

# 基于能量代谢守恒法的无创血糖检测仪

马进姿<sup>1</sup>, 朱健铭<sup>2</sup>, 陈真诚<sup>2</sup>

(1. 桂林电子科技大学 电子工程与自动化学院, 广西 桂林 541004;

2. 桂林电子科技大学 生命与环境科学学院, 广西 桂林 541004)

**摘要:** 为方便地检测血糖, 设计了一种无创血糖检测仪。基于双波长红外透射衰减原理, 测量血氧饱和度、血流速度和心率, 通过温度传感器、湿度传感器、辐射温度传感器检测散热量, 并加入代谢率等参数实现回归方程优化。与美国 Abbott Diabetes Care 公司生产的 Freestyle Freedom 血糖仪进行对比实验, 结果表明, 该设计和数据处理方法拟合优度达 0.839, 具有较高的准确性和稳定性。

**关键词:** 能量代谢守恒; 无创血糖检测; 传感器; 回归分析

**中图分类号:** TP212

**文献标志码:** A

**文章编号:** 1673-808X(2015)01-0035-04

## Non-invasive blood glucose measuring apparatus based on energy metabolic conservation

Ma Jinzi<sup>1</sup>, Zhu Jianming<sup>2</sup>, Chen Zhencheng<sup>2</sup>

(1. School of Electronic Engineering and Automation, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China;

2. School of Life and Environmental Sciences, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China)

**Abstract:** To measure blood glucose by human finger, a non-invasive blood glucose measuring apparatus is designed. Dual-wavelength infrared transmission attenuation principle is used to measure blood oxygen saturation, blood flow velocity and heart rate. Metabolic heat is measured by temperature sensors, humidity sensors and radiation sensors. And metabolic rate is used for optimizing regression equation. Compared with Freestyle Freedom blood glucose monitor of American Abbott Diabetes Care, experimental results show that using this design and data processing method, the goodness of fit is up to 0.839, and the measurements are accurate and stable.

**Key words:** energy metabolic conservation; non-invasive blood glucose measuring; sensor; regression analysis

糖尿病是一种常见的慢性疾病, 其根结在于人体胰岛素相对或绝对不足, 或胰岛素本身存在结构缺陷, 表现为高血糖<sup>[1]</sup>。长期罹患糖尿病, 不仅给患者自身带来了许多不便和痛苦, 也严重影响其家庭生活质量, 给国家和社会增加了沉重的负担。因此, 糖尿病的预防和治疗具有十分重要的社会意义和经济价值。

目前临床医学还没有根治糖尿病的办法, 主要是通过频繁检测患者的血糖浓度, 并据此控制和预防糖尿病的恶化以及并发症的出现。然而现有的血糖检测方法由于其有创或微创的特性, 都不适合长期、频繁的血糖监测。因此, 便捷、有效的无创血糖检测方

法已成为国内外学者的研究热点。为此, 基于能量代谢守恒法, 研制一种新型无创血糖检测仪, 通过测量人体代谢散热量、血氧饱和度、血流速度和心率等参数, 结合代谢率建立数学模型, 优化回归方程, 实现无创血糖检测。

### 1 基于能量代谢守恒法的无创血糖检测原理

#### 1.1 能量代谢守恒原理

人体为维持正常的生命活动, 需不断地进行新陈

收稿日期: 2014-03-28

基金项目: 国家自然科学基金(61271119); 国家科技支撑计划(2013BAI03B01)

通信作者: 陈真诚(1965—), 男, 湖南永州人, 教授, 博士, 研究方向为传感器与智能仪器。E-mail: chenzhcheng@163.com

引文格式: 马进姿, 朱健铭, 陈真诚. 基于能量代谢守恒法的无创血糖检测仪[J]. 桂林电子科技大学学报, 2015, 35(1): 35-38.

代谢活动,完成人体与外部物质的交换以及自身物质和能量的交换<sup>[2]</sup>,葡萄糖作为主要的能源物质,最终会氧化成水、二氧化碳和能量。能量的转换主要通过以下几种方式:1)以人体热负荷的形式储蓄在体内;2)通过对外界做功消耗;3)以热能的形式散发到体外,即散热;4)其他转换途径,如供给其他生物反应所需能量<sup>[3]</sup>。

当人体处于静息状态时,短时间内手指的毛细血管中葡萄糖的物质代谢完成的同时也完成了能量代谢。此时可做以下假设:1)在短时间内手指热负荷为0;2)人体处于静息状态,不对外做功;3)供给其他生物反应的能量所占比例很小,可忽略<sup>[3-4]</sup>。因此,代谢所产生的能量主要去向是以热能的形式散发到体外,其主要方式是热传导、热蒸发、热对流和热辐射。

## 1.2 无创血糖检测算法

根据能量代谢守恒原理,代谢产生的热量与血液中的血糖(blood glucose,简称 BG)和含氧量线性相关,血液中的含氧量又与血氧饱和度、心率及血流速度密切相关。热量的散发可通过体温、代谢率等生理参数反映出来。基于能量代谢守恒原理的无创血糖检测模型可表示为:

$$C_{BG} = f(H, S_{PO_2}, V_B, H_R, \xi)。(1)$$

其中: $C_{BG}$ 为血糖浓度; $H$ 为代谢产热量; $S_{PO_2}$ 为血氧饱和度; $V_B$ 为血流速度; $H_R$ 为心率; $\xi$ 为实验修正因子<sup>[5]</sup>。鉴于人体代谢的产热与散热是一种动态平衡关系,即人体新陈代谢产生的热量与蒸发、传导、对流和辐射所散发的热量代数和相等<sup>[2,4]</sup>,而散热量通过体表与环境温湿度、辐射温度等参数表现出来,因此,通过测量实时环境指数及各生理参数就可得到相应时刻的代谢产热量  $H$ 。

## 2 无创血糖检测仪设计

能量守恒法无创血糖检测仪硬件部分主要由3个模块组成:1)指端血氧红外检测模块,该模块可检测血氧饱和度、血流速度和心率的数值,通过串口传送给上位机;2)指部代谢率检测模块,包括测量环境和手指参数的各个传感器,用于完成散热量的测量;3)检测电路板,包括信号调理电路、模拟滤波电路、信号放大电路、USB接口电路、液晶显示、单片机及其外围电路、电源等,其主要功能是完成信号的采集和预处理,包括调理、滤波、放大、A/D转换等。无创血糖检测传感器集成安装图如图1所示,系统硬件框图如图2所示。

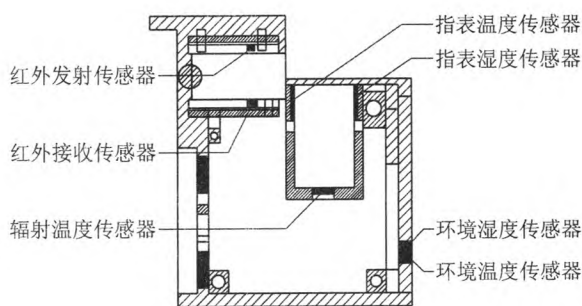


图1 无创血糖检测传感器集成安装图

Fig.1 Schematic diagram of non-invasive blood glucose measuring sensor integrated assembling

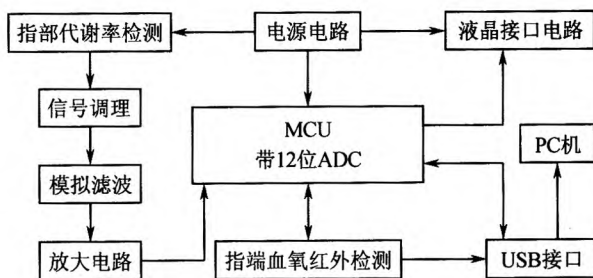


图2 系统硬件框图

Fig.2 Block diagram of system hardware

在红外检测模块,将手指置于夹子指腔区,上端的红外发射传感器发射双波长红外光,穿过手指被下端红外接收传感器接收,通过检测红外光的变化,结合相应算法获得手指血氧饱和度、血流速度和心率。在手指代谢检测模块,当手指置于夹子指腔区时,指表温度传感器和指表湿度传感器可测得指表温度、湿度,而辐射温度传感器可检测指表辐射温度和环境辐射温度。结合仪器外部的环境湿度传感器和环境温度传感器测得的数据,按下式计算辐射散热量、蒸发散热量和对流散热量<sup>[5]</sup>:

$$Q_r = k_r (T_a - T_s);$$

$$E_d = V k_e (p_a' - p_a);$$

$$Q_c = k_c (T_a - T_s)。$$

其中: $Q_r$ 为辐射散热量; $k_r$ 为辐射散热系数; $T_a$ 为环境温度; $T_s$ 为指表温度; $E_d$ 为蒸发散热量; $V$ 为有效体积; $k_e$ 为蒸发传热系数; $p_a'$ 为指表水蒸气分压; $p_a$ 为环境水蒸气分压; $Q_c$ 为对流散热量; $k_c$ 为对流散热系数。传导散热量占总体散热量的比例仅为3%,可通过系数补偿。

系统软件设计的下位机完成数据的采集、预处理、显示和串口发送,实现提醒和自动化控制。上位机主要采用QT采集数据和建立数据库,运用SPSS处理样本数据,最终建立函数模型并植入下位机。

3 临床数据测试与分析

3.1 实验条件与对象

采用能量代谢守恒法无创血糖检测仪与美国 Abbott Diabetes Care 公司生产的 Freestyle Freedom 血糖仪作对比实验。实验地点为桂林电子科技大学、桂林市七星区陶然居敬老院和桂林市七星区羊角山社区,实验对象年龄为 23~90 岁,男女不限。实验前受试者处于静息状态。每个实验对象都进行无创血糖检测和微创血糖检测,并将检测结果作为样本数据保存。

3.2 实验数据分析

样本数据全部来源于实验采集,经剔除异常个案、均值替代法等完善数据之后得 100 个有效样本,微创仪器检测所得血糖浓度值为 4~20.5 mmol/L<sup>[6]</sup>。

在人体散发热量的方式中,辐射散热是最主要的方式,约占散热量的 60%,而在检测中也发现,辐射温差(radiation temperature difference,简称 RTD)与微创血糖(true blood glucose,简称 TBG)的散点图表现为较明显的函数关系,如图 3 所示。RTD 所反应的是散热中的辐射散热,从图 3 可看出,随着 TBG 的增大,RTD 表现为先增后减的变化趋势,且在 TBG 为 8 mmol/L 左右时达到最大值。随后 TBG 增大,辐射热量逐渐减少,趋势由剧烈到平缓,在 TBG 为 15 mmol/L 后,辐射散热量基本不再变化<sup>[7-8]</sup>。

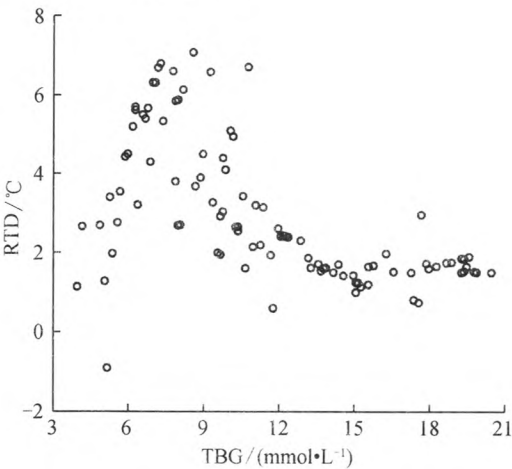


图 3 辐射温差与微创血糖浓度值散点图

Fig. 3 Scatter plot of radiation temperature difference and minimally invasive blood glucose

代谢率(blood metabolic rate,简称 BMR)是结合手指与环境温、湿度和辐射温度,利用特定公式计算的一个反映手指代谢情况的综合性参数。实验样

本数据显示,BMR 与 TBG 存在较为明显的函数关系,如图 4 所示。其规律为:TBG 在 4~9 mmol/L 上升的过程中,BMR 表现为上升的趋势,并在 9 mmol/L 左右达到最大值,此后逐渐降低并趋于平稳。可见,人体处于相对低血糖的状况(TBG 在 6 mmol/L 以下)时,会促进新陈代谢,分解体内其他能源物质以补偿血糖的不足;而人体处于血糖相对充足的情况(6~7.8 mmol/L)时,如果血液中的血糖浓度偏高,也会加剧血液内糖的分解,新陈代谢加剧,以降低血糖维持其平衡。实验样本采集时,受试者大多处于未就餐状态或餐后 2 h,血糖浓度偏高者多为糖尿病患者,身体无法正常调控血糖浓度,相应 BMR 也较低。

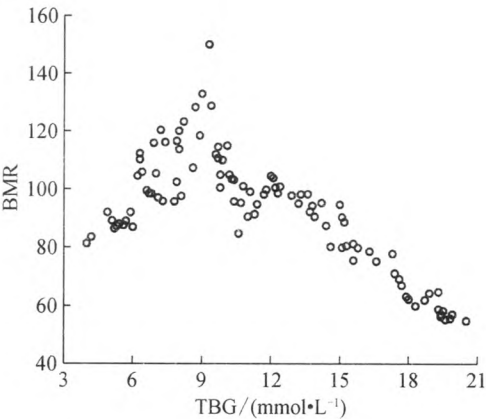


图 4 代谢率与微创血糖浓度值散点图

Fig. 4 Scatter plot of blood metabolic rate and minimally invasive blood glucose

对采集的样本做回归分析,得到的无创血糖检测值与微创血糖检测值对比散点图如图 5 所示,两者相关系数为 0.839,说明无创血糖检测仪具有较高的可靠性<sup>[7,9-10]</sup>。

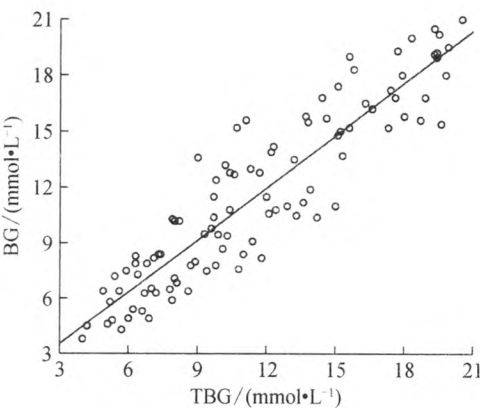


图 5 血糖检测结果比较散点图

Fig. 5 Scatter plot of blood glucose measuring result

#### 4 结束语

根据能量代谢守恒原理设计了一种无创血糖检测仪,该检测仪无创血糖检测数值与美国 Abbott Diabetes Care 公司生产的 Freestyle Freedom 血糖仪检测数值拟合优度达 0.839,具有良好的可靠性。实验过程中发现血氧饱和度检测精度还有待提高,而辐射温度差与代谢率和血糖浓度之间表现出了明显的函数关系,今后研究工作可从这些方面完善系统和算法。

#### 参考文献:

- [1] 周茗思,陈真诚,朱健铭. 便携式无创血糖检测仪的研制[J]. 传感技术学报,2011,24(7):946-949.
- [2] Guo Dongmin, Zhang David, Zhang Lei, et al. Non-invasive blood glucose monitoring for diabetics by means of breath signal analysis[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2012, 173: 106-113.
- [3] Hisako H, Mihara M, Lida T, et al. Blood glucose measurement for flap monitoring to salvage flaps from venous thrombosis[J]. Journal of Plastic, Reconstructive and Aesthetic Surgery, 2012, 65(5): 616-619.
- [4] Miguel P, Hermann L T, Werner M. Infrared spectroscopic analysis of human interstitial fluid in vitro and in vivo using FT-IR spectroscopy and pulsed quantum cascade lasers (QCL): establishing a new approach to non-invasive glucose measurement[J]. Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Bio-molecular Spectroscopy, 2012, 85(1): 61-65.
- [5] Enric M M. Non-invasive estimate of blood glucose and blood pressure from a photoplethysmograph by means of machine learning techniques[J]. Artificial Intelligence in Medicine, 2011, 53(2): 127-138.
- [6] Suvedga M, Gurugnanam B, Suganya M. Multivariate statistical analysis of geochemical data of groundwater in Veeranam catchment area, Tamil Nadu[J]. Journal of Geological Society of India, 2009, 74: 573-578.
- [7] 张红兵,贾来喜,李潞. SPSS 宝典[M]. 北京: 电子工业出版社, 2007: 186-196, 238-245.
- [8] Prasanna M, Chidambaram S, Srinivasamoorthy K. Statistical analysis of the hydrogeochemical evolution of groundwater in hard and sedimentary aquifers system of Gadilam river basin, South India[J]. Journal of King Saud University, 2010, 22: 133-145.
- [9] 汪冬华. 多元统计分析与 SPSS 应用[M]. 上海: 华东理工大学出版社, 2010: 31-54, 80-85.
- [10] 管宇. 实用多元统计分析[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2011: 105-113.

编辑: 翁史振