

基于电容式生物传感器的尿检仪设计

惠延波 李永超 王 莉 牛群峰 吴 英

(河南工业大学电气工程学院 郑州 450001)

摘要: 尿检仪是非常重要的医学诊断设备,然而传统的尿检仪从原理设计上具有很大的局限性。针对常规尿检仪具有体积大、成本高等缺点,研究了基于电容式传感器的尿检原理,设计了一种便携式无线尿检仪。系统以电容式生物传感器 TouchSensor 为检测元件并通过 ACAM 公司的 Pcap01 检测其各单元电容变化,采用意法半导体公司的 32 位低功耗微控制器 STM32L152,通过 Dialog 公司的低功耗蓝牙芯片 DA14580 进行无线通信。为了获得精准的电容值,提出了一种基于拉依达准则的数据处理算法。实验结果表明该尿检仪具有精度高、灵活性强等特点。

关键词: 尿检;便携;电容;蓝牙;低功耗;生物传感器

中图分类号: R318.04 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.6110

Design of urine test instrument based on capacitive biosensor

Hui Yanbo Li Yongchao Wang Li Niu Qunfeng Wu Ying

(College of electrical engineering, Henan University of Technology, Zhengzhou 450001, China)

Abstract: Urine test instrument is an important medical diagnostic equipment, however the traditional instrument urine has been designed with great limitations. In order to avoid the disadvantage of large volume and high cost, this paper designed a portable wireless urine test instrument based on the principle of the capacitive sensor. This system take capacitive sensor TouchSensor as the detecting element and using Pcap01 ACAM to detect the capacitance change of every unit. The controller of this system was STM32L152, an 32-bit microcontroller of STMicroelectronics, with low power consumption. Low power Bluetooth chip Da14580 of Dialog Semiconductor was used to wireless communicate. In order to obtain accurate capacitance value, proposes a data processing algorithm based on Pauta criterion. The experimental results show that the urine test instrument has the characteristics like high precision, flexibility and so on.

Keywords: urine test instrument; portable; capacitance; bluetooth; low power consumption; biosensor

1 引言

尿检作为最有效的医学检验手段之一,为人类的健康做出巨大贡献。常见的尿检方法有干化学分析法、沉渣显微镜法、分析仪检测法等^[1],原理大多是化学显色反应及机器视觉,一般具有价格昂贵、耗时长、体积大等缺点^[2],只有大中型医院才会拥有尿检仪。

随着生活水平的提高及老龄化的加剧,人们越来越重视健康。尿检仪作为确定身体健康重要的仪器,亟待在小医院、诊所及家庭中普及^[3]。基于电容传感器的尿检仪是一种手持小型仪器,具有体积小、成本低、检验速度快等特点。

2 原理

尿液检查包括尿常规分析、尿液中有形成分检测,如尿

红细胞、白细胞、蛋白成分等定量测定。检测上述成分的传统方法操作步骤繁琐,引入误差环节较多^[4]。基于电容传感器的尿检仪将电容屏技术和 DNA 探针技术结合。将 DNA 探针固化到触摸屏的表面,可以改进触摸屏的特性^[5]。生物分子和 DNA 探针发生特异性结合会改变电容值,检测电容的变化即可确定目标分子的量。DNA 探针可以检测肿瘤细胞、蛋白质、离子、生物小分子等^[6]。尿检仪原理如图 1 所示。仪器由传感器、控制器电路和显示等构成,由纽扣电池供电。

触摸面板采用投射电容式技术^[7],根据检测样本数量设定检测区域,每个检测区域对应一个电容 C_i ,设置一个参考电容 C_0 。检测过程中,检测区域电容变化量为 ΔC_i ,参考电容的变化量为 ΔC_0 ,则由 DNA 探针与特定的目标分子特异性结合引起的电容变化量为 $\Delta C_i - \Delta C_0$,电容变化量由电容测量电路。

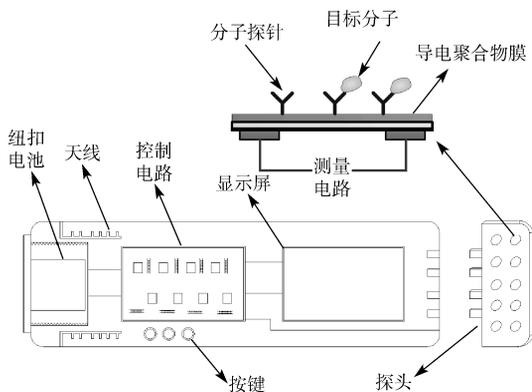


图 1 系统原理图

3 方案设计

3.1 网络模型

基于电容传感器的尿检仪的设计是基于一个特定的网络模型,该网络模型如图 2 所示。首先,尿检仪采集尿样数据。尿检仪自带低功耗蓝牙 4.0 模块,采集数据以后将数据发送到手机或者电脑,医生或者被检测者通过手机或电脑软件可以直接查看检测的结果及相应的分析结果^[8],该功能可以满足小型医院、诊所诊断及家庭保健的需要^[9]。在大型医院中,可以将检测结果上传到服务器,并结合其他检测结果形成病人的病历,医生可以根据病历对患者病情进行诊断。

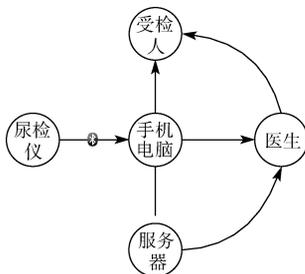


图 2 尿检仪网络模型

3.2 系统整体设计

基于电容传感器的尿检仪主要分为主控制器、蓝牙模块、显示模块、电容测量模块、电源模块、按键 6 个部分,系统整体框图如图 3 所示。

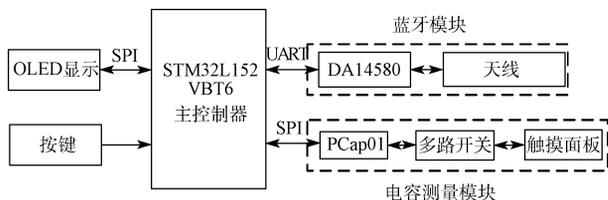


图 3 系统整体框图

超低功耗 32 位微控制器,低功耗模式下工作电流可低至 $9 \mu\text{A}$,适合便携式医疗仪器的开发。控制器自带 128 kB Flash 存储器和 4 kB 的 EEPROM,不用外部存储设备即可满足尿检仪的存储要求。该控制器外部接口丰富,拥有三路 USART 和两路 SPI。控制器通过 SPI 接口与显示模块和电容测量模块通信,通过 USART 的异步串行通信模式和蓝牙模块通信。

电容测量模块核心是德国 ACAM 公司的高精度电容测量芯片 Pcap01。电容式生物传感器的量级是 Pf,变化量是 fF,Pcap01 的测量精度高达 6aF,该精度可以满足传感器变化量测量的需求。Pcap01 的测量频率为 500 kHz,可以在短时间内完成所有传感器单元的检测,可以很大程度上提高诊断效率。

蓝牙模块采用最新的蓝牙低功耗技术(BLE),BLE 技术具有传输距离远,功耗低等特点。DA14580 是 Dialog 公司低功耗蓝牙芯片,内部集成 32 位 ARM Cortex-M0 内核和巴伦匹配电路,运算速度快,外部电路简单。DA14580 功耗非常低,收发电流低至 3.8 mA,非常适合手持式医疗设备开发。

4 硬件电路设计

硬件电路主要包括电容测量模块和低功耗蓝牙模块。

电容测量模块包括 Pcap01 最小系统,温度补偿电路和多路开关 3 部分。Pcap01 具有温度补偿功能,外部电路需接 PT1000 温度传感器。采用 CD4051 多路开关,分别控制电容生物传感器单元的接入。主控制器通过 SPI 通信接口可以完成对 Pcap01 的初始化和读取测量结果。

蓝牙模块主要包括 DA14580 最小系统和天线两部分。蓝牙模块有两个时钟,32 kHz 和 16 MHz。当系统工作在低功耗模式时使用 32 kHz 时钟,当工作在正常收发模式下使用 16 MHz 高速时钟。系统核心电路原理如图 4 所示。

5 软件设计

软件设计包括两部分,主控制器程序设计和蓝牙模块程序设计。主控制器程序主要完成电容测量、状态显示及测量结果传送,蓝牙模块程序主要完成测量结果接收及无线传输。

5.1 主控制器软件设计

主控制器的软件设计主要包括主程序,按键中断和数据处理子程序。主程序完成外设参数配置以及 OLED、Pcap0 初始化及蓝牙连接,开启按键中断,初始化以后控制器进入低功耗模式。

Pcap01 初始化主要包括测量方式选择、测量端口选择,温度补偿设定等。Pcap01 测量方式选择差分悬空方式,设置补偿电路寄生电容。蓝牙模块与外部蓝牙设备连接以后,显示屏显示为已连接状态。各模块初始化以后判断传感器是否已经安装就位,如果传感器未安装就位,提示

主控制器采用意法半导体公司的 STM32L152VBT6

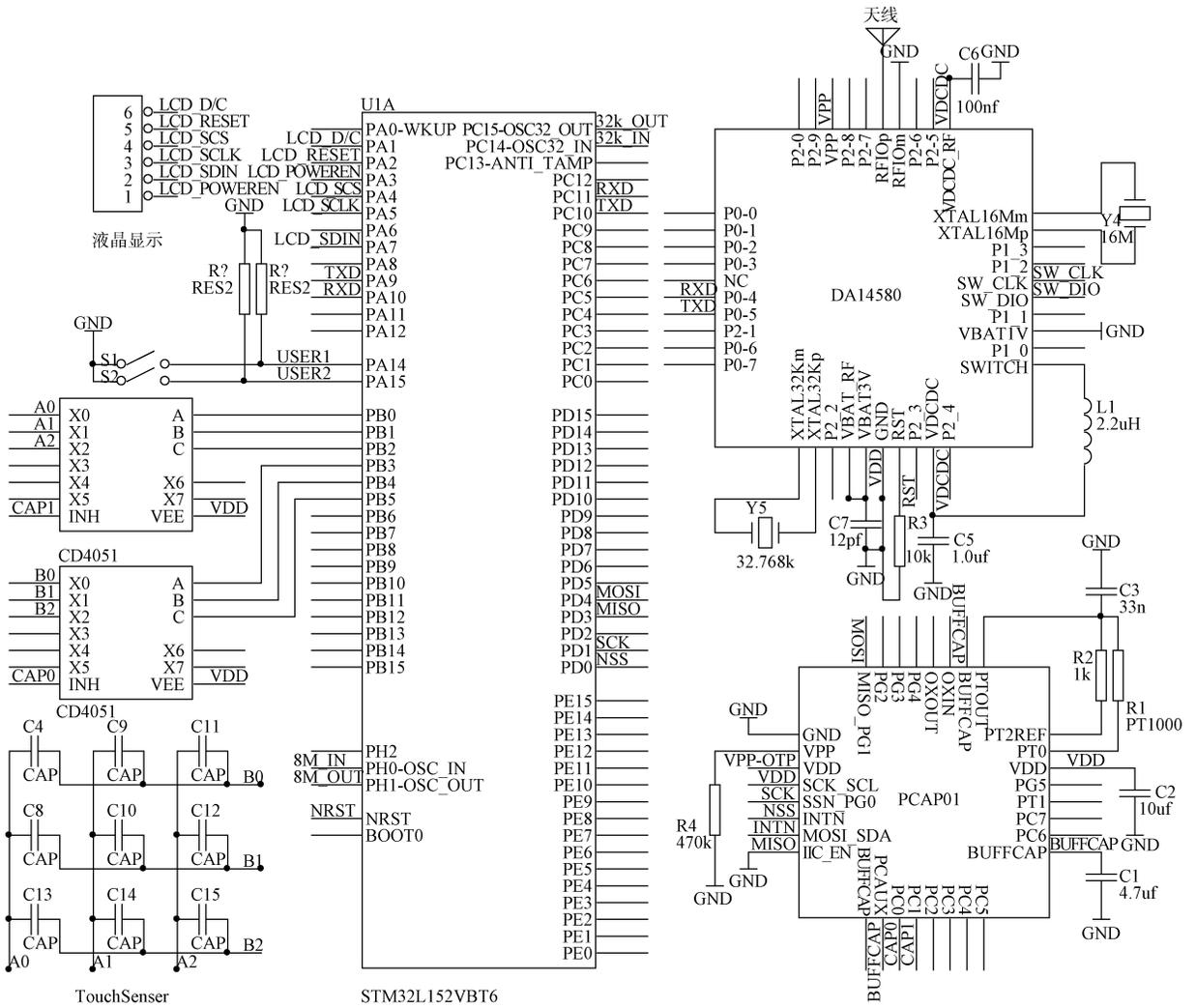


图4 核心电路原理图

用户安装传感器；如果已安装就位，进行首次测量，记录传感器各单元的电容值，并提醒用户设备就绪，然后等待测量按键中断。

进入按键中断以后，首先判断是否用户操作。如果非用户操作，立即退出；如果是用户操作，将屏蔽按键中断，开始测量及分析。数据分析完成以后，重新开启按键中断并退出中断。测量结果显示并提示用户可将数据发送给蓝牙设备。用户按下按键可将数据发送给外部蓝牙设备。

电容测量过程会出现误差，数据通信过程中也可能会受到干扰^[10]，从而导致测量结果的误差。为了消除粗大误差带来的影响，设计中采用基于拉依达准则的数据处理算法剔除误差较大的数据。由于电容测量在短时间内连续进行，可采用拉依达准则进行数据处理。

算法实现：对每一个电容单元测量15次，针对15次测量结果进行处理，如果存在粗大误差就将其滤出。随机对选取一个电容单元测量结果，数据如表1所示。

表1 电容数据

序号	电容/pf	序号	电容/pf	序号	电容/pf
$C_{i,0}$	0.1351	$C_{i,5}$	0.1385	$C_{i,10}$	0.1389
$C_{i,1}$	0.1383	$C_{i,6}$	0.1389	$C_{i,11}$	0.1387
$C_{i,2}$	0.1382	$C_{i,7}$	0.1386	$C_{i,12}$	0.1295
$C_{i,3}$	0.1383	$C_{i,8}$	0.1383	$C_{i,13}$	0.1388
$C_{i,4}$	0.1381	$C_{i,9}$	0.1387	$C_{i,14}$	0.1386

根据贝塞尔公式求出标准差：

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (C_{i,j} - \bar{C})^2}{n-1}} \quad (0 \leq j < 15)$$

如果 $|C_{i,j}| > 3\sigma$ ，就认为 $C_{i,j}$ 为异常值，将其剔除。该组数据的标准差 σ 为 0.00244716， 3σ 为 0.00734147 根据该准则判断数据中是否存在异常值。 $C_{i,12}$ 对应的偏差 0.0082，大于 3σ ，故将其剔除。针对剩余的数据再进行计算，标准差 σ 为 0.000952614， 3σ 为 0.002857841， $C_{i,0}$ 对应的偏差为

0.00318571, 大于 3σ , 故将其剔除。重复以上算法计算, 剩余数值的偏差均小于 3σ , 最终结果为 0.1377。

5.2 蓝牙模块软件设计

在尿检仪中, 蓝牙模块工作在从模式下, 不能够主动发起与主设备的连接, 只能间歇性的广播并等待和响应主设备的连接请求。作为低功耗蓝牙设备, DA14580 广播只使用 3 个通道, 相对于全通道广播的传统蓝牙设备具有耕地的功耗。蓝牙程序首先要完成初始化, 初始化包括蓝牙名称、MAC 地址、广播间歇时间等参数设置, 并添加一个任务, 将 UART 通信作为蓝牙通信数据交互的物理通道。初始化以后进行间歇性地广播, 每次广播以后便进入睡眠模式。收到主设备的连接请求以后建立连接, 建立连接之后进入睡眠模式, 只有收到外部蓝牙设备发送的数据和主控制器通过 UART 端口发送数据才会被唤醒。

6 实验结果

实验采用的传感器共有 6 个电容单元, 其中 1 个为参考单元, 另外 8 个单元分别用来检测 8 种尿液成分含量。在尿检仪上位机界面主要有两部分组成, 一部分是患者及医生信息, 另一部分为尿检结果。患者及主治医师信息通过刷卡更新, 尿检结果通过蓝牙数据更新。实验结果如图 5 所示。

患者姓名	年龄	性别	时间	主治医师
张三	30	男	2015.6	李四

项目	参考值	结果	参考值	结果
红细胞	0-13.6/L	9.5	白蛋白	35-50g/L
白细胞	0-13.2/L	29	球蛋白	17-33g/L
钾	3.5-5.5mmol/L	4.5	葡萄糖	3.89-6.11mmol/L
			谷丙转氨酶	0-42U/L

图 5 尿检结果

7 结 论

本文设计一种基于电容生物传感器的便携式尿检仪。

硬件上采用了低功耗控制器及蓝牙芯片, 保证了系统作为便携设备的低功耗需求。软件加入数据处理算法, 保证了测量结果的准确。该尿检仪不仅可以满足大型医院快速检测及无纸化办公的需求, 还可以凭借低成本的特点在小型医院及家庭普及, 人们可以方便快捷地了解自身健康。

参考文献

- [1] 王秀丽. 尿液标本采集及保存的标准化[J]. 当代医学, 2011, 17(7): 98-101.
- [2] 张红梅. 正确收集尿液标本对检验结果的影响[J]. 中外医学研究, 2011, 99(12): 52-54.
- [3] 马腾, 廖海洋, 黄宗伟. 基于 CCD 的微小型快速尿液分析仪的设计[J]. 仪器仪表学报, 2007, 28(4): 8-11.
- [4] 林新泉, 倪侃, 游颖敏, 等. 基于线阵 CCD 光谱测量的尿液信息采集系统研制[J]. 嵌入式技术, 2014, 40(5): 7-9, 13.
- [5] KIM H K, LEE S, YUN K S. Capacitive tactile sensor array for touch screen application[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2011, 165(1): 2-7.
- [6] WON B Y, PARK H G. A touchscreen as a biomolecule detection platform [J]. Angewandte Chemie, 2012, 124(3): 772-775.
- [7] 张坤, 张才子. 基于 Protues 的智能数字电容表的设计[J]. 电子测量技术, 2014, 37(5): 57-60.
- [8] 李本富. 基于智能手机的血糖监测系统[J]. 计算机系统应用, 2012, 21(8): 140-143, 228.
- [9] 史玉珍, 马丽. 物联网下的智能血糖监控系统的研究[J]. 计算机测量与控制, 2012, 20(2): 374-376.
- [10] 张璇, 程敏熙, 肖凤平. 利用 Origin 对数据异常值的剔除方法进行比较[J]. 实验科学与技术, 2012, 10(1): 74-76, 118.

作者简介

惠延波, 1964 年出生, 河南工业大学博士研究生导师, 主要研究方向为快速成型与制造技术、数字化设计与制造、现代测试测量技术、数控技术及装备等。

E-mail: myliyongchao@126.com