

新系统目前还存在问题，请同学以纸质课表为准，循环实验。

实验要求：

1. 实验顺序

按照组内编号，在下面表格中查找自己两次实验课要做的实验。例如，组内编号 12 号的同学，第一次课做“医学物理实验”，第二次课与 11 号同学一组，做“接触角仪”实验。

组内编号	第一周实验		第二周实验	
	实验名称	实验台号	实验名称	实验台号
1	接触角仪	接触角仪 1	医学物理实验	医学物理 1
2	接触角仪		医学物理实验	医学物理 2
3	接触角仪	接触角仪 2	医学物理实验	医学物理 3
4	接触角仪		医学物理实验	医学物理 4
5	接触角仪	接触角仪 3	医学物理实验	医学物理 5
6	接触角仪		医学物理实验	医学物理 6
7	接触角仪	接触角仪 4	医学物理实验	医学物理 7
8	接触角仪		医学物理实验	医学物理 8
9	接触角仪	接触角仪 5	医学物理实验	医学物理 9
10	接触角仪		医学物理实验	医学物理 10
11	医学物理实验	医学物理 1	接触角仪	接触角仪 1
12	医学物理实验	医学物理 2	接触角仪	
13	医学物理实验	医学物理 3	接触角仪	接触角仪 2
14	医学物理实验	医学物理 4	接触角仪	
15	医学物理实验	医学物理 5	接触角仪	接触角仪 3
16	医学物理实验	医学物理 6	接触角仪	
17	医学物理实验	医学物理 7	接触角仪	接触角仪 4
18	医学物理实验	医学物理 8	接触角仪	
19	医学物理实验	医学物理 9	接触角仪	接触角仪 5
20	医学物理实验	医学物理 10	接触角仪	

2. 实验预习

第一次上课前**预习两个实验**（不需写预习报告），上课时，在课堂上书面作答预习题目，分数 10 分。

3. 实验操作

- (1) 讲课结束前禁止打开、调节实验仪器；
- (2) 每个实验操作分 30 分，操作分数总分 60 分。

4. 实验报告

自行选择所做两个实验中的一个，处理实验数据，按照论文格式完成实验报告，分数 30 分。

5. 总分=预习分数+实验 1 操作分数+实验 2 操作分数+报告分数

医学物理实验

——温度传感器特性及人体温度测量实验

“温度”是一种重要的热学物理量，它不仅和我们的生活环境密切相关，在科研及生产过程中，温度的变化对实验及生产的结果至关重要。在医学上，体温的测量及温度的误差对疾病的判断相当重要，所以温度传感器应用广泛。温度传感器是利用一些金属、半导体等材料与温度相关的特性制成的。一般把金属热电阻简称为热电阻，把半导体热电阻称为热敏电阻。

实验目的

1. 了解实验中使用的温度传感器的工作原理，测量所使用的温度传感器的电压（或电阻）与温度的关系，求出温度传感器的灵敏度与相关系数；
2. 用选用的温度传感器、放大电路和数字电压表组装数字式电子温度表，并用标准数字式温度表，对组装的数字式温度表进行校正，通过实验测量其线性度；
3. 使用组装的数字式温度表进行人体各部位（眉心，腋下，手心，下肢）温度分布情况的测量，了解人体各部分的温差。

实验仪器

温度传感器特性及人体温度测量实验仪由 7 部分组成：

1. 高准确度控温恒温加热系统；
2. 直流稳压电源；
3. 数字电压表；
4. Pt100 温度传感器；
5. NTC1K 热敏电阻温度传感器、PN 结温度传感器、电压型集成温度传感器 LM35 及可调放大器；
6. 标准数字体温表；
7. 实验接插线。

实验原理

一、热敏电阻温度传感器

1. 恒压源电流法测量热电阻

恒压源电流法测量热电阻，电路如图 1 所示，

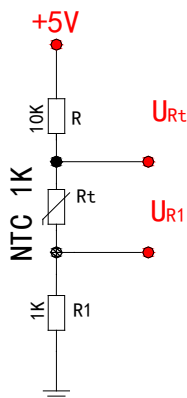


图 1

电源采用恒压源， R_1 为已知数值的固定电阻， R_t 为热电阻。 U_{R_1} 为 R_1 上的电压， U_{R_t} 为 R_t 上的电压， U_{R_1} 用于监测电路的电流。当电路电压恒定、温度恒定时，则 U_{R_1} 一定，电路的电流 I_0 则为 $\frac{U_{R_1}}{R_1}$ ，只要测出热电阻两端电压 U_{R_t} ，即可知道被测热电阻的阻值。当电路电流为 I_0 ，温度为 T 时，热电阻 R_t 为：

$$R_t = \frac{U_{R_t}}{I_0} = \frac{R_1 U_{R_t}}{U_{R_1}} \quad (1)$$

2. 负温度系数热敏电阻(NTC 1K)温度传感器

热敏电阻是利用半导体电阻阻值随温度变化的特性来测量温度的，按电阻阻值随温度升高而减小或增大，分为 NTC 型(负温度系数热敏电阻)、PTC 型(正温度系数热敏电阻)和 CTC (临界温度热敏电阻)。NTC 型热敏电阻阻值与温度的关系呈指数下降关系，但也可以找出热敏电阻某一较小的、线性较好范围加以应用 (如 35-42℃)。如需对温度进行较准确的测量则需配置线性化电路进行校正测量 (本实验没进行线性化校正)。以上三种热敏电阻特性曲线见图 2。

在一定的温度范围内(小于 150°C)NTC 热敏电阻的电阻 R_t 与温度 T 之间有如下关系:

$$R_t = R_0 e^{B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)} \quad (2)$$

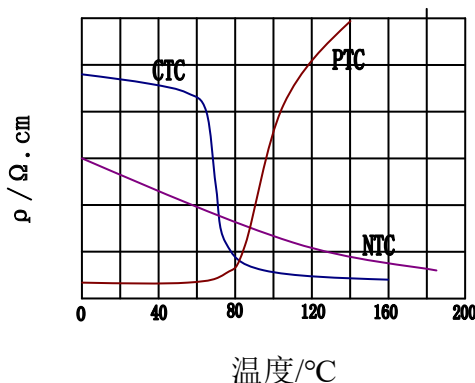


图 2

(2) 式中 R_t 、 R_0 是温度为 T 、 T_0 时的电阻值(T 为热力学温度, 单位为 K); B 是热敏电阻材料常数, 一般情况下 B 为 2000~6000K。对一定的热敏电阻而言, B 为常数, 对 (2) 式两边取对数, 则有: $\ln R_t = B\left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right) + \ln R_0$ (3)

由 (3) 式可见, $\ln R_t$ 与 $1/T$ 成线性关系, 作 $\ln R_t - (1/T)$ 直线图, 用直线拟合, 由斜率即可求出常数 B 。

二、PN 结温度传感器

PN 结温度传感器是利用半导体 PN 结的正向结电压对温度依赖性, 实现对温度检测的, 实验证明在一定的电流通过情况下, PN 结的正向电压与温度之间有良好的线性关系。通常将硅三极管 b、c 极短路, 用 b、e 极之间的 PN 结作为温度传感器测量温度。硅三极管基极和发射极间正向导通电压 U_{be} 一般约为 600mV (25°C), 且与温度成反比。线性良好, 温度系数约为 -2.3mV/°C, 测温精度较高, 测温范围可达 -50—150°C。

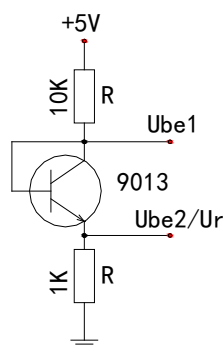
通常 PN 结组成二极管的电流 I 和电压 U 满足 (4) 式

$$I = I_s [e^{qU/kT} - 1] \quad (4)$$

在常温条件下, 且 $U > 0.1V$ 时, (4) 式可近似为

$$I = I_s e^{qU/kT} \quad (5)$$

(6) 式中 U_{go} 为半导体材料在 $T=0K$ 时的禁带宽度, B 为 PN 结的结电压温度系数。实验测量如图 3。图中用 +5V 恒压源使流过 PN 结的电流约为 $400\mu A$ ($25^{\circ}C$)。



测量 Ube 时用 Ube1、Ube2 两端，作传感器应用时从 Ube2/U_r 输出。

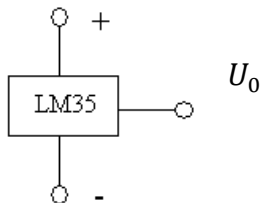
三、LM35 集成电压型温度传感器

LM35 温度传感器, 标准 T0-92 工业封装, 由于其输出的是与温度对应的电压($10\text{mV}/^{\circ}\text{C}$), 且线性极好, 故只要配上电压源, 数字式电压表就可以构成一个精密数字测温系统。输出电压的温度系数 $K=10.0\text{mV}/^{\circ}\text{C}$, 利用下式可计算出被测温度 $T (^{\circ}\text{C})$:

$$U_0 = KT = (10 \text{ mV}/^\circ\text{C})t$$

$$\text{即 } T=U_0/K \quad (7)$$

LM35 温度传感器的电路符号见图 4, U_0 为输出端



实验测量时只要直接测量其输出端电压 U_0 ，即可知待测量的温度。

实验内容

说明：上课时按照老师的安排，做三种传感器中的一种。

一、NTC 1KΩ 热敏电阻温度特性的测量及电子温度计的制作

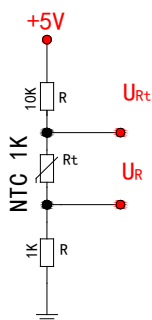


图 5

1. 恒压源电流法测量热敏电阻的阻值：

用恒压源法测热敏电阻的方法见图 5。图 5 为测量热敏电阻阻值所用恒压源实验电路，测量热敏电阻时插上+5V 恒压电源、热敏电阻。在一定的温度时（温度不变）检测 1KΩ 电阻上的电压即可知道流过 R_t 的电流，即： $I_0 = \frac{U_{R_1}}{R_1}$ ，则测量热敏电阻上的电压即可知道它的阻值

$$R_t = \frac{U_{R_t}}{I_0} = \frac{R_1 U_{R_t}}{U_{R_1}}$$

****每改变一次温度都要重新测量流过 R_t 的电流（ R_t 的阻值已经变化了）。**

按面板电路图指示插好实验电路，将控温传感器 Pt100 铂电阻插入干井式恒温加热炉的**中心井**，另一只待测试的 NTC 1K 热敏电阻插入干井式恒温加热炉另一井，然后开启加热器，从 30.0℃起开始测量，每隔 10.0℃控温系统设置一次，控温稳定后，记录 U_{R_1} 和 U_{R_t} ，到 80.0℃止。用式（2）测量、计算 NTC 1K 热敏电阻的阻值，对测量结果进行拟合，求出温度传感器的灵敏度与相关系数。

2. 制作电子温度计：

将 U_{R_t} 作为信号进入放大电路进行放大和调整，使电路得到 10 mV/℃的输出，并将输出电压与标准温度进行对比校准，即可制成电子温度计。

(1) 将控温传感器 Pt100 铂电阻插入干井式恒温加热炉中心井，控温仪作 37.0℃ 的自适应整定。(省略，方法见附录 1。)

(2) 用数字体温计对控温传感器 Pt100 铂电阻进行 37.0℃ 温度校正。

控温仪设定 37.0℃，对比控温仪温度示数与标准体温表示数，如不相同，则需进行传感器修正，方法见附录 2。

(3) 对组装的数字式温度表进行校正。

从 35.0℃—42.0℃，每隔 1.0℃，记录自制数字体温计的温度，并与标准数字体温计的示数对比。根据不同设定温度值时两个数字体温计的示数关系，选择不同的设定温度（例如分别在 36.0℃ 和 40.0℃ 两个设定温度），调整电路的校正与调零电位器，使在不同设定温度时，两个数字温度计的温度变化同步。调节校正旋钮，可改变温度曲线的斜率；调节调零电位器，可平移温度曲线。调节过程示例：如设定温度 40.0℃ 时，标准数字体温计示数 39.8℃，自制数字温度计示数 40.1℃，此时可先调节校正旋钮，使自制数字温度计示数降低为 39.6℃，再调节调零电位器，使自制数字温度计示数升高为 39.8℃，与标准数字体温计示数一致。更换不同温度，反复调节至两数字温度计的温度基本同步。此时，自制数字体温计的输出电压与温度变化同步，温度每 1℃ 变化，输出电压变化 10mV。

(4) 测量自制电子温度计的线性度。

从 35.0℃—42.0℃，每隔 0.5℃ 设置控温仪温度，到 42.0℃ 止，分别记录自制电子温度计和标准数字体温计的温度示数，求出不同设定温度时的差值 Δt ，算出线性度。

线性度 $\delta = \Delta Y_{\max} / Y \times 100\%$ 。 ΔY_{\max} 为传感器校准曲线与拟合直线间的最大偏差，本实验中用 Δt 的最大值近似代替。 Y 为满量程输出，本实验中对对应组装温度计的实际测量范围。

3. 用自制数字温度计，进行人体各部位（腋下、眉心、手掌内、下肢）的温度测量，了解人体各部位温差的原因。

二、PN 结温度传感器温度特性的测量及电子温度计的制作

1. 将控温传感器 Pt100 铂电阻插入干井式恒温加热炉中心井，PN 结温度传感器插入干井式恒温加热炉另一个井内。按要求插好连线，然后开启加热器，从 30.0℃ 开始测量，每隔 10.0℃ 控温系统设置温度，控温稳定后，进行 PN 结正向导通电压 U_{be} 的测量，到 80.0℃ 止。对测量结果进行拟合，求出温度传感器的灵敏度与相关系数。

2. 制作电子温度计：

将 U_r 作为信号通过放大电路（放大电路不作详细介绍）放大为 $10\text{mV}/^\circ\text{C}$ 的电压输出，并将输出电压与标准温度进行对比校准，即可制成电子温度计。

（1）将控温传感器 Pt100 铂电阻插入干井式恒温加热炉中心井，控温仪作 37.0°C 的自适应整定。（省略，方法见附录 1。）

（2）用数字体温计对控温传感器 Pt100 铂电阻进行 37.0°C 温度校正。

控温仪设定 37.0°C ，对比控温仪温度示数与标准体温表示数，如不相同，则需进行传感器修正，方法见附录 2。

（3）对组装的数字式温度表进行校正。

从 35.0°C — 42.0°C ，每隔 1.0°C ，记录自制数字体温计的温度，并与标准数字体温计的示数对比。根据不同设定温度值时两个数字体温计的示数关系，选择不同的设定温度（例如分别在 36.0°C 和 40.0°C 两个设定温度），调整电路的校正与调零电位器，使在不同设定温度时，两个数字温度计的温度变化同步。调节校正旋钮，可改变温度曲线的斜率；调节调零电位器，可平移温度曲线。调节过程示例：如设定温度 40.0°C 时，标准数字体温计示数 39.8°C ，自制数字温度计示数 40.1°C ，此时可先调节校正旋钮，使自制数字温度计示数降低为 39.6°C ，再调节调零电位器，使自制数字温度计示数升高为 39.8°C ，与标准数字体温计示数一致。更换不同温度，反复调节至两数字温度计的温度基本同步。此时，自制数字温度计的输出电压与温度变化同步，温度每 1°C 变化，输出电压变化 10mV 。

（4）测量自制电子温度计的线性度。

从 35.0°C — 42.0°C ，每隔 0.5°C 设置控温仪温度，到 42.0°C 止，分别记录自制电子温度计和标准数字体温计的温度示数，求出不同设定温度时的差值 Δt ，算出线性度。

线性度 $\delta = \Delta Y_{\max} / Y * 100\%$ 。 ΔY_{\max} 为传感器校准曲线与拟合直线间的最大偏差，本实验中用 Δt 的最大值近似代替。 Y 为满量程输出，本实验中对对应组装温度计的实际测量范围。

3. 用自制数字温度计，进行人体各部位（腋下、眉心、手掌内、下肢）的温度测量，了解人体各部位温差的原因。

三、集成温度传感器 LM35 温度特性的测量及电子温度计的制作

1. 插接好电路，将控温传感器 PT100 铂电阻插入干井式恒温加热炉中心孔，集成温度传感器 LM35 插入干井式恒温加热炉另一个井内。按要求插好连线，然后开启加热器，从 30°C 开始测量，每隔 10°C 控温系统设置温度，控温稳定后，测试传感器 LM35 的输出电压，到 80.0°C 止。对测量结果进行拟合，求出温度传感器的灵敏度与相关系数。

2. 制作电子温度计：

将电压输出型 LM35 的输出电压通过放大电路，并将输出电压与标准温度进行对比校准，即可制成电子温度计。

(1) 将控温传感器 Pt100 铂电阻插入干井式恒温加热炉中心井，控温仪作 37.0°C 的自适应整定。(省略，方法见附录 1.)

(2) 用数字体温计对控温传感器 Pt100 铂电阻进行 37.0°C 温度校正。

控温仪设定 37.0°C，对比控温仪温度示数与标准体温表示数，如不相同，则需进行传感器修正，方法见附录 2。

(3) 对组装的数字式温度表进行校正。

调整电路的校正旋钮，使在设定温度 37.0°C 时，自制数字体温计的显示温度与标准数字体温计的温度同步。此时，自制数字体温计的输出电压与温度变化同步，温度每 1°C 变化，输出电压变化 10mV。

(4) 测量自制电子温度计的线性度。

从 35.0°C—42.0°C，每隔 0.5 °C 设置控温仪温度，到 42.0°C 止，分别记录自制电子温度计和标准数字体温计的温度示数，求出不同设定温度时的差值 Δt ，算出线性度。

线性度 $\delta = \Delta Y_{\max} / Y * 100\%$ 。 ΔY_{\max} 为传感器校准曲线与拟合直线间的最大偏差，本实验中用 Δt 的最大值近似代替。Y 为满量程输出，本实验中对对应组装温度计的实际测量范围。

3. 用自制数字温度计，进行人体各部位（腋下、眉心、手掌内、下肢）的温度测量，了解人体各部位温差的原因。

思考题

实验中对组装的数字温度计进行定标的过程是怎样进行的？

附录

控温系统简介

仪器的加热装置采用了温度传感器测量技术中较准确的干井式恒温加热炉，其控温准确度由控温系统 P.I.D 控制保证，在设定温度值时达 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ ，在全温度范围内达 $\pm 0.3^{\circ}\text{C}$ （利用控温系统内部设置“UU”微调，在全温度范围内控温准确度也可达 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ ）。干井式恒温加热炉可使恒温块中围绕中心干井的四个干井与中心井温度一致。与恒温水槽相比，采用此种干井式结构，体积小，不需搅拌器。既能使实验非常安全，也使恒温块中的几个井的温差极小。仪器加热器电源为直流 24V 安全电压，电流 0.5A，功率 12W。干井加热炉从室温升至 100°C 约 15min。同时为了快速重复做实验，仪器内另装风扇，可快速降低干井内温度。

TCF-708 智能温度调节仪是一种高精度的单片 PC 控温仪表，该仪表的 P.I.D 自适应整定功能使仪表能适应不同的加热、致冷系统及不同的工作环境，使控温精度保证达到 $0.5\% \pm 1$ 字或 $0.2\% \pm 1$ 字（两档）。但对于要求超高精度的控制显然是不够的。但合理的操作控制能使仪表在全量程范围内达到更高的控温精度（如在 $-20 \sim 120^{\circ}\text{C}$ 范围内达到 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ ）。

控温系统的 P.I.D 参数调节（比例、积分、微分）是控温精度的关键，但是即使一个专业人员调节一个加热、致冷系统的 P.I.D 参数也得花费大量的时间，P.I.D 参数如失调是达不到满意的控温精度的。TCF-708 智能控温仪表就是把专家对系统调节的经验参数存入仪表内存，由仪器根据加热、致冷系统及环境进行自适应整定，经仪表的 P.I.D 自适应整定，在整定点的控温精度可达 $\pm 0.1^{\circ}\text{C}$ 。

1. 控温仪作 37.0°C 的自适应整定：

控温仪设定 37.0°C ，长按 SET 键 3 秒，进入程序设定。按 SET，切换至 At（自适应整定）项，将参数从默认值“00”修改为“01”，长按 SET 键 3 秒回到主界面。此时，橙色指示灯闪亮，控温仪进行自适应整定。等待至橙色指示灯灭，自适应整定结束。自适应整定期间不要调整控温仪。

2. 对控温传感器 Pt100 铂电阻(A 级)进行 37.0°C 的校正：

控温仪设定 37.0°C ，对比控温仪温度示数与标准体温表示数，如不相同，则需进行传感器修正。长按 SET 键 3 秒，进入程序设定。按 SET，切换到 Sc（传感器修正）项，调整参数（如控温仪温度示数低于标准体温表示数，则调高参数）后，长按 SET 键 3 秒回到主界面，待控温仪示数稳定后再与标准体温表示数比较。反复调节 Sc 参数直至示数相同。

选做实验

A 压力传感器特性及人体心律与血压测量实验

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指针式压力表外,也可以用气体压力传感器将气体压强量转换成电量,实现压强测量的数字显示和监控。

压力传感器特性及人体心律、血压测量实验是医学专业教学物理实验。根据全国高校非物理类物理实验的教学要求,本实验要求学习掌握气体压力传感器的特性测量和应用,并紧密结合了医学类专业关于人体心律、血压的测量内容。本实验不仅是高校医学类专业的必修基础物理实验,适合医学院校学生的医学物理实验要求,同样可以满足高校其它专业基础物理的教学实验和设计性物理实验。

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、放大器和数字电压表来组装数字式压力表,并用标准指针式压力表对其进行定标,完成数字式压力表的制作;
3. 了解人体心律、血压的测量原理,利用压阻脉搏传感器测量心跳频率,用组装的数字压力表采用柯氏音法测量人体血压;
4. 通过数字式压力表来验证波意耳(Boyle)定律。(选做)

实验仪器

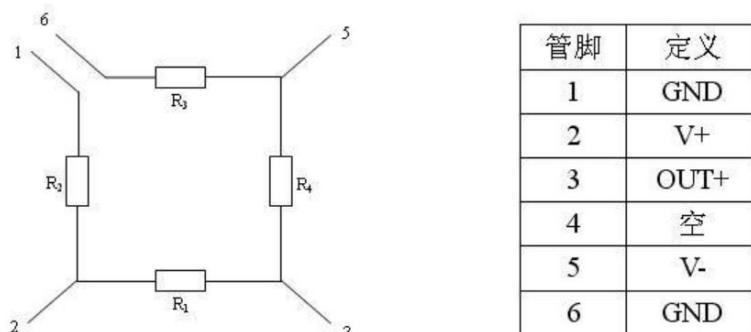
压力传感器特性及人体心律血压测量实验仪由 8 个部分组成:

1. 指针式压力表;
2. MPS3100 气体压力传感器;
3. 数字电压表;
4. 10ml 注射器气体输入装置;
5. 压阻脉搏传感器;
6. 智能脉搏计数器;
7. 血压袖套和听诊器血压测量装置;

8. 实验接插线。

实验原理

气体压强可以用指针式气体压力表测量，也可以用气体压力传感器把气体压强转换成电量，实现压强测量的数字显示和监控。本实验所用气体压力传感器为 MPS3100，它是一种用压阻元件组成的桥，其电原理图如下：



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（典型值）的电压，在 40kPa 时输出 40mV（min）；100mV（max）。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（典型值为 0.3%F.S.）。

1. 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（气体压强不太大、温度不太低）的条件下，气体可视为理想气体，理想气体遵守如下定律：

- （1）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 C_1 。

$$P_1V_1=P_2V_2=\dots=P_rV_r = C_1 \quad (1)$$

- （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 C_2 ，即：

$$\frac{P_1V_1}{T_1} = \frac{P_2V_2}{T_2} = \dots = \frac{P_rV_r}{T_r} = C_2 \quad (2)$$

2. 心率和血压的测量

人体的心率、血压是人的重要生理参数，心跳的频率、脉搏的波形和血压的高低是判断人体健康的重要依据。故观测脉搏波形，测量人体的心率、血压是医学院学生必须掌握的重要内容。

(1) 心率、脉搏波与测量

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。在脉搏波最强的血管处，用手指在体外就能感应到脉搏波。近年来，随着（传感器）电子技术及计算机技术的发展，血压、脉搏的测量不再局限于传统的人工测量法或听诊器测量法。利用压阻传感器对脉搏信号进行检测，并通过单片机技术进行数据处理，实现智能化的脉搏测试，同时可通过示波器对检测到的脉搏波进行观察，通过脉搏波形的对比来进行心脏的健康诊断。这种技术已在医院的临床检测中广泛应用，而数字血压计也早已走进家庭。气体压力传感器技术具有先进性、实用性和稳定性，同时也是生物医学工程领域的发展方向，并在工业测量、自动化控制、航空、航天、气象和环境检测等方面也有广泛应用。

(2) 血压与测量：

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。主动脉血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。血压间接测量方法中，目前常用的有两种，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。但听诊法存在其固有缺点：一是在舒张压对应于第四相还是第五相问题上一直存在争论，由此引起的判别误差很大。二是通过听柯氏声来判别收缩压、舒张压，其读数受使用者听力影响，易引入主观误差，难以

标准化。近年来许多血压监护仪和自动电子血压计大都采用了示波法间接测量血压。示波法测量血压的过程与柯氏音法是一致的。都是将袖带加压至阻断动脉血流，然后缓慢减压，其间手臂中会传出声音及压力小脉冲。柯氏音法是靠人工识别手臂中传出的声音，并判读出收缩压和舒张压。而示波法则是靠传感器识别从手臂中传到袖带中的小脉冲，从而得出血压值。考虑到目前医院常规血压测量还是用柯氏音法，所以本实验要求掌握的也是用柯氏音法测量人体血压。

实验内容

一、实验前的准备工作

仪器实验前要开机 5min，待仪器稳定后才能开始做实验。注意实验时严禁加压超过 36kPa。

二、气体压力传感器 MPS3100 的特性测量

1. 气体压力传感器 MPS3100 输入端加上实验电压 (+5V)，输出端接数字电压表，通过 10ml 注射器改变管路内气体压强。
2. 测出气体压力传感器的输出电压 (4-32kPa 测 8 点)。
3. 画出气体压力传感器的输出电压 U 与压强 P 的关系曲线(直线，非线性 $\leq 0.3\%FS$)，计算出气体压力传感器的灵敏度及相关系数。

三、数字式压力表的组装及定标

1. 将气体压力传感器 MPS3100 的输出与定标放大器的输入端连接，再将放大器输出端与数字电压表连接。将琴键开关按在 kPa 档，此时数字电压表成为一个还未经定标的数字式压力表。
2. 反复调整气体压强为 4kPa 与 32kPa 时放大器的零点与增益旋钮，使数字式压力表的示数在 4kPa 与 32kPa 时均与左方的指针式气体压力表相一致。

四、心律的测量

1. 将压阻式脉搏传感器放在手臂脉搏最强处，插口与仪器脉搏传感器插座连接，接上电源 (+5V)，绑上血压袖套，稍加些压力 (压几下压气球，注意脉搏传感器的位置，调整到计次灯能准确跟随心跳频率)。

2.按下“计次、保存”按键，仪器将会在规定的一分钟内自动测出每分钟脉搏的次数并以数字显示测出的脉搏次数。

3.重复 1-2 步骤，测量三次。

五、血压的测量

1.采用典型柯氏音法测量血压，将测血压袖套绑在上手臂脉搏处，并把医用听诊器插在袖套内脉搏处。

2.血压袖套连接管用三通接入仪器进气口，用压气球向袖套压气至 20kPa，打开排气口缓慢排气，同时用听诊器听脉搏音（柯氏音），当听到第一次柯氏音时，记下组装的压力表的读数为收缩压，若排气到听不到柯氏音时，记下最后一次听到柯氏音时所对应的组装压力表的读数，即为舒张压。

3.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.重复 1-3 步骤，测量三次。

六、通过数字式压力表来验证波意耳(Boyle)定律。（选做，实验步骤自拟）

使用仪器注意事项

1. 开机后，应至少预热 5 分钟，待仪器稳定后才进行实验。

2. 本实验仪器所用气体压力表为精密微压表，测量仪器范围应在全范围的 4/5，即 32kPa。

微压表的 0~4kPa 为精度不确定范围，故实际可测量范围为 4~32kPa。严禁实验时加压超过 36kPa（瞬态）。瞬态超过 40kPa，微压表可能损坏！

3. 实验时压气球只能在测量血压时使用，不能直接接入进气口，测量压力传感器特性时必须用定量输气装置（10ml 注射器）。

思考题

什么是收缩压和舒张压？为什么用肱动脉处测得的血压表示主动脉血压？

B 人耳听觉听阈的测量

人耳听觉听阈测量实验是一种医学物理实验，是适合医学专业本科生、研究生开设的医学物理实验，该实验利用声波方面的声强、声强级、响度、响度级和听觉曲线等物理知识，完成了对人耳听阈曲线测量的实验，为临床听力仪的正确应用打好基础。

实验目的

1. 了解响度级与听阈曲线的物理意义；
2. 掌握听觉听阈的测量方法；
3. 测定人耳的听阈曲线（半对数坐标系）。

实验仪器

人耳听觉听阈测量实验仪由 5 部分构成：

1. 声频范围标准正弦波发生器；
2. 频率计；
3. 功放电路；
4. 数字声强指示表(dB 表)；
5. 全密封头戴耳机(监听级)。

实验原理

人耳的听力阈值反映人耳听觉的生理状况，对人耳听阈测量需要固定可闻的声波频率。对于声强相同的声音，音频不同，则人耳对其感受的频率也是不同的。本实验通过完成人耳听阈曲线的测量来使实验者更好掌握声强、声强级、响度级和听阈曲线等物理概念。

声强级、响度级和等响曲线（包含听阈曲线和痛域曲线）：

能够在听觉器官引起声音感觉的波动称为声波。其频率范围通常为 20—20000Hz。描述声波能量的大小常用声强和声强级两个物理量。声强是单位时间内通过垂直于声波传播方向的单位面积的声波能量，用符号 I 来表示，其单位为 W/m^2 。而声强级是声强的对数标度，它是根据人耳对声音强弱变化的分辨能力来定义的，用符号 L 来表示，其单位为分贝 (dB)， L 与 I 的关系为：

$$L = 10 \times \lg \frac{I}{I_0} \quad (1)$$

人耳对声音强弱的主观感觉称为响度。一般来说、它随着声强的增大而增加、但两者不是简单的线性关系，因为还与频率有关，不同频率的声波在人耳中引起相等的响度时、它们的声强（或声强级）并不相等。在医学物理学中，用响度级这一物理量来描述人耳对声音强弱的主观感觉，其单位为昉（Phon），它是选取频率为 1000Hz 的纯音为基准声音，并规定它的响度级在数值上等于其声强级数值（注意：单位不相同），然后将被测的某一频率声音与此基准声音比较，若该被测声音听起来与基准音的某一声强级一样响、则这基准音的响度级（数值上等于声强级）就是该声音的响度级。例如：频率为 100Hz，声强级为 72dB 的声音，与 1000Hz、声强级为 60dB 的基准声音等响，则频率为 100Hz 声强为 72dB 的声音，其响度级为 60 昉；1000Hz、40dB 的声音，其响度为 40 昉。以频率的常用对数为横坐标，声强级为纵坐标，绘出不同频率的声音与 1000Hz 的标准声音等响时的声强级与频率的关系曲线，得到的曲线称为等响曲线。图 1 表示正常人耳的等响曲线。

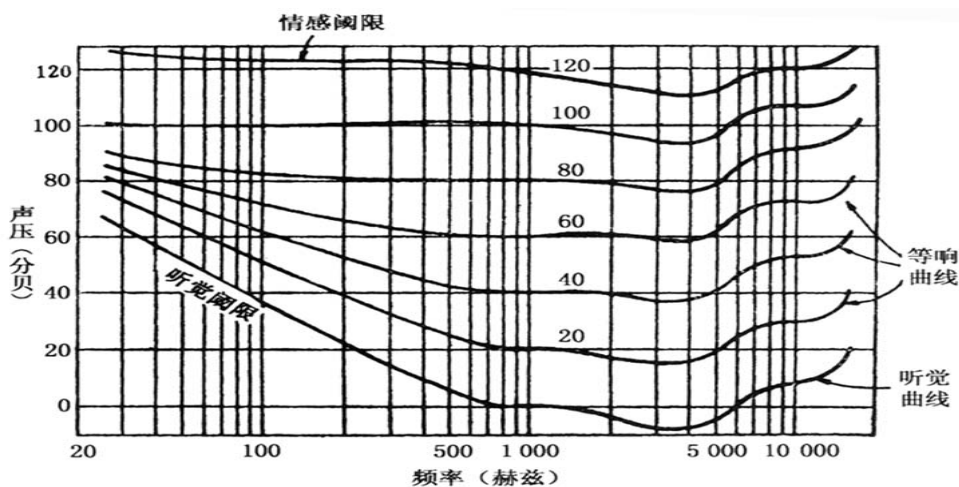


图1 人耳等响曲线

引起听觉的声音，不仅在频率上有一范围，而且在声强上也有一定范围。对于任意在人耳听觉范围内的如 20Hz 至 20000Hz 的频率来说，声强还必须达到某一数值才能引起人耳听觉。能引起听觉的最小声强叫做听阈，对于不同频率的声波听阈不同，听阈与频率的关系曲线叫做听阈曲线。随着声强的增大，人耳感到声音的响度也提高了，当声强超过某一最大值时，声音在人耳中会引起痛觉，这个最大声强称为痛阈。对于不同频率的声波，痛阈也不同，痛阈与频率的关系曲线叫做痛阈曲线。由图 1 可知，听阈曲线即为响度级为

0 昉的等响曲线，痛阈曲线则为响度级为 120 昉的等响曲线。

在临床上常用听力计测定病人对各种频率声音的听阈值，与正常人的听阈进行比较，借以诊断病人的听力是否正常。

因为要正确测量音频信号通过头戴耳机送到耳膜的声强级（人耳通过头戴耳机听到的真实声强级）是相当复杂的。而本实验采用的人耳听觉听阈测量实验仪是一种医学物理的实验仪，不是医学测量仪器，故本实验近似地将被测者通过耳机刚能听到的 1000Hz 声音的声强级定义为 0dB（相对声强级），主要目的是通过实验掌握听觉听阈的测量方法。痛阈的测量有可能会损伤被测者的听力，故本实验不设定痛阈测量实验。

听觉实验仪的信号发生器可经键控产生 20Hz-20000Hz 任意频率的正弦信号，其分辨率为 1Hz。经功率放大器，就得到最大的功率。调节衰减旋钮（含粗调和微调）可改变功率、送到耳机去便可得到不同分贝衰减的声强级声音，衰减越多、声强级声音越小。用此仪器可测量人耳（左或右）对于不同频率、不同声强声音的听觉情况。

仪器的智能键控操作说明如下：

该键盘由 4 个按键组成。

1. “向上”键

在菜单界面时为光标向上移动，在测量界面中，当调频模式为“连续”时为频率加 1，长时间按下可进入按键锁定模式，频率连续增加，频率调节范围 20~20000Hz，当调频模式为“数字”时用于增大光标位置的数字。

2. “向下”键

在菜单界面时为光标向下移动，在测量界面中，当调频模式为“连续”时为频率减 1，长时间按下可进入按键锁定模式，频率连续减小，频率调节范围 20~20000Hz，当调频模式为“数字”时用于减小光标位置的数字。

3. “确定”键

在菜单界面时为进入菜单项，在调频模式的测量界面时为光标位置切换，在参数设定界面为功能切换：音量放大开关、连续间断切换、调频模式切换。

4. “返回”键

返回菜单界面。

实验内容

一、接通电源，打开电源开关，指示灯亮，**预热 5 分钟**。

二、在面板上将耳机插入，按确定键进入测量界面。

三、被测者戴上耳机，背向主试人（医生）和仪器（或各人自行测试）。

四、测量

1. 确认“参数设定”中的“音量放大”为“关”的状态；

2. 按说明要求选择测量频率（64Hz，128Hz，256Hz，512Hz，1KHz，2KHz，4KHz，8KHz 和 16kHz 九个频率）；

3. 用渐增法测定：调节音量旋钮（粗调和微调二个旋钮）至听不到声音开始，逐渐增大音量（可交替调节粗调和微调），当被测人刚听到声音时主试人（或自己）停止调节，此时的声强（或声强级）为被测人在此频率的听觉阈值，其衰减分贝数用 L_1 表示；

4. 同一个频率用渐减法测定：步骤基本同 3，只是将音量旋钮先调在听得到声音处、然后再开始逐渐减小音量，直到刚好听不到声音时为止，与步骤 3 一样，对相应同一频率的声音，可得到相同的听觉阈值，其衰减分贝数用 L_2 表示。

5. 记录两种方法得到的听阈值的平均： $L = \frac{L_1 + L_2}{2}$

6. 改变频率，重复 3-5 步骤，分别对 64Hz，128Hz，256Hz，512Hz，1KHz，2KHz，4KHz，8KHz 和 16kHz 的九个频率进行测量。

五、零位修正

由于仪器测量和显示的是全频率段的绝对声强级，而实验需把人耳通过耳机刚能听到的 1000Hz 声音的声强级定义为 0dB（相对声强级），因此要以被测者刚好能听到 1000Hz 的声音的绝对声强级 L_0 为基准，将所有测试频率音量分贝数的平均值 $\frac{L_1 + L_2}{2}$ 减去该基准，得到被测者听觉阈值的相对声强级。

$$L_{\text{测}} = \frac{L_1 + L_2}{2} - L_0$$

六、作听阈曲线

以频率的常用对数为横坐标（并分别注明测试点的频率值），声强级值为纵坐标，在半对数坐标系中用圆滑曲线将所得数据点连起来，便得到听阈曲线。

附录

临床听力测试简介

临床听力检查是诊断和鉴别听力障碍的主要方法，同时也是耳鸣诊断中不可缺少的检查项目。

听力检查方法包括主观测听法和客观测听法两大类：

一、主观测听法：又称行为测听法。主要是根据受试者对声音刺激的行为反应来评估听力。行为反应包括口述、举手、按指示灯电钮等，以及其它受试对象主观意识支配的一切行为活动与躯体活动。

常用的检查方法有：音叉试验、纯音听阈测试(俗称电测听)及阈上功能检查等。

二、客观测听法：整个测试过程及测试结果不受被测者主观意识的影响。它不但可以测试传导性聋的病变性质，亦可判断感音神经性聋的病变部位，即确定病变是在中耳、耳蜗、听神经、脑干或听觉皮质中枢。客观测听法的优点是简便、快速、精确、重复性好，并且可应用于婴幼儿、精神病病人或其他不合作的病人，以及法医鉴定等。客观测听法包括声导抗测试法，电反应测听法和耳声发射等。

1. 主观测听法

1.1 纯音听阈测试

测听（audiometry），是通过观察、记录和分析受试者对可控的声刺激的反应来了解听觉系统功能状态的检查技术。常用于测听的声信号有：纯音（pure note）、言语声（speech）、噪声(noise)、短声（click）和短纯音（tone burst）等。给声的方式有压耳式耳机(supernatural earphone)、插入式耳机(insert earphone)、骨振器(vibrator)(或称骨导耳机)、扬声器（loudspeaker）或称声场测听(sound field)。声信号通过外耳道、中耳传至内耳的为气导（air conduction, AC），通过振动颅骨传至内耳的为骨导(bone conduction, BC)。听功能障碍的最显著表现是听力丧失或听不到较小的声音。恰能被受试者听到的最小声强度值为听阈（hearing threshold）。测定听阈是了解听敏度的最基本的方法，比较气导听阈和骨导听阈、将纯音听阈和言语听阈、声导抗测试结果、电反应测听结果等综合分析，可为耳科疾病、神经科疾病、以及心理疾病等的诊断提供依据和参考。纯音听阈测试通常称为电测听，是通过纯音听力计发出不同频率不同强度的纯音，由被测试者做出听到与否的主观判断来了解其双耳的纯音听阈值的一种主观检查方法。由于纯音听力计的频率可自由选择，强度可随意调节，测试信号可连续而不衰减，所以在临床诊断中应用最为普遍。但因纯音听力检查为主观检查方法，需要被测者主观上高度配合，要通过被检查者的反应来判断听力情况，所以它的缺点是客观性较差，

尤其对于儿童来说，其准确性较差，并且不能用于婴幼儿测试。

2.客观测听

2.1 声导抗测试

声导抗测试是客观测听方法之一。它是利用一定声压级的低频纯音导入受试耳外耳道，引起鼓膜、听骨链、卵圆窗、鼓室腔、咽鼓管以及中耳肌肉等结构的振动或变化。由于这些器官、组织的弹性、质量和摩擦力的不同，所探测并显示的声级大小也有不同改变。它不是测定人耳的听阈而是测量人耳中耳声阻抗的变化，这种变化记录后为分析中耳病变提供客观的依据。它不仅可以用来区分中耳病变的不同部位，而且可辅助对听觉神经、脑干及面神经麻痹病变作定位诊断。特别适合于精神病病人、婴幼儿及不合作的受检者，甚至于昏迷病人。这种检查方法不需要严格的隔声设备，仪器灵敏度较高，操作简便，结果客观，有较高的准确性，已经成为临床测听的常规检查方法之一。

2.2 耳声发射（otoacoustic emission, OAE）

耳声发射是一种产生于耳蜗、经听骨链及鼓膜传导释放入外耳道的音频能量。它是近年来临床用于听敏度测试的另一种客观方法。耳声发射为耳蜗内可能存在的一种能增强基底膜振动的正反馈声能，也可能来自于螺旋器的振动，特别是外毛细胞的伸缩活动及耳蜗中向前波动的声能形成的。诱发耳声发射在健全人出现率达 100%，反应阈与听阈接近，临床上多用于婴幼儿听力筛查及耳蜗聋与蜗后聋的鉴别诊断。

2.3 听诱发电位（auditory evoked potential, AEP）

客观测听的另一种方法为电反应测听法(electric response audiometry ,ERA)。我们已经知道，当耳受到声音刺激，听觉系统从末梢神经到中枢这一通道上会诱发出一系列电位变化，记录这些电位变化的方法，叫做电反应测听法。听觉诱发的电位和身体其它电位比较起来，显得非常微弱，大小只有几个微伏，因此很难提取。直到出现电子计算机以后，才有可能将这些诱发电位从电波干扰的背景噪声中，通过“叠加”技术而提取出来并加以记录，从而使用于临床。

电反应测听法记录听觉系统末梢的电位，叫做耳蜗电图，记录中枢部分的叫脑干电反应和皮质电反应测听。它们可以被用于客观地测定耳聋病人的真实听力，如实地反映听觉传导通路的功能(包括毛细胞、听神经和听中枢的功能)，特别适合于婴幼儿、伪聋及精神病病人。但因设备较昂贵，需要有隔音、隔电屏蔽及滤波等条件，所以只有较大医疗单位才有条件购置此种测听设备，因而它的应用受到限制。

C 人体反应时间测试

感受器从接收刺激到效应器发生反应所需要的时间称为反应时间。通过测量反应时间可以了解和评定人体神经系统反射弧不同环节的功能水平。机体对刺激的反应越迅速，反应时间越短，灵活性越好。在引发交通事故的诸多因素中，骑车人与驾驶员的身心素质尤为重要，特别是其对信号灯及汽车喇叭的反应速度，往往决定了交通事故的发生与否以及严重程度。因此，研究骑车人与汽车驾驶员在不同生理、心理状况下的反应速度，对减少交通事故的发生，保障自己和他人的生命的安全有着重要意义。

本实验可模拟骑车人的手刹或驾驶员的脚刹的动作，分别从视觉、听觉两个角度来研究人的反应时间。同时可应用该人体反应时间测试仪分析酒后驾驶行为的反应特性，另外，还可以分组测试不同年龄段的人的反应时间。

本实验具有研究性和设计性实验的特点，可自行设计实验流程，来研究不同个体在不同状况下的反应时间。

实验目的

- 1、研究信号灯转变时骑车人或驾驶员的刹车反应时间；
- 2、研究听到汽车喇叭声时骑车人的刹车反应时间。

实验仪器

人体反应时间测试系统主要由 3 部分组成：

1. 实验主机（机箱盖上装有喇叭）；
2. 模拟汽车刹车系统；
3. 模拟自行车刹车系统组成。

实验内容

1. 汽车测试

- 1) 在主菜单中按“向上”或“向下”键选择“汽车测试”。
- 2) 按“确定”键进入测试界面。
- 3) 再按“确定”键开始测试。
- 4) 根据屏幕提示踩下油门。在红灯点亮前放开油门将被视作犯规。

- 5) 根据屏幕提示在红灯点亮后踩下刹车。
- 6) 屏幕显示本次测试反应时间。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 7) 按“向上”键进入统计信息界面，屏幕显示平均反应时间与犯规次数。
- 8) 按“确定”键进入历史纪录界面，屏幕显示最近 20 次测试成绩，按“向上”或“向下”键可进行翻页。
- 9) 按“返回”键回到测试界面。
- 10) 按“向下”键清空历史纪录。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 11) 按“返回”键结束测试，返回主菜单。

本实验要求测量 6 次，取平均值。

2.自行车测试

- 1) 在主菜单中按“向上”或“向下”键选择“自行车测试”。
- 2) 按“确定”键进入测试界面。
- 3) 再按“确定”键开始测试。
- 4) 根据屏幕提示在红灯点亮后捏紧手刹车。提前刹车将被视作犯规。
- 5) 屏幕显示本次测试反应时间。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 6) 按“向上”键进入统计信息界面，屏幕显示平均反应时间与犯规次数。
- 7) 按“确定”键进入历史纪录界面，屏幕显示最近 20 次测试成绩，按“向上”或“向下”键可进行翻页。
- 8) 按“返回”键回到测试界面。
- 9) 按“向下”键清空历史纪录。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 10) 按“返回”键结束测试，返回主菜单。

本实验要求测量 6 次，取平均值。

3.声音测试

- 1) 在主菜单中按“向上”或“向下”键选择“声音测试”。
- 2) 按“确定”键进入测试界面。
- 3) 再按“确定”键开始测试。
- 4) 根据屏幕提示在车喇叭响后捏紧手刹车。提前刹车将被视作犯规。

- 5) 屏幕显示本次测试反应时间。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 6) 按“向上”键进入统计信息界面，屏幕显示平均反应时间与犯规次数。
- 7) 按“确定”键进入历史纪录界面，屏幕显示最近 20 次测试成绩，按“向上”或“向下”键可进行翻页。
- 8) 按“返回”键回到测试界面。
- 9) 按“向下”键清空历史纪录。按“确定”键可返回步骤 3 再次测试。
- 10) 按“返回”键结束测试，返回主菜单。

本实验要求测量 6 次，取平均值。