

# 压力传感器特性及人体心率血压测量实验

## 一、实验目的

- 1、了解气体压力传感器的工作原理，测量气体压力传感器的特性；
- 2、用气体压力传感器和放大器组装数字式压力表，用水银压强计对其进行定标，并用自己组装的数字压力表采用柯氏音法测量人体血压；
- 3、了解人体心率的测量原理，利用红外脉搏传感器测量心跳频率；
- 4、验证理想气体的波意耳（Boyle）定律。（选做）

## 二、实验原理

压力（压强）是一种非电量的物理量，气体压强的测量除了用传统的水银压强计与指针式压力表外，也可以用气体压力传感器将气体压强转换成电量，实现压强测量的数字显示和监控，亦可在医学上用于测量人体血压。

本仪器所用气体压力传感器为 MPS3100，它是一种集成压力传感器，以硅为主要材料，把用来感受压力的硅应变膜、应变电阻以及采集应变信号的桥式电路、放大输出电路等集于一个芯片上的器件。采集应变信号的核心部件为用应变元件组成的桥，其电路原理图如下：

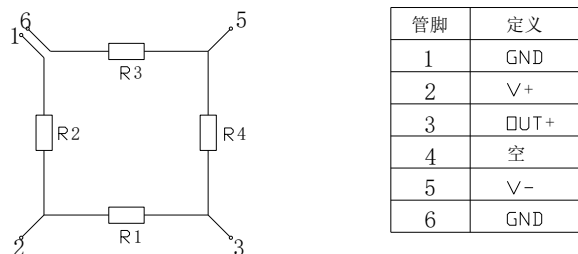


图 1 MPS3100 电路原理图

四个应变电阻按掺杂时的晶格取向不同分为 $R_1$ 、 $R_3$ 和 $R_2$ 、 $R_4$ 两组。将其组成上图的桥式电路，若在 2、5 两端施加电压，当应变膜无形变时，四个电阻阻值相等，均为 $R$ ，1、3 两端输出电压为 $u = 0$ 。当气体施加在传感器上，四个应变电阻分别产生拉伸和压缩形变，电阻阻值发生变化，其中 $R_1$ 和 $R_3$ 阻值增加 $\Delta R$ ， $R_2$ 和 $R_4$ 阻值减少 $\Delta R$ 。此时 1、3 两端的电压输出为：

$$u = \frac{U}{R} \Delta R \quad (1)$$

若外加电压 $U$ 与应变电阻静态阻值 $R$ 保持不变，则输出电压 $u$ 与 $\Delta R$ 呈线性关系。

实验中给气体压力传感器加上+5V 的工作电压，气体压强范围为 0-40kPa, 则它随着气体压强的变化能输出 0-75mV 左右的电压。由于制造技术的关系，传感器在 0kPa 时，其输出不为零（典型值±25mV），故可以在 1、6 脚串接小电阻来进行调整。MPS3100 传感器的线性度极好。

## 1、血压和心率的测量

人体的血压心率是人的重要生理参数，血压的高低、心跳的频率和脉搏的波形是判断人身体健康的重要依据。故测量人体的血压、心率也是医学院学生必须掌握的重要内容。

### （1） 血压的测量

人体血压指的是动脉血管中脉动的血流对血管壁产生的侧向垂直于血管壁的压力。主动脉搏管中垂直于管壁的压力峰值为收缩压，谷值为舒张压。血压是反映心血管系统状态的重要的生理参数。特别是近年来，高血压在中老年人群中的发病率不断上升（据统计已达 15%~20%），而且常常是引起心血管系统一些疾病的重要因素，因此血压的准确检测在临床和保健工作中变得越来越重要。临床上血压测量技术可分为直接法和间接法两种。间接法测量血压不需要外科手术，测量简便，因此在临床上得到广泛的应用。目前常用的两种间接测量方法，即听诊法(柯氏音法 Auscultatory method)和示波法 (Oscillometric method)。听诊法由俄国医生 Kopotkoc 在 1905 年提出，迄今仍在临床中广泛应用。当用血压计测量时，将臂带缠在肘关节上部，听诊器置于肱动脉处，通过充气加压至阻断动脉血流，然后缓慢减压，当臂带压强等于主动脉收缩压时，血流通过，并听到第一声脉动湍流声（又称血管音），此时压力计显示数值即收缩压（高压）。继续缓慢减压，当臂带压强等于舒张压时，脉动湍流声消失，此时压力计显示数值即舒张压（低压），此种血压测量方法即为柯氏音法。本实验采用此法测量血压。

### （2） 心率、脉搏波的测量

心脏跳动的频率称为心率（次/分钟），心脏在周期性波动中挤压血管引起动脉管壁的弹性形变，在血管处测量此应力波得到的就是脉搏波。因为心脏通过动脉血管，毛细血管向全身供血，所以离心脏越近测得的脉搏波强度越大，反之则相反。在脉搏波强的血管处，用手指在体外就能感应到脉搏波。随着电子技术与计算机技术的发展，脉搏测量不再局限于传统的人工测量法或听诊器测量法。本实验使用的脉搏传感器为“透过型”红外线脉搏传感器，其原理是向体表照射红外线，由于心脏跳动会引起手指尖内微血管容积发生改变，从而利用透过身体的红外线变化量来测量脉搏波。这种“透过型”脉搏传感器对测量位置要求较高，需要选择易穿透的部分，例如“指尖”，“耳垂”等位置。其信号通过单片机技术进行数据处

理，即可实现智能化的脉搏测试，也可经过放大、调理、整形输出完整的脉搏波电压信号，通过示波器对检测到的脉搏波进行观察，进行心脏的健康诊断。

## 2、理想气体定律

气体的状态可用如下三个量来确定：体积  $V$ ，压强  $P$ ，温度  $T$ 。在通常大气环境条件下，气体可视为理想气体（气体压强不大），理想气体遵守以下定律。

波意耳（Boyle）定律：对于一定量的气体，假定气体的温度  $T$  保持不变，则其压强  $P$  和体积  $V$  的乘积是一常数。

$$P_1V_1 = P_2V_2 = \dots\dots\dots = P_rV_r = \text{常数} \quad (2)$$

气体定律：任何一定量气体的压强  $P$  和气体的体积  $V$  的乘积除以自身的热力学温度  $T$  为一个常数，即

$$\frac{P_1V_1}{T_1} = \frac{P_2V_2}{T_2} = \dots\dots\dots = \frac{P_rV_r}{T_r} = \text{常数} \quad (3)$$

## 三、实验仪器

FD-HRBP-B 型压力传感器特性及人体心率血压测量实验仪主要由实验主机、水银压强计、充气袖带、充气球、医用听诊器、注射器、红外脉搏传感器等组成，仪器装置如图 2 所示。



图 2 压力传感器及人体心率血压测量实验仪

## 四、实验内容

### 1、气体压力传感器的特性测量

- (1) 开机预热 5 分钟，待仪器稳定后才能开始实验。检查两根软管是否已连入仪器面板上的两个进出气口，且其中一根软管与水银压强计相连。检查脉搏传感器的插头是

否已插入仪器主机脉搏传感器的插座。

- (2) 利用实验电源为气体压力传感器提供+5V的工作电压,传感器的正负输出端“OUT+”、“OUT-”分别与测量端的“IN”、“GND”相连,从而直接测量传感器的输出电压;
- (3) 进出气口一端通过软管与水银压强计相连接(测量时需打开水银压强计的气阀),另一端与注射器相连接;
- (4) 利用功能按键在液晶显示模块中进入“压力传感器输出”测量模式,此时液晶显示模块中显示的是测量端“IN”与“GND”两个端口间的电压值,单位为mV;
- (5) 利用注射器的推拉改变压强,同时记录气体压力传感器的输出电压U与水银压强计的示数P(注意测量范围限定在4kPa-32kPa之间);
- (6) 画出气体压力传感器的压强P与输出电压U的关系图,计算出气体压力传感器的灵敏度(即斜率)。

## 2、数字式压力表的组装及定标

- (1) 将气体压力传感器的正负输出端“OUT+”、“OUT-”分别与定标放大电路的“IN+”、“IN-”相连,再将定标放大电路的输出端“OUT”、接地端“GND”分别与测量端的“IN”、“GND”相连;
- (2) 利用功能按键在液晶显示模块中进入“数字式压力表定标”模式,此时液晶显示模块中的单位改变为kPa;
- (3) 仍然利用注射器的推拉改变压强,以水银压强计的示数为基准,在气体压强为4kPa时,旋转“调零”旋钮使液晶显示模块中的示值亦为“4kPa”,在气体压强为32kPa时,旋转“增益”旋钮使液晶显示模块中的示值亦为“32kPa”,通过反复调节使数字式压力表的示数在4kPa与32kPa时均与水银压强计相一致;
- (4) 将定标放大电路的调零与增益调整好后,组装且定标好的数字式压力表即可用于人体血压或气体压强的测量及数字显示。

## 3、血压的测量

- (1) 采用典型柯氏音法测量血压:被测者坐下,将手臂轻放在桌面上,向体外展开约45°,先将充气臂带中的气体压出,然后绑至肘横纹以上2-3厘米处,臂带不宜过松或过紧,以能放入两根手指为宜,注意:臂带上两个进出气口应朝下。用手指感受到肱动脉搏动的位置,并把医用听诊器放于臂带外肱动脉处。
- (2) 充气绑带上有两个进出气管,其中一个与充气球相连,另一个通过软管接入仪器主机上原本连接注射器的进出气口;

- (3) 用自己组装且定标好的数字式压力计进行测量，充气球向臂带压气至 20kPa 左右，打开排气阀缓慢排气，同时用听诊器听脉搏音（柯氏音），当听到第一次柯氏音时，记下压力表的读数为收缩压，若排气到听不到柯氏音时，那最后一次听到柯氏音时所对应的压力表读数为舒张压；
- (4) 如果舒张压读数不太肯定时，可以用压气球补气至舒张压读数之上，再次缓慢排气来读出舒张压。

#### 4、心率的测量

- (1) 利用实验电源为脉搏传感器提供+5V 的工作电压，传感器的输出端“OUT”与电压比较器的“IN”相连，电压比较器的输出端“OUT”、接地端“GND”与计数器的“IN”、“GND”相连；
- (2) 将脉搏传感器的夹子夹在指尖上，并注意指尖不能太靠外，要位于传感器的发射器与接收器（两个透明小窗口）之间，并静置该手，等待约 30s；
- (3) 调节电压比较器的“基准调节”旋钮，使“触发指示”LED 灯随心跳频率闪烁；利用功能按键在液晶显示模块中进入“心率测量”模式，然后选择“计次”，仪器主机将会在预设的一分钟内自动测量并显示每分钟脉搏次数，然后选择“保存”会自动记录该组测量数据，并可通过“查阅”功能及“向上”、“向下”按键翻页查询已记录的数据。

#### 5、验证理想气体波意耳定律（选做）

- (1) 电路及管路的连接与实验 2 相同，利用功能按键在液晶显示模块中进入“数字式压力表定标”模式；
- (2) 将注射器吸入空气，推至 10ml 刻线，用软管连接至仪器主机的进出气口，此时若管道内的气体体积为  $V_0$ ，那么此时总的气体体积为  $V_0+V_1$ （10ml），数字式压力表显示压强为  $P_1$ （实际压强即大气压强  $P_0$  约为 760mmHg 或 101.08kPa），总的气体压强为  $P_0+P_1$ ；
- (3) 将注射器内气体压缩，此时总的气体体积将减少，压强将升高，记录多组气体体积  $V_i$  与压强  $P_i$  的相关数据；
- (4) 作  $\frac{1}{P_i + P_0} - (V_i + V_0)$  关系图，求出  $V_0$  和斜率  $K$ ，证明：

$$(V_1 + V_0)(P_1 + P_0) = (V_2 + V_0)(P_2 + P_0) = \dots = (V_i + V_0)(P_i + P_0)$$

从而验证波意耳定律。

## 五、数据记录与处理

### 1、MPS3100 气体压力传感器的输出特性

表 1 MPS3100 型气体压力传感器的输出特性

气体压强 $P(kPa)$	4.0	8.0	12.0	16.0	20.0	24.0	28.0	32.0
输出电压 $u(mV)$								

画出电压与压强的关系曲线，求出斜率，即灵敏度 A。

气体压力传感器灵敏度  $A = \underline{\hspace{2cm}}$  mV/kPa

### 2、测量血压数据

表 2 测量血压数据

实验次数 \ 血压	舒张压 P(kPa)	收缩压 P(kPa)
1		
2		
3		
平均值		

### 3、心率测定

2 次平均心率  $\underline{\hspace{2cm}}$  次/min

## 六、注意事项

- 1、本实验使用的水银压强计，使用时应打开气阀（向左旋为开），实验结束后应关闭气阀（向右旋），且实验过程中汞柱不能超量程。
- 2、实验时，压气球只能在测量血压时使用，不能直接接入仪器面板上的进气口；测量压力传感器特性时只能使用注射器。
- 3、用柯氏音法测血压时，每一次测量结束后应完全放松臂带，使血液流通几分钟后再进行下一次测量。
- 4、实验结束后，将导线从各插口处小心取下。进出气口的两根软管请勿拔下，且应让其中一根软管与水银压强计相连。脉搏传感器的插头也不要拔下，以防损坏。