

现代医学仪器 课程试验指导

班级：

姓名：

学号：

河北工业大学工程学院

生物医学工程专业

春季

试验项目一：心电测量功能模块试验

一、试验的目的和任务：

- 1、理解并初步学会人体心电的测试功能模块的基本原理和设计措施。
- 2、掌握QRS波群的测量措施。
- 3、观测运动对心电的影响。
- 4、计算公式

$$\text{心率} = 60000 / ((\text{波形R2的 X轴位置} - \text{波形R1的 X轴位置}) * 5.282) * \text{波形放大比率}$$

-----式1.1

$$\text{Q-T间期} = (\text{波形T的 X轴位置} - \text{波形QRS的 X轴位置}) * 5.282 / \text{波形放大比率}$$

-----式1.2

$$\text{P-R间期} = (\text{波形QRS的 X轴位置} - \text{波形P的 X轴位置}) * 5.282 / \text{波形放大比率}$$

-----式1.3

$$\text{QRS间期} = (\text{波形S的 X轴位置} - \text{波形QRS的 X轴位置}) * 5.282 / \text{波形放大比率}$$

-----式1.4

$$\text{QTC系数} = (\text{波形T的 X轴位置} - \text{波形QRS的 X轴位置}) * 5.282 / (\text{波形R2的 X轴位置} - \text{波形R1的 X轴位置})$$

-----式1.5

- 5、对保留的二进制文献读取数据的措施：(open: 文献名称, xdtData: 数组)

Open open For Binary Access Read Write As #1

Get #1,1,xdtData

Close #1

二、试验原理

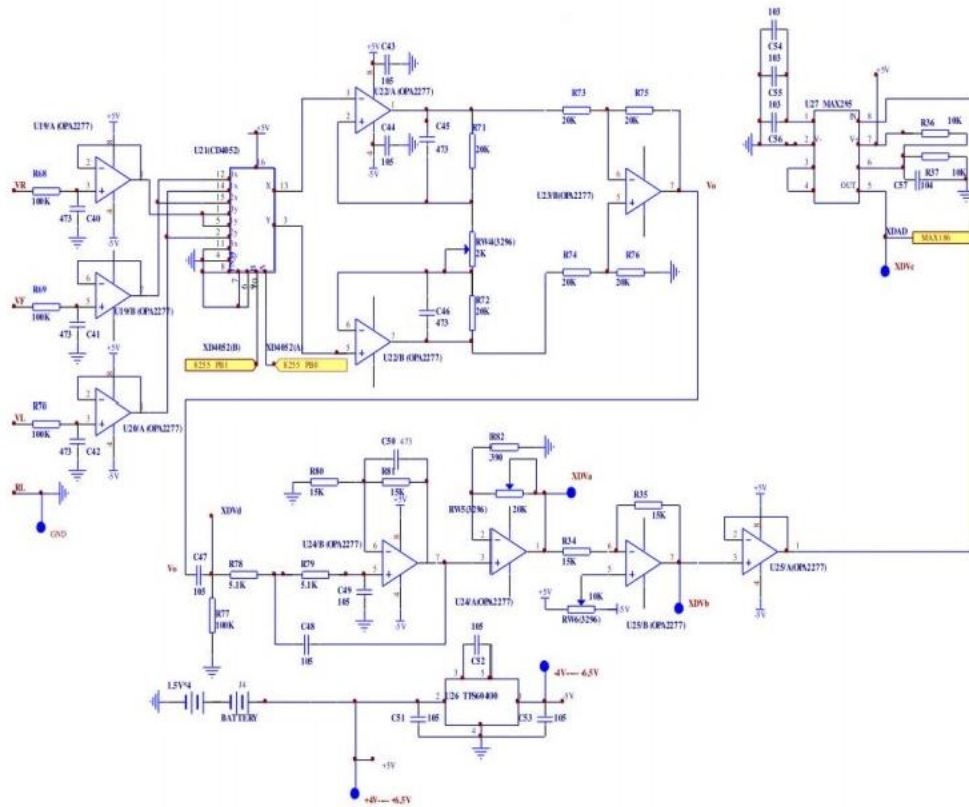


图1.1 心电测试电路原理图

如图1.1所示，U19-U23 构成一差分放大电路和信号切换电路，心电信号通过导联引入跟随器输入端，由于心电信号幅度小，为了减少干扰，在跟随器输入端对心电信号进行低通滤波，滤除信号中的高频部分。CD4052 的功能是在不一样的时刻控制不一样的信号输出，U22 配以阻容构成差分放大电路。在U23的输出端形成初步放大后的差动信号 V_o ，该信号通过C47 和 R77 高通滤波，再通过U24二阶低通滤波后和二次放大后，形成完整的心电采集信号XDVb,由 RW6将其直流电位抬高2V 左右输出，其目的是防止出现负信号，以适应模/数转换电路的需要。MAX295 的作用是信号滤波。

三、试验环节

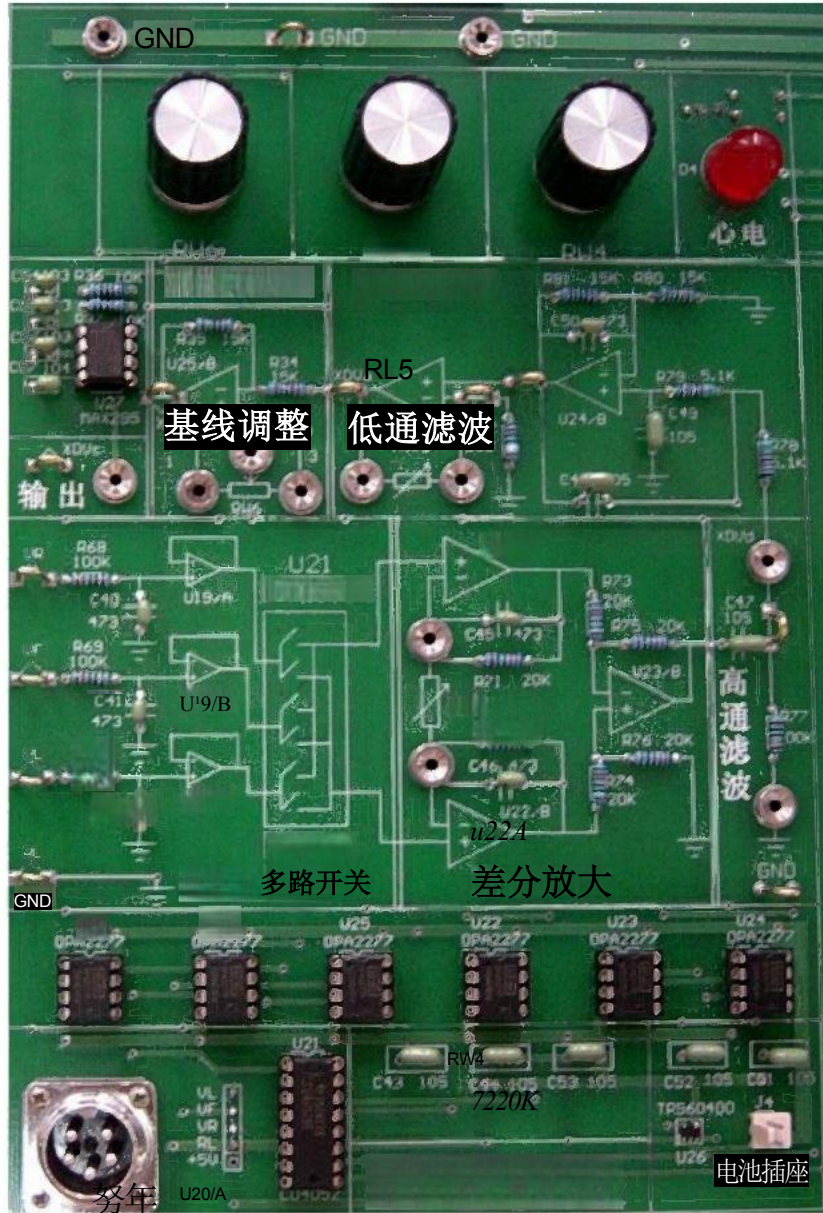


图1.2 心电测试电路布局图

- 1、测量“差分放大调整电位器”RW4的阻值，应为1.45 K左右，调整措施，测量RW4两插孔间电阻，调整RW4,直至电阻到达目的值。如下图所示：



图2 差分放大调整

- 2、测量“二级放大调整电位器”RW5的阻值，应为15K左右，调整措施与RW4相似。如下图所示：

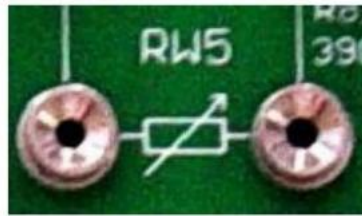


图1.3 二级放大调整

- 3、测量“基准调整电位器”**RW6**的阻值，1和2插孔之间的电阻应为4K左右。此电位器是为抬高直流电平所设置，当无输入信号时，电路输出直流电平应为1V--1.5V，若偏离此值，调整**RW6**。如下图所示：

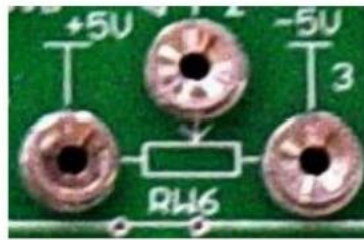


图1.4 基准调整

- 4、将四节2号电池放入电池盒，电池盒引出线与心电测试模块下方的电池插座(J2)相连，测量电源电压值，其正电压应不小于+4.5V,, 负电压值应不小于-4.5V。否则阐明电池电压局限性，断开系统电源，更换电池。由于负电源是由正电源通过电路转换得到，故负电源的绝对值一般比正电源小0.5V左右，这是正常状况。
- 5、为增强人体皮肤电信号，尤其是春、秋、冬季节，在测试前需要在导联金属部分涂擦生理盐水（或用5%的食盐兑水）或酒精，也可将盐水或酒精涂在导联所接触的皮肤表层。
- 6、将有红色标志的夹子与导联相连接人体右手，绿色夹子与导联相连接右腿，黄色夹子与导联相连接左腿，白色夹子与导联相连接左手，此接法称为原则肢体导联，它是以两肢体间的电位差为所获取的体表心电信号，可以测三组心电信号。由程序控制模拟开关进行切换，三组信号分别是： $V_I=V_L-V_R$, $V_{II}=V_F-V_R$, $V_{III}=V_F-V_L$ （注：VL:左手，VR:右手，VF:左腿，RL:右腿）。
- 7、用示波器观测XDVc,,应观测到类似的如下波形：

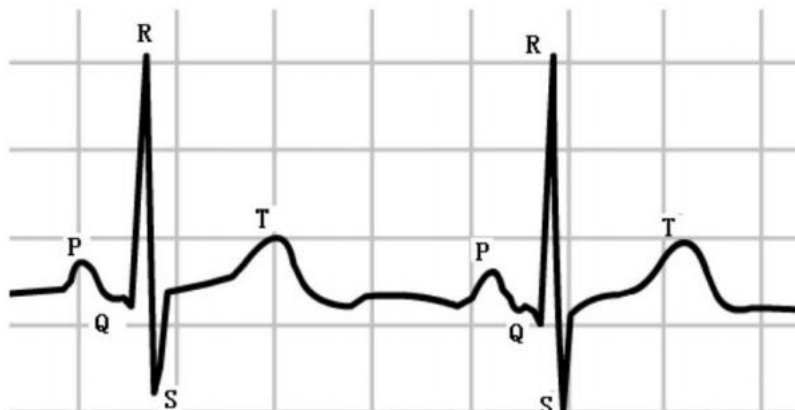


图1.5原则心电波形

上、下肢体导联应良好接触，人体仰卧或静坐，手臂放置平稳，不与导体、桌面、或其他物体接触。

- 8、放大成形的心电信号需要将其直流电位抬高，一般2V左右，可通过调整RW6实现。
- 9、不一样的人体心电波形会出现差异，这是正常现象。图2.63所示的P、Q、R、S、T各个波形构成的周期为理想波形周期，在诸多状况下，波形也许会缺失某个波或某个波不明显。
- 10、由于不一样的人体生理电信号差异较大，因此放大倍数有时需要调整，调整放大倍数通过调整RW5和RW6实现。调整时先断开连接插线，调整完毕后再将插线连好。
- 11、在做心电测试试验之前，理解一下心电测试试验的基本功能是有必要的。心电测试试验分为“单组电位差(导联)测试”和“三组电位差(导联)测试”。无论是“单组电位差(导联)测试”还是“三组电位差(导联)测试”，测试数据均可保留为文献，测试数据可反复调出显示。单组电位差(导联)测试数据可作横向和纵向放大，放大倍数最大为8倍，同步可在保留后的波形上人工选定波形的特性点，如“P波的起点”、“QRS波群的起点”、“S波的末点”、“T波的末点”，在所有特性点人工标定好后，可以计算出脉率、QT间期、QTC系数、PR间期、QRSD间期等参数值。
- 12、心电测试试验

(1)单组电位差(导联)测试。测试者将有红色标志的夹子与导联相连接人体右手，绿色标志的夹子与导联相连接右腿，黄色标志的夹子与导联相连接左腿，白色标志的夹子与导联相连接左手。不要说话、动作，选择“单组电位差(导联)测试”。在试验箱USB指示灯亮的状况下，点击“测试”按钮，这时测试者的心电波形显示在计算机的屏幕上(如图6)，测试者在认为心电波形符合时，可点击“停止”按钮，同步可对测试的心电波形保留。

此处插入测得心电图片

图1.6 单组电位差(导联)波形

(2)三组电位差(导联)测试。测试者将有红色标志的夹子与导联相连接人体右手，绿色标志的夹子与导联相连接右腿，黄色标志的夹子与导联相连接左腿，白色标志的夹子与导联相连接左手。不要说话、动作，选择“三组电位差(导联)测试”。在试验箱USB指示灯亮的状况下，点击“测试”按钮，这时测试者的心电波形显示在计算机的屏幕上(如图7)，测试者在认为心电波形符合时，可点击“停止”按钮，同步可对测试的心电波形保留。

此处插入测得心电图片

图1.7 三组电位差(导联)波形

13、保留心电测试波形的措施：在测试结束后(即点击“停止”按钮后，波形显示不再变化)，点击菜单“文献(&File)”下的子菜单“数据保留为xdt 文献(&Save)”，心电测试的波形将保留为“*.xdt”格式的文献。点击菜单“文献(&File)”下的子菜单“数据保留为txt 文献(&Conserve)”，将测试的心电波形数据保留为文本文献。

14、特性点人工标定措施如下：

在波形显示区域，在特性点确定的位置点击鼠标右键，标定出各特性点。在所有特性点标定好后，点击鼠标右键，选择“计算”，可得出脉率、QT间期、QTC系数、PR间期、QRSd间期参数值，显示如下：

此处插入测得标识特性点后的计算成果图片

15、试验完毕，拔除电池盒，卸下导联，除去所有连接插线。

四、试验总结

规定从试验原理，试验过程和试验心得上进行全面总结

试验项目二 血压测量功能模块试验

一、试验目的

- 1、掌握血压测量功能模块和电子血压计的原理及实现措施。
- 2、理解用于测量血压的压力传感器的特性。

二、试验内容

使用充气泵、放气阀、压力传感器、腕带等材料，通过充气 and 放气过程获得传感器输出的压力信号，通过对压力信号的识别与处理，计算出人体收缩压和舒张压，血压数据传到PC机上显示。

三、试验原理

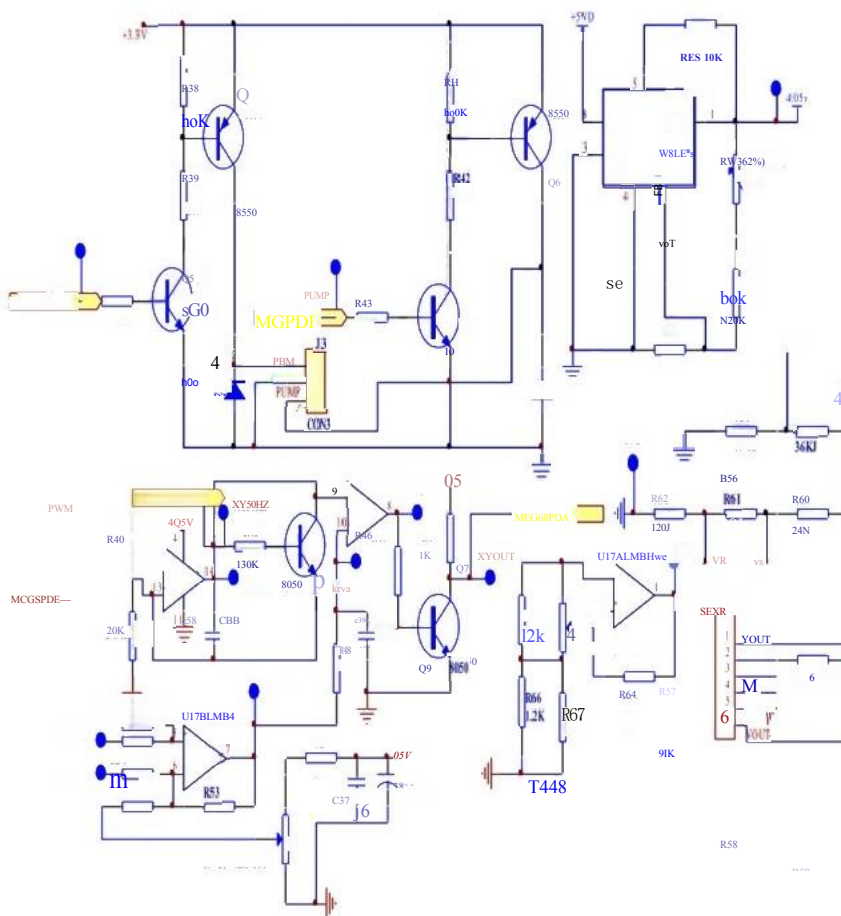


图2.1 血压测量电路原理图

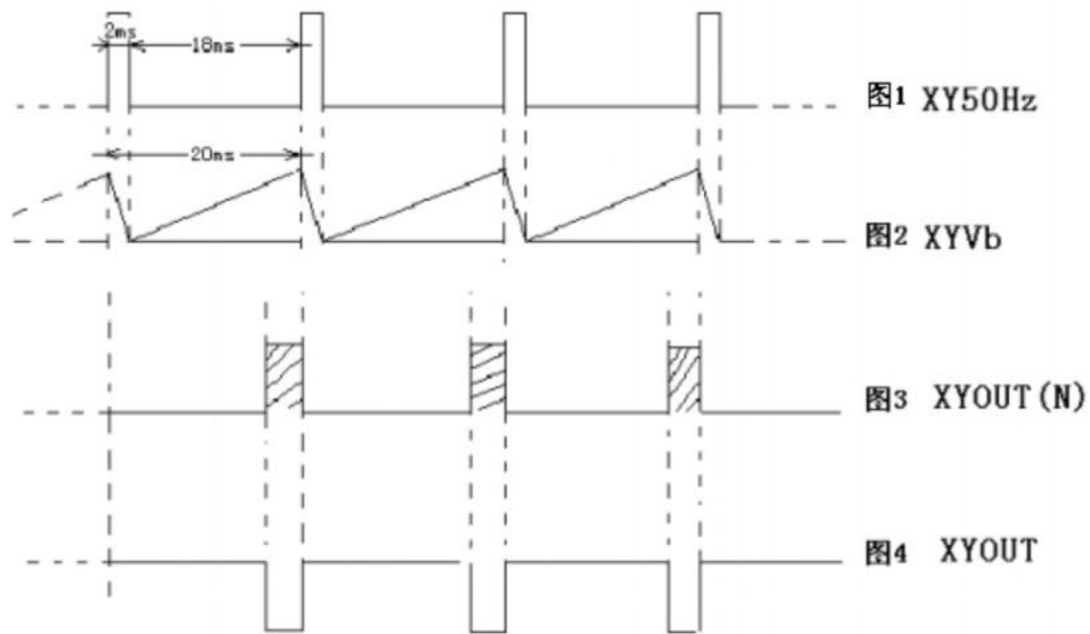


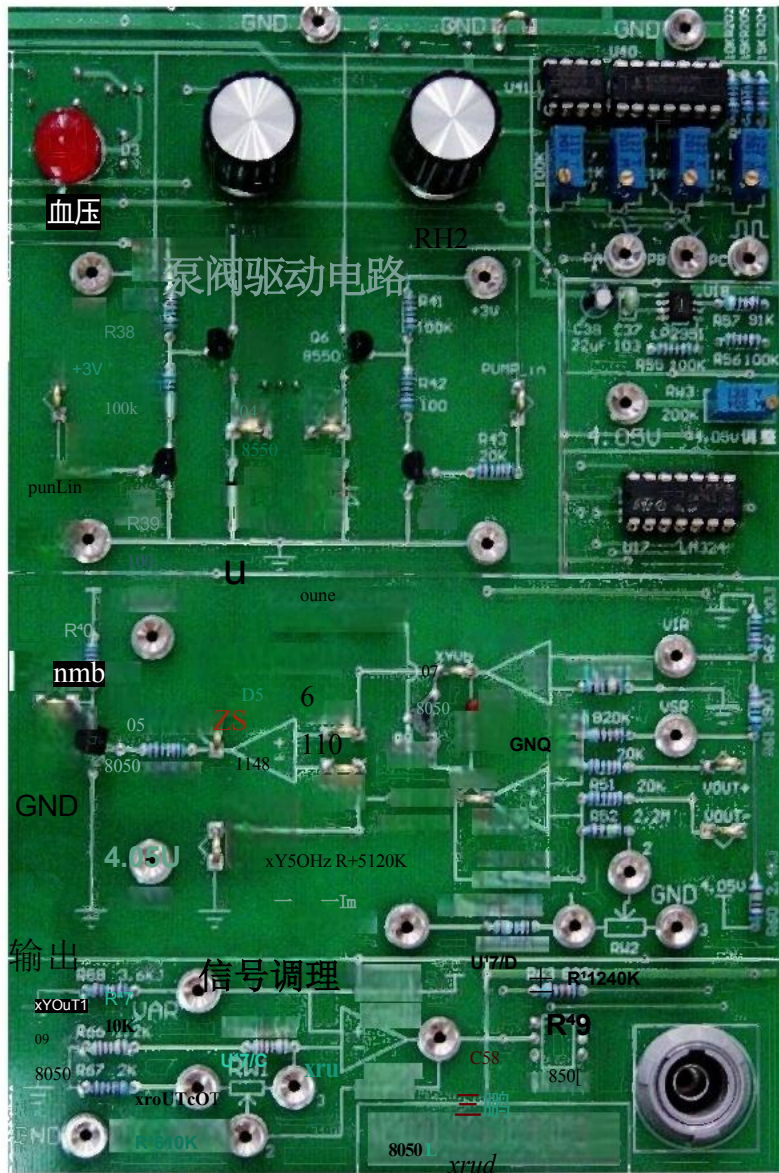
图2.2 波形图

- 1、血压传感器为压力传感器，测量范围：40 mmHg~280mmHg,测量精度：静态压力±3 mmHg。
- 2、由 U17/A构成的电路给传感器供电，传感器输出信号送到U17/B进行放大，**RW2**用于零点调整，U17/B的输出信号： $XYVd=R53*(V_{out}-V_{out-})/R51+R53*VSR/R51$ ，它送到U17/C比较器的负端，其正端为一种积分信号，积分信号受程序发出的XY50Hz信号控制，如图2.1所示。在每个周期的高电平期间Q8导通，积分电容C58放电，时间大概为2ms,在18ms的低电平期间，积分电容充电波形如图2.2中的图2所示，当积分电容上的信号幅度超过传感器的输出信号时，比较器U17/C输出翻转(图2.2中的图3),再通过Q9的反相，最终输出一串频率为50Hz的占空比变化的波形给单片机(图2.2中的图4),其高电平的宽度取决于U17/C的翻转时间，亦取决于压力传感器的输出信号幅度。检测原理：开始充气加压到180mmHg(24Kpa)，然后放气，压力减少 ΔP (根据一次血压检测占用时间确定)，保持采集一种以上脉跳的值，取其峰值P和目前压力值Pc。反复以上环节直至压力减少到50mmHg如下。在峰值P中找出最大值Pmax,Pmax对应的压力值Pc就是平均动脉压Pm,然后根据经验公式 $P_i=P_{max} \times k$ 计算出Pi,k为经验系数， $k < 1, P_i$ 对应的压力值即舒张压Pd,再由公式 $P_s=3 \times P_m/2-P_d/4$ 计算出收缩压Ps。
- 3、计算机通过对XYOUT波形的识别、处理，得出压力值，根据一定的模型，计算出人体的收缩压、舒张压和心率。
- 4、进气泵和放气阀分别由单片机发出的PWM和 PUMP信号控制，通过三极管等器件构成的驱动电路驱动泵和阀动作。
- 5、LP2951用于产生4.05V的基准电源，首先作为部分电路的工作电源，另首先通过精密电阻分压，

获得VIR、VSR、VAR等几种不一样的电压值，作为控制信号或参照信号。

四、试验环节

血压测试电路(右上角为信号源电路)布局如下：



肆

R*851K: R53820K
59m

零度调整

GND

4.05U

R54390

A5936KJ

A651.2K

U17/A

满度调整

血压模块

图2.3 血压测试电路布局图

- 1、测试系统工作电源4.05V电压，若实际值偏离 $\pm 0.05V$ 以上，应调整**RW3**,使其到达或靠近4.05V。



图2.4 电源调整

- 2、在压力传感器空载状态下，调整RW1,使得U17的1脚输出信号VIN+为1.50v,此为满度调整。
调整RW2,使得U17的10脚电压为340mv,此为零点调整。



图2.5 满度与零度调整

3、对压力传感器加压40Kpa, 调整RW2, 使得U17的10脚输出电压为1140mv, 卸压, 即传感器空载, 调整RW2, 使得U17的10脚输出电压为340mv。若没有条件加压可以不做。

4、将袖带固定于腕关节部位。

5、用示波器观测有关测试点其波形应与图2.2中的图1~图4所示。

6、分别测左手腕和右手腕的血压。

7、在试验箱USB指示灯亮的状况下, 先按主板左上方“血压测试”键, 然后点击“血压试验”按

钮E 进入血压测试, 显示如下:



图2.6 血压测量待机图

测试措施: 测试者在血压手腕带对的固定好后, 点击“测试”按钮, 血压测试开始, 此时 USB指示灯熄灭, 测试者等待 USB指示灯重新点亮时, 点击“数据”按钮, 读取血压的测试值。显示如下:

此处插入图片

图2.7 血压测量图

若计算机提醒“血压测试失败，请检查后重新测试”，将袖带固定于腕关节部位后反复环节7。

8、右上角为信号产生电路，可产生50Hz左右的方波、正弦波、三角波，用示波器观测PA, PB, PC 信号连接孔，可看到对应波形，调整RW20,RW22,RW23对其幅度有影响。

9、试验结束，将所有连线除去。

四、试验总结

规定从试验原理，试验过程和试验心得上进行全面总结。

试验项目三肺功能参数测试模块试验

一、试验目的

1. 掌握无创检测肺功能参数模块电路实现原理和设计措施。
2. 通过试验理解肺功能参数的定义及其临床意义。
3. 掌握肺功能传感器的使用措施。

二、试验内容

肺功能传感器获取的信号经放大调整后，进行模/数转换，波形图可在PC机上显示，同步PC机对波形处理后得出有关的各项参数。

三、试验原理

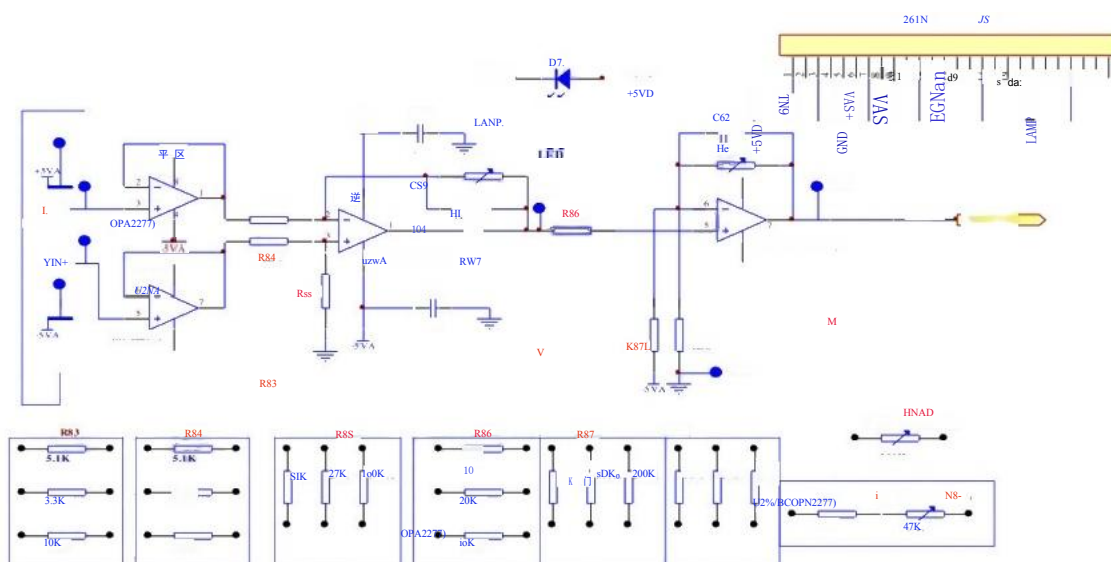


图 3 . 1 肺功能参数测试电路原理图

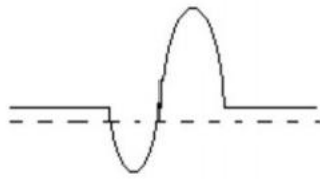


图 3 . 2 输出信号(直流电位未抬高)

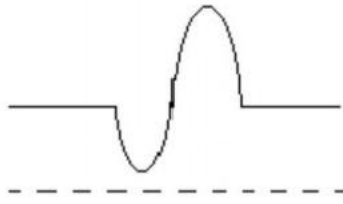


图3.3 输出信号(直流电位已抬高)

- 1、肺功能检查一般分为三类：成像类、生化类和动力学肺功能参数测量。本试验采用第三类测量措施，以呼吸系统动力学原理测量有关肺功能参数，如呼气肺活量、用力肺活量等，综合评估这些参数，能有效反应肺脏、气管、支气管等呼吸道器官的状态及其调整功能。
- 2、肺功能参数测试电路见图3.1。肺功能测试传感器采用差压式孔板流量传感器，气流通过孔板在孔板两端形成的压力差反应了气流流量的大小，通过传感器的气流流速不一样，其输出电压信号不一样，传感器腔的直径为20mm,中间小挡气流孔的直径为12mm。设气流流速为I(单位L/MIN),输出信号为 V_{in} (单位mv),根据标定成果得到如下拟合曲线。

$$1) \text{ 当 } V_{in} \geq 0(\text{mv}), I = 115.1083 * \sqrt{V_{in}} - 1.0871 * V_{in} \quad \text{-----式2.8}$$

$$2) \text{ 当 } V_{in} \leq 0(\text{mv}), I = -115.1083 * \sqrt{-V_{in}} - 1.0871 * V_{in} \quad \text{-----式2.9}$$

- 3、人在吹吸气过程中，通过传感器获得与气流信号相对应的电压信号。电压信号通过电压跟随器U28后来进入放大电路，作为传感器与放大电路之间的缓冲与阻抗匹配。电压跟随器的突出长处是具有极高的输入阻抗和较低的输出阻抗。

U29将传感器的输出信号进行放大；

$$U29/A \text{ 第一级输出为: } FV_a = (RW7/R83) \times (V_{IN} - V_{IN-}); \quad \text{-----式2.10}$$

$$U29/B \text{ 第二级输出为: } FV_b = FV_a \times (1 + RW8/R87 + RW8/R88) + RW8 \times 5/R87$$

$$\text{-----式2.11}$$

式中 $RW8 \times 5/R87$ 为上拉电压。呼吸气时，传感器输出信号有正负，需要将基准电位抬高，以防止出现负信号送入模/数转换电路的状况出现。

- 4、如上所述，U29的输出信号 FV_b 实际上表达的是气体流量参数I，经MCS-51单片机处理后，测试数据通过USB口传到PC机，PC机将气体流量参数、流速参数代入一系列的积分公式，计算出若干项表征肺功能的参数，参数的详细含义见肺功能测试成果的注释。

- 5、肺功能参数计算公式：

找出波形特性点：a、b、c、d、e、f

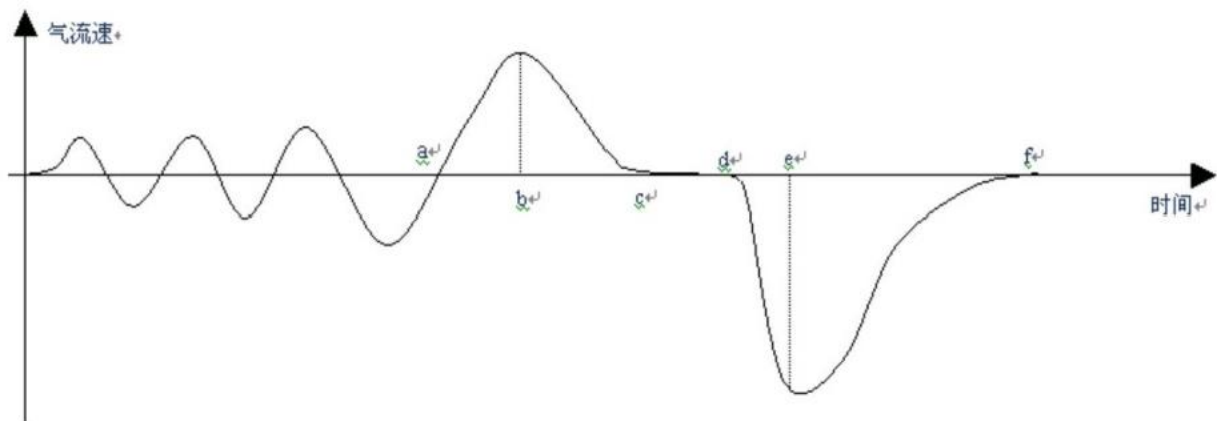


图3.4 波形特性点图

flowdata: 采样值转换后的流量值，公式中的常数k 为经验系数

$$\text{最大肺活量} = \int_c^f k * (\text{flowdata}(t) + \text{flowdata}(t + 1))dt \quad \text{-----式2.12}$$

$$\text{用力肺活量} = \int_d^f k * (\text{flowdata}(t) + \text{flowdata}(t + 1))dt \quad \text{-----式2.13}$$

$$\text{最大呼气流量} = f | \text{lowdata}(e \text{ 点 X 轴}) \quad \text{-----式2.14}$$

$$\text{最大呼气中段流量} = k * \text{用力肺活量} \quad \text{-----式2.15}$$

四、试验环节

肺功能参数测试电路布局图如图3.5:



图3.5肺功能参数测试电路布局图

- 1、用连接线将主板和模板相连，连接措施是：将连接线两头的插头分别对应的插到主板和模板的插座上，如3.6图所示，主板插座与其相似：



图3.6 肺功能模块插座示意图

2、根据原理图将电阻用插线连接。各由三个电阻构成的“R83~ R88 组” 分别与电路中R83~R88 相对应，可从3个不一样阻值的电阻中选择一种作为R83~R88,以R83为例阐明其连接措施，其他与R83 类似。如下图所示：

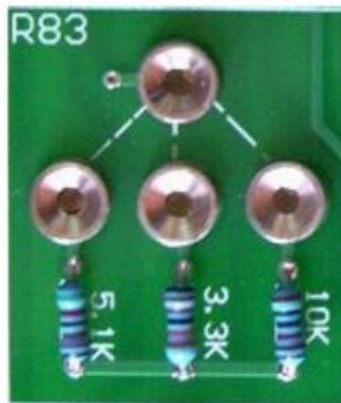


图3.7 R83示意图

上面一种插孔有三条虚线分别与下端三个插孔相连，其下端所指向的3个插孔是3个不一样的电阻选择。例如，假如将下端3个插孔的中间一种与上端插孔相连，则R83 为3.3K电阻，提议选择阻值如下：

表 1

R	R83	R84	R85	R86	R87	R88
阻值	3.3K	3.3K	100K	15K	180K	15K

3、放大倍数调整。测量RW7阻值应为92~96K,假如偏离，则调整RW7。调整措施是，在不接线的状况下，测量连接孔2和3之间电阻，调整电位器RW7,使其电阻到达目的值，测好后来用插线将用虚线相连的两个连接孔1和2连起来。如下图所示：



图 3 . 8 放大倍数调整电位器示意图

4、测量**RW8**阻值应为6K左右，假如偏离，调整**RW8**。调整措施与**RW7**相似。如下图所示：



图 3 . 9 基准电位调整电位器示意图

- 5、不接肺功能传感器，将主板右侧信号源引入本模板，可引入的信号有：PA（正弦波），PB（三角波），PC（方波），通过调整**RW23**，**RW22**，**RW20**来变化信号源的峰-峰值，一般为20~30mV（出厂时已调好），用此信号源替代传感器的输入信号，正端用插线接入 V_{in+} 连接孔，负端（GND）接入 V_{in-} 连接孔。用示波器观测输出信号**Fvb**，**Fvb** 峰-峰值应为2.5~3.5V左右。也可使用外部信号源。使用信号源的目的重要是测试电路的放大功能，由于电路构造不一样，使用信号源时，输出与输入波形比较也许会不一样。
- 6、清除信号源，接肺功能测试传感器，用纸咬嘴套在传感器吹嘴上，用嘴对着传感器腔体先吸后吹，即吸足气后，猛力迅速用最高呼气流量向传感器内吹气，得到的波形如图22所示。
- 7、吹吸气时，用示波器观测**Fva**、**Fvb**，可见波形如图21或图22所示，调整**RW7**变化放大倍数，输出波形幅度随之变化。调整**RW8**，除变化放大倍数外，同步还变化输出信号的直流基准电位；一般基准电位确定在2.0~2.2V，当不施加传感器信号时，可在U29/B的输出端测得直流电位为2V左右；可观测到输出信号波形上下移动。进行本试验后，应将电位器恢复到本试验第3,4条所推荐的电阻值。
- 8、肺功能信息输入
点击菜单“肺功能”下的子菜单“肺功能信息”进入肺功能信息输入，显示如下：



图29肺功能子菜单

以上各参数的详细含义：姓名(学号)、年龄、身高、体重、性别，分别为被测试者的姓名(学号)、年龄、身高、体重、性别。

9、肺功能测试

在试验箱USB指示灯亮的状况下，点击“肺功能试验”按钮进入肺功能测试，显示如下：

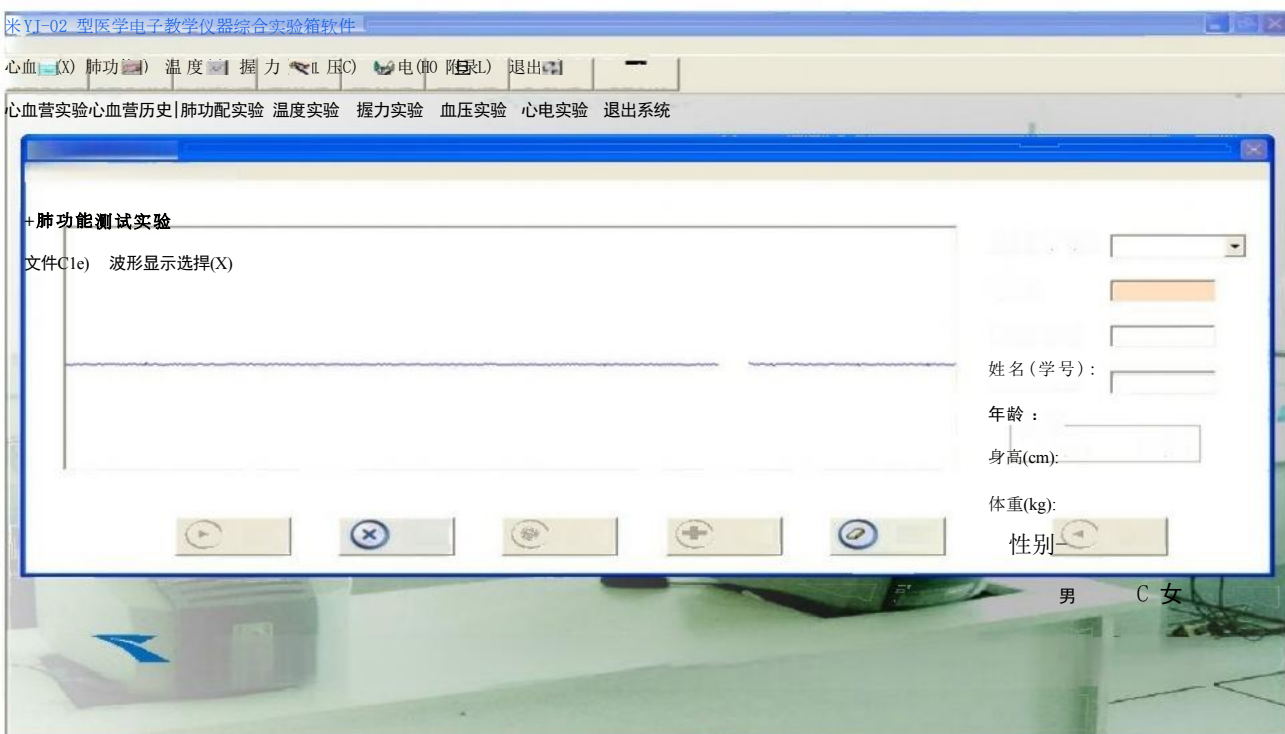


图30肺功能测试待机图

详细测试措施：测试时测试者安静呼吸，然后用力吸气，紧接着用力呼气，点击“停止”按钮，

显示如下：

插入测试图片

图 3 1 肺 功 能 测 试 图

选择测试者的信息，点击“信息”按钮，以确认测试者的信息参数，再点击“专家”按钮，计算得出测试成果，显示如下：

插入测试图片

图32测试者的信息参数图

点击各超链接可查阅参数的医学含义，如点击“最大肺活量”，显示如下：

插入计算图片

图33参数的医学含义

测试结束后，可点击菜单“文献(&File)”下的子菜单“数据保留为txt 文献(&Conserve)”，将测试的波形数据保留为文本文献。学生可在老师指导下编写计算机程序，调用文本文献。

10、试验结束，将所有连接线除去。

四、试验总结

规定从试验原理，试验过程和试验心得上进行全面总结。

试验项目四 心血管参数测试模块试验

一、试验目的

- 1、掌握血液循环系统血流动力学参数(心血管参数测试模块)无创检测及实现措施。
- 2、掌握检测心血管传感器特性和使用措施。
- 3、掌握表征心血管参数波形及特性点的识别措施。

二、试验内容

通过心血管传感器，检测人体脉搏信号，经单片机处理后来，其脉搏信号波形可在PC机上实时显示，也可对脉搏信号波形的某些特性点进行编辑。

三、试验原理

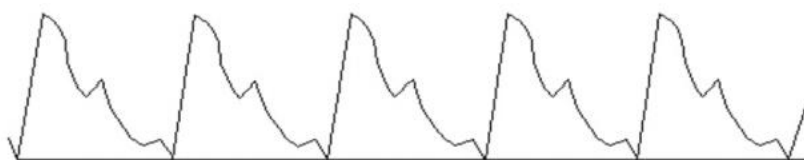


图34 脉搏波动信号链

图34是一例测试成功的脉搏波动链图。基线平稳，振幅适中，标志点明确，拐点清晰和细节分明。要想获取对的的脉图，除了必须将心血管传感器放于桡动脉搏动最强位置外，还必须对心血管传感器施加合适的预静压，所加的最佳预静压值应当获取最大的信号振幅，且保证脉搏波不发生畸变。为了描述实测脉图信号的振幅衰减和波形失真，我们定义两个鉴别系数：

$$\lambda = \frac{(bc)_p}{(bc)_{p0}} \quad \text{-----式2.3}$$

$$\eta = \frac{\frac{(bf)_p}{(bc)_p}}{\frac{(bf)_{p0}}{(bc)_{p0}}} = \frac{1}{\lambda} \frac{(bf)_p}{(bf)_{p0}} \quad \text{-----式2.4}$$

式中(bc)PO 和 (bf)PO 分别为最佳预静压PO 时心脏收缩期积极脉最高压力点的脉压振幅和舒张期二尖瓣关闭点的脉压振幅； (bc)p 和 (bf)p 分别为实测预静压P 时相对应的值。

λ 为振幅衰减系数，它反应由于预静压不妥所引起的信号幅度衰减； η 为波形失真系数，它反

应过度预静压引所起的气流被阻断而产生的波形失真。

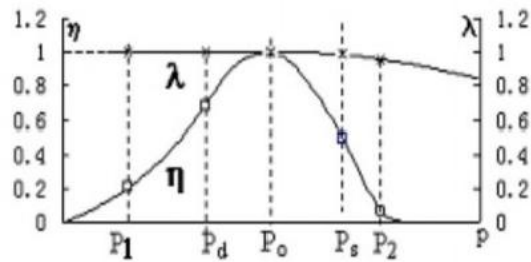


图35 振幅衰减系数 λ 和波形失真系数 η 与预静压的关系

由图35所示，在 $P < P_1$ 区间内， $\lambda \ll 1$ ，检测信号幅度太小，当 $P > P_s$ 时， $\eta < 1$ ，并随 p 的增长而迅速变小，波形严重失真，因此测试不能获得有效信号；在 $P_1 \text{--} P_2$ 区间内， $\lambda \leq 0.707$ ， $\eta \approx 1$ ，脉图有效，但常会使标志点的识别困难；在 $P_2 \text{--} P_o$ 区间内，是预静压最佳测试区，该区间约有50mmHg的压力宽度，测试者很轻易控制并获取对的的脉图。仪器提议的最佳预静压是被测者的舒张压 P_d 。

在完毕脉图的取样、量化及存贮操作后，脉图信号的处理包括基线零漂赔偿，幅值归一化，脉图标志点识别以及脉图输入参数确实定；另一方面还需对脉图求面积以及对面积求重心，然后按弹性腔模型导出的公式进行数据运算，最终显示、存贮和打印输出参数。所有功能的实现由微处理器完毕操作，目前对脉图标志点识别处理措施加以阐明。脉图波形识别采用模式识别技术中的句法模式识别法来实现。脉搏波形基本上是一维信号，图36所示为一种心搏周期所截的经典脉波，脉图的标志点和曲线具有明确的气流动力学流变学的生理涵义，它们的对应关系如图所示：

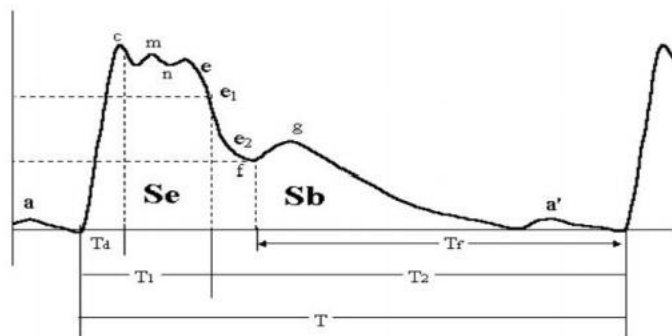


图36完整的经典脉搏波形图

- a 波：左心房收缩开始点
- c 点：积极脉最高压力点
- m,n 点：积极脉振荡点
- e 点：左心室停止射血点
- e1 点：左心室舒张降压点

- e2点： 积极脉瓣关闭点
- f点： 二尖瓣关闭点
- g波： 积极脉弹性回缩波
- a'波： 左心房收缩开始

心脏收缩期时段T1

心脏舒张期时段T2

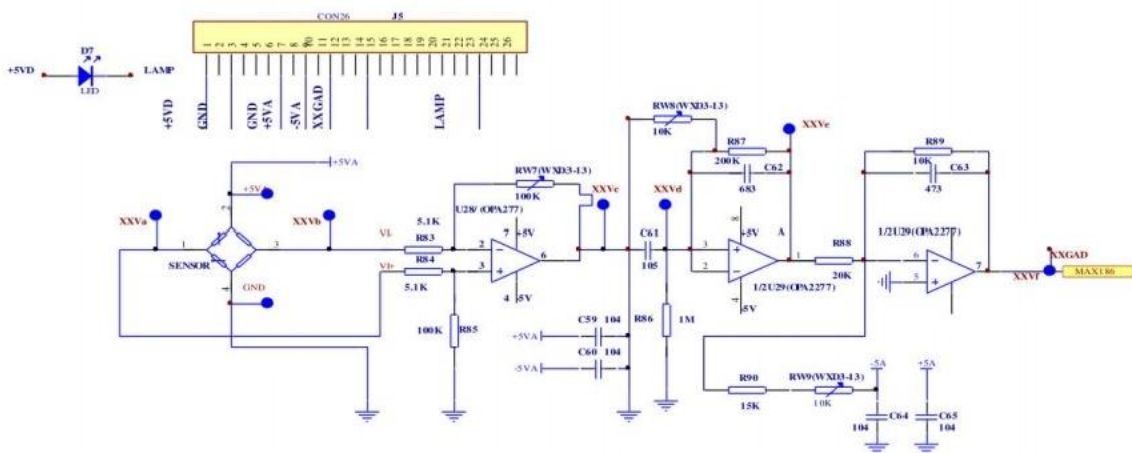


图2. 11 心血管参数测试电路原理图

1、心血管参数测试电路如图2. 11所示，传感器为压力传感器，基于脉压法原理，测量范围0~50g，精度误差≤5%F.S，敏捷度≥20mV/F.S。所测得的人体脉搏信号为毫伏级，需要进行放大。

U28 为差动放大电路，U29 为放大及直流电位抬高电路；

$$U28\text{的输出为: } XXVc = (RW7/R83) * (V_1 + -V_1); \quad \text{-----式2.5}$$

$$U29\text{的输出为: } XXVf = (R87/RW8) * XXVc * (R89/R88); \quad \text{-----式2.6}$$

$$\text{同步将XXVf的基准电位抬高: } 5V * R89 / (RW9 + R90) \quad \text{-----式2.7}$$

抬高输出信号基准电位的目的是防止输出信号出现负电位，如图2. 12所示。由于A/D 转换器只接受0~5V 的输入模拟电压，一般将直流电位抬高1.5V 左右即可。

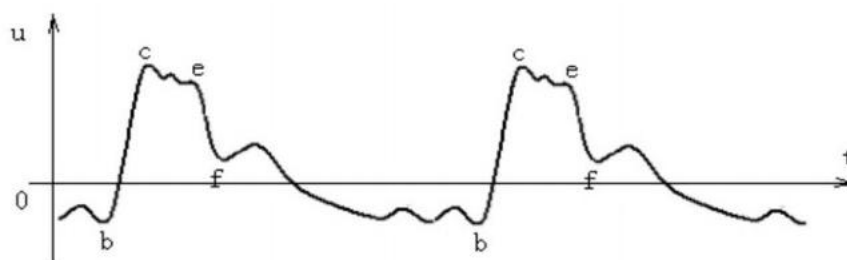


图2. 12 U29 的1脚的输出信号(直流电位未抬高)

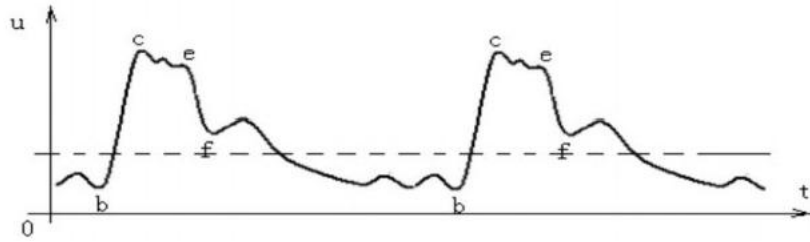


图2.13 U29 的7脚的输出信号(直流电位抬高)

2、本功能模块电路的输出信号送至模/数转换器的输入端，MCS-51内的心血管测试模块实时地将测试数据通过USB口送到PC机，PC机根据所确定的数学模型，对测试的数据进行分析、鉴别、计算、处理，最终获得一系列的心血管参数值。

四、试验环节

心血管参数测试电路布局如下：

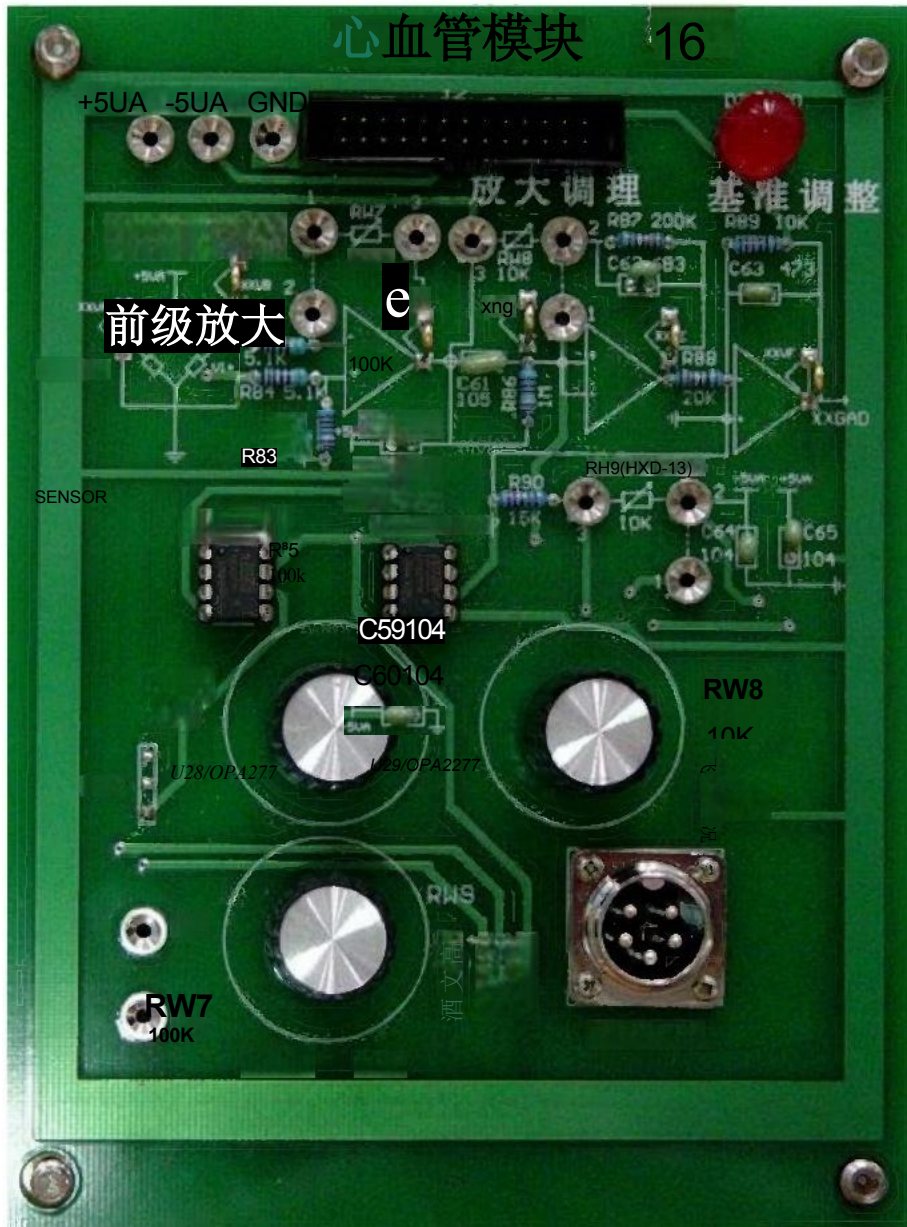


图2.14 心血管测试布局图

- 1、用连接线将主板和模板相连，连接措施是：将连接线两头的插头分别对应的插到主板和模板上的插座上，如2.15图所示，主板插座与其相似：



图2.15 心血管模块插座示意图

- 2、将电位器RW7电路中用虚线相连的两个连接孔1和2用插线连接。如图2.16:

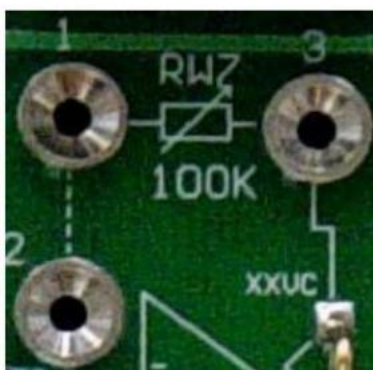


图2.16 RW7电位器示意图

- 将电位器RW8 电路中用虚线相连的两个连接孔1和2用插线连接。如图2.17:



图2.17 RW8电位器示意图

- 将电位器RW9电路中用虚线相连的两个连接孔1和2用插线连接。如图2.18:

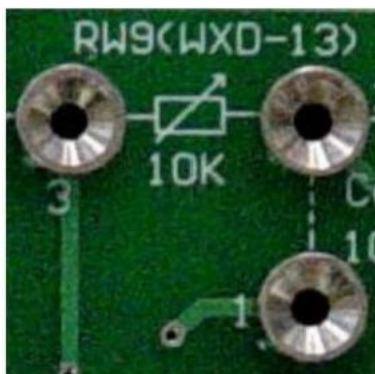


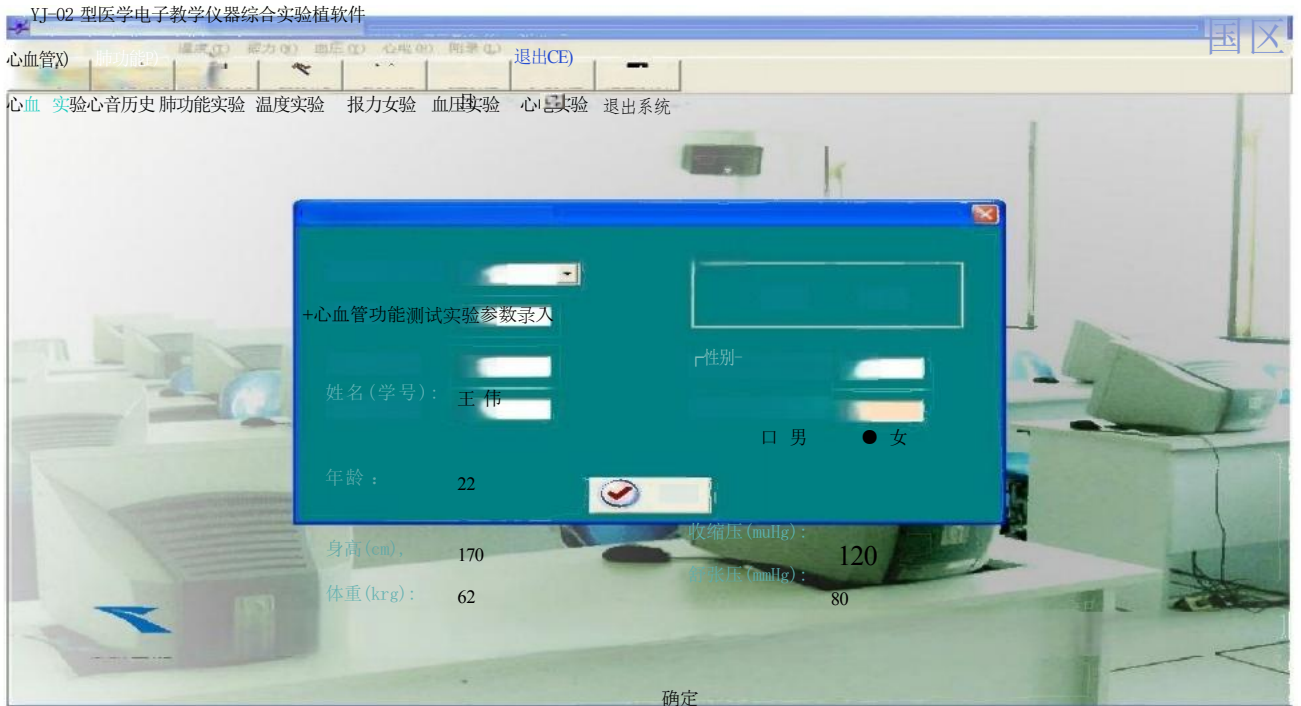
图2.18 RW9电位器示意图

- 3、不接心血管传感器，将主板右侧信号源引入本模板，可引入的信号有：PA（正弦波），PB（三角波），PC（方波），通过调整RW23,RW22,RW20来变化信号源的峰-峰值，一般为20~30mV（出厂时已调好），用此信号源替代传感器的输入信号，正端用插线接入 Vin+连接孔，负端(GND)接入 Vin-连接孔。用示波器观测U28的输出XXVc，其峰-峰值应为100~150mv。RW7阻值为25K左右。U29的7脚输出信号XXVf峰-峰值应为2.5~3.5V左右，如偏离调整RW8,其阻值一般为6~7K左右。调整措施是，在不接线的状况下，测量对应的连接孔2和3之间电阻，调整对应电位器，使其电阻到达目的值，测好后来用插线将用虚线相连的两个连接孔1和2连起来。也可以使用外接信号源。使用信号源的目的重要是测试电路的放大功能，由于电路构造不一样，使用信号源时，输出与输入波形比较也许会不一样。
- 4、清除信号源，连接心血管参数测试传感器，将心血管传感器贴近桡动脉脉搏最强处，获得脉搏信号，用示波器观测U28的输出端XXVc信号，其显示波形可参照《试验指导书》的附录中人体七种经典脉搏波形。
- 5、正常的心血管参数波形出现后，调整RW7,变化放大倍数，用示波器观测XXVf,其波形的幅度伴随RW7的变化而变化。观测结束后，将RW7调整在25K左右，调整的措施与前面调整其他电位器措施相似
- 6、调整RW8,变化第二级放大倍数，用示波器观测U29的1脚XXVe信号，可看到其幅度变化，一般信号输出的最大幅度调至4.0V左右。调整的措施与调整RW7类似。
- 7、调整RW9,变化输出信号的直流电位基准，一般RW9调整在7~8K,调整的措施与调整RW7类似，这是为了适应A/D电路所规定的输入信号范围。调整中用示波器察看U29的输出端XXVf,可见其波形上下移动。一般调在1.5V左右，当不施加脉搏信号时，可在输出端测得其直流电平为1.5V。
- 8、脉搏传感器输出信号与测量位置和施加预压力大小有关，观测和记录不一样位置和不一样预压力时的输出波形。
- 9、用示波器次序观测U28的6脚XXVc,U29的3脚XXVd,U29的7脚XXVf波形，并记录它们在

不一样条件下的变化状况。

- 10、对 PC 机所显示的波形某些特性进行处理，以协助对特性点的识别和理解。
- 11、不一样原理的脉搏传感器测试，比较脉搏波的波形。
- 12、心血管功能试验由心血管功能信息、心血管功能测试、心血管功能测试历史构成。
- 13、心血管功能信息

点击“心血管功能信息”菜单进入心血管功能信息输入，显示如下：



中科智能 YJ -02型医学电子教学仪器综合实验箱

图2. 19

以上各参数的详细含义：姓名(学号)、年龄、身高、体重、性别、收缩压、舒张压，分别为被测试者的姓名(学号)、年龄、身高、体重、性别、收缩压、舒张压。在各参数对的输入后，按“确定”按钮。

14、心血管功能测试

在试验箱 USB指示灯亮的状况下，点击“心血管试验”按钮进入心血管功能测试，显示如下：

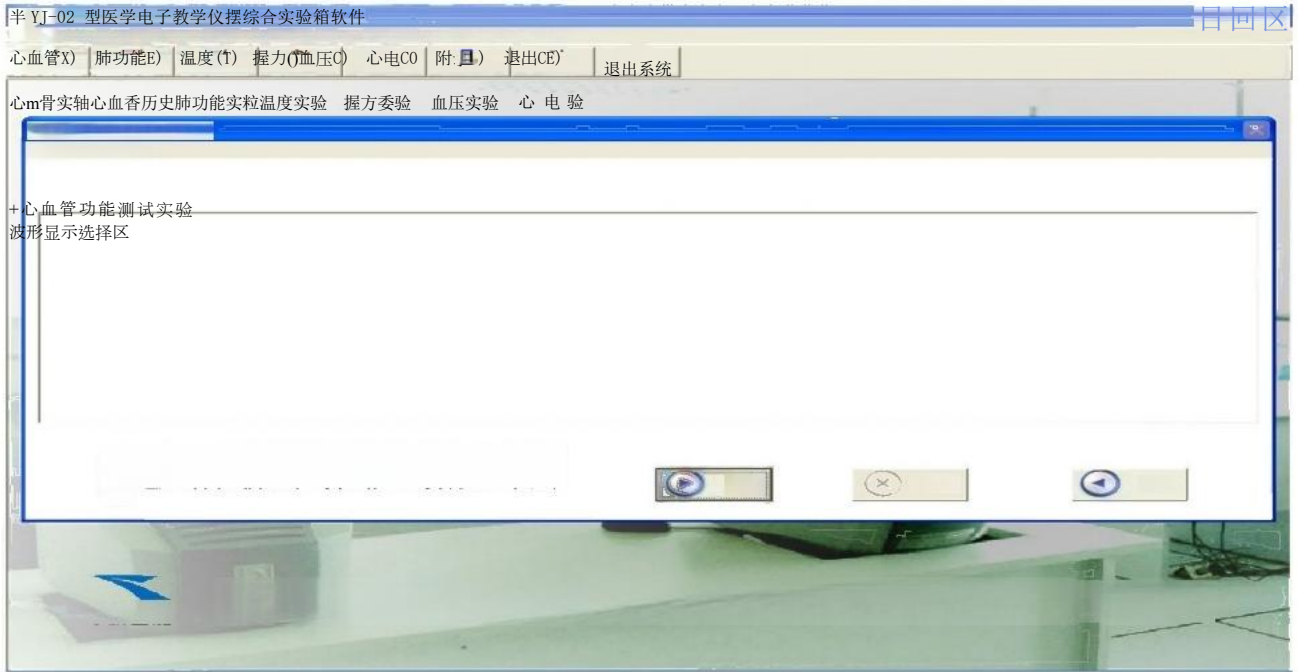


图2.20

按照软件界面上的提醒，将脉搏传感器固定好，点击“测试”按钮，此时从脉搏传感器采集到的脉搏信号经软件处理后脉搏波形显示在屏幕上，显示如下：

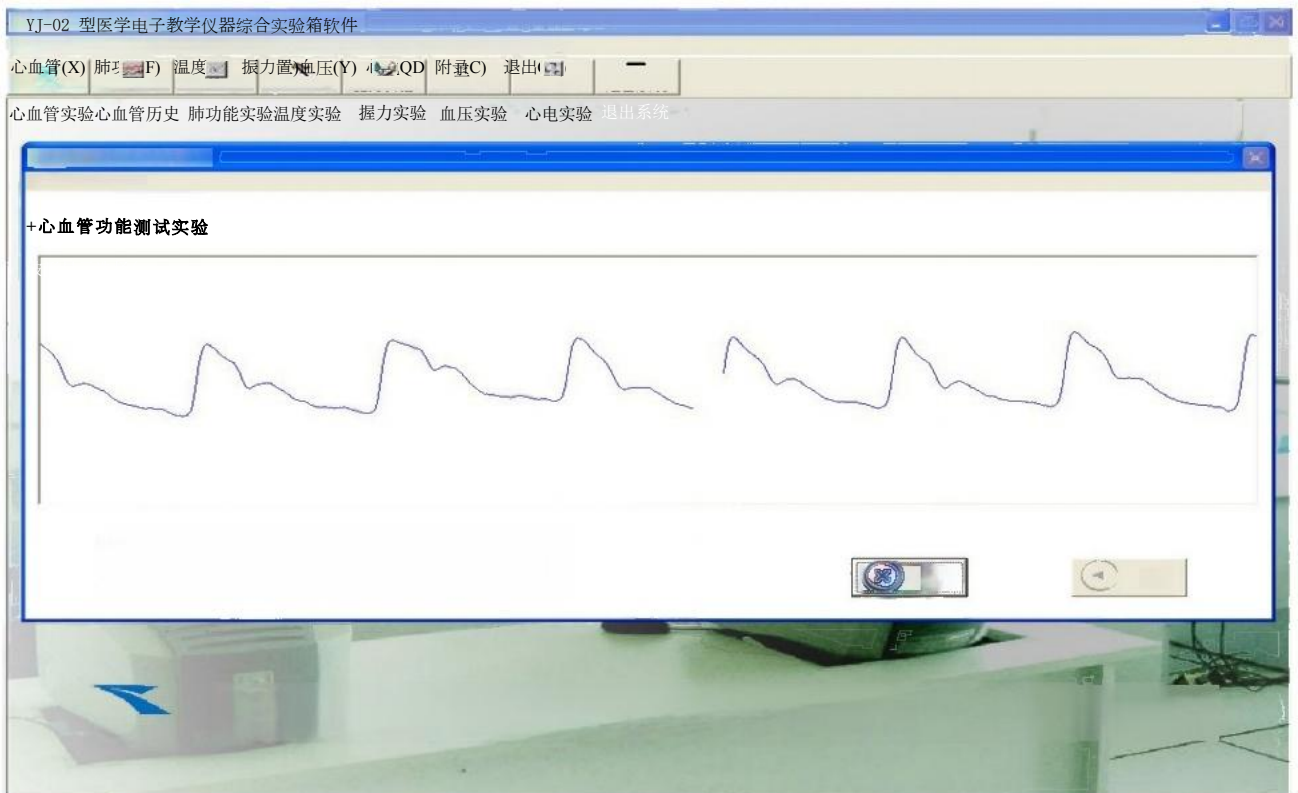


图 2.21

测试者可根据波形的状况调整脉搏传感器的位置，直到显示的波形符合脉搏波形(详细波形的样式可参阅《试验指导书》的附录部分),点击“停止”按钮，显示如下：

插入测得图片

图2.22

在点击“信息”按钮后，显示如下：

插入信息输入图片

图2.23

输入测试者的有关信息，点击“确定”按钮，测试者信息输入结束(同步可人工点击鼠标修改波形的E点和F点，心血管波形特性点的医学解释：E点：左心射血停止点，F点：二尖瓣开放点)。用鼠标选中波形(虽然用鼠标的左键点击波形，波形选中后波形的颜色发生变化)，选中波形后“专家”按钮变为可选，显示如下：

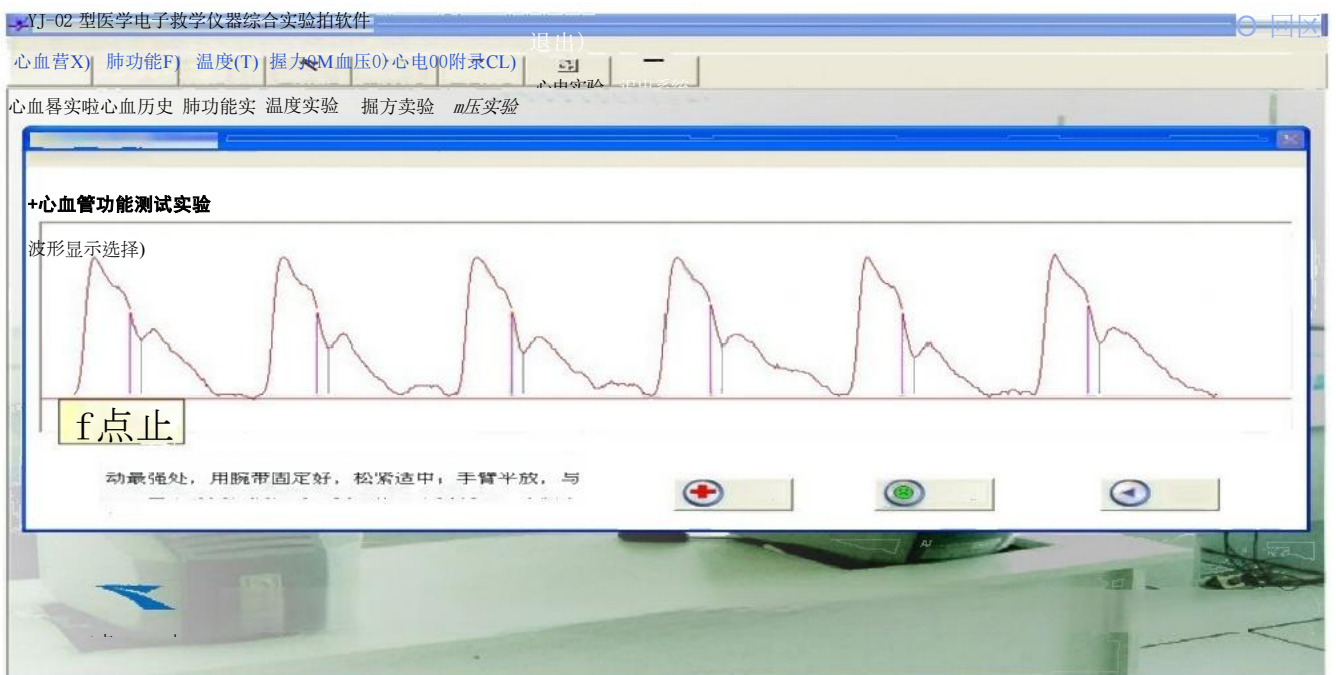


图2.24

点击“专家”按钮，显示如下：

插入图片

图2.25

显示的是测试诊断成果(分为心脏功能、肺功能、血液功能、血管功能、微循环功能)。点击“参数”按钮，可查看各参数的测试结果，显示如下：

+心血管功能实验测试结果 文件F)

MMNNMMA

姓名(学号)王伟 年龄 22 性别 男 身高 170 体重 62 收缩压 120 舒张压 80 脉率 80 平均动脉压 87.9

参数名称	测试值	标准值范围	单位	是否超标
血管功能				
肺动脉楔压 (PAWP)	8.7	6-12	毫米汞柱	
血管弹性扩张系数 (ETK)	0.361	0.25-0.55		
标准周阻 (STR)	1270.8	900-1400	达因·秒·厘米 ⁻⁵	
心脏功能				
心搏出量 (SV)	74.2	80	毫升/搏	
心肌耗氧量 (HOV)	27.2	24-42	毫克	
血波功能				
血液粘度 (V)	4.92	3.5-4.5	厘泊	

诊断

打印

返回

图2.26

点击各参数名称显示参数的解释含义，显示如下：

+心血管功能实验测试结果

还原全血粘度(ov): 也是反映血液流变学的基本指标, 是指在人体标准属方、温度和流章的情况下; 而游盆字回度擦力; 亦即温液粘椅状况的露值该参数与抽血体外全面粘度概念相同, 只需进行定标就可相互对照比较。

确定

参数名称	测试值	标准值范围	单位	是否超标
心搏出量(SV)				
心肌耗氧量(HOV)	4.92	3.5-4.5	厘泊	
血液功能	5.43	3.5-4.5	厘泊	*
血液粘度(V)	4.62		升	
	16.2	11-20		

图2.27

15、心血管功能测试历史

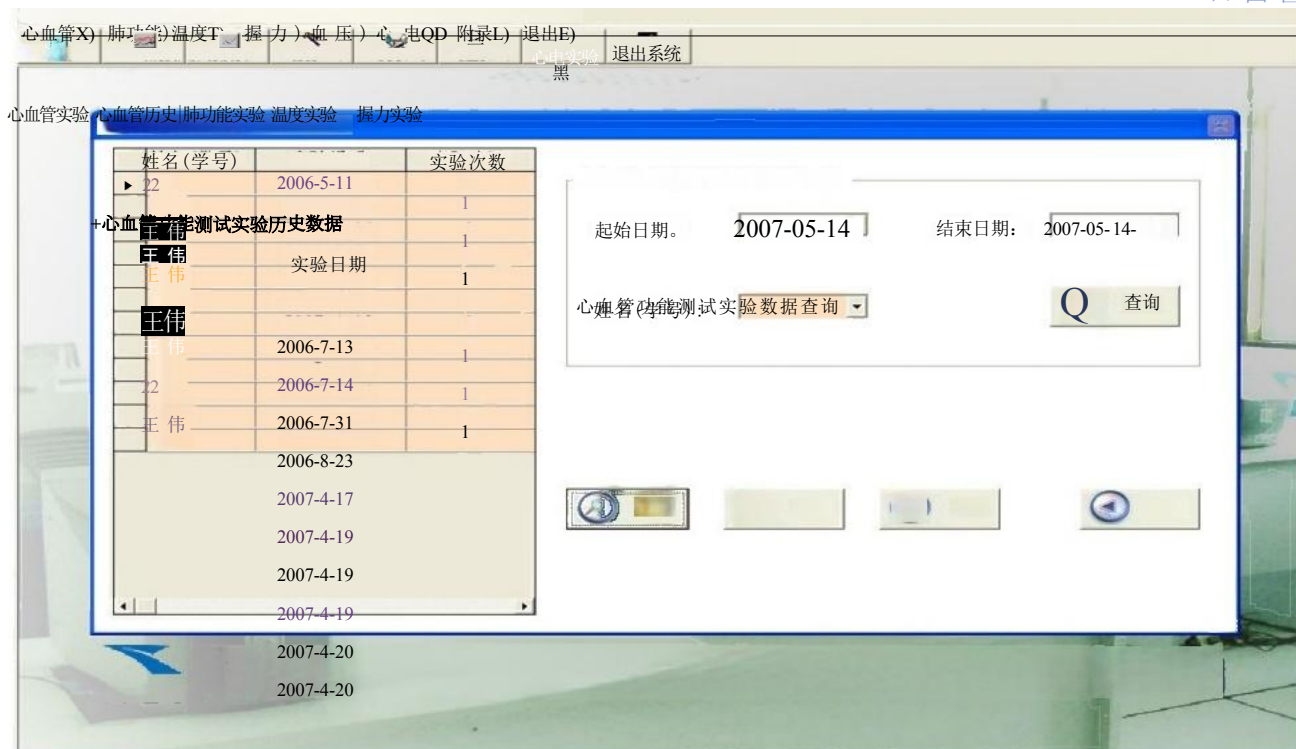


图2.28

可根据时间范围查询测试者的测试记录，要查看某条数据记录，双击该数据记录或点击“打开”按钮，显示如下：

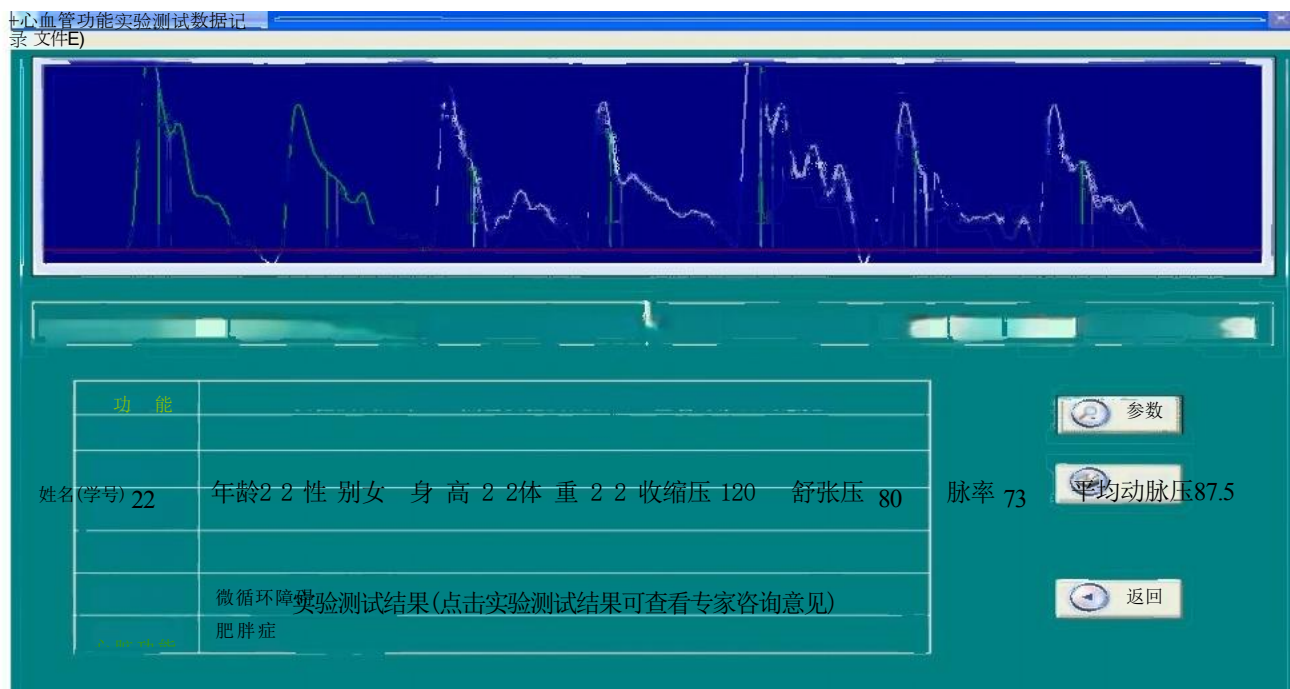


图2.29

16、可点击菜单“文献(&File)”下的子菜单“波形数据保留为txt 文献(&Conserve)”。

将测试的波形数据保留为文本文献。学生可在老师指导下编写计算机程序，调用文本文献。

17、试验结束，将所有连线除去。

四、试验总结

规定从试验原理，试验过程和试验心得上进行全面总结。

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：

<https://d.book118.com/855242314234012012>