



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103777337 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 07

(21) 申请号 201210417254. 4

G01N 21/00 (2006. 01)

(22) 申请日 2012. 10. 26

(71) 申请人 董涛

地址 518057 广东省深圳市高新区粤兴三道
6 号南京大学深圳研究院 B8 层

申请人 李伟相
薛萍

(72) 发明人 王瑞 张开良 徐卫国 董涛
李伟相 薛萍

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有
限公司 44281

代理人 向武桥

(51) Int. Cl.

G02B 21/24 (2006. 01)

G02B 7/04 (2006. 01)

权利要求书1页 说明书5页 附图5页

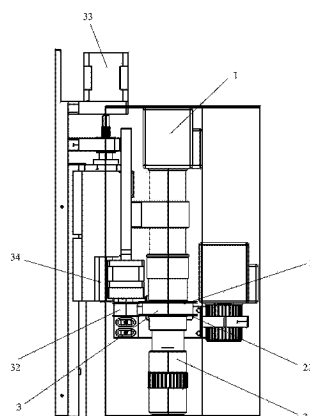
(54) 发明名称

早期癌症检测仪镜头自动变倍实现方法及装置

(57) 摘要

本发明公开了一种早期癌症检测仪镜头自动变倍实现方法及装置,包括相机及具有放大倍数调节圈的显微镜头,还包括由中央控制系统控制的放大倍数调节机构,所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。通过比较当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制放大倍数调节圈转动,从而实现了

对镜头放大倍数的自动调节。



1. 一种早期癌症检测仪镜头自动变倍实现方法,其特征在于,包括如下步骤:

a) 获取镜头的当前放大倍数;

b) 比较预设放大倍数与当前放大倍数;

c) 根据比较结果控制放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

2. 如权利要求1所述的镜头自动变倍实现方法,其特征在于,所述步骤a)中,当前放大倍数的计算公式如下:最低放大倍数/当前放大倍数=最低倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数/当前倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数,所述标识由相间分布的多条黑色线条和多条白色线条组成,所述单位线宽包括至少一条黑色线条或至少一条白色线条的线宽。

3. 如权利要求2所述的镜头自动变倍实现方法,其特征在于,所述单位线宽是一条黑色线条或一条白色线条的线宽。

4. 一种早期癌症检测仪镜头自动变倍实现装置,包括相机及具有放大倍数调节圈的显微镜头,其特征在于,由中央控制系统控制的放大倍数调节机构,所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

5. 如权利要求4所述的镜头自动变倍实现装置,其特征在于,所述放大倍数调节机构包括步进电机和同步带机构,所述步进电机通过所述同步带机构带动所述放大倍数调节圈转动。

6. 如权利要求5所述的镜头自动变倍实现装置,其特征在于,所述同步带机构包括第一同步带轮、第二同步带轮及同步带,所述第一同步带轮紧套所述放大倍数调节圈并与其同步转动,所述第二同步带轮紧套所述步进电机的输出轴并与其同步转动,所述同步带的两端分别与第一同步带轮和第二同步带轮咬合。

7. 如权利要求5所述的镜头自动变倍实现装置,其特征在于,还包括用于限制所述显微镜头的运动行程的限位开关,所述限位开关与所述控制系统信号连接。

8. 如权利要求4所述的镜头自动变倍实现装置,其特征在于,当前放大倍数的计算公式如下:最低放大倍数/当前放大倍数=最低倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数/当前倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数,所述标识由相间分布的多条黑色线条和多条白色线条组成,所述单位线宽包括至少一条黑色线条或至少一条白色线条的线宽。

9. 一种早期癌症检测仪,其特征在于,包括玻片夹具、镜头自动变倍装置、三维运动平台及中央控制系统,所述玻片夹具用于定位病理玻片,所述中央控制系统与所述镜头自动变倍装置、三维运动平台均信号连接,所述镜头自动变倍装置包括放大倍数调节机构、相机及具有放大倍数调节圈的显微镜头,所述中央控制系统控制所述镜头自动变倍装置相对所述病理玻片平面运动而实现对所述病理玻片的逐行逐列拍摄,所述中央控制系统根据拍摄所得的图像识别筛查出疑似早期癌变细胞,且所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

早期癌症检测仪镜头自动变倍实现方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及镜头自动变倍实现方法及装置。

背景技术

[0002] 癌症是当今世界最常见的致命疾病之一，全球每年死于癌症的人高达数百万以上，人类在面对癌症这一世纪顽疾的过程中，始终没有找到特效的治疗方法和药物。

[0003] 癌细胞的增殖速度用倍增时间计算，1 个变 2 个，2 个变 4 个…以此类推。胃癌、肠癌、肝癌、胰腺癌、食道癌的倍增时间平均是 31 天；乳腺癌倍增时间是 40 多天。由于癌细胞不断倍增，癌症越往晚期发展得越快。

[0004] 癌症可以分为三个阶段：

[0005] 前三分之一可以预防、治愈；

[0006] 中三分之一通过治疗可以减轻症状，早发现，早治疗，治愈率可达 80% 以上；

[0007] 后三分之一治愈率只有 10%~20% 甚至更低。

[0008] 癌症检测现状及问题：

[0009] 1、癌症检测现状：

[0010] 目前判断是否患癌症最终确诊在病理科。

[0011] 1) 诊断依据量化病变信息很少，完全凭借病理科观察医生的经验。

[0012] 2) 观察漏检：

[0013] 血液、尿液中出现代谢、脱落细胞的比率为百万分之一至千分之一，远远超出人力所能胜任检测范畴。

[0014] 2、癌症检测问题：

[0015] 1) 形成过程很少被发现，如发现出现血尿等不适征兆再检查，往往已经处于中晚期；

[0016] 2) 在显微镜下放大到数千倍后，一个标准病理玻片大约需要数万至数百万个“视场”，目前的专家医生资源稀缺，多为在门诊医生“疑似”的情况下做最终确诊，不可能实现“筛查”；

[0017] 3) 检查过程极为痛苦，目前的检查手段多为膀胱镜，如男性需从生殖器前端插入至膀胱。

[0018] 4) 极易出现漏查—膀胱是一个“倒梨形”，膀胱镜有效检查面积仅为几个平方厘米，而膀胱内壁表面积约为数千平方厘米。

[0019] 现有癌症检测时使用图像获取系统，该获取系统一般包括单筒显微镜、高像素工业相机和光源。要使获得的图像清晰可辨，在光照合适的前提下，单筒显微镜的放大倍数和焦距也要调至最合适的位置。传统的镜头调倍方式均为手动调节，其操作方式为：手动旋转单筒显微镜镜身上的放大倍数调节圈，按照圈下的刻度值可知当前镜头处于哪种放大倍数。该种调节方式的缺点在于：1) 操作方式为手动调节，手需要接触到镜头本身，不适用于如早期癌症检测系统这类在密封环境下工作的仪器设备；2) 手接触镜头，有可能造成镜头

的轻微移动,不适合高精度的拍摄、检测系统;3) 每次调节的放大倍数是依靠肉眼观测放大倍数调节圈下的刻度来确定的,由于刻度精度较低,导致要调节到同一个的放大倍数时,每次旋转的位置可能相差较大,从而使两次的放大倍数不一致。

[0020] 有些镜头厂家也开始致力于制作通过电信号自动控制镜头变倍,通过 Windows 下的专用配套软件,通过命令控制镜头变倍。虽然可以实现自动变倍,但是由于控制软件只针对本公司的镜头,不能够广泛应用到所有镜头的自动变倍上,使得应用时对镜头又有了限制。

[0021] 因此,有必要提供一种新的镜头自动变倍方法及装置。

发明内容

[0022] 本发明提供一种新的镜头自动变倍方法及装置。

[0023] 本发明提供一种镜头自动变倍实现方法,包括如下步骤:

[0024] a) 获取镜头的当前放大倍数;

[0025] b) 比较预设放大倍数与当前放大倍数;

[0026] c) 根据比较结果控制放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

[0027] 一种调节方式是:镜头处于预设放大倍数时,放大倍数调节圈即对应一个相对初始状态的转动角度 A;而在当前放大倍数时,放大倍数调节圈对应一个相对初始状态的转动角度 B,比较预设放大倍数和当前放大倍数即比较转动角度 A 和转动角度 B。该预定位置即转动角度 A 处。

[0028] 进一步的,所述步骤 a) 中,当前放大倍数的计算公式如下:最低放大倍数/当前放大倍数=最低倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数/当前倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数,所述标识由相间分布的多条黑色线条和多条白色线条组成,所述单位线宽包括至少一条黑色线条或至少一条白色线条的线宽。

[0029] 最低倍数和当前倍数下,都是通过相机拍摄镜头视场内的标识,通过统计计算相机像场内标识的单位线宽所占的像素个数,来计算当前放大倍数。

[0030] 进一步的,所述单位线宽是一条黑色线条或一条白色线条的线宽。

[0031] 一种镜头自动变倍实现装置,包括相机及具有放大倍数调节圈的显微镜头,还包括由中央控制系统控制的放大倍数调节机构,所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

[0032] 进一步的,所述放大倍数调节机构包括步进电机和同步带机构,所述步进电机通过所述同步带机构带动所述放大倍数调节圈转动。

[0033] 进一步的,所述同步带机构包括第一同步带轮、第二同步带轮及同步带,所述第一同步带轮紧套所述放大倍数调节圈并与其同步转动,所述第二同步带轮紧套所述步进电机的输出轴并与其同步转动,所述同步带的两端分别与第一同步带轮和第二同步带轮咬合。

[0034] 同步带轮和同步带的齿距可以相同。

[0035] 第一、二同步带轮的内表面与放大倍数调节圈、输出轴配合,第一、二同步带轮的外表面具有轮齿,同步带的内表面具有带齿。

[0036] 进一步的,所述的镜头自动变倍实现装置,还包括用于限制所述显微镜头的运动行程的限位开关,所述限位开关与所述控制系统信号连接。

[0037] 进一步的,当前放大倍数的计算公式如下:最低放大倍数/当前放大倍数=最低倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数/当前倍数下像场内标识的单位线宽所占的像素个数,所述标识由相间分布的多条黑色线条和多条白色线条组成,所述单位线宽包括至少一条黑色线条或至少一条白色线条的线宽。

[0038] 一种早期癌症检测仪,包括玻片夹具、镜头自动变倍实现装置、三维运动平台及中央控制系统,所述玻片夹具用于定位病理玻片,所述中央控制系统与所述镜头自动变倍装置、三维运动平台均信号连接,所述镜头自动变倍实现装置包括放大倍数调节机构、相机及具有放大倍数调节圈的显微镜头,所述中央控制系统控制所述镜头自动变倍装置相对所述病理玻片平面运动而实现对所述病理玻片的逐行逐列拍摄,所述中央控制系统根据拍摄所得的图像识别筛查出疑似早期癌变细胞,且所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

[0039] 筛查时,如根据细胞的细胞质细胞核的面积比是否在设定面积比范围内来筛查细胞是否属于癌变细胞,如筛查是否属于早期癌变细胞、中期癌变细胞或晚期癌变细胞,即早期、中期、晚期癌变细胞有统计得出的细胞质细胞核面积比范围,该范围即该设定面积比范围。

[0040] 本发明的有益效果是:通过比较当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制放大倍数调节圈转动,从而实现了镜头放大倍数的自动调节。

附图说明

[0041] 图 1 是标识的结构示意图;

[0042] 图 2 是本实施方式早期癌症筛查系统的主视图;

[0043] 图 3 是本实施方式早期癌症筛查系统的仰视图;

[0044] 图 4 是本实施方式早期癌症筛查系统的俯视图;

[0045] 图 5 是本实施方式镜头自动变倍装置的结构示意图。

具体实施方式

[0046] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0047] 本实施方式镜头自动变倍方法是检测镜头的当前放大倍数,通过比较预设放大倍数与当前放大倍数的关系,再将放大倍数调节至预设值。

[0048] 如图 1 至图 5 所示,本实施方式镜头自动变倍装置,由中央控制系统控制,其包括相机 1、具有放大倍数调节圈 21 的显微镜头 2 及放大倍数调节机构 3,所述中央控制系统获取所述显微镜头的当前放大倍数,并比较所述当前放大倍数和预设放大倍数,根据比较结果控制所述放大倍数调节机构,所述放大倍数调节机构控制所述显微镜头的放大倍数调节圈转动到预定位置。

[0049] 为了得到当前放大倍数,可以设计一个如图 1 所示的具有黑白相间线条的标识 4。通过实验测得镜头最低倍数时每个线宽在像场中所占的像素个数,因为放大倍数与线宽占

的像素个数呈线性关系,即

[0050] $X \text{ 倍} / Y \text{ 倍} = X \text{ 倍下线宽像素个数} / Y \text{ 倍下线宽像素个数}$

[0051] 所以,只要计算出当前像场中一条线宽所占的像素个数,就能得出当前放大倍数。例如,在 7 倍下线宽所占像素个数为 70,检测当前线宽占像素个数为 100,则当前放大倍数为 10 倍。

[0052] 实际操作中,由于此标识摆放的位置很难与相机的一个像场的边保持完全平行关系,即摆放“不正”,此时只需在取标准值时沿某一方向取黑色线宽(或白色线宽)所占像素的个数(该标准值指最低倍数时,线宽所占的像素个数;该某一方向是指沿 X 轴 0 度夹角方向或沿 Y 轴 0 度夹角方向);操作时,保持相机与标识的相对位置不变,每次计算当前放大倍数时首先沿着与取标准值同一方向(即沿 X 轴 0 度夹角方向或 Y 轴 0 度夹角方向)取一条黑色线宽(或白色线宽)所占的像素个数即可。

[0053] 放大倍数调节机构 3 一般采用同步带配合步进电机的结构,最大旋转角度 360° ,根据不同镜头放大倍数的分辨率不同,可以在结构和控制上以不同分辨率动作,理想情况一般以每次 0.1 倍转动。

[0054] 具体的,将在镜头放大倍数调节圈 21 处包裹一内径与镜头该处直径相等的标准齿距的第一同步带轮 31,使第一条同步带轮 31 转动时,能带动放大倍数调节圈 21 以同样的角速度同步转动。第一同步带轮 31 与放大倍数调节圈 21 都是橡胶材料,二者之间一般依靠摩擦力就可以同步动作(如果有必要也可以用胶水粘住固定)。

[0055] 对于步进电机 33,因为负载并不是很大,所以步进电机的力矩不需太大,如选择型号为 35HS01 的步进电机,步进电机的输出轴 34 上固定一个第二同步带轮 32,步进电机转动时带动第二同步带轮 32 同步转动。第一同步带轮 31 和第二同步带轮 32 的齿距相同。用同步带将第一同步带轮与第二同步带轮联接起来,同步带的齿距与第一、二同步带的齿距相同。这样,步进电机转动时带动第二同步带轮转动,第二同步带轮与同步带咬合,带动同步带转动,同理,同步带带动第一同步带轮转动,第一同步带轮与放大倍数调节圈同步转动,最终达到调节镜头放大倍数的目的。

[0056] 根据同步带齿数的不同,不同自动变倍系统的分辨率也不相同。

[0057] 镜头自动变倍装置还可以包括用于限制镜头移动范围的两个行程开关,如果镜头移动超出范围,则行程开关会产生电信号。通过运动控制系统发出信号控制步进电机带动各同步带旋转,镜头的放大倍数调节圈就会跟随同步带转动,使镜头的放大倍数在最小倍数和最大倍数之间连续变化。当放大倍数调节圈转动到正反两方向的极限位置时,行程开关会发出一个反馈信号,由控制系统强行停止变倍调节。

[0058] 人体细胞平均直径在 10 微米~20 微米,要将其放在显示器上清晰显示出来,

[0059] 镜头的放大倍数决定所观察视场的最小分辨率,本系统要观察的最小单位是细胞核,人体细胞平均大小为 10-20 微米,细胞核直径 7-10 微米,根据实验,在数十微米至数百微米的视场(显微镜头的视场)中,已经可以观察单个细胞的详细情况。一种早期癌症检测仪,包括玻片夹具 5、镜头自动变倍实现装置 6、三维运动平台 7 及中央控制系统,所述玻片夹具 5 用于定位病理玻片,所述中央控制系统与所述镜头自动变倍装置、三维运动平台均信号连接,所述中央控制系统控制所述镜头自动变倍装置 6 相对所述病理玻片平面运动而实现对所述病理玻片的逐行逐列拍摄,所述中央控制系统根据拍摄所得的图像识别筛查

出疑似早期癌变细胞。

[0060] 三维运动平台 7 有三个轴,分别为相互垂直的 X 轴 71、Y 轴 72 和 Z 轴 73,其中 Z 轴固定在 X 轴上,Z 轴行程大于等于显微镜头的最大工作距离,Z 轴运动到最低时显微镜头到病理玻片的距离小于等于镜头的最小工作距离。工作时,将病理玻片通过玻片夹紧机构固定在 Y 轴上,使病理玻片的短边与 X 轴平行,使病理玻片的长边与 Y 轴平行。将镜头自动变倍装置 6 固定于 Z 轴,且显微镜头竖直朝下,通过 Z 轴运动调整显微镜头的焦距。X 轴运动带动显微镜头运动,实现对病理玻片的“行扫描”,Y 轴带动病理玻片运动,实现对病理玻片的“列扫描”。该 X 轴、Y 轴及 Z 轴如现有丝杆,该丝杆由动力部件 74 驱动,该动力部件如步进电机或伺服电机。另外,为了保证沿 X 轴、Y 轴和 Z 轴运动的精度,可以设置直线导轨。

[0061] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

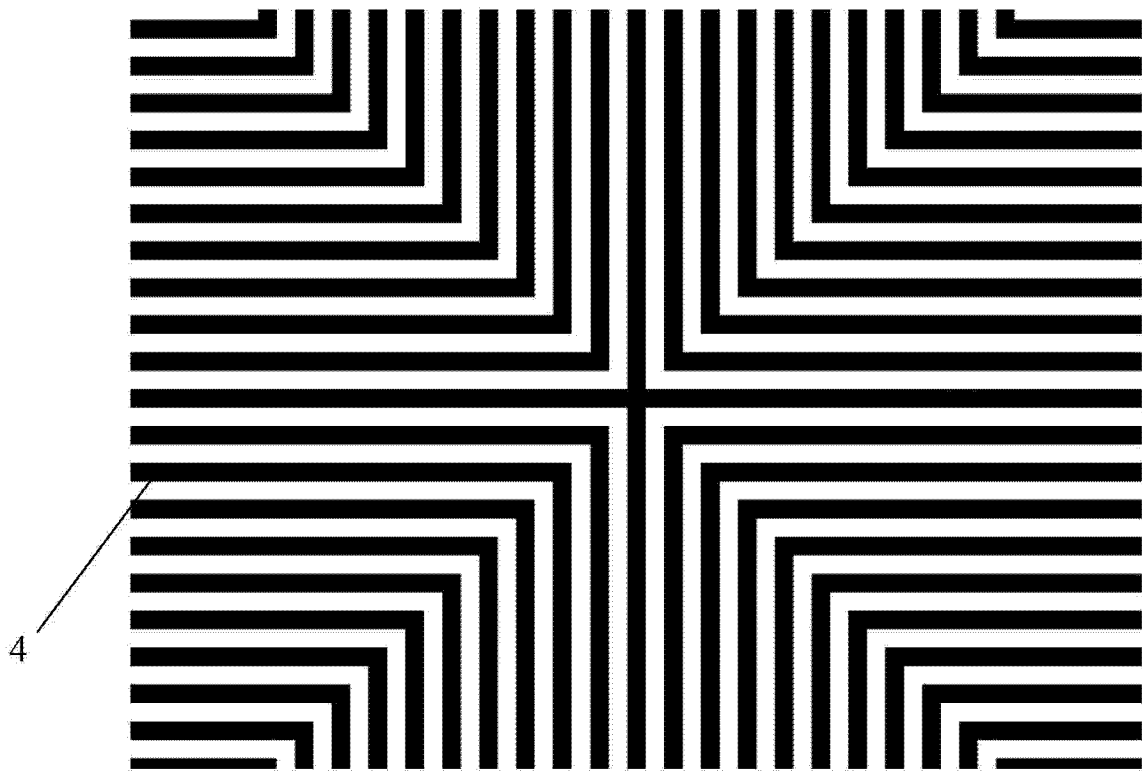


图 1

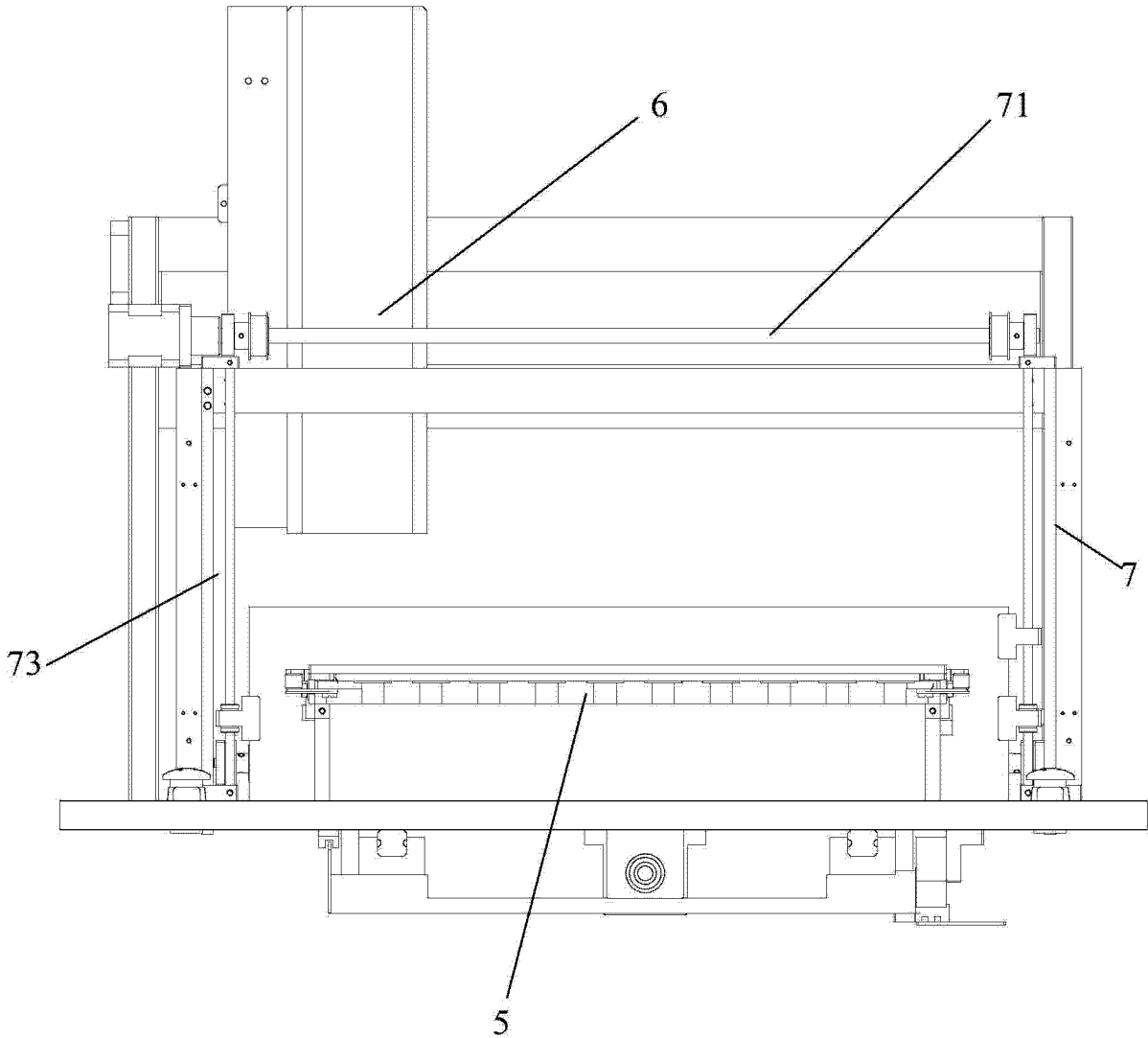


图 2

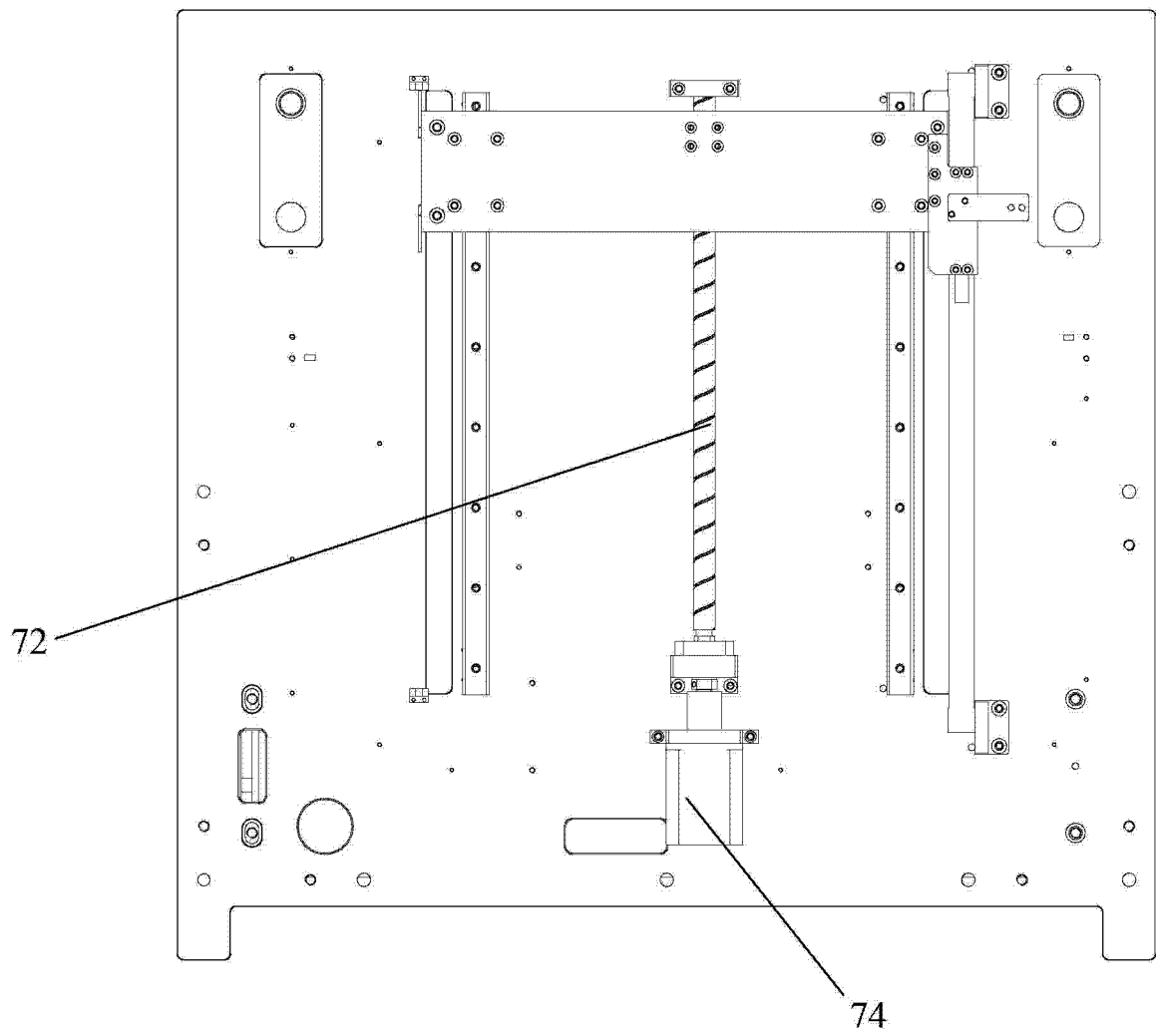


图 3

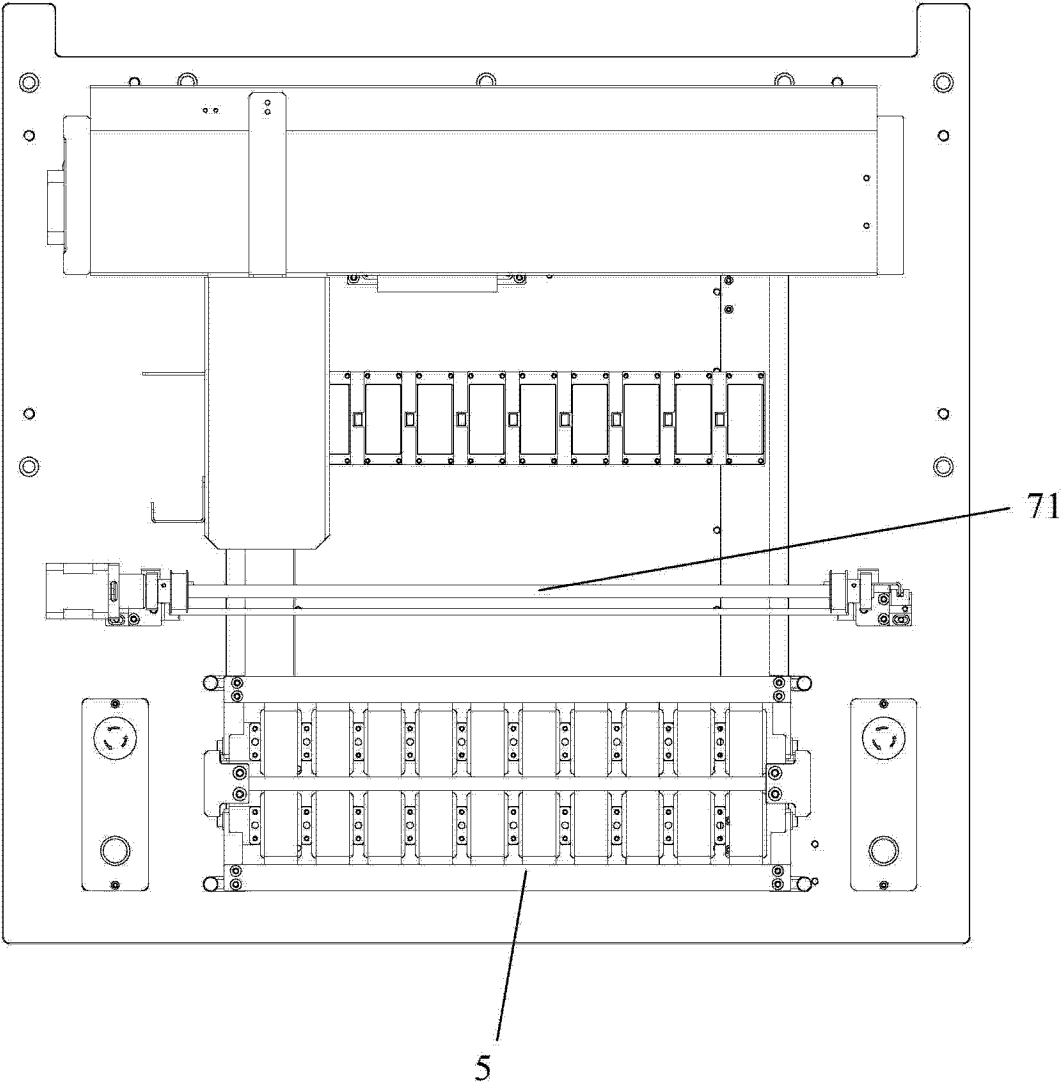


图 4

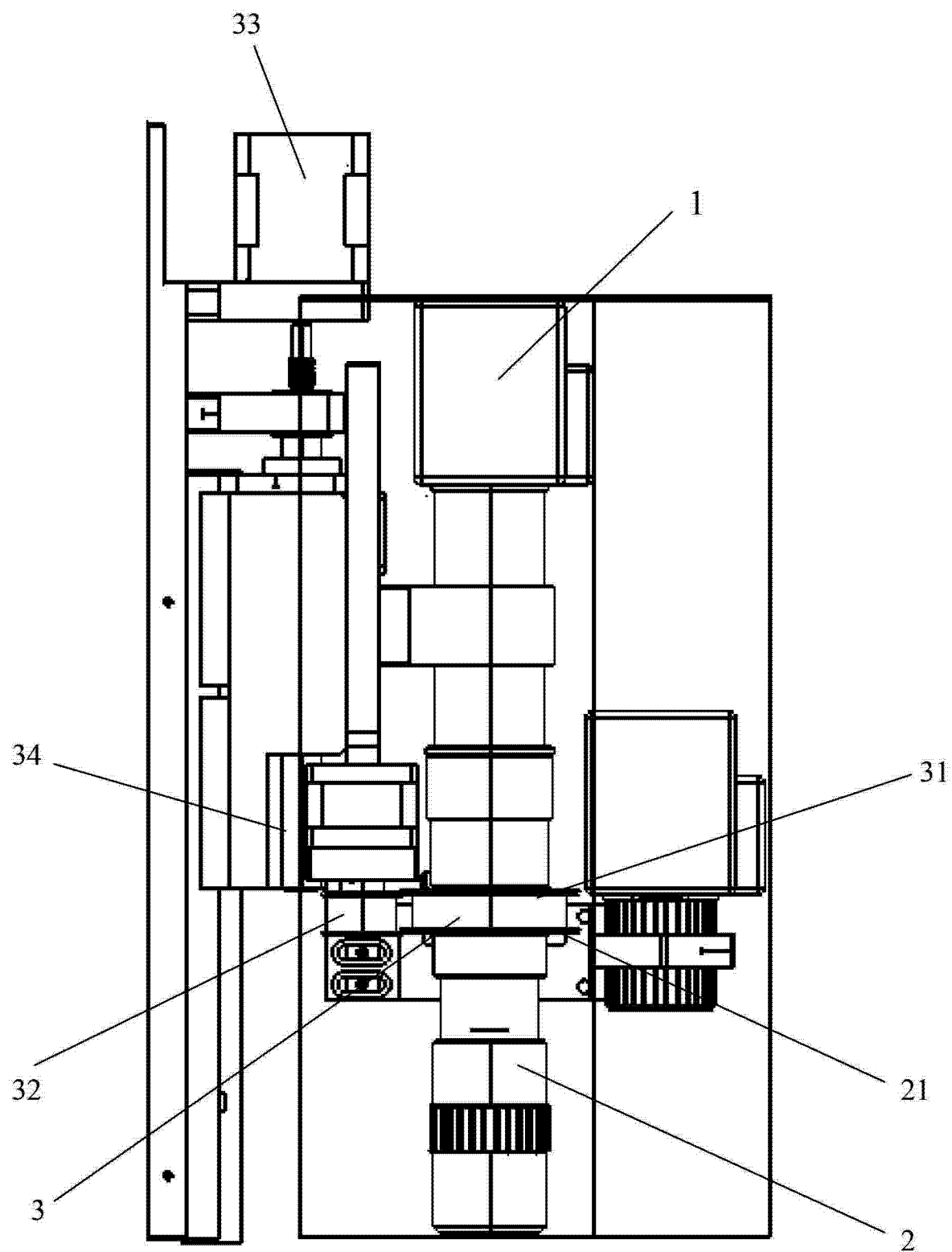


图 5