



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107744382 A

(43)申请公布日 2018.03.02

(21)申请号 201711155929.1

(22)申请日 2017.11.20

(71)申请人 北京数字精准医疗科技有限公司

地址 101500 北京市密云区经济开发区西
祥路2号-1

(72)发明人 迟崇巍 王丽

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限
公司 11127

代理人 王天尧 汤在彦

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

光学分子影像导航系统

(57)摘要

本发明实施例提供了一种光学分子影像导航系统,该系统包括:可见光光源为采集背景图像提供可见光;近红外光光源提供近红外光,近红外光为产生荧光的激发光;内窥镜装置,包括:物镜汇聚和接收可见光与近红外光的混合光束,混合光束是所述可见光与近红外光对待成像物体照射后的混合反射光;转像结构将物镜接收到的倒像的混合光束转换为正像的混合光束,并将正像的混合光束传递给分光装置;分光装置,对正像的混合光束进行分光,分光后的可见光是背景环境的背景图像的光束,分光后的近红外光是待成像物体的物体荧光图像的光束;相机装置从分光装置接收背景图像和物体荧光图像;图像处理装置对背景图像和物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。



1. 一种光学分子影像导航系统,其特征在于,包括:可见光光源、近红外光光源、内窥镜装置、分光装置、相机装置以及图像处理装置,其中,

所述可见光光源,用于为采集背景图像提供可见光;

所述近红外光光源,用于提供近红外光,所述近红外光为产生荧光的激发光;

所述内窥镜装置,包括:

物镜,用于汇聚和接收可见光与近红外光的混合光束,所述混合光束是所述可见光与所述近红外光对待成像物体照射后的混合反射光,所述可见光的反射光是背景环境的倒像的光束,所述近红外光的反射光是所述待成像物体的倒像的光束;

转像结构,用于将所述物镜接收到的倒像的混合光束转换为正像的混合光束,并将正像的混合光束传递给分光装置;

所述分光装置,用于对正像的混合光束进行分光,分光后的可见光是背景环境的背景图像的光束,分光后的近红外光是所述待成像物体的物体荧光图像的光束;

所述相机装置,用于从所述分光装置接收所述背景图像和所述物体荧光图像;

所述图像处理装置,用于对所述背景图像和所述物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。

2. 如权利要求1所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述分光装置,包括:

二向色片,用于对正像的混合光束进行分光,得到分光后的可见光和分光后的近红外光;

可见光成像结构,用于对分光后的可见光生成背景环境的背景图像;

近红外光成像结构,用于对分光后的近红外光生成所述待成像物体的物体荧光图像。

3. 如权利要求2所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述二向色片对所述可见光进行分光的谱段范围为400纳米至800纳米;所述二向色片对所述近红外光进行分光的谱段范围为800纳米至890纳米。

4. 如权利要求2所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述可见光成像结构,包括:

可见光带通滤光片,所述可见光带通滤光片的带通范围为400纳米至650纳米。

5. 如权利要求2所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述近红外光成像结构,包括:

近红外光带通滤光片,所述近红外光带通滤光片的带通范围为810纳米至890纳米。

6. 如权利要求2所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述相机装置,包括:

彩色相机,用于从所述可见光成像结构接收所述背景图像;

荧光相机,用于从所述近红外光成像结构接收所述物体荧光图像。

7. 如权利要求1至6中任一项所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述图像处理装置,具体用于,对所述背景图像进行亮度调整和优化处理,得到处理后的背景图像;对所述物体荧光图像进行分割、特征提取和伪彩色变换处理,得到处理后的物体荧光图像;对处理后的背景图像和处理后的物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。

8. 如权利要求1至6中任一项所述的光学分子影像导航系统,其特征在于,所述光学分子影像导航系统为手持式的。

光学分子影像导航系统

技术领域

[0001] 本发明涉及分子成像技术领域,特别涉及一种光学分子影像导航系统。

背景技术

[0002] 近年来,医学影像技术蓬勃发展,在成像方法上已由过去的结构性、功能性成像向细胞分子水平的分子成像方法方面突破。医学诊断方法也从传统医生经验方法向着精准医学的目标而迈进。分子影像的方法可以帮助医生客观精确的从细胞分子水平判断病症的精准位置,而光学分子影像的方法由于其高分辨率、高特异性等优点受到国际上的广泛关注,而其中近红外激发荧光分子影像技术由于生物组织的吸收和散射效应最小,信背比较高等优点,已经成为研究的热点。

[0003] 目前,国内外已有关于单台相机实现近红外成像的方法,然而这种方法仅提供荧光图像,对可见光探测的效果较差。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供了一种光学分子影像导航系统,以解决现有技术中光学分子影像导航系统由于仅提供荧光图像导致对可见光探测的效果较差的技术问题。该系统包括:可见光光源、近红外光光源、内窥镜装置、分光装置、相机装置以及图像处理装置,其中,所述可见光光源,用于为采集背景图像提供可见光;所述近红外光光源,用于提供近红外光,所述近红外光为产生荧光的激发光;所述内窥镜装置,包括:物镜,用于汇聚和接收可见光与近红外光的混合光束,所述混合光束是所述可见光与所述近红外光对待成像物体照射后的混合反射光,所述可见光的反射光是背景环境的倒像的光束,所述近红外光的反射光是所述待成像物体的倒像的光束;转像结构,用于将所述物镜接收到的倒像的混合光束转换为正像的混合光束,并将正像的混合光束传递给分光装置;所述分光装置,用于对正像的混合光束进行分光,可见光与荧光分别代表了目标背景信息和目标信息,分光后的可见光是背景环境的背景图像的光束,分光后的近红外光是所述待成像物体的物体荧光图像的光束;所述相机装置,用于从所述分光装置接收所述背景图像和所述物体荧光图像;所述图像处理装置,用于对所述背景图像和所述物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。

[0005] 在本发明实施例中,通过设置可见光光源和近红外光光源,分别提供了可见光和近红外光,进而通过分光装置进行分光分别得到可见光的光路和红外光的光路,对分光后的可见光生成背景图像,对分光后的近红外光生成待成像物体的物体荧光图像,使得同时采集到了背景图像和物体荧光图像,在实际操作中不仅可以看到较强的物体荧光图像信息,同时可见光的照射也可以使得观测人员看到可见的背景信息,同时两个光谱的光线并不会相互影响,可以有效的解决现有技术中光学分子影像导航系统由于仅提供荧光图像导致对可见光探测的效果较差的技术问题。背景图像和物体荧光图像通过融合处理输出的融合图像,有利于实现医学图像导航精确定位病症区域的目的。此外,上述内窥镜装置与现有的内窥镜装置相比,取消了原有的目镜系统,只包括物镜和转像系统,简化了光学分子影像

导航系统的整体光路,也减轻了光学分子影像导航系统的整体重量。

附图说明

[0006] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明的限定。在附图中:

[0007] 图1是本发明实施例提供的一种光学分子影像导航系统的结构框图;

[0008] 图2是本发明实施例提供的一种内窥镜装置内物镜的结构及光路的示意图;

[0009] 图3是本发明实施例提供的一种内窥镜装置内窥镜装置内转像结构及光路的示意图;

[0010] 图4是本发明实施例提供的一种分光装置的结构及光路的示意图。

具体实施方式

[0011] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚明白,下面结合实施方式和附图,对本发明做进一步详细说明。在此,本发明的示意性实施方式及其说明用于解释本发明,但并不作为对本发明的限定。

[0012] 在本发明实施例中,提供了一种光学分子影像导航系统,如图1所示,该系统包括:可见光光源111、近红外光光源112、内窥镜装置120、分光装置130、相机装置140以及图像处理装置150,其中,

[0013] 所述可见光光源111,用于为采集背景图像提供可见光;

[0014] 所述近红外光光源112,用于提供近红外光,所述近红外光为产生荧光的激发光;

[0015] 所述内窥镜装置120,包括:

[0016] 物镜121,用于汇聚和接收可见光与近红外光的混合光束,所述混合光束来自于可见光与近红外光对待成像物体照射后的混合反射光,可见光的反射光是背景环境的倒像的光束,近红外光的反射光是所述待成像物体的倒像的光束,例如,待成像物体可以为肿瘤、血管等;

[0017] 转像结构122,用于将所述物镜121接收到的倒像的混合光束转换为正像的混合光束,并在经过其内部的多个像转换阵列后将正像的混合光束传至分光装置;

[0018] 所述分光装置130,用于对正像的混合光束进行分光,反光后的可见光与荧光分别代表了背景信息和待成像物体的信息,分光后的可见光是背景环境的背景图像的光束,分光后的近红外光是所述待成像物体的物体荧光图像的光束;具体的,近红外光主要激发照射的待成像物体为肿瘤、血管或病变组织等关键目标位置,这些关键物体反射特异性近红外光束形成荧光图像;

[0019] 所述相机装置140,用于从所述分光装置接收所述背景图像和所述物体荧光图像;

[0020] 所述图像处理装置150,用于对所述背景图像和所述物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。

[0021] 由图1所示可知,在本发明实施例中,通过设置可见光光源和近红外光光源,分别提供了可见光和近红外光,进而通过分光装置进行分光分别得到可见光的光路和红外光的光路,对分光后的可见光生成背景图像,对分光后的近红外光生成待成像物体的物体荧光图像,使得同时采集到了背景图像和物体荧光图像,在实际操作中不仅可以看到较强的物

体荧光图像信息,同时可见光的照射也可以使得观测人员看到可见的背景信息,同时两个光谱的光线并不会相互影响,可以有效的解决现有技术中光学分子影像导航系统由于仅提供荧光图像导致对可见光探测的效果较差的技术问题。背景图像和物体荧光图像通过融合处理输出的融合图像,有利于实现医学图像导航精确定位病症区域的目的。此外,上述内窥镜装置与现有的内窥镜装置相比,取消了原有的目镜系统,只包括物镜和转像系统,简化了光学分子影像导航系统的整体光路,也减轻了光学分子影像导航系统的整体重量。

[0022] 具体实施时,如图1所示,可见光光源111和近红外光光源112组成多光谱光源110。具体的,近红外光光源112提供近红外光的普段范围可以为400纳米至650纳米,波长可以为785纳米。

[0023] 具体实施时,上述内窥镜装置120只包括物镜121和转像结构122,与现有的内窥镜装置相比,上述内窥镜装置120去掉了原有的目镜。具体的,待成像物体直接通过物镜121和转像结构122配合分光装置130在探测器上成像。具体的,如图2所示,可见光与近红外光照射待成像物体并通过物镜121后,在物镜121后方成汇聚倒立的像的混合光束,之后混合光束进入转像结构122,实现倒像的混合光束到正像的混合光束的转换和长距离传输,而后与分光系统130相衔接。具体的,如图3所示,转像结构122对物镜121之后形成的汇聚倒立像的混合光束进行发散传递,各光束分别在自己的路线上进行传递,再经过其内部的透镜组后进行汇聚和转像,这样即实现了倒立像的混合光束向正立像的混合光束的转换。图2、3所示的光束10、20、20、40经过物镜121后汇聚并成倒立像的光束11、21、31、41,再经由转像结构122内部的多个透镜组进行传递,并最后输出如图3所示的10、20、30、40的正立像的光束。

[0024] 具体实施时,为了实现对可见光和近红外光的混合光束进行分光,进而分别得到背景图像和物体荧光图像,如图1、4所示,所述分光装置130,包括:二向色片131,用于对正像的混合光束进行分光,得到分光后的可见光(如图4所示的光路1)和分光后的近红外光(如图4所示的光路2);可见光成像结构132,由多个透镜组成(例如,由凹透镜、凸透镜、光阑等组成的透镜组),通过可见光波长、发散角度、传输距离等参数进行的组合设计,使得分光后的可见光在相机感光元件上生成清晰的背景图像;近红外光成像结构133,由多个透镜组成(例如,由凹透镜、凸透镜、光阑等组成的透镜组),通过近红外光波长、发散角度、传输距离等参数进行组合设计,使得分光后的近红外光在相机感光元件上生成清晰的待成像物体的物体荧光图像。混合光束IN经过分光结构之后在相机内的成像光束分别为近红外光A1、B1、C1、D1和可见光E1、F1、G1、H1。

[0025] 具体的,为了实现两个光谱的光线相互不影响,在本实施例中,所述二向色片131对所述可见光进行分光的谱段范围为400纳米至800纳米;所述二向色片131对所述近红外光进行分光的谱段范围为800纳米至890纳米。

[0026] 具体实施时,所述可见光成像结构132,包括:可见光带通滤光片,所述可见光带通滤光片的带通范围为400纳米至650纳米,高透。

[0027] 具体实施时,所述近红外光成像结构133,包括:近红外光带通滤光片,所述近红外光带通滤光片的带通范围为810纳米至890纳米,高透。

[0028] 具体实施时,为了分别接收到背景图像和物体荧光图像,在本实施例中,如图1所示,所述相机装置140,包括:彩色相机141,用于从所述可见光成像结构132接收所述背景图像;荧光相机142,用于从所述近红外光成像结构133接收所述物体荧光图像。

[0029] 具体实施时,得到背景图像和物体荧光图像后,则对背景图像和物体荧光图像进行融合处理,在本实施例中,所述图像处理装置150,具体用于,对所述背景图像进行亮度调整和优化处理,得到处理后的背景图像;对所述物体荧光图像进行分割、特征提取和伪彩色变换处理,得到处理后的物体荧光图像;对处理后的背景图像和处理后的物体荧光图像进行融合处理,输出融合图像。

[0030] 具体实施时,为了方便操作人员在操作过程中对不同角度不同方向进行快速融合成像,在本实施例中,可以将上述光学分子影像导航系统的外形设计为手持方式,以便于内窥镜手术过程中医生的操作方式。

[0031] 在本发明实施例中,通过设置可见光光源和近红外光光源,分别提供了可见光和近红外光,进而通过分光装置进行分光分别得到可见光的光路和红外光的光路,对分光后的可见光生成背景图像,对分光后的近红外光生成待成像物体的物体荧光图像,使得同时采集到了背景图像和物体荧光图像,在实际操作中不仅可以看到较强的物体荧光图像信息,同时可见光的照射也可以使得观测人员看到可见的背景信息,同时两个光谱的光线并不会相互影响,可以有效的解决现有技术中光学分子影像导航系统由于仅提供荧光图像导致对可见光探测的效果较差的技术问题。背景图像和物体荧光图像通过融合处理输出的融合图像,有利于实现医学图像导航精确定位病症区域的目的。此外,上述内窥镜装置与现有的内窥镜装置相比,取消了原有的目镜系统,只包括物镜和转像系统,简化了光学分子影像导航系统的整体光路,也减轻了光学分子影像导航系统的整体重量。

[0032] 显然,本领域的技术人员应该明白,上述的本发明实施例的各模块或各步骤可以用通用的计算装置来实现,它们可以集中在单个的计算装置上,或者分布在多个计算装置所组成的网络上,可选地,它们可以用计算装置可执行的程序代码来实现,从而,可以将它们存储在存储装置中由计算装置来执行,并且在某些情况下,可以以不同于此处的顺序执行所示出或描述的步骤,或者将它们分别制作成各个集成电路模块,或者将它们中的多个模块或步骤制作成单个集成电路模块来实现。这样,本发明实施例不限制于任何特定的硬件和软件结合。

[0033] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明实施例可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

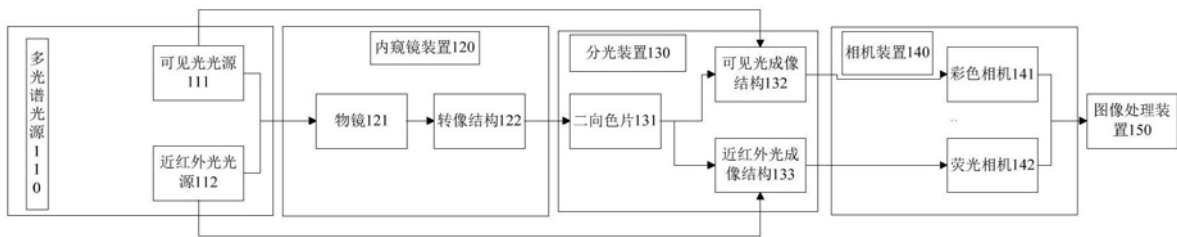


图1

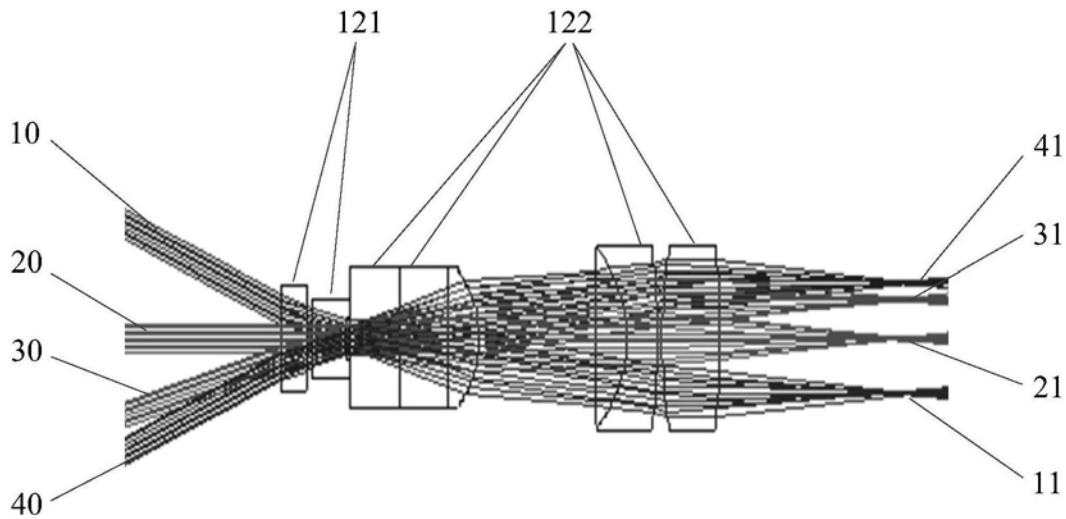


图2

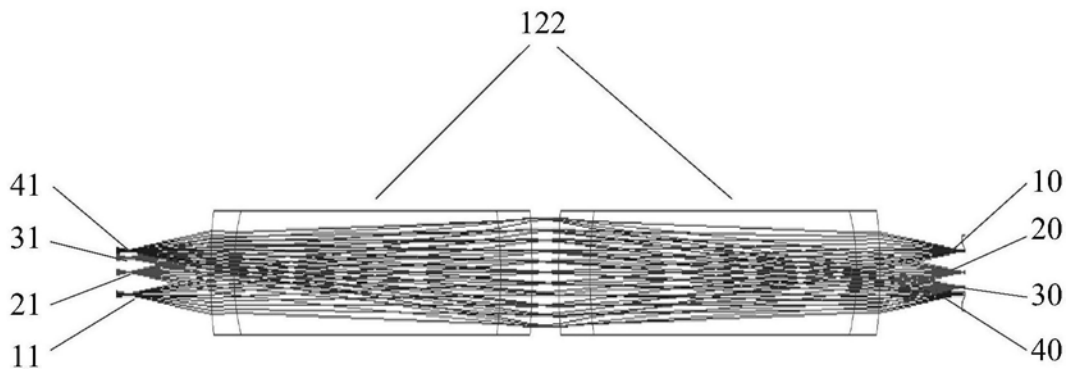


图3

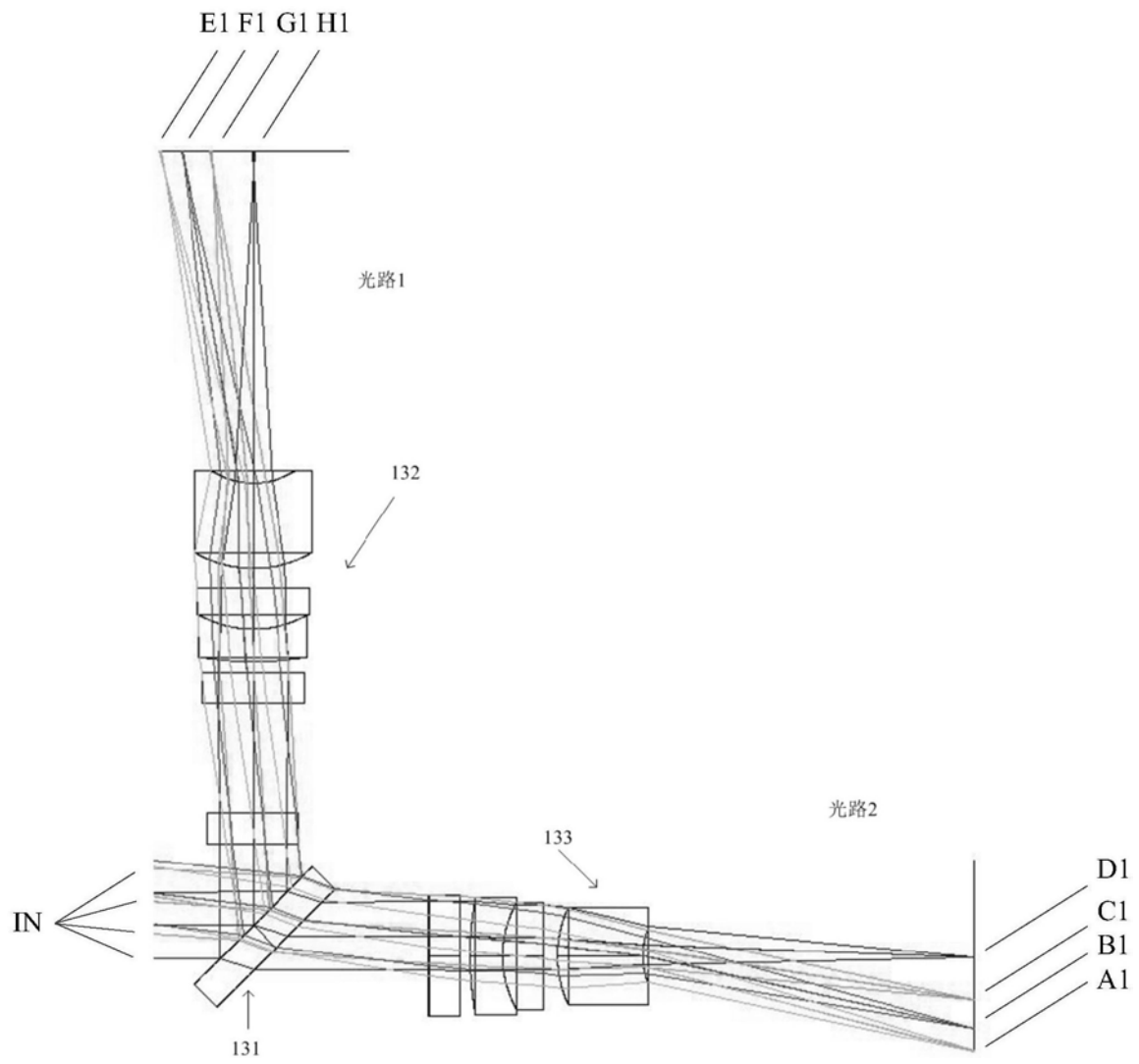


图4

专利名称(译)	光学分子影像导航系统		
公开(公告)号	CN107744382A	公开(公告)日	2018-03-02
申请号	CN201711155929.1	申请日	2017-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京数字精准医疗科技有限公司		
[标]发明人	迟崇巍 王丽		
发明人	迟崇巍 王丽		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00009 A61B1/00163 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0661 A61B5/0071 A61B5/0086		
代理人(译)	王天尧		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种光学分子影像导航系统，该系统包括：可见光光源为采集背景图像提供可见光；近红外光光源提供近红外光，近红外光为产生荧光的激发光；内窥镜装置，包括：物镜汇聚和接收可见光与近红外光的混合光束，混合光束是所述可见光与近红外光对待成像物体照射后的混合反射光；转像结构将物镜接收到的倒像的混合光束转换为正像的混合光束，并将正像的混合光束传递给分光装置；分光装置，对正像的混合光束进行分光，分光后的可见光是背景环境的背景图像的光束，分光后的近红外光是待成像物体的物体荧光图像的光束；相机装置从分光装置接收背景图像和物体荧光图像；图像处理装置对背景图像和物体荧光图像进行融合处理，输出融合图像。

