

医学信号处理实验系统指导书

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 LabJack 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 μ A 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

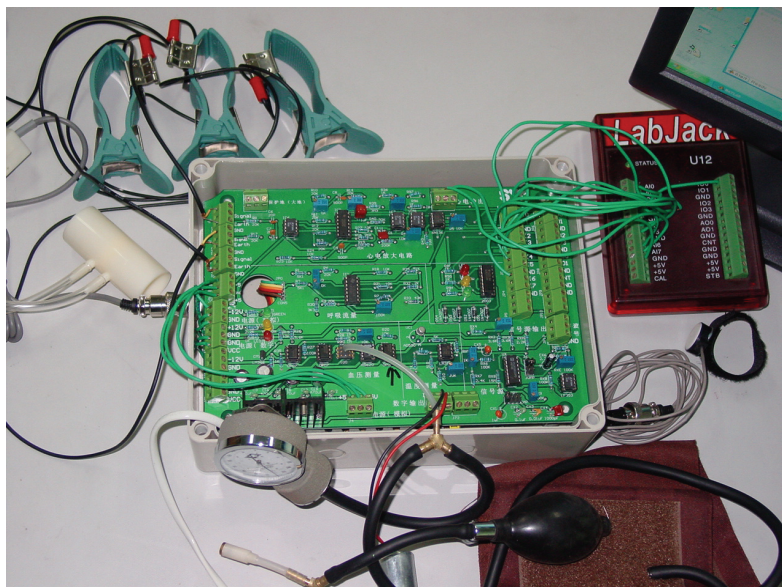
3. 生物电位电极

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、实验内容

1. 生理信号采集仪：

生理信号采集仪，从原理上介绍各种人体监护传感器的工作过程，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。**



由主实验箱、LabJack 采集装置、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、温度传感器等组成。

该实验仪能进行心电测量、脉搏测量、呼吸测量、心音测量、血压测量和温度测量，在医学信号处理的实验中是利用心电测量这部分电路得到心电信号，再结合医学信号处理实验板进行干扰信号的叠加，由这两部分组成一套医学信号处理实验系统。

2. 医学信号处理实验板

主要包括加法电路、50Hz 信号发生电路、电池充电电路等。辅助完成心电信号的采集，干扰信号的叠加等工作。具体原理图及接线图见后。

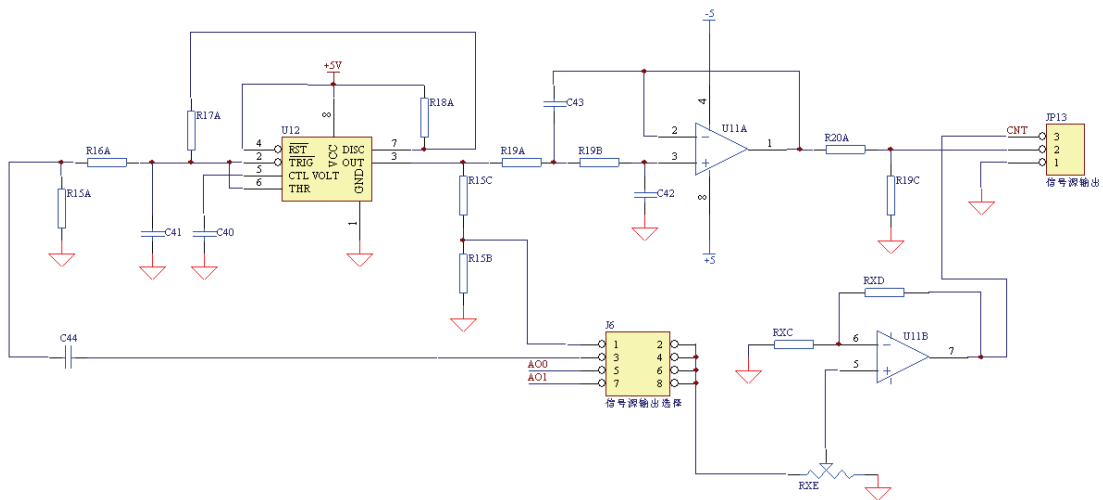
3. 实验内容简述

利用生理信号采集仪采集心电信号，并通过医学信号处理实验板的加法电路叠加 50Hz 工频干扰型号，利用 Labjack 采集到计算机并保存成文本文件。运用 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。

四、实验原理

1. 生理信号采集仪部分

(1) 信号源发生器：

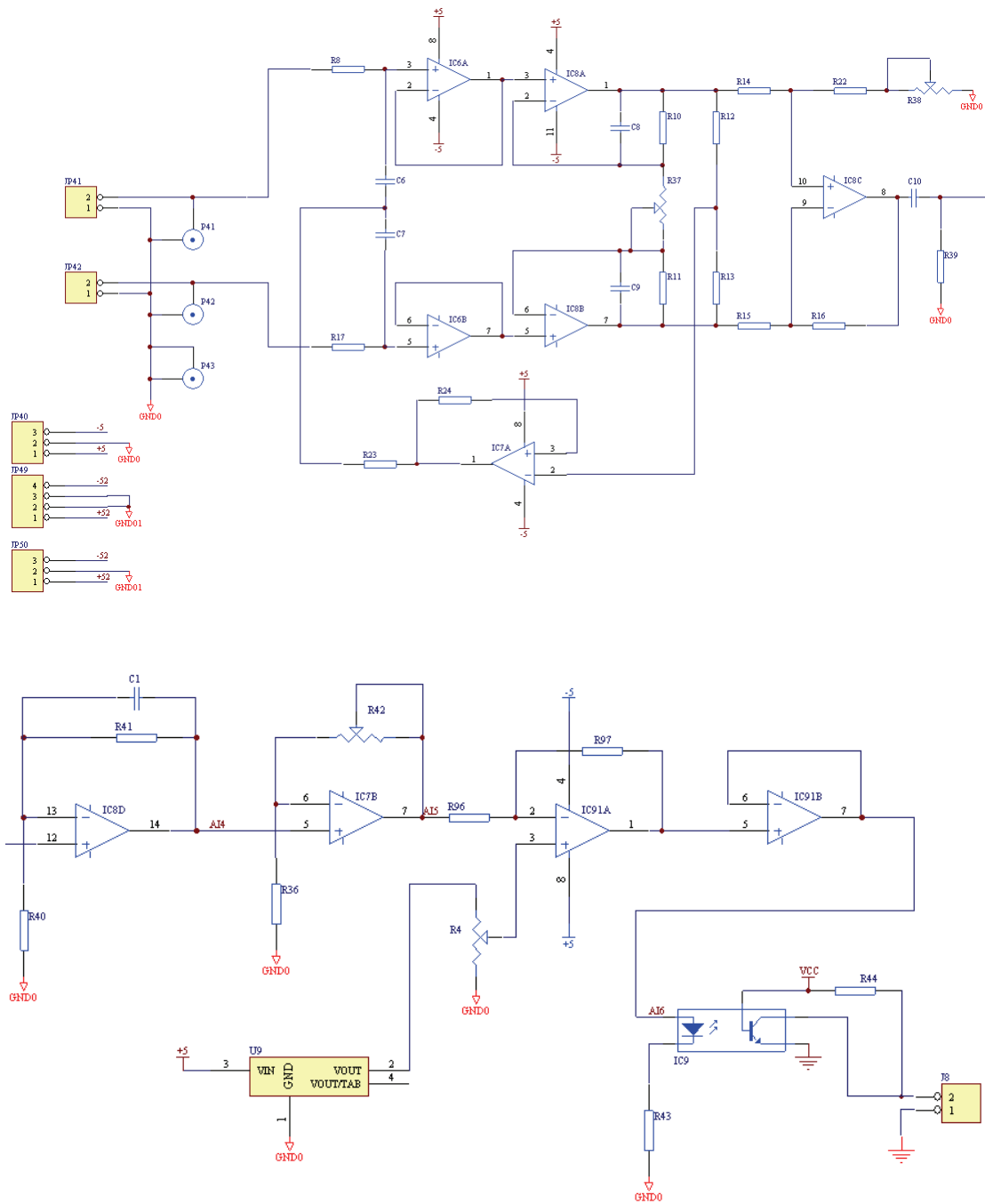


信号源发生器说明：

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。

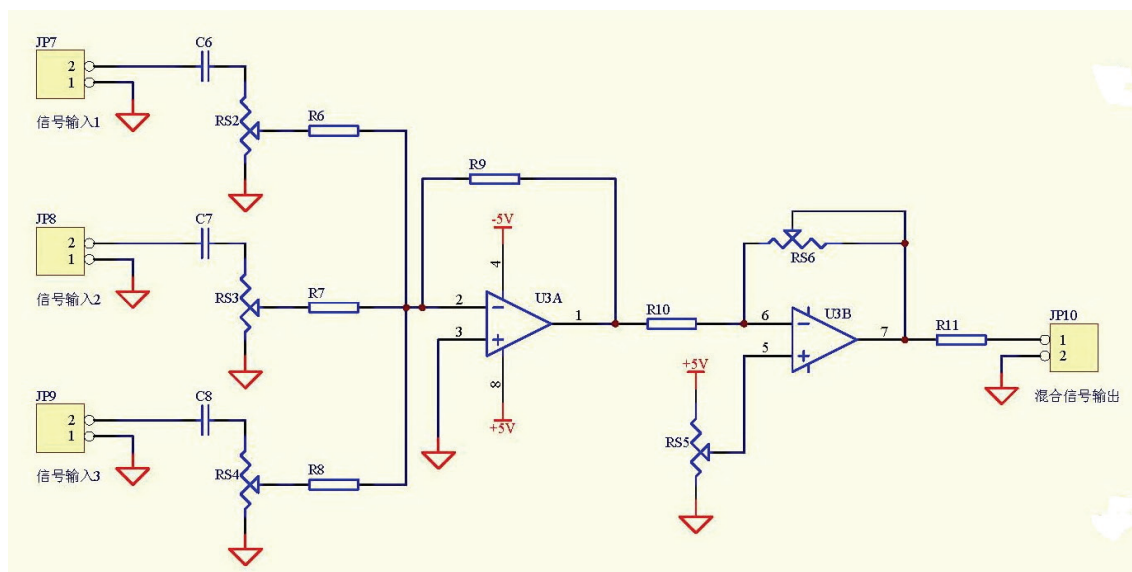
(2) 心电放大电路:



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 P41 和 P42 引入该差分一级放大电路两个输入端，右脚接入 P43，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，调节电位 R4 实现基线抬高电平至 2.5V 的直流电位，在 AI6 端形成直流电位在 2.5v、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 $1+2R10/R37$ 。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。

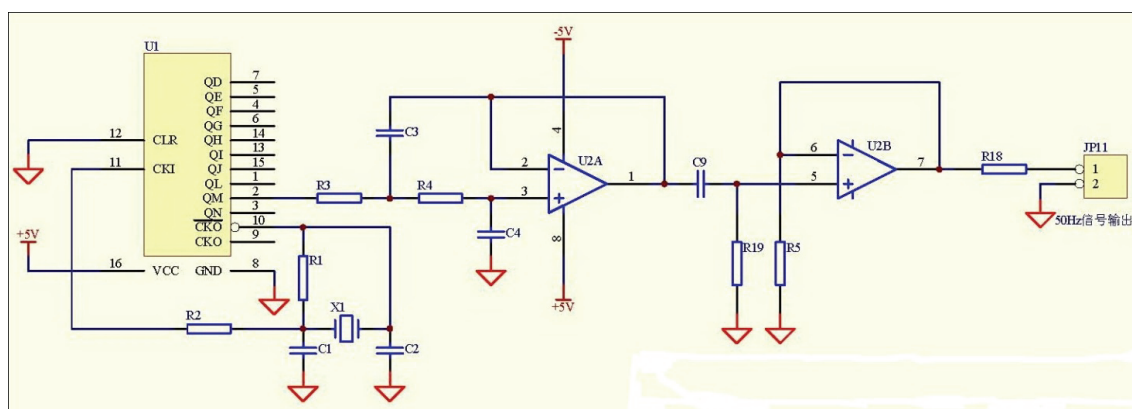
2. 医学信号处理实验板部分

(1) 加法电路:



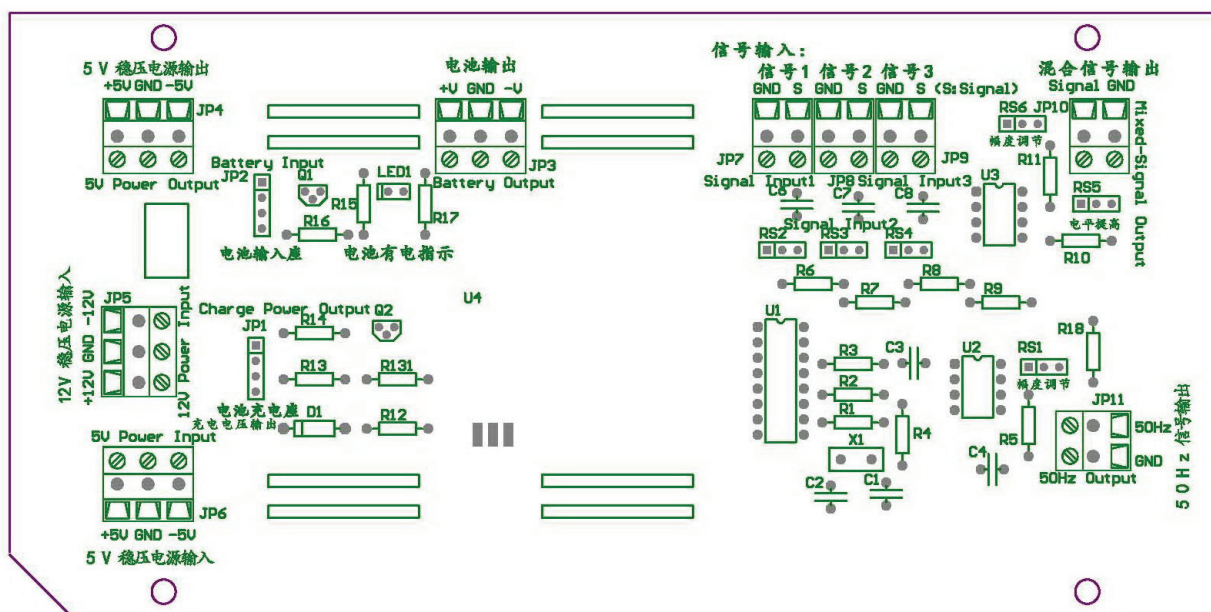
该电路有三路信号输入，每路都可以信号衰减，运用运放（U3A）的基本加法电路，实现三信号加法运算。利用运放 U3B 实现方向放大电路，RS6 可调节放大倍数，顺时针旋转为放大。利用 RS5 来调节信号的基线，顺时针信号抬高，保证 JP10 输出的信号为 0---5V 的正信号（采样板需要正信号）。

(2) 50Hz 产生电路:



U1 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 U2A 电路变成正弦波，从 JP11 输出 50Hz 正弦信号。

(3) 实验板接线图:



(4) 电源的连接:

电源输入: 将生理信号采集仪上 $\pm 5V$ 电源(模拟)(J4)分别与实验板的“5V 稳压电源输入”(JP6)一一对应连接; 将采集仪上的+12V 电源(J2)与实验板的“12V 稳压电源输入”(JP5)连接。

电源输出: 实验板的“5V 稳压电源输出”(JP4)是为生理信号采集仪心电放大电路提供模拟电源, 用于实验步骤的第一步(利用信号源调试)。

实验板的“电池输出”(JP3)是为生理信号采集仪心电放大电路提供电池电源, 用于实验步骤的第二步(测量人体的心电)。

电池接入和输出: 将实验板的充电电池插头插入“电池输入座”(JP2), 电源指示灯亮(LED1), 由实验板“电池输出”(JP3)输出电池电源。

电池充电: 当电池指示灯(LED1)熄灭时, 说明电池电量不足, 需要将电池插座插入实验板“电池充电座”(JP1), 对电池进行充电。一般充满需要 8-10 小时, 也可以临时充半小时, 为这节课实验使用。一般情况下充满电, 可以使用一个学期的实验, **要求每次实验做完后拔掉电池插头, 不插入任何插座, 否则因过放电, 损坏电池。**

五、实验步骤

1. 利用采集仪上的信号源调试电路

(1) 利用医学信号处理实验板上的电源为采集仪上的心电放大电路供电: 将实验板的“5V 稳压电源输出”(JP4)分别与采集仪心电放大电路电源(JP40)一一对应连接: JP4 的-5V 端接 J40 的-V 端, JP4 的 GND 端接 J40 的 GND 端, JP4 的+5V 端接 J40 的+V 端。

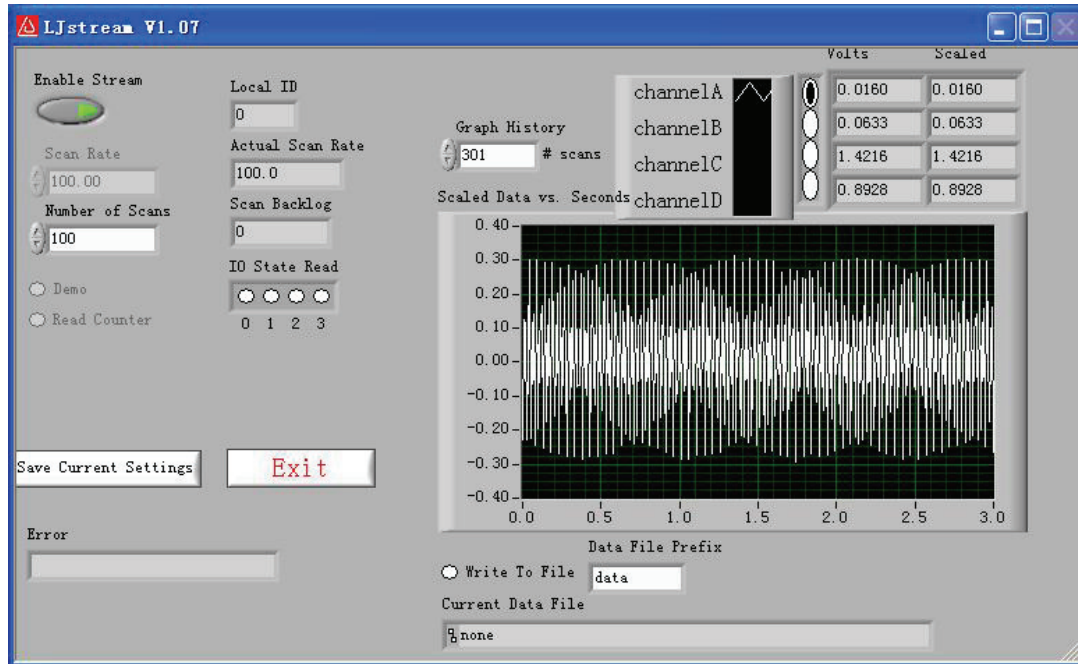
(2) 利用板上的信号源为放大电路提供信号: 信号源已经预调到 158Hz 左右, 20mv 左右的正弦信号, 连接 JP13 的“信号”与 JP41 的“Signal”, 连接 JP13 的“GND”与 JP41 的“GND”, 连接 J42 的“信号”与 JP42 的“GND”。

(3) 连接 LABJACK 采样盒: 实验板上的 AI4、AI5、AI6 和 GND 分别与 LABJACK 对应相连, 实验

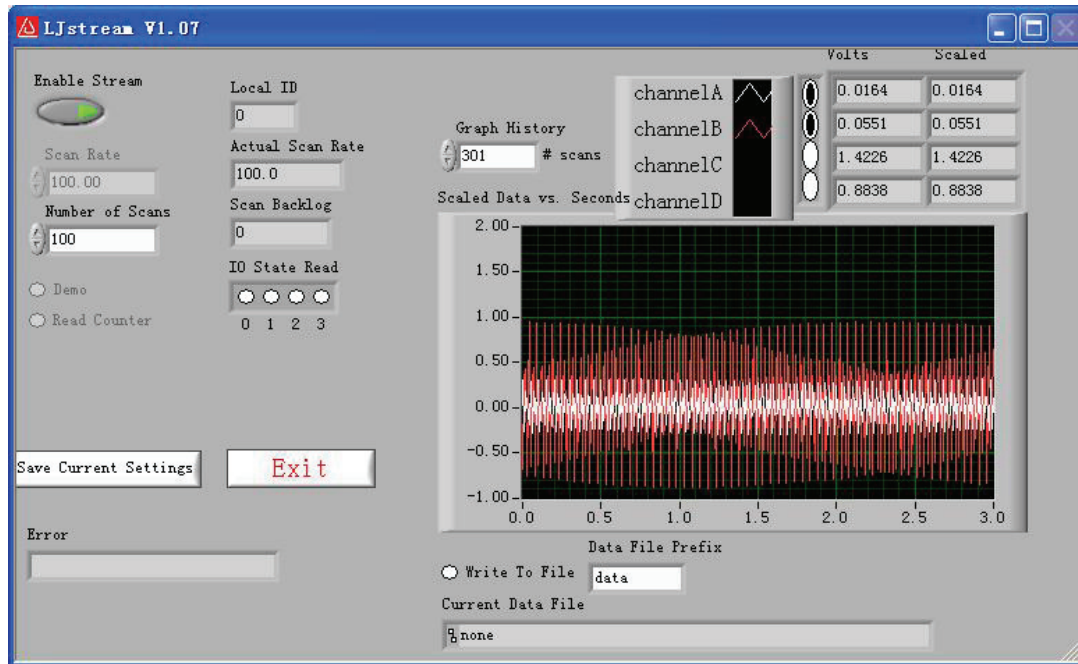
板的 J8（心电信号）的“Signal”和“GND”与 LABJACK 的 AI7 和 GND 相连。

(4) 打开 LABJACK 的软件 Ljstream, 在“Configure Channels”中选择 channeA:AI4、channeB:AI5、channeC:AI6、channeD:AI7, 按 Save&Exit 返回主界面;

屏蔽掉 channeB、channeC、channeD 的显示, 只显示 channeA (白色波形显示), 光标移至波形显示窗口按鼠标右键, 去掉 AutoScaleY 前的 \checkmark , 修改 Y 轴的量程为 -0.4v 至 $+0.4\text{v}$; 按动 Enabel Stream 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 $\pm 0.3\text{V}$ 左右 (顺时针信号放大);



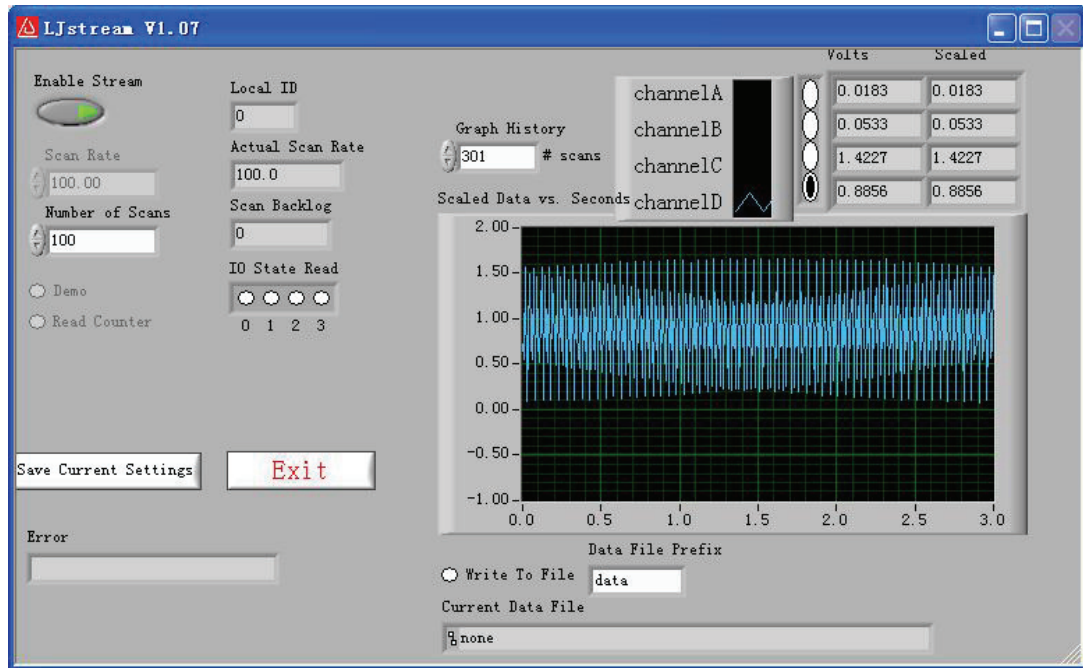
鼠标右键选择 AutoScaleY 前的 \checkmark , 选择 channeB 的显示 (红色波形显示), 调节电位器 R42 使 AI 5 信号幅度为 $\pm 1\text{v}$ 左右 (顺时针信号大);



选择 channeC 的显示 (黄色波形显示), 调节 R4 使 AI6 (与 AI5 反向) 的信号的中心线 (中心线) 为 2.0v 与 2.5v 之间 (顺时针信号抬高);

选择 channeD 的显示 (蓝色波形显示), 这时候可以看到完整 AI7 的信号, 这样调节电路结

束。



2. 测量人体的心电

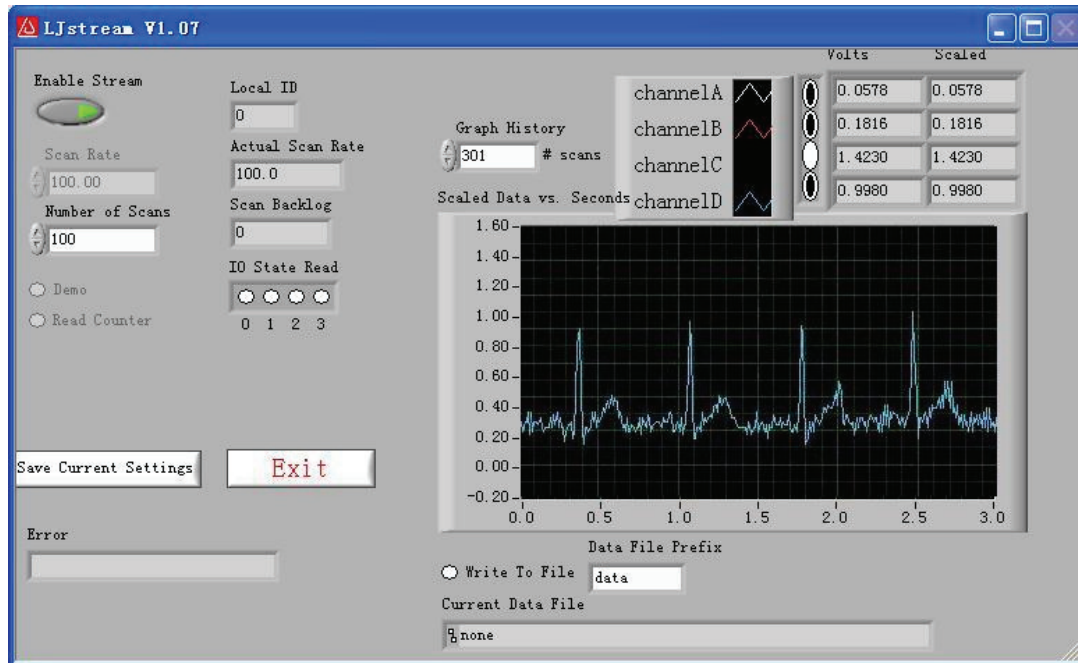
(1) 去掉 JP41、JP42 接线柱(这些接线柱只用于电路的调试)上所有的接线。

(2) 使用医学信号处理实验板上的“电池输出”(JP3)为采集仪上的心电放大电路供电：将医学信号处理实验板的“电池输出”(JP3)分别与采集仪心电放大电路电源(JP40)一一对应连接，JP3的-V端接J40的-V端，JP3的GND端接J40的GND端，JP3的+V端接J40的+V端。

(3) 连接 LABJACK 采样盒：采集仪的 J8 (心电信号) 的“Signal”和“GND”与 LABJACK 的 AI7 和 GND 相连，**其它线一律断开。**

(4) 接入心电电极：把夹在左手腕内侧处的电极夹接入 JP41，屏蔽层线接 JP41 的“GND”，芯线接 JP41 的“Signal”；把右手腕内侧处的电极夹接入 JP42，屏蔽层线接 JP42 的“GND”，芯线接 JP42 的“Signal”；把夹在右脚腕内侧处的电极夹两根线同时接入 JP42 的“GND”（对于 BME V3.0 版本的采集仪，右脚腕内侧处的电极夹接入 JP43）。人两手平放在大腿上，安静等待 1-2 分钟。

(5) 打开 LABJACK 的软件 Ljstream, 在“Configure Channels”中选择 AI7, 按动 Enabel Stream 就可以看到该路信号的情况, 看到 AI7 的信号不理想, 请先小范围调节二级放大电位器 R42 及调对称性(去噪声)的电位器 R38, 还不够理想再范围调节一级放大电位器 R37, 直到看到理想的心电信号。



3. 叠加 50Hz 工频干扰:

将采集仪的 J8 (心电信号) 的“Signal”和“GND”接入医学信号处理实验板的信号输入信号 1 (JP7) 的“S”和“GND”，通过调节 RS2 可以衰减信号 (逆时针衰减)；将医学信号处理实验板的 50Hz Output (JP11) 的“50Hz”接入实验板的信号输入信号 2 (JP8) 的“S”通过调节 RS3 可以衰减信号 (逆时针衰减)；将医学信号处理实验板的“混合信号输出”(JP10) 的“Signal”接入 LABJACK 的“AI7”，JP10 的“GND”接入 LABJACK 的“GND”，通过 RS6 可调节放大倍数，顺时针旋转为放大，利用 RS5 来调节信号的基线，顺时针信号抬高，保证 JP10 输出的信号为 0---5V 的正信号。按动 Enabel Stream 就可以看到该混合信号的输出情况。选择 Write to File 保存数据文件。

要求每次实验做完后拔掉电池插头，不插入任何插座，否则因过放电，损坏电池。

4. 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。

六. 注意事项

1. 电池用法

将实验板的充电电池插头插入“电池输入座”(JP2)，电源指示灯亮(LED1)。当采集人体心电时，将采集仪心电放大电路电源(JP40)与实验板“电池输出”(JP3)一一对应连接。若电池电压低于 4.5V 左右时，电量指示灯熄灭，此时需要对电池进行充电。即将电池插头插入“电池充电座”(JP1)，一般充满需要 8-10 小时，不要长时间过充。也可以临时充半小时，为这节课实验使用。一般情况下充满电，可以使用一个学期的实验，**要求每次实验做完后拔掉电池插头，不插入任何插座，否则因过放电，损坏电池。**

2. 心电测量

注意：用于人体实验时请使用电池供电！，与 LabJack 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。