

医学仪器实验

医学信号处理实验

实
验
手
册

医学仪器与医学信号处理实验仪

（生理传感器系统实验仪）

医学仪器与医学信号处理实验仪，从原理上介绍各种人体监护传感器的工作过程，以及掌握医学信号处理的方法，是针对医学仪器类的学生教学实验用。是各种常规病人生理信号监护仪的原理性近似体现，体现生理信号的电特性，不能用于人的正式监护和测量。



⊙系统组成

主实验箱、NI_USB6008 采集装置（可选）、电信号混合模块、夹式心电电极、指套式脉搏传感器、呼吸流量传感器、心音传感器、血压测量套件、温度传感器，握力传感器(可选)。

可选模块：进口面包板。

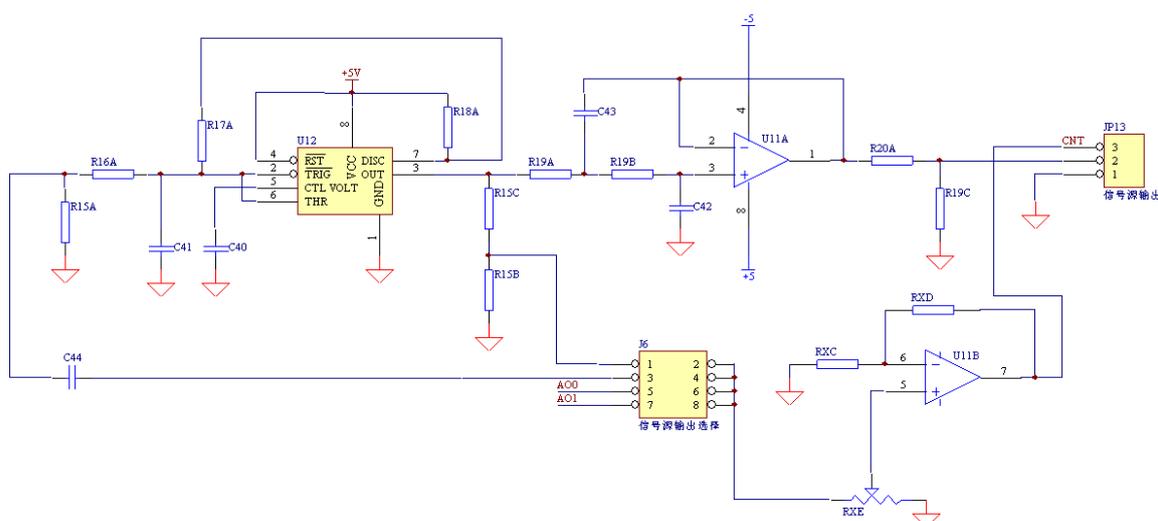
⊙实验内容及目的

1. 心电测试：初步学会人体心电的测量方法、掌握 QRS 波群的测量方法、观察运动对心电的影响。
2. 脉搏测量：利用指套式压力换能器，学会人体脉搏波的测量方法、观察脉搏波与心电波的区别及相互关系、观察运动对脉搏的影响。
3. 呼吸测量：利用呼吸流量传感器，测量呼吸的气体压力、流速及流量。
4. 心音测量：利用心音换能器，测量人体的心音，观察心音与波脉搏波及心电波的区别及相互关系。
5. 血压测量：掌握用柯式音的原理来测量人体血压，同时得到收缩压、舒张压及心率，实现电子血压计功能。
6. 温度测量：利用温度传感器来测量人体的温度及报警。
7. 握力测量：利用握力传感器来测量人体手掌的握力。
8. 医学信号处理：利用电信号混合模块，对以上生理信号混合干扰信号，得到带干扰的生理信号数据，进行相应的信号处理。
9. 自我实验：利用进口面包板，学生自我设计电路，进行创新的相关实验。

电源说明

实验箱总电源为 220V 输入，电源输入和开关在实验箱的左侧，实验箱的内置电源提供 +12v、-12v、+5v，为实验板工作使用。另外实验箱还内置提供 +5V、-5V 的隔离电源，为心电电路工作使用。请仔细看懂电源的接法，以免出现意外。

信号源发生器说明



如图所示，由 U12 组成信号发生电路，正弦波调整为：20mv、158hz 左右，作为心电电路的标准信号输入，作为心电电路调试用。

方波和三角波两路信号通过 J6 跳线器，选择其中一路至 U11B 放大输出至 JP13 的 3 脚，通过调电位器 RXE（顺时针调大）来改变信号的幅度。

同时，也可将 USB6008 的 AO0, AO1 的信号作为信号源，即通过 J6 跳线器，通过 UX1B 放大输出至 JP13 的 3 脚，通过调 RXE（顺时针调大）来改变信号的幅度。

实验一 温度测量

一、实验目的

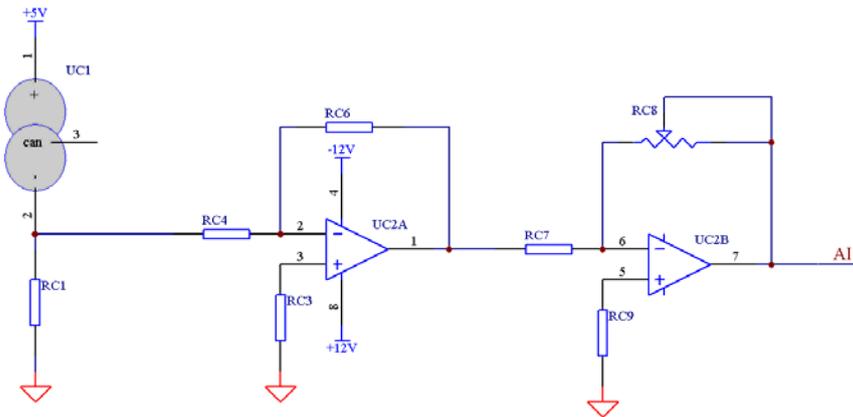
掌握温度测量的硬件电路实现方法，以及测量所得信号的微机处理和显示方法。

二、实验内容

利用电阻式温度传感器构成的测温电路及 USB6008 硬件接口测量温度信号并传入微机中；利用 LabView 软件，设计虚拟仪器面板，将测得的信号通过显示器显示出来。

三、实验原理

1. 测温电路图如下图所示：

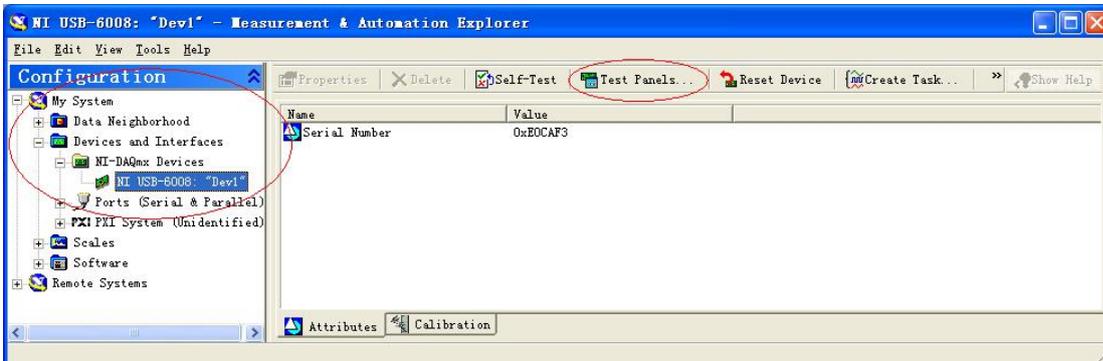


其中温度传感器可视为电流随温度变化的电流源，电路输出电压与温度成正比。

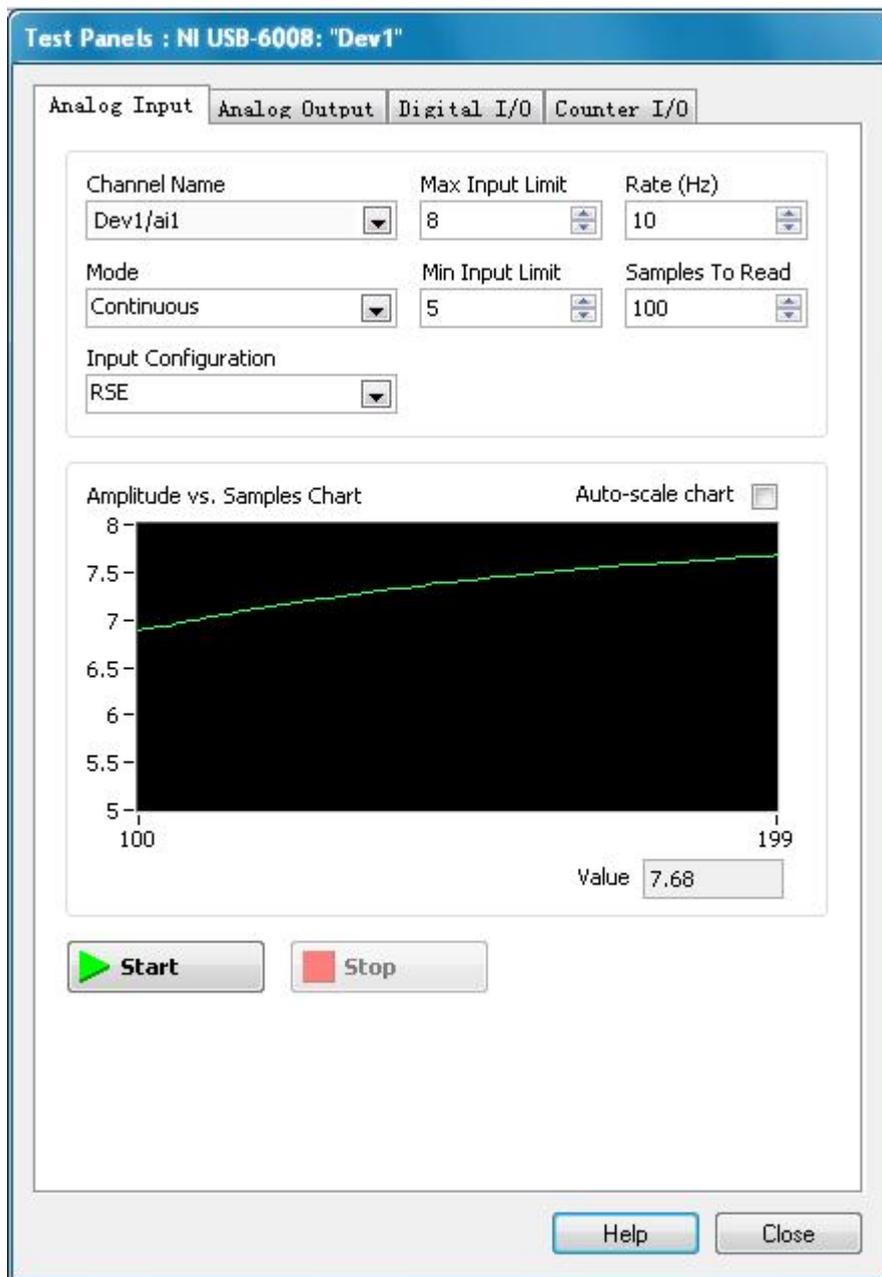
2. 测量电路输出的模拟电压通过 USB6008 接口转化为数字信号输入微机中，这一 AD 转换功能由 USB6008 硬件平台提供，利用 NI 的 Measurement & Automation Explorer (以下简称 MAX)可检测硬件接口的驱动和通信及信号处理等基本功能的实现。
3. 双击桌面 MAX 图标，如下图：



在 Configuration 窗口选项 My System/NI_DAQmx Devices/NI USB-6008: "Dev1"，如下图：



4. 单击 Test Panels...，显示测试面板窗口，如图选择采样通道 A11 及对应的采样参数，点击 Start 开始采样。当温度变化时，温度传感器产生一线性电流，在电阻 RC1 上形成响应的电压，该电压经过 U2 进行一级和二级放大，输出一个正向、与温度变化大小成正比的线性电压。



四、 实验步骤

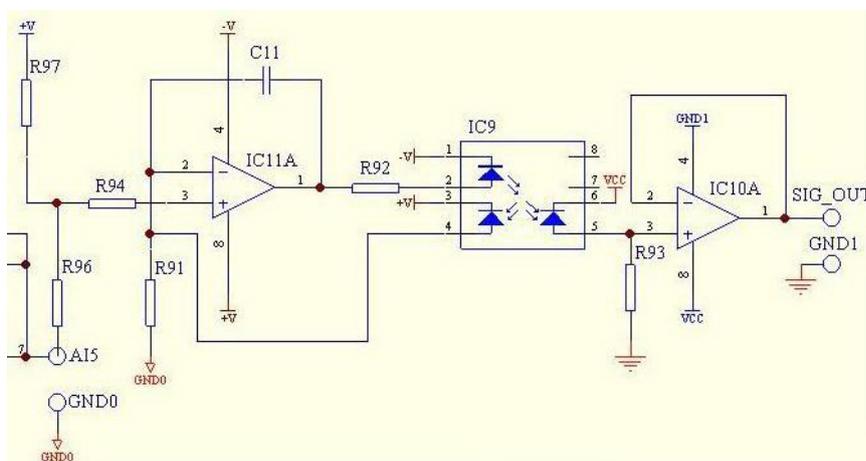
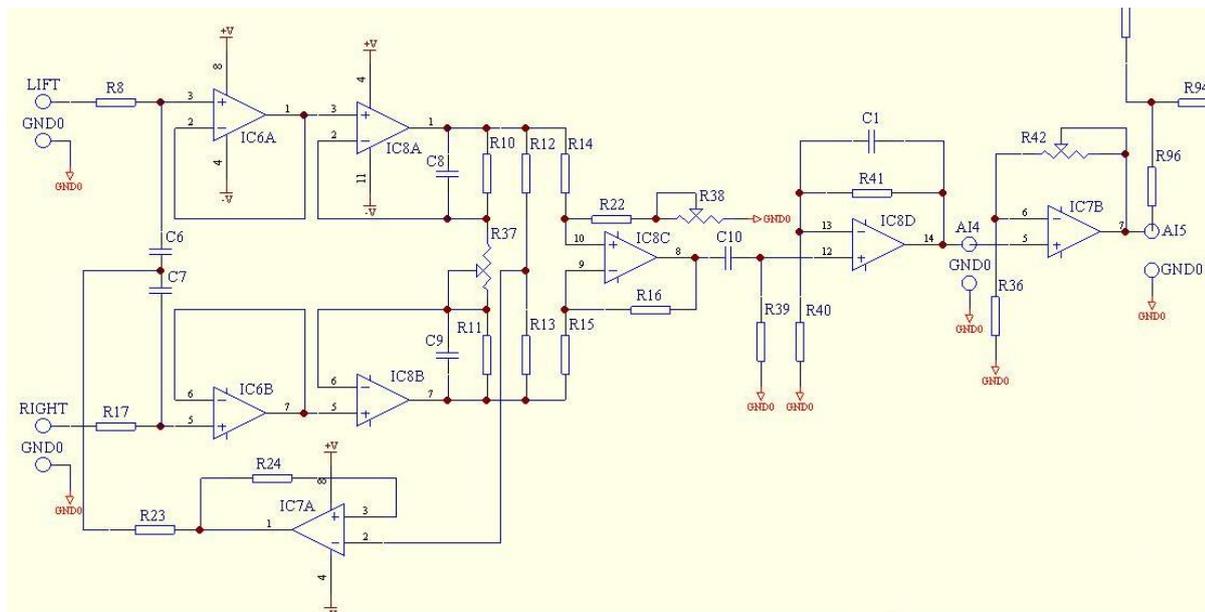
1. 接线：将输出端 AI1 和 GND 用导线连接至 USB6008 的 AI1 和 GND 端
2. 调节硬件测温电路中的 RC8 电位器阻值(顺时针放大，慢慢旋)，从而调节输入信号幅度和电路的放大倍数，确定电路的电压输出幅度与温度变化之间的比例关系。
3. 最终结果是：当温度升高时，响应的电压显示曲线也响应增大；反之亦然，当温度降低时，响应的电压显示曲线也响应减小。
4. 利用 labview 软件的设计平台，设计温度监测及显示用虚拟仪器。

实验二 心电测试

一. 实验目的

1. 初步学会人体心电的测量方法。
2. 掌握 QRS 波群的测量方法。
3. 观察运动对心电的影响。

二. 实验原理



如图所示, IC6A、IC6B、IC8A、IC8B、IC8C 组成一差分放大电路,左手及右手的信号从 LIFT 和 RIGHT 引入该差分一级放大电路两个输入端,右脚接入 GND0,在 IC8C 的 8 脚生成初步放大后的差动信号,该信号经过 IC8D 进行高低频滤波后,再通过 IC7B 外围电路中的 R42 调节放大倍数进行而二级放大,交流信号大小在 1v 左右的信号,通过 IC9 实现隔离传输。图中调节器 R37 用于调节差分放大器的放大倍数,该放大倍数为 $1+2R_{10}/R_{37}$ 。调节器 R38 用于调节电路对称性,从而抑制共模干扰信号。IC7A 与其外围电路构成信号反馈,抑制共模信号。

三. 实验步骤

1. 利用板上的信号源调试电路

(1)利用板上的信号源为放大电路提供信号:信号源已经预调到 158Hz 左右, 20mv 左右的正弦信号,连

接心电电路的“LIFT”与信号源的“Signal”，连接心电电路的“GND0”与信号源的“GND”，连接心电电路的“RIGHT”与心电电路的“GND0”。

(2)连接 USB6008 采样盒:实验板上的 AI4、AI5 和 GND 分别与 USB6008 对应相连,心电电路的“SIG_OUT”和“GND1”与 USB6008 的 AI7 和 GND 相连。

(3)打开 MAX, 进入 Test Panels 窗口。采样参数分别设置如下:

Channel Name 为 Dev1/ai4;

MAX/MIN Input Limit 分别为 $\pm 1V$;

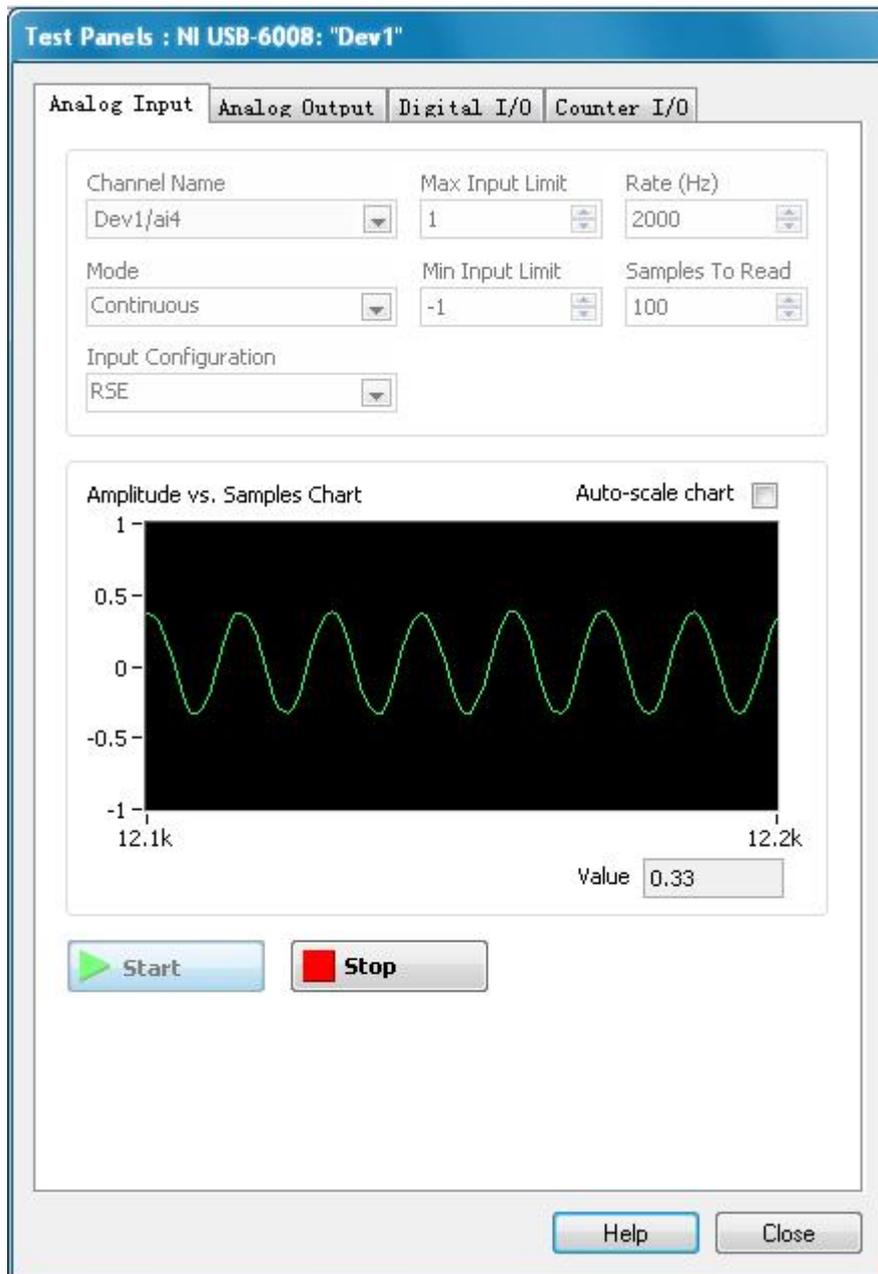
Rate 为 2000Hz;

Mode 为 Continuous;

Samples to Read 为 100;

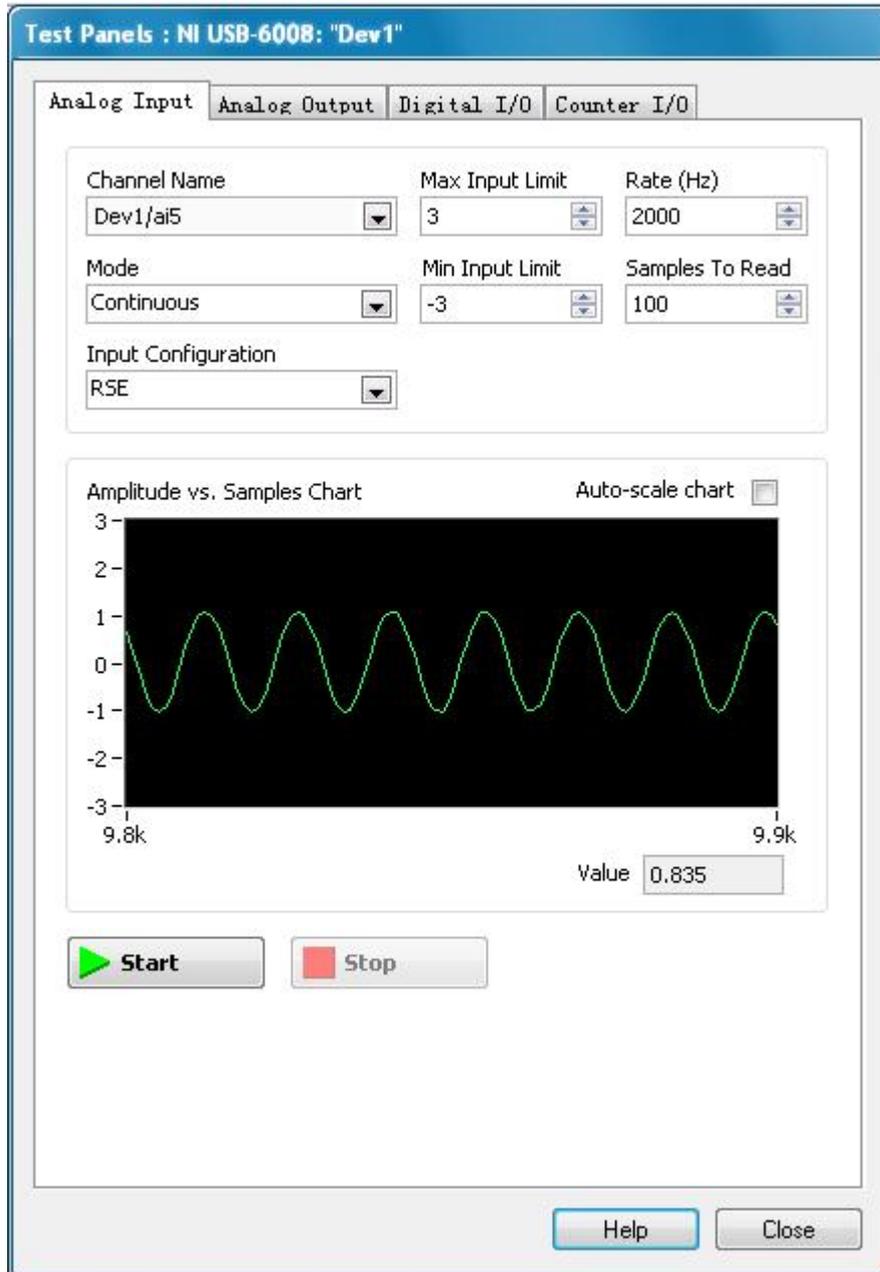
Input Configuration 为 RSE;

去掉 Auto-scale chart 选择, 按 Start 按钮就可以看到一级放大电路信号 (AI4) 的情况, 调节电位器 R37 使 AI 4 在 $\pm 0.3V$ 左右 (顺时针信号放大), 见图。

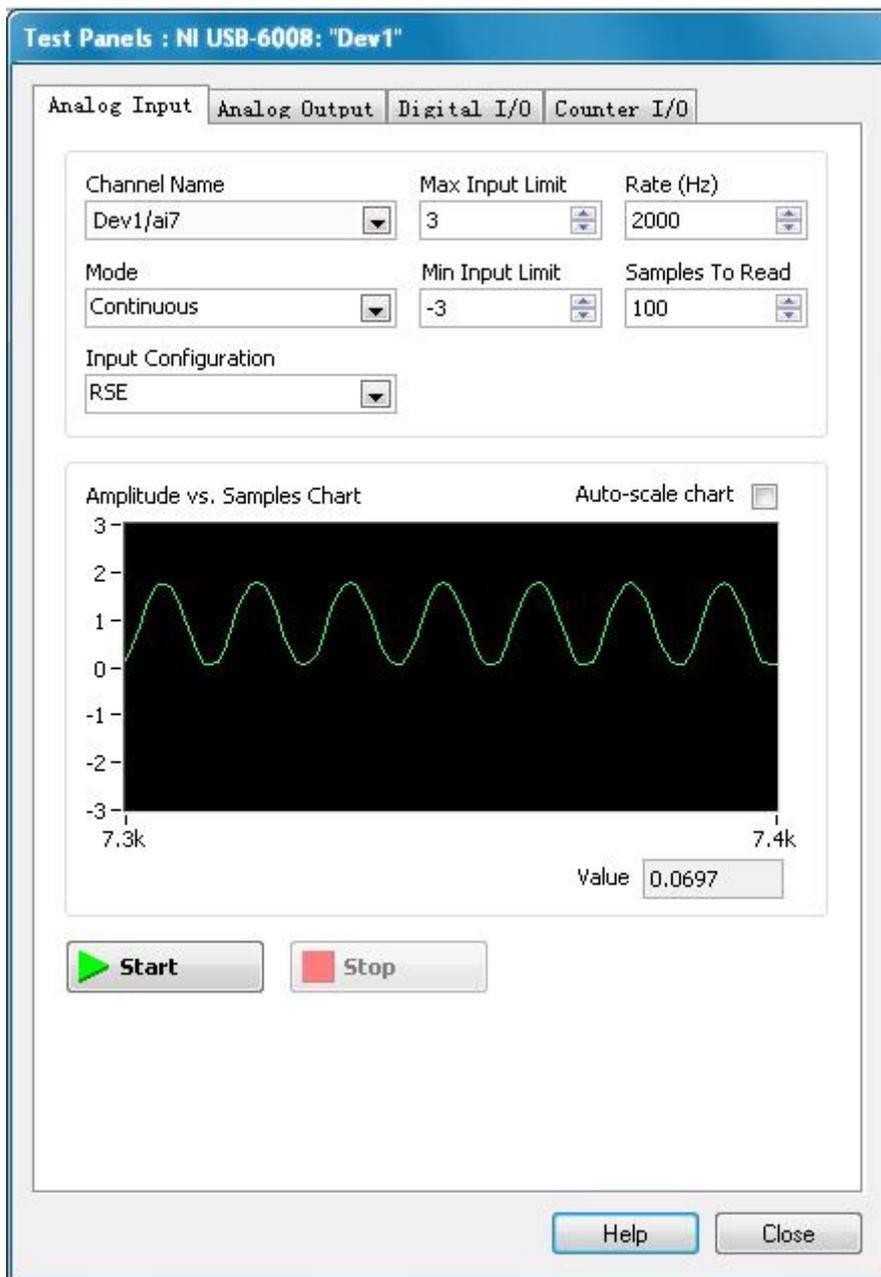


(4)按 Stop 按钮, 将 MAX/MIN Input Limit 分别改为 $\pm 3V$, 设 Channels Name 为 Dev1/ai5, 然后按

Start 按钮，调节电位器 R42 使 AI 5 信号幅度为 $\pm 1\text{v}$ 左右（顺时针信号大），见图。

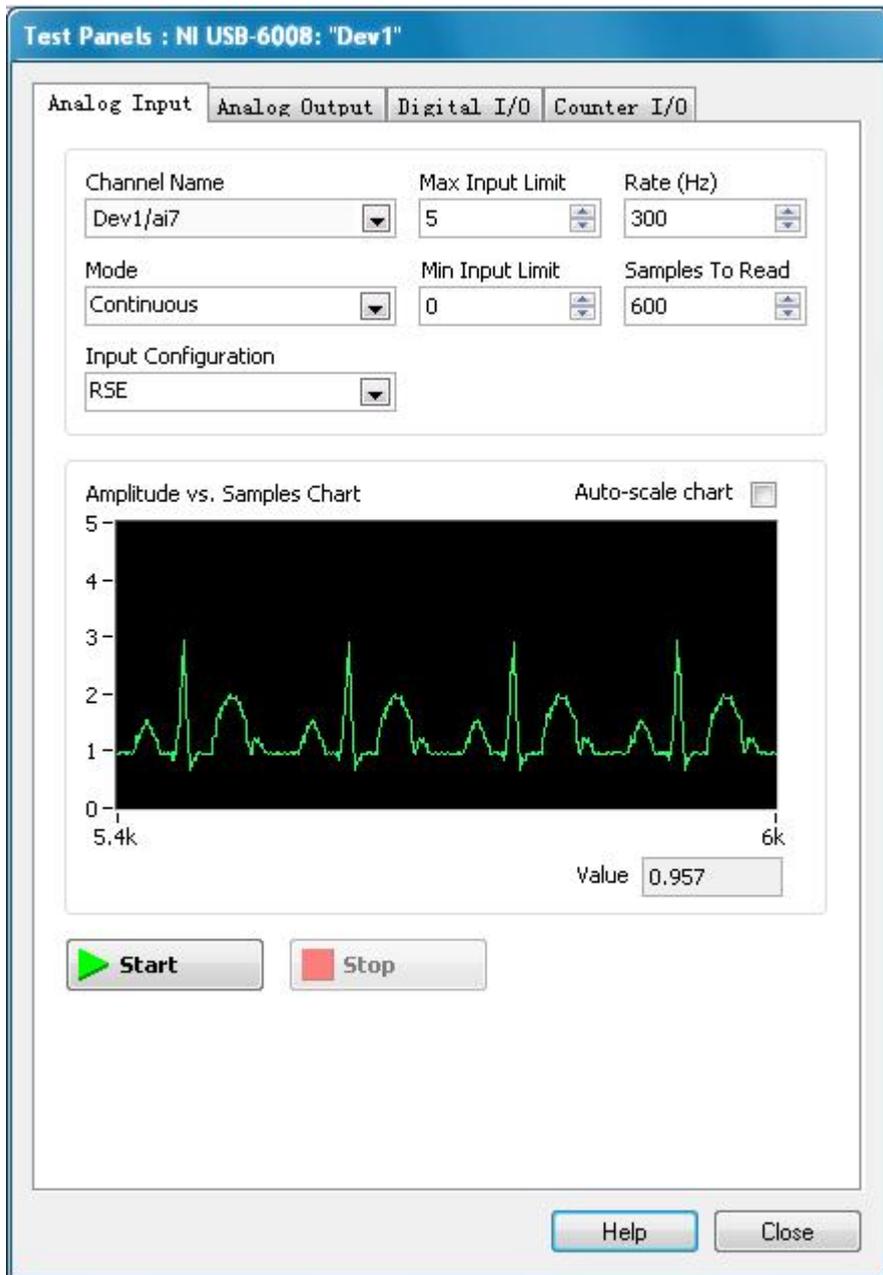


(5)按 Stop 按钮，设 Channels Name 为 Dev1/ai7，然后按 Start 按钮，这时候可以看到完整 AI7 的信号，见图，这样调节电路结束。



2. 测量人体的心电

- (1) 去掉连接心电电路的“LIFT”与信号源的“Signal”，连接心电电路的“GND0”与信号源的“GND”，连接心电电路的“RIGHT”与心电电路的“GND0”（这些接线只用于电路的调试）上所有的接线。
- (2) 连接 USB6008 采样盒：**实验板心电电路的“SIG_OUT”和“GND1”与 USB6008 的 AI7 和 GND 相连，其它信号线一律断开，实验箱的总电源继续打开。**
- (3) 接入心电电极：把心电电极套件插入“心电电极输入”，红色电极夹在左手内侧；黄色电极夹在右手内侧；黑色电极夹在右腿内侧。人两手平放在大腿上，安静等待 1-2 分钟。
- (4) 打开 MAX，进入 Test Panels 窗口，在“Channel Name”中选择 Dev1/ai7，按动 Start 就可以看到该路信号的情况，看到 AI7 的信号不理想，可调节对称性（去噪声）的电位器 R38，信号幅度不理想，可先小范围调节二级放大电位器 R42，还不够理想再小范围调节一级放大电位器 R37，直到看到理想的心电信号。



四. 实验内容

编写 LABVIEW 程序，主要功能有：显示心电波形、检测 QRS 波群并计数及自由发挥的功能。

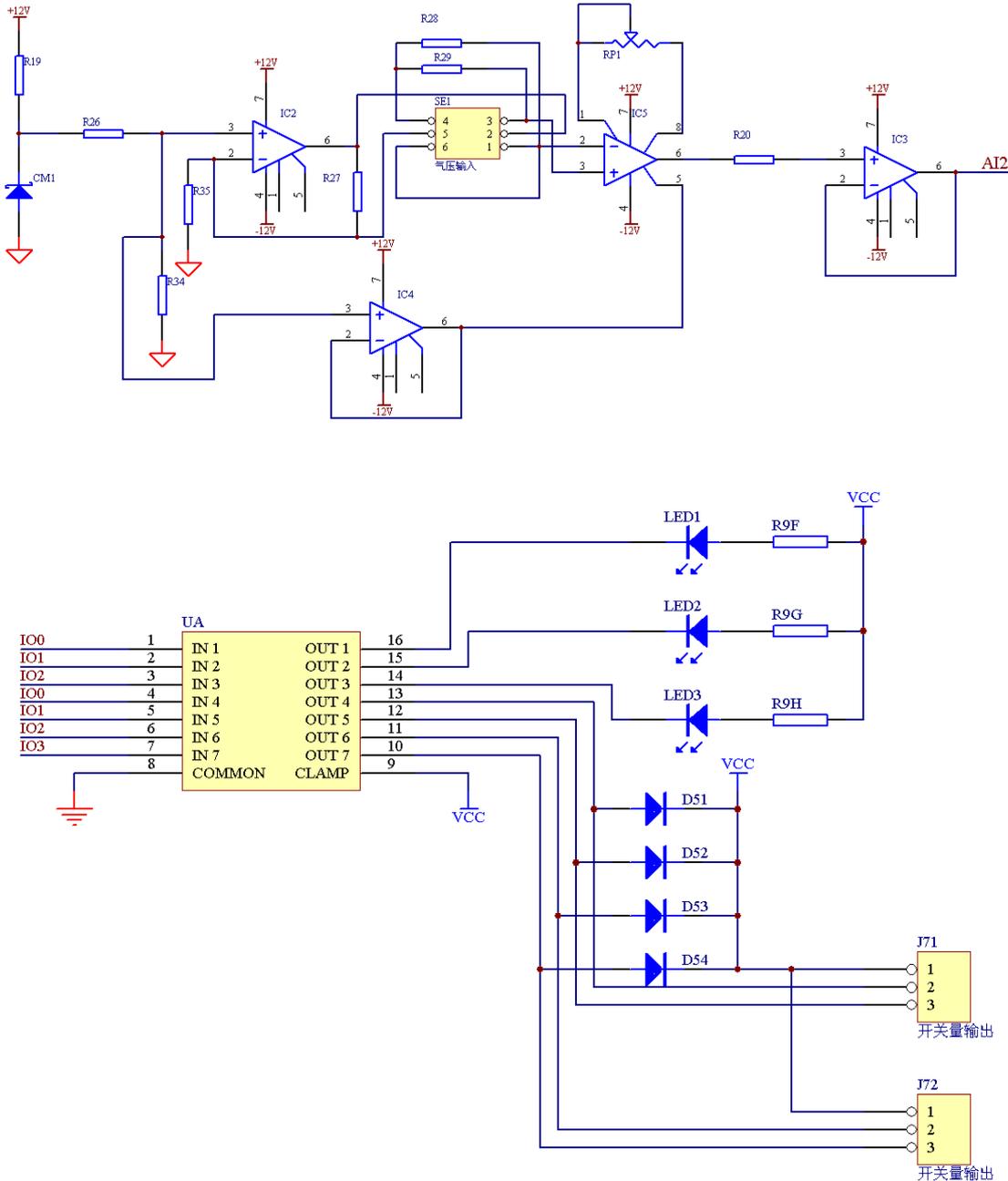
注意：用于人体实验时，与 USB6008 的连线只接实验板心电电路的“SIG_OUT”和“GND1”的两根线，其它信号线一律断开。

实验三 血压测量

一. 实验目的

1. 掌握用柯式音的原理来测量人体血压。
2. 利用 LabView 工具，实现电子血压计功能。

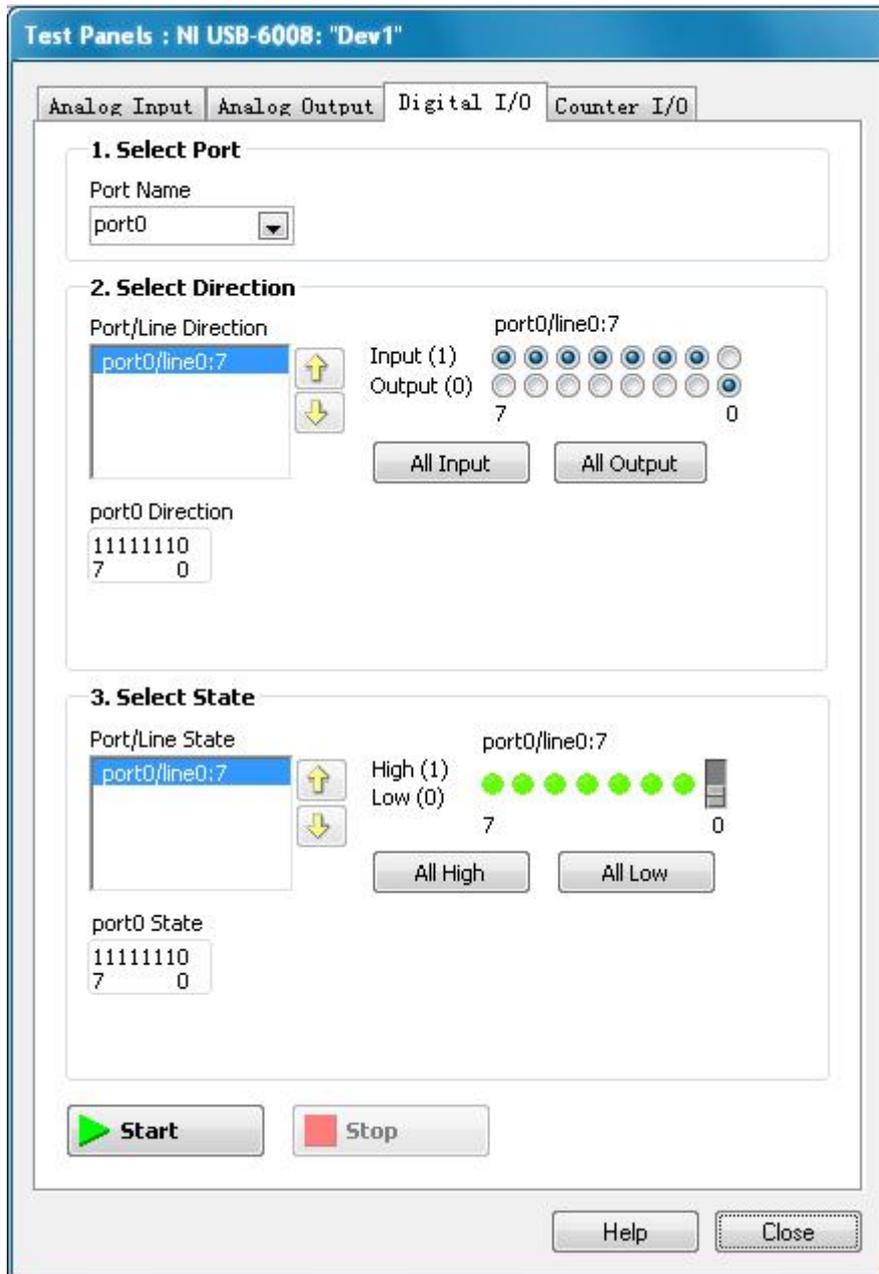
二. 实验原理



如图所示，由 IC2 与其外接电阻电路构成一恒流源电路，其 6 端输出一恒定的电流，提供给压力传感器 SE1 的 2 端；IC4 构成温度补偿电路，其输出端 6 端接至 IC5 的 5 端。当血压信号通过 SE1 压力传感器接收并转换成电压信号传至 IC5 的 2、3 脚，调节 RP1 电位器大小来改变的放大倍数（顺时针信号放大），经过差动放大后输至 IC3 实现驱动输出。

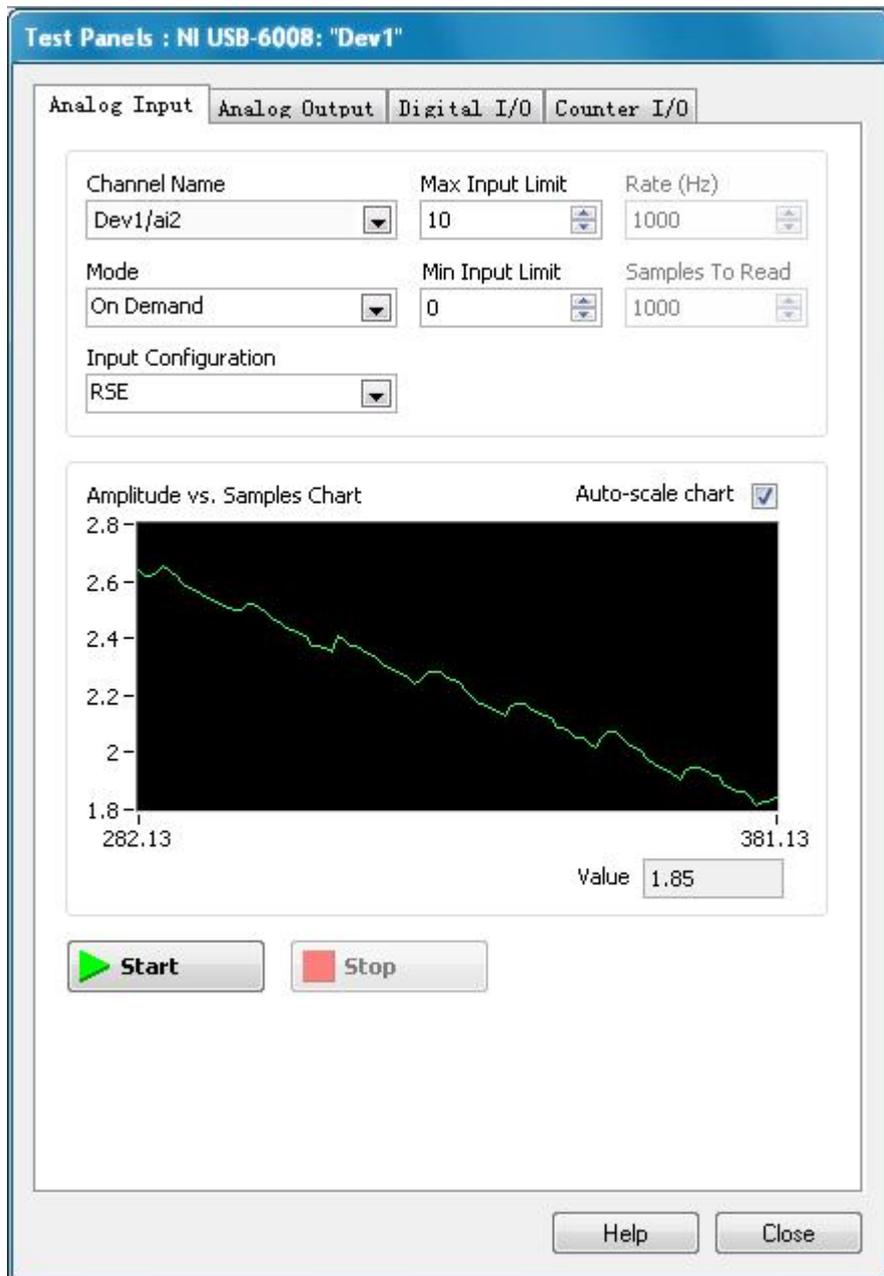
三. 实验步骤

1. 接线：将 AI2 和 GND 与 USB6008 的 AI2 和 GND 端（模拟地）连接起来；IO0 和 GND1 与 USB6008 的 P0.0 和 GND 端（数字地）连接起来；打开 MAX，进入 Test Panels 窗口，点击 Digital I/O 选项卡。如图 Select Port 中选择 Port0；Select Direction 中将 P0.0 选为 Output；点击 Start 按钮，当 Select State 中 P0.0 设为 High(1) 时，实验板上红灯亮，为 Low(0) 时实验板上红灯灭。先将 P0.0 置为 Low(0)。



2. 袖套通过三通阀与压力表、充气囊、放气阀及电充气泵连接起来，把一个出气口接入压力传感器（SE1）的上端，电充气泵的红线（或蓝色）接入 J71 的“5V”，黑线（或白线）接入 J71 的“IO0”，这样气泵受 IO0 控制，IO0 为“1”时打气，“0”时停止。
3. 调试与结果：
 - 1) 标定：将袖套缠绕在白色塑料管上（注意：对袖套进行充气时，必须绑在白色塑料管或手臂上，否则会破损），用气囊冲气至某一满量程值，压住放气阀，RP1 可调节量程，使 AI2 端输出信号显示为某一压力值，比如 120 毫米汞柱电压为 2V。然后徐徐放气至完毕，气压为零时的电压，标定为 0 毫米汞柱，基本得到电平与气压成正比的线形曲线。

2) 测人体血压：将袖套缠绕在人体上手臂上，通过气囊或气泵充气至大于收缩压时停止充气（大概 140--180 毫米汞柱），通过可调节的放气阀徐徐放气（可调节放气的速度），观察屏幕血压信号波形，当血压信号下降过程中出现第一次波动时，即为收缩压值；当继续放气时可看到电平波动由小到大再变小，直到电平没有波动即为舒张压值。



4. 注意：在测量血压信号时，选择 Auto-scale chart，对波动信号的观察将更加清楚。

四. 实验内容

利用 LABVIEW 软件实现电子血压计的功能，可显示压力变化过程，同时得到收缩压、舒张压及心率。

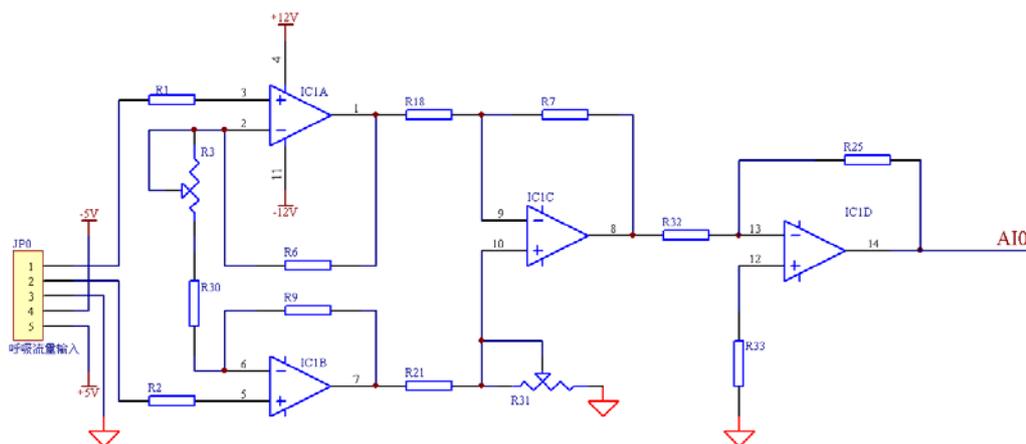
实验四 呼吸测量

一. 实验目的

1. 测量呼吸的气体压力、流速及流量。
2. 观察运动对呼吸的影响。

二. 实验原理

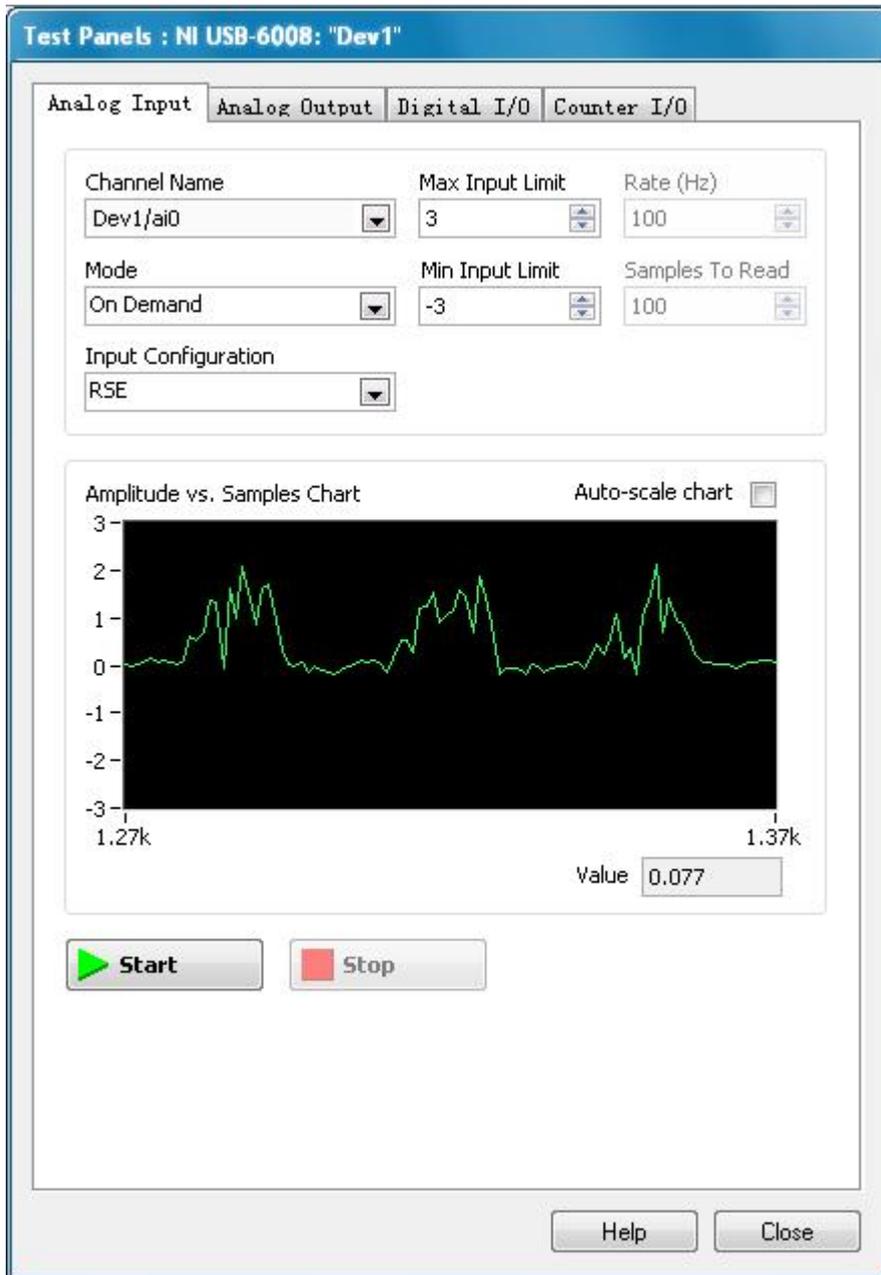
1. 传感器：是由一个压差换能器和一个差压阀组成，可测量呼吸波（潮气量），也可以测呼吸流量。
2. 电路原理



如图所示，当压力传感器上压力变化时，其电阻也响应线性变化，从而压力桥式测量电路输出端电压发生变化，该变化电压通过连接器 JP0 进入由 IC1A、IC1B、IC1C 组成的差动放大电路进行一级放大，再经过 IC1D 进行二级放大后在 AI0 端输出一个与压力成正比的线性电压波形。

三. 实验步骤

1. 接线：将传感器通过 JP0（传感器输入）连接至压力桥式测量电路，将 AI0 和 GND 连接至 USB6008 的接口 AI0 和 GND 处。
2. 通过调节电位器 R3 来改变差动放大倍数（逆时针信号放大，慢慢旋），在 IC1C 输出端得到一级放大信号。通过调节电位器 R31 来调节电路对称性(调零)，实现对干扰信号的抑制。
3. 最终结果是：在 IC1D 的输出端得到一个二级放大后的信号，该信号特点是：当压力增大时，该信号曲线显示增大的信息；当压力减小时，该信号曲线幅度也响应减小。



四. 实验内容

1. 测量呼吸时气体的压力：

不使用差压阀，用一个三通的一端联入传感器的一个进气口，当气流经过三通的另两端时，就可测量气流的压力。

2. 测量呼吸时气体的流速：

使用差压阀，分别将差压阀的两个出口与传感器的两个进气口相连，当气流经过差压阀的另两端时，就可测量气流的流速，也可测出呼吸的频率，同时对时间计算面积，就可测出呼吸的流量。

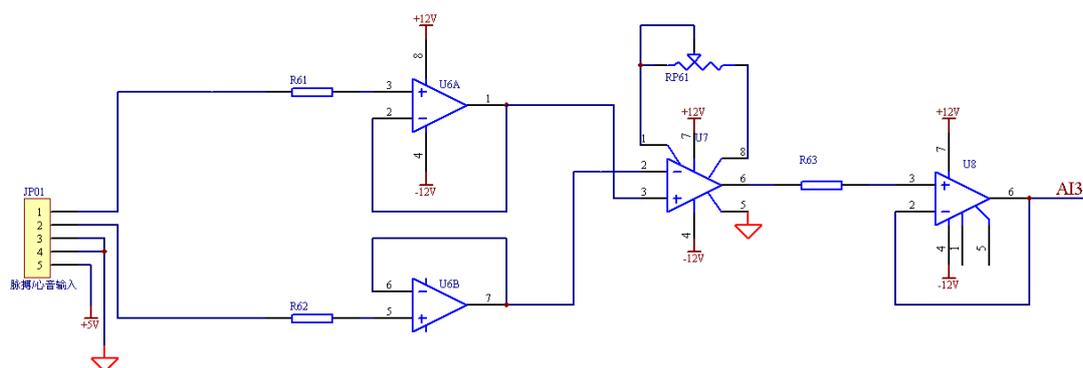
实验五 心音测量

一. 实验目的

1. 学会人体心音波的测量方法。
2. 观察心音与脉搏波及心电波的区别及相互关系。
3. 观察运动对心音的影响。

二. 实验原理

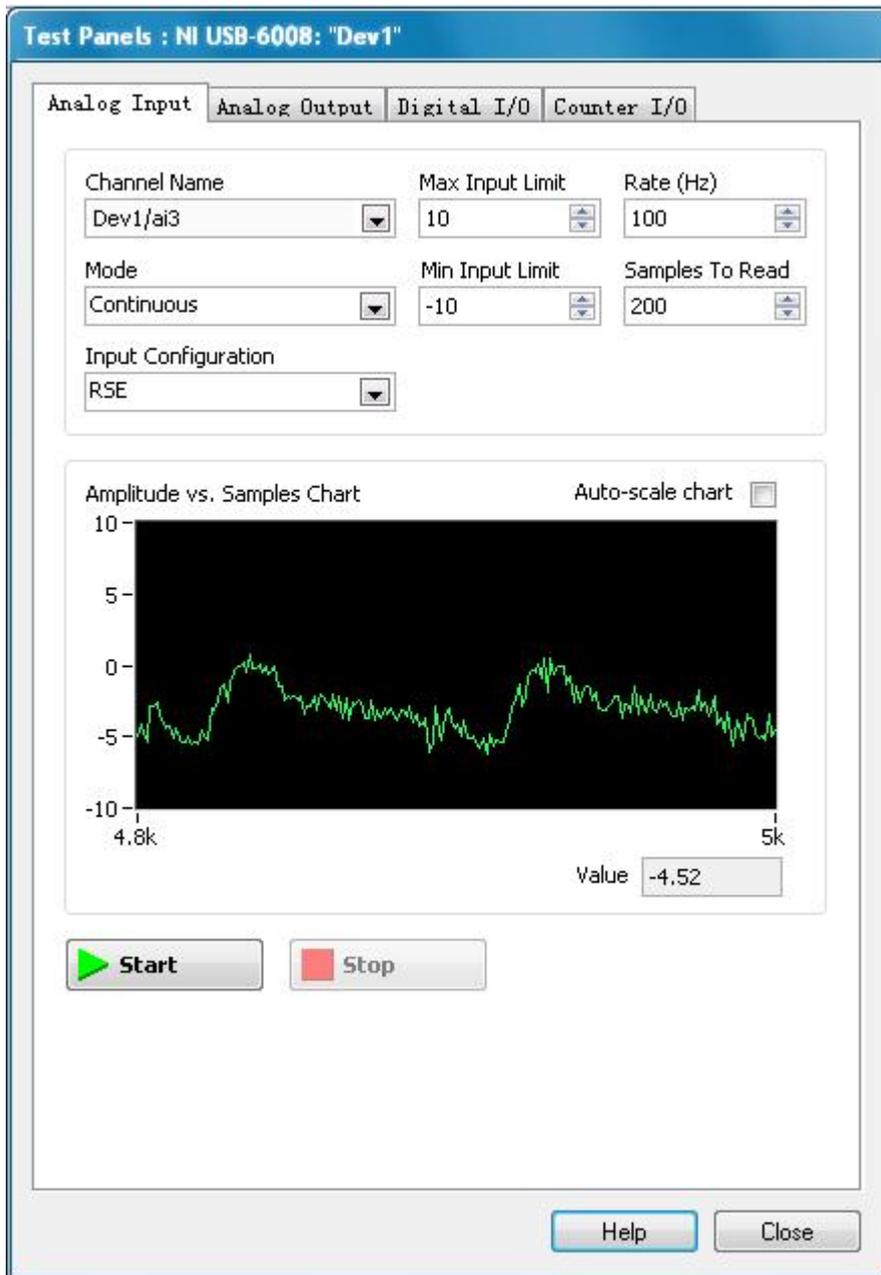
1. 传感器：是由无源的精密心音换能器组成，通过按或绑在胸前可测量心音。
2. 电路原理



如图所示，心音信号通过 R61 和 R62 经 U6 输入到的差动放大电路进行放大，RP61 调节放大倍数（顺时针大），再经过 U8 在 AI3 端输出一个变化的电压/频率心音波形。

三. 实验步骤

1. 接线：将传感器通过 JP0（传感器输入）连接至差动放大电路，将 AI3 和 GND 连接至 USB6008 的接口 AI3 和 GND 处。
2. 心音传感器的安放：放在左胸上（最好紧贴皮肤），慢慢移动寻找最佳点。最佳情况可以看到周期性、一定幅度的波群。
3. 通过调节电位器 RP61 来改变差动放大倍数（顺时针大），在 U7 输出端得到的放大信号。
4. 最终结果是：在 U8 的输出端得到一个放大后的信号，该信号特点是：当心音增大时，该信号曲线显示增大的信息，同时频率也变化；当心音减小时，该信号曲线幅度也响应减小。



四. 实验内容

1. 测量心音波的变化情况，同时计算心音频率。
2. 与心电及脉搏一起显示计算，观察各个波型的特点及相互关系。

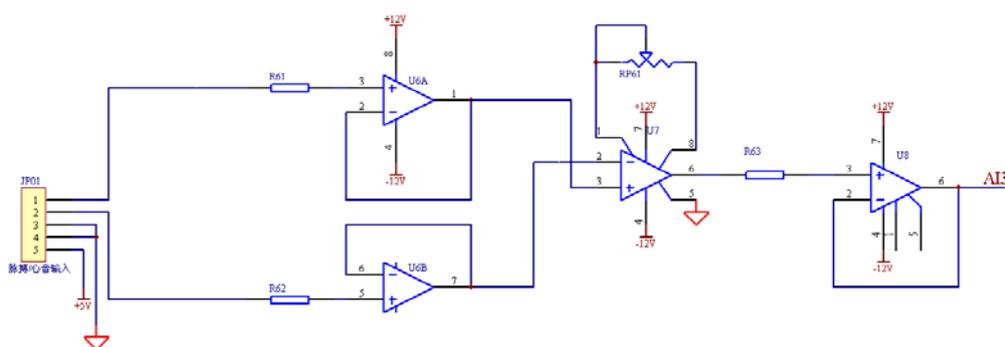
实验六 脉搏测量

一. 实验目的

1. 学会人体脉搏波的测量方法。
2. 观察脉搏波与心电波的区别及相互关系。
3. 观察运动对脉搏的影响。

二. 实验原理

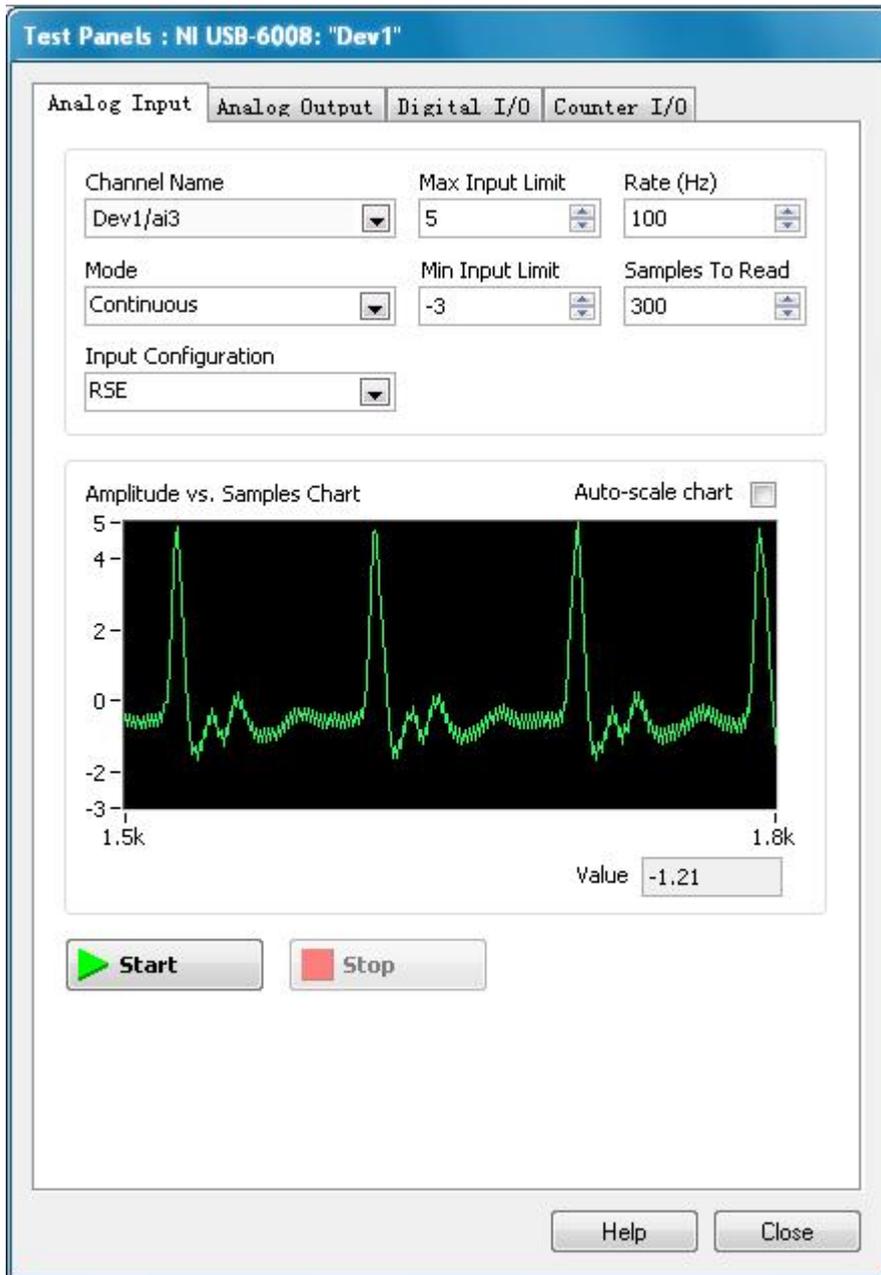
1. 传感器：是由无源的精密压力换能器和一个指套组成，通过绑在手指上可测量脉搏。
2. 电路原理



如图所示，因为该压力传感器是无源的，使用单向输入方式，即压力信号通过 R61 经 U6A 输入，U6B 输入接地，当压力变化时通过差动放大电路 (U7) 进行放大，再经过 U8 后，在 AI3 端输出一个与压力成正比的线性电压波形。

三. 实验步骤

1. 接线：将传感器通过 JP01（传感器输入）连接至测量电路，将 AI3 和 GND 连接至 USB6008 的接口 AI3 和 GND 处。
2. 通过调节电位器 RP61 来改变差动放大倍数（顺时针大，慢慢旋），在 U8 输出端得到放大信号。
3. 最终结果是：在 U8 的输出端得到一个放大后的信号，该信号特点是：当有脉搏时（压力增大）时，该信号曲线显示增大的信息；当无脉搏时（压力减小）时，该信号曲线幅度也响应减小。



四. 实验内容

1. 测量脉搏波的变化情况，同时计算脉搏频率。
2. 与心电测量一起显示计算，观察两个波型的特点及相互关系。

医学信号处理实验指导书

一、实验目的

通过实验加深对生物医学信号处理方法和技术的了解，利用自制实验采集装置及 USB6008 完成心电信号的采集、干扰信号的叠加等，然后应用 Matlab 工程语言分析和实现常见的生物医学信号处理过程，重点是噪声去除、数字滤波器设计、时域与频域处理技术等。

二、实验背景资料（医学电信号特点）

1. 概述：

生物医学信号属于强噪声背景下的低频微弱信号，是由复杂的生命体发出的不稳定的自然信号。各种生理参数，如心电，脑电，肌电等生物电信号；体温血压呼吸血流量脉搏心音等的温度压力流量力位移等非电量信号，从信号本身特征到提取方式，都不同于工业工程中的情况，而有其特殊性。在学习以人体为研究对象的电子学方法时，很重要的一点是要与工业工程系统相区别。作为信号源的人体，是工业工程上任何系统都不能相比拟的，极为复杂的生命系统，它至今尚未被人类完全认识。可以说，人体生物医学信号的提取和处理，是自然科学领域中难度最大的，而它的临床价值却是不断在提高。

2. 生物医学测量的特殊性：

信号的特点是由信号源和测量方法共同决定的。电子学方法应用于生物医学工程领域将受到安全性和强噪声背景的制约。

安全性制约表现在以下三方面：

一是测量施加于人体的各种能量，如通过人体的电流，施加于人体的放射性射线、超声波、高频能量、加速粒子等，人体的承受能力是有一定限度的，而且不仅取决于生物组织本身的物理、化学性质，还有受到这些作用而产生的生理学、心理学变化的限制。因此应对能量的种类、施加部位、强度、作用时间以及诸如频率、波形等做认真研究，并作出明确规定。

二是发生电击（主要是微电击）。人体是一种导体，通过人体的低频电流（直流到 1KHz）对人体的作用有三个方面（产生焦耳热量；刺激神经、肌肉等细胞；使离子、大分子等粒子振动、运动、取向。宏观地看，当电流达到 $1\text{mA}/\text{cm}^2$ 以上时，神经肌肉感觉器官的细胞出现兴奋现象。在考虑人体的电安全性时，心脏的安全具有最重要的意义。我们知道，心脏按一定的节律收缩与舒张，如同一个泵，使血液在全身循环。心肌兴奋从窦房结开始，使相邻的细胞依次兴奋，把兴奋传递下去，以此和谐地保持两个心房和两个心室的收缩的时间关系。假如有电流流过心肌，就会破坏这种同步的收缩作用，心肌细胞将随意收缩，这样血液便射不出去，这种状态称之为颤动。当有器件放入或者靠近心脏时（如心导管患者），应特别警惕这种电击方式的发生。由此可以看出，深入到人体的电流和从人体外电流入体内的电流，对心脏的影响有很大区别。电流直接加到患者的心脏上产生的电流效应称为微电击，而加于体表引起的电流效应称为宏电击。显然发生微电击，是构成不安全的重要因素。

低频电流对人体作用的数值范围如下：

100 μA 电流通过植入体内的电极，能引起心室颤动；

1 μA 电流从体外流入，有电流刺激感；

10 mA 电流从体外流入，发生不随意运动；

100 mA 电流从体外流入，造成心室颤动。

引起室颤的电流与体重和持续时间有关，例如，两岁儿童的室颤值仅为 30 mA 。

在人体测量中，作为安全措施，应取以上数值的 1/10 作为安全阈值，例如，造成室颤的体内电流应在 10 μA 以下。

三是测量的精确度、可靠性直接关系到诊疗的正确与否，无疑是至关重要的。如心电图的波形是诊断心脏病的根据，必须保证心电波形的扫描纪录不失真。

强噪声背景的制约表现在人体实际上是一个多输入、多输出的极为复杂的生命系统。人体虽然可以分

为神经系统、循环系统、呼吸系统等子系统，但各个子系统却不是互不相关、各自独立的。每一个子系统实际上是整个人体的复杂物理和化学过程的综合，它们之间保持着有机的联系，互相交织，互相影响，用以维持生命。一种生理参数的测量将受到多种其他参数的影响，对于被测参数而言，它们就是噪声。噪声往往将一种被测信号淹没。另一方面，人体在电磁场中（如 50Hz 的工频电网）必然吸收电磁能而形成对人体生理参数的强干扰。

对于心电信号其生理参数值范围如下表：

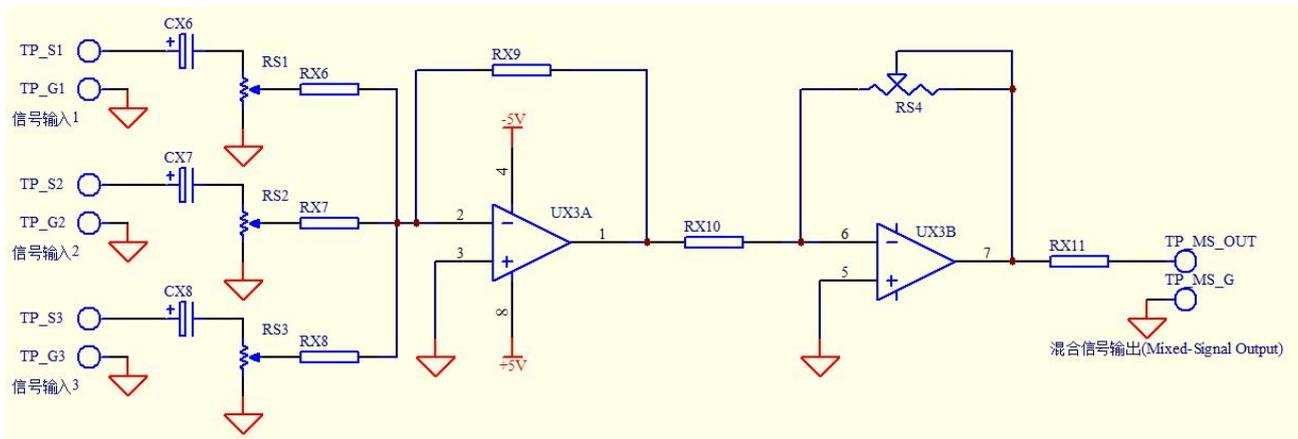
参数	所用传感器	测量幅度范围	频率范围 (Hz)
心电图描记 ECG	体表电极	10 μ V-4mV(典型值 1mV)	0.05-250
	心脏电极	典型值 50mV	0.05-250
	胎儿心电	典型值 10 μ V	0.05-250

3. 生物电位电极

生物电引导电极实际是完成人体和测量系统之间的界面作用。为了把生物电信号引入放大器输入端，引导电极必须具备电流的传导能力。在人体内，电流靠离子传导，属于离子导电，而在测试系统内是电子导电。通过引导电极作为放大器输入回路的一部分，它的特性将影响放大器的噪声、共模抑制能力以及频率失真等等。因此，为了正确地记录各种生物电信号，应对电极在换能过程中的机理和由此而形成的电学特性进行分析，以提供对放大器的设计要求。

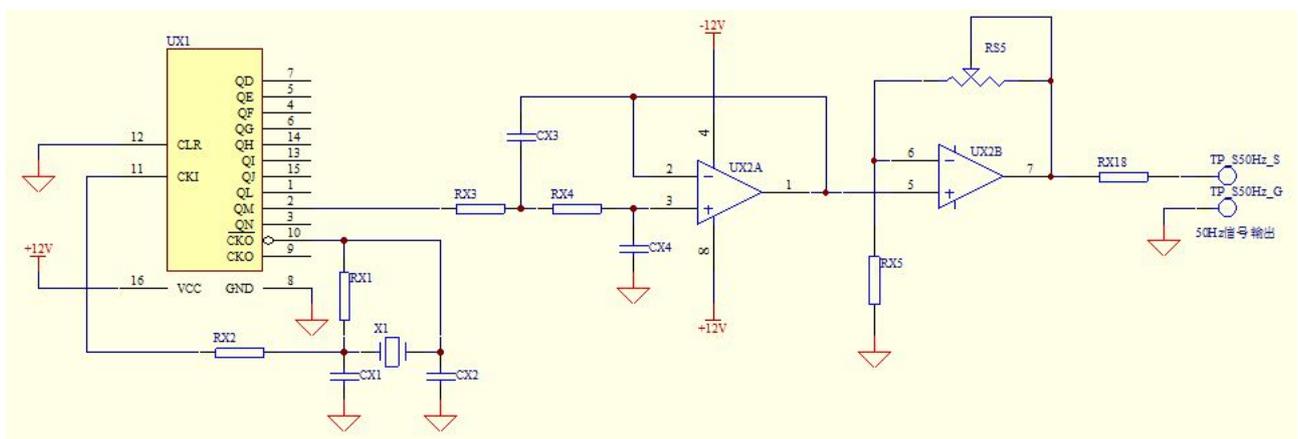
三、医学信号处理部分原理

1. 加法电路



该电路有三路信号输入，每路都可以通过电位器（RS1,RS2,RS3）进行信号衰减（逆时针衰减），运用运放（UX3）的基本加法电路，实现三交流信号加法运算。利用运放 UX3 实现反向放大电路（比值为 1），RS4 可调节放大倍数（顺时针旋转为放大）。

2. 50Hz 产生电路



UX1 与 X1 形成一个震荡电路，经分频 QM 输出 50Hz 的方波，再通过运放 UX2A 电路变成正弦波，从 TP_S50HZ_S 输出 50Hz 正弦信号。

四、实验内容

1. 叠加 50Hz 工频干扰

将心电电路的“SIG_OUT”和“GND1”接入医学信号处理实验板的信号输入信号 1 的“TP_S1”和“TP_G”，通过调节 RX6 可以衰减信号（逆时针衰减）；将实验板的“50Hz 信号输出”接入实验板的信号输入信号 2 “TP_S2”通过调节 RX8 可以衰减信号（逆时针衰减）；将“混合信号输出”的“TP_MS_OUT”接入 USB6008 的“AI7”，“混合信号输出”的“TP_MS_G”接入 USB6008 的“GND”，通过 RS4 可调节放大倍数，顺时针旋转为放大。按动 Start 就可以看到该混合信号的输出情况。通过编程保存数据到文件，提交后续软件处理。

2. 叠加其它信号

雷同“1”的方法，可以把“呼吸”、“50Hz”和“心电”等信号进行互混。

3. MatLab 编程

应用 Matlab 工程语言分析和实现噪声去除、数字滤波器设计、时域与频域处理技术等。

五、注意事项

注意：用于人体测量心电实验时，与 USB6008 的连线只接实验板心电电路的“SIG_OUT”和“GND1”的两根线，其它信号线一律断开。