

舌体水份含量测量仪的研制

贾贵玺¹, 裴小娜¹, 康英鹏¹, 诸 凯²

(1. 天津大学电气与自动化工程学院, 天津 300072; 2. 天津商学院, 天津 300134)

[摘要] 在中医理论里, 舌体的水份含量是舌诊的重要参考依据。现有的测量方法在可重复性和测量精度上都不够理想。为此, 提出了一种基于质传递速率方法的新型舌体水份含量测量仪, 采用数字式温湿度传感器, 详细阐明了检测原理、软硬件设计与实现方法。该测量仪有小型便携、操作简便、低功耗等优点, 并通过实验证明比现有测量方法具有更好的性能, 测量值标准偏差为 2.9%, 能快速准确地反映舌体干湿润燥程度。

[关键词] 舌体水份含量; 质传递速率; 数字式温湿度传感器

[中图分类号] TM762 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1009-1742 (2007) 04-0041-04

舌诊是中医诊断学的重要研究内容之一, 通过观察舌象了解机体的生理功能和病理变化, 并作为辨证论治的依据之一^[1]。舌体的湿(水份含量)是舌象的重要参数, “看舌八法”中的第五法即为判别舌体的干湿润燥程度^[2, 3]。同时舌津液也是影响舌面温度的主要因素之一, 是计算舌体三维温度场的客观依据^[4]。但是舌诊具有其模糊性, 从古至今, 传统的中医临床舌诊手段始终停留在单凭医生个人的视觉经验来判断, 因而受到人的主观因素的限制和外界客观条件(气候、光线、背景色)的影响, 难以有完全一致的、精确的、定量的标准, 这就促使中医利用现代科技, 使诊断从直观感觉向客观记录发展, 从定性分析向定量分析发展, 使原有的长处和传统特色更能得到充分的发挥。

目前国内外已经试制出的测量舌体水份含量仪器所采用的方法主要有 3 种: 一是使用精密试纸^[5], 用秒表记录试纸完全浸润所需时间, 该方法虽然简单易行, 但是精度太低; 二是使用激光^[6]或者红外^[7], 比较入射波与反射波的差别, 虽然可以实现无接触测量, 但是由于舌面的复杂性致使反射波的衰减受到包括湿度在内众多因素的影响, 测量结果偏差较大; 三是使用陶瓷镀金电极板^[8], 利用

不平衡电桥原理测量与舌体接触后的阻值大小。第三种方法在舌体较干状态下具有较好的精度和响应时间, 天津中医学院中医工程研究所研制的舌津液测定仪就是利用的此原理。但是该方法在舌体高湿状态下精度变差, 同时镀金电极板的造价高, 可重复性差, 为防止极化附加的 DC/AC 装置使得仪器体积较大。为此, 基于质传递速率原理设计了一种新型舌体水份含量测量仪。

1 测量原理及湿度传感器的选取

实验证明, 如果直接使用湿度传感器去测量舌体湿度, 在极短的时间内湿度传感器就会因过量程而无法显示。

为了解决这个问题, 紧贴湿度传感器表面覆加了一层过滤膜, 以延缓质量传递的速率。同时, 介质膜的引入极大地增强了测量仪的卫生度。在每次测量后只需更换新膜就可以达到消毒, 防止传染的效果。选用的复合膜结构如图 1 所示。

水分子通过复合膜的传质阻力分布可转化为类似电路的混联(串联(并联)阻力模型^[9]):

$$R = R_1 + 1/(1/R_2 + 1/(R_{31} + R_{32})) + R_4 \quad (1)$$

其中

[收稿日期] 2005-10-25; 修回日期 2006-05-06

[基金项目] 国家自然科学基金资助项目(50476067)

[作者简介] 贾贵玺(1954-), 男, 天津市人, 天津大学自动化学院副教授, 硕士生导师

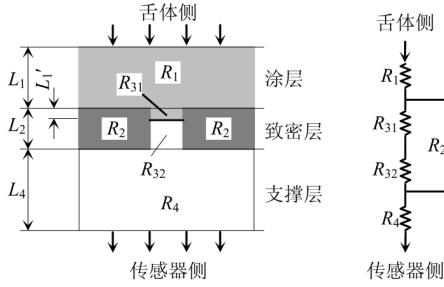


图1 水分子通过复合膜渗透的阻力模型

Fig.1 resistance model

$$R_1 = L_1 / P_1(p) A \quad (2)$$

$$R_2 = L_2 / P_2(p) A (1 - \epsilon') \quad (3)$$

$$R_{31} = L'_1 / P_1(p) A \epsilon' \quad (4)$$

式中 L_1 和 L_2 分别为涂层厚度和致密层厚度, L'_1 为涂层进入非对称底膜致密层缺陷孔部分的深度, ϵ' 为致密皮层表面缺陷孔孔隙率, A 是一个由渗透膜材质决定的常数。当水分子通过膜渗透时, 由于水分子间及水分子和聚合物链段之间相互作用可能有成簇迁移、溶胀等现象发生, 使水分子在膜中的溶解不符合 Henry 定律, 因此这里认为水分子在膜涂层和致密表皮层中的渗透系数 $P_1(p)$ 和 $P_2(p)$ 是舌体侧压力的正比例函数。

基于对水分子在毛细管内的流动分析, Carman 等提出水分子通过多孔介质的流动主要是努森流动和粘性流动的共同作用^[9]。水分子通过膜多孔部分渗透速率为

$$J_m = (am + bm^2) T \epsilon / 76 T_0 L \quad (5)$$

其中 $T_0 = 273 \text{ K}$, 参数 a 和 b 为

$$a = 4 \delta (8 RT / \pi M)^{1/2} / 3 k_1 q^2 \quad (6)$$

$$b = \Delta p / q^2 k \eta \quad (7)$$

式中 m 为平均孔径, T 为操作温度, ϵ 为孔隙率, L 为膜厚度, q 为弯曲率因子, R 为气体渗透阻力, M 为分子量, η 为粘度, Δp 为膜孔两侧压力差, δ / k_1 和 k 为膜孔形状参数。Carman 认为对有多孔膜: $\delta / k_1 = 0.8$, $k = 2.5$ 。

因此, 水分子通过非对称膜致密皮层有孔和多孔支撑层部分传质阻力可以分别表达为

$$R_{32} = 76 T_0 (L_2 - L'_1) / (am' + bm'^2) A T \epsilon' \quad (8)$$

$$R_4 = 76 T_0 L_4 / (am + bm^2) A T \epsilon \quad (9)$$

L_4 和 ϵ 分别为支撑层厚度和孔隙率, m 和 m' 分别为支撑层和皮层缺陷孔平均孔径。

水分子渗透速率 J 是渗透量 Q 与膜两侧压差

Δp 的比值, 与总阻力成反比, 即

$$J = Q / A \Delta p = 1 / R A \quad (10)$$

并用总阻力 R 来表示渗透速率 J 。

由相对湿度的定义可知, 水分子的压力可以用相对湿度与对应温度下饱和水蒸气压力的乘积表示, 即可用相对湿度与对应温度下饱和水蒸气压力的乘积表示渗透速率:

$$R_1 = L_1 / p_1 (p_{TN} H_T) A \quad (11)$$

$$R_2 = L_2 / p_2 (p_{TN} H_T) A (1 - \epsilon') \quad (12)$$

$$R_{31} = L'_1 / p_1 (p_{TN} H_T) A \epsilon' \quad (13)$$

$$b = (p_{TN} H_T - p_{SN} H_S) / q^2 k \eta \quad (14)$$

式中 p_{TN} 为舌面温度下饱和水蒸气压, H_T 为舌面相对湿度, p_{SN} 为传感器侧温度下饱和水蒸气压, H_S 为传感器侧湿度。

通过分析可知, 水分子渗透速率随着水分子压力差的变化而变化。随着渗透过程的进行, 压力差会逐渐减小, 但由于舌体侧水分子压力远大于传感器侧水分子压力, 所以可以近似看成水份渗透速率正比于舌体水分子压力, 即正比于舌体水分子含量, 后面用舌体湿度来表示舌体水分子含量。

在相同的环境湿度、温度和舌面温度下, 渗透速率正比于舌体湿度, 而传感器检测到的湿度变化率与对应温度下饱和水蒸气压力的乘积, 即传感器侧水分子压力变化率则正比例于渗透速率。如果传感器侧水分子压力变化率越大, 则表明渗透速率越大, 舌体湿度也就越大。相反, 如果传感器侧水分子压力变化率越小, 则表明渗透速率越小, 舌体湿度也就越小。因此, 采用计算传感器侧水分子压力变化率的方法来检测舌体的干湿润燥程度。

湿度传感器是决定测量仪精度的关键器件, 其选取的原则主要有测量范围、工作环境、线性度、互换性、灵敏度、响应速度、稳定性及体积大小等。加之测量舌体的特殊性, 传感器的高湿精度和卫生度尤为重要。考虑以上因素和仪器的测量要求, 设计采用基于 CMOSens 技术的数字式温湿度传感器 SHT11, 工作温度 $-40 \sim 120 \text{ }^\circ\text{C}$, 分辨率 $0.03\% \text{ RH}$, 最高精度为 $\pm 2\% \text{ RH}$ 。芯片集成了 14 位 A/D 转换器以及带有工业标准的 I2C 总线数字输出接口, 提供全标定的数字输出, 可完全互换, 对人体无任何毒害, 微小的体积 ($7.62 \text{ mm} \times 5.08 \text{ mm} \times 2.5 \text{ mm}$), 很适合放在舌体表面, 同时测出的温度值对湿度进行补偿。为提高在高湿环境下的测量精度, 芯片上集成了一个可通断的加热组件。测量

湿度、温度时 A/D 位数分别为 12 b, 14 b。用降低分辨率的方法可提高测量速率, 减小芯片的功耗。

2 硬件实现

测量仪的硬件实现主要由传感器、MSP430F 单片机、键盘显示, 电池电源等部分组成。单片机的硬件资源丰富, 电路的加装器件少, 功耗低且功能强。图 2 是系统结构框图。

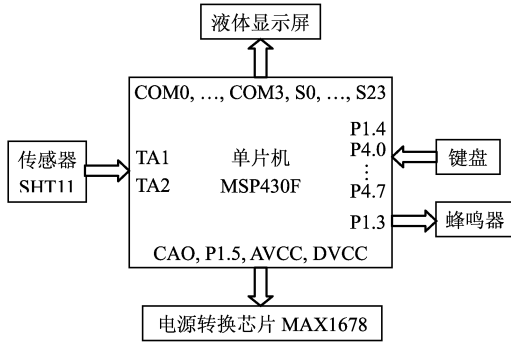


图 2 系统结构框图

Fig.2 Diagram of the system structure

由于 SHT11 拥有的两线制串行接口与内部电压调整的特点, 让外围电路的设计变得极其简单。直接将 DATA 端和 SCK 端分别与定时/捕获口 TA1、TA2 相连。

单片机系统是检测仪的核心。设计中采用 MSP430F413 型单片机, 其主要功能分配为: 比较/捕获模块 1、2 用于温湿度测量; 比较器 A 作电池欠压检测; 8 kB 的主 FLASH 用来存放程序, 校正和补偿表格以及采集的数据; 复用 P2~P5 口驱动 LCD 液晶显示。

P6 口和 P1.4 用作 8X1 快速键盘。有键按下时, 由 P1 口中断及定时器溢出中断服务程序完成去抖动延时、按键互锁、键值读取等功能。片内 LCD 驱动器可工作于静态及 2 至 4 多选背极 4 种模式, S0, ..., S23 为段输出, COM0, ..., COM3 为公共输出, 接 LCD 背极。

通过键盘可进行校时、设置参数、启动采集、存储数据等操作。LCD 显示屏可显示工作状态、时间、温湿度测量结果和电池欠电报警等信息。仪器电源使用两节 1.5 V 镍镉电池, 为保证供电正常及节约能源, 设计了以 DC/DC 电源转换芯片 MAX1678 为主的电源控制, 可以完成电源通断、电池电压检测、自动关机等功能。

3 软件实现

系统的整体软件设计包括工作界面、测量主程序、数字式温湿度传感器、串行通信、按键控制和 LCD 显示以及时钟等。程序流程图如图 3 所示。

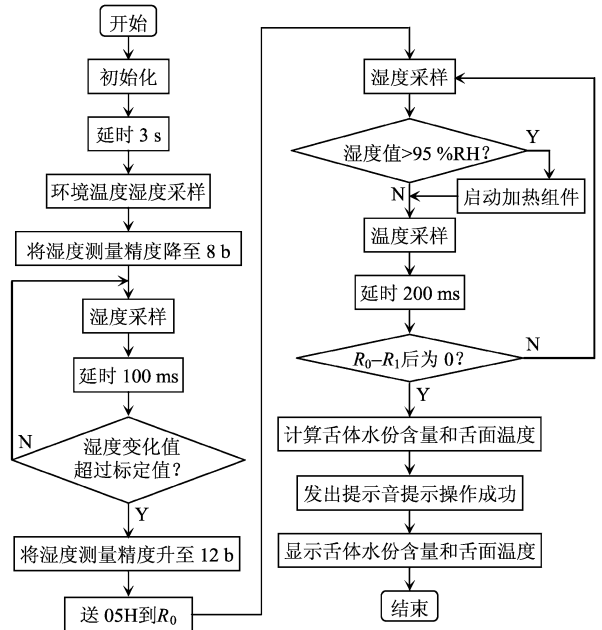


图 3 程序流程图

Fig.3 Flow chart

单片机系统通电后, 进入初始化程序, 接着以通电后默认的湿度和温度测量精度 (分别为 12 b 和 14 b) 检测环境湿度和温度, 转入测量主程序。

为提高测量速度, 先将湿度测量精度降低至 8 b, 然后每隔 100 ms 对湿度采样一次。从第二次采样开始, 在每次采样结束后, 计算湿度变化值。如果湿度变化值小于标定值就表明感湿膜尚未接触到舌体表面, 继续以 8 b 测量精度进行湿度采样。反之则表明感湿膜已经接触到舌体表面, 此时将湿度测量精度和温度测量精度分别升回至 12 b 和 14 b, 连续采样 5 次, 每次测量的总间隔为 500 ms, 包括测量时间和延时时间。其间如果采样相对湿度值大于 95%RH, 则启动加热组件以提高测量精度。

采样结束后, 程序进入计算模块, 根据采样温度值查表找出相应的饱和水蒸气压力, 并计算出传感器侧水分子压力变化率的平均值, 根据结果得出舌体湿度。计算完成后将结果显示在 LCD 屏上。

4 实验结果

舌体湿度的标定一直以来没有一个规定的标准, 都是根据各自仪器的特点进行标定的。为便于

进行数据传输和显示，仿照舌津液测定仪的方法对舌体水份含量测量仪进行了标定。传感器侧水分子压力变化率为 0 Pa/s 时，舌体湿度为 0；传感器侧水分子压力变化率为 2 000 Pa/s 时，舌体湿度为 100，间隔为 1。下面的试验结果都用这个标定方法来表示。

对该仪器的可行性和可重复性进行了试验。试验空间为一 3 m² 封闭空间，环境湿度使用空气加湿器调节，环境温度使用电加热器调节。受检体均为男性，年龄在 24~27 岁之间。

1) 可行性试验。为检验该方法的可行性，对 3 例发烧病人和 3 例健康人体进行了测量，环境湿度 30%RH，温度 17.2℃。结果如图 4 所示，从中能明显地区分出舌体干湿润燥程度。同样情况下使用天津中医工程研究所研制的舌津液测定仪进行了测量对比，结果如表 1 所示。从表 1 可以看出，两台仪器在舌体湿度较低的情况下，均可较明显地区分出不同的干湿程度，但在舌体湿度较高时，中医学院的舌体测量仪就不如该仪器的区分度高。

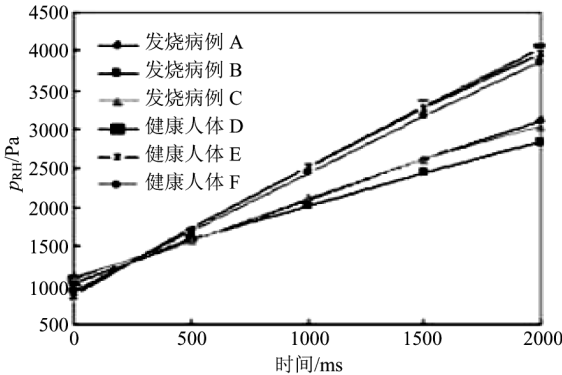


图 4 发烧病人与健康人体测量结果对比
Fig.4 Comparison between fever case and healthy case

表 1 可行性试验结果

Table 1 Result of feasibility test

	A	B	C	D	E	F
自制	51	44	50	79	78	74
中医	27	21	26	65	66	64

2) 可重复性试验。为检验可重复性，对 1 例健康人体在环境湿度为 30%RH，温度为 15℃ 的情况下连续测量 5 次，间隔 5 min，结果见表 2，该仪器比中医工程研究所的舌津液测量仪有更好的稳定

性和可重复性。

表 2 可重复性试验结果

Table 2 Result of repeatability test

	1	2	3	4	5	相对标准偏差/%
舌水份测量仪	81	79	80	76	76	2.9
舌津液测定仪	73	64	67	62	58	8.7

5 结语

基于质传递速率理论设计了一种湿度仪测量舌体表面舌津液的含量，采用高性能的单片机和数字式传感器可减小系统体积，达到微型便携、操作简便的目的。经过实验，证明该测量仪具有很高的抗干扰能力、长期可重复性和精确度高，具有很高的临床实用价值，稍加改造还可以用来测量生物体其他高湿部位的水份含量。

参考文献

[1] 曹炳章. 辨舌指南[M]. 福州: 福建科技出版社, 2005

[2] Wang Shuying, Li Naimin, Lin Xiaodong. Evaluation on examination methods of 28 means of tongue diagnosis objectivization [A]. In: The 2nd World Integrative Medicine Congress Abstracts [C]. Beijing, 2002.266

[3] 刘庆, 岳小强, 凌昌全. 舌诊现代化研究的回顾与展望[J]. 中西医结合学报, 2003, 1(1): 66~70

[4] Zhu Kai, Wei Fan, Ma Yitai, et al. Application of thermal science to tongue inspection in traditional chinese medicine [J]. Transactions of Tianjin University, 2004, 10(1): 5~8

[5] 袁肇凯. 温病微观舌诊的临床研究[J]. 中国医药学报, 1993, 8(5): 11~14

[6] Shen Lansun, Wei Baoguo, Cai Yiheng, et al. Image analysis for tongue characterization [J]. Chinese Journal of Electronics, 2003, 12(3): 317~323

[7] Weng W L. The development of modern tongue diagnosis [A]. In: The Illustrations of Clinical Tongue Diagnosis and Disease Treatments [C]. Beijing, 1997

[8] 张伯礼, 王新, 姚远. 中医舌诊检测仪器研制及应用[J]. 天津中医, 1992, 9(8): 30~31

[9] 于丁一, 宋澄涨, 李航宇, 膜分离工程及典型设计实例[M]. 北京: 化学工业出版社, 2005