



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104939793 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201510389646. 8

(22) 申请日 2015. 07. 06

(71) 申请人 上海理工大学

地址 200093 上海市杨浦区军工路 516 号

(72) 发明人 张薇 郭鑫 速晋辉 李道萍

(74) 专利代理机构 上海申汇专利代理有限公司

31001

代理人 吴宝根

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/05(2006. 01)

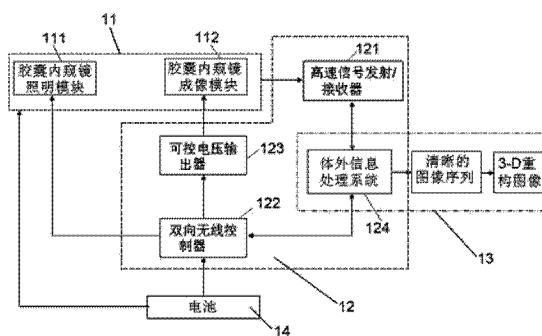
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统

(57) 摘要

本发明涉及一种基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,将液体可变焦透镜加入到胶囊内窥镜光学系统中进行设计,通过液体透镜的变焦,实现系统的调焦,从而可在任意位置获得被拍摄目标的清晰的图像。通过对得到的清晰的图像序列进行处理和计算,获得被拍摄目标的更为准确的三维信息,从而实现对被拍摄物的 3-D 成像或三维测距功能,方便医生对病变部位及病变程度做出较好的判断。可以得到人体消化道的更清晰的图像,提高计算精度,更准确的获得被拍摄目标的三维信息。能有效提高胶囊内窥镜诊断的准确度及医生的工作效率。



1. 一种基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,其特征在于,包括可调焦胶囊内窥镜光学子系统、自动调焦控制子系统和三维信息处理子系统,可调焦胶囊内窥镜光学子系统拍摄目标图像,自动调焦控制子系统中高速信号发射 / 接收器接收可调焦胶囊内窥镜光学子系统成像图片,高速信号发射 / 接收器将图片传送至自动调焦控制子系统中的体外信息处理系统,体外信息处理系统执行基于图像的自动对焦算法,将纠正信号送回自动调焦控制子系统中的可控电压输出器,可控电压输出器根据纠正信号调整可调焦胶囊内窥镜光学子系统中液体可变焦透镜上的电压控制信号,从而改变液体可变焦透镜的焦距,实现调焦,自动调焦控制子系统接收调焦后所成的清晰图像序列传输至三维信息处理子系统,三维信息处理子系统计算得出被拍摄目标的三维信息。

2. 根据权利要求 1 所述基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述可调焦胶囊内窥镜光学子系统包含照明模块与成像模块,成像模块包括依次排列的定焦透镜、孔径光阑、可变焦液体透镜、保护玻璃和图像传感器件。

3. 根据权利要求 2 所述基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述自动调焦控制子系统包括一对高速信号发射 / 接收器、一组双向无线控制器、一个可控电压输出器和一台体外信息处理系统,一对高速信号发射器 / 接收器将可调焦胶囊内窥镜光学子系统拍摄的图像信息传输到体外信息处理系统;体外信息处理系统存储图像,执行自动对焦算法,并将计算结果经由一组双向无线控制器实现反馈控制,体外信息处理系统输出信号到一组双向无线控制器,一组双向无线控制器实现对可变焦液体透镜的电压控制信号以及照明控制信号的传输;根据双向无线控制器输出的电压控制信号,可控电压输出器给可变焦液体透镜施加相应的电压,实现系统调焦。

4. 根据权利要求 3 所述基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统的调焦方法,其特征在于,首先设置一个可变焦液体透镜的初始焦距,在初始焦距下,系统拍摄一幅图片,通过高速信号发射 / 接收器将图片信息传输到体外信息处理系统;按预设步长调整可控电压输出器输出电压,改变可变焦液体透镜上的电压,再次进行拍摄,将拍摄的图片传输到体外信息处理系统;在体外信息处理系统中,对获取的两幅图片进行分析,计算两幅图片的对焦评价函数,记录对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,并计算两幅图像的对焦评价函数之差;按预设步长再次调整可变焦液体透镜上的电压,拍摄图像并传输至体外处理系统,计算对焦评价函数,与上次记录的结果相比较,记录下对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,及两幅图像的对焦评价函数之差;循环执行上述过程,直至两幅图像的对焦评价函数之差小于设定阈值,此时,即找到对焦评价函数的峰值位置,该位置对应的电压即是最佳对焦位置;将此电压通过双向无线控制器反馈给可控电压输出器,调整施加在可变焦液体透镜上的电压值,再次拍摄获得清晰图像,此为最终所需清晰图片。

5. 根据权利要求 4 所述基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统的调焦方法,其特征在于,所述三维信息处理子系统将对焦后获得的清晰图片保存在体外信息处理系统中,获得了与传统胶囊内窥镜数据量相当的图片序列,三维信息处理子系统基于清晰的图片序列,实施 3D 重构算法,计算出被拍摄目标的 3-D 信息,实现对被拍摄物的 3-D 成像或三维测距,在 3D 重构算法中,采用了变焦系统模型,即分别获得调焦前后两幅图片的内矩阵 K_1 , K_2 ;并在确定内矩阵时,采用厚透镜模型来修正主面位置。

基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备,特别涉及一种基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统。

背景技术

[0002] 胶囊内窥镜也称为医用无线内镜,可以在无创状态下,有效获得人体消化道内部的图像。受检者在吞服胶囊内窥镜之后,其会沿着人体消化道移动,记录受检者整个消化系统内的情况。医生通过对胶囊内窥镜所拍摄和存储的照片进行分析,来确定受检者的消化系统是否存在病变。与胃镜等相比,承受的痛苦大大减轻,准确率也有所提高。

[0003] 传统胶囊内窥镜的成像系统,通常采用一个定焦系统,因此存在分辨率与景深的相互制约关系。这是因为系统的分辨率与景深均与相对孔径有关,相对孔径越小,景深越大,但进入系统的光通量会减少,分辨率将降低。同时,由于胶囊内窥镜的使用方法,通常是通过人体消化系统的蠕动,促使胶囊在人体内进行被动运动,或通过某种人工控制的方式实现主动运动,来进行连续拍摄。也就是说,胶囊内窥镜的使用过程,是在运动条件下实现拍摄的。由于定焦系统的景深问题,必然会造成某些位置的图片拍摄不清晰。胶囊内窥镜工作一次会拍摄数千幅图片,其中存在大量不清晰图片,而医生是根据这些图片信息来进行诊断治疗的,这会严重增大医生的工作量,同时给诊断带来很大不便。

[0004] 传统的胶囊内窥镜不能获得被拍摄目标的 3-D 信息,医生看到的只是二维平面信息。由于拍摄的图片序列的不连贯性,以及由于图片存在畸变等问题,导致一些具体病变,如小肠节点处息肉或溃疡等的模糊不清,使医生不能准确判定检查目标的实际情况,给诊断带来不确定性。研究表明,三维信息能够大大方便医生确定病变的位置及病变的程度,根据具体情况进行医学治疗,尽可能早发现早治疗,减轻病患的痛苦。且通过三维图像重构后,医生不需要像原来一样阅览上大量图片方可诊断,可以提高医生的工作效率。

[0005] 有文献提出可直接使用传统的胶囊内窥镜拍摄的图片序列进行 3-D 信息重构,但由于传统的胶囊内窥镜拍摄的图片中存在大量不清晰图片,会严重影响到 3D 信息重构的计算精度。

发明内容

[0006] 本发明是针对目前胶囊内窥镜获取的图像景深较小,不清晰图片数量过多的问题,提出了一种基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,将可变焦液体透镜加入到胶囊内窥镜光学系统中,在保证一定分辨率的同时,能够扩大系统景深,使系统在工作过程中能够获得被拍摄目标的清晰的图像序列。在此基础上,再通过图像处理算法,采用变焦系统及厚透镜模型,计算出被拍摄目标的 3-D 信息,从而能够实现对被拍摄物的 3-D 成像或三维测距功能,方便医生进行更准确有效地诊断。

[0007] 本发明的技术方案为:一种基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,包括可调焦胶囊内窥镜光学子系统、自动调焦控制子系统和三维信息处理子系统,可调焦胶囊内

窥镜光学子系统拍摄目标图像,自动调焦控制子系统中高速信号发射/接收器接收可调焦胶囊内窥镜光学子系统成像图片,高速信号发射/接收器将图片传送至自动调焦控制子系统中的体外信息处理系统,体外信息处理系统执行基于图像的自动对焦算法,将纠正信号送回自动调焦控制子系统中的可控电压输出器,可控电压输出器根据纠正信号调整可调焦胶囊内窥镜光学子系统中液体可变焦透镜上的电压控制信号,从而改变液体可变焦透镜的焦距,实现调焦,自动调焦控制子系统接收调焦后所成的清晰图像序列传输至三维信息处理子系统,三维信息处理子系统设计计算出被拍摄目标的三维信息。

[0008] 所述可调焦胶囊内窥镜光学子系统包含照明模块与成像模块,成像模块包括依次排列的定焦透镜、孔径光阑、可变焦液体透镜、保护玻璃和图像传感器件。

[0009] 所述自动调焦控制子系统包括一对高速信号发射/接收器、一组双向无线控制器、一个可控电压输出器和一台体外信息处理系统,一对高速信号发射器/接收器将可调焦胶囊内窥镜光学子系统拍摄的图像信息传输到体外信息处理系统;体外信息处理系统存储图像,执行自动对焦算法,并将计算结果经由一组双向无线控制器实现反馈控制,体外信息处理系统输出信号到一组双向无线控制器,一组双向无线控制器实现对可变焦液体透镜的电压控制信号以及照明控制信号的传输;根据双向无线控制器输出的电压控制信号,可控电压输出器给可变焦液体透镜施加相应的电压,实现系统调焦。

[0010] 所述基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统的调焦方法,首先设置一个可变焦液体透镜的初始焦距,在初始焦距下,系统拍摄一幅图片,通过高速信号发射/接收器将图片信息传输到体外信息处理系统;按预设步长调整可控电压输出器输出电压,改变可变焦液体透镜上的电压,再次进行拍摄,将拍摄的图片传输到体外信息处理系统;在体外信息处理系统中,对获取的两幅图片进行分析,计算两幅图片的对焦评价函数,记录对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,并计算两幅图像的对焦评价函数之差;按预设步长再次调整可变焦液体透镜上的电压,拍摄图像并传输至体外处理系统,计算对焦评价函数,与上次记录的结果相比较,记录下对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,及两幅图像的对焦评价函数之差;循环执行上述过程,直至两幅图像的对焦评价函数之差小于设定阈值,此时,即找到对焦评价函数的峰值位置,该位置对应的电压即是最佳对焦位置;将此电压通过双向无线控制器反馈给可控电压输出器,调整施加在可变焦液体透镜上的电压值,再次拍摄获得清晰图像,此为最终所需清晰图片。

[0011] 所述三维信息处理子系统将对焦后获得的清晰图片保存在体外信息处理系统中,获得了与传统胶囊内窥镜数据量相当的图片序列,三维信息处理子系统基于清晰的图片序列,实施 3D 重构算法,计算出被拍摄目标的 3-D 信息,实现对被拍摄物的 3-D 成像或三维测距,在 3D 重构算法中,采用了变焦系统模型,即分别获得调焦前后两幅图片的内矩阵 K_1 , K_2 ;并在确定内矩阵时,采用厚透镜模型来修正主面位置。

[0012] 本发明的有益效果在于:本发明基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统,与普通胶囊内窥镜相比,在不增加光学系统结构复杂度的情况下,通过调焦控制可以得到人体消化道的更清晰的图像;利用可调焦胶囊内窥镜所获得的图像序列,采用图像处理的方法进行计算,获得被拍摄目标的三维信息,从而能够实现对被拍摄目标的 3-D 成像或三维测距功能,方便医生诊断;在采用图像处理的方法计算被拍摄目标的三维信息时,由于采用的是系统调焦后获得的清晰的图像序列,且采用变焦系统及厚透镜模型的计算方法,相较

于普通胶囊内窥镜图像直接进行 3-D 重构,可以提高计算精度,更准确的获得被拍摄目标的三维信息。能有效提高胶囊内窥镜诊断的准确度及医生的工作效率,具有广泛的应用前景。

附图说明

[0013] 图 1 为本发明基于液体透镜的可调焦 3-D 胶囊内窥镜系统结构示意图;

图 2 为本发明可调焦胶囊内窥镜光学子系统成像模块结构示意图;

图 3 为本发明执行自动对焦的流程示意图;

图 4 为本发明三维信息处理流程图。

具体实施方式

[0014] 本发明系统结构如图 1 所示,系统按功能可划分为三个子系统:可调焦胶囊内窥镜光学子系统 11、自动调焦控制子系统 12 和三维信息处理子系统 13。三个子系统协同工作,可实现在胶囊内窥镜工作过程中,对被拍摄目标清晰成像,并获得被拍摄目标的三维信息。除此外,还应有供电系统 14 (一般为电池)。

[0015] 可调焦胶囊内窥镜光学子系统 11 包含照明模块 111 与成像模块 112 两部分,其中,照明模块 111 与普通胶囊内窥镜的照明方式类似,可采用 LED 照明等方式。成像模块 112 结构示意图如图 2 所示,由依次排列的普通定焦透镜 21、孔径光阑 22、可变焦液体透镜 23、保护玻璃 24 和图像传感器件 25 构成。成像模块中定焦透镜、光阑、可变焦液体透镜的数量、相对位置、结构参数等可以根据不同的成像性能要求发生变化。在本示例中,为了使可调焦胶囊内窥镜光学子系统 11 更加紧凑,只采用了一片普通定焦透镜,并将其设计为胶囊的外壁,在其他设计中,也可采用多片普通定焦透镜,或改变普通定焦透镜、光阑及液体透镜的相对位置,或在系统中加入非球面等方式,来进行像差平衡提高成像质量。在本示例中,可变焦液体透镜采用的是一种单液体电控可变焦液体透镜,在其他设计中,也可采用双液体电润湿型液体透镜或其他形式的液体透镜,实现调焦的功能。

[0016] 具体工作过程描述如下:

可调焦胶囊内窥镜光学子系统中含有液体可变焦透镜 23,液体可变焦透镜 23 的焦距可由电压控制发生变化,通过改变液体可变焦透镜 23 的焦距,可实现可调焦胶囊内窥镜光学子系统 11 的调焦功能。自动调焦控制子系统 12 采用基于图像的自动对焦算法,控制液体可变焦透镜 23 的驱动电压至合适值,从而使胶囊内窥镜的光学系统 11 达到最佳调焦位置,实现对被拍摄目标的清晰成像。将调焦后所成的清晰图像序列传输至体外并保存后,三维信息处理子系统 13 通过三维图像处理算法,计算得出被拍摄目标的三维信息,从而实现对被拍摄目标的三维测距或三维成像。

[0017] 由于胶囊内窥镜在工作过程中,会在人体内随着消化道的蠕动而向前移动,因此对于某一固定的目标,胶囊内窥镜的移动会造成成像模糊的问题。在本发明中,自动调焦控制子系统 12 采用基于图像的自动对焦算法,通过电压控制可变焦液体透镜,改变其表面面型,也即改变其焦距,实现可调焦胶囊内窥镜光学子系统的调焦。如图 2 所示,通过改变电压,可以改变可变焦液体透镜 23 的前表面曲率半径,从而实现系统调焦。系统通过调焦,可以实现对被拍摄目标的清晰成像。

[0018] 自动调焦控制子系统 12 利用基于图像的自动对焦算法,计算出能够拍摄清晰图像的可变焦液体透镜的所对应的电压,并将对应的控制电压反馈到液体透镜上,实现系统调焦,获得对拍摄目标的清晰成像。

[0019] 自动调焦控制子系统由一对高速信号发射/接收器 121、一组双向无线控制器 122、一个可控电压输出器 123、以及一台体外信息处理系统 124 (通常为—台计算机)构成。自动调焦控制子系统通过一对高速信号发射器/接收器 121,将可调焦胶囊内窥镜光学子系统拍摄的图像信息传输到体外信息处理系统 124;体外信息处理系统 124 存储图像,执行自动对焦算法,并将计算结果经由一组双向无线控制器 122 实现反馈控制。体外信息处理系统输出信号到一组双向无线控制器,一组双向无线控制器 122 实现对可变焦液体透镜的电压控制信号以及照明控制信号的传输;可控电压输出器 123 根据接收到的双向无线控制器 122 输出的电压控制信号,给可变焦液体透镜 23 施加相应的电压,实现系统调焦。

[0020] 执行自动对焦的流程图如图 3 所示。首先设置一个可变焦液体透镜 23 的初始焦距,在初始焦距下,系统拍摄一幅图片,通过高速信号发射/接收器 121 将图片信息传输到体外信息处理系统 124;按预设步长调整可控电压输出器的输出电压,改变施加在可变焦液体透镜上的电压,再次进行拍摄,将拍摄的图片传输到体外信息处理系统 124。在体外信息处理系统 124 中,对获取的两幅图片进行分析,计算两幅图片的对焦评价函数,记录对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,并计算两幅图像的对焦评价函数之差。按预设步长调整可变焦液体透镜 23 上的电压,再次拍摄图像并传输至体外处理系统 124,计算对焦评价函数,与上次记录的结果相比较,记录下对焦评价函数较好的图像所对应的电压值,及两幅图像的对焦评价函数之差。循环执行上述过程,直至两幅图像的对焦评价函数之差小于某设定阈值,此时,即找到对焦评价函数的峰值位置,该位置对应的电压即是最佳对焦位置。将此电压通过双向无线控制器 122 反馈给可控电压输出器 123,调整施加在可变焦液体透镜上的电压值,再次拍摄获得清晰图像。在寻找对焦评价函数峰值的过程中,可通过自适应算法调整步长大小,提高搜索的准确性。

[0021] 在执行自动对焦过程中,可通过对阈值及步长的优化设置,使找到最清晰图片的计算过程的循环次数小于 20 次,用时小于 1.4 秒,这样获得的清晰图像的频率,将与普通胶囊内窥镜获得图像的频率相当。但在自动对焦过程中,需要根据拍摄的图像序列寻找最佳对焦位置,因此要求本过程中高速信号发射/接收器的传输速率达到 20fps 以上。在本系统中,可实现在 3-100mm 景深范围内调焦清晰成像。

[0022] 执行完自动对焦过程后,将获得的清晰图片保存在体外信息处理系统 124 中,此时获得了与传统胶囊内窥镜数据量相当的图片序列,但是,序列中的每幅图像将更为清晰。获得清晰的图片序列后,本发明的三维信息处理子系统 13 将基于图像序列,实施 3D 重构算法。本发明的三维信息处理子系统 13 在硬件上可以采用自动调焦控制子系统 12 中的体外信息处理系统 124,也可以另外配置计算机进行计算。

[0023] 如图 4 所示三维信息处理流程图,由于可调焦内窥镜光学子系统的视场角在 120° 左右,得到的清晰图片序列中的图片有较大的畸变,因此必须先进行畸变校正,否则会对最终的结果产生较大影响。常用的畸变校正方法有正交网格模板计算畸变参数,Canny 边缘检测,Hough 直线检测等。较优的一种选择是采用正交网格模板计算畸变参数,对获取的变焦图片畸变进行校正。然后对校正后的图片序列根据 SIFT 特征点匹配算法进行特征

匹配,并删除错误匹配点,得到两幅图像中对应特征点的齐次坐标,分别记为: $(x_i, y_i, 1)$, $(x'_i, y'_i, 1)$ 。

[0024] 根据对极几何,有:

$$x'Fx = 0$$

其中, F 为相机的基本矩阵, x 和 x' 分别为两幅图像对应特征点的齐次坐标。利用匹配得到的特征点坐标结合上式便可以计算基本矩阵 F 。

[0025] 摄像机的内矩阵 K , 定义为:

$$K = \begin{bmatrix} \frac{f}{dx} & 0 & u_0 \\ 0 & \frac{f}{dy} & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

其中 f 是镜头焦距, dx 是水平方向的像素尺寸, dy 是垂直方向的像素尺寸, u_0, v_0 是光轴与传感器的交点坐标, 可根据事先标定得到。对于定焦镜头, 内矩阵 K 是确定不变的。但对于调焦镜头内矩阵是变化的, 为了更准确的计算, 采用了变焦系统模型, 即分别获得调焦前后两幅图片的内矩阵 K_1, K_2 ; 在确定内矩阵时, 采用了厚透镜模型来修正主面位置。得到两幅图片的内矩阵 K_1, K_2 后, 根据公式:

$$E = K_2' * F * K_1$$

计算本质矩阵 E , 其中 $*$ 表示矩阵相乘, K_2' 是 K_2 的转置矩阵。本质矩阵 E 求出后, 对其进行奇异值分解, 令 $E = U * \Lambda * V'$

其中, U, V 是两个正交矩阵, V' 是 V 的转置矩阵, Λ 是一个对角矩阵。

[0026] 定义

$$W = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

综上, 可以得到两幅图片的平移向量 T 和旋转矩阵 R 。其中, 平移向量为 $T = U(:, 3)$, 其中 $U(:, 3)$ 表示 U 中的第 3 列。

[0027] 旋转矩阵 R 有两个解, 分别用 R_1 和 R_2 表示。其中

$$R_1 = U * W * V' \quad R_2 = U * W' * V'$$

其中, W' 是 W 的转置矩阵。

[0028] 根据投影矩阵的定义, 可分别求得每幅图片由空间点到图像坐标的投影矩阵 P , 定义 $P = K * [R \ T]$ 。式中, $*$ 表示相乘, K 为摄像机内矩阵, R 为旋转矩阵, T 为平移向量。这里,

$\mathbf{R}=\mathbf{R}_1$ 或 $\mathbf{R}_2$, 经后续计算出匹配特征点最终的三维坐标后, 根据计算结果舍弃计算出的三维坐标向量 S_i $[x \ y \ z]$ 中 z 分量为负值的结果。

[0029] 将两幅图片分别计算出相应的投影矩阵, 分别记为 P_1, P_2 , 均为 3×4 的矩阵。结合前面得到的匹配特征点齐次坐标 $(x_i, y_i, 1)$, $(x'_i, y'_i, 1)$, 可得:

$$\begin{bmatrix} P_1(3,:)x_i - P_1(1,:) \\ P_1(3,:)y_i - P_1(2,:) \\ P_2(3,:)x'_i - P_2(1,:) \\ P_2(3,:)y'_i - P_2(2,:) \end{bmatrix} S_i = 0$$

$P_1(1,:)$, $P_1(2,:)$, $P_1(3,:)$ 分别表示 P_1 的第 1 行、第 2 行和第 3 行, 同理, $P_2(1,:)$, $P_2(2,:)$, $P_2(3,:)$ 分别表示 P_2 矩阵的第 1 行、第 2 行和第 3 行。 S_i 是一个向量, 记为 S_i $[x \ y \ z]$, 其三个分量分别代表匹配特征点对应的三维坐标值。

[0030] 采用最小二乘法, 求解上述方程, 可以求得匹配特征点对应的三维坐标 X_i 。采用厚透镜模型修正主面位置, 使计算出的三维坐标更加准确。

[0031] 通过计算所有特征点的三维坐标, 可以绘制出所有特征点的三维点云, 再通过插值及表面贴纹理等图像处理方式, 可以绘制出被拍摄目标的三维图像。

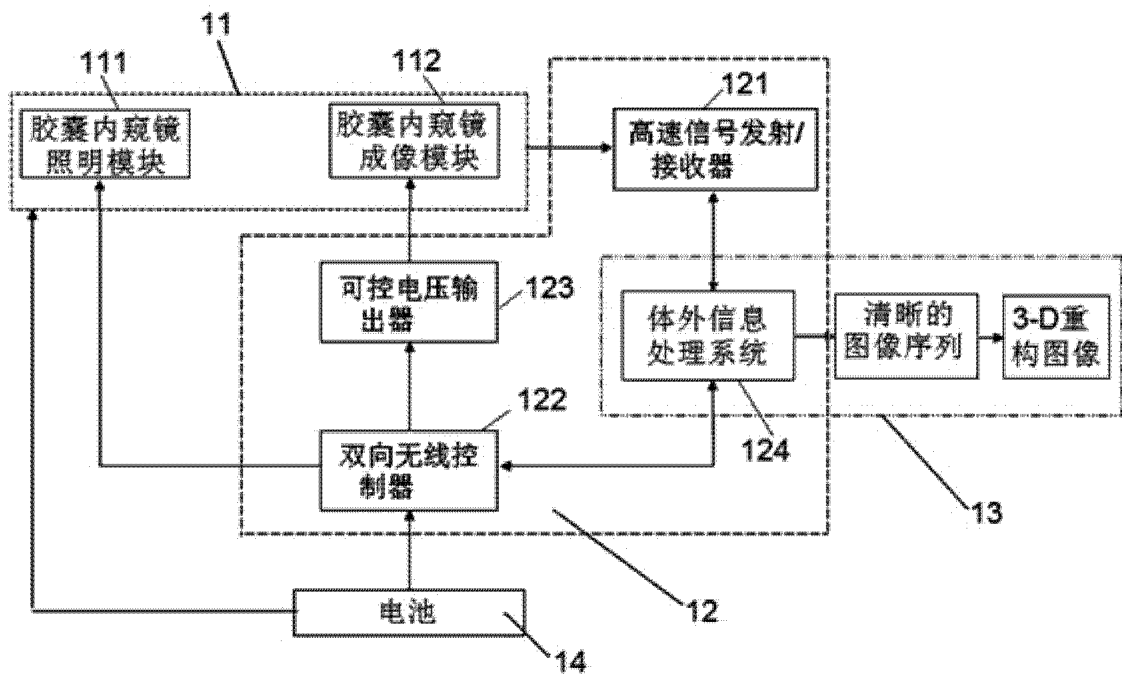


图 1

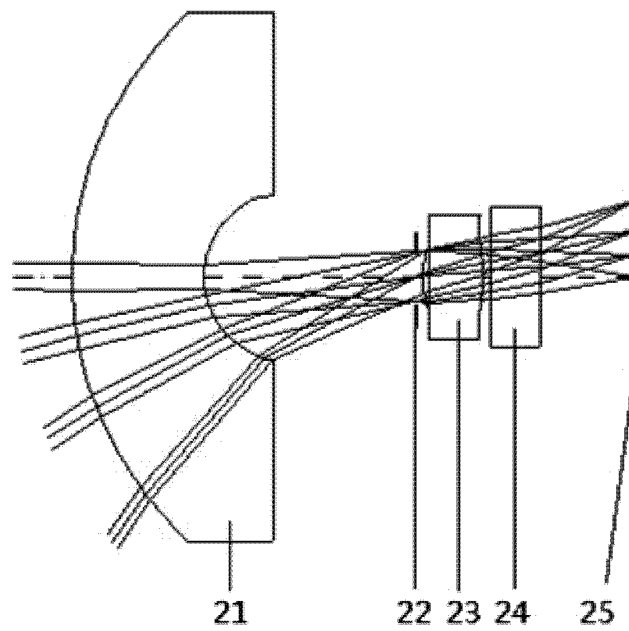


图 2

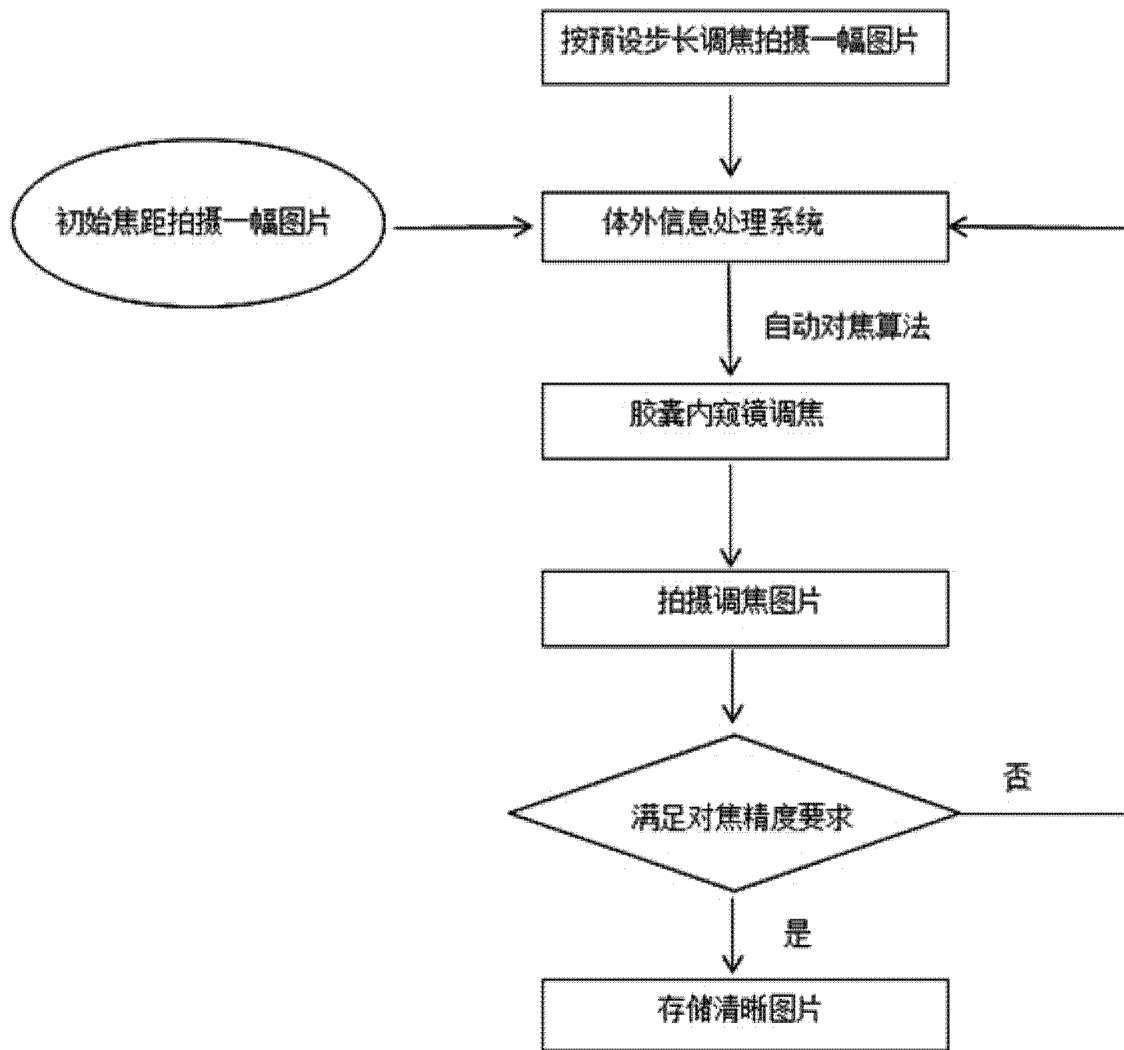


图 3

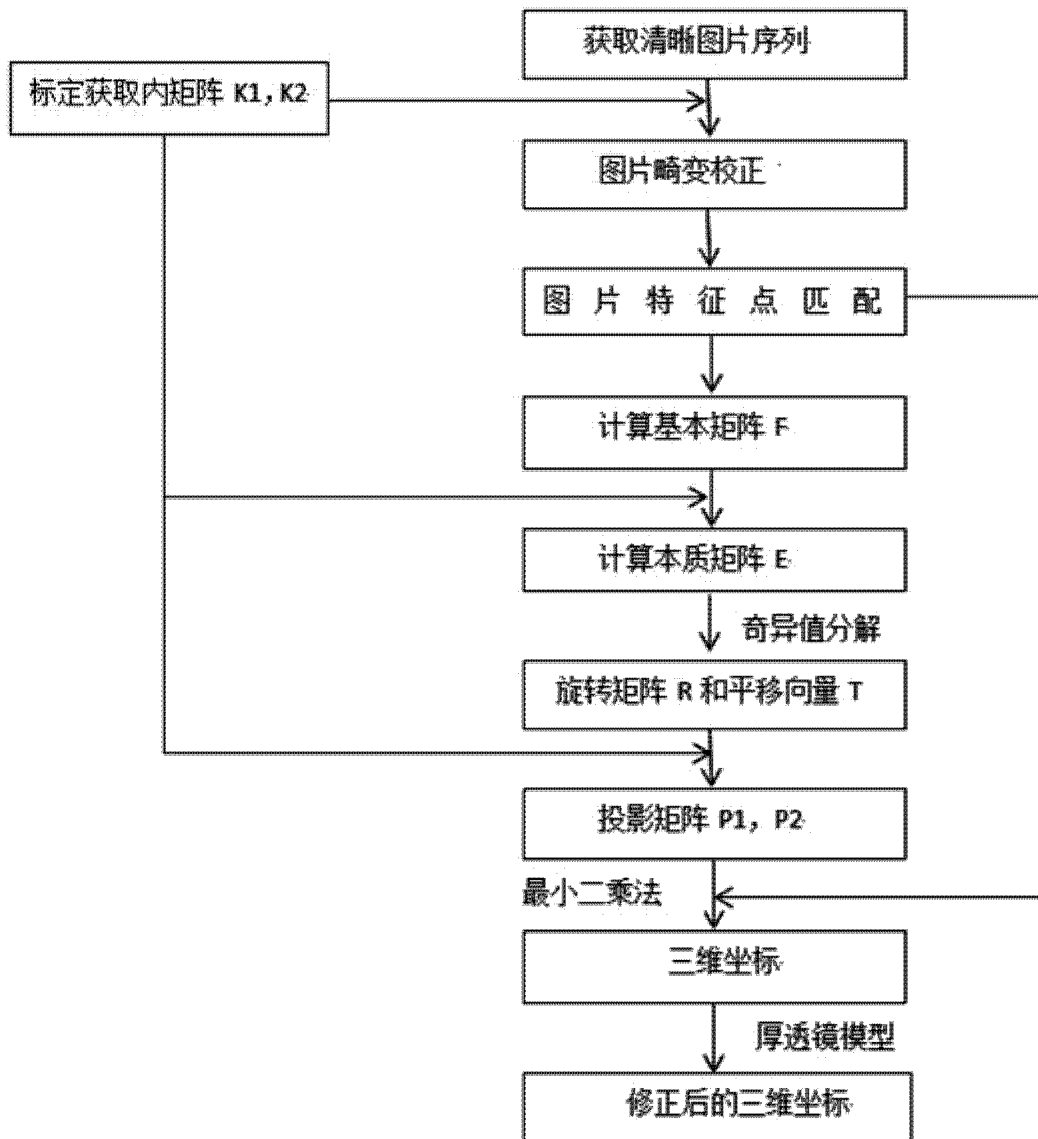


图 4

专利名称(译)	基于液体透镜的可调焦3-D胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104939793A	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201510389646.8	申请日	2015-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海理工大学		
[标]发明人	张薇 郭鑫 速晋辉 李道萍		
发明人	张薇 郭鑫 速晋辉 李道萍		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/041 A61B1/273 A61B5/073		
代理人(译)	吴宝根		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于液体透镜的可调焦3-D胶囊内窥镜系统，将液体可变焦透镜加入到胶囊内窥镜光学系统中进行设计，通过液体透镜的变焦，实现系统的调焦，从而可在任意位置获得被拍摄目标的清晰的图像。通过对得到的清晰的图像序列进行处理和计算，获得被拍摄目标的更为准确的三维信息，从而实现对被拍摄物的3-D成像或三维测距功能，方便医生对病变部位及病变程度做出较好的判断。可以得到人体消化道的更清晰的图像，提高计算精度，更准确的获得被拍摄目标的三维信息。能有效提高胶囊内窥镜诊断的准确度及医生的工作效率。

