

多频率激励生物电阻抗测量方法的研究

庄翠芳, 阳波, 牛俊泽

(湖南师范大学 物理与信息科学学院, 长沙 410000)

摘要: 生物电阻抗是生物组织的一个重要电参数, 对生物电阻抗的测量与分析在生物医学工程上有着重要的研究和应用价值; 采用四电极测量法, 设计了一种多频激励的生物电阻抗测量系统, 利用 AFE4300 产生 16-128 kHz 激励信号源, 并将此激励信号施加于待测生物组织上, 通过 IQ 解调, 得出待测电阻抗的模值和相角; 当激励信号为 128 kHz 时, 系统模值测量误差最大, 最大测量误差为 2.07%, 且随着激励频率的增加, 模值和相角的测量误差呈逆向变化趋势, 在不同的应用场合, 选择不同的激励频率可以提高生物电阻抗的测量精度。

关键词: 生物电阻抗; 四电极; AFE4300; 多频率测量

Research of a Bio _ electrical Impedance Measurement Based on Multi-Frequency Technology

Zhuang Cuifang, Yang Bo, Niu Junze

(Institute of Physics and Information Technology, Hunan Normal University, Changsha 410000 China)

Abstract: Bio _ electrical impedance is an important electrical parameter of biology tissue, bio _ electrical impedance measurement and analysis has important research and application value on the bio _ medical engineering. Using four electrode method, designing a multi-frequency excitation bio _ electrical impedance measurement system, making use of AFE4300 produce 16-128 kHz adjustable excitation signal source, putting the current electrodes on the test of biological tissue, through the IQ demodulation, can calculate the measured impedance modulus value and angle. When the excitation signal is 128 kHz, the system has the maximum error, the error is 2.07%. And with the increase of excitation frequency, modulus and phase Angle measurement error reverse the trend so that in different applications, choose different excitation frequency can improve the measurement precision of the system.

Keywords: bio-electrical impedance; four electrode; AFE4300; multiple frequency measurement

0 引言

生物电阻抗测量, 或简称阻抗技术, 是一种利用生物组织与器官的电特性及其变化规律提取与人体生理、病理状况相关的生物医学信息的检测技术^[1]。生物电阻抗的测量与分析在生物医学工程上有着重要的研究和应用价值, 成为生物医学领域的研究热点。第四军医大学生物医学工程系的董秀珍、付峰等研究了四电极法的生物电阻抗测量方法, 用于分析生物组织的复阻抗频率特性^[2]; 北京化工大学控制科学与工程系的宋凤娟、金翠云利用微电极微尺寸的特性, 跨越角质层达到表皮层, 提高生物电阻抗的测量精度^[3]; 上海大学的毛光金、沈林勇等设计了圆柱硅胶电极, 实现了对生物病变组织的实时在线测量与分析^[4]。

尽管人们生物电阻抗测量技术和方法进行了大量的研究, 但主要是采用单频率测量技术, 缺乏相位检测^[5]。基于此, 设计了一种多频率的生物电阻抗测量系统, 能同时测量出生物电阻抗的模值和相角。

1 四电极生物电阻抗测量原理

根据生物电阻抗测量系统中采用的电极数目的不同, 可分为双电极、四电极、六电极和八电极等测量系统^[6]。双电极测量系统中, 这两个电极既作为激励电极又作为测量电极, 极易产生待测生物组织与电极之间的未知可变的接触电阻, 造成系统的测量误差; 六电极和八电极测量系统中, 虽然测量结果准确, 但测量过程中电极的选择比较复杂, 一般不用于实验测试; 四电极测量系统中, 两个电极作为激励电极, 另外两个电极作为信号采集电极, 测量时电极选择简单, 且测量结果准确。本文选择了四电极法测量生物电阻抗, 其原理图如图 1 所示。细胞膜等效电容 C_m 与细胞内液等效电阻 R_i 串联后再与细胞外液等效电阻 R_e 并联组成了 Z_x , Z_x 为生物电阻抗的三元件等效电路模型^[7], I 为激励电流源, 由激励电极 A、B 施加于待测生物电阻抗; V 为生物电阻抗两端的电压值, 通过电压采集电极 C、D 获取。

设激励信号的幅值为 A , 角频率为 ω_0 , 则:

$$I = A \sin(\omega_0 t) \quad (1)$$

将激励信号施加于 Z_x , 可得 Z_x 两端的电压值为:

$$V = A |Z| \sin(\omega_0 t + \theta) \quad (2)$$

式中 $|Z|$ 为待测生物电阻抗 Z_x 的模值, θ 为 Z_x 的相角, 为了测量 Z_x 的模值和相角可以对采集的电压信号 V 进行解调。常用的解调方法主要有开关解调、IQ 解调 (乘法解调) 和数字解调 3 种^{[8][9]}。本系统采用的是 IQ 解调^[10], IQ 解调主要是通过与电压控制电流源输出信号同相或有固定相位差的正

收稿日期:2015-11-22; 修回日期:2015-12-22。

基金项目:湖南省自然科学基金项目(2015JJ203)。

作者简介:庄翠芳(1990-),女,湖北荆州人,硕士研究生,主要从事生物信号检测方向的研究。

阳波(1976-),男,湖南娄底人,博士,副教授,主要从事生物传感器与系统方向的研究。

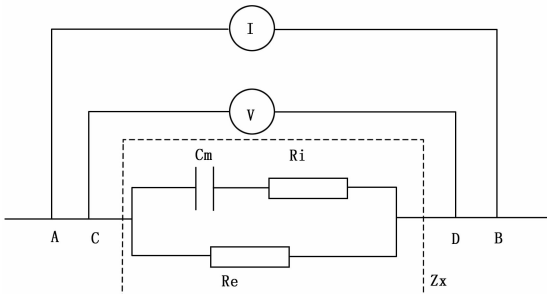


图 1 四电极法生物阻抗测量原理

弦信号解调得电压信号，原理图如图 2 所示。将输入信号与参考信号相乘后通过低通滤波器滤波，得到直流成分，该直流成分与输入信号和参考信号的相位差成比例关系。

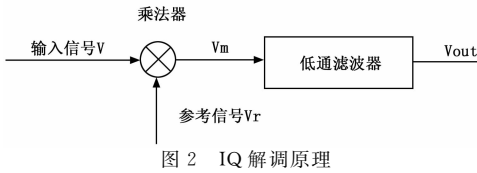


图 2 IQ 解调原理

设参考信号为：

$$V_r = \sin(\omega_0 t) \quad (3)$$

乘法器输出信号为：

$$V_{m1} = \frac{A|Z|}{2} [\cos(\theta) - \cos(2\omega_0 t + \theta)] \quad (4)$$

选择截止频率远小于 $2\omega_0$ 的低通滤波器，获得与相移成比例的直流分量为：

$$V_{out1} = \frac{A|Z|\cos(\theta)}{2} \quad (5)$$

将参考信号相移 90° ，与输入信号相乘可得：

$$V_{m2} = \frac{A|Z|}{2} [\sin(\theta) - \sin(2\omega_0 t + \theta)] \quad (6)$$

经过低通滤波器后可得：

$$V_{out2} = \frac{A|Z|\sin(\theta)}{2} \quad (7)$$

由 (5) (7) 可得

$$|Z| = \frac{2}{A} \sqrt{V_{out1}^2 + V_{out2}^2} \quad (8)$$

$$\theta = \arctan \frac{V_{out2}}{V_{out1}} \quad (9)$$

2 生物阻抗测量系统设计

根据生物阻抗测量原理，设计出一种生物阻抗测量系统，主要由串口调试助手、单片机以及 AFE4300 三大部分组成。系统中选用 STM32F103RBT6 单片机为控制器，AFE4300 为生物阻抗测量芯片，FT232RL 为串行通信芯片，SSCOM3.2 串口调试助手发送相关的中断指令以及显示最终获取的电压值。本系统的关键点为生物阻抗测量芯片 AFE4300，下面将结合 AFE4300 的工作原理，对本系统的测量过程进行详细介绍。

AFE4300 芯片是由德州仪器 (TI) 推出的全面集成型模拟前端，集成了两个单独的信号链，一个针对重量测量，另一个针对生物阻抗测量，二者之间采用 16 位 860 sps 模数转换器 (ADC) 进行多路复用。本系统中 AFE4300 芯片仅用于生物电阻测量，在该功能下，AFE4300 的工作原理图如图 3

所示。

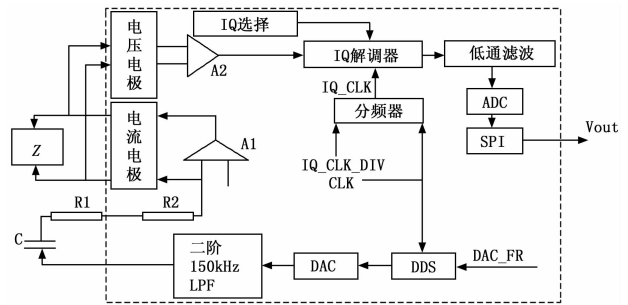


图 3 AFE4300 工作原理

系统选用 2.048 MHz 的外部晶振作为 AFE4300 的系统主时钟 CLK，可获得频率为整数的激励电流源。系统工作时，对寄存器 DAC_FR 写入不同的值后，经过信号调理电路后，可分别得到频率为 16kHz、32kHz、64kHz、128kHz 的激励电流信号。激励电流信号通过电流电极施加于待测生物电阻抗 Z_x 两端，由电压电极采集 Z_x 两端的电压值，将所采集的电压值进行 IQ 解调，分离出待测生物电阻抗的实部与虚部信息。进行 IQ 解调时，首先需要对寄存器 IQ_CLK_DIV 进行设置。由 AFE4300 数据手册可知，IQ 解调时的时钟频率 IQ_CLK、激励电流源频率 BCM 以及 CLK 满足下列关系：

$$IQ_CLK = \frac{CLK}{IQ_CLK_DIV} = BCM \times 4 \quad (10)$$

根据已经确定的激励电流源频率 BCM 的值，可以对寄存器 IQ_CLK_DIV 进行设置，得到 IQ 解调时钟频率 IQ_CLK，IQ_CLK 与 BCM 由同一晶振产生，使激励信号和解调时的参考信号同相，减小系统对相角测量的误差。其次，需要通过串口调试助手发送不同的中断指令来控制寄存器 IQ 选择。如发送 ‘1’ 时，选择 I 模式；发送 ‘2’ 时，选择 Q 模式，由 IQ 解调原理可知，将 I 模式下的参考信号 Vr 进行 90° 相移之后，系统就工作在 Q 模式下了。解调后的信号经过低通滤波处理后，得到与相移成比例的直流分量，将该信号进行 ADC 处理后保存在相应的寄存器中，并通过串口通信，在串口调试助手中显示最后的结果 V_{out} 。

3 生物阻抗的计算

为了获得输出电压 V_{out} 与待测生物电阻抗 Z_x 之间的关系，以及对系统的激励电流源进行校准，需要在 AFE4300 的外部接入校准电阻。设校准电阻的阻值分别为 R_{b1} 、 R_{b2} ，生物阻抗的计算过程可描述为：

- ①对 IQ 选择寄存器进行设置，使测量系统工作在 I 模式，分别测量 R_{b1} 、 R_{b2} ，得到的电压值分别为 V_{I1} 、 V_{I2} ；
- ②更改 IQ 选择寄存器的值，使测量系统工作在 Q 模式，分别测量 R_{b1} 、 R_{b2} ，得到的电压值分别为 V_{Q1} 、 V_{Q2} ；
- ③设待测生物电阻抗 R 与采集电压 V 之间的线性关系为：

$$R = M \times V + O \quad (11)$$

其中： M 为斜率， O 为偏移量；

- ④由生物阻抗测量原理可知：

$$V_1 = \sqrt{V_{I1}^2 + V_{Q1}^2} \quad (12)$$

$$V_2 = \sqrt{V_{I2}^2 + V_{Q2}^2} \quad (13)$$

由 (12) (13) 可得

$$M = \frac{V_1 - V_2}{R_{b1} - R_{b2}} \quad (14)$$

$$O = R_{b1} - M \times V_1 \quad (15)$$

4 实验与分析

为了验证本系统测量精度, 利用高精度的电阻与电容, 设计了两组实验。

1) 纯电阻实验:

选取 5 个阻值不同的电阻作为待测电阻, 利用高精度数字万用表 Fluke F187 对 5 个电阻进行测量, 将 Fluke F187 测量的值作为待测电阻的理论值, 然后利用本系统, 在 16 kHz、32 kHz、64 kHz、128 kHz 四种不同的激励频率下, 分别测量 5 个待测电阻的阻值, 并将测量值与理论值进行比较, 结果如表 1 所示。

表 1 系统测量值与理论值的比较

理论值	频率 16kHz		频率 32kHz		频率 64kHz		频率 128kHz	
	测量值	相对误差	测量值	相对误差	测量值	相对误差	测量值	相对误差
/Ω	/Ω	/%	/Ω	/%	/Ω	/%	/Ω	/%
149	149.37	0.25	149.78	0.52	149.36	0.24	145.99	-2.02
237	235.91	-0.46	236.39	-0.26	235.89	-0.47	232.09	-2.07
476	473.77	-0.47	474.38	-0.34	473.57	-0.51	468.5	-1.58
751	748.16	-0.37	748.96	-0.27	747.99	-0.4	740.91	-1.34
996	993.1	-0.29	993.89	-0.21	992.47	-0.35	981.47	-1.46

由表 1 可知, 本系统能够精确测量出生物电阻抗的模值, 系统模值的测量误差小于 2.1%, 在标准范围内^[11]。当激励频率为 16-64kHz, 系统的测量误差小于 0.53%, 当频率增大到 128kHz 时, 系统的最大测量误差为 2.07%, 明显增大, 因此在高频纯电阻测量时, 系统的硬件电路还有待改善。

2) 阻容测量实验:

根据生物电阻抗的三元件等效模型, 如图 1 中的 Z_c 所示, 选取 2 个高精度电阻和 1 个高精度电容, 组成待测电路。首先用 Fluke F187 数字万用表对选取的每个元器件进行 10 次测量, 并将最后测量结果取平均值, 得到相应的元件值为: $R_e = 751 \Omega$, $R_i = 466 \Omega$, $C_m = 109 \text{ nF}$; 然后将该值作为标称值代入 MATLAB 进行相应的计算, 得出在不同频率激励下的模值和幅值, 并将 MATLAB 计算的结果作为计算值; 最后利用本系统, 在 16 kHz、32 kHz、64 kHz、128 kHz 四种不同的激励频率下进行测量, 并将测量值与计算值进行比较, 结果如表 2 所示。

表 2 系统测量值与 MATLAB 计算的理论值比较

待测阻抗			频率	计算值		测量值		误差	
Re	Ri	Cm	f	模值	相角	模值	相角	模值相对	相角绝对
/Ω	/Ω	/nF	/kHz	/Ω	/°	/Ω	/°	误差/%	误差/°
751	466	109	16	292.21	-6.8	293.93	-6.77	0.59	0.03
			32	288.74	-3.45	289.65	-3.41	0.31	0.04
			64	287.86	-1.73	288.2	-1.67	0.12	0.06
			128	287.64	-0.87	287.97	-0.58	0.11	0.29

对生物电阻抗模值测量的相对误差与相角测量的绝对误差的进行最小二乘拟合可得拟合图如图 4 所示。

由表 2 可得, 当激励频率为 16 kHz 时, 本系统的模值测量的相对误差最大, 最大相对误差为 0.59%, 相角测量的绝

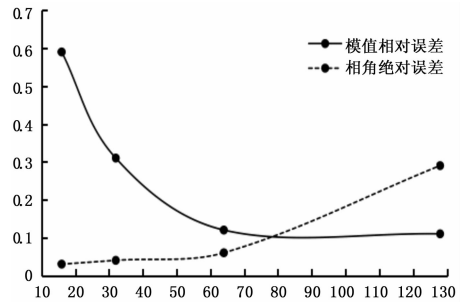


图 4 生物电阻抗测量误差

对误差最小, 最小绝对误差为 0.03° ; 当激励频率为 128 kHz 时, 模值测量的相对误差最小, 最小相对误差为 0.11%, 相角测量的绝对误差最大, 最大绝对误差为 0.29° , 且由图 4 可知, 随着激励电流源频率的增加, 模值测量误差逐渐减小, 相角测量的误差逐渐增加。因此, 在对同一个生物电阻抗模型进行测量时, 应选择不同的激励频率, 分别对模值和相角进行测量, 使生物电阻抗的模值测量误差和相角测量误差分别达到最小, 提高生物电阻抗测量精度。

5 结论

准确测量生物电阻抗的值是生物电阻抗临床应用的基础, 本文设计了一套多频率生物电阻抗测量系统, 采用 IQ 解调方法, 分别采用四组频率对 1 个纯阻模型和 1 个容阻模型进行测量。纯电阻实验表明: 当激励频率为 128 kHz 时, 系统的模值测量误差最大, 最大误差为 2.02%, 说明本系统具有较高的测量精度。阻容实验表明: 在对同一个生物电阻抗模型进行测量时, 若要求模值测量误差最小, 应选则 128 kHz 激励电流源; 若要求相角测量误差最小, 应选择 16 kHz 激励电流源; 若要求模值和相角的测量误差同时较小, 则应选择 64 kHz 激励电流源。

参考文献:

- [1] 任世超. 生物阻抗测量技术 [J]. 中国医疗器械信息, 2004, 10 (1): 22-25.
- [2] 付峰, 臧益民, 董秀珍, 等. 部分离体动物组织幅电阻抗频率特性测量系统及初步测量结果 [J]. 第四军医大学学报, 1999, 20 (3): 220-222.
- [3] 宋凤娟. 微创式生物电阻抗电磁场模型仿真分析及实验研究 [D]. 北京: 北京化工大学, 2010.
- [4] 毛金光, 沈林勇, 张煜辉, 等. 生物电阻抗测量实验设计与研究 [J]. 工业控制计算机, 2014, 27 (1): 57-60.
- [5] 高秀娥, 唐佳, 陈波. 多频多段人体生物电阻抗测量系统 [J]. 测控技术, 2012, 31 (4): 122-125.
- [6] 裴飞鹏, 尹军, 颜乐先, 等. 基于生物电阻抗法的人体成分测量系统的研究与评价 [J]. 中国医学杂志, 2014, 31 (2): 4833-4838.
- [7] Liu H, Liu W D. Low-power and portable design of bioelectrical impedance measurement system [A]. Proceeding of 2010 WASE International Conference on Information Engineering [C]. 2010: 38-41.
- [8] 王超. 医学电阻抗成像的研究 [D]. 天津: 天津大学, 2001.
- [9] 班东坡. 人体电阻抗测量系统 [D]. 天津: 天津大学, 2004.
- [10] 王化祥, 南国芳. 用于人体阻抗成像的数据采集系统 [J]. 仪器仪表学报, 2001, 22 (4): 416-418.
- [11] 王冬艳. 基于嵌入式的人体电阻抗检测系统的设计与实现 [J]. 计算机测量与控制, 2103, 21 (3): 604-607.