



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106618454 B

(45)授权公告日 2018.04.13

(21)申请号 201611044997.6

(22)申请日 2016.11.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106618454 A

(43)申请公布日 2017.05.10

(73)专利权人 电子科技大学

地址 611731 四川省成都市高新区(西区)

西源大道2006号

(72)发明人 刘珊 郑文锋 曾庆川 杨波

李晓璐 胡蓉蓉

(74)专利代理机构 成都行之专利代理事务所

(普通合伙) 51220

代理人 温利平

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

(56)对比文件

US 2013/0184526 A1, 2013.07.18,

CN 105942959 A, 2016.09.21,

US 2006/0262186 A1, 2006.11.23,

CN 104042180 A, 2014.09.17,

审查员 涂燕君

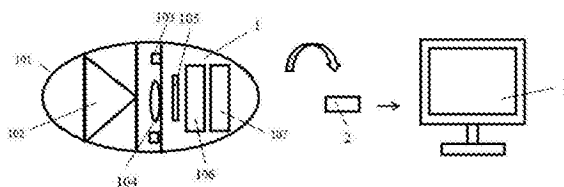
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种胶囊式内窥镜系统

(57)摘要

本发明公开了一种胶囊式内窥镜系统,在传统胶囊内窥镜的光学透镜上添加了一个锥形镜,当患者吞服胶囊内窥镜本体,锥形镜和光学透镜配合使用,对病灶处进行成像,然后通过USB传感器将图像传输给PC机,PC机对图像进行拼接及三维重建,获得精度较高的三维图像,具有结构简单、易实现,且计算量小等特点,能够符合当前医学发展的应用。



1. 一种胶囊式内窥镜系统,其特征在于,包括:胶囊内窥镜、USB无线收发器和带有图像拼接及三维重建软件的PC机;

所述的胶囊内窥镜包括透明外壳、照明及成像模块、图像获取传输及处理模块;

其中,透明外壳采用密封性能良好的材料,能很好的将照明及成像模块和图像获取传输及处理模块与外部隔绝,避免体液污染;

照明及成像模块,包括六个均匀分布的LED灯、一个圆心角为90°的锥形镜、光学透镜和CCD图像传感器;

其中,六个LED灯均匀分布在图像传感器周围,锥形镜位于光学透镜的正前方,且锥形镜为90°的圆心角正对着光学透镜的中心;

图像获取传输及处理模块,包括图像处理芯片,逻辑控制电路,信号调制发射芯片和射频单元;

当患者需要内窥检查时,开启PC机并打开三维重建软件,同时取出胶囊内窥镜,并启动胶囊内窥镜的电源开关,使其各元件正常工作,再通过患者吞服胶囊本体,使胶囊内窥镜经过食道后,进入其胃部;

此时,LED灯将胃内壁充分照亮,照明及成像模块中的锥形镜和光学透镜配合使用,以t帧/秒的速度对胃内壁进行清晰拍摄,得到径向图像,CCD图像传感器同时以t帧/秒的速度将拍摄的径向图像传输给图像处理芯片,图像处理芯片对径向图像进行编码、数据打包压缩处理后传输到信号调制发射芯片,调制发射芯片再以调制频率为2.4GHZ ISM频段的模拟信号进行信号调制,最终由射频单元中的发射天线将调制后的径向图像发送至体外;

USB无线收发器接收到胶囊内窥镜发射的径向图像后,将径向图像及时传输给PC机,PC机先利用图像拼接软件对径向图像进行图像拼接,然后利用三维重建软件对拼接后的径向图像进行三维重构,再将重构后的三维图像在显示器上实时显示,医生通过观察重建后的三维图像,能够对患者的病灶进行准确、深入地分析;

其中,所述的透明外壳用采用耐腐蚀医用高分子材料;所述的锥形镜和光学透镜配合使用时,以2帧/秒的速度对胃内壁进行清晰拍摄;

所述的PC机利用三维重建软件对径向图像进行三维重构的方法为:

(1.1)、采用极坐标转换为平面坐标的方法,将每一幅径向图像都转换为平面图像;

$$z = \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{y-y_0}{x-x_0}\right)$$

其中,(x,y)表示径向图像的像素点的坐标,(x₀,y₀)表示径向图像的圆心点的坐标,(θ,z)表示平面图像的像素点的坐标;

(1.2)、对每幅平面图像进行基于Harris角点的特征点提取;

对于平面图像上的像素点 $(\bar{x}, \bar{y})$,定义能量函数E(u,v)为

$$E(u,v) = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) [I(\bar{x}+u, \bar{y}+v) - I(\bar{x}, \bar{y})]^2$$

其中,u,v分别为 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 方向上的平移量;I为图像灰度函数; $w(\bar{x}, \bar{y}) = e^{-\frac{(u^2+v^2)}{2\delta^2}}$ 为窗口函数,δ为图像灰度函数的标准差;

对于 $I(\bar{x}+u, \bar{y}+v)$ 关于 $(\bar{x}, \bar{y})$ 作泰勒展开, 并去掉高阶项, 可以将 $E(u, v)$ 记作:

$$E(u, v) = [u, v] \cdot M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$$

其中, $M = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) \begin{bmatrix} I_{\bar{x}}^2 & I_{\bar{x}} I_{\bar{y}} \\ I_{\bar{y}} I_{\bar{x}} & I_{\bar{y}}^2 \end{bmatrix}$, $I_{\bar{x}}^2$ 为函数 I 对 $\bar{x}$ 的二次偏导数, $I_{\bar{x}} I_{\bar{y}}$ 为函数 I 依次对 $\bar{x}$

和 $\bar{y}$ 求偏导数;

记 λ_1, λ_2 为 M 的两个特征值, 那么在窗口平移时出现如下三种情况:

(a)、在平坦区域, λ_1, λ_2 均较小, 在各个方向平移 $E(u, v)$ 变化都不大;

(b)、在边缘处, $\lambda_1 > \lambda_2$ 或者 $\lambda_1 < \lambda_2$;

(c)、角点位置 λ_1, λ_2 的值都比较大, 在任何方向平移 $E(u, v)$ 都会增加;

根据上述三种情况, 定义角点的相关函数:

$$\hat{R} = \det(M(\bar{x}, \bar{y})) - K \times [\text{trace}(M(\bar{x}, \bar{y}))]^2$$

其中, $\det(M) = \lambda_1 \lambda_2$, $\text{trace}(M) = \lambda_1 + \lambda_2$, K 为常数;

计算 Harris 角点时, 当 $\hat{R}$ 取局部极大值且 $\hat{R}$ 大于给定阈值时的位置就是角点, 即该幅平面图上提取的特征点;

(1.3)、将提取出来的特征点采用相似性度量进行特征点匹配

采用相似性度量法对相邻两幅平面图中的特征点进行匹配, 再利用图像拼接软件将匹配好的图像进行图像拼接;

相似性度量算法:

$$R(\bar{x}, \bar{y}) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}] [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}]^2} \sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]^2}}$$

其中, P_i, P_{i-1} 表示相邻两幅平面图, $m \times n$ 是图像像素大小, $(\bar{x}, \bar{y})$ 是相邻两幅平面图进行匹配的像素点, $\mu_{p_i}, \mu_{p_{i-1}}$ 分别表示相邻两幅平面图的像素均值; $R(\bar{x}, \bar{y})$ 表示相邻两幅平面图进行匹配的像素点 $(\bar{x}, \bar{y})$ 的相似度, $R(\bar{x}, \bar{y})$ 的绝对值越大, 则表明 $(\bar{x}, \bar{y})$ 的相关度越高, 即两个点越匹配;

(1.4)、设目标特征点的坐标为 $P(r_1, \theta_1, z_1)$, s_1 为目标经透镜所成像与透镜之间的距离; z_1 和 z_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经锥形镜所成像的高度; H_1 和 H_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经透镜所成像的高度; d 为透镜与锥形镜之间的距离; L 为 t_1 到 t_2 时刻胶囊内窥镜向前移动的距离, 且 $z_2 = z_1 - L$; r_1 为特征点的深度信息; θ_1 为平面图像上的特征点的横坐标;

根据锥形镜成像原理, 利用相似三角形求出匹配特征点的三维坐标, 三维重建软件根据所求特征点的三维坐标对图像进行三维重建;

$$\frac{s_1}{r_1 + d} = \frac{H_1}{z_1} = \frac{H_2}{z_2}$$

$$r_1 = \frac{s_1 L}{H_2 - H_1} - d, \quad z_1 = \frac{H_1 L}{H_2 - H_1}。$$

一种胶囊式内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜技术领域,更为具体地讲,涉及一种胶囊式内窥镜系统。

背景技术

[0002] 随着生活水平的不断提高,人们的饮食结构发生改变,工作压力骤增,消化道疾病也越来越多,已成为最常见最多发的疾病之一。医生通常用传统的插入式内窥镜进入人体消化道,探测消化道图像信息,然而这种传统的内窥镜尺寸较大、带有外部操作装置,插入人体肠道深处时很容易对肠壁组织造成损伤,给患者带来巨大的不适和痛苦,随着MEMS技术的快速发展,外形如吞服胶囊大小的胶囊内窥镜应运而生。胶囊内窥镜在消化道中的一个重要应用是对消化道进行拍摄成像,为医生对消化道疾病的诊断提供直观的依据,胶囊内窥镜的成像技术包括了体腔内图像的采集、通信和处理三个主要部分。

[0003] 由于胃肠道内壁结构复杂,无法观察褶皱里或弯曲处等盲区,且胶囊内窥镜拍摄的视野角度有限,不够宽阔,视距比较短,难以诊查到较远较大的病灶部位以及扩张的肠壁全周,导致漏检率升高。对胶囊内窥镜的图像进行三维重建是有效利用内镜图像信息的一个有力的方法,如果能够利用内镜图像的全部信息,不仅可以提高腔道寻径的准确度,还可以针对病变部位以及特定位置进行着重观察和精确定位,缩短诊查时间,进而为下一步开展活体取样等功能打下基础,获得内镜图像的三维信息为医生诊断提供了非常重要的参考。

[0004] 现有的三维重建的主要方法有:测量矩阵估计算法,该算法利用匹配好的2D特征点对组成一个测量矩阵,然后对测量矩阵进行奇异值分解直到得到3D特征点的坐标和摄像机的运动参数,该算法的问题是对基本矩阵的估计导致速度减慢,操作量大、计算较复杂,且误差积累比较大。

[0005] 还有基于明暗度(SFS)信息进行3D重建,该算法通过分析图像中的明暗度信息,运用反射光照模型,恢复出物体表面法向量信息进行三维重建,该方法要基于三个假设:(1)反射模型为朗伯特模型,即从各个角度观察,同一点的明暗度都相同的;(2)光源为无限远处点光源;(3)成像关系为正交投影。由于该方法对光照条件要求比较严苛,需要精确知道光源的位置及方向等信息,而胶囊内窥镜中光源与目标位置很近,所以此方法不适用。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供一种胶囊式内窥镜系统,基于锥形镜成像以及相似三角形原理的三维重建,具有操作简便、结构简单,并可以获得准确的三维图像。

[0007] 为实现上述发明目的,本发明一种胶囊式内窥镜系统,其特征在于,包括:胶囊内窥镜、USB无线收发器和带有图像拼接及三维重建软件的PC机;

[0008] 所述的胶囊内窥镜包括透明外壳、照明及成像模块、图像获取传输及处理模块;

[0009] 其中,透明外壳采用密封性能良好的材料,能很好的将照明及成像模块和图像获

取传输及处理模块与外部隔绝,避免体液污染;

[0010] 照明及成像模块,包括六个均匀分布的LED灯、一个圆心角为90°的锥形镜、光学透镜和CCD图像传感器;

[0011] 其中,六个LED灯均匀分布在图像传感器周围,锥形镜位于光学透镜的正前方,且锥形镜为90°的圆心角正对着光学透镜的中心;

[0012] 图像获取传输及处理模块,包括图像处理芯片,逻辑控制电路,信号调制发射芯片和射频单元;

[0013] 当患者需要内窥镜检查时,开启PC机并打开三维重建软件,同时取出胶囊内窥镜,并启动胶囊内窥镜的电源开关,使其各元件正常工作,再通过患者吞服胶囊本体,使胶囊内窥镜经过食道后,进入其胃部;

[0014] 此时,LED灯将胃内壁充分照亮,照明及成像模块中的锥形镜和光学透镜配合使用,以t帧/秒的速度对胃内壁进行清晰拍摄,得到径向图像,CCD图像传感器同时以t帧/秒的速度将拍摄的径向图像传输给图像处理芯片,图像处理芯片对径向图像进行编码、数据打包压缩处理后传输到信号调制发射芯片,调制发射芯片再以调制频率为2.4GHZ ISM频段的模拟信号进行信号调制,最终由射频单元中的发射天线将调制后的径向图像发送至体外;

[0015] USB无线收发器接收到胶囊内窥镜发射的径向图像后,将径向图像及时传输给PC机,PC机先利用图像拼接软件对径向图像进行图像拼接,然后利用三维重建软件对拼接后的径向图像进行三维重构,再将重构后的三维图像在显示器上实时显示,医生通过观察重建后的三维图像,能够对患者的病灶进行准确、深入地分析。

[0016] 其中,所述的PC机利用三维重建软件对无线图像信息进行三维重构的方法为:

[0017] (1.1)、采用极坐标转换为平面坐标的方法,将每一幅径向图像都转换为平面图像;

$$[0018] \quad z = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}$$

$$[0019] \quad \theta = \tan^{-1} \left(\frac{y - y_0}{x - x_0} \right)$$

[0020] 其中,(x,y)表示径向图像的像素点的坐标,(x₀,y₀)表示径向图像的圆心点的坐标,(θ,z)表示平面图像的像素点的坐标;

[0021] (2.2)、对每幅平面图像进行基于Harris角点的特征点提取;

[0022] 对于平面图像上的像素点 $(\bar{x}, \bar{y})$,定义能量函数E(u,v)为

$$[0023] \quad E(u, v) = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) [I(\bar{x} + u, \bar{y} + v) - I(\bar{x}, \bar{y})]^2$$

[0024] 其中,u,v分别为 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 方向上的平移量;I为图像灰度函数; $w(\bar{x}, \bar{y}) = e^{-(u^2 + v^2 / 2\delta^2)}$ 为窗口函数,δ为图像灰度函数的标准差;

[0025] 对于 $I(\bar{x} + u, \bar{y} + v)$ 关于 $(\bar{x}, \bar{y})$ 作泰勒展开,并去掉高阶项,可以将E(u,v)记作:

$$[0026] \quad E(u, v) = [u, v] \cdot M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$$

[0027] 其中, $M = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) \begin{bmatrix} I_{\bar{x}}^2 & I_{\bar{x}} I_{\bar{y}} \\ I_{\bar{y}} I_{\bar{x}} & I_{\bar{y}}^2 \end{bmatrix}$, $I_{\bar{x}}^2$ 为函数 I 对 $\bar{x}$ 的二次偏导数, $I_{\bar{x}} I_{\bar{y}}$ 为函数 I 依次对 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 求偏导数;

[0028] 记 λ_1, λ_2 为 M 的两个特征值, 那么在窗口平移时出现如下三种情况:

[0029] (a)、在平坦区域, λ_1, λ_2 均较小, 在各个方向平移 E (u, v) 变化都不大;

[0030] (b)、在边缘处, $\lambda_1 \gg \lambda_2$ 或者 $\lambda_1 \ll \lambda_2$;

[0031] (c)、角点位置 λ_1, λ_2 的值都比较大, 在任何方向平移 E (u, v) 都会增加;

[0032] 根据上述三种情况, 定义角点的相关函数:

[0033] $\hat{R} = \det(M(\bar{x}, \bar{y})) - K \times [\text{trace}(M(\bar{x}, \bar{y}))]^2$

[0034] 其中, $\det(M) = \lambda_1 \lambda_2$, $\text{trace}(M) = \lambda_1 + \lambda_2$, K 为常数;

[0035] 计算 Harris 角点时, 当 $\hat{R}$ 取局部极大值且 $\hat{R}$ 大于给定阈值时的位置就是角点, 即该幅平面图上提取的特征点;

[0036] (2.3)、将提取出来的特征点采用相似性度量进行特征点匹配

[0037] 采用相似性度量法对相邻两幅平面图中的特征点进行匹配, 再利用图像拼接软件将匹配好的图像进行图像拼接;

[0038] 相似性度量算法:

$$[0039] \quad R(\bar{x}, \bar{y}) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}] [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}]^2} \sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]^2}}$$

[0040] 其中, P_i, P_{i-1} 表示相邻两幅平面图, $m \times n$ 是图像像素大小, $(\bar{x}, \bar{y})$ 是相邻两幅平面图进行匹配的像素点, $\mu_{p_i}, \mu_{p_{i-1}}$ 分别表示相邻两幅平面图的像素均值; $R(\bar{x}, \bar{y})$ 的绝对值越大, 则表明 $(\bar{x}, \bar{y})$ 的相关度越高, 即两个点越匹配;

[0041] (2.4)、设目标特征点的坐标为 P (r_1, θ_1, z_1), s_1 为目标经透镜所成像与透镜之间的距离; z_1 和 z_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经锥形镜所成像的高度; H_1 和 H_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经透镜所成像的高度; d 为透镜与锥形镜之间的距离; L 为 t_1 到 t_2 时刻胶囊内窥镜向前移动的距离, 且 $z_2 = z_1 - L$; r_1 为特征点的深度信息; θ_1 为平面图像上的特征点的横坐标;

[0042] 根据锥形镜成像原理, 利用相似三角形求出匹配特征点的三维坐标, 三维重建软件根据所求特征点的三维坐标对图像进行三维重建;

$$[0043] \quad \frac{s_1}{r_1 + d} = \frac{H_1}{z_1} = \frac{H_2}{z_2}$$

$$[0044] \quad r_1 = \frac{s_1 L}{H_2 - H_1} - d, \quad z_1 = \frac{H_1 L}{H_2 - H_1}。$$

[0045] 本发明的发明目的是这样实现的:

[0046] 本发明一种胶囊式内窥镜系统, 在传统胶囊内窥镜的光学透镜上添加了一个锥形镜, 当患者吞服胶囊内窥镜本体, 锥形镜和光学透镜配合使用, 对病灶处进行成像, 然后通过 USB 传感器将图像传输给 PC 机, PC 机对图像进行拼接及三维重建, 获得精度较高的三维图

像,具有结构简单、易实现,且计算量小等特点,能够符合当前医学发展的应用。

附图说明

- [0047] 图1是本发明胶囊式内窥镜系统的结构示意图;
[0048] 图2是三维重建的流程图;
[0049] 图3是径向图像由极坐标转换为平面坐标的示意图;
[0050] 图4是求取特征点三维坐标示意图。

具体实施方式

[0051] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行描述,以便本领域的技术人员更好地理解本发明。需要特别提醒注意的是,在以下的描述中,当已知功能和设计的详细描述也许会淡化本发明的主要内容时,这些描述在这里将被忽略。

[0052] 实施例

[0053] 图1是本发明胶囊式内窥镜系统的结构示意图。

[0054] 在本实施例中,如图1所示,本发明一种胶囊式内窥镜系统,包括:胶囊内窥镜1、USB无线收发器2和带有图像拼接及三维重建软件的PC机3;

[0055] 胶囊内窥镜包括透明外壳101、照明及成像模块、图像获取传输及处理模块106;

[0056] 其中,透明外壳101采用采用耐腐蚀医用高分子材料,如:有机硅聚合物,其椭圆半径为5mm,且能很好的将照明及成像模块和图像获取传输及处理模块106与外部隔绝,避免体液污染;

[0057] 照明及成像模块,包括六个均匀分布的LED灯103、一个圆心角为 90° 的锥形镜102、光学透镜104和CCD图像传感器105;

[0058] 其中,六个LED灯103的发光角度 120° ,电压3.5V,功率0.1W,且均匀分布在图像传感器105周围,锥形镜102位于光学透镜104的正前方,且锥形镜102为 90° 的圆心角正对着光学透镜104的中心,锥形镜102的半径为3.35mm;

[0059] 图像获取传输及处理模块106,包括图像处理芯片,逻辑控制电路,信号调制发射芯片和射频单元;

[0060] 当患者需要内窥检查时,开启PC机3并打开三维重建软件,同时取出胶囊内窥镜1,并启动胶囊内窥镜的电源开关,使其各元件正常工作,再通过患者吞服胶囊本体,使胶囊内窥镜1经过食道后,进入其胃部;

[0061] 此时,LED灯103将胃内壁充分照亮,照明及成像模块中的锥形镜102和光学透镜104配合使用,以2帧/秒的速度对胃内壁进行清晰拍摄,得到径向图像,其中,锥形镜成像原理如图2所示;CCD图像传感器105同时以2帧/秒的速度将拍摄的径向图像传输给图像处理芯片,图像处理芯片对径向图像进行编码、数据打包压缩处理后传输到信号调制发射芯片,调制发射芯片再以调制频率为2.4GHZ ISM频段的模拟信号进行信号调制,最终由射频单元中的发射天线将调制后的径向图像发送至体外;

[0062] USB无线收发器2接收到胶囊内窥镜1发射的径向图像后,将径向图像及时传输给PC机3,PC机3先利用图像拼接软件对径向图像进行图像拼接,然后利用三维重建软件对拼接后的径向图像进行三维重构,再将重构后的三维图像在显示器上实时显示,医生通过观

察重建后的三维图像,能够对患者的病灶进行准确、深入地分析。

[0063] 下面结合图3,对PC机利用三维重建软件对拼接后的径向图像进行三维重构的方法进行详细说明,具体包括以下步骤:

[0064] (1)、采用极坐标转换为平面坐标的方法,将每一幅径向图像都转换为平面图像;

$$[0065] \quad z = \sqrt{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}$$

$$[0066] \quad \theta = \tan^{-1}\left(\frac{y-y_0}{x-x_0}\right)$$

[0067] 其中, (x, y) 表示径向图像的像素点的坐标, (x_0, y_0) 表示径向图像的圆心点的坐标, (θ, z) 表示平面图像的像素点的坐标;

[0068] (2)、对每幅平面图像进行基于Harris角点的特征点提取;

[0069] 对于平面图像上的像素点 $(\bar{x}, \bar{y})$, 定义能量函数 $E(u, v)$ 为

$$[0070] \quad E(u, v) = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) [I(\bar{x}+u, \bar{y}+v) - I(\bar{x}, \bar{y})]^2$$

[0071] 其中, u, v 分别为 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 方向上的平移量, (u, v) 经常取为 3×3 邻域; I 为图像灰度函数; $w(\bar{x}, \bar{y}) = e^{-(u^2+v^2/2\delta)^2}$ 为窗口函数, δ 为图像灰度函数的标准差;

[0072] 对于 $I(\bar{x}+u, \bar{y}+v)$ 关于 $(\bar{x}, \bar{y})$ 作泰勒展开, 并去掉高阶项, 可以将 $E(u, v)$ 记作:

$$[0073] \quad E(u, v) = [u, v] \cdot M \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$$

$$[0074] \quad \text{其中, } M = \sum_{\bar{x}, \bar{y}} w(\bar{x}, \bar{y}) \begin{bmatrix} I_{\bar{x}\bar{x}}^2 & I_{\bar{x}\bar{y}} I_{\bar{y}} \\ I_{\bar{y}\bar{x}} I_{\bar{x}} & I_{\bar{y}\bar{y}}^2 \end{bmatrix}, I_{\bar{x}\bar{x}}^2 \text{ 为函数 } I \text{ 对 } \bar{x} \text{ 的二次偏导数, } I_{\bar{x}\bar{y}} I_{\bar{y}} \text{ 为函数 } I \text{ 依次}$$

对 $\bar{x}$ 和 $\bar{y}$ 求偏导数;

[0075] 记 λ_1, λ_2 为 M 的两个特征值, 那么在窗口平移时出现如下三种情况:

[0076] (a)、在平坦区域, λ_1, λ_2 均较小, 在各个方向平移 $E(u, v)$ 变化都不大;

[0077] (b)、在边缘处, $\lambda_1 \gg \lambda_2$ 或者 $\lambda_1 \ll \lambda_2$;

[0078] (c)、角点位置 λ_1, λ_2 的值都比较大, 在任何方向平移 $E(u, v)$ 都会增加;

[0079] 根据上述三种情况, 定义角点的相关函数:

$$[0080] \quad \hat{R} = \det(M(\bar{x}, \bar{y})) - K \times [\text{trace}(M(\bar{x}, \bar{y}))]^2$$

[0081] 其中, $\det(M) = \lambda_1 \lambda_2$, $\text{trace}(M) = \lambda_1 + \lambda_2$, K 为常数;

[0082] 计算Harris角点时, 当 $\hat{R}$ 取局部极大值且 $\hat{R}$ 大于给定阈值时的位置就是角点, 即该幅平面图上提取的特征点;

[0083] 在本实施例中, 在计算Harris角点时, 由于选择的是 3×3 的检测窗口, 所以只考虑其8邻域内像素点的相似度; K 为经验值, 一般取值为 0.04; 特征点数目最多取 300 个, 如果数量太大, 可能会造成特征点的误匹配, 取 $\lambda_2 > 0.10 \lambda_{\max}$, 以及在 3×3 的邻域内对特征点进行极大值抑止; 另外, 取任意两个特征点间的欧式距离阈值为 5 个像素, 如果提高阈值, 则提取的角点数目变少, 降低阈值, 则提取的角点数目变多;

[0084] (3)、将提取出来的特征点采用相似性度量进行特征点匹配

[0085] 采用相似性度量法对相邻两幅平面图中的特征点进行匹配, 再利用图像拼接软件

将匹配好的图像进行图像拼接；

[0086] 相似性度量算法：

$$[0087] \quad R(\bar{x}, \bar{y}) = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}] [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]}{\sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_i^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_i}]^2} \sqrt{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [P_{i-1}^{\bar{x}, \bar{y}}(m, n) - \mu_{p_{i-1}}]^2}}$$

[0088] 其中, P_i, P_{i-1} 表示相邻两幅平面图, $m \times n$ 是图像像素大小, $(\bar{x}, \bar{y})$ 是相邻两幅平面图进行匹配的像素点, $\mu_{p_i}, \mu_{p_{i-1}}$ 分别表示相邻两幅平面图的像素均值; $R(\bar{x}, \bar{y})$ 的绝对值越大, 则表明 $(\bar{x}, \bar{y})$ 的相关度越高, 即两个点越匹配;

[0089] (4)、设目标特征点的坐标为 $P(r_1, \theta_1, z_1)$, s_1 为目标经透镜所成像与透镜之间的距离; z_1 和 z_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经锥形镜所成像的高度; H_1 和 H_2 分别为 t_1 和 t_2 时刻目标经透镜所成像的高度; d 为透镜与锥形镜之间的距离; L 为 t_1 到 t_2 时刻胶囊内窥镜向前移动的距离, 且 $z_2 = z_1 - L$; r_1 为特征点的深度信息; θ_1 为平面图像上的特征点的横坐标;

[0090] 根据锥形镜成像原理, 如图4所示, 利用相似三角形求出匹配特征点的三维坐标, 三维重建软件根据所求特征点的三维坐标对图像进行三维重建;

$$[0091] \quad \frac{s_1}{r_1 + d} = \frac{H_1}{z_1} = \frac{H_2}{z_2}$$

$$[0092] \quad r_1 = \frac{s_1 L}{H_2 - H_1} - d, \quad z_1 = \frac{H_1 L}{H_2 - H_1}。$$

[0093] 尽管上面对本发明说明性的具体实施方式进行了描述, 以便于本技术领域的技术人员理解本发明, 但应该清楚, 本发明不限于具体实施方式的范围, 对本技术领域的普通技术人员来讲, 只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内, 这些变化是显而易见的, 一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

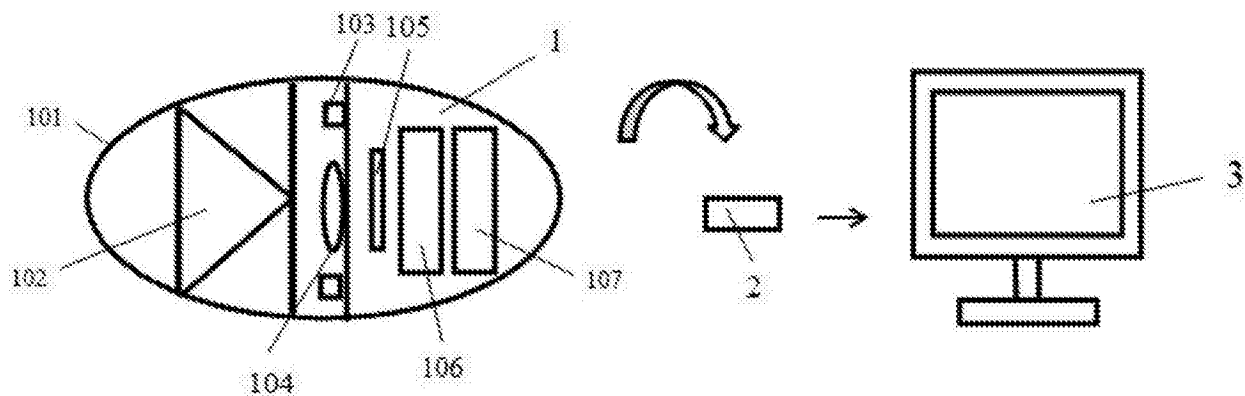


图1

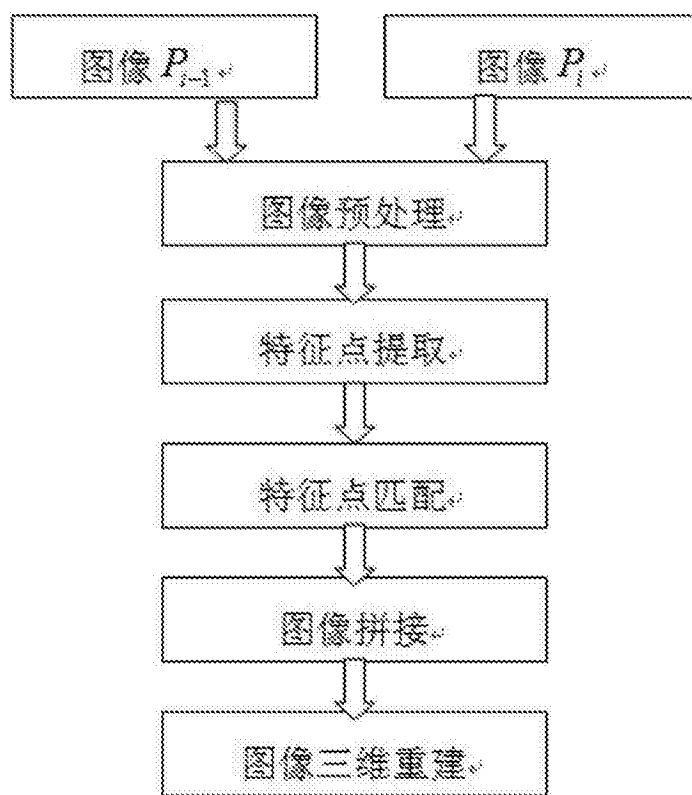


图2

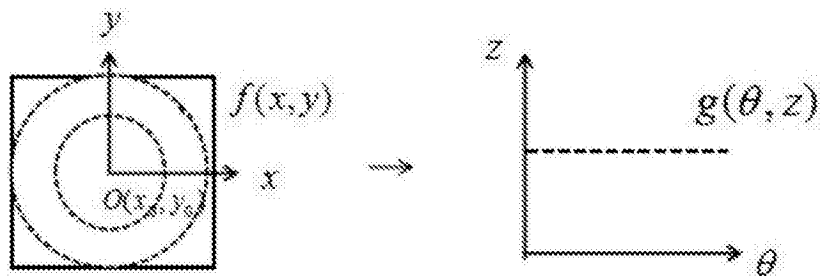


图3

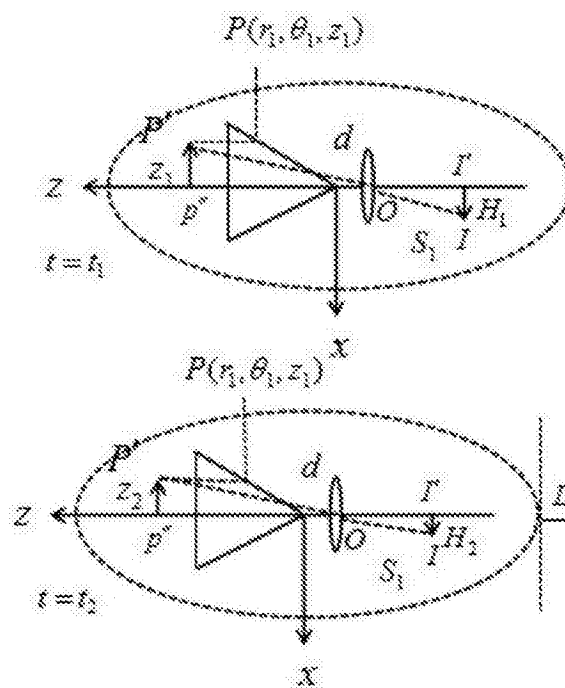


图4

专利名称(译)	一种胶囊式内窥镜系统		
公开(公告)号	CN106618454B	公开(公告)日	2018-04-13
申请号	CN201611044997.6	申请日	2016-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	刘珊 郑文锋 曾庆川 杨波 李晓璐 胡蓉蓉		
发明人	刘珊 郑文锋 曾庆川 杨波 李晓璐 胡蓉蓉		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/041		
代理人(译)	温利平		
其他公开文献	CN106618454A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种胶囊式内窥镜系统，在传统胶囊内窥镜的光学透镜上添加了一个锥形镜，当患者吞服胶囊内窥镜本体，锥形镜和光学透镜配合使用，对病灶处进行成像，然后通过USB传感器将图像传输给PC机，PC机对图像进行拼接及三维重建，获得精度较高的三维图像，具有结构简单、易实现，且计算量小等特点，能够符合当前医学发展的应用。

