

Design and Application of a Bioelectrical Impedance Measurement System Based on STM32^{*}

LI Shu¹, WANG Zhi^{1*}, TENG Kai², LI Xiang³

(1.School of Electronic Information, Jiangsu University of Science and Technology, Zhenjiang Jiangsu 212000, China;

2.Department of Blood Transfusion, Zhenjiang Fourth People's Hospital, Zhenjiang Jiangsu 212000, China;

3.School of Computer Science, Jiangsu University of Science and Technology, Zhenjiang Jiangsu 212000, China)

Abstract: In order to better understand the blood coagulation pathological status of patients, facilitating doctors to timely adjust medication, a bioelectrical impedance measurement system based on STM32 and AD5933 is designed. This system is used to measure the RC parallel network composed of standard resistance and capacitance, compared with TH2832 LCR bridge meter, the error is less than 0.9%. The sweep frequency measurement of the standard resistance is performed, and the error is less than 0.5%. A method for detecting blood coagulation factor reaction time of R is proposed, and 40 groups of blood samples are measured. Compared with the actual R value, the error is less than 4%. CaCl_2 solutions of equal concentration difference are mixed with multiple groups of sodium citrate anticoagulate blood, it is found that as the concentration of CaCl_2 solution decreases slightly by 0.025 mol/L, R increases significantly, which conforms to the laws of biology. Multiple groups of blood samples are measured under different conditions, the error is less than 5%. The results indicate that the electrical impedance measurement system can be used for the detection of coagulation factor reaction time with high accuracy and sensitivity and good repeatability and reproducibility.

Key words: AD5933; electrical impedance measurement; blood coagulation factor reaction time; sodium citrate anticoagulate blood

EEACC: 7210

doi: 10.3969/j.issn.1005-9490.2023.01.044

基于 STM32 的生物电阻抗测量系统的设计与应用^{*}

李 曙¹, 王 直^{1*}, 滕 凯², 李 想³

(1.江苏科技大学电子信息学院, 江苏 镇江 212000; 2.镇江第四人民医院输血科, 江苏 镇江 212000;

3.江苏科技大学计算机学院, 江苏 镇江 212000)

摘 要: 为了更好地了解患者的血凝病理状况, 方便医生及时用药, 基于 STM32 和 AD5933 设计了一种血凝电阻抗测量系统。使用该系统测量标准电阻、电容构成的 RC 并联网路, 与 TH2832LCR 电桥仪对比, 误差小于 0.9%; 进行标准电阻的扫频测量, 误差小于 0.5%。提出一种凝血因子反应时间 R 检测方法, 对 40 组血样进行测量, 并与实际 R 值对比, 误差均小于 4%; 使用等浓度差的 CaCl_2 溶液与多组枸橼酸钠抗凝血混合, 发现随着 CaCl_2 溶液浓度以 0.025 mol/L 微量减小, R 明显增大, 符合生物学规律; 在不同条件下对多组血样进行测量, 误差均小于 5%。结果表明该电阻抗测量系统可以用于凝血因子反应时间的检测, 且具有较高的精度、灵敏度和较好的重复性、重现性。

关键词: AD5933; 电阻抗测量; 凝血因子反应时间; 枸橼酸钠抗凝血

中图分类号: TP216

文献标识码: A

文章编号: 1005-9490(2023)01-0268-07

生物电阻抗测量技术 (Bioelectrical Impedance Measurement Technology) 是一种无创、无害检测技术^[1], 受到了国内外学者的青睐, 该技术通过向检测对象施加安全的激励信号 (电流、电压), 监测检测对象理化性质发生变化时反馈的响应信号, 由响应信号计算出相应的电阻抗及其变化, 根据不同的应用目的, 获取与人体生理、病理状况相关的生物医学信息^[2]。因此, 发展生物电阻抗测量技术能够为医学检测提供新的思路和方法; 为广大患者带来健

康和方便。常用的电阻抗测量方法有: 生物阻抗频谱测量 (Bioimpedance Spectroscopy Measurement)、电阻抗扫描成像 (Electrical Impedance Scanning, EIS)、电阻抗断层成像 (Electrical Impedance Tomography, EIT)。

目前, 国内外的生物电阻抗测量技术已广泛应用于各种病理检测。文献[3]使用生物阻抗谱测量研究了透析中的体液变化, 并在各组之间进行了比较, 证明了透析治疗期间跨细胞液的变化可能与透

项目来源: 国家自然科学基金项目 (51875270)

收稿日期: 2021-08-06

修改日期: 2022-02-13

析中 IDH 的频率和严重程度有关。文献[4]基于一个放置于初始均匀电场中的电导率常数为 σ_1 、半径为 a 的球体作为乳腺癌的模型,经过一系列的公式推导,该模型可以有效地提取乳腺癌病灶的参数信息。文献[5]通过分析新辅助化疗期间电阻抗扫描成像系统检测癌组织尺寸和电导率变化的能力,得到衡量 EIS 系统检测癌组织变化的指标,EIS 系统能够实现对癌组织尺寸和电导率变化的敏感检测,为乳腺癌新辅助化疗疗效评价提供理论指导。文献[6]通过在猪癫痫模型中使用深度和硬膜下电极的频分复用阻抗断层成像,实时重建由数秒内发生的细胞肿胀引起的缓慢阻抗变化,将并行 EIT 系统与颅内脑电图监测相结合,能提高癫痫患者的诊断率。

针对该技术原理还未见用于血凝病理方面的研究,且市面上的血凝病理检测设备存在精度低、重复性差、价格高、体积大、操作复杂等问题,本文设计了一种精度高、灵敏度高、重复性好、体积小、价格低廉的血凝电阻抗测量系统,并用于检测凝血因子反应时间 R 。若 R 值过小,患者患有脑血栓、心梗等风险,若 R 过大,则患有血友病 A、血友病 B 等风险。使用测量的 R 值与标准 R 值范围做比较,以此来诊断患者的血凝病理状况。

1 血液三元件等效模型

血液的电特性主要取决于血浆和红细胞,血浆的主要成分有水、蛋白质、葡萄糖和无机盐等,其导电特性等效为电阻;细胞由细胞膜和细胞内液组成,细胞膜犹如一片电极,细胞膜与细胞膜之间含有细胞外液,类似于电解质,所以细胞与细胞之间等效为一个电解电容;细胞内液的主要成分有水、蛋白质、无机离子、激素和核酸等,其成分与血浆相近,也可等效为电阻。国内外许多学者对血液的导电特性进行了深入的探索和讨论,建立了目前较为公认的血液三元件等效电路模型^[7],如图 1 所示,其中 R_e 、 R_i 和 C 分别等效为血浆电阻、红细胞内液电阻和红细胞膜电容,电路两端加以电信号测得其阻抗值为 $Z = R_e \times (R_i + X_c) / (R_e + R_i + X_c)$,其中容抗 $X_c = 1/2\pi fC$ 。

由图可得到血液表观阻抗表达式为:

$$Z = \frac{R_e(X_c + R_i)}{R_e + R_i + X_c} = \frac{R_e(2\pi fC + R_i + 1)}{2\pi fC(R_e + R_i) + 1} \quad (1)$$

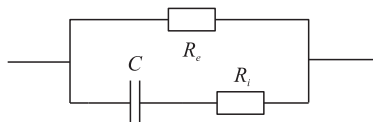


图 1 血液三元件等效电路模型

2 硬件设计

本文设计的电阻抗测量系统以 STM32F030F4P6 单片机为主控中心,以 AD5933 为测量单元,输出端接运算放大器,MCLK 引脚接 16 MHz 有源晶振为 AD5933 芯片提供时钟频率,测量的数据以 I²C 通信方式传输至单片机,单片机计算处理后经 UART 串口传输至上位机存储、绘制曲线。图 2 所示是电阻抗测量设备实物图。

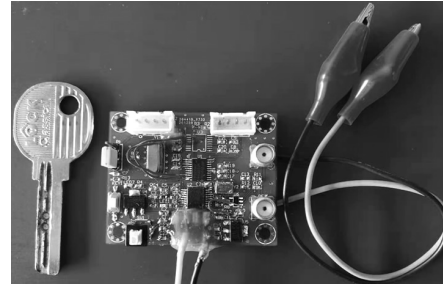


图 2 电阻抗测量设备实物图

2.1 AD5933 阻抗测量原理

AD5933 是一款高精度、高灵敏度、高集成度的复阻抗测量芯片,片上集成了直接数字式频率合成器(Direct Digital Frequency Synthesizer, DDS)、12 位的模数转换器(Analog-to-Digital Converter, ADC)、实现离散傅里叶变换(Discrete Fourier Transform, DFT)的 DSP^[8]。其原理是直接数字式频率合成器输出频率、幅值可编程的正弦信号来激励待测阻抗 $Z_{(w)}$,待测阻抗 $Z_{(w)}$ 的响应信号反馈到芯片输入端,经过低通滤波器(Low Pass Filter, LPF)滤波后由 ADC 采样,再经过片上 DSP 进行离散傅里叶变换,提取待测阻抗的信息,在每个频率点返回一个实部 R 和一个虚部 I ^[9]。

AD5933 的 DFT 算法表示为:

$$X(f) = \sum_{n=0}^{1023} \{x(n) [\cos(n) - j\sin(n)]\} \quad (2)$$

式中: $X(f)$ 是信号在频率点 f 的能量, $x(n)$ 是 ADC 的输出, $\cos(n)$ 和 $\sin(n)$ 是 DDS 内核提供的频率点 f 的采样测试矢量。

由此可得 DFT 幅度 A 的计算公式为:

$$A = \sqrt{R^2 + I^2} \quad (3)$$

该频率点的阻抗 Z 计算公式为:

$$Z = \frac{1}{A \times G} \quad (4)$$

在系统校准时,利用 VOUT 和 VIN 引脚之间连接的已知标准电阻 R 求得其增益系数 G ,其公式为:

$$G = \frac{1}{A \times R} \quad (5)$$

2.2 量程自动切换电路设计

为了提高阻抗测量的范围和精度,需要根据待测阻抗的量程选择相应的增益电阻。若增益电阻过大,导致电流电压放大器增益过大,输入到 AD 转换器的电压过大,使得 ADC 发生饱和,信号失真;若增益电阻过小,导致电流电压放大器增益过小,输入到 AD 转换器的小信号所包含的信息不能被充分采样,所以要求电流电压放大器的增益系数在一定范围内。如图 4 所示,设计了一个 CD4051 模拟开关^[10]自动切换电路,编写程序,通过 STM32 GPIO 口控制 CD4051 的 A0、A1、A2 引脚的高低电平,根据不同的待测阻值自动切换通道,选用合适的增益电阻。表 1 列出了图 3 中不同增益电阻对应的待测阻值范围。

表 1 不同增益电阻对应待测阻值范围 单位:kΩ

增益电阻	增益电阻值	待测阻值范围
R_0	0.1	0.1~0.5
R_1	0.5	0.5~1
R_2	1	1~5
R_3	5	5~10
R_4	10	10~50
R_5	50	50~100
R_6	100	100~500
R_7	500	500~1 000

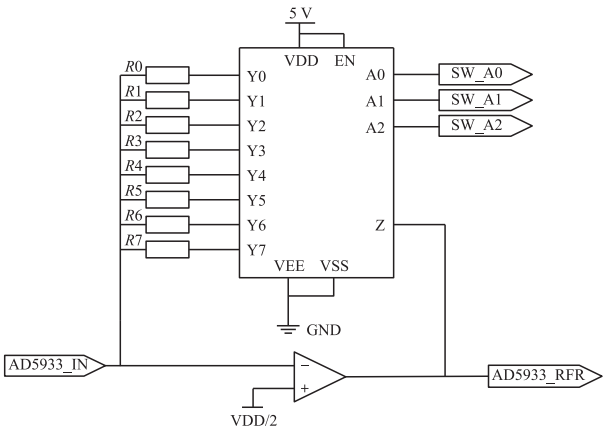


图 3 CD4051 模拟开关电路

2.3 小阻抗精确测量设计

测量小阻抗时,必须要考虑 AD5933 芯片输出脚 VOUT 的输出串联电阻 R_{out} ,尤其当输出串联电阻与待测阻抗大小相近时,如果系统校准时没有考虑输出串联电阻 R_{out} ,将会影响阻抗测量的精度。输出串联电阻大小取决于 AD5933 芯片输出激励电压的幅值,表 2 列出了 4 个典型激励电压对应的输出串联电阻值;为了避免输出串联电阻 R_{out} 带来的误差,如图 4 所示,在 AD5933 输出端设计了一个运算放大器扩展电路,选用 ADI 公司的 AD8531 运算放大器,该运算放

大器的输出串联电阻几乎为 0 Ω,可忽略不计。

表 2 激励电压与输出串联电阻的关系

范围	激励电压幅值/V	输出串联电阻/kΩ
1	0.2	0.6
2	0.4	1
3	1	2.4
4	2	0.2

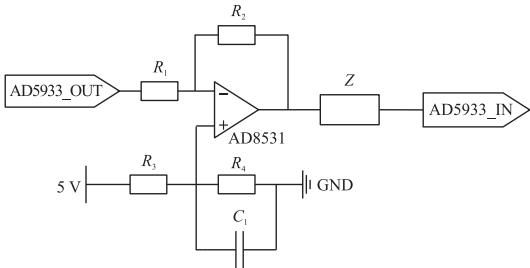


图 4 运算放大器扩展电路

3 软件设计

3.1 上位机软件设计

上位机使用 Labview 软件^[11]实现,主要有数据接收、数据显示、绘制曲线、数据存储等功能。由于血凝检测过程需要 30 min,因此上位机还设计了定时功能,到达设置的时间,上位机将自动关闭,停止数据接受。在检测过程中,上位机接收到来自下位机测量的阻抗值,以时间为横坐标,阻抗值为纵坐标绘制出一条 Z-Time 曲线。

3.2 下位机软件设计

下位机功能使用 Keil 软件实现,图 5 所示是下位机程序流程图。通过编写程序将频率扫描参数写入相关寄存器,将 AD5933 置于待机模式等待启动,向

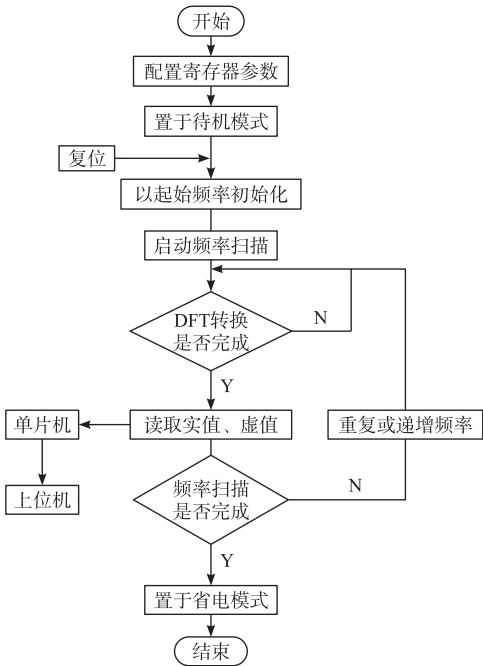


图 5 下位机程序流程图

控制寄存器写入以起始频率初始化指令并启动频率扫描;经过一段时间后,读取状态寄存器的数值,判断傅里叶变换是否完成,若未完成就继续进行傅里叶变换,若完成就读取实部、虚部寄存器的实值和虚值并通过 I²C 通信^[12]将数据传输给单片机,单片机经过处理计算得到一个十进制的阻抗值,并通过 UART^[13]通信将数据传输给上位机。接着判断频率扫描是否完成,若未完成就向控制寄存器发出重复频率或递增频率的指令,进行下一个阻抗值的测量,若完成就将 AD5933 置于省电模式等待下一次启动。

4 实验验证

实验验证从两个方面考虑,首先验证阻抗测量系统的准确性,这里采用标准电阻、电容构成的 RC 并联网络作为测试样本,将测量后的数据与 TH2832LCR 电桥仪进行对比,判断该仪器的准确性。在确保测量数据准确的情况下,再进行验证标准电阻的扫频测量。

4.1 DDS 激励信号的产生

直接数字频率合成器产生的激励信号是实现阻抗测量的关键,激励信号幅值和频率的精度直接决定了待测阻抗的精度^[14]。DDS 产生激励信号的频率范围是 0.1 Hz~100 kHz,频率分辨率高达 0.1 Hz,其幅值分为 0.2 V,0.4 V,1 V,2 V。设置频率为 1 kHz,幅值为 0.4 V,图 6 所示是用示波器检测的激励正弦波形,与所设置的参数一致,表明 AD5933 具有很高的精度,满足高精度阻抗测量的要求。

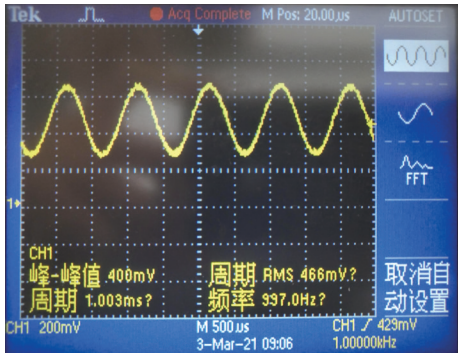


图 6 DDS 输出正弦波形图

4.2 RC 并联网络验证

选用不同的标准电容、电阻构成 RC 并联网络作为待测阻抗 Z_w ,在不同频率 (0.1、1、5、10、50、100 kHz) 条件下,使用设计的阻抗测量系统进行测量,得到的数据与 TH2832LCR 电桥仪 (精度优于 0.2%) 测得的数据进行对比,计算相对误差,结果如表 3 所示。从表中可以看出,测得阻抗值相对误差小于 0.9%,说明该系统可以用于一般阻抗的测量。

表 3 RC 并联网路阻抗测量结果

频率/ kHz	电阻/ kΩ	电容/ nF	本装置/ kΩ	TH2832/ kΩ	相对误差/ %
0.1	20	0	19.893	19.946	0.26
1	20	22	6.578	6.635	0.86
5	0	100	0.373	0.371	0.54
10	51	0	51.453	51.230	0.44
50	0	22	0.143	0.144	0.69
100	680	4 700	1.628	1.636	0.49

4.3 标准电阻扫频验证

选用一个与血凝阻抗值相接近的 100 Ω 标准电阻,将程序中重复测量模式改为频率递增模式,以 5 kHz 为起始频率,5 kHz 为步长,100 kHz 为终止频率,对 100 Ω 标准电阻进行扫频测量,测量的结果与实际阻值对比并计算相对误差,如图 7、图 8 所示。由图可以直观地看出,其相对误差小于 0.5%,确保了血凝阻抗实验的测量精度。

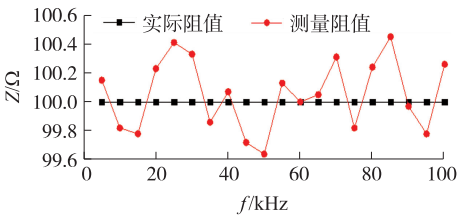


图 7 100 Ω 电阻扫频测量结果

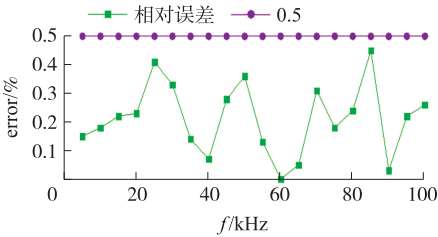


图 8 100 Ω 电阻扫频测量相对误差

5 在血凝检测中的应用

血凝实际上是可溶性的纤维蛋白原转变成不溶的纤维蛋白的过程^[15],在纤维蛋白产生的临界点之前,血液阻抗不会发生显著变化,该临界点之后开始产生纤维蛋白形成血凝块,血液中导电离子数减少,血液阻抗显著增大。因此采用本文设计的电阻抗测量系统监测其阻抗的变化,绘制出一条阻抗随时间变化的 Z-Time 曲线,由曲线可以直观地看出阻抗突变点对应的时间,即凝血因子反应时间 R 。根据测得 R 值的大小判断患者血液的病理状况。

5.1 血凝阻抗测量

下位机程序中设置激励信号幅值为 0.4 V,激励信号频率为 1 kHz,上位机设置定时 30 min,打开开关,加热片开始加热,待温箱内的温度维持在 37 ℃

后,开始进行如下实验:取 4 μL 活化剂(重庆鼎润)与 100 μL 枸橼酸钠^[16]抗凝血(镇江第四人民医院)按照 1:25 混合构成活化血,再取 4 μL 0.2 mol/L 的 CaCl_2 溶液与 68 μL 活化血混合,使用移液枪取 50 μL 混合血样加入到图 9 所示的血凝阻抗测量装置的银环电极中,将铂柱电极插入血液中。下位机中设置激励信号幅值为 0.4 V,激励信号频率为 1 kHz,重复频率测量 30 min 后,上位机自动停止检测,测得血凝阻抗图如图 10 所示。为了避免测量阻抗值偶然突变引起的误差,绘制完曲线后可在上机位软件中将血凝阻抗图进行拟合,拟合后的曲线如图 11 所示,拟合后的数据以 Excel 格式保存在文件夹中。

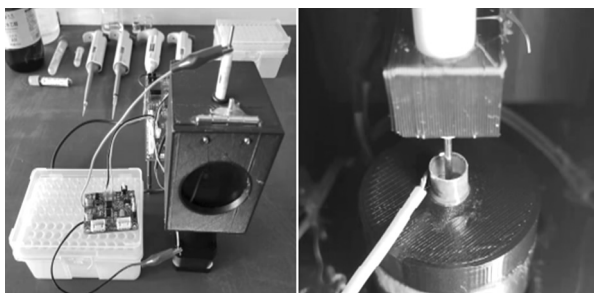


图 9 血凝阻抗测量装置

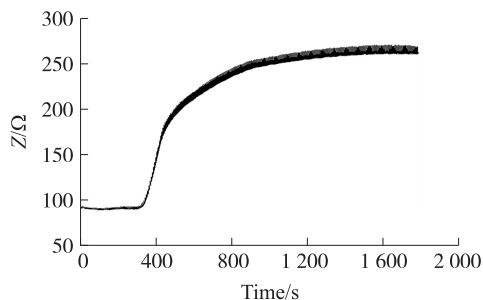


图 10 血凝阻抗图

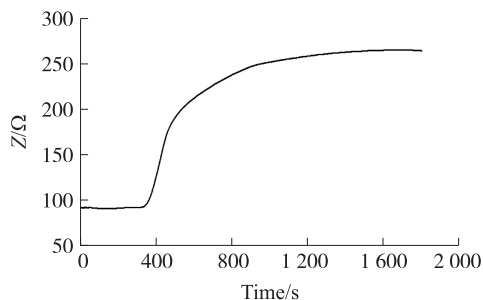


图 11 拟合后的血凝阻抗图

5.2 凝血因子反应时间检测方法

为了精确测量凝血因子反应时间,需要对拟合后的血凝阻抗数据计算斜率 K ,其计算公式如下:

$$K = \frac{Z_{k+1} - Z_k}{T} \quad (6)$$

式中: Z_{k+1} 是后一个采样点的阻抗值; Z_k 是当前采样点的阻抗值; T 是相邻两个采样点的间隔时间。根据上述式(6),以此类推生成一条斜率曲线如图 12

所示,判断条件:①大于阈值 0.01(由多组实验总结得到),②该点之后连续十个点的斜率值依次增加;最先且同时满足以上两个条件的斜率点即为阻抗转折点,本次实验该点坐标是(310,0.010 05),其横坐标即为所求的凝血因子反应时间 $R=5.2$ min。

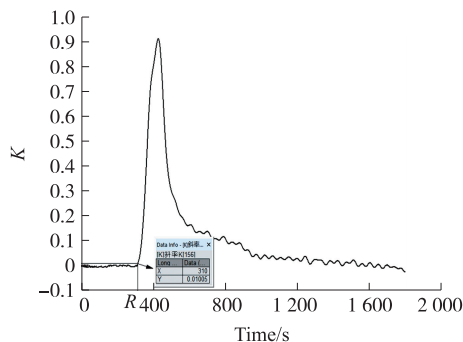


图 12 斜率曲线

5.3 精度、重复性验证

从医院拿取 40 组枸橼酸钠抗凝血,重复 5.1 节实验,每组血样重复测量四次求其平均值,并与实际 R 值对比,计算相对误差均小于 4%。表 4 列出了 40 组数据中的随机 7 组,结果表明,该系统可以用于凝血因子反应时间 R 值的检测,且具有较高的精度和很好的重复性。

表 4 凝血因子反应时间 R 值测量结果

血样	重复 1/ min	重复 2/ min	重复 3/ min	重复 4/ min	实际 R / min	相对误差/%
1	6.5	6.7	6.5	6.6	6.7	1.86
2	7.8	8.0	7.8	7.9	8.2	3.96
3	6.1	6.1	6.3	6.2	6.0	2.92
4	3.5	3.4	3.3	3.1	3.4	2.21
5	4.5	4.7	4.7	4.6	4.5	2.78
6	7.6	7.5	7.2	7.4	7.3	1.71
7	5.3	5.4	5.6	5.4	5.6	3.13

5.4 灵敏度验证

Ca^{2+} 参与血液凝固过程的每个阶段,对凝血因子、纤维蛋白的产生起到催化作用,没有 Ca^{2+} 就没有纤维蛋白的产生。因此 Ca^{2+} 浓度的大小将会影响凝血因子产生的速度,进而影响凝血因子反应时间 R 的长短。因此,本实验通过将不同浓度(0.2 mol/L、0.175 mol/L、0.15 mol/L、0.125 mol/L、0.1 mol/L)的 CaCl_2 溶液分别与同一组活化血混合,测量血凝阻抗图并对比观察凝血因子反应时间 R 的变化,以此来验证该系统的有效性和灵敏度。图 13 所示是 5 种不同浓度 CaCl_2 溶液下的血凝阻抗图,由于血液凝固过程中,血凝块会随机收缩成不同的形状,不同形状的血凝块其阻抗值略有差别符合生物学规律,并不会影响其反应时间的测量。

从医院拿取 40 组枸橼酸钠抗凝血,重复 5.4 节实验,随机选取其中 5 组数据如表 5 所示。

从 5 组实验数据可以看出,在 CaCl_2 溶液以 0.025 mol/L 浓度微小变化下,测得的 R 值有较明显的变化,并且随着 CaCl_2 溶液浓度的减小, R 值随之增大,即凝血因子反应时间增长,符合生物学规律,该检测方法有效可行。结果表明,该生物电阻抗测量系统可以用于凝血因子反应时间的检测且具有较高的灵敏度。

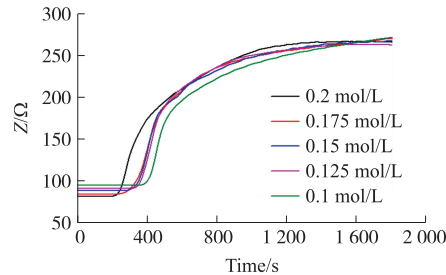


图 13 不同 CaCl_2 浓度下的血凝阻抗图

表 5 不同 CaCl_2 浓度下 R 值测量结果

CaCl_2 浓度/ (mol/L)	血样 1 R/min	血样 2 R/min	血样 3 R/min	血样 4 R/min	血样 5 R/min
0.200	5.2	3.3	6.9	4.7	6.2
0.175	5.8	3.8	7.4	5.3	6.6
0.150	6.3	4.3	7.8	5.7	7.1
0.125	6.8	5.0	8.3	6.3	7.7
0.100	7.3	5.5	9.0	6.8	8.4

5.5 重现性验证

从医院拿取 20 组枸橼酸钠抗凝血,在不同实验装置(装置 1、装置 2)、不同环境(10℃、20℃、30℃)下,对同一组血样重复 5.1 节实验,并计算每组血样不同条件下的最大误差,优于 5%,随机选取其中 10 组血样的测量数据如表 6 所示。结果表明,该生物电阻抗测量系统可以用于凝血因子反应时间的检测且具有较好的重现性。

表 6 不同条件下的 R 值测量结果

血样	装置 1 (10℃)/min	装置 1 (20℃)/min	装置 1 (30℃)/min	装置 2 (10℃)/min	装置 2 (20℃)/min	装置 2 (30℃)/min	最大误差/%
1	6.5	6.5	6.4	6.5	6.3	6.4	3.08
2	3.8	3.9	3.9	3.8	3.9	3.9	2.56
3	6.2	6.1	6.2	6.0	6.1	6.1	3.23
4	5.4	5.2	5.4	5.3	5.3	5.2	3.70
5	7.3	7.2	7.0	7.2	7.1	7.3	4.11
6	4.8	4.8	4.8	4.7	4.8	4.7	2.08
7	5.7	5.6	5.6	5.6	5.8	5.8	3.45
8	3.5	3.4	3.4	3.4	3.4	3.5	2.86
9	2.8	2.9	2.8	2.8	2.9	2.8	3.45
10	6.8	7.0	7.1	7.1	7.0	6.8	4.23

6 结论

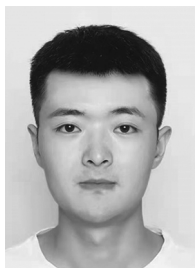
本文设计了一种以 STM32 单片机为控制中心,以 AD5933 为测量单元的生物电阻抗测量系统。并提出一种凝血因子反应时间 R 检测方法,通过多组实验结果表明,该系统可以用于凝血因子反应时间 R 检测,且具有较高的精度、灵敏度和较好的重复性、重现性,性能稳定可靠。 R 值的大小可以真实反映患者血液的病理状况。该系统除了用于血液方面的研究外,还可以用于其他方面的高精度生物电阻抗测量。

参考文献:

[1] Kyle U G, Bosaeus I, De Lorenzo A, et al. Bioelectrical Impedance Analysis — Part I: Review of Principles and

Methods[J]. Clinical Nutrition, 2004, 23(5): 1226–1243.
[2] 耿浩非. 基于 STM32 的便携式双道生物阻抗测量系统的研制[D]. 重庆:重庆医科大学, 2013.
[3] Ismail A H, Gross T, Schlieper G, et al. Monitoring Transcellular Fluid Shifts During Episodes of Intradialytic Hypotension Using Bioimpedance Spectroscopy[J]. Clinical Kidney Journal, 2021, 14(1): 149–155.
[4] 张峰, 张琛, 李湘眷. 电阻抗扫描成像病灶信息提取算法研究[J]. 计算机应用与软件, 2020, 37(6): 65–69, 94.
[5] 王瑞青, 马航, 李昊庭, 等. 基于电阻抗扫描成像的乳腺癌新辅助化疗疗效评价的仿真研究[J]. 中国医疗设备, 2020, 35(2): 31–35.
[6] Witkowska W A, Aristovich K, Crawford A, et al. Imaging

- of Focal Seizures with Electrical Impedance Tomography and Depth Electrodes in Real Time [J]. Neuroimage, 2021, 234: 117972.
- [7] 张辉, 韩建新, 王学民, 等. 血液三元件阻抗动态测量方法[J]. 天津大学学报, 2001, 34(2): 205-208.
- [8] 轩永, 李鹏, 周革强, 等. 基于 AD5933 的多通道生物电阻抗测量仪的设计与实现[J]. 航天医学与医学工程, 2018, 31(4): 470-475.
- [9] 王瑛, 王腾, 王铁流, 等. 基于 AD5933 的水声换能器电阻抗特性测量仪[J]. 国外电子测量技术, 2021, 40(5): 141-145.
- [10] Zhang L, Li J Y, Wang Y, et al. Design and Verification of a High Performance Analog Switch Circuit[J]. Analog Integrated Circuits and Signal Processing, 2021, 109(3): 673-681.
- [11] 刘思佳, 李亚朋, 朱加升, 等. 基于 LabVIEW 的试验台数据采集系统设计[J]. 工程机械与维修, 2020(S1): 119-121.
- [12] 刘鲁兵. 基于 MCU 的 I2C 总线控制器的设计与验证[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2020.
- [13] 王皓晗. 基于 MCU 的 UART 设计与验证[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2020.
- [14] 赵秋明, 许丰灵, 肖龙. 基于 STM32 的便携式阻抗测量装置的设计[J]. 仪表技术与传感器, 2016(1): 33-36.
- [15] 汪学荣, 周成兰. 血液凝固机理的研究[J]. 肉类研究, 2005(11): 50-52.
- [16] 刘雅洁, 江文益, 孙华锋. 枸橼酸钠体外抗凝在血液灌流中的应用[J]. 云南医药, 2020, 41(3): 280-282.



李 曙(1995—),男,汉族,安徽淮南人,硕士研究生,主要研究方向:生物医学信号处理,793132008@qq.com;



王 直(1963—),男,汉族,江苏盐城人,江苏科技大学,教授,博士,主要研究方向:信号与信息处理、生物医学信号处理,442308634@qq.com。