

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.01.013

医学信号处理与医学仪器

## 便携式营养代谢测量系统设计

张思河, 曹乐, 许诗文, 徐浩洋

上海工程技术大学电子电气工程学院, 上海 201620

**【摘要】**针对常态化营养代谢监测中的便携式快速测量需求,提出一种基于间接测热法的低功耗多功能测量方法与系统方案。首先,采用卡尔曼和5阶贝塞尔滤波算法相结合,对氧气、二氧化碳、流量、心电实时数据进行预处理,得到气体在单位时间内累积量;其次,设计考虑心电图和呼吸波静息分析的营养代谢快速测量方法,构建能量代谢参数计算模型;然后,设计专用采集与分析电路系统,通过无线网络将数据传输至上位机或云端,实现智能化和网络化设计;最后,采用对心电图和呼吸参数分析实现对被试的静息状态判定,进而完成营养物质代谢监测试验。结果表明该系统能有效对代谢相关生理信号进行高精度检测,同时实现对人体脂肪和糖类代谢消耗的准确测量,为人体新陈代谢能量测量提供一种有效手段。

**【关键词】**营养代谢监测;间接测热法;卡尔曼滤波;贝塞尔滤波

**【中图分类号】**R318;TP391.4

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2025)01-0095-08

## Design of a portable nutrient metabolism measurement system

ZHANG Sihe, CAO Le, XU Shiwen, XU Haoyang

School of Electronic and Electrical Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China

**Abstract:** In response to the demand for portable and rapid measurement in normalized nutritional metabolism monitoring, a low-power and multifunctional measurement method and system scheme based on indirect calorimetry is proposed. Firstly, a combination of Kalman and the 5th order Bessel filtering algorithm is used to preprocess the real-time data of oxygen, carbon dioxide, flow rate and electrocardiogram, and the cumulative amount of gas per unit time is obtained. Secondly, a rapid nutrient metabolism measurement method that considers resting analyses of electrocardiogram and respiratory waves is designed, and a calculation model for energy metabolism parameters is constructed. Then, a dedicated collection and analysis circuit system is developed to transmit data to the upper computer or cloud through wireless networks, achieving intelligent and networked design. Finally, the resting state of the subjects is determined by analyzing electrocardiogram and respiratory parameters, and the test of monitoring nutrient metabolism is completed. The results show that the system can effectively detect metabolism related physiological signals with high precision, and achieve accurate measurement of human fat and sugar consumptions on metabolism, providing an effective means for measuring human metabolic energy.

**Keywords:** nutrient metabolism monitoring; indirect calorimetry; Kalman filtering; Bessel filtering

### 前言

营养代谢参数作为人体能量代谢相关基础疾病诊疗、营养支持的关键指标,在健康监测、营养平衡控制中得到日益重视,在临床诊断、科学研究和运动生理学等领域发挥着重要作用。雷雷等<sup>[1]</sup>利用间接

测热法获取肝病患者的营养底物消耗信息,指导营养治疗方案的制定和调整,提高治疗效果。张宝月等<sup>[2]</sup>将营养代谢监测用于研究人体在不同生理状态下的能量代谢机制,评估药物对代谢的影响。Ellis等<sup>[3]</sup>将营养代谢监测用于评估运动员的能量消耗和代谢状态,为制定科学的训练方案提供数据支持。李德远等<sup>[4]</sup>探究航天环境对于人体营养代谢的影响,通过代谢监测可以为宇航员提供及时、准确的身体状态信息,保障飞行安全。

营养代谢监测系统又名营养代谢车,主要手段是通过无创间接测热的方式监测人体代谢情况,该类设备的研制是当前研究的一大热点。COSMED公司研制的K5代谢系统<sup>[5]</sup>、MGC公司研发的心肺功能

**【收稿日期】**2024-04-08

**【基金项目】**国家自然科学基金(61703270)

**【作者简介】**张思河,硕士研究生,研究方向:生物信号采集与分析,E-mail: 18507050407@163.com

**【通信作者】**曹乐,博士,副教授,研究方向:精密生物医疗仪器、智能控制与工业互联网,E-mail: caole00012@163.com

仪<sup>[6]</sup>被广泛应用。金睿等<sup>[7]</sup>研制了一款头罩式间接能量代谢测量系统,该系统通过测量呼吸参数计算人体代谢。刘杰等<sup>[8]</sup>研制了一款可实现对人体代谢功能监测的多参数心肺功能测量系统。然而,当前的代谢监测系统存在一些不足:大多数代谢车预热以及测试耗时较长<sup>[9-10]</sup>;设备在测量代谢时,无法区分使用者处于静息与运动状态,需要医生专业经验判定,不利于常态化居家环境代谢状态监测<sup>[11]</sup>。本研究提出一种便携式多功能测量方法与系统设计方案,针对各项参数设计优化采集与处理的方法,提高整体监测精度和证据水平;同时采用专用的硬件设计方案,提高采集速率,降低信号失真度,减小设备体积,结合网络化设计,实现实时便携式代谢监测的目标。

1 采集与处理方法

1.1 代谢测量方法

人体的能量代谢可由人体呼吸信号间接测量,通过测量呼吸过程中的氧气和二氧化碳浓度以及呼吸流量等信号,计算出呼吸熵、静息能量消耗、营养代谢物质等重要参数,从而全面了解个体的能量代谢情况,测量方式基于 WEIR 公式<sup>[12]</sup>,该公式是基于呼吸氧气和二氧化碳的代谢率计算,从而估计人体能量消耗。人体在呼吸时,氧气与二氧化碳浓度在不断变化,呼吸过程中的氧气消耗量与二氧化碳产生量可近似通过呼吸末中氧气的变化量  $V_{O_2}$  与二氧化碳变化量  $V_{CO_2}$  表示,二者呼吸气体成分浓度在一个呼吸周期内可表示为:

$$V_{O_2} = \int_{t_0}^{t_1} (v_{in} \cdot F_{in1} - v_{out} \cdot F_{out1}) dt \tag{1}$$

$$V_{CO_2} = \int_{t_0}^{t_1} (v_{out} \cdot F_{out2} - v_{in} \cdot F_{in2}) dt \tag{2}$$

其中,  $t_0 \sim t_1$  代表呼吸周期。  $v_{in}$  为人体吸入气体流速,  $v_{out}$  为呼出气体流速;  $F_{in1}$ 、 $F_{in2}$  分别为吸气时的氧气浓度、二氧化碳浓度,  $F_{out1}$ 、 $F_{out2}$  分别为呼气时氧气、二氧化碳浓度。呼吸气体成分中,气体占比最大的是氮气、氧气、二氧化碳,忽略其他气体成分影响,呼吸过程中的气体为三者的混合气体。氮气不参与人体呼吸代谢,在呼吸过程中氮气总量始终保持不变,因此基于代谢过程中的氮平衡原理有:

$$v_{in} \cdot (1 - F_{in1} - F_{in2}) = v_{out} \cdot (1 - F_{out1} - F_{out2}) \tag{3}$$

将上式代入式(1)与式(2),可得  $V_{O_2}$  与  $V_{CO_2}$ :

$$V_{O_2} = \int_{t_0}^{t_1} \left( \frac{v_{out} \cdot F_{in1} \cdot (1 - F_{out1} - F_{out2})}{1 - F_{in1} - F_{in2}} - v_{out} \cdot F_{out1} \right) dt \tag{4}$$

$$V_{CO_2} = \int_{t_0}^{t_1} \left( v_{out} \cdot F_{out2} - \frac{v_{out} \cdot F_{in2} \cdot (1 - F_{out1} - F_{out2})}{1 - F_{in1} - F_{in2}} \right) dt \tag{5}$$

在吸气过程中,气体为标准空气,  $F_{in1}$  与  $F_{in2}$  视为已知,因此可以通过测量呼气过程中的各项参数计算  $V_{O_2}$  与  $V_{CO_2}$ 。然后,通过 WEIR 公式可计算呼吸熵 RQ 和静息能量消耗 REE (Kcal/min):

$$RQ = \frac{V_{CO_2}}{V_{O_2}} \tag{6}$$

$$REE = (3.94V_{O_2} + 1.106V_{CO_2}) \times 1.44 \tag{7}$$

1.2 改进的代谢营养物质快速检测方法

1.2.1 代谢营养物质计算方法 在日常生活中,人体所摄入的营养并非单一,而是由糖、脂肪和蛋白质组成的混合物,这3种物质在体内被利用的顺序各有不同,只有当糖类和脂肪的供能不足时,蛋白质才会被氧化分解进而作为能量来源<sup>[13]</sup>,而蛋白质氧化供能的情况相对较少,因此通常情况下所测得的呼吸熵实际上是非蛋白质呼吸熵<sup>[14]</sup>。

代谢营养物质占比与呼吸熵换算可通过表1得到<sup>[15]</sup>。人体呼吸熵一般在 0.71~1.00 之间变动,当能源主要来自糖类时,呼吸熵接近 1.00;而来自脂肪时,则接近 0.71。一般情况下,混合食物的摄入可使呼吸熵保持在 0.85 左右。因此,通过监测呼吸熵可以得到人体代谢营养物质结构。

表1 呼吸熵与营养物质换算表  
Table 1 Respiratory quotient and nutrient conversion

非蛋白呼吸熵	糖类/%	脂肪/%
0.71	0.0	100.0
0.75	15.6	84.4
0.80	33.4	66.6
0.85	50.7	49.3
0.90	67.5	32.5
0.95	84.0	16.0
1.00	100.0	0.0

营养物质具体的氧化代谢数据与呼吸的氧耗量和二氧化碳产生量密切相关<sup>[16-18]</sup>,代谢营养物质消耗中的糖氧化量 CHO (g/min) 及脂肪消耗量 FAT (g/min) 计算公式可表示为:

$$CHO = 4.585V_{CO_2} - 3.226V_{O_2} \tag{8}$$

$$FAT = 1.695V_{O_2} - 1.701V_{CO_2} \tag{9}$$

1.2.2 快速检测方法 常规设备进行营养代谢测量时,不能自动判定受试者的生理状态,无法区分不同

状态下的信号特征,因而需要长时间的预热以及测试。针对常规营养代谢测量中,对于受试者状态判定的需求,本研究考虑心电与呼吸频率两种评估人体生理状态的重要指标<sup>[19-20]</sup>,基于心电与呼吸波特征判定受试者的生理状态,结合代谢营养物质计算方法,实现代谢营养物质的快速自动检测。

### 1.3 信号处理方法

人体生理信号大多为微弱信号,信号幅值小、频率低,同时采集环境充斥着电磁、振动、声音等干扰,因而需要对采集的生理信号进行相应的预处理,以保证采集数据的精度和完整性。本研究采用模拟滤波和数字滤波相结合的方法对生理信号进行滤波处理,以实现生理信号的高效处理和分析。经过对比分析,采用卡尔曼滤波器和贝塞尔滤波器相结合实现对生理信息的预处理。

**1.3.1 卡尔曼滤波** 卡尔曼滤波是一种递归的、最优的状态估计方法,用于估计由线性系统产生的具有高斯噪声的状态变量。卡尔曼滤波算法中的关键是建立系统的状态空间模型<sup>[21-22]</sup>,包括观测方程、状态转移方程。观测方程描述了测量值与系统状态之间的关系,可表示为:

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{x}_{k-1} + \mathbf{B}_k \cdot \mathbf{u}_k + \omega_k \quad (10)$$

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{H}_k \cdot \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (11)$$

其中, $\mathbf{x}_k$ 是状态向量, $\mathbf{z}_k$ 是观测向量, $\mathbf{F}_k$ 是状态转移矩阵, $\mathbf{B}_k$ 是控制输入矩阵, $\mathbf{H}_k$ 是观测矩阵, $\mathbf{u}_k$ 是控制输入向量, $\omega_k$ 是过程噪声, $\mathbf{v}_k$ 是观测噪声,二者均值均为0,服从正态分布。卡尔曼滤波的基本步骤包括初始化、预测、更新、迭代。初始化操作主要完成对系统的状态估计量 $\hat{\mathbf{x}}_k$ 与协方差矩阵 $\mathbf{P}_0$ 的初始化;预测步骤是对状态估计量以及估计量的协方差矩阵的估计,可表示为:

$$\hat{\mathbf{x}}_k = \mathbf{F}_k \cdot \hat{\mathbf{x}}_{k-1} + \mathbf{B}_k \cdot \mathbf{u}_k \quad (12)$$

$$\mathbf{P}_k = \mathbf{F}_k \cdot \mathbf{P}_{k-1} \cdot \mathbf{F}_k^T + \mathbf{B}_k \cdot \mathbf{u}_k \quad (13)$$

在更新步骤中,利用测量数据来修正先前的预测,这一步基于状态估计和系统的观测模型,通过卡尔曼增益融合预测值和测量值。通常会持续预测和更新步骤,不断改进系统状态的估计,实现对观测方程、状态转移方程的迭代,当达到预先设定的最大迭代次数或者当状态估计量收敛时停止,该方式能有效地估计系统的状态,减少测量噪声的影响。

**1.3.2 贝塞尔滤波** 模拟滤波器依据频率响应特性和传递函数形式的不同可分为巴特沃斯、切比雪夫以及贝塞尔滤波器,贝塞尔滤波器在生物信号处理领域备受青睐<sup>[23]</sup>,其突出特点包括线性相位特性、频率响应平滑以及群延迟较低等。此外,贝塞尔滤波器还具备灵活的阶数调整能力以及良好的阻带抑制能力,能有效滤除不需要的频率成分,同时保留有效的信号部分,满足生物信号处理的各种需求。

在实际生物信号采集中,常采用高阶贝塞尔滤波器作为生物采集前端,此类型高阶滤波器通常由多个低阶滤波器级联构成。本研究设计了5阶贝塞尔低通滤波电路实现对各类生理信号的滤波,该滤波电路由两个2阶低通滤波与一个1阶低通滤波级联构成,滤波电路见图1,其传递函数可表示为:

$$H(s) = H_2(s) \times H_2(s) \times H_1(s) \quad (14)$$

$$H_2(s) = \frac{\omega_{c_2}^2}{s^2 + 2\omega_{c_2}s + \omega_{c_2}^2} \quad (15)$$

$$H_1(s) = \frac{\omega_{c_1}}{s + \omega_{c_1}} \quad (16)$$

其中, $H_2(s)$ 与 $H_1(s)$ 分别表示为2阶与1阶贝塞尔传递函数, $\omega_{c_2}$ 与 $\omega_{c_1}$ 分别表示2阶与1阶滤波器的截止频率,在设计5阶贝塞尔低通滤波时,令 $\omega_{c_2} = \omega_{c_1} = \omega_c$ 使其截止频率唯一。

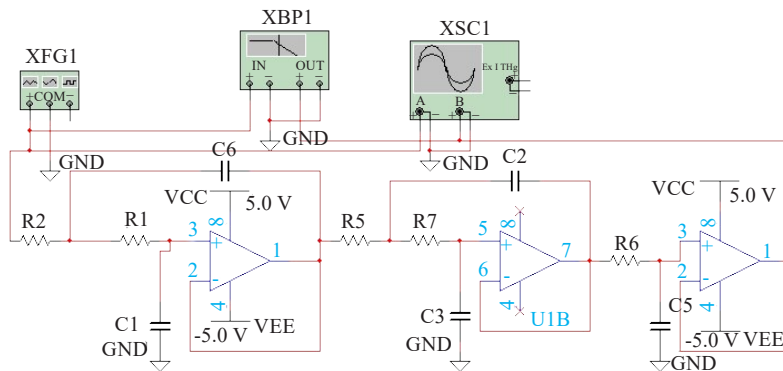


图1 低通滤波电路原理图

Figure 1 Schematic diagram of low-pass filter circuit



2 系统设计

针对新陈代谢营养物质测量需求结合预处理方法,本研究设计一种营养代谢监测系统,其结构见图2。首先,该系统通过高精度氧气、流量、二氧化碳气体传感器、心电电极传感器采集各类生理信号,将各类物理信号转换为电信号;其次,通过搭建高输入阻

抗、高精度、高共模抑制比的模拟前端电路,滤除各类干扰信号,进而获取心电以及代谢功能所需的生理信号;然后,通过数据提取算法以及改进的滤波算法对生理信号进行进一步的滤波处理,完成对生理信号的高进度采集;最后,通过无线通信电路连接上位机与云端服务器,实现监测系统的网络化、智能化设计。

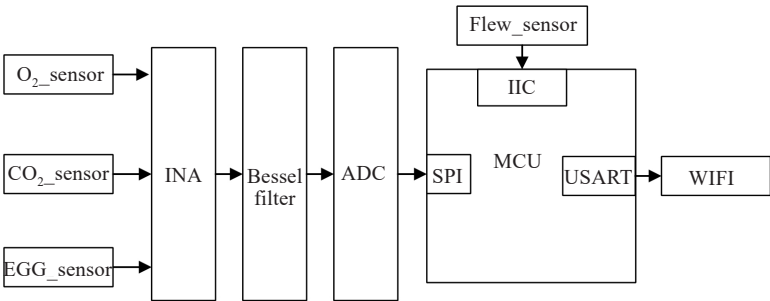


图2 系统结构

Figure 2 System architecture

2.1 气道结构设计

呼吸信号参数采集时,对呼吸过程中流量、二氧化碳及氧气浓度指标的同步检测要求较高<sup>[24]</sup>。为实现各项参数的高实时性、高精度的采集,本研究在系统设计时,选用高精度、高数据刷新率的气体传感器流量传感器AFM3000、氧气传感器AO2/PTB18.10、二氧化碳传感器 SprintIR-WX-100。此外,为进一步减少气体传感器间的干扰,在内部气道结构设计时,采用旁流式采样结构(图3)。系统通过在主气道上引出一根采样管,呼出气在管道中经过滤装置,过滤水汽、细菌后进入传感器检测。主气道监测呼吸流量、氧气浓度数据,采用开放式的气道结构,在不影响用户使用的情况下,减小水汽对于传感器的干扰,提高呼吸参数的采集精度。

2.2 模拟前端电路设计

模拟前端电路主要任务是对微弱的生理信号进行噪声抑制,同时提高电路的增益比与信号的信噪

比。本研究采用高输入阻抗、高信噪比、高共模抑制比的集成式仪表放大器,结合贝塞尔滤波电路,实现模拟前端电路设计,最后,为减小电路体积,对生理信号的采集采用同一模拟前端电路设计方案。

**2.2.1 仪表放大电路** 由于人体表面的阻抗随环境、体表水分、接触电阻等多因素影响而变化,需要进行高输入阻抗放大电路设计,尽可能保持生物电信号完整性。经过多实验测试,其输入阻抗需要至少满足 80 GΩ,方可同时实现对心电图、呼吸等多生理信号高保真度检测。因此,本研究选用仪表放大器 INA849,其具有高输入阻抗(输入阻抗约为 100 GΩ)、低噪声(1 nV/√Hz)的特性。同时,考虑采集系统静电抗干扰需求,在信号差分输入前端设计相应的ESD静电抑制电路,有效降低静电对设备的影响,仪表放大电路见图4。

**2.2.2 贝塞尔滤波电路** 呼吸、心电等信号为低频微弱信号,信号频率在 0~150 Hz 内,因此,本研究设计了5阶贝塞尔低通滤波电路的截止频率为 150 Hz,并在 NI-Multisim 中对该滤波电路进行电路仿真,得到滤波器幅频与相频特性(图5)。通过幅频特性曲线可知,其在 150.8 Hz 的频率时,电路增益下降到-3.04 dB,过渡带为 150~600 Hz,与设计的理论值基本符合。

在实际电路中,为避免级联滤波器构建的贝塞尔滤波电路引入的多级运放的噪声干扰,同时减小电路体积,降低系统功耗,本研究采用集成的5阶滤波芯片 LTC1065 配合 AD8400 数字电位器搭建5阶

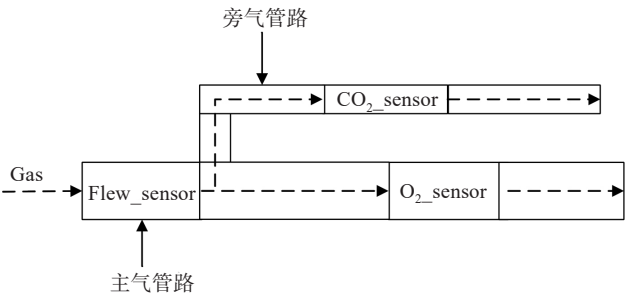


图3 旁流式管路结构

Figure 3 Structure of bypass pipeline

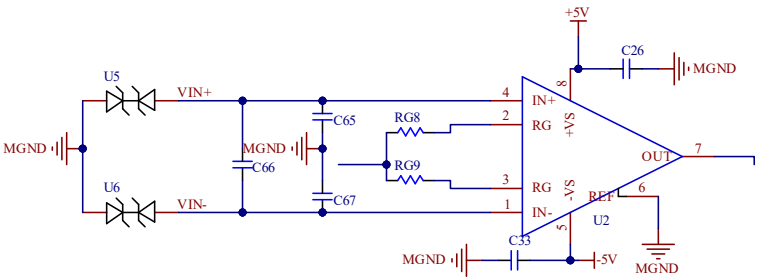


图4 仪表放大电路

Figure 4 Instrumentation amplifier circuit

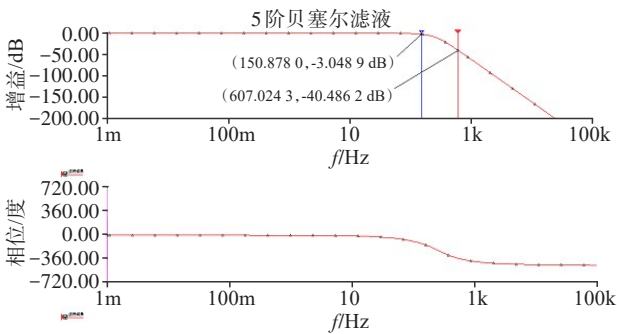


图5 幅频与相频特性曲线图

Figure 5 Amplitude–frequency and phase–frequency response curves

贝塞尔低通滤波电路代替级联式的多阶贝塞尔滤波电路对输入的信号进行滤波处理,5阶贝塞尔低通滤波电路见图6。

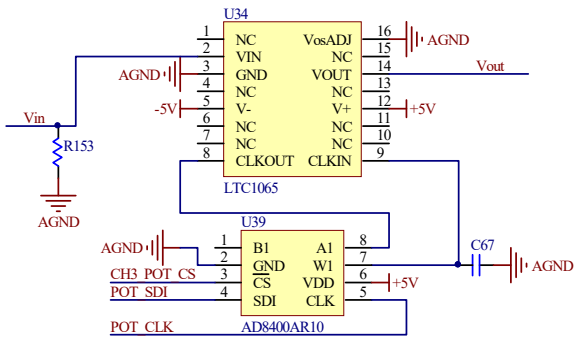


图6 5阶贝塞尔滤波电路

Figure 6 The 5th order Bessel filter circuit

2.3 嵌入式主控模块设计

主控的嵌入式控制系统见图7,微控制单元是整个嵌入式系统完成数据采集、数据处理与功能控制的核心器件。本设计所使用的微控制单元芯片STM32L051为意法半导体公司生产的32位微型处理器,其中用于主控的STM32L051采用Cortex-M0为内核,具有低功耗、高性价比的特点。

2.4 程序设计

系统程序流程见图8。首先,对系统硬件功能模块、底层硬件协议及系统时钟进行初始化。其次,通过建立监测系统终端与上位机的连接,等待上位机的控制指令,当监测终端系统接收到监测上位机的指令后,主程序采集各类生理数据。然后,在板内对采集数据进行预处理操作:对数据进行卡尔曼滤波处理,根据间接代谢测量方法对呼吸代谢参数进行计算等。最后,将数据进行打包存储,并通过无线网络通信传输至上位机,实现系统的长期监测。

3 实验设计与测试

为验证本研究所设计的人体代谢测量方法和系统设计的有效性,设计专用的人体代谢营养物质代谢测量系统。该系统测量参数指标见表2,测量精度满足该实验要求。

3.1 静息测量实验

为对本研究设计的系统进行人体代谢监测功能测试,搭建代谢监测平台,采集静息状态下人体呼吸以及心电信号,代谢测量系统监测平台见图9。在监测过程中,实验者静坐,处于放松状态,采集的实时生理信号见图10。静息状态下,实验者的心率变化在60~75 bpm区间,呼吸率在12~20 bpm,符合静息心率以及呼吸频率范围。

3.2 新陈代谢营养物质测量试验

试验募集1名成年男性作为研究对象,签署试验知情同意书。连续对其营养物质代谢情况进行定期测量,每天10时进行测量,实验场景如图11所示。试验开始前,对被试进行单日早餐进食的营养成分进行调查记录;接着令被试安静15 min,佩戴专用代谢测量系统进行静息下的5 min实时测量;然后,令被试安静15 min再进行第二次测量;最后,对测量数据进行分析 and 计算,得到当日测量结果。

受试者5日内早餐主要为大米、面食等高碳水化合物食物,第1日的实验数据和能量代谢消耗见图12和图13。连续测量5 d,结果见表3。

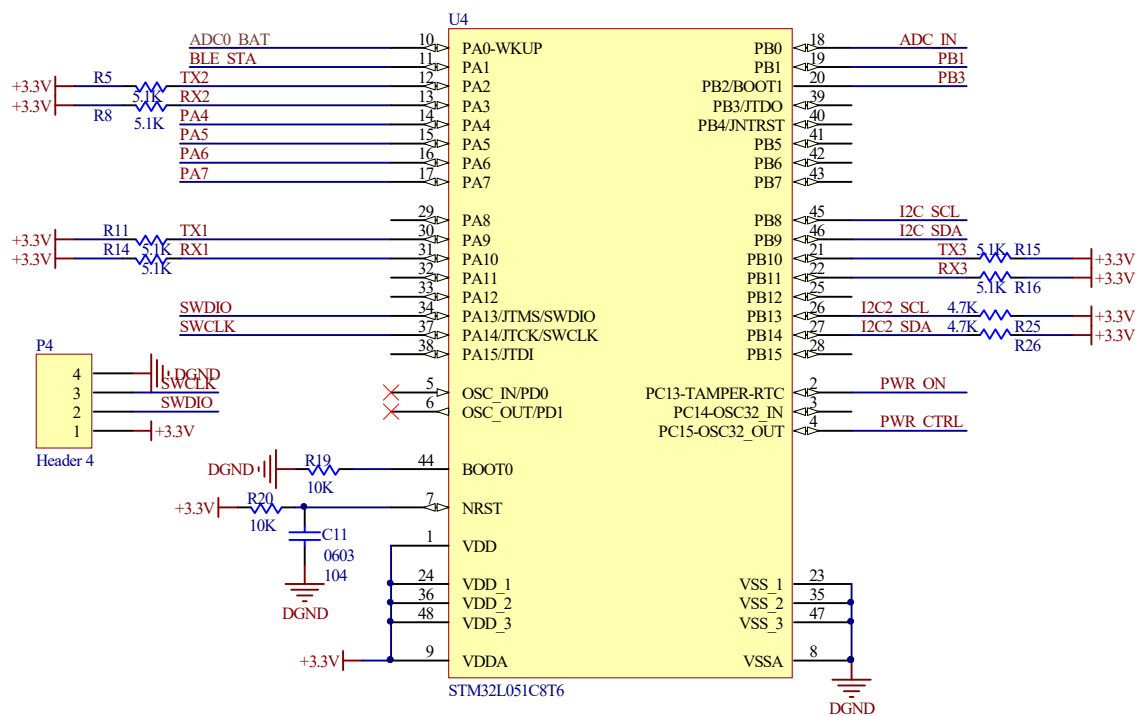


图 7 主控电路原理图  
Figure 7 Schematic diagram of the main control circuit

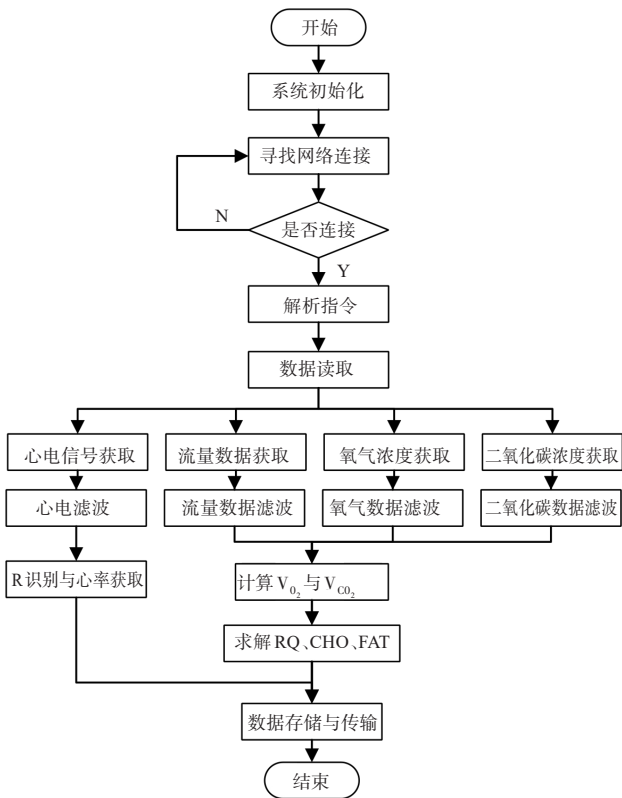


图 8 程序流程图  
Figure 8 Program flowchart

结果表明在静息状态下,被试者每日 10 时的呼吸熵在 0.90~1.00 区间内波动,能量主要来源为糖类,测量的营养物质消耗情况与调查结果相匹配。因此

表 2 系统各模块性能指标

Table 2 Performance indicators for each module in the system

采集电路	精度/%	采样率/Hz	输入阻抗/GΩ
氧气采集电路	±0.60	500.0	100
二氧化碳采集电路	±1.00	100.0	100
流量采集电路	±1.50	100.0	-
心电采集电路	-	500.0	100



图 9 代谢监测试验平台  
Figure 9 Metabolic monitoring experimental platform

该系统能有效反应人体的新陈代谢底物消耗情况,证明了系统的可靠性。

4 结 论

本研究针对人体新陈代谢营养物质消耗测量,提出一种考虑静息和间接测热法融合的快速代谢测量方

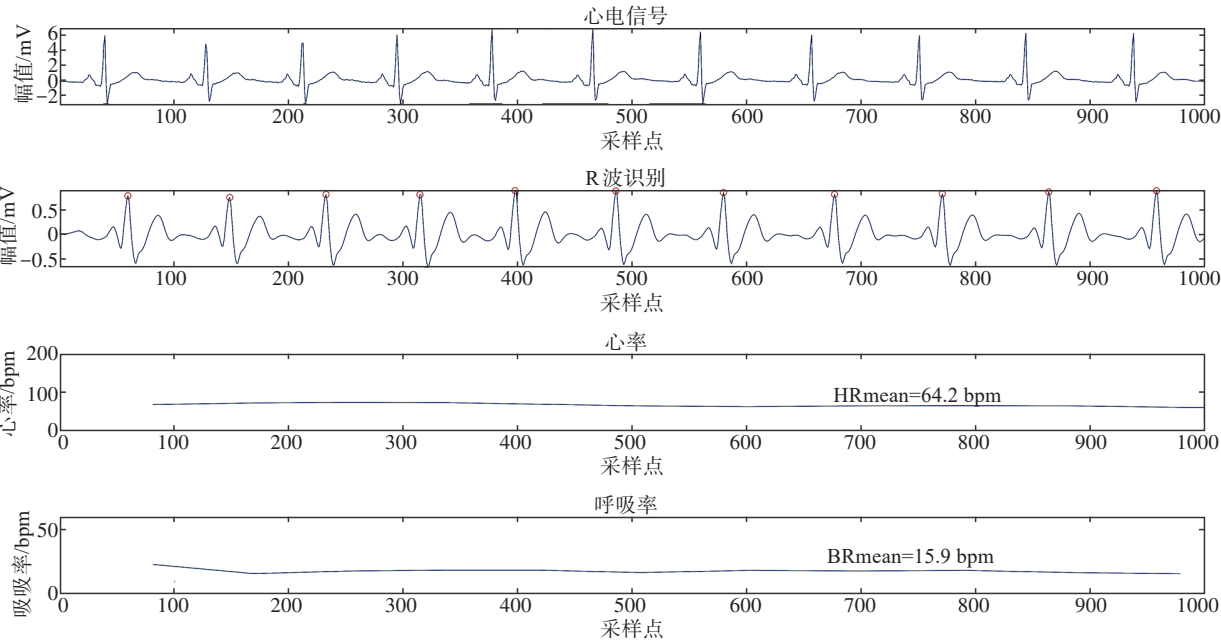


图10 静息状态下的心电与呼吸频率波形图

Figure 10 Waveform of electrocardiogram and respiration frequency in resting state



图11 营养物质测量试验

Figure 11 Metabolic monitoring test

法,通过设计专用电路提取人体心电图信号,并采用卡尔曼和贝塞尔算法实现对人体静息判定和跟踪测量;构建基于WEIR模型的快速氧气含量、二氧化碳含量、呼吸流量、心电图、呼吸波等参数新陈代谢检测系统,结合基于呼吸末的呼吸熵和营养物质消耗的计算方法,完成人体代谢无创能量代谢实验测量。实验结果表明该系统能有效测量人体营养物质代谢比例,为相关人群提供便携式快速测量手段;同时基于考虑物联网智能测量方式,为实现远程医疗诊断提供一种可能解决方案。

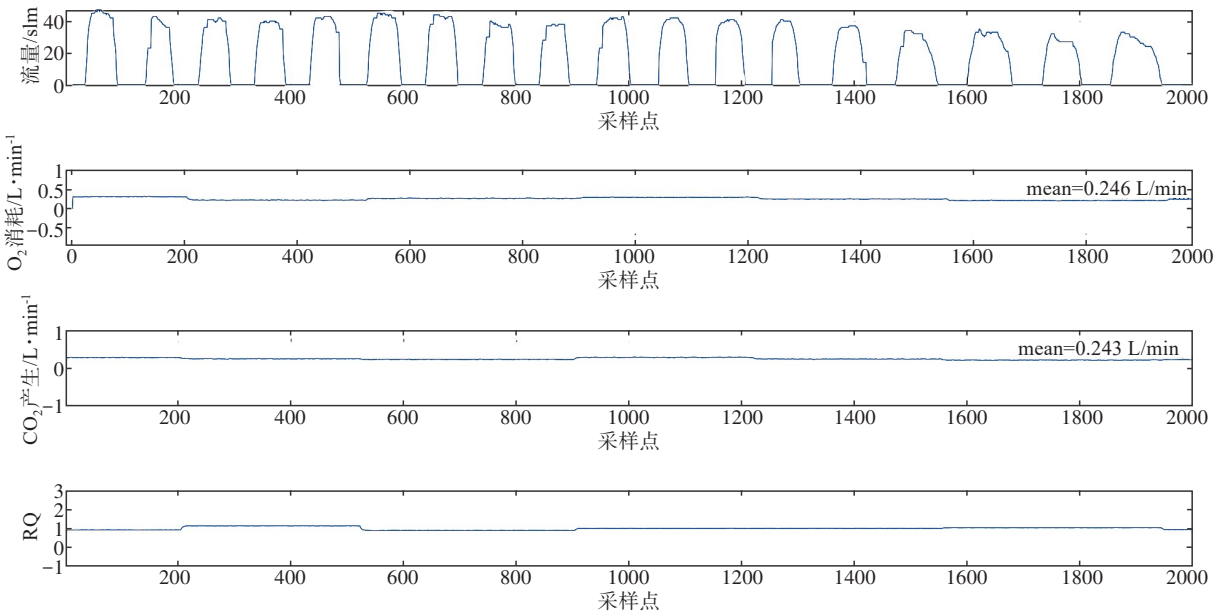


图12 呼吸代谢数据波形图

Figure 12 Real-time monitored respiration metabolism data waveform



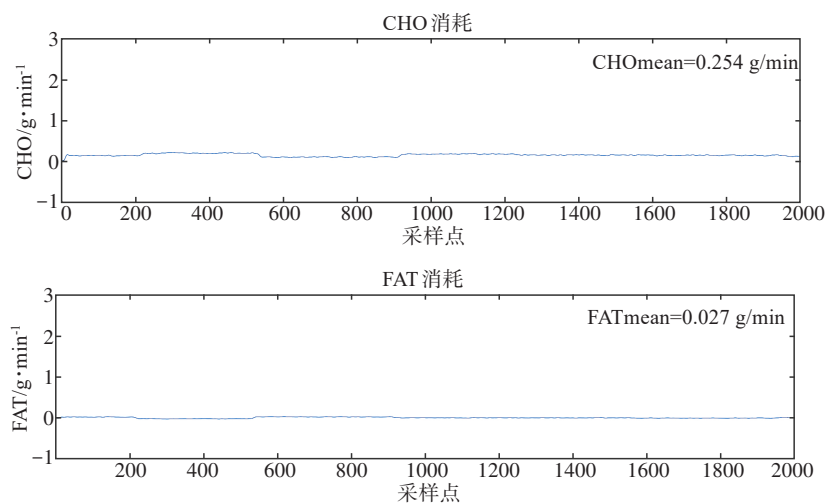


图 13 能量代谢底物消耗

Figure 13 Energy metabolism substrate consumptions

表 3 呼吸熵与底物消耗

Table 3 Respiratory entropy and substrate consumption

时间	呼吸熵	FAT/g·min <sup>-1</sup>	CHO/g·min <sup>-1</sup>
第 1 天	0.930	0.027	0.254
第 2 天	0.916	0.032	0.225
第 3 天	0.929	0.024	0.223
第 4 天	0.924	0.028	0.229
第 5 天	0.912	0.035	0.234

【参考文献】

[1] 雷雷, 王雯, 赵妍娟, 等. 基于代谢车的营养管理方案在肝病患者的应用[J]. 护理学杂志, 2022, 37(6): 99-101.  
Lei L, Wang W, Zhao YJ, et al. Nutrition management for patients with liver diseases with the use of calorimetric metabolic cart[J]. Journal of Nursing Science, 2022, 37(6): 99-101.

[2] 张宝月, 刘艾林, 杜冠华. 能量代谢紊乱对疾病的影响及其潜在药物靶点[J]. 药理学报, 2019, 54(8): 1372-1381.  
Zhang BY, Liu AL, Du GH. Energy metabolism disorder and diseases: from effects to potential targets[J]. Acta Pharmaceutica Sinica, 2019, 54(8): 1372-1381.

[3] Ellis DG, Morton JP, Close GL, et al. Energy expenditure of elite male and female professional tennis players during habitual training[J]. Int J Sport Nutr Exerc Metab, 2024, 34(3): 172-178.

[4] 李德远, 王邈, 胡杰, 等. 航天环境对人体营养代谢的影响与航天食品开发[J]. 食品研究与开发, 2012, 33(4): 202-204.  
Li DY, Wang M, Hu J, et al. Effects of aerospace environment on astronaut and spaceship food development[J]. Food Research and Development, 2012, 33(4): 202-204.

[5] Zacca R, Castro FA, Monteiro AS, et al. Swimming with the COSMED AquaTrainer and K5 wearable metabolic system in Breath-by-Breath mode: accuracy, precision, and repeatability[J]. Int J Sports Physiol Perform, 2023, 18(10): 1152-1160.

[6] Van Hooren B, Souren T, Bongers BC. Accuracy of respiratory gas variables, substrate, and energy use from 15 CPET systems during simulated and human exercise[J]. Scand J Med Sci Sports, 2024, 34(1): e14490.

[7] 金睿, 黄海宏, 王远, 等. 基于 STM32 的人体代谢测量系统设计与验证[J]. 中国医疗器械杂志, 2022, 46(3): 273-277.  
Jin R, Huang HH, Wang Y, et al. Design and verification of human metabolic measurement system based on STM32[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2022, 46(3): 273-277.

[8] 刘杰, 叶继伦, 文斌, 等. 多参数运动心肺功能测试系统的初步应用[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(3): 344-349.  
Liu J, Ye JL, Wen B, et al. Preliminary application of multi-parameter cardiopulmonary exercise test system[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2021, 38(3): 344-349.

[9] Chen SS, Scott C, Pearce JV, et al. An appraisal of whole-room indirect calorimeters and a metabolic cart for measuring resting and active

metabolic rates[J]. Sci Rep, 2020, 10(1): 14343.

[10] Schock L, Lam L, Tandon P, et al. Indirect calorimetry performance using a handheld device compared to the metabolic cart in outpatients with cirrhosis[J]. Nutrients, 2019, 11(5): 1030.

[11] Alcantara JM, Galgani JE, Jurado-Fasoli L, et al. Validity of four commercially available metabolic carts for assessing resting metabolic rate and respiratory exchange ratio in non-ventilated humans[J]. Clin Nutr, 2022, 41(3): 746-754.

[12] 刘子含, 陈焱焱, 金魁, 等. 间接测热法测定急诊重症患者静息能量代谢研究[J]. 北京生物医学工程, 2023, 42(6): 624-629.  
Liu ZH, Chen YY, Jin K, et al. Study on the measurement of resting energy metabolism in emergency critically ill patients by indirect calorimetry[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2023, 42(6): 624-629.

[13] 贾国瑞, 邱卓生, 王璐, 等. 2 型糖尿病患者胰岛功能与能量代谢参数的关系[J]. 中国糖尿病杂志, 2012, 20(9): 648-649.  
Jia GY, Di FS, Wang L, et al. Relationship between  $\beta$ -cell function and energy metabolism indexes in type 2 diabetes mellitus[J]. Chinese Journal of Diabetes, 2012, 20(9): 648-649.

[14] Zhu FY, Li XF. Albumin-bilirubin score as a useful predictor of energy malnutrition in patients with hepatocellular carcinoma[J]. Clin Nutr, 2021, 40(6): 3890.

[15] 柏开祥. 运动中非蛋白供能系统能量计算的新方法[J]. 武汉体育学院学报, 1995, 29(3): 70-72.  
Bai KX. A new method for calculating energy in non protein energy supply systems during exercise[J]. Journal of Wuhan Institute of Physical Education, 1995, 29(3): 70-72.

[16] Knechtle B, Müller G, Willmann F, et al. Fat oxidation in men and women endurance athletes in running and cycling[J]. Int J Sports Med, 2004, 25(1): 38-44.

[17] Li S, Xue JJ, Hong P, et al. Comparison of energy expenditure and substrate metabolism during overground and motorized treadmill running in Chinese middle-aged women[J]. Sci Rep, 2020, 10(1): 1815.

[18] Miles-Chan JL, Dulloo AG, Schutz Y. Fasting substrate oxidation at rest assessed by indirect calorimetry: is prior dietary macronutrient level and composition a confounder?[J]. Int J Obes (Lond), 2015, 39(7): 1114-1117.

[19] 苏海, 万雪永. 如何测量静息心率?[J]. 中华高血压杂志, 2022, 30(1): 5-6.  
Su H, Wan XY. How to measure resting heart rate?[J]. Chinese Journal of Hypertension, 2022, 30(1): 5-6.

[20] Lin YD, Zhou YF. Estimation of heart rate and respiratory rate from the seismocardiogram under resting state[J]. Biomed Signal Process Control, 2020, 57: 101779.

[21] Huang A, Wu JH, Dong W, et al. A Kalman-filtering-based BRDF online measurement method for variable temperature surfaces[J]. Infrared Phys Technol, 2023, 135: 104992.

[22] Dutt R, Acharyya A. Low-complexity square-root unscented Kalman filter design methodology[J]. Circuits Syst Signal Process, 2023, 42(11): 6900-6928.

[23] Soni A, Gupta M. DVCC based  $(2 + \alpha)$  order low pass Bessel filter using optimization techniques[J]. Wirel Pers Commun, 2022, 125(3): 2965-2984.

[24] 沈谦益, 文戈戈, 宗力群. 呼气末  $\text{CO}_2$  分压监测的临床应用及相关设备研究进展[J]. 医疗卫生装备, 2021, 42(2): 60-65.  
Shen QY, Wen GY, Zong LQ. Clinical application of end-expiratory  $\text{CO}_2$  partial pressure monitoring and research progress of related devices[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2021, 42(2): 60-65.

(编辑: 谭斯允)