

# 基于虚拟仪器的家庭心电监护系统

宋涛 于国辉  
(秦皇岛视听机械研究所)

**摘要:** 介绍了基于虚拟仪器的家庭心电监护系统。根据人体心电信号的特征, 设计了性能优良的心电信号调理、采集电路; 利用NI公司的USB6008作为数据采集设备, 配置了DAQ数据采集卡。利用LabVIEW友好的图形化界面和流程图设计软件, 设计了用户登陆模块、数据采集模块、波形显示模块、数据分析模块, 数据存储模块, 波形存储模块, 诊断报警模块等模块。

**关键词:** 心电信号; MSP430; 数字滤波

## A Home ECG Monitoring System Based on Virtual Instrument

Song Tao Yu Guohui  
(Qinhuangdao Audio-Visual Machinery Research Institute)

**Abstract:** The design of home ECG monitoring system based on virtual instrument is presented. According to the characteristics of human's ECG signal, an excellent ECG signal regulating and acquisition circuit is designed. Using USB6008 from NI as a data acquisition device, the DAQ data acquisition card is configured. Using LabVIEW friendly graphical interface and flow chart design software, the user login module, data acquisition modules, waveform display module, data analysis module, data storage module, waveform storage module, diagnostic alarm module and other modules are designed.

**Key words:** ECG signal; MSP430; digital filter

由于人们生活水平的提高、生活节奏的加快和环境污染等一系列因素的影响, 心脏病、高血压等心脑血管疾病进入高发期, 这类疾病的发作具有隐蔽性、突发性和极大危险性, 一般需要通过心电监护仪对心电进行实时监护。若病人在家进行心电监护既可缓解医院病床、医护人员等医疗资源的压力, 又可减轻病人的经济负担, 本文正是在这种背景下设计了一个基于虚拟仪器的家庭心电监护系统。

### 1 心电信号的硬件采集电路

通过体表电位提取出的心电信号属于强噪声背景下的生物电信号, 它具有一般生物信号的特点<sup>[1]</sup>:

1) 信号强度微弱; 2) 不稳定性; 3) 低频特性; 4) 随机性。在利用电极采集心电信号的过程中, 常常掺杂着各种各样的噪声。由于心电信号比较微弱, 极易受到外部环境的影响。来自心脏以外的人体器官也会产生生理信号, 这种生理信号会严重干扰心电信号的识别, 甚至完全湮没心电信号。还有, 外部机器设备的信号噪声干扰等, 都会对心电信号的测量、波形识别和病症诊断带来不利影响。

本系统硬件电路设计如图1所示, 首先由体表前置电极采集心电信号, 经放大电路放大(包括前置放大和次级放大电路), 心电滤波电路滤波(低通和高通滤波电路), 50Hz工频陷波器陷波滤除工频干扰, 最后经数据采集卡采集输入计算机, 进行后期处理, 其中还包括检测电极是否脱落电路。

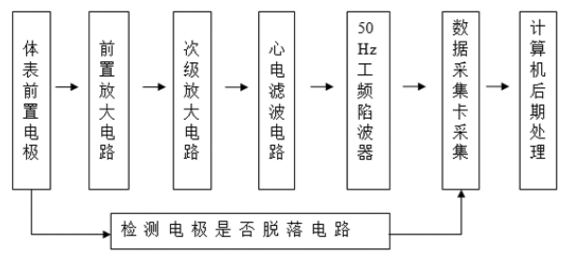


图1 心电信号的采集处理结构框图

#### 1.1 前置运算放大电路

为了克服测量生物电时伴随的较强的共模干扰(主要是50Hz干扰), 在生物电放大器的前置级通常采用差动放大以提高共模抑制比。

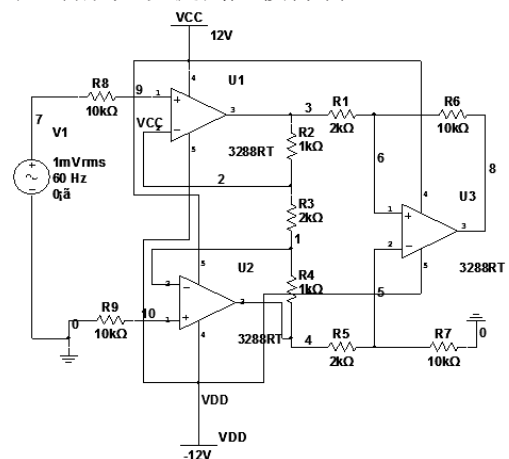


图2 前置放大电路

### 1.2 次级放大电路

由于前置运算放大器的放大倍数有限(一般不大于30倍)。信号放大倍数不足,在实际应用中往往要求输出信号为伏级,需要次级放大电路,又由于经前置运算放大器放大的信号变为反相,因此采用反相比例放大电路。则,最终输出信号与输入信号同相。

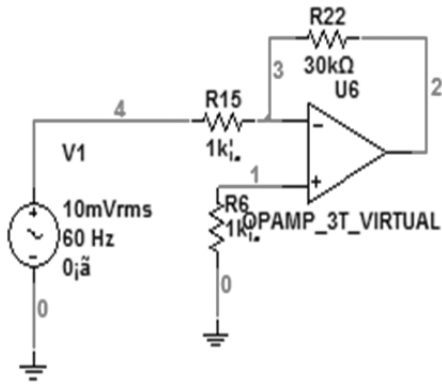


图3 反相比例放大电路

本设计中反相放大器的放大倍数为30。与前置放大器的放大倍数相叠加后,总的放大倍数可达600倍,可以将毫伏级的心电信号放大到伏级,并处于0V到1.8V之间。

### 1.3 心电信号滤波电路

为使电路具有较窄的过渡带和较好的滤波效果,本文采用压控电压源二阶低通滤波电路<sup>[2,3]</sup>进行滤波,电路如图4所示。该电路由两级RC滤波器串联和同相放大电路组成。其中同相放大电路实际上就是所谓的压控电压源,它的电压增益就是低通滤波的通带电压增益。

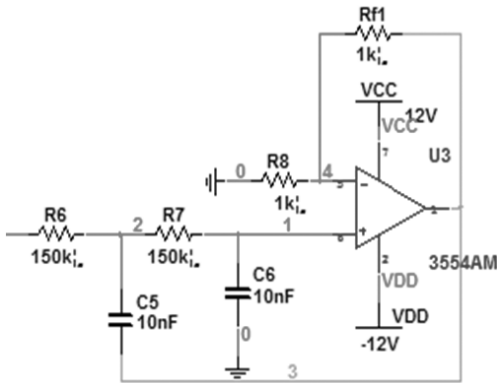


图4 二阶低通滤波器

由于心电信号微弱,且频率为0.5~100Hz,需要多级滤波,必须设计高通滤波电路,这里采用压控电压源二阶高通滤波器。电路如图5所示。

### 图5 二阶高通滤波电路 (参见右栏)

### 1.4 50Hz工频陷波电路

心电信号微弱,易于受到外界信号干扰,特别是在此频段内容易受到强烈的干扰源,如50Hz或60Hz市电网信号的影响。为了去除系统中产生的50Hz交流干扰,本设计采用了双T网络如图6所示。

$Q$ 越高,频率选择性越好,但是 $Q$ 值越高,滤波

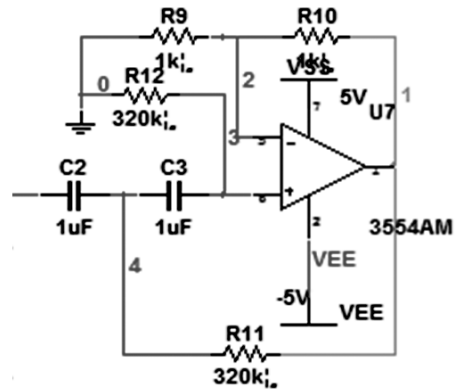


图5 二阶高通滤波电路

器总体的性能不稳定,当 $Q$ 值过大时,将在50Hz附近丢失过多的信号,产生波形失真,对于包含50Hz的信号是不利的。

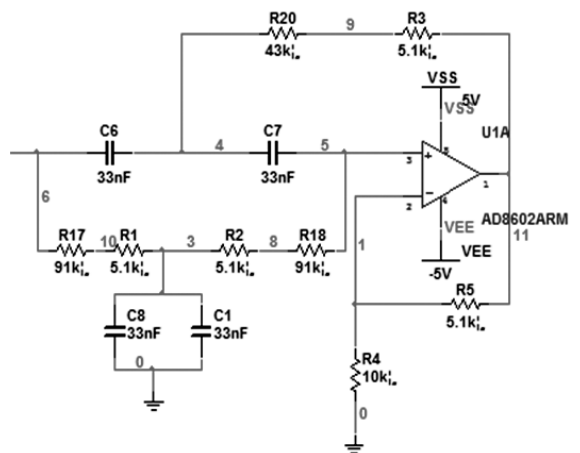


图6 双T陷波器

### 1.5 电极脱落检测电路

由于患者在使用便携心电监护仪时行动是不受限制的,患者在身体活动时,贴在患者身上的导联极有可能发生松动或脱落的现象。如果在采集心电信号时出现电极脱落,或导电膏干燥而松动或脱落的情况,但未被患者察觉,采集到的数据将失去意义。

因此,电极导联脱落检测电路<sup>[4]</sup>是十分必要的,电路如图7所示。

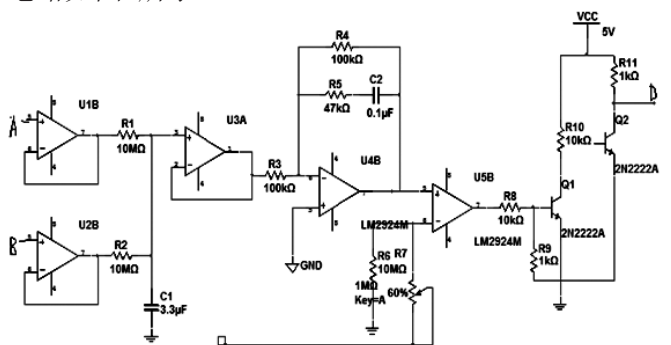


图7 导联防脱落电路

U3A采用LM324,构成电压跟随器,以隔离前后电路,使其不相互影响。R3、R4、R5、C2组成低通滤波器,防止50Hz工频干扰使其误翻转。

## 2 系统软件的实现

本文用美国国家仪器有限公司(NI)开发的虚拟仪器编程软件LabVIEW作为软件开发平台, 利用其强大的界面及控件设计功能和信息处理能力, 进行心电监护的信息处理<sup>[5]</sup>。选择了NI公司的USB6008作为数据采集设备。

系统的软件设计部分主要包括以下几个模块: 用户登陆模块、数据采集模块、波形显示模块、数据分析模块、数据存储模块、波形存储模块和诊断报警模块等, 如图8所示。

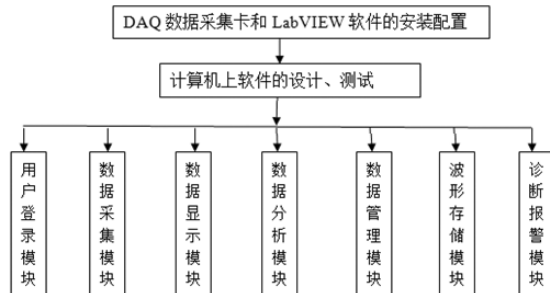


图8 系统软件设计部分组成框图

### 2.1 系统主界面设计

系统软件主界面是系统的核心界面, 操作者可通过点击界面上的按钮实现软件的功能, 其中在主界面上显示心电信号波形、用户信息、心电信号测试数据, 和心率诊断情况, 还包括系统停止按钮和信息存储按钮<sup>[6-8]</sup>, 如图9所示。

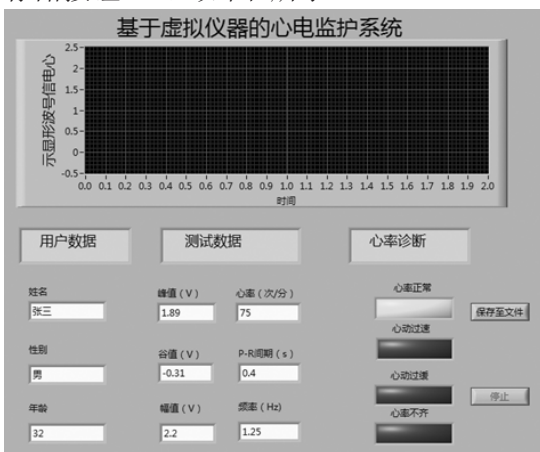


图9 系统主界面设计

用户界面显示采集到的心电信号, 操作者可以输入用户信息, 系统将自动显示受试者的心电波形信息, 并对心率进行诊断, 可以判断心率正常、心律不齐、心动过速、心动过缓等; 当需要保存用户信息时, 点击“保存至文件”按钮, 可以对信息进行保存; 当需要停止系统时, 点击“停止”按钮, 系统就自动停止工作。

### 2.2 用户登录模块

用户登录模块也可以称为患者信息记录模块, 主要为了录入使用者的个人信息, 便于医生查看和与相应的心电信号对应存放。录入的信息主要是与疾病诊断和预防有关的个人信息, 包括姓名、性别、

年龄, 如图10所示。此外, 还可以设置密码, 以便专用人员才可以录入、查看和修改患者的个人信息, 保护患者个人隐私的安全。



图10 用户信息登录模块

### 2.3 数据采集模块

数据采集模块主要是通过设备驱动程序接口完成对DAQ数据采集卡的初始化工作。在进行数据采集和预处理过程中, 信号必然要受到外界干扰和内部噪声的影响, 虽然我们对信号进行了滤波处理, 来消除外部干扰, 但由于硬件电路内部的噪声仍然存在, 噪声不能消除, 只能抑制。为了改善信号的质量, 方便后期处理, 可以在软件中采用五点平滑消噪法, 以抑制噪声的影响。

$X[t]$ 和 $Y[t]$ 分别为原始信号采样数据和处理后的信号采样数据, 图11为五点平滑消噪法处理信号的效果比较图。

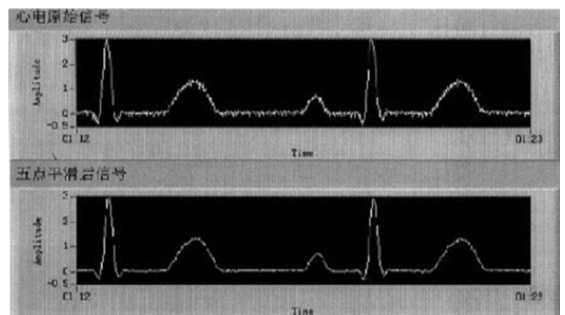


图11 五点平滑消噪效果图

### 2.4 数据显示模块

数据显示模块的主要功能是将采集到的心电数据以及分析后的结果, 及患者个人信息显示在前面板上。数据显示界面中最为直观的是心电波形显示界面, 如图12所示。

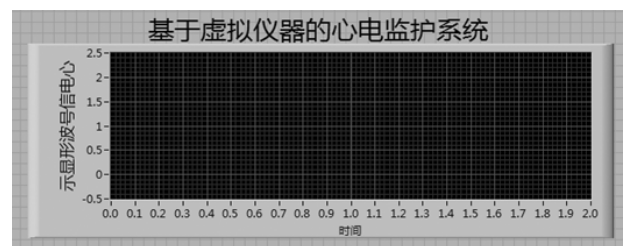


图12 心电波形显示界面

### 2.5 数据分析模块

信号分析与处理模块是虚拟仪器必不可少的重要组成部分。在由硬件系统和软件系统完成信号的



采集后，就要对信号进行分析处理，分析处理方法不同，就能构成不同的仪器。信号的分析与处理方法有很多种，在设计虚拟仪器时可根据所需的功能和信号的特点，来选择最合适的方法。

本系统中测量电压的直流分量，心电信号峰值、谷值、峰峰值、周期平均值、周期均方根等，选用现成的VI函数Amplitude & Level Measurement VI，而Timing & Transition Measurement可以直接用来测量心电信号的频率、周期等参数。然后再通过简单的公式计算，就可算出心率，进而可以判断心率是否正常等。分析结果在前面板上显示如图13所示。

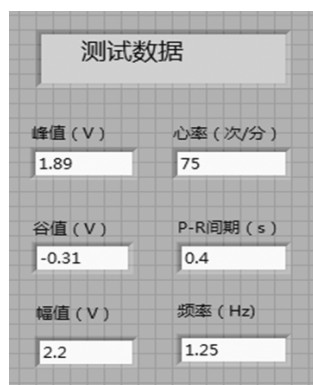


图13 数据分析显示

## 2.6 数据管理模块和波形存储模块

数据管理模块和波形存储模块都属于信息的管理与存储，可以合并为一个部分。在LabVIEW中对数据的管理有两种基本方式：基于文件的数据存储方式和基于数据库的数据存储方式。

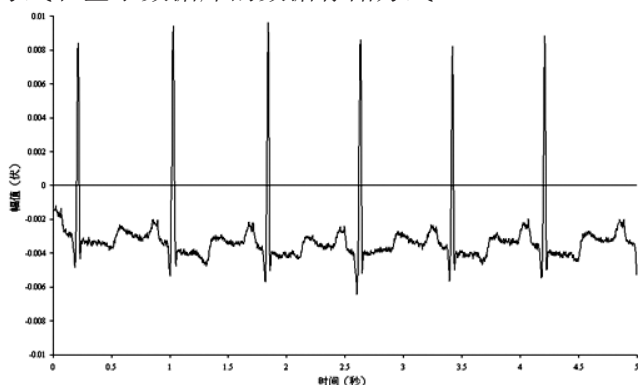


图14 心电图

病人的诊断报告										
姓名	性别	年龄	测试时间	心电峰值	心电谷值	心电幅值	心率	PR间期	频率	诊断结果
小张	男	24	14:33:10	1.2843	-0.1689	1.4532	100	0.61	1.6669	心动过速
小张	男	24	14:33:14	1.2881	-0.1678	1.4559	99	0.59	1.6668	心动过速
小张	男	24	14:33:15	1.2913	-0.1652	1.4562	100	0.6	1.6663	心动过速
小张	男	24	14:33:17	1.2889	-0.1659	1.4548	100	0.59	1.6665	心动过速
小张	男	24	14:33:18	1.2886	-0.1682	1.4568	100	0.61	1.6662	心动过速
小张	男	24	14:33:20	1.2861	-0.1691	1.4552	101	0.61	1.6665	心动过速
小张	男	24	14:33:21	1.2889	-0.1692	1.4581	100	0.6	1.6664	心动过速
小张	男	24	14:33:22	1.2889	-0.1694	1.4583	99	0.6	1.6664	心动过速
小张	男	24	14:33:24	1.2874	-0.1653	1.4527	100	0.6	1.6662	心动过速
小张	男	24	14:33:25	1.2914	-0.1698	1.4612	99	0.6	1.6669	心动过速
小张	男	24	14:33:27	1.2889	-0.1673	1.4562	100	0.61	1.6669	心动过速
小张	男	24	14:33:28	1.2845	-0.1698	1.4543	99	0.59	1.6662	心动过速
小张	男	24	14:33:29	1.2922	-0.1673	1.4595	101	0.59	1.6664	心动过速
小张	男	24	14:33:31	1.2902	-0.1659	1.4561	100	0.6	1.6665	心动过速
小张	男	24	14:33:32	1.2837	-0.1695	1.4532	100	0.61	1.6668	心动过速

图15 病人的诊断报告

在本系统的设计过程中，通过实验采集了一些志愿者的心电信号，并进行了分析处理，病人的心电波形图如图14所示；病人的诊断报告如图15所示，通过把心电信号存储为文档形式，可以直接从中看出病人的诊断报告数据，便于医生作为诊断治疗的依据和参考。

## 2.7 诊断报警模块

心电信号的诊断与报警系统的主要作用是对所采集的心电信号进行处理、判断和报警等操作。在本系统设计中采用的判断方法有两种，即设定心率的极大值和极小值，也就是上下限，分别为100次每分钟和60次每分钟。本系统中用长条布尔指示灯显示报警状态，当采集的心率高于100次每分钟时，红色指示灯便点亮，表示心动过速；当心率低于60次每分钟时，橙色指示灯便点亮，表示心动过缓；当心率为60-100次每分钟时，心率正常的指示灯点亮为绿色，表示心率在正常范围内；当间隔超过30秒的两次平均心率相差5次以上，就显示为心律不齐，心律不齐的黄色指示灯便点亮，如图16所示。

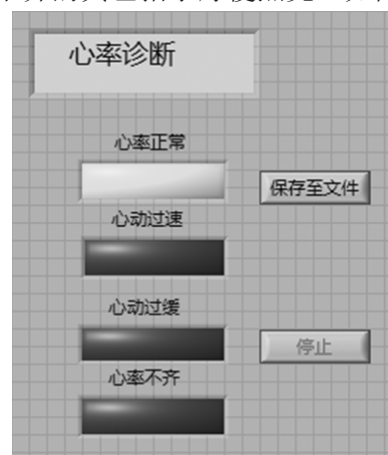


图16 心率诊断

当诊断结束时可以点击“保存至文件”按钮，将患者个人信息、患者心电波形、心电信号参数及诊断信息保存至文件或数据库，以便以后查阅。最后，可以点击“停止”按钮，使系统停止工作。

本系统结构简单、功能完整、操作方便、界面友好，能够完成对心电的实时监护。

## 参考文献：

- [1] 康健楠, 李昕, 王秀清, 等. 基于经验模态分析心电信号预处理研究[J]. 计算机工程与应用. 2008, 44(14): 216-218.
- [2] 张雪, 王海燕, 李保军. 临床心电信号工频干扰小波去噪方法对比分析[J]. 计算机测量与控制. 2010, 18(4): 178-181.
- [3] Sxilagyi L. Wavelet transform based QRS complex detection in online holtersystems[C]//Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancin Technology, Atlanta, (下接52页)



表2 有无幕布的定位结果对比

加上幕布很好地解决了相邻靶位间的干扰以及连发问题。

目前, 我们所做的封闭空腔自动报靶系统在國內属于一流, 多家射击场正在使用此技术。从误差比较的结果来看孔式敞开形靶标的误差值都在允许范围之内, 即一个弹径之内, 所以新的靶标能精确报靶, 适用于现代化射击场馆使用。而且与现有的声电自动报靶系统相比还具有以下优点:

- 1) 易于隐蔽、防护、体积小、重量轻、便于携带;
- 2) 多靶位情况下可进行连发射击自动报靶。定位精度高且性能稳定可靠, 也就是说, 其报靶精度在整个布阵区域内比较均匀, 最大误差3mm;
- 3) 靶标采用敞开形, 解决了靶标使用寿命低的问题, 不用更换修补。

#### 4 结语

本系统能简单、实用、迅速、准确进行定位及自动报靶, 有效地解决了现阶段大量适用于军队、武警野外点射、连发射击训练等问题。

#### 参考文献:

- [1] 梁昌洪. 广义惠更斯原理[J]. 电子学报, 2008(12):2439-2444.
- [2] 顾晓辉, 王晓鸣. 用双直角三角形阵对声目标定位的研究[J]. 声学技术, 2003, 22(1):44-47.
- [3] 李伟如. 射击与命中的科学[M]. 北京:兵器工业出版社.
- [4] 肖锋, 李惠昌. 声, 武器和测量[M]. 北京:国防工业出版社.

#### 作者简介:

杨俊梅(1979-), 女, 山东菏泽人, 工程师, 硕士, 研究方向: 声学原理与定位  
手机: 15902998007  
电子信箱: meiyang2008@163.com  
联系地址: 陕西省西安市69信箱技术工程中心(710024)

(上接61页)

2005, 17(1): 49-53.

#### 作者简介:

苏州艾特光视电子有限公司

电话: 15910632797

传真: 0512-62958098

电子信箱: chenyj@huaxingzhiyuan.com

联系地址: 江苏省苏州市工业园区金鸡湖大道1355号国际科技园一期一区3号楼4层1340室(215201)

(上接65页)

GA, USA., 1999, Vol.1: 271

- [4] 郑敬. 一种简单有效的导联脱落检测电路[J]. 中国医疗器械杂志, 1992, (8):42-46.
- [5] 林正盛. 虚拟仪器技术及其应用[J]. 电子技术应用, 1997(3):24-26.
- [6] 陈真诚, 陈晓俐. 基于虚拟仪器的远程心电监护系统的研制[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(4):19-21.
- [7] 王步青, 王卫东, 李开元. 基于LabVIEW实现的心电监护系统[J]. 北京生物医学工程, 2008, 27(5):71-73, 77.
- [8] 行鸿彦, 黄敏松. 基于LabVIEW虚拟仪器的心电信号采集系统的设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2008, 22(5):107-111.

#### 作者简介:

宋涛, 男, 汉, 1982年5月出生, 黑龙江齐齐哈尔人, 工程师

电子信箱: tonysong66@gmail.com

联系地址: 河北省秦皇岛市海港区河北大街中段165号秦皇岛视听机械研究所