

深圳市盐田区北山路146号北山工业区综合楼11栋2楼, Guangdong 518083 (CN)。

(74) 代理人: 北京汇知杰知识产权代理有限公司 (IP MARCH); 中国北京市海淀区知春路63号卫星大厦15层1508室, Beijing 100190 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, 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, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, 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, 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))。

lasers, respectively focuses the excitation lasers on a plurality of different regions of a sample so as to excite fluorescence, and transmits a plurality of fluorescence to the first dichroscope. The fluorescence guide apparatus receives the plurality of fluorescence transmitted by the first dichroscope and respectively guides the plurality of fluorescence to the imaging apparatuses. In the present invention, the power density of a laser on a sample can be reduced in the scenario in which the detection duration is not increased, and the problem in the existing technology that the aspects of "high speed" and "high detection quality and long read length" are not compatible is solved.

(57) 摘要: 本发明提供一种检测设备、系统和方法, 属于检测技术领域。该检测设备包括分光装置、第一二向色镜、物镜、荧光引导装置, 以及包括多个成像装置的成像系统。分光装置接收并分离来自光纤的多个不同波长的入射激光; 第一二向色镜接收从分光装置出射的多个激发激光并传输到物镜, 以及接收多个荧光并传输到荧光引导装置; 物镜接收多个激发激光并将它们分别聚焦于样品的多个不同区域以激发荧光, 以及将多个荧光传输至第一二向色镜; 荧光引导装置接收经第一二向色镜传输来的多个荧光并将多个荧光分别引导到多个成像装置。本发明使得能够在不增加检测时长的情况下降低样品上激光的功率密度, 解决了现有技术在"高速"和"高检测质量、长读长"这两方面不能较好地兼容的问题。

检测设备、基因测序系统及检测方法

技术领域

本发明涉及检测技术领域，尤其涉及一种检测设备、基因测序系统以及检测方法。

背景技术

在生化检测领域中，用激光照射样品以激发样品产生荧光并对产生的荧光进行检测从而实现对样品的期望检测是已知的。下面，以基因检测为例对一些现有技术进行介绍。

基因检测通过激光激发样品产生荧光、进而利用成像系统检测和分析所产生的荧光以得到目标碱基序列来完成。存在于待检测样品上的多种碱基由不同引物标记以示踪，其中，引物被不同波长的激光激发得到相应的荧光（荧光与碱基一一对应）。在荧光激发过程中，伴随有光漂白和荧光串扰现象，其中，光漂白现象使得荧光产率大幅降低、甚至变性，导致检测结果变差；荧光串扰现象是指由于一些引物在受激以得到被激发的荧光时会受其他引物的激发过程影响而影响量子产率以及区域内同时产生多种荧光而互相混杂的现象。激发光功率密度越大、激发时间越长、检测读长越长，光漂白现象和荧光串扰现象就越明显。

为了追求高速度、高通量、低成本，检测系统所使用的激光功率密度越来越高，伴随着的光漂白现象和荧光串扰现象严重影响了测序质量并且制约了基因检测可检测的碱基序列长度（读长）。特别地，新一代高速高通量基因检测技术采用了时间延时积分（Time Delay Integration, TDI）成像技术，其采用多种波长的激光同时激发荧光和高速扫描的方法，所用的激光功率密度比普通面阵成像方法高了上百倍。随着检测读长增加，高功率密度的激光带来的影响越来越明显，导致检测质量下降越来越快。现有的基因检测技术在“高速”和“高检测质量、长读长”这两方面不能较好地兼容。

为了降低照明成本和结构复杂程度，现有的基因检测设备将不同波长的激光通过一根光纤同轴输出，经过光束整形装置以及物镜时，所有波长的主光线均同轴

传输，最终照射在样品的同一个区域上。此时，有两种选择，即同时激发和分时激发。

图 6 示出了用于实现第一种现有技术（即，同时激发）的已知装置 60。如图 6 所示，采用第一种现有技术（即，同时激发）时，多模光纤 610 同时输出 n 种不同波长的激光（ n 为不同波长的激光的数量，下同），这些激光经过光束整形装置 670 整形、激光滤光片 620 滤光、第一二向色镜 630 反射、物镜 640 聚焦等后聚焦到样品 600 上， n 种不同波长的激光聚焦在样品的同一个位置（图 6 中的多波长激光光斑所在的位置）并激发样品上该位置的荧光。然后，荧光被物镜 640 检测，然后透过第一二向色镜 630，再经过组成荧光引导装置 650 的另外的特定二向色镜（二向色镜 1、二向色镜 2、……二向色镜 n ）、特定滤光片（滤光片 1、滤光片 2、……滤光片 n ；每种滤光片只能透过特定波长的荧光）以便不同波长的荧光被分开，然后不同的荧光经成像系统 660 中相应的成像透镜（成像透镜 1、成像透镜 2、……成像透镜 n ）后被成像系统 660 中对应的相机（相机 1、相机 2、……相机 n ）拍照以输出荧光信息，其中，第 n 种激光激发的荧光被对应的第 n 种滤光片透过，经成像透镜 n 聚焦后被相机 n 接收。如此，即可完成同时激发同时检测荧光的过程。每个视场（Field of View, FOV）的荧光检测速度等于相机单次拍照的时间，但照明区域内的激光功率为所有激光功率之和，即密度变为单种激光照射时的 n 倍（假设每种波长的激光功率密度相同的情况下）。高功率密度下荧光受光漂白影响更严重，并且不同通道之间荧光存在串扰现象，均影响了检测结果准确性。综上所述，第一种现有技术注重“高速”，其方法是： n 种不同波长的激光同时激发荧光，单个视场区域只需一次拍照即可完成所有通道荧光的检测，但是功率密度为单种波长的激光照射时的 n 倍。

图 7 示出了用于实现第二种现有技术（即，分时激发）的已知装置 70。如图 7 所示，采用第二种现有技术（即，分时激发）时，多模光纤 710 先后依次输出 n 种不同波长的激光，输出的激光经过光束整形装置 770 整形、激光滤光片 720 滤光、二向色镜 730 反射、物镜 740 聚焦等后聚焦在样品 700 的一个位置（图 7 中的不同时间的激光光斑所在的位置）并激发样品上该位置的荧光。荧光被物镜 740 检测，然后透过二向色镜 730、荧光滤光片 750（只透过荧光，滤掉除荧光以外的杂光）

和成像透镜 760 后，被相机 780 拍照以输出荧光信息。需要拍照 n 次才能完成该 FOV 的荧光检测。所有激光需要按先后顺序由多模光纤输出并且相应地按先后顺序进行荧光检测，即照射到样品上的激光功率密度与单个激光照射时相同（假设每种激光的功率密度相同的情况下）。因而，光漂白现象较弱并且荧光之间的串扰减少。但是每个 FOV 的荧光检测时间增加为单次拍照时间的 n 倍。综上所述，第二种现有技术注重“高检测质量、长读长”，其方法是： n 种不同波长的激光先后依次激发荧光（同时相应的相机拍照进行荧光检测），功率密度与单种激光激发荧光时一样，但是需要 n 次激发与 n 次荧光检测，荧光检测的总时长为第一种现有技术的 n 倍，对同一样品进行检测所需的总检测时间为第一种现有技术的 n 倍。

第一种现有技术虽然提高了检测速度，但是激光照射的功率密度提高了 n 倍，不同荧光在相同位置被激发，光漂白现象明显，存在荧光串扰，导致荧光产率降低。随着读长的增加，在检测错误率上，第二种现有技术明显优于第一种现有技术，但是与第一种现有技术相比拍照耗时变为了 n 倍。

因此，需要一种用于生化检测的改进方案以解决或缓解光功率密度高带来的光漂白和荧光串扰问题同时兼顾检测速度。

发明内容

本发明的目的在于提出一种用于生化检测的改进方案，以在解决或缓解光功率密度高带来的光漂白和荧光串扰问题的同时兼顾检测速度。

根据本发明的第一方面，提供一种检测设备，其包括：分光装置、第一二向色镜、物镜、荧光引导装置，以及包括多个成像装置的成像系统，其中，

所述分光装置用于接收并分离来自光纤的多个不同波长的入射光，使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光，其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同；

所述第一二向色镜被定位成：接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光，将所述多个激发光传输到所述物镜以使所述多个激发光通过物镜分别被聚焦于待检测样品的多个不同区域以分别在其被聚焦于

的所述样品的相应区域中激发荧光，以及接收分别由所述多个激发光激发的多个荧光并将所述多个荧光传输到所述荧光引导装置；

所述物镜被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个激发光，将所述多个激发光分别聚焦于所述样品的所述多个不同区域，以及将分别由所述多个激发光激发的所述多个荧光传输至所述第一二向色镜；

所述荧光引导装置被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个荧光，以及将所述多个荧光分别引导到所述多个成像装置使得所述多个荧光中的每个由所述多个成像装置中的一个相应成像装置成像；

所述多个成像装置中的每个被定位成接收由所述荧光引导装置引导的所述多个荧光中的一个相应荧光并对所述荧光成像以得到相应的荧光信息用于检测。

根据本发明的第二方面，提供一种基因测序系统，其包括用于采集测序芯片上的荧光信号的成像系统以及位于所述成像系统与所述测序芯片之间的光学系统，其特征在于，所述光学系统包括：

光源，用于发射多个不同波长的入射光；

分光装置，用于接收并分离来自所述光源的多个不同波长的入射光，使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光，其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同；

第一二向色镜，用于接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光；

物镜，设置在所述测序芯片与所述第一二向色镜之间，用于接收所述第一二向色镜传输的所述多个激发光、将所述多个激发光聚焦于所述测序芯片上的多个不同区域以分别在相应区域中激发多个荧光、并将所述多个荧光传输至所述第一二向色镜；以及

荧光引导装置，用于接收经所述第一二向色镜传输的所述多个荧光、并将所述多个荧光分别引导至所述成像系统；

所述成像系统包括多个成像装置，所述多个成像装置与所述多个荧光一一对应，分别对应接收由所述荧光引导装置引导的所述多个荧光中的一个相应荧光并对所述荧光成像以获得相应的荧光信息。

根据本发明的第三方面，提供一种检测方法，其包括：

经由光源发射多个不同波长的入射光；

经由分光装置接收并分离来自所述光源的多个不同波长的入射光，使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光，其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同；

经由第一二向色镜接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光；

经由设置在待检测样品与所述第一二向色镜之间的物镜接收所述第一二向色镜传输的所述多个激发光、将所述多个激发光聚焦于所述样品上的多个不同区域以分别在相应区域中激发多个荧光、并将所述多个荧光传输至所述第一二向色镜；

以及

经由荧光引导装置接收经所述第一二向色镜传输的所述多个荧光、并将所述多个荧光分别引导至与所述多个荧光一一对应的多个成像装置，使得所述多个荧光中的每个由所述多个成像装置中的一个相应成像装置接收和成像以得到相应的荧光信息用于检测。

本发明通过创造性的构造，使得不同波长的光能同时且分开地照射在待检测样品上的不同位置以同时在这些不同位置激发荧光。以使用激光作为激发光为例，样品上激光的功率密度降低为同时激发时的激光密度的 $1/n$ ，并且单个视场区域内仅单次激发即可完成所有通道的荧光检测，总的检测时间等于在同一个区域多次激发荧光（即，分时激发的情况下）进行检测时单次进行荧光激发和检测所需的时间。利用本发明的方案，可以在不增加检测时长的情况下降低样品上激光的功率密度，解决现有技术在“高速”和“高检测质量、长读长”这两方面不能较好地兼容的问题，即，能在解决或缓解光功率密度高带来的光漂白和荧光串扰问题的同时兼顾检测速度。

附图说明

图 1a 为根据本发明一优选实施例的检测设备的组成结构示意图；

图 1b 为可用于本发明的检测设备的一示例荧光引导装置的组成结构示意图；

图 1c 为可用于本发明的检测设备的另一示例荧光引导装置的组成结构示意图；

图 2 为根据本发明另一优选实施例的检测设备的组成结构示意图；

图 3 为示出根据本发明又一优选实施例的检测设备的示意图；

图 4 为示意性示出使用根据本发明一优选实施例的检测设备进行检测时两个激发激光在样品表面上形成的光斑的示意图；

图 5 为示意性示出使用 TDI 成像技术的优选实施例中进行荧光积分扫描的过程的示意图；

图 6 示意性示出了用于实现采用同时激发方式的现有检测技术的一种已知装置；

图 7 示意性示出了用于实现采用分时激发方式的现有检测技术的一种已知装置；

图 8a 示出了在同条件下使用采用同时激发方式的一种现有技术、使用采用分时激发方式的一种现有技术和使用本发明针对 DNA 序列进行双端测试所获得的基因检测结果的数据质量 Q30 与读长之间的关系；以及

图 8b 示出了在同条件下使用采用同时激发方式的一种现有技术、使用采用分时激发方式的一种现有技术和使用本发明针对 DNA 序列进行双端测试所获得的基因检测结果的检测错误率与读长之间的关系。

具体实施方式

下面结合附图来具体描述本发明的优选实施例，其中，附图构成本申请一部分，并与本发明的实施例一起用于阐释本发明的原理。为了清楚和简化目的，当其可能使本发明的主题模糊不清时，对本文所描述的器件的已知功能和结构的详细具体说明将省略。

根据本发明一优选实施例的检测设备 10 如图 1 所示，包括以下组成部分：分光装置 120、第一二向色镜 130、物镜 140、荧光引导装置 150 以及包括成像装置 1- 成像装置 i 的成像系统 160，其中，i 表示来自光纤的不同波长的入射激光的数量，为大于 1 的整数。

分光装置 120 用于接收并分离来自光纤的多个不同波长的入射激光，使得所述多个不同波长的入射激光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发激光，如图 1 中所示的激光 1、激光 2、激光 i。每个激发激光的波长与相应的入射激光的波长相同。分光装置可以用各种具有色散能力的光学器件或这样的光学器件的组合实现。例如，根据实际应用的具体情况以及相应的要求，分光装置可以是例如单个色散棱镜、多个色散棱镜、一个或多个光栅等，稍后将进一步描述。光纤可以是单个光纤，例如但不限于耦合光纤。多个不同波长的入射激光以相同的入射方向入射到分光装置上是有利的，尽管这不是必须的。尽管图 1 中这多个入射激光由光纤传输至分光装置，但用另外的光学传输装置代替光纤来提供多个入射激光至分光装置是可能的。所述光纤或另外的光学传输装置可以被包括在检测设备中或在检测设备之外。

第一二向色镜 130 被定位成：接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射激光相应的多个激发激光，将所述多个激发激光传输到所述物镜以使所述多个激发激光通过物镜分别被聚焦于待检测样品 100 的多个不同区域（如图 1 中的光斑 1、光斑 2、光斑 i 所在的位置）以分别在其被聚焦于的所述样品的相应区域中激发荧光，以及接收分别由所述多个激发激光激发的多个荧光并将所述多个荧光传输到所述荧光引导装置。在图 1 中，以光斑 1、光斑 2、光斑 i 示意性示出了激光 1、激光 2、激光 i 在样品上的聚焦光斑。这里，待检测样品可以是各种在被激光照射时能发出荧光的物质，例如但不限于生物样品、化学样品等。第一二向色镜可以被合适地定向使得：从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射激光相应的多个激发激光全部被第一二向色镜接收并且经第一二向色镜反射后全部被物镜聚焦于样品的多个不同区域，并且经物镜从样品接收的分别由所述多个激发激光激发的多个荧光全部经第一二向色镜传输到所述荧光引导装置。在此前提下，第一二向色镜的定向可以例如基于各激发激光的出射角度相对于分光装置和物镜确定。根据情况，第一二向色镜可以有不同的摆放角度。

物镜 140 被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个激发激光，将所述多个激发激光分别聚焦于所述样品的多个不同区域，以及将分别由所述多个激发激光激发的所述多个荧光传输至所述第一二向色镜。通常，物镜是单个透镜组

成或多个透镜组合而成的透镜组。透镜可以包括例如但不限于凸透镜、凹透镜、胶合透镜等。

荧光引导装置 150 被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个荧光，以及将所述多个荧光分别引导到所述多个成像装置使得所述多个荧光中的每个由所述多个成像装置中的一个相应成像装置成像。荧光引导装置可以各种可能的方式实现。例如，荧光引导装置可以是根据需要设置的多个第二二向色镜，这多个第二二向色镜的数量可以等于激发激光的数量，即 i 。此时，根据情况，每个第二二向色镜可以被设置为实现以下之一：透射某种荧光并且反射其余荧光；反射某种荧光并透射其余荧光，使得这多个第二二向色镜的组合实现如上所述的对荧光的期望引导。经所述荧光引导装置引导的多个荧光中的每个荧光与多个成像装置中的每个成像装置一一对应。根据一种可能的实现方式，荧光引导装置包括顺序布置的多个第二二向色镜，所述多个第二二向色镜包括最远离所述第一二向色镜的末位第二二向色镜和位于所述末位第二二向色镜与所述第一二向色镜之间的至少一个在前第二二向色镜，所述第一二向色镜接收的所述多个荧光经所述多个第二二向色镜依次传播，每个所述在前第二二向色镜被定位成将入射到其上的、所述多个荧光中的至少一个荧光中的一个荧光引导至一个相应的成像装置，并将所述至少一个荧光中的其余荧光引导至其相邻的下一所述第二二向色镜，所述末位第二二向色镜被定位成将入射到其上的荧光引导至一个相应的成像装置。

具体地，例如，参照图 1b 示出的示例荧光引导装置 150'，其包括顺序布置的多个第二二向色镜：二向色镜 1、二向色镜 2、……二向色镜 i 。所述多个第二二向色镜中的所述至少一个在前第二二向色镜中最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜即二向色镜 1 可以被选择为透射来自所述第一二向色镜的多个荧光中的由其引导至相应的成像装置的荧光并将入射到其上的所述多个荧光中的其余荧光反射到其相邻的下一第二二向色镜即二向色镜 2，所述多个第二二向色镜中的所述末位第二二向色镜即二向色镜 i 被选择为通过反射将入射到其上的荧光引导至一个相应的成像装置，并且对于所述多个第二二向色镜中的除所述最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜和所述末位第二二向色镜之外的每个第二二向色镜如二向色镜 2，

该第二二向色镜被选择为反射由其引导至相应的成像装置的荧光并将入射到其上的至少一个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一第二二向色镜。

再如，参照图 1c 示出的示例荧光引导装置 150' '，其包括顺序布置的多个第二二向色镜：二向色镜 1、二向色镜 2、……二向色镜 i。所述多个第二二向色镜中的所述至少一个在前第二二向色镜中最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜即二向色镜 1 被选择为反射来自第一二向色镜的多个荧光中的由其引导至相应的成像装置的荧光并将入射到其上的所述多个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一第二二向色镜即二向色镜 2，所述多个第二二向色镜中的所述末位第二二向色镜即二向色镜 i 被选择为通过反射将入射到其上的荧光引导至相应的成像装置，并且对于所述多个第二二向色镜中的除所述最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜和所述末位第二二向色镜之外的每个第二二向色镜如二向色镜 2，该第二二向色镜被选择为反射由其引导至相应的成像装置的荧光并将入射到其上的至少一个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一第二二向色镜。

二向色镜可以被定位成使得待由其接收的光以一定范围内的入射角入射到其上，这有利于二向色镜对接收的光进行反射和/或透射，在混合光的情况下尤其如此。二向色镜的定位可以考虑将光传输至二向色镜的上游元器件确定。该范围可以是例如包括 45° 在内的一个角度范围。不同的二向色镜可以有不同的设计要求入射角度范围。

多个成像装置中的每个被定位成接收由所述荧光引导装置引导的所述多个荧光中的一个相应荧光并对所述荧光成像以得到相应的荧光信息用于检测。成像装置可以各种可能的方式实现。根据一种可能的实现方式，所述多个成像装置中的每个成像装置包括顺序布置的滤光片、成像透镜和相机，对于每个成像装置，其滤光片被定位成将由荧光引导装置引导至该成像装置的荧光进行过滤后传输至其成像透镜，并且其成像透镜被定位成将经其滤光片传输来的荧光聚焦于其相机上以由其相机成像以得到相应的荧光信息用于检测。对于每个成像装置，包括其透镜和相机，其中心可以与荧光引导装置中与其相应的元件如引导相应的荧光至该成像装置的第二二向色镜的透/反射中心保持一致。相机可以是 TDI 相机，适于进行 TDI 成像。

可以由至少一个激光源生成多个不同波长的激光，并且所述光纤可以被定位成接收来自所述至少一个激光源的所述多个不同波长的激光并将所述多个不同波长的激光传输到所述分光装置作为所述多个不同波长的入射激光。所述至少一个激光源可以被包括在检测设备中或在检测设备之外。

有利地，所述至少一个激光源包括多个激光源，所述多个激光源可以分别用于生成所述多个不同波长的激光。

在图 1 所示的实施例中，有利地，所述分光装置 120 可以被选择为使得从所述分光装置出射的所述多个激发激光中相邻波长的激发激光的出射方向之间的夹角不小于一阈值角度，以便相邻波长的激发激光入射到第一二向色镜上的入射角度之差不小于期望的角度差。所述期望的角度差可以基于一最小光斑间距与所述物镜的焦距之比确定，例如等于或大于所述最小光斑间距与所述物镜的焦距之比。所述最小光斑间距指示所述多个激发激光在所述样品上的聚焦光斑相互需间隔开的最小距离，可以根据情况以各种可能的方式合适地确定。例如，所述最小光斑间距可以与具体应用的要求有关，可以基于检测设备所针对的具体应用预先确定。对于不同的检测场景、检测目的和/或待检测样品，所要求的光斑之间的最小间距可能不同。例如，所述最小光斑间距可以被确定为满足以下条件：大于在未将来自光纤的耦合的多种激光进行色散的情况下这多种激光在样品表面形成的光斑在相应方向上的大小（光斑窄边的大小，即光斑的宽度；在图 1 的情况下，为示出的光斑在横向方向上的大小）；所述相应方向为间隔开的光斑之间的间距所沿的方向。在满足该条件的情况下，所述最小光斑间距的值尽可能小是有利的。在所述最小光斑间距的值较大的情况下，部分聚焦光斑和成像可能超出物镜的视场范围，导致成像变差。例如，在一些情况下，可以将所述最小光斑间距确定为等于具体应用中成像系统在样品上的视场高度。作为一种简化的方式，可以基于所述最小光斑间距与所述物镜的焦距之比确定所述阈值角度。例如，可以将所述阈值角度确定为等于所述最小光斑间距与所述物镜的焦距之比乘以一个系数，所述系数可以是预先确定的，以虑及例如但不限于：从分光装置出射的激发激光在由第一二向色镜接收之前是否需经受整形/缩放，从分光装置出射的激发激光在由第一二向色镜接收之前可能需经受的角放大率等。例如，所述系数可以等于 1，例如在所述分光装置与所述第一二向色镜之间

没有整形装置的情况下。再如，在所述分光装置与所述第一二向色镜之间设置有整形装置的情况下，所述系数可以基于所述整形装置的角放大率确定，例如等于所述角放大率的绝对值的倒数。

可选地，检测设备可以包括下述整形装置中的至少一个：位于所述光纤与所述分光装置之间的第一光束整形装置，被定位成将从所述光纤输出的多个不同波长的入射激光进行整形后传输至所述分光装置；位于所述分光装置与所述第一二向色镜之间的第二光束整形装置，被定位成将从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射激光相应的多个激发激光进行整形后传输至所述第一二向色镜。所述第一光束整形装置和所述第二光束整形装置中的每个可以各种可能的方式实现。例如，第一光束整形装置可以包括第一透镜组，用于对待入射到分光装置的入射激光进行期望的整形和缩放，例如但不限于使入射激光以形成期望形状和/或大小的光斑的方式入射到分光装置；第二光束整形装置可以包括第二透镜组，用于对从分光装置出射的激发激光进行期望的整形和缩放，例如但不限于使激发激光以形成期望形状和/或大小的光斑的方式入射到第一二向色镜。另外，对于所述第一光束整形装置和所述第二光束整形装置中的每个，其角放大率可以根据情况合适地确定，并可以基于期望的角放大率设计其具体组成和结构。

根据一种可能的实现方式，所述分光装置包括单个色散棱镜，该单个色散棱镜被定位成使得来自所述光纤的多个不同波长的入射激光中的每个入射到所述单个色散棱镜的第一折射面然后从所述单个色散棱镜的与所述第一折射面不同的第二折射面出射。所述多个不同波长的入射激光入射到所述单个色散棱镜的第一折射面的入射角可以不同，并且不必是固定的角度，可以与所述单个色散棱镜的定向和摆放角度有关。有利地，所述单个色散棱镜可以被定位成使得所述多个不同波长的入射激光中的每个以预定入射角度入射到所述单个色散棱镜的第一折射面，所述预定入射角度被选择为使得入射到所述第一折射面上的入射激光的入射方向与从所述第二折射面出射的相应的激发激光的出射方向之间的偏向角最小化。所述单个色散棱镜可以具有形成于所述第一折射面与所述第二折射面之间的顶角，所述第一折射面与所述第二折射面为所述单个色散棱镜的相邻的面，所述单个色散棱镜被选择为使得其顶角和形成其的材料组合使得所述夹角不小于所述阈值角度。所述单个色散棱

镜可以是例如但不限于三棱镜如顶角为 45° 、材料为 N-SF11 的直角棱镜，四棱镜等。例如，在使用四棱镜的情况下，四棱镜的某个角可以作为顶角，四棱镜的限定该角的两个相邻的折射面可以分别作为接收激光的入射面和输出激光的出射面对激光进行折射，这可以通过合适地摆放四棱镜实现。对于给定的单个色散棱镜，其材料、顶角等是已知的，该预定入射角度可以通过查表和计算等现有技术的手段确定。另外，对于给定的单个色散棱镜，对于以这样的预定入射角度入射到该棱镜上的任一波长的光，可以通过现有技术（例如，赵凯华的《新概念物理教程-光学》一书）中可获得的公式和算法计算该棱镜的色散能力。对于本发明的方案，作为一种简化的方式，针对所用的多种激光，可以选取在这多种激光的波长范围内的某一居中波长的光，计算该选取的光以这样的预定入射角度入射到可选的某棱镜上并经该棱镜折射后传播方向的改变量，即该选取的光的最小偏向角；然后，可以将满足该选取的光的最小偏向角不小于上述阈值角度的棱镜确定为可用的棱镜。

根据另一种可能的实现方式，所述分光装置包括多个色散棱镜。在此情况下，所述多个色散棱镜中的每个具有形成于其第一折射面和第二折射面之间的顶角并且被定位成以其第一折射面接收入射到其上的激光并使该激光从其第二折射面出射，其中所述多个色散棱镜的数量以及所述多个色散棱镜中每个色散棱镜的顶角和材料的组合可以被选择为使得所述夹角不小于所述阈值角度。给定色散棱镜的数量、摆放方式和相对位置关系，这样的组合可以利用现有技术中可获得的相关数据、公式和算法确定，如上文针对单个棱镜所述的。在此情况下，多个所述色散棱镜中的最先接收到来自所述光纤的多个不同波长的入射激光的首位色散棱镜可以被定位成使得来自所述光纤的多个不同波长的入射激光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射，多个所述色散棱镜中除所述首位色散棱镜之外的每个可以被定位成使得从其相邻的上一色散棱镜出射的激光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射。与使用单个色散棱镜相比较，使用多个色散棱镜时，光路的走向会更加灵活，对检测设备中其余元件的摆放位置或角度等限制较少，但是使用多个色散棱镜时，激光的透过率较低。因此，在具体应用时，可以根据实际需要选择使用单个色散棱镜或多个色散棱镜。

如前文所述，分光装置还可以采用光栅实现。在使用光栅的情况下，可以通过现有技术中可获得的数据（可用光栅的类别、参数、结构等）、公式（光栅衍射的基本公式等）、算法等确定光栅的取向、位置以及可能的数量等的合适组合，使得分光装置满足上述相关要求。

本文中，术语“前面”/“后面”、“前”/“后”、“在前”/“在后”、“上一”/“下一”是基于光传播方向而言的。例如，在同一光线通过多个元器件传播的情况下，该光线传播时先通过的元器件相对于该光线传播时后通过的元器件可以被称为前面的元器件、在前的元器件或上一元器件。

对于本发明的检测设备而言，并不限于使用如在上面的实施例中所描述的来自光纤的激光，而是可以使用来自各种其他光源的激发光，如由 LED 光源发出的光、由卤素灯光源发出的光等。

根据本发明另一实施例的检测设备 20 如图 2 所示，包括以下组成部分：多模光纤 210、第一光束整形装置 270、激光滤光片 290、色散棱镜 220、第二光束整形装置 280、二向色镜 1 230、物镜 240、组成荧光引导装置 250 的二向色镜 2-二向色镜 $i+1$ 和滤光片 1-滤光片 i 、组成成像系统 260 的成像透镜 1-成像透镜 i 和相机 1-相机 i ，其中， i 表示通过多模光纤耦合的不同波长的激光的种类/数量，为大于 1 的整数。应理解，为了清楚和简化的目的，在图 2 中仅示出了 3 种波长的激光以示意性表示 i 种波长的激光，本发明不限于仅应用于 3 种波长的激光的情形，而是可应用于更多或更少波长的激光的情形。

如图 2 所示，该检测设备使用一多模光纤 210 将 i 种不同波长的激光（ $i \geq 2$ ）进行同轴耦合后经由该多模光纤输出，这些激光经过第一光束整形装置 270 进行光路整形、激光滤光片 290 进行滤光后，入射到色散棱镜 220 的第一折射面。根据折射定律，不同波长的激光折射率不同，即，折射角不同。因此，不同波长的激光经由色散棱镜的第一折射面折射后传输角度会出现差异，再经由色散棱镜的第二折射面折射后，不同波长的激光的传输角度的差异扩大。如此，不同波长的激光的传输方向之间会产生大于零度的夹角。通常，激光的波长越短，其对应的折射率越大，折射角越大。经由色散棱镜色散后传输角度不同的 i 种激光（在图 2 中用激光 1、激光 2、激光 i 示意性示出）经过二向色镜 1 230 反射和物镜 240 聚焦后照射在样品

200 的表面。由于各个激光的传输角度不同，各个激光会形成各自的光斑（在图 2 中用光斑 1、光斑 2、光斑 i 示意性示出）照射在样品的不同位置上，样品上被激光照射的每个位置的激光光斑都源于单一波长的激光。

为了清楚地例示图 2 中所示出的检测设备的工作过程，在此，假设 $i=3$ ，以该设备使用多模光纤耦合 A、B、C 三种激光（未示出）为例对该设备进行进一步的示例性说明。A、B、C 三种激光经二向色镜 1 230 反射和物镜 240 聚焦后照射在样品表面的不同位置，在某一时刻样品上 A、B、C 三种激光的照明区域分别为 a、b、c（未示出），分别在区域 a、b、c 对应地激发荧光 AX、BX、CX（未示出）。假设按样品的移动方向，区域 c 在最前面、区域 a 在最后面、区域 b 居中，样品扫描方向与 A 激光的照明区域（当前为区域 a）的前进方向相同。A、B、C 三种激光同时激发荧光，并且在每个时刻样品上被照射的每个位置只有一种荧光被激发和发射。在样品移动后的下一时刻，A 激光激发新的区域的荧光 AX'，B 激光激发 a 区域的荧光 BX'，C 激光激发 b 区域的荧光 CX'。依此往复，可以完成整个样品的扫描。在扫描样品的过程中，所有同时被激发的荧光都经由物镜传输至二向色镜 1，然后传输至二向色镜 2，经二向色镜 2-二向色镜 4、滤光片 1-滤光片 3 引导和滤光，然后由成像透镜 1-成像透镜 3 成像到相机 1-相机 3。例如，二向色镜 2 被选择为透射传输至其的荧光 AX、BX、CX 中之一如 AX 以将其引导至相应的滤光片 1，并将其余荧光如 BX、CX 反射至二向色镜 3；二向色镜 3 被选择为反射传输至其的荧光 BX、CX 中之一如 BX 以将其引导至相应的滤光片 2，并将其余荧光如 CX 透射至二向色镜 4；二向色镜 4 被选择为反射传输至其的荧光如 CX 以将其引导至相应的滤光片 3。相应地，滤光片 1 可以被选择为仅允许荧光 AX 通过其到达相应的成像透镜 1；滤光片 2 可以被选择为仅允许荧光 BX 通过其到达相应的成像透镜 2；滤光片 3 可以被选择为仅允许荧光 CX 通过其到达相应的成像透镜 3。如此，同时被激发的不同的荧光和相机 1-相机 3 一一对应；同时在样品上的不同位置分别激发荧光，不同的荧光被分开并被不同的相机捕捉。

假设使用一多模光纤将 n 种波长的激光进行同轴耦合，每个 FOV 的单通道荧光检测时长为 T ，每种激光功率大小为 Wi ，样品上激光光斑面积大小为 Si ，采用上述第一种现有技术的情况下，单位面积的样品经受的激光照射功率密度 $\rho =$

$\sum_1^n Wi/Si$; 假设 $Wi=W$, $Si=S$, 则 $\rho = nW/S$ 。根据如上所述的工作过程, 采用本发明的技术方案的情况下, 单位面积的样品经受的激光照射功率密度 $\rho' = W/S = \rho/n$, 即激光功率密度降低为原来的 $1/n$ 。并且, 采用本发明的技术方案时, 所有荧光可以同时被激发、同时被相机拍照以得到荧光检测信息, 因此单 FOV 的检测时长等于现有技术的情况下单种荧光的检测时长 T 。

对于图 2 中所示的检测设备, 其色散棱镜可以多种可能的角度和取向被适当地摆放。色散棱镜的摆放可以至少部分地基于二向色镜 1 确定, 例如使得经过该色散棱镜折射后从其出射的激发激光的出射角度与二向色镜 1 的设计要求入射光线角度范围相符。针对色散棱镜的选取 (例如, 棱镜的材料、顶角等), 下面将进一步进行示例性说明。假设检测设备中物镜的焦距用 f 表示, 样品上不同激光形成的光斑需分开的最小要求距离 (即最小光斑间距) 用 d 表示, 在满足近似条件 “物镜是薄透镜并且物镜的视场角 $< 5^\circ$ ” 的情况下, 可以确定入射到二向色镜 1 上的相邻波长的激光需分开的最小要求角度 $\Delta\theta_T \approx d/f$, 该角度 $\Delta\theta_T$ 可以被称为第一阈值角度。棱镜的色散能力由棱镜的材料、顶角 (棱镜的入射面和出射面形成的夹角) 的大小等决定。以色散棱镜是三棱镜为例, 假设激光沿产生最小偏向角的方向入射到三棱镜的第一折射面, 可以根据距离 d 计算角度 $\Delta\theta_T$ 。在确定了 $\Delta\theta_T$ 的情况下, 可以确定从色散棱镜出射的相邻波长的激发激光之间的夹角需满足的条件——即该夹角需不小于第二阈值角度 $\Delta\theta_T'$, 这可以通过例如考虑设置在分光装置与二向色镜 1 之间的第二光束整形装置的角放大率并基于角度 $\Delta\theta_T$ 和该角放大率确定, 例如 $\Delta\theta_T'$ 可以等于第一阈值角度除以该角放大率的绝对值。然后, 可基于棱镜色散方程从可用的棱镜选择合适的棱镜, 使得选取的棱镜的材料和顶角使得从棱镜出射的相邻波长的激发激光之间的夹角满足相关要求。具体地, 根据几何光学原理可知, 当激光沿产生最小偏向角的方向入射到棱镜上时, 产生的激光像弯曲程度最小 (即, 像差最小), 对于以此入射角度入射的激光, 棱镜的角色散本领 D_θ 如公式 (1) 所示:

$$D_\theta = \frac{2 \sin(\alpha/2)}{\sqrt{1-n^2 \sin^2(\alpha/2)}} \frac{dn}{d\lambda} = \frac{b}{a} \frac{dn}{d\lambda} \quad (1)$$

其中， α 是棱镜的顶角， n 是棱镜的折射率（由棱镜的材料决定）， λ 是激光的波长； $dn/d\lambda$ 是棱镜的色散率， b 是棱镜的底边长， a 是光束的宽度（与具体应用有关，不同应用要求的光束宽度不一致）。

根据本发明又一实施例的检测设备 30 如图 3 所示。下面，以 2 种波长的激光经同轴耦合光纤进入图 3 中所示出的检测设备、光束整形装置包括第一照明透镜组 370 和第二照明透镜组 380 并且色散棱镜为三棱镜 320 为例对本发明的检测设备进行进一步的示例性说明。第一照明透镜组与第二照明透镜组组合形成整形缩放系统。二向色镜组 330 在功能和结构上可以对应于图 1 中的第一二向色镜和荧光引导装置的组合或图 2 中的二向色镜 1-二向色镜 $i+1$ 。三棱镜为 45° 色散棱镜。光路位于 YZ 平面中，样品的待由激光照射的样品平面 300 垂直于 YZ 平面。

绿激光和红激光这 2 种波长的激光经同轴耦合光纤 310 输出。经过第一照明透镜组 370 整形，依次经过棱镜 320 的第一折射面 3201、棱镜 320 的第二折射面 3202 折射后，2 种激光的主光线之间产生夹角。光线再经过第二照明透镜组 380 整形，从第二照明透镜组出射的 2 种激光的中心光线的最终夹角需不小于上述阈值角度 $\Delta\theta_T$ 。出射角度不同的 2 种激光的主光线经由二向色镜组 330 中的二向色镜传输到物镜 340 并由物镜聚焦和成像于样品上，2 种激光的光斑形成于样品的不同位置上、在样品上分开。另一方面，由激光在样品上激发的荧光被物镜 340 收光、经二向色镜组 330 中的二向色镜分光和引导至成像系统 360 进行成像。

绿激光和红激光的中心波长相差 128nm，成像系统在样品上的视场高度为 $80\ \mu\text{m}$ 。这里，“中心波长”可以理解为激光的峰值波长。为了使样品上激光的光斑分开且互不干扰，可以将相邻波长的激光在样品上的光斑之间的距离预设为大于 $80\ \mu\text{m}$ 。已知物镜的焦距，假设物镜在分光方向上的最大视场角 $<5^\circ$ 即满足近似条件的情况下根据上述方法确定 $\Delta\theta_T=0.4^\circ$ ，即从第二照明透镜组出射的相邻波长的激光的中心光线的夹角 $|\Delta\theta|$ 需要大于 0.4° 。

在如图 3 所示的 YZ 平面内，在第一照明透镜组和第二照明透镜组之间的大致中间位置处，激光的光束直径约为 13.5mm。该中间位置距第一照明透镜组的距离与光纤尺寸和第一照明透镜组的焦距有关。假设在该实施例中该中间位置是第一照明透镜组后距第一照明透镜组约 50mm 处，则该光束直径为从第一照明透镜组出射

的激光在第一照明透镜组后约 50mm 处的光束直径。第二照明透镜组与望远镜原理类似，其角放大率 $M_2 = -0.7$ ，接近似条件（物镜按薄透镜近似，且物镜视场角 $< 5^\circ$ ）计算可得从棱镜出射的到达第二照明透镜组的不同波长的激光的中心光线角度差 $|\Delta\theta'|$ 需满足不等式（2）

$$|\Delta\theta'| \geq |\Delta\theta|/|M_2| \approx 0.57^\circ \quad (2)$$

本实施例选择顶角为 45° 、材料为 N-SF11 的棱镜。由于选用的激光波长内大部分光学材料的色散率变化量不超过 1 个数量级，可以针对选取的在红激光和绿激光的波长范围内的中心波长 596nm 计算棱镜的色散率 $|D_\theta|$ ，然后利用如此计算的色散率判断所用的红激光和绿激光从棱镜出射时的角度差是否满足相关要求，从而判断所选棱镜是否符合要求。具体地，查表后计算可得：

$$\lambda = 596\text{nm} \Rightarrow \frac{dn}{d\lambda} \approx -1.78 \times 10^{-4} (\text{nm}^{-1}) \quad (3)$$

$$|D_\theta| \approx 0.009^\circ/\text{nm} \quad (4)$$

$$\frac{|\Delta\theta'|}{\Delta\lambda} = 0.57^\circ/128\text{nm} = 0.0045^\circ/\text{nm} \quad (5)$$

其中， $\Delta\lambda$ 表示红激光和绿激光的波长差。通过式（4）和（5）可得 $|D_\theta| > |\Delta\theta'|/\Delta\lambda$ ，即所选棱镜满足本实施例色散角度的要求。

在确定棱镜的材料和顶角后，可以调整激光到棱镜的入射角度使其满足最小偏向角条件。对于该实施例，经过计算可知入射角度为 43.1° 时满足最小偏向角条件。经过光学仿真后得到该棱镜色散后两种波长的激光主光线夹角为 1.2° ，最后到达成像物镜时，红绿激光主光线的夹角为 $0.82^\circ > 0.57^\circ$ ，即满足要求。最终样品上红激光形成的光斑与绿激光形成的光斑之间的光斑距离约为 0.16mm。仿真结果如图 4 所示，图 4 中上部分的条形光斑为红激光形成的光斑 4001，下部分的条形光斑为绿激光形成的光斑 4002，红绿光斑的中心分开的距离约为 0.16mm。

本实施例使用 TDI 成像技术，每种激光打开时触发对应相机拍照，样品被系统扫描时的相机积分过程如图 5 所示。在荧光激发过程中，红绿激光分别激发样品的不同区域，激光光斑在样品上的激发区域与相对应的相机物像关系一一对应。假

设红激光对应 A 相机，绿激光对应 B 相机。使用 TDI 成像技术，相机积分方向沿着光斑窄边的方向进行，荧光激发有先后顺序。激光激发样品时同步触发相机积分，即红绿激光对应的相机触发源触发间隔等于光斑相对于样品（光斑固定不动、样品由位于 XY 平面内的滑台带动以移动）移动距离 0.16mm 所需的时间间隔。绿激光进入样品区域时开始激发荧光，同时 B 相机积分开始，此时 A 相机等待；当红激光进入样品时 A 相机积分开始，此时 B 相机正在积分；绿激光离开样品时，B 相机积分结束，A 相机仍在积分；红激光离开样品，A 相机积分结束，这一行样品的荧光检测完成。由于样品移动 0.16mm 所需时间远远低于单行积分时长，因此单行所有荧光检测时长几乎等于单通道荧光检测时长。进入下一行时，红绿光进入样品先后顺序相反，积分先后顺序相反。如此完成整个样品的扫描检测。

本发明还可以实现为一种检测系统，例如但不限于基因测序系统，该系统包括如上所述的检测设备。在基因测序系统的情况下，本发明的检测设备的成像系统用于采集作为待检测样品的测序芯片上的荧光信号。

图 8a 示出了使用第一种现有技术（即，同时激发）、使用第二种现有技术（即，分时激发）以及使用本发明针对测试对象 DNA 序列进行双端测试所获得的基因检测结果的数据质量 Q30 与读长之间的关系。图 8b 示出了使用第一种现有技术（即，同时激发）、使用第二种现有技术（即，分时激发）以及使用本发明针对测试对象 DNA 序列进行双端测试所获得的基因检测结果的检测错误率与读长之间的关系。在同样的条件下分别使用第一种现有技术、第二种现有技术和本发明进行基因检测。在图 8a 和图 8b 中，虚线表示使用第一种现有技术得到的检测结果，空心线（“分时激发 1”）表示使用第二种现有技术得到的测试结果，实线（“本发明”）表示使用本发明得到的测试结果。为比较第一种现有技术、第二种现有技术以及本发明的技术效果，评价指标采用基因检测结果中的 Q30 和检测错误率（碱基识别错误率），Q30 越高、检测错误率越低，表明检测结果越好、越准确。从图 8a 和图 8b 中可知，两种现有技术和本发明在较小读长时的起始结果差异很小，但是对于第一种现有技术，Q30 和检测错误率均随着读长的增加而越来越差（大体上表现为 Q30 越来越小，检测错误率越来越高），对于第二种现有技术和本发明，Q30 和检测错误率的变差幅度小于第一种现有技术；另外，对于本发明和第二种现有技

术，Q30 和检测错误率总体上均很接近，并且在一些读长时相同或基本相同。因此，就基因测序结果而言，第二种现有技术和本发明相近，均明显优于第一种现有技术，但是第二种现有技术的拍照耗时相比于第一种现有技术增加了一倍，而使用本发明所需的检测时长与第一种现有技术相同。

本发明的方案可用于各种需要激发荧光和进行荧光检测的应用，尤其适用于生化检测，如基因检测或其他需要激光样品以产生荧光和对激发的荧光进行检测的场合。

通过具体实施方式的说明，应当可对本发明为达成预定目的所采取的技术手段及功效有更加深入且具体的了解，然而所附图示仅是提供参考与说明之用，并非用来对本发明加以限制。

权 利 要 求 书

1. 一种检测设备，包括：分光装置、第一二向色镜、物镜、荧光引导装置，以及包括多个成像装置的成像系统，其中，

所述分光装置用于接收并分离来自光纤的多个不同波长的入射光，使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光，其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同；

所述第一二向色镜被定位成：接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光，将所述多个激发光传输到所述物镜以使所述多个激发光通过物镜分别被聚焦于待检测样品的多个不同区域以分别在其被聚焦于的所述样品的相应区域中激发荧光，以及接收分别由所述多个激发光激发的多个荧光并将所述多个荧光传输到所述荧光引导装置；

所述物镜被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个激发光，将所述多个激发光分别聚焦于所述样品的所述多个不同区域，以及将分别由所述多个激发光激发的所述多个荧光传输至所述第一二向色镜；

所述荧光引导装置被定位成：接收经所述第一二向色镜传输来的所述多个荧光，以及将所述多个荧光分别引导到所述多个成像装置使得所述多个荧光中的每个由所述多个成像装置中的一个相应成像装置成像；

所述多个成像装置中的每个被定位成接收由所述荧光引导装置引导的所述多个荧光中的一个相应荧光并对所述荧光成像以得到相应的荧光信息用于检测。

2. 根据权利要求 1 所述的检测设备，还包括：

至少一个光源，用于生成多个不同波长的激发光，

其中，所述光纤被定位成接收来自所述至少一个光源的所述多个不同波长的激发光，并将所述多个不同波长的激发光传输到所述分光装置作为所述多个不同波长的入射光。

3. 根据权利要求 2 所述的检测设备，其中，所述至少一个光源包括多个光源，所述多个光源分别用于生成所述多个不同波长的激发光。

4. 根据权利要求 1 所述的检测设备，其中，所述分光装置被选择为使得从所述分光装置出射的所述多个激发光中相邻波长的激发光的出射方向之间的夹角不小于一阈值角度。

5. 根据权利要求 4 所述的检测设备，其中，所述阈值角度基于预定最小间距与所述物镜的焦距之比，所述预定最小间距指示所述多个激发光在所述样品上的聚焦光斑相互需间隔开的最小距离。

6. 根据权利要求 1-5 中任一项所述的检测设备，还包括以下至少之一：

位于所述光纤与所述分光装置之间的第一光束整形装置，被定位成将从所述光纤输出的多个不同波长的入射光进行整形后传输至所述分光装置；

位于所述分光装置与所述第一二向色镜之间的第二光束整形装置，被定位成将从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光进行整形后传输至所述第一二向色镜。

7. 根据从属于权利要求 5 时的权利要求 6 所述的检测设备，其中，所述第二光束整形装置具有角放大率，在所述检测设备包括所述第二光束整形装置的情况下，所述阈值角度等于所述预定最小间距与所述物镜的焦距之比与所述角放大率的绝对值的倒数的乘积。

8. 根据权利要求 6 所述的检测设备，其中，所述第一光束整形装置包括第一透镜组，所述第二光束整形装置包括第二透镜组。

9. 根据权利要求 4 或 5 所述的检测设备，其中，所述分光装置包括至少一个色散棱镜。

10. 根据权利要求 9 所述的检测设备，其中，所述至少一个色散棱镜包括单个色散棱镜，所述单个色散棱镜被定位成使得来自所述光纤的多个不同波长的入射光中的每个入射到所述单个色散棱镜的第一折射面然后从所述单个色散棱镜的与所述第一折射面不同的第二折射面出射。

11. 根据权利要求 10 所述的检测设备，其中，所述多个不同波长的入射光中的每个以预定入射角度入射到所述单个色散棱镜的第一折射面，所述预定入射角度被选择为使得入射到所述第一折射面上的入射光的入射方向与从所述第二折射面出射的相应的激发光的出射方向之间的偏向角最小化。

12. 根据权利要求 10 所述的检测设备，其中，所述第一折射面和所述第二折射面是所述单个色散棱镜的相邻的面，所述单个色散棱镜具有形成于所述第一折射面与所述第二折射面之间的顶角，所述单个色散棱镜被选择为使得其顶角和形成其的材料的组合使得所述夹角不小于所述阈值角度。

13. 根据权利要求 12 所述的检测设备，其中，所述单个色散棱镜是顶角为 45° 、材料为 N-SF11 的直角棱镜。

14. 根据权利要求 12 所述的检测设备，其中，所述单个色散棱镜是三棱镜。

15. 根据权利要求 9 所述的检测设备，其中，所述至少一个色散棱镜包括多个顺序布置的色散棱镜，多个所述色散棱镜中的每个具有形成于其相邻的第一折射面和第二折射面之间的顶角并且被定位成以其第一折射面接收入射到其上的每个光并使该光从其第二折射面出射，其中所述多个色散棱镜的数量以及所述多个色散棱镜中每个色散棱镜的顶角和材料的组合被选择为使得所述夹角不小于所述阈值角度。

16. 根据权利要求 15 所述的检测设备，其中，多个所述色散棱镜中的最先接收到来自所述光纤的多个不同波长的入射光的首位色散棱镜被定位成使得来自所述光纤的多个不同波长的入射光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射，多个所述色散棱镜中除所述首位色散棱镜之外的每个被定位成使得从其相邻的上一所述色散棱镜出射的光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射。

17. 根据权利要求 4 所述的检测设备，其中，所述分光装置包括至少一个光栅。

18. 根据权利要求 1 所述的检测设备，其中，所述荧光引导装置包括顺序布置的多个第二二向色镜，所述多个第二二向色镜包括最远离所述第一二向色镜的末位第二二向色镜和位于所述末位第二二向色镜与所述第一二向色镜之间的至少一个在前第二二向色镜，所述第一二向色镜接收的所述多个荧光经所述多个第二二向色镜依次传播；

每个所述在前第二二向色镜被定位成将入射到其上的、所述多个荧光中的至少一个荧光中的一个荧光引导至一个相应的所述成像装置，并将所述至少一个荧光中的其余荧光引导至其相邻的下一所述第二二向色镜，

所述末位第二二向色镜被定位成将入射到其上的荧光引导至一个相应的所述成像装置。

19. 根据权利要求 18 所述的检测设备，其中，所述至少一个在前第二二向色镜中最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜被选择为透射由其引导至相应的所述成像装置的荧光并将入射到其上的所述多个荧光中的其余荧光反射到其相邻的下一所述第二二向色镜，所述末位第二二向色镜被选择为通过反射将入射到其上的荧光引导至相应的所述成像装置，并且对于所述多个第二二向色镜中的除所述最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜和所述末位第二二向色镜之外的每个所述第二二向色镜，该第二二向色镜被选择为反射由其引导至相应的所述成像装置的荧光并将入射到其上的所述至少一个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一所述第二二向色镜。

20. 根据权利要求 18 所述的检测设备，其中，所述至少一个在前第二二向色镜中最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜被选择为反射由其引导至相应的所述成像装置的荧光并将入射到其上的所述多个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一所述第二二向色镜，所述末位第二二向色镜被选择为通过反射将入射到其上的荧光引导至相应的所述成像装置，并且对于所述多个第二二向色镜中的除所述最接近所述第一二向色镜的所述第二二向色镜和所述末位第二二向色镜之外的每个所述第二二向色镜，该第二二向色镜被选择为反射由其引导至相应的所述成像装置的荧光并将入射到其上的所述至少一个荧光中的其余荧光透射到其相邻的下一所述第二二向色镜。

21. 根据权利要求 1 所述的检测设备，其中，每个成像装置包括顺序布置的滤光片、成像透镜和相机，对于每个成像装置，

其滤光片被定位成将由所述荧光引导装置引导至该成像装置的荧光进行过滤后传输至其成像透镜；

其成像透镜被定位成将经其滤光片传输来的荧光聚焦于其相机上以由其相机成像以得到相应的荧光信息用于检测。

22. 根据权利要求 1-5 和 18-21 中任一项所述的检测设备，其中，所述光纤是单个光纤。

23. 根据权利要求 22 所述的检测设备, 其中, 所述单个光纤是同轴耦合光纤。

24. 根据权利要求 1-5 和 18-21 中任一项所述的检测设备, 其中, 所述样品是生物样品或化学样品。

25. 根据权利要求 1-5 和 18-21 中任一项所述的检测设备, 为基因检测设备。

26. 一种基因测序系统, 包括用于采集测序芯片上的荧光信号的成像系统以及位于所述成像系统与所述测序芯片之间的光学系统, 其特征在于, 所述光学系统包括:

光源, 用于发射多个不同波长的入射光;

分光装置, 用于接收并分离来自所述光源的多个不同波长的入射光, 使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光, 其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同;

第一二向色镜, 用于接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光;

物镜, 设置在所述测序芯片与所述第一二向色镜之间, 用于接收所述第一二向色镜传输的所述多个激发光、将所述多个激发光聚焦于所述测序芯片上的多个不同区域以分别在相应区域中激发多个荧光、并将所述多个荧光传输至所述第一二向色镜; 以及

荧光引导装置, 用于接收经所述第一二向色镜传输的所述多个荧光、并将所述多个荧光分别引导至所述成像系统;

所述成像系统包括多个成像装置, 所述多个成像装置与所述多个荧光一一对应, 分别对应接收由所述荧光引导装置引导的所述多个荧光中的一个相应荧光并对所述荧光成像以获得相应的荧光信息。

27. 根据权利要求 26 所述的基因测序系统, 其中, 所述分光装置被选择为使得从所述分光装置出射的所述多个激发光中相邻波长的激发光的出射方向之间的夹角不小于一阈值角度。

28. 根据权利要求 27 所述的基因测序系统，其中，所述阈值角度基于预定最小间距与所述物镜的焦距之比，所述预定最小间距指示所述多个激发光在所述测序芯片上的聚焦光斑相互需间隔开的最小距离。

29. 根据权利要求 26-28 中任一项所述的基因测序系统，其中所述光学系统还包括以下至少之一：

位于所述光源与所述分光装置之间的第一光束整形装置，被定位成将从所述光源输出的多个不同波长的入射光进行整形后传输至所述分光装置；

位于所述分光装置与所述第一二向色镜之间的第二光束整形装置，被定位成将从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光进行整形后传输至所述第一二向色镜。

30. 根据从属于权利要求 28 时的权利要求 29 所述的基因测序系统，其中，所述第二光束整形装置具有角放大率，在所述光学系统包括所述第二光束整形装置的情况下，所述阈值角度等于所述预定最小间距与所述物镜的焦距之比与所述角放大率的绝对值的倒数的乘积。

31. 根据权利要求 26-28 中任一项所述的基因测序系统，其中，所述分光装置包括至少一个色散棱镜。

32. 根据从属于权利要求 27 时的权利要求 31 所述的基因测序系统，其中，所述至少一个色散棱镜包括单个色散棱镜，所述单个色散棱镜被定位成使得来自所述光源的多个不同波长的入射光中的每个入射到所述单个色散棱镜的第一折射面然后从所述单个色散棱镜的与所述第一折射面不同的第二折射面出射。

33. 根据权利要求 32 所述的基因测序系统，其中，所述多个不同波长的入射光中的每个以预定入射角度入射到所述单个色散棱镜的第一折射面，所述预定入射角度被选择为使得入射到所述第一折射面上的入射光的入射方向与从所述第二折射面出射的相应的激发光的出射方向之间的偏向角最小化。

34. 根据权利要求 32 所述的基因测序系统，其中，所述第一折射面和所述第二折射面是所述单个色散棱镜的相邻的面，所述单个色散棱镜具有形成于所述第一折射面与所述第二折射面之间的顶角，所述单个色散棱镜被选择为使得其顶角和形成其的材料的组合使得所述夹角不小于所述阈值角度。

35. 根据权利要求 34 所述的基因测序系统，其中，所述单个色散棱镜是三棱镜。

36. 根据从属于权利要求 27 时的权利要求 31 所述的基因测序系统，其中，所述至少一个色散棱镜包括多个顺序布置的色散棱镜，多个所述色散棱镜中的每个具有形成于其相邻的第一折射面和第二折射面之间的顶角并且被定位成以其第一折射面接收入射到其上的每个光并使该光从其第二折射面出射，其中所述多个色散棱镜的数量以及所述多个色散棱镜中每个色散棱镜的顶角和材料的组合被选择为使得所述夹角不小于所述阈值角度。

37. 根据权利要求 36 所述的基因测序系统，其中，多个所述色散棱镜中的最先接收到来自所述光源的多个不同波长的入射光的首位色散棱镜被定位成使得来自所述光源的多个不同波长的入射光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射，多个所述色散棱镜中除所述首位色散棱镜之外的每个被定位成使得从其相邻的上一所述色散棱镜出射的光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射。

38. 根据权利要求 26-28 中任一项所述的基因测序系统，其中，所述分光装置包括至少一个光栅。

39. 根据权利要求 26 所述的基因测序系统，其中，所述荧光引导装置包括顺序布置的多个第二二向色镜，所述多个第二二向色镜包括最远离所述第一二向色镜的末位第二二向色镜和位于所述末位第二二向色镜与所述第一二向色镜之间的至少一个在前第二二向色镜，所述第一二向色镜接收的所述多个荧光经所述多个第二二向色镜依次传播；

每个所述在前第二二向色镜被定位成将入射到其上的、所述多个荧光中的至少一个荧光中的一个荧光引导至一个相应的所述成像装置，并将所述至少一个荧光中的其余荧光引导至其相邻的下一所述第二二向色镜，

所述末位第二二向色镜被定位成将入射到其上的荧光引导至一个相应的所述成像装置。

40. 根据权利要求 26-28 和 39 中任一项所述的基因测序系统，其中，所述光源是激光源或 LED 光源。

41. 根据权利要求 40 所述的基因测序系统，其中，所述激光源发射的作为所述入射光的激光适于被直接传输到所述分光装置或经由光纤传输到所述分光装置。

42. 一种检测方法，包括：

经由光源或光传导装置发射多个不同波长的入射光；

经由分光装置接收并分离来自所述光源或光传导装置的多个不同波长的入射光，使得所述多个不同波长的入射光中的每个从所述分光装置沿不同的出射方向出射作为相应的激发光，其中每个激发光的波长与相应的入射光的波长相同；

经由第一二向色镜接收从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光；

经由设置在待检测样品与所述第一二向色镜之间的物镜接收所述第一二向色镜传输的所述多个激发光、将所述多个激发光聚焦于所述样品上的多个不同区域以分别在相应区域中激发多个荧光、并将所述多个荧光传输至所述第一二向色镜；
以及

经由荧光引导装置接收经所述第一二向色镜传输的所述多个荧光、并将所述多个荧光分别引导至与所述多个荧光一一对应的多个成像装置，使得所述多个荧光中的每个由所述多个成像装置中的一个相应成像装置接收和成像以得到相应的荧光信息用于检测。

43. 根据权利要求 42 所述的检测方法，其中，所述分光装置被选择为使得从所述分光装置出射的所述多个激发光中相邻波长的激发光的出射方向之间的夹角不小于一阈值角度。

44. 根据权利要求 43 所述的检测方法，其中，所述阈值角度基于预定最小间距与所述物镜的焦距之比，所述预定最小间距指示所述多个激发光在所述样品上的聚焦光斑相互需间隔开的最小距离。

45. 根据权利要求 43-44 中任一项所述的检测方法，还包括以下至少之一：

经由位于所述光源或光传导装置与所述分光装置之间的第一光束整形装置将从所述光源或光传导装置输出的多个不同波长的入射光进行整形后传输至所述分光装置；

经由位于所述分光装置与所述第一二向色镜之间的第二光束整形装置将从所述分光装置出射的、分别与所述多个不同波长的入射光相应的多个激发光进行整形后传输至所述第一二向色镜。

46. 根据从属于权利要求 44 时的权利要求 45 所述的检测方法，其中，所述第二光束整形装置具有角放大率，在所述检测方法包括经由所述第二光束整形装置将从所述分光装置出射的所述多个激发光进行整形的情况下，所述阈值角度等于所述预定最小间距与所述物镜的焦距之比与所述角放大率的绝对值的倒数的乘积。

47. 根据权利要求 42-44 中任一项所述的检测方法，其中，所述分光装置包括至少一个色散棱镜。

48. 根据从属于权利要求 43 时的权利要求 47 所述的检测方法，其中，所述至少一个色散棱镜包括单个色散棱镜，所述单个色散棱镜被定位成使得来自所述光源或光传导装置的多个不同波长的入射光中的每个入射到所述单个色散棱镜的第一折射面然后从所述单个色散棱镜的与所述第一折射面不同的第二折射面出射。

49. 根据权利要求 48 所述的检测方法，其中，所述多个不同波长的入射光中的每个以预定入射角度入射到所述单个色散棱镜的第一折射面，所述预定入射角度被选择为使得入射到所述第一折射面上的入射光的入射方向与从所述第二折射面出射的相应的激发光的出射方向之间的偏向角最小化。

50. 根据权利要求 48 所述的检测方法，其中，所述第一折射面和所述第二折射面是所述单个色散棱镜的相邻的面，所述单个色散棱镜具有形成于所述第一折射面与所述第二折射面之间的顶角，所述单个色散棱镜被选择为使得其顶角和形成其的材料的组合使得所述夹角不小于所述阈值角度。

51. 根据权利要求 50 所述的检测方法，其中，所述单个色散棱镜是三棱镜。

52. 根据从属于权利要求 43 时的权利要求 47 所述的检测方法，其中，所述至少一个色散棱镜包括多个顺序布置的色散棱镜，多个所述色散棱镜中的每个具有形成于其相邻的第一折射面和第二折射面之间的顶角并且被定位成以其第一折射面接收入射到其上的每个光并使该光从其第二折射面出射，其中所述多个色散棱镜的数量以及所述多个色散棱镜中每个色散棱镜的顶角和材料的组合被选择为使得所述夹角不小于所述阈值角度。

53. 根据权利要求 52 所述的检测方法，其中，多个所述色散棱镜中的最先接收到来自所述光源或光传导装置的多个不同波长的入射光的首位色散棱镜被定位成使得来自所述光源或光传导装置的多个不同波长的入射光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射，多个所述色散棱镜中除所述首位色散棱镜之外的每个被定位成使得从其相邻的上一所述色散棱镜出射的光中的每个入射到其第一折射面然后从其第二折射面出射。

54. 根据权利要求 42-44 中任一项所述的检测方法，其中，所述分光装置包括至少一个光栅。

55. 根据权利要求 42 所述的检测方法，其中，所述荧光引导装置包括顺序布置的多个第二二向色镜，所述多个第二二向色镜包括最远离所述第一二向色镜的末位第二二向色镜和位于所述末位第二二向色镜与所述第一二向色镜之间的至少一个在前第二二向色镜，所述第一二向色镜接收的所述多个荧光经所述多个第二二向色镜依次传播；

每个所述在前第二二向色镜被定位成将入射到其上的、所述多个荧光中的至少一个荧光中的一个荧光引导至一个相应的所述成像装置，并将所述至少一个荧光中的其余荧光引导至其相邻的下一所述第二二向色镜，

所述末位第二二向色镜被定位成将入射到其上的荧光引导至一个相应的所述成像装置。

56. 根据权利要求 42-44 和 55 中任一项所述的检测方法，其中，所述光源是 LED 光源或卤素灯光源，所述光传导装置是单个光纤。

57. 根据权利要求 56 所述的检测方法，其中，所述单个光纤是同轴耦合光纤。

58. 根据权利要求 42-44 和 55 中任一项所述的检测方法，其中，所述样品是生物样品或化学样品。

59. 根据权利要求 42-44 和 55 中任一项所述的检测方法，用于进行基因检测。

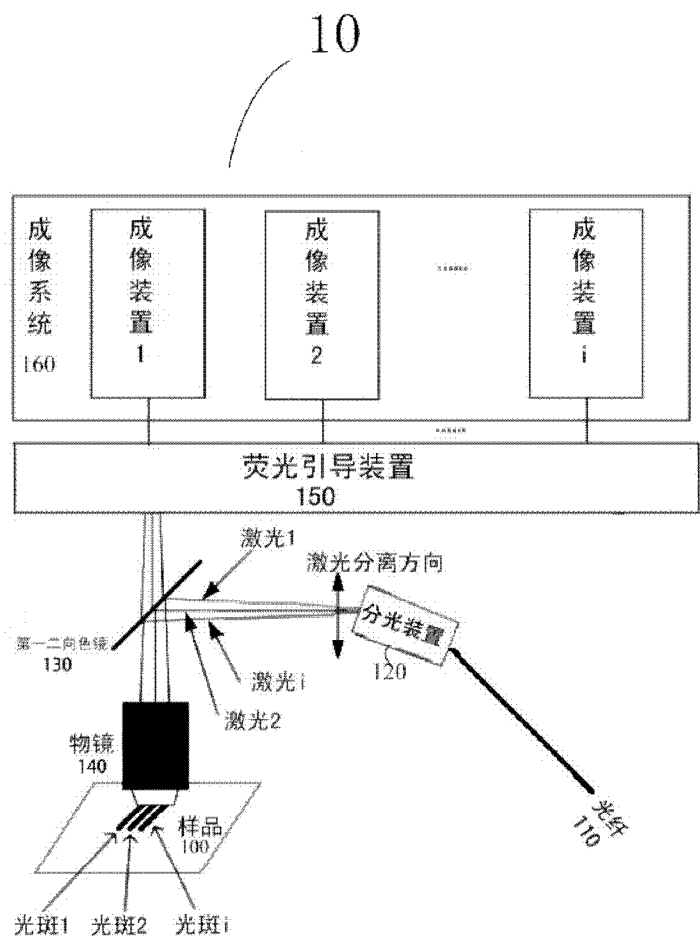


图 1a

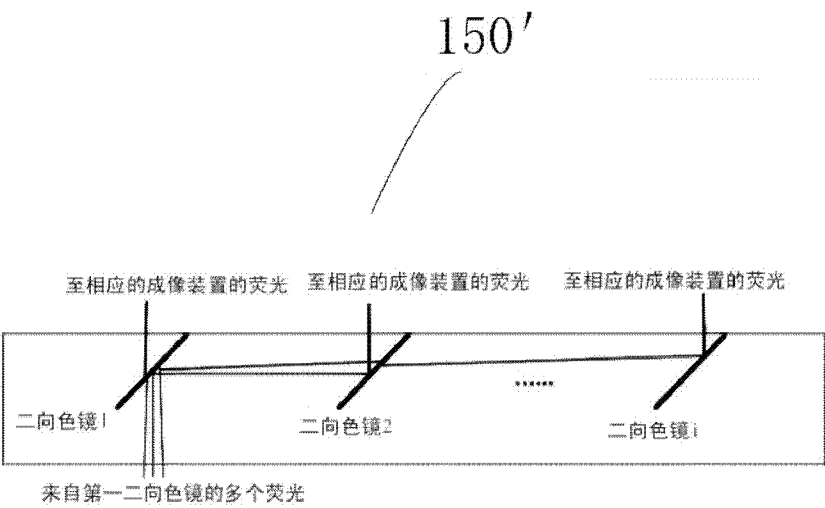


图 1b

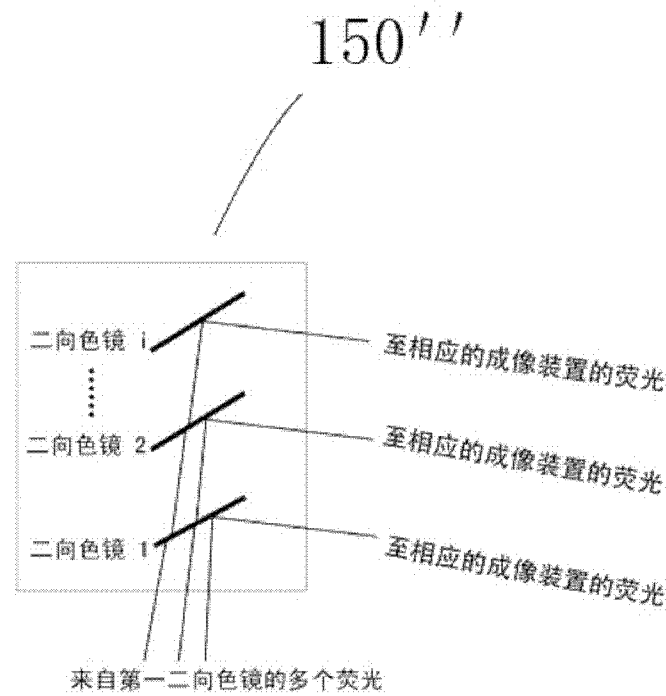


图 1c

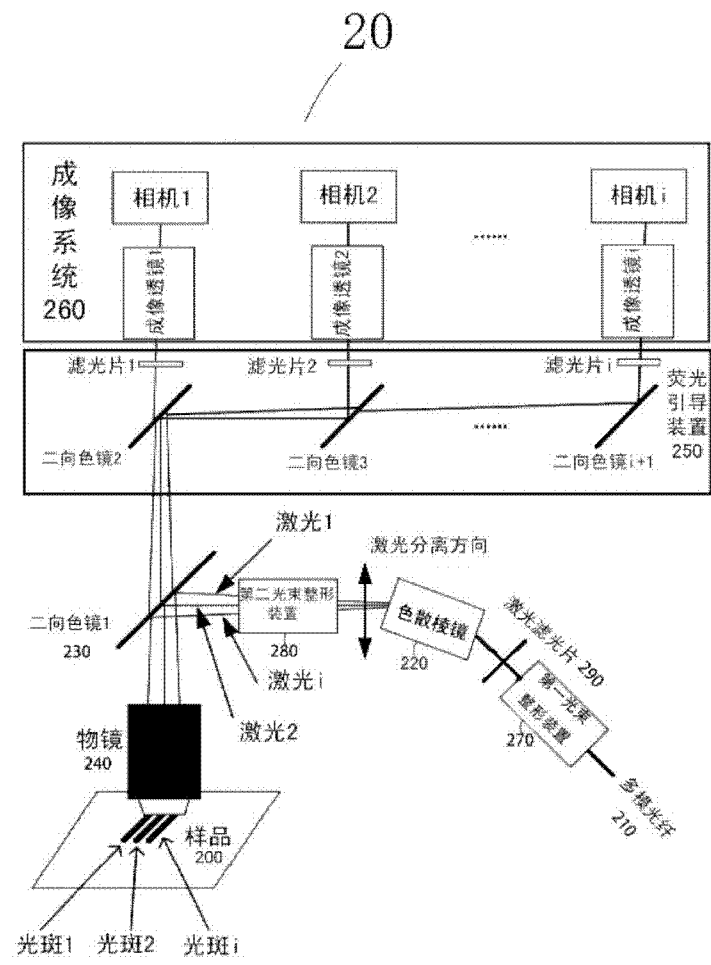


图 2

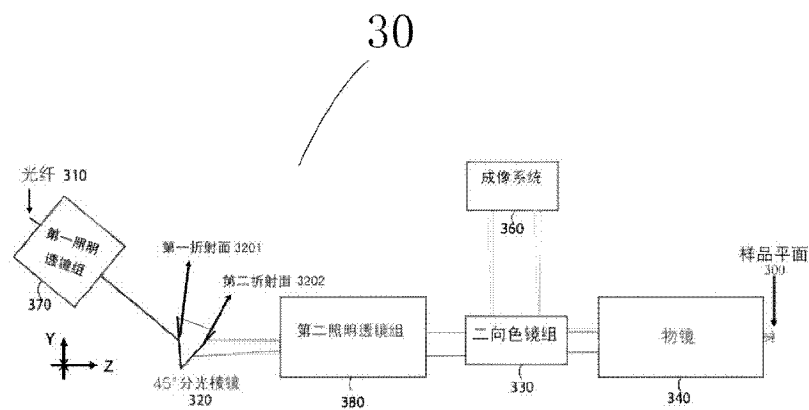


图 3

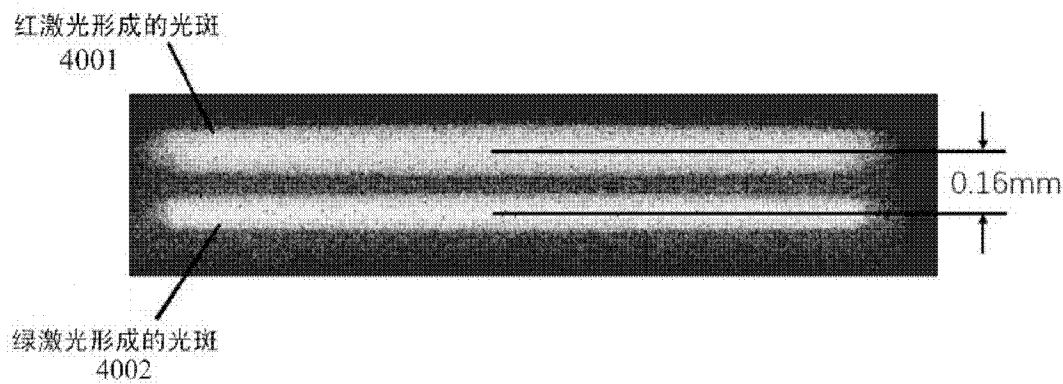


图 4

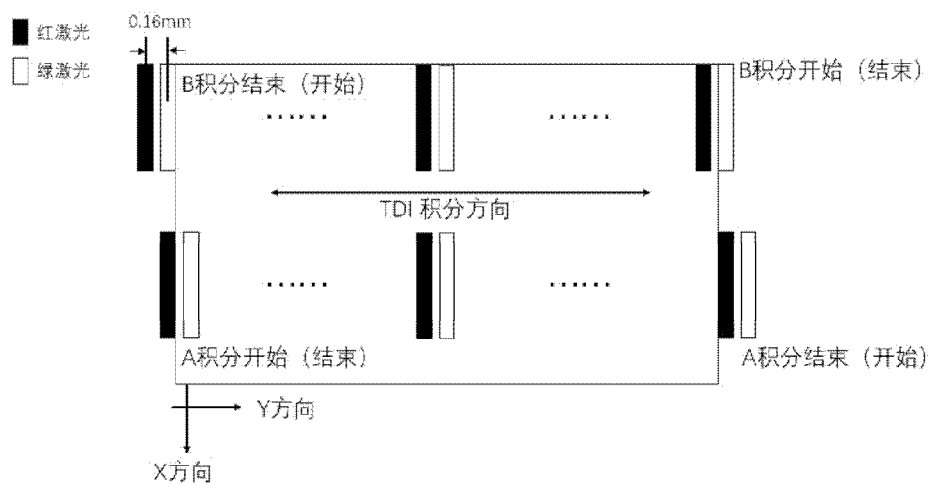


图 5

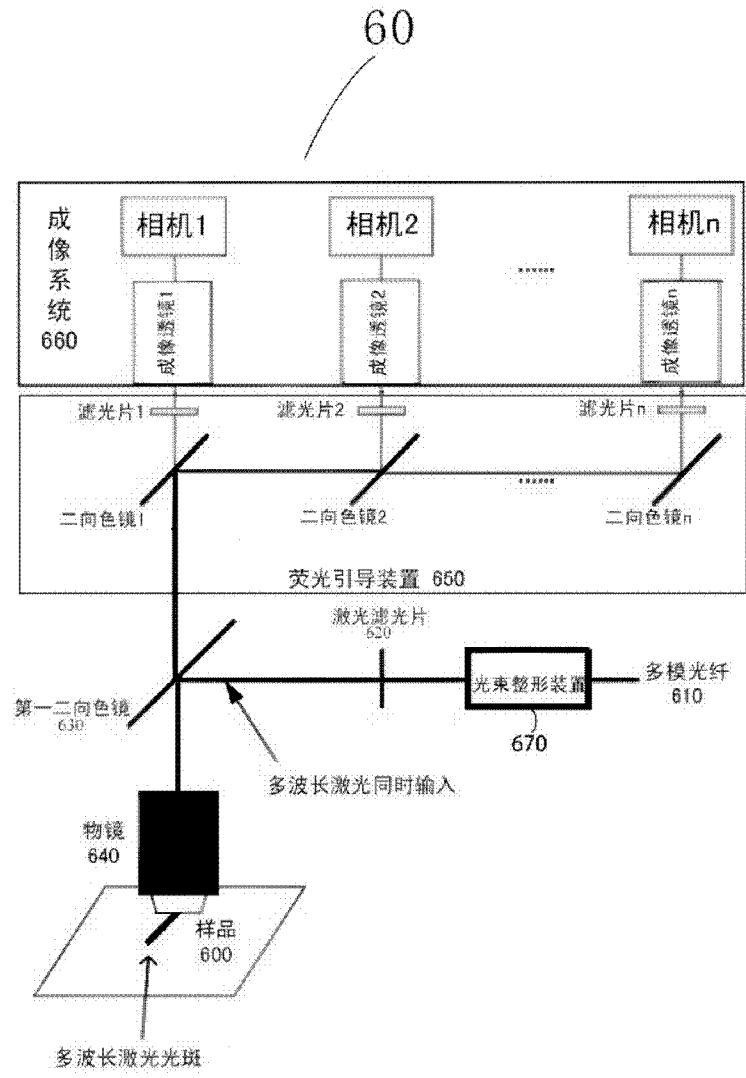


图 6

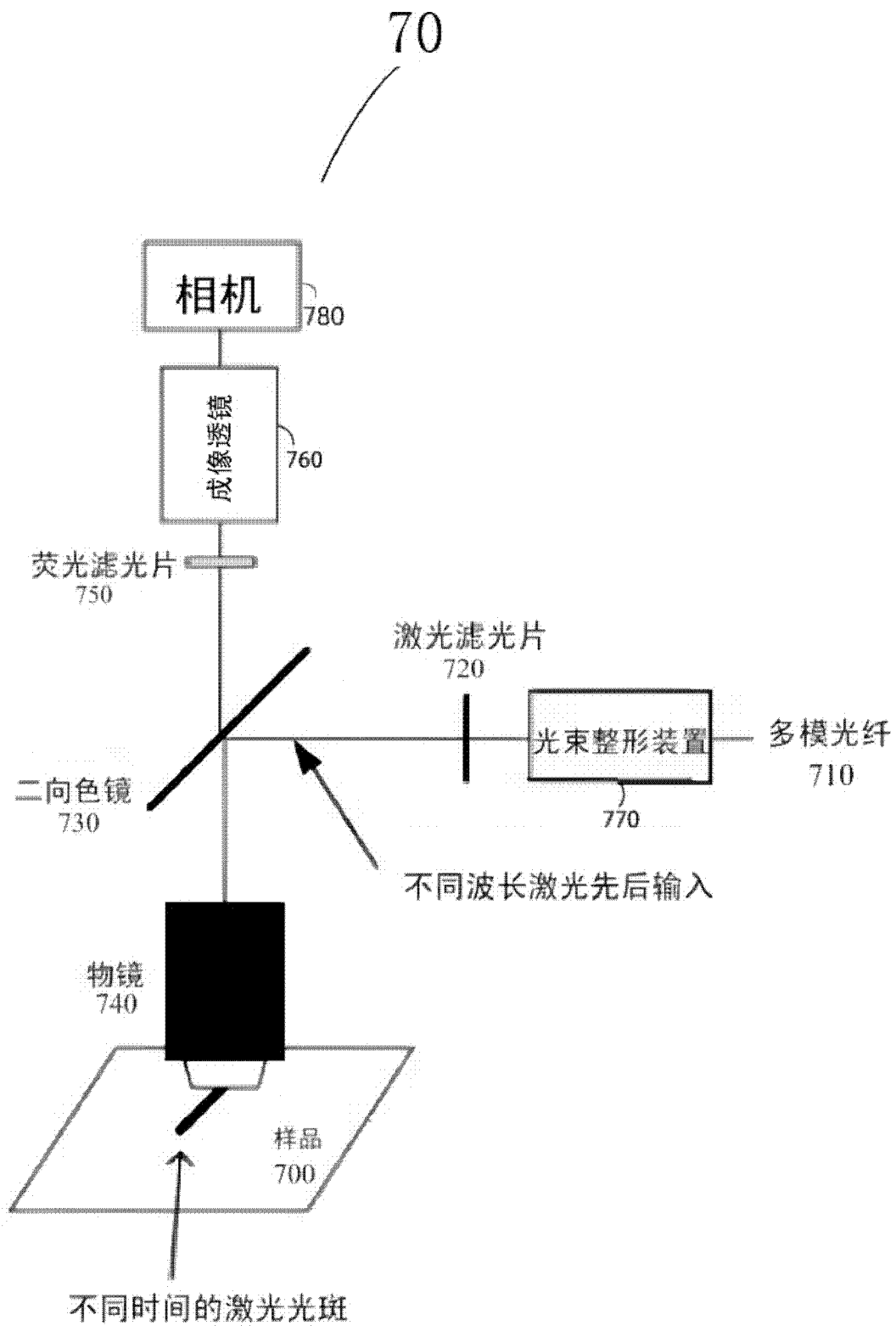


图 7

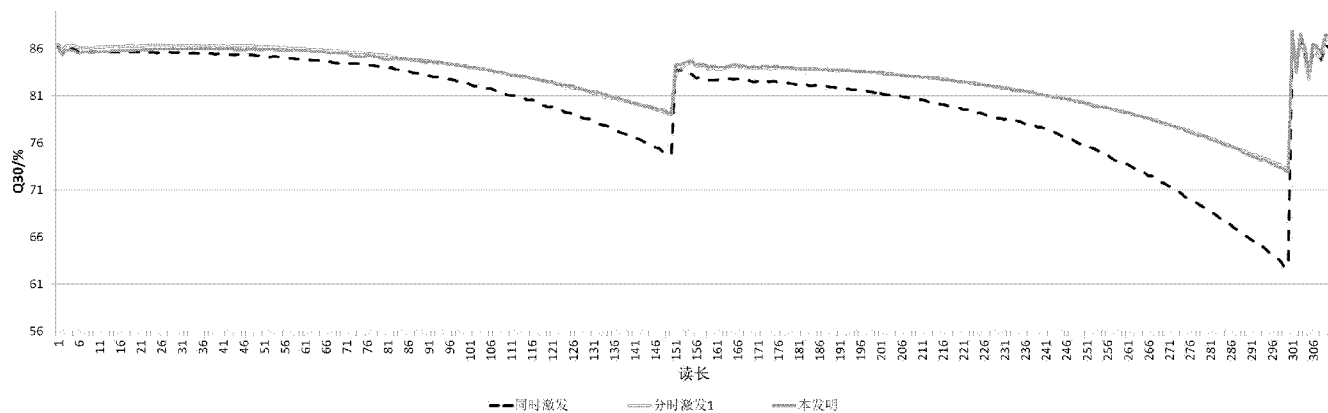


图 8a

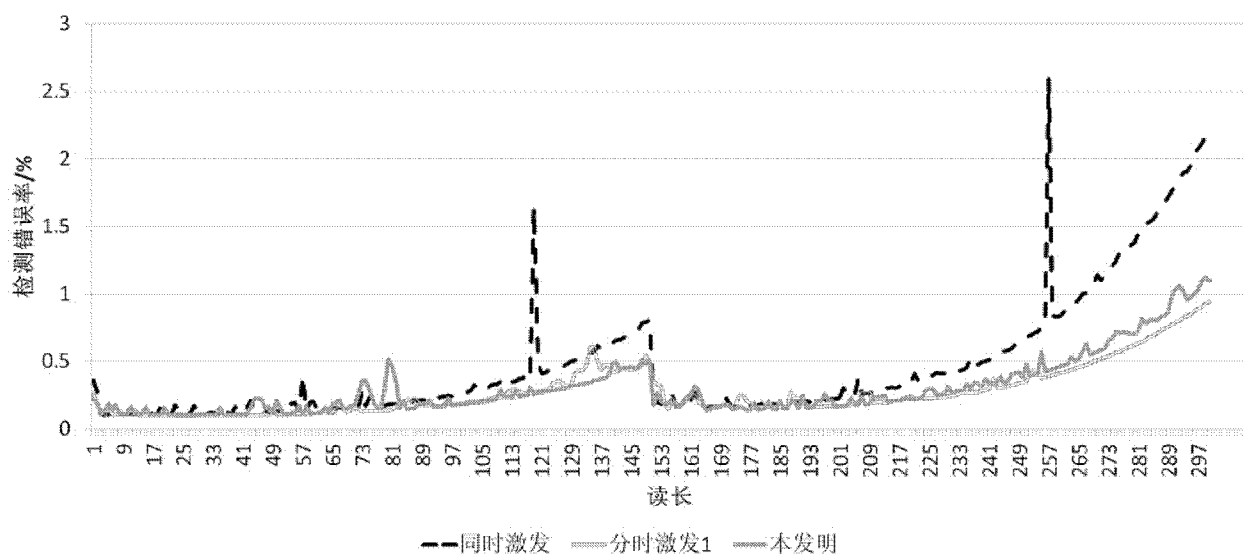


图 8b

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2021/128444

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

C12M 1/42(2006.01)i; C12M 1/00(2006.01)i; G01N 21/64(2006.01)i; G02B 6/124(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)

C12M,G01N,G02B

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)

CNABS; WPABSC; CNTXT; CNKI; 百度学术, BAIDU SCHOLAR; 基因测序, 聚合酶链式反应, 色散棱镜, 光栅, 二向色镜, 物镜等; DWPI; WPABS; ENTXT; PUBMED; ISI WEB OF SCIENCE: gen+ sequenc+, PCR, dispersi+ prism?, grating?, raster?, dichroic mirror?, dichroscope?, field lens??. object lens??. objective?等

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 107576639 A (CAPITALBIO GROUP CO., LTD.) 12 January 2018 (2018-01-12) see description, paragraphs [0007]-[0036], and figures 1-5	1-59
Y	CN 111566528 A (PACIFIC BIOSCIENCES OF CALIFORNIA, INC.) 21 August 2020 (2020-08-21) see description, paragraphs [0111]-[0377], and figures 1-20	1-59
A	CN 109596587 A (SUZHOU INSTITUTE OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND TECHNOLOGY, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 09 April 2019 (2019-04-09) see description, specific embodiments	1-59
A	CN 112646703 A (CHANGCHUN INSTITUTE OF OPTICS, FINE MECHANICS AND PHYSICS, CHINESE ACADEMY OF SCIENCES) 13 April 2021 (2021-04-13) see description, specific embodiments	1-59
A	CN 113155826 A (SHENZHEN MGI TECHNOLOGY CO., LTD.) 23 July 2021 (2021-07-23) see description, specific embodiments	1-59



Further documents are listed in the continuation of Box C.



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

“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

24 June 2022

Date of mailing of the international search report

15 July 2022

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration (ISA/
CN)
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao, Haidian District, Beijing
100088, China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2021/128444

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	107576639	A	12 January 2018	None			
CN	111566528	A	21 August 2020	WO	2019090192	A1	09 May 2019
				US	2021311254	A1	07 October 2021
				EP	3704521	A1	09 September 2020
				US	2019179078	A1	13 June 2019
CN	109596587	A	09 April 2019	None			
CN	112646703	A	13 April 2021	None			
CN	113155826	A	23 July 2021	None			

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2021/128444

A. 主题的分类

C12M 1/42(2006.01)i; C12M 1/00(2006.01)i; G01N 21/64(2006.01)i; G02B 6/124(2006.01)i

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

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

C12M, G01N, G02B

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

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))

CNABS; WPABSC; CNTXT; CNKI; 百度学术和检索词: 基因测序, 聚合酶链式反应, 色散棱镜, 光栅, 二向色镜, 物镜等; DWPI; WPABS; ENTXT; PUBMED; ISI WEB OF SCIENCE和检索词: gen+ sequenc+, PCR, dispersi+ prism?, grating?, raster?, dichroic mirror?, dichroscope?, field lens??. object lens??. objective?等

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
Y	CN 107576639 A (博奥生物集团有限公司) 2018年1月12日 (2018 - 01 - 12) 参见说明书第[0007]-[0036]段, 图1-5	1-59
Y	CN 111566528 A (加利福尼亚太平洋生物科学股份有限公司) 2020年8月21日 (2020 - 08 - 21) 参见说明书第[0111]-[0377]段, 图1-20	1-59
A	CN 109596587 A (中国科学院苏州生物医学工程技术研究所) 2019年4月9日 (2019 - 04 - 09) 参见说明书具体实施方式	1-59
A	CN 112646703 A (中国科学院长春光学精密机械与物理研究所) 2021年4月13日 (2021 - 04 - 13) 参见说明书具体实施方式	1-59
A	CN 113155826 A (深圳华大智造科技有限公司) 2021年7月23日 (2021 - 07 - 23) 参见说明书具体实施方式	1-59

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“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)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“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

“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

“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

“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

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期

2022年6月24日

国际检索报告邮寄日期

2022年7月15日

ISA/CN的名称和邮寄地址

中国国家知识产权局(ISA/CN)

中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088

传真号 (86-10)62019451

受权官员

穆飞航

电话号码 (86-10) 62412295

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2021/128444

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	107576639	A	2018年1月12日	无			
CN	111566528	A	2020年8月21日	WO	2019090192	A1	2019年5月9日
				US	2021311254	A1	2021年10月7日
				EP	3704521	A1	2020年9月9日
				US	2019179078	A1	2019年6月13日
CN	109596587	A	2019年4月9日	无			
CN	112646703	A	2021年4月13日	无			
CN	113155826	A	2021年7月23日	无			