

DOI:10.19651/j.cnki.emt.1802318

基于 AFE4300 肌少症风险评价系统的研究

方世玉^{1,2} 谭海波² 李晓凤² 许金林² 程龙乐^{1,2}

(1.中国科学院合肥物质研究院 安徽合肥 230031; 2.中国科学技术大学 安徽合肥 230026)

摘要: 随着现代人生活的改变,越来越多的中老年人因缺乏锻炼而患有肌少症,进而导致肌肉萎缩的发病率增加。为了及早地判断是否患有肌少症的风险,本文实验通过生物电阻抗法对人体进行了检测。基于 AFE4300 设计了一套四电极的人体生物电阻抗测量系统,该系统以 STM32 单片机为核心,由 AFE4300 模块、数字握力计模块、串口模块、电源模块和上位机等组成。采用 AFE4300 模块对人体四肢阻抗进行测量,拟合计算出四肢骨骼肌含量,以及使用数字握力计对实验对象进行握力测量,结合四肢骨骼肌含量和握力值大小,在国家肌少症评判标准上进行对比优化,将风险状况分为低风险、中等风险和高风险 3 个级别。通过对 18 岁以上的人群进行实验,结果表明,该系统能更好地反映出人体肌少症的风险状况。

关键词: 生物电阻抗; AFE4300; 四肢骨骼肌含量; 肌少症

中图分类号: TN98 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 520.6099

Research on risk assessment system of sarcopenia based on AFE4300

Fang Shiyu^{1,2} Tan Haibo² Li Xiaofeng² Xu Jinlin² Cheng Longle^{1,2}

(1. Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;

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

Abstract: With the change of modern people's life, more and more middle-aged and elderly people suffer from sarcopenia due to lack of exercise, which leads to higher incidence of muscle atrophy. In order to determine the risk of sarcopenia early, biological impedance method was used to detect the human body. Based on AFE4300, a set of four-electrode human bioelectrical impedance measurement system is designed, which is based on STM32 single chip microcomputer and consists of AFE4300 module, digital grip module, serial port module, power supply module and host computer, etc. Using AFE4300 module to measure the impedance of human limbs, fitting limbs skeletal muscle content, and the use of digital dynamometer to grip strength measurement of the subject, combined with limb skeletal muscle content and grip strength value size, contrast and optimize the sarcopenia's judgement criteria in the country, risk profile can be divided into three levels; low risk, moderate risk and high risk. Experiments on people over the 18 years old show that the system can reflect the risk of human sarcopenia better.

Keywords: bioelectrical impedance method; AFE4300; skeletal muscle content in limbs; sarcopenia

0 引言

肌肉骨骼系统在保持体位、完成运动、保护重要内脏器官及机体体内环境稳态等方面发挥着重要的作用^[1]。人体的肌肉,在 30 岁以后就开始在不知不觉过程中流失,而到了老年,肌肉是维持躯体功能最重要的物质储备之一。人体的老化过程是在青年的时候开始的,最早发生的是动脉粥样硬化;此后随着年龄的增长相继的发生骨量减少、骨质疏松、食欲下降;再往后进展,人体骨骼肌质量和肌肉力量开始下降,当下降到一定的程度时,则出现肌少症,肌少症

的出现是老年人身体“由盛转衰”的一个关键性节点。肌肉(尤其是核心肌肉群)的质量及功能是维持老年人、特别是老年人的躯体功能,保障个人的生活品质的关键储备。肌少症发生后,会使得老年人的躯体功能更加难以维持,而且容易发展到衰弱阶段。肌少症、衰弱的老人容易摔倒,并且在摔倒后容易发生骨折,这对老年人有着很大的危险和伤害。生物电阻抗法能够很好的测量出人体的肌肉含量^[2]。

生物电阻抗测量是一种利用生物的组织与器官的电特性及其变化规律来提取与人体生理、病理状况相关的生物医学信息的检测技术^[3]。生物电阻抗分析法(bioelectrical

impedance analysis, BIA) 具有安全、简洁、高效等特点, 广泛的应用于人体成分的建模与分析领域, 其基本原理是向检测对象送入一个微小的交变电流或电压, 测量相应的电阻抗及其变化情况, 然后根据不同的应用目的, 获取相关的生理和病理的信息^[4-5]。因此有很多学者进行了这方面的研究, 上海大学的毛光金等^[6]设计了圆柱硅胶电极, 从而实现了生物病变组织的实时测量与分析; 大连大学的吴金峰^[7]提出了改进过的八段人体阻抗结构, 得到了更为准确的人体各部位的电阻抗值。

基于以上情况, 本文设计了一种以 STM32F103 单片机为核心, 基于 AFE4300 模拟前端的一种生物电阻抗测量系统。运用该测量系统测量人体的总电阻抗值以及四肢的电阻抗值, 用来计算四肢的肌肉含量。然后运用握力器测量出人体的手臂握力大小, 从握力值和四肢骨骼肌指数两个方面来进行判断是否患有肌少症的风险。

1 生物电阻抗的测量原理

1.1 电极测量方式

根据生物电阻抗测量系统中的电极的数目不同, 可以将其分为双电极、四电极、六电极和八电极等测量系统^[8]。双电极的测量系统是将这两个电极即作为激励电极又作为测量电极, 该测量系统极易产生待测生物与电极之间的接触阻抗的未知变化, 从而使得该系统的测量误差增大。六电极和八电极虽然测量比较精确, 但是这种测量的方法确是更加的复杂, 而且费时较长, 所以一般不应用于实验的测试。四电极测量系统是一对电极作为激励电极, 另外的一对作为测量电极, 用于采集电压信号, 测量比较简单且测量结果准确。

本文的系统是采用的四电极测量的方式来测量生物电阻抗, 测量方式如图 1 所示。

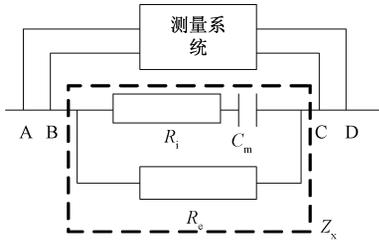


图 1 四电极法测量原理

图 1 中的 A 和 D 是激励电极, 是用来将激励电流送入到待测物体, B 和 C 是测量电极, 用于采集物体两端的电压值, 其中 C_m 为细胞膜等效电容; R_i 为细胞内液等效电阻; R_e 为细胞外液等效电阻。电容 C_m 和电阻 R_i 串联之后和 R_e 并联组成了 Z_x , Z_x 为生物电阻抗的三元件模型^[9]。

假设系统的激励电流信号的幅值为 A , 角频率为 ω_0 , 则有:

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

将激励的信号接入到 Z_x 上, 则 Z_x 两端的电压值为:

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

式中: $|Z|$ 代表的是待测生物电阻抗的模值; θ 为待测生物电阻抗的相角。

1.2 AFE4300 工作方式

在本文设计中, 使用的是 AFE4300 模拟前端, 该芯片是一款低成本的模拟前端, 此模拟前端有两个独立的信号链: 一个信号链用于体重计 (weighing scale, WS) 测量, 而另外一个信号链用于体成分测量 (body composition measure, BCM) 分析。一个 16 位, 860SPS 模数转换器 (analog to digital converter, ADC) 在两个信号链间复用。

该芯片的工作方式是通过芯片内部产生一个进入人体的正弦电流来测量人体成分。此正弦电流是由一个内部模式生成器和一个 6 位 1MSPS 数据置换器 (digital to analog converter, DAC) 生成。一个电压电流转换器将这个正弦电流应用在两个端子间的人体上。在这两个端子上生成的电压是由人体的阻抗生成的, 此电压是由一个差分放大器测量, 再经过整流, 且振幅是由 16 位 ADC 提取并量化。

对于整流, AFE4300 芯片带有两种解调方式可选, 一种是全波整流 (full wave rectification, FWR), 另一种是 I/Q 解调。由于全波整流无法在一次测量中得到相位角, 所以本文采用的解调方式是 I/Q 解调^[10-11]。I/Q 解调的基本原理如图 2 所示。

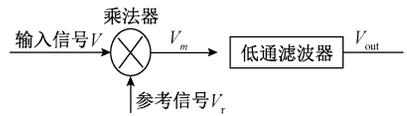


图 2 I/Q 解调基本原理

具体的工作原理如下: 参考信号 $V_r(t)$ 信号是由同一时钟 DDS/DAC 驱动产生的, 与正弦的 $I(t)$ 相同的相位和频率 (参见式 (1))。 $V_r(t)$ 信号直接控制同相 (I) 路径上的开关, 并在 90° 延迟后控制正交 (Q) 路径上的开关。这种切换的结果是把 $V_r(t)$ 信号乘以 -1 到 1 的方信号。把 $V_r(t)$ 信号分解成为傅里叶项, 得到如下等式:

$$Vr_i(t) = \frac{4}{\pi} \left(\sin(\omega_0 t) + \frac{1}{3} \sin(3\omega_0 t) + \frac{1}{5} \sin(5\omega_0 t) + \dots \right) \quad (3)$$

因此, 经过混频器之后的输出电压:

$$Vm_i(t) = A |Z| \left[\frac{4}{\pi} (\sin(\omega_0 t + \theta) \sin(\omega_0 t) + \frac{1}{3} \sin(\omega_0 t + \theta) \sin(3\omega_0 t) + \frac{1}{5} \sin(\omega_0 t + \theta) \sin(5\omega_0 t) + \dots) \right] \quad (4)$$

应用基本的三角函数的积化和差公式得到式 (4) 的第 1 项展开式为:

$$\begin{aligned} \sin(\omega_0 t + \theta)\sin(\omega_0 t) &= \frac{1}{2}\cos(\omega_0 t + \theta - \omega_0 t) - \\ \frac{1}{2}\cos(\omega_0 t + \omega_0 t + \theta) &= \frac{1}{2}\cos(\theta) - \frac{1}{2}\cos(2\omega_0 t + \theta) \quad (5) \end{aligned}$$

以此类推,在 Q 通道执行相同的分析,混合器的输出电压如式(6)所示:

$$\begin{aligned} V_{m_q}(t) &= A |Z| \frac{4}{\pi}(\sin(\omega_0 t + \theta)\cos(\omega_0 t) + \\ \frac{1}{3}\sin(\omega_0 t + \theta)\cos(3\omega_0 t) &+ \frac{1}{5}\sin(\omega_0 t + \theta)\cos(5\omega_0 t) + \dots) \quad (6) \end{aligned}$$

经过三角函数的极化和差公式,式(6)的第 1 项展开为:

$$\sin(\omega_0 t + \theta)\cos(\omega_0 t) = \frac{1}{2}\sin(2\omega_0 t + \theta) + \frac{1}{2}\sin(\theta) \quad (7)$$

以此类推,再经过截止频率远小于 $2\omega_0$ 低通滤波器之后,则输出的只留下直流分量,用 V_{out1} 代表 I 通道的直流分量,用 V_{out2} 代表 Q 通道的直流分量:

$$V_{out1} = \frac{2A |Z|}{\pi}\cos(\theta) = K |Z| \cos(\theta) \quad (8)$$

$$V_{out2} = \frac{2A |Z|}{\pi}\sin(\theta) = K |Z| \sin(\theta) \quad (9)$$

则由式(8)和(9)可以得到:

$$\theta = \arctan \frac{V_{out2}}{V_{out1}} \quad (10)$$

$$Z = \frac{1}{K} \sqrt{V_{out1}^2 + V_{out2}^2} \quad (11)$$

2 风险评价模型设计

2.1 系统设计

根据生物电阻抗的测量原理,本文设计出了一种测量生物电阻抗的测量系统,该系统主要由单片机、AFE4300 以及串口调试软件 3 个部分组成。单片机主要选用的是 STM32F103 作为主控制器,AFE4300 芯片主要是用来测量生物电阻抗,串口通信是使用串口转 USB 线来将测到的数据发送到电脑上,并将收到的数据显示出来。系统的总体设计如图 3 所示。

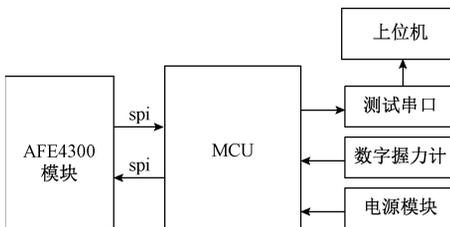


图 3 系统设计

采集、控制和信号调理模块的核心处理器使用的是 STM32F103VBT6 芯片,STM32 是意法半导体公司推出的

基于 ARM 32 位 Cortex-M3 CPU,片内自带 512 K 高速 FLASH 程序存储器,高达 64 K 的 SRAM;2.0~3.6 V 供电和 I/O 管脚,兼容 5 V 电平^[12-14]。

对于本系统,它主要测量人体的体重以及人体的体成分。系统的工作流程如图 4 所示。

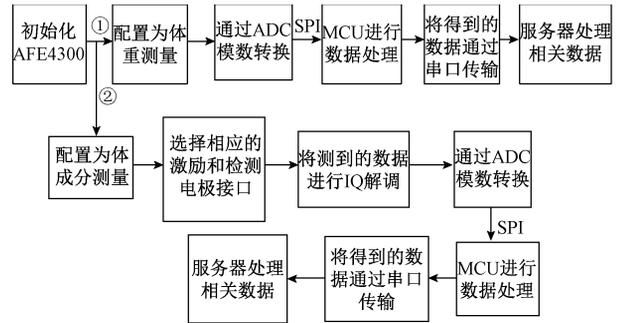


图 4 系统工作流程

本系统选用 1.024 MHz 的外部晶振作为 AFE4300 的系统时钟,然后根据配置不同的寄存器或者将寄存器配置不同的值,可以让 AFE4300 工作在不同的状态,例如配置 AFE4300 的寄存器 DEVICE_CONTROL1 下的 WS_PDB 以及 BCM_PDB 用来开启和关闭体重测量前端和人体体成分测量前端。系统工作时,首先开启体重测量,然后将得到的值通过 ADC 模数转换器转换成数字信号,然后将得到的数字信号通过 SPI 通信传输给 MCU 进行处理,然后通过串口将最后得到的重量值在通过串口传输到上位机。接下来是开启生物电阻抗测量,关闭体重测量前端,然后对于寄存器 DAC_FR 配置为不同的值,然后经过内部电路的处理,从而会得到相对应的频率 8、16、32、64、128 和 256 kHz 的激励电流信号。之后通过配置 ISW_MUX 寄存器,选择相对应的接入激励电流的通道,然后配置 VSENSE_MUX 寄存器,从而选择测量电压的输入通道。激励电流通过电压电极施加在待测生物体上,由电压电极将采集到的电压通过配置好的电压通道传递给 AFE4300 芯片,然后芯片将所采集到的电压值进行 I/Q 解调,进行 I/Q 解调时,需要对寄存器 DEVICE_CONTROL2 下的 IQ_DEMOD_CLK_DIV_FAC 进行配置。经过 I/Q 解调后,就分离出了待测生物体电阻抗的实部和虚部。对于 I/Q 解调,AFE4300 关于配置 I/Q 解调时的频率如下:

$$\begin{aligned} IQ_DEMOD_CLK &= \\ f_{CLK}/(IQ_DEMOD_CLK_DIV_FAC) &= \\ BCM_DAC_FREQ \times 4 \quad (12) \end{aligned}$$

根据之前设定好的 BCM_DAC_FREQ 值,因为 f_{CLK} 是固定的 1.024 MHz,所以可以对寄存器 IQ_DEMOD_CLK_DIV_FAC 进行设置。然后将得到的两个值经过 ADC 转换后输出给 MCU,经过 MCU 的处理过后,将最后得到的值通过串口传输给上位机。

2.2 肌少症评价系统设计

1) 数据计算方法

为了获得人体的重量,首先应该要进行校准,读取在空载时,ADC 所得到的电压值。然后在搭建好的仪器上面放上不同重量的砝码,分别记录所对应的电压值。设这些测量点为 $a_1(x_1, y_1), a_2(x_2, y_2), a_3(x_3, y_3), \dots$, 然后通过回归拟合算法,对这些数据进行计算,最终得出关系式:

$$y = k_1 x + b \quad (13)$$

式中: x 代表的是 AD 值; y 代表的是重量。然后系统启动时,取出 k_1 和 b 系数值。在自检阶段会进行体重校零。得到空载时的 AD 值为 x_0 , 空载时对应的质量 y_0 :

$$y_0 = k_1 x_0 + b \quad (14)$$

当用户测量体重时,得到自身的体重(注意此时还是带有测量平台即空载时的重量),对应的质量 y_1 :

$$y_1 = k_1 x_1 + b \quad (15)$$

所以实际的用户的体重为:

$$y = y_1 - y_0 \quad (16)$$

为了测量用户的阻抗大小,首先需要对该系统进行校准,所以主要在系统外部接入两个校准电阻。设这两个电阻的阻值大小为 R_1, R_2 , 则生物电阻抗的计算过程如下所示:

(1)对 AFE4300 的寄存器进行配置,使其配置为测量 R_1 , 使其工作在 I 模式下,测到的电压值为 V_{I1} , 然后使其工作在 Q 模式下,测得的电压值为 V_{Q1} ;

(2)对 AFE4300 的寄存器配置,使其配置为测量 R_2 , 之后配置使其工作在 I 模式下,测到的电压值 V_{I2} , 然后配置使其工作在 Q 模式下,测得的电压值为 V_{Q2} ;

(3)设待测生物电阻抗的阻值大小 Z 与采集到的电压值 V 之间的线性关系式为:

$$Z = K \times V + b \quad (17)$$

式中: K 代表的是斜率; b 代表的是偏移量;

(4)由生物电阻抗的计算原理可以得到:

$$V_1 = \sqrt{V_{I1}^2 + V_{Q1}^2} \quad (18)$$

$$V_2 = \sqrt{V_{I2}^2 + V_{Q2}^2} \quad (19)$$

由式(20)、(21)则可得到:

$$K = \frac{V_1 - V_2}{R_1 - R_2} \quad (20)$$

$$b = R_1 - K \times V_1 \quad (21)$$

(5)当校准完成之后,测试用户时,通过 I/Q 解调之后,得到 V_1 和 V_2 , 然后经过式(19)可以计算得到该用户的阻抗值 Z ;

(6)根据测得的四肢阻抗值以及其他的一些参数经过拟合回归可得四肢的肌肉含量关系式。

2) 建立肌少症的评价标准

根据 Baumgartner^[15] 的诊断标准,应用生物电阻抗的方法进行肌量的测定,若男性四肢骨骼肌指数 $\leq 7.26 \text{ kg/m}^2$, 女性四肢骨骼肌指数 $\leq 5.45 \text{ kg/m}^2$, 即可诊断为肌少症。其中

肌肉指数 = 四肢骨骼肌含量(kg)/身高²。另外正常情况下,男性的握力小于 25 kg, 女性的握力小于 18 kg, 则属于握力不合格^[16-18]。

根据以上两个标准,本实验将肌少症评价标准分为低风险、中等风险和高风险 3 个级别。由于男性和女性的诊断标准不同,故将评价标准分为男性和女性。

(1)男性标准如下:

低风险:四肢骨骼肌指数 $> 9 \text{ kg/m}^2$, 并且握力值 $\geq 40 \text{ kg}$;

中等风险: $7.26 \text{ kg/m}^2 < \text{四肢骨骼肌指数} \leq 9 \text{ kg/m}^2$, 并且 $25 \text{ kg} \leq \text{握力值} < 40 \text{ kg}$;

高风险:四肢骨骼肌指数 $\leq 7.26 \text{ kg/m}^2$, 并且握力值 $< 25 \text{ kg}$ 。

对于不在这些区域以内的,则为无法判断;

(2)女性标准如下:

低风险:四肢骨骼肌指数 $> 7 \text{ kg/m}^2$, 并且握力值 $\geq 30 \text{ kg}$;

中等风险: $5.45 \text{ kg/m}^2 < \text{四肢骨骼肌指数} \leq 7 \text{ kg/m}^2$, 并且 $18 \text{ kg} \leq \text{握力值} < 30 \text{ kg}$;

高风险:四肢骨骼肌指数 $\leq 5.45 \text{ kg/m}^2$, 并且握力值 $< 18 \text{ kg}$ 。

如果不在这些区域范围内,则为无法判断。

由以上评价标准所设计,测试图如图 5(a)所示,上位机软件显示如图 5(b)所示。

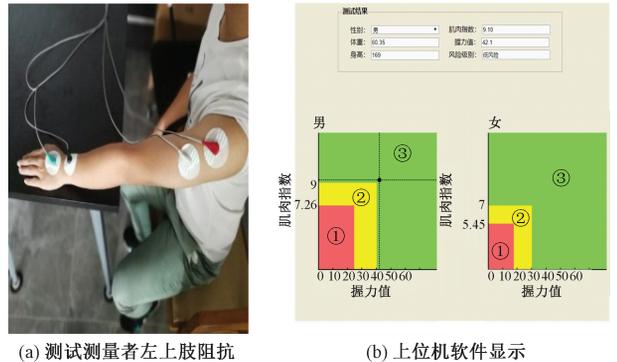


图 5 测试左上肢图以及结果显示

该软件主要显示出 6 个数值,包括人的性别,根据性别的不同配对不同的评价标准,男性评价标准如图 5(b)左下角所示,图中①区域代表的是高风险,②区域代表的是中等风险,③区域代表的是低风险区域。女性评价标准如图 5(b)右下角所示。

3 实验与分析

3.1 对象

实验对象共 200 名,其中男学生 50 人,平均年龄 27.5 ± 3.34 ; 女学生 50 人,平均年龄为 25.6 ± 2.8 ; 男性老年人 50 人,平均年龄为 75.2 ± 5.2 ; 女性老年人 50 人,平均年龄

71±7.6。实验对象的基本信息如表 1 所示。

表 1 样本对象的基本信息

实验对象	身高/cm	体重/kg
男学生	175.3±5.63	66.73±13.25
女学生	165.25±5.86	50.65±4.56
男性老年人	163.56±7.28	55.25±3.47
女性老年人	154.5±6.24	53.28±4.26

3.2 方法

所有的测试者均是在就餐之后 2 h,并且在无剧烈运动的前提下,躺在测试靠椅上,以全身放松的状态进行测量,因为在测试过程中,如果身体比较紧张,则会出现肌肉的颤动,从而会使测量出现较大的误差。

3.3 实验结果

为了验证本系统测试效果的有效性 with 真实性,采用同一测试条件(样本、激励频率等)对 100 名实验者进行测量。下面是使用本系统和英国 BodyStat 公司生产的某仪器测量的结果进行对比,其阻抗检测结果如表 2 所示。

表 2 两种仪器阻抗测试结果的对比 (Ω)

参数	A	B
阻抗	503.89±17.44	503.61±18.27

其中,A 表示的是用本系统所测得测试结果,B 表示的使用 BodyStat 仪器所测试的结果。运用 SPSS 统计的软件进行数据分析可得如表 3 所示相关性。

表 3 相关性

组别	B	A
B	Pearson 相关性	0.998**
	显著性(双侧)	0.000
	N	100
A	Pearson 相关性	0.998**
	显著性(双侧)	0.000
	N	100

注:**代表的是在 0.01 水平(双侧)上显著相关。

在显著度为 0.01 的条件下相关系数为 0.998,即两组测试结果没有统计学差异,从而证实了本系统的真实性与有效性。

根据测得的阻抗计算得到人体四肢的肌肉含量。本文将两种仪器测得的结果进行对比,如表 4 所示。用两种仪器对四肢肌肉含量测量结果的差异很小,说明本研究设计的仪器测试结果与 BodyStat 的结果没有明显差异,从而证明了本文所设计的仪器的有效性。

本实验进行了握力大小的测定,下面是测试 200 人的握力情况,如表 5 所示。

表 4 两种仪器四肢肌肉含量的测量结果对比 (kg)

测试人群	A	B
男学生	26.63±5.72	25.54±6.23
女学生	20.14±3.25	19.89±3.59
男性老年人	19.66±3.46	20.02±1.98
女性老年人	12.78±2.82	13.04±2.35

表 5 握力值测量结果 (kg)

测试人群	握力值
男学生	45.2±10.8
女学生	30.8±5.6
男性老年人	27.3±5.9
女性老年人	18.5±6.2

从表 5 数据可以得出,做实验的 100 位年轻学生,握力值均属于合格及以上。而老年人的握力值就相对比较小。其中肌肉指数的大小如表 6 所示。

表 6 肌肉指数的测量结果 (kg·m⁻²)

测试人群	肌肉指数
男学生	8.89±1.21
女学生	7.21±0.62
男性老年人	7.30±0.60
女性老年人	5.89±0.82

男学生和男性老年人之间的检测结果如图 6 所示,女学生和女性老年人之间的检测结果如图 7 所示。从两幅图得知,在本系统的肌少症评价模型中,年轻的男学生有 42%处于低风险区域,大约有 58%在中等风险的区域,无人处于高风险区域,因为有个别人不在所规定的 3 个区域内,所以判定为无法判断。而男性老年人 52%处于中等风险区域,但是也有接近 48%的人处于是高风险区域,年轻女学生有 50%处于低风险区域,有将近 50%处于中等风险区域,没有处于高风险区域。而女性老年人有 74%处于中等风险区域,有 26%处于高风险区域。

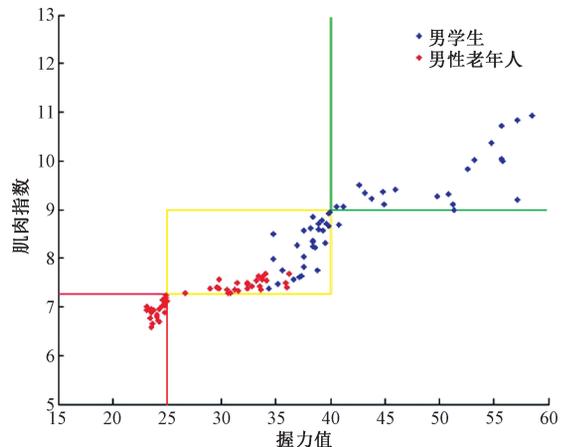


图 6 男学生与男性老年人的检测结果

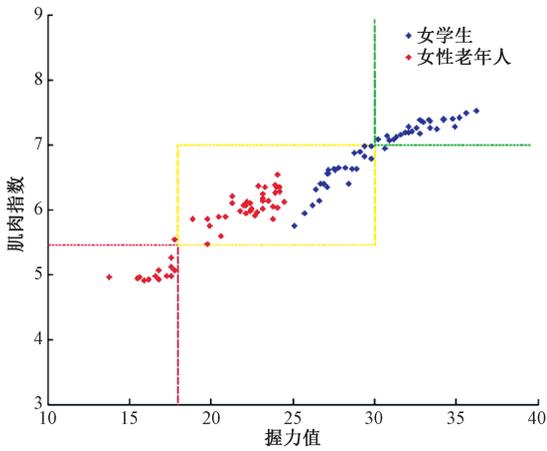


图 7 女学生与女性老年人的检测结果

4 结 论

本文设计了基于 AFE4300 肌少症测量方案,结构简单、测试方便,能够随时随地的进行肌肉含量的测试,从而能够很好、很方便的得到肌肉指数,在家里可以帮助老年人来测试,及时得到老年人的身体状态,当然也可以测试年轻人的肌肉状态。实验结果表明,该测试方案能够较好的反映出人体四肢肌肉的含量以及状态,测量结果准确、测量性能稳定,特别适用于家居测试肌肉状态,反映是否患有肌少症的风险。

参 考 文 献

- [1] 杜艳萍,朱汉民.肌少症的诊疗和防治研究[J].中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志,2014,7(1):1-8.
- [2] 中华医学骨质疏松和骨矿盐疾病分会.肌少症共识[J].中华骨质疏松和骨矿盐疾病杂志,2016,9(3):215-227.
- [3] 任超世.生物电阻抗测量技术[J].中国医疗器械信息,2004,10(1):21-25.
- [4] 撤涛,孙怡宁,姚志明.人体成分分析仪设计——生物电阻抗原理的一种实现[J].北京生物医学工程,2007(6):629-633.
- [5] 王斯亮.精密生物阻抗谱测量系统及其在经络研究中的应用[D].天津:天津大学,2008.
- [6] 毛光金,沈林勇,张煜辉,等.生物电阻抗测量实验的设计与研究[J].工业控制计算机,2014,27(1):57-58,60.
- [7] 吴金峰.基于支持向量机的人体成分预测模型研究[D].大连:大连大学,2017.
- [8] 裴飞霸,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].中国医学物理学杂志,2014,31(2):4833-4838.

- [9] 肖晓明.基于电阻抗原理的人体成分分析仪系统研究与设计[D].重庆:重庆大学,2015.
- [10] 王化祥,南国芳,王艳儒,等.用于人体阻抗成像的数据采集系统[J].仪器仪表学报,2001(4):416-418.
- [11] 王超,张强,黄春艳,等.生物电阻抗测量系统功能抽象与设计[J].仪器仪表学报,2008,29(1):38-42.
- [12] 陈果,郭庆,王金宏,等.基于 STM32 的蓄电池检测系统[J].国外电子测量技术,2012,31(1):70-73.
- [13] 吴琼,王楠,瞿超杰,等.基于 STM32 的光伏发电板二自由度自跟随系统设计[J].电子测量技术,2017,40(12):160-164.
- [14] 路成强,李千振,王长绪.基于 STM32 的便携式智能体质测量仪设计[J].电子测量技术,2017,40(10):58-61.
- [15] BAUMGARTNER R N, KOEHLER K M, GALLAGHER D, et al. Epidemiology of Sarcopenia Among the Elderly in New Mexico [J]. Am J Epidemiol,1998,147:755-763.
- [16] CHEN L K, LIU L K, WOO J, et al. Sarcopenia in Asia: Consensus report of the Asian working group for sarcopenia [J]. J Am Med Dir Assoc,2014,15:95-101.
- [17] CRUZ-JENTOFT A J, BAEYENS J P, BAUER J M, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis; Report of the European working group on sarcopenia in older people[J]. Age Ageing,2010,39:412-423.
- [18] FIELDING R A, VELLAS B, EVANS W J, et al. Sarcopenia: An undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International working group on sarcopenia[J].J Am Med Dir Assoc,2011,12:249-256.

作者简介

方世玉,硕士研究生,主要研究方向为计算机技术。

E-mail:739560873@qq.com

谭海波,博士、高级工程师、硕士生导师,主要研究方向为计算机应用和网络安全。

李晓风,博士、研究员、博士生导师,主要研究方向为计算机网络管理和计算机自动控制、医疗电子技术。

许金林,博士研究生,主要研究方向为计算机网络管理和医疗电子技术。

程龙乐,博士研究生,主要研究方向为计算机技术及应用。