

# 肺癌气体检测气路设计



## 重庆大学硕士学位论文 (专业学位)

学生姓名：张佳佳

指导教师：罗小刚 副教授

学位类别：工程硕士（生物医学工程领域）

重庆大学生物工程学院

二〇一四年四月

# **Gas Path Design for Lung Cancer Exhaled Gas Detection**



A Thesis Submitted to Chongqing University  
in Partial Fulfillment of the Requirement for the  
Professional Degree

**By**  
**Zhang Jiajia**

**Supervised by Ass.Prof Luo Xiaogang**  
**Specialty: Biomedical Engineering**

College of Bioengineering of  
Chongqing University, Chongqing, China

April, 2014

## 摘 要

目前，肺癌是一种危害生命健康的主要疾病。近些年，随着国内空气质量的不断下降，我国肺癌发病率呈现明显的上升趋势，WHO 更是预测到 2025 年中国将成为世界肺癌第一大国。肺癌的早期诊断可以大大提高治愈率，目前，临床上缺乏快速、低成本的肺癌早期诊断筛查设备。基于生化传感器技术的呼出气体诊断灵敏度高、响应速度快、价格便宜、结构简单、易于小型化，且完全无创，具有很好地应用前景。

人体呼出气体包含生理代谢产物，有研究证明呼出气体中部分挥发性有机气体（VOCs）与肺癌有关，可作为肺癌检测的标志物，肺癌标志物检测最大的困难在于肺癌患者呼出气体中 VOCs 含量小（仅为 *PPb* 数量级）。进行肺癌气体检测需要对患者呼出气体进行采集，并对其中的 VOCs 加以浓缩以提高其浓度，便于传感器识别。基于生化传感器技术的呼出气体检测本质上是一种化学反应，需要对反应条件（即待测气体物理状态）进行控制。肺癌呼出气体诊断是近几年才兴起的一种检测方法，目前还没有相应的肺癌呼出气体采集、标志物浓缩及物理条件标准化控制的装置。有鉴于此，本文旨在提供一套可自动的对肺癌患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温湿度控制的气路系统。为肺癌呼出气体检测设备的临床应用与开发提供相对独立的气流控制及前处理模块。

本文的工作主要有以下方面：

一、分析基于生化传感器肺癌呼出气体检测的过程，总结检测系统设计要求 and 课题组现有气体检测系统的欠缺，创新性地设计出一套结构简单、功能全面的气路系统。以呼出气体中 VOCs 富集模块为中心，创造性地提出多层循环的设计思路。分析目标物浓缩与检测过程，简化气路设计，在保障功能的前提下设计出了包括“富集循环”与“检测循环”的气路系统。该气路可自动地对肺癌患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温度湿度控制，来保证所采集的气体与生化传感器相对一致的反应条件。

二、由于采用的生化传感器灵敏度很高，杂质气体会对检测结果造成影响，所以，气路系统及反应气室要求具有较好的气密性。针对现有气体检测系统中反应气室密闭性不够的缺点，对其进行了气密性优化设计。

三、根据肺癌呼出气体检测系统的功能需求，设计了上下位机的总体结构。以 ARM 作为上位机进行图像采集、图像处理、结果分析和整体控制，以 PIC16F877A 作为下位机完成气路控制。针对气路系统中下位机和外围设备不同的动作和功能要求，设计并加工完成包括电源模块、储气模块、气泵与电磁阀控制

模块、温控模块、温湿度监测模块和通信模块等在内的一整套硬件系统。按照检测流程，在 MPLAB 软件环境下设计下位机各个模块控制程序和主控程序。

四、对系统中各个模块进行功能测试，测试各个模块的工作性能及主要参数。配置以苯作为目标物的实验气体，验证气路系统的目标物浓缩效果。

本文的主要创新点有：

以呼出气体中 VOCs 富集模块为中心，创造性地提出多层循环的设计思路，设计出一套结构简单、功能全面的气路系统。

在文章的最后，总结本文的主要工作，为系统的后续完善和发展提出了自己的意见。

**关键词：**肺癌，呼吸气体检测，目标物富集，标准化，自动控制

## ABSTRACT

Lung cancer has become a major threat to human health. In recent years, with the continuous decline on China's air quality, the incidence of lung cancer has showed a rising trend, WHO forecasts that China would have the largest population of patients with lung cancer by 2025. The early diagnosis of lung cancer could greatly improve the survival rate of patients. Compared with the traditional detection methods for lung cancer which is expensive, complex detecting, invasive and has a high rate of misdiagnosis, breath detection based on biochemical sensor technology not only lower cost, higher sensitivity, faster response, simpler structure, more importantly, it is non-invasive and device miniaturization, so it is expected to screening for early lung cancer.

The human exhaled gas contains physiological metabolism, research has demonstrated that there is a relation between lung cancer and some kinds of VOCs in exhaled gas, which could be used as a marker of lung cancer detection. The biggest difficulty in exhaled gas detection is the extremely low content of VOCs (order of *PPb*). Lung cancer breath diagnosis is a kind of detecting method rising in recent years, there is no device of exhaled gas collection, target enrichment or gas standardization. In view of this, this paper aims to provide a gas path system contains of exhaled gas collection, target enrichment, accurate temperature and humidity control. At the same time, provide technical and design support for clinical application.

In this paper, the main study completed as follows:

1. Analyze the process of exhaled gas detection based on biochemical sensor. Design a set of innovative gas path system with simple structure and comprehensive functions which is based on summary of the design requirements and the lack of existing system. According to the target of concentration, propose the idea of enrichment-module-entered “multi-layer cycles”. Finish the design which include “enrichment cycle” and “testing cycle” for ensuring the function and simplify the gas path. The gas path system contains of exhaled gas collection, target enrichment, accurate temperature and humidity control for lung cancer patients’ breath gas to ensure the stable reaction condition of breath gas and biochemical sensor.

2. Due to the high sensitivity of the biochemical sensor, impurities will affect the test results. Therefore, the gas path system and the gas reactor should have good air

tightness. In view of the existing gas reactor has a bad air tightness, make a design to improve the airproof performance.

3. Based on the functional requirements of the lung cancer breath detection system, the system consists of a host computer and a slave computer. As a host computer, ARM controls the working process, take the job of Image acquisition and result analysis; As the slave computer, PIC16F877A controls the gas path system. According to the action and function of the gas path system and PIC16F877A, design a set of system which was composed by power-supply module, air-storage module, mini-pump and electromagnetic-valve driver module, temperature control module, temperature and humidity monitoring module and communication module. The MCU control procedures was completed in the environment MPLAB in accordance with the testing process.

4. The sub-module hardware is tested one by one, and then blending experimental gas whose target is benzene is concentrated by the assembled system and its function is confirmed.

The main innovation of this paper as follow:

Propose the idea of VOCs enrichment-module-entered “multi-layer cycles”. Design a set of innovative gas path system with simple structure and comprehensive functions.

A summary was given at the end of the paper. Some views for the future development direction were also put forward.

**Keywords:** Lung cancer, Exhaled gas detection, Target enrichment, Gas standardization, Automatic control

# 目 录

中文摘要	I
英文摘要	III
1 绪 论	1
1.1 研究背景	1
1.1.1 肺癌危害及现状	1
1.1.2 常规肺癌检测方法	3
1.2 呼出气体检测现状	4
1.2.1 呼出气体检测的发展	4
1.2.2 肺癌呼出气体检测的发展	5
1.3 肺癌呼出气体检测装置	7
1.4 本文的研究目的及主要研究内容	10
1.4.1 本文的研究目的	10
1.4.2 本文的主要研究内容	10
2 气路结构设计	11
2.1 设计要求	11
2.2 总体设计思想	11
2.3 气路系统设计	13
2.3.1 采用气缸储气的气路系统设计	13
2.3.2 采用气袋储气的气路系统设计	16
2.4 反应气室密闭性优化	17
3 气路系统硬件结构及电路设计	19
3.1 系统总体硬件及电路设计	19
3.2 上下位机选型	20
3.2.1 下位机选型	20
3.2.2 上位机选型	21
3.3 电源模块	22
3.3.1 电源总体设计	22
3.3.2 电源电路设计	24
3.4 前端储气气缸	27
3.4.1 整体结构设计	27
3.4.2 主要器件选型	28
3.4.3 实际设计电路	29

3.5 气泵及电磁阀驱动控制.....	30
3.5.1 气泵的选型与控制.....	30
3.5.2 电磁阀选型及驱动控制.....	32
3.6 温度控制模块.....	35
3.6.1 温控模块机械设计.....	35
3.6.2 温控模块控制电路设计.....	36
3.7 反应条件监测模块.....	40
3.8 上下位机通信模块.....	43
3.9 本章小节.....	44
4 控制软件程序设计.....	47
4.1 系统总体软件设计.....	47
4.2 储气模块程序设计.....	48
4.3 气泵控制程序设计.....	52
4.4 反应条件监测程序设计.....	55
4.5 温度控制模块.....	58
4.5.1 温度检测程序设计.....	58
4.5.2 加热功率控制程序设计.....	59
4.6 本章小节.....	61
5 系统测试.....	63
5.1 硬件模块测试.....	63
5.1.1 电源模块.....	63
5.1.2 气泵流量控制测试.....	64
5.1.3 热电偶驱动电路效果测试.....	66
5.1.4 温控模块效果测试.....	66
5.1.5 温湿度检测效果测试.....	67
5.1.6 气压检测效果测试.....	68
5.1.7 通信模块功能测试.....	69
5.2 目标物浓缩效果测试.....	70
6 结论与展望.....	73
6.1 总结.....	73
6.2 展望.....	74
致    谢.....	75
参考文献.....	77
附    录.....	81
A.作者在攻读硕士学位期间的科研成果.....	81
B.作者在攻读硕士学位期间参与的科研项目.....	81



# 1 绪 论

## 1.1 研究背景

### 1.1.1 肺癌危害及现状

2012 年全世界大约新增癌症病例 1.41 亿，一半以上被诊断患者为发展中国家人口。其中最多的四种恶性肿瘤有肺癌、女性乳腺癌、肠癌和前列腺癌。这四种癌症占有所有诊断病例的大约 40%，肺癌是男性恶性肿瘤中最常见的，在男性诊断病例中有 10%以上的为肺癌，如图 1.1 所示。

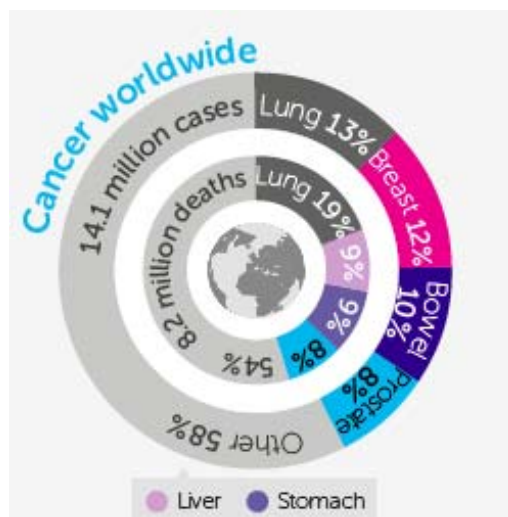


图 1.1 2012 年全世界癌症发病率和死亡率统计<sup>[1]</sup>

Fig.1.1 The worldwide cancer incidence and mortality statistics in 2012

肺癌（原发性支气管肺癌）是最常见的肺部原发性恶性肿瘤。肺癌发生于支气管黏膜上皮，近 50 年来的数据统计显示肺癌的发病率呈现显著增高的态势。肺癌的发病率和死亡率在所有男性恶性肿瘤中高居首位，如图 1.2 所示。在女性恶性肿瘤中发病率也迅速增高，占女性常见恶性肿瘤的第 4 位，死亡率更是高居第二位，如图 1.3 所示。肺癌已经成为对人类生命健康造成严重威胁的疾病。肺癌的最常见诱因是长期吸烟<sup>[2,3]</sup>，其他发病原因还有空气污染<sup>[4,5]</sup>、石棉<sup>[6,7]</sup>、氡气<sup>[8,9]</sup>等。

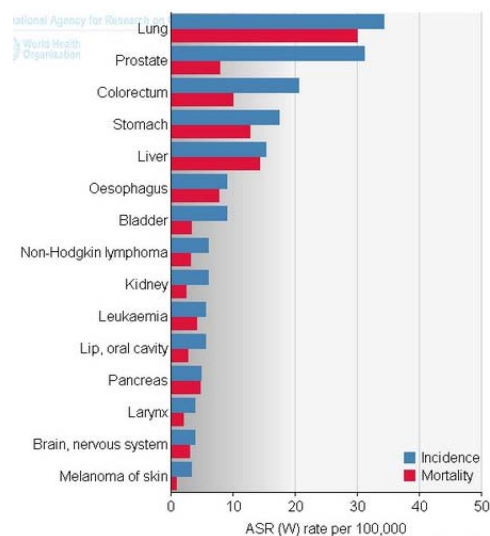


图 1.2 2012 年全球男性恶性肿瘤发病率和死亡率<sup>[10]</sup>

Fig.1.2 The global incidence and mortality of cancer in men in 2012

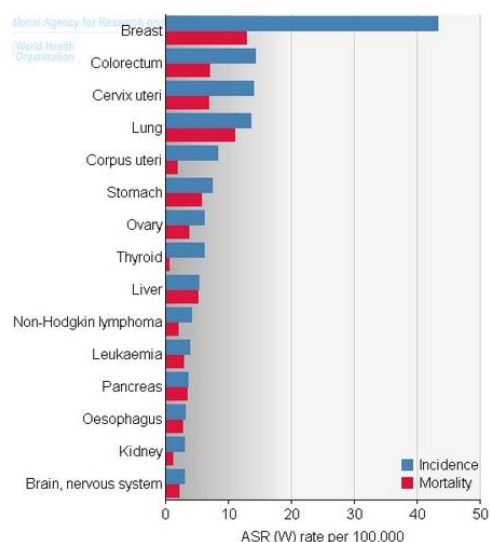


图 1.3 2012 年全球女性恶性肿瘤发病率和死亡率<sup>[11]</sup>

Fig.1.3 The global incidence and mortality of cancer in women in 2012

现在，我国肺癌发病率和死亡率均位于男性恶性肿瘤的首位，患者也呈现出低年龄化的趋势。近年来，国内雾霾严重，空气质量每况愈下，肺癌再次成为了人们关注的对象。有肿瘤方面的专家指出，雾霾是烟草、草木灰之后肺癌的第三个致病原因。有研究指出近年来空气中不断上升的 PM2.5 浓度有可能增加了肺癌的发病率<sup>[12-14]</sup>，这或许是近些年我国肺癌发病率呈现上升趋势的原因之一。

在 2012 年的“中国肺癌防治联盟”会议上指出：目前肺癌在我国所有的恶性肿瘤中是发病率和死亡率最高的。我国每年新增 70 万肺癌患者，年发病率增长率竟然达到了 26.9%。WHO 更是预计到 2025 年，中国仅仅是新增加的肺癌患者就

会高达 100 万，从而成为世界肺癌第一大国<sup>[15]</sup>。在现在阶段，肺癌平均 5 年生存率在全世界范围内是 16%，其中，I 期肺癌患者平均 5 年生存率可高达 65%，而 IV 期肺癌生存率则骤减至 0.5% 以下<sup>[16]</sup>。多数 I 期肺癌无明显症状，而当出现咳嗽、痰血等症状才进行全面检查时一旦被检出多半已是中晚期，使得我国 5 年生存率不到 15%<sup>[16]</sup>。随着我国人民生活水平的提高和健康、例常体检的意识越来越浓，面对我国大量的烟民和越来越严重的空气污染，早期肺癌的排查显得日益迫切，甚至应该被列为一项常规的体检项目。

### 1.1.2 常规肺癌检测方法

目前，在实际临床应用中，常见的肺癌诊断方法有：

#### ① X 线检查：

X 线检查是现阶段最为经济和有效的检查方法。一般情况下，早期肺癌患者没有明显肿块，通过 X 线成像可以看到由支气管阻塞而造成的局部肺不张、肺气肿、肺部炎变或病灶附近的浸润性病变等来实现早期肺癌的检查。X 线检查具有设备简单、操作方便、费用低的优点，但荧屏亮度低、成像对比度和清晰度较差，限制了其在早期肺癌筛查中的应用<sup>[17]</sup>。有研究指出 X 线检查对肺癌有高达 80% 的误诊率<sup>[18]</sup>。

#### ② 电子计算机断层（Computed Tomography, CT）扫描：

CT 可以提供准确而具体的肿瘤大小、形状以及位置信息，而且可以检测到肿大的可能发生癌细胞转移扩散的淋巴结。CT 可发现直径 3mm 以上的病灶，在肺癌诊断和筛查中有不可替代的地位，并有助于肺癌分期及判定疗效<sup>[19,20]</sup>。因检查无创伤、快速方便、高分辨率、高清晰度，CT 已成为临床上必需的肺癌检出手段。但其价格昂贵，同时检测过程会产生有害辐射，无法作为对肺癌高危人群筛查的普及手段。

#### ③ 磁共振断层扫描（Magnetic Resonance Imaging, MRI）：

MRI 的主要优势是没有辐射污染，对肺癌侵犯胸壁软组织、纵膈、心包和膈肌等十分敏感，而且定位十分精确。MRI 可以显示肿块附近气管组织和血管受压迫后的扭曲情况，明确该肿块和血管的联系。其在临床应用的不足主要表现为胸部 MRI 磁共振空间分辨率不如 CT，不如 CT 敏感<sup>[21-23]</sup>。

#### ④ 正电子发射型计算机断层显像（Positron Emission Computed Tomography, PET）：

PET 的主要优势在于无创和分辨率高。在肺部孤立的肺结节的诊断和非小细胞肺癌（NSCLC）分期有重要意义。然而，有研究显示 PET 单用时检测 NSCLC 的敏感性为 69%，阴性预测值 71%，特异性和阳性预测值分别为 91% 和 90%，与

CT 联用，敏感性和阴性预测值分别均达到 100%<sup>[24]</sup>。PET/CT 联用最大的缺点在于检测费用昂贵，而且对直径 5mm 以下的病灶不够敏感。

#### ⑤ 纤维支气管镜检查：

纤维支气管镜检查可以通过活检在检测过程中明确病理类型，同时观察肿瘤的发病范围，从而帮助确定手术方法。具有可视范围大、操作方便、检出率高等优势，目前纤维支气管镜在肺癌的诊断中，有着无与伦比的作用<sup>[25-27]</sup>。但病人在检查过程中很痛苦，而且有些部位纤维支气管镜无法进入。

#### ⑥ 痰脱落检查：

原发性肺癌源于气管、支气管上皮，肿瘤细胞会脱落于管腔，随痰液排出。将痰液进行涂片，在显微镜下观察，根据涂片中各种细胞形态特点即可做出初步的诊断<sup>[28]</sup>。痰脱落细胞检查准确率可达 70%以上，是诊断肺癌的主要方法之一<sup>[29]</sup>。痰脱落检查取样方便、操作简便、无创伤、设备造价低廉，然而该方法有一定的误诊率，需要连续检查三天以上，而且必须是新鲜的肺部痰液，可有些人无痰液，此方法不具有普适性。

#### ⑦ 皮肺穿刺活检：

病理诊断是肺癌诊断唯一可信的金标准<sup>[30]</sup>。CT 指引的肺穿刺活检，可显示病灶及周围组织结构，正确率高。肺穿刺活检可确认纤维支气管镜和痰脱落检查不能确诊的病例<sup>[31]</sup>，据报道该方法诊断准确率可高达 97%。然而其有创性，存在出血、气胸等并发症的缺点，使其不适合对高危人群的筛查。

从上面的叙述可以发现，影像检测方法存在误诊率高、设备昂贵、检测复杂等缺点，具有高准确率的病理性检查大都用于最后的确诊，其检测过程痛苦和检测过程繁琐使之无法成为可以普及的用于早期肺癌筛查的方法。目前临床实际应用上并没有一种简单可靠、成本低廉、可大规模普及的肺癌检测手段。面对肺癌发病率和死亡率居高不下的现实，肺癌防治的最佳手段是对高危人群进行普遍性筛查。所以，发展一种无创、简便、低造价、易普及的检测方法具有重要的意义。

## 1.2 呼出气体检测现状

### 1.2.1 呼出气体检测的发展

呼吸气体检测作为一种完全无创的新兴诊断方法被世界各国越来越多的重视，这方面最成功的是胃幽门螺杆菌的呼气检测。1983 年澳大利亚 Warren 和 Marshall 首次从人胃中分离出来幽门螺杆菌，该细菌产生的尿素酶是诱发消化性溃疡、慢性胃炎主要致病原因。哺乳动物细胞中不含有尿素酶，由于在人胃中没有发现其他细菌，所以在胃中检测到尿素酶就可以证明幽门螺杆菌的存在。为了检测胃幽门螺杆菌，患者口服尿素  $^{14}\text{C}$  后，如果胃中有幽门螺杆菌，其产生的尿素酶

能迅速将尿素分解为二氧化碳和氨气<sup>[32]</sup>。二氧化碳经由呼吸循环排出体外，将含有  $^{14}\text{C}$  的二氧化碳收集后在仪器上进行放射性测定即可判断胃内有无幽门螺杆菌。目前幽门螺杆菌的检测仪已经国产化，而且应用十分普遍。如深圳市中核海得威生物科技有限公司采用内置有二氧化碳吸附剂的集气卡来收集  $^{14}\text{C}$ ，患者口服尿素  $^{14}\text{C}$  胶囊后静坐 15 分钟，向集气卡中吹气 1-3 分钟。之后将集气卡放置于测量仪器中，做样品碳  $^{14}\text{C}$  放射性测定。

2004 年，美国密西西比州立大学研发成功了一种呼吸气体分析仪用于早期糖尿病的临床检测诊断，校诊断仪器与实验室分析技术系主任 Plodinec 博士及其同事开发出腔体震荡技术，可用于检测微量丙酮，而人的呼吸气体中丙酮含量是检测糖尿病偶的最好标记物<sup>[33]</sup>。

2007 年，以色列研制出名为“BreathID”的医疗仪器，可对肝部疾病进行无创的检测。该设备技术原理是基于连续呼吸取样技术的“分子关联能普法”，通过检测人呼出的二氧化碳气体中每百万单位的  $^{13}\text{C}$  与  $^{12}\text{C}$  的比例，来分析判断肝功能的状况，其技术思路最初是从研究检测呼气以诊断胃部疾病的初衷演变而来的<sup>[34]</sup>。

2013 年 5 月 8 日英国剑桥大学最新发布新闻公报称，该校创新公司开发出一种新型装置，通过对人体呼出气体进行分析，可快速地诊断哮喘、肝脏疾病等多种疾病。该设备可从人体呼出气体中探测分析超过 35 种生物标记<sup>[35]</sup>。

最近，美国科学家研发出一种便携式儿科用哮喘检测器。该装置上有一根管子，受测者向其中呼气就能分析出呼出气体中的一氧化氮（炎症的一种指示剂）水平，医生根据检测数据判断哮喘病的程度和医治效果。

呼出气体检测完全无创，结果分析迅速，检测费用低，甚至可以在睡眠中进行检测。可减少活组织检测次数，减轻患者痛苦，所以各国都在积极寻找不同疾病的呼出气体检测方法。

肺癌因为其高发病率和高致死率一直为人们所关注，而其呼出气体标志物已基本确定，故肺癌呼出气体检测一直是近些年的研究热点之一。

### 1.2.2 肺癌呼出气体检测的发展

依照沸点不同，有机化合物可分为极易挥发性有机物（VVOC），挥发性有机物（VOC），半挥发性有机物（SVOC）和与颗粒物或颗粒有机物有关的物质（POM）等 4 类<sup>[36]</sup>。其中挥发性有机物（VOCs）是一类重要的空气污染物，一般指沸点为 50~260℃、室温下饱和蒸气压超过 133.132 kPa 的有机化合物。VOCs 可以分为八类：烷烃类、芳烃类、烯烃类、卤代烃类、酯类、酚类、醛类和酮类等。人体在呼吸前后，呼入气体和呼出气体成分有所不同，如表 1.1 所示。

表 1.1 人体呼入气体和呼出气体的比较<sup>[37]</sup>

Table 1.1 Comparison of the incoming gas and exhaled gas of human

呼入气体	呼出气体
氮气占 78%	氮气占 78%
氧气占 21%	氧气占 13-16%
氩气占 0.96%	氩气及其他气体占 1%
二氧化碳占 0.03%	二氧化碳占 4-5.3%
氢气、水蒸气及其他气体占 0.01%	水蒸气约占 5%，其他痕量气体：氢气及一 氧化碳、氨，丙酮、甲醇、乙醇等 VOCs

细胞在生理代理过程中不同的状态下会产生不同的 VOCs，这些 VOCs 绝大部分经由气体交换而呼体外。1999 年，Michael Phillips 首次提出了 22 种与肺癌相关 VOCs。2003 年 Michael Phillips 又筛选并确定了 9 种肺癌的 VOCs 标志物<sup>[38]</sup>，对经过支气管镜确诊的 178 位肺病患者和 41 位健康志愿者进行了呼气检测分析，结果显示 9 种 VOCs 的敏感性为 89.6%（60/67 例），特异性为 82.9%（34/41 例）。2007 年 Michael Phillips 又提出了有较高检出率和特异性的 16 种 VOCs 作为肺癌呼气检测标志物<sup>[39]</sup>。

肺癌的呼气检测近些年发展很快，目前对肺癌呼出气体检测的方法主要有以下四类：气相色谱-质谱联用（Gas Chromatograph-Mass Spectrometer-computer, GC-MS），质子转移反应质谱（Proton Transfer Reaction Massspectrometry, PTR-MS），离子迁移谱（Ion Mobility Spectrometer, IMS）和传感器检测技术。这四种方法均能满足无创性，但前面三种方式使用费用高昂、操作复杂耗时限制了其大规模推广。相比于依赖大型仪器的检测方法，传感器技术灵敏度高、响应速度快、价格便宜、结构简单、易于小型化，具有很好地应用前景。

气体传感器工作流程一般为：采样—传感器阵列响应—信号采集—模式识别（气体定性定量分析）。大部分传感器是通过气体吸附到其表面所引起的传感器的导电性、质量、振动、颜色等变化来识别不同的气体成分<sup>[40]</sup>。本课题组采用的卟啉传感器阵列由卟啉及其衍生物制备而成，阵列中敏感点与受测气体反应前后会发生颜色变化<sup>[41]</sup>。通过图像传感器（摄像头等）对反应前后的卟啉阵列（如图 1.4 所示）图像进行采集，分析图像的颜色变化信息可以对气体进行特异性的识别。



图 1.4 卟啉传感器阵列示意图

Fig.1.4 Images of porphyrin-dye array

### 1.3 肺癌呼出气体检测装置

重庆大学“纳米生物技术及检验检测课题组”开展卟啉传感器阵列气体检测工作多年，在传感器制备、传感器材料筛选和检测设备制备方面有较多成果，下面就曾经开发的气路系统进行简要介绍：

通过分析卟啉传感器阵列对气体分子的特异性识别过程，设计出一套针对肺癌呼出气体进行检测的系统，如图 1.5 所示，该系统采用微型 PC 作为上位机。

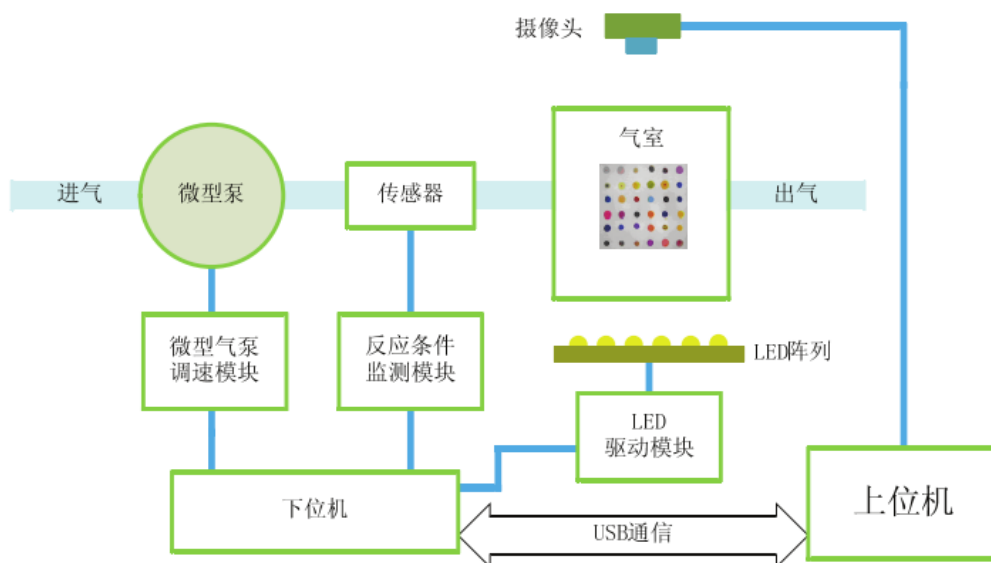


图 1.5 肺癌呼吸气体检测系统整体结构图<sup>[42]</sup>

Fig.1.5 Lung cancer breath detection system diagram

上述系统气路结构主要功能有：调节微型气泵流量，将温度传感器、湿度传感器、流量传感器的检测信号上传至上位机，实时监测反应条件<sup>[42]</sup>。

为了实现小型化、便携式设备，本课题组制备成功一套基于 ARM 的便携式肺癌气体检测设备，其气路结构并没有大的改动，该气体检测系统的功能框图如图 1.6 所示。

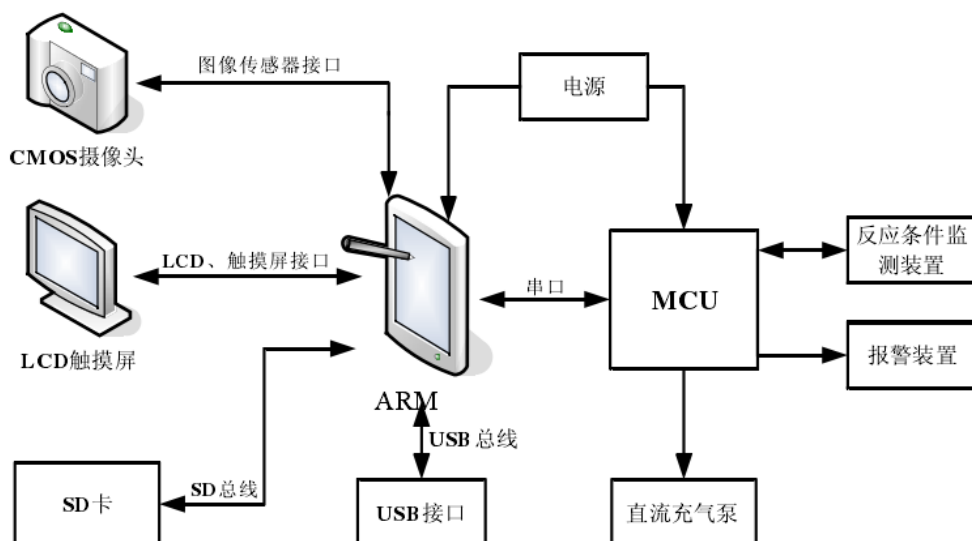


图 1.6 基于 ARM 的便携式气体检测系统功能框图<sup>[43]</sup>

Fig. 1.6 Portable gas detection system functional diagram based on ARM

上述两套设备虽然可以满足对 VOCs 的检测，但是主要面向的是实验室条件。实验室条件下可对检测气体进行人工配置，增加其中 VOCs 的浓度。随着肺癌气体检测的发展，该技术逐渐成熟，需要提供一套可用于临床实际应用的检测设备。

本课题组在其他气体检测方面还有涉及，为了对空气中的毒性气体（如氨气、氯气和二氧化硫等）进行快速、实时检测与警报，实验室开发出一套智能化、小型化的有毒有害气体检测装置，其系统检测流程图与结构框图如图 1.7 所示。

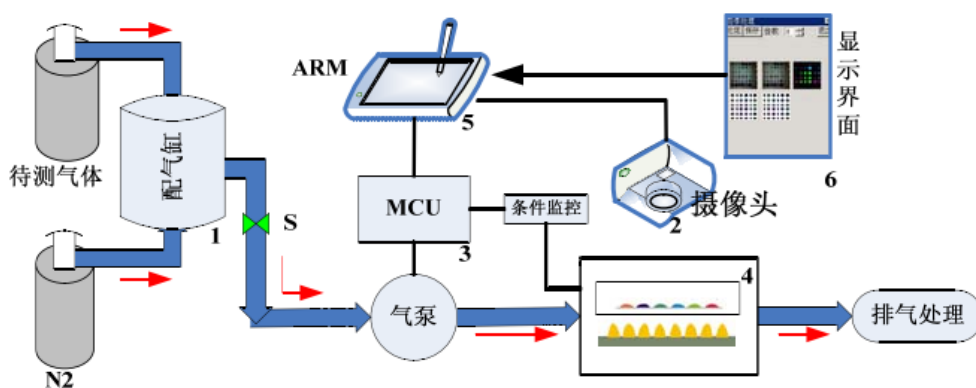


图 1.7 毒气检测系统检测流程图<sup>[44]</sup>

Fig. 1.7 Toxic gas detection system testing flow chart



浙江大学在肺癌呼吸诊断的研究中也做了很多工作，比较典型的为基于声表面波检测技术和毛细管分离技术的肺癌呼吸诊断电子鼻仪器。在气流控制方面采用平面切换六通阀和两位三通阀，六通阀换向通过步进电机进行控制，其气路结构如图 1.8 所示。

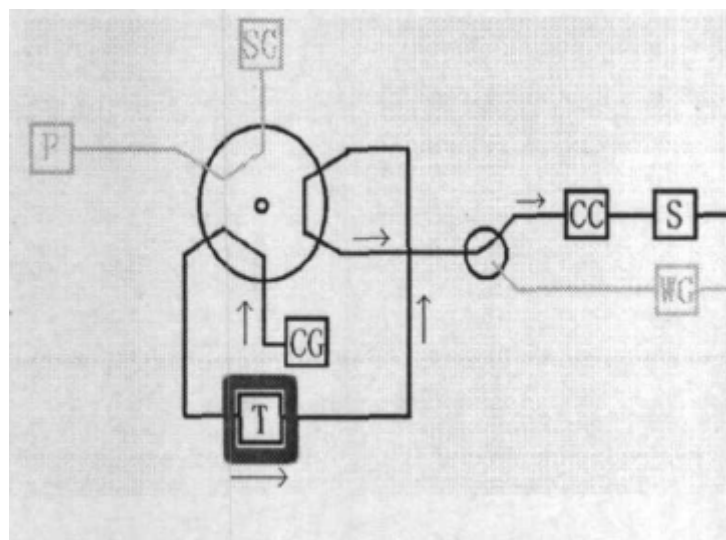


图 1.8 电子鼻气路结构<sup>[45]</sup>

Fig. 1.8 The gas path of Electronic Nose

该气路结构存在控制复杂、自动化程度低、无法通过循环增强检测效果等问题。该电子鼻系统体积较大，分析时间也较长。而且临床应用中电子鼻系统可以对中晚期肺癌进行检测，对早期肺癌检测还有待验证。

实际临床肺癌气体检测最大的困难在于肺癌病人呼出气体中 VOCs 含量很小（仅为 *PPb* 数量级），所以检测设备应该具备提高目标物浓度的功能，而作为一台可以实际应用的设备需要对气体流通实现自动化控制，在此基础上要力求结构简单和功能丰富以及小型化。

上文中提到的几套气路结构在提高目标物浓度、检测过程自动化程度、设备复杂程度、检测时间和临床应用可实现性等方面存在很多问题。此外，现有的气路系统侧重对反应条件的监测而缺少对反应气体物理条件的控制，鉴于反应环境对 VOCs 检测结果的影响，建立稳定、统一的反应条件是非常重要的。

## 1.4 本文的研究目的及主要研究内容

### 1.4.1 本文的研究目的

呼吸气体诊断 (Breath Test) 通过检测人体呼吸气体改变, 反映相应组织细胞代谢改变, 是一种极具发展前景的诊断方法<sup>[46]</sup>, 肺癌检测最大的困难在于肺癌病人呼出气体中 VOCs 含量小 (仅为 *PPb* 数量级)。

在基于生化传感器的无创肺癌呼出气体检测中, 需要对患者呼出气体进行采集、富集及标准化。

①采集是检测的前提, 即病人呼出气体需要进入检测系统, 要求采集模块具有气密性并且可以方便地与后续模块进行连接。

②富集的目的在于尽量提高 VOCs 的浓度, 浓度越大检测模块的生化传感器越可以更好的对 VOCs 进行识别, 富集的过程其实也是除杂的过程, 要求在富集中不能引入新的杂质。

③鉴于生化传感技术本质上是一种化学反应, 反应的条件直接影响到反应结果, 所以要求最后进入检测模块的气体具有共同的物理条件并且保证该物理条件不会导致生化传感器中的生化材料失活, 即要对富集到的呼吸气体进行温度的控制。传感器阵列将卟啉材料点在 PVDF 膜上, 当待测气体湿度过高时, 其雾气会打湿芯片或者阻挡摄像头镜头从而影响检测结果, 所以需要对反应室的温湿度进行监测保证不出现结露现象。

由于肺癌呼吸气体诊断是近几年才兴起的一种检测方法, 尚未应用于临床, 更没有相应的肺癌呼吸气体采集及标准化控制的装置。有鉴于此, 本课题旨在提供一套可自动的对肺癌患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温度湿度控制的气路系统来保证所采集的气体与生化传感器相对一致的作用环境及达到生化传感器的反应条件, 为可应用于临床的肺癌呼出气体检测设备的开发提供相对独立的气流控制及前处理模块。

### 1.4.2 本文的主要研究内容

随着肺癌气体检测的发展, 该技术逐渐成熟, 需要提供一套可用于临床实际应用的检测设备。重庆大学“纳米生物技术及检验检测课题组”经过长期的工作, 在肺癌气体检测卟啉材料方面成果显著, 以此为核心检测芯片, 本文主要工作有:

- ① 创新性的提供一套气路结构, 实现对肺癌患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温湿度控制、气体检测等功能。
- ② 设计外围电路和硬件设备, 完成各个模块功能, 最终实现目标物富集和待测气体物理条件标准化。
- ③ 根据各个模块的动作要求编写控制程序, 实现各模块功能并协调它们之间的工作。
- ④ 根据硬件系统工作原理完成系统机械设计, 组装、试制样机。

## 2 气路结构设计

### 2.1 设计要求

本文所设计系统主要面向对早期肺癌病人的呼出气体进行检测，肺癌检测最大的困难在于肺癌病人呼出气体中 VOCs 含量小。所以课题需要解决的核心问题即为提高待测气体中 VOCs 的浓度。

在基于生化传感器的无创肺癌呼吸气体检测中，需要对患者呼出气体进行采集、富集及标准化。采集是检测的前提，即病人呼出气体需要进入检测系统，要求采集模块具有气密性并且可以方便地与后续模块进行连接。富集的目的在于尽量提高 VOCs 的浓度，浓度越大检测模块的生化传感器越可以更好的对 VOCs 进行识别，富集的过程其实也是除杂的过程，要求在富集中不能引入新的杂质。鉴于生化传感技术本质上是一种化学反应，反应的条件直接影响到反应结果，所以要求最后进入检测模块的气体具有共同的物理条件并且保证该物理条件不会导致生化传感器中的生化材料失活，即要对富集到的呼吸气体进行温度、湿度的控制。除此之外，整套系统要有较高的气密性，因为卞啉传感器阵列的高度灵敏性，若系统中混入空气将对检测结果造成影响。

有鉴于此，本文设计旨在提供一套可自动的对患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温湿度控制的系统来保证所采集的气体与生化传感器相对一致的作用环境以及达到生化传感器所需的反应条件，为最终应用于临床提供足够的技术及设计基础。为肺癌呼出气体检测设备的临床应用与开发提供相对独立的气流控制及前处理模块。

### 2.2 总体设计思想

由上一节的设计要求分析可以总结出，气路的主要功能可以概括为储气、富集、气体检测、温湿度控制与监测，下面分别对这四种功能进行详细的设计分析，在满足功能需求的情况下尽量简化气路设计，减少底层设备的使用从而提高系统的稳定性和可靠性。

储气阶段：在实验室操作中最常用的气体采集和存储方式为一次性气袋，即将待检测气体充入气袋，然后将气袋接到设备上使气袋中的气体进入检测气路。运用气袋最大的好处是简单方便，根据待检测气体的气量可以灵活的选用不同容量的气袋。用完即可丢弃，对下次检测避免了残留气体的影响。采用一次性气袋可以很好地满足实验室条件下气体检测的要求。该方案最大的不足在于自动化程度较低，需要手动完成很多工作，将气袋接到设备上的过程亦降低了系统的气密

性，在实际临床应用中采用气袋进行气体采集和存储显然是不够完善的。为此，提出了自主设计气缸的方案。采用气缸进行储气最大的好处是保证了整个系统的自动化和完整，气缸固定在气路系统中，不需要手动连接和更换，大大提高了检测的效率和气路系统的气密性。当人向气缸中吹入呼出气体时，要求气缸容积增大，所以要设计活塞以保证气缸容积可变。人体最大呼出压力有限，而且当储气功能结束后又要求气缸容积变小，所以需要有一个可以带动活塞运动的机械设计以及可以检测气缸内部气压变化的传感器。活塞不可能无限制的运动，而且在程序设计中需要知道气缸中活塞的位置，所以需要在气缸内部设置针对活塞位置检测的位置传感器。从上面的描述中不难看出，为了达到设计需求必然增加系统设计的复杂度。考虑到本套系统需要面向实验室和临床应用，设计的气路要求可以兼容两种储气方案。

在目标物富集过程中可以有两种方式：去除杂质气体和对目标物进行吸附后用少量惰性气体吹出以提高待测气体中 VOCs 的浓度。对于课题中的检测来说，VOCs 以外的气体都为杂质气体（如氮气），这些杂质气体的去除是很困难的。所以选取对 VOCs 有特异性吸附作用的材料，将采集到的患者呼出气体通过吸附剂，待 VOCs 吸附于吸附材料上后再用少量惰性气体将其吹出是较好的目标物富集方法。于是富集模块分为了吸附与解吸附两个过程，两个过程区别在于需要的温度不同，其中吸附过程在室温下进行，解吸附过程需要在高温（300℃左右）下进行。吸附过程如果气体一次性通过吸附剂（在本系统测试实验中吸附剂选用 Tenax-TA）显然吸附效果不够好，所以要求储气装置中的气体可以循环的通过吸附剂。解吸附后的浓缩气体即通过气路到达生化传感器芯片，与其接触并发生反应。在检测过程中，为了保证气体可以和生化传感器芯片充分的接触，同样要求待检测气体可以循环的通过生化传感器芯片。

从上文的分析中可以总结出：在气路设计中需要考虑到以吸附模块为核心、以提高待测目标物浓度为目的的吸附和解吸附这两个主要过程及两者之间的协同工作。

于是整个气路包括了目标物富集循环、解吸附和检测循环三个主要部分，仔细分析发现解吸附和检测其实是同步的，于是可以将气路总结简化为以富集模块为核心的吸附和解吸附两个气流循环。考虑到气道的重复利用，上次检测结束后气道中尚存在残留气体，还需考虑到用惰性气体对整个气道进行清洁吹扫的过程。

为了实现气路的自动化控制，采用抽打两用的微型真空泵作为气流动力源，采用医用微型电磁阀作为控制气体流向的主要电子设备。在气路设计中要求尽量简单，以减少电磁阀和气泵的数量，提高系统的可靠性和稳定性。

## 2.3 气路系统设计

通过对设计要求的分析，本文设计出一套可自动的对患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温湿度控制的气路系统。实验室条件和调试初期采用气袋储气方案，最终采用气缸储气方案，本文设计的气路系统可以很好地兼容两种储气方案。下面详细介绍气路系统及其工作状态。

### 2.3.1 采用气缸储气的气路系统设计

前端储气模块采用气缸方案的总体气路设计如图 2.1 所示。

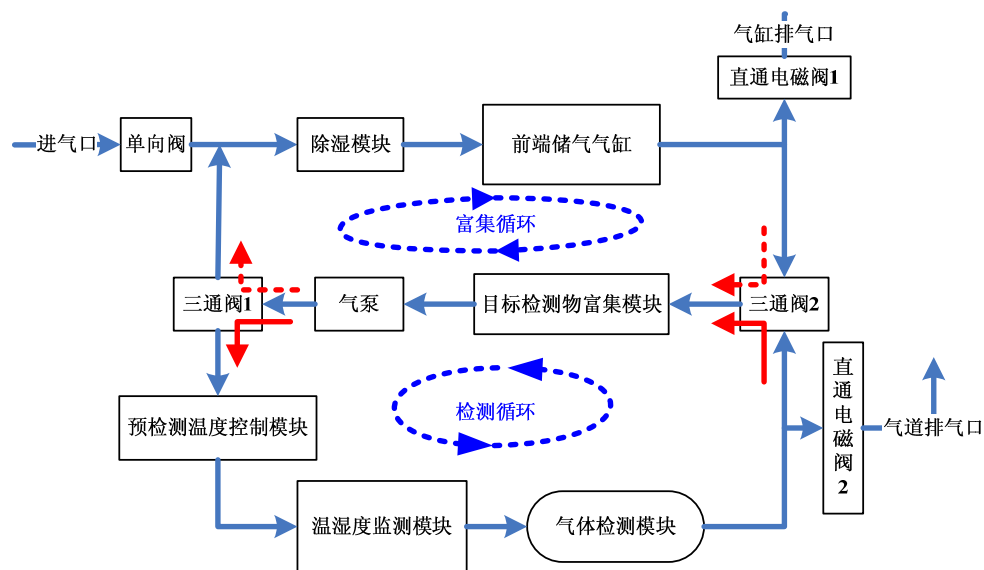


图 2.1 总体气路（气缸储气）示意图

Fig.2.1 The overall gas path (cylinder) diagram

直通电磁阀为常闭式，即当不通电是电磁阀处于不连通状态；三通阀通电状态开通方向如图 2.1 红色实线箭头所示，断电状态开通方向如图 2.1 红色虚线箭头所示。在气泵与目标物富集模块顺序安排上有一点需要特别说明：在目标物富集模块中，气体通过的吸附管中充满了吸附剂，气体通过阻力较大，所以气泵对吸附管主要作用应该是抽气。当抽气时气泵与吸附管的连接部位（气泵与吸附管的链接是硅胶管套在宝塔头的连接方式）气压减小，使接口位置更为密合，保证了整个气路系统的气密性。而当气泵出气口对气路其它部分进行打气时，由于经过气道较长通路的缓冲，当压力到达吸附管进气口时该部分在气泵抽气作用下已形成负压，气流可以顺利通过。所以气泵设计在富集模块的前面，不但保证了气流的顺畅，而且增加了气路的气密性。

从上面的结构框图可以看到，整个气路包括了富集循环和检测循环。其中目标检测物富集模块内有对 VOCs 特异性吸附的材料，并且有加热元件。其中对 VOCs

吸附发生在常温状态，而当对吸附材料加热至 300℃时，VOCs 从吸附材料上脱离，发生解吸附过程。常温吸附过程较高温解吸附过程用时长，在电磁阀设置中要充分利用电磁阀断电状态的通路方向，缩短电磁阀通电工作时间，延长其使用寿命。富集模块机械结构示意图如图 2.2 所示，该图中仅仅标示出一根加热棒，实际应用中可根据功率需求增加加热棒数量，隔层中填充隔热材料以达到保温隔热效果。

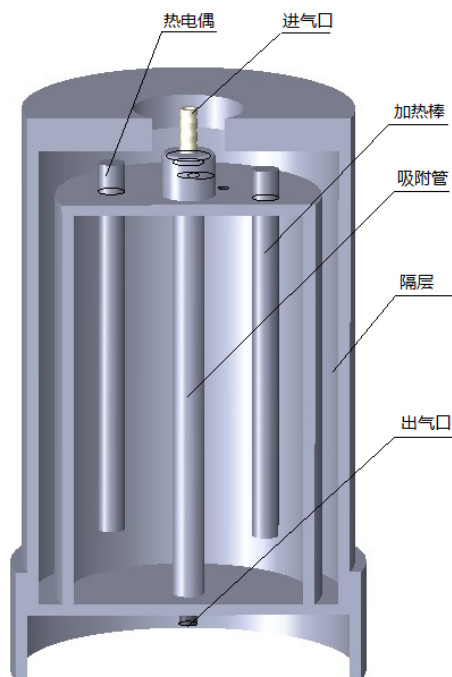


图 2.2 目标检测物富集模块机械结构

Fig.2.2 The target analytes enrichment-module mechanical structure

为了完成储气、目标物富集、目标物检测和气道吹扫等功能，整个气路需要有以下状态：

储气模式：

直通电磁阀 1 断电，直通电磁阀 2 断电；三通阀 1 通电，三通阀 2 通电，气泵不工作。此时两个循环都不进行，受测者通过进气口——单向阀向气缸（该模块在下文中有详细介绍）中吹入呼出气体，气缸与三通阀 2、除湿模块与三通阀 1、气缸与直通电磁阀 1 的通路截止。此时前端储气气缸仅能通过单向阀单向的接收外界气体。

富集（吸附）模式：

直通电磁阀 1 断电，直通电磁阀 2 断电，三通阀 1 断电，三通阀 2 断电，气泵工作在高流量状态。此时富集循环开启，气缸中收集到的受测者呼出气体在气

泵的工作下循环通过常温的目标检测物富集模块，与吸附剂接触对目标物进行吸附。此外，待测气体循环通过除湿模块，实现了待测气体干燥过程。

#### 检测模式：

直通电磁阀 1 断电，直通电磁阀 2 断电，三通阀 1 通电，三通阀 2 通电，气泵工作在低流量状态。此时检测循环开启，目标物富集模块中吸附的 VOCs 在高温下发生解吸附，气泵工作，由检测循环气道中的氮气带出 VOCs 经过预检测温度控制模块（此模块在下文中有详细介绍）达到气体检测模块（反应气室）中的卞唛传感器阵列芯片，然后经回路回到富集模块。如此循环流动，保证 VOCs 与卞唛传感器阵列充分的反应。

#### 气缸排气模式：

直通电磁阀 1 通电，直通电磁阀 2 断电，三通阀 1 断电，三通阀 2 断电，气泵不工作。此时气缸中机械结构带动活塞向缸底运动，气缸容积减小，残留气体经过直通电磁阀 1——气缸排气口排出系统。

#### 气道吹扫模式：

直通电磁阀 1 断电，直通电磁阀 2 通电，三通阀 1 通电，三通阀 2 断电，气泵工作在高流量状态。当整个检测过程完成后，气道中尚存在本次检测留下的残留气体，在进行下次检测前需要对这些气体进行吹扫，否则会对检测结果造成干扰。在此模式下，氮气从进气口经单向阀进入气路系统，由于三通阀 1 处于通电状态，气体只能进入气缸，经过三通阀 2 进入目标检测物富集模块，在气泵的动力下经过三通阀 1 流向预检测温度控制模块、气体检测模块、直通电磁阀 2，最终由气道排气口排出气路系统。吹扫过程中，富集模块要保持高温（即处于解吸附条件下）。在该过程中，氮气走遍了气路系统所有的模块，很好地完成了对气道和各个模块的残气清洁吹扫工作。

整个系统工作流程为：前端储气模块为患者吹出的待测气体暂时的存储空间，通过富集循环在常温下完成目标物吸附模块对 VOCs 的吸附，在该循环中还实现了对待测气体的除湿；目标物吸附模块为吸附剂的载体，并且可以工作在不同的温度下；当吸附完成后，目标物吸附模块工作于高温状态，此时气路富集循环关闭，目标物由检测循环的气路中存在的惰性气体带出进入到检测循环，经由置于检测气室前端的温度控制模块循环到达气体检测模块，从而实现目标物与生化传感器芯片的接触、反应。通过对气泵的流量大小控制和对进入气室前的温度控制模块实现了待测气体的标准化。

当不考虑吸附剂对目标物的吸附及解吸附效果时（假设吸附剂对目标物的吸附率和解吸附率均为 100%），经过以上过程，可以将前端储气模块中整个收集容

器体积的待测气体浓缩为后续检测循环中仅仅相当于气路管道和检测气室的体积和的浓缩气体，已经达到了气路需要完成的核心任务——提高 VOCs 浓度。

虽然在上文介绍的气路中有很多不同的工作模式，但分解各模块控制动作发现：程序需要做的工作仅是控制气泵、电磁阀和温湿度检测（气缸的动作、目标物富集模块温度控制、预检测温度控制独立性较大，与气路控制分开进行），电磁阀的控制对程序来说只是简单地 I/O 口输出高低电平。可见，整个气路系统由于设计的合理，只需要采用很少量的机械设备和并不太复杂的程序控制就可以实现复杂而多样的不同工作模式要求。

### 2.3.2 采用气袋储气的气路系统设计

采用气袋储气需要受测者首先向气袋中吹入气体，其中气袋有两个通气口，每个通气口有开关。待气体采集结束后再将气袋接到气路系统中，如图 2.3 所示。

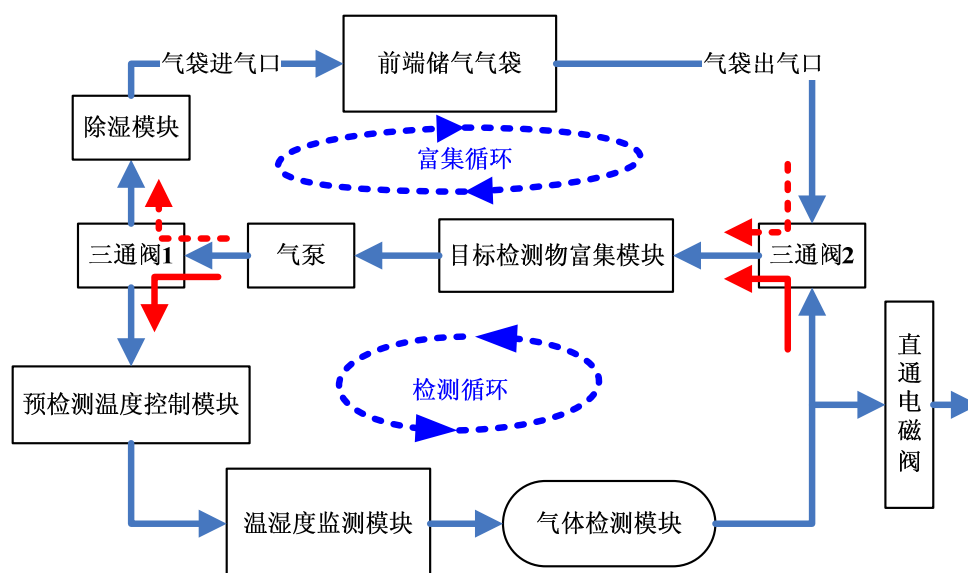


图 2.3 总体气路（气袋储气）示意图

Fig.2.3 The overall gas path (air bag) diagram

由图 2.3 可以看出，气袋储气与气缸储气最大的不同在于富集循环。由于气袋是可以取下的，所以不需要气路有储气模式和气缸排气模式，在气道吹扫模式下，氮气的进口为“气袋出口”。其他的模式工作状态与采用气缸储气的气路系统一致，但是当吹扫完成后需要在以下模式下再工作一段时间以完成对除湿模块的吹扫：直通电磁阀断电，三通阀 1 断电，三通阀 2 断电，气泵工作在高流量状态（类似于“富集模式”），此时氮气通过除湿模块。采用气袋储气可以简化气路，而且在实验室应用时不需要将待测气体充入气缸而采用气袋收集方便了对检测气体的研究。但在接入气袋过程中不可避免的降低了系统的气密性和系统的整体性。



## 2.4 反应气室密闭性优化

在气体检测模块中，设置有反应气室，气室采用透明有机玻璃制作，内置卞唛传感器阵列芯片。反应气室外，卞唛传感器阵列下方设置发光二极管构成的平面光源，提供均匀照明。反应气室外，卞唛传感器阵列上方设置摄像头，用于采集阵列图像。反应气室、平面光源和摄像头放置在暗室中。

实验室目前应用的检测系统气室设计时主要考虑的是使气室内气体呈层流流动状态，流场均匀、密集，从而使检测系统中卞唛传感器阵列芯片与气体分子快速、均匀的结合<sup>[47]</sup>。气室三维示意图及实物图如图 2.4 所示。

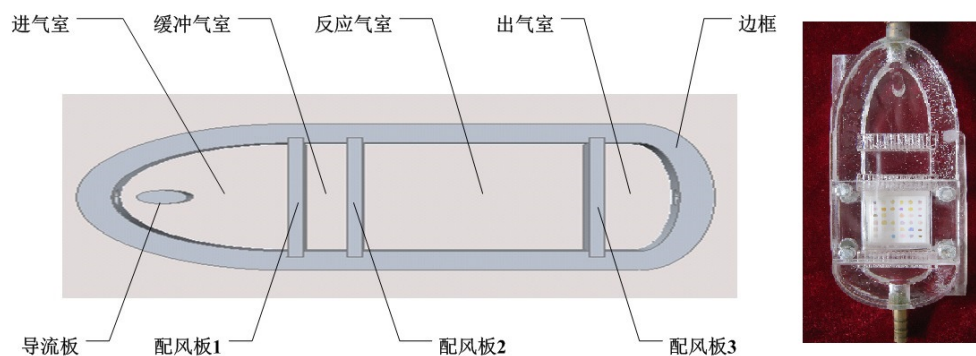


图 2.4 气室三维示意图及实物图

Fig.2.4 The 3D diagram and picture of real product of the gas reactor

该气室设计可以保证卞唛传感器阵列与气体分子快速均匀的结合，但在实际应用中存在密封性差的问题，主要原因为气室盖板与气室整体密封不够。由于盖板是盖在由配风板 2、配风板 3 和边框围成的反应气室上的，气室采用有机玻璃进行加工。在实际加工中配风板与边框之间的结合并不紧密，而且盖板与气室主体通过磁铁吸合力量也不够大，即便在盖板和气室主体间加上硅胶密封垫片气密性仍然不够好。于是提出如图 2.5 所示的气室气密性优化方案。

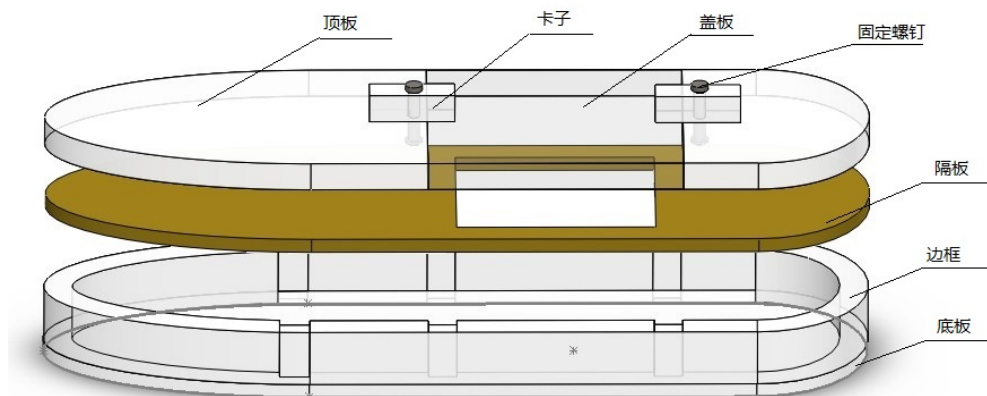


图 2.5 气室气密性优化方案

Fig.2.5 Air tightness optimization scheme of the gas reactor

该气室仍然采用有机玻璃进行加工，为了便于识别在示意图中采用不同的颜色标示各部分。为了增加气密性在盖板和气室边框之间增加了一层隔板，隔板与边框用有机玻璃胶粘牢，可以很好地密合。隔板与盖板交接的位置由于隔板是一块整版，解决了配风板与边框结合不紧密的问题。同时顶板通过螺钉固定上卡子再与隔板用有机玻璃胶粘牢，盖板与隔板间用硅胶垫密封，转动卡子可以实现盖板的取放。在气流控制方面采用原有方案。

气密性改进后的反应气室实物图如图 2.6 所示。

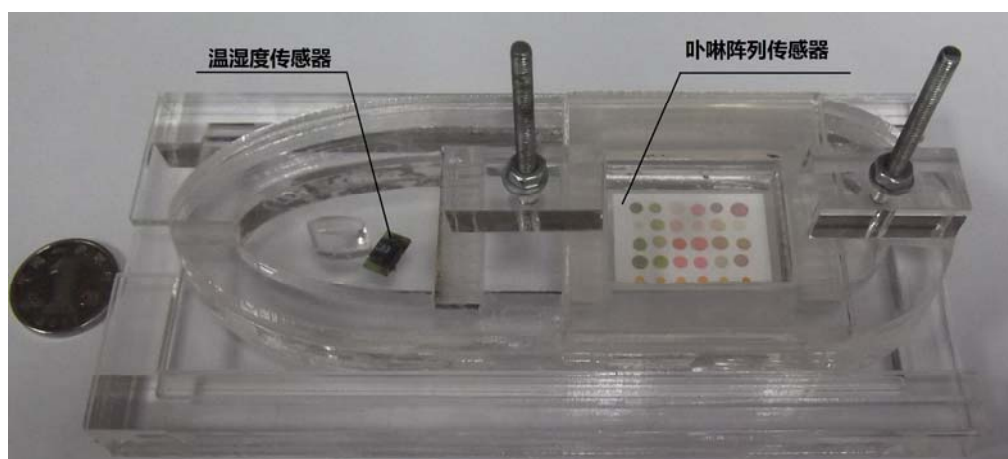


图 2.6 改进后气室

Fig.2.6 The gas reactor after improvement

### 3 气路系统硬件结构及电路设计

#### 3.1 系统总体硬件及电路设计

根据第二章的总体气路结构，本文设计的系统总体硬件框图如图 3.1 所示。

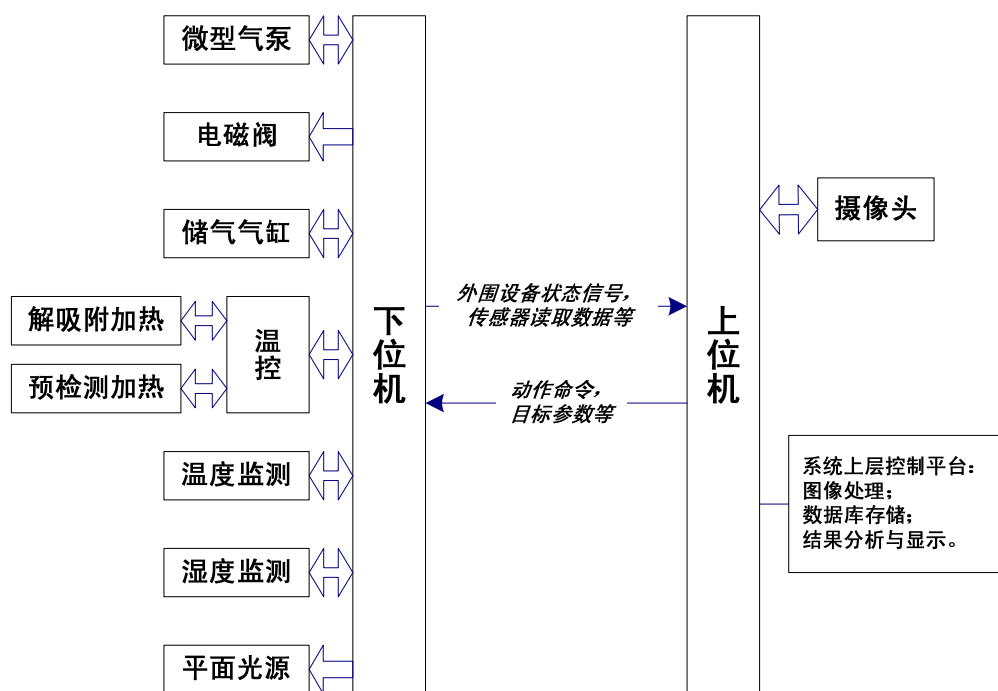


图 3.1 总体硬件结构框图

Fig.3.1 The whole hardware structure diagram

该系统主要包括以下模块：

##### ①上位机模块：

负责摄像头的控制，用于图像采集、图像处理、结果分析和数据库存储，是整个系统上层控制平台。

##### ②下位机模块：

接收上位机的命令，控制外围设备正常工作；接收各个硬件模块的反馈信号，向上位机上传状态、传感器检测结果等信号，是面向底层设备的微控制器。

##### ③电源模块：

给整个系统供电，供电电压和功率的稳定是系统正常工作的最基本保障。

##### ④储气与除湿模块：

在本文设计的系统中给出两种方案：气袋储气与气缸储气，涉及到机械设计和自动化控制的为气缸储气方案。储气模块主要作用是将患者呼出气体引入到气

路系统中，便于后续处理。呼出气体进入气缸前由除湿模块对实验气体进行除湿，现阶段除湿通过填充吸水材料（如二氯化钙）的干燥管来进行。

#### ⑤气泵及电磁阀控制模块：

该模块主要用于提供可调整的流量与气流方向控制。

#### ⑥温度控制模块：

温度控制在本文的系统中涉及到两个模块：富集模块中解吸附过程的恒温加热和预检测温度控制模块。两个模块机械结构不同，但在温度控制方面应用相同的方案。

#### ⑦反应条件监测模块：

对最终进行反应的气体物理条件进行监测，主要监测参数有温度和湿度。在实际应用中，为了达到检测准确的目的，该模块要放置在反应气室中

#### ⑧气体检测模块：

受测气体与卞琳传感器阵列实际接触反应的位置，包括反应气室、平面光源和摄像头三个部分。

#### ⑨通信模块：

上下位机采用串口进行通信，传输命令、状态、参数、检测数据等信号。

结合上一章中介绍的气路结构，整个系统工作流程为：前端储气模块为患者吹出的待测气体提供暂时的存储空间；采气完成后，在气泵和电磁阀的作用下，通过富集循环在常温下完成目标物吸附模块对 VOCs 的吸附；目标物吸附模块为吸附剂的载体，并且可以工作在不同的温度下；当吸附完成后，目标物吸附模块工作于高温（300℃，具体温度根据选用吸附剂的不同而有差异）状态，此处的恒定高温由温控模块获得；此时气路富集循环关闭，改变气泵和电磁阀工作状态，目标物由检测循环的气路中存在的惰性气体带出进入到检测循环，实现目标物浓缩的效果；经由置于检测气室前端的预检测温度控制模块循环到达气体检测模块，目标物与生化传感器芯片充分接触、反应、变色；充分接触反应前后都需要开启平面光源和摄像头，采集反应前后卞琳传感器阵列的图像用于结果分析；一次检测完毕，下一次检测之前，需要对气路进行氮气吹扫；气室中放置温湿度传感器便于监测反应物理条件。

下面分节对各个模块的设计进行详细的说明。

## 3.2 上下位机选型

### 3.2.1 下位机选型

下位机模块接收上位机指令实施相应动作，并上传给上位机底层硬件模块的反馈数据。其中下位机对上位机的指令需要实现的相关功能主要有：

①接收置于气缸中微动开关状态和气压传感器信号，根据上位机的指令控制气缸助力步进电机的转动方向和转速实现气缸储气、放气动作；

②根据上位机的指令控制微型真空泵的转速并且接收其反馈信号同时上传给上位机以确定流量；根据上位机的指令控制微型电磁阀开闭以实现气路方向自动化；

③反应条件检测模块检测待检测气体物理状态，包括温度、湿度等；

④LED 恒流源模块提供合适、稳定的驱动电流，保证发光板的正常工作，并且根据上位机指令实现对发光板工作状态的控制；

⑤温控模块根据 K 型热电偶采集到的实时温度通过调节 PIC 芯片输出 PWM 波的占空比控制加热元件的功率以达到设定温度；

⑥通信模块负责上位机与下位机之间的数据传输。

Microchip 公司的 PIC 系列单片机产品采用了 RISC 结构的嵌入式微控制器，其性能特点和低价位 OTP 技术都体现出该产业的发展趋势。PIC16F877A 是 PIC 系列单片机中功能比较全面的产品，性价比高，其主要优点有<sup>[48]</sup>：开发周期短、高速、睡眠和低功耗模式、自带看门狗定时器（可以用来提高程序运行的可靠性）、宽工作电压（2.2V~5.5V）、强大的 I/O 口驱动能力和彻底的保密性。

一片 PIC16F877A 单片机主要资源有：3 个定时器，2 个 8 位，1 个 16 位；2 个 CCP 模块；一个同步串行接口，SPI 与 IIC；一个通用同步/异步串行通信接口 USART；低功耗睡眠工作模式；8 路 16 位 A/D 转换器；8 级硬件堆栈；8K 字节 Flash 程序存储器，256 字节 EEPROM，368 字节的数据存储器；可自编程及在线编程。

### 3.2.2 上位机选型

上位机是整个系统的控制核心，负责对下位机发送动作指令以及处理下位机上传的信号，同时直接控制一部分底层硬件设备。其主要功能有：

①提供人机交互界面，便于用户使用，是整个系统的上层控制平台；

②协调下位机工作，向下传递底层设备工作参数，处理下位机上传的设备状态信号、传感器测量数据等；

③控制图像传感器（摄像头）工作，采集图像并进行图像处理、显示检测结果和数据库存贮等任务。

本课题组以前所做的肺癌气体检测系统采用的是三星公司的 ARM9（S3C2440）处理器作为 CPU。考虑到图像处理算法的丰富和数据库的完善，为了提高上位机处理能力和以后的软件升级，在本套系统中采用三星公司的 ARM11（S3C6410）作为主控 CPU。

### 3.3 电源模块

电源设计在新产品开发中占据很重要的地位，电源运行正常是产品正常工作的前提和基础。电子产品不但要求信号的完整性，还要求电源的完整性。要求电源精度高、效率高、功耗低、干扰低、小型化、自动化、安全可靠。

#### 3.3.1 电源总体设计

在本系统中所需电源有以下部分：

220V 市电用于加热模块供电

24V 直流电源用于电磁阀、步进电机驱动器的供电

12V 直流电源用于系统散热风扇、微型气泵的供电

5V 直流电源用于 PIC 芯片、温湿度传感器和 LED 驱动芯片 BL8532 供电

5V 直流电源用于 ARM 核心板及其外围设备供电

3.3V 直流电源用于气压传感器供电

小功率稳流电源用于发光二极管供电

整体电源结构如图 3.2 所示：

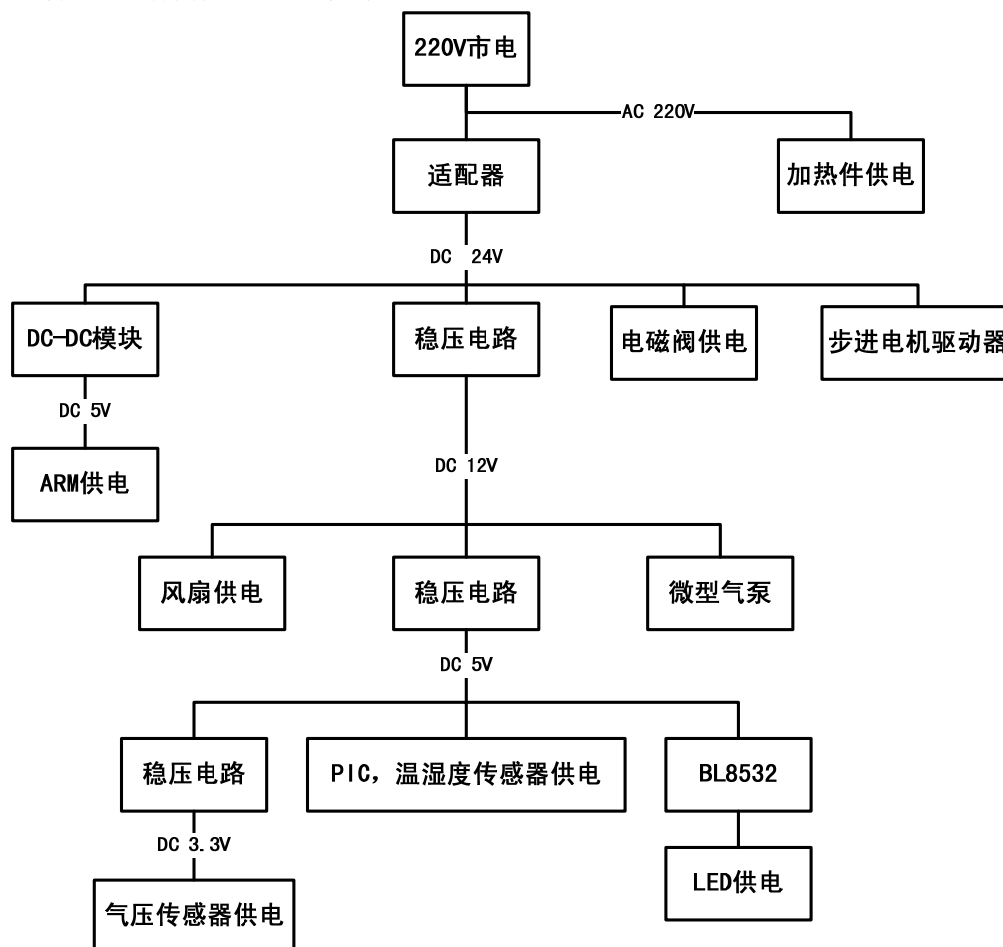


图 3.2 整体电源结构示意图

Fig. 3.2 The overall structure of power supply

在电源设计中主要涉及到 DC-DC 的转换，220V 市电通过电源适配器转换成 24V 直流电源，然后 24V 分成三路：①24V 直流电源通过 DC-DC 模块形成 5V 直流为 ARM 核心板及其控制的外围模块供电；②24V 直流电源负责电磁阀的供电；③24V 直流电源通过开关型稳压集成电路形成 12V 直流，该 12V 直流又分成三路：①12V 直流经过开关型稳压集成电路形成 5V 直流负责 PIC 及温湿度传感器供电，其中气压传感器芯片所需 3.3V 电源集成在该传感器模块；②经过开关型稳压芯片和稳流源芯片形成稳流电源用于发光二极管供电；③12V 直流电源直接用于系统散热风扇供电。

24V 直流电源适配器选取 SDK-0610 型电源适配器，该适配器直流纹波小，工作效率高；工作温度低，使用寿命长；绝缘性能好，抗电强度高；满负荷高温烧机，100%老化测试；有短路保护/过载/过电压保护功能；输入电压范围宽，符合全球使用标准。其主要参数如下：

输入电压：AC100V~240V，50/60HZ

输出电压：DC 24V

输出电流：4A

产品尺寸：133×57×31mm

工作效率：85%-95%

向 ARM 供电的 5VDC-DC 模块选取 TOBSUN12V/24V-5V 车载电源，该模块能将不稳定的 8V-40V 直流电源转变为稳定的 5V 直流电源输出，其具有过压、过流、过温、短路等自动保护功能，并能在恢复正常条件后正常工作。全灌封防水设计，体积小，重量轻，便于安装。其主要参数如下：

输入电压:12V/24V（8V~40V）

输出电压：5V

输出电流：3A

输出功率：15W

转换效率：90%

最大工作温度 80℃

体积：46×32×18mm

重量：60g

开关型稳压芯片选用美国国家半导体公司生产的 1A 集成稳压电路——LM2575 系列电源芯片。LM2575 系列集成稳压电路只须极少外围器件便可构成高效的稳压电路，内部有完善的保护电路，芯片可提供外部控制引脚。是 78XX 系列和 79XX 系列的理想替代产品。

该集成稳压电路有三个系列：LM1575 为军品级产品、LM2575 为标准电压产品、LM2575HV 为高电压输入产品。每一种产品系列均提供 3.3V、5V、12V、15V 及可调（ADJ）等多个电压档次产品。在本系统的电源模块中采用的是标准电压产品，选用输出 5V 和 12V 的集成稳压电路。

LM2575T 系列开关稳压集成电路芯片的主要参数如下<sup>[49]</sup>：

最大输出电流：1A；

最大输入电压：45V；

输出电压：3.3V、5V、12V、ADJ（可调）；

最大稳压误差：4%；

转换效率：75%~88%；

工作温度范围：-40℃~+125℃。

由于 3.3V 电源芯片需要与气压传感器集成到一起，而且仅对传感器芯片供电，对功率要求不高，主要考虑体积因素。选用 HT7133 电源芯片，其 SOT23 封装尺寸仅为 2.9×1.3×1.0mm。HT7133 是采用 COMS 技术的三端口低功耗高电压调整器，允许的输入电压为：正常工作时 24V、最高耐压值 28V。HT7133 输出固定电压值——3.3V，高输出电压精度±3%。

### 3.3.2 电源电路设计

24V 直流转 12V 直流电路图如图 3.3 所示。

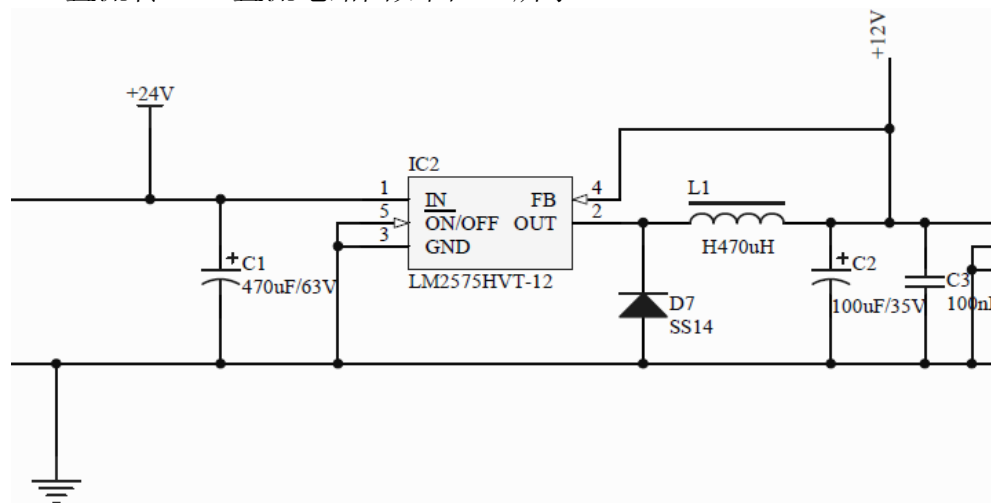


图 3.3 24V-12V 直流电路图

Fig.3.3 24VDC-12VDC schematic diagram

选用 LM2575-12 集成稳压电路构成 12V 直流电源，在该部分电路设计中有以下几点需要注意<sup>[50]</sup>：

①电感的选择：



电路中电感根据输出电压、最大输入电压、最大负载电流等参数进行选择。参照数据手册电感曲线图选取电感值，LM2575-12 的电感曲线图如图 3.4 所示。

在本文的设计中，输入电压为 24V，负载电流要求较大以满足后续电路驱动能力，故选取 H470  $\mu F$  电感值。

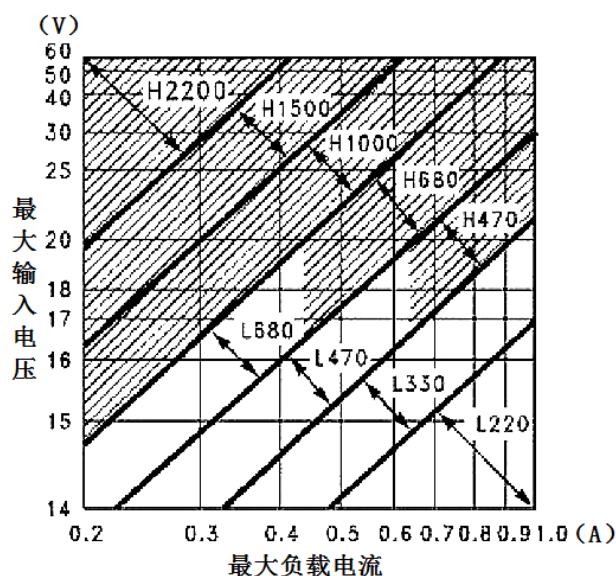


图 3.4 LM2575-12 的电感选型图<sup>[49]</sup>

Fig.3.4 LM2575-12 inductor selection

## ②输入输出电容的选择：

输入电容应大于 47  $\mu F$ ，并尽量靠近电路；输出电容数据手册推荐电容量为 100  $\mu F \sim 470 \mu F$ ，耐压值不能小于额定输出电压值的 1.5~2 倍。对于 12V 额定输出电压，推荐耐压值 35V 的电容。

本文系统，输入电容选取 470  $\mu F$  /63V 电容，输出电容选用 100  $\mu F$  /35V 电容。

## ③二极管的选择：

输出端选用二极管额定电流值不应小于最大负载电流的 1.2 倍，考虑到负载短路的情况，输出二极管的额定电流值要大于 LM2575 的最大电流限制，二极管的反向电压应大于最大输入电压的 1.25 倍。

本文设计中，选用 SS14 肖特基二极管。其最大循环峰值反向电压为 40V，最大平均正向整流电流 1A，单一正向峰值浪涌电流 3A。

对于 12V-5V 电路设计与上述电路类似，该部分总体电路如图 3.5 所示。

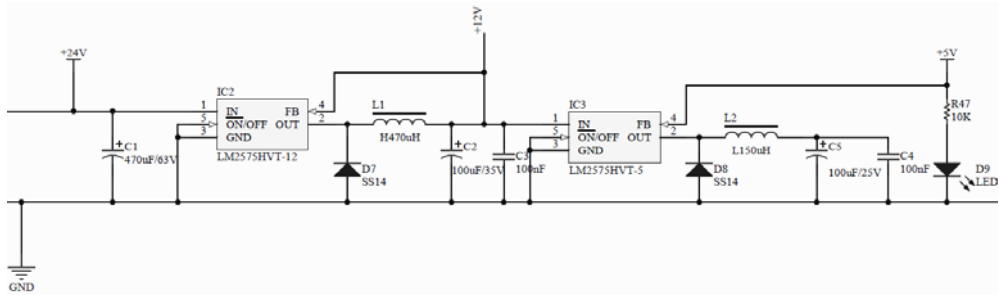


图 3.5 24V-12V-5V 直流电路图

Fig.3.5 24VDC-12VDC-5VDC schematic diagram

为了向发光二极管提供稳定电流源，在获得 5V 稳压电源后应用 BL8532 恒流白光 LED 驱动器构成小功率稳流源。

BL8532 是针对 LED 应用设计的 PFM 控制模式的开关型 DC/DC 升压恒流芯片，通过外接电阻可使输出电流值恒定在 0mA~500mA。BL8532 可以给单个、多个并联或多并两串的 LED 组合提供恒流供电。只需要少数几个外围电子元件就可以提供 0~500mA 的恒定电流输出。芯片内部提供反馈和保护电路以及功率管。该恒流电源电路图如图 3.6 所示，其中 LED-out 端接 26 枚多并两串贴片 LED（如图 3.7 所示），用于提供光源。在该电路中，BL8532 的 IFB 端为电流反馈端，反馈电压根据芯片型号的不同而有所区分（100~400mV）。通过选取连接到反馈端的电阻阻值的大小就可以控制流经每个 LED 的电流大小，从而实现对发光二极管亮度的调整，在电路应用中选用的是 10Ω 电阻，选用芯片反馈电压 200mV，故流过每个 LED 的电流为 20mA。贴片 LED 以 5×5，等间距的排布方式构成平面光源。

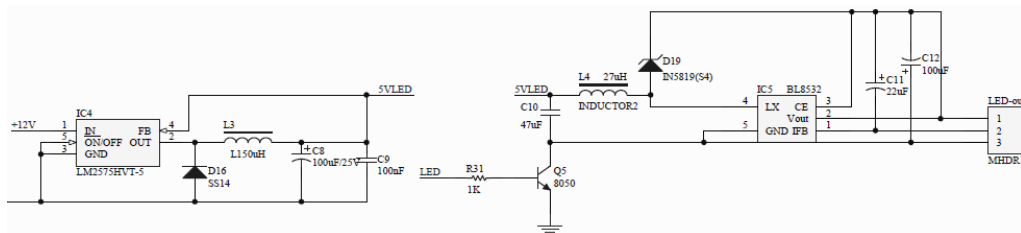


图 3.6 BL8532 直流稳流电源

Fig.3.6 BL8532 D.C. stabilized current supply

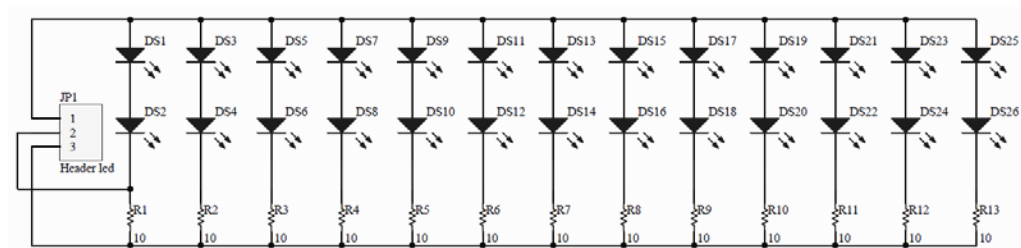


图 3.7 26 枚多并两串结构的贴片 LED

Fig.3.7 26 multiple parallel two LEDs

### 3.4 前端储气气缸

考虑到检测的开始要对受测者呼出的气体进行采集，较简单的方法是采用气袋先采集待检测气体，然后再将气袋接入系统中。然而采用气袋收集受测者呼出气体不但降低了系统的整体性，而且降低了系统的密闭性，容易混入杂质气体从而对敏感度很高的生化传感器造成干扰。综合考虑，在实际可应用的设备中，采用带有活塞、体积可以变化的气缸作为前端储气模块可以很好地解决上述问题。

#### 3.4.1 整体结构设计

气缸主体采用有机玻璃进行加工，储气气缸的结构示意图如图 3.8 所示：

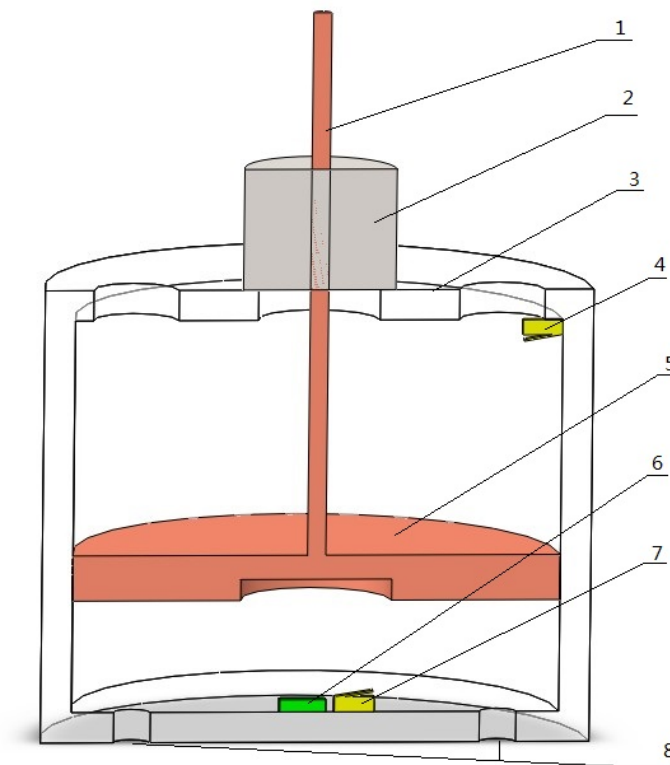


图 3.8 储气气缸结构示意图

Fig.3.8 The gas cylinder structure diagram

在图 3.8 中：1-丝杆；2-贯穿式步进电机；3-有机玻璃缸体；4-微动开关；5-活塞；6-气压传感器；7-微动开关；8-进/出气口。

其中缸底内部要放置气压传感器和检测活塞位置的微动开关，在缸顶内部也要放置检测活塞位置的微动开关。当活塞触碰到微动开关时，微动开关导通，与微动开关相连的单片机 I/O 口检测到低电平，否则该 I/O 口外部电平为高。因为人体呼出气压较小，所以需要设计活塞助力部分，本设计采用贯穿式步进电机。上电后检测缸底微动开关状态，若发现活塞未在缸底则驱动步进电机是活塞复位。

当气压传感器检测到缸内压力升高时，表明向缸内吹进气体，然后通过程序控制步进电机转动，丝杠沿电机轴向运动，从而带动活塞运动，气缸容积增加。气压传感器检测到的压力越大，程序控制步进电机转速越高，保证向其中吹气的顺利。待完成储气功能后，通过程序控制步进电机反向转动，带动活塞反向运动，气缸放气，容积变小直至活塞复位。

### 3.4.2 主要器件选型

目前市场上应用较多的气压传感器有：VTI 的 SCP1000，Bosch 的 BMP085，Freescale 的 MPL115A，瑞士 Intersema 的 MS5540C。比较几种气压传感器，Bosch BMP085 在体积、功耗、气压测量精度、气压测量范围等整体性能比较好。其主要参数如表 3.1：

表 3.1 BMP085 主要参数

Table 3.1 The main parameters of BMP085

	Min	Typ	Max
工作电压 (V)	1.62		3.6
工作温度 (°C)	-40		85
关断电流 ( $\mu\text{A}$ )		0.1	
平均电流 ( $\mu\text{A}$ )		12	
转换时间 (ms)		17	25.5
测气压范围 (hPa)	300		1100
测气压分辨率 (Pa)		1	
测气压精度 (Pa)	-250	100	+250
测温分辨率 (°C)		0.1	
测温精度 (°C)	-2	$\pm 1$	+2
尺寸 (mm)		5×5×1.2	

由表 3.1 可看到 BMP085 测量气压精度为“hPa”级别，人体最大呼气压正常值：健康成人男性为  $(13.2 \pm 2.94)$  kPa，健康成人女性为  $(9.11 \pm 1.96)$  kPa，所以该气压传感器无论在测量精度还是测量范围都可以满足要求，且封装尺寸小，便于安装在气缸内部。该传感器为数字传感器，微控制器与 BMP085 之间采用 IIC 总线进行通信，微控制器程序对于 BMP085 的控制包括读取数据与发送控制命令两类。

步进电机选用 42BYGH 型贯穿步进电机，工作电压 12V，额定电流 1A，该电机为两相四线电机。步进电机的驱动选用 HYQD40-5742 型步进电机驱动器，可实

现正反转控制，通过 3 位拨码开关选择 8 档细分控制(1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128)，通过 3 位拨码开关选择 6 档电流控制 (0.5A, 1A, 1.5A, 1.8A, 2.5A, 3A)。适合驱动 42、57 型两相、四相混合式步进电机，电机驱动效果噪音小、速度高、振动低。HYQD40-5742 型步进电机驱动器要求输入电压范围为 12VDC~30VDC，在此选用 24V 直流作为步进电机驱动器的输入电压。步进电机的电源由驱动器提供，将电机四根引线按驱动器说明进行连接，向步进电机驱动器输入控制信号即可实现控制电机动作的目的。

### 3.4.3 实际设计电路

步进电机的动作和转动速度通过 PIC 单片机向步进电机驱动器输出的矩形波频率变化来控制，步进电机的转动方向由 PIC 单片机 I/O 口向步进电机驱动器方向控制接口输出高低电平控制。该部分电路很简单，不做过多叙述。气压检测部分电路图如图 3.9 所示。

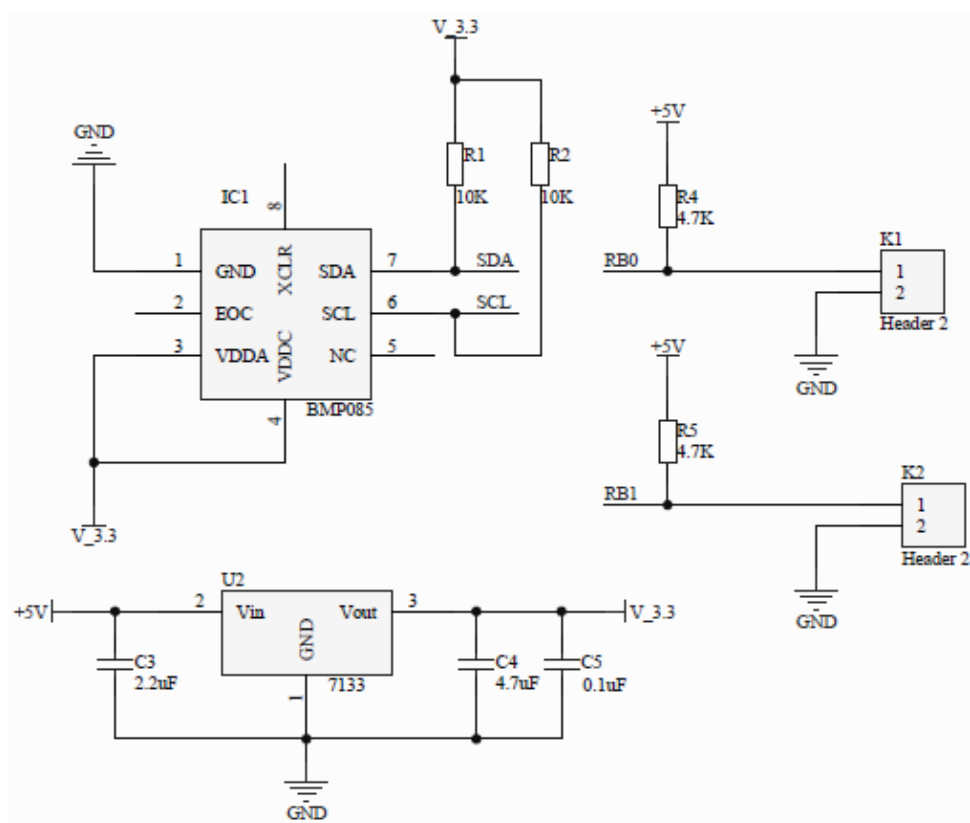


图 3.9 气压检测部分电路图

Fig.3.9 Air pressure test schematic diagram

SDA 端和 SCL 端分别和 PIC16F877A 的 SDA (RC4)、SCL (RC3) 端相连，K1、K2 通过引线与设置在气缸内的两个微动开关连接，RB0、RB1 与单片机的响应端口连接，作为判断活塞位置的状态端口。

由于 BMP083 工作电压范围为 1.62V~3.6V，所以采用 HT7133 电源芯片构成 3.3V 电源。HT7133 输出固定电压值：3.3V，高输出电压精度 $\pm 3\%$ 。

## 3.5 气泵及电磁阀驱动控制

### 3.5.1 气泵的选型与控制

气路在不同的工作状态下要求气体有不同的流速：在目标物吸附阶段，为了使气体尽可能多的通过吸附剂要求气流量大，这样在单位时间内可以增加 VOCs 分子与吸附剂的接触；在解吸附和检测阶段，为了目标有机物分子可以和卟啉传感器阵列充分的接触反应，要求气流平稳缓慢；在氮气吹扫清洁整个气路阶段，为了迅速的将残留物清除，要求气流量大，从而减少工作时间提高检测效率（气路对气泵流量要求在 300-1000ml/min 连续可调）。这些可变化的流量都是由气泵提供的。气泵作为整个气路的动力，要求流量稳定可调，在长时间工作时稳定可靠，体积小、便于安装，具有较长的使用寿命。考虑到整个气路中存在很多加热的位置，气路中的气体温度比较高，气泵还应该有一定的耐高温能力。由于是人体呼出的气体，其中水蒸气含量较高，所用气泵在富含水气的介质通过时要求仍然可以正常工作。为了获得稳定可调的流量，考虑到设备的稳定性和出现故障后维修的方便，气泵选取成都成为新科技有限公司生产的“高温介质型进口完整版微型真空泵”，具体型号为 FML201.5。

该气泵有以下特点：

- ①长寿命：使用进口无刷电机，提高泵的使用寿命。
- ②可调流量：提供“PWM 调速、电机反馈”等信号线，通过调整输入到气泵的矩形波驱动信号的占空比来调节气泵的泵气量，反馈信号线提供电机转速反馈（电机每转一圈反馈 6 个脉冲）。应用气泵的控制-反馈功能可以实现气泵的闭环控制，达到精确的流量调节，大大简化了气路设计。
- ③低干扰：采用无刷电机，避免有刷电机产生的杂波污染电源、干扰电子元件正常响应。应用该特点，方便了于气泵位置安装的选取。
- ④出现过热或过载情况时，可以进行自我保护自动停机。
- ⑤允许通过气泵的介质富含水汽，其中高温介质型气泵可耐受介质温度 0~100℃。在本系统中，有多个加热模块，气泵对于介质的高耐受性可以保障系统的正常工作。
- ⑥可长期连续运转，噪音低，重量轻（约 100g），体积小（48.5×33×56mm）。
- ⑦排气口提供正压、抽气口提供负压，为抽打气两用泵。在本套系统中，由于采用循环的气路设计，要求气泵可以实现抽气和打气的双重功能，将自身置于循环系统中。

⑧抽、排气端都可带大负载，甚至堵死，皆属于正常工作。

⑨无油无污染、免维护。

其主要参数如表 3.2 所示：

表 3.2 FML201.5 气泵主要参数

Table 3.2 The main parameters of pump FML201.5								
型号	电压 (V)	负载电 流 (mA)	功率 (W)	流量 (L/min)		真空度 (绝对 压力) (KPa)	负压 (相对 压力) (KPa)	最大正压 (相对压 力) (KPa)
				峰值 流量	平均 流量			
FML201.5	12	<120	<1.44	1.5	1.1	80	-20	20
		对比：标准大气压				101	0	0

气泵共有五根不同颜色引线，各条线的连接方式和功能如表 3.3 所示。

表 3.3 FML201.5 气泵接线连接

Table 3.3 The wire connections of pump FML201.5			
引线颜色	功能	动作电平	其它说明
黑线	电源线，负极		
红线	电源线，正极， +12V(±10%)		
黄线	FG 反馈信号(电机转速 反馈信号，脉冲信号)，电 机每转一周输出 6 个脉冲	低电平(Max): 0.6V， FG 信号的最大额定电 流为 3mA	电机内部为漏极开路状态， 因此需要在外部进行拉升。 电压 5V，电阻 4.7 kΩ
白线	脉宽调速(PWM)	0V≤启动≤0.8V 2V≤停止≤5V PWM 输入频率推荐： 15KHz~25KHz	
橙线	控制电机启动、停止	2V≤停止≤5V 0V≤启动≤0.8V	

由表 3.3 可以看到，对气泵的工作状态主要由三根线控制，黄线、白线、橙线。气泵的泵气量通过 PIC 输出 PWM 波进行控制，调节 PWM 占空比可以实现对气泵的流量调节。该功能的实现要求 PIC 单片机 CCP 模块工作在 PWM 模式。为了实现流量的闭环控制，还需监测气泵反馈信号返回的电机转速脉冲信号。该功能的实现要求 PIC 单片机 CCP 模块工作在捕捉模式。刚好一片 PIC16F877A 有两个 CCP 模块，通过两个 CCP 模块可以实现对气泵的闭环控制。此外，还需在实际测试中建立气泵流量——输入 PWM 占空比——反馈信号频率的关系，从而完成对气泵流量可调功能的实现。气泵工作开始与停止则由 PIC 的一个 I/O 口输出高低电平来控制。

由于采用自身带有脉宽调制功能的气泵，该部分电路比较简单，如图 3.10 所示。

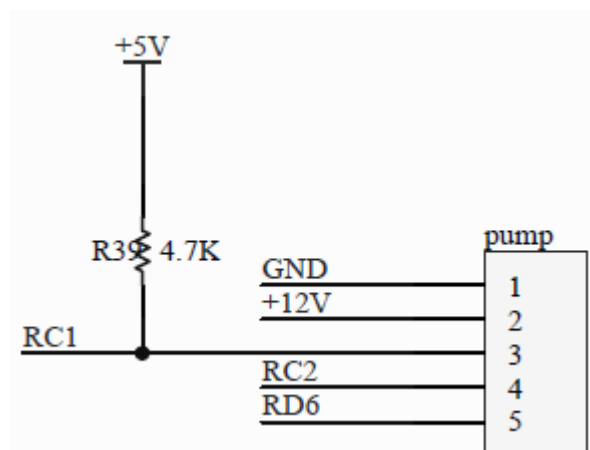


图 3.10 气泵控制电路

Fig.3.10 Pump control schematic diagram

其中 1、2、3、4、5 分别对应气泵的黑、红、黄、白、橙五色线。“RC1”与 PIC 单片机的 RC1 口相连，该口为 CCP2 模块，工作在捕捉模式，实现对气泵反馈信号的读取；“RC2”与 PIC 单片机的 RC2 口相连，该口为 CCP1 模块，工作在 PWM 模式，输出占空比可调的矩形波实现对气泵转速的调节；“RD6”与 PIC 的 RD6 口连接，该端口设为普通输出端口，通过输出高（1）低（0）电平实现对气泵开启和停止的控制。

### 3.5.2 电磁阀选型及驱动控制

气泵为气流的动力源，为了实现气流方向的控制需要用到电磁阀。考虑到气路气体量比较少，电磁阀体积不宜过大，此外还需考虑电磁阀功率和供电问题。常见的电磁阀供电电压有 220V 交流、24V 直流、12V 直流、5V 直流。



电磁阀结构示意图如图 3.11 所示。电磁阀的工作原理为：当电磁线圈中没有电流时没有磁场存在，电枢仅受弹簧向下的推力，活动中心杆和活塞锥与电枢共轴连接在一起，在电枢的带动下活塞锥嵌入锥座，这种状态下电磁阀进口和出口之间的通路被活塞锥阻断；当电磁线圈中有电流通过时产生磁场，电枢收到的向上电磁力大于弹簧的向下的弹力，活塞锥在电枢的带动下离开锥座，这种状态下电磁阀进口和出口之间的通路联通。

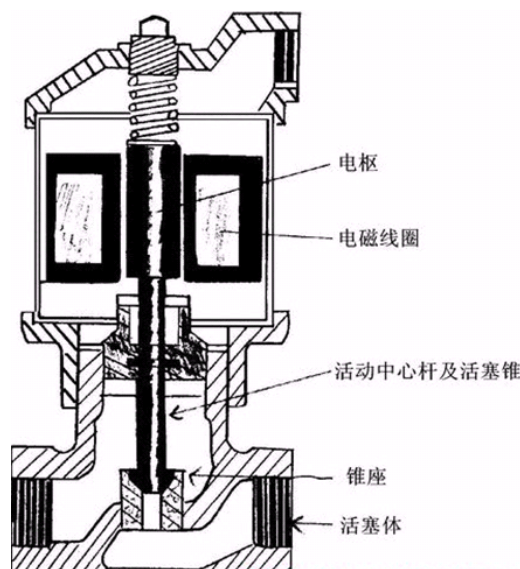


图 3.11 电磁阀结构示意图

Fig.3.11 The solenoid valve structure diagram

在不同类型供电的电磁阀中，交流电磁阀有一个很大的缺点。如果交流电磁阀活塞锥卡在关闭或半关闭的位置，上电后电枢无法进入线圈中心。此时，线圈的电感始终很低（铁材与空气介磁系数相差上千倍），线圈的感抗也就很低，在供电 220VAC 的情况下会有一股很大的电流通过线圈，因过热而烧毁电磁线圈。而且采用交流供电，由于电压方向的不停变化，电磁阀会出现蜂鸣噪声。此外，采用交流电磁阀，在设备的安装和调试时亦存在触电的危险，所以在医用设备中一般不采用交流电磁阀。

对于直流电磁阀的选择，在功率相当的情况下，额定电压越高其工作电流越小，则通过供电导线的电流小。一般情况下电磁阀的工作位置和其控制端距离都比较远，导线中电流越小工作状态下在导线上的损耗功率就越小。考虑到设备的功耗和节能，采用 24V 直流电磁阀是最好的选择。同时直流 24V 也是安全电压，保证了安装调试和使用过程中的人员安全。

通过上文的介绍，最终得到的电磁阀驱动电路如图 3.12 所示。

沿时间 24ns，漏源极电压最大 100V、连续漏电流 23A、漏源极导通电阻 77mΩ。从以上的主要参数得知，IRF540 是可以满足作为电磁阀驱动电路高速开关的要求的。考虑到电磁阀产生电磁吸力元件为电磁线圈，关断瞬间会产生较大的反向电压，在电磁阀正负极反向设置二极管和用于消耗电流的功率电阻，功率电阻选用 100Ω/10W 的水泥电阻。

### 3.6 温度控制模块

在本文构建的系统中，存在两个温度控制模块，一个是目标物富集模块，另一个是预检测温度控制模块。目标物富集模块温度控制主要发生在检测目标物解吸附过程中，吸附剂在常温状态下对 VOCs 进行特异性吸附，在高温（300 摄氏度左右）状态下发生解吸附，此部分的温度控制主要作用是给吸附剂加热。在经过浓缩后的气体进入反应气室之前，要对气体进行温度标准化，检测实验发现在 60 摄氏度时气体与卟啉传感器阵列芯片反应情况较理想，所以要将检测前气体温度控制在 60 摄氏度左右。

其实可以通过控制富集模块解吸附时的温度达到控制检测气体到达气室时的温度，但是由于富集模块与气室距离较大，中间有气泵、电磁阀、气道管路等设备，最终达到的气室温度容易受到环境影响（如季节不同室温的不同）。气泵（高温介质型）正常工作的介质温度为 100℃ 以下，为了保证其正常工作，在目标物富集模块与气泵之间增加一段螺旋状的细紫铜管（该铜管壁厚 1mm，内径 2mm，外径 4mm，可以与气道采用的外径 6mm 内径 4mm 硅胶管很好地契合；铜管长度 1m，对气道容积增加仅仅 3.14ml）并且在装配设备时由机箱外壳上的风扇向其送风，加速散热。综合以上两点考虑，需要在紧挨着反应气室的部位设置恒温模块。

#### 3.6.1 温控模块机械设计

目标物富集模块机械设计在第二章中已有简单地叙述，在此主要介绍预检测温控控制模块的机械结构设计。该部分要求温度不高，但作为检测循环中的一部分，需要减小体积从而保证浓缩后的气体浓度。为了达到温控的目的，在进入检测气室前设置一段紫铜管，在铜管外围营造恒温环境。铜管内径很小（4mm），与系统所用硅胶管的内径相当，长度 100mm，减少了检测循环气路容积。在铜管外围设置螺旋形的加热元件，加热元件与 K 型热电偶感温线集成到一体，可以准确控制加热元件功率输出。加热元件外包裹保温材料，并有钢皮做的外套包裹，实现了保温和便于安装的效果。该部分机械结构设计示意图如图 3.13 所示，最终加工完成的实物如图 3.14 所示。

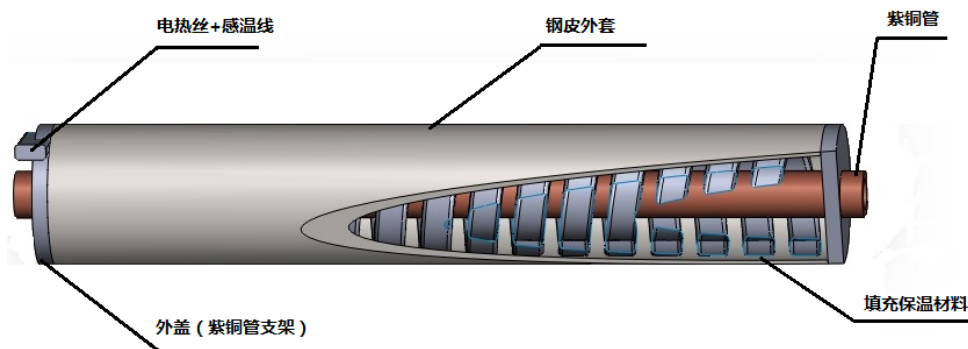


图 3.13 预检测温控结构图

Fig.3.13 Thermostat before test structure diagram



图 3.14 预检测温控模块实物图

Fig.3.14 Picture of real product of thermostat before test

### 3.6.2 温控模块控制电路设计

温控主要过程有温度检测和加热功率控制，前文提到的目标物富集模块与预检测温度控制模块在控制电路的设计上是一致的。考虑到体积、应用普遍性、量程等因素，采用 K 型热电偶作为感温元件。

目标物富集模块选取棒状 K 型热电偶，将感温头伸到加热空腔内部测量空腔温度，保证了空腔内的温度监测。在预检测温度控制模块中，加热温度低、加热气量少，而且铜管内径较小不变布置感温元件。所以采用 K 型感温线，与加热丝集成到一起，测量加热元件的温度达到温度检测的效果。K 型热电偶因其线性度好、价格便宜、测量范围宽而得到广泛的使用；但它往往需要冷端补偿，且电路较复杂，调试麻烦<sup>[51]</sup>。应用 MAXIM 公司的 K 型热电偶串行模数转换器—MAX6675 可以极大的简化 K 型热电偶的外围电路。MAX6675 自带冷端补偿、线性校正、段偶检测等功能，免去大部分外围电路和复杂的调试过程，在应用中可以将 K 型热电偶由于检测端与冷端温度不同获得的模拟信号(电势)转换成与之对应的 12bit 数字量。应用 MAX6675 于 K 型热电偶的搭配，温度分辨率可以达到 0.25 °C，冷

端补偿 20~+80 °C。该芯片工作电压范围为 3.0~5.5V 直流，采用 SO -8 封装，芯片体积小、模数转换后的温度数据读取程序简单、工作稳定性高。

在本文的设计中，采用 MAX6675 作为 K 型热电偶的模数转换器。该芯片集成了 K 型热电偶所需的大部分电路，可以大大简化控制电路设计，只需极少的元件就可构成 K 型热电偶的驱动电路，提高了系统的稳定性和可靠性。MAX6675 芯片引脚如图 3.15 所示，其中，T-：热电偶负极；T+：热电偶正极；SCK：串行时钟输入；SO：串行数据输出。



图 3.15 MAX6675 芯片引脚图

Fig. 3.15 MAX6675 pin diagram

MAX6675 内部主要功能电路有：热电偶信号放大电路、冷端补偿电路、数字控制电路和模数转换电路。完成模数转换后的温度数据通过 3 线串口由 MCU 进行读取。

在本文的硬件电路设计中，采用 PIC16F877A 的三个 I/O 口模拟 SPI 串行通信。在此，之所以采用“三 I/O 口”模拟“SPI 通信”而不直接利用 PIC16F877A 芯片的 MSSP 模块是因为温控芯片负责富集温控和预检测温控两部分。两路温控过程应用独立的温度检测电路与端口可以各自对两个模块进行温度检测，提高控制程序的灵活性。在下文的叙述中，为了方便仅对一路温度控制进行详细说明。

在设计 MAX6675 的应用电路时，有两点需要注意：

①冷端温度由芯片本身进行检测，为了增加冷端温度补偿的准确，MAX6675 电路板需要尽量增大地线。

②K 型热电偶的温差电势信号很小，需要进行防噪声处理防止信号淹没。一个简单地防噪处理就是在芯片的电源线与地线之间接入滤波电容。

最终得到的 MAX6675 应用电路如图 3.16 所示，仅需两个电容就可以实现对 K 型热电偶温度信号的精确读取。

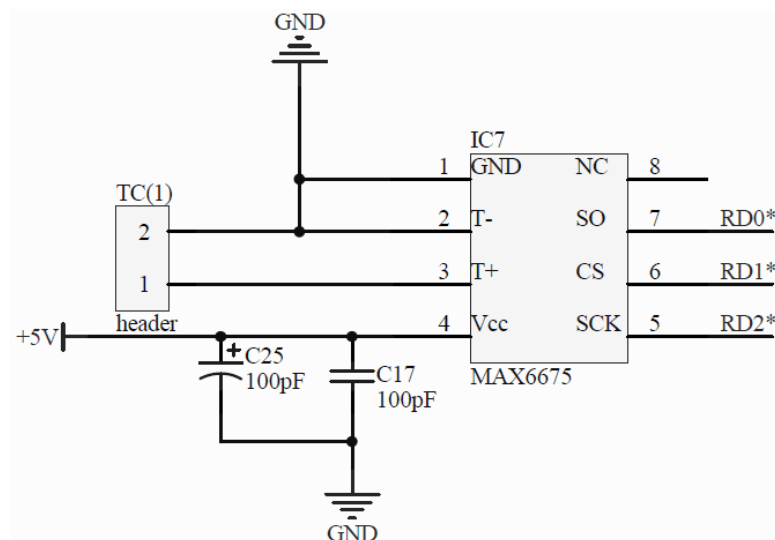


图 3.16 MAX6675 应用电路图

Fig.3.16 MAX6675 schematic diagram

监测到实时温度后需要根据反馈到的温度值进行加热功率控制。本文采用固态继电器作为加热控制器件，用 PIC 单片机 CCP 模块进行 PWM 输出。一片 PIC16F877A 有两个 CCP 模块，两个 CCP 模块可以同时工作在 PWM 模式下，输出相同频率不同占空比的方波（具体介绍参见第四章）。PWM 占空比对应固态继电器通断时间比，而固态继电器通断时间比就是加热元件通断电的时间比。PWM 占空比由 PIC 单片机根据采集到的实时温度和目标温度按照 PID 算法进行计算，最终达到对加热元件进行精确功率控制的目的。整个温度控制系统的组成框图如图 3.17 所示。

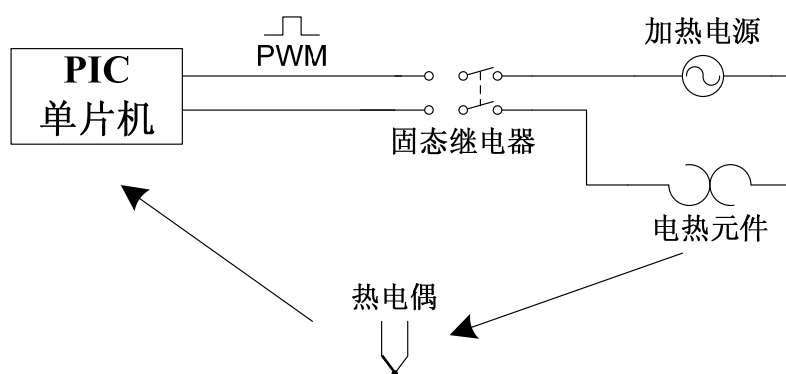


图 3.17 温度控制系统构成图

Fig.3.17 Structure of temperature control system

在选用固态继电器时要注意对继电器负载电流的选择：当负载为阻性负载时，固态继电器的标称电流需要为负载实际工作电流的 2-2.5 倍；当负载为容性负载时，固态继电器的标称电流需要为负载实际工作电流的 6 倍；当负载为感性负载时，固态继电器的标称电流需要为负载实际工作电流的 8 倍。在本文的加热系统中，目标物富集模块加热元件为两根 150W 的电热棒，预检测温度控制模块加热丝功率为 300W，所以两个加热系统加热满功率均为 300W。计算得加热满功率是电流大小为 1.4A，负载为阻性负载，计算得到需要固态继电器的标称电流要不小于 2.8A。实际应用中发现在目标物富集模块采用两根加热棒加热吸附剂到 300 摄氏度需要时间较长，为了便于在应用中根据实际情况需要增大加热功率，选用额定工作电流 5A 的固态继电器。固态继电器通断时间一般在 10ms 左右，所以其工作频率应该在 100Hz 以下，为了降低 PWM 的频率，温控 PIC 芯片采用 1M 晶振（采用 4M 晶振 PWM 最低频率在 200Hz 以上，采用 1M 晶振 PWM 最小频率可降低至 60Hz 左右）。

考虑到体积问题（固态继电器最终要集成到 PIC 单片机核心控制板中），固态继电器选用上海能工电子有限公司生产的线路板固态继电器，型号为：SSR-5DA-P，其主要参数如表 3.4 所示。

表 3.4 固态继电器主要参数表

Table 3.4 The main parameters of solid state relay	
项目	数值
输入电压（VDC）	3~32
最小输入电流（mA）	5
最小可靠关断电压（VDC）	0.8
输出电压（VAC）	24~240
额定工作电流（A）	5
最小导通电流（mA）	50
工作温度（℃）	-35~75
外形尺寸（长×宽×高（mm））	39×23×13

所选用的固态继电器输入信号与 TTL 电平兼容，输入电流 5mA 以上即可驱动其工作，可以直接用单片机 I/O 口驱动。为了减小单片机功耗，确保动作正确，采用达灵顿驱动器 ULN2003，ULN2003 输入电流仅需 0.93mA。温控模块加热功率控制电路如图 3.18 所示。



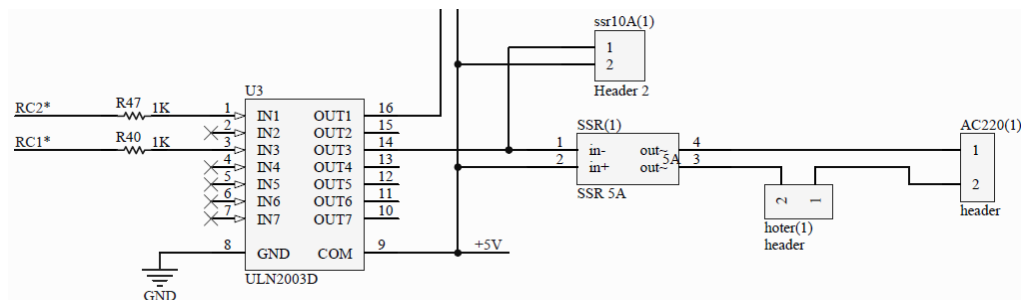


图 3.18 加热功率控制电路图

Fig.3.18 Heating control system schematic diagram

RC1\*与 PIC 的 CCP2 模块连接，CCP 模块工作在 PWM 模式下，由电路图可以看到，该电路工作方式为反相驱动。“AC220(1)”接头与加热电源连接，“hoter(1)”接头与加热元件连接。考虑到以后设备加热功率的增加，而大电流的固态继电器没有可以焊接在 PCB 板上的，所以引出“ssr10A(1)”接头作为扩展口，在本文的系统中并没有实际功用。

### 3.7 反应条件监测模块

叶琳生化传感器阵列检测肺癌 VOCs 的过程，本质上来说是化学反应。反应温度对检测速度和检测结果均有影响，所以需要对反应的温度进行控制。气路系统中各个部分温度不同，易造成水蒸气结露，一旦在生化传感器部位出现结露，不但对采集到的图像信息有干扰，甚至会阻挡摄像头的顺利成像，所以需要对反应气体进行湿度检测，通过控制反应气体温湿度保证检测过程顺利、高效、一致的进行。

待检测气体与叶琳传感器阵列接触并进行反应的地点为反应气室，为了准确的检测反应条件需要在气室中设置温度传感器和湿度传感器。气室中设置的温度传感器可以检测反应温度，当反应温度不合适时通过调节预检测温度控制模块中目标温度进行调整。气室中设置的湿度传感器可以检测反应气体的湿度，通过露点计算可以得到露点温度。当达到结露条件时应该通过控制反应温度或除湿保证不结露，在实际应用中，吸附循环已经将受测者呼出气体中大部分水蒸气去除，所以在检测循环主要进行的是湿度检测，查看吸附循环的除湿效果，当除湿效果不明显时要对除湿模块进行调整，或者增加吸附循环的循环时间保证除湿完全。

从前文中可以知道，反应气室很小，在气室中设置温、湿度传感器的同时要保证传感器不影响气流平稳顺畅，所以对温度传感器与湿度传感器最大的要求就是体积小。



本文设计中，采用 SHT 系列温湿度传感器。该系列传感器体积小、功能丰富，其中 SHT1X 系列温湿度传感器长×宽为 7.47×4.93mm，厚度 2.5mm。该传感器含已校准数字信号输出，包含一个电容式聚合体测湿元件和一个能隙式测温元件，敏感元件与 14 位的 ADC 和串行通信接口电路集成于同一个芯片，在保证质量的同时降低了造价。具有品质好、响应快、抗干扰、性价比高等优点。该系列传感器上还集成了加热元件，当检测环境湿度较大出现结露情况时可以升高传感器自身温度 5~15℃。该系列传感器还具有低功耗的特点，传感器在典型工作电压 5V 时，测量状态下工作电流 550  $\mu$ A，休眠状态下工作电流 0.3  $\mu$ A，平均工作电流仅 28  $\mu$ A。

本文系统中采用的 SHT11 数字温湿度传感器，经过实际测试，无论在体积、功耗还是功能方面都可以很好地达到课题要求。

SHT 系列温湿度传感器主要性能参数如表 3.5、表 3.6 所示<sup>[52]</sup>。其中精度标示为最大误差，该系列传感器在不同的测量范围内精度有所差距，具体参见传感器数据手册。

表 3.5 SHT 温湿度传感器湿度测量性能参数

Table 3.5 The main parameters of STH humidity-testing					
参数	条件	Min	Typ	Max	单位
分辨率		0.5	0.03	0.03	%RH
重复性			±0.1		%RH
精度			±5%以内		
量程范围		0		100	%RH
响应时间	1/e(63%)25℃, 1m/s 空气	6	8	10	S
迟滞			±1		%RH

表 3.6 SHT 温湿度传感器温度测量性能参数

Table 3.6 The main parameters of STH temperature-testing					
参数	条件	Min	Typ	Max	单位
分辨率		0.04	0.01	0.01	℃
重复性			±0.1		℃
精度			±3℃以内		
量程范围		-40		123.8	℃
响应时间	1/e (63%)	5		30	S

SHT 系列传感器有用的引脚只有四个，分别为，“GND”，接地端；“DATA”，串行数据端，工作时进行双向数据传输；“SCK”，串行时钟端，输入；“VDD”，

供电端，要求输入电压范围 2.4~5.5VDC。外围硬件只需一个上拉电阻和一个去耦电容，下面对此进行详细的说明。

电源引脚：SHT 的供电电压为 2.4~5.5V。传感器上电后，会进入休眠状态，所以需要等待 11ms，之后再对传感器进行指令发送和其他操作。电源正负极引脚之间设置一个用于去耦滤波的 100nF 陶瓷电容。

串行接口：SHT 的串行接口优化了传感器信号的读取及电源功耗，但与 IIC 接口并不兼容。串行时钟输入（SCK）用于 MCU 与 SHT 之间的通讯同步，不存在最小 SCK 频率。串行数据（DATA）端用于 MCU 对 SHT 的指令发送和温湿度测量数据读取，需要一个外部的上拉电阻（一般选用阻值 10kΩ）将信号提拉至高电平。

传感器与 PIC 单片机的连接电路如图 3.19 所示。

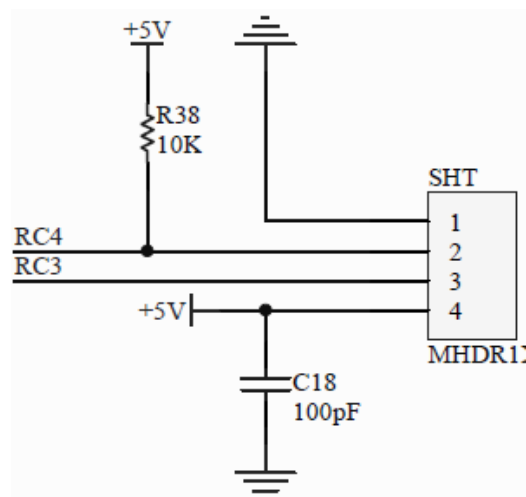


图 3.19 SHT 电路连接图

Fig.3.19 SHT schematic diagram

“STH”接口 1、2、3、4 分别于 STH 传感器芯片的 GND、DATA、SCK 和 VDD 端通过引线相连。RC4、RC3 与单片机的对应端口相连，PIC 单片机 RC3 口发送时钟脉冲，RC4 口发送/接收控制和数据信号。在传感器应用时有以下几点需要注意：

①在连接传感器引脚时区分使用引脚和非使用引脚。

②SHT 温湿度传感器精度比较高，对焊接温度何焊接时间要求比较高，否则会对传感器内部元件造成损伤。手动焊接时，在恒温电烙铁温度设置为 350 摄氏度的条件下，接触时间不能超过 5s。在焊接完成后，如若出现测量偏差比较大的情况需要将传感器放置于温度 20~30℃、湿度大于 74%的环境中。将 SHT1X 系

列传感器在上述环境中保持 48 小时以上, SHT7X 系列传感器保持 24 小时以上(进行重新水合)。

③在实际应用中 SCK 的频率范围建议在 10KHz, 如果 MCU 选用晶振较高, 需要在控制程序中增加延时语句以调整时序。SCK 没有最低频率限制。

④SHT 温湿度传感器在进水的情况下不会损坏, 但水滴的作用会影响测量准确。若测量过程中发生凝结露, 可开启传感器内部的加热元件使传感器温度提高, 保持传感器表面干燥, 测量数值恢复正常后便可关断加热元件。

### 3.8 上下位机通信模块

在本文的系统中, 由于要对很多外围设备进行控制, 同时图像处理又需要大量的运算, 所以采用上、下位机的设计方案。其中, PIC 单片机作为下位机进行执行控制和数据采集, ARM 作为上位机执行发送命令、实时检测、动态显示、图像采集、数据存储、图像处理等工作。因此, 上下位机之间的通信至关重要。而串行口具有连接简单、使用灵活方便、数据传递可靠等优点<sup>[52]</sup>。

从前面的叙述中, 前端气缸储气模块具有较高的独立性, 不需要与上位机进行过多的通信, 该模块进行相对独立的设计。气泵的控制要占用两个 CCP 模块, 富集模块温度控制也需要用到 CCP 模块, 所以必须采用“双 PIC”的下位机设计。考虑到气泵与电磁阀的工作相关性很大, 所以将气泵与电磁阀控制、反应条件监测等模块用一片 PIC 芯片进行控制。富集模块温控过程和预检测温控过程采用另一片 PIC 芯片进行控制, 刚好占用了一片芯片的两个 CCP 模块。“双 PIC”的设计丰富了下位机控制能力, 而且为后期系统的功能扩展和丰富提供了余地。选用的上位机开发板设置有三个独立的异步串行输入输出口, 在上位机发送和接收数据时, 通过对串口的选择可以很方便的与多个下位机进行通信, 协调多个下位机之间的工作。

PIC 单片机与上位机 ARM 间通过 RS232 串口实现点对点数据传送, 只需信号接收端(RXD)、信号发送端(TXD) 和地线三根引线即可实现上下位机之间的串口通信。ARM 的串口出来的是 RS232 电平, IEEE 对 RS232 串行通信的电气特性、逻辑电平和各种信号线功能都做了标准化规定。RS232 是负逻辑电平, 以+15~+3 V 为逻辑 0, -15~-3 V 为逻辑 1。PIC 单片机芯片是 TTL 电平, 它是正逻辑电平, 以+5V 为逻辑 1, 0 V 为逻辑 0<sup>[53]</sup>。若要二者顺利的完成数据交换工作, 需要有一个可以进行电平转换的接口电路。在此, 采用由 MAXIM 公司生产, 包含两路收发和电荷泵升压电路的集成电平转换芯片 MAX232 进行电平转换工作。

MAX232 引脚主要分为五个部分:

①外接电容：需 5 个外接电容进行电压匹配和电源去耦（在系统电源设计中 +5V 与地面之间已经设置了去耦电容，故下下文的电路图中仅画出四个电容）。

②TTL 的输出：两路 TTL 电平的输出引脚。

③TTL 的输入：两路 TTL 点评的输入引脚。

④RS-232 的输入：两路 RS-232 电平的输入引脚。

⑤RS-232 的输出：两路 RS-232 电平的输出引脚。

在 MAX232 芯片内部，自动的实现了 TTL 电平和 RS-232 电平的双向转换，自动的调节了单片机的 TTL 电平和计算机的 RS-232 电平之间的匹配问题。

本文系统中，实现微控制器和嵌入式主机串口通信的电路原理图如图 3.20 所示。

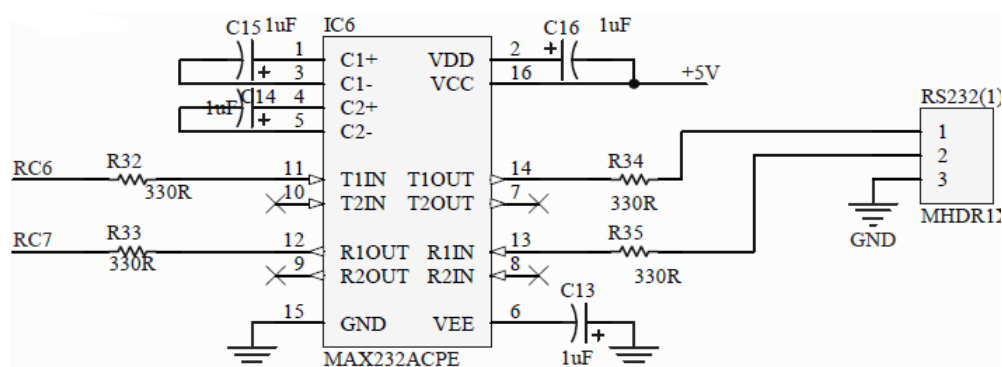


图 3.20 串口通信的电路原理图

Fig.3.20 Serial communication schematic diagram

RC6、RC7 接口分别对应 PIC 单片机的信号发送端(TX) 和信号接收端(RX)，RS232 插座 1、2、3 脚分别与串口接头 2、3、5 脚相连，接到 ARM 开发板上的预留串口上即可实现上下位机的通信。本系统中采用两块 PIC 的设计方案，选用的广州友善之臂 Tiny6410SDK 开发板由 ARM 核心板引出了 UART0、1、2、3 四个串口，其中 UART1 为五线功能，其他均为三线串口。足够满足与两片 PIC16F877A 单片机进行通信，而两片 PIC16F877A 单片机的协调工作则由上位机进行统一的程序控制。一片 MAX232 包含两路电平转换，故两片 PIC 可以应用一个 MAX232 实现电平转换。在设计初期，为了调试方便，仍采用两片 MAX232 的设置。

### 3.9 本章小节

考虑到气缸储气模块具有较强的独立性，在设计 PCB 电路板时将电源模块、LED 恒流源模块、气泵及电磁阀控制模块、温控模块、温湿度监测模块、通信模块以及 PIC 单片机外围电路集成到一块板子上。下位机核心控制板如图 3.21 所示：



图 3.21 下位机核心控制板

Fig.3.21 PCB of slave computer

图 3.21 所示中：I 为气路控制与监测 PIC 芯片；II 为温度控制 PIC 芯片；①电源模块；②LED 恒流源；③固态继电器；④PIC 复位电路；⑤SHT 温湿度传感器接口；⑥微型气泵接口；⑦ I 号单片机 MAX232 串口通信模块；⑧电磁阀驱动电路（四路）；⑨ II 号单片机 MAX232 串口通信模块；⑩K 型热电偶串行模数转换器 MAX6675 及其外围硬件电路。在图 3.21 中仅展示出一路温控电路，实际 II 号 PIC 负责两路温控。MAX232 电平转换芯片有两路独立的电平输入输出，图 3.21 中的两路串口通信其实可以合并到一起，在实验阶段为了便于调试分成了独立的两个串口通信模块。

本章根据第二章中设计的气路系统，分析各个模块功能需求，分别对各模块进行设计。在设计时，以简单可靠为中心设计思想。分别从模块功能分析、主要器件选型、所用元器件设备主要性能特点、外围控制电路、机械结构加工、设计的细节要点和核心控制芯片与外围设备的通信方式几个角度详细的叙述了肺癌气体检测气路系统各个部分的结构与功能。搭建了一整套以目标物浓缩为核心目的、以检测气体标准化为主要功能的肺癌呼出气体检测气路系统。

## 4 控制软件程序设计

### 4.1 系统总体软件设计

软件控制分成四部分：气缸控制；气泵、电磁阀、温湿度传感器等气路控制；富集模块恒温控制；预检测温度控制。气路控制与两个温度控制需与上位机通信，由上位机协调二者工作。气缸控制较独立，联系较紧密的是气路控制和温度控制。温度控制程序在下文有详细说明，反映整个气路系统工作流程的是第三章章后小节提到的“Ⅰ号”PIC 芯片中的主程序，该部分程序结构如图 4.1 所示。

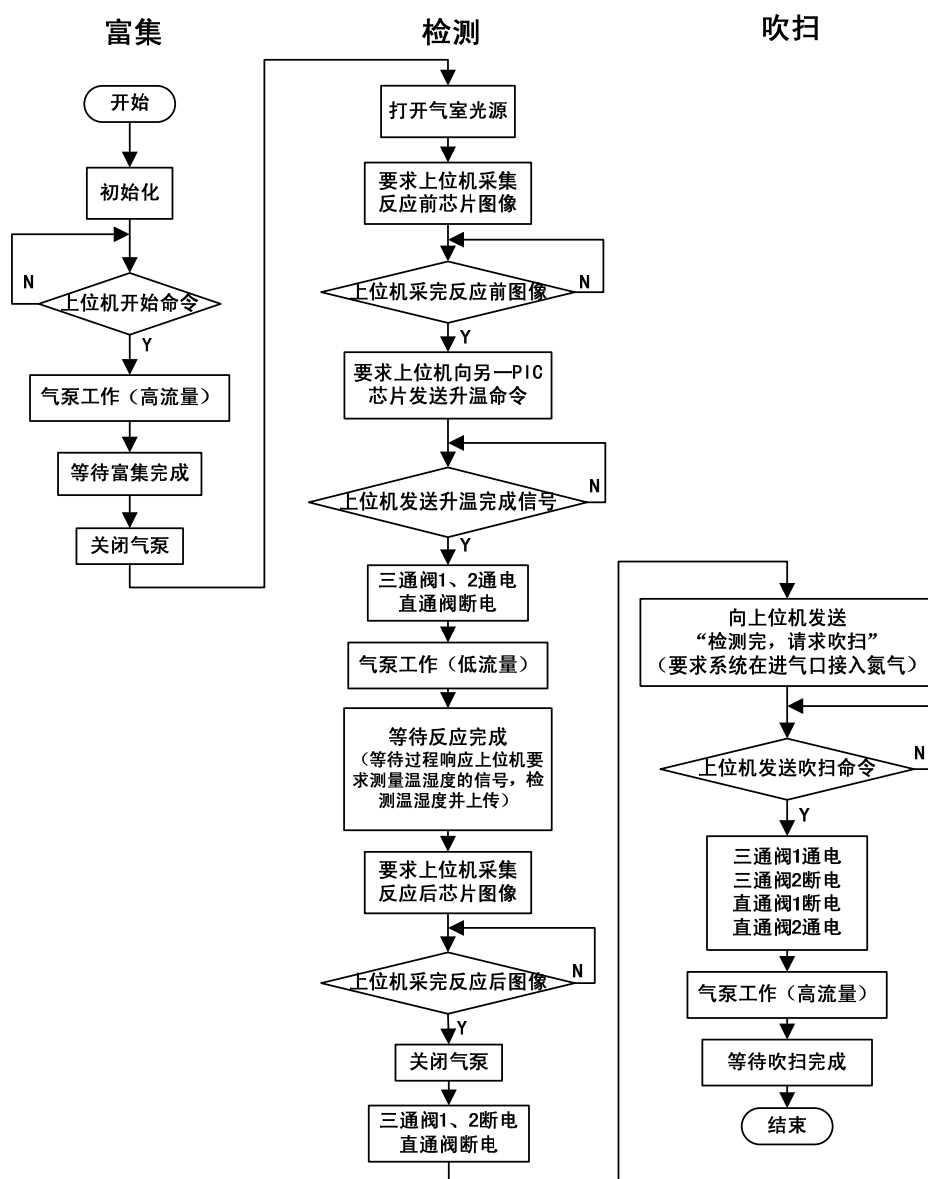


图 4.1 系统总体软件结构

Fig.4.1 The overall system program flow chart

如图 4.1 所示，整个工作过程分为了富集、检测、吹扫三个过程。系统的工作流程在前文中已进行过详细的介绍，本章将针对各模块具体的要求编写控制程序，本系统的控制软件程序开发环境为 Microchip MPLAB IDE，采用 C 语言编写。

下面分节对各部分程序设计进行详细的介绍。

## 4.2 储气模块程序设计

在第三章的介绍中，前端储气模块采用气缸储气时需要完成的动作有：检测活塞位置，检测气缸内气压，根据活塞位置和气缸内气压的变化由 PIC 单片机一个 I/O 口输出频率可变的矩形波输入到步进电机驱动器控制贯穿式步进电机转动速度实现活塞运动的快慢调节，再由另外一个 I/O 口输出高低电平到步进电机驱动器控制电机转动方向实现活塞的运动方向调节。

BMP085 气压传感器为数字传感器，微控制器与 BMP085 之间采用 IIC 总线进行通信。PIC16F877A 单片机在与其他 PC 机或各种模块进行数据通信时要用到两个串行通信模块，分别是主同步串行口 MSSP (Master Synchronous Serial Port) 和通用同步/异步接收发送器 USART(Universal Synchronous/Asynchronous Receiver Transmitter)，MSSP 模块有两种工作方式：串行外围接口 SPI (Serial Peripheral Interface) 和芯片间通信总线 IIC (Inter-Integrated Circuit)。IIC 总线是由 Philips 公司发明的一种高性能芯片间串行同步传输总线，它只需要两根数据线就可以实现完善的双工同步数据发送，可以很方便地构成多机系统和外围器件扩展系统。

IIC 总线采用器件地址的硬件设置方法，通过软件寻址可以完全避免器件片选寻址的弊端。MSSP 模块支持 IIC 方式的要求以及 7 位和 10 位的寻址。数据传输时的两个引脚分别为：①串行数据引脚 (SDA)，对应 RC4 引脚；②串行时钟引脚 (SCL)，对应 RC3。MSSP 模块作为 IIC 总线接口时，在选择任何一种 IIC 方式之前（主控或被控），都必须设置相应的方向寄存器 TRISC，通过该寄存器的 TRISC[4:3]把 RC4 和 RC3 引脚设置为输入，以避免 RC 端口模块对 IIC 总线结构的影响。通过将控制寄存器 SSPCON 中的 MSSP 模块使能控制位 SSPEN 置去，就可以启用 IIC 工作方式。进入 IIC 工作方式后，SDA 和 SCL 引脚自动被分配给 IIC 总线。BMP085 气压传感器 IIC 总线时序图<sup>[54]</sup>如图 4.2 所示。

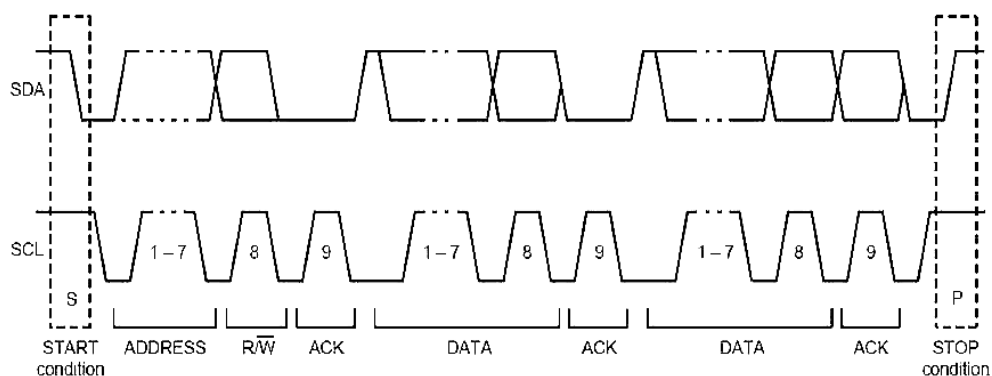


图 4.2 IIC 总线 SDA 与 SCL 时序图

Fig.4.2 IIC SDA and SCL timing diagram

微控制器程序对于 BMP085 的控制可以包括读取数据与发送控制命令两类。其中对 BMP085 发送命令的方式如图 4.3 所示：

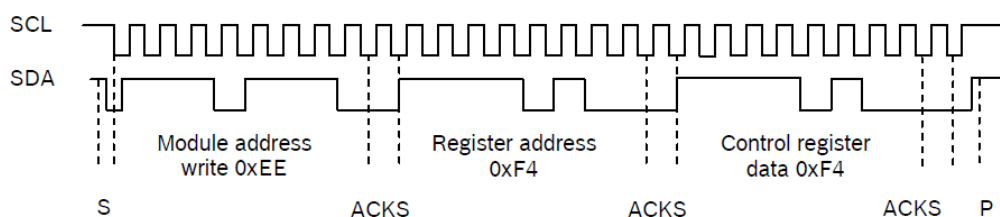


图 4.3 启动测量时序图<sup>[54]</sup>

Fig. 4.3 Timing diagram for starting measurement

在发送命令的过程中，包括以下流程：①发送模块地址，表示写操作，如图 4.3 中的 0xEE；②发送寄存器地址，如图 4.3 中的第一个 0xF4；③发送寄存器的值，如图 4.3 中的第二个 0xF4。发送寄存器的值代表要求传感器要进行的测量方式，不同的寄存器的值分别代表测量温度和不同精度气压的测量。具体命令含义如表 4.1 所示：

表 4.1 不同内部采样设置（测量精度）下的控制寄存器值

Table 4.1 register control value for different internal oversampling-setting(osrs)		
测量	控制寄存器值（寄存器地址 0xF4）	最大转换时间（ms）
温度	0x2E	4.5
压力（osrs=0）	0x34	4.5
压力（osrs=1）	0x74	7.5
压力（osrs=2）	0xB4	13.5
压力（osrs=3）	0xF4	25.5



osrs=0、osrs=1、osrs=2 和 osrs=3 分别对应 BMP085 不同的工作状态：超低功耗模式、标准模式、高精度模式和超高精度模式，不同的工作状态内部采样时间不同，所需的 A/D 转换时间也不同。对 BMP085 读取数据方式如图 4.4 所示：

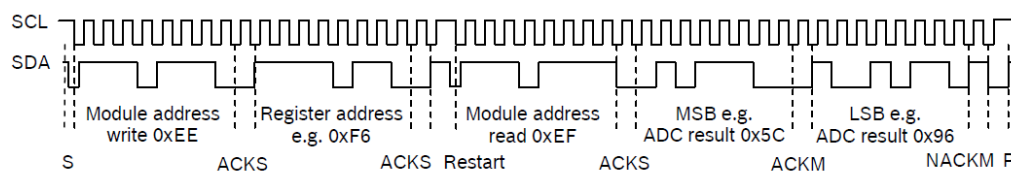


图 4.4 读取 16 位 A/D 转换结果时序图<sup>[54]</sup>

Fig.4.4 Timing diagram read 16 bit A/D conversion result

在读取数据过程中包括以下流程：①发送模块地址，表示写操作，如图 4.4 中的 0xEE；②送寄存器地址，如图 4.4 中的第一个 0xF6；③重新开始 IIC 传输（Restart）；④发送模块地址，表示要进行读操作，如图 4.4 中的 0xEF；⑤读取测量值的高 8 位（MSB）；⑥读取测量值的低 8 位（LSB）。

对气压传感器的控制程序流程图如图 4.5 所示。

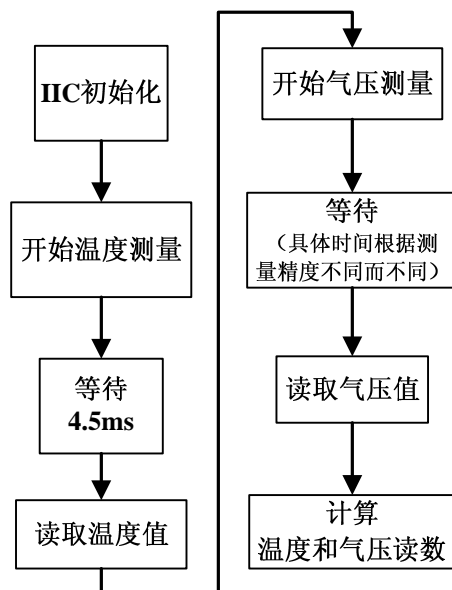


图 4.5 数字气压传感器 BMP085 测量程序流程图

Fig.4.5 BMP085 testing program flow chart

步进电机的驱动由于应用了步进电机驱动器，大大简化了电路设计和程序设计，只需要采用一个 I/O 口通过延时函数输出频率可调的矩形波，另一个 I/O 口输

出高电平或低电平控制步进电路转动方向即可。此外，还需要检测微动开关的状态从而判断活塞位置。根据检测到的气压变化大小，调节延时函数的延时长短可以做到 PIC 单片机输出矩形波频率高低的调节。该模块的工作过程为：上电后检测活塞的位置，如若发现活塞未在缸底（即缸底的微动开关没有处在导通的状态），则控制步进电机带动活塞运动到缸底，直至活塞触碰到缸底设置的微动开关。之后检测气缸内设置的气压传感器状态，根据气压变化的大小和气缸的内径计算活塞的运动速度，再由此计算出步进电机的转速。再次过程中不断检测设置在气缸顶部的微动开关状态，当检测到活塞触碰到该微动开关（即缸顶的微动开关处在了导通的状态）时，步进电机停止运动。

整个气缸储气模块的程序流程图如图 4.6 所示。

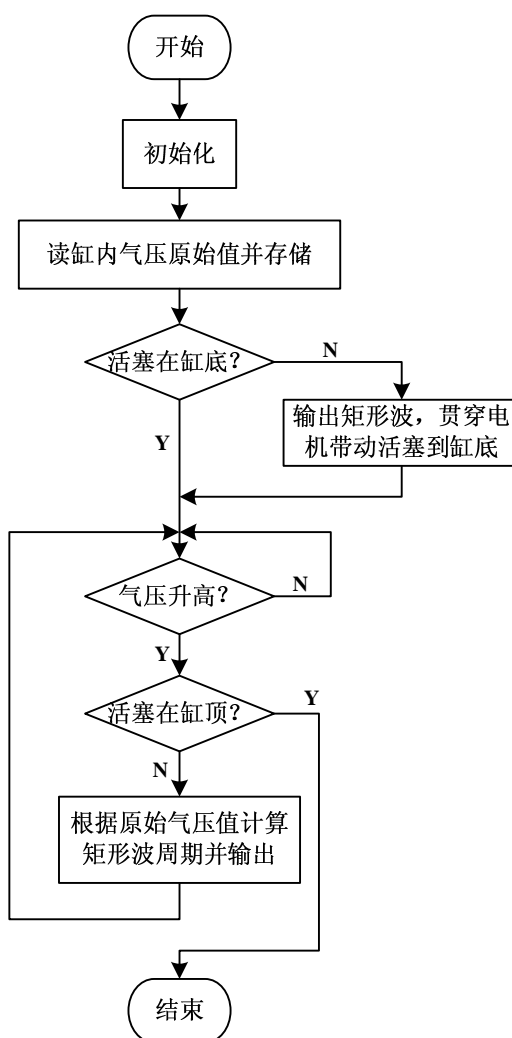


图 4.6 气缸储气模块控制程序流程图

Fig.4.6 Cylinder- control program flow chart

### 4.3 气泵控制程序设计

由上一章的叙述可以知道对气泵的控制主要有两个过程：一个过程是 PIC 单片机一个 CCP 模块输出 PWM 波到气泵，通过对占空比的调节达到控制气泵流量的目的，气泵为反相驱动，即 PWM 占空比越小对应气泵的流量越大，当占空比为零时气泵工作在满功率状态；另一个过程是气泵反馈信号经过上拉电阻后输入到单片机的另一个 CCP 模块，该模块工作在捕捉模式下，记录下若干个输入信号上升沿的时间，由时间差计算得到反馈信号的频率。在后续的实际测试中，建立“输入 PWM 占空比—反馈信号频率—气泵平均流量”的关系，从而达到监测气泵流量的目的。

一片 PIC16F877A 芯片中有两个 CCP 模块，“CCP”是 Capture(捕捉)、Compare(比较)和 PWM(脉宽调制)的缩写。在本部分，要用到脉宽调制和捕捉两个功能。在同一片单片机内部，不同的 CCP 模块可以工作在不同的模式下。虽然两个 CCP 模块几乎完全相同而且相互独立，但是它们的时钟源采用了相同的定时器模块 TMR1 和 TMR2。因此，在同时使用这两个模块时，应该考虑两者之间的相互关系、相互影响和资源搭配。PIC16F877A 的两个 CCP 模块之间的相互关系如表 4.2 所示：

表 4.2 PIC16F877A 两个 CCP 模块间的相互关系

Table 4.2 The relationship between two CCP modules of PIC16F877A

CCPx 工作模式	CCPy 工作模式	相互关系
捕捉模式	捕捉模式	相同的 TMR1 时钟源
捕捉模式	比较模式	比较器应设置为特殊事件触发器，用它将 TMR1 清零
比较模式	比较模式	一个或两个比较器应设置成特殊事件触发器，用它将 TMR1 清零
PWM 模式	PWM 模式	两个 PWM 将有相同的频率和刷新率以及相同的 TMR2 中断源
PWM 模式	捕捉模式	相互无影响
PWM 模式	比较模式	相互无影响

由表 4.2 可以看到两个 CCP 模块可以独立的工作在 PWM 模式和捕捉模式，一片 PIC16F877A 即可实现气泵 PWM 调速和气泵反馈信号监测。

PIC 单片机 CCP 模块产生 PWM 时必须通过 TMR2 配合实现，在 PWM 工作模式下，TMR2 控制矩形波的周期，PWM 高电平时间由 CCPRxH 和 CCPRxL 寄存器控制。在此模式下，虽然 CCPx 的输出来自于 CCP 模块而非端口寄存器的锁

寄存器，但仍要求 CCPx 引脚所对应的端口方向控制寄存器的相关数据位设置为 0，即要求将该引脚设置为输出状态。

PWM 波形的周期计算公式(4.1)如下：

$$\text{PWM周期} = (\text{PR2} + 1) \times 4 \times T_{\text{osc}} \times \text{TMR2}_{\text{预分频}} \quad (4.1)$$

其中， $T_{\text{osc}}$  为单片机的振荡周期。PWM 周期的设定可以控制输入到气泵流量控制信号的频率，所选用气泵要求输入 PWM 频率 15KHz~25KHz，在程序设计中设置 PWM 的频率为 20Hz。

通过写入 CCPRxL 寄存器和 CCPxCON 控制器的 bit5:4 (CCPxX: CCPxY) 位，可以得到 PWM 的高电平时间设定值，分辨率达到 10 位。PWM 高电平持续时间计算公式(4.2)如下：

$$\text{PWM高电平时间} = \text{CCPxL: CCPxX: CCPxY} \times T_{\text{osc}} \times \text{TMR2}_{\text{预分频}} \quad (4.2)$$

气泵控制信号 PWM 发生程序流程图如图 4.7 所示：

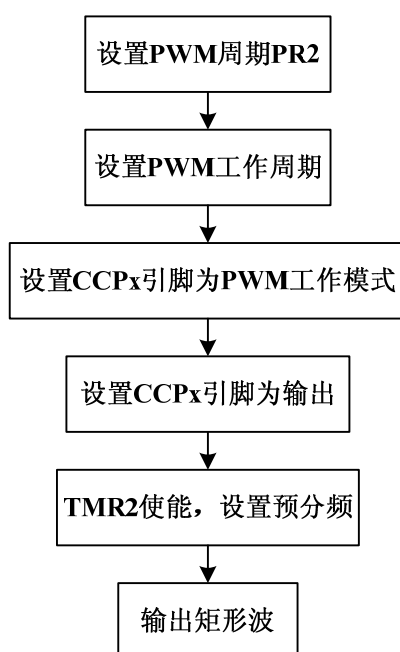


图 4.7 PWM 工作模式下控制程序流程图

Fig.4.7 PWM-mode program flow chart

CCP 模块工作在捕捉模式时可以对从相应引脚输入的矩形波信号的周期、频率和占空比等信息进行测量计算。在对气泵的反馈信号进行捕捉时，要测量反馈信号频率。

CCP 模块工作在输入捕捉模式时，如果下列事件出现，TMR1 定时器中计数值会被复制到 CCPR1H、CCPR1L 寄存器中：

- ①输入信号的每个上升沿；

- ②输入信号的每个下降沿；
- ③输入信号的每隔四个上升沿；
- ④输入信号的每隔十六个上升沿。

具体哪个事件触发捕捉，由 CCP 的控制寄存器进行设定。每次捕捉到的数值要及时读取，否则在下一次捕捉时原先的数据将会丢失。软件在初始化时设定 CCP 模块工作在输入信号捕捉模式，并设定好捕捉事件的类型。CCP 模块的硬件电路实时监测输入到相应引脚上的信号变化，一旦出现满足设定捕捉条件的边沿跳变，立即将定时器 TMR1 中的计数值复制到 CCPR1H: CCPR1L 寄存器中保存，同时 CCPx1F 中断标志位置 1。控制软件此时需要响应该中断标志，从 CCPR1H: CCPR1L 寄存器中读取捕捉到的时间值，并对 CCPx1F 中断标志位进行清零操作，然后该模块进入到下一次捕捉计时中。

在气泵反馈信号读取中，每隔四个上升沿进行一次捕捉计时。一共进行四次采集，设四次捕捉记得时刻为  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 、 $t_4$ ，反馈信号频率计算公式(4.3)为：

$$F_{FB} = (t_2 + t_4 - t_1 - t_3) \div 10 \quad (4.3)$$

气泵反馈信号频率读取程序流程图如图 4.8 所示，其中系统初始化主要有中断设置、相关引脚输入输出方向设置、CCP 模块工作方式设置等。

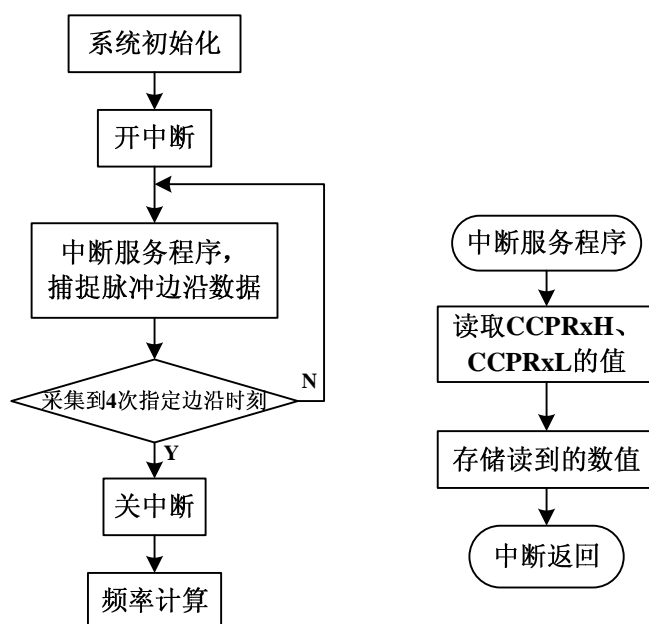


图 4.8 CCP 模块工作在捕捉模式下用于监测气泵反馈信号频率

Fig.4.8 The program flow chart of CCP capture-mode

## 4.4 反应条件监测程序设计

在反应条件监测模块中，采用了数字温湿度传感器 SHT11，所以在该部分程序控制就是对 SHT11 发送指令与数据读取。

SHT 系列传感器采用串行接口（两线双向）通信，用于数据传输的两个端口分别为串行时钟输入（SCK）和串行数据（DATA）。DATA 在 SCK 下降沿之后改变高低电平，DATA 在 SCK 上升沿有效。

对 SHT 温湿度传感器写入命令前要进行数据传输的初始化，需要 MCU 向传感器发送一系列“启动传输”时序。该时序为：当串行时钟输入（SCK）高电平时串行数据（DATA）翻转为低电平，随后串行时钟输入（SCK）变为低电平，紧接着在串行时钟输入（SCK）高电平时串行数据（DATA）翻转为高电平<sup>[55]</sup>。该“启动传输时序”如图 4.9 所示：

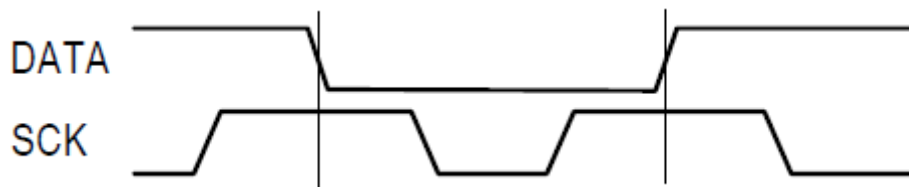


图 4.9 启动传输时序<sup>[55]</sup>

Fig.4.9 "Transmission Start" sequence

对传感器发送的“开启测量”命令包括三个地址位（“000”）和五个命令位，命令位中“00011”代表温度测量，“00101”代表湿度测量。SHT 正确接收到“开启测量”指令后会反馈对应的动作电平：SHT 在第 8 个 SCK 下降沿之后将 DATA 下拉为低电平（ACK 位），在第 9 个 SCK 时钟的下降沿之后释放 DATA 使其恢复为高电平。发送开启测量指令后 MCU 要等待 SHT 测量结束后再对测量数据进行读取，等待用时大概 20ms（此时对应 8bit 测量，当进行 12/14bit 测量时，等待时间为 80/320ms，SHT 默认的测量精度为 12bit（湿度）和 14bit（温度），通过向状态寄存器中写入相应的命令字可分别降至 12bit 和 8bit）。

完成测量后，传感器下拉 DATA 为低电平，之后传感器进入空闲模式。接着通过 DATA 向 MCU 传输 2 字节测量数据和 1 字节 CRC 奇偶校验。数据从 MSB 开始，右值有效（对于 12 位数据，从第 5 个 SCK 时钟起算作 MSB；对于 8 位数据，首字节无效）。通讯结束以 CRC 数据的确认位来表明，当不使用奇偶校验时在传输测量 LSB 后保持确认位 ACK 高电平来表示通讯终止。测量和通讯结束后，STH 进入到休眠模式，相应的降低传感器功耗。具体的测量时序如图 4.10 所示。

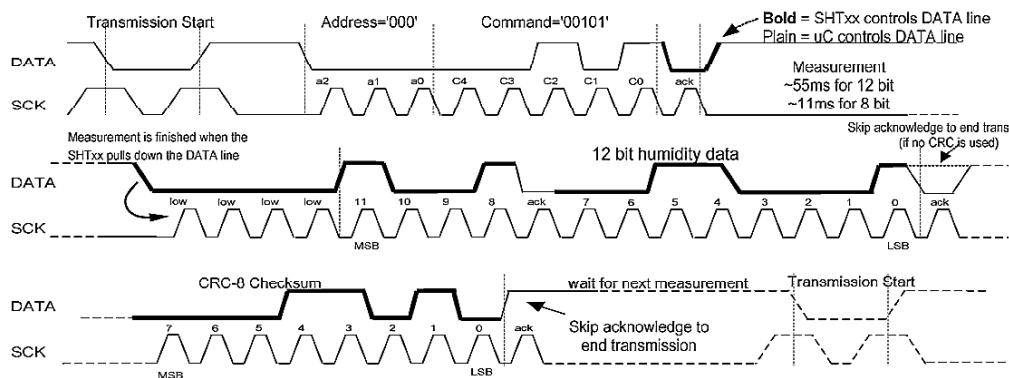


图 4.10 SHT 温湿度传感器湿度测量时序<sup>[55]</sup>

Fig.4.10 RH measurement sequence of SHT humidity & temperature sensor

如果控制器和 SHT 通信发生中断，可以通过“通讯复位时序”复位串口。该时序为：保持 DATA 高电平不变，触发串行时钟输入（SCK）9 次以上，然后在发送指令前先发送一个“传输启动时序”，具体如图 4.11 所示。

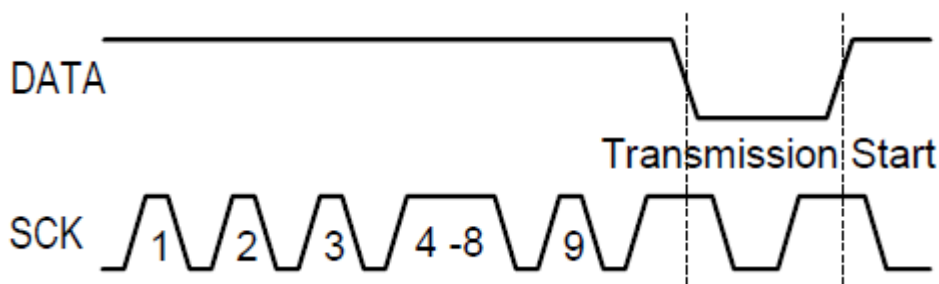


图 4.11 通讯复位时序<sup>[55]</sup>

Fig.4.11 Connection reset sequence

在读出湿度的检测结果后要对输出数值进行修正，修正就是为了补偿湿度传感器的非线性。湿度值的线性修正公式(4.4)为（其中  $SO_{RH}$  为传感器的相对湿度输出数值）：

$$RH_{linear} = c_1 + c_2 \times SO_{RH} + c_3 \times SO_{RH}^2 \quad (4.4)$$

当实际测量到的温度值与 25℃有较大偏差时，还需要对湿度传感器进行温度修正，湿度值的温度修正公式(4.5)如下：

$$RH_{true} = (T - 25) \times (t_1 + t_2 \times SO_{RH}) + RH_{linear} \quad (4.5)$$

上述两个公式中，相关的参数值如表 4.3 所示：

表 4.3 湿度补偿公式相关参数

Table 4.3 Parameters of humidity compensation formula					
$SO_{RH}$	$c_1$	$c_2$	$c_3$	$t_1$	$t_2$
12bit	-4	0.0405	$-2.8 \times 10^{-6}$	0.01	0.00008
8bit	-4	0.648	$-7.2 \times 10^{-4}$	0.01	0.00128

STH 温湿度传感器温度敏感元件采用能隙材料制成，该材料与绝对温度成正比（PTAT），具有良好的线性度。检测到的温度检测结果转换为温度值的公式(4.6)为（单位℃， $SO_T$  传感器的温度输出数值）：

$$T = d_1 + d_2 \times SO_T \quad (4.6)$$

当供电为 5V 时， $d_1$  取-40， $d_2$  的值如表 4.4 所示：

表 4.4 温度计算公式参数

Table 4.4 Parameters of temperature calculation formula	
$SO_T$	$d_2$
12bit	0.01
8bit	0.04

对于 SHT 温湿度传感器来说，湿度与温度经由同一块芯片测量，所以该传感器在测量温度与湿度的同时进行精确地露点测量。露点是空气保持某个湿度必须达到的最低温度，也可以理解为空气中的水蒸气开始凝结变为露珠时候的温度。当环境的气压一定时，露点温度仅仅与空气中的水蒸气含量高低有关，水蒸气含量愈多（即空气湿度越大），露点温度愈高，所以露点温度也可以反映空气的相对湿度。一般情况下，空气中水蒸气为不饱和状态，露点温度也要低于空气的实际温度。从上面的叙述中可以总结出：根据计算得到的露点温度和实时温度之间的差值，可以判断气体水蒸气饱和的程度（即，可以对空气是否会发生结露进行判断）。

在本设计中，为了防止待检测气体结露，在得到气室中检测气体的温度和湿度后，进行露点温度计算。计算得到的露点温度低于实时温度，可以保证检测的顺利进行，否则要对待检测气体进行加热或除湿的操作。露点温度计算公式(4.7)<sup>[56]</sup>如下：

$$T_p = ((0.66077 - \log EW) \times 273.3) \div (\log EW - 8.16077) \quad (4.7)$$

$\log EW$  的计算公式为：

$$\log EW = 0.66077 + 7.5 \times T \div (273.3 + T) + \log_{10} RH - 2 \quad (4.8)$$

公式中  $T_p$  为露点温度， $T$  为当前温度，RH 为相对湿度值（温度的单位均为℃）。

如在重庆三月份测得室内温度为 19℃，空气相对湿度为 57%，计算得到的露点温度为 10.9℃。

温湿度监测模块的控制程序流程图如图 4.12 所示，测得反应气室中待测气体温度和湿度后，通过公式(4.7)计算气室实时环境的露点温度。



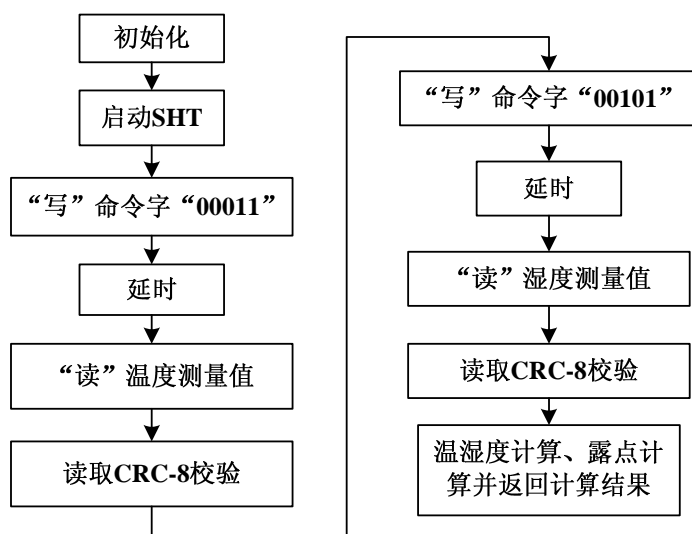


图 4.12 SHT 温湿度传感器温度、湿度测量程序

Fig.4.12 SHT humidity & temperature sensor testing program flow chart

## 4.5 温度控制模块

温度控制模块的程序由两部分构成：温度检测和加热功率控制。从上文的叙述知道，温度检测采用 K 型热电偶搭配 MAX6675 集成电路，功率控制采用 PID 算法、单片机输出 PWM 波驱动固态继电器作为加热功率控制器件。本系统中温度控制涉及到目标物富集模块和预检测温控模块，这两个模块温控过程在控制电路与程序设计上具有共通性，且加热功率均为 300W。

### 4.5.1 温度检测程序设计

MAX6675 工作时序图如图 4.13 所示。片选信号“CS”低电平有效，片选有效后 MAX6675 停止 A/D 转换并输出完成模数转换的温度测量数据；“CS”置高电平后 MAX6675 重新进行 A/D 转换。一个完整的 MAX6675 输出数据为 16 位，D15 无用，D14~D3 对应于热电偶模拟输入电压的数字转换值，D2 为段偶检验位，D1 为 MAX6675 的标志位，D0 为三态<sup>[51]</sup>。D14~D3 为 12 位数据：最小值为 0，对应温度值 0℃；最大值为 4095，对应温度值 1023.75℃。MAX6675 内部经过激光修正，转换后的数字量与其对应的温度值线性关系很好，温度值计算公式(4.9)为：

$$\text{温度值} = 1023.75 \times \text{转换后的数字量} \div 4095 \quad (4.9)$$

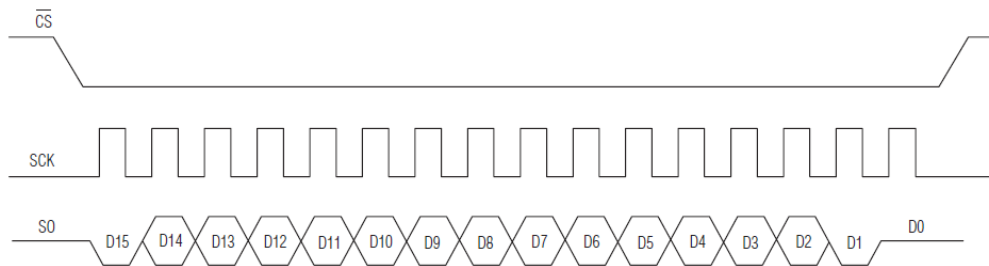


图 4.13 MAX6675 工作时序图<sup>[57]</sup>

Fig.4.13 Timing diagram of MAX6675

MAX6675 温度检测部分的程序设计流程图如图 4.14 所示。

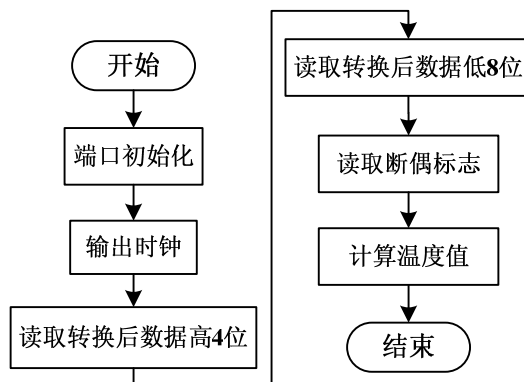


图 4.14 MAX6675 温度检测程序流程图

Fig.4.14 MAX6675 temperature testing flow chart

## 4.5.2 加热功率控制程序设计

检测到实时温度并由 PIC 单片机读取后需要据此实现对加热元件的功率控制，加热功率控制主要表现在单片机对输出 PWM 波占空比的控制，在此采用 PID 算法实现对 PWM 占空比的计算。

为了达到加热及恒温控制的目的，加热模块采用 PID、不同温度段的全功率控制算法结合，已获得良好的控制效果。在刚升温阶段采用全功率加热，温度上升到一定程度后采用 PID 算法实现对加热功率的控制。在模拟信号的系统中，PID 算法的表达式(4.10)为：

$$U(t) = K_p \left[ e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right] \quad (4.10)$$

式中  $U(t)$  为控制器的输出控制量， $K_p$  为比例系数， $e(t)$  为偏差控制量， $T_i$  为积分时间， $T_d$  为微分时间。在实际的控制系统中，处理器只能根据采样时刻的偏差值对控制量进行计算，式(4.10)中的微分和积分项不能直接在控制系统中使用，需要

进行离散化处理。连续时间 $t$ 用一系列连续的采样点 $kT$ 代替，采用矩形法进行数值积分，以求和代替积分，以差分代替微分，得到离散 PID 表达式(4.11)：

$$u(k) = K_p \left[ e(k) + \frac{T}{T_i} e \sum_{j=0}^k e(j) + \frac{T_D}{T} [e(k) - e(k-1)] \right] \quad (4.11)$$

在式(4.11)中为了书写方便，将 $e(kT)$ 简化为 $e(k)$ ，式中 $k$ 为采样信号， $u(k)$ 为第 $k$ 次采样时刻的输出值， $e(k)$ 为第 $k$ 次采样时刻输入的偏差值， $e(k-1)$ 为第 $(k-1)$ 次采样时刻输入的偏差值。由式(4.11)得到：

$$u(k-1) = K_p \left[ e(k-1) + \frac{T}{T_i} \sum_{j=0}^{k-1} e(j) + \frac{T_D}{T} [e(k-1) - e(k-2)] \right] \quad (4.12)$$

式(4.11)与式(4.12)相减得到增量式 PID 控制算法(4.13)：

$$\Delta u(t) = a_0 e(k) - a_1 e(k-1) + a_2 e(k-2) \quad (4.13)$$

式(4.13)中： $a_0$ 为 $K_p \left( 1 + \frac{T}{T_i} + \frac{T_D}{T} \right)$ ， $a_1$ 为 $K_p \left( 1 + \frac{2T_D}{T} \right)$ ， $a_2$ 为 $K_p \frac{T_D}{T}$ 。在程序控制中 $a_0$ 、 $a_1$ 、 $a_2$ 均可以事前求出来，所以在增量式 PID 控制算法中实际控制时只需要获得 $e(k)$ 、 $e(k-1)$ 、 $e(k-2)$ 三个偏差值就可以获得控制增量。增量式 PID 算法控制增量仅仅与最近几次偏差采样值有关，当存在计算误差或精度不足时对控制量影响较小，由于控制器仅输出控制增量，误动作较小<sup>[58]</sup>。鉴于上述优点，本文中的温度控制采用增量式的 PID 控制算法，控制程序流程图如图 4.15 所示。

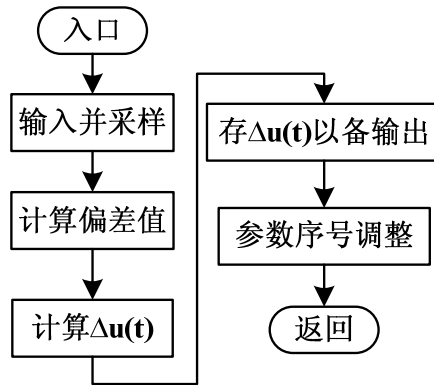


图 4.15 PID 算法控制流程图

Fig.4.15 PID algorithm flow chart

PID 参数整定采用扩充曲线法，该方法无须知道对象的动态特性，直接在闭环系统中进行参数整定。实际应用时，在 PID 控制算法程序中直接输入整定后的参数。

经过以上两个分节的说明，得到了温度采集与功率控制的程序设计，温控主程序需要将两部结合到一起实现控制。主程序的主要工作为上电后对系统进行初

始化和建立控制程序总体结构，系统初始化主要为对单片机初始设定、串口初始化。之后等待上位机下传动作命令，得到开启命令后开始运行温控系统，依次进入各个程序步骤，循环控制（在此过程要向上位机传输实时温度值）直到上位机发出停止命令后终止程序运行，进入到等待状态。温控模块主程序流程图如图 4.16 所示。

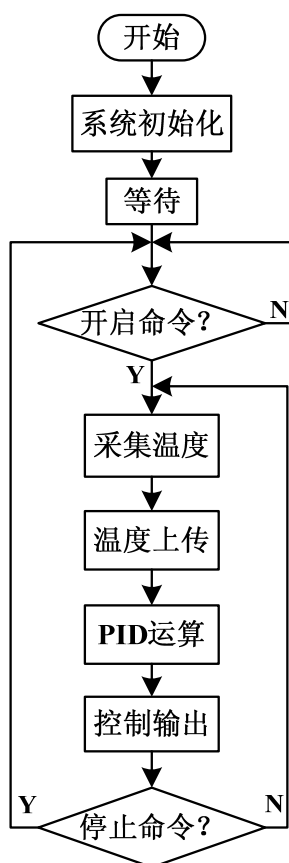


图 4.16 温控模块主程序流程图

Fig.4.16 Tem-controller program flow chart

## 4.6 本章小节

从上一章硬件系统功能出发，本章在一开始提出了控制软件的总体设计流程。根据系统各部分工作状态的需求，设计各个模块的控制程序。在气泵控制方面，采用两个 CCP 模块，一个作为气泵动作的控制输出（PWM 模式），另一个作为气泵反馈信号监测（捕捉模式）。在不同的气路工作状态下，控制相应电磁阀和平面光源的开关。根据数字芯片（如 SHT11 温湿度传感器、BMP085 气压传感器和 MAX6675）的时序要求，设计读写程序，完成对传感器信号的采集。应用增量式 PID 算法，实现对加热功率的控制，结合 K 型热电偶的实时温度采集实现温度控制。在上位机与下位机的实时通讯中，采用串口通信，应用 MAX232 作为电平

转换芯片。串口通信应用很普遍，相关控制程序也较简单，在本文中不做过多的叙述。

本系统的控制软件程序开发环境为 Microchip MPLAB IDE，采用 C 语言编写。

## 5 系统测试

在系统的搭建中，测试是必不可少的环节。在第二章中详细叙述了整个气路系统的设计要求、设计思路和设计内容。针对气路系统各个模块的设计要求，在第三章中分模块的进行了硬件系统的设计，包括机械结构设计、相关元器件选取和所需的外围电路的搭建。为了保证硬件系统的正常工作，在第四章中对各个模块编写了控制程序。在本章中将对各个模块进行测试，测试其是否可以发出正常的动作及动作精度；本文设计的气路系统核心任务在于对 VOCs 的浓缩，在测试的最后将在实验室条件下配气，检测气路系统的浓缩效果。

### 5.1 硬件模块测试

#### 5.1.1 电源模块

电源模块为气路系统提供电力供应，是各部分正常工作的基础和保障，在本部分中将对各个模块的电源进行测试。完整的电源测试包含内容很多，本系统对电源的要求主要为供电电压稳定。所以在本次电源测试中主要针对供电电压进行测试，保证系统中机械设备、传感器、处理器芯片供电稳定可靠。

电源的主要测试有：

- ① 220V 交流经过适配器形成 24V 直流，24V 直流是后续多种供电电压形成的基础，此外 24V 直流还提供电磁阀和步进电机驱动器的电力供应；
- ② 24V 直流进过 DC-DC 模块形成 5V 直流对上位机的供电，该供电模块提供上位机及其外围设备的电力，需要有稳定的电压输出；
- ③ 24V 直流经过 LM2575-12 形成 12V 直流，12V 稳压电源需要提供系统散热风扇、微型气泵的供电并为后续电源的转换供给输入；
- ④ 12V 直流经过 LM2575-5 形成 5V 直流，5V 直流需要提供 PIC 芯片、SHT 温湿度传感器、BL8532 和 K 型热电偶控制芯片 MAX6675 的电力供应；
- ⑤ 5V 直流经过 HT7133 形成 3.3V 直流，用于对气压传感器 BMP085 的供电。

使用万用表测试各个供电模块电压输出，测试三次取其平均值作为供电电压实际值，测试数据如表 5.1 所示。

表 5.1 电源测试结果

Table 5.1 Power supply test results

测试项	理想电压	允许工作电压范围	实际供电电压	相对误差
24VDC	24.0V		24.6V	2.5%
上位机	5.00V		5.12V	2.4%
电磁阀	24.0V	22-26V	24.6V	2.5%
散热风扇	12.00V	10.80-13.20V	11.99V	0.083%
微型气泵	12.00V	10.80-13.20V	11.99V	0.083%
PIC 芯片	5.00V	4.50-5.50V	5.04V	0.8%
SHT 温湿度传感器	5.00V	2.40-5.50V	5.04V	0.8%
MAX6675	5.00V	3.00-5.50V	5.04V	0.8%
BL8532	5.00V	0.30-10.00V	5.05V	1%
气压传感器 BMP085	3.30V	1.63-3.60V	3.32V	0.61%

由表 5.1 可以看到, 实际硬件电路测到的供电电压与外围设备理想工作电压很接近, 并且完全在允许工作电压范围内, 足够保障系统各模块正常工作。

### 5.1.2 气泵流量控制测试

微型气泵作为整个气路的气体流动动力提供, 要保证其工作的可靠性和提供流量的稳定准确。

在可靠性测试中, 让气泵处在满功率 (即对气泵输入占空比 0% 的矩形波) 连续工作 12 小时后改变输入到气泵的矩形波占空比或对气泵进行关断与开启的命令, 气泵可以快速响应。

在流量控制测试中, 记录输入气泵矩形波的占空比-反馈信号频率-气泵输出流量的关系, 得到如表 5.2 所示的结果。在流量的衡量中, 由于膜片泵本身的输出特性, 其输出流量具有波动性, 而检测气泵的瞬时流量并不能反映气泵的泵气量大小。所以, 收集气泵一分钟的排气量并测量其体积, 据此反映气泵的平均流量 (单位 ml/min)。

表 5.2 输入气泵矩形波的占空比-反馈信号频率-气泵输出流量关系

Table 5.2 PWM-feedback signal frequency-gas flow of the pump

输入气泵的矩形波占空比 (%)	气泵反馈信号频率 (Hz)	气泵输出流量 (ml/min)
0	277	1050
10	268	900
20	208	800

输入气泵的矩形波占空比 (%)	气泵反馈信号频率 (Hz)	气泵输出流量 (ml/min)
30	181	700
40	170	600
50	140	540
60	100	400
70	66	280

根据表 5.2 画出输入气泵矩形波占空比-气泵输出流量、气泵反馈信号-气泵输出流量的关系曲线如图 5.1、图 5.2 所示。

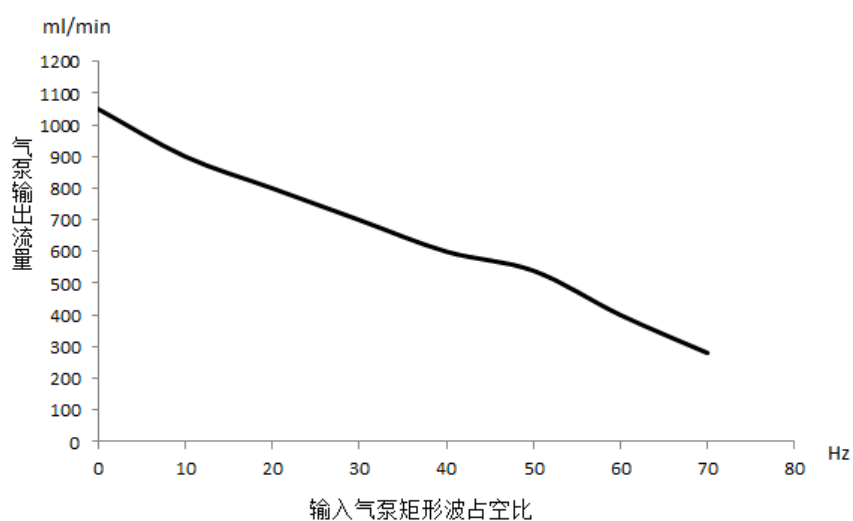


图 5.1 输入气泵矩形波占空比与气泵输出流量关系曲线

Fig.5.1 PWM- gas flow of the pump relationship

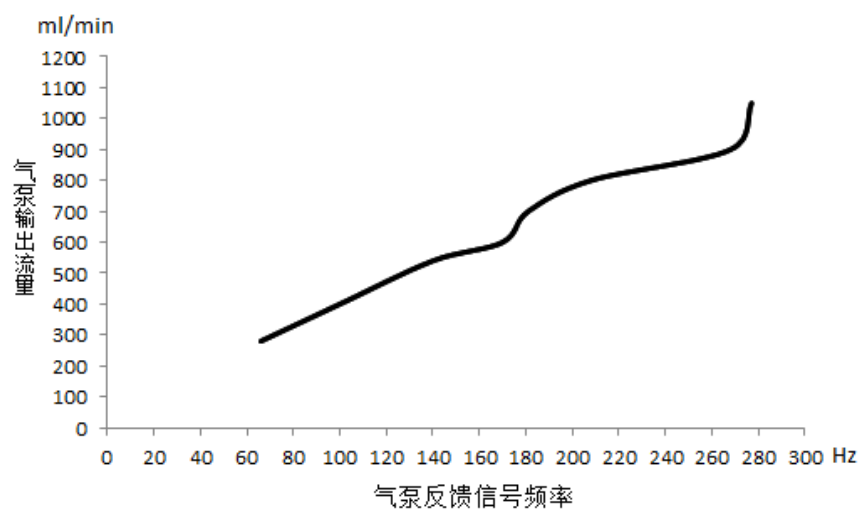


图 5.2 气泵反馈信号与气泵输出流量关系曲线

Fig.5.2 Feedback signal frequency-gas flow of the pump relationship



由图 5.1、图 5.2 可以看到，输入气泵矩形波占空比-气泵输出流量具有更好地线性关系。输入气泵的矩形波占空比不但可以很好地控制气泵流量，还可以作为气泵流量的信号，相对于气泵的反馈信号效果更好。

### 5.1.3 热电偶驱动电路效果测试

在本文构建的系统中，存在两个温度控制模块，一个是目标物富集模块，另一个是预检测温度控制模块。两个模块在进行温度控制时很重要的一个环节是对温度进行检测，如果温度检测不准确，相应的温度控制效果一定不会好。在两个温控模块中均采用 K 型热电偶作为感温元件，所以 K 型热电偶搭配 MAX6675 的温度检测效果很重要。由于 MAX6675 线性度较好，所以测量某个已知温度即可检测 K 型热电偶搭配 MAX6675 的测温效果。在标准大气压下，将热电偶放置分别放置在常温下与沸水中，在常温时温度计测得温度为 23.5℃。两个测温环境均每 5s 测量一次，连续测量 5 次，获得表 5.3 所示的测量结果：

表 5.3 MAX6675 测量结果

Table 5.3 MAX66755 temperature testing results

数字信号读数		实际测量值	
常温	沸水	常温	沸水
0X005E	0X0190	23.50	100.00
0X005C	0X018D	23.00	99.25
0X005F	0X018E	23.75	99.50
0X005D	0X0192	23.25	100.50
0X005F	0X0191	23.75	100.25

由表 5.3 可以看到，K 型热电偶搭配 MAX6675 具有很好地测量精度和测量重复性，误差在 1℃内，多次测量读数相差较小。根据数据集标准差计算公式(5.1)：

$$S = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (5.1)$$

分别计算 K 型热电偶常温测量和沸水测量时测量值总体标准差为 0.29 和 0.46。

在常温测量和沸水测量中最大的相对误差为 2.13%。在本文的温控模块中，对温度测量精度要求并不很高，1~2℃的测量精度足够满足本文中温控模块的要求。

### 5.1.4 温控模块效果测试

在本套系统中温控模块有两处：目标物富集模块和预检测温控模块。两个温度控制系统加热功率和控制电路是一致的，在测试温控效果时选用一处作为测试对象。在本次测试中选用预检测温控模块作为测试对象，在温控程序中要求下位

机每隔 1s 通过串口向上位机发送一次实时温度，截取 2min，得到温度变化数据后绘制时间-温度曲线，如图 5.3 所示。

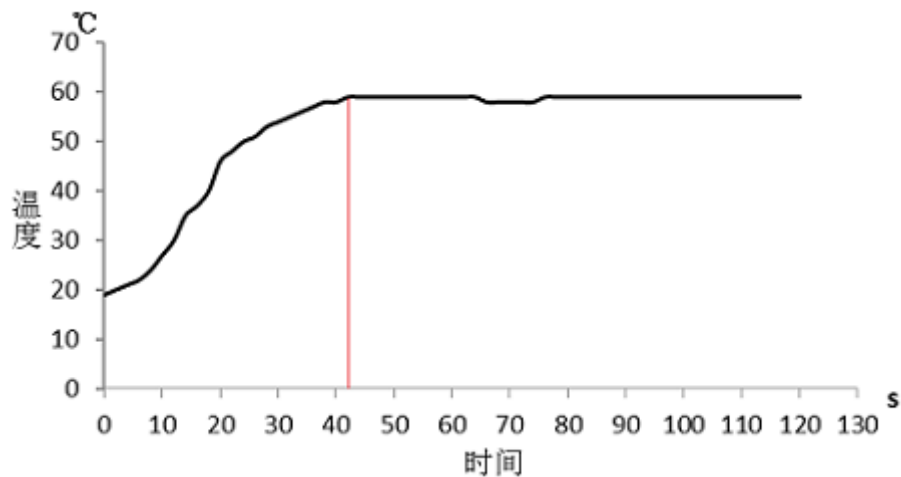


图 5.3 预检测温度控制模块温控效果

Fig.5.3 Tem-controller before testing temperature control effect

升温阶段加热丝满功率工作，升温迅速，在开始阶段升温速率主要取决于加热丝功率。由于应用 PID 算法，当温度接近目标温度时升温速率逐步减小，最终达到温度平稳，与设定温度 60℃有 1~2℃的温差。在室温 19℃的条件下，大概 42s（如图 5.3 标示）就可以升温并保持在目标温度——60℃。

通过测试实验可以看到，本文设计的温度控制电路和相关的软件、硬件可以很好地达到预期效果。

### 5.1.5 温湿度检测效果测试

SHT 温湿度传感器负责测量气室内的温度和湿度，并由此计算气室内气体状况下的露点温度，保证待测气体与吐淋传感器阵列反应和摄像头采集图像的顺利进行。要求传感器可以正常工作，如实反应气室内的物理状态。在该部分的实验中，将 SHT 温湿度传感器放置于室内，每 10s 读取一次温度和湿度数据，一共测量六次。用 STH 温湿度传感器的读数与置于同样环境下的温湿度计读数进行比对，得到如表 5.4 所示的结果。

表 5.4 STH 温湿度传感器测量结果

Table 5.4 SHT humidity &amp; temperature sensor testing results

温湿度计读数		数字信号读数		实际测量值	
温度 (°C)	湿度 (%)	温度	湿度	温度 (°C)	湿度 (%)
25.0	62%	0X1971	0X0742	25.13	61.60
		0X1957	0X0769	24.86	62.73
		0X1960	0X074D	24.95	61.90
		0X1957	0X074A	24.94	61.81
		0X196B	0X074A	25.07	61.83

从表 5.4 可以看到, STH11 温湿度传感器温度测量与湿度测量的测量值。温度测量中最大相对误差为 0.56%, 湿度测量中最大相对误差为 1.18%, 根据公式(5.1) 计算得到传感器温度测量值总体标准差为 0.09, 湿度测量值总体标准差为 0.39。

#### 5.1.6 气压检测效果测试

BMP085 负责测试气缸内的气压, 要求该传感器可以对人向其中吹气做出快速响应。气压测试不但要求准确, 而且分辨率要求可以反映出人向气缸中吹气的气压变化。在该部分的测试中, 首先在常压下用 BMP085 测试三次气压值, 每 5s 测试一次, 测试程序选择标准模式 (即, osrs=1)。测试地点为重庆沙坪坝区室内。测量值与中央气象台公布的实时天气情况气压值进行比较, 测试结果如表 5.5 所示:

表 5.5 BMP085 数字气压传感器检测测试一

Table 5.5 BMP085 digital pressure sensor inspection test 1

气象台公布气压值	数字信号读数	实际测量值( Pa )
897 hPa	0X00017A7D	96893
	0X00017A73	96883
	0X00017A68	96875

从表 5.5 中可以看到, 在 “hPa” 级别 BMP085 数字气压传感器可以达到 0% 的重复性相对标准偏差, 与气象局公布的气压值误差为 1.925%。以 “hPa” 为单位, 根据公式(5.1)计算得到三次测量值总体标准差为 0.07。

完成重复性与误差测试后, 向自制气缸内吹气, 实验三次, 得到的结果如表 5.6 所示:

表 5.6 BMP085 数字气压传感器检测测试二

Table 5.6 BMP085 digital pressure sensor inspection test 2

	数字信号读数	实际测量值( $Pa$ )
Test 1	0X000182A9	98999
Test 2	0X0001855D	99677
Test 3	0X0001868F	99007

由于三次测试，受测者向气缸内吹气力量不同，三次气压值有所差异。从表 5.6 可以看到，与常压测量值—— $969\text{ hPa}$  相比，当向气缸内吹气时，气压传感器测量值有较大变化（几十  $\text{hPa}$ ），完全可以对向气缸内吹气做出响应。

### 5.1.7 通信模块功能测试

本系统中通信模块采用串口通信，选用 MAX232 作为电平转换芯片，编写测试程序测试下位机通信模块功能。在测试过程中用 PC 作为上位机，编写测试程序，测试程序功能为串口调试助手发送数据给 PIC16F877A，PIC16F877A 收到数据后再转发回串口调试助手。设置波特率为 19200BPS。测试结果如图 5.4 所示：

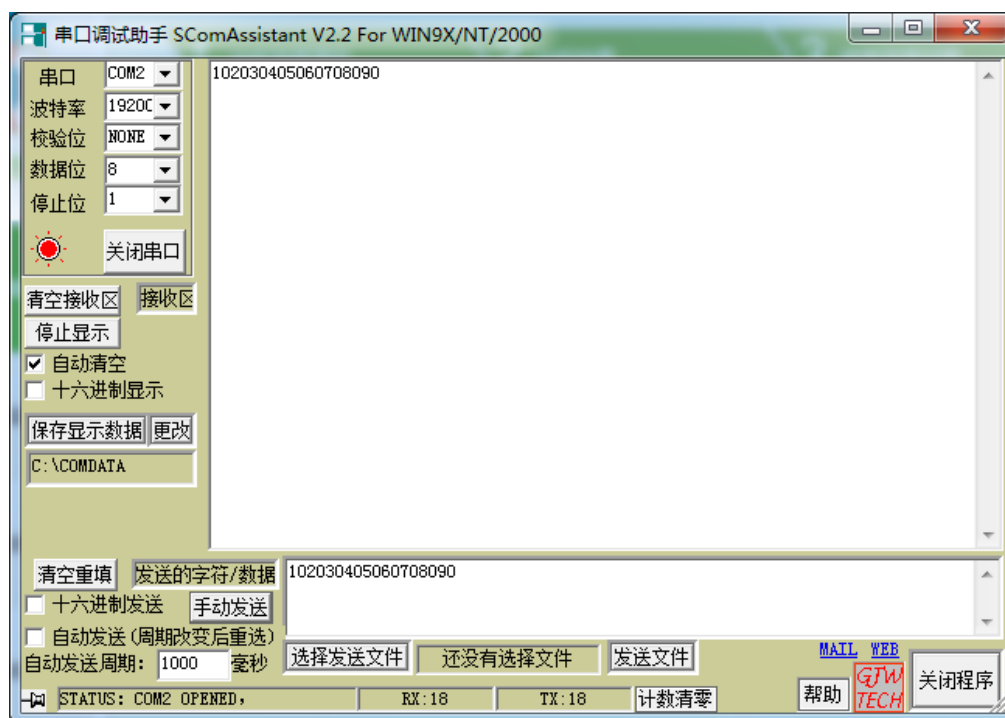


图 5.4 通信模块效果测试

Fig.5.4 Communication-module test result

由图 5.4 可以看到，串口调试助手发送数据“102030405060708090”给下位机，下位机收到后再将“102030405060708090”通过串口转发回串口调试助手，且没有误码。这说明，下位机可以通过串口与上位机进行正常的通信。

## 5.2 目标物浓缩效果测试

在浓缩效果测试时，采用同样是有机的苯作为试验用目标物，用安捷伦 7890A 气相色谱仪作为测量目标物浓缩前后浓度的检测设备。在检测实验中，吸附剂选用 Tenax-TA（聚 2，6-二苯基对苯醚）。气相色谱仪检测目标物浓度有限（几十个 *PPm* 以上），所以在配置浓缩前实验气体时无法真正还原实际肺癌患者呼出气体中 VOCs 的低浓度（*PPb* 级别）。本实验目的在于检测设计的气路系统是否可以达到气体浓缩效果。

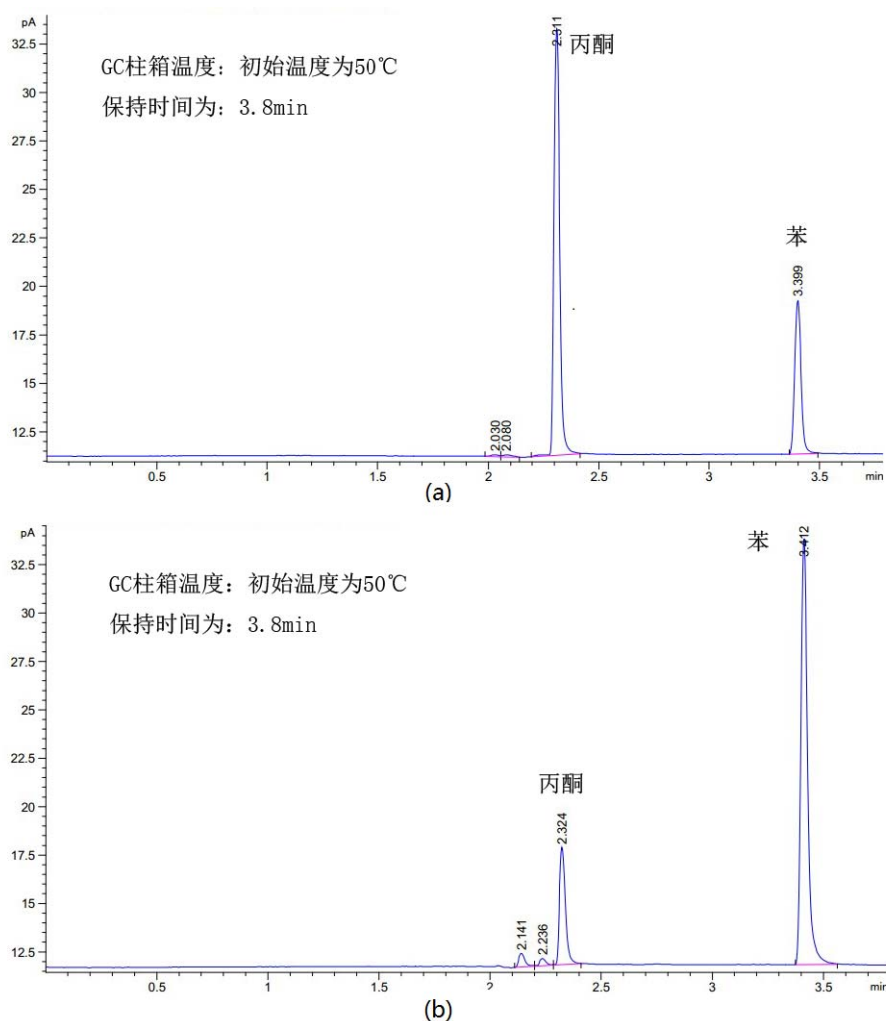


图 5.5 苯浓缩效果测试图

Fig.5.5 Test result for concentrating benzene

配置气体 5L 装于气袋中，将气袋接入系统。气泵以 1L/min 的流量吸附 20min（即吸附循环进行 20min）。吸附完成后将目标物富集模块加热到 300℃，开启检测循环。分别取浓缩前后的实验气体应用气相色谱仪进行苯浓度检测。气相色谱仪柱箱温度选用初始温度 50℃，保持 3.8min，苯出峰时间大约在 3.4min 处，实验结果如图 5.5 所示。

图 5.5 中：(a)图为配置气体苯浓度，(b)图为经本文系统浓缩后的苯浓度。应用气相色谱仪进行浓度测试实验过程中采用丙酮作为清洗试剂，因此图谱上会出现丙酮的峰。峰面积表示该种成分的浓度，结果统计如表 5.7 所示。

表 5.7 目标物（苯）浓度结果统计

Table 5.7 The target (benzene) compounds concentration results statistics		
检测项	峰宽[min]	峰面积[pA*s]
(a)	0.0311	15.68656
(b)	0.0324	46.24798

从图 5.5 和表 5.7 的结果分析可以看到：经过本文设计的气路系统处理后，得到的浓缩气体苯浓度较配置气体的苯浓度有明显升高（约为 3 倍）。受气相色谱仪检测浓度所限，配置的目标物浓度过高（几十 *PPm* 以上），在对 5L 配置气体进行吸附时吸附剂发生穿透现象<sup>[59]</sup>，该实验的浓缩效果并未完全反应吸附剂的性能。在测试实验中采用的是单一吸附剂，实际应用中采用吸附效果更好的复合吸附剂也会增强浓缩效果。由于该测试实验目的在于对气路系统的测试，不对吸附剂做过多叙述。

## 6 结论与展望

### 6.1 总结

呼吸气体诊断 (Breath Test) 通过检测人体呼吸气体改变, 反映相应组织细胞代谢改变, 是一种极具发展前景的诊断方法, 肺癌呼出气体检测最大的困难在于肺癌病人呼出气体中 VOCs 含量小 (仅为  $PPb$  数量级)。所以课题需要解决的核心问题即为提高待测气体中 VOCs 浓度。

在基于生化传感器技术的呼出气体检测中, 需要对患者呼出气体进行采集、富集及标准化。针对设计要求, 本文设计出一套可自动的对患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温湿度控制的系统, 为肺癌呼出气体检测设备的临床应用与开发提供相对独立的气流控制及前处理模块。

本文的工作主要有以下方面:

一、分析基于生化传感器肺癌呼出气体检测的过程, 总结检测系统设计要求和课题组现有气体检测系统的欠缺, 创新性地设计出一套结构简单、功能全面的气路系统。以呼出气体中 VOCs 富集模块为中心, 创造性地提出多层循环的设计思路。分析目标物浓缩与检测过程, 简化气路设计, 在保障功能的前提下设计出了包括“富集循环”与“检测循环”的气路系统。该气路可自动地对肺癌患者呼出气体进行采集、目标物富集、较精确温度湿度控制, 来保证所采集的气体与生化传感器相对一致的反应条件。

二、由于采用的生化传感器灵敏度很高, 杂质气体会对检测结果造成影响, 所以, 气路系统及反应气室要求具有较好的气密性。针对现有气体检测系统中反应气室密闭性不够的缺点, 对其进行了气密性优化设计。

三、根据肺癌呼出气体检测系统的功能需求, 设计了上下位机的总体结构。以 ARM 作为上位机进行图像采集、图像处理、结果分析和整体控制, 以 PIC16F877A 作为下位机完成气路控制。针对气路系统中下位机和外围设备不同的动作和功能要求, 设计并加工完成包括电源模块、储气模块、气泵与电磁阀控制模块、温控模块、温湿度监测模块和通信模块等在内的一整套硬件系统。按照检测流程, 在 MPLAB 软件环境下设计下位机各个模块控制程序和主控程序。

四、对系统中各个模块进行功能测试, 测试各个模块的工作性能及主要参数。配置以苯为目标物的实验气体, 验证气路系统的目标物浓缩效果。

## 6.2 展望

本文从肺癌气体检测实际需求出发，设计出一套结构简单、动作可靠、功能全面的气路系统。相比于课题组以前的肺癌气体检测系统，在自动化程度、机械设备动作准确性方面有很大提高。经过本套气路系统，可以达到目标物浓缩的效果，结合卟啉传感器阵列，实现自动的对肺癌呼出气体进行检测。各个模块测试和目标物浓缩效果测试表明，气路系统可以实现既定功能，达到了一开始的设计要求。

分析整套气路系统，在以下方面还需有所改进和完善：

本套系统可以较精确地对反应气室内的气体流量和温度进行控制，但是湿度控制方面还局限在应用“富集循环”中填充化学药品（如二氯化钙）的除湿管，期待经过多次循环尽量地对气体进行干燥。本套系统中，并未提出一个可以对湿度进行定量控制的模块来完成湿度控制任务，而仅仅是通过放置在气室中的温湿度传感器检测到的实时温、湿度进行露点计算，通过调整“预检测温控模块”的温度来保证气室内不要结露。在系统的完善中，需要在保证气路密闭性的前提下，设计一个简单、可靠的湿度控制模块。

本系统目前尚处在实验室测试阶段，在实际针对肺癌患者呼出气体进行检测时，还需要根据实际情况进行相应的调整。



## 致 谢

三年的研究生学习、工作得以圆满完成，离不开老师和同学的帮助与支持，在此表达由衷的感谢。

首先要感谢我的导师罗小刚副教授三年来给予我的教导和帮助。罗老师治学严谨、学识渊博、工作热情饱满、工作作风踏实。为我指明了研究方向，教会了我正确的学习方法，这将对我以后的学习和工作产生巨大的积极作用。

感谢课题组侯长军教授、霍丹群教授、杨眉老师和法焕宝老师的无私帮助和悉心指导，他们和罗老师共同创造了求实创新、锐意进取的科研环境，为课题的完成给予了大力支持，积极而长远地影响着我的研究工作。

感谢国家科技支撑计划项目（2012BAI19B03）对本工作的资助。

特别感谢尹鹏师兄、邱明礼师兄的研究工作。同时感谢实验室雷靳灿、谢新莘、聂娟娟、卜祥南、梁灿、李显、罗毅、张承丹、范明攀等同学，感谢他们给我提供的帮助，感谢大家共同营造出的积极和谐的实验室氛围。

最后，对一直支持我的家人和朋友致以我最诚挚的谢意，是他们的鼓励让我顺利完成研究生学业，是他们的关心让我向更高更远的目标前进。

衷心地感谢在百忙之中评阅论文和参加答辩的各位专家、教授。

**张佳佳**

二〇一四年四月 于重庆

## 参考文献

- [1] Cancer Research UK. "Worldwide cancer statistics"[EB/OL].  
<http://www.cancerresearchuk.org/cancer-info/cancerstats/world/>.
- [2] Furrukh M. Tobacco smoking and lung cancer: Perception-changing facts[J]. Sultan Qaboos University medical journal, 2013, 13 (3): 345.
- [3] Seki T, Nishino Y, Tanji F, et al. Cigarette smoking and lung cancer risk according to histologic type in Japanese men and women[J]. Cancer science, 2013, 104 (11): 1515-1522.
- [4] Fajersztajn L, Veras M, Barrozo LV, et al. Air pollution: a potentially modifiable risk factor for lung cancer[J]. Nature Reviews Cancer, 2013, 13 (9): 674-678.
- [5] Yorifuji T, Kashima S. Air pollution: another cause of lung cancer[J]. The lancet oncology, 2013, 14 (9): 788-789.
- [6] Balmes JR. Asbestos and Lung Cancer: What We Know[J]. American journal of respiratory and critical care medicine, 2013, 188 (1): 8-9.
- [7] Bourgault M-H, Gagné M, Valcke M. Lung cancer and mesothelioma risk assessment for a population environmentally exposed to asbestos[J]. International journal of hygiene and environmental health, 2014, 217 (2): 340-346.
- [8] Conrath SM, Pawel DJ. Lung Cancer Efforts Need Stronger Emphasis on Reducing Radon Exposure[J]. American journal of public health, 2013, 103 (9): e4-e4.
- [9] Delzell Jr J. Common lung conditions: environmental pollutants and lung disease[J]. FP essentials, 2013, 409: 32-42.
- [10] Globocan 2012. Estimated age-standardised incidence and mortality rates: men[EB/OL].  
[http://globocan.iarc.fr/Pages/fact\\_sheets\\_population.aspx](http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx).
- [11] Globocan 2012. Estimated age-standardised incidence and mortality rates: women[EB/OL].  
[http://globocan.iarc.fr/Pages/fact\\_sheets\\_population.aspx](http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx).
- [12] Cesaroni G, Badaloni C, Gariazzo C, et al. Long-term exposure to urban air pollution and mortality in a cohort of more than a million adults in Rome[J]. Environmental health perspectives, 2013, 121 (3): 324.
- [13] Deng X ZF, Rui W, et al. PM2.5-induced oxidative stress triggers autophagy in human lung epithelial A549 cells[J]. Toxicology in vitro : an international journal published in association with BIBRA, 2013, 27 (6): 1762-1770.
- [14] Vinikoor-Imler LC, Davis JA, Luben TJ. An ecologic analysis of county-level PM2. 5 concentrations and lung cancer incidence and mortality[J]. International journal of

- environmental research and public health, 2011, 8 (6): 1865-1871.
- [15] 搜狐网. “中国肺癌患者每年新发70万人, 成发病率最高肿瘤”[EB/OL].  
<http://health.sohu.com/20120428/n341956629.shtml>.
- [16] 陈海泉. “肺癌防治早行动”[EB/OL].  
[http://www.elseviermed.cn/famous/detail/Lung\\_cancer\\_prevention\\_and\\_control\\_early\\_action](http://www.elseviermed.cn/famous/detail/Lung_cancer_prevention_and_control_early_action).
- [17] Selva A PT, Lopez Alcalde J, et al. Efficacy of screening for lung cancer. Systematic review[J]. Medicina clinica, 2011, 137 (12): 565-571.
- [18] 刘桂丽, 秦立萍. 肺癌 X 线检查误诊 173 例原因分析[J]. 临床误诊误治, 2010, 23 (5): 478-479.
- [19] Amorín Kajatt E. Lung cancer: a review of current knowledge, diagnostic methods and therapeutic perspectives[J]. Revista Peruana de Medicina Experimental y Salud Pública, 2013, 30 (1): 85-92.
- [20] Midthun DE, Jett JR. Screening for lung cancer: The US studies[J]. Journal of surgical oncology, 2013, 108 (5): 275-279.
- [21] Ohno Y, Koyama H, Nogami M, et al. Postoperative lung function in lung cancer patients: comparative analysis of predictive capability of MRI, CT, and SPECT[J]. American Journal of Roentgenology, 2007, 189 (2): 400-408.
- [22] Wu L-M, Xu J-R, Gu H-Y, et al. Preoperative mediastinal and hilar nodal staging with diffusion-weighted magnetic resonance imaging and fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography in patients with non-small-cell lung cancer: Which is better?[J]. Journal of Surgical Research, 2012, 178 (1): 304-314.
- [23] Chin AY, Kyung M, Kyung S. Non-small cell lung cancer staging: efficacy comparison of integrated PET/CT versus 3.0-T whole body MR imaging[J]. Radiology, 2008, 248: 632-642.
- [24] Bastarrika G, García-Velloso MJ, Lozano MD, et al. Early lung cancer detection using spiral computed tomography and positron emission tomography[J]. American journal of respiratory and critical care medicine, 2005, 171 (12): 1378-1383.
- [25] Kvale P, Bode F, Kini S. Diagnostic accuracy in lung cancer; comparison of techniques used in association with flexible fiberoptic bronchoscopy[J]. CHEST Journal, 1976, 69 (6): 752-757.
- [26] Arroliga A, Matthay R. The role of bronchoscopy in lung cancer[J]. Clinics in chest medicine, 1993, 14 (1): 87-98.
- [27] Gao L, Asmitanand T, Ren H, et al. Fiber-optic bronchoscope and detection of lung cancer: a five year study[J]. Neoplasma, 2011, 59 (2): 201-206.
- [28] 张春莉. 123 例痰检细胞学结果分析[J]. 检验医学与临床, 2008, 4 (12): 1246-1247.
- [29] 夏祥新, 余传槐. 肺癌与痰脱落细胞——附 1047 例分析[J]. 肿瘤, 1987, 2: 021.

- [30] 于晓博. 2006~2010 年某院肺癌病案中 M8000/3 编码者相关特征分析[J]. 2011.
- [31] 陈志明, 吕梁, 张家成等. CT 引导下经皮穿刺肺活检术诊断肺部弥漫性病变[J]. 中国医学影像技术, 2010, (3): 556-558.
- [32] 孔令丰. 尿素 [14C] 呼气试验辐射影响评价[J]. 中国医疗前沿 (上半月), 2010, 5 (3).
- [33] 张文若, 文仪. 一种新型的糖尿病检测仪研制成功[J]. 国外医学情报, 2004, 25 (10): 26-26.
- [34] 以色列研制出快速检测肝部疾病新仪器[EB/OL].  
<http://www.21tcm.com/medicine/news/yiliaoxixie/2007-06-02-375781.shtml>.
- [35] 利用呼出气体诊断多种疾病的装置问世[EB/OL].  
[http://digitalpaper.stdaily.com/http\\_www.kjrb.com/kjrb/html/2013-05/09/content\\_202434.htm?div=-1](http://digitalpaper.stdaily.com/http_www.kjrb.com/kjrb/html/2013-05/09/content_202434.htm?div=-1).
- [36] 刘红敏, 连之伟. 室内环境污染与健康[J]. 建筑热能通风空调, 2002, 21 (6): 47-49.
- [37] 维基百科. “呼吸”[EB/OL].  
[http://zh.wikipedia.org/zh/%E5%91%BC%E5%90%B8\\_\(2013/8/20\)](http://zh.wikipedia.org/zh/%E5%91%BC%E5%90%B8_(2013/8/20)).
- [38] Phillips M, Cataneo RN, Cummin AR, et al. Detection of lung cancer with volatile markers in the breath[J]. CHEST Journal, 2003, 123 (6): 2115-2123.
- [39] Phillips M, Altorki N, Austin JH, et al. Prediction of lung cancer using volatile biomarkers in breath[J]. Cancer Biomarkers, 2007, 3 (2): 95-109.
- [40] Di Natale C, Macagnano A, Martinelli E, et al. Lung cancer identification by the analysis of breath by means of an array of non-selective gas sensors[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2003, 18 (10): 1209-1218.
- [41] 罗小刚, 邱明礼, 侯长军等. 基于卞琳传感器的气体检测系统的设计[J]. 传感器与微系统, 2010, (012): 108-110.
- [42] 邱明礼. 肺癌呼吸气体检测系统设计研究[D]. 重庆大学, 2010.
- [43] 尹鹏. 基于化学卞琳传感器的气体检测系统的研究[D]. 重庆大学, 2009.
- [44] 柏兴洪. 基于 ARM9 的嵌入式气体检测系统硬件平台的设计及研究 [D]. 重庆大学, 2011.
- [45] 路德纪. 肺癌呼吸诊断电子鼻仪器设计[D]. 浙江大学, 2008.
- [46] 应可净, 黄强. 呼吸气体检测在肺癌早期诊断中的应用[J]. 国际呼吸杂志, 2006, 26 (2): 143-145.
- [47] 罗小刚, 汪德暖, 刘静静. 肺癌呼吸气体检测系统的气室设计[J]. 传感器与微系统, 2012, 31 (1): 90-93.
- [48] 张龙宝. 基于 PIC 单片机的血压测量计设计[D]. 西南石油学院, 2003.
- [49] LM2575 Data Sheet[EB/OL]. <http://www.freescale.com/>.

- [50] 薛明军, 张辉, 赵敏. LM2575 系列开关稳压集成电路及其应用[J]. 国外电子元器件, 2001, 1: 67-68.
- [51] 虞致国, 徐健健. MAX6675 的原理与应用[J]. 国外电子元器件, 2002, (12): 41-43.
- [52] 孔巧玲. 单片机与 PC 机串行通讯的实现[J]. 成都大学学报: 自然科学版, 2005, 24 (3): 190-192.
- [53] 张忠华. 单片机与 PC 机串行通信的实现[C]. 万方数据资源系统, 2009.
- [54] BMP085 Data Sheet[EB/OL]. <http://www.bosch-sensortec.com/en/>.
- [55] SHT1x Humidity & Temperature Sensor Data Sheet[EB/OL].  
[http://www.sensirion.com/fileadmin/user\\_upload/customers/sensirion/Dokumente/Humidity/Sensirion\\_Humidity\\_SHT1x\\_Datasheet\\_V5.pdf](http://www.sensirion.com/fileadmin/user_upload/customers/sensirion/Dokumente/Humidity/Sensirion_Humidity_SHT1x_Datasheet_V5.pdf).
- [56] 姜连祥, 许培培. 温湿度传感器 SHT11 的感测系统设计[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2007, (4): 49-51.
- [57] MAX6675 Data Sheet[EB/OL].  
<http://www.maximintegrated.com/datasheet/index.mvp/id/3149>.
- [58] 郑成霞. 基于单片机的软件实现 PID 温度控制系统[J]. 宁波职业技术学院学报, 2010, (005): 16-19.
- [59] 王立, 汪正范. 色谱分析样品处理[M]. 北京: 化学工业出版社, 2006.

## 附 录

### A.作者在攻读硕士学位期间的科研成果

- [1] 罗小刚, 张佳佳, 侯长军, 霍丹群, 法焕宝, 杨眉, 雷靳灿. 一种用于肺癌检测呼吸气体标准化的温度控制装置[P]. 中国. 201210187706.4 (发明专利, 已公开)
- [2] 罗小刚, 张佳佳, 侯长军, 霍丹群, 法焕宝, 杨眉, 雷靳灿. 呼吸气体采样标准化温度控制装置[P]. 中国. 201220269013.5 (实用新型专利, 已授权)

### B.作者在攻读硕士学位期间参与的科研项目

- [1] 国家科技支撑计划项目 (2012BAI19B03)