

便携式多生理参数检测仪的设计

周延顺¹, 于致远¹, 郭永生², 郭圣文³

1. 华南理工大学材料科学与工程学院, 广东 广州 510006; 2. 广州中康先觉健康科技有限责任公司, 广东 广州 510006; 3. 华南理工大学自动化科学与工程学院, 广东 广州 501640

【摘要】为了检测人体的电阻抗、血氧、心率和体温等生理参数,设计一种头戴式的多功能便携检测仪。该设备针对现有阻抗检测设备的激励频率范围窄、精度不足和检测耗时长等问题进行优化:采用四电极阻抗检测方案,通过直接数字频率合成器和Howland电流源生成正弦激励电流流经人体,使用ADI公司的AD8302增益相位检波器芯片和配套算法计算得到人体电阻抗的幅值和相位,有效提高检测的准确性和效率。为了进一步减小系统误差,设计模拟开关电路并配合高精度采样电阻和相移电容实现系统参数的自校准。实验结果表明,在10 kHz~1 MHz的检测频率范围内,阻抗幅值和相位的平均检测误差分别小于0.5%和0.59°,最大检测误差分别小于1.54%和1.38°,显示出比基于TI公司AFE4300芯片的阻抗检测方案更优的性能。此外,设备还整合了血氧、心率和体温的检测模块。人体实验验证了其在准确和有效检测多种生理参数方面的优越性。

【关键词】头戴式检测仪;生物阻抗;相位;四电极检测方案;多生理参数检测

【中图分类号】R318;TH79

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)04-0486-09

Design of a portable multi-physiological parameter detector

ZHOU Yanshun¹, YU Zhiyuan¹, GUO Yongsheng², GUO Shengwen³

1. School of Material Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510006, China; 2. Guangzhou Zhongkang Xianjue Health Technology Co., Ltd., Guangzhou 510006, China; 3. School of Automation Science and Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China

Abstract: A novel portable head-mounted detector is designed to obtain the multi-physiological parameters, such as electrical impedance, blood oxygen, heart rate and body temperature. To address the issues such as narrow excitation frequency range, low accuracy and long detection time in the existing impedance detectors, the developed detector adopts 4-electrode measurement scheme, using a direct digital frequency synthesizer and Howland current source to generate sinusoidal excitation currents through the human body, employing AD8302 gain phase detector chip from Analog Devices Inc., along with accompanying algorithms to calculate the amplitude and phase angle of the body's impedance, which significantly enhances detection accuracy and efficiency. To further minimize system errors, an analog switch circuit is designed in conjunction with high-precision sampling resistors and phase-shift capacitors for system parameter self-calibration. Experimental results reveal that within the detection frequency range of 10 kHz to 1 MHz, the average detection errors for impedance magnitude and phase are less than 0.5% and 0.59°, respectively, with maximum detection errors less than 1.54% and 1.38°, respectively, demonstrating superior performance than impedance detection schemes based on the TI company's AFE4300 chip. Additionally, the device integrates modules for the detection of blood oxygen, heart rate, and temperature. Human body experiments also verified its superiority in accuracy and effectiveness of multi-physiological parameter detection.

Keywords: head-mounted detector; biological impedance; phase; 4-electrode measurement scheme; multi-physiological parameter detection

【收稿日期】2023-12-14

【基金项目】广州市重点研发计划(2023B03J1335)

【作者简介】周延顺, 硕士, 研究方向: 生物电阻抗测量,
E-mail: 1315169527@qq.com

【通信作者】郭圣文, 博士, 教授, 研究方向: 图像处理分析与模式识别、
人工智能与医学仪器设计, E-mail: shwguo@scut.edu.cn

前言

生理参数如电阻抗、血氧、心率及体温等能反映人体健康状况,已有研究表明人体的生理、病理状态与人体组织的电阻抗幅值和相位密切相关^[1-3]。生物电阻抗检测技术具有快速、无损、安全、低成本等优势,在医疗健康领域受到广泛关注,可应用于脑^[4]、

心^[5]、肾^[6]、肺及其循环系统检测^[7]、肿瘤早期筛查^[8-10]、人体成分分析^[11]和电阻抗断层成像^[12-14]等多个领域。

目前,绝大多数用于人体的阻抗检测设备使用单一或较低激励频率,存在阻抗信息采集不充分、检测时间长、使用不便等不足。近几年,研究人员开始关注便携式的多频激励电阻抗检测技术,庄翠芳等^[15]利用AFE4300产生16~128 kHz激励信号源,设计一种多频激励的生物电阻抗检测系统;马鸿斌等^[16]选择AFE4300开发便携式生物阻抗相位检测仪;顾玲飞^[17]基于阻抗频谱技术,使用AD9850作为信号发生器,设计并开发一种乳腺癌早期风险监测的可穿戴系统;Blanco-Almazán等^[18]应用阻抗检测技术评估呼吸变化;Huynh等^[19]研发一种基于阻抗检测技术的腕带式血压检测仪。便携式阻抗检测技术的关键在于稳定可靠、频率范围较宽的激励源的实现、快速准确的信号解调电路和有效的参数校准策略等^[20-22]。虽然上述研究取得一定进展,但其准确性、激励频率范围、稳定性及检测速度等尚待进一步提高。

近年来,对便携化、智能化与家庭化的医疗器械需求与日俱增。为此,本研究设计一种头戴式、便携式多生理参数检测仪,可同时检测人体电阻抗、血氧、心率及体温等生理参数。检测仪采用ADI公司的AD8302增益相位检波器芯片,实现人体电阻抗的幅值和相位的快速准确检测;使用AD9833作为信号发生器,搭配Howland压控电流源电路组成1 MHz范围内激励电流频率快速可调的电流源电路,根据所选激励频率采用单独校准策略,降低系统误差干扰,以实现快速、准确、稳定的生物电阻抗检测。此外,本检测仪还集成了体温、心率和血氧检测功能,为人体健康评估提供更多可靠信息。

1 检测原理及总体方案设计

1.1 检测原理

生物电阻抗的理论研究可以追溯到20世纪初。1928年,Cole^[23]提出著名的生物组织Cole等效模型,此后经过Schwan等^[24]的发展,生物电阻抗三元件理论更完善。人体组织是由许多包围在组织液中的细胞组成,生物电阻抗的Cole模型见图1,其中,Ri和Re分别代表细胞内液和细胞外液的等效电阻,Cm代表的是细胞膜的等效电容。三元件模型的电阻抗在复数域上是一段圆弧(图2)。

设电流源激励信号为*I*,其大小为:

$$\dot{I} = A\cos(\omega t + \varphi_1)$$
(1)

其中,*A*为激励信号幅值, ω 为激励信号角频率, φ_1 为

激励信号初相,*t*为时间(单位s)。设待测生物电阻抗为 \dot{Z} ,则检测电极处检测到的电压值 \dot{V} 应为:

$$\dot{V} = \dot{I}\dot{Z} = A|Z|\cos(\omega t + \varphi_1 + \theta)$$
(2)

其中, $|Z|$ 为阻抗幅值, θ 为阻抗相位。求解出 $|Z|$ 与 θ ,即可获取该频率下人体的电阻抗幅值和相角信息。本方案使用以AD8302增益相位检波器芯片为核心的模拟解调电路,能快速、准确地输出两路输入信号的幅值比与相位差。

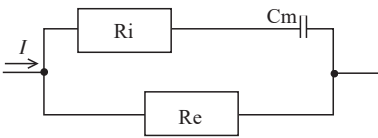


图1 Cole模型
Figure 1 Cole model

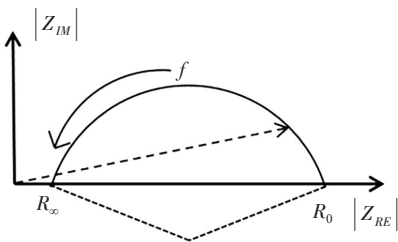


图2 频率-阻抗关系
Figure 2 Relationship between frequency and impedance

1.2 总体设计方案

根据检测仪的宽频带检测需求及兼顾便携性等设计要求,总体设计结构见图3,可以分为以下几个部分:AD8302增益相位检波电路、电流源电路、串口电路、Flash数据存储电路、LCD显示屏电路、体温检测电路、心率和血氧检测电路和STM32单片机电路。

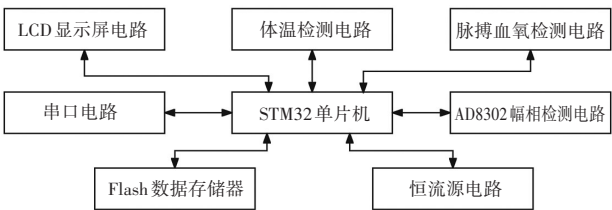


图3 总体功能设计图
Figure 3 Overall function design

各部分主要功能如下:(1)AD8302增益相位检波器可实现低频至2.7 GHz范围内两路信号的增益和相位的快速准确检测与结果转换。(2)电流源电路采用直

接数字合成器(DDS)波形发生芯片AD9833搭配Howland电流源转换为恒定幅度的电流激励信号。(3)串口电路用来实现程序烧录和测试数据的上传,在PC端进行数据的进一步分析和处理。(4)Flash数据存储电路用来存储检测仪的检测校准参数等数据。(5)LCD显示屏电路用于激励信号频率的选择和数据显示。(6)心率血氧检测电路对人体心率、血氧数值进行实时监测。(7)体温检测电路通过红外温度传感器实现人体体温检测。(8)STM32F103单片机作为整体检测仪的中央控制芯片,通过SPI协议调控激励电流信号的频率,IIC协议对Flash存储数据进行读写,ADC采样获取AD8302增益相位检波器输出的信号幅值和相位信息,并通过串口实现检测仪与PC端的数据通信。

2 检测仪设计与实现

2.1 AD8302

检测仪采用增益相位检测器AD8302,它是生物阻抗检测系统的关键部件,AD8302及其外围电路见图4。AD8302主要有检测、控制和电平比较3种工作模式。本方案选择芯片的检测模式。图4的电路图中,INPUTA代表输入信号A,INPUTB代表输入信号B,信号A和信号B的幅值比将以模拟电压的形式从ADC_VMAG输出,电压值为 V_{MAG} ;信号A和信号B的相位差将以模拟电压的形式从ADC_VPHS输出,电压值为 V_{PHS} 。

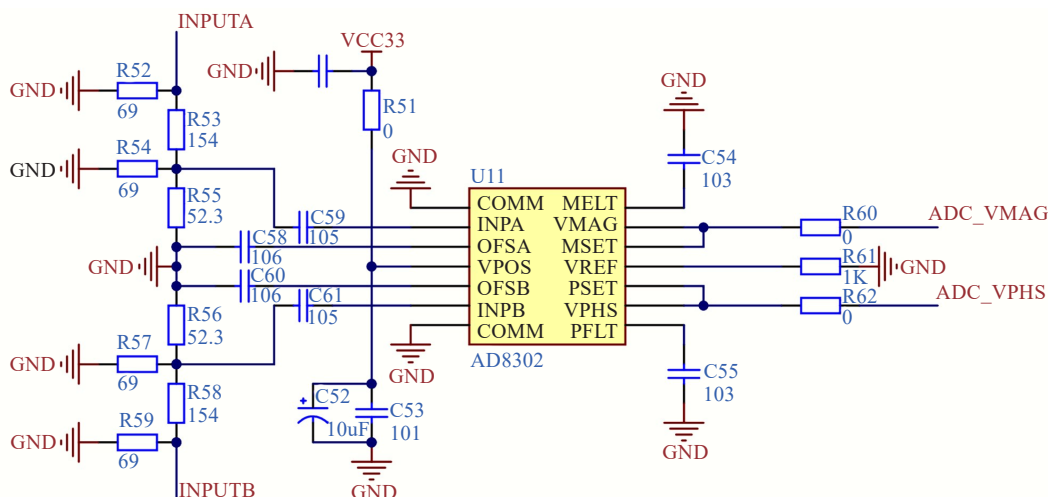


图4 AD8302增益相位检波器电路图

Figure 4 Circuit diagram of AD8302 gain phase detector

AD8302主要由精密匹配的两个宽带对数检波器、一个相位检波器、输出放大器组、一个偏置单元和一个输出参考电压缓冲器组成,能同时检测从低频到2.7 GHz频率范围内两输入信号之间的幅度比和相位差。AD8302把两路输入的信号幅度之比(即信号增益)和相位差转化为电压信号输出,其范围为0~1.8 V,分别表示两路输入信号的增益范围为-30 dB~+30 dB,相位差为-180°~+180°。

两路输出电压 V_{MAG} 和 V_{PHS} 分别表示两路输入信号的幅值比和相位差,其输出方程为:

$$V_{MAG} = K_1 \times \log_{10} \frac{V_{INPA}}{V_{INPB}} + 900 \quad (3)$$

$$V_{PHS} = K_2 \times \left(\left| \theta_{INPA} - \theta_{INPB} \right| - 90^\circ \right) + 900 \quad (4)$$

其中, K_1 、 K_2 为比例系数, $K_1=30$ mV/dB, $K_2=-10$ mV/°。

AD8302芯片的幅值比和相位差理想输出曲线见图5。

2.2 宽频电流源电路设计

图6为三运放Howland电流源电路。

当满足条件:

$$\frac{R_4}{R_3} = \frac{R_2}{R_1} = 1 \quad (5)$$

此时电路的输出电流 I_o 可表示为:

$$I_o = \frac{\dot{V}_{in}}{R_s} \quad (6)$$

设运算放大器的输出饱和电压为 \dot{V}_s ,则此电流源的带负载范围可表示为:

$$\left| \dot{I}_{Load} \right| \leq \frac{\left| \dot{V}_s \right|_{\max}}{I_o} - R_s \quad (7)$$

选用AD8014运放芯片进行电流源设计,该芯片具有4 000 V/ μ s的高压摆率,3 dB带宽达400 MHz,可支

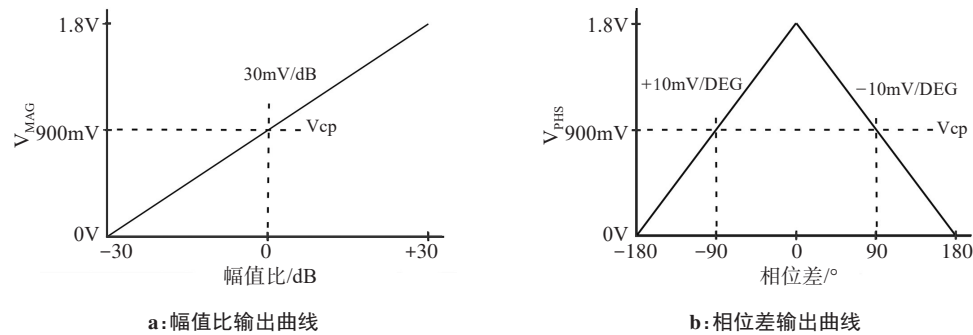


图5 AD8302理想输出曲线
Figure 5 Ideal output curves of AD8302

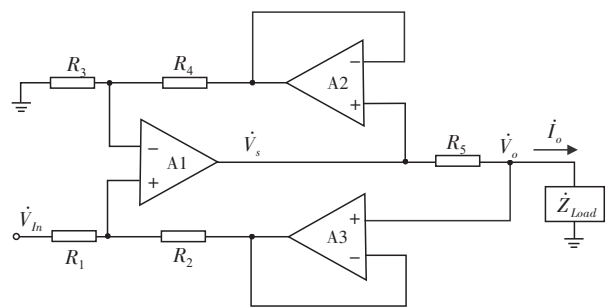


图6 电流源电路
Figure 6 Circuit of current source

持4.5~12.0 V供电,在5 V单电源供电时,最大功耗仅有5.75 mW,满足小型化便携式的阻抗检测仪的设计需求。此外, \dot{V}_{in} 约等于500 mV,电阻选用的容差为0.1%,参数为 $R_1=R_2=R_3=R_4=500\ \Omega$, $R_5=1\ \text{k}\Omega$ 。代入式(6)和式(7),得到 $\dot{I}_o=0.5\ \text{mA}$,最大负载 $|\dot{Z}_{Load}|_{\max}=6.6\ \text{k}\Omega$ 。

在仿真平台Multisim 14.0构建仿真电路,对本电流源电路的输出阻抗数值进行仿真分析。非理想情况下,电流源电路可以等效为一个理想电流源 \dot{I}_s 与输出阻抗 R_o 的并联电路,利用图7所示的测试模型,分别检测 R_6 和 R_7 的两端电压 V_1 和 V_2 ,输出阻抗计算公式为:

$$R_o = \left| \frac{(V_1 - V_2) R_1 R_2}{V_2 R_1 - V_1 R_2} \right| \tag{8}$$

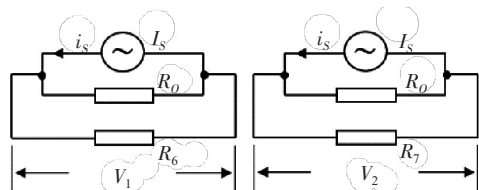


图7 输出阻抗检测模型
Figure 7 Output impedance measurement model

在Multisim 14.0仿真环境中,按照图6搭建电流源电路,设定输入正弦电压信号峰值为0.5 V,检测模

型电路中 $R_6=100\ \Omega$, $R_7=3\ \text{k}\Omega$,结合式(8)计算得到电流源在10 kHz~10 MHz内的输出阻抗曲线如图8所示。在1 MHz频率下,本电流源电路的输出阻抗可达462 k Ω ,满足设计需求。

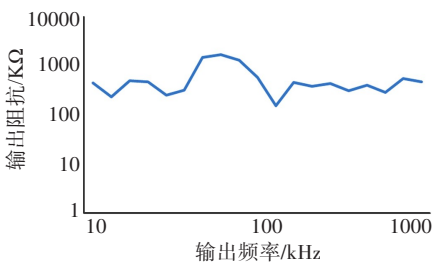


图8 10 kHz~10 MHz内输出阻抗
Figure 8 Output impedance within 10 kHz to 10 MHz

2.3 硬件设计

便携式人体阻抗检测仪结构如图9所示,系统包括DDS电路、电压控制电流源(VCCS)、电极系统、模拟开关电路、增益相位检测电路、单片机系统、存储器、键盘、LCD显示、RS-232串口和电源模块等。

2.3.1 电极系统电路 电极系统总体采用四电极检测法。使用ADG1634模拟开关进行系统校准和检测模式的切换,搭配ADG1606模拟开关芯片与若干精密电阻电容组成的校准系统电路,在开始检测前对选用的频率进行系统检测参数校准。

2.3.2 DDS电路 DDS选用AD9833芯片,使用SPI通信协议对信号频率进行控制,在外部晶振选用20 MHz的情况下,输出0~20 MHz内的正弦电压信号,信号频率分辨率能达到0.08 Hz。

2.3.3 VCCS电路 VCCS采用AD8014仪表运放搭建的Howland电流源电路,电流幅值控制在0.5 mA左右,符合人体安全电流的幅值要求。随着DDS频率的升高和负载的增大,电流源输出的电流幅值会出现一定程度的衰减,对最终检测结果造成误差,结合

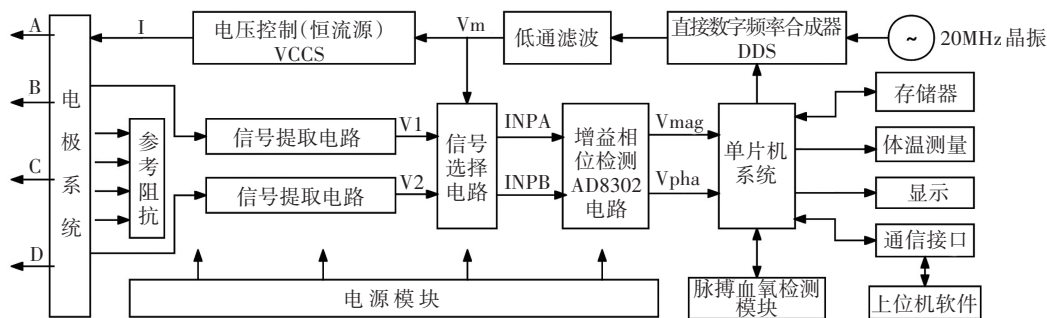


图9 检测仪详细功能结构图

Figure 9 Detailed function modules of the detector

校准电路中对精密电阻电容阵列的检测结果,对如图6所示的AD8302电路幅值比输出曲线和相位差输出曲线进行补偿修正。

2.3.4 LCD显示器电路 出于对系统操作的简便性考虑,显示器选用4.3寸电容LCD屏幕,通过触摸屏写入检测信号频率参数,并且将检测结果显示在LCD屏上。LCD与MCU之间选用FSMC接口进行通信。

2.3.5 单片机系统 单片机电路选用STM32F103ZET6作为中央控制芯片。该芯片为Cortex-M3内核,具有功耗低、引脚多的优点。

2.3.6 存储器电路 存储器芯片选用Winbond公司的W25Q64BV存储芯片,存储容量达64 Mbit,与MCU之间采用SPI通信协议,能满足检测仪存储系统校准参数与检测数据的需求。

2.3.7 心率血氧检测电路 心率血氧检测电路选用MAX30102心率血氧检测芯片,基于反射式红光与红外光检测以及光体积变化描记图法对人体进行心率血氧检测,由单片机系统通过IIC协议进行数据通信。

2.3.8 体温检测电路 体温检测选用MLX90614-DAA医疗级的数字式热电堆红外温度传感器,输出分辨率达0.02℃。

2.3.9 增益相位检测电路 增益相位检测电路以AD8302芯片为核心进行设计,克服传统的数字解调时AD采样速率的限制^[24]。通过信号选通电路,分别将检测得到的两路信号与参考信号输入AD8302芯片,再通过STM32芯片上集成的12位ADC获取检测得到的幅值和相位差。

2.4 软件设计

本检测仪的总体程序流程图见图10。首先进行系统的初始化,对包括键盘、LCD、串口、IIC和ADC等功能I/O管脚进行初始化配置。然后写入检测频率的参数,再通过模拟开关与精密电阻电容阵列对系统检测参数进行校准,之后开始检测,得到人体的

阻抗幅值和相位值、血氧、心率与体温。最后,将检测得到的数据显示在LCD,并在检测结束后将数据通过串口发送至PC端。

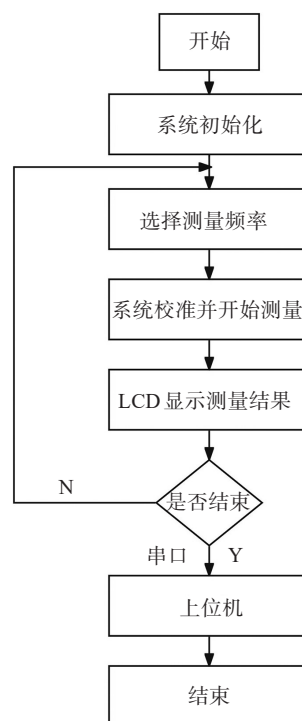


图10 主程序流程图

Figure 10 Main program flowchart

考虑到电子元器件精度误差与电路影响,实际检测结果一般不会和AD8302理想曲线完全重合,因此,在检测计算时不能直接使用AD8302的理想幅值比和相位差响应公式,而需要进行系统校准,确定实际检测系统的检测参数。校准方法如下:以100Ω为间隔选取100~1 000Ω精度为0.1%的标称电阻,搭配模拟开关电路对标称电阻分别切换检测,获取电流源对不同频率下不同负载情况的准确激励电流幅值大小,并同时获得式(4)中两路输入信号相位差为0°

时 V_{PHS} 管脚输出的电平值;此外,选取合适的人体三元件模型,通过检测三元件模型的信号相移,获取不同频率下式(4)中的电平实际输出值,并以此消除系统误差,实现检测系统的自校准。

2.5 头戴结构设计

为检测前额至四肢的电阻抗信号,设计如图 11 所示的头戴式结构,包括检测电极单元、心率血氧检测单元、温度检测单元、连接线、接口以及辅助固定的弹性头箍及魔术贴。

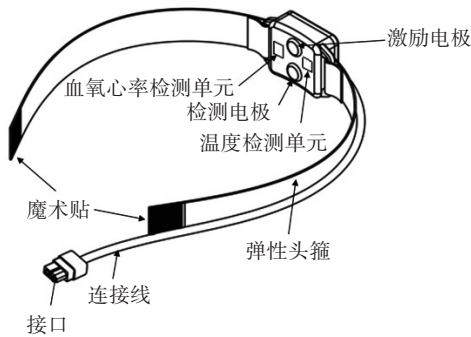


图 11 头戴式检测仪
Figure 11 Head-mounted detector



图 12 检测主板实物图
Figure 12 Mainboard

0.80% 和 0.38°, 误差范围分别为 0.11%~2.04% 和 0.02°~1.14°。而本设计方案的阻抗幅值和相位的平均绝对误差则分别更低,为 0.34% 和 0.31°,其误差范围更为紧凑,为 0%~0.71% 和 0°~0.72°。这一比较结果表明,本研究设计的检测仪具有更高的检测精度。

3.4 志愿者人体检测实验结果

对人体阻抗幅值进行实测分析时,选择一名健康的志愿者进行数据检测。如图 15 所示,采用人体分段阻抗模型进行测试,其中红色电极 E~H 为激励电极位置,黑色电极 A~D 为检测电极位置。

本实验选取的志愿者基本信息如下:男性,23 岁,身高 180 cm,体质量 80 kg。该志愿者阻抗幅值及相位检测结果见表 3。

通过对志愿者的人体实测数据进行分析可以看出,人体上肢阻抗幅值比下肢阻抗幅值略大,躯干阻抗最小,阻抗幅值随频率的增加总体上呈现降低的趋势,这也与 Cole 理论描述的相一致。其中,在 50 kHz 的激励条件下,实际检测结果也与文献的结果基本相同^[16],即人体总阻抗大约为 500 Ω,上肢的阻抗幅值为 200~300 Ω,躯干的阻抗为 20 Ω 左右。

总体检测过程可重复性高,分别检测 10~1 000 kHz 内的 21 个检测频率点,总体检测时间约为 5 s。其中,单频率单点检测时间约为 60 ms,优于 AFE4300 方案中单频率单点检测约 1 s 的检测速度。

3.5 心率血氧与体温检测实验结果

心率血氧检测电路与同类型 Wellday 医疗公司的指夹式心率血氧检测仪 MD300C20 进行检测结果对比,其中 MD300C20 的心率检测误差范围为 ±2 bpm,血氧检测误差范围为 ±2%。如图 16 所示,与 MD300C20 同步对志愿者进行检测,采样间隔 1 min 共采样 20 次,其中心率检测平均绝对误差为 0.55 bpm,最大绝对误差为 2.00 bpm;血氧平均绝对误差为 1%,最大绝对误差为 2%。

3 实验验证

3.1 阻抗检测主板

阻抗检测主板实物图见图 12。

3.2 人体三元件模型测试结果及评估

在仪器的检测实验中,使用模拟人体模型的 RC 三元件模型验证仪器检测精度,其中测试的电阻电容参数为: $R_e=510\ \Omega$, $R_i=510\ \Omega$, $C_m=1\ nF$ 。对人体 RC 三元件模型进行各个频点的阻抗幅值和相位进行检测,实际检测结果、理论值和检测误差见表 1。其中,阻抗幅值和相位的检测值均为校准和补偿后的数据。从测试结果可知,仪器的电阻抗幅值测量误差小于 1.54%,电阻抗相位测量误差小于 1.38°,10~1 000 kHz 电阻抗幅值平均测量误差 0.50%,10~1 000 kHz 电阻抗相位平均测量误差 0.59°,各个频率的测量误差波动小。

3.3 与 AFE4300 检测结果对比

将 AFE4300 芯片应用于与本检测仪器同样的外围电路和校准方法,并在相同的检测频率下,对人体阻抗的 RC 三元件($R_e=510\ \Omega$, $R_i=510\ \Omega$, $C_m=1\ nF$)进行测量。通过比较检测结果,发现模拟人体的三元件模型测试结果(表 2)和阻抗幅值及相位的绝对误差(图 13 和图 14)之间的对比表明,使用 AFE4300 检测方案的阻抗幅值和相位的平均绝对误差分别为

表1 模拟人体三元件模型测试结果

Table 1 Test results of three-element model for simulated human body

测试频率/kHz	测试值		理论值		误差	
	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/%	阻抗相位/ $^{\circ}$
10	511.55	1.61	509.22	1.83	0.46	-0.22
50	491.11	8.41	491.87	8.67	-0.15	-0.26
100	448.12	13.76	450.89	14.89	-0.61	-1.13
150	403.04	17.39	407.93	18.20	-1.20	-0.81
200	372.78	18.73	372.61	19.38	0.05	-0.65
250	344.34	18.60	345.99	19.33	-0.48	-0.73
300	321.44	17.66	326.44	18.65	-1.53	-0.99
350	313.88	16.32	312.04	17.69	0.59	-1.37
400	298.31	15.68	301.31	16.65	-1.00	-0.97
450	293.51	15.46	293.19	15.62	0.11	-0.16
500	283.27	15.69	286.94	14.64	-1.28	1.05
550	278.11	14.97	282.06	13.73	-1.40	1.24
600	274.26	13.02	278.18	12.90	-1.41	0.12
650	270.83	11.58	275.05	12.15	-1.53	-0.57
700	270.53	10.27	272.50	11.46	-0.72	-1.19
750	270.68	9.59	270.40	10.84	0.10	-1.25
800	264.67	9.49	268.65	10.27	-1.48	-0.78
850	266.28	8.76	267.18	9.76	-0.34	-1.00
900	265.17	8.26	265.93	9.29	-0.29	-1.03
950	265.40	7.92	264.86	8.86	0.20	-0.94
1 000	267.64	7.63	263.93	8.46	1.41	-0.83

表2 模拟人体三元件模型测试结果对比

Table 2 Comparison of test results of three-element model for simulated human body

测试频率/kHz	理论值		AFE4300实测值		AD8302实测值	
	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$
5.86	509.73	1.08	511.65	1.06	510.75	1.63
7.81	509.52	1.43	510.10	1.37	508.12	1.58
11.72	508.93	2.14	510.04	2.08	510.03	2.13
15.63	508.10	2.85	509.01	2.71	508.16	2.85
23.44	505.76	4.25	509.20	3.88	505.91	4.14
31.25	502.57	5.61	505.81	5.32	503.15	5.67
46.88	493.91	8.18	499.21	8.05	491.76	8.25
62.50	482.83	10.50	489.38	10.52	480.71	10.83
93.75	456.46	14.28	460.23	14.70	454.44	14.90
125.00	428.77	16.87	430.62	17.75	425.91	17.55
187.50	380.58	19.23	372.83	20.26	378.36	19.66
250.00	345.99	19.33	340.38	20.47	343.54	18.61

体温检测电路与同类型 Konheal 医疗公司的非接触红外额式测温仪 KH-01 进行检测结果比对,其中 KH-01 检测误差范围为 $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$ 。如图 17 所示,与 KH-01 同步对志愿者进行检测,采样间隔 1 min 共采样 20 次,其中体温检测平均绝对误差为 0.1065°C ,最大绝对误差为 0.16°C 。

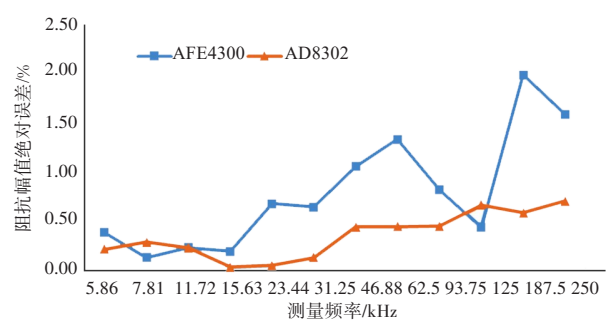


图 13 人体三元件模型下两种方案阻抗幅值误差对比

Figure 13 Comparison of impedance modulus errors of three-element model for simulated human body

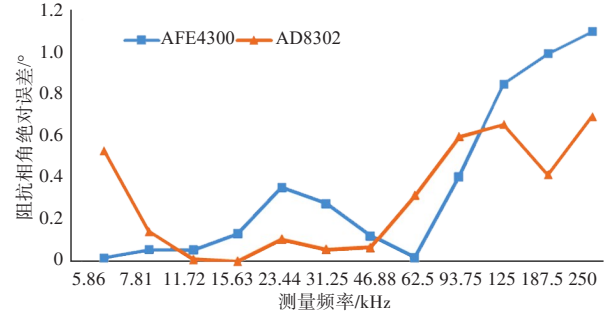


图 14 人体三元件模型下两种方案阻抗相位误差对比

Figure 14 Comparison of phase angle errors of three-element model for simulated human body

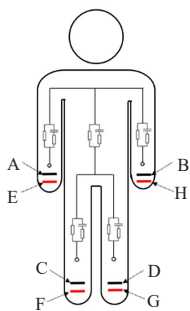


图 15 人体分段阻抗检测模型

Figure 15 Segmented impedance measurement model of human body

4 结 语

本研究设计一种便携式头戴多生理参数检测仪,采用四电极检测法,选用AD8302增益相位检波器和DDS搭配Howland电流源产生宽频带多频正弦激励电流,实现人体阻抗的准确检测;此外,头戴结构还集成了血氧、心率与体温检测模块,以获取相应的生理参数。实验证明所设计的检测仪具有精度高、速度快及便携性高等优点,具有良好的应用前景。

表 3 实测人体阻抗幅值和相位

Table 3 Impedance amplitude and phase of a volunteer

频率/kHz	左臂		左腿		躯干		右臂		右腿	
	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$	阻抗幅值/ Ω	阻抗相位/ $^{\circ}$
10	238.72	0.79	160.56	2.08	19.70	3.76	234.31	1.51	162.98	1.35
50	216.86	3.91	132.83	5.23	18.40	18.07	211.65	6.38	145.32	6.42
100	207.50	7.53	124.85	9.56	16.01	32.67	202.49	8.32	135.70	11.23
150	197.57	10.63	118.53	12.56	13.51	41.07	193.61	11.41	129.42	13.98
200	192.84	13.13	109.45	14.31	11.39	50.16	191.32	13.77	117.80	15.10
250	183.58	15.00	110.30	15.10	9.74	53.00	183.18	14.81	115.29	15.21
300	178.77	16.31	104.71	15.25	8.46	58.33	178.52	17.03	111.52	13.78
350	173.21	16.15	104.41	15.00	7.44	58.64	173.47	17.75	107.78	14.09
400	168.50	17.61	105.14	14.53	6.64	62.24	169.41	20.17	107.38	13.31
450	162.36	17.78	100.91	13.94	5.97	60.34	160.77	19.45	107.41	12.51
500	158.67	16.75	112.57	13.31	5.28	64.06	164.03	19.07	104.49	10.75
550	151.87	17.55	99.51	12.67	4.96	63.50	155.05	17.78	100.38	11.04
600	149.06	17.26	98.58	12.05	4.44	64.73	150.40	17.44	99.13	10.38
650	147.03	16.89	94.37	11.46	4.15	65.79	149.87	16.52	93.97	9.78
700	146.47	15.47	91.36	10.90	3.98	64.72	148.00	15.39	91.14	9.24
750	141.13	16.03	95.02	10.38	3.69	65.55	143.15	14.85	92.90	8.74
800	138.26	15.57	82.84	9.90	3.56	64.29	137.41	13.87	87.59	9.29
850	135.37	15.11	90.62	9.45	3.35	63.97	131.53	14.39	98.00	7.88
900	133.02	14.65	94.22	9.03	3.16	63.59	129.91	13.90	96.32	7.10
950	130.84	14.21	95.11	8.65	2.97	64.17	124.68	13.50	98.63	7.15
1 000	130.10	13.77	92.19	8.29	2.78	62.70	128.02	12.16	88.64	6.84

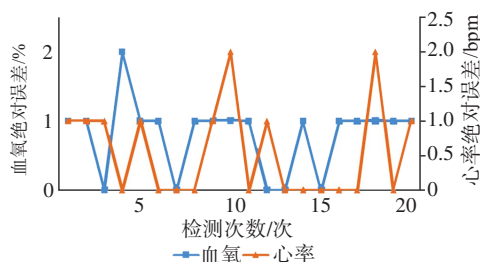


图16 心率血氧检测误差对比

Figure 16 Comparison of the detection errors for heart rate and blood oxygen

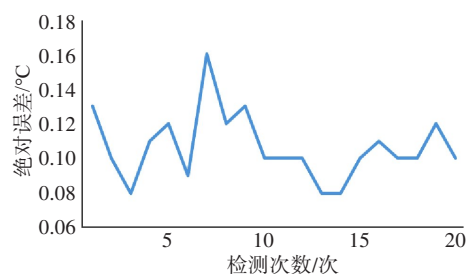


图17 体温检测误差对比

Figure 17 Comparison of the detection errors for body temperature

【参考文献】

- [1] Zhang GH, Huo XL, Wu CZ, et al. A bioelectrical impedance phase angle measuring system for assessment of nutritional status [J]. Biomed Mater Eng, 2014, 24(6): 3657-3664.
- [2] 劳期迎, 曹殿青. 生物电阻抗测量技术临床应用与研究进展[J]. 中国处方药, 2019, 17(2): 29-31.
Lao QY, Cao DQ. Clinical application and research progress of bioelectrical impedance measurement technology [J]. Journal of China Prescription Drug, 2019, 17(2): 29-31.
- [3] Moonen HP, Van Zanten AR. Bioelectric impedance analysis for body composition measurement and other potential clinical applications in critical illness [J]. Curr Opin Crit Care, 2021, 27(4): 344-353.
- [4] Grasso G, Alafaci C, Passalacqua M, et al. Assessment of human brain water content by cerebral bioelectrical impedance analysis: a new technique and its application to cerebral pathological conditions [J]. Neurosurgery, 2002, 50(5): 1064-1074.
- [5] González-Islas D, Arámbula-Garza E, Orea-Tejeda A, et al. Body composition changes assessment by bioelectrical impedance vectorial analysis in right heart failure and left heart failure [J]. Heart Lung, 2020, 49(1): 42-47.
- [6] 孙连芹, 段俗言, 孙志颖, 等. 慢性肾脏病患者尿钠和容量超负荷的相关性[J]. 中华医学杂志, 2021, 101(30): 2392-2399.
Sun LQ, Duan SY, Sun ZY, et al. Association of urinary sodium excretion with fluid overload in patients with chronic kidney disease [J]. National Medical Journal of China, 2021, 101(30): 2392-2399.
- [7] 崔巍, 姜辉, 郑霞. 电阻抗断层扫描对危重患者肺灌注评价的临床应用进展[J]. 中华结核和呼吸杂志, 2023, 46(6): 610-613.
Cui W, Jiang H, Zheng X. Advances in clinical application of electrical impedance tomography to evaluate pulmonary perfusion in critically

- ill patients [J]. Chinese Journal of Tuberculosis and Respiratory Diseases, 2023, 46(6): 610-613.
- [8] 徐峰, 蒋宏传. 电阻抗断层成像在乳腺肿瘤诊断中的研究进展[J]. 中华乳腺病杂志(电子版), 2019, 13(6): 364-367.
Xu F, Jiang HC. Electrical impedance tomography in diagnosis of breast tumors [J]. Chinese Journal of Breast Disease (Electronic Version), 2019, 13(6): 364-367.
- [9] Lee J, Gweon S, Lee K, et al. A 9.6-mW/Ch 10-MHz wide-bandwidth electrical impedance tomography IC with accurate phase compensation for early breast cancer detection [J]. IEEE J Solid-State Circuits, 2021, 56(3): 887-898.
- [10] Khan S, Mahara A, Hyams ES, et al. Prostate cancer detection using composite impedance metric [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2016, 35(12): 2513-2523.
- [11] Silva AM, Campa F, Stagi S, et al. The bioelectrical impedance analysis (BIA) international database: aims, scope, and call for data [J]. Eur J Clin Nutr, 2023, 77(12): 1143-1150.
- [12] 胡娜. 胃动力电阻抗断层成像算法研究[D]. 重庆: 重庆邮电大学, 2010.
Hu N. Research of electrical impedance tomography algorithm for gastric motility [D]. Chongqing: Chongqing University of Posts and Telecommunications, 2010.
- [13] Liu XY, Yao JF, Zhao T, et al. Image reconstruction under contact impedance effect in micro electrical impedance tomography sensors [J]. IEEE Trans Biomed Circuits Syst, 2018, 12(3): 623-631.
- [14] Jiang YD, Huang JC, Ji HF, et al. Study on dual-frequency imaging of capacitively coupled electrical impedance tomography: frequency optimization [J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2022, 71: 1-18.
- [15] 庄翠芳, 阳波, 牛俊泽. 多频率激励生物电阻抗测量方法的研究[J]. 计算机测量与控制, 2016, 24(5): 71-73.
Zhuang CF, Yang B, Niu JZ. Research of a bioelectrical impedance measurement based on multi-frequency technology [J]. Computer Measurement & Control, 2016, 24(5): 71-73.
- [16] 马鸿斌, 田常正, 蔡希昌, 等. 便携式生物阻抗相位角测量仪[J]. 北京生物医学工程, 2019, 38(1): 89-95.
Ma HB, Tian CZ, Cai XC, et al. Portable bio-impedance phase angle measuring instrument [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2019, 38(1): 89-95.
- [17] 顾玲飞. 面向乳腺癌早期风险监测的可穿戴式系统设计与实现[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2017.
Gu LF. Design and implementation of wearable system for early breast cancer risk monitoring [D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2017.
- [18] Blanco-Almazán D, Groenendaal W, Cathoor F, et al. Wearable bioimpedance measurement for respiratory monitoring during inspiratory loading [J]. IEEE Access, 2019, 7: 89487-89496.
- [19] Huynh TH, Jafari R, Chung WY. An accurate bioimpedance measurement system for blood pressure monitoring [J]. Sensors, 2018, 18(7): 2095.
- [20] Nasiri H, Benetti R, Takimoto RY, et al. Electrode configuration with Howland current source and demodulator for electrical impedance tomography [J]. IFAC-PapersOnLine, 2021, 54(15): 79-84.
- [21] Morcelles KF, Negri LH, Bertemes-Filho P. Design of Howland current sources using differential evolution optimization [J]. J Electr Bioimpedance, 2020, 11(1): 96-100.
- [22] Mohamadou Y, Momo F, Theophile L, et al. Accuracy enhancement in low frequency gain and phase detector (AD8302) based bioimpedance spectroscopy system [J]. Measurement, 2018, 123: 304-308.
- [23] Cole KS. Electric impedance of suspensions of spheres [J]. J Gen Physiol, 1928, 12(1): 29-36.
- [24] Schwan HP, Kay CF. Capacitive properties of body tissues [J]. Circ Res, 1957, 5(4): 439-443.

(编辑: 谭斯允)