



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106308729 B

(45)授权公告日 2017.11.24

(21)申请号 201610893422.5

(22)申请日 2016.10.13

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106308729 A

(43)申请公布日 2017.01.11

(73)专利权人 成都英赛景泰光电技术有限公司  
地址 610072 四川省成都市青羊区百花潭路8号5层508号

(72)发明人 李其昌

(74)专利代理机构 成都环泰知识产权代理事务所(特殊普通合伙) 51242

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

(56)对比文件

- US 2011/0004059 A1,2011.01.06,
- JP 特开2009-80410 A,2009.04.16,
- CN 105068360 A,2015.11.18,
- CN 103731601 A,2014.04.16,
- CN 205181290 U,2016.04.27,
- CN 1953697 A,2007.04.25,
- CN 205181290 U,2016.04.27,
- CN 104939793 A,2015.09.30,
- CN 104939793 A,2015.09.30,
- US 2003/0158503 A1,2003.08.21,
- US 2016/0037024 A1,2016.02.04,
- US 2005/0054901 A1,2005.03.10,

审查员 孙颖

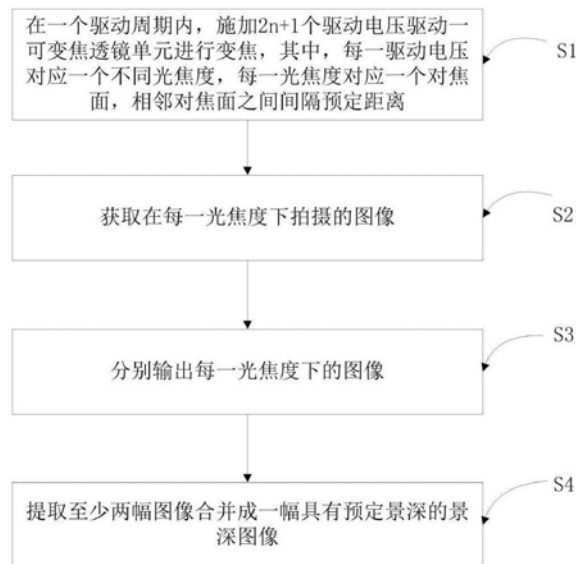
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备

(57)摘要

本发明公开一种用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备。该用于内窥镜的成像方法包括：S1在一个驱动周期内，施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦，其中，每一驱动电压对应一个不同光焦度，每一光焦度对应一个对焦面，相邻对焦面之间间隔预定距离， $n$ 为大于0的整数；S2获取在每一光焦度下拍摄的图像；S3分别输出每一光焦度下的图像；S4提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。本发明还提供对应上述成像方法的用于内窥镜的成像装置以及胶囊型医疗设备。本发明不仅所成图像的景深大，而且成像清晰。



1. 一种用于内窥镜的成像方法,其特征在于,所述用于内窥镜的成像方法包括以下步骤:

S1、在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

S2、获取在每一光焦度下拍摄的图像;

S3、分别输出每一光焦度下的图像;

S4、提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述用于内窥镜的成像方法在步骤S2与S3之间或S3与S4之间还包括以下步骤:

S5、提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

S6、对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

2. 如权利要求1所述的用于内窥镜的成像方法,其特征在于,所述步骤S1具体包括:

S11、施加 $n$ 个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压,得到 $n$ 个正光焦度,其中有一个驱动电压对应最大正光焦度;

S12、施加 $n$ 个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压,得到 $n$ 个负光焦度,其中有一个驱动电压对应最大负光焦度;

S13、施加1个使光焦度为0的驱动电压。

3. 如权利要求2所述的用于内窥镜的成像方法,其特征在于,所述S4中提取偶数幅图像,所述偶数幅图像分为两组:正透镜图像组和负透镜图像组,正透镜图像组中有一幅图像的光焦度占最大正光焦度比例与负透镜图像组中的一幅图像的光焦度占最大负光焦度的比例相同。

4. 如权利要求1至3任一项所述的用于内窥镜的成像方法,其特征在于,所述用于内窥镜的成像方法在所述步骤S1之前还包括以下步骤:

S0、依据所述内窥镜所在位置信息调节光源的亮度。

5. 如权利要求1至3任一项所述的用于内窥镜的成像方法,其特征在于,所述可变焦透镜单元为单个液晶透镜或液晶微透镜阵列。

6. 一种用于内窥镜的成像装置,其特征在于,包括:

可变焦透镜单元,用于形成梯度折射率分布;

主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

驱动单元,在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动所述可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

图像获取单元,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

输出单元,分别输出每一光焦度下的图像;

图像合成单元,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述用于内窥镜的成像装置还包括:

参考图像提取单元,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

图像处理单元,用于对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

7.如权利要求6所述的用于内窥镜的成像装置,其特征在于,所述驱动单元包括:

第一驱动模块,用于施加 $n$ 个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压,得到 $n$ 个正光焦度,其中有一个驱动电压对应最大正光焦度;

第二驱动模块,用于施加 $n$ 个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压,得到 $n$ 个负光焦度,其中有一个驱动电压对应最大负光焦度;

第三驱动模块,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。

8.一种胶囊型医疗设备,包括:胶囊本体,设于胶囊本体内的成像装置,其特征在于,所述成像装置包括:

可变焦透镜单元,用于形成梯度折射率分布;

主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

驱动单元,在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动所述可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

图像获取单元,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

输出单元,分别输出每一光焦度下的图像;

图像合成单元,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,所述成像装置还包括:

参考图像提取单元,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

图像处理单元,用于对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

## 用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及成像技术领域,尤其涉及一种用于内窥镜的成像方法,用于内窥镜的成像装置及具有上述成像装置的胶囊型医疗设备。

### 背景技术

[0002] 随着现代生活节奏的加快,消化道疾病成为人们常发病。目前临床中有采用带有插管的电子内窥镜或医用无线内窥镜(胶囊内窥镜)来进行消化道疾病的诊断。无论是电子内窥镜还是胶囊内窥镜都携带有拍摄设备,通过这些拍摄设备拍摄消化道内尤其是肠道内的病理图像。然而,由于上述拍摄设备多数没有考虑消化道内场景的深度,拍摄到呈清晰图像的场景深度范围很小,这样在整个消化道尤其是肠道内需要拍摄设备拍摄大量图像,这不仅能耗增加,而且显著增大数据传输量以及后续的图像处理任务的繁重性。例如对比文件1(CN103477269B,公告日2016.01.06)公开一种液晶透镜、液晶透镜驱动方法、透镜单元、摄像机模块及胶囊型医疗设备,提出了液晶透镜的驱动方法,胶囊型医疗设备采用焦点可调的液晶透镜调成正透镜或负透镜实现成像,其还提及采用复眼液晶透镜拍摄不同角度形成立体图像,仅是采用类似双目摄像头实现立体成像的原理,然而上述成像方式不仅设备结构复杂,而且拍摄照片的清晰度在没有保证的前提下,需要拍摄大量图像,未考虑到胶囊型医疗设备的电池电量方面的问题,且大量的图像数据也对图像传输和图像处理带来较大的负担和复杂度。

[0003] 因此,现有技术的内窥镜等需要成像的设备在成像方式上有待进一步改进。

### 发明内容

[0004] 本发明提供一种用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备,用以解决现有技术的内窥镜在进行图像拍摄时拍摄到呈清晰图像的场景深度范围小的问题。

[0005] 本发明提供一种用于内窥镜的成像方法,所述用于内窥镜的成像方法包括以下步骤:

[0006] S1、在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

[0007] S2、获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0008] S3、分别输出每一光焦度下的图像;

[0009] S4、提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述用于内窥镜的成像方法在步骤S2与S3之间或S3与S4之间还包括以下步骤:

[0010] S5、提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

[0011] S6、对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未

被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例,  $\gamma$  的取值范围为  $0 \leq \gamma < 1$ 。

[0012] 较佳地,所述步骤S1具体包括:

[0013] S11、施加n个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压,得到n个正光焦度,其中有一个驱动电压对应最大正光焦度;

[0014] S12、施加n个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压,得到n个负光焦度,其中有一个驱动电压对应最大负光焦度;

[0015] S13、施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0016] 较佳地,所述S4中提取偶数幅图像,所述偶数幅图像分为两组:正透镜图像组和负透镜图像组,正透镜图像组中有一幅图像的光焦度占最大正光焦度比例与负透镜图像组中的一幅图像的光焦度占最大负光焦度的比例相同。

[0017] 较佳地,所述用于内窥镜的成像方法在所述步骤S1之前还包括以下步骤:

[0018] S0、依据所述内窥镜所在位置信息调节光源的亮度。

[0019] 较佳地,所述可变焦透镜单元为单个液晶透镜或液晶微透镜阵列。

[0020] 本发明还提供一种用于内窥镜的成像装置,包括:

[0021] 可变焦透镜单元,用于形成梯度折射率分布;

[0022] 主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

[0023] 驱动单元,在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动所述可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离,n为大于0的整数;

[0024] 图像获取单元,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0025] 输出单元,分别输出每一光焦度下的图像;

[0026] 图像合成单元,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述用于内窥镜的成像装置还包括:

[0027] 参考图像提取单元,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

[0028] 图像处理单元,用于对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

[0029] 较佳地,所述驱动单元包括:

[0030] 第一驱动模块,用于施加n个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压,得到n个正光焦度,其中有一个驱动电压对应最大正光焦度;

[0031] 第二驱动模块,用于施加n个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压,得到n个负光焦度,其中有一个驱动电压对应最大负光焦度;

[0032] 第三驱动模块,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0033] 本发明还提供一种胶囊型医疗设备,包括:胶囊本体,设于胶囊本体内的成像装置,其中,所述成像装置包括:

[0034] 可变焦透镜单元,用于形成梯度折射率分布;

[0035] 主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

[0036] 驱动单元,在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动所述可变焦透镜单元进

行变焦,其中,每一驱动电压对应一个光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

[0037] 图像获取单元,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0038] 输出单元,分别输出每一光焦度下的图像;

[0039] 图像合成单元,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像;其中,所述成像装置还包括:

[0040] 参考图像提取单元,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

[0041] 图像处理单元,用于对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

[0042] 为达成上述目的,本发明的用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备,不仅所成图像的景深大,而且成像清晰。

### 附图说明

[0043] 图1为本发明较佳实施方式的用于内窥镜的成像方法的流程示意图。

[0044] 图2为图1中步骤S1的详细流程示意图。

[0045] 图3为本发明较佳实施方式的用于内窥镜的成像装置的结构示意图。

[0046] 图4为本发明较佳实施方式的胶囊型医疗设备的结构示意图。

### 具体实施方式

[0047] 下面结合附图和实施例对本发明进行详细说明。需要说明的是,如果不冲突,本发明实施例以及实施例中的各个特征可以相互结合,均在本发明的保护范围之内。

[0048] 请参见图1,图1为本发明较佳实施方式的用于内窥镜的成像方法的流程示意图。如图1所示,本发明提供了一种用于内窥镜的成像方法,其中,内窥镜可以是带插管的医疗用内窥镜、用于工业检测的内窥镜,这些内窥镜通常需要伸入人体内部或物体内部环境中拍摄图像,为进行相关诊断或检测提供重要的参考数据。上述用于内窥镜的成像方法主要包括以下步骤:

[0049] S1、在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离, $n$ 为大于0的整数;

[0050] S2、获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0051] S3、分别输出每一光焦度下的图像;这个可以采用多路输出通道并行输出,也可采用一个输出通道以预设顺序输出。

[0052] S4、提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。较佳地当所述S4中提取两幅图像即第一幅图像和第二幅图像时,则所述两幅图像满足以下条件:

[0053] 所述第一幅图像与所述第二幅图像关于所述参考图像 $I_0$ 对称。也就是说两幅图像中有一幅图像为可变焦透镜单元为正透镜(凸透镜)时形成的图像,另一幅为可变焦透镜单元为负透镜(凹透镜)时形成的图像。

[0054] 在一个具体实施例中,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述用于

内窥镜的成像方法在步骤S2与S3之间或S3与S4之间还包括以下步骤：

[0055] S5、提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ；

[0056] S6、对每一图像按照以下方式进行处理： $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ，其中， $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像， $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像， $\gamma$ 为偏振态异向因子，表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

[0057] 进一步地，请参见图2，图2为图1中步骤S1的详细流程示意图。如图2所示，所述步骤S1具体包括：

[0058] S11、施加n个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压，得到n个正光焦度，其中有一个驱动电压对应最大正光焦度；

[0059] S12、施加n个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压，得到n个负光焦度，其中有一个驱动电压对应最大负光焦度；

[0060] S13、施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0061] 在一个较佳的实施例中，所述S4中提取偶数幅图像，所述偶数幅图像分为两组：正透镜图像组和负透镜图像组，正透镜图像组中有一幅图像的光焦度占最大正光焦度比例与负透镜图像组中的一幅图像的光焦度占最大负光焦度的比例相同。

[0062] 在一个较佳实施例中，所述用于内窥镜的成像方法在所述步骤S1之前还包括以下步骤：

[0063] S0、依据所述内窥镜所在位置信息调节光源的亮度。

[0064] 进一步地，所述可变焦透镜单元为单个液晶透镜或液晶微透镜阵列。

[0065] 请参见图3，图3为本发明较佳实施方式的用于内窥镜的成像装置的结构示意图。如图3所示，本发明还提供一种用于内窥镜的成像装置200，成像装置200设于内窥镜上，主要包括：

[0066] 可变焦透镜单元210，用于形成梯度折射率分布；

[0067] 主透镜单元，用于拍摄场景形成光学图像；主透镜单元是由固定折射率的一组透镜组合而成，通常包括多个玻璃透镜。

[0068] 驱动单元220，在一个驱动周期内，施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦，其中，每一驱动电压对应一个不同光焦度，每一光焦度对应一个对焦面，相邻对焦面之间间隔预定距离；

[0069] 图像获取单元230，获取在每一光焦度下拍摄的图像；

[0070] 输出单元240，分别输出每一光焦度下的图像；

[0071] 图像合成单元250，提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。

[0072] 在一个较佳实施例中，当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时，所述用于内窥镜的成像装置还包括：

[0073] 参考图像提取单元260，用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ；

[0074] 图像处理单元270，用于对每一图像按照以下方式进行处理： $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ，其中， $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像， $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像， $\gamma$ 为偏振态异向因子，表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

[0075] 较佳地，所述驱动单元包括：

[0076] 第一驱动模块221，用于施加n个使所述可变焦透镜单元处于正透镜的驱动电压，

得到n个正光焦度,其中有一个驱动电压对应最大正光焦度;

[0077] 第二驱动模块222,用于施加n个使所述可变焦透镜单元处于负透镜的驱动电压,得到n个负光焦度,其中有一个驱动电压对应最大负光焦度;

[0078] 第三驱动模块223,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0079] 请参见图4,图4为本发明较佳实施方式的胶囊型医疗设备的结构示意图。如图4所示,本发明还提供一种胶囊型医疗设备300,包括:胶囊本体310,设于胶囊本体内的成像装置320,其中,所述成像装置320包括:

[0080] 可变焦透镜单元321,用于形成梯度折射率分布;

[0081] 主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

[0082] 驱动单元,在一个驱动周期内,施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦,其中,每一驱动电压对应一个不同光焦度,每一光焦度对应一个对焦面,相邻对焦面之间间隔预定距离,n为大于0的整数;

[0083] 图像获取单元,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0084] 输出单元,分别输出每一光焦度下的图像;可以采用一路信号通道以一定时序输出或者多路信号通道并行输出。

[0085] 图像合成单元,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。

[0086] 进一步地,所述胶囊型医疗设备300的成像装置320还包括:

[0087] 参考图像提取单元,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

[0088] 图像处理单元,用于对每一图像按照以下方式进行处理: $H_{2n+1} = (I_{2n+1} - \gamma I_0) / (1 - \gamma)$ ,其中, $H_{2n+1}$ 表示处理后获得的图像, $I_{2n+1}$ 表示在某一光焦度下获取的图像, $\gamma$ 为偏振态异向因子,表征未被所述可变焦透镜单元调制的偏振光分量在入射光中所占的比例。

[0089] 请进一步参考图4,胶囊型医疗设备300还进一步包括:

[0090] 电源330,用于为所述胶囊型医疗设备提供工作电源;

[0091] 信号传输单元340,用于所述胶囊型医疗设备工作时接收或发送数据;

[0092] 光源350,用于在所述成像系统工作时提供照明;光源350优选LED光源,分布在可变焦透镜单元321的周围。

[0093] 控制单元360,用于控制所述胶囊型医疗设备工作,其中,在所述成像系统工作时,依据所述胶囊型医疗设备的位置信息调节所述光源的亮度。这里的胶囊型医疗设备的位置信息包括:胶囊型医疗设备在体内相对消化道的姿态(如在肠道内倾斜、平放、竖直等)、可变焦透镜单元距离消化道内壁的第一距离以及光源发光部分距离消化道内壁的第二距离,这个第二距离主要是便于控制光源的亮度以便提供均匀照明,使得成像系统在成像时成像不均匀,或者出现暗区无法分辨的问题。采用陀螺仪测量胶囊型医疗设备的姿态,如相对消化道的倾斜角度,用红外测距等传感器测量第一距离和第二距离的数值。此外,需要说明的是,胶囊型医疗设备可依据光源距离消化道内壁的距离、光源调节后是否能均匀照明等来决定是否启动成像系统进行拍照,这样可大大减少成像质量差的图片量,减少不必要的传输,而且大大节约胶囊型医疗设备的电池电量,延长其续航时间。此外,还可以依据图像景深以及图像清晰度来设置间隔开启成像系统和光源工作的时间,这样可以大大节约电能消耗。

[0094] 以上所述仅为本发明的实施方式,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本

发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

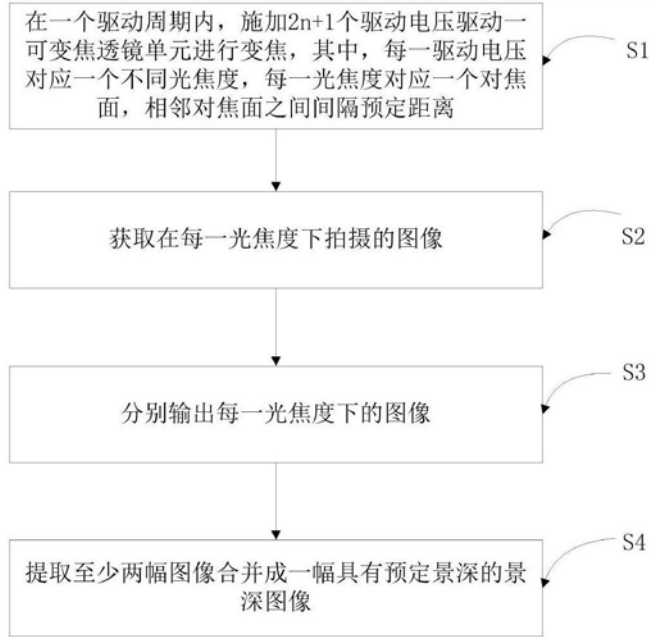


图1

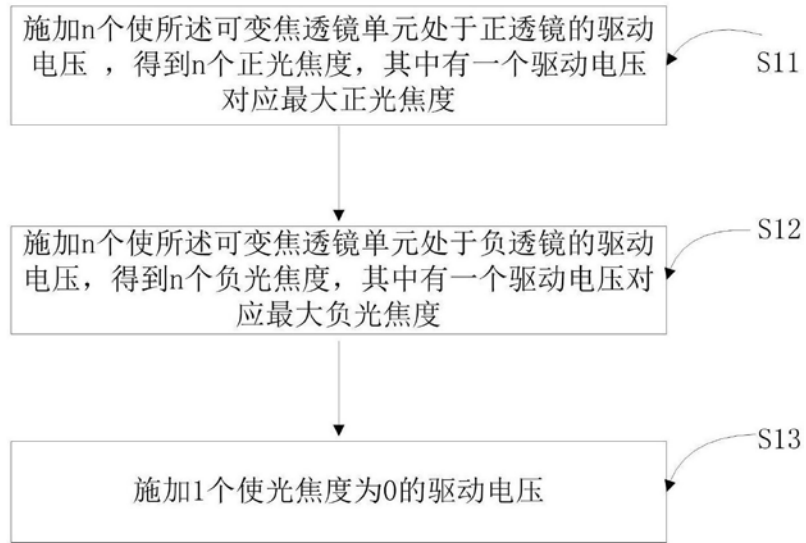


图2

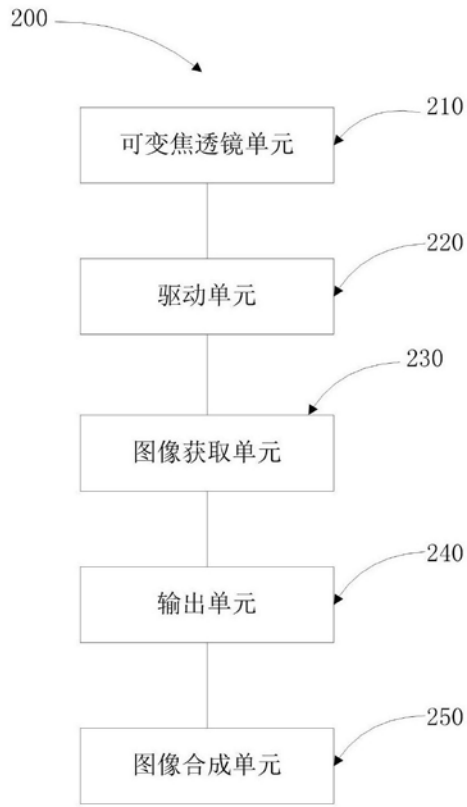


图3

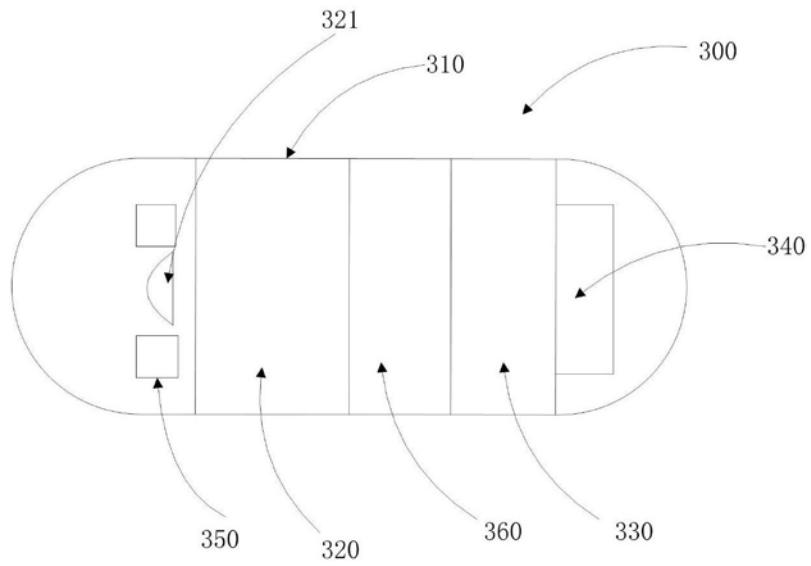


图4

专利名称(译)	用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN106308729B</a>	公开(公告)日	2017-11-24
申请号	CN201610893422.5	申请日	2016-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	成都英赛景泰光电技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	成都英赛景泰光电技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都英赛景泰光电技术有限公司		
[标]发明人	李其昌		
发明人	李其昌		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/041 A61B1/05 A61B1/0684		
代理人(译)	李斌		
审查员(译)	孙颖		
其他公开文献	CN106308729A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开一种用于内窥镜的成像方法、装置及胶囊型医疗设备。该用于内窥镜的成像方法包括：S1在一个驱动周期内，施加 $2n+1$ 个驱动电压驱动一可变焦透镜单元进行变焦，其中，每一驱动电压对应一个不同光焦度，每一光焦度对应一个对焦面，相邻对焦面之间间隔预定距离， $n$ 为大于0的整数；S2获取在每一光焦度下拍摄的图像；S3分别输出每一光焦度下的图像；S4提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。本发明还提供对应上述成像方法的用于内窥镜的成像装置以及胶囊型医疗设备。本发明不仅所成图像的景深大，而且成像清晰。

