



## (12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206995228 U

(45)授权公告日 2018. 02. 13

(21)申请号 201621119961.5

(22)申请日 2016.10.13

(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 1/04(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

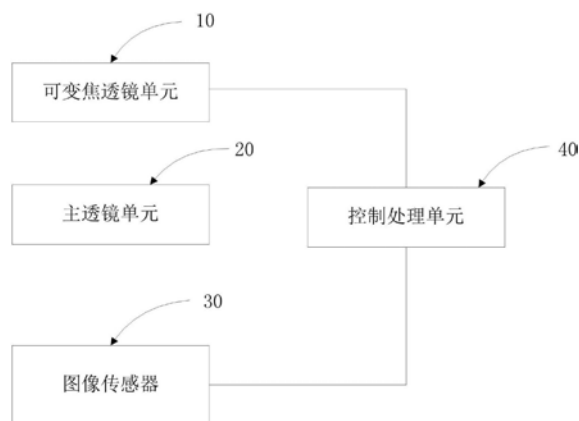
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

### (54)实用新型名称

光学成像系统及胶囊型医疗设备

### (57)摘要

本实用新型公开一种光学成像系统及胶囊型医疗设备。该光学成像系统包括：可变焦透镜单元，形成折射率梯度分布；主透镜单元，用于拍摄场景形成光学图像；图像传感器，用于将所述光学图像转换为电信号；控制处理单元，用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内，获取每一光焦度下拍摄的图像信息，提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像，其中，所述控制处理单元分别连接所述可变焦透镜单元及所述图像传感器。本实用新型还提供基于上述光学成像系统的胶囊型医疗设备。本实用新型可充分利用可变焦透镜单元的光学性能，同时可获得较佳的成像质量。



1. 一种光学成像系统,其特征在于,所述光学成像系统包括:  
可变焦透镜单元,形成折射率梯度分布;  
主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;  
图像传感器,用于将所述光学图像转换为电信号;  
控制处理单元,用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内,获取每一光焦度下拍摄的图像信息,提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像,其中,所述控制处理单元分别连接所述可变焦透镜单元及所述图像传感器;  
所述控制处理单元包括:  
预处理电路,用于获取所述可变焦透镜单元的最大正光焦度 $P_{+max}$ 、最大负光焦度 $P_{-max}$ 和所述主透镜单元的光焦度 $P_{main}$ 以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离 $d$ ;依据一预设的最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在所述最大负光焦度下的最大目标距离;  
对焦控制电路,用于在所述最小目标距离和所述最大目标距离范围内对焦。
2. 如权利要求1所述的光学成像系统,其特征在于,所述预处理电路还用于依据所述最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在非透镜状态下的目标距离。
3. 如权利要求2所述的光学成像系统,其特征在于,所述控制处理单元还包括:  
驱动电路,用于在一个驱动周期内,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;  
图像获取模块,获取在每一光焦度下拍摄的图像;  
图像合成模块,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。
4. 如权利要求3所述的光学成像系统,其特征在于,所述驱动电路包括:  
第一驱动子电路,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;  
第二驱动子电路,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;  
第三驱动子电路,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。
5. 如权利要求1所述的光学成像系统,其特征在于,所述光学成像系统可以一体化设置在一电子内窥镜上,所述电子内窥镜用于拍摄人体或物体内部环境的诊断图像。
6. 一种胶囊型医疗设备,其特征在于,所述胶囊型医疗设备包括:  
胶囊壳体,所述胶囊壳体至少有一部分光线可穿透;  
设于胶囊壳体内部的成像系统,其中,所述成像系统为权利要求1至4任一项所述的光学成像系统。
7. 如权利要求6所述的胶囊型医疗设备,其特征在于,所述最小目标距离为所述可变焦透镜单元至所述胶囊壳体的外壁的距离。
8. 如权利要求7所述的胶囊型医疗设备,其特征在于,所述胶囊型医疗设备还包括:  
电源,用于为所述胶囊型医疗设备提供工作电源;  
信号传输单元,用于所述胶囊型医疗设备工作时接收或发送数据;  
光源,用于在所述成像系统工作时提供照明;

控制单元,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。

## 光学成像系统及胶囊型医疗设备

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及成像技术领域,尤其涉及一种光学成像系统及胶囊型医疗设备。

### 背景技术

[0002] 目前常见的可变焦透镜单元如单体液晶透镜或液晶微透镜阵列,由于这类可变焦透镜单元在器件制造完成时,其光学特性就已经基本固定了,由于上述可变焦透镜单元通过电压控制可以形成凸透镜或凹透镜,然而在成像系统设计中,制造厂商很少考虑对可变焦透镜单元发挥其最大性能。

[0003] 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。因而现有技术的胶囊内窥镜中也需要光学成像系统,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,上述胶囊型医疗设备虽然采用了作为可变焦透镜单元的液晶透镜,主要方案是通过改变液晶透镜自身的结构实现在胶囊型医疗设备中实现焦点变化,然而,对比文件1没有考虑对液晶透镜的光学性能进行改进,更不可能在胶囊型医疗设备中依据胶囊特点优化光学设计。

[0004] 因此,现有技术的采用可变焦透镜单元的光学成像系统及采用前述光学成像系统的胶囊型医疗设备在成像方式上有待进一步改进。

### 实用新型内容

[0005] 本实用新型提供一种光学成像系统及胶囊型医疗设备,用以解决现有技术中没有考虑可变焦透镜单元的光学性能,及成像质量不佳的问题。

[0006] 本实用新型提供一种光学成像系统,包括:

[0007] 可变焦透镜单元,形成折射率梯度分布;

[0008] 主透镜单元,用于拍摄场景形成光学图像;

[0009] 图像传感器,用于将所述光学图像转换为电信号;

[0010] 控制处理单元,用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内,获取每一光焦度下拍摄的图像信息,提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像,其中,所述控制处理单元分别连接所述可变焦透镜单元及所述图像传感器。

[0011] 较佳地,所述控制处理单元包括:

[0012] 预处理电路,用于获取所述可变焦透镜单元的最大正光焦度  $P_{+max}$ 、最大负光焦度  $P_{-max}$  和所述主透镜单元的光焦度  $P_{main}$  以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离  $d$ ;依据一预设的最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在所述最大负光焦度下的最大目标距离;

[0013] 对焦控制电路,用于在所述最小目标距离和所述最大目标距离范围内对焦。

[0014] 较佳地,所述预处理电路还用于依据所述最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在非透镜状态下的目标距离。

[0015] 较佳地,所述控制处理单元还包括:

[0016] 驱动电路,用于在一个驱动周期内,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;

[0017] 图像获取模块,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0018] 图像合成模块,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。

[0019] 较佳地,所述驱动电路包括:

[0020] 第一驱动子电路,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;

[0021] 第二驱动子电路,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;

[0022] 第三驱动子电路,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0023] 较佳地,所述光学成像系统一体化设置在一电子内窥镜上,所述电子内窥镜用于拍摄人体或物体内部环境的诊断图像。

[0024] 本实用新型还提供一种胶囊型医疗设备,所述胶囊型医疗设备包括:

[0025] 胶囊壳体,所述胶囊壳体至少有一部分光线可穿透;

[0026] 设于胶囊壳体内部的成像系统,其中,所述成像系统为如前面所述的光学成像系统。

[0027] 较佳地,所述最小目标距离为所述可变焦透镜单元至所述胶囊壳体的外壁的距离。

[0028] 较佳地,所述胶囊型医疗设备还包括:

[0029] 电源,用于为所述胶囊型医疗设备提供工作电源;

[0030] 信号传输单元,用于所述胶囊型医疗设备工作时接收或发送数据;

[0031] 光源,用于在所述成像系统工作时提供照明;

[0032] 控制单元,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。

[0033] 本实用新型提供的光学成像系统及胶囊型医疗设备,依据可变焦透镜单元的光学性能,获得较佳的成像质量。

## 附图说明

[0034] 图1为本实用新型较佳实施方式的光学成像系统的结构示意图。

[0035] 图2为图1中控制处理单元的较佳实施例的结构示意图。

[0036] 图3为本实用新型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

[0037] 下面结合附图和实施例对本实用新型进行详细说明。需要说明的是,如果不冲突,本实用新型实施例以及实施例中的各个特征可以相互结合,均在本实用新型的保护范围之内。

[0038] 本实用新型的光学成像系统包括可变焦透镜单元及主透镜单元,该可变焦透镜单元为单体液晶透镜或液晶微透镜阵列,这里的单体液晶透镜是指一个液晶透镜的尺寸较大,可以与主透镜单元的尺寸相适配。该光学成像系统采用以下光学成像方法来提升光学成像系统的成像质量:

[0039] 首先,对光学成像系统进行预处理,主要包括获取光学成像系统中与成像相关的参数信息并依据这些参数信息获得可变焦透镜单元的光学性能。这些参数信息如:可变焦透镜单元的最大正光焦度  $P^+_{\max}$ 、最大负光焦度  $P^-_{\max}$  和主透镜单元的光焦度  $P_{\text{main}}$  以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离  $d$  等参数信息。

[0040] 其次,对光学成像系统中的成像问题进行控制处理,使得图像成清晰的像。

[0041] 实施方式一

[0042] 首先,本实用新型的光学成像系统进行预处理步骤主要包括以下步骤:

[0043] S10获取可变焦透镜单元的最大正光焦度  $P^+_{\max}$ 、最大负光焦度  $P^-_{\max}$  和主透镜单元的光焦度  $P_{\text{main}}$  以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离  $d$ ;需要说明的是,可变焦透镜单元的光焦度分布范围为  $[P^-_{\max}, P^+_{\max}]$ ,还有光焦度(optical power)为可变焦透镜单元焦距  $f$  的倒数。还有,可变焦透镜单元为单体液晶透镜或液晶微透镜阵列。单体液晶透镜是指液晶透镜的尺寸较大,一个液晶透镜就可实现成像时变焦的要求,较佳是单体液晶透镜的尺寸同主透镜单元的尺寸相匹配。而主透镜单元通常包括焦距固定的一系列玻璃透镜组合形成,主要是形成固定焦距拍摄场景图像。

[0044] S20依据一预设的最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在最大负光焦度下的最大目标距离;最小目标距离是可变焦透镜单元能对焦的最小距离。在最小目标距离确定后,依据  $P^+_{\max}$ 、 $P_{\text{main}}$ 、 $P^-_{\max}$  以及  $d$  便能确定出最大目标距离。

[0045] 在步骤S20中,所述步骤S20还包括:

[0046] S21获取所述可变焦透镜单元在非透镜状态下的目标距离。非透镜状态下的目标距离介于前述最小目标距离与最大目标距离之间。

[0047] 在一个较佳实施例中,所述步骤S20具体包括:依据该预设的最小目标距离,计算出所述最大目标距离和所述非透镜状态下的目标距离,计算公式如下:

$$[0048] \quad P_{\text{main}} + P^+_{\max} - d * P_{\text{main}} * P^+_{\max} = 1/D1 + 1/v \quad ①$$

$$[0049] \quad P_{\text{main}} = 1/D2 + 1/v \quad ②$$

$$[0050] \quad P_{\text{main}} + P^-_{\max} - d * P_{\text{main}} * P^-_{\max} = 1/D3 + 1/v \quad ③$$

[0051] 上述三式中,式①表示最大正光焦度下,预设的最小目标距离  $D1$  与像距  $v$  的关系,式②表示在非透镜状态下,目标距离  $D2$  与像距  $v$  之间的关系,式③表示在最大负光焦度下,最大目标距离与像距  $v$  之间的关系,当预设最小目标距离  $D1$  确定时,则利用式②与式①之间的差值即可获取目标距离  $D2$ ,利用式③与式①之间的差值即可获取最大目标距离  $D3$ 。当可变焦透镜单元与主透镜单元相互贴着时,  $d$  值可取0。

[0052] 还有上述公式推导说明如下:

[0053] 首先依据高斯成像公式:  $1/f = 1/u + 1/v$ , 而可变焦透镜单元的光焦度  $P = 1/f$ , 光学成像系统中,包括主透镜单元和可变焦透镜单元,主透镜单元用于拍摄场景图像,其焦距通常保持固定,在最大正光焦度和最大负光焦度之间,依据光焦度  $P$  与电压之间关系,  $P = f(V1, V2)$ , 因此调节电压即可实现光焦度的调节。

[0054] 其次,前述光学成像系统中,处于正透镜状态(即凸透镜状态时)的可变焦透镜单元,在其预设的最小目标距离时,也即焦距值最小  $f_{\min}$ ,对应最大正光焦度  $P_{\max}^+$ 。成像系统总焦距  $1/F = 1/f_{\text{main}} + 1/f_{\min} + d \cdot (1/f_{\text{main}}) \cdot (1/f_{\min})$ ,而  $1/F = 1/u + 1/v$ ,其中,  $f_{\text{main}}$  表示主透镜单元的焦距,  $f_{\min}$  表示最小目标距离处的焦距,将焦距替换成相应的光焦度,就得出上述式①。上述式②是因为非透镜状态下,可变焦透镜单元的焦距为0,因此总焦距为主透镜单元的焦距。同理,上述式③是在最大负光焦度时得到的关系式,类似前面式①,不再详述。

[0055] S30在所述最小目标距离和所述最大目标距离范围内对焦。在得出最大目标距离后,可变焦透镜单元可以在上述最小目标距离和最大目标距离内变焦。这样就可以得知可变焦透镜单元的光学性能,从而可充分利用可变焦透镜单元的光学性能。

[0056] 实施方式二

[0057] 本实用新型的光学成像系统的成像方法主要是在清晰成像方面包括以下步骤:

[0058] 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;

[0059] S2获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0060] 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。

[0061] 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:

[0062] 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。

[0063] 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:

[0064] S5提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像  $I_0$ ;

[0065] 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。

[0066] 进一步地,所述步骤S1具体包括:

[0067] 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;

[0068] 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;

[0069] S13施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0070] 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。

[0071] 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:

[0072] S0依据所述内窥镜所在位置信息调节光源的亮度。

[0073] 进一步地,所述可变焦透镜单元为液晶透镜或液晶微透镜阵列。

[0074] 本实用新型提供的光学成像方法,对可变焦透镜单元进行光学性能设计,依据实际需要先设置预设的最小目标距离,进而通过主透镜单元、可变焦透镜单元等的光学参数获取其最大目标距离,使得在可变焦透镜单元的最大目标距离和最小目标距离内可任意对焦,在保证最小目标距离实现对焦下,实现最大的对焦范围,充分利用可变焦透镜单元的光学性能。

[0075] 实施方式三

[0076] 请参见图1,图1为本实用新型较佳实施方式的光学成像系统的结构示意图。本实用新型的光学成像系统,主要包括:

[0077] 可变焦透镜单元10,形成折射率梯度分布;当可变焦透镜单元 10按照一定规则的折射率梯度分布时,呈现出正透镜(凸透镜)状态或负透镜(凹透镜)状态。

[0078] 主透镜单元20,用于拍摄场景形成光学图像;主透镜单元20可以是多个焦距固定的玻璃透镜组合形成;

[0079] 图像传感器30,用于将光学图像转换为电信号;

[0080] 控制处理单元40,用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内,获取每一光焦度下拍摄的图像信息,提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像。

[0081] 其中,所述控制处理单元40分别连接所述可变焦透镜单元10及所述图像传感器30。

[0082] 进一步地,所述控制处理单元40包括:

[0083] 预处理电路,用于获取所述可变焦透镜单元的最大正光焦度  $P^{+max}$ 、最大负光焦度  $P^{-max}$  和所述主透镜单元的光焦度  $P_{main}$  以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离  $d$ ;依据一预设的最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在所述最大负光焦度下的最大目标距离;

[0084] 对焦控制电路,用于在所述最小目标距离和所述最大目标距离范围内对焦。

[0085] 还有,在一个具体实施例中,所述预处理电路还用于依据所述最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在非透镜状态下的目标距离。

[0086] 所述预处理电路采用以下公式计算出所述最大目标距离和所述非透镜状态下的目标距离:

$$[0087] \quad P_{main} + P^{+max} - d * P_{main} * P^{+max} = 1/D1 + 1/v \quad ①$$

$$[0088] \quad P_{main} = 1/D2 + 1/v \quad ②$$

$$[0089] \quad P_{main} + P^{-max} - d * P_{main} * P^{-max} = 1/D3 + 1/v \quad ③$$

[0090] 上述三式中,式①表示最大正光焦度下,预设的最小目标距离  $D1$  与像距  $v$  的关系,式②表示在非透镜状态下,目标距离  $D2$  与像距  $v$  之间的关系,式③表示在最大负光焦度下,最大目标距离与像距  $v$  之间的关系,当预设最小目标距离  $D1$  确定时,则利用式②与式①之间的差值即可获取目标距离  $D2$ ,利用式③与式①之间的差值即可获取最大目标距离  $D3$ 。

[0091] 本实用新型提供的光学成像系统,对可变焦透镜单元进行光学性能设计,依据实际需要先设置预设的最小目标距离,进而通过主透镜单元、可变焦透镜单元等的光学参数



获取其最大目标距离,使得在可变焦透镜单元的最大目标距离和最小目标距离内可任意对焦,在保证最小目标距离实现对焦下,实现最大的对焦范围,充分利用可变焦透镜单元的光学性能。

[0092] 请参见图2,图2为图1中控制处理单元的较佳实施例的结构示意图。如图2所示,所述控制处理单元40还包括:

[0093] 驱动电路41,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;

[0094] 图像获取模块42,获取在每一光焦度下拍摄的图像;

[0095] 图像合成模块43,提取至少两幅图像合并成一幅具有预定景深的景深图像。

[0096] 进一步地,当所述可变焦透镜单元无需偏振片实现成像时,所述控制处理单元40还包括:

[0097] 参考图像提取电路44,用于提取光焦度为0时对应的图像作为参考图像 $I_0$ ;

[0098] 图像处理电路45,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。

[0099] 所述驱动电路包括:

[0100] 第一驱动子电路,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;

[0101] 第二驱动子电路,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;

[0102] 第三驱动子电路,用于施加1个使光焦度为0的驱动电压。

[0103] 此外,本实用新型的光学成像系统可以一体化设置在一电子内窥镜上,所述电子内窥镜用于拍摄人体或物体内部环境的诊断图像。这里的电子内窥镜可以是应用于工业上的带插管的内窥镜,也可是用于医疗诊断的内窥镜,还可以是不带插管的无线通讯的内窥镜,如胶囊内窥镜等。

[0104] 请参见图3,图3为本实用新型较佳实施方式的胶囊型医疗设备的结构示意图。如图3所示,本实用新型还提供一种胶囊型医疗设备 100,这类胶囊型医疗设备100如胶囊内窥镜或带有诊断和体内手术治疗的胶囊机器人。所述胶囊型医疗设备100包括:

[0105] 胶囊壳体110,所述胶囊壳体110至少有一部分光线可穿透;

[0106] 设于胶囊壳体内的成像系统120,其中,所述成像系统包括:

[0107] 可变焦透镜单元10,形成折射率梯度分布;

[0108] 主透镜单元20,用于拍摄场景形成光学图像;

[0109] 图像传感器30,用于将光学图像转换为电信号。可以采用cmos 图像传感器或CCD图像传感器。

[0110] 控制处理单元40,用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内,获取每一光焦度下拍摄的图像信息,提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像,其中,所述控制处理单元分别连接所述可变焦透镜单元及所述图像传感器。

[0111] 进一步地,控制处理单元40还包括预处理电路,用于获取所述可变焦透镜单元的

最大正光焦度 $P^{+max}$ 、最大负光焦度 $P^{-max}$ 和所述主透镜单元的光焦度 $P_{main}$ 以及所述主透镜单元与所述可变焦透镜单元之间的光心距离 $d$  (图中未示出);依据一预设的最小目标距离,获取所述可变焦透镜单元在最大负光焦度下的最大目标距离;具体来说,采用以下方式计算得出最大目标距离和所述非透镜状态下的目标距离,如下:

$$[0112] \quad P_{main} + P^{+max} - d * P_{main} * P^{+max} = 1/D1 + 1/v \quad ①$$

$$[0113] \quad P_{main} = 1/D2 + 1/v \quad ②$$

$$[0114] \quad P_{main} + P^{-max} - d * P_{main} * P^{-max} = 1/D3 + 1/v \quad ③$$

[0115] 上述三式中,式①表示最大正光焦度下,预设的最小目标距离  $D1$ 与像距 $v$ 的关系,式②表示在非透镜状态下,目标距离 $D2$ 与像距 $v$ 之间的关系,式③表示在最大负光焦度下,最大目标距离与像距 $v$  之间的关系,当预设最小目标距离 $D1$ 确定时,则利用式②与式①之间的差值即可获取目标距离 $D2$ ,利用式③与式①之间的差值即可获取最大目标距离 $D3$ 。

[0116] 对焦控制电路,用于在所述最小目标距离和所述最大目标距离范围内对焦。

[0117] 上述说明中,需指出的是,成像系统120的可变焦透镜单元10 对应胶囊壳体110的光线可穿透部分。

[0118] 在一个较佳实施例中,所述最小目标距离为所述可变焦透镜单元至所述胶囊壳体的外壁的距离。

[0119] 进一步地,如图3所示,所述胶囊型医疗设备至少还包括:

[0120] 电源130,用于为所述胶囊型医疗设备提供工作电源;

[0121] 信号传输单元140,用于所述胶囊型医疗设备工作时接收或发送数据;

[0122] 光源150,用于在所述成像系统工作时提供照明;光源150优选LED光源,分布在可变焦透镜单元10的周围。

[0123] 控制单元160,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。

[0124] 进一步地,所述可变焦透镜单元为单体液晶透镜或液晶微透镜阵列。

[0125] 本实用新型提供的胶囊型医疗设备,对可变焦透镜单元进行光学性能设计,依据实际需要先设置预设的最小目标距离,进而通过主透镜单元、可变焦透镜单元等的光学参数获取其最大目标距离,使得在可变焦透镜单元的最大目标距离和最小目标距离内可任意对焦,在保证最小目标距离实现对焦下,实现最大的对焦范围,充分利用可变焦透镜单元的光学性能。

[0126] 以上所述仅为本实用新型的实施方式,并非因此限制本实用新型的专利范围,凡是利用本实用新型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,均同理包括在本实用新型的专利保护范围内。

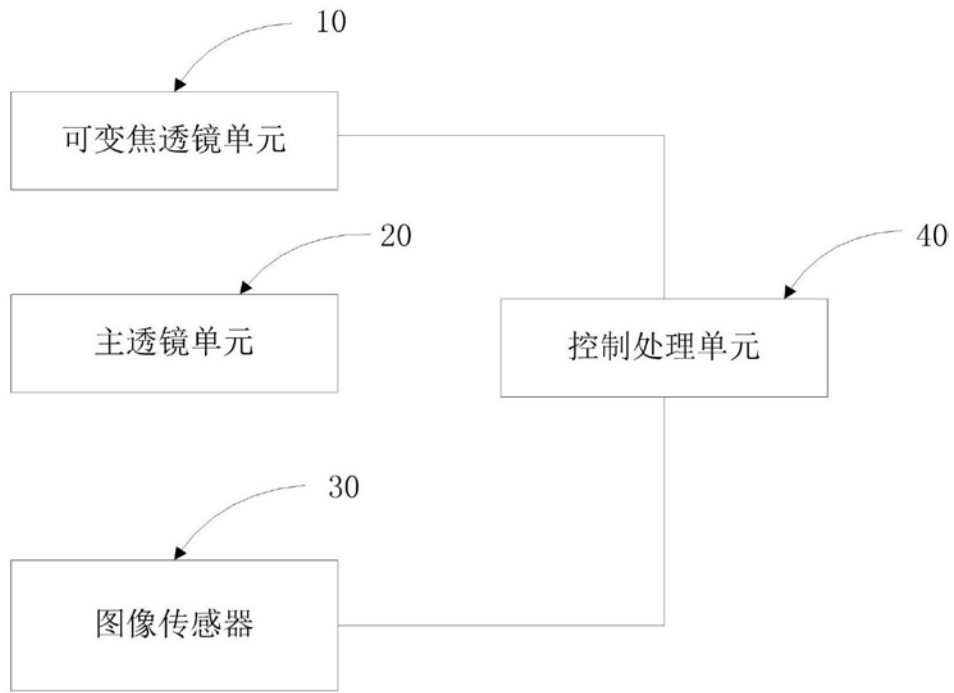


图1

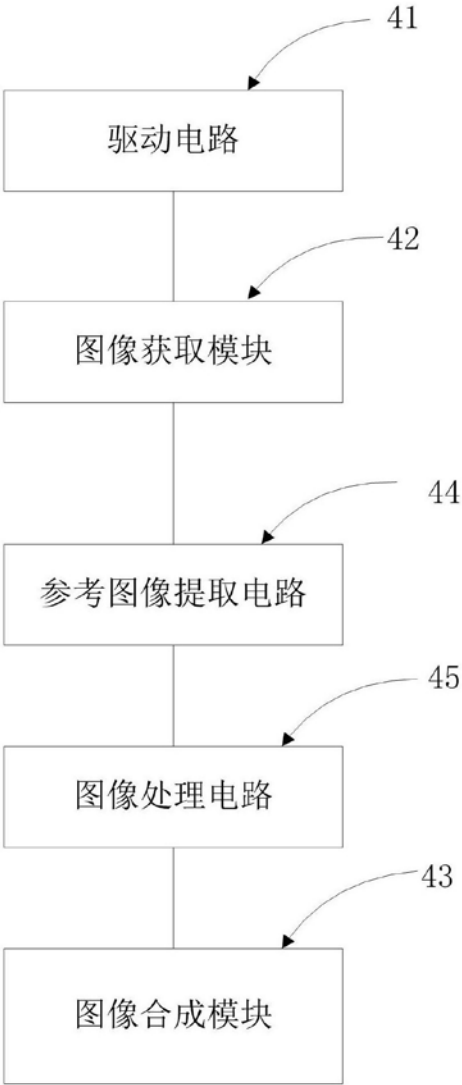


图2

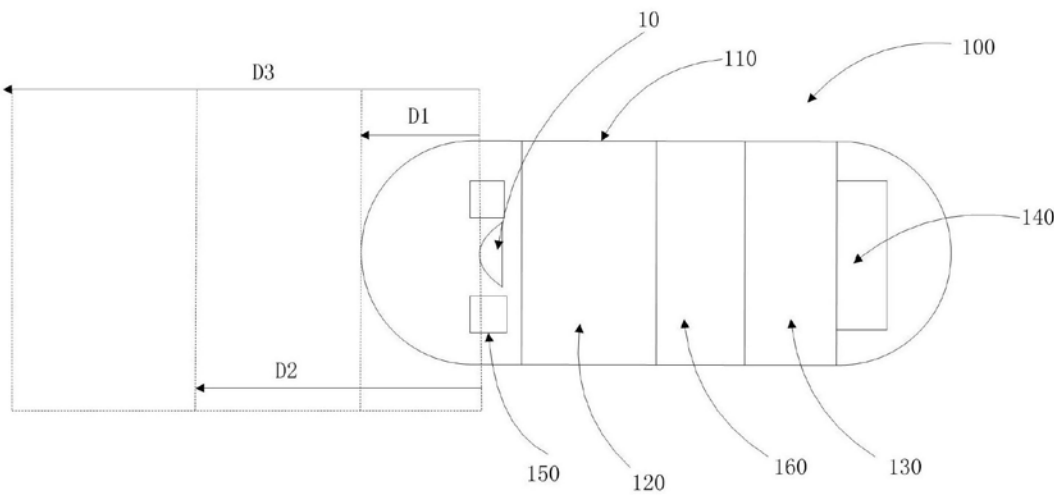


图3

专利名称(译)	光学成像系统及胶囊型医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN206995228U</a>	公开(公告)日	2018-02-13
申请号	CN201621119961.5	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	A61B1/04 A61B1/06 A61B1/00		
代理人(译)	李斌		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本实用新型公开一种光学成像系统及胶囊型医疗设备。该光学成像系统包括：可变焦透镜单元，形成折射率梯度分布；主透镜单元，用于拍摄场景形成光学图像；图像传感器，用于将所述光学图像转换为电信号；控制处理单元，用于在所述可变焦透镜单元的光学性能范围内，获取每一光焦度下拍摄的图像信息，提取至少两幅不同光焦度下的图像合并成一幅图像，其中，所述控制处理单元分别连接所述可变焦透镜单元及所述图像传感器。本实用新型还提供基于上述光学成像系统的胶囊型医疗设备。本实用新型可充分利用可变焦透镜单元的光学性能，同时可获得较佳的成像质量。

