合光元件 4022 与第二红外光源 4013 所在光路上添加具有 920nm-940nm 带通特性的滤光片。

[0181] 图 23 是根据本申请一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图。L1、L2、L3、L4、L6 和 L7 分别代表第一光源 101、光源 1021、光源 1022、光源 1023、第一红外光源 4012 和第二红外光源 4013 的光谱曲线。具体地，第一光源 101 可以为紫光光源，光源 1021、光源 1022 和光源 1023 分别为蓝光光源、绿光光源、红光光源。在一些实施例中，第一红外光源 4012 的波长范围可以为 800nm~830nm；第二红外光源 4013 可以具有比第一红外光源 4012 更长的波长。例如，第二红外光源 4013 的波长范围可以为 910nm~950nm。

[0182] 图 24 是根据本申请一些实施例所示的示例性第四合光元件的透过率光谱图。如图 24 所示，第四合光元件 4022 可以具有过渡区波长约为 910nm-930nm 的长波通特性。第四合光元件 4022 透射第二红外光源 4013 中高于 920nm 的光谱成分，且反射第一红外光源 4012 的光束中低于 920nm 的光谱成分，形成第一透射光。

[0183] 图 25 是根据本申请一些实施例所示的示例性第五合光元件的透过率光谱图。如图 25 所示，第五合光元件 4023 可以具有过渡区波长约为 790nm-810nm 的长波通特性。第五合光元件 4023 透射第一透射光中大于 800nm 的光谱成分，反射光源 1023（红光光源）的光束中小于 800nm 的光谱成分，形成

第三入射光。

[0184] 在一些实施例中，第二合光元件 202 中的合光元件 2021 和合光元件 2022 可以具有不同的过渡区长波通或短波通特性，第二合光元件 202 按照过渡区长波通或短波通特性，将第三入射光和除第五合光元件对应的第二光源发出的第二光束之外的第二光束进行反射和/或透射形成入射至第一合光元件 201 的第一入射光。最终，第一合光元件 201 反射第一入射光且透射与第一光源相关的第一光束，形成合成光。经过第一合光元件 201、各第二合光元件 202、第四合光元件 4022 和第五合光元件 4023 对各光源的准直光束进行反射和/或透射，实现各光源分量光谱的相互独立，得到独立的光谱。

[0185] 在一些实施例中，可以在与光源装置 100 连接的电路上设置电路接口，通过电路接口进行电路连接，实现对扩展模组 40 的控制。需要说明的是，扩展模组 40 通过以上扩展或置换的方式，以低成本实现内窥镜系统 10 中覆盖多种照明需求，更重要地，或为后续新型化的照明需求保留接口。

[0186] 根据本申请一些实施例所示的光源装置 100 具有白光照明的普通白光模式、特殊光照明模式及混合光模式，可以分别实现观察对象整体轮廓观察、表层和中层的血管强调观察，兼顾整体轮廓和血管强调观察的混合光观察图像。在一些实施例中，本申请一些实施例所示的光源装置 100 具有红外光观察模式（第一红外光源和第二红外光源），通过静脉注射易于吸收红外光的 ICG 之后，实现粘膜深部血管及血流信息清晰的观察图像，或为新型特殊光/混合光照明预留接口。

[0187] 图 26 是根据本申请一些实施例所示的示例性光源装置 100 的结构示意图。如图 26 所示，光源装置 100 可以包括第一光源（即光源 2602）、第二光源（即光源 2601、光源 2603、光源 2604 以及光源 2605）、第一合光元件（即合光元件 262）、第二合光元件（即合光元件 261、合光元件 263 以及合光元件 264）。导光模组 800 与光源装置 100 连接，用于输出光源装置 100 生成的合成光。图 27 是根据本说明书一些实施例所示的示例性光源装置 100 的结构示意图。图 27 所示的光源装置 100 在图 26 所示的光源装置 100 的基础上还包括一个或多个准直透镜 203。在一些实施例中，一个或多个准直透镜 203 中的其中一个可以设置于光源和合光元件之间，用于将光源发射出的光束变为平行光束或近似平行光束入射到对应的合光元件。

[0188] 在一些实施例中，光源 2601 可以为红光 R_LED、光源 2602 可以为琥珀色光 A_LED、光源 2603 可以为紫外光 UV_LED、光源 2604 可以为蓝色光 B_LED、光源 2605 可以为绿光 G_LED。如图 26 和图 27 所示，合光元件 261、合光元件 262 和合光元件 263 中任意两者之间的夹角可以小于第七预设角度。在一些实施例中，第七预设角度可以为 5° ， 10° ， 15° ， 20° 等。例如，合光元件 261、合光元件 262 和合光元件 263 中任意两者之间可以平行。合光元件 264 与其他任意合光元件（合光元件 261、合光元件 262 或合光元件 263）之间的夹角可以大于第八预设夹角且小于第九预设角度。在一些实施例中，第八预设角度可以为 80° ， 85° 等；第九预设角度可以为 95° ， 100° 等。例如，合光元件 264 与其他任意合光元件（合光元件 261、合光元件 262 或合光元件 263）之间的夹角可以为 90° 。

[0189] 在一些实施例中，光源 2602 的琥珀色光 A_LED 的光谱曲线见图 20 所示。如图 20 所示琥珀色光 A_LED 具有窄波段光谱，其峰值波长可以为 590nm – 610nm ，带宽约为 20nm 。在一些实施例中，琥珀色光 A_LED 可以为荧光转换 A_LED，具有峰值波长位于 430nm – 460nm 区间的蓝色激发光，由蓝色激发光激发荧光物质产生峰值波长约为 590nm – 610nm 的宽波段光，少量蓝色激发光不被荧光物质吸收而直接透射，即荧光型 LED 发光光谱所发射的宽波段琥珀色光除包含 590nm – 610nm 峰值波长的宽波段光谱，还包含少量蓝色激发光。

[0190] 在一些实施例中，合光元件 264 具有过渡区波长约为 600nm – 620nm 的短波通特性，透射琥珀色光和反射红光，实现红光和琥珀色光的合光。合光元件 263 具有过渡区波长约为 400nm – 420nm 的短波通特性，透射 UV 光反射蓝光，实现 UV 光和蓝光的合光。合光元件 262 具有过渡区波长约为 450nm – 470nm 的长波通特性，透射绿光和反射蓝光和 UV 光，实现绿光、UV 光和蓝光的合光。合光元件 261 具有过渡区波长约为 585nm – 605nm 的短波通特性，透射琥珀色光和红光，反射绿光、蓝光和 UV 光，实现琥珀色光、红光、绿光、蓝光和 UV 光的和光。

[0191] 在琥珀色光 A_LED 为荧光转换 A_LED 的情况下，合光元件 264 对其进行长波截止滤波，截止宽波段琥珀色光的 610nm 以上的光谱成分；合光元件 261 对其进行短波截止滤波，截止宽波段琥珀色光的 595nm 以下的光谱成分；由此获得波长在 590nm – 610nm 范围内或 595nm – 610nm 范围内的窄带琥珀色光；或者合光元件 261 截止宽波段琥珀色光的 590nm 以下的光谱成分，获得峰值波长在 590nm – 610nm 范围内的窄带琥珀色光。

[0192] 以上琥珀色光 A_LED 为荧光转换 A_LED 的情况下，采用了合光元件进行长波截止或/和短波截止滤波，也可以在宽波段琥珀色光 A_LED 的光路中的适当位置加入滤光片，实现所需要的滤波功能。例如，可以在准直透镜 203 与合光元件 264（如图 27 所示）之间加入滤光片。在一些实施例中，所述光源装置还包括滤光片切入切出模组，所述滤光片切入切出模组具有滤光片放置于光路中或从光路中切

出两种工作状态，用于实现滤光片切入和切出模式的转换。

[0193] 在一些实施例中，滤光片切入切出模组中的滤光片对所述光源 2605 发射的宽波段 G 光进行窄带滤波的滤光片，所述滤光片设置于光源 2605 光路中的合光元件 261 与合光元件 262 之间。光源 2605（绿光光源）为由蓝色 LED 激发荧光体而发射绿光，即荧光型 G_LED，具有 510nm~560nm 的峰值波长，光源 2605 的带宽在 90nm~110nm 范围内，所述滤光片将宽波段的绿光进行滤波，得到 520nm~550nm 或 530nm~550nm 的窄波段绿光；使得所述光源 2605 具有宽带和窄带绿光两种输出状态。在一些实施例中，通过滤光片切入切出模组，当滤光片从光路中切出时，所述光源装置具有白光模式；当滤光片放置于光路中时，所述光源装置具有出血点观察模式。所述白光观察模式通过设置光源 2601~2605 按照一定比例输出，所述光源 2605 输出宽波段的绿光，得到白光模式，实现对活体组织表面整体性状进行观察所述出血点观察模式通过设置输出窄带光谱的 2605（G-LED）与光源 2602（A-LED）、光源 2601（R-LED）分量为主要输出分量，根据光源 2602（A-LED）相对于光源 2601（R-LED）的输出光谱更容易被血液中血红蛋白吸收，通过二者的吸收特性差异提高深部血管的可视性，主要用于深部血管强调显示或获得出血点显示图像。

[0194] 在一些实施例中，光源 2601 可以为紫外光 UV_LED、光源 2602 可以为第一蓝色光 B_LED、光源 2603 可以为第二蓝色光 B_LED、光源 2604 可以为绿光 G_LED、光源 2605 可以为红光 R_LED。在一些实施例中，第二蓝色光 B_LED 与第一蓝色光 B_LED 可以具有一样的峰值波长或第二蓝色光 B_LED 可以具有略高于第一蓝色光 B_LED 的峰值波长，UV_LED、G_LED 以及 R_LED 与前述相同。例如，第一蓝色光 B_LED 可以具有 430nm~460nm 的峰值波长。例如，其峰值波长为 430nm~460nm，其波长范围可以为窄带，带宽约为 20nm 或 30nm；第二蓝色光 B_LED 可以具有 430nm~460nm 的峰值波长，或者其峰值波长为波长稍长的 440nm~470nm，其波长范围可以为窄带，带宽约为 20nm 或 30nm。图 28 是根据本申请一些实施例所示的各光源的示例性光谱曲线示意图。如图 28 所示，光源 2601、光源 2602、光源 2603、光源 2604 以及光源 2605 的光谱曲线可以分别由 L1、L2A、L2B、L3 和 L4 所示，其中 L2A（即第一蓝色光 B_LED）和 L2B（即第二蓝色光 B_LED）的光谱曲线可以一致。

[0195] 图 29 是根据本申请一些实施例所示的示例性合光元件 264 的透过率光谱图。如图 29 所示，合光元件 264 可以具有过渡区波长约为 400nm~420nm 的长波通特性，反射光源 2601（UV_LED）光谱低于 410nm 且透射光源 2602（第一蓝色光 B_LED）高于 410nm 的光谱成分，实现光源 2602（第一蓝色光 B_LED）发射的蓝色光与光源 2601（UV_LED）发射的紫外光路集成。

[0196] 图 7 还可以是根据本申请的一些实施例所示的示例性合光元件 263 的透过率光谱图。如图 7 所示，合光元件 263 可以具有过渡区波长约为 460nm~480nm 的短波通特性，反射光谱高于 470nm 且透射光源 2603（第二蓝色光 B_LED）光谱光低于 470nm 的光谱成分，实现光源 2603（第二蓝色光 B_LED）发射的第二蓝色光与光源 2604（G_LED）发射的绿光光路集成，同时，合光元件 263 对光谱 L3 中的蓝色激发光进行截止滤波，阻止蓝色激发光进入后续光路。

[0197] 图 8 还可以是根据本申请的一些实施例所示的示例性合光元件 262 的透过率光谱图。如图 8 所示，合光元件 262 的光谱可以实现光源 2603（第二蓝色光 B_LED）发射的第二蓝色光、光源 2604（G_LED）发射的绿光与光源 2605（R_LED）发射的红光光路集成。

[0198] 图 11 还可以是根据本申请的一些实施例所示的示例性合光元件 261 的透过率光谱图。如图 11 所示，合光元件 261 可以具有过渡区波长约为 445nm~475nm 的短波通特性。例如，合光元件 261 可以具有过渡区波长约为 450nm~460nm 的短波通特性，反射光源 2603（第二蓝色光 B_LED）发射的第二蓝色光、光源 2604（G_LED）发射的绿光、光源 2605（R_LED）发射的红光光路高于 455nm 的光谱成分，透射光源 2602（第一蓝色光 B_LED）发射的第一蓝色光、光源 2601（UV_LED）发射的紫外光低于 455nm 的光谱成分，实现光源 2603（第二蓝色光 B_LED）发射的第二蓝色光、光源 2604（G_LED）发射的绿光、光源 2605（R_LED）发射的红光光路与光源 2602（第一蓝色光 B_LED）发射的第一蓝色光、光源 2601（UV_LED）发射的紫外光的光路集成。如图 11B 所示，合光元件 261 通过透射截止光源 2602（第一蓝色光 B_LED）光谱中大于 455nm 波长成分，得到峰值波长为 420nm~455nm 的第一蓝色光，同时，合光元件 261 通过反射截止光源 2603（第二蓝色光 B_LED）光谱中小于 455nm 波长成分，得到峰值波长为 455nm~470nm 第二蓝色光。合光元件 261 可以对光源 2602（第一蓝色光 B_LED）光谱长波进行截止滤波得到峰值波长为 430nm~455nm 的第一蓝色光，通过 455nm 以下光谱对表层或浅表层血管与粘膜的反射率差异较大，来提高表层血管与粘膜的对比度；对光源 2603（第二蓝色光 B_LED）光谱短波进行截止滤波得到峰值波长为 455nm~470nm 的第二蓝色光 BL2，根据 450nm~500nm 波长区域，血液中还还原血红蛋白与氧化血红蛋白的吸收系数具有较大差异，且在此区间内，还原血红蛋白的吸收系数均高于氧化血红蛋白的特性，因此，可以通过输出图像体现血液中氧饱和度的情况，实现氧饱和度观察。

[0199] 在一些实施例中，上述光源装置 100 可以输出第一蓝光 B-LED 和第二蓝光 B-LED、G-LED、R-

LED 及 UV_LED 的混合光, 实现普通光照明、第一特殊光照明、混合光照明; 此外, 还可以实现具有氧饱和度观察的第二特殊光照明。

[0200] 光源 2601 (UV_LED) 经合光元件 264 截止滤波或窄带滤波, 发射光谱中 410nm 以上的成分被截止, 或对光源 2601 (UV_LED) 发射光谱以 405nm 为中心点进行 ± 10 nm 的窄带滤波; 合光元件 263 对光源 2604 (G_LED) 光谱中的蓝色激发光进行截止滤波, 阻止蓝色激发光进入后续光路, 便于输出光谱中各光谱分量相互独立, 更容易对输出光进行比例控制, 从而实现照明光的稳定色调; 光源 2602 (第一蓝光 B-LED) 经过合光元件 261 截止滤波后具有波长小于 455nm 的第一蓝光波长成分, 光源 2603 (第二蓝光 B-LED) 经过合光元件 261 截止滤波后具有波长大于 455nm 的第二蓝光波长成分。

[0201] 图 30 是根据本申请的一些实施例所示的示例性光源装置的结构示意图。图 30 所示的光源装置 100 与图 27 所示的光源装置 100 的区别在于, 合光模组还包括至少一个光通量测量模组 208。在一些实施例中, 每个光通量测量模组 208 可以包括分束镜 2081 和分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。在一些实施例中, 分束镜 2081 可以设置于光源与合光元件之间, 用于对光源发出的光束进行分束反射, 反射后的光束入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。可选地或附加地, 分束镜 2081 可以设置于各光源 (例如, 光源 2601、光源 2602、光源 2603、光源 2604、光源 2605) 与各光源相对应的合光元件 202 (例如, 合光元件 261、合光元件 262、合光元件 263、合光元件 264) 之间, 用于对光源发出的光束进行分束反射后入射至与分束镜 2081 相对应的光电传感器 2082。光电传感器 2082, 用于检测入射其中的光束的光通量。

[0202] 上文已对基本概念做了描述, 显然, 对于本领域技术人员来说, 上述详细披露仅仅作作为示例, 而并不构成对本说明书的限定。虽然此处并没有明确说明, 本领域技术人员可能会对本说明书进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本说明书中被建议, 所以该类修改、改进、修正仍属于本说明书示范实施例的精神和范围。

[0203] 同时, 本说明书使用了特定词语来描述本说明书的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本说明书至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此, 应强调并注意的是, 本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一个替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外, 本说明书的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0204] 此外, 除非权利要求中明确说明, 本说明书所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用, 并非用于限定本说明书流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例, 但应当理解的是, 该类细节仅起到说明的目的, 附加的权利要求并不仅限于披露的实施例, 相反, 权利要求旨在覆盖所有符合本说明书实施例实质和范围的修正和等价组合。例如, 虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现, 但是也可以只通过软件的解决方案得以实现, 如在现有的服务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0205] 同理, 应当注意的是, 为了简化本说明书披露的表述, 从而帮助对一个或多个发明实施例的理解, 前文对本说明书实施例的描述中, 有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是, 这种披露方法并不意味着本说明书对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上, 实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0206] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字, 应当理解的是, 此类用于实施例描述的数字, 在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”来修饰。除非另外说明, “大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地, 在一些实施例中, 说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值, 该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中, 数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本说明书一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值, 在具体实施例中, 此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0207] 针对本说明书引用的每个专利、专利申请、专利申请公开物和其他材料, 如文章、书籍、说明书、出版物、文档等, 特此将其全部内容并入本说明书作为参考。与本说明书内容不一致或产生冲突的申请历史文件除外, 对本说明书权利要求最广范围有限制的文件 (当前或之后附加于本说明书中的) 也除外。需要说明的是, 如果本说明书附属材料中的描述、定义、和/或术语的使用与本说明书所述内容有不一致或冲突的地方, 以本说明书的描述、定义和/或术语的使用为准。

[0208] 最后, 应当理解的是, 本说明书中所述实施例仅用以说明本说明书实施例的原则。其他的变形也可能属于本说明书的范围。因此, 作为示例而非限制, 本说明书实施例的替代配置可视为与本说明书的教导一致。相应地, 本说明书的实施例不仅限于本说明书明确介绍和描述的实施例。

权利要求

1、一种光源装置，其特征在于，所述光源装置包括第一合光模组和至少两个光源，所述光源装置与导光模组连接，所述至少两个光源包括第一光源和至少一个第二光源，所述第一合光模组包括第一合光元件，其中，

所述第一合光元件设置于所述导光模组和所述第一光源之间，用于将第一光束进行透射形成第一透射光，所述第一光束与所述第一光源相关；

所述第一合光元件还用于将所述至少一个第二光源发出的至少一个第二光束形成第一反射光，并将所述第一反射光和所述第一透射光进行合成形成合成光，以由所述导光模组将所述合成光传输至受测组织；以及

所述第一光束属于窄带光谱或短波光谱范围。

2、根据权利要求1所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源与所述导光模组之间设置有所述第一合光元件，且所述第一光源与所述导光模组的入光口之间的光路距离小于等于所述至少一个第二光源中每个所述第二光源与所述入光口之间的光路距离。

3、根据权利要求1所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源包括紫光光源、蓝光光源、绿光光源、琥珀色光源和红光光源中的任意一种光源。

4、根据权利要求3所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源为发射短波光谱的紫光光源，所述至少一个第二光源峰值波长比所述紫光光源峰值波长更长，所述第一合光元件为短波通二向色镜。

5、根据权利要求3所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源为发射窄带光谱的红光光源，所述至少一个第二光源峰值波长比所述红光光源峰值波长更短，所述第一合光元件为长波通二向色镜。

6、根据权利要求1-5中任意一项所述的光源装置，其特征在于，当所述至少一个第二光源的数量N为至少两个时，所述第一合光模组还包括至少N-1个第二合光元件，每个第二合光元件分别用于将各所述第二光源发出的第二光束进行反射和/或透射后进行合光，形成入射至所述第一合光元件进行反射的第一入射光。

7、根据权利要求6所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光元件或/和所述至少一个第二合光元件将对应的所述第一光源或/和第二光源发出的第一光束或/和第二光束进行合光的同时，对其进行长波截止滤波、短波截止滤波或窄带滤波。

8、根据权利要求6所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源为宽带的琥珀色光源，所述第一合光元件为二向色镜，所述第一光源发出的光束通过所述二向色镜滤波后得到窄带的波长在590nm-610nm范围内或595nm-610nm范围内的光。

9、根据权利要求6所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置还包括滤光片切入切出模组，所述滤光片切入切出模组包括滤光片，用于实现滤光片切入和切出模式的转换，所述滤光片切入和切出模式下所述滤光片位置处输出的光的带宽不同。

10、根据权利要求9所述的光源装置，所述至少一个第二光源包括绿光光源，具有510nm~560nm的峰值波长，所述滤光片切入切出模组包含绿光滤光片，所述绿光滤光片被配置为对所述绿光光源发出的光进行滤波，得到520nm-550nm或530nm-550nm的窄波段绿光。

11、根据权利要求6所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光元件或所述第二合光元件包括二向色镜，所述二向色镜上有第一光学面和第二光学面，在各个光源发射光后，所述第一光学面用于将对

应的发射光进行光路集成后输出合成光，所述第二光学面用于对发射光分束后进行光通量的检测。

12、根据权利要求 11 所述的光源装置，其特征在于，还包括至少一个用于检测发射光的光通量测量模组，所述光通量测量模组的位置与所要检测的光源的位置相对应；

所述第二光学面能够将对应的光源的发射光分束，得到的反射光作为检测光进入到所述光通量测量模组中。

13、根据权利要求 12 所述的光源装置，其特征在于，所述二向色镜上的第一光学面仅能够进行光路集成后输出合成光，或

所述第二光学面能够透射入射进所述第一光学面的光，以进行光通量检测。

14、根据权利要求 11-13 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述二向色镜上的第一光学面上设置有第一光学区和第二光学区，所述第一光学区的面积与所述第一光学面的面积的比值大于等于 90%，所述第二光学区的面积与所述第一光学面的面积的比值小于等于 10%；

所述第二光学区用于透射对应光源的发射光，以使得发射光进入到对应的光通量测量模组中。

15、根据权利要求 14 所述的光源装置，其特征在于，所述第一光学区上设置有二向色滤光膜，

所述第二光学区满足以下条件之一：

所述第二光学区上设置有分束膜，

所述第二光学区上设置有增透膜，或

所述第二光学区不镀膜。

16、根据权利要求 14 所述的光源装置，其特征在于，与通过所述第二光学区透射的光所对应的光通量测量模组的光敏面，正对经所述第二光学区透射的二向色镜的检测光轴的方向。

17、根据权利要求 14 所述的光源装置，其特征在于，通过所述第二光学区透射到对应的所述光通量测量模组上的光束的尺寸大于所述光敏面的尺寸。

18、根据权利要求 12 所述的光源装置，其特征在于，与通过所述第二光学面反射的光所对应的所述光通量测量模组的光敏面，与经所述第二光学面反射的二向色镜的检测光轴的方向成垂直设置。

19、根据权利要求 18 所述的光源装置，其特征在于，通过所述第二光学面反射到对应的所述光通量测量模组的光敏面的光束的尺寸均小于对应所述光源上的检测光的光束的尺寸。

20、根据权利要求 11 所述的光源装置，其特征在于，所述二向色镜上的第一光学面上设置有分束膜，所述分束膜能够将对应光源的发射光在反射进行光路集成的同时进行透射，或所述分束膜能够将对应光源的发射光在透射进行光路集成的同时进行反射，以使得透射或反射出的光进入到对应的光通量测量模组中。

21、根据权利要求 11 所述的光源装置，其特征在于，所述二向色镜上的第一光学面上设置有二向色滤光膜。

22、根据权利要求 12 所述的光源装置，其特征在于，还包括背景光检测器，所述背景光检测器位于对应的光通量测量模组上的对应的检测光束所覆盖的范围之外。

23、根据权利要求 12 所述的光源装置，其特征在于，所述光通量测量模组包括设置在前端的开口光

阑。

24、根据权利要求 11 所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置包括多个二向色镜，所述多个二向色镜中每个二向色镜的第二光学面上都设置有分束膜，所述分束膜用于对相应的光源的发射光进行分束，每个分束膜用于分束不同波长的发射光，所述分束膜的分束波长范围由所述发射光的波长确定。

25、根据权利要求 11 所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置包括多个二向色镜，所述多个二向色镜中每个二向色镜的第二光学面上设置有同一分束膜，所述同一分束膜用于分束由第二光学面反射的发射光，在第二光学面反射的发射光波段不同时，所述同一分束膜的分束波长范围能够覆盖所述波段不同的发射光的波长范围。

26、根据权利要求 24 或权利要求 25 所述的光源装置，其特征在于，所述分束膜能够将小于等于 10% 的光束反射并且能够使得大于等于 90% 的光束透射。

27、根据权利要求 6 所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源为发射短波光谱的紫光光源，所述至少一个第二光源的峰值波长均比所述紫光光源峰值波长更长，其中被所述第二合光元件反射的第二光源发出的第二光束的峰值波长比被所述第二合光元件透射的第二光源发出的第二光束的峰值波长更长，所述第二合光元件为短波通二向色镜。

28、根据权利要求 6 所述的光源装置，其特征在于，所述第一光源为发射窄带光谱的红光光源，所述至少一个第二光源的峰值波长均比所述红光光源峰值波长短，其中被所述第二合光元件反射的第二光源发出的第二光束的峰值波长比被所述第二合光元件透射的第二光源发出的第二光束的峰值波长更短，所述第二合光元件为长波通二向色镜。

29、根据权利要求 6-28 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述至少一个第二合光元件中每个所述第二合光元件与所述第一合光元件之间的第一夹角均小于第一预设角度。

30、根据权利要求 6-29 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光元件与所述第一合光元件所在光轴之间的第二夹角大于等于第二预设角度且小于等于第三预设角度；所述至少一个第二合光元件中的每个所述第二合光元件与所述第二合光元件所在光轴之间的第三夹角大于等于第四预设角度且小于等于第五预设角度。

31、根据权利要求 30 所述的光源装置，其特征在于，所述第二预设角度或所述第四预设角度为 40° ，所述第三预设角度或所述第五预设角度为 50° 。

32、根据权利要求 6-31 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置还包括导光部件，所述导光部件设置于以下至少一个位置之一：

所述导光部件设置于所述第一光源和所述第一合光元件之间，用于将所述第一光束传输至所述第一合光元件；

所述导光部件设置于所述至少一个第二光源中其中一个所述第二光源和相应的所述第二合光元件之间，用于将所述第二光束传输至所述第二合光元件；或

所述导光部件设置于所述第一合光元件和所述导光模组之间，用于将所述合成光传输至所述导光模组。

33、根据权利要求 6-32 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光模组还包括准直透镜；

所述准直透镜设置于所述第一光源和所述第一合光元件之间，用于将所述第一光束变为平行光束入射到所述第一合光元件；和/或

所述准直透镜设置于所述至少一个第二光源和相应的所述第二合光元件之间，用于将所述第二光束变为平行光束入射到所述第二合光元件。

34、根据权利要求 6-33 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光模组还包括第一滤光片和/或第二滤光片；

所述第一滤光片设置于所述第一光源与所述第一合光元件之间，用于透过所述第一光源的发射光中第一目标波段的光束；

所述第二滤光片设置于所述至少一个第二光源中其中一个所述第二光源与相应的所述第二合光元件之间，用于透过所述第二光束中第二目标波段的光束。

35、根据权利要求 34 所述的光源装置，其特征在于，所述第二光源与所述第二合光元件之间设置有所述第二滤光片，则所述第二光源的光轴与所述导光模组的输出光的光轴平行。

36、根据权利要求 1-35 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述第一合光模组还包括聚焦透镜，所述聚焦透镜设置于所述第一合光元件与所述导光模组之间，用于将所述合成光进行聚焦得到耦合进入导光模组的聚焦光束。

37、根据权利要求 1-36 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置还包括至少一个光通量测量模组；所述光通量测量模组包括分束镜和与所述分束镜相对应的光电传感器；

所述分束镜设置于所述第一光源与所述第一合光元件之间，用于对所述第一光束进行分束得到第三光束，并将所述第三光束反射至与所述分束镜相对应的光电传感器；和/或，

所述分束镜设置于所述至少一个第二光源中的每个第二光源与所述第二光源相对应的第二合光元件之间，用于对所述第二光束进行分束得到第四光束，并将所述第四光束反射至与所述分束镜相对应的光电传感器；

所述光电传感器，用于检测入射到所述光电传感器中的所述第三光束和/或所述第四光束的光通量。

38、根据权利要求 37 所述的光源装置，其特征在于，所述分束镜的反射面与所述分束镜所在的光轴的夹角在 50° ~ 70° 范围内；或所述分束镜和与之对应的第一合光元件或第二合光元件之间的夹角小于第六预设角度。

39、根据权利要求 37 所述的光源装置，其特征在于，所述光通量测量模组还包括第三滤光片；

所述第三滤光片设置于相应的所述分束镜和所述光电传感器之间，用于透过第三目标波段和/或第四目标波段的光束；

所述第三目标波段与所述合成光中的第一光束的第一目标波段的差异小于第一预设差异阈值；以及

所述第四目标波段与所述合成光中的第二光束的第二目标波段的差异小于第二预设差异阈值。

40、根据权利要求 1-39 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置还包括第一散热模组和第二散热模组，用于对所述光源装置进行散热；所述第一散热模组的散热方向与所述输出光的光轴平行，所述第二散热模组的散热方向与所述输出光的光轴垂直。

41、根据权利要求 1-40 中任意一项所述的光源装置，其特征在于，所述光源装置还包括光源扩展接口，所述光源扩展接口用于连接扩展模组；所述扩展模组包括所述至少一个第三光源和与所述第三光源对应的第二合光模组，所述至少一个第三光源对应的第二合光模组包括第三合光元件，所述第三合光

元件用于对至少一个第三光源发出的第五光束进行反射和/或透射依次实现合光，形成入射至所述第二合光元件进行反射或透射的第二入射光。

42、根据权利要求 41 所述的光源装置，其特征在于，所述扩展模組的至少一个第三光源包括红光光源。

43、根据权利要求 41 所述的光源装置，其特征在于，所述扩展模組的至少一个第三光源包括红光光源和琥珀色光源。

44、根据权利要求 41 所述的光源装置，其特征在于，所述至少一个第三光源包括红光光源、第一红外光源和第二红外光源。

45、根据权利要求 41 所述的光源装置，其特征在于，所述至少一个第二光源或第三光源相关的光束属于窄带光谱或短波光谱范围，所述至少一个第二光源或第三光源的光轴与所述导光模組的输出光的光轴平行。

46、一种内窥镜系统，其特征在于，所述内窥镜系统包括导光模組、照明模組、摄像模組、处理模块、显示模块以及如权利要求 1-45 任一项所述的光源装置；

所述光源装置，用于将合成光输入到所述导光模組；

所述导光模組，用于将输入光传输至所述照明模組；

所述照明模組，用于将传输至所述照明模組上的合成光扩散至所述受测组织上；

所述摄像模組，用于获取所述受测组织的图像；

所述处理模块，用于对所述图像进行信号处理，得到信号处理后的图像；

所述显示模块，用于展示所述信号处理后的图像。

47、根据权利要求 46 所述的内窥镜系统，其特征在于，所述光源装置包括光电传感器；

所述光电传感器，用于检测各所述光源的光通量；

所述处理模块，还用于获取所述光通量的检测信号，并根据所述检测信号与预设检测信号之间的差异值调整所述光源装置的驱动电流。

48、根据权利要求 46 或权利要求 47 所述的内窥镜系统，其特征在于，所述内窥镜系统还包括输入模块和控制模块；

所述输入模块，用于获取输入指令；所述输入指令包括普通白光模式、特殊光模式和混合光模式中的任意一种光模式的工作指令；

所述控制模块，用于根据所述输入指令中的光模式控制所述光源装置输出的合成光的光模式。

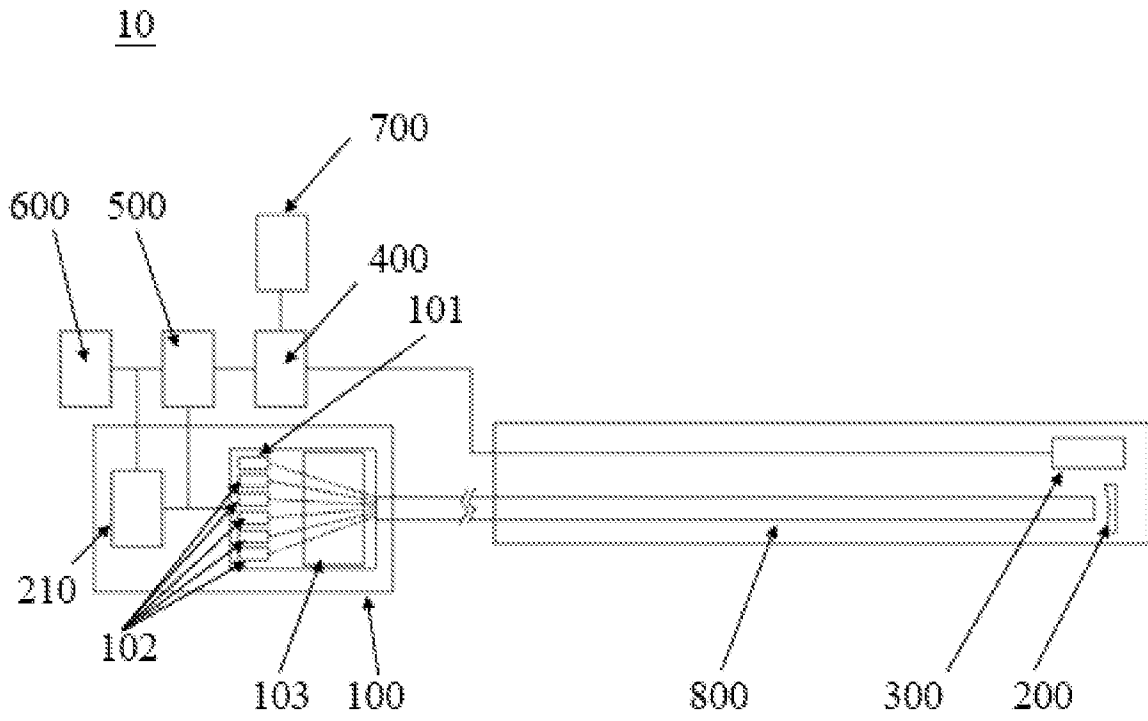


图 1

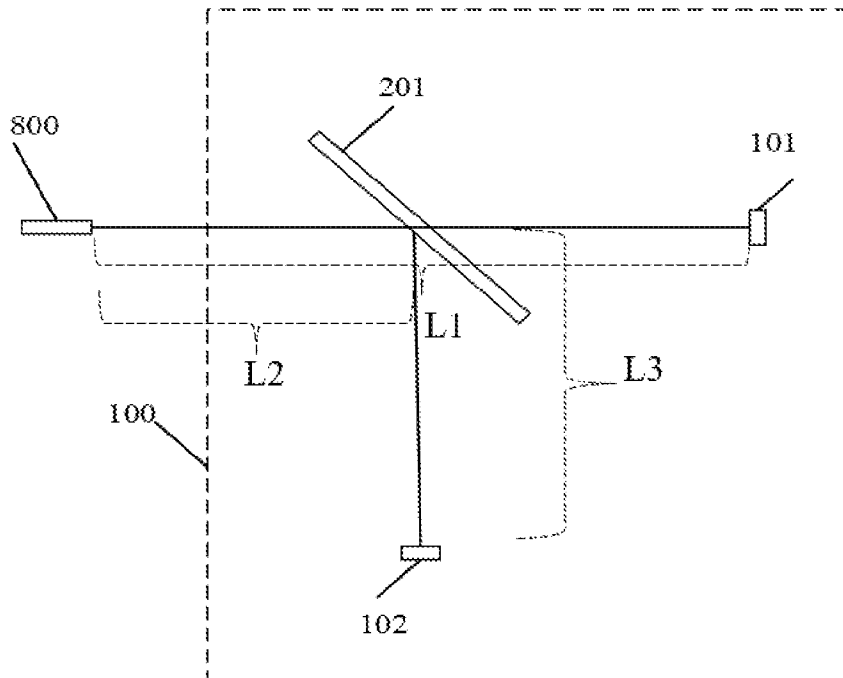


图 2

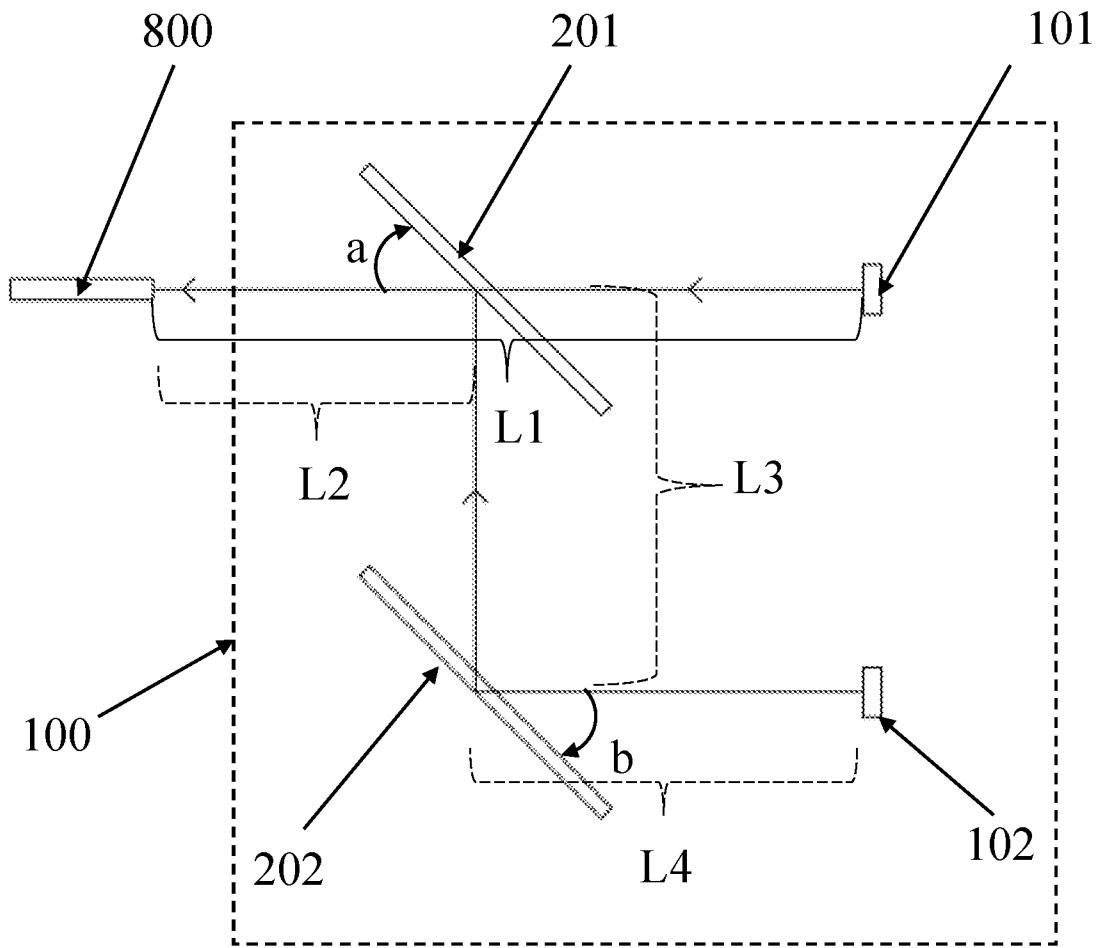


图 3

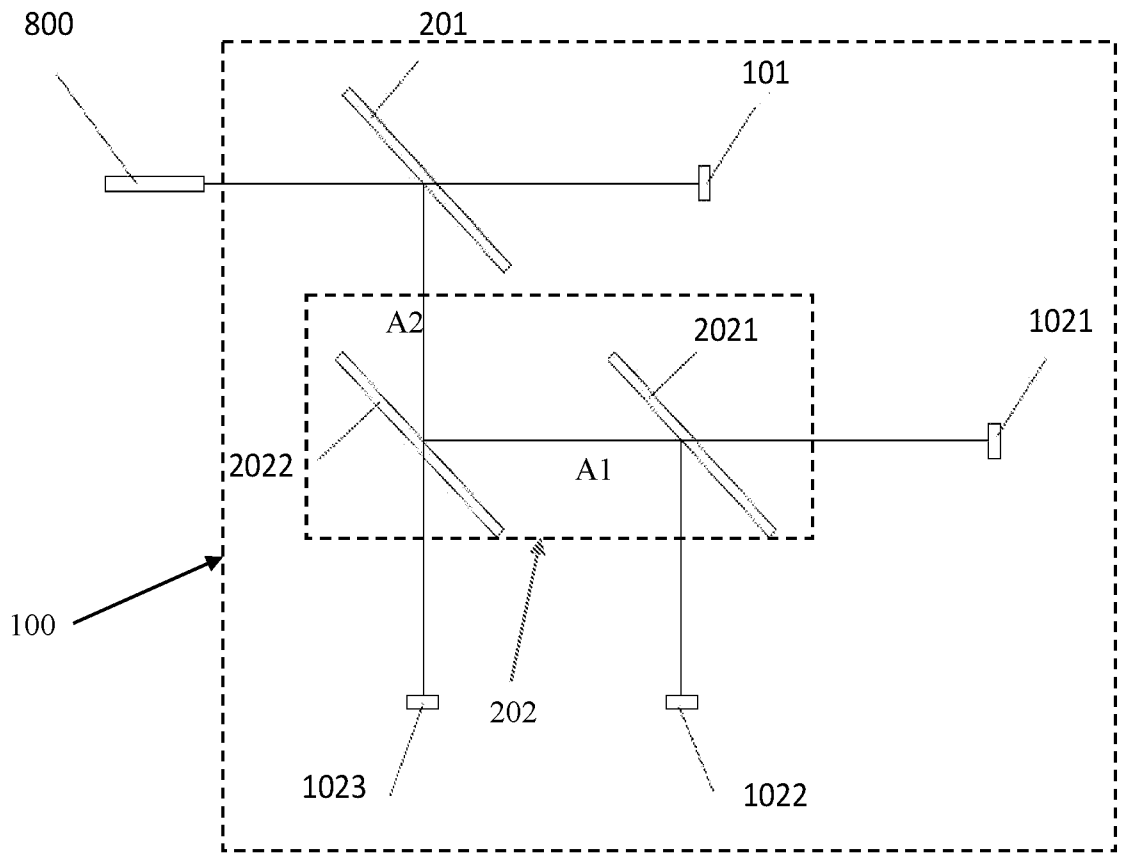


图 4

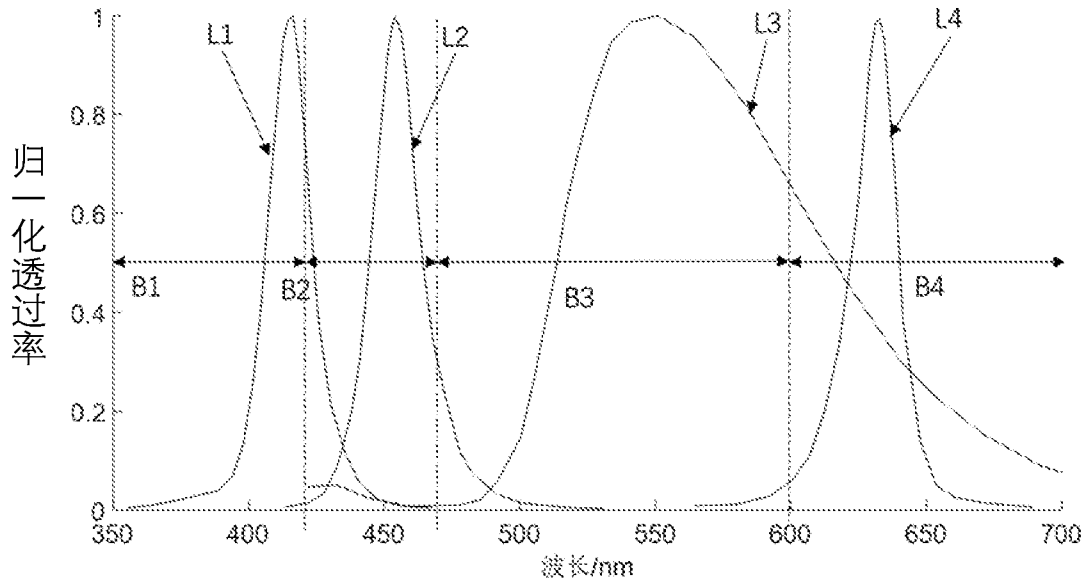


图 5

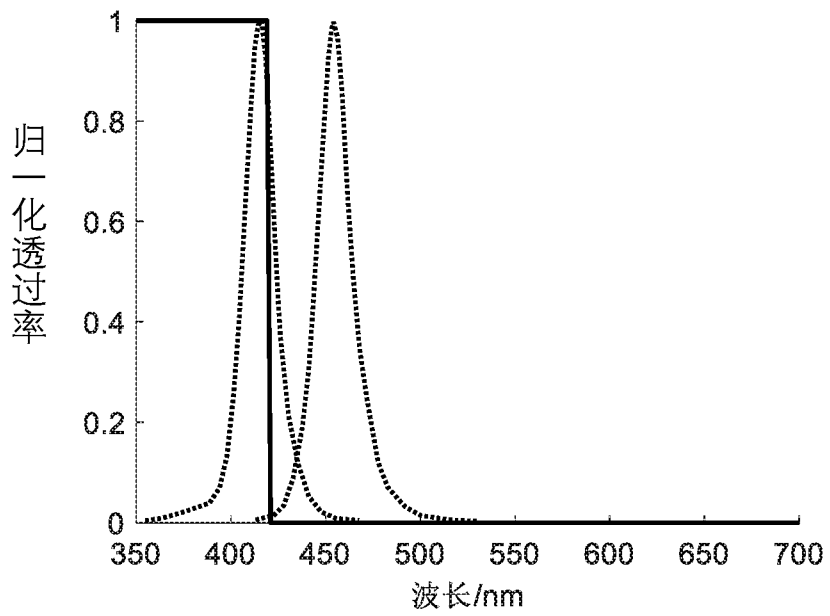


图 6

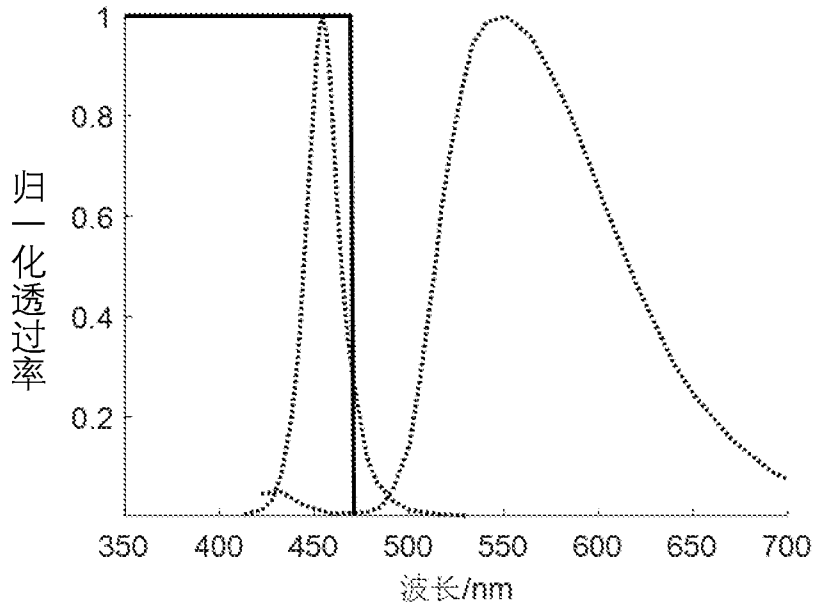


图 7

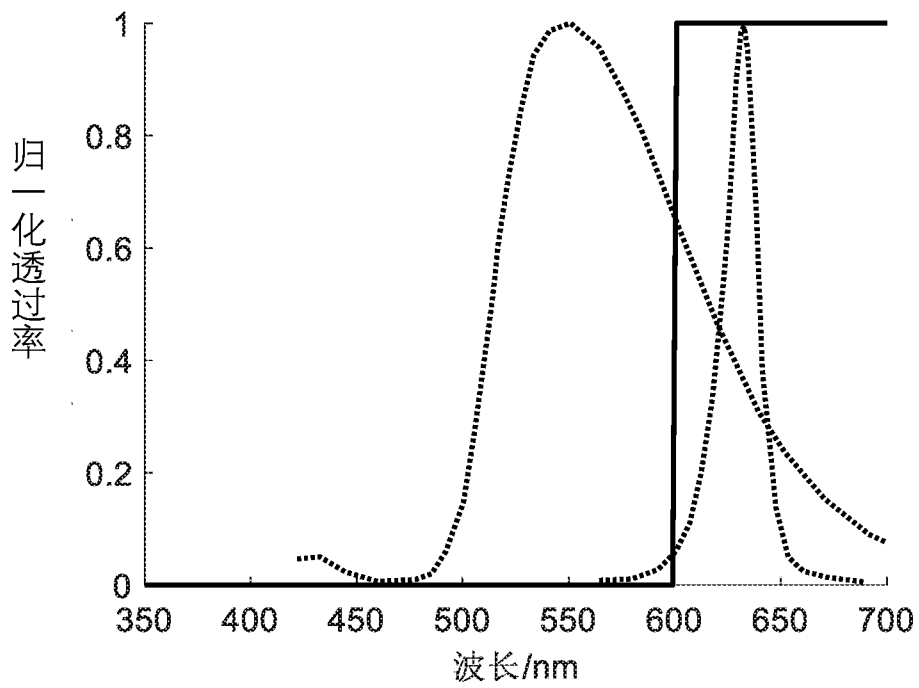


图 8

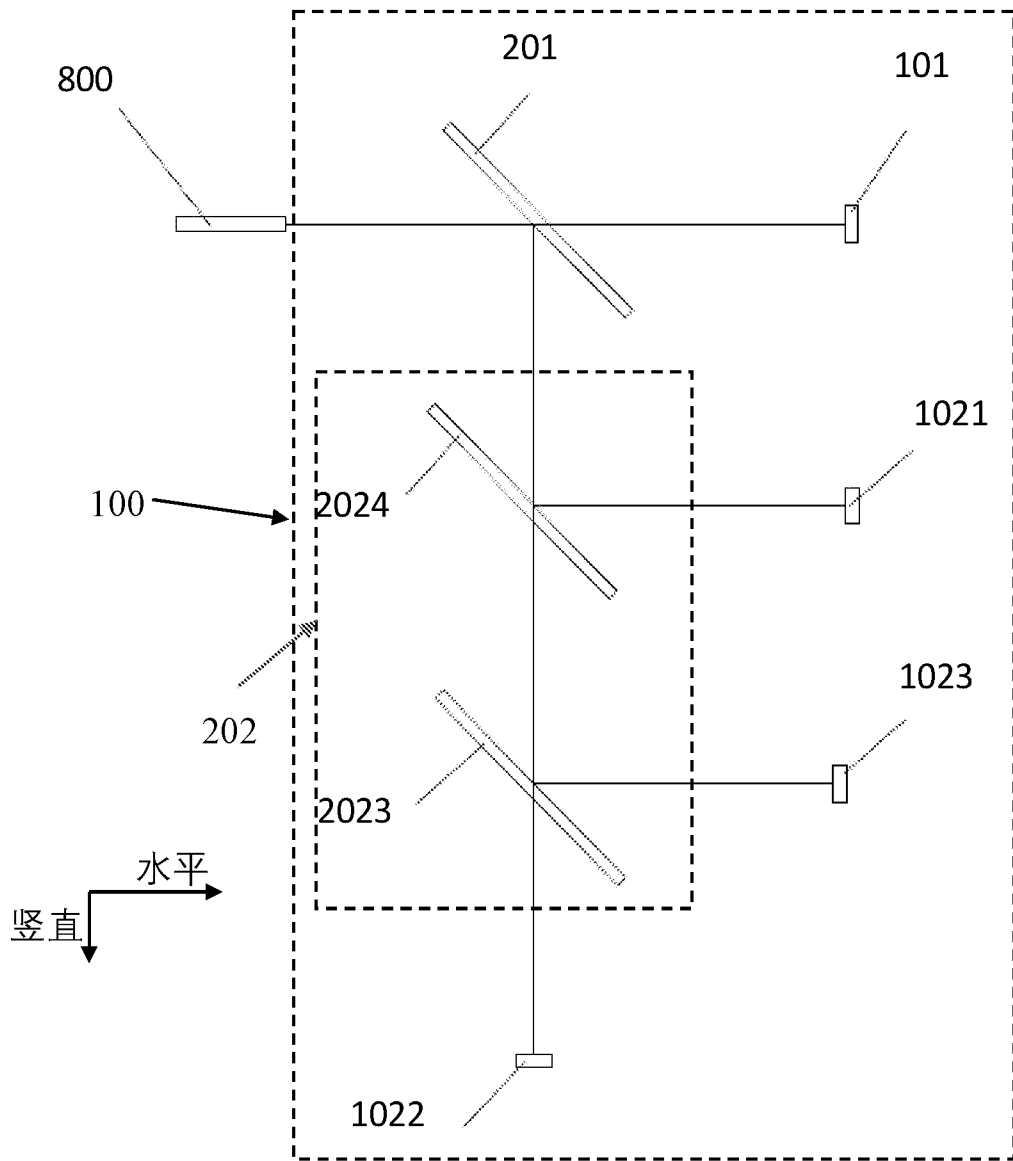


图 9

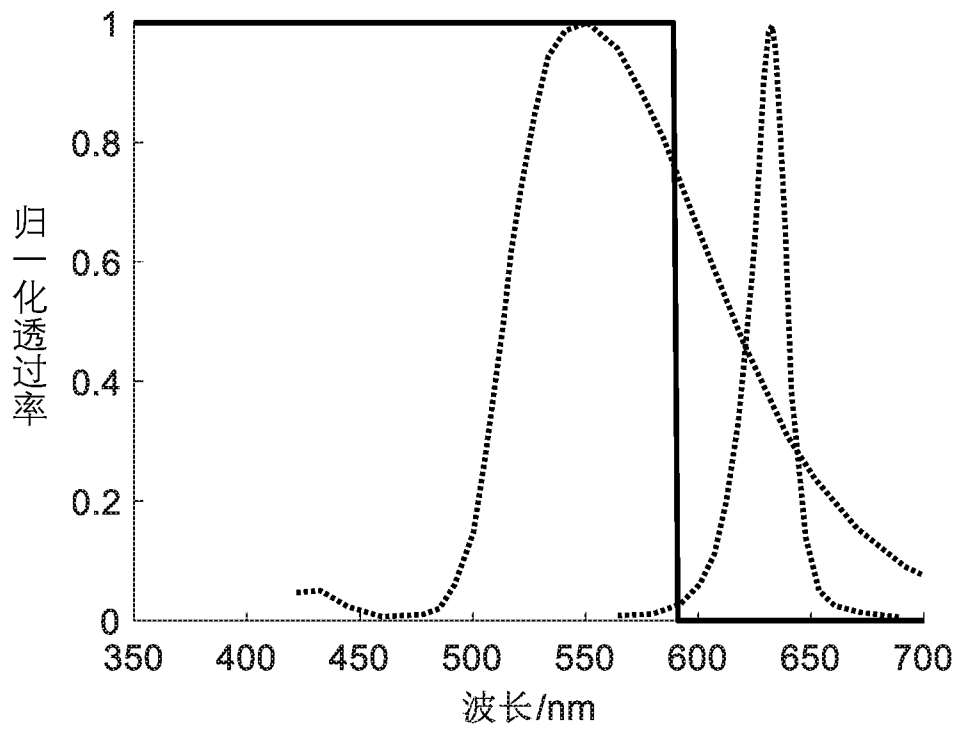


图 10

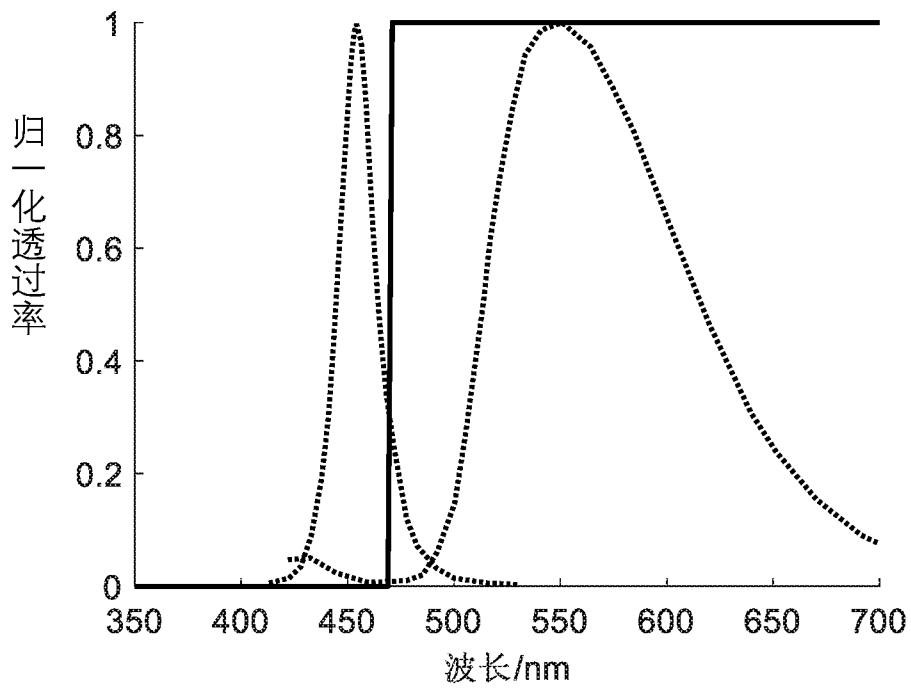


图 11

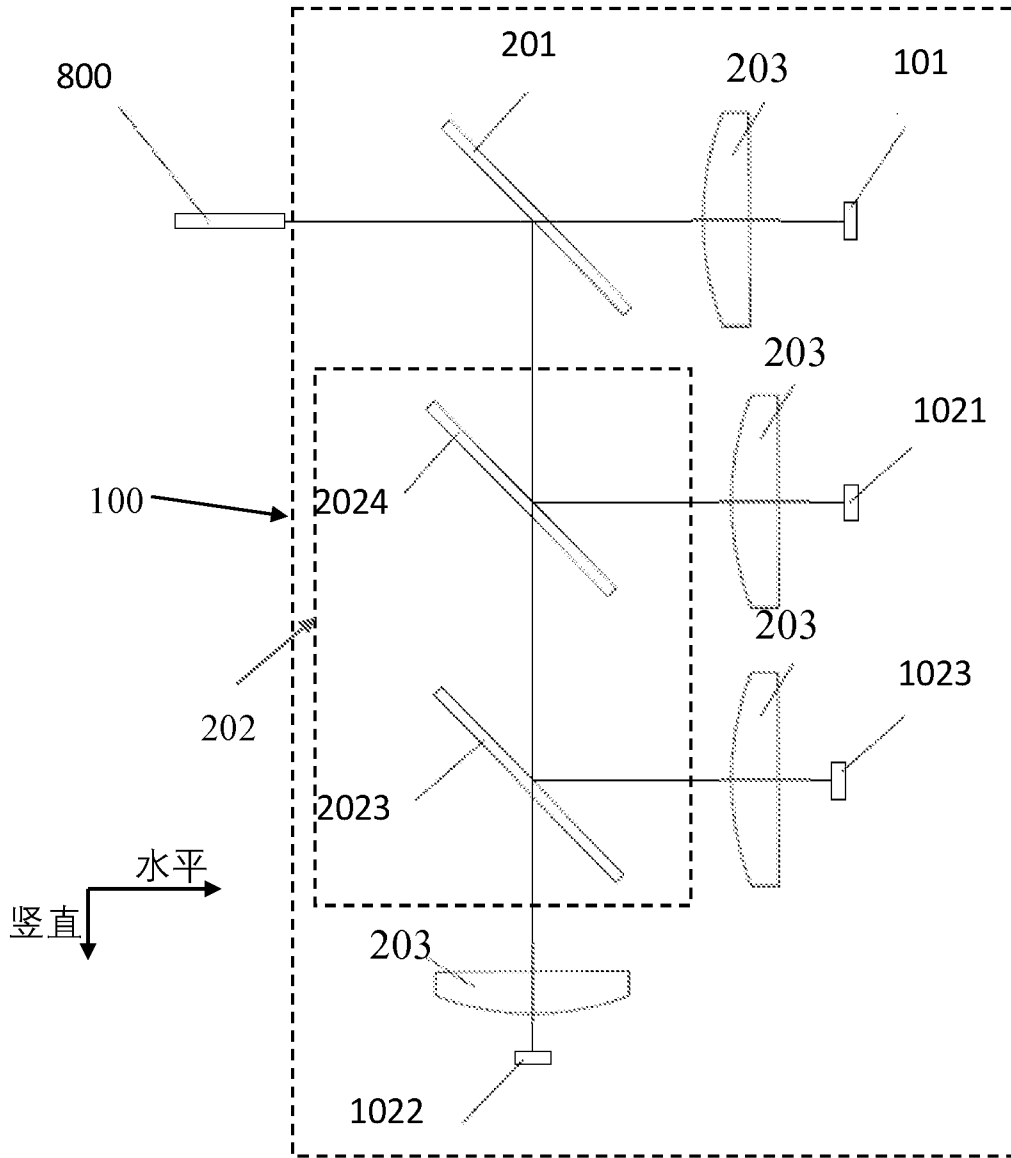


图 12

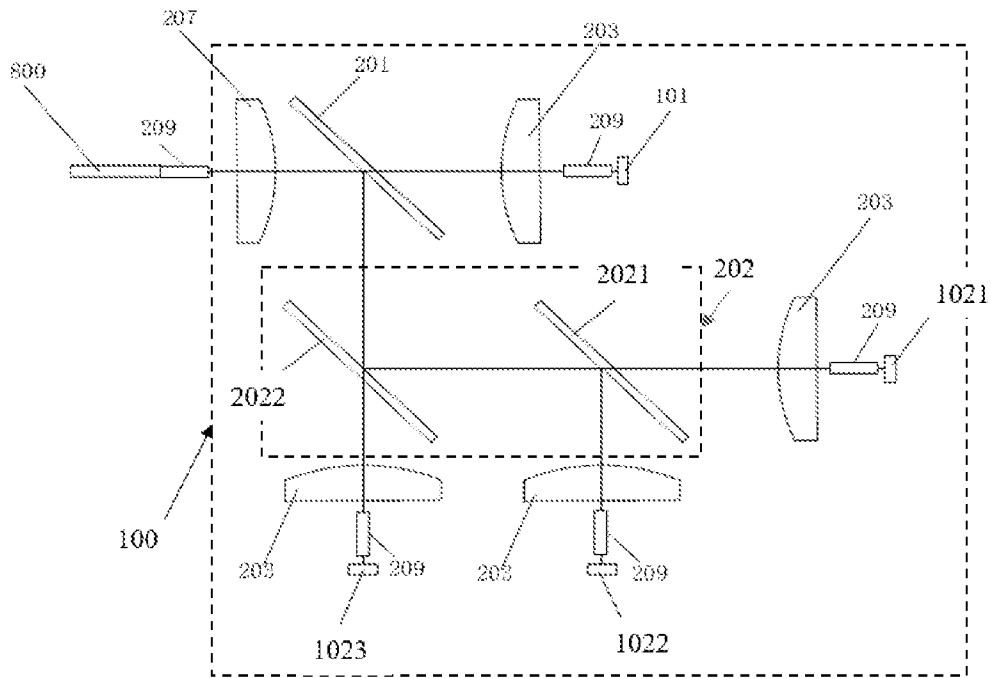


图 13



图 14

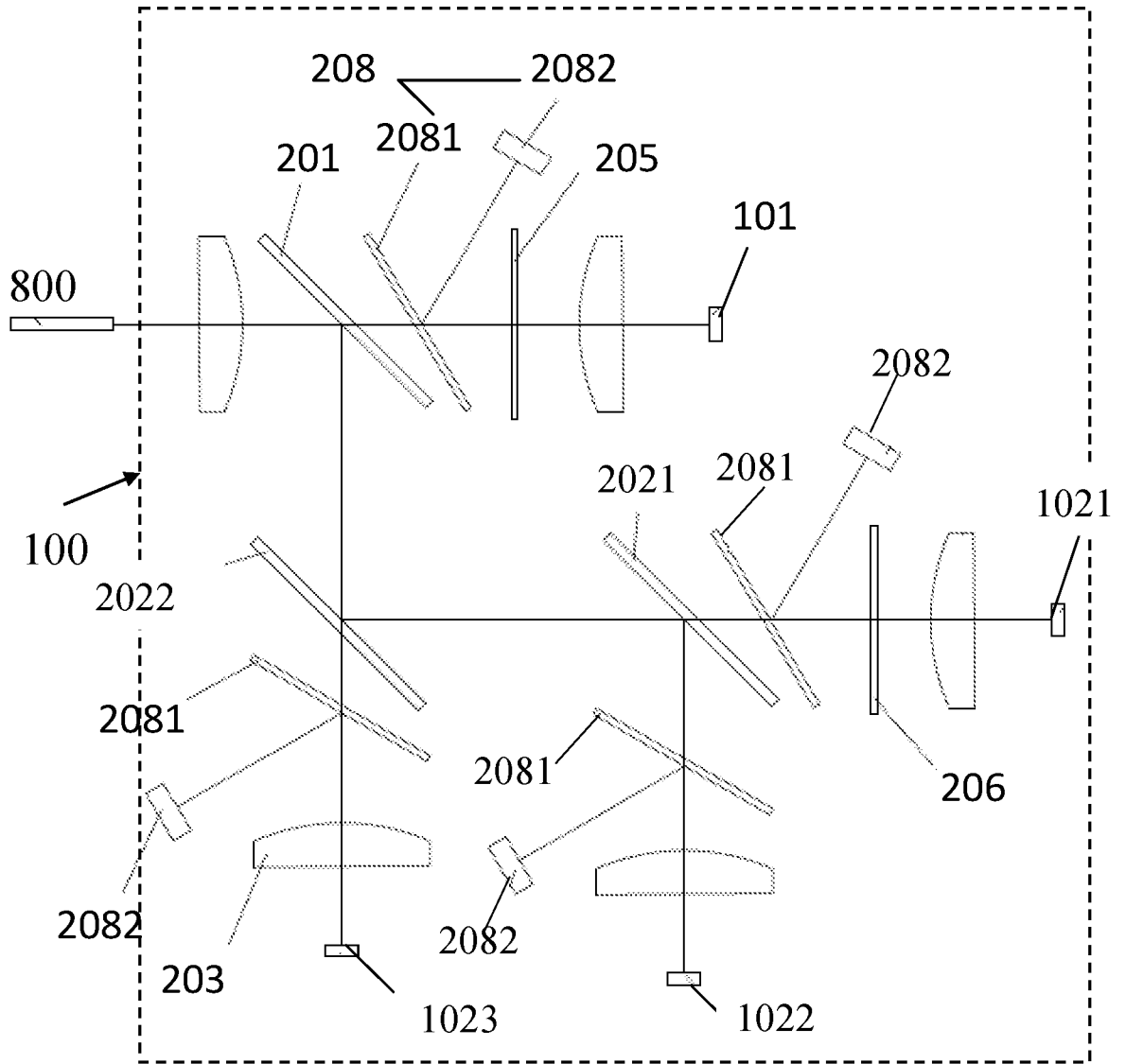


图 15A

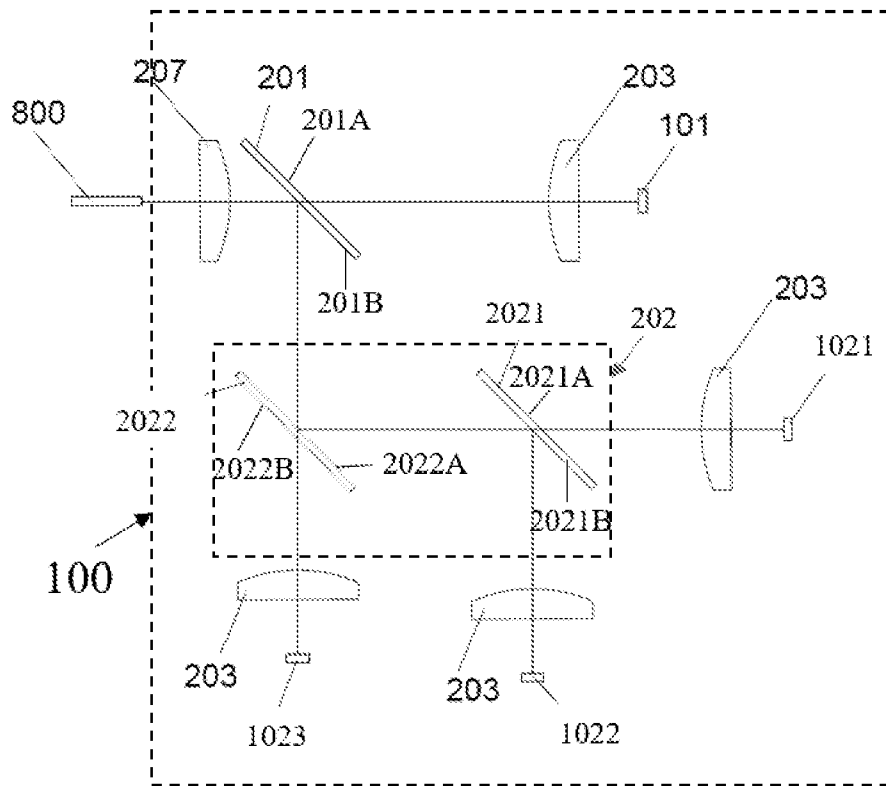


图 15B

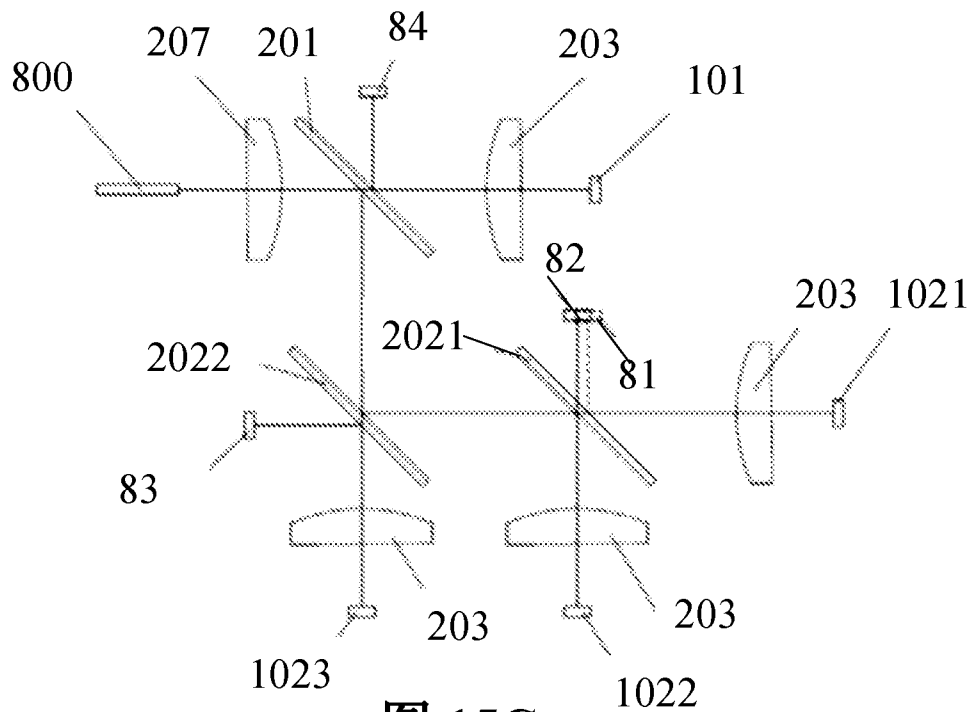


图 15C

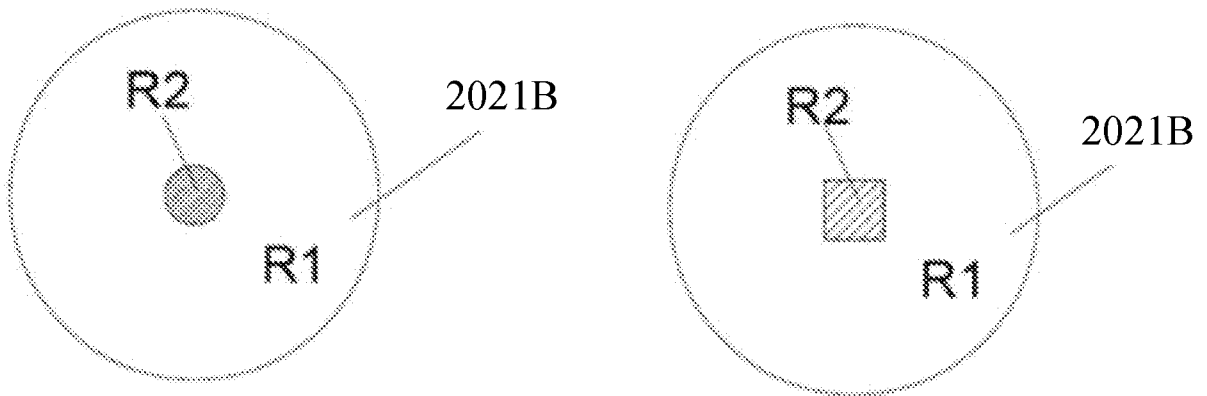


图 15D

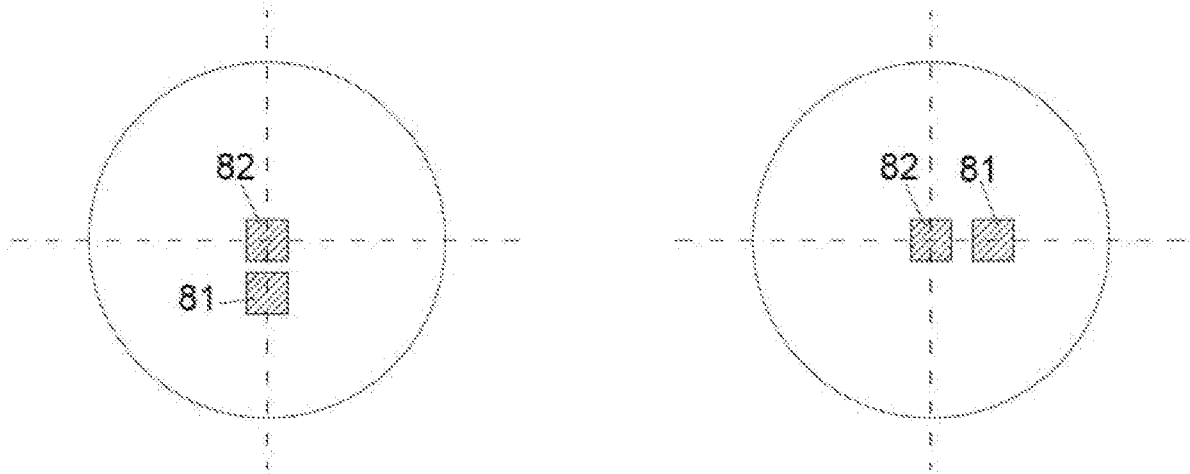


图 15E

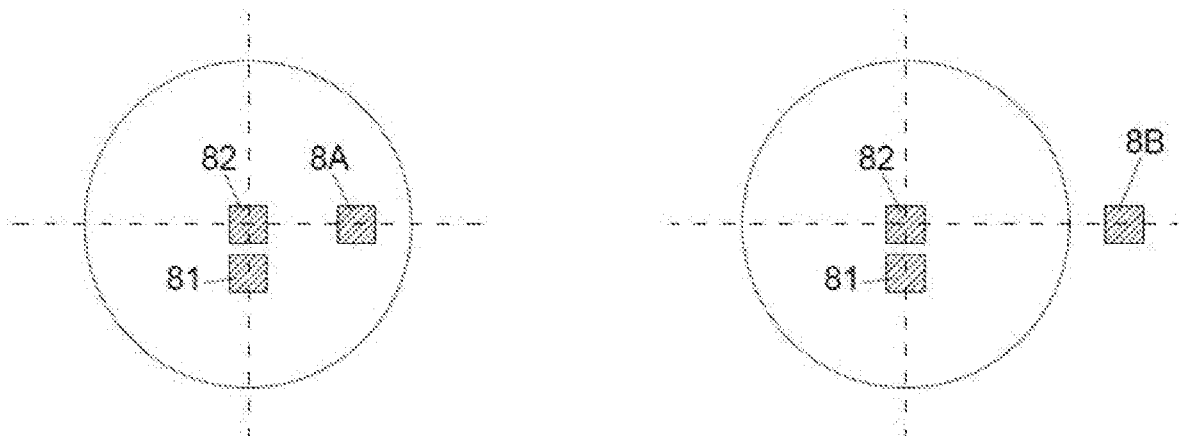


图 15F

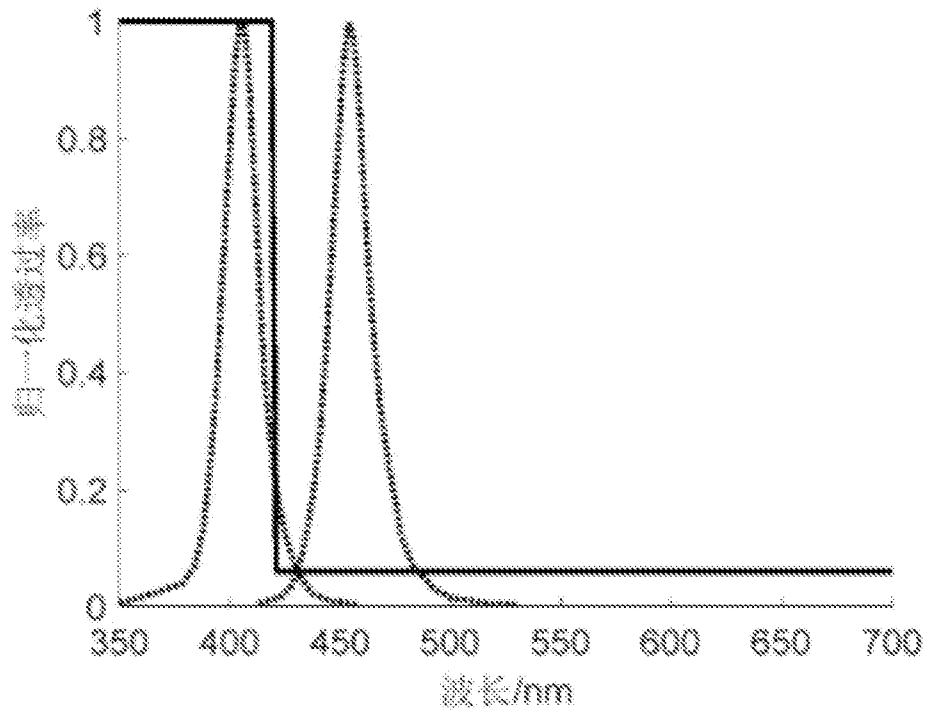


图 15G

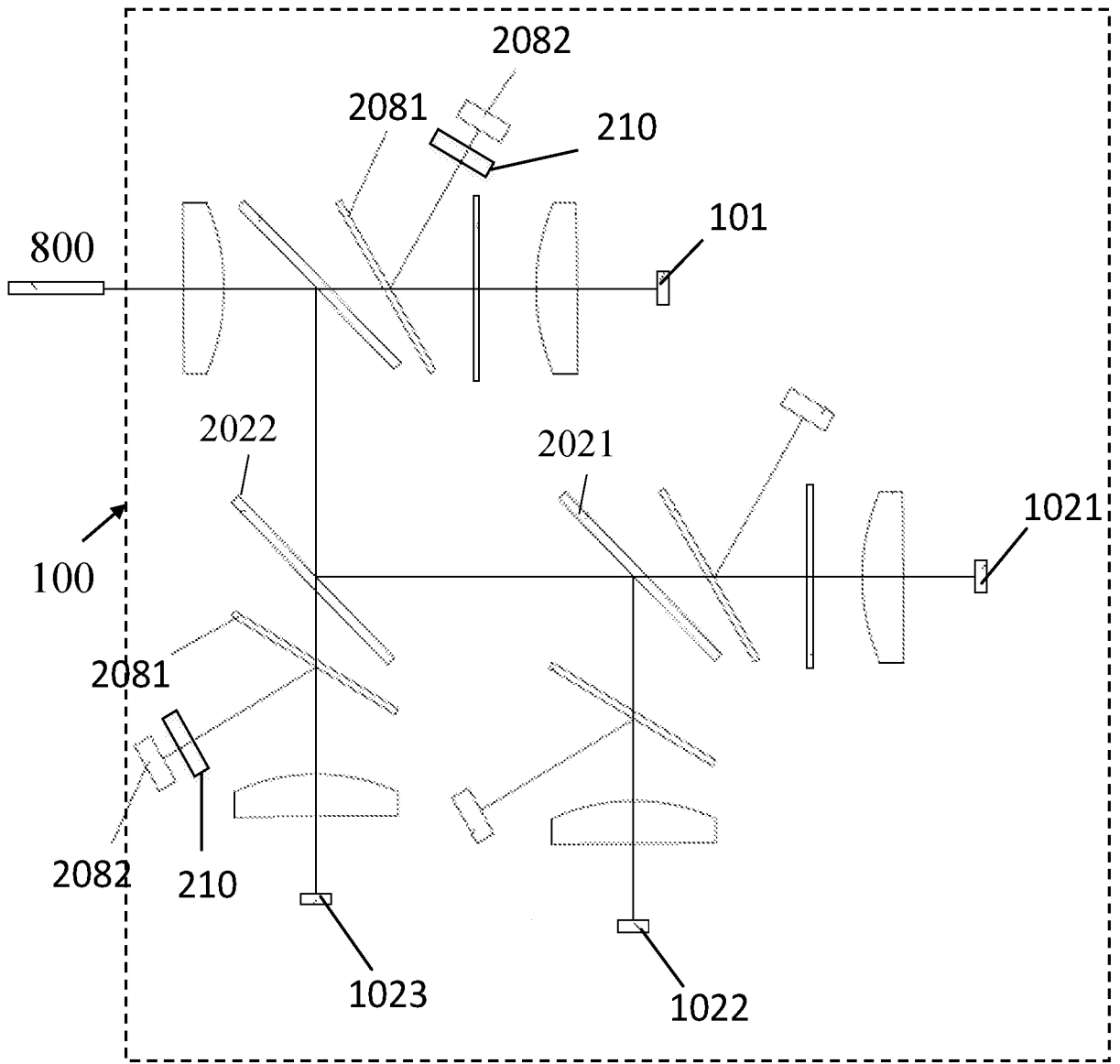


图 16

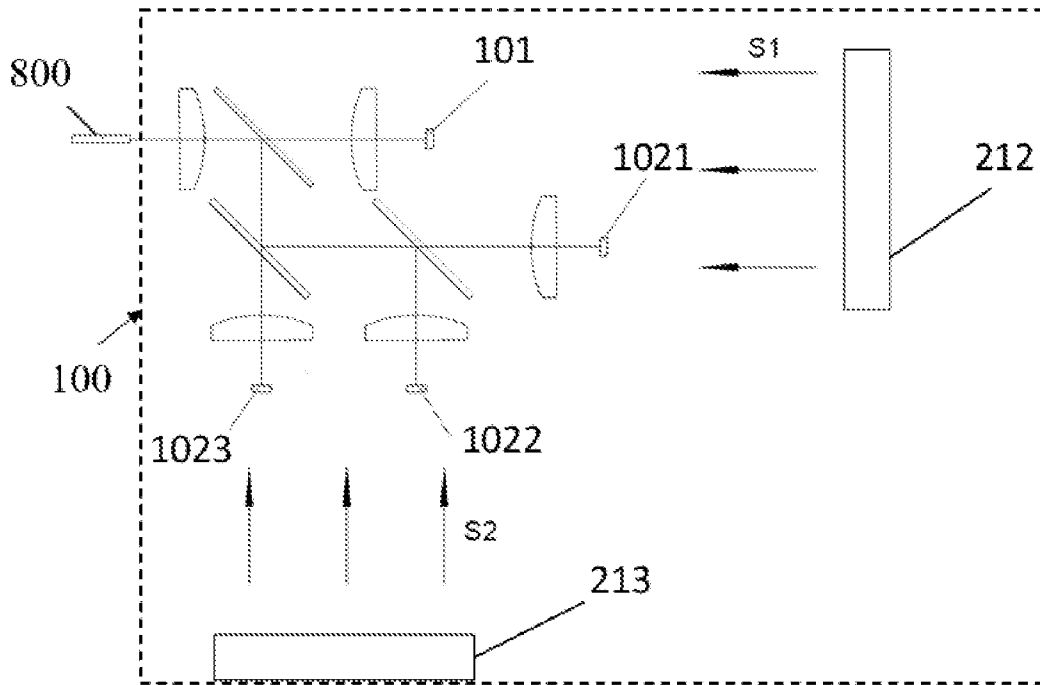


图 17

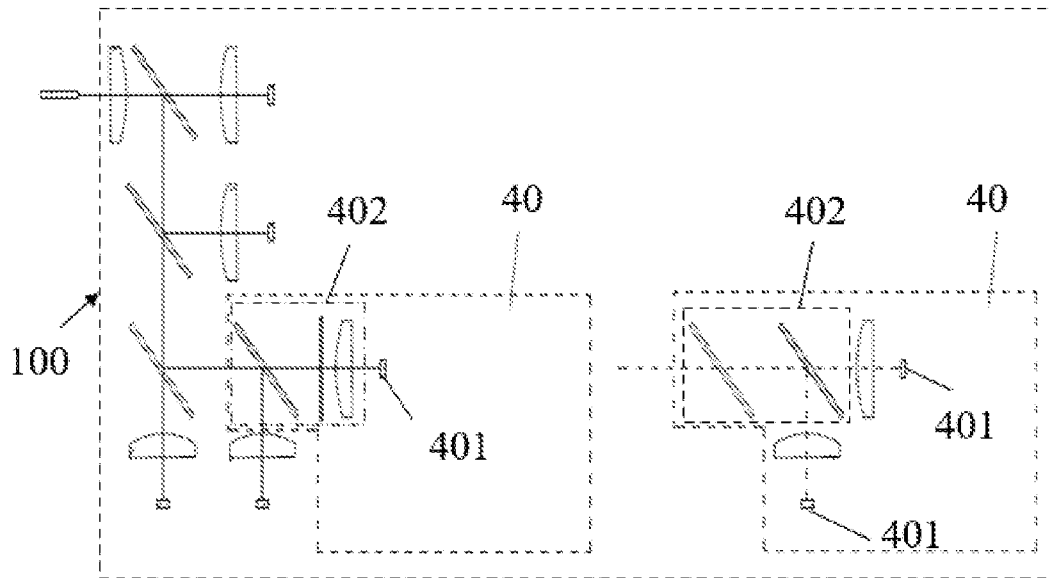


图 18

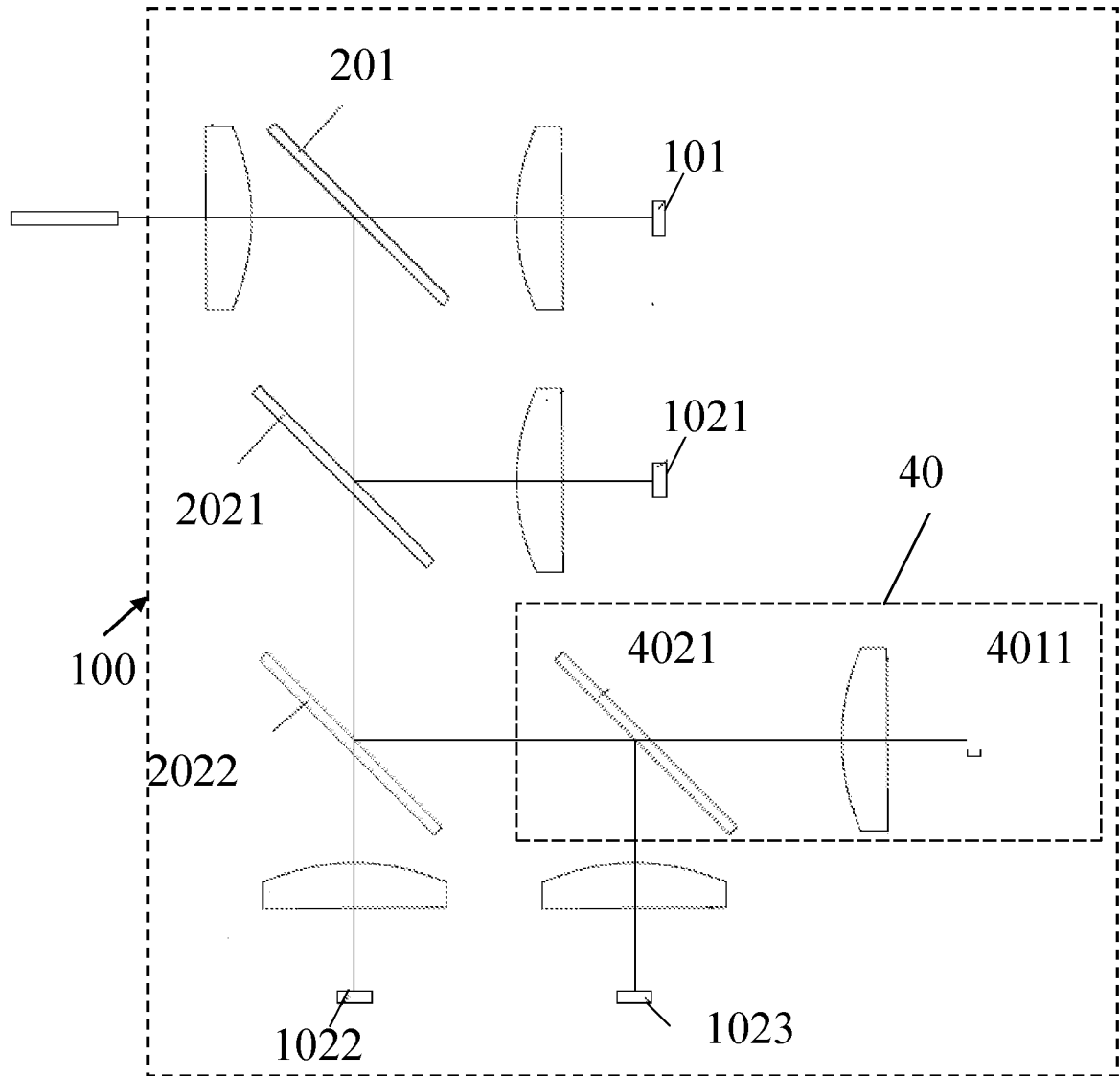


图 19A

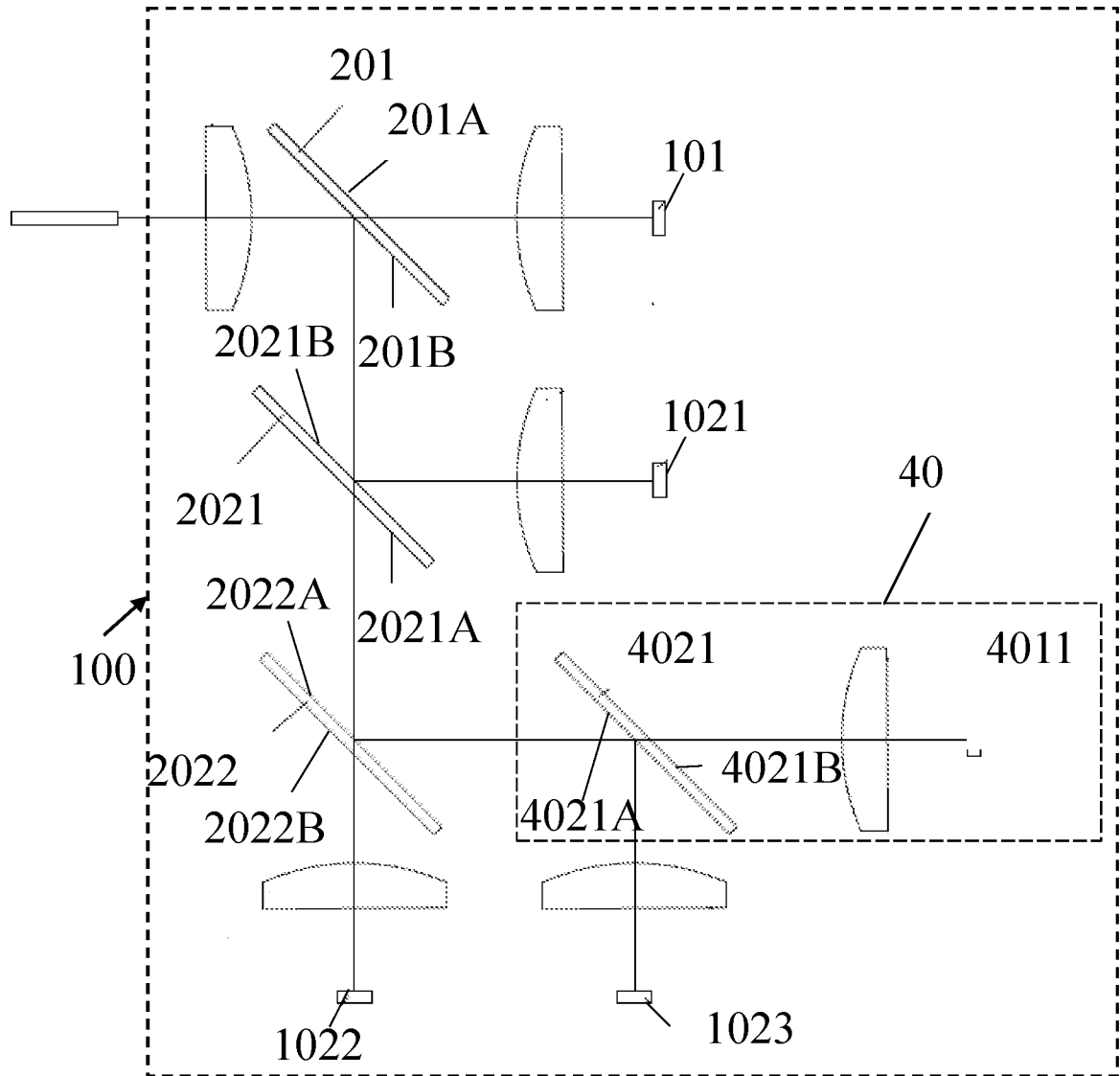


图 19B

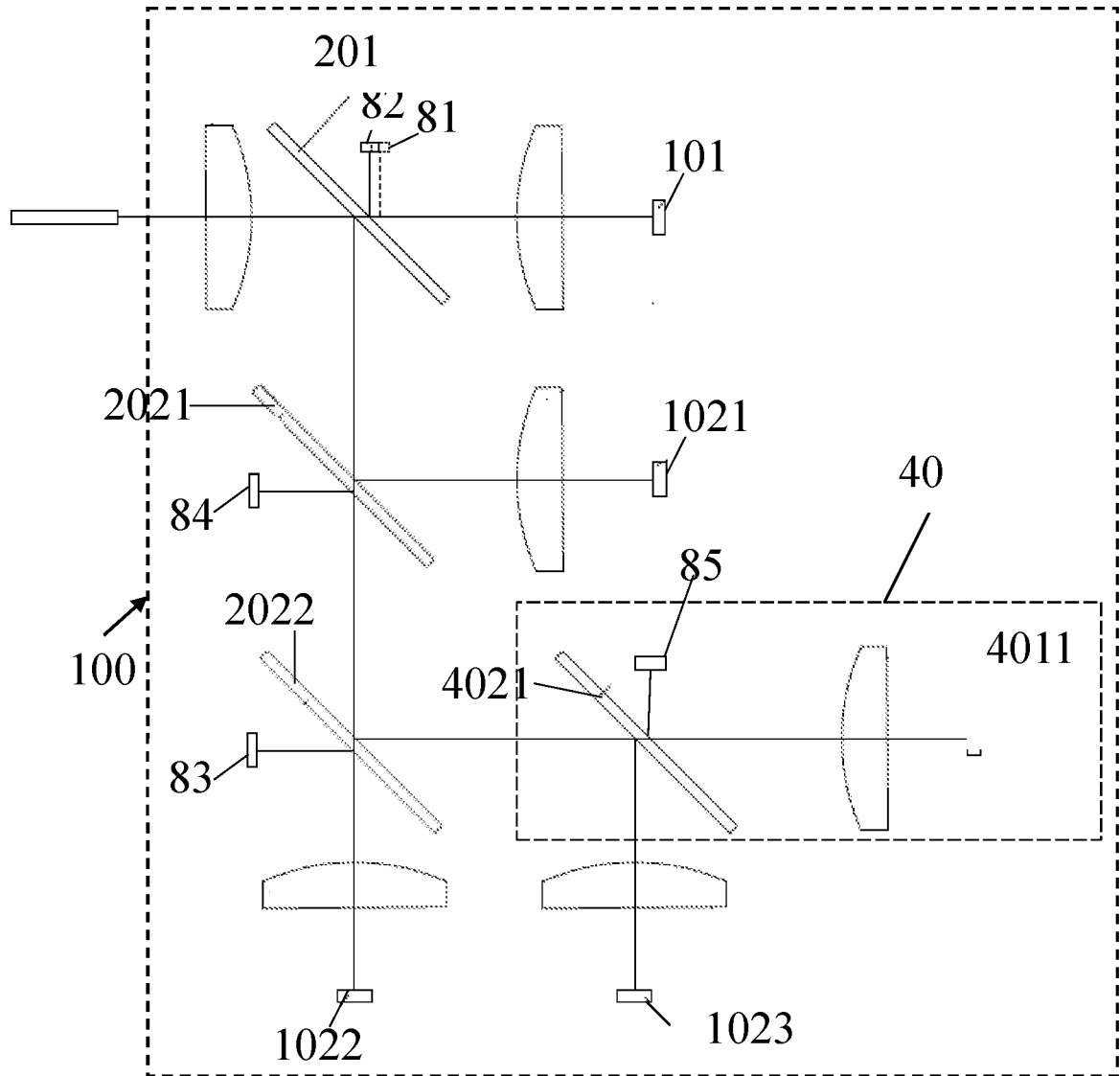


图 19C

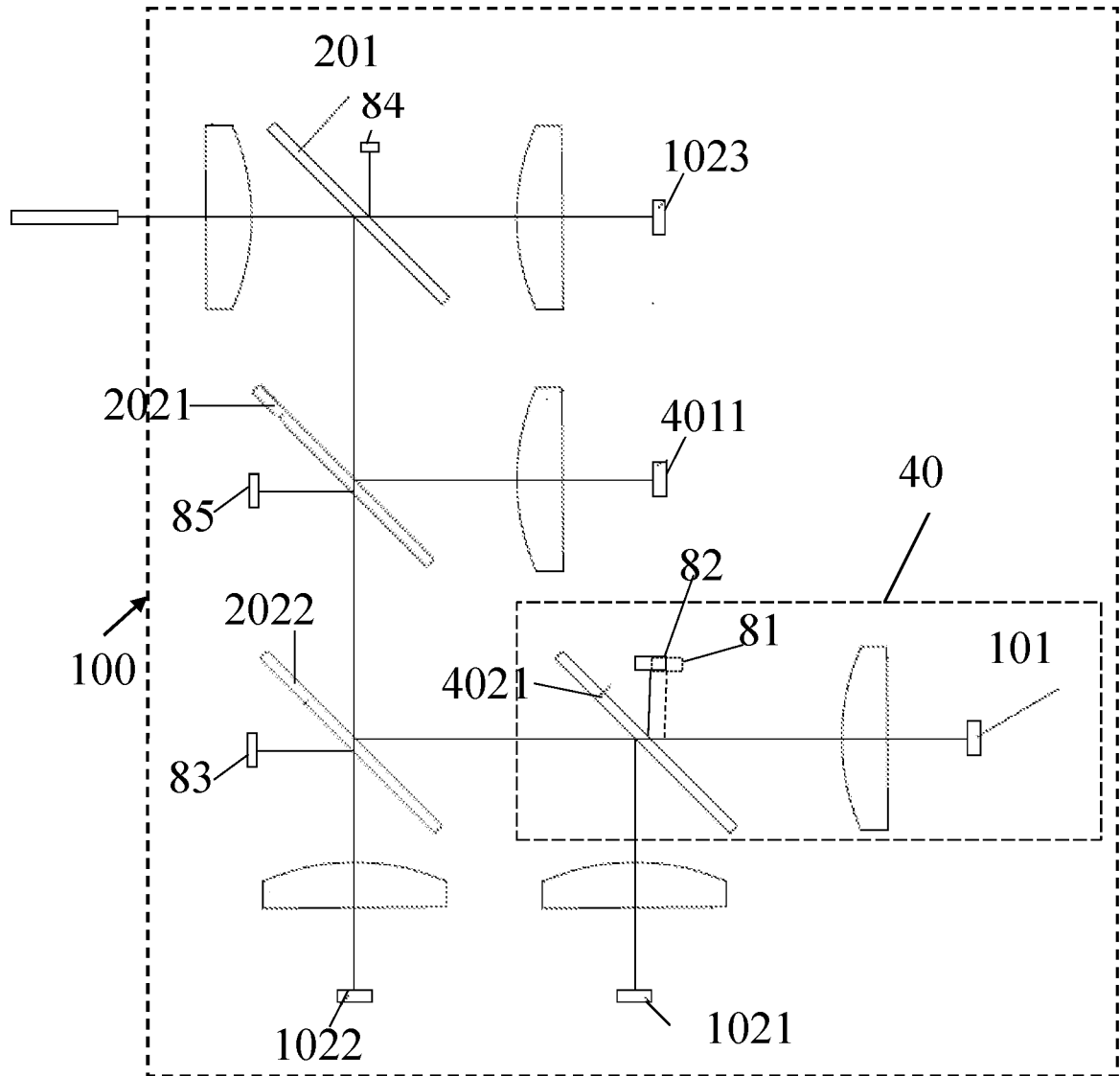


图 19D

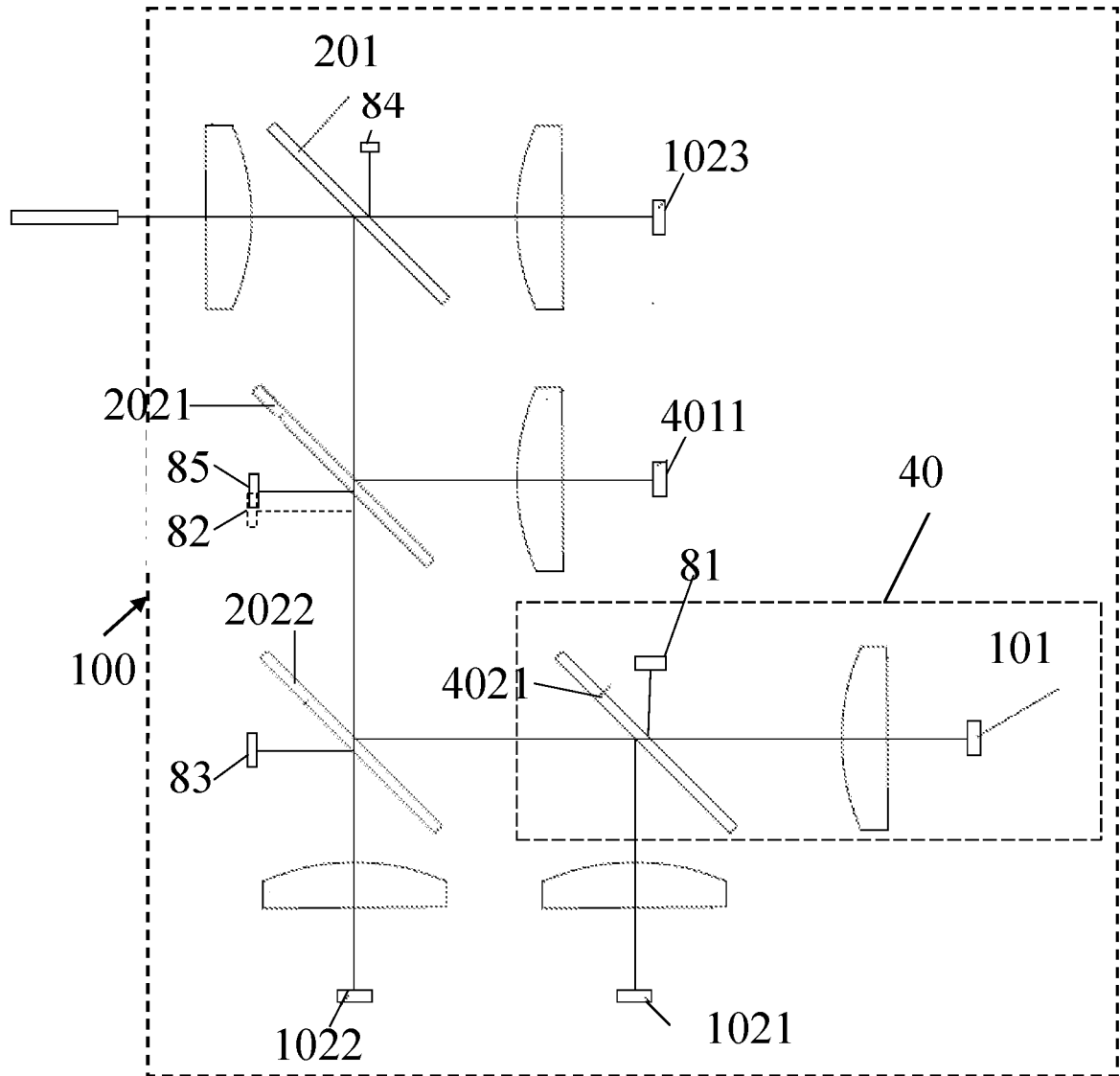


图 19E

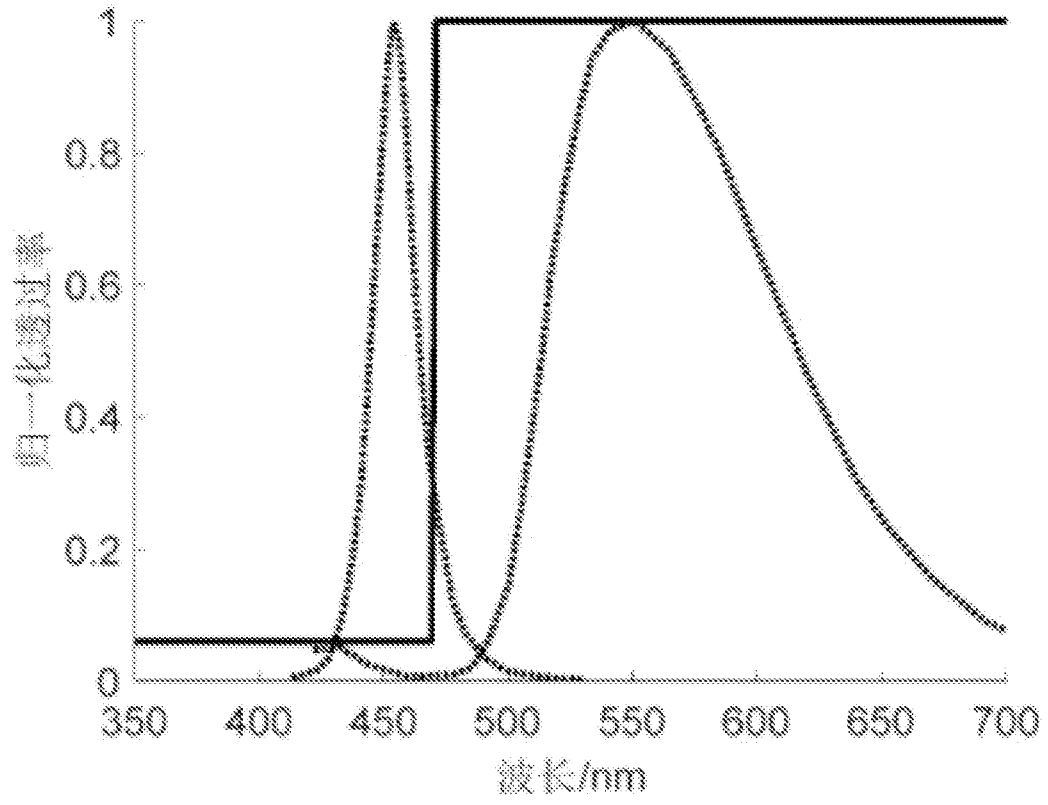


图 19F

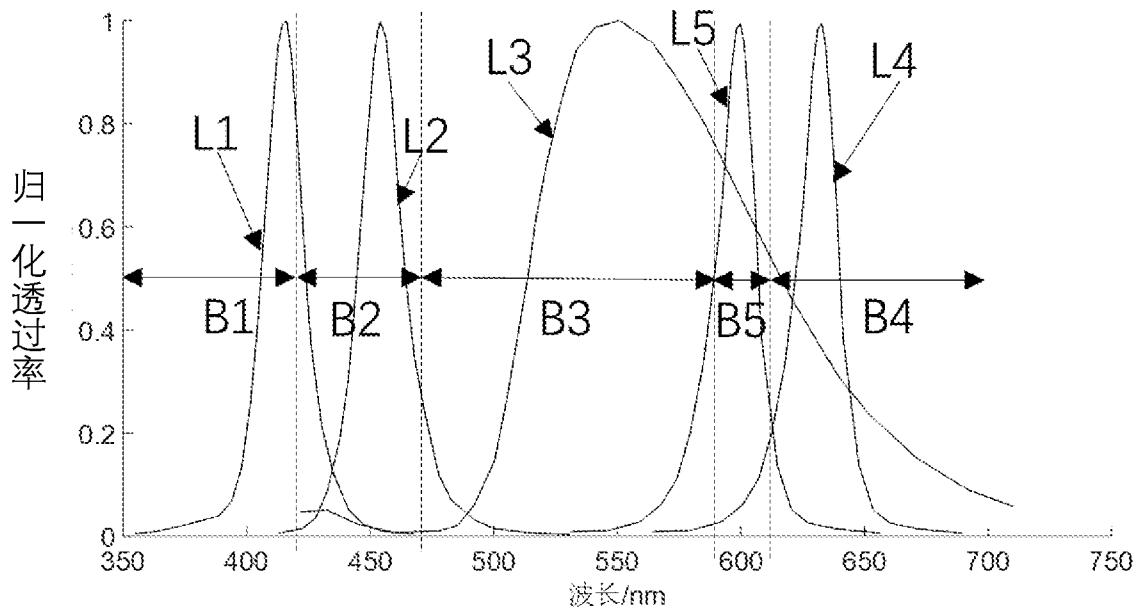


图20

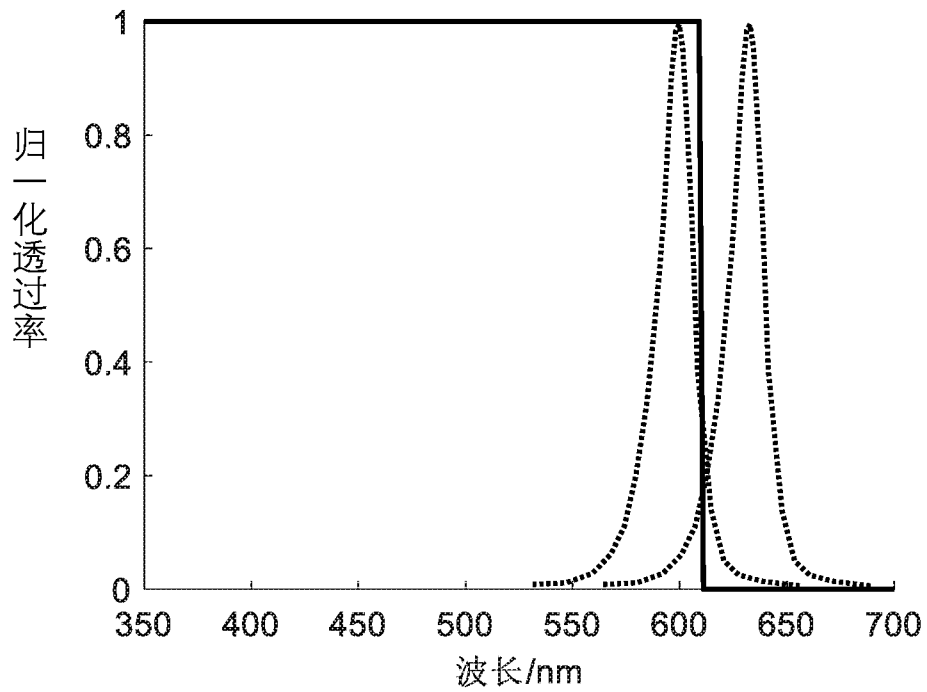


图 21

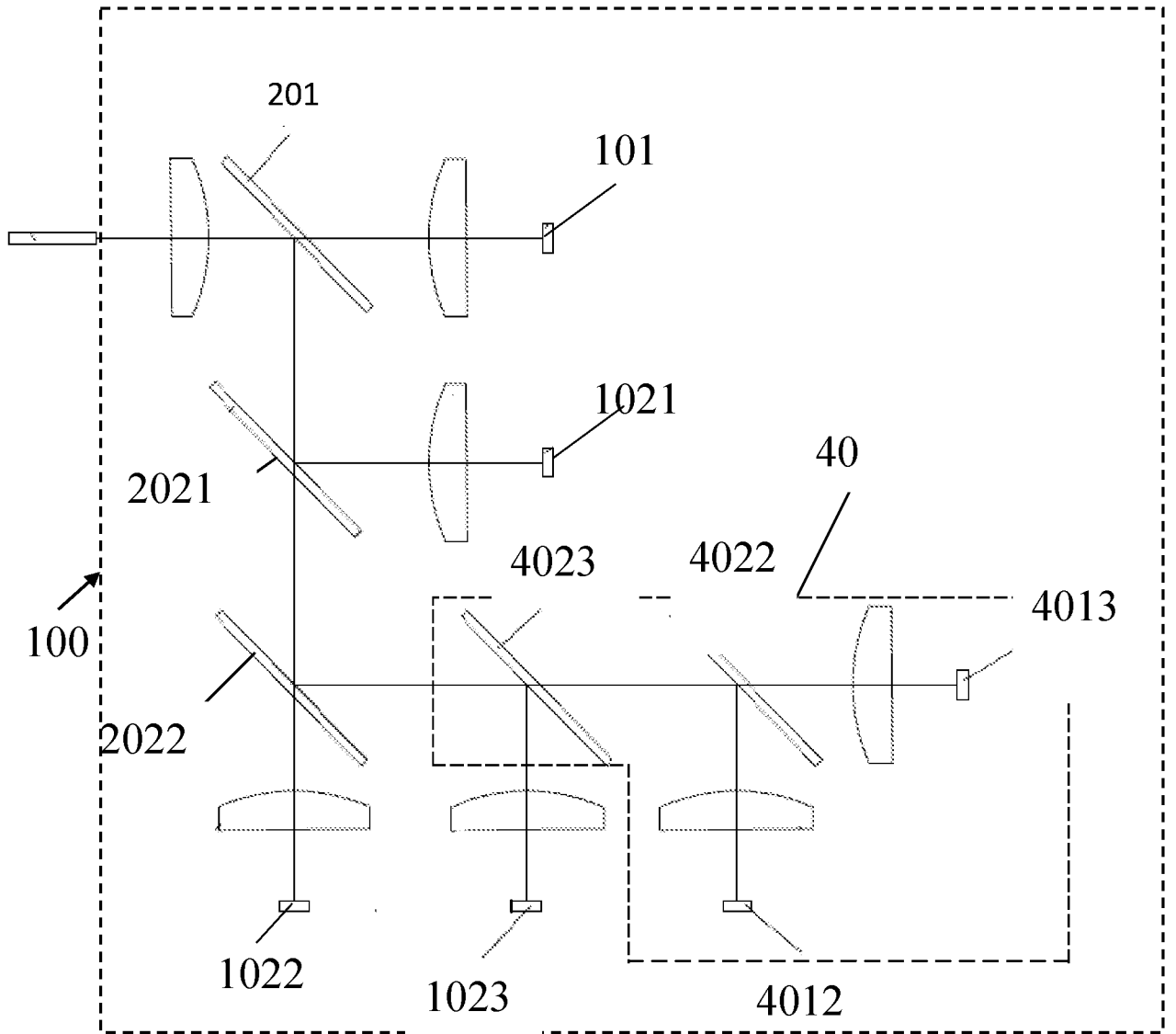


图 22

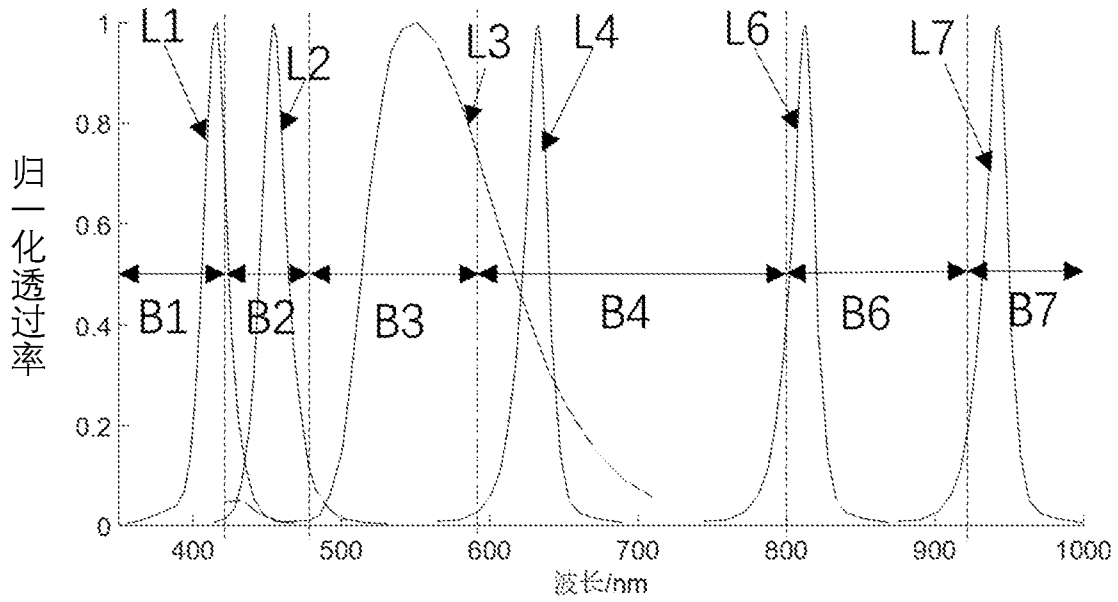


图 23

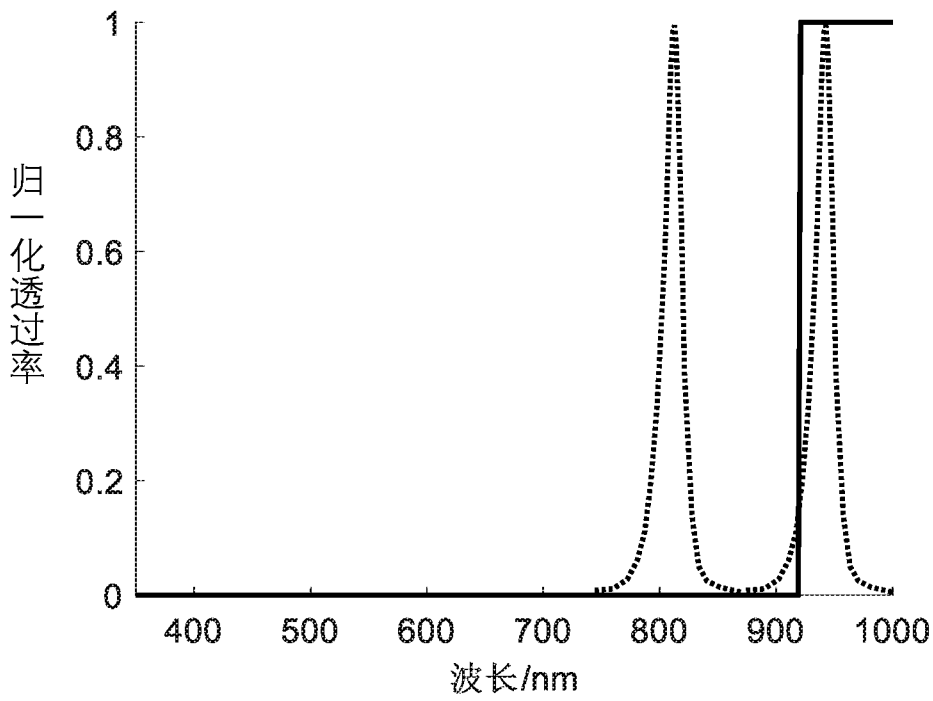


图 24

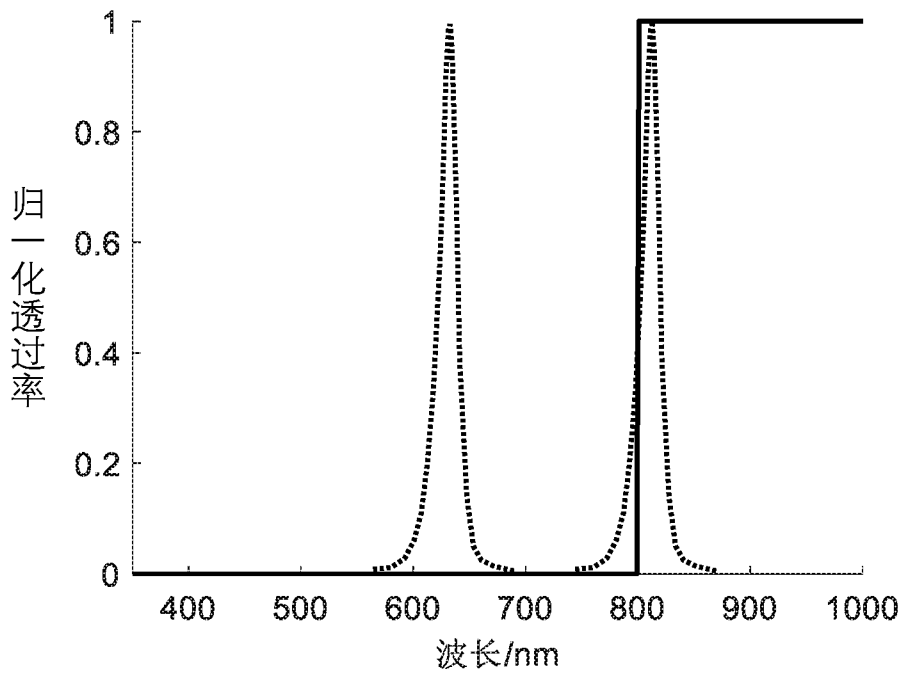


图 25

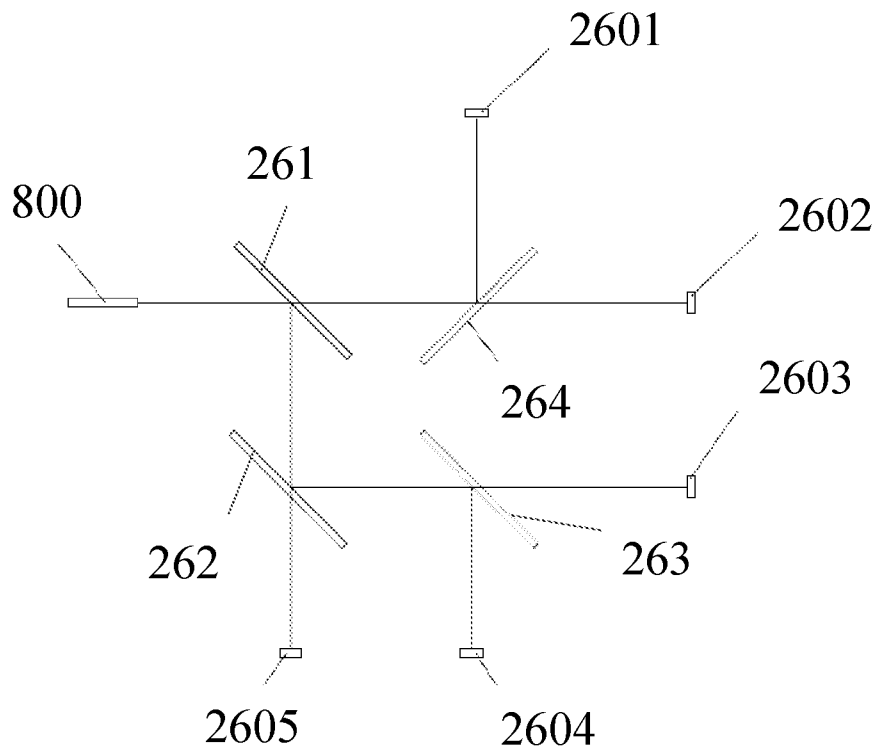


图 26

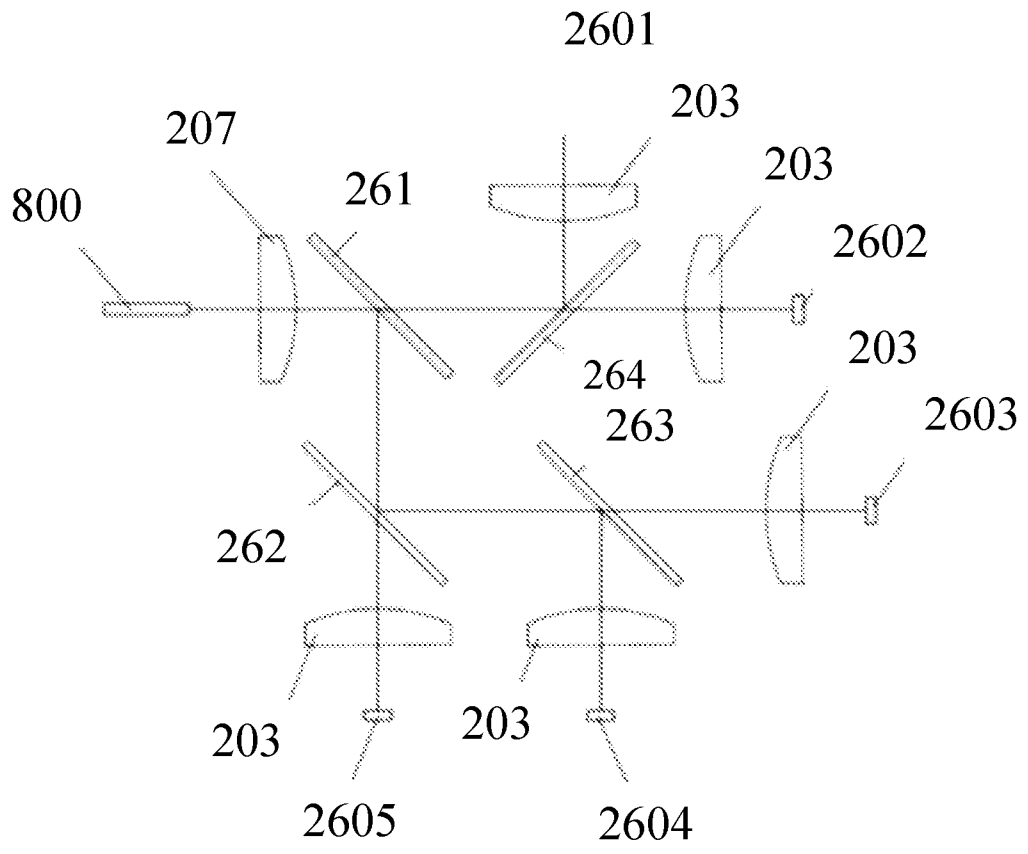


图 27

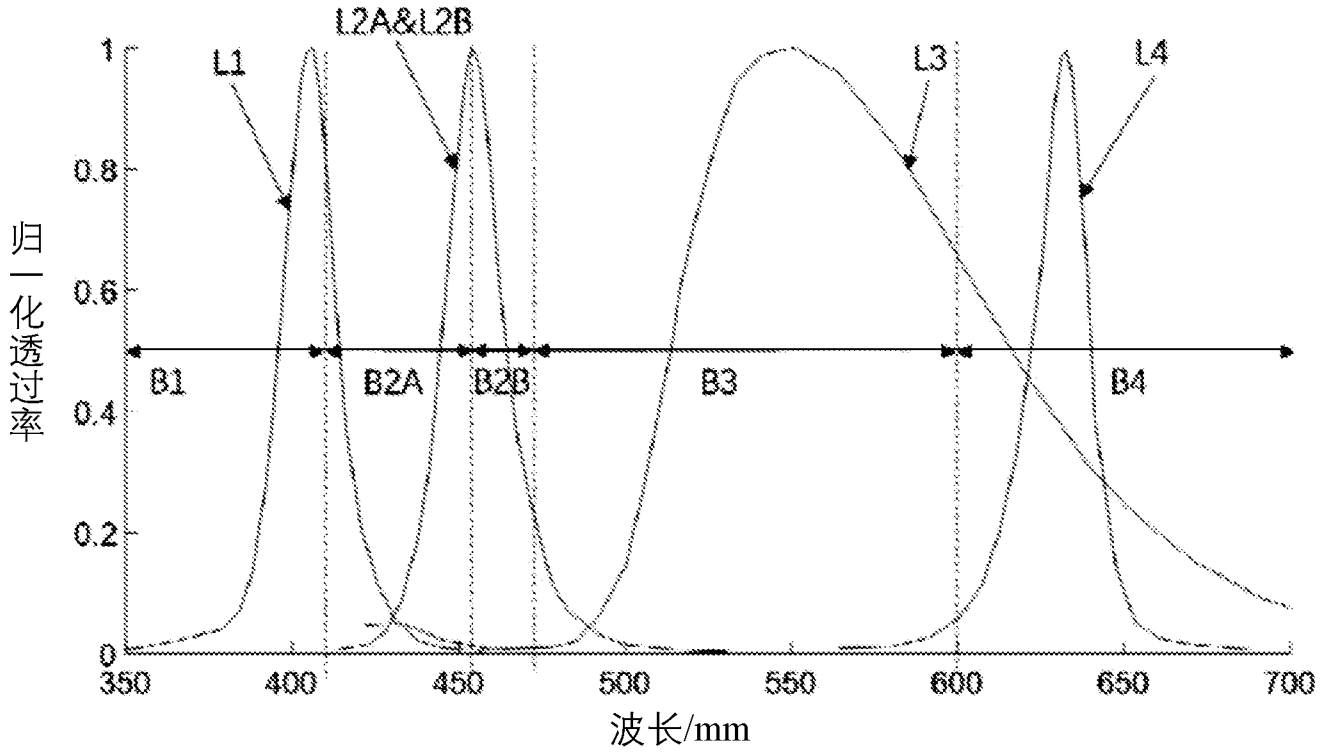


图 28

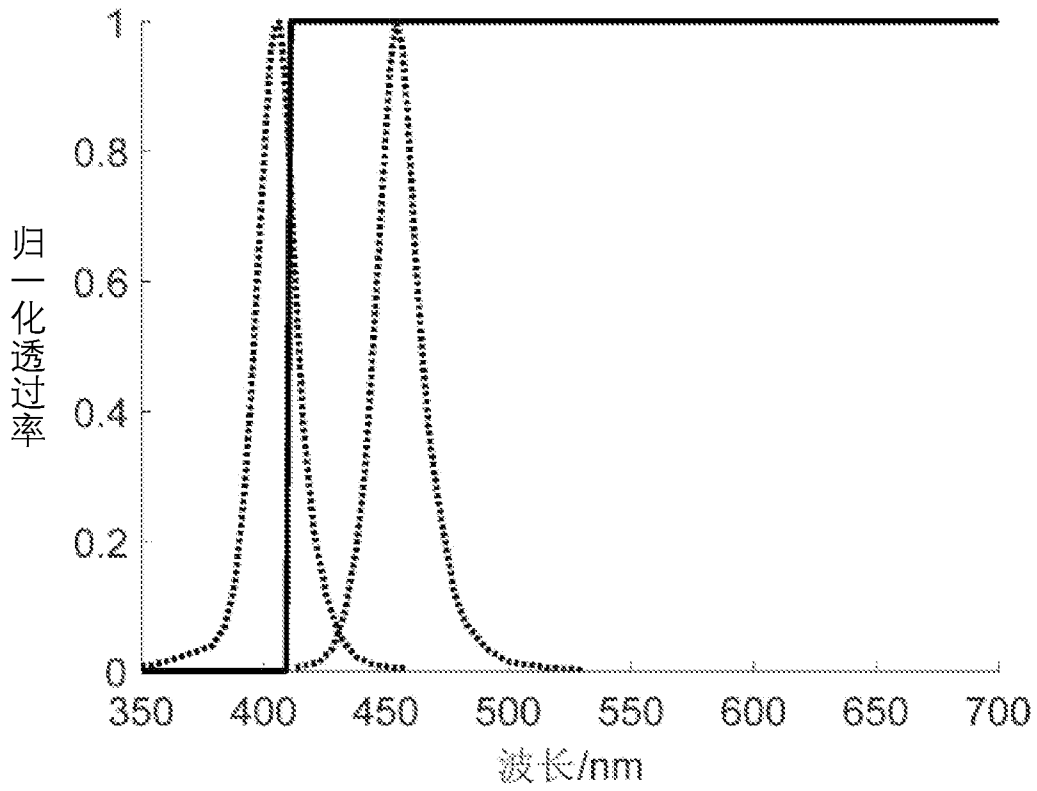


图 29

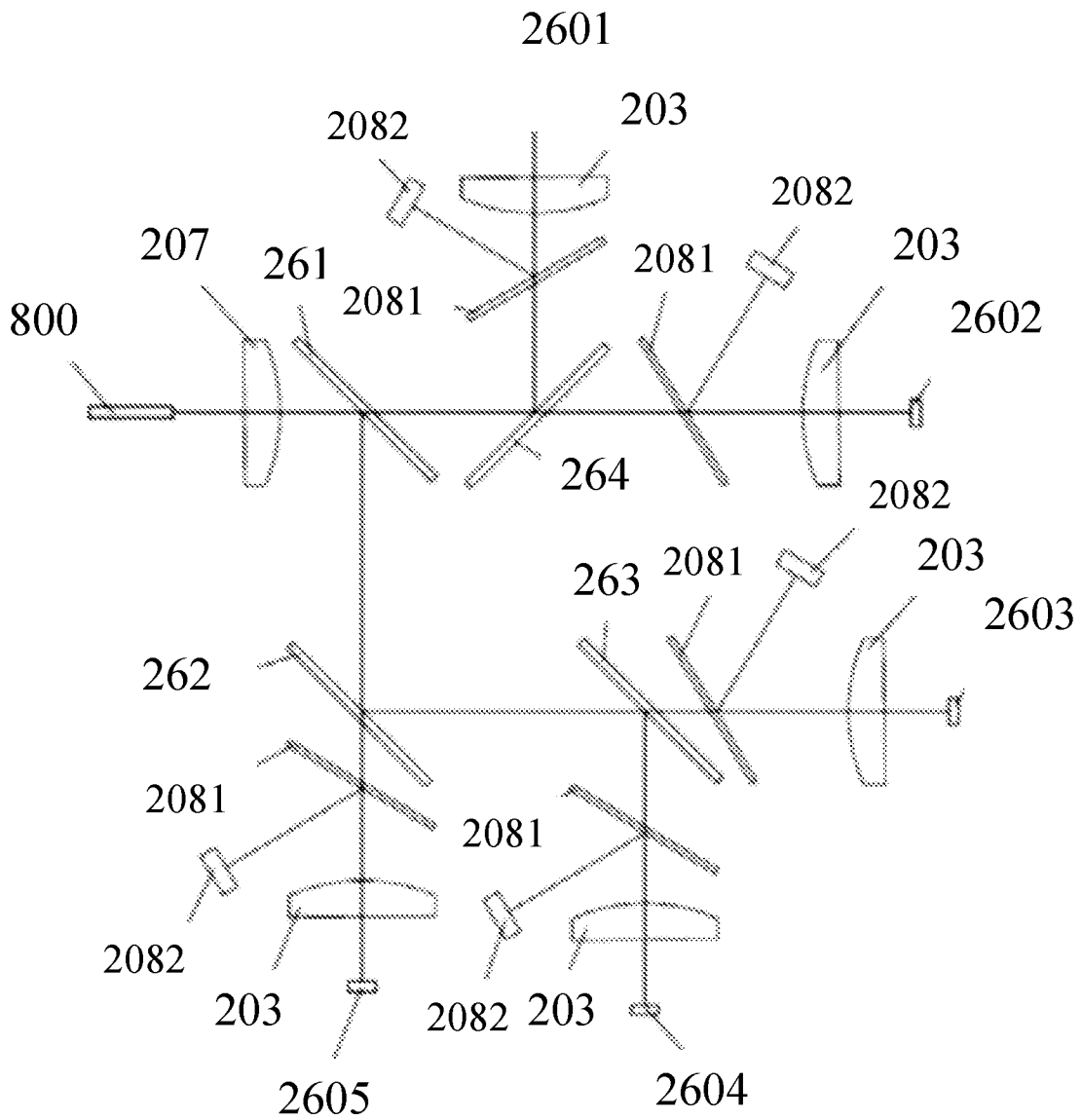


图 30

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2023/113538

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B1/06(2006.01)i; A61B1/04(2006.01)i; G01J1/42(2006.01)i; G01J1/04(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
IPC: A61B G01J		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
CNTXT; WPABSC; ENTXTC; VEN; ENTXT; CNKI; IEEE: 耿影, 刘娟娟, 童毅, 内镜, 内窥镜, 合光, 分光, 分束, 二向色, 窄带, 光量, 光通量, 分区, endoscope, combin+, dichroic mirror, luminous flux		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 115227188 A (CHANGZHOU UNITED IMAGING ZHIRONG MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 25 October 2022 (2022-10-25) claims 1-19, description, paragraphs [0005]-[0206], and figures 1-25	1-7, 27-30, 32-48
PX	CN 115227187 A (CHANGZHOU UNITED IMAGING ZHIRONG MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 25 October 2022 (2022-10-25) claims 1-11, description, paragraphs [0009]-[0114], and figures 1-8	1, 6, 7, 27, 33, 36-39, 46-48
PX	CN 115200703 A (CHANGZHOU UNITED IMAGING ZHIRONG MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 18 October 2022 (2022-10-18) claims 1-17, description, paragraphs [0008]-[0152], and figures 1-11	1, 6, 11-28, 33, 36, 46-48
PX	CN 219250110 U (CHANGZHOU UNITED IMAGING ZHIRONG MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 27 June 2023 (2023-06-27) description, paragraphs [0005]-[0188], and figures 1-25	1-7, 27-30, 32-48
X	CN 111557632 A (SONOSCAPE MEDICAL CORP.) 21 August 2020 (2020-08-21) description, paragraphs [0002]-[0091], and figures 1-5	1-10, 27-32, 34, 35, 40-46, 48
Y	CN 111557632 A (SONOSCAPE MEDICAL CORP.) 21 August 2020 (2020-08-21) description, paragraphs [0002]-[0091], and figures 1-5	11-26, 29-48
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "D" document cited by the applicant in the international application "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
26 October 2023		16 November 2023
Name and mailing address of the ISA/CN		Authorized officer
China National Intellectual Property Administration (ISA/CN) China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing 100088		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2023/113538

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2015016013 A1 (FUJIFILM CORP.) 05 February 2015 (2015-02-05) description, paragraphs [0023]-[0117], and figures 1-33	11-26, 29-48
X	CN 112545438 A (HOYA CORP.) 26 March 2021 (2021-03-26) description, paragraphs [0018]-[0153], and figures 1-17	1-10, 27-36, 40-46, 48
X	CN 112515614 A (HOYA CORP.) 19 March 2021 (2021-03-19) description, paragraphs [0018]-[0153], and figures 1-17	1-10, 27-36, 40-46, 48
X	CN 104523214 A (FOSHAN NANHAI DISTRICT OPTOMEDIC TECHNOLOGY CO., LTD.) 22 April 2015 (2015-04-22) description, paragraphs [0011]-[0044], and figures 1-3	1-10, 27-36, 40-46, 48
Y	JP 2013111176 A (FUJIFILM CORP.) 10 June 2013 (2013-06-10) description, paragraphs [0018]-[0060], and figures 1-8	11-26, 29-48
A	CN 113608403 A (SICHUAN CHANGHONG ELECTRIC CO., LTD.) 05 November 2021 (2021-11-05) entire document	1-48
A	CN 112540500 A (WUXI SEEMILE LASER DISPLAY TECHNOLOGY CO., LTD.) 23 March 2021 (2021-03-23) entire document	1-48

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2023/113538

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	115227188	A	25 October 2022	None			
CN	115227187	A	25 October 2022	None			
CN	115200703	A	18 October 2022	None			
CN	219250110	U	27 June 2023	None			
CN	111557632	A	21 August 2020	None			
WO	2015016013	A1	05 February 2015	None			
CN	112545438	A	26 March 2021	None			
CN	112515614	A	19 March 2021	None			
CN	104523214	A	22 April 2015	None			
JP	2013111176	A	10 June 2013	JP	5858752	B2	10 February 2016
CN	113608403	A	05 November 2021	None			
CN	112540500	A	23 March 2021	None			

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61B1/06(2006.01)i; A61B1/04(2006.01)i; G01J1/42(2006.01)i; G01J1/04(2006.01)i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																										
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>IPC: A61B G01J</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>CNXTX;WPABSC;ENTXTC;VEN;ENTXT;CNKI;IEEE: 联影, 刘娟娟, 童毅, 内镜, 内窥镜, 合光, 分光, 分束, 二向色, 窄带, 光量, 光通量, 分区, endoscope, combin+, dichroic mirror, luminous flux</p>																										
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>PX</td> <td>CN 115227188 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-19, 说明书第[0005]-[0206]段, 附图1-25</td> <td>1-7、27-30、32-48</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 115227187 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-11, 说明书第[0009]-[0114]段, 附图1-8</td> <td>1、6、7、27、33、36-39、46-48</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 115200703 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月18日 (2022 - 10 - 18) 权利要求1-17, 说明书第[0008]-[0152]段, 附图1-11</td> <td>1、6、11-28、33、36、46-48</td> </tr> <tr> <td>PX</td> <td>CN 219250110 U (常州联影智融医疗科技有限公司) 2023年6月27日 (2023 - 06 - 27) 说明书第[0005]-[0188]段, 附图1-25</td> <td>1-7、27-30、32-48</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5</td> <td>1-10、27-32、34、35、40-46、48</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5</td> <td>11-26、29-48</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>WO 2015016013 A1 (FUJIFILM CORP) 2015年2月5日 (2015 - 02 - 05) 说明书第[0023]-[0117]段, 附图1-33</td> <td>11-26、29-48</td> </tr> </tbody> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	PX	CN 115227188 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-19, 说明书第[0005]-[0206]段, 附图1-25	1-7、27-30、32-48	PX	CN 115227187 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-11, 说明书第[0009]-[0114]段, 附图1-8	1、6、7、27、33、36-39、46-48	PX	CN 115200703 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月18日 (2022 - 10 - 18) 权利要求1-17, 说明书第[0008]-[0152]段, 附图1-11	1、6、11-28、33、36、46-48	PX	CN 219250110 U (常州联影智融医疗科技有限公司) 2023年6月27日 (2023 - 06 - 27) 说明书第[0005]-[0188]段, 附图1-25	1-7、27-30、32-48	X	CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5	1-10、27-32、34、35、40-46、48	Y	CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5	11-26、29-48	Y	WO 2015016013 A1 (FUJIFILM CORP) 2015年2月5日 (2015 - 02 - 05) 说明书第[0023]-[0117]段, 附图1-33	11-26、29-48
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
PX	CN 115227188 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-19, 说明书第[0005]-[0206]段, 附图1-25	1-7、27-30、32-48																								
PX	CN 115227187 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月25日 (2022 - 10 - 25) 权利要求1-11, 说明书第[0009]-[0114]段, 附图1-8	1、6、7、27、33、36-39、46-48																								
PX	CN 115200703 A (常州联影智融医疗科技有限公司) 2022年10月18日 (2022 - 10 - 18) 权利要求1-17, 说明书第[0008]-[0152]段, 附图1-11	1、6、11-28、33、36、46-48																								
PX	CN 219250110 U (常州联影智融医疗科技有限公司) 2023年6月27日 (2023 - 06 - 27) 说明书第[0005]-[0188]段, 附图1-25	1-7、27-30、32-48																								
X	CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5	1-10、27-32、34、35、40-46、48																								
Y	CN 111557632 A (深圳开立生物医疗科技股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 说明书第[0002]-[0091]段, 附图1-5	11-26、29-48																								
Y	WO 2015016013 A1 (FUJIFILM CORP) 2015年2月5日 (2015 - 02 - 05) 说明书第[0023]-[0117]段, 附图1-33	11-26、29-48																								
<p><input checked="" type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p>																										
<p>* 引用文件的具体类型:</p> <p>“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</p> <p>“D” 申请人在国际申请中引证的文件</p> <p>“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</p> <p>“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</p> <p>“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</p> <p>“p” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</p> <p>“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</p> <p>“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</p> <p>“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</p> <p>“&” 同族专利的文件</p>																										
<p>国际检索实际完成的日期</p> <p>2023年10月26日</p>		<p>国际检索报告邮寄日期</p> <p>2023年11月16日</p>																								
<p>ISA/CN的名称和邮寄地址</p> <p>中国国家知识产权局 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088</p>		<p>授权官员</p> <p>王静</p> <p>电话号码 (+86) 0512-88997536</p>																								

C. 相关文件		
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
X	CN 112545438 A (HOYA株式会社) 2021年3月26日 (2021 - 03 - 26) 说明书第[0018]-[0153]段, 附图1-17	1-10、27-36、40-46、48
X	CN 112515614 A (HOYA株式会社) 2021年3月19日 (2021 - 03 - 19) 说明书第[0018]-[0153]段, 附图1-17	1-10、27-36、40-46、48
X	CN 104523214 A (佛山市南海区欧谱曼迪科技有限责任公司) 2015年4月22日 (2015 - 04 - 22) 说明书第[0011]-[0044]段, 附图1-3	1-10、27-36、40-46、48
Y	JP 2013111176 A (FUJIFILM CORP) 2013年6月10日 (2013 - 06 - 10) 说明书第[0018]-[0060]段, 附图1-8	11-26、29-48
A	CN 113608403 A (四川长虹电器股份有限公司) 2021年11月5日 (2021 - 11 - 05) 全文	1-48
A	CN 112540500 A (无锡视美乐激光显示科技有限公司) 2021年3月23日 (2021 - 03 - 23) 全文	1-48

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2023/113538

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
CN	115227188	A	2022年10月25日	无	
CN	115227187	A	2022年10月25日	无	
CN	115200703	A	2022年10月18日	无	
CN	219250110	U	2023年6月27日	无	
CN	111557632	A	2020年8月21日	无	
WO	2015016013	A1	2015年2月5日	无	
CN	112545438	A	2021年3月26日	无	
CN	112515614	A	2021年3月19日	无	
CN	104523214	A	2015年4月22日	无	
JP	2013111176	A	2013年6月10日	JP	5858752 B2 2016年2月10日
CN	113608403	A	2021年11月5日	无	
CN	112540500	A	2021年3月23日	无	