

文章编号 1004-924X(2012)10-2245-06

# 基于 AIBN 材料的微流体驱动用微型正压源

栗大超\*, 姬永婕, 于海霞, 梁文帅, 徐可欣  
(天津大学 精密测试技术及仪器国家重点实验室, 天津 300072)

**摘要:** 针对本课题组早些时候研制的用于微量组织液透皮抽取的微流控芯片, 研究了一种基于偶氮双异丁腈 (azobisisobutyronitrile, AIBN) 热分解产生气体的微型正压源, 用于为微流控芯片中微量组织液的收集和输运提供驱动力。将 AIBN 固定到微型加热器上, 微型加热器加热 AIBN 至 70 °C 即可产生一定的正压力。实验结果表明, 设计的微型正压源压力可控、易于制造、体积小, 8.7 mg 的 AIBN 在 900 mA 加热电流下可产生 182 kPa 的压力, 满足对微流控芯片中组织液透皮抽取所需的驱动力。

**关键词:** 微流控芯片; 微流体驱动; 微型正压源; 偶氮双异丁腈 (AIBN); 微型加热器  
**中图分类号:** O35; TP273 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20122010.2245

## Micro positive pressure generator based on AIBN for driving micro fluid

LI Da-chao\*, JI Yong-jie, YU Hai-xia, LIANG Wen-shuai, Xu Ke-xin

(State Key Laboratory of Precision Measuring Technology and  
Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China)  
\* Corresponding author, E-mail: dchli@tju.edu.cn

**Abstract:** In order to provide the driving force for the collection and transport of the micro liquid in a microfluidic chip developed by our research group in earlier research, this paper presents a micro positive pressure generator based on the released gas by thermal decomposition of azobisisobutyronitrile (AIBN). The AIBN is fixed to a micro-heater and heated to 70 °C to produce a certain amount of positive pressure. Experimental measurements show that this micro positive pressure generator can obtain 182 kPa pressure with heating 8.7 mg of AIBN by a heating current of 900 mA. The designed micro positive pressure generator is a smaller size, pressure controllable and easy to produce, and obtained pressure can satisfy the requirements of transdermal interstitial fluid (ISF) extraction.

**Key words:** microfluidic chip; driving micro fluidics; micro positive pressure generator; azobisisobutyronitrile (AIBN); micro-heater

收稿日期: 2012-06-14; 修订日期: 2012-07-17.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (No. 61176107); 天津市科技支撑计划重点项目 (No. 11ZCKFSY01500); 国家公益性行业科研专项重点项目 (No. GYHY2009060371)

# 1 引言

组织液透皮抽取式血糖连续检测技术作为一种微创、实时、动态的血糖检测技术,近年来已成为国际上的研究热点<sup>[1-3]</sup>。本课题组研制出了一种用于微量组织液透皮抽取的微流控芯片<sup>[4-5]</sup>,该微流控芯片需要一个微型可控正压源<sup>[6-8]</sup>为微量组织液的收集、输运提供驱动力。本文提出一种基于偶氮双异丁腈(AIBN)热分解产生气体的微型正压源。该微型正压源压力可控、易于制造、体积小,便于与组织液透皮抽取式微流控芯片集成。

AIBN 是一种固体化学推进剂。化学推进剂包括液体化学推进剂和固体化学推进剂 2 种,液体化学推进剂的存储和使用需要一个复杂的液体控制系统,不适用于生物芯片<sup>[9]</sup>;固体化学推进剂在航天领域被广泛应用于微型航天飞机的推进。但是,这种固体化学推进剂分解温度高(超过 400 °C)且释放有毒气体副产物,例如一氧化碳和碳氢化合物<sup>[10]</sup>。而本文正常工作需要的温度相对较低(70~100 °C),AIBN 产生的氮气无毒且具有生物惰性,因此适合在微流控芯片中应用<sup>[11]</sup>。

# 2 工作原理

如图 1 所示,微型正压源由基底、微型加热器、AIBN 材料层和微型腔体组成。通过给微型加热器输入加热电流,将 AIBN 加热到 70 °C 以上使 AIBN 发生图 2 所示的化学反应<sup>[12-13]</sup>,微型腔体内 AIBN 快速分解放出氮气,产生正压输出。

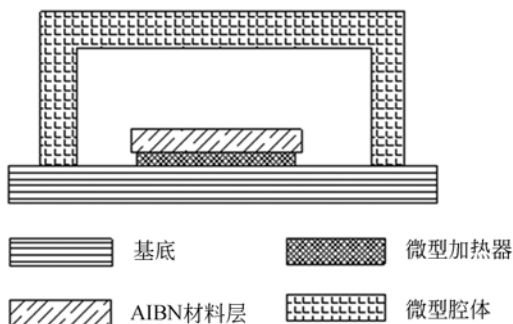


图 1 微型正压源示意图

Fig. 1 Schematic diagram of micro-positive pressure generator

AIBN 分解释放氮气与两个因素有关,一是 AIBN 的质量,一是加热电流的大小;质量影响生成氮气的多少,电流大小影响产生氮气的快慢。通过控制加热前固定在微型加热器上的 AIBN 的质量和微型加热器的加热电流,可实现稳定可调的正压输出。

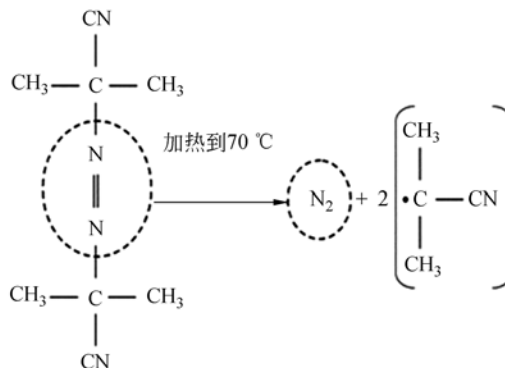


图 2 AIBN 分解方程式

Fig. 2 Decomposition equation of AIBN

AIBN 的分解分为 2 步:加热至约 70 °C 时分解放出氮气并生成自由基,反应过程为: $C_8H_{12}N_4 \xrightarrow[\text{Heat}]{} 2C_4H_8N + N_2 \uparrow$ ;自由基和空气中的氧气接触不发生反应,在 70~100 °C 自由基很稳定,加热至 100~105 °C 时发生急剧分解,根据化学方程式可知其特性没有发生改变。所有氮气全部被释放后,AIBN 剩余的重量减少到原来重量的 87% 左右,整个反应过程如图 3 所示。当 AIBN 的残余重量为原始重量的 87% 时,温度大约是 100 °C。所以微型加热器的工作温度设计在 70~100 °C 之间(不超过 100 °C)。

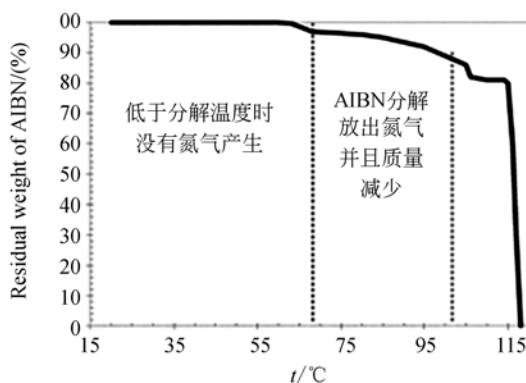


图 3 AIBN 的分解特性

Fig. 3 Decomposition characteristics of AIBN

### 3 微型正压源的设计和制备

#### 3.1 微型加热器的设计和制备

采用 PCB 基底,在 PCB 上制作高于基底的铜线作为加热器。由公式(1)(2)可知,使用恒流源时,相同时间内电阻越大产生热量越多。

$$P = I^2 R, \quad (1)$$

$$Q = Pt, \quad (2)$$

式中  $I$  是供电电流,  $R$  是加热器电阻,  $P$  是电功率,  $Q$  是产生的热量。通过折线形设计提高微小区域内的加热效率。图 4 是微型加热器的结构示意图。

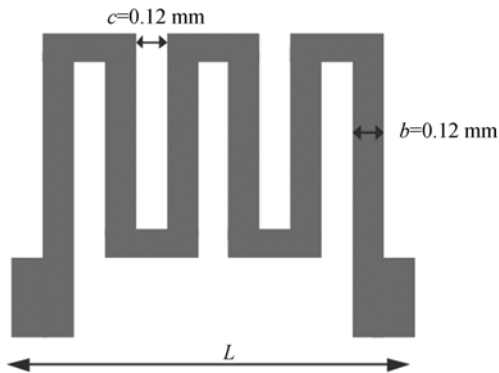


图 4 微型加热器的结构示意图

Fig. 4 Schematic diagram of micro-heater

根据本课题组研制的微流控芯片的尺寸,设计微型加热器的长为  $m=7$  mm,宽为  $n=4$  mm,微型加热器中加热丝的厚度为  $a$ ,宽度为  $b$ ,间距为  $c$ ,总长度为  $L$ ,根据公式(3)、(4)、(5),最终设计的微型加热器的结构参数如表 1。

表 1 微型加热器的结构参数

Tab. 1 Structural parameters of micro-heater

参数/单位	数值
长度 $m$ /mm	7
宽度 $n$ /mm	4
加热丝厚度 $a$ / $\mu$ m	18
加热丝宽度 $b$ / $\mu$ m	120
加热丝间距 $c$ / $\mu$ m	120

微型加热器的电阻为:

$$R = \rho \frac{L}{ab}, \quad (3)$$

其中,铜的电阻率为  $\rho=1.75 \times 10^{-8} \Omega \cdot \text{m}$ 。

折线形铜丝折叠次数为:

$$N = \frac{n-c}{b+c} \quad (N \text{ 取整数}), \quad (4)$$

加热丝总长度为:

$$L = mN \quad (N \text{ 取整数}). \quad (5)$$

#### 3.2 AIBN 材料层的设计和制备

实验过程中为避免由于震动等原因造成 AIBN 的散开,通过以下流程,将 AIBN 粘附在微型加热器上,形成 AIBN 材料层。

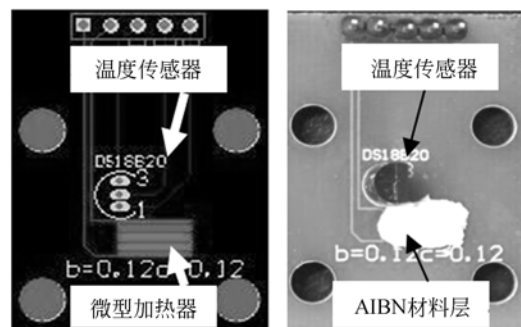
(1) 在  $150^\circ\text{C}$  下,将 Teflon 粉末 (Teflon® AF 2400, DuPont Korea, Korea) 溶解于 PF-5080 (3M Korea, Seoul, Korea) 中,获得 9% 的液体 Teflon;

(2) 将 AIBN 粉末与液体 Teflon 按照 5 : 1 的比例混合到一起;

(3) 将混合后的液体通过丝网印刷工艺<sup>[11]</sup>涂覆到加热器表面;

(4) 在通风橱里常温下固化 12~16 h,得到 AIBN 材料层。

为了观察 AIBN 材料的分解时刻,获得加热温度对 AIBN 输出压强的影响规律。将美国 DALLAS 公司的数字温度传感器 DS18B20 安装在微型加热器的旁边,实时测量 AIBN 分解过程中的温度。图 5 显示了微型加热器、温度传感器和 AIBN 材料层的布局图和实物图。



(a) 布局图

(b) 实物图

(a) Layout

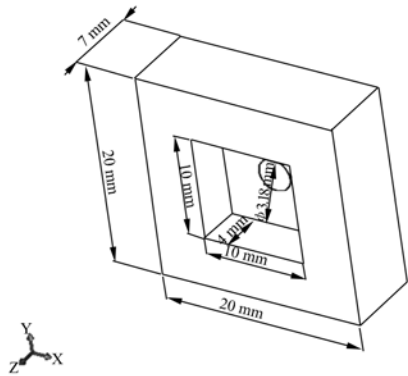
(b) Physical map

图 5 微型加热器、温度传感器和 AIBN 材料层的布局图和实物图

Fig. 5 Layout and physical map of the micro-heater, temperature sensor and AIBN material layer

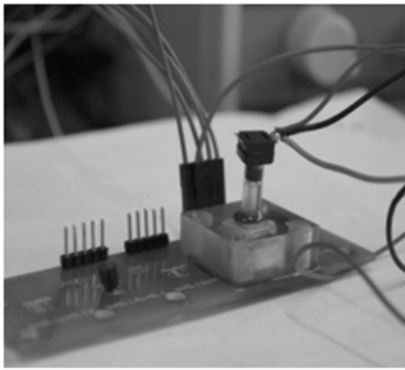
### 3.3 微型腔体的设计和制备

采用有机玻璃设计了一个可以容纳 AIBN 材料层和温度传感器的微型腔体(如图 6(a)所示),微型腔体顶部的圆孔用于集成飞思卡尔半导体公司的压力传感器 MPXH6300A。在微型腔体和微型加热器极板之间加上密封垫片,将微型腔体和微型加热器装配在一起。图 6 是微型腔体的设计图和装配图。



(a) 设计图

(a) Designed graphics



(b) 装配图

(b) Assembly drawing

图 6 微型腔体的设计图和装配图

Fig. 6 Designed graphics and assembly drawing of micro-cavity

## 4 实验系统及实验结果

### 4.1 实验系统

为了测试微型正压源的性能,搭建的实验系统如图 7 所示。包含为微型加热器提供加热电流的恒流源(DF1731SL3A),采集并显示微型加热器温度和微型腔体内部压力的单片机电路。通过

调整 AIBN 材料层沉积的量和微型加热器的加热电流,在液晶显示屏上实时观察微型加热器的温度变化及密封腔内压强的变化。

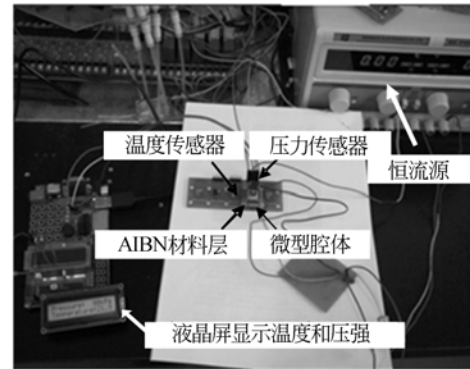


图 7 实验系统图

Fig. 7 Diagram of experimental system

### 4.2 实验结果

在保证实验系统密封性良好的情况下,经过多次的实验,测量得到 10 mg 的 AIBN 可以产生 280 kPa 的压强。在微型加热器上固定 10 mg 的 AIBN 材料,  $T=0$  时刻给微型加热器加 700 mA 电流后,压力传感器便测得微型腔体内的压强随加热电流的上升而增加,考虑到压力传感器 MPXH6300A 的测量范围,当压强上升到 280 kPa 左右时不再增加加热电流,此时  $t=1\ 000\ s$  对应的加热电流值为 800 mA,从图 8 可看到压强稳定在 285 kPa。停止提供加热电流,压强稳定下降,最后当温度下降到室温  $24.4\ ^\circ\text{C}$  时压强稳定在 258 kPa。

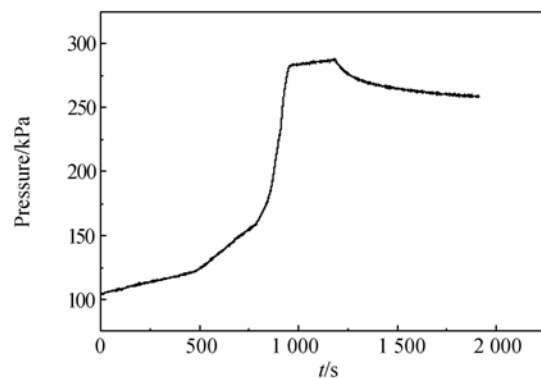


图 8 AIBN 材料层 10 mg 时微型腔体内压强的变化  
Fig. 8 Micro-cavity internal pressure change when AIBN material layer is 10 mg

本课题组研制的组织液透皮抽取式微流控芯片中,需要的正压为 160~180 kPa,实验中将 AIBN 材料的量调整为 8.7 mg 时,产生的压强为 185 kPa。 $t=0$  时刻,加热电流从 800 mA 开始增加,压强随之上升, $t=1\ 000$  s 后压强上升到

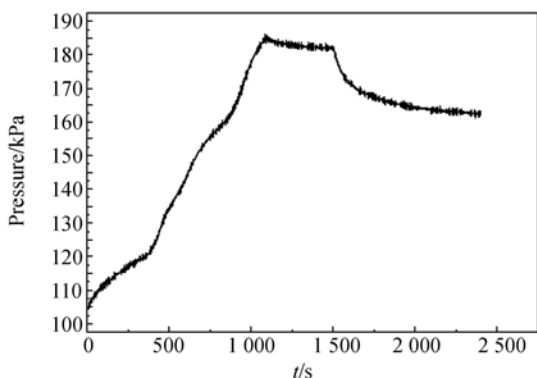


图 9 AIBN 材料层为 8.7 mg 时微型腔体内压强的变化

Fig. 9 Micro-cavity internal pressure change with AIBN material layer of 8.7 mg

185 kPa,此时对应的加热电流为 900 mA,保持电流不变,压强稳定在 182 kPa 左右(见图 9)。停止提供加热电流,压强稳定下降,温度下降到室温 24.4 °C 时,压强基本稳定在 162 kPa 左右。该正压输出能满足微流控芯片中用于组织液透皮抽取所需的驱动力。

## 5 讨 论

本文研究了一种基于 AIBN 热分解产生气体的微型正压源。实验结果表明,8.7 mg 的 AIBN 在 900 mA 的加热电流下产生 182 kPa 左右的压力,可以满足本课题组研制的组织液透皮抽取式微流控芯片的需要。下一步计划基于 polydimethylsiloxane (PDMS) 设计制备微腔体和微加热器,进一步实现该微型正压源的微型化及与组织液透皮抽取式微流控芯片的集成。

## 参考文献:

- [1] DAVID C K. A review of continuous glucose monitoring technology [J]. *Diabetes Technology & Therapeutics*, 2005,7(5):770-775.
- [2] BURDICK J, CHASE P, FAUPEL M, *et al.*. Real-time glucose sensing using transdermal fluid under continuous vacuum pressure in children with type 1 diabetes [J]. *Diabetes Technology & Therapeutics*, 2005, 7(3):448-455.
- [3] MARUO K, TSURUGI M, TAMURA M, *et al.*. In vivo noninvasive measurement of blood glucose by near-infrared diffuse-reflectance spectroscopy [J]. *Appl. Spectrosc.*, 2003, 57(10):1236-1244.
- [4] KAMHOLZ A E, WEIGL B H, FINLAYSON B A, *et al.*. Quantitative analysis of molecular interaction in a microfluidic channel: The T-sensor [J]. *Analytical Chemistry*, 1999,71(23):5340-5347.
- [5] KAMHOLZ A E, YAGER P. Theoretical analysis of molecular diffusion in pressure-driven laminar flow in microfluidic channels [J]. *Biophysical Journal*, 2001,80(1):155-160.
- [6] MUNTZ E P, SHIFLETT G R, VARGO S E. Microscale thermal-transpiration gas pump[J]. *NASA Tech. Brief*, 2003, 27(2):72-73.
- [7] KOOPS H, Proposal of a miniaturized orbitron pump for MEMS applications[J]. *SPIE*, 2005, 5838:38-42.
- [8] KOO K, JEONG M, PARK S, *et al.*. Novel valveless micro suction pump using a solid chemical propellant[J]. *IFMBE Proceedings*, 2006, 14 (1): 310-313.
- [9] KOO K, PARK S, BAN J, *et al.*. A novel fluid suction tool for capsular endoscope[C]. *Transducers & Eurosensors '07, the 14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, 2007, 1: 1335-1336.
- [10] MUKERJEE E V, WALLACE A P, YAN K Y, *et al.*. Vaporizing liquid microthruster[J]. *Sens. Actuators*, 2000, 83:231-236.
- [11] TEASDALE D, MILANVIC V, CHANG P, *et al.*. Microrockets for smart dust [J]. *Smart Mater. Struct.*, 2001, 10(6):1145-1155.
- [12] HONG C C, MURUGESAN S, KIM S, *et al.*. A functional on-chip pressure generator using solid

chemical propellant for disposable lab-on-a-chip [J]. *Lab Chip*, 2003, 3:281-286.

- [13] TABKA M T, CHENAL J M, WIDMAIER J M. Effect of stannous octoate on the thermal decomposition of 2, 2'-azobis(isobutyronitrile) [J]. *Polymer Int.*, 2000, 49(4):412-416.

- [14] MORRIS R E, MERA A E, BRADY R F, *et al.*. Development of a model system to study fuel autoxidation in supercritical media: decomposition kinetics of 2, 2'-azobis(isobutyronitrile) in supercritical carbon dioxide [J]. *Fuel*, 2000, 79, 1101-1107.

#### 作者简介:



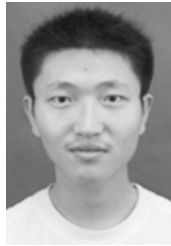
**栗大超**(1976—),男,河南人,博士,副教授,硕士生导师,2004年于天津大学精密仪器及机械专业获得工学博士学位,2006~2008年于美国CWRU大学电子工程系从事博士后研究工作,主要从事微系统技术与微型仪器、生物医学检测技术、精密测试技术及仪器等领域的研究。E-mail: dchli@tju.edu.cn



**姬永婕**(1986—),女,河南人,硕士研究生,2010年于郑州轻工业学院获得学士学位,主要从事组织液透皮抽取式血糖连续检测芯片的研究。E-mail: jimingyue011@163.com



**于海霞**(1980—),女,河北人,博士,2007年、2011年于天津大学分别获得硕士、博士学位,目前在天津大学精密仪器与光电子工程学院进行博士后研究工作,主要从事微创血糖检测方法的研究。E-mail: jyyhx2000@163.com



**梁文帅**(1986—),男,天津人,硕士研究生,2009年于武汉理工大学获得学士学位,2012年于天津大学获得硕士学位,主要从事消防器材的研究。E-mail: liangwenshuai@tju.edu.cn



**徐可欣**(1956—),男,安徽人,博士,教授,博士生导师,1985年、1988年于天津大学分别获得硕士、博士学位,主要从事采用光谱方法进行人体微弱成分无创伤检测方法的研究、生物光学及微弱化学成分智能化检测方法的研究。E-mail: kexin@tju.edu.cn