



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109124702 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201810998268.7

H04N 7/18(2006.01)

(22)申请日 2018.08.29

(71)申请人 合肥工业大学

地址 230009 安徽省合肥市包河区屯溪路
193号

(72)发明人 丁帅 杨善林

(74)专利代理机构 北京旭路知识产权代理有限公司 11567

代理人 董媛 王莹

(51)Int.Cl.

A61B 17/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

G06T 7/70(2017.01)

H02M 3/22(2006.01)

H04N 5/225(2006.01)

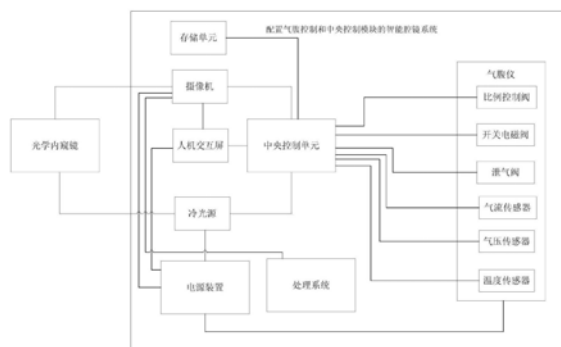
权利要求书4页 说明书13页 附图1页

(54)发明名称

配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统

(57)摘要

本发明提供一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统,该智能腔镜系统包括一体化腔镜系统和处理系统,一体化腔镜系统包括多个功能模块、控制多个功能模块工作的中央控制单元和为多个功能模块提供电源的电源装置;多个功能模块包括用于对腔体充气的气腹仪、人机交互屏、冷光源和摄像机,气腹仪包括比例控制阀、开关电磁阀、泄气阀、气流量传感器和气压传感器,电源装置包括开关电源和多个电磁干扰抑制电路;处理系统用于进行动态目标定位。本发明可解决开关阀开闭的瞬间所带来的气压瞬间变化过快所带来的视像抖动问题,避免各功能模块之间互相传输电磁干扰信号,有效改善“噪声”敏感问题。



1. 一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统,其特征在于,所述智能腔镜系统包括一体化腔镜系统和处理系统,其中:

所述一体化腔镜系统包括多个功能模块、控制所述多个功能模块工作的中央控制单元和为所述多个功能模块提供电源的电源装置;所述多个功能模块包括用于对腔体充气的气腹仪、人机交互屏、冷光源和摄像机,所述气腹仪、所述人机交互屏、所述冷光源和所述摄像机均连接至所述中央控制单元;所述冷光源和所述摄像机均连接光学内窥镜;所述冷光源为所述光学内窥镜提供光源;所述摄像机将所述光学内窥镜采集到的光信号转换为视频,并将所述视频发送至所述人机交互屏进行腔镜视像展示;其中:

所述气腹仪包括比例控制阀、开关电磁阀、泄气阀、气流量传感器和气压传感器,其中:所述比例控制阀、所述开关电磁阀、所述泄气阀、所述气流量传感器和所述气压传感器均设置在供气管路上,且均与所述中央控制单元连接;所述气流量传感器用于检测所述供气管路的气流量参数;所述气压传感器用于检测所述供气管路的气压参数;其中,所述供气管路为所述气腹仪向患者体腔输入气体的管路;所述中央控制单元用于获取所述气流量参数和所述气压参数,在所述气压参数小于预设的第一气压参数时,根据所述气流量参数和预设的标准气流量参数输出PWM信号,所述PWM信号用于对所述控制阀的开关时间比例进行调节,以实现所述供气管路内的气流量参数进行调整;还用于在所述气压参数大于或等于所述第一气压参数时,关闭所述比例控制阀和所述开关电磁阀;还用于在所述气压参数大于或等于第二气压参数时,打开泄气阀;其中,所述第二气压参数大于所述第一气压参数;

所述电源装置包括开关电源和多个电磁干扰抑制电路;所述开关电源包括依次连接的第一整流电路、变压器和多个第二整流电路;所述第一整流电路用于将其输入的交流电转变为所述变压器所需的单向电压;所述变压器包括一个初级绕组和多个次级绕组,所述初级绕组与所述第一整流电路的输出端连接,所述多个次级绕组与所述多个第二整流电路的输入端一一对应连接;每一个第二整流电路用于将对应次级绕组的输出电压转变为对应功能模块所需的直流电压;所述多个电磁干扰抑制电路,其输入端与所述多个第二整流电路的输出端一一对应连接,其输出端用于与所述多个功能模块的输入端一一对应连接,用于抑制所述多个功能模块与所述开关电源之间的双向电磁干扰;其中,所述次级绕组、所述第二整流电路、所述电磁干扰抑制电路和所述功能模块的数量均相同;

所述处理系统用于执行:S100、获取所述摄像机转换得到的视频;S200、根据所述视频中各帧图像的时间和颜色,从所述视频中选取出关键帧图像;S300、将各张关键帧图像输入预设训练的YOLO目标检测模型,得到多张带有目标定位框和目标类别标识的图像;S400、将所述多张带有目标定位框和目标类别标识的图像进行合成,得到目标定位视频,并将所述目标定位视频进行显示;其中,所述YOLO目标检测模型的训练过程至少包括:采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类。

2. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,

所述冷光源包括:光源模组、恒流板和散热器,其中:

所述光源模组包括LED灯泡、聚光筒和导光束;

所述恒流板和所述散热器均连接至所述中央控制单元,所述中央控制单元用于采用PID算法控制所述恒流板对所述光源模组的输出电流进行偏差调整,并实时监控所述光源模组的光源温度,并在光源温度升高到一定值时驱动所述散热器进行散热;和/或

所述摄像机包括CCD摄像头和摄像主板,其中:

所述CCD摄像头用于将所述光学内窥镜所采集到的光信号转换为电信号,所述摄像主板用于将所述电信号转换为视频,并将所述视频发送至所述人机交互屏和所述处理系统。

3. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,

所述一体化腔镜系统还包括:存储单元,连接所述中央控制单元,用于存储多个年龄段各自对应的数据集;

对应的,所述人机交互屏上显示多个年龄段选项,且所述人机交互屏还用于在检测到所述多个年龄段选项中的任一选项被选择时,向所述中央控制单元发送触发信号;

所述中央控制单元还用于在接收到所述触发信号时,根据被选择的选项对应的年龄段所对应的数据集,确定针对该年龄段的气压推荐值和气流量推荐值,并将所述气压推荐值和所述气流量推荐值显示在所述人机交互屏上。

4. 根据权利要求3所述的智能腔镜系统,其特征在于,

所述气腹仪还包括:温度传感器,设置在所述供气管路上,与所述中央控制单元连接,用于检测所述供气管路中的气体温度;

所述存储单元中存储的各个年龄段各自对应的数据集包括多条记录内容,每条记录内容包括气压、气流量、在该气压和气流量设置下的使用次数、腹腔气压充气至指定气压阈值范围内时的气体平均温度、腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的平均所用时间和该条记录内容的时间戳;

对应的,所述中央控制单元用于采用以下步骤确定所述气压推荐值和所述气流量推荐值:

采用第一公式计算每条记录内容的适合评分值,所述第一公式包括:

$$g = a_1 \frac{ts}{ts_{\max}} + a_2 \frac{c}{37} + a_3 \left(1 - \frac{t}{t_{\max}} \right)$$

式中, g 为适合评分值, a_1 、 a_2 和 a_3 为权重值, $ts_{\max}$ 为所述多条记录内容中使用次数最大的值, $t_{\max}$ 为所述多条记录内容中平均所用时间最大的值, c 为在该条记录内容中腹腔气压充气至指定气压阈值范围内时的气体平均温度, t 为在该条记录内容中腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的平均所用时间, ts 为在该条记录内容中的使用次数;

将得到的多个适合评分值中的最大值所对应的记录内容中的气压作为所述气压推荐值以及将所述最大值对应的记录内容中的气流量作为气流量推荐值。

5. 根据权利要求4所述的智能腔镜系统,其特征在于,所述中央控制单元还用于对所述存储单元中的数据集进行更新,具体包括:

在所述气腹仪在使用过程中,在第一次腹腔气压与预设压强的差值在指定阈值内维持预设时长时,对当前气压、当前气流量、当前气体温度、本次腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的所用时间和时间戳进行记录;

若当前的记录内容中包括所述当前气压和所述当前气流量的记录,则对相应的使用次数加1,并对时间戳进行更新,采用第二公式计算更新后的平均所用时间和气体平均温度,所述第二公式包括:

$$n = \frac{o * ts + r}{ts + 1}$$

式中, n 为更新后的平均所用时间或者更新后的气体平均温度, o 为更新前的平均所用时间或者更新前的气体平均温度, t_s 为本次更新前的使用次数, r 为本次腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的所用时间或者所述当前气体温度。

6. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,每一个电磁干扰抑制电路包括依次连接的肖特基二极管、差模LC滤波单元和共模LC滤波单元;其中:

所述肖特基二极管的正极连接对应第二整流电路的正输出端;

所述差模LC滤波单元包括差模电感和至少两个并联的第一电容;所述差模电感的一端连接所述肖特基二极管的负极,所述至少两个并联的第一电容设置在所述差模电感的另一端和所述对应第二整流电路的负输出端之间,所述对应第二整流电路的负输出端接地;

所述共模LC滤波单元包括共模电感和至少两个并联的第二电容,所述共模电感中一个绕组的一端连接所述差模电感的另一端,所述共模电感中另一个绕组的一端连接所述对应第二整流电路的负输出端,所述至少两个并联的第二电容设置在所述共模电感的一个绕组的另一端和所述共模电感的另一个绕组的另一端之间;所述共模电感的一个绕组的另一端作为该电磁干扰抑制电路的正输出端,该正输出端用于连接对应功能模块的正输入端;所述共模电感的另一个绕组的另一端作为该电磁干扰抑制电路的负输出端,该负输出端用于连接对应功能模块的负输入端。

7. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,所述处理系统根据所述视频中各帧图像的时间和颜色,从所述视频中选取出关键帧图像的过程包括:

S201、将所述视频中的第一帧图像作为一张关键帧图像,并令 $d=2$;

S202、计算 $s'_d = \sum_2^d (s_i - s_{i-1})$;

S203、判断 s'_d 是否大于对应的预设阈值,其中 s'_d 对应的预设阈值为 $m \cdot \beta$, m 为当前关键帧图像的总帧数, β 为常数:

若是,则将所述视频中的第 d 帧图像作为一张关键帧图像,并进入步骤S204;

否则,进入步骤S204;

S204、判断 d 是小于所述视频的总帧数:

若是,则将 d 的数值增加1,并返回步骤S202;

否则,结束关键帧图像提取过程;

其中, S_i 为所述视频中的第 i 帧图像, $s_i = s(t_i, c_i)$, t_i 为第 i 帧图像在所述视频中所处的时间点, c_i 为第 i 帧图像的颜色矩阵。

8. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,所述YOLO目标检测模型的网络结构中包括池化层,所述池化层能够将 n 个激活函数值从小到大依次排序,将 n 个权重值从小到大依次排序,将 n 个权重值分别与对应的激活函数值相乘,计算 n 个相乘结果的平均值,并将所述平均值作为最终的激活函数值。

9. 根据权利要求1所述的智能腔镜系统,其特征在于,所述处理系统还用于在将各张关键帧图像输入预设训练的YOLO目标检测模型之前,根据所述腔镜镜头的视野参数对所述关键帧图像的边沿黑边进行平滑处理,采用高通滤波器对平滑处理后的图像进行滤波去噪,并采用中值滤波器对滤波去噪后的图像进行滤波增强。

10. 根据权利要求1~9任一项所述的智能腔镜系统,其特征在于,所述处理系统将各张

关键帧图像输入预设训练的YOLO目标检测模型,得到多张带有目标定位框和目标类别标识的图像的过程包括:

S301、将每一张关键帧图像划分为 $S \times S$ 个网格, s 为大于1的整数;

S302、针对每一个网格,采用多个候选框确定目标的位置、置信度和目标类别概率,将每一个候选框对应的所述置信度和所述目标类别概率相乘,得到该网络的该候选框中的目标属于每一目标类别的置信得分;

S303、将低于预设阈值的置信得分对应的候选框滤除,保留高于等于所述预设阈值的置信得分对应的候选框;

S304、对每一张关键帧图像中保留的各个候选框均进行非极大值抑制处理,得到一张带有目标定位框和目标类别标识的图像;其中,所述目标定位框和所述目标类别标识一一对应。

配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及腔镜系统技术领域,具体涉及一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统。

背景技术

[0002] 目前,外科手术腔镜化已经越来越深入人心,微创手术已经成为外科医生和患者的共识。腔镜系统能够提供高清放大的手术画面,能清楚显示体内组织的细微结构,与传统开放手术相比,视野更清晰,因此手术更加准确、精细,有效避免了手术部位以外脏器受到不必要的干扰,且术中出血少,手术更安全。

[0003] 但是目前的腔镜系统存在以下缺点:

[0004] (1) 在腔镜手术过程中,由于移动救治中腔镜抖动带来的微创手术视野的噪声特性,对于目标的定位和对目标特征的挖掘产生一定的影响;

[0005] (2) 腹腔压力达到平衡的状态下,在开关阀开通和闭合的瞬间都会产生抖动,因此会严重影响手术中的视像效果;

[0006] (3) 内窥镜一体机采用屏蔽盒屏蔽内部的各个功能模块对空间的辐射,从而提高对空间辐射的抗干扰能力。但是各功能模块在工作时自身产生的电磁干扰信号通过工作电源线传导到其他功能模块,从而导致各功能模块之间互相干扰,从而影响内窥镜的图像质量。

发明内容

[0007] (一)解决的技术问题

[0008] 针对现有技术的不足,本发明提供了一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统。

[0009] (二)技术方案

[0010] 为实现以上目的,本发明通过以下技术方案予以实现:

[0011] 本发明提供一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统,所述智能腔镜系统包括一体化腔镜系统和处理系统,其中:

[0012] 所述一体化腔镜系统包括多个功能模块、控制所述多个功能模块工作的中央控制单元和为所述多个功能模块提供电源的电源装置;所述多个功能模块包括用于对腔体充气的气腹仪、人机交互屏、冷光源和摄像机,所述气腹仪、所述人机交互屏、所述冷光源和所述摄像机均连接至所述中央控制单元;所述冷光源和所述摄像机均连接光学内窥镜;所述冷光源为所述光学内窥镜提供光源;所述摄像机将所述光学内窥镜采集到的光信号转换为视频,并将所述视频发送至所述人机交互屏进行腔镜视像展示;其中:

[0013] 所述气腹仪包括比例控制阀、开关电磁阀、泄气阀、气流量传感器和气压传感器,其中:所述比例控制阀、所述开关电磁阀、所述泄气阀、所述气流量传感器和所述气压传感器均设置在供气管路上,且均与所述中央控制单元连接;所述气流量传感器用于检测所述

供气管路的气流量参数;所述气压传感器用于检测所述供气管路的气压参数;其中,所述供气管路为所述气腹仪向患者体腔输入气体的管路;所述中央控制单元用于获取所述气流量参数和所述气压参数,在所述气压参数小于预设的第一气压参数时,根据所述气流量参数和预设的标准气流量参数输出PWM信号,所述PWM信号用于对所述控制阀的开关时间比例进行调节,以实现所述供气管路内的气流量参数进行调整;还用于在所述气压参数大于或等于所述第一气压参数时,关闭所述比例控制阀和所述开关电磁阀;还用于在所述气压参数大于或等于第二气压参数时,打开泄气阀;其中,所述第二气压参数大于所述第一气压参数;

[0014] 所述电源装置包括开关电源和多个电磁干扰抑制电路;所述开关电源包括依次连接的第一整流电路、变压器和多个第二整流电路;所述第一整流电路用于将其输入的交流电转变为所述变压器所需的单向电压;所述变压器包括一个初级绕组和多个次级绕组,所述初级绕组与所述第一整流电路的输出端连接,所述多个次级绕组与所述多个第二整流电路的输入端一一对应连接;每一个第二整流电路用于将对应次级绕组的输出电压转变为对应功能模块所需的直流电压;所述多个电磁干扰抑制电路,其输入端与所述多个第二整流电路的输出端一一对应连接,其输出端用于与所述多个功能模块的输入端一一对应连接,用于抑制所述多个功能模块与所述开关电源之间的双向电磁干扰;其中,所述次级绕组、所述第二整流电路、所述电磁干扰抑制电路和所述功能模块的数量均相同;

[0015] 所述处理系统用于执行:S100、获取所述摄像机转换得到的视频;S200、根据所述视频中各帧图像的时间和颜色,从所述视频中选取出关键帧图像;S300、将各张关键帧图像输入预设训练的YOLO目标检测模型,得到多张带有目标定位框和目标类别标识的图像;S400、将所述多张带有目标定位框和目标类别标识的图像进行合成,得到目标定位视频,并将所述目标定位视频进行显示;其中,所述YOLO目标检测模型的训练过程至少包括:采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类。

[0016] (三)有益效果

[0017] 本发明实施例提供了一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统,具有以下效果:

[0018] (1) 由于在气腹仪中设置了比例控制阀,并通过中央控制单元采用PWM算法实现对比例控制阀的开关比例时间进行调节,从而实现对供气管路中气流量参数的微调,进而实现对气压的微调,即通过无阶梯调节供气管路中的气体流量,进而实现对气腹压力精准且平稳的调节,解决了开关阀开闭的瞬间所带来的气压瞬间变化过快所导致的视像抖动问题,提高画面质量;

[0019] (2) 在开关电源中,针对每一个功能模块,设置了一个次级绕组和一个第二整流电路,进而形成了针对该功能模块的一条电源电路。针对N个功能模块,形成了N条相互独立的电源电路,使各功能模块之间不能通过共用的电源线传输干扰信号。在此基础上,在每一个功能模块和对应的第二整流电路中还设置了一个电磁干扰抑制电路,用来抑制功能模块自身产生的电磁干扰通过工作电源线向开关电源传输,同时也抑制开关电源通过工作电源线向功能模块电磁干扰,也就是说,抑制功能模块和开关电源之间双向的电磁干扰,进而避免各功能模块之间互相传输电磁干扰信号;

[0020] (3) 处理系统首先提取出上述视频中的关键帧图像,然后采用预先训练的YOLO目

标检测模型对关键帧图像中的目标进行定位并确定目标类型,再将带有目标定位框和目标类别标识的图像进行合成,得到动态的目标定位视频。由于预先训练的YOLO目标检测模型的训练过程中包括采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类,而采用K-centers聚类的方式可以有效改善“噪声”敏感问题,从而可以提高目标定位视频的画面质量。同时本发明由于采用目标检测模型进行目标定位和目标类型的识别,其处理效率高、处理速度快,能够做到实时的目标定位和目标类型识别。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1示出了本发明一实施例中配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统的结构示意图;

[0023] 图2示出了本发明一实施例中开关单元的结构示意图;

[0024] 图3示出了本发明一实施例中电磁干扰抑制电路的结构示意图;

[0025]

1	第一整流电路
2	变压器
3	开关稳压控制单元
4	次级反馈单元
5	第二整流电路
21	初级绕组
22	次级绕组
10	肖特基二极管
11	差模电感
12~14	第一电容
15	共模电感
16、17	第二电容

具体实施方式

[0026] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0027] 本发明提供一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统,如图1所示,该智能腔镜系统包括一体化腔镜系统和处理系统,其中:

[0028] 所述一体化腔镜系统包括多个功能模块、控制所述多个功能模块工作的中央控制单元和为所述多个功能模块提供电源的电源装置;所述多个功能模块包括用于对腔体充气

的气腹仪、人机交互屏、冷光源和摄像机,所述气腹仪、所述人机交互屏、所述冷光源和所述摄像机均连接至所述中央控制单元;所述冷光源和所述摄像机均连接光学内窥镜;所述冷光源为所述光学内窥镜提供光源;所述摄像机将所述光学内窥镜采集到的光信号转换为视频,并将所述视频发送至所述人机交互屏进行腔镜视像展示。

[0029] 处理系统用于进行目标定位以得到目标定位视频。

[0030] 下面对智能腔镜系统中的各部分进行详细说明:

[0031] (1) 针对各个功能模块以及中央控制单元对各功能模块的控制

[0032] (1.1) 针对中央控制单元

[0033] 上述中央控制单元可以称为CCU,可以采用32位单片机,适用自创性通讯规范,中央控制单元作为主机,各功能模块作为从机,中央控制单元可以通过485接口、485集线器与气腹仪、冷光源、摄像机和人机交互屏通信,中央控制单元具体可以将气腹仪、冷光源、内窥镜等功能模块的运行状态信息进行整合和打包,发送给人机交互屏,并显示在人机交互屏,中央控制单元还可以通过DVI通信接口将相关信息(例如,视频)发送给PC端(例如,示教室、会议室)。

[0034] 其中,通信规范即通信协议,采用RTU模式,数据帧结构为:帧头(1个字节)、地址(1个字节)、数据长度(1个字节)、指令(1个字节)、数据(N个字节)、CRC校验(2个字节)组成(指令都以十六进制发送),规定了主机的各种命令格式、从机的应答格式、从机的地址、主机的广播格式。

[0035] 中央控制单元具体可以采用多任务协调方法对各个任务进行处理,具体为:中央控制单元需要处理的主要任务类型包括:外界控制信息(例如,冷光源的控制信息、气腹仪的控制信息等)以及警报信息、内部控制信息(例如,气腹仪的自动调节信息和反馈等)、信息上传任务和显示任务。为了更合理的处理好每个任务,我们使用优先级调度算法,将上述任务分级,按优先级决定先处理的任務,优先级由高到低为:外界控制信息以及警报信息、内部自身控制信息、信息上传任务和显示任务;以上每个类型的任务中又包含一些小任务,因此在同一级的任务中我们采取时间片轮转算法对其进行处理。

[0036] (1.2) 针对上述气腹仪

[0037] 所述气腹仪包括比例控制阀、开关电磁阀、泄气阀、气流量传感器和气压传感器,其中:

[0038] 所述比例控制阀、所述开关电磁阀、所述泄气阀、所述气流量传感器和所述气压传感器均设置在供气管路上,且均与所述中央控制单元连接;所述气流量传感器用于检测所述供气管路的气流量参数;所述气压传感器用于检测所述供气管路的气压参数;其中,所述供气管路为所述气腹仪向患者体腔输入气体的管路;

[0039] 所述中央控制单元用于获取所述气流量参数和所述气压参数,在所述气压参数小于预设的第一气压参数时,根据所述气流量参数和预设的标准气流量参数输出PWM信号,所述PWM信号用于对所述控制阀的开关时间比例进行调节,以实现所述供气管路内的气流量参数进行调整;还用于在所述气压参数大于或等于所述第一气压参数时,关闭所述比例控制阀和所述开关电磁阀;还用于在所述气压参数大于或等于第二气压参数时,打开泄气阀;其中,所述第二气压参数大于所述第一气压参数;

[0040] 可理解的是,供气管路也可以称为输出管路,即从气腹仪输出气体至患者体腔内

的气体管路。

[0041] 可理解的是,这里的气体可以是二氧化碳气体。

[0042] 可理解的是,气压参数为压强,气流量参数为气体速度。

[0043] 可理解的是,比例控制阀、开关电磁阀以及后面提到的泄气阀均设置在供气管路上,均与中央控制单元连接,而且均可以通过MOS管与中央控制单元连接。

[0044] 可理解的是,中央控制单元采用的是PWM算法对比例控制阀进行控制,具体是:中央控制单元将气流量传感器检测到的气流量参数(例如,气流速度)和设置的标准气流量参数进行比较,若气流量参数小于该标准气流量参数,则增大输出的PWM信号的占空比,从而增大输出端气流的脉冲宽度,从而增大输出气流;而若气流量参数大于该标准气流量参数,则减小输出的PWM信号的占空比,从而减小输出端气流的脉冲宽度,从而减少输出气流。可见,通过中央控制单元采用的PWM算法可以实现供气管路输出端的气流进行微调,从而保持在预设的标准气流量参数附近。

[0045] 这里,根据比较结果输出对应的PWM信号给MOS管,通过MOS管控制比例控制阀的开通和关闭,进而控制比例控制阀的开关时间比例,进而使得供气管路中的气体经过比例控制阀后得到一系列幅值相等的高频脉冲气流,即实现“呼-停”式供气。在一定的时间内,这些高频脉冲气流的气量等效于传统开关模式一个开关回合的气量,所以这样能够实现气流量的精密控制和输气平稳。这里,对比例控制阀的开关时间比例进行调节,可以实现对脉冲气流的宽度进行调节,进而改变供气管路输出端的气流大小。

[0046] 可理解的是,通过采用PWM算法实现对供气管路输出端的气流大小进行调节,进而实现对供气管路的输出气体的压力进行调节,由于PWM算法实现的是对气流量的微调,因此对输出气体压力的调节也是微调。在实际应用中,在气压传感器检测到的气压参数(例如,压强)小于预设的第一气压参数的情况下,可以采用上述PWM算法间接实现气体压力的调节。但是有可能出现气压传感器检测到的气压参数(例如,压强)超出或达到预设的第一气压参数的情况,这样情况有可能是因为气腹仪某部位出现故障导致无法通过上述PWM算法进行微调的方式对输出气体的气压进行调节,此时可以关闭比例控制阀和开关电磁阀,即停止供气管路的输出,直至气压传感器检测到的气压参数再次小于第一气压参数。

[0047] 但是,当出现通过关闭比例控制阀和开关电磁阀的方式也不能降低供气管路气压的情况时,为了避免因过高气压而导致危险情况的发生,还可以在气腹仪中设置泄气阀,泄气阀可以设置在供气管路上,且与中央控制单元连接,当中央控制单元确定气压传感器检测到的气压参数大于或等于第二气压参数时,则打开泄气阀,开始泄气,直至供气管路中的气压在第一气压参数之下。

[0048] 可理解的是,第二气压参数大于第一气压参数。当气压传感器检测到的气压参数大于或等于第一气压参数时,关闭比例控制阀和开关控制阀。当气压传感器检测到的气压参数大于或等于第二气压参数时,则在关闭比例控制阀和开关控制阀的基础上,打开泄气阀。

[0049] 当然,当不需供气时可以将比例控制阀和开关电磁阀同时关闭,防止比例控制阀内部出现机械卡死、关闭不严出现漏,实现对供气管路的二重保护。

[0050] 在实际应用中,还可以设置用来检测二氧化碳罐的输入气体气压的气压传感器,以监测二氧化碳罐中的气体量,当其低于特定值时发出报警,提醒医护人员。

[0051] 由于在气腹仪中设置了比例控制阀,并通过中央控制单元采用PWM算法实现对比例控制阀的开关比例时间进行调节,从而实现对供气管路中气流参数的微调,进而实现对气压的微调,即通过无阶梯调节供气管路中的气体流量,进而实现对气腹压力精准且平稳的调节,解决了开关阀开闭的瞬间所带来的气压瞬间变化过快所导致的视像抖动问题,提高画面质量。

[0052] 在一些实施例中,一体化腔镜系统还可以包括存储单元,其中:

[0053] 所述存储单元,连接所述中央控制单元,用于存储多个年龄段各自对应的数据集;

[0054] 对应的,所述人机交互屏上显示多个年龄段选项,且用于在检测到所述多个年龄段选项中的任一选项被选择时,向所述中央控制单元发送触发信号;

[0055] 所述中央控制单元还用于在接收到所述触发信号时,根据被选择的选项对应的年龄段所对应的数据集,确定针对该年龄段的气压推荐值和气流量推荐值,并将所述气压推荐值和所述气流量推荐值显示在所述人机交互屏上。

[0056] 在实际应用中,各个年龄段可以包括:新生儿、儿童、成年人、老年人等。

[0057] 在实际应用中,每个年龄段的数据集中可包括多条记录内容,每条记录内容可以包括气压、气流量、在该气压和气流量设置下的使用次数、腹腔气压充气至指定气压阈值范围内时的气体平均温度、腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的平均所用时间和该条记录内容的时间戳。例如, {p:8,s:20,ts:20,c:20,t:480,st:1528969758}。其中,p为压强,s为气流量,ts为使用次数,c为气体平均温度,t为平均所用时间,st为时间戳。

[0058] 可理解的是,医护人员可以在人机交互屏上选择多个年龄段选项中的任一个选项,中央控制单元从存储单元中提取被选择选项对应的数据集,进而计算出气流量推荐值和气压推荐值,并将两个推荐值显示在人机交互屏上,以供医护人员参考,例如,根据气压推荐值设置上述第一气压参数和/或第二气压参数,根据气流量推荐值设置上述标准气流量参数。

[0059] 这里,针对每一个年龄段,都会计算出对应的气流量推荐值和气压推荐值,从而在计算推荐值时,考虑到不同年龄段的差异这一特点,使得推荐值更加具有参考价值。

[0060] 上述数据集中的气体平均气温是根据多次检测到的温度而定的,因此需要设置温度传感器,温度传感器可以设置在所述供气管路上,与所述中央控制单元连接,用于检测所述供气管路中的气体温度。

[0061] 其中,中央控制单元可以采用以下步骤确定所述气压推荐值和所述气流量推荐值:

[0062] A1、采用第一公式计算每条记录内容的适合评分值,所述第一公式包括:

$$[0063] \quad g = a_1 \frac{ts}{ts_{\max}} + a_2 \frac{c}{37} + a_3 \left(1 - \frac{t}{t_{\max}} \right)$$

[0064] 式中,g为适合评分值, a_1 、 a_2 和 a_3 为权重值, $ts_{\max}$ 为所述多条记录内容中使用次数最大的值, $t_{\max}$ 为所述多条记录内容中平均所用时间最大的值,c为在该条记录内容中腹腔气压充气至指定气压阈值范围内时的气体平均温度,t为在该条记录内容中腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的平均所用时间,ts为在该条记录内容中的使用次数。

[0065] 其中,所述中央控制单元具体可以根据第三公式计算所述第一公式中的权重值 a_1 ,所述第三公式包括:

[0066] $a_1(t) = a_0 e^{-25(t-1)}$

[0067] 式中, t 为在以周为时间单位的情况下当前记录内容的时间戳所在的周数, 时间戳越近, 所在的周数越小。

[0068] 例如, 若当前记录内容的时间戳在最近一周以内, 则 t 为1; 若当前记录内容的时间戳在最近两周以内, 则 t 为2。

[0069] 其中, 三个权重值 a_1 、 a_2 和 a_3 的和为1, 即 $a_1 + a_2 + a_3 = 1$ 。

[0070] A2、将得到的多个适合评分值中的最大值所对应的记录内容中的气压作为所述气压推荐值以及将所述最大值对应的记录内容中的气流量作为气流量推荐值。

[0071] 可理解的是, 在记录内容中, 使用次数越多证明该气压和气流量的组合越好, 平均温度越接近人体体温越好, 充气所用时间越短越好, 综合起来, g 值越高, 证明对应的气压和气流量的组合对于病人来说越合适, 所以这里将最大的 g 值对应的记录内容中的气压作为气压推荐值, 将最大 g 值对应的记录内容中的气流量作为气流量推荐值。

[0072] 在一些实施例中, 中央控制单元还可以对存储单元中的数据集中的记录内容进行更新或者删除, 从而保证数据集的数据有效性。

[0073] 其中, 中央控制单元对存储单元中的数据集进行更新的过程包括:

[0074] 在所述气腹仪在使用过程中, 在第一次腹腔气压与预设压强的差值在指定阈值内维持预设时长时, 对当前气压、当前气流量、当前气体温度、本次腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的所用时间和时间戳进行记录; 若当前的记录内容中包括所述当前气压和所述当前气流量的记录, 则对相应的使用次数加1, 并对时间戳进行更新, 采用第二公式计算更新后的平均所用时间和气体平均温度, 所述第二公式包括:

$$[0075] \quad n = \frac{o * ts + r}{ts + 1}$$

[0076] 式中, n 为更新后的平均所用时间或者更新后的气体平均温度, o 为更新前的平均所用时间或者更新前的气体平均温度, ts 为本次更新前的使用次数, r 为本次腹腔气压充气至指定气压阈值范围内的所用时间或者所述当前气体温度。

[0077] 例如, 在前10次的气体平均温度为 37.2°C , 本次的气体温度为 37.1°C , 则新的气体平均温度为 $n = (37.2 * 9 + 37.1) / 10$ 。

[0078] 当然, 如果存储单元中没有当前的记录内容, 则将当前记录内容加入到数据集中, 且使用次数为1。

[0079] 这里, 对使用次数加1的方式实现对使用次数的更新, 利用新的时间戳替换旧的时间戳的方式实现对时间戳的更新, 通过新的平均所用时间替换旧的平均所用时间的方式实现对平均所用时间的更新, 通过新的气体平均温度对旧的气体平均温度进行替换, 实现对气体平均温度的更新。

[0080] 其中, 中央控制单元对存储单元中数据集中的记录内容进行删除的过程可以包括: 若所述存储单元存储的每一年龄段对应的数据集中记录内容的条数大于预设的最大条数, 则将该年龄段对应的数据集中时间戳最小的预设条数的记录内容中使用次数最少的记录内容删除。

[0081] 也就是说, 当某个年龄段对应的数据集中的记录内容的条数大于一定的条数后, 就将时间戳最小的一定数量的记录内容中使用次数最小的记录内容删除, 这样可以将时间

最早的且使用次数最小的记录内容删除。

[0082] 在传统技术中,气腹仪使用过程中,医护人员需要结合自身经验对压强和气流量进行设置,很难考虑到温度和充气时间这两个因素,而这里根据历史数据中病人充气过程中的气体温度、充气时间、压强、气流量和使用次数的组合为医护人员提供合适的压强和气流量的组合。

[0083] 由于气腹仪中设置了比例控制阀,并通过中央控制单元采用PWM算法实现对比例控制阀的开关比例时间进行调节,从而实现对供气管路中气流量参数的微调,进而实现对气压的微调,即通过无阶梯调节供气管路中的气体流量,进而实现对气腹压力精准且平稳的调节,解决了开关阀开闭的瞬间所带来的气压瞬间变化过快所导致的视像抖动问题,提高画面质量。

[0084] (1.3) 针对冷光源

[0085] 冷光源包括光源模组、恒流板和散热器,其中:

[0086] 所述光源模组包括LED灯泡、聚光筒和导光束;

[0087] 所述恒流板和所述散热器均连接至所述中央控制单元,所述中央控制单元用于采用PID算法控制所述恒流板对所述光源模组的输出电流进行偏差调整,并实时监控所述光源模组的光源温度,并在光源温度升高到一定值时驱动所述散热器进行散热。

[0088] 可理解的是,聚光筒和导光束可以对LED灯泡产生的光进行处理,使得输出的光更加满足使用需求。

[0089] 可理解的是,由于中央控制单元采用PID算法控制输出电流,保证恒流板能够快速的对偏差进行调整,维持恒流输出的稳定性。

[0090] 可理解的是,由于中央控制单元实时监控光源温度,在光源温度升高到一定值时可以驱动散热器降低光线热量,避免了在微创手术中光线长时间照射在伤口附近而引起内部组织灼伤的情况发生。

[0091] (1.4) 针对摄像机

[0092] 所述摄像机包括CCD摄像头和摄像主板,其中:

[0093] 所述CCD摄像头用于将所述光学内窥镜所采集到的光信号转换为电信号,所述摄像主板用于将所述电信号转换为视频,并将该视频发送至人机交互屏和处理系统。

[0094] (1.5) 针对人机交互屏

[0095] 人机交互屏,也可以称为监视器,还可以显示光学内窥镜、气腹仪、冷光源等功能模块的工作情况,这样的话,所述中央控制单元还用于将所述气腹仪、所述冷光源和所述光学内窥镜的运行状态信息进行整合和打包发送至所述人机交互屏上进行显示。

[0096] 当然,人机交互屏还可以有气腹仪、冷光源的操控信息的输入界面,以供医护人员对气腹仪、冷光源操控信息进行输入。

[0097] 可理解的是,各个功能模块集成为一体,实现一体化,例如集成在机箱内,形成便于携带的智能微创腔镜装备且具有腔镜视像处理功能。由于智能微创腔镜设备采用一体式结构,占地面积小,移动携带方便,兼容性好,可用于各种环境下的微创手术。

[0098] (2) 针对电源装置

[0099] 电源装置包括开关电源和多电磁干扰抑制电路;其中:

[0100] 如图2所示,所述开关电源包括依次连接的第一整流电路1、变压器2和多个第二整

流电路5;所述第一整流电路1用于将其输入的交流电转变为所述变压器2所需的单向电压;所述变压器2包括一个初级绕组21和多个次级绕组22,所述初级绕组21与所述第一整流电路1的输出端连接,所述多个次级绕组22与所述多个第二整流电路5的输入端一一对应连接;每一个第二整流电路5用于将对应次级绕组22的输出电压转变为对应功能模块所需的直流电压;

[0101] 所述多个电磁干扰抑制电路,其输入端与所述多个第二整流电路5的输出端一一对应连接,其输出端用于与多个功能模块的输入端一一对应连接,用于抑制所述多个功能模块与所述开关电源之间的双向电磁干扰。

[0102] 可理解的是,第一整流电路1能够将输入的交流电转换为变压器2所需的单向高压,例如,将供电电网提供~AC220V进行转换。第一整流电路1可以采用EMI及整流电路,也就是说,第一整流电路1包括电磁干扰滤波模块和整流滤波模块。当然,第一整流电路1还可以采用其他电路模块实现对交流电的转换。

[0103] 在实际中,次级绕组22的输出电压可以为非直流电,也就是说,次级绕组22输出的电压呈一定的波形变化,但是波形上的各个电压值均为正值。而每一个第二整流电路5则将对应的次级绕组22输出的电压转变为直流电,以供对应的功能模块所使用。

[0104] 可理解的是,当本发明提供的电源装置应用于内窥镜一体机时,内窥镜一体机内有N个功能模块,则可以在电源装置中设置N个次级绕组22,设置N个第二整流电路5和N个电磁干扰抑制电路,N个次级绕组22和N个第二整流电路5一一对应连接,N个第二整流电路5和N个电磁干扰抑制电路一一对应连接。

[0105] 可理解的是,在图2示出的开关电源中,右侧为开关电源的输入端,左侧为开关电源的输出端。

[0106] 在开关电源中,针对每一个功能模块,设置了一个次级绕组22和一个第二整流电路5,进而形成了针对该功能模块的一条电源电路。针对N个功能模块,形成了N条相互独立的电源电路,使各功能模块之间不能通过共用的电源线传输干扰信号。在此基础上,在每一个功能模块和对应的第二整流电路5中还设置了一个电磁干扰抑制电路,用来抑制功能模块自身产生的电磁干扰通过工作电源线向开关电源传输,同时也抑制开关电源通过工作电源线向功能模块电磁干扰,也就是说,抑制功能模块和开关电源之间双向的电磁干扰,进而避免各功能模块之间互相传输电磁干扰信号。

[0107] 在一些实施例中,开关电源除了包括第一整流电路1、变压器2和第二整流电路5之外,还可以包括设置在所述多个次级绕组22中一个次级绕组22上的次级反馈单元4和设置在所述初级绕组21上的开关稳压控制单元3,其中:所述次级反馈单元4用于将所述次级绕组22的电压信号反馈给所述开关稳压控制单元3,所述开关稳压控制单元3用于根据所述电压信号对次级绕组22的输出电压进行稳压控制。

[0108] 这里,次级反馈单元4将次级绕组22上电压信号反馈给开关稳压控制单元3,进而开关稳压控制单元3根据电压信号对次级绕组22的输出电压进行调节,以实现稳压控制,进一步保证开关电源的工作性能。

[0109] 在一些实施例中,电磁干扰抑制电路可以由多种结构形式实现,如图3所示,其中一种可选的结构形式为:每一个电磁干扰抑制电路包括依次连接的肖特基二极管10、差模LC滤波单元和共模LC滤波单元;其中:

[0110] 所述肖特基二极管10的正极连接对应第二整流电路5的正输出端；

[0111] 所述差模LC滤波单元包括差模电感11和至少两个并联的第一电容；所述差模电感11的一端连接所述肖特基二极管10的负极，所述至少两个并联的第一电容设置在所述差模电感11的另一端和所述对应第二整流电路5的负输出端之间，所述对应第二整流电路5的负输出端接地；

[0112] 所述共模LC滤波单元包括共模电感15和至少两个并联的第二电容，所述共模电感15中一个绕组的一端连接所述差模电感11的另一端，所述共模电感15中另一个绕组的一端连接所述对应第二整流电路5的负输出端，所述至少两个并联的第二电容设置在所述共模电感15的一个绕组的另一端和所述共模电感15的另一个绕组的另一端之间；所述共模电感15的一个绕组的另一端作为该电磁干扰抑制电路的正输出端，该正输出端用于连接对应功能模块的正输入端；所述共模电感15的另一个绕组的另一端作为该电磁干扰抑制电路的负输出端，该负输出端用于连接对应功能模块的负输入端。

[0113] 可理解的是，肖特基二极管10具有超快电流恢复及单向截止导电特性，只能允许开关电源向功能模块传输信号，降低甚至阻止功能模块通过工作电源线向开关电源传输电磁干扰信号，这样可以抑制所服务的功能模块通过工作电源线对其他功能模块造成的电磁干扰。

[0114] 在实际应用时，差模LC滤波单元中的差模电感11可以采用10uH磁环电感，这种电感具有防止电流突变的特性。差模LC滤波单元中的至少两个并联的第一电容的数量可以根据需要设置，例如，设置三个并联的第一电容，这三个第一电容可以采用10uF的NPO材质电容12、100nF的NPO材质电容13和100pF的NPO材质电容14，这样可以在1MHz到300MHz频率范围内具有较低的等效电阻，对电磁干扰信号有很好的吸收抑制作用，这样差模LC滤波单元能够有效的抑制1MHz到300MHz的外部差模电磁干扰信号导入到工作电路中，同时对自身的电磁干扰信号向开关电源的传导起到良好的抑制作用。

[0115] 可理解的是，共模LC滤波单元中的共模电感15可以对工作电源线上耦合的共模信号有很好的抑制作用，可以降低外部电磁干扰信号耦合到功能模块的工作电源线上，从而抑制以共模干扰的形式通过工作电源线传输。共模LC滤波单元中的至少两个并联的第二电容的数量可以根据需要选择，例如，设置两个并联的第二电容16和17。第二电容可以采用退耦高频电容。共模电感15和第二电容16、17组成滤波电路。

[0116] 可理解的是，在图3示出的电磁干扰抑制电路中，左侧为电磁干扰抑制电路的输入端，右侧为电磁干扰抑制电路的输出端。

[0117] 由于工作电源线上的差模干扰信号和共模干扰是共存的，通过肖特基二极管10、差模LC滤波单元、共模LC滤波单元组合形成的双向电磁干扰抑制电路，既可以有效抑制开关电源通过工作电源线向功能模块传输电磁干扰信号，又可以有效抑制功能模块自身产生的电磁干扰通过工作电源线向开关电源传输，并降低功能模块的电磁干扰通过空间辐射向外部传输，提高功能模块的工作电源的品质。

[0118] 在电磁干扰抑制电路的上述具体结构中，第二整流电路5的负输出端接地，具体实现方式可以是第二整流电路5的负输出端直接接地，还可以是第二整流电路5的负输出端间接接地，例如，将第二整流电路5的负输出端连接内窥镜一体机的金属壳，所述金属壳通过三相电源线的保护地线与供电电网地线连接，以实现第二整流电路5的负输出端接地。

[0119] (3) 针对处理系统

[0120] S100、获取所述摄像机转换得到的视频；

[0121] S200、根据所述视频中各帧图像的时间和颜色，从所述视频中选取出关键帧图像；

[0122] 可理解的是，根据图像的时间和颜色提取关键帧，实际上是采用图像的时间与颜色的变化的方法提取关键帧。时间变化能够充分体现图像的全局信息，颜色特征能够反映图像的局部变化信息。

[0123] 举例来说，可以通过以下步骤提取关键帧图像：

[0124] S201、将视频中的第一帧图像作为一张关键帧图像，并令 $d=2$ ；

[0125] 可理解的是， d 表示所述视频中图像的帧号，例如， $d=2$ 表示视频中的第2帧图像的帧号。

[0126] S202、计算 $s'_d = \sum_2^d (s_i - s_{i-1})$ ；

[0127] 其中， S_i 为所述视频中的第 i 帧图像， $s_i = s(t_i, c_i)$ ， t_i 为第 i 帧图像在所述视频中所处的时间点， c_i 为第 i 帧图像的颜色矩阵。

[0128] 举例来说， $s'_2 = s_2 - s_1$ ， $s'_3 = (s_2 - s_1) + (s_3 - s_2)$ 。

[0129] S203、判断 s'_d 是否大于对应的预设阈值，其中 s'_d 对应的预设阈值为 $m \cdot \beta$ ， m 为当前关键帧图像的总帧数， β 为常数：

[0130] 若是，则将所述视频中的第 d 帧图像作为一张关键帧图像，并进入步骤S204；

[0131] 否则，进入步骤S204。

[0132] 可理解的是， s'_d 用于度量基于时间和颜色变化特征的图像之间的差异性， s'_d 越大表示图像之间的差异性越大，这样可以剔除相似性高的图像，保留差异性明显的图像作为关键帧图像。

[0133] 这里，通过 s'_d 与预设阈值的比较判定视频中的第 d 帧图像是否为关键帧图像。

[0134] S204、判断 d 是小于所述视频的总帧数：

[0135] 若是，则将 d 的数值增加1，并返回步骤S202；

[0136] 否则，结束关键帧图像提取过程；

[0137] 这里，通过对 d 与总帧数的比较，只有当 d 等于总帧数时才结束关键帧图像提取过程，从而实现对视频中各帧图像的遍历。

[0138] 当然，还可以采用其他方式提取视频中的关键帧，以上步骤S201~S204仅为其中一种具体方式。

[0139] S300-、根据所述腔镜镜头的视野参数对所述关键帧图像的边沿黑边进行平滑处理，采用高通滤波器对平滑处理后的图像进行滤波去噪，并采用中值滤波器对滤波去噪后的图像进行滤波增强。

[0140] 可理解的是，对关键帧图像的边沿黑边进行平滑处理，可以得到边界清晰的腔镜图像。再采用高通滤波器和中值滤波器进行滤波，得到去掉关键帧图像中的噪声而保留关键帧图像中的高频部分。

[0141] 这里在步骤S300设置了步骤S300-，该步骤主要实现对关键帧图像的优化处理，这对于实现本发明的基本目的而言并不是必须的，因此在某些实施例中可以不包括步骤S300-。

[0142] S300、将各张关键帧图像输入预设训练的YOLO目标检测模型,得到多张带有目标定位框和目标类别标识的图像;

[0143] 其中,所述YOLO目标检测模型的训练过程至少包括:采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类。

[0144] 上述采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类的具体过程包括:每次迭代后的质点是从聚类的样本点中选取,选取标准为选用簇中离平均值最近的对象作为簇中心,这样可以有效改善“噪声”敏感问题。采用K-centers聚类方法可对训练样本数据集中的实际集(即ground truth box)进行聚类,从而找到ground truth box的统计规律。以聚类个数k为候选框(即anchor boxes)的个数,以k个聚类中心的框的宽高维度为候选框的维度。

[0145] 然而,现有技术中原YOLO神经网络所使用的K-means聚类方法对“噪声”十分敏感,所以导致移动腔镜下的图像存在“噪声”问题。相比之下,本发明能够有效改善“噪声”敏感问题,提高画面质量。

[0146] 除此之外,本发明提供的YOLO目标检测模型还有其他不同之处:所述YOLO目标检测模型的网络结构中包括池化层,所述池化层能够将n个激活函数值从小到大依次排序,将n个权重值从小到大依次排序,将n个权重值分别与对应的激活函数值相乘,计算n个相乘结果的平均值,并将所述平均值作为最终的激活函数值。

[0147] 本发明中采用的池化层可以称作sort-pooling,具体按照渐增的顺序排列n个激活函数: $\{a_1, a_2, a_3 \dots a_n\}$ ($a_1 < a_2 < a_3 < \dots$), 而不是选择最大的那个。用n个权重 $\{w_1, w_2, w_3 \dots w_n\}$ 与之相乘得到n个值,取这n个值的平均值,即 $\frac{\sum_{i=1}^n a_i w_i}{n}$ 。采用这种方式,神经网络依然能够学习对应于 $\{w_1, w_2, w_3 \dots w_n\} = \{0, 0, 0 \dots 1\}$ 的良好的、旧的最大池化,且后面的层可以获取更多信息,反向传播时梯度流过上一层中的所有值。sort-pooling能够实现更快更好地收敛,优化迭代时间,保留更多的图像信息,同时也突出重要的图像信息,从而使得目标定位与识别更加精确和处理效率更高。

[0148] 然而,现有技术中的池化层为max-pooling,是指选取n个激活函数中最大的那个,删除其他激活函数。所以max-pooling存在空间信息损失、不能使用来自多次激活函数的信息和反向传播只能改善最大池化激活函数等问题。

[0149] 这里,通过对K-centers聚类方法和sort-pooling,可以实现对目标检测模型的优化。

[0150] 在该步骤中,采用YOLO目标检测模型确定带有目标定位框和目标类别标识的图像的过程具体可以包括:

[0151] S201、将每一张关键帧图像划分为S*S个网格,s为大于1的整数;

[0152] S202、针对每一个网格,采用多个候选框确定目标的位置、置信度和目标类别概率,将每一个候选框对应的所述置信度和所述目标类别概率相乘,得到该网络的该候选框中的目标属于每一目标类别的置信得分;

[0153] S203、将低于预设阈值的置信得分对应的候选框滤除,保留高于等于所述预设阈值的置信得分对应的候选框;

[0154] S204、对每一张关键帧图像中保留的各个候选框均进行非极大值抑制(即NMS)处

理,得到一张带有目标定位框和目标类别标识的图像;其中,所述目标定位框和所述目标类别标识一一对应。

[0155] S400、将所述多张带有目标定位框和目标类别标识的图像进行合成,得到目标定位视频,并将所述目标定位视频进行显示。

[0156] 在实际应用时,可以将目标类别标识设置在目标定位框的旁边,以对目标的类别进行说明。

[0157] 这里,处理系统首先获取腔镜视像,然后提取出其中的关键帧图像,然后采用预先训练的YOLO目标检测模型对关键帧图像中的目标进行定位并确定目标类型,再将带有目标定位框和目标类别标识的图像进行合成,得到动态的目标定位视频。由于预先训练的YOLO目标检测模型的训练过程中包括采用K-centers聚类方法对训练样本数据集进行聚类,而采用K-centers聚类的方式可以有效改善“噪声”敏感问题,从而可以提高目标定位视频的画面质量。同时本发明由于采用目标检测模型进行目标定位和目标类型的识别,其处理效率高、处理速度快,能够做到实时的目标定位和目标类型识别。

[0158] 可理解的是,处理系统所执行的上述方法是基于图像处理技术实现的,其中的目标可以根据需要设置,例如,腔体内的一些异常情况,通过上述目标定位方法可以识别出异常情况的部位和异常情况的种类。

[0159] 可理解的是,上述处理系统为独立于一体化腔镜系统的装置,该装置的具体硬件可以包括处理器、存储器和显示器,存储器中存储有计算机程序,当这些计算机程序被执行时可以实现上述方法,显示器用于显示执行上述方法得到的目标定位视频。该装置与一体化腔镜系统中的摄像机连接,获取摄像机转换得到的视频,并基于视频进行图像处理,以得到目标定位视频,然后进行显示,以供医护人员参考。

[0160] 可理解的是,中央控制单元即题目中提到的中央控制模块,气腹仪即题目中提到的气腹控制模块。

[0161] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0162] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

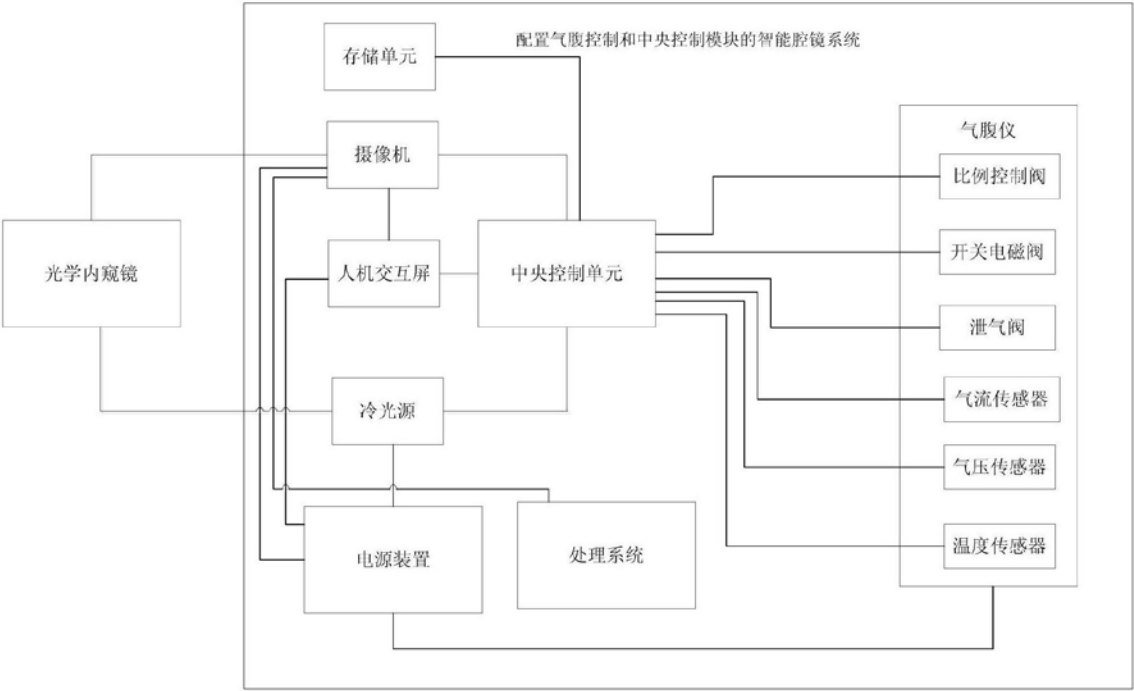


图1

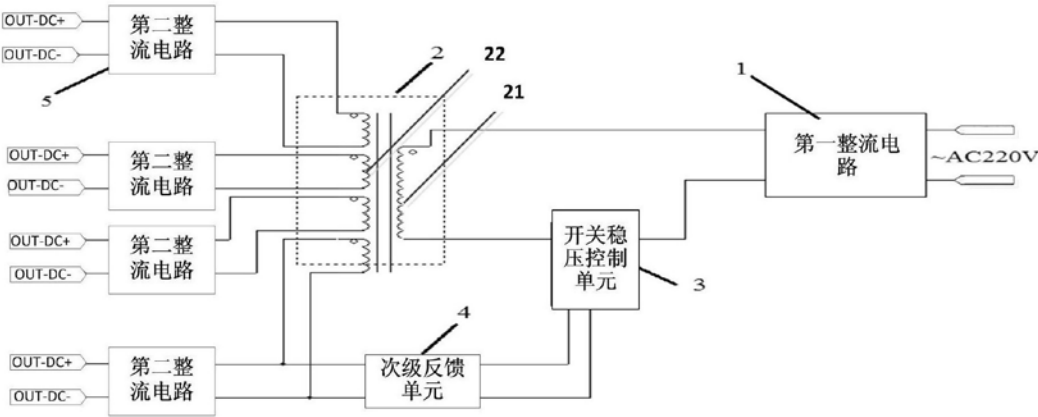


图2

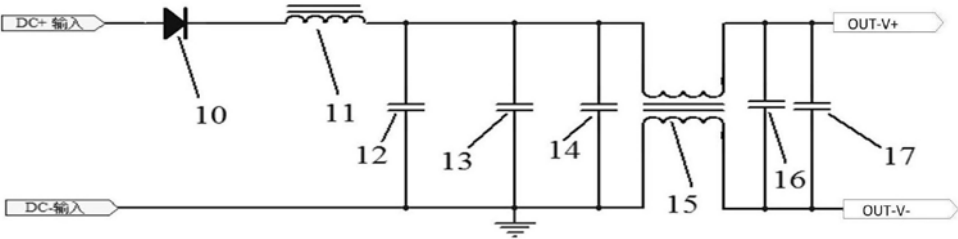


图3

专利名称(译)	配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统		
公开(公告)号	CN109124702A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201810998268.7	申请日	2018-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	合肥工业大学		
[标]发明人	丁帅 杨善林		
发明人	丁帅 杨善林		
IPC分类号	A61B17/00 G06K9/62 G06T7/70 H02M3/22 H04N5/225 H04N7/18		
CPC分类号	A61B17/00234 G06K9/6223 G06T7/70 G06T2207/10016 G06T2207/10068 G06T2207/30004 H02M3/22 H04N5/2251 H04N5/2256 H04N7/18 H04N2005/2255		
代理人(译)	董媛 王莹		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种配置气腹控制和中央控制模块的智能腔镜系统，该智能腔镜系统包括一体化腔镜系统和处理系统，一体化腔镜系统包括多个功能模块、控制多个功能模块工作的中央控制单元和为多个功能模块提供电源的电源装置；多个功能模块包括用于对腔体充气的气腹仪、人机交互屏、冷光源和摄像机，气腹仪包括比例控制阀、开关电磁阀、泄气阀、气流量传感器和气压传感器，电源装置包括开关电源和多个电磁干扰抑制电路；处理系统用于进行动态目标定位。本发明可解决开关阀开闭的瞬间所带来的气压瞬间变化过快所带来的视像抖动问题，避免各功能模块之间互相传输电磁干扰信号，有效改善“噪声”敏感问题。

