

文章编号: 1671-4598(2015)07-2581-04 DOI: 10.16526/j.cnki.11-4762/tp.2015.07.100

中图分类号: R318; TP212.3 文献标识码: A

# 便携式无线人体脂肪率测量仪的设计

范舟<sup>1</sup>, 胡巍<sup>1,2</sup>, 王云峰<sup>1</sup>, 张海英<sup>1</sup>

(1. 中国科学院微电子研究所, 北京 100029;

2. 中国科学技术大学, 合肥 230026)

**摘要:** 生物电阻抗法(BIA)是一种安全非侵入式的、结果可靠有效的人体组成成分(脂肪含量)测量方法;以此为原理,设计了一款便携式无线人体脂肪率测量仪;硬件上,系统以高集成化、低功耗的阻抗测量芯片AD5933为核心,通过蓝牙实现与上位机的无线通信,大大降低了设备的复杂度;软件部分提出一种单频点小阻抗范围的增益系数校准方式,计算量小且容易实现;将新测量仪和欧姆龙体脂仪HBF-358进行对比实验,并作Bland-Altman一致性分析;结果表明,二者的相关系数为0.997;此外,该测量仪还具有易操作、小型化的特点。

**关键词:** 生物电阻抗法; 人体脂肪率; AD5933; 增益系数

## Designing of Portable Wireless Measuring Instrument of Human Body Fat Percentage

Fan Zhou<sup>1</sup>, Hu Wei<sup>1,2</sup>, Wang Yunfeng<sup>1</sup>, Zhang Haiying<sup>1</sup>

(1. Institute of Microelectronics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100029, China;

2. University of Sciences and Technology of China, Hefei 230026, China)

**Abstract:** Bioelectrical impedance analysis is a safe and noninvasive method that provides reliable and sufficiently accurate estimates of human body composition (fat percentage). Based on this method, a portable wireless measuring instrument of human body fat percentage is designed. Characterized by high integration and low power, AD5933 is an important module of the instrument, using Bluetooth to communicate with computer wirelessly and reducing the complexity of equipment much more. A more practical calibration method of gain factor is proposed, suitable for single frequency and small range of impedance measurement, having less calculation and realizing easily. The comparing experiment between the new instrument and ORMON HBF-358 is processed with Bland-Altman consistency analysis. The result shows the correlation coefficient between the new instrument and ORMON HBF-358 is 0.997. This instrument possesses the advantage of easy operation and small in size.

**Keywords:** bioelectrical impedance analysis; human body fat percentage; AD5933; gain factor

## 0 引言

近年来,过度肥胖、肌肉萎缩等疾病逐渐成为严重影响健康的重要原因之一。因此,根据人体脂肪率来衡量肥胖程度,成为研究的热点。常见的人体组成成分(脂肪含量)的分析方法有总体水法<sup>[1]</sup>(TBW),双能X线吸收法(DEXA)<sup>[2-3]</sup>,生物阻抗分析法<sup>[4]</sup>(BIA)等。Lukaski等人指出,利用BIA测量人体成分,具有安全、有效、可靠的优点。目前,国内外很多公司都推出了不同型号的人体脂肪测量仪,如日本的百利达BC系列,国内的Y-2008F等。其大都是基于BIA原理,采用回归数据分析方法,预测体脂率。这些仪器普遍存在以下特点:①采用四电极或八电极法,设备复杂,成本高;②数据的可存储量较少,人体阻抗值不明确,缺乏对后续科学研究的有

效支持。

本文基于阻抗转换器AD5933<sup>[5]</sup>,仅使用两电极结构实现了常规体脂率测量,具有无线数据传输功能,可移植于移动医疗设备中,体积小,易操作。同时,提出了一种实用的单频点小范围的增益系数校准法,精度高、计算量小。最后结合采样值,得到多元线性的体脂率统计算法,参考角度全面,可替代传统产品,应用人群普遍。

## 1 系统结构及原理图

本文设计的无线人体脂肪率测量仪的原理如图1所示。系统采用锂电池供电,工作时,阻抗测量模块将人体的测量值送至处理器,并通过蓝牙和上位机进行无线数据传输,接着经交互程序完成阻抗值和体脂率等参数的计算,最后实现数据存储以及实时显示等功能。

整个系统成本低廉、结构简单且容易实现,与传统的分立式系统相比,具有便携式、小型化、无线通信的特点<sup>[6]</sup>,适用于普通家庭的日常测量与身体健康管理。同时,两电极模式与四电极或八电极的产品相比,增强了可操作性。

收稿日期:2014-11-17; 修回日期:2015-01-09。

基金项目:新一代宽带无线移动通信网(03专项)(2014ZX03004001-004)。

作者简介:范舟(1989-),女,安徽芜湖人,硕士研究生,主要从事生物医疗电子传感器方向的研究。

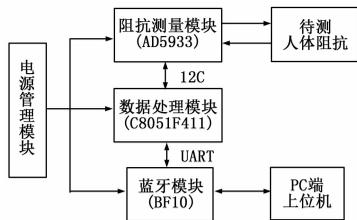


图 1 原理框图

1.1 电源管理模块

正常情况下，锂电池输出 3.7 V 的电源电压，经过线性稳压器 (TPS79333) 和开关电源 (TPS62200) 后，得到两路 3.3 V 电压，分别为系统提供模拟电源和数字电源。

1.2 阻抗测量模块

1.2.1 AD5933 的主要功能

AD5933 的结构如图 2 所示，发射级在片内产生正弦电压信号，由 VOUT 引脚输出并激励外部待测阻抗。产生的电流信号被 VIN 引脚接收后，依次经过增益可调的 I-V 转换器、PGA 和 LPF，最后由片上 ADC 完成采样，采样数据被送至 DSP 内核，以执行 DFT 处理。DFT 算法在相应的扫描频率点上返回一个实部数据字 (R) 和一个虚部数据字 (I)，分别以二进制补码形式存储在两个 16 位寄存器中。经过软件校准后，可以容易得出各扫描频率点的阻抗幅值和相对相位。

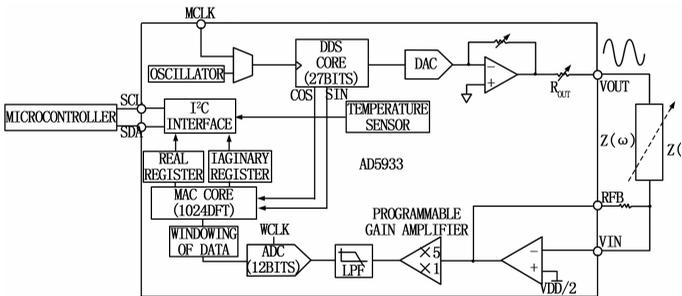


图 2 AD5933 的功能框图

1.2.2 测量方法

系统工作时，正负电极分别与人体的左右掌心保持接触，待稳定后进行阻抗测量。微处理器通过 I<sup>2</sup>C 接口实现与 AD5933 的串口通信，完成硬件控制以及测量数据的读取。电极部分采用圆筒状电极形式，提高人体与电极的接触面积，减小接触电阻、皮肤电阻等带来的测量误差<sup>[7]</sup>。

1.3 数据处理模块

处理器选择 C8051F411 为主控芯片。MCU 通过 UART 接口完成与蓝牙的无线数据传输，将测量值以数据包的形式，发送至 PC 端上位机，进行后续处理。蓝牙采用 BF10 模块，其核心为 CSR 的 BC417143，支持从模式，完全兼容蓝牙 2.0 规范，硬件支持数据和语音传输。

2 软件设计

2.1 单片机的程序设计

主程序部分实现了对 AD5933 的控制，完成扫描模式下对人体阻抗的测量。具体流程如下：

- 1) 完成系统初始化 (晶振、定时器的配置, UART、I<sup>2</sup>C

串口等的初始化)；

2) 通过 I<sup>2</sup>C 总线接口对 AD5933 进行寄存器配置，如对扫描的起始频率、频率增量和频率数的设定；

3) 将 AD5933 置于待机模式，并向控制寄存器发出以起始频率初始化命令，经过一定的建立时间后，发送频率扫描命令；

4) 通过轮询方式完成所有频率点的数据读取与存储；

5) 读取温度寄存器，并将 AD5933 置于省电模式。

2.2 阻抗计算

AD5933 根据 DFT 计算出每个频率点的实部数据字 (R) 和虚部数据字 (I)，则该点的 DFT 幅度可由式 (1) 求得。

$$\text{Magnitude} = \sqrt{R^2 + I^2} \tag{1}$$

为将此值转换为阻抗，需要乘以一个称为增益系数的因子 G，它的值可通过系统校准期间接在正负电极间的标准电阻 R<sub>0</sub>，根据式 (2) 计算得到。

$$G = \frac{1}{R_0 \times \text{Magnitude}} \tag{2}$$

而待测阻抗的模值由 DFT 幅度和增益系数，由式 (3) 得到。

$$|Z_x| = \frac{1}{G \times \text{Magnitude}} \tag{3}$$

2.3 单频点小阻抗范围的增益系数校准

仔细观察可知，式 (3) 成立的条件是：假设 G 为常数。但实际上，AD5933 的频率响应是有限的，所以增益系数 G 会随激励信号的频率 f 发生变化，且待测阻抗幅度不同时，G 也会改变。具体表述为：

$$G = F(f, \text{magnitude})$$

而一般性设计的目的在于得到不同激励信号频率下的阻抗值<sup>[8]</sup>，所以计算量大且在某一随机频率点处的阻抗准确度存在一定的误差。

本文关注的重点是人体阻抗的测量。在忽略皮肤阻抗的前提下，其范围可按照 500 Ω 到 2 kΩ 考虑。目前，公认的生物阻抗检测的特征频率为 50 kHz<sup>[9]</sup>，因此需要对系统在 50 kHz 下、待测阻抗小于 2 kΩ 时的增益系数 G 进行高精度定点校准。具体方法为：从 500 Ω 到 2 kΩ 的范围内均匀选取 18 个已知的标准电阻，并依次用相同电压幅值的激励信号在同一时间段对其进行测量；提取各标准电阻在 50 kHz 下测得的实部、虚部数据字，计算出相应的幅度 Magnitude。由于频率点的固定，增益系数实为幅度的一元函数，这极大地简化了拟合公式，降低了计算量。

将 G 和 Magnitude 的关系分别作线性、二次以及指数拟合，结果如图 3 所示。

对比发现，增益系数和幅度很好的符合二次函数关系，拟合公式如式 (4) 所示。

$$G = 1.406377 \times e^{-12} x^2 - 6.087410 \times e^{-10} x + 1.191387 \times e^{-6} \tag{4}$$

其中：x 表示幅度。

式 (4) 是针对 50 kHz 下测量值的拟合，故在该频率点上具有很高的精度。同时，标准电阻的取值也将增益系数的校准缩小在一个集中有效的范围内，进一步提高了准确度。

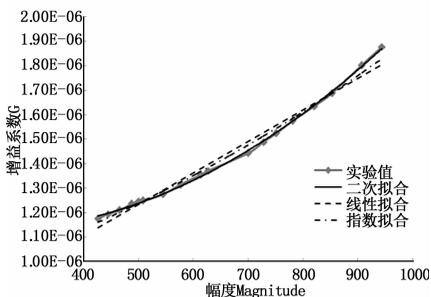


图 3 增益系数和幅度的线性、二次以及指数拟合对比

综上, 根据本文的校准方法, 结合式 (3)、(4), 可以容易地得出待测人体阻抗值。该方法计算量小, 精度高, 适用于实际测量。

### 2.4 PC 端交互界面的设计

上位机的交互软件采用 VB6.0 编写, 具体流程如图 4 所示, UI 的主要工作是: 首先由受试者录入个人信息, 包括姓名、性别、年龄、身高和体重, 并输入蓝牙的串口号。硬件上电后, 受试者双手握住电极, 待稳定后开始进行测量, 并传输数据给 PC 机。完毕后, 软件程序实时计算并显示各项身体指标以及阻抗值随频率 (5~100 kHz) 的变化曲线。50 kHz 处的原始数据用于体脂率等参数的计算, 而其他频率点的值可作后续研究。

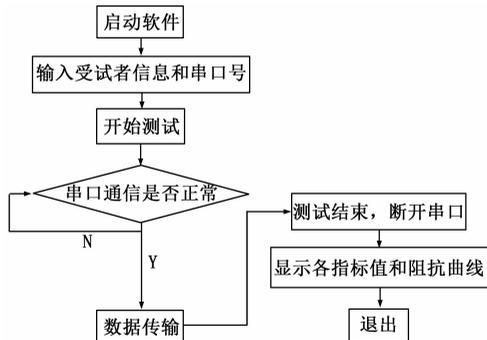


图 4 程序流程

## 3 脂肪率的统计算法分析

### 3.1 体脂率与人体阻抗的关系

假设人体是由脂肪 (FM) 与非脂肪组织 (FFM) 组成, FFM 越多则阻抗值越低<sup>[10,11]</sup>。Lukaski 等人通过实验证明, 人体内 FFM 的体积与阻抗因子  $H^2/|Z|$  成正比, 其中,  $H$  为身高,  $|Z|$  为阻抗模值。同时, Robert 等人也提出体重、年龄和性别等因素的引入, 可以提高分析的准确度<sup>[12]</sup>。

因此, 本文采用如式 (5) 所示的多元变量模型, 通过人体阻抗的测量, 结合采样实验, 标定出各变量的系数, 最终计算出人体 FFM 的含量<sup>[13]</sup>。

$$FFM = f\left(\frac{H^2}{|Z|}, weight, gender, age\right) \quad (5)$$

而体脂率 BF% 可由式 (6) 求得:

$$BF\% = \frac{weight - FFM}{weight} \times 100\% \quad (6)$$

其中:  $FFM$  表示非脂肪含量,  $weight$  表示体重。

本文以两电极形式取代四电极或八电极模式, 主要测量左右上肢和胸部的人体阻抗, 设备简单, 容易操作。精度方面, 可通过人体采样数据进行修正与标定, 最后的数据仍能满足设计要求。

### 3.2 人体采样实验

由于目前人体成分跟生物阻抗之间不存在一个统一的预测公式, 因此基于 BIA 法的人体成分估计与预测, 更多的是一个统计过程。

本文的实验数据和统计公式是以欧姆龙体脂仪系列 HBF-358, 在相同条件下, 对同一样本的测试结果作为标准值进行标定的。原因如下:

1) 结果准确性。运用欧姆龙生物电阻抗法 (BIA) 与双能 X 线吸收法 (DEXA) 测定各年龄段成年人体脂率的结果表明, 二者的一致性较高<sup>[14]</sup>。而双能 X 线吸收法 (DEXA) 是一种无创、准确、重复性良好的测定方式, 全身 DEXA 扫描的结果能够提供肌肉、脂肪、体液容积的测定值;

2) 研究条件限制。人体的各种成分有各自最优的测定方法, 但由于实验条件的限制, 本文采用目前比较准确的仪器作为标定手段。

### 3.3 统计公式的标定

本文随机抽取了 52 位志愿者作为人体采样实验的样本。其中 32 位男性, 20 位女性, 样本的基本信息如表 1。

表 1 样本信息

类别	男:32 人	女:20 人
身高/cm	173.9±4.90	163.1±3.51
体重/kg	70.34±13.10	51.87±6.95
年龄/岁	28.63±9.53	27.3±7.36

实验将样本平均分成两组, 每组 26 人, 16 位男性, 10 位女性。第一组用来进行线性拟合, 建立体脂率等人体参数和阻抗模值等变量的统计公式, 第二组用于检验本文设计方案的有效性, 并进行实验拟合值、欧姆龙数据值之间的相关性分析, 以此评定该方案是否具有实际应用价值。

线性拟合的结果如式 (7) 所示, 体脂率 BF% 根据式 (6) 可以求得。

$$FFM = 12.19699 + 0.308453 \times height^2/Z_{50} + 0.417884 \times weight - 0.09817 \times age - 5.5943 \times gender \quad (7)$$

其中:  $height^2/Z_{50}$ : 身高<sup>2</sup>/阻抗模值,  $weight$  为体重,  $age$  为年龄,  $gender$ : 男 1 女 0。

### 3.4 实验对比

对第二组样本分别用本文设计的系统和欧姆龙 HBF-358, 在同一时间、同一地点进行测量, 测得的 FFM 和 BF% 如表 2。

对上述数据进行 Bland-Altman 一致性分析<sup>[15]</sup>, 实验拟合值与欧姆龙 HBF-358 的相关系数为 0.997。说明本文设计的人体脂肪率测量仪与欧姆龙体脂仪 HBF-358 相比, 测得的人体脂肪率在统计学上没有明显差异。

### 3.5 精度分析

实际的测量精度主要受以下几个方面的影响。

1) 增益系数的校准:

本文采用小于 2 kΩ 的标准电阻对单频点 50 kHz 下的增益系数进行了校准,但实际中,人体的阻抗值并不全部落在这一范围,同时,增益系数的拟合值本身就存在一定的误差。

2) 系统误差:

测量结果显示,本次样本的阻抗范围集中在 100~1 500 Ω 之间,根据芯片的数据手册,在 50 kHz 下测量 100 Ω~1 kΩ 范围内的阻抗时,±3%左右的系统误差是正常的。

4 结束语

本文以现今人们普遍的肥胖现象为研究背景,基于生物电阻抗法(BIA)的原理,设计了一款便携式无线人体脂肪率测量仪,可用于常规人群的体脂率测量。经人体采样实验和相关

表 2 系统拟合值和欧姆龙 HBF-358 的测量值

样本序号	FFM/kg		BF/%	
	拟合值	欧姆龙	拟合值	欧姆龙
1	63.08	65.18	15.89	13.1
2	52.25	52.51	17.71	17.3
3	53.45	56.21	14.89	10.5
4	38.79	40.83	24.39	20.4
5	61.08	59.28	21.90	24.2
6	51.12	50.65	15.92	16.7
7	74.02	76.67	29.90	27.4
8	46.24	44.05	10.03	14.3
9	40.29	38.87	24.13	26.8
10	46.56	47.90	30.30	28.3
11	56.54	55.33	17.93	19.7
12	61.41	59.05	23.14	26.1
13	52.47	53.38	15.38	13.9
14	31.39	31.33	15.86	16.0
15	38.68	37.92	21.86	23.4
16	40.12	39.84	26.39	26.9
17	62.40	60.19	22.87	25.6
18	38.64	40.10	20.50	17.5
19	53.45	52.42	14.75	16.4
20	54.15	57.92	19.78	14.2
21	46.10	46.00	8.89	9.1
22	61.66	57.51	17.01	22.6
23	40.70	41.60	16.94	15.1
24	58.43	60.32	28.13	25.8
25	43.58	44.26	21.34	20.1
26	40.26	38.09	24.32	28.4

性分析可知,该系统可以替代欧姆龙体脂仪系列 HBF-358,具有实际应用价值和科研意义。

设计的重点在于使用了高集成度的阻抗测量芯片 AD5933,并通过蓝牙完成无线数据通信。同时,软件部分针对人体阻抗范围,对增益系数提出了小范围单频点的校准方式,可以提高阻抗算法的精度,优化测量系统。经实验分析可得,新测量仪与欧姆龙体脂仪 HBF-358 的相关系数为 0.997,可替代传统产品应用于普通人群中。此外,该测量仪还具有操作简单,小型化,易携带的特点,可移植于移动医疗设备中,便于普及。

参考文献:

[1] Schoeller D A, Santen E V, Peterson D W, et al. Total body water measurement in humans with 18O and 2H labeled water [J]. Am J Clin Nutr December 1980, 33: 2686-93.

[2] Lohman T G. Dual energy X-ray absorptiometry. Human Body Composition: Methods and Findings [M], Champaign, IL, USA: Human Kinetics. 1996: 63-78.

[3] Wang Z M, Heymsfield S B. Total body fat measurement: Inter-method comparison in subjects differing in body mass index [J]. Int J Obesit. 1998 (22): 83-91.

[4] Lukaski H C, Bolonchuk W W, Hall C B, et al. Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition [J]. J Appl Physiol 1986. 60: 1327-1332.

[5] Analog Device. AD5933 Datasheet Document [EB/OL]. [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/AD5933.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD5933.pdf).

[6] 孙永文, 韩建国. 便携式生物电阻抗测量系统设计 [J]. 计算机测量与控制, 2005, 13 (7): 645-646.

[7] 王倩, 许欢, 周广敏, 等. 生物阻抗测量技术及其临床应用研究进展 [J]. 北京生物医学工程, 2014, 33 (2): 185-190.

[8] 温新华, 颜小飞, 安东. 基于 AD5933 的便携式阻抗仪研制 [J]. 计算机测量与控制, 2013, 21 (4): 1090-1092.

[9] 李刚, 郝丽玲, 邢佳, 等. 用于生物阻抗测量的同步多通道高精度恒流源 [J]. 电子产品世界, 2012, 3: 35-38.

[10] Pethig R. Dielectric and Electronic Properties of Biological Materials [M]. New York: Wiley, 1979: 225-235.

[11] 徐顺清, 包克光, 周易开. 一种阻抗法人体脂肪总量测量仪的研制及初步应用 [J]. 中国医疗器械杂志, 1996 (2): 85-87.

[12] Kushner R F, Schoeller D A, Field C R, et al. Is the impedance index (ht<sup>2</sup>/R) significant in predicting total body water [J]. Am J Clin Nutr 1992, 56: 835-9.

[13] Lukaski H C, Johnson P E, Bolonchuk W W, et al. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body [J]. Am J Clin Nutr April 1985 41: 810-7.

[14] 武宝爱, 王人卫, 毕玉萍. 欧姆龙生物电阻抗法与双能 X 线吸收法测量成年人脂肪率的比较 [J]. 上海体育学院学报, 2012 (1): 59-63.

[15] Bland J M, Altman D G. Statistical Methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement [J]. The Lancet, 1986: 307-310.